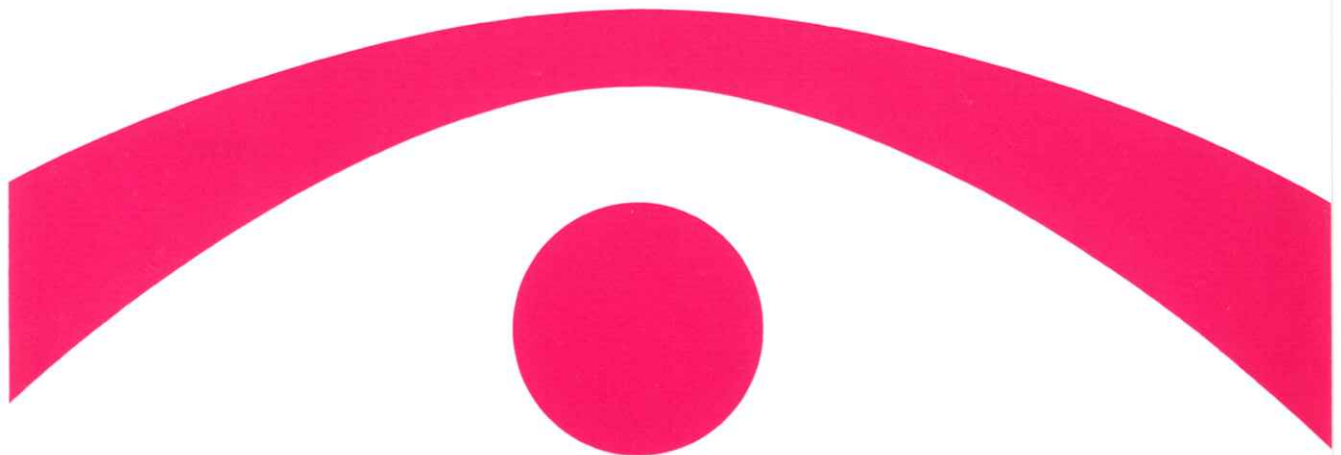


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻98号

Japanese Journal of  
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 8 No. 2 May 1991



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8巻第2号 1991年5月

## 目 次

### 会 告

平成3年度総会および第100回記念研究会のご案内 .....	会告	1
会費納入のお願い — 第101回研究会予定および演題伺い .....	会告	3
総会資料(著作権の本会帰属について) .....	会告	4
国際交流講演会 .....	会告	5

### 論 文

シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察

小島 克之, 蔡 篤儀, 田中嘉津夫, 内田 勝 .....	35
--------------------------------	----

High-Impedance Cold-Cathode Triode Driven by a Repetitive Two-Stage Marx Pulser

..... Eiichi SATO, Shinichi KUMAGAI, Shingo KIMURA, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	43
--	----

Repetitive Harder Pulsed X-Ray Generator Utilizing a Hot Cathode Diode  
in Conjunction with a Two-Stage Marx Generator

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA, Shinichi KUMAGAI, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA .....	51
---	----

First Trial for Generating Repetitive Sub-Millisecond Pulsed  
X Rays Using a Hot-Cathode Triode

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA .....	58
--	----

### 会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 新入会員 .....	67
医用画像情報学会表彰規程 — 受賞候補者選定手続き — 賛助会員名簿 .....	69

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

Vol. 8 No. 2 May 1991

**Contents**

**Original**

- Study on Coltman's Correction by Simulation  
..... Katsuyuki KOJIMA, Du-Yih TSAI, Kazuo TANAKA and Suguru UCHIDA..... 35
- High-Impedance Cold-Cathode Triode Driven by a Repetitive Two-Stage Marx Pulser  
..... Eiichi SATO, Shinichi KUMAGAI, Shingo KIMURA, Arimitsu  
SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA  
and Toru YANAGISAWA..... 43
- Repetitive Harder Pulsed X-Ray Generator Utilizing a Hot Cathode Diode  
in Conjunction with a Two-Stage Marx Generator  
..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA, Shinichi KUMAGAI,  
Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru  
YANAGISAWA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA ..... 51
- First Trial for Generating Repetitive Sub-Millisecond Pulsed  
X Rays Using a Hot-Cathode Triode  
..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI,  
Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Keiji  
HONDA and Yoshiharu YOKOTA..... 58

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 8 No. 2 )

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



# 医用画像情報学会雑誌

第8巻第2号 1991年5月

## 目 次

### 会 告

平成3年度総会および第100回記念研究会のご案内 .....	会告 1
会費納入のお願い — 第101回研究会予定および演題伺い .....	会告 3
総会資料(著作権の本会帰属について) .....	会告 4
国際交流講演会 .....	会告 5

### 論 文

シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察

小島 克之, 蔡 篤儀, 田中嘉津夫, 内田 勝 .....	35
--------------------------------	----

High-Impedance Cold-Cathode Triode Driven by a Repetitive Two-Stage Marx Pulser

..... Eiichi SATO, Shinichi KUMAGAI, Shingo KIMURA, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA and Toru YANAGISAWA .....	43
--	----

Repetitive Harder Pulsed X-Ray Generator Utilizing a Hot Cathode Diode  
in Conjunction with a Two-Stage Marx Generator

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA, Shinichi KUMAGAI, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA .....	51
---	----

First Trial for Generating Repetitive Sub-Millisecond Pulsed  
X Rays Using a Hot-Cathode Triode

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA .....	58
--	----

### 会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 新入会員 .....	67
医用画像情報学会表彰規程 — 受賞候補者選定手続き — 賛助会員名簿 .....	69

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

Vol. 8 No. 2 May 1991

**Contents**

**Original**

Study on Coltman's Correction by Simulation

..... Katsuyuki KOJIMA, Du-Yih TSAI, Kazuo TANAKA and Suguru UCHIDA..... 35

High-Impedance Cold-Cathode Triode Driven by a Repetitive Two-Stage Marx Pulser

..... Eiichi SATO, Shinichi KUMAGAI, Shingo KIMURA, Arimitsu  
SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA  
and Toru YANAGISAWA..... 43

Repetitive Harder Pulsed X-Ray Generator Utilizing a Hot Cathode Diode  
in Conjunction with a Two-Stage Marx Generator

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Shingo KIMURA, Shinichi KUMAGAI,  
Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI, Yoshiharu TAMAKAWA, Toru  
YANAGISAWA, Keiji HONDA and Yoshiharu YOKOTA ..... 51

First Trial for Generating Repetitive Sub-Millisecond Pulsed

X Rays Using a Hot-Cathode Triode

..... Eiichi SATO, Arimitsu SHIKODA, Hiroshi ISOBE, Kei TAKAHASHI,  
Yoshiharu TAMAKAWA, Toru YANAGISAWA, Hiroyasu ARIMA, Keiji  
HONDA and Yoshiharu YOKOTA..... 58

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 8 No. 2 )

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

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

平成3年度総会および第100回記念研究会のご案内

平成3年度総会および第100回記念研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

当日、第100回研究会を記念して、第1回研究会から第100回研究会までの全演題目録（実費500円程度）を頒布します。

日 時 平成3年6月8日（土） 10:00～17:00

場 所 京都工芸繊維大学工学学部 電気棟2階第10講義室（地図参照）

〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

TEL 075-791-3211

参 加 費 会員：500円、非会員：1,000円、学生：無料

第100回記念

特別講演 10:00～12:00

デカルトとパスカル

常葉学園浜松大

内田 勝 教授

総 会 13:00～13:30

議題 1) 平成2年度事業報告、会計報告

2) 平成3年度事業計画、予算案

3) 著作権について

4) 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。

会場までの交通案内

○JR京都駅、阪急烏丸駅から

市営地下鉄「北山」行（約8分間隔、所要13分、10分）「北大路」駅下車、南3番出口を出て北大路通北側からタクシーに乗り、「工芸繊維大学西門、カンポール前の入口」と言って下さい。

または、「北山」行（所要15分、12分）終点下車、東1番出口を出て東へ徒歩20分（約1.5km）、または、2番出口を出て市バス〔35〕系統「修学院・岩倉」行（9:31発、このバスは「松ヶ崎橋」までです。）に乗り、「松ヶ崎海尻町」下車。

○京阪出町柳駅から

京都バス 「八瀬大原」「岩倉実相院」「岩倉村松」行

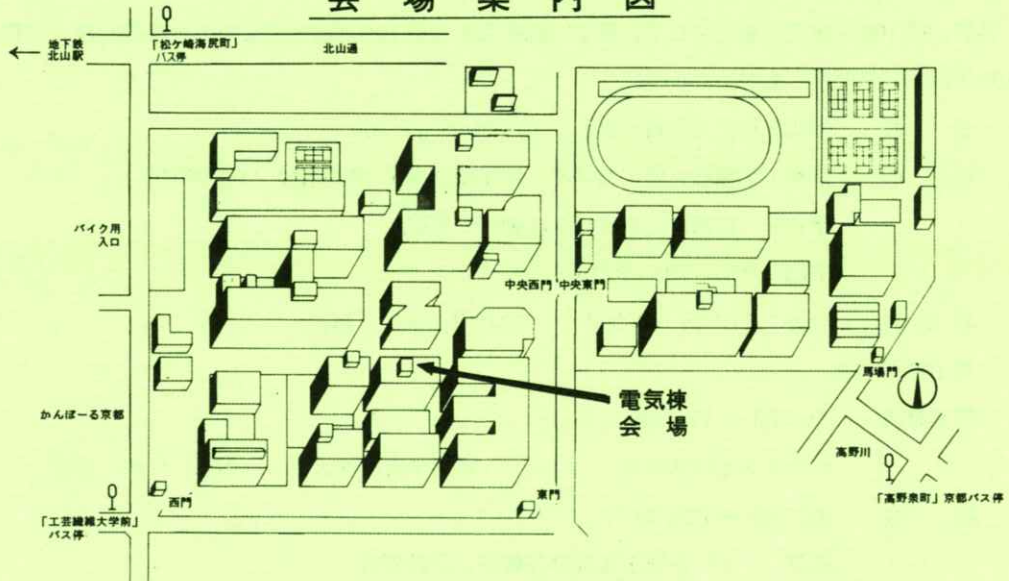


「高野泉町」下車，西へ約 200 m

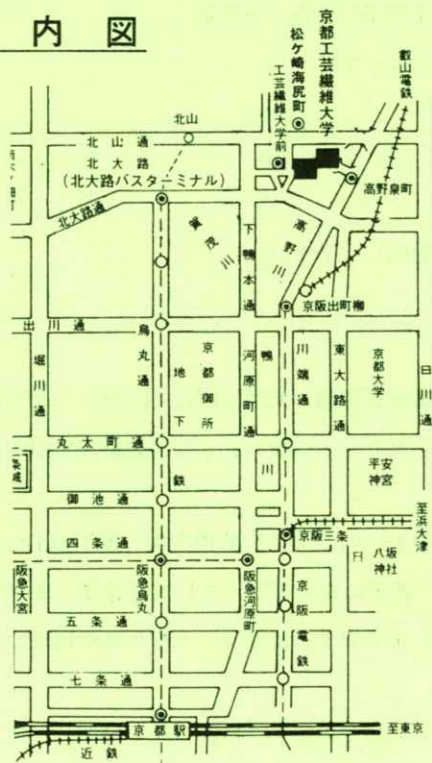
「松ヶ崎海尻町」行「工芸繊維大学前」下車

市バス [ 14 ] 系統松ヶ崎行「工芸繊維大学前」下車

## 会場案内図



## 交通案内図



◎印は主要乗降駅又はバス停

## 平成3年度会費納入のお願い

平成3年度会費納入をお願いします。送金には、会誌8巻2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2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101回研究会予定および演題伺い

第101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10月11日(金)午後～12日(土)午前

場 所 広島大学歯学部 〒734 広島市南区霞一丁目2番3号

11日午後

特別講演 広島大学工学部(東広島市西城)

Scientific Visualizationの動向(予定)

広島大学工学部 中前栄八郎教授

見 学 広島大学工学部第二類回路・システム工学講座電気機器研究室  
(中前研究室)

動画、3Dを中心としたコンピュータグラフィックスならびにCRT上でのステレオ画像などを見学する予定です。

懇 親 会 会場未定(広島市内の予定)

12日午前

研究発表 広島大学歯学部(広島市南区)

演題締切 平成3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 075-723-2853(学科共通)

(なるべく文書またはFAXをお願いします。)



## 総 会 資 料

### —— 著作権の全会帰属について ——

他人の著作物を引用（転載）する場合は、著作権者から著作物利用についての許諾をもらう必要があります。しかし、本学会の雑誌の記事・論文は多くの方々が執筆していますので、引用する人が各執筆者に許諾を得るのが大変です。

また、先般来、学協会著作権協議会から本学会に対して、日本複写権センターに複写権の委託を認める依頼が来ております。

そこで本学会では、平成2年9月と平成3年2月の理事会で慎重に検討した結果、今後、著作者より著作権の委譲を受け、著作権を管理して行くことが適当であるとの結論に達しました。これは、諸団体からの要求（転載許諾）に対応していくことで、著者の立場からも論文のサーキュレーションを良くするものであり、望ましいと考えました。また、科学情報サービスの円滑利用を図るため、外部データベースへの情報提供およびコピーサービスの普及による著作権益保護の立場からも、学会が著作権を持つことが望まれています。

以上の理由により、今後は論文情報の多目的利用を図るため、著作者より本学会が著作権の委譲を受け、著作者の利益に沿いながら、著作権の管理を行うことにしました。

上記の件について会員皆様のご承認を必要としますので、次回総会（6月8日）で審議に付すこととしましたので、ご案内申し上げます。

会長 内田 勝

### —— 審 議 内 容 ——

著作権委譲に関して論文投稿規定第6項として次の条項を加える。

#### 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。

本規定は、平成3年度総会で承認された場合、総会の当日（平成3年6月8日）以降に受け付けた原稿から適用する。

## 国際交流講演会

日 時 平成3年7月6日(土) 10:30～  
場 所 京都工芸繊維大学 電気棟1階第8講義室  
(第100回研究会と同じ建物)  
題 目 Optimization of image quality relative to radiation risk.—The influence of photon energy spectrum, filter, grid and detector.  
講演者 Prof. Dr. G. Alm Carlsson  
Department of Radiation Physics  
Linköping University (Sweden)

日時が変更になる可能性がありますので、参加される方は事前に学会事務局に問い合わせ  
て下さい。



## シミュレーションによるコルトマン補正に関する考察

小島克之\*・蔡 篤儀\*\*・田中嘉津夫\*\*\*・内田 勝\*

\*常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科 ▼431-21 浜松市都田町 1230 番地

\*\*岐阜医療技術短期大学診療放射線技術学科 ▼501-32 関市市平賀字長峰 795-1

\*\*\*岐阜大学工学部電子情報工学科 ▼501-11 岐阜市柳戸 1 番 1

(1990年9月30日, 最終 1991年3月9日, 受理)

### Study on Coltman's Correction by Simulation

Katsuyuki KOJIMA\*, Du-Yih TSAI\*\*, Kazuo TANAKA\*\*\* and Suguru UCHIDA\*

\*Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and Informatics,  
Tokoha-Gakuen Hamamatsu University, 1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi, SHIZUOKA, 431-21

\*\*Department of Radiological Technology, Gifu College of Medical Technology,  
795-1, Ichihiraga Aza Nagamine, Seki-shi, Gifu, 501-32

\*\*\*Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering,  
Gifu University, 1-1, Yanagido, Gifu-shi, Gifu, 501-11

(Received September 30, 1990; in final form March 9, 1991)

The conversion of the square-wave transfer function into the corresponding sine-wave transfer function (i.e. MTF) via the Coltman's formula was performed by computer simulation. We expanded the Coltman's formula which is used for correction up to a maximum of twenty-five (25) terms, and then compared and discussed the difference of the results obtained using various numbers of correction terms. Our results showed that the use of first four (4) terms of the Coltman's formula was sufficient for correction, judging from the standard deviations of the resultant MTF values. A unique phenomenon, however, was noticed. Namely, if the first eight (8), eighteen (18), and twenty-three (23) correction terms were used, the MTF values might be reversed when the transfer function is still present at high spatial frequencies. If we set the MTF value at zero spatial frequency to unity (different from

---

Keywords: Coltman's correction, MTF measurement, chart method, simulation, convergence



normalization), the results were the same as those corrected MTFs without reversion. However, when the correction terms up to five (5) or fourteen (14) were used, the reversion was present, even if the MTF value at zero spatial frequency was set to unity. Therefore a full consideration must be taken when using Coltman's formula, provided this phenomenon exists. Moreover, our calculated results showed that the MTF value at zero spatial frequency still could not be unity, even if the correction terms were up to 812. We concluded that the Coltman's correction expression is a function having considerably slow convergence.

## 1. ま え が き

方形波伝達関数を正弦波伝達関数すなわちMTFに変換するのにコルトマン補正<sup>1)</sup>を用いる。このコルトマン補正式のとりべき項数については、明確な基準はない。一般に項数を多くとるほど正確な補正ができると考えられている。そこで我々は項数と補正結果の関係についてシミュレーションで比較し検討した<sup>2,3)</sup>。

また、0周波数でのMTFの値を1としたときの補正結果、および関数としての収束性の問題についても検討した<sup>4)</sup>。

## 2. コルトマン補正

(1)式は方形波伝達関数 $r(f)$  ( $f$ は空間周波数)をMTF  $R(f)$ に変換するコルトマン補正式である<sup>1)</sup>。

$$R(f) = (\pi/4) [r(f) + r(3f)/3 - r(5f)/5 \cdots + B_k r(kf)/k \cdots] \quad (1)$$

ただし、

$$\begin{aligned} m=q \text{ のとき, } B_k &= (-1)^m (-1)^{(k-1)/2}, \\ m > q \text{ のとき, } B_k &= 0, \end{aligned} \quad (2)$$

である。ここで、 $k$ は奇数であり、 $m$ は $k$ を素因数分解したときの素数の数、 $q$ はそのときの素数の種類の数である。この式で補正するときの用いるべき項数については明確な基準はなく、経験的に第4項まで用いて計算することが多い。我々は(1)式を第25項まで展開し、コルトマン補正を行った。第25項まで展開した結果を(3)式に示す。

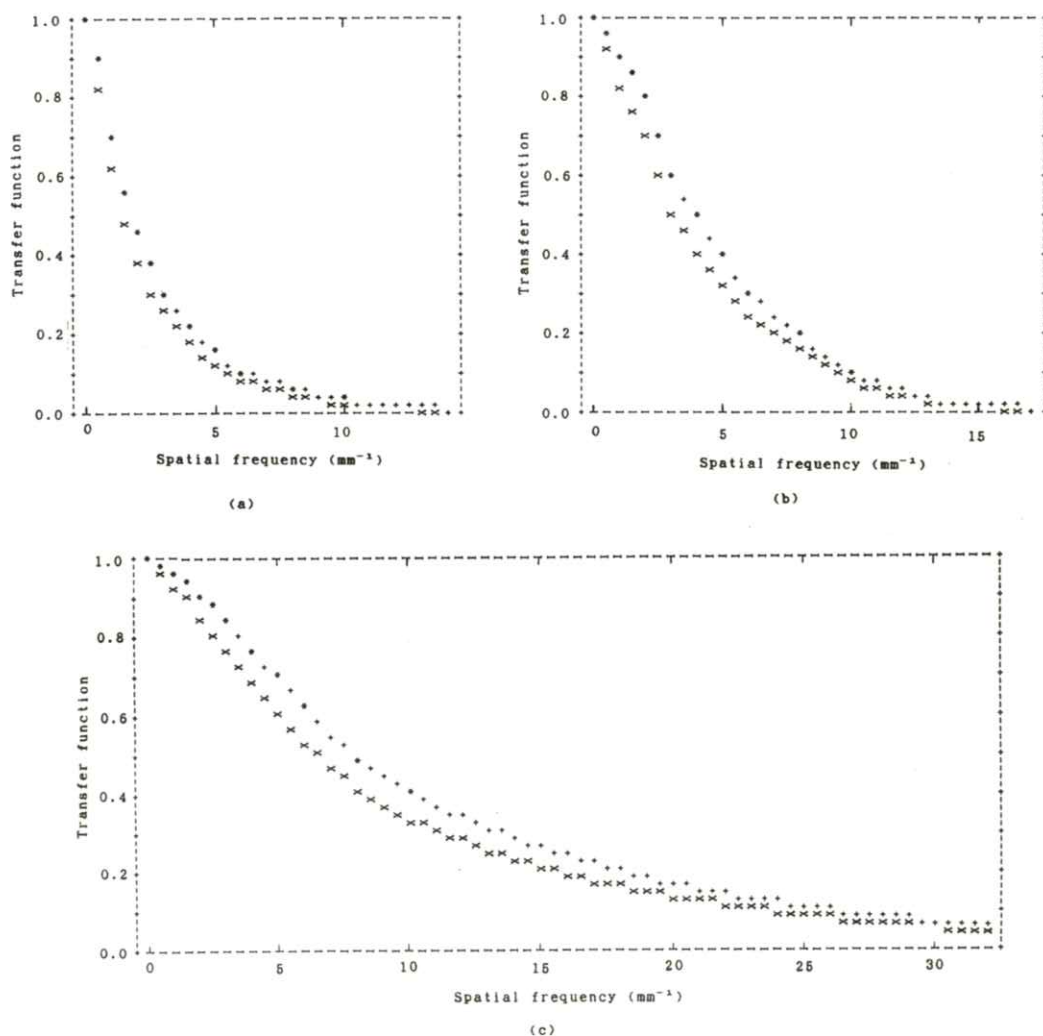
$$\begin{aligned} R(f) = (\pi/4) [ &r(f) + r(3f)/3 - r(5f)/5 \\ &+ r(7f)/7 + r(11f)/11 - r(13f)/13 \\ &- r(15f)/15 - r(17f)/17 + r(19f)/19 \\ &+ r(21f)/21 + r(23f)/23 - r(29f)/29 \\ &+ r(31f)/31 + r(33f)/33 - r(35f)/35 \\ &- r(37f)/37 - r(39f)/39 - r(41f)/41 \\ &+ r(43f)/43 + r(47f)/47 - r(51f)/51 \\ &- r(53f)/53 - r(55f)/55 + r(57f)/57 \\ &+ r(59f)/59] \quad (3) \end{aligned}$$

## 3. 補正結果

### 3.1 シミュレーションによる補正

Fig. 1 に3つの方形波伝達関数の補正した結果を示す。補正項は第4項まで用いている。方形





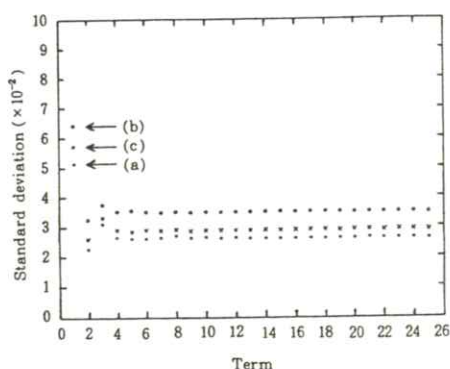
**Fig. 1** MTFs obtained from the square-wave transfer functions by employing the Coltman's formula. The number of correction terms used is four.  
 \* : Transfer function measured by the chart method  
 + : Transfer function obtained by using exponential approximation  
 x : MTF obtained by employing the Coltman's formula for correction

波伝達関数の値は従来のフィルム、増感紙等の伝達関数の測定結果に似せてシミュレーションしたものである。チャートは Emil Funk, Optik Foto (ドイツ製), Type 1 を想定した。このチャートで伝達関数を測定できる空間周波数は 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 8.0 お

よび  $10.0 \text{ mm}^{-1}$  の 12 点だけである。これらの空間周波数以外の伝達関数は指数関数で近似した。

計算に用いたコンピューターは NEC 製の PC-9801 UV11 であり、プログラム言語は Basic を用い、単精度で計算した。また数値演算プロセッサも用いた。

補正前の方波伝達関数と補正した MTF の差から計算した標準偏差を Fig. 2 に示す。この図



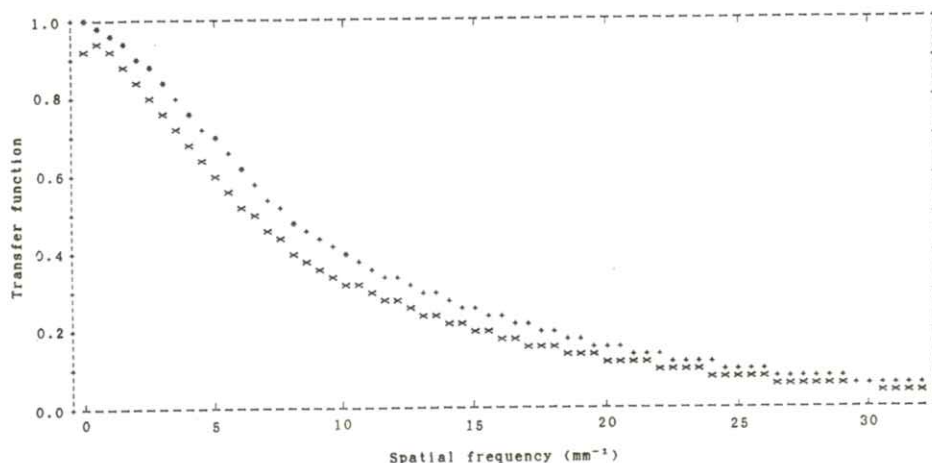
**Fig. 2** Relation between the number of correction terms used and the value of standard deviation. (a), (b), and (c) are corresponding to (a), (b), and (c) in Fig. 1, respectively.

はコルトマン補正式の採用した項数と標準偏差の関係を示している。標準偏差から判断する限り第

4 項までとれば充分であり、従来の経験的なコルトマン補正式の採用項数と一致している。

しかし第 4 項以上用いての補正結果でも、低周波部分での相違が存在する。特に Fig. 1(c) のように高周波部分まで伝達関数が延びているとき、第 8 項まで用いて補正した結果は、Fig. 3 に示すようになる。補正前の方波伝達関数は空間周波数が  $0 \text{ mm}^{-1}$  のとき最大値 1 で単調に減少しているが、補正した結果は空間周波数  $0.5 \text{ mm}^{-1}$  のところで最大値を生じている。この現象は第 7 項まであるいは第 9 項まで用いて補正したときにも徴候を示しており、空間周波数の  $0 \text{ mm}^{-1}$  と  $0.5 \text{ mm}^{-1}$  の値がほぼ同一となっている。

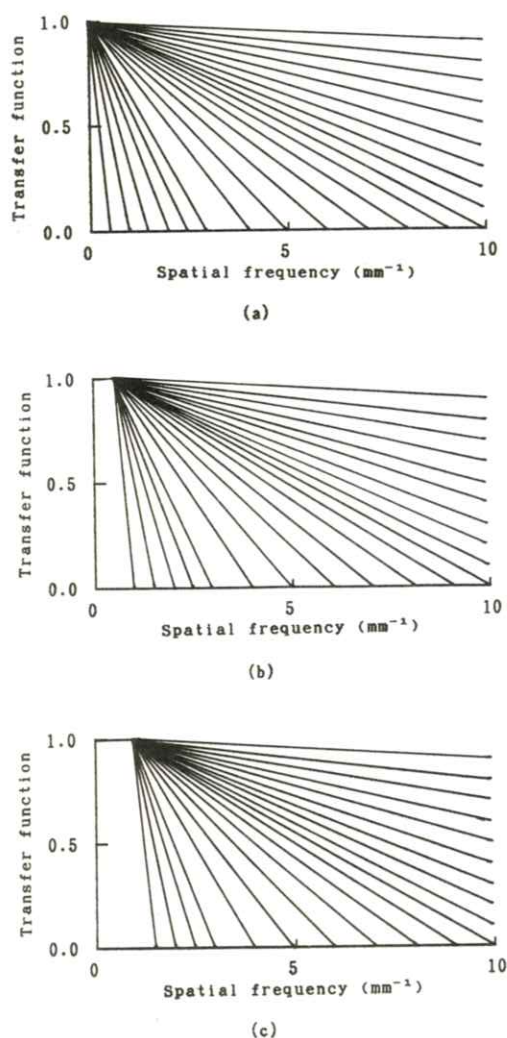
また、第 18 項および第 23 項まで用いて補正したときも同様の結果を得ることがある。



**Fig. 3** The values of the MTF obtained by employing the Coltman's formula are reversed at low spatial frequencies. The MTF was corrected from the square-wave transfer function in Fig. 1(c) by using the first eight correction terms. The meanings of symbols \*, +, and x are the same as those shown in Fig. 1.

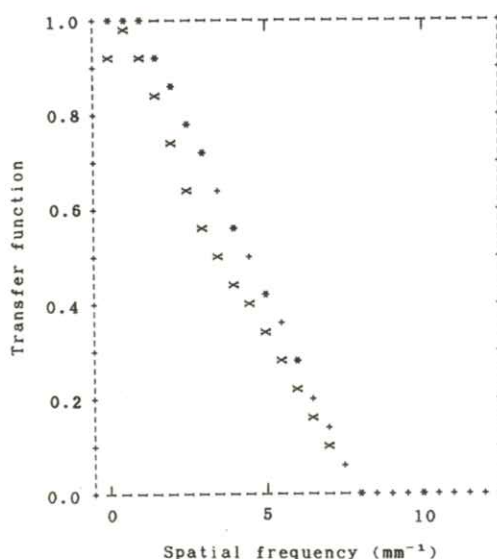
### 3.2 直線でのシミュレーション

方形波伝達関数が高周波まで延びるほど、コルトマン補正式の用いる項数が第8, 18, 23 項であるときを中心に、その前後で大きさが逆になる現象が顕著になる。その程度を知るために方形波伝



**Fig. 4** Straight line simulations of the square-wave transfer functions by varying the shapes of the transfer functions at low spatial frequencies.

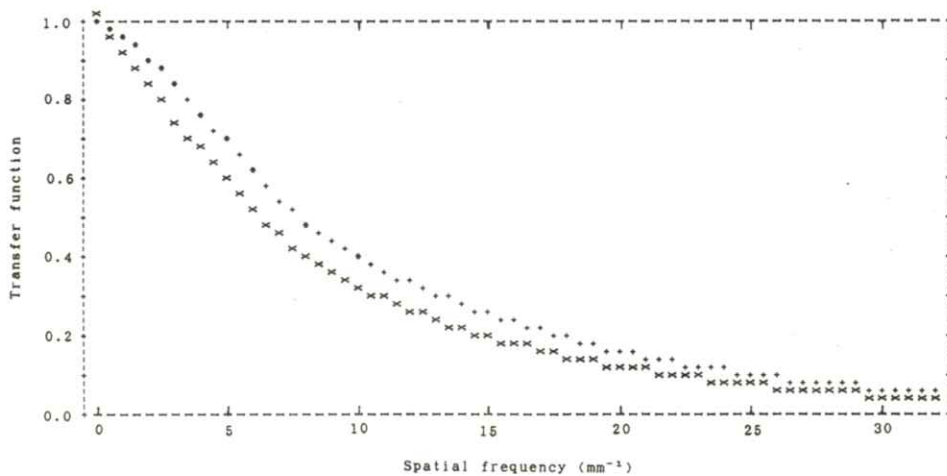
達関数の形をFig. 4 に示すように低周波部分で変えて直線でシミュレーションし、コルトマン補正を行なった。その結果の1つとして、Fig. 4 (c)で空間周波数  $8 \text{ mm}^{-1}$  のとき伝達関数が0となるシミュレーションの、第8項まで用いたコルトマン補正の結果をFig. 5 に示す。MTFの大きさ



**Fig. 5** The MTF obtained from the square-wave transfer function shown in Fig. 4(c) whose value at spatial frequency of  $8 \text{ mm}^{-1}$  is zero. The number of correction terms used was eight. The meanings of symbols \*, +, and x are the same as those show in Fig. 1.

の逆転現象が現れている。この現象はFig. 4 に示すどのシミュレーションの場合にも伝達関数が  $8 \text{ mm}^{-1}$  から  $10 \text{ mm}^{-1}$  付近で0になるとき著しく生じる。これよりも高い空間周波数で伝達関数が0になるときは、傾きが緩やかになるため逆転現象が生じていても目立ちにくくなる。また、これより低い空間周波数で伝達関数が0になるときは、逆転現象が(c), (b), (a)の順に早く生じ始める。

### 3.3 補正結果の正当性



**Fig. 6** The MTF obtained from the square-wave transfer function shown in Fig. 1(c) by employing the Coltman's formula. The number of correction terms used is one hundred. The meanings of symbols \*, +, and x are the same as those shown in Fig. 1.

逆転する場合としない場合の補正結果の正当性が問題となる。Fig. 6 に第100項まで展開して補正した結果を示す。この伝達関数の補正では逆転現象が生じるのは、第8, 18, 23項のごく限られた特定の項のときだけであるので、逆転しないほうが正しい補正であると判断してよい。

#### 4. 0周波数でのMTFの値

低周波部分で補正結果の逆転現象が生じることを3で述べた。しかし、補正しても0周波数でのMTFの値が1であることは数学的に証明されている<sup>1)</sup>。そこで0周波数でのMTFの値を1とすれば、その補正結果は逆転現象が生じないときとほぼ同様になる。しかし、Fig. 7に示すように

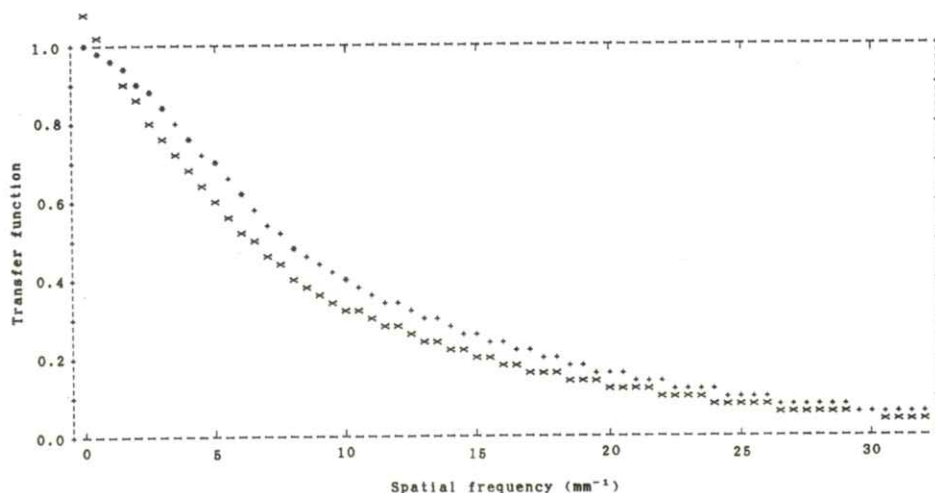
伝達関数が高周波部分まで延びているときは、第5項および第14項まで用いた補正結果でも、MTFの補正值の逆転現象が生じることがある。この場合には、0周波数の値を1としてもやはり逆転現象を生じている。

このような現象がある限り、コルトマン補正式の0周波数での収束性が問題となる。

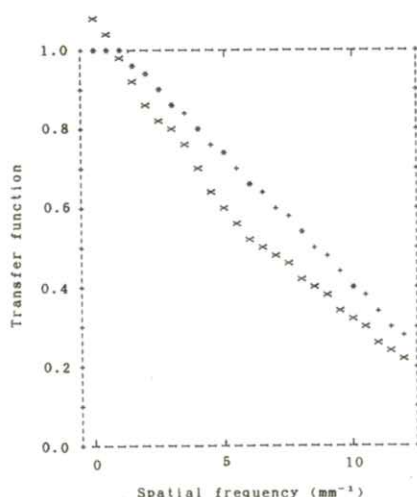
#### 5. 0周波数での収束性

コルトマン補正式で補正するとき、0周波数でのMTFの値は、補正項を無限にとれば1になる<sup>1)</sup>。そこで、補正項を第812項まで展開して、それぞれの項における0周波数でのMTFの値を求めた。





(a)



(b)

**Fig. 7** The results of Coltman's correction showing that the corrected MTF values are reversed at low spatial frequencies, even if the MTF value at zero frequency is set to unity. The number of correction terms employed was five. Both (a) and (b) curves were simulated, where (a) curve is a shape of a common transfer function and (b) curve is a straight line. The meanings of symbols \*, +, and x are the same as those shown in Fig. 1.

計算に用いたコンピューターはNEC製のPC-9801 ES2であり、プログラム言語は Basic を用い、倍精度で計算した。また数値演算プロセッサは用いていない。

その結果を Table 1 に示す。この結果で見ると 800 項付近でも MTF の値は 1 に収束せず、極めて収束の遅い関数であるといえる。

## 6. む す び

コルトマン補正のとるべき項数については標準偏差から判断する限り従来から経験的に用いている第 4 項までで充分と考える。しかし用いる項数が異なると低周波部分に変動を生じる。特に第 8, 18, 23 項を中心としたその前後の項まで用いて補正したとき、補正結果の値に大きさの逆転現象が生じることがある。このような現象がある限りコルトマン補正で用いる項数については充分注意



**Table 1** The convergence of the corrected MTF values at zero frequency, when the Coltman's correction expression expanded to 812 terms. (Terms from 45 to 769 are omitted)

Term	Corrected MTF value	Term	Corrected MTF value
2	1.04717308845	770	1.004488353456306
3	.8900971251825	771	1.004075213100526
4	1.002294241802143	772	1.003662506943754
5	1.073692406923734	773	1.003250234074285
6	1.013278574897772	774	1.003662074565286
7	.9609199204752722	775	1.004073483583797
8	.9147211077495369	776	1.003662934803693
9	.9560568875567738	777	1.003252814795162
10	.9934559264299881	778	1.002843549648556
11	1.027602874966401	779	1.003252388699226
12	1.000520812334074	780	1.002843974858177
13	1.025855645119154	781	1.002436408788464
14	1.049655033493018	782	1.002843552290971
15	1.027215610169089	783	1.003250274101607
16	1.005989128646454	784	1.002843973110227
17	.9858511846378002	785	1.003249435070133
18	.9666955793612759	786	1.002844391327824
19	.9849602262528456	787	1.003249017714396
20	1.00167043511109	788	1.002844807824362
21	.9862708308691785	789	1.003248602074407
22	.971452343768471	790	1.00365198153837
23	.9571727107441528	791	1.003249016009208
24	.9709513040132318	792	1.003651568452231
25	.9842628263240368	793	1.004053297258541
26	.9713877473676844	794	1.004454615509097
27	.9834705137728767	795	1.004053706976
28	.9951926005838842	796	1.00445420662737
29	1.006574916762688	797	1.004054115024549
30	1.017636604316738	798	1.003654430639645
31	1.006877976695676	799	1.003255152644557
32	1.017077714570189	800	1.003654025075404
33	1.027019231232689	801	1.003255961306353
34	1.036481638658442	802	1.003653219685887
35	1.045721401203589	803	1.004050076591565
36	1.036694046992813	804	1.004446532834037
37	1.027869554674414	805	1.004050476446575
38	1.019239007242134	806	1.00444613378478
39	1.027683951503828	807	1.004841392877049
40	1.01941679554238	808	1.004446927876377
41	1.01132009640488	809	1.004052858726183
42	1.003544058619361	810	1.00365918463278
43	1.011169105379919	811	1.00326590480487
44	1.003689297605276	812	1.003658791156214

しなければならない。

また、0 周波数での MTF の値を 1 としても、第 5, 14 項を中心とした、その前後の項まで用いて補正したとき、補正結果の値に逆転現象を生じることがある。そこで、0 周波数での補正した MTF の値の収束性を第 812 項まで展開して検討した。その結果極めて収束の遅い関数であることがわかった。

なお、逆転する場合としない場合の、補正結果

の正当性については、限られた特定の項だけで逆転現象が生じることから、逆転しない方が正しい補正結果であると判断してよい。しかし用いるべき適当な項数については、これからの検討課題である。また、コンピュータの計算精度についても、なお検討の必要がある。

## 謝 辞

有益な示唆をいただいた京都工芸繊維大学教授、金森仁志博士に深く感謝の意を表する。

計算については常葉学園浜松大学学生、鈴木規之君に協力いただいた。ここに厚く感謝する。

## 文 献

- 1) J. W. Coltman: J. Opt. Soc. Am. **44** 468 (1954)
- 2) K. Kojima and D. Y. Tsai: Bull. Gifu Coll. Med. Tech. No. 4 43 (1988)
- 3) K. Kojima, D. Y. Tsai and S. Uchida: Bull. Tokoha-Gakuen Hamamatsu Univ. No. 2 171 (1990)
- 4) K. Kojima, K. Tanaka, D. Y. Tsai and S. Uchida: Bull. Tokoha-Gakuen Hamamatsu Univ. No. 3 155 (1991)

## High-Impedance Cold-Cathode Triode Driven by a Repetitive Two-Stage Marx Pulser

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

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

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

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

(Received February 9, 1991, in final form March 25, 1991)

A method for generating repetitive flash x rays using a compact cold-cathode triode in conjunction with a two-stage Marx pulser is described. This flash x-ray generator consisted of the following components: a high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV, an energy storage condenser with a capacity of 100nF, a modified two-stage Marx pulser with a capacity during main discharge of 425pF, a turbo molecular pump, a trigger resistor of 3k $\Omega$ , and a flash x-ray tube. The two ceramic condensers were charged from 50 to 70kV, and the output voltages from the high-voltage pulser were about 1.8 times the charged voltages. The x-ray tube was of the triode type which was connected to the turbo molecular pump with a pressure of  $6.7 \times 10^{-4}$ Pa and consisted of the following major devices: a rod-shaped long anode tip made of tungsten, a ring-shaped trigger electrode made of brass, a cylinder-shaped cathode electrode made of graphite, and a tube body made of acrylate resin. The durations of the flash x-ray pulses were about 1 $\mu$ s, and the x-ray intensity with a charged voltage of 70kV was about 320nC/kg at 0.5m per pulse. The repetitive frequency was less than 50Hz, and the maximum size of the focal spot was equivalent to the anode diameter of 3.0mm.

### 1. Introduction

It is known that the flash x-ray generators are quite useful radiation sources for performing high-speed radiography, and many kinds of flash

x-ray generators with nanosecond durations have been developed.<sup>1-4)</sup> But for high-speed biomedical radiography,<sup>5-9)</sup> extremely short durations are not essential since biomedical objects do not display ultra high-speed motion.

In order to maximize the flash x-ray intensity of the bremsstrahlung spectra, the effective conversion of the electrostatic energy in the condenser into flash x rays is necessary. If longer durations of the flash x rays are permitted, the x-ray intensity increases according to increases in the discharge impedance between the anode and cathode electrodes when the damped oscillation is prevented. In this condition, the discharge impedance which mainly consists of electric resistance has a quite large value compared to the body impedance of the generator.

For this research, in order to increase the x-ray intensity and to obtain stable x-ray intensity per pulse by preventing the damped oscillations of both the tube current and the tube voltage, we developed a repetitive flash x-ray generator utilizing a compact triode operated at low-dose rates and measured the radiographic characteristics.

## 2. GENERATOR

### 2.1 High-voltage circuit

The block diagram of the repetitive flash x-ray generator having a compact triode is shown in Fig. 1. This generator consisted of the following essential components: a high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV, an energy storage condenser with a capacity of 100nF for increasing the repetition frequency, a modified two-stage Marx pulser with a repetitive

trigger device, a trigger resistor of  $3.0\text{k}\Omega$ , a turbo molecular pump, and an x-ray tube. Fig. 2 shows the circuit diagram of the flash x-ray generator. The two condensers in the high-voltage pulser were charged from 50 to 70kV by a power supply, and the electric charges in the condensers were discharged repetitively to the x-ray tube. The trigger electrode was connected to the anode electrode through a liquid-type trigger resistor.

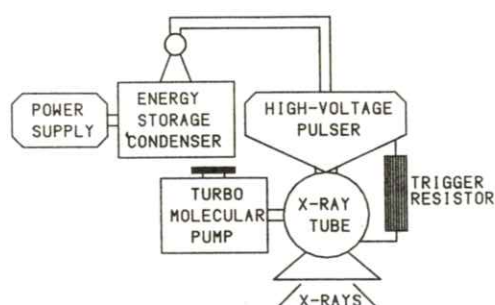


Fig. 1 Block diagram of the repetitive flash x-ray generator with a cold-cathode triode.

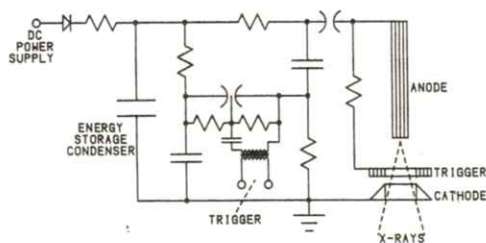


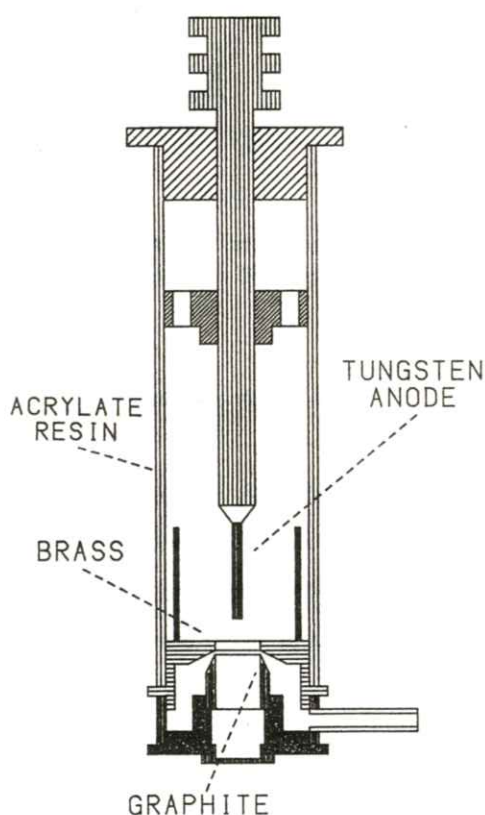
Fig. 2 Electric circuit of the flash x-ray generator.

### 2.2 X-ray tube

The x-ray tube was of the triode type which was connected to a turbo molecular pump operated at a pressure of  $6.7 \times 10^{-4} \text{Pa}$  and consisted of



the following major parts [see **Fig. 3**] : a rod-shaped long anode tip made of tungsten with a diameter of 3.0mm and a length of about 100mm, a ring trigger electrode made of brass with an inside diameter of 10.0mm, a graphite cathode electrode with a bore diameter of 10.0mm, a spattering shield made of brass, an x-ray window made of acrylate resin of 4.0mm thickness, and a tube body made from acrylate resin tube with an outer diameter of 65mm and a length of 500mm. The space between the anode and the plane of the trigger electrode can be regulated from the outside of the x-ray tube by rotating the anode rod.



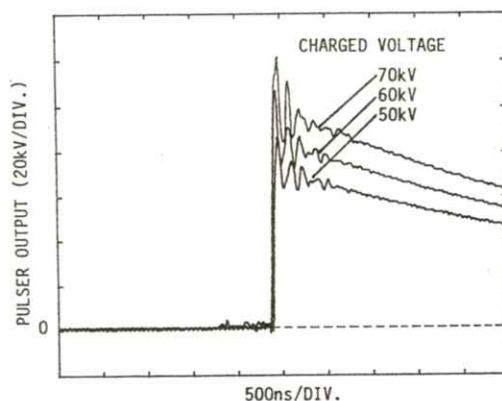
**Fig. 3** Schematic drawing of the flash x-ray tube having an acrylate resin body.

But, in this experiment, the space was set to a value of 10.0mm. The space between the trigger and cathode electrodes was about 0.5mm.

### 3. Radiographic Characteristics

#### 3.1 Pulser output

**Fig. 4** shows the outputs from the high-voltage pulser. These voltages were measured by using a high-voltage divider. The peak voltage increased according to increases in the charged voltage. The peak voltages were about 1.8 times the charged voltages.



**Fig. 4** Output voltages from a modified two-stage Marx pulser according to changes in the charged voltage.

#### 3.2 Tube and trigger voltages

Both the tube and trigger voltages were also measured by a high-voltage divider. Compared to the pulser outputs, the peak tube voltages were

slightly lower values, and the voltages decreased rapidly [see Fig. 5]. Since the tube impedances during main discharge were comparatively large values, the tube voltage never displayed the damped oscillation. In contrast, the trigger voltages displayed two peaks, but the voltages were positive values during main discharge for generating flash x rays [see Fig. 6].

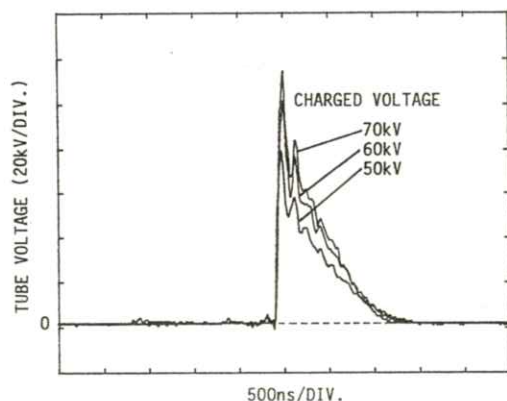


Fig. 5 Charged voltage dependence of the tube voltage.

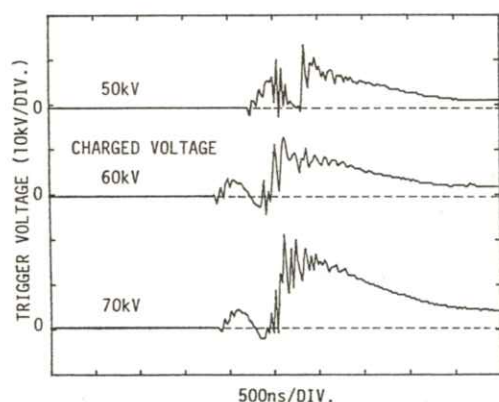


Fig. 6 Variation of the trigger voltage with the charged voltage.

### 3.3 Cathode current

Fig. 7 shows the cathode currents measured by a coaxial current shunt at the indicated conditions. They displayed many peaks, and the maximum current increased according to increases in the condenser charged voltage. The maximum current was about 200A with a charged voltage of 70kV.

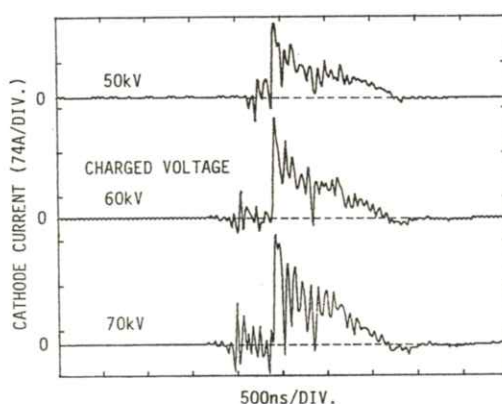
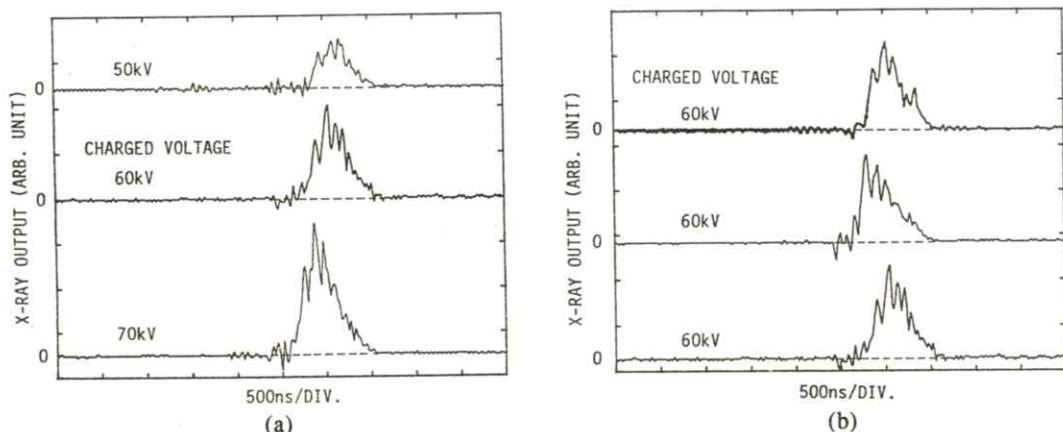


Fig. 7 Cathode currents according to changes in the charged voltage.

### 3.4 X-ray output

The single flash x-ray outputs were measured by using a combination of toluene scintillator and a photomultiplier [see Fig. 8]. They also displayed many peaks primarily caused by the oscillations of the tube current. When the charged voltage was increased, the pulse height increased, but the durations were almost constant and their values of about  $1\mu\text{s}$  [see Fig. 8(a)]. Fig. 8(b) shows typical x-ray outputs with the same charged





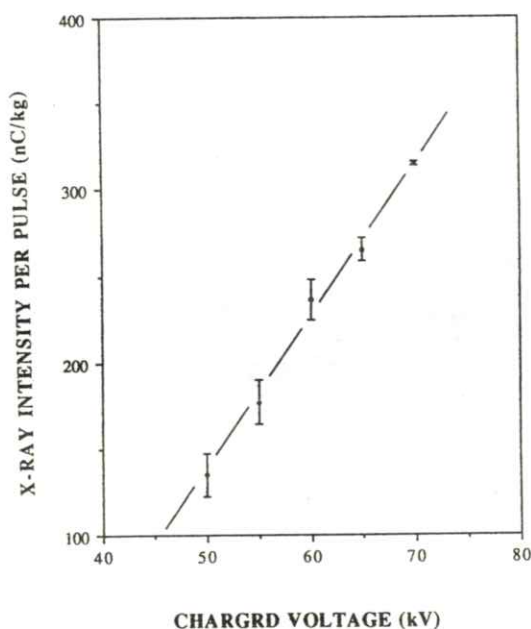
**Fig. 8** Typical x-ray outputs: (a) effect of the charged voltage; (b) deviations of outputs (same charged voltage).

voltages of 60kV. They showed the fact that both the pulse height and the time-integrated intensity were almost constant.

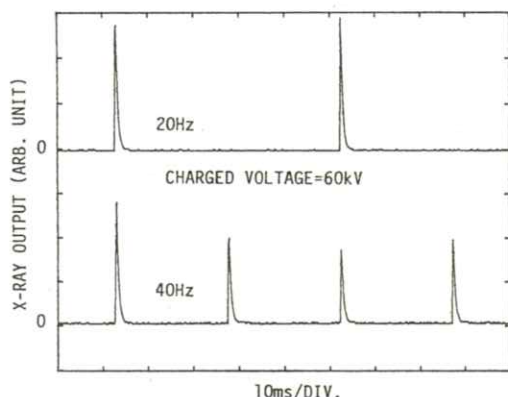
The absolute values of the time-integrated x-ray intensities were measured by a Victoreen 660 ionization chamber [see Fig. 9]. The x-ray intensity increased in proportion to the 2.5 power of the charged voltage, and the value with a charged voltage of 70kV was about 320nC/kg at 0.5m per pulse with observational errors of less than 10%.

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 output could not be recorded due to limitations of the storage medium of the digital storage scope. Fig. 10 shows the repetitive signals of 20 and 40Hz. Using this x-ray generator, comparatively stable x-ray outputs were obtained at a lower frequency region of less than 20Hz. But,

the pulse height tended to decrease according to increases in the repetition frequency. In this experiment, the repetition frequency was less than 50Hz without considering the decreases of the pulse height.



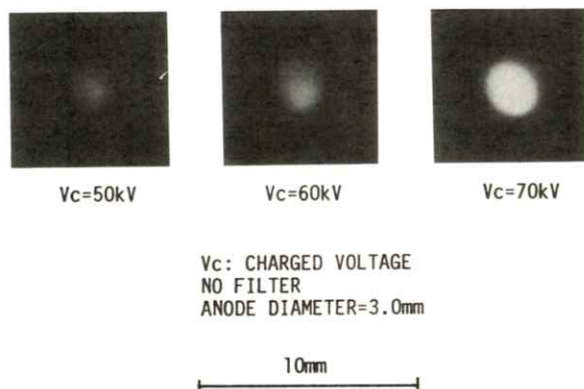
**Fig. 9** Time-integrated x-ray intensities at 0.5m per pulse measured by a Victoreen 660 ionization chamber.



**Fig. 10** Output signals of the repetitive flash x-rays with a charged voltage of 60kV.

### 3.5 Focal spot

The effective focal spot size was measured by using a pinhole camera of 100 $\mu$ m and Polaroid film (ASA-3000) [see **Fig. 11**]. When the charged voltage was increased, both the intensity and the size of the focal spot increased. The maximum size of the focal spot was equivalent to the anode diameter of 3.0mm.



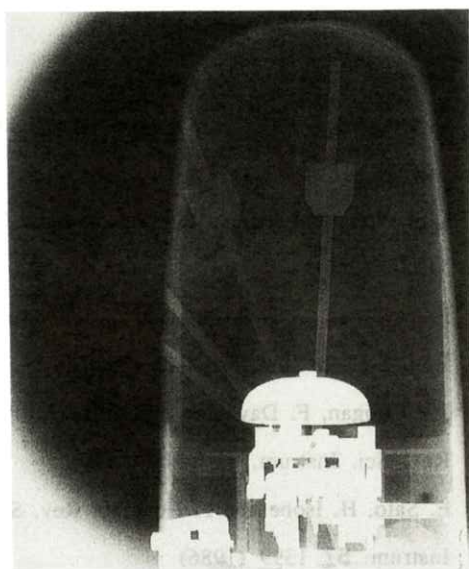
**Fig. 11** Typical focal spots measured by using a pinhole camera according to changes in the charged voltage.

## 4. Radiography

The radiography achieved with this flash x-ray generator was performed by using a CR system.<sup>10)</sup> A radiograph of a human right hand is shown in **Fig. 12**; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of 70kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 0.6m. The image of the bones can be observed. **Fig. 13** shows a trial experiment for performing multiple exposure radiography of a metronome achieved with a repetitive x rays of 10Hz with a  $V_c$  of 60kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.7m. The accelerating movements of of a pendulum are clearly visible.



**Fig. 12** Radiograph of a hand with a  $V_c$  of 70kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.6m.



**Fig. 13** Multiple exposure radiography of a metronome achieved with a repetitive flash x rays of 10Hz with a  $V_c$  of 60kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.7m.

## 5. Discussion

The repetitive flash x-ray generator having a compact triode in conjunction with a modified two-stage Marx pulser described in this paper was primarily designed in order to maximize the x-ray intensity and to generate stable x rays. But, the x-ray intensities per pulse were lower values compared to those obtained by using a diode in conjunction with the same pulser. It is known that the flash x-ray intensity largely increases when the plasma x rays are produced. Without considering this effect, it is necessary to prevent the energy loss caused by triggering in order to maximize the x-ray intensity.

Since this x-ray tube had a high discharge impedance, the tube voltages did not display damped oscillations. If we assume that the electron beams from the cathode electrode are effectively converged to the anode tip, the electrostatic energies  $E$  in two condensers can be approximated by the following equation:

$$E = CV_c^2 \approx CV_o^2/4 \approx \int_0^T V(t)J_t(t) + J_r(t)dt = \text{constant}, \quad (1)$$

where  $C$  is the capacity of each condenser,  $V_c$  is the condenser charged voltage,  $V_o$  is the output voltage,  $V(t)$  is the tube voltage,  $J_t(t)$  is the tube current,  $J_r(t)$  is the current through a trigger resistor, and  $T$  is the duration of the flash x rays. In Eq. (1), if the  $J_r(t)$  is a quite small value compared to  $J_t(t)$ , the electrostatic energies  $E$  can be given by

$$E \sim \int_0^T V(t)J_t(t)dt = \text{constant}. \quad (2)$$

In this condition,  $V(t)$  and  $J_t(t)$  is given by the following two equations:

$$V(t) = 2V_c - \frac{2}{c} \int_0^t J_t(\tau)d\tau, \quad (3)$$

$$J_t(t) = -\frac{c}{2} \frac{dV(t)}{dt}. \quad (4)$$

Next, the x-ray intensity of the bremsstrahlung spectra  $I_o$  can be represented by the following equation:

$$I_o = K_I \int_0^T J_t(t)V(t)^a dt, \quad (5)$$

where  $K_I$  is some factor and  $a=2.0$ . Thus, the x-ray intensity per pulse from this generator can be approximated by

$$I_o = K_2 CV_c^{a+1} = \text{constant}, \quad (6)$$

where  $K_2=2^a K_I/(a+1)$ . Using this approximation, the x-ray intensity increases in proportion to the

condenser capacity and to about the third power of the charged voltage, and the stable x-ray intensities can be obtained at a constant charged voltage.

One defect of this flash x-ray generator was the decrease of the x-ray intensity at a higher repetition range of more than 20Hz. But, it is easy to clean up this problem by improving the trigger circuit.

Since this flash x-ray generator produced higher peak tube voltages nearly equivalent to the pulser outputs, it can be applied to perform high-speed biomedical radiography for harder tissue objects.

### Acknowledgment

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, H. Isobe and T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **77** (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato, S. Oikawa, et al: Information Display Journal **28** 329 (1987)
- 8) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 9) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **8** 7 (1991)
- 10) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)



## Repetitive Harder Pulsed X-Ray Generator Utilizing a Hot Cathode Diode in Conjunction with a Two-Stage Marx Generator

Eiichi SATO\*, Arimitsu SHIKODA\*, Shingo KIMURA\*, Shinichi KUMAGAI\*, Hiroshi ISOBE\*, Kei TAKAHASHI\*\*, Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\*, Toru YANAGISAWA\*\*\*, Keiji HONDA\*\*\*\* and Yoshiharu YOKOTA\*\*\*\*

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

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

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

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

(Received February 9, 1991, in final form March 25, 1991)

The constructions and the fundamental studies for the repetitive pulsed x-ray generator utilizing a hot cathode diode are described. This generator consisted of the following components: a constant high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV, an energy storage condenser with a capacity of 100nF, a high-voltage pulser of a modified two-stage Marx type, and a hot-cathode diode. The two condensers in the high-voltage pulser were charged from 60 to 80kV, and the peak voltages (no-load) produced from this pulser were about 1.8 times the charged voltages. The condenser capacity during discharge was 425pF, and the effective durations of the pulsed x rays were about 10 $\mu$ s. The repetitive frequency was less than 50Hz, and the time-integrated x-ray intensity was about 60nC/kg at 0.5m per pulse with a charged voltage of 80kV. The tube current was considered to be a value of less than 0.5A, and the effective focal spot size was about 3.5mm.

### 1. Introduction

The flash x-ray generators have been applied to various kinds of high-speed radiography<sup>1-4)</sup> since the pulse durations produced from popular

generators with cold-cathode radiation tubes have quite short times of less than 1 $\mu$ s. For high-speed biomedical radiography,<sup>5-9)</sup> since the maximum speed of the blood flow is about 10m/s, extremely short durations are not essential.

In order to increase the x-ray intensity with durations of microseconds using a hot-cathode, it is necessary to increase the tube current, the duration, and the tube voltage. Generally, the tube current can be increased up to about 1A by increasing the filament temperature in the temperature limited current region, and the duration can be easily increased by using several kinds of high-voltage pulse generator.

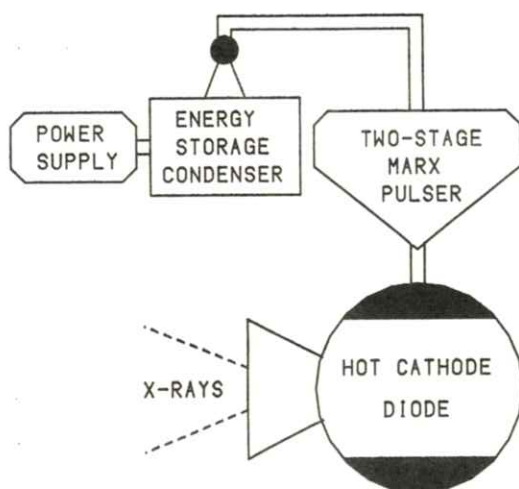
Under the pulsed operation, since the withstand voltages of the x-ray tube and other high-voltage transmission lines largely increased, a compact pulsed x-ray generator with maximum photon energies of more than 200keV can be easily designed even when a compact x-ray tube is employed.

For this research, we performed the first trial experiment for producing repetitive microsecond x rays with harder x-ray qualities by using a hot cathode diode in conjunction with a modified two-stage Marx pulser with output voltages of less than 150kV.

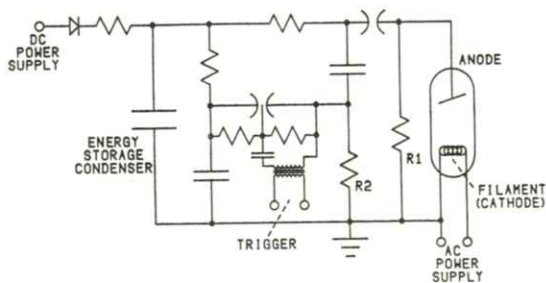
## 2. X-Ray Generator

The block diagram of the repetitive pulsed x-ray generator utilizing a hot-cathode diode with durations of microseconds is shown in Fig. 1. This x-ray generator consisted of the following essential components: a constant high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV,

an energy storage condenser with a capacity of 100nF, a repetitive high-voltage pulser, and a hot cathode diode. The high-voltage pulser employed two-stage Marx type with a repetitive triggering device [see Fig. 2]. The two condensers in the high-voltage pulser were charged from 60 to 80kV by a power supply, and the maximum output voltages from the pulser were about 1.8 times the condenser charged voltage. The electric resistor of  $R_1$  (50k $\Omega$ ) which was attached to an x-ray tube was used for measuring the tube voltage, and the final spark gap which was connected to the anode electrode of the x-ray tube was employed for preventing the generation of x rays during charge.

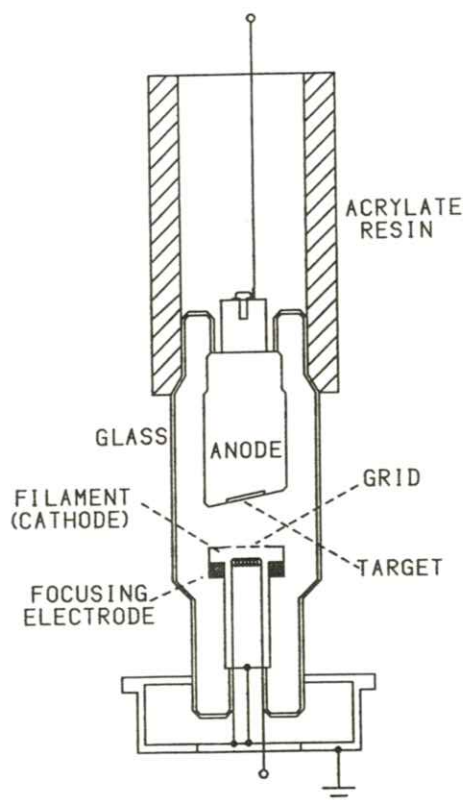


**Fig. 1** Block diagram of the repetitive pulsed x-ray generator utilizing a hot-cathode diode.



**Fig. 2** Circuit diagram of the repetitive pulsed x-ray generator.

**Fig. 3** shows the structure of the x-ray tube of H7042 made by Hitachi Medical Inc. For this generator, since the grid electrode was directly connected to the cathode electrode (filament),



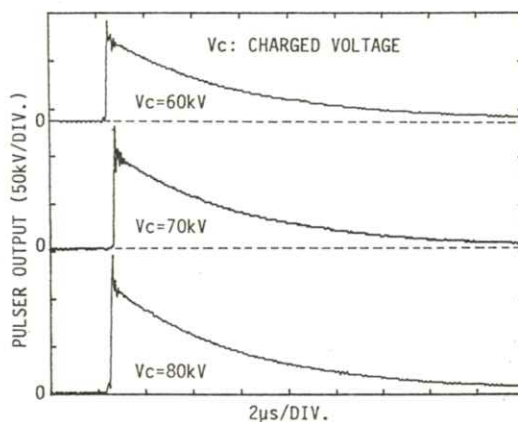
**Fig. 3** Structure of the x-ray tube.

this tube can be used as a diode. The x-ray tube was insulated by using an acrylate resin tube in order to measure the radiographic characteristics under the atmosphere.

### 3. Radiographic Characteristics

#### 3.1 Pulser output

The condenser charged voltage dependence of the output voltage from a modified two-stage Marx pulser is shown in **Fig. 4**. These voltages were measured by using a high-voltage divider. The peak voltage increased according to increases in the charged voltage, and the peaks were about 1.8 times the charged voltages.



**Fig. 4** Condenser charged voltage dependence of the pulser output from a modified two-stage Marx pulser.

The tube voltages were also measured by a high-voltage divider [see Fig. 5]. The peak tube voltages were nearly equivalent to the pulser outputs, since the tube currents were small values compared to the currents which flowed through two resistor of  $R_1$  and  $R_2$  [cf. Fig. 2].

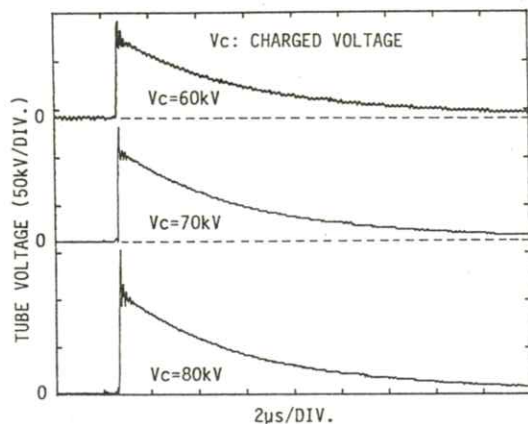


Fig. 5 Typical tube voltages according to changes in the charged voltage.

### 3.3 Tube current

The measurement of the tube current was quite difficult since the tube currents were small values within a range of less than 1A, and there were apparent currents caused by stray capacities. The maximum peak tube current was considered to be a value of less than 0.5A by considering the filament current and the tube voltage. Using our techniques for measuring the tube current, e.g., the measurement using a coaxial current shunt, the electrooptical measurement using a light emitting

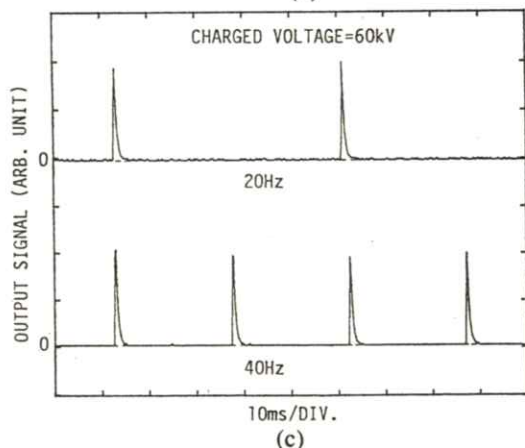
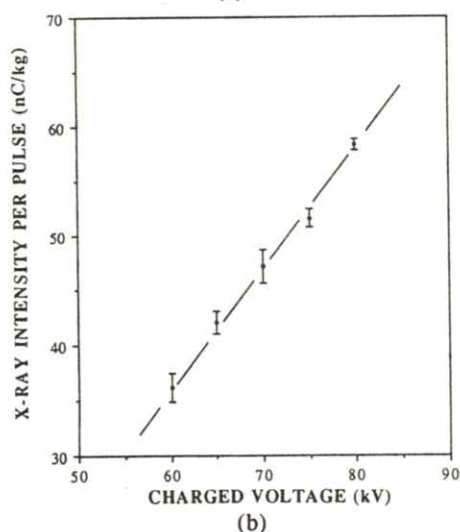
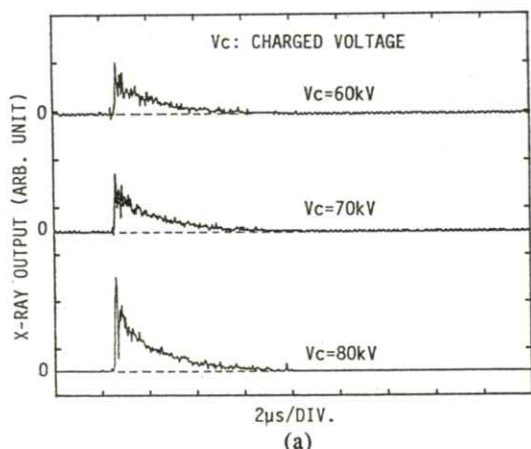
diode, and the Rogowski's coil method, it was difficult to measure the tube current since the apparent currents were considered to be large values compared to the tube currents.

### 3.4 X-ray output

Fig. 6 shows the pulsed x-ray outputs from this generator. The single x-ray outputs measured by using a combination of a toluene scintillator and a photomultiplier [see Fig. 6(a)]. The pulse height increased when the charged voltage was increased, and the effective exposure times were about 10μs. The time-integrated x-ray intensity was measured by a Victoreen 660 ionization chamber [see Fig. 6(b)]. The x-ray intensity increased in proportion to about the 1.6 power of the condenser charged voltage. The x-ray intensity was about 60nC/kg at 0.5m per pulse with a charged voltage of 80kV.

The repetitive x-ray outputs were detected by using a combination of a screen of 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. 6(c) shows the output signals caused by the repetitive pulsed x rays measured by using a detector described above. In this experiments, the maximum frequency was 50Hz, and the stable outputs were obtained.

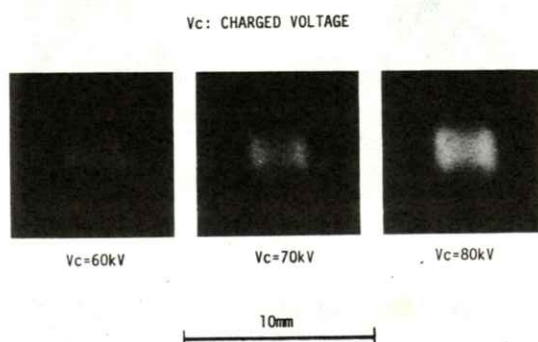




**Fig. 6** Pulsed x-ray outputs: (a) single x-ray outputs; (b) time-integrated x-ray intensities; (c) output signals of the repetitive pulsed x rays.

### 3.5 Effective focal spot

The effective focal spot size was measured by using a pinhole camera of 100 $\mu$ m and Polaroid film (ASA-3000) [see Fig. 7]. The focal spot intensity increased according to increases in the condenser charged voltage. But, the size seldom varied even when the charged voltage was increased.



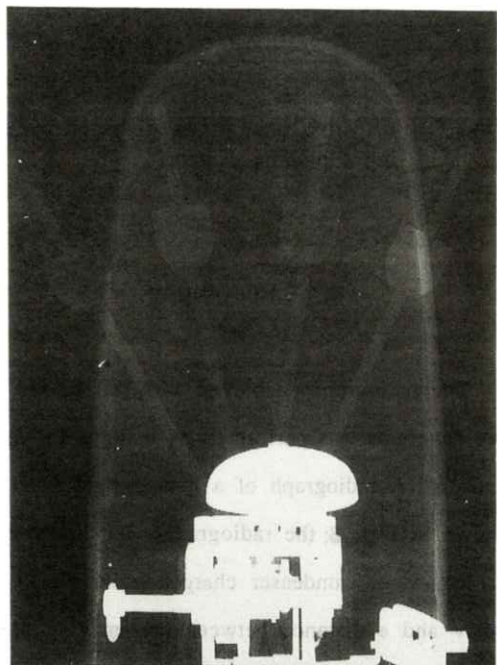
**Fig. 7** Effective focal spots measured by using a pinhole camera.

## 4. Radiography

The radiography achieved with this pulsed x-ray generator was performed by using a CR system<sup>10)</sup>. A radiograph of a human right hand is shown in Fig. 8; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of 80kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 0.65m. Since the x-ray spectra from this generator were considered to have wide energy latitudes from low



**Fig. 8** Radiograph of a hand with a  $V_c$  of 80kV and an  $I-X$  distance of 0.65m.



**Fig. 9** Multiple exposure radiograph of a metronome with a  $V_c$  of 70kV, an  $I-X$  distance of 0.7m, and a repetition frequency of 10Hz.

to high photon energies, the image of the bones are observed. **Fig. 9** shows a trial experiment for performing multiple exposure radiography of a metronome achieved with a repetitive x rays of 10Hz with a  $V_c$  of 65kV and an  $I-X$  distance of 0.7m. The accelerating movement of a pendulum are clearly visible.

## 5. Discussion

The fundamental studies for the repetitive pulsed x-ray generator utilizing a hot cathode diode were performed in order to generate harder pulsed x rays with microsecond durations. And we succeeded in generating stable pulsed x rays with maximum photon energies of about 150keV.

When we think about the x-ray generators in about 10 years future, the compact pulsed x-ray generator described above can be realize since the sensitivities of the image detector material will become to high.

In this generator, if we assume that the electric resistance of  $R_2$  [cf. **Fig. 2**] is a quite large value, the electrostatic energies  $E$  and the electric charges  $Q$  in two condensers are approximated by the following two equations:

$$E = CV_c^2 \cong V_o^2/4, \quad (1)$$

$$Q = CV_o/2 \cong \int_0^D (J_i(t) + J_r(t))dt, \quad (2)$$

where  $C$  is the capacity of each condenser,  $V_c$  is the condenser charged voltage,  $V_o$  is the output voltage from the two-stage Marx pulser,  $J_i(t)$  is

the tube current,  $J_t(t)$  is the current through a resistor  $R_1$  (high-voltage divider), and  $D$  is the duration of pulsed x rays. Thus, the x-ray intensity  $I(t)$  can be given by

$$I(t) = KJ_t(t) \cdot V(t)^a, \quad (3)$$

where  $K$  is some factor and  $a=2.0$ . In this condition,  $J_t(t)$  and  $V(t)$  can be represented by the following two equations:

$$J_t(t) = f(V(t), T), \quad (4)$$

$$V(t) \cong 2Vc \exp(-2t/R_1C), \quad (5)$$

where  $T$  is the temperature of the filament. In Eq. (4), it is difficult to determine the function of  $J_t(t)$  since the value of  $V(t)$  varied from 0 to 150kV. Thus, this diode used in this experiment was driven in two current regions as follows: a. space charge limited current region and b. temperature limited current region. But, most of the x-ray spectra were produced in the temperature current limited region since the tube voltages had higher values.

Using this pulsed x-ray generator, it is easy to control the x-ray intensity, the x-ray quality, the repetition frequency, and the delay time, the optimum use of the available radiographic condition may be 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) Y. Kato and S. H. Be: Appl. Phys. Lett. **48** 686 (1986)
- 4) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 7) H. Isobe, E. Sato, S. Oikawa, et al: Information Display Journal **28** 329 (1987)
- 8) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 9) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **8** 7 (1991)
- 10) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)

## First Trial for Generating Repetitive Sub-Millisecond Pulsed X Rays Using a Hot-Cathode Triode

Eiichi SATO\*, Arimitsu SHIKODA\*, Hiroshi ISOBE\*, Kei TAKAHASHI\*\*,  
Yoshiharu TAMAKAWA\*\*\*, Toru YANAGISAWA\*\*\*, Hiroyasu ARIMA\*\*\*\*,  
Keiji HONDA\*\*\*\* and Yoshiharu YOKOTA\*\*\*\*

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

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

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

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

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

(Received February 9, 1991, In final form March 25, 1991)

The first trial experiment for generating repetitive sub-millisecond pulsed x rays using 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 100kV, an energy storage condenser of 100nF, a repetitive grid control device, and a hot-cathode triode. In this first experiment, the energy storage condenser was charged from 40 to 60kV 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 grid voltage, the peak tube voltage, and the peak tube current were -0.8kV, 60kV, and about 0.3A, 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 0.2ms and about 200nC/kg at 0.5m per pulse, respectively, with an initial grid voltage of -0.8kV and a condenser charged voltage of 60kV. The maximum repetitive frequency was about 1kHz, and the effective focal spot size was less than 4mm.



## 1. Introduction

For high-speed radiography, the flash x-ray generators are quite useful radiation sources for imaging high-speed motions of various objects,<sup>1-4)</sup> since the flash x-ray generators can produce sufficient intensities for performing radiography using their high-current capacity and the capability of the high-voltage output. Particularly, for high-speed biomedical radiography,<sup>5-9)</sup> several different types of soft flash x-ray generators have been developed, and various kinds of high-speed radiographs have been obtained.

In order to design the flash (pulsed) x-ray generator with a high repetitive frequency of about 1kHz, a hot-cathode triode is useful since it is easy to increase the switching frequency up to 1kHz and to increase the peak tube current up to 1A by increasing the cathode (filament) temperature.

In the application of the repetitive pulsed x-ray generator to the medical x-ray television system and other radiography, the optimum x-ray intensity corresponding to the desired quality is necessary. Furthermore, a high-time resolution of a few microseconds is necessary in order to perform high-speed radiography. In view of these problems, a hot cathode triode with a new type of grid control device is desired.

For this research, we developed the pulsed x-ray generator having a hot cathode triode in conjunction with a new type of repetitive grid

control device and performed the first trial experiment in order to generate repetitive sub-millisecond pulsed x rays with photon energies of less than 60keV and repetition frequencies of about 1kHz.

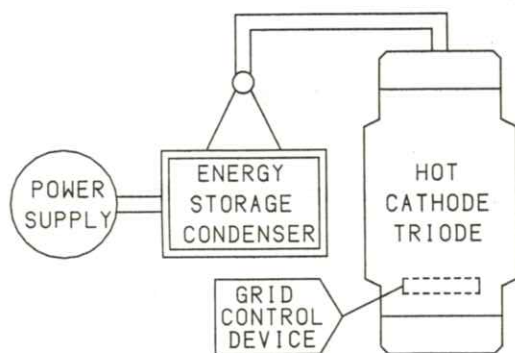
## 2. Generator

### 2.1 High-voltage transmission line

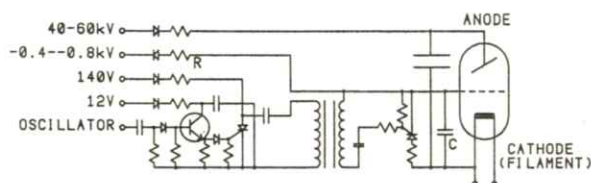
The block diagram of the repetitive sub-millisecond pulsed x-ray generator is shown in **Fig. 1**. This generator consisted of the following components: a high-voltage power supply with a maximum voltage of 100kV, an energy storage condenser with a capacity of 100nF, a grid control device, and a hot-cathode triode. **Fig. 2** shows the electric circuit of the generator. The energy storage condenser was charged from 40 to 60kV 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.

The grid electrode was directly driven by a thyrister. When a rectangular pulse produced from an oscillator was input to a simple amplifier having a differentiating circuit, a long rectangular pulse was shaped to a short positive pulse and was transmitted to the thyrister pulser. Next, the electric charge in the condenser C for supplying initial voltage was discharged by the main thyrister when an amplified signal from a thyrister

pulser was input to the gate of the main thyristor through a trigger transformer. Finally, the condenser C was charged to the initial grid voltage through a resistor of R.



**Fig. 1** Block diagram of the repetitive sub-millisecond pulsed x-ray generator utilizing a new type of grid control device.

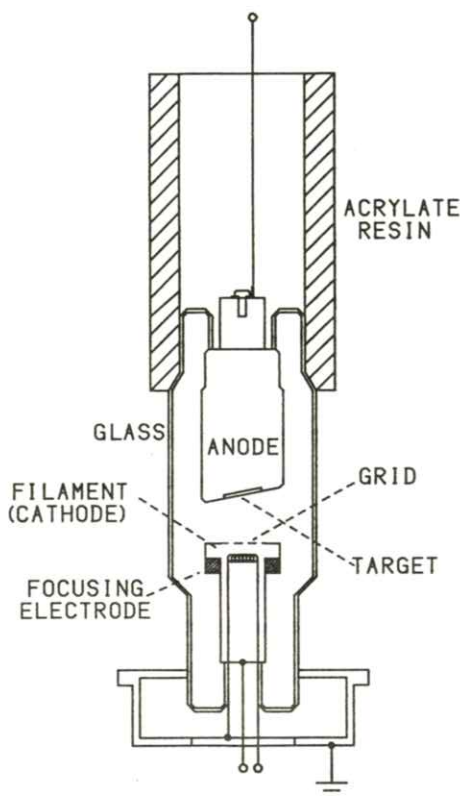


**Fig. 2** Circuit diagram of the repetitive sub-millisecond pulsed x-ray generator.

## 2.2 X-ray tube

The x-ray tube was of the enclosed triode type with a hot cathode [see **Fig. 3**] This tube consisted of the following major devices: an anode electrode with a plate target made of tungsten, a hot cathode made from tungsten wire, a grid electrode made from tungsten wire, a focusing electrode

made of iron, a glass tube body, and an insulator made from acrylate resin tube. The electron beams from the cathode were converged to the target by a focusing electrode.



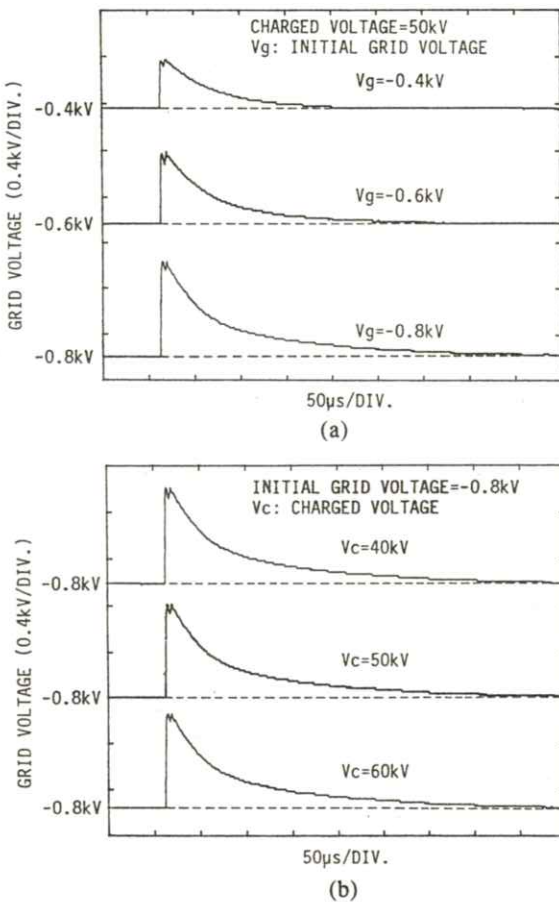
**Fig. 3** Structure of the hot-cathode triode.

## 3. Characteristics

### 3.1 Grid voltage

**Fig. 4** 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 10.3V and 5.4A (AC), respec-

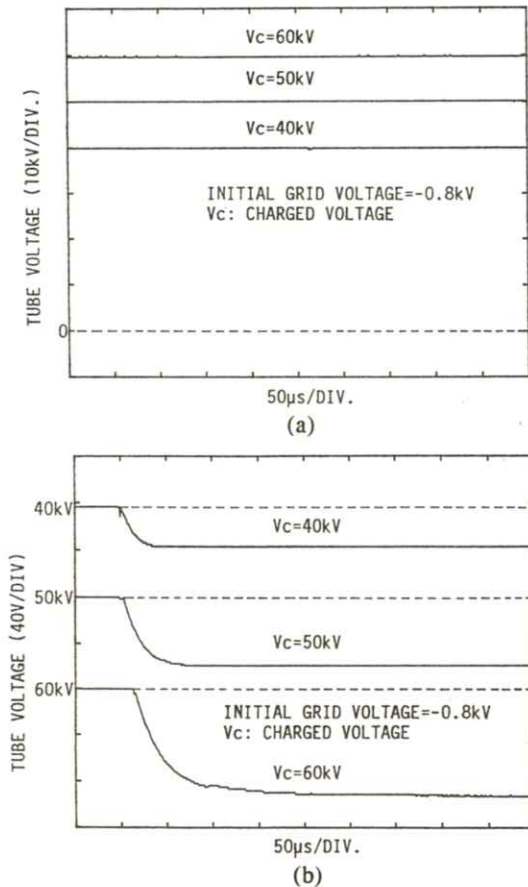
tively. In this experiment, the initial grid voltage had a comparatively low value (absolute value) of less than  $-0.8\text{kV}$  in order to analyze the switching effect of the grid electrode. The peak grid voltages were about  $0\text{V}$ , and the condenser was charged to the initial grid voltages [see Fig. 4(a)]. Next, the grid voltage seldom varied according to changes in the charged voltage of the main condenser [see Fig. 4(b)].



**Fig. 4** Typical grid voltages: (a) supplied voltage (initial grid voltage) dependence with a charged voltage of  $50\text{kV}$ ; (b) charged voltage dependence with an initial grid voltage of  $-0.8\text{kV}$ .

### 3.2 Tube voltage

The tube voltage equivalent to the charged voltage of the main condenser was also measured by a high-voltage probe [see Fig. 5]. When the charged voltage was increased, the tube voltages during discharge were equivalent to the main charged voltages [see Fig. 5(a)]. The voltage drop caused by one shot was about  $80\text{V}$  with a charged voltage of  $60\text{kV}$  [see Fig. 5(b)]. Thus,



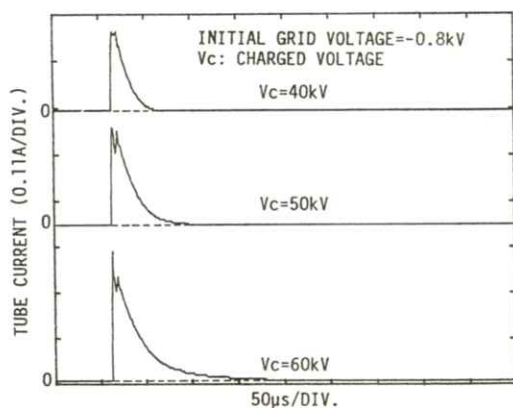
**Fig. 5** Tube voltages with an initial grid voltage of  $-0.8\text{kV}$ : (a) effect of the charged voltage; (b) charged voltage dependence of the voltage drop.



the electric charges for producing one pulse of x rays had quite small values compared to those in an energy storage condenser.

### 3.3 Cathode current

The measurement of the tube current was quite difficult since the values of the tube current was less than 1A, and there were stray capacities between electrodes. Thus, we measured the total current (cathode current) which consisted of the tube current and the apparent current caused by stray capacities. The current which was called the cathode current was measured by a coaxial current shunt [see Fig. 6]. Both the peak cathode current and the current duration increased according to increases in the charged voltage. The peak cathode current was about 0.3A with a charged voltage of 60kV. These results indicated the fact that both the effective electric field (tube voltage of



**Fig. 6** Cathode currents according to increases in the charged voltage with an initial grid voltage of -0.8kv.

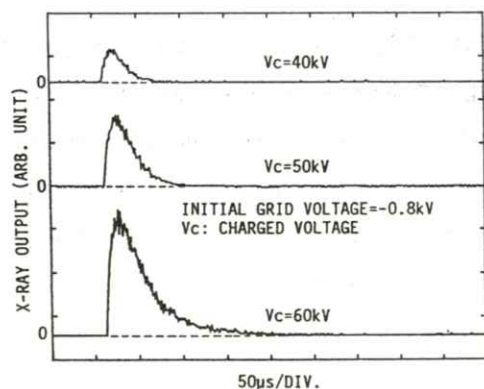
equivalent diode) for this triode and the cutoff voltage (absolute value) for thermoelectrons increased when the charged voltage was increased.

### 3.4 X-ray output

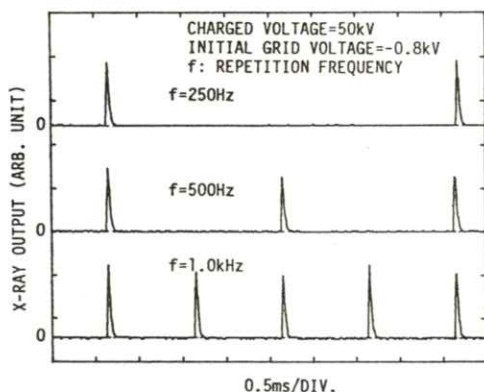
The single x-ray output was measured by using combination of a screen of Kyokko FS and a photomultiplier at the indicated conditions [see Fig. 7]. When the charged voltage was increased, both the pulse height and the duration of the x-ray pulse increased [see Fig. 7 (a)]. The maximum duration of the pulsed x-rays with a charged voltage of 60kV was about 0.2ms. Fig. 7(b) shows the repetitive pulsed x rays of 0.25, 0.50, and 1.0kHz with a charged voltage of 50kV. When the exposure number was limited within 20 shots, the stable x-ray outputs were obtained.

The time-integrated x-ray intensities were measured by a Victoreen 660 ionization chamber [see Fig. 7(c)]. Since the x-ray intensities per pulse were small values, the integrated intensities of 10 shots were measured. The x-ray intensity per 10 shots was 2.04 $\mu$ C/kg at 0.5m with observational errors of less than 1%. Thus, the x-ray intensity per pulse was 204nC/kg at 0.5m with observational errors of less than 1%; the measuring conditions were as follows: a charged voltage of the main condenser of 60kV and a repetition frequency of 1.0Hz. From the experimental results, the x-ray intensity increased in proportion to about the fourth power of the charged voltage

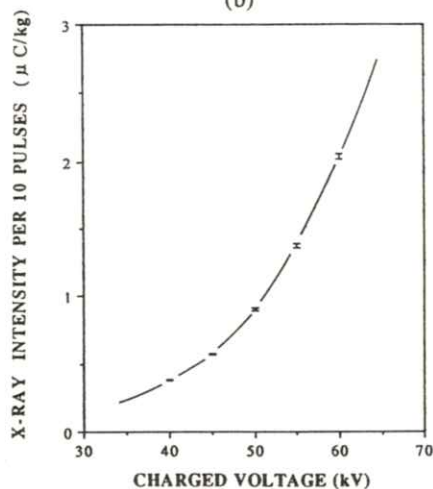




(a)



(b)



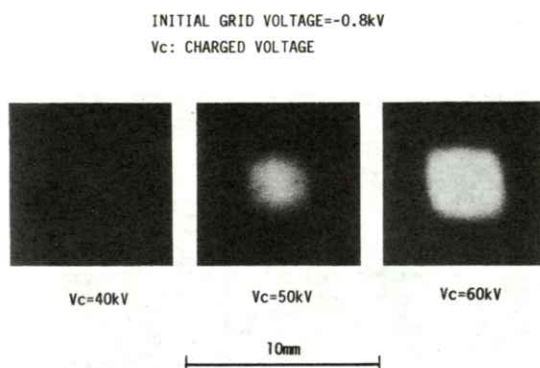
(c)

**Fig. 7** Pulsed x-ray outputs: (a) single pulsed x-ray output according to changes in the charged voltage; (b) repetitive output signals with a charged voltage of 50kV; (c) charged voltage dependence of the time integrated x-ray intensity at 0.5m per 10 pulses.

since the x-ray duration increased according to increases in the charged voltage.

### 3.5 Focal spot

The effective focal spot size was measured by using a pinhole camera of 100μm and Polaroid film (ASA-3000). These were achieved with ten shots of pulsed x rays [see Fig. 8]. Both the focal spot size and the intensity increased according to increases in the charged voltage. For the intensity distribution in the focal spot, the center of the spot was the highest, and the maximum size was about 4mm.

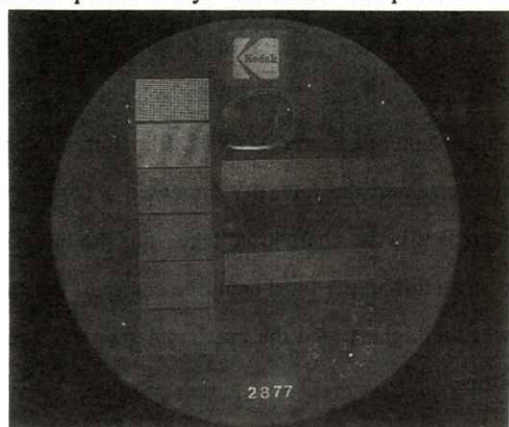


**Fig. 8** Effective focal spots measured by a pinhole camera.

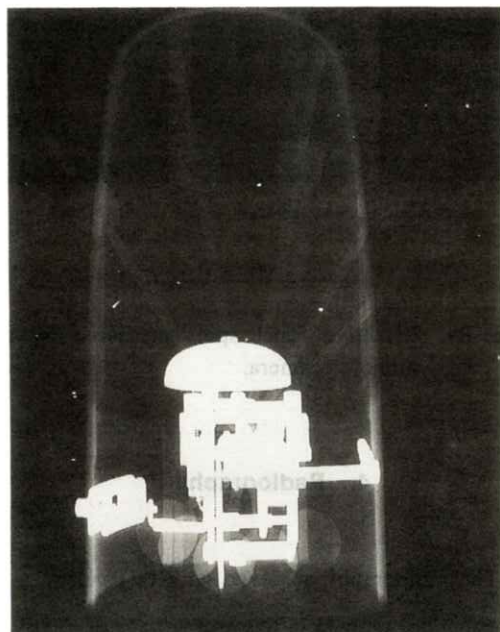
### 4. Radiography

The radiography achieved with this pulsed x-ray generator with an initial grid voltage of -0.8kV was performed by using a CR system<sup>10)</sup> used for medical radiography. A radiograph of a phantom

is shown in **Fig. 9**; the radiographic conditions are as follows: a condenser charged voltage ( $V_c$ ) of 60kV and a distance between the imaging plate and the x-ray source ( $I$ - $X$  distance) of 0.6m. This image indicated a lower contrast since the quality of this pulsed x-rays was harder compared to one



**Fig. 9** Radiograph of a phantom with a  $V_c$  of 60kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.6m.



**Fig. 10** Multiple exposure radiography with a  $V_c$  of 55kV, an  $I$ - $X$  distance of 0.7m, and a repetition frequency of 10Hz.

obtained by using a soft flash x-ray generator.

**Fig. 10** shows a trial experiment for performing multiple exposure radiography of a metronome achieved with repetitive x rays of 10Hz with a  $V_c$  of 55kV and an  $I$ - $X$  distance of 0.7m. The accelerating movements of a pendulum are clearly visible.

## 5. Discussion

The first trial experiment for generating sub-millisecond pulsed x-rays was performed in order to design the high frequency x-ray generators with higher x-ray intensities. Since the initial grid bias voltages (absolute value) were lower values compared to the conventional x-ray generator having a hot-cathode triode. Thus, the maximum tube voltage was limited to a value of less than 60kV.

For the hot-cathode triode, the electric charges on the cathode electrode  $Q_c$  is given by the following equation:

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

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

$$V_{eq} = (C_{cg} V_g + C_{ca} V_a) / (C_{ca} + C_{cg}). \quad (2)$$

Since two values of  $C_{cg}$  and  $C_{ca}$  are positive, the thermoelectrons form the cathode electrode can be accelerated to the anode electrode at the condition of  $(C_{cg} V_g + C_{ca} V_a > 0)$ . Thus, the cutoff voltage  $V_{off}$  of thermoelectrons is given by

$$V_{off} = -C_{ca} V_a / C_{cg} \quad (3)$$

Next, the grid voltage  $V_g(t)$  during main discharge for producing pulsed x rays is represented by the following equation:

$$V_g(t) = V_s \{ 1 - \exp(-t/RC) \}, \quad (4)$$

where  $V_s$  is the supplied voltage equivalent to the initial bias voltage of the grid electrode. Thus, the cutoff voltage  $V_{off}$  and the duration of the pulsed x rays  $D$  can be given by the following two equations:

$$V_{off} = V_s \{ 1 - \exp(-D/RC) \}, \quad (5)$$

$$D = -RC \ln ( 1 + C_{ca} V_a / V_s C_{cg} ), \quad (6)$$

where  $R$  and  $C$  are the resistance and the capacity, respectively, in the grid control device [cf. Fig.2].

The tube current  $J(t)$  varies according to changes in the tube voltage, the grid voltage, and the temperature of the filament  $T$ . If we assume that this triode is driven in the temperature limited current region, the tube current  $J(t)$  can not be easily represented by a simple equation. Thus, the value of  $J(t)$  and the tube voltage  $V(t)$  are represented by

$$J(t) = f(V_g(t), V_a, T), \quad (7)$$

$$V(t) \sim V_a \quad (8)$$

Thus, the x-ray intensity of the bremsstrahlung spectra  $I_o$  can be given by

$$I_o = K V_a^\alpha \int_0^D J(t) dt, \quad (9)$$

where  $K$  is some factor and  $\alpha=2.0$ .

In this x-ray generator, the duration can be controlled from a few microseconds to a few seconds. But, this grid control device can be effectively applied to the x-ray generator with sub-millisecond durations since there are many timer devices with higher time resolutions for controlling the durations in the range of more than a millisecond.

Using this repetitive pulsed x-ray generator, it is possible to control the x-ray intensity, the x-ray quality, the exposure time, the delay time, and the repetitive frequency up to 1.0kHz, this kind of generator utilizing a triode with a rotating anode may be applied to high-speed cine radiography in the future.

## 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) Q. Johnson and A.C. Mitchell: Rev. Sci. Instrum. **51** 741 (1980)

- 3) C.S. Wong and S. Lee: Rev. Sci. Instrum. **55** 1125 (1984)
- 4) F. Davanloo, T.S. Bowen and C.B. Collins: Rev. Sci. Instrum. **58** 2103 (1987)
- 5) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986)
- 6) E. Sato, H. Isobe, T. Fujiyama, et al: Jpn. Radiol. Phys. **7** 7 (1987)
- 7) E. Sato, S. Kawasaki, H. Isobe, et al: Soc Photoopt. Instrum. Eng. **1155** 269 (1989)
- 8) E. Sato, S. Kimura, S. Kawasaki, et al: Rev. Sci. Instrum. **61** 2343 (1990)
- 9) E. Sato, H. Isobe, S. Kimura, et al: Jpn. J. Med. Imag. Inf. Sci. **8** 7 (1991)
- 10) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al: Radiology **148** 833 (1983)



## I 第99回研究会記事

第99回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成3年2月9日(土) 10:30～16:30

場 所 電気通信大学電子工学科会議室(西2号館513)

出席者 約30名

プログラム

特別講演 10:30～11:30

電磁界による生体計測 電気通信大 鈴木 務 教授

見 学 11:30～12:30

同上研究室

研究発表 13:30～16:30

### 1) サブミリ秒繰返X線装置

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R I 及川昭弘

岩手医大中放 斉藤弘美, 佐々木勝秋, 秋津武志, 玉川芳春

岩手医大放科 柳沢 融

東北大放射線部 有馬宏寧

### 2) 工業用X線フィルムでの軟X線の吸収効率スペクトル

京都科搜研 尾崎吉明

大阪府立工業高専 松本政雄

京都工芸繊維大 山田正良, 金森仁志

### 3) 冷陰極三極管の二段マルクスパルサーによる駆動

岩手医大物理 佐藤英一, 木村眞吾, 熊谷信一, 磯部 寛

岩手医大電算 高橋 敬

岩手医大中放 玉川芳春

岩手医大放科 柳沢 融

### 4) 熱陰極二極管の二段マルクスパルサーによる駆動

岩手医大物理 佐藤英一, 磯部 寛

岩手医大電算 高橋 敬

岩手医大中放                      玉川芳春  
岩手医大放科                      柳沢 融

5) 肉眼の3次元応答の研究

電通大電子                      長谷川伸, 諏訪裕一, 巨田 実

6) 肝用—MRIファントムの適応と評価

金沢大医学部放科                      高島 力  
厚生連高岡病院放科                      北川清秀, 横川 隆  
金沢大医技短大放科                      八木一夫, 高山秀彦

## Ⅱ 理事会議事録

日 時    平成3年2月9日(土)    12:30 ~ 13:30

場 所    電気通信大学

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

議 題

1. 表彰規程を改正し, 功績賞を追加することに決定した。ついで, 佐々木理事, 故佐柳元理事の2名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3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8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101回研究会を10月11, 12日広島で開催することにした。
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, 6月8日の総会で提案することにした。

——新 入 会 員——

☆正会員

No	氏 名	住 所	電 話
402	佐々木 齊喜	〒980 仙台市泉区旭ヶ丘3-22-20 リベラハイツ 201	022-276-5329

# 医用画像情報学会表彰規程

昭61. 2. 22 制定

平 3. 2. 9 改正

## (表彰の種類)

第1条 表彰の種類は次のとおりとする。

- (1) 内田論文賞
- (2) 功績賞および特別功績賞

第2条 内田論文賞は、内田 勝君の学会創設の功労を永く讃えるために設けたものであり、医用画像情報学会雑誌（以下「会誌」という）の論文欄に発表された論文のうちから、特に優秀なものを選定して、これに贈呈する。

2. 内田論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの2年間に発表された論文とする。
3. 論文が共著の場合は、著者全員が受賞するものとする。

第3条 功績賞は、医用画像情報に関する学術、技術ならびに学会の事業に対し功労があり、その功績が顕著な者を選定して、これに贈呈する。

2. 前項に該当する者のうち、その功績が特に顕著である者には、特別功績賞を贈呈する。

## (表彰の方法)

第4条 受賞者の決定は、表彰選考委員会（以下選考委員会という）の報告に基づき、理事会が行う。

第5条 内田論文賞は毎年1件以内、功績賞（特別功績賞を含む）は毎年1名以内に贈呈するものとする。ただし、理事会が必要と認めた場合は、この定数を越えて贈呈することができる。

第6条 賞を受ける者は、原則として学会の会員とする。

2. 同一人が類似の功績について同一の賞を再度受けることはできない。

第7条 賞は、賞状および賞金とする。ただし功績賞は賞状のみとする。

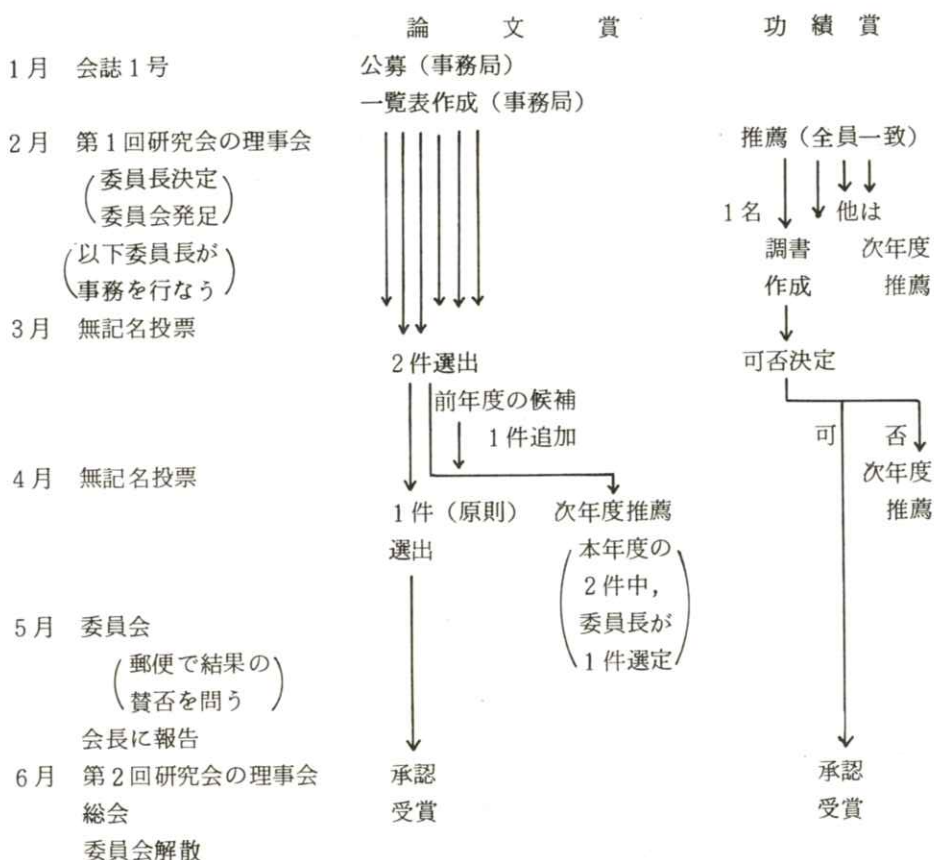
2. 賞は、通常総会において贈呈する。
3. 受賞者の氏名、業績の内容等は、会誌に発表する。

## (選考委員会)

第8条 選考委員会は、理事のうちから委員長が指名した委員をもって構成する。ただし必要に応じてこれに学識経験者若干名を加えることができる。

2. 委員長は、原則として常務理事の互選により決定する。
- 第9条 選考委員会は、別表に定める選定手続きにより受賞候補者の選定を行う。
- 第10条 委員長は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。
- 第11条 選考委員会は、理事会が受賞者を決定したときをもって解散する。
- (経 理)
- 第12条 内田論文賞の経費は、原則として内田 勝君からの寄付金の利子により支弁する。
- 第13条 功績賞の経費は一般会計から支弁する。
- (その他)
- 第14条 この規程（及び第9条に定める選定手続き）の改正は常務理事会の議決による。

## 受賞候補者選定手続き





## — 賛 助 会 員 名 簿 —

平成3年5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）	東洋メディック（株）
コダックメディカル（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 電 気 （株）
（株）島津製作所	浜松ホトニクス（株）
シ ャ ー プ （株）	（株）日立メディコ
セイコー・イージーアンドジー（株）	富士写真フィルム（株）
築 地 ソ フ ト （株）	松下電器産業（株）
中 央 精 機 （株）	横河メディカルシステム（株）
デュポンジャパンリミテッド	

（計23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

2月9日には、本会に功労のあった3先生の定年退官記念パーティーに多数の御参加を頂きまして有難うございました。盛会のうちに終ったことを報告し、御出席頂いた先生方とお世話下さった長谷川先生に厚く御礼申し上げます。

今(4月はじめ)、京都で医学会総会の最中です。筆者等にとっては有難いですが、京都の担当者の御苦労は大変なようです。ちょうど桜も満開に近づいています。これに2ヶ月おくれで、次回の研究会はやはり京都で、100回記念になります。これを記念して、内田会長のフェーザーに関する特別講演をおこない、100回迄の全演題目録を頒布します。この目録を作って下さった小島監事に深謝します。多数の皆様方の御参加を期待しています。

### 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

1991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22回画像工学コンファレンス論文募集

—Japan Imaging Technology '91—

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22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22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 1991年12月10日(火)・11日(水)・12日(木)

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」欄の項目に沿い約10セッションにまとめる予定です。また本年は『これからの画像メディア』と題する特別セッションをおこないます。講演はすべてオーディオビジュアル機器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せん。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視聴覚、画像符号化、画像計測、画像処理、コンピュータビジョン、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) 1万2千円(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論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 1991年7月5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 1991年10月25日(金) 必着

主 催 第22回画像工学コンファレンス実行委員会(担当 テレビジョン学会)

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・視聴覚技術研究委員会・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・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。

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		
発表形式 の希望	使用機器	☎ :
<input type="checkbox"/> ポスタ	<input type="checkbox"/> VTR (VHS)	FAX:
<input type="checkbox"/> 口 頭	<input type="checkbox"/> スライド (35mm)	
<input type="checkbox"/> どちらでも	<input type="checkbox"/> OHP <input type="checkbox"/> その他 ( )	

## 第22回画像工学コンファレンス講演申込書

〒  
所在地

機関名

所 属

連絡者氏名

様





## 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 工芸学部 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3回公開シンポジウム  
「医療における画像ファイルシステム」

期 日 1991年6月6日(木) 10:30~18:00  
7日(金) 9:00~18:00

会 場 社会文化会館(〒100 東京都千代田区永田町1-8-1)

プログラム

- 1) 6月6日 午前の部 Overview 医療における情報のデジタル化  
午後の部 ISAC project 活動報告  
ISAC field study 報告
- 2) 6月7日 午前の部 一般講演およびポスター発表  
午後の部 これでやれる光磁気ディスク  
パネルディスカッション ―医療情報の電子化に伴う問題―

参 加 費 講演要旨集一冊、コーヒーブレイク等の料金を含みます。  
会員 11,000円 非会員 13,000円  
(1991年5月10日(金)以前払込)  
会員 13,000円 非会員 15,000円  
(1991年5月11日(土)以降払込)  
主催・協賛学協会(団体)所属の方は会員料金となります。

参加申込 事前登録をお勧めします。プログラムと参加申込用紙をお送りしますので  
62円切手を同封のうえ、下記の事務局へお申込み下さい。

事 務 局 「医療における画像ファイルシステム」シンポジウム 事務局  
(財)日本学会事務センター 学術講演会開催業務部門  
〒113 東京都文京区本郷 3-23-1 加比ア本郷 電話 03-3817-5831  
FAX 03-3817-5836

主 催 応用物理学会、医療情報システム開発センター

後 援 厚生省、通商産業省  
(予 定)

協 賛  
(予 定)

- ・医用画像情報学会
- ・機械システム振興協会
- ・精密工学会
- ・電子情報通信学会
- ・日本医学放射線学会PACS委員会
- ・日本医療情報学会
- ・日本核医学会
- ・日本救急医学会
- ・日本超音波医学会
- ・日本病院設備協会
- ・光産業技術振興協会
- ・応用物理学会日本光学会
- ・計測自動制御学会
- ・テレビジョン学会
- ・日本医学物理学会
- ・日本エム・イー学会
- ・日本画像医学会
- ・日本写真学会
- ・日本PACS研究会
- ・日本放射線機器工業会
- ・画像電子学会
- ・情報処理学会
- ・電子写真学会
- ・日本医用画像工学会
- ・日本応用磁気学会
- ・日本気管支学会
- ・日本消化器内視鏡学会
- ・日本PHD研究会
- ・日本放射線技術学会

(五十音順)

## 公開講演会成功裡に開催さる

平成3年2月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、例年どおり、平成2年度においても、主催の公開講演会を3回開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、その講演会に加えて、本会議の国際的活動や最近公表された「委員会報告」などについてお知らせします。

## 平成2年度日本学術会議主催公開講演会

本会議は、本会議の会員が、学術の成果について広く市民と語り合う機会として、時宜にかなったテーマを選定して、毎年、公開講演会を開催している。本年度は、次の3回の講演会を開催したが、いずれも成功裡に終了した。

## I 公開講演会「高度技術と市民生活」

標記講演会は、去る平成2年10月13日（土）13時30分～17時に、兵庫県加東郡社町の杜町福祉センターホールで、約250人の聴講者を得て開催された。各演題と講師は、①「高齢化社会と高度技術」原沢道美（第7部会員、東京通信病院院長）、②「消費生活と高度技術」正田杉（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）であった。

## II 公開講演会「資源エネルギーと地球環境に関する展望」

標記講演会は、去る平成2年10月30日（火）13時～17時に、本会議講堂で、約330人の聴講者を得て開催された。各演題と講師は、①「人間と環境」大島康行（第4部会員、早稲田大学教授）、②「エネルギーと環境」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）であった。

## III 公開講演会「人間は21世紀を生きられるか」

標記講演会は、去る平成3年2月19日（火）13時30分～17時に、本会議講堂で約200人の聴講者を得て開催された。各演題と講師は、①「科学・技術・政策」杉本大一郎（第4部会員、東京大学教授）、②「科学と人間—生存のための条件づくり」下山瑛二（第2部会員、大東文化大学教授）、③「人間の適応能力とリスク」土屋健三郎（第7部会員、産業医科大学長）であった。

いずれの講演会も、時期にあった、関心の呼ぶ企画であったため、外くの聴講者が来場する盛会となり、また、各講師の講演後の質疑応答では、聴講者から活発な質問や意見の開陳がなされ、まさに市民との対話の感があり、極めて有意義であった。

なお、これらの講演会については、後日、「日学双書」として、（財）日本学術協力財団から出版される予定である。

## 平成2年度二国間学術交流事業

本会議では、二国間学術交流事業として、毎年2つの代表団を外国に派遣し、各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、アメリカ、マレーシア、西ドイツ、インドネシア、スウェーデン、タイ、フランス、大韓民国、連合王国、シンガポール、チェコスロヴァキア、ポーランド、カナダ、イタリア、スイス及びインドの16か国に代表団を派遣してきた。

平成2年度には、①9月11日から22日まで、中華人民共和国へ、渡辺格副会長以下4名の会員等から成る代表団を、②9月17日から27日まで、オーストラリア及びニュー・ジーランドへ、大石泰彦副会長以下5名の会員等から成る代表団をそれぞれ派遣した。

中華人民共和国派遣代表団は、中国科学院、中国社会科学院、中国医学科学院、北京大学、西安交通大学、復旦大学など約20機関を訪問し、中華人民共和国の学術や今後の交流の推進策などについて会談、意見交換を行った。中華人民共和国側からは、すでに、日本の多くの大学、研究機関と交流を行っているが、さらに交流を拡大したいとの期待が表明され、両国間の今後のより積極的な交流・協力をめくって活発な意見の交換が行われた。

オーストラリア及びニュー・ジーランド派遣代表団は、オーストラリアでは、オーストラリア科学アカデミー、オーストラリア国立大学、シドニー大学、連邦科学・産業研究機構など、ニュー・ジーランドでは、ニュー・ジーランド王立協会、マッセイ大学、ウィクトリア大学、科学技術研究機構など、両国合わせて20を超える諸機関を訪問し、それぞれの国の学術、今後の交流の可能性などについて、会談、意見交換を行った。特に、両国では近年、国家、国民に実際に役立つ技術の発展を目指した科学技術の大きな改革が進められており、これらの問題等について、熱心に意見の交換が行われた。

今回の成果は、代表団派遣時だけのものではなく、今後のわが国の学術の国際交流・協力の進展に大きく役立つものと期待される。



## 平成3年(1991年)度共同主催国際会議

本会議は、国際的な活動の一環として、毎年、日本で開催される学術関係国際会議を開催学術研究団体と共同主催してきている。平成3年(1991年)度には、次の6件の国際会議を開催する。

### ■第21回国際農業経済学会議

開催期間 平成3年8月22日～29日  
開催場所 京王プラザホテル(東京都新宿区)  
参加者数 国外550人、国内950人、計1,500人  
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)

開催期間 平成3年7月7日～12日  
開催場所 国立京都国際会館(京都市)  
参加者数 国外1,000人、国内1,500人、計2,500人  
共催団体 (社)日本エム・イー学会、日本医学物理学会

### ■国際純正・応用化学連合1991国際分析科学会議

開催期間 平成3年8月25日～31日  
開催場所 日本コンベンションセンター(千葉市)  
参加者数 国外500人、国内1,000人、計1,500人  
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

開催期間 平成3年7月15日～19日  
開催場所 立命館大学、国立京都国際会館(京都市)  
参加者数 国外170人、国内300人、計470人  
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回マースグロスマン会議

開催期間 平成3年6月23日～29日  
開催場所 国立京都国際会館(京都市)  
参加者数 国外380人、国内170人、計550人  
共催団体 (社)日本物理学会

### ■第22回国際動物行動学会議

開催期間 平成3年8月22日～29日  
開催場所 大谷大学(京都市)  
参加者数 国外400人、国内400人、計800人  
共催団体 日本動物行動学会

## 経営学研究連絡委員会報告—経営学教育改善のために—(要旨)

(平成2年11月26日 第763回運営審議会承認)

企業環境の激変、就中技術革新、高度情報化、国際化等々の急進展に伴って、経営学教育は、大きく見直され、かつ新たな体系化と一層の内容の充実の必要性に迫られている。すなわち、学術的分野の広がり、国際化や情報化の急進展は、経営学の外延の拡大を要請し、また経営管理の高度化、複雑化および戦略的視点の重要性増加は、斯学の多面的な内容の充実強化を要求している。本報告は、かかる状況下において経営学教育の現状分析を行い、かつ(1)教育体系(とくにカリキュラム)の再編成と(2)教育方式の新たな在り方を探り、もって経営学に対する社会的ニーズへの即応と経営学教育の総合的な体系化への試みを展開したものである。とくに教育する側、される側両面での人材育成を強く念頭に置いて経営学教育改善の方途を示すとともに、大学院教育へのつながりを意識しながら将来への展望を示唆しようとしたものである。

## 統計学研究連絡委員会報告—統計学研究教育体制の整備のための具体的方策について(要旨)

(平成2年12月21日 第764回運営審議会承認)

現今、高度情報化の進展による情報資源の多激な蓄積にともない、統計的情報処理を適切に行える人材に対する社会的需要が著しく高まっている。現在米国では60を超える大学に統計学科が存在するのに対し、我が国では統計学関連の大学院専攻はただ一つあるのみである。最近の学術研究における、調査、実験、観測等の活動の急速な増大を考慮するとき、データ有効利用の学としての統計学の研究教育体制の不備は、我が国の学術研究の将来に対し、国際的に見て著しく不利な状況を生み出している。

本報告では、統計学を一つの専門分野として狭く抱える従来の考え方を避け、本来学際的な性格を持つ統計学研究の実態に即して、諸科学との関連をより重視する統計科学の概念を確立し、広範な関連分野の研究者の協力により統計科学研究所あるいは専攻等を設立することの推進を提案する。この提案を具体化することにより、国際的に見ても先進的な統計学研究教育体制を実現することが可能になるものと期待される。

## 実験動物研究連絡委員会報告—動物実験を支援する人材育成について—(要旨)

(平成2年12月21日 第764回運営審議会承認)

医学、生物学領域において、動物を用いた実験研究が先導的な形で寄与し、社会に貢献してきたことの意義は大きい。遺伝子・分子・細胞の各レベルにおける研究成果を総合して個体の生物機能・生理現象を理解し、病的現象に適切な対応を計るために、個体レベルの研究、すなわち、動物実験による研究の必要性はますます増加し、多種類かつ高品質の動物が精細な計画・技術のもとで実験に供されるようになった。以上の観点から動物実験を取り囲む現状を詳しく検討した結果、動物実験の高度化・多様化に対応できる、専門的知識と技術を習得した技術者の数が著しく不足していることを強く認識するに至った。

本報告は、このような現状に対する改善の方向を明らかにするとともに、バイオサイエンス研究支援体制を一層整備するための方策として、特に動物実験技術者の教育機関の設立を中心に、技術の審査・認定制度の確立、技術者の採用制度の検討、身分・処遇保障等についての将来展望を示唆するものである。

## 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もと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.10「くらしと学問の近未来」

〔定価〕1,000円(消費税込み、送料210円)

※問い合わせ先:

(財)日本学術協力財団(〒106 東京都港区西麻布3-24-2、交通安全教育センタービル内、TEL 03-3403-9788)

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(3403)6291

## 工学教育に関する諸問題と対応—特に産業社会の視点から—（要約）

平成3年3月25日

日本学術会議第5部

近年の科学の進歩に基づく技術革新は、産業構造と社会構造の変革をもたらし、この波は更に幅広く奥深い技術の進展を伴って産業社会に本質的なインパクトを与えつつある。これに対応して、わが国の産業界では、新技術の創成に向けて研究設備の充実と人材の確保に積極的な投資がなされている。一方、工学系大学でも、新時代の工学教育の在り方が模索されてはいるが、文教予算の伸びの遅れと政府の研究投資の低さのため、施設や設備の充実は進まず、教育・研究の環境は極めて劣悪な状態にある。

工学系大学では、学問や技術の深化に伴う学部の巨大化や専門教育の細分化に由来して、「ものをつくる」立場からの工学の統合的視野の希薄化が危惧され、また、高度の技術化社会に対応して「人工系科学」を含めた総合的視野の必要性が叫ばれるなど、工学系技術者育成の質と量の問題が顕在化している。

技術革新による時代の転換期にあたって、天然資源に乏しく産業の発展に国力の基盤を置くわが国の立場を省み、また将来の工学系技術者の質と量の需給の不均衡が憂慮される現状から、工学教育の在り方を産業社会への貢献という立場に視点をあてて検討することが緊要である。欧米諸国も近年、国力の基盤はその国の技術競争力にあるとの認識を新たにし、これを支える人材育成のために工学教育の在り方について新しい政策の展開を図りつつある。

大学等における工学教育の諸問題に関しては、文部省、通商産業省、科学技術庁、経済団体連合会等で、それぞれ審議が進められ、多くの指摘がなされている。本報告は、これらとは異なる立場すなわち大学と産業界との接点に焦点を絞り、人材需給のインバランス、工学教育の総合化、技術者の継続教育、国際交流基盤としての学部・学科の評価の問題、大学行政・組織の弾力的運営、政府の対応、などを中心に審議検討したもので、工学教育の在り方を網羅的に審議した結果ではない。しかし工学系大学が、この変革期に際して、新たな伝統を築くべく踏み出すことを強く望む結果となった。

産業界と学界は「工学系技術者の育成にかかわる工学教育は、わが国にとってその将来を左右する基本的課題である」との認識のもとで、下記事項の状況把握に努め、その対応策を協議する必要がある。

- (1)産業界の人材需給問題の把握と長期予想
- (2)社会的要請・社会情勢の進展への大学の対応
- (3)大学組織（学部・大学院の構成）、学生定員、カリキュラム等への産業界からの要請
- (4)産・官・学界の協力による工学系技術者の継続教育体制の確立
- (5)工学教育にかかわる大学の環境整備及びそれにかかわる税制その他の制度の整備
- (6)国際交流に対処し得る学部（学科）・大学院（専攻）の評価・認定体制、等である。

これらの事項の具体的状況把握ならびに対応策の協議にあたり、工学教育が産業社会の拠り所であり国の基本政策であるとの認識のもとに、まず産・学両界トップメンバーによって構成される「工学教育トップフォーラム」の設置が望まれることを、本報告は結論としている。

〔附記〕経団連関係首脳、日本工学会アカデミー首脳、文部省関係局長・課長、および大学関係者により、本目的に沿った準備会合が平成3年1月にすでに開かれている。





## 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28-1千代田生命衛堂筋ビル

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)

自動錠剤包装機

超低温フリーザ

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)

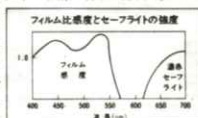




デュポンには、  
CRTの主治医がいます。

## 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、高品質な画像は欧米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なっています。ですから、CRTの画像コントラストを必ず調整するだけで、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、いどんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品との併用により、より優れた画像を得られます。  
MD : 自動現像機用現像液  
XMF : 自動現像機用定影液  
●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1-111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 興和ビル別館

お問、合、資、料請求は下記まで  
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  
☎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 アイヤー管(第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管
- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

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

ネパックス

NEC



# 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



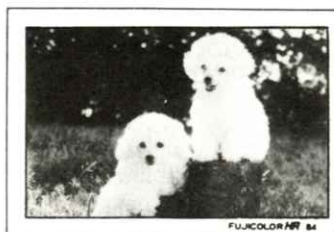
## 総合医療機器の

### 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

yms

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  
東部支社 (03)223-8511  
中部支社 (052)586-1665  
西部支社 (06)831-7811  
九州支社 (092)271-9800

北海道支店 (011)241-7613  
北関東支店 (048)651-0301  
東京支店 (03)223-8511  
東関東支店 (03)5687-0681  
南関東支店 (045)662-4078  
京都支店 (075)231-3308  
関西支店 (06)831-7811  
兵庫支店 (078)251-4881  
中国支店 (082)230-1131  
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）。

