

研究会記事

＊ 目 次 ＊

- 23-1 点線源 R・I 定量の一方法
————— 名大・医学部・RI 研究室 西 沢 邦 雄 ————— 2
- 23-2 ズームイメージアンプリファイア
————— 島 津 津 田 元 久 ————— 4
- 23-3 イメージアンプリファイアの発光の時間応答
————— 島 津 津 田 元 久 ————— 13
- 23-4 円形欠陥の情報容量
————— 京工織大 金 森 仁 志 ————— 13

R. I. I. 研究会

役員および賛助会員

会 長 高 橋 信 次

顧問 足 立 忠
立 入 弘
官 川 正

常任委員 内 田 勝 佐々木常雄 竹中栄一

委 員 井上多門 内 田 勝 梅垣洋一郎
金 森 仁 志 木下幸次郎 佐々木常雄
佐柳和男 高野正雄 竹中栄一
津田元久 土井邦雄 野田峰男
長谷川 伸 松田 一

事務職員 渡辺竜史 木村多賀子

賛 助 会 員

キヤノンカメラ株式会社
島 津 製 作 所
大日本塗料株式会社
株式会社 ナ ッ ク
富士写真フィルム株式会社

小西六写真工業株式会社
芝 電 気 株 式 会 社
東芝放射線株式会社
日立製作所亀戸工場
富 士 電 機 株 式 会 社

第23回放射線イメージ・インフォメーション研究会

日 時 昭和45年2月14日(土)
10.30～16.00 (研究会)
16.30～19.30 (委員会)

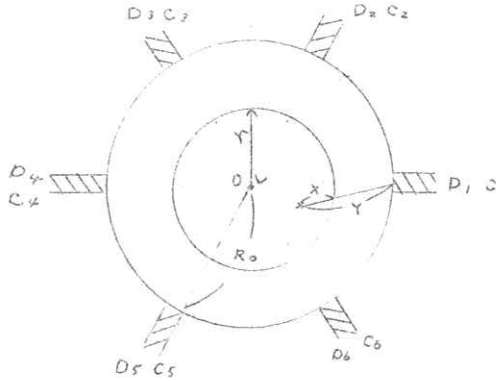
会 場 名古屋市昭和区鶴舞町65
名古屋大学医学部放射線科医局
TEL 741-2111

出席者 伊藤 博, 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎, 久保栄太郎, 佐柳和男, 佐々木常雄,
竹中栄一, 津田元久, 恒岡卓二, 鳥生敬郎, 南波一郎, 西沢邦秀, 野田峰男, 長谷川 伸,
藤田 , 山本 昭, 森矢達人

(1) 報告ならびにあいさつ 佐々木
司会 佐々木

点線源 R. I 定量の一方法

名大・医学部 R・I 研究室 西沢 邦秀



$$S_0 = \sum_{i=1}^6 C_i^0$$

$$C_i^0 \propto \frac{P \exp(-\mu r)}{R_j^2}$$

$$S_A = \sum_{i=1}^6 C_i^A$$

$$C_i^A \propto \frac{P \exp(-\mu x)}{Y^2}$$

$$R_A = \frac{100 S_A}{S_0}$$

$$= \frac{\sum_{i=1}^6 P \exp(-\mu X_i) / Y_i^2}{\sum_{i=1}^6 P \exp(-\mu r) / R_0^2} \quad 100 = \frac{50}{3} \frac{\sum_{i=1}^6 \exp(-\mu X_i) / Y_i^2}{\exp(-\mu r) / R_0^2}$$

O $X_{ci} \dots S_0^x \quad P : X = S_0^p : S_0^x \quad \therefore X = \frac{P \times S_0^x}{S_0^p} C_i^A$

A $X_{ci} \dots S_A^x \quad S_A^x : S_0^x = R_A : 100$

$$S_0^x = 100 \times S_A^x / R_A$$

$$X = \frac{P}{S_0^p} \frac{100 S_A^x}{R_A} C_i^A$$

津 田 元 久⁽¹⁾・吉 村 公 男⁽²⁾・長 谷 川 照 芳⁽²⁾

1. は じ め に

イメージ アンプライアは、開発された当時の視野は 5 インチであった。直径 5 インチの視野では寸法がやや不足であったので、以後つきつぎに 9 インチ、11 インチと大視野のものが発表されて今日にいたっている³⁾。

いっぽう、1 本のイメージ管の中で、静電レンズを二通りに切り換えて、2 種類の視野を得ることができるイメージ アンプライア、すなわち可変視野イメージ アンプライアも開発されている³⁾。

映画やテレビジョンのカメラにたとえるならば、これまでの単一視野のイメージ アンプライアはシングル レンズ カメラに相当し、視野を二通りもつ可変視野形イメージ アンプライアは 2 本レンズ ターレット付きのカメラに相当するわけである。今日では

映画カメラやテレビジョン カメラにはズーム レンズが非常に普及しており、便利に使用されている。そこでわれわれは、イメージ アンプライアにもズームを導入するべく、視野が連続的に変化するズーム イメージ アンプライアを試作した。

ズーム イメージ アンプライアを用いれば、自由に視野を変えることができるので、診断しようとする臓器の大きさに応じて適当な寸法の視野を選んで透視を行なうことができる。また、像の解像度は視野が小さいほど高いので、精密な診断には視野を小さくして透視するのが便利である。いっぽう、視野が大きいほど広い範囲を見渡すことができるので大視野も有利である。

ここでは、試作ズーム イメージ アンプライアについて、その原理、構成、技術的な問題点について概略を述べてみたい。

2. ズーム イメージ アンプライアの原理と構成

2.1 ズーム イメージ アンプライアの原理

1936年 V. K. Zworykin は像変換管について発表しており、像変換管内の静電レンズ電極に加える電圧を変えて、静電レンズを変化させることにより、像の視野の大きさを変化させることができることを報告している⁴⁾。

今日、可変視野イメージ アンプライアに使われている可変視野イメージ管は、Zworykin の像変換管の原理を X 線用のイメージ管に応用したものといえよう。すなわち、X 線用イメージ管の静電レンズ電極に加える電圧を二通りに切り換えられるようにしておいて、2 種類の視野を選択することができるようにしたものである。可変視野イメージ アンプライアについては、すでに発表しているので³⁾、ここでは詳細な説明はさけることにする。

ズーム イメージ アンプライアの場合は、可変視野イメージ アンプライアのように 2 種類の視野だけでなく、連続的に視野変化させるものであるが、ズーム イメージ アンプライアに使用するイメージ管は可変視野イメージ アンプライアに使用されているイメージ管と全く同一のものである。

図 1 はズーム イメージ管の構造を示すものであり、図 2 はその観である。図 3 はズーム イメージ管の各電極に与える電圧と視野関係を示すものである。図 1 に示されているように陰極および補助陽極に与える電圧は固定しておいて、第 1 グリッド、第 2 グリッドおよび補助陽極の各電極に与える電圧を図 3 にしたがって制御すれば、視野が変化することになる。

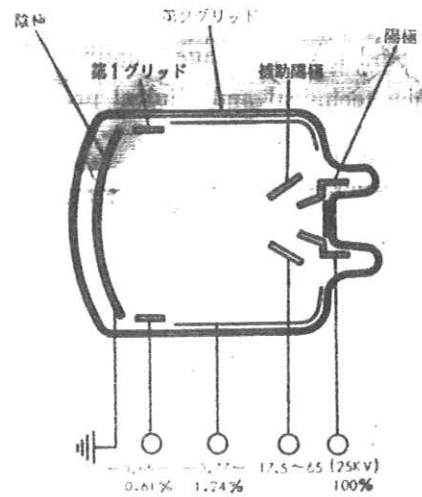
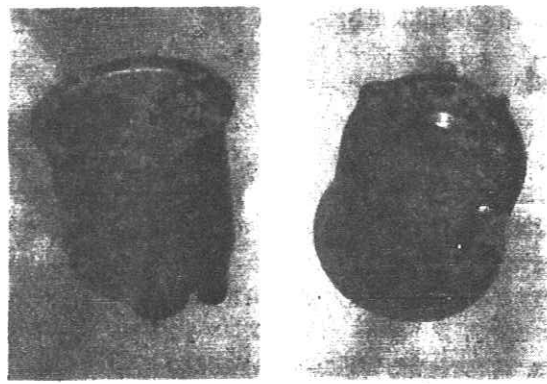


図 1 ズーム イメージ管の構造

Sectional view of Zoom X-ray Image Tube



(a) (b)

図 2 ズーム イメージ管 IA-8B 形
Zoom X-ray Image Tube Type IA-8B

注 (1) 放射線事業部 電子管工場

(2) 日本電子科学(株)

図3において、縦軸は平行な直線を考え。この直線と横軸との交点は像の視野を示す。いっぽう、各電極電位を示すカーブと横軸との交点は、おのおのの電極の取るべき電圧を示し、各電極がこの電圧にあれば、像は正確に結像していることになる。したがって、ズームイメージアンプリファイアとしては、各電極電圧がいつも図3に示される関係を保ちながら変化しないと結像が保てないことにな

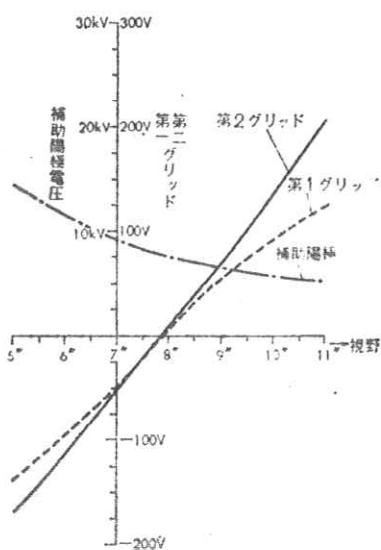


図3 視野と各電極電圧の関係 (陽極電圧 25kV の場合)

Relation between viewing field and voltages of electrodes in Zoom X-ray Image Tube

図3に示されるように、このズームイ

メージアンプリファイアは視野が約5インチから11インチまで変えられる。図4はズームイメージアンプリファイアを用いて、視野を11インチから6インチまで1インチごとに变化させたときのX線テレビジョン像を写真記録したものである。ズームングの効果がよくわかる。

ズームイメージアンプリファイアの解像度は、最大視野11インチで2.5線対/cm、最小視野約5インチで20線対/cm程度であり、視野が小さくなるにつれて、解像度は上昇する。ひずみは一般的に視野が小さくなるほど少なくなるようである。

しかしながら、イメージアンプリファイアの出力像の輝度は像の縮小率と、電子加速電圧の積に比例する。この場合、電子加速電圧一定であるので、像の輝度は視野の寸法の2乗に比例することになる。したがって、最大視野と最小視野を比較したとき、輝度は約4倍変化することになる。これを補って、視野が変化しても輝度が一定になるようにするためには、X線量を増してやる方法を講ずることが必要になる。

表1にはズームイメージアンプリファイアの性能がまとめてある。

2. ズームイメージアンプリファイアの構成

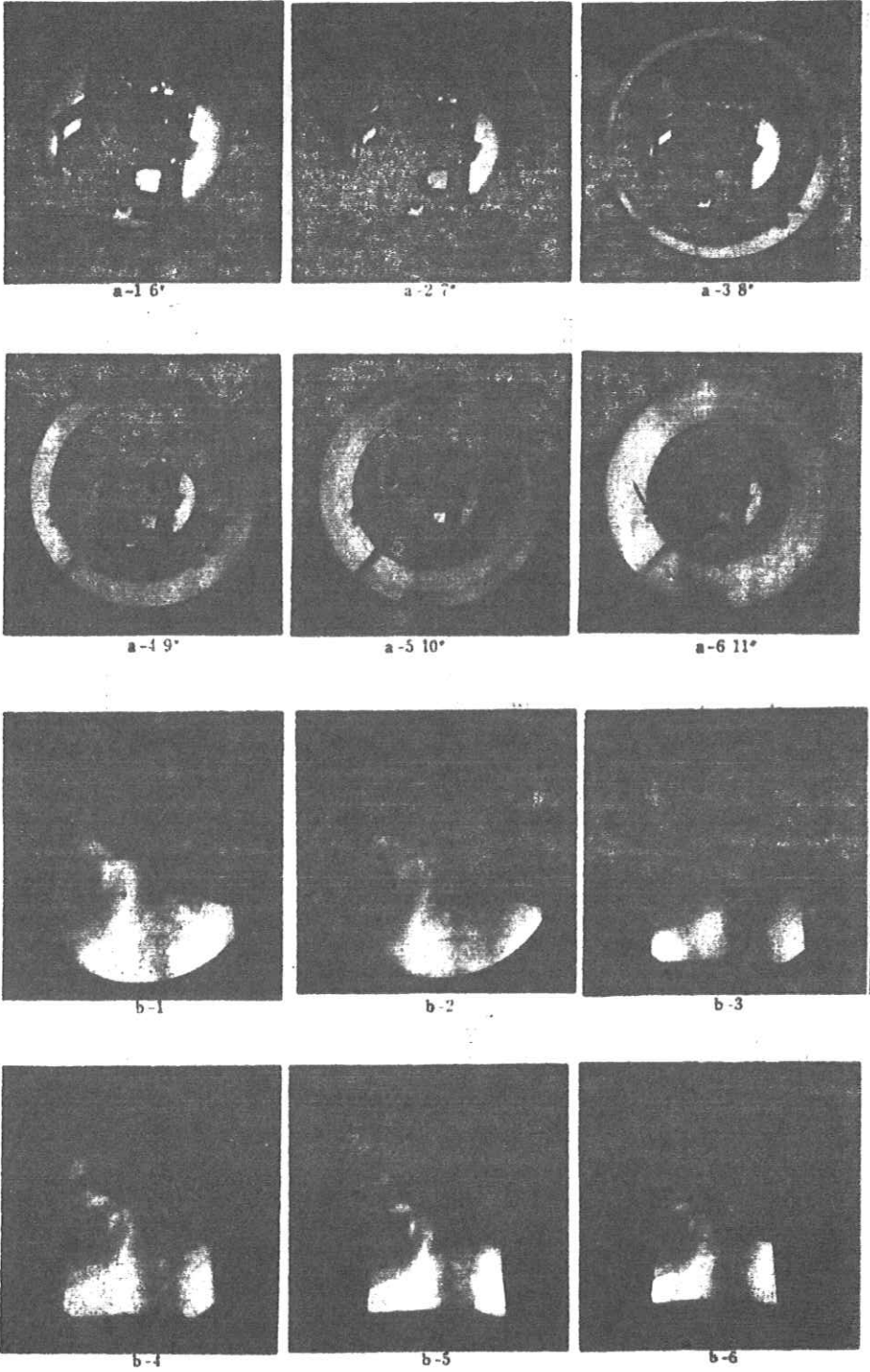
ズームイメージアンプリファイアは、イメージ管、管容器、電源部及び光学系で構成される。イメージ管については2.1項でくわしく

表1 ズームイメージ管の性能 (IA-8B形)
Performance of Shimadzu Zoom X-ray Image Tube Type IA-8B

	最大視野	最小視野
有効視野 mmφ	280	140
像の縮小率	12	6
電子加速電圧 kV	25~30	25~30
変換係数 $\text{cd}(\text{m})^{-2} (\text{mR})^{-1}\text{S}$	42以上	11以上
解像度 lp/cm	12.5以上	20以上
*補助陽極電圧(陽極電圧に対する%)	20	60
*第1グリッド(陽極電圧に対する%)	0.5	-0.56
*第2グリッド(陽極電圧に対する%)	1	-0.66

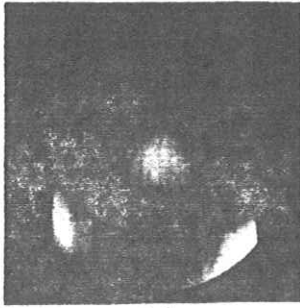
* 代表値

図4 ズーム イメージ アンプリファイアのX線テレビジョン像
X-ray television pictures by Zoom Image Amplifier





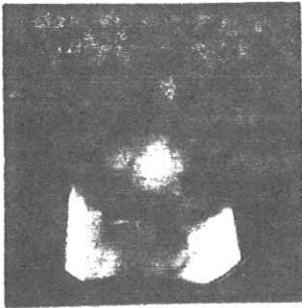
c-1



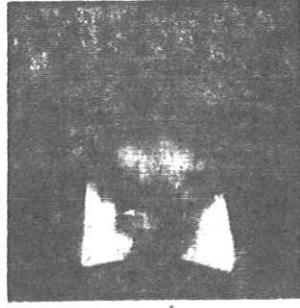
c-2



c-3



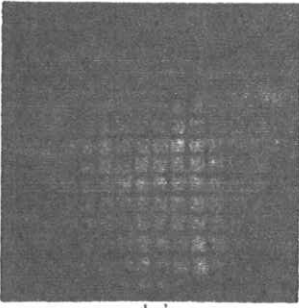
c-4



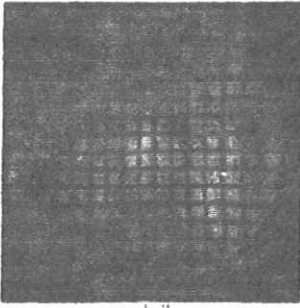
c-5



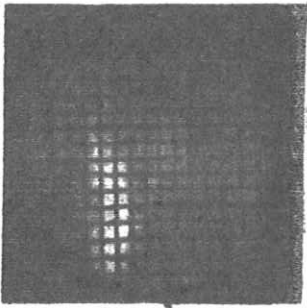
c-6



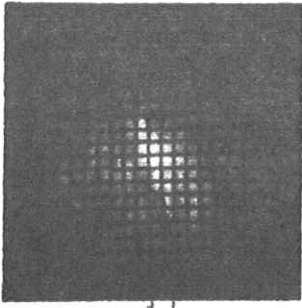
d-1



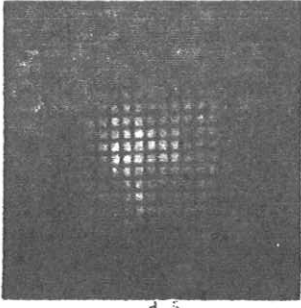
d-2



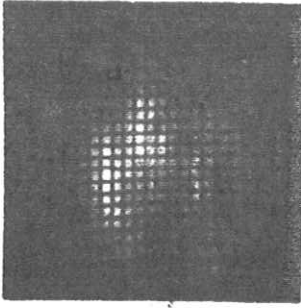
d-3



d-4



d-5



d-6

述べた。

管容器は、イメージ管を収めてガラス製のイメージ管を衝撃から保護し、イメージ管にかかる高電圧を絶縁し、イメージ管を通過するX線をシャ断する役目をはたすものである。図5にその外観を示す。

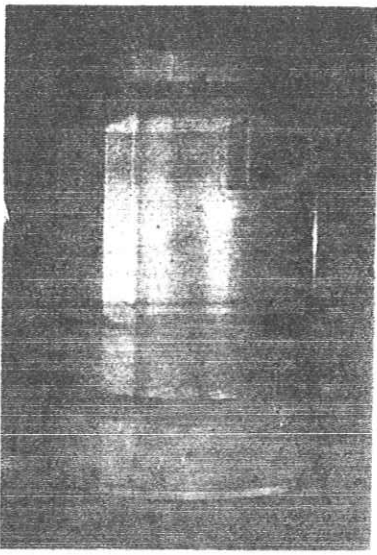


図5 ズーム イメージ管の管容器
Housing of Zoom X-ray Tube

管容器は、金属製でX線をシャ断するために内面には鉛板がはられており、また、外部からの磁界がイメージ管内を運動している電子に作用して結像状態を乱すのを防ぐために、高透磁率の金属板を内面にはっている。

イメージ管に与える電圧としては陰極、第1グリッド、第2グリッド、補助陽極、陽極の5種類がある。このうち陰極は接地として、容器自体に接続されるので、管容器には他の4種類の電圧を供給する接続端子がある。このうち、陽極および補助陽極の端子は15kV以上の高電圧になるので絶縁には十分考慮がはられている。

イメージ管のX線入射側は金属製のリングで、透視台への結合部となり、中心部の開孔はうすいベークライト板でふたがしてあり、X線の吸収を少なくするようにしている。また、出力側にはレンズがはめ込まれるようになっており、このレンズ取付リングにさらに映像分配器が取り付けられるようになっていいる(図6参照)。

つぎに電源部であるが、内容的にもかなり複雑なものであるので、項を改めて次項で述べることにする。

映像分配器には各種のものがあ、診断技法に応じて選択することが可能である。映像分配器は他の形の島津イメージアンプリファイア(9インチ形、11インチ形、1 $\frac{1}{4}$ 可変視野形)と全く同じである。図7に各種の映像分配器の写真を示す。各種のカメラ、テレビジョンカメラおよび観察光学系が映像分配器に取り付けられる。

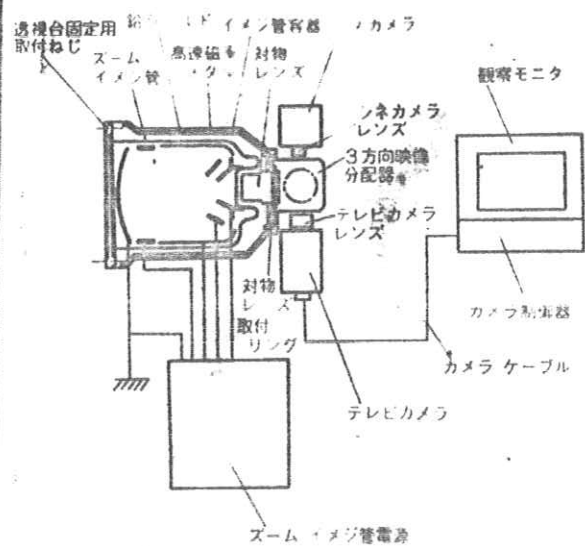


図6 ズーム イメージ アンプリファイアの構成
Constitution of Zoom X-ray Image Amplifier

表2 イメージ アンプリファイアと組み合わせられるカメラおよびテレビジョン装置

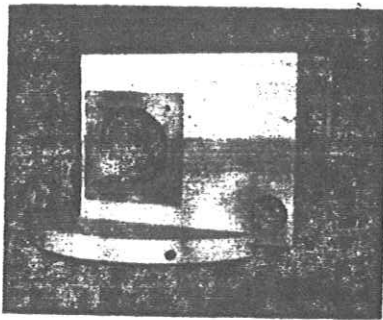
Cameras and television units available for Image Amplifier

16mm シネ カメラ	BOLEX H-16RX-MATIC-P (低速) ECLAIR GV-16 (高速)
35mm カメラ	ニコン F MD 36 ニコン F MD-250
70mm カメラ	キャノン CX1A 70 キャノン 70mm ラピッドシーケンス カメラ
テレビジョン装置	三菱電機製 XT-102形 } ビジコン使用 XT-202形 } XT-121形 } 東芝 XT-132形 } ブランビコン使用 XT-232形 } XT-351形 イメージ オルシコン使用

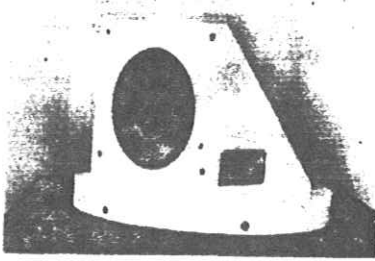
表2に、組み合わせられる各種カメラおよびテレビジョン装置があげてある。

イメージアンプリファイアの光学系は、さきに述べた管容器に取り付けられたレンズ (f=100mm, F:1.5で他の形の

島津イメージアンプリファイアに使用するものと同じである)と映像分配器で構成されており、管容器のレンズと映像分配器に取り付けられるカメラレンズでクンデムレンズを構成させている(図6参照)。



(a)



(b)

図7 映像分配器
Image distributors

準電圧可変設定器、第1グリッド電源、第2グリッド電源電圧調整器を連動させて行なっている。これはイメージ管の品種、品質の相異に対する考慮であって、多機種への利用、保守時の簡便性を特長としてあげることができる。

連続相関可変部とは、イメージ管固定視野から連続視野可変にする制御電源装置の中核部で、3種類の相異なる曲線を連続追従するもので、補助陽極電源の人力にある曲線プログラム、第1グリッド電源、第2グリッド電源の出力にある曲線プログラムを、1軸3連の精密捲線抵抗器を用いて連動駆動しており、遠隔操作と操作の単純性を考え、駆動源として減速歯車付同期電動機を使用し、抑圧コンにより正逆回転させて連続視野可変範囲5インチから11インチの幅を、約12秒のズーム速度で動作させている。

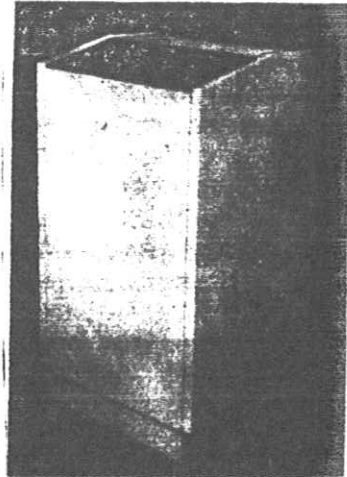


図8 ズームイメージアンプの電源部
電源部

Power supply of Zoom Image Amplifier

図8はこの電源部の外観であり、図9は操作盤の写真である。図10にはブロックダイアグラムを示しておく。

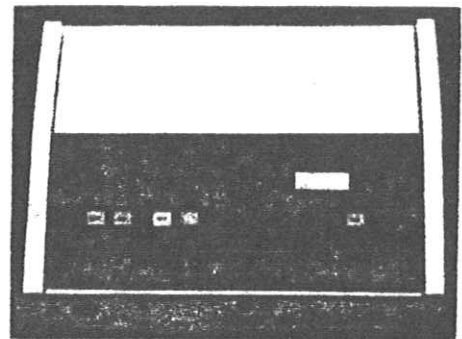


図9 電源部の操作盤
Control of power supply

2.3 電源部

ズーム イメージアンプ

カメラの電源部は陽

極電源、補助陽極電源、第1グリッド電源、第2グリッド電源の4種の電源および陽極電圧に対する連続等比可変部、3種の曲線プログラムによる電動駆動の連続相関可変部から構成されている。

陽極電源は、ごく普通の倍電圧整流1次可変電源である。

補助陽極電源は、曲線電動プログラム発信機を人力にもつサーボ増幅器の出力で駆動される高圧整流回路で、常にプログラムに忠実に追従する構造であり、同時にその帰還信号発信機の信号電圧を分し、ズーム位置表示計器をも動作させている。陽極電源、補助陽極電源ともそれぞれ計器端子を有しているのは従来どおりである。

第1グリッド電源、第2グリッド電源は、独立定電流電源回路の力に曲線プログラムを単独設定できる構造で、それぞれ零点移動可能である。このことは曲線プログラムが正電位から負電位に移る際の節をなくするうえで絶対に必要な方法である。

連続等比可変部とは、陽極電源電圧を変化させた場合、他の3電圧を全て連動して零電位に対し等比可変する部分を指すが、構造的には陽極電源電圧調整器の軸に、補助陽極電源プログラムの基

$$\lambda_1, \lambda_2 = -\frac{1}{2R_0} \left\{ \left(\frac{1}{C_2} + \frac{R_0}{C_1 R_0} + \frac{1}{C_1} + \frac{R_0}{C_1 R_1} \right) \pm \sqrt{\left(\frac{1}{C_2} + \frac{R_0}{C_1 R_0} + \frac{1}{C_1} + \frac{R_0}{C_1 R_1} \right)^2 - \frac{4R_0}{C_1 C_2} \left(\frac{1}{R_0} + \frac{1}{R_1} \right)} \right\} \quad (4)$$

なる。(4)式の λ_1, λ_2 が大きいかほど時定数は小さいわけであるから、回路定数を λ_1, λ_2 のいずれもが十分大きくなるように決めること必要になる。 C_2 はケーブルの分布容量であり、 R_0 は電源インピーダンスで、ともに変えられないから、 C_1, R_1, R_0 だけを変えられものになる。また、高圧発生器としての能率を考えると $R_0 \ll R_1$ でなければならない。こうみてくると(4)式の λ_1, λ_2 の式からつきようなことがいえる。

(a), C_1 は小さいほどよい、(b), R_0 が R_0, R_1 に比べて大きいほどよい。

いっぽう、リップルの目安を得るために図11についてその交流特をしらべると、

$$= \frac{1}{j\omega C_1 R_0} \left[R_0 - \frac{1}{\omega^2 C_1 C_2 R_0} - \frac{1}{\omega^2 C_1 C_2 R_1} + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{R_0}{j\omega C_1 R_0} + \frac{R_1 + R_0}{j\omega C_1 R_1} \right] \quad (5)$$

なる。50Hz, 60Hzで i_0 の値が小さいほどリップルが少ないことなる。リップルを小さくするには、

(c), R_1 が小さいほどよい、(d), R_0 は大きいほどよい、(e), C_1 が大きいほどよいといえる。ここで、回路常数についての結論(1)~(e)をみると相反する結果が含まれているので、 $C_1 \cdot R_1 \cdot R_0$ の値を、リップル、過渡応答の両方のかね合いで決めることが必要である。電圧の時間おくれは、視野変化の速度をおそくすれば軽減されるわけであるが、最大視野から最小視野まで変化させる時間は、あまり長くするとまのびしてしまうので、12秒におさえている。実際の回路では、このほかに静電誘導によるリップルの増加、および遊容量による時定数の増加があり、リップルは1%、交流スプ入力に対する応答時間は0.3秒程度になっている。

3.2 画質についての問題点

ズーム イメージ管の出力像は、視野が小さくなると像の周辺部はぼけてくる。しかし、この状態では出力像寸法が大きくなるので、中央部の22mmφ(最大視野11インチのときの出力像径)の部分には良好な像になっている。

ズーム イメージ アンプリファイアの像の光学的レスポンス関数は、視野から小視野へうつるほど向上する。これは出力けい光面のレスポンス関数が電子像の縮小率が小さいほどよくなることによるものが多い。図12は1例として、11インチ視野の場合と7インチ視野

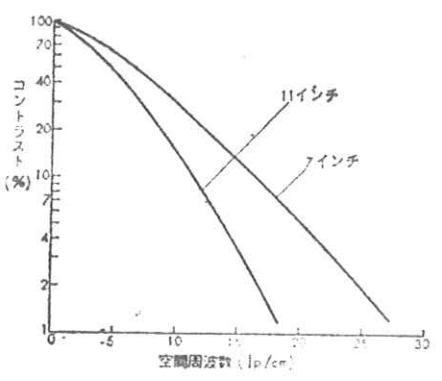


図12 ズーム イメージ管の光学的レスポンス関係
Optical transfer function of Zoom X-ray Image Tube

野の場合の光学的レスポンス関数を示している。

X線テレビジョンとして使用するときは、テレビジョンの走査線数および映像信号帯域幅から解像度が決まるので、イメージ管自体の解像度よりは低い値になるが、やはり小視野側では大視野側より大幅に解像度が向上する。実際には最大視野11インチで9線対/cm、最小視野で14線対/cm程度になっている。

なお、3.1項で述べたように、視野を変化させているときは、補助陽極電圧の時間的な立ち上りのおくれがあり、これにテレビジョン系の残像が加わって、視野変化が停止しているときにくらべてやや解像度の低下がある。しかし、人間の眼はゆっくり動く対象に対しては鋭敏であり、静止時よりも像をとらえやすいので、視野変化中でも十分に情報を得ることができるようである。

J. Feddemaらは可変視野イメージ アンプリファイアによる電子的拡大と、従来からあるX線拡大法および光学的拡大法を比較し、いずれの方法がより画質を改善するうえで有効かを調べている⁹⁾。それによれば、画質改善の程度はX線拡大、イメージ管による拡大、光学的拡大の順であるという。したがって、X線テレビジョンとしてのズームはテレビジョンのカメラ レンズをズームにすることによっても達成できるわけであるが、画質のうえから電子的ズームをとるべきである。

これとは別に、われわれはイメージ アンプリファイアによる像拡大とX線拡大の画質改善効果を比較する研究を行っており、別途に発表する予定であるが¹⁰⁾、その結果によれば、電子的な拡大とX線拡大を併用すれば、イメージ アンプリファイアと70mmカメラを用いた間接撮影の画質は、直接撮影のそれに匹敵することがわかっている。

4. む す び

試作ズーム イメージ アンプリファイアについて概略を述べた。今後製品として完成するようにしてゆきたいと考えているが、さして大きな障害はないと確信している。テレビジョン カメラや映画カメラがシングル レンズからターレットへ、さらにズームとなったようにX線用イメージ アンプリファイアも、シングル視野から可変視野、さらにズームへと進んでゆくものと期待している。

おわりに、この試作を提案、指示された島津製作所放射線事業部中堀事業部長のご指導に対し、また、この試作に力を貸していただいた方々の協力に対し謝意を表したい。

文 献

- 1) J. W. Coltman : "Fluoroscopic image brightning by electronic means". Radiology, 51, 359~367 (1948).
M. C. Teves et al. : "Electronic intensification of fluoroscopic image" Philips Technical Review, 14, 33 (1952).
- 2) 田部, 津田ほか : "高津 イメージ アンプリファイア" 島津評論, 24, 67 (1967).
- 3) 津田, 吉村ほか : "高津可変視野 イメージ アンプリファイア" 島津評論, 25, 113, (1968).
- 4) V. K. Zworykin : "Electron Optical System and Their Application" J.I.E.E, 79, 1 (1936).
- 5) J. Feddema, P. J. M. Botdem : "Magnification techniques, especially geometric enlargement" Diagnostic radiologic instrumentation, Charles C. Thomas Publisher 382~395 (1965)
- 6) 田部, 津田 : "Improvement of X-ray television fluoroscopic image and fluorographic image through employing variable field image intensifier and X-ray enlargement technique" 第12回国際放射線医学会議に発表.
津田, 幸田, 田部 : "可変視野イメージ インテンシファイアによる拡大およびX線拡大によるX線テレビジョン像およびイメージ アンプリファイア間接撮影像の像質改善" 本誌387ページ

(予稿集なし)

円形欠陥の情報容量

京都工芸繊維大学電気工学教室 金森 仁 志

同じ拡がり、縦断面をもつ円形欠陥の高さが、ランダム雑音の標本値と同じ確率分布で表わされるならば、この円形欠陥群から出る信号のウィナースペクトル (W, S) はつぎのようになる。

$$P(\nu) = P_{0c}(\nu) T_{j0}^2(\nu) \quad \text{--- (1)}$$

$$P_{0c}(\nu) = S_c^2 P_0(\nu), \quad S_c = 2W_N X \sigma_D / \sigma_p \quad \text{--- (2)}$$

ここで

σ_D : 欠陥の高さの分散 X : 比例定数

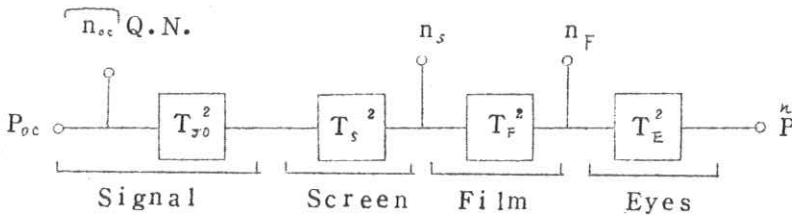
σ_p : ランダム信号の分散 W_N : ランダム信号の帯域幅

$$P_0(\nu) = \begin{cases} 1, & |\nu| \leq W_N \\ 0, & |\nu| > W_N \end{cases} \quad \text{: ランダム信号の } W, S$$

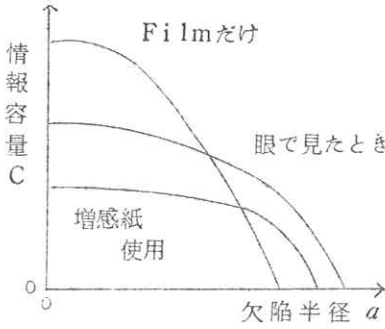
T_{j0} : 欠陥の断面の形を Fourier 変換し normalize した等価 O.T.F.

T_{j0}^2 : 被写体スペクトルに相当する

したがって撮影系のブロック図は下のようになる



このブロック図から情報容量を計算すると下図のような傾向が現われる。



図の左端ではランダム信号の場合と一致する

半径が大きくなると2つの効果が現れる。

1 $C \sim 1/a^2$

2 眼, 増感紙のような low pass filter を入
れるとCがかえって増加する。

ただし S_c は(2)式からではなく $S_c^2 = \int T_{F0}^2 d\nu / \int T_{F0}^2 T_{S0}^2 T_{F0}^2 d\nu$ ----- (3)
で計算すればよい。



HELSINKI UNIVERSITY CENTRAL HOSPITAL

November 27, 1969

Prof. Dr. Shuzo Ishiguchi
Dept. of Radiology
Gifu University Hospital
GIFU
JAPAN

My Dear Professor Ishiguchi:

This is to thank you for your letter dated Nov. 20, 1969 and the enclosures. The Memo again gave witness of the extraordinary high level of Radiology in Japan, and your personal ability to penetrate some of the central problems.

Recalling my stay in Japan, I shall first and foremost thank you and your colleagues at the Organizing Committee of the XII ICR. This was a magnificent Congress, and we all enjoyed it very much. Tokyo and Japan, and the people of Japan added to this pleasure in a most becoming fashion.

After the Congress I had the opportunity to stay for 10 days in Japan and to travel and meet friends and radiologist colleagues. This gave to me some most serious thoughts, and I shall approach you as the former President of the Japan Radiological Society with the following suggestions:

1. This is based on extensive observations and discussions with especially the younger Japanese radiologists.
 2. I am also referring to a number of Medical Schools and prominent radiology professors, among them Prof. Tsukamoto, Prof. Adachi, Prof. Saitoh, Prof. Takahaschi, Prof. Taguchi and their junior associates, such as Dr. Kato, Dr. Tonarye, Dr. Sasaki, Dr. Hiraki and several other prominent and gifted persons, completed by related persons such as Dr. Doi from the industry.
 3. I am asking you to extend my gratitude to the Japan Radiological Society and to outline a new program for Radiology in Japan with regard to complete independence and status for the main branches of the discipline, Diagnostics, Therapy and Nuclear Medicine.
 4. I consider this to be of paramount importance for the future of Radiology in Japan.
 5. This division, as you well know, has been performed in Scandinavia many years ago. I am prepared to extend to you every assistance on the basis of our own, huge teaching hospital, based on 300,000 x-ray and other radio-diagnostic examinations a year, and an independent Therapy and Cancer Clinic under the direction of Prof. Dr. L. R. Holsti.
 6. The eminently high level of research in Japan has taken me by a pleasant surprise. Of many things I wish to name the Information Theory Group and the Japan Society of Radiation Image Formation. I am personally very much interested in the achievements of this Group.
- Please, bring the above points to the attention of the Japan Society of Radiology with my deep personal regards and gratitude. I wish very much that you may continue along the fine path of research, now well opened. Extending to you once again my personal greetings and wishes of the Season, I shall remain,

Sincerely yours,

Pekka Spila, M.D.
Professor

Helsinki 17
Unioninkatu 38
FINLAND

R I I 研究会第7回委員会議事録

日 時 昭和45年2月14日 午後2時30分～5時
場 所 名古屋大学医学部放射線科医局
出席者 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎, 佐柳和男, 佐々木常雄, 竹中栄一, 津田元久, 鳥生敬郎,
野田峰男, 長谷川 伸, 森矢達人 (五十音順)

- 議 題
1. 研究白書その他雑誌掲載の経過報告
 2. 教科書の原稿の進行状況
 3. 委員改選の件

審議結果

1. 研究白書その他雑誌掲載の経過報告

和文

日医放誌	1月号
J I R E A	3月号
光学ニュース	未定(2月16日編集会議にて決定する)
非破壊検査	" (未解答)
放射線技術会誌	" (")

英文

アイソトープへの掲載不可能であったので, 応用物理へ掲載するよう努力する。
(佐柳委員に依頼)

2. 教科書の原稿の進行状況
 - 2.1 学園紛争のためにおくれているが, 基礎編は夏休暇明け, 脱稿の予定。
 - 2.2 出版に関する費用の一部は文部省の図書刊行補助を受けるよう努力する。
3. 委員改選の件
 - 3.1 会長は高橋先生(名大)留任を依頼する。
 - 3.2 研究会の発展のために下記の像処理研究者の委員参加を依頼する。

鳥 脇 純 一 郎 (名大電気工学科)

飯 沼 武 (放 医 研)

一 岡 芳 樹 (阪 大)

3.3 梅垣洋一郎，松田一の両委員には委員留任の伺いをする。

3.4 下記の委員代行者を了承した。

三 浦 典 夫 : 土井邦雄委員の代行

恒 岡 卓 二 : 井上多聞委員の代行

次回は5月，東京において像処理講演会十研究発表の形式で行なう。

(野田 記)

研究会記事 第二十三回

発行日 昭和四十五年 四月 一日

編集者 内 田 勝

発行所

R I I 研 究 会

宮崎市西丸山町一一八

宮崎大学工学部応用物理学科内

電話 宮崎(〇九八五)

二一三一五五番

大阪中央連絡事務所

大阪市北区梅田町大阪中央郵便局

私書箱一三七四号

印刷所

大阪府箕面市瀬川八八一

渡 辺 龍 史 堂

(昼間作業所)

箕面 〇七二七一 二二一九九〇三
池田 〇七二七一 六一一八六一一