

第 6 編 イメージアンプリファイアとテレビジョン

第 1 章	解 説	野 田 峰 男	1 頁
第 2 章	X線用 PbO ビジコンの医学応用への可能性 (1 2 - 3)	飛 田 勝 弘	3
第 3 章	X線テレビに於ける運動と残像の一実験 (1 4 - 5)	野 田 峰 男	7
第 4 章	イメージオルシコン管を使用した X線テレビ装置の一, 二の特性 (1 5 - 3)	矢 仲 重 信 野 田 峰 男	1 1
第 5 章	X線 TV像におけるイメージ増強と垂直解像力 (1 6 - 4)	竹 中 栄 一 鏑 晃 一 木 下 幸 次 郎	1 4
第 6 章	中性子 TV装置とその応用 (1 7 - 4)	亀 井 久	2 1
第 7 章	島津可変視野イメージアンプリファイア (1 9 - 2)	津 田 元 久 若 松 公 男 足 立 勝	2 6
第 8 章	イメージ管の解像度 (1 9 - 3)	長 谷 川 伸	3 3

第 6 編 イメージアンプリファイアとテレビジョン

第 1 章 解 説

X線テレビジョン装置（以下XTVと略す）の普及は、消化管、循環器、外科診断、治療位置ぎめ等の分野でめざましいものである。この理由としては(1)医師と患者の被ばく量の減少、(2)明るい部屋での作業が可能、(3)多人数での観察が可能な如き利点と同時に、消化器系ガンに対する国民全般の認識、あるいは脈管系の造影検査等の必要性の増加と、それに対する装置の進歩、発達など幾多の要因をあげることができる。

現在使用されているX線テレビジョン装置は大別してイメージアンプリファイア（以下X線蛍光増倍管あるいは *I. I.* と略す）の使用の有無、撮像管の種類により以下の各方式となる。

- (1) *I. I.* とビジコン式TVの組み合わせ
- (2) *I. I.* とプランビジコン式TVの組み合わせ
- (3) *I. I.* とイメージオルシコン式TVの組み合わせ
- (4) 蛍光板とイメージオルシコン式TVの組み合わせ
- (5) 蛍光板と可視光イメージアンプリファイアとイメージオルシコン式TVの組み合わせ

これらの諸方式の性能あるいは総括的な比較はいくつかの報告⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾があり、これらのXTVは、今日では、その仕様、性能の面で完成の域に達したものと考えられている。しかし、被ばく線量の減少（感度の向上）、解像力、SN比など画質をさらに改善する努力がなされている。被ばく線量の減少には当然量子雑音の問題があり、X線蛍光増倍管の入力蛍光面でのX線量子の吸収を大きくすること、あるいはX線を間欠的にばく射し、何らかの手段を用い画像蓄積を行ない、許容し得る程度まで画像の繰返し周波数を下げる方法等が考えられている。また画質の改善には γ 補正、映像の拡大、イメージ増強等の回路技術を応用する方法、あるいはX線テレビジョンに適した撮像管の開発によらねばならないであろう。このような背景の中でレスポンス関数の考え方は今にもまして重要な位置をしめるであろう。

本編では第2章で直接X線用 PbO ビジコンを用いれば、解像力が現在の医用診断に用いられているXTV装置の解像力約 $10lp/cm$ の10倍以上になるが、視野が小さい、感度が低い等の欠点があると述べている。

第3章ではビジコンを用い、残像と運動している矩形チャートのレスポンスの関係を求めている。

第4章では *I. I.* + イメージオルシコン式XTVにおいて被ばく線量の低下に伴うX線量子雑音の関係をSN比で求め、*I. I.* への入射X線量率が $23 \mu R/sec$ 以下では量子雑音が支配的となり、他の改善の効果が少なくなると述べている。

第5章では超音波振動素子による電気遅延回路を用い、水平、垂直アパーチャー補正を行なう「イメージ増強装置」について述べ、さらに垂直解像力に関する問題について述べている。

第6章では Neutron-Photon Converter に多段形イメージ管とTVを結合した Neutron Radiography 用TV装置を開発し、装置の紹介と2, 3の応用例について述べている。

第7章では最近開発された島津可変視野イメージアンプリファイアの原理、構造、特性等について述べている。

第8章では可視光イメージ管について、平行縞パターンを与えたときの出力像の光学的SN比、検知限をMTFと光学雑音の組み合わせから論じている。

なおイメージアンプリファイアに関し開発されるにいたった背景、原理構造、画質に影響を与える諸因子、レスポンス関数応用例等が、第1巻第7編に詳細に解説されているのでそれを参照されたい。

(野田 記)

参 考 文 献

- (1) 矢 仲：X線TVの諸方式について，医学と器械，13，4，38
- (2) 長谷川：X線テレビジョンの現状，応用物理，36，10，62～67，(1967.10)
- (3) 田部他1：医用X線テレビジョン装置，島津評論，25，1，30～50，(1868.3)
- (4) 的崎：医用テレビジョン，テレビジョン誌，22，10，816～823，(1968.10)
- (5) 島本他7：多段形イメージ管を用いたX線テレビ胃集検車，東芝レビュー，22，6，
735～739 (1967.6)

第2章

X線用 PbO ビジコンの医学応用への可能性

名古屋大学医学部放射線医学教室 (主任 高橋信次教授)

飛田 勝弘

Performance Test of the New X-ray Television System Using the Direct X-ray Plumbicon

By

Katsuhiro Tobita

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya

(Director: Prof. Shinji Takahashi)

The performance test of the new X-ray television system using the direct X-ray plumbicon was carried out from the standpoint of application to medical use. The results revealed 10 per cent \pm 9.53 line pairs/mm of its resolving power in the square wave response and about 20 times direct image could be obtained. But its sensitivity for X-ray is low (1 : 20 comparing with image intensifier system) and its field is narrow such as 1' \times 1'. Therefore this new system is at present poor for medical use, but there may be some possibility of application to the observation of detail of the comparatively small subjects.

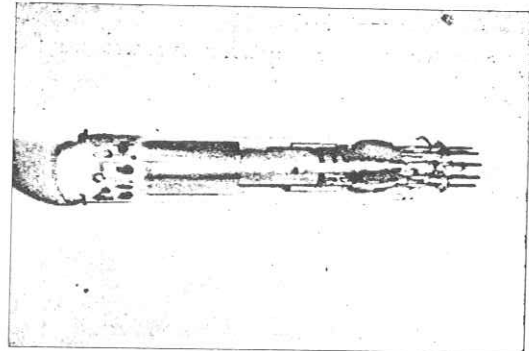
緒言

現在医用診断に用いられているX線テレビジョンの方式では、先ず、X線を光線に変換し撮像管にてテレビ系に流す方式が用いられている。私はX線を直接テレビ信号に変換してテレビ像を得る方式につき、その像の性質を調べたので報告する。

研究材料

この方式に用いた直接X線用 PbO ビジコンは、静岡大学工学部附属電子工学研究所に於いて試作せるものを使用した¹⁾²⁾³⁾⁴⁾。(Fig. 1) この撮像管よりのテレビ信号をテレビ像に変換する閉鎖回路式テレビジョンは、走査線数 1,000本、毎秒像数20枚、三重飛越走査方式、使用周波数帯域巾 7 MCのものを使用した⁵⁾。X線源としては、普通診断に用いられている管球焦点 1 mm、全波整流方式のものである。鮮鋭度を調べるためには、西独 Erlangen の Optiker Funk 社製の矩形波レスポンス用 Test-chart 及び岩崎通信機社製 S S 5004型のシンクロスコープを使用した。

Fig. 1. PbO vidicon for X-ray produced at the electronic engineering laboratory of Shizuoka University.

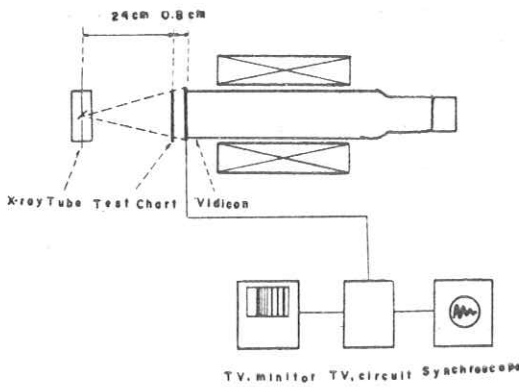


研究方法

X線管球焦点より25cm離れた距離に、ビジコンの前面が来る様にテレビカメラを装置し、ビジコン前面の8mmの所に、試験体である Test chart 又は、大人の乾燥骨(足骨の第5 Phalanx proximalis)を置いた。これら試験体を通過したX線は、X線用 PbO ビジコンにより電気信号に変換

され、T-V回路に送られ、この後増巾その他の操作をうけて、T-Vモニターとシンクロスコープに分配される。T-Vモニターに分配された信号はモニターのブラウン管上に像となつて結ばれ、更にこの結ばれた像を nikkon の35mmカメラにて近接撮影を行つた。又一方シンクロスコープに分配された信号は、試験体がTest chartの場合にはLine-Select方式により、シンクロスコープのブラウン管面上に曲線として画かせ、この曲線を前の方法と同様に nikkon の35mmカメラにて撮影し、写真上のこの曲線を分析することにより、この方式の鮮鋭度である矩形波レスポンス曲線を算出した。(Fig. 2).

Fig. 2. Blockdiagram illustrating the performance test of the resolving power of the PbO vidicon for X-ray.



なおこれらの実験の測定条件は次の如きものであつた。

(a) Test chart の場合

透視条件80KVp 3.0mA

X線量率 (ビジコンの前面の位置にて、ピクトリン型線量率計にて測定) 21.8R/min

シンクロスコープの条件 掃引時間 2 μ sec 増巾度 2 volt/cm fine

テレビの条件

E T 35V G₁-55V G₂ 240V

(b) 足の乾燥骨の場合

透視条件 60KVp 2.5mA

X線量率 (Test chart の場合と同じ測定方法による) 18.2R/min

テレビの条件 E T 35V G₁-55V G₂ 240V

研究結果

モニターのブラウン管面上に現われた Test chart の像に於いて、その最小線である 9.53line pairs/mmの線が左端に明瞭に見られる。更にLine-Select方式によつて得られた曲線を分析して得た矩形波レスポンス曲線によれば、この Test chart の最小線である9.53line pairs/mmに於いてもなお10%のレスポンスを示している(Fig. 3, Fig. 4).

次に成人男子の足骨の第5 Phalanx proximalisの一部をモニターのブラウン管面上に得た像を近接撮影して得た写真と、直接フィルムの上の

Fig. 3. Square response curve of the PbO vidicon for X-ray, which indicates about 10% gain at 9.53 line pairs/mm (the most high frequency of this test chart).

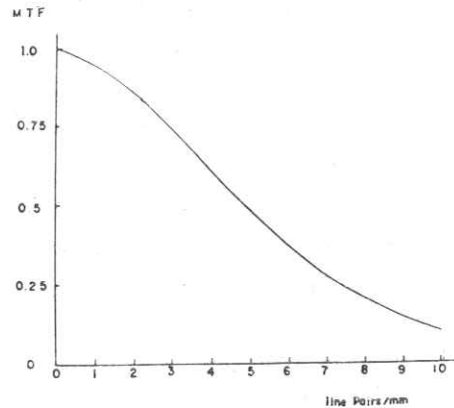
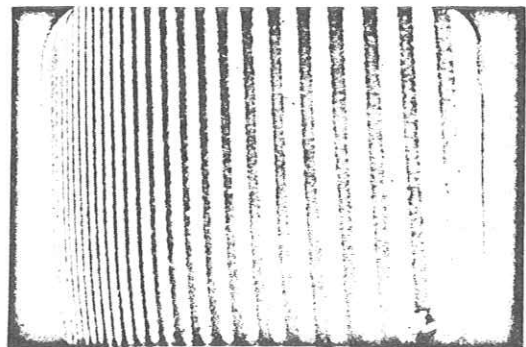


Fig. 4. The image of the test chart of the Optiker Funk produced on the Braun tube of the T-V monitor, which resolves the narrowest line (9.53 line pairs/mm) clearly on the left side the monitor screen.



せて増感紙無しにて撮影した像とを比較するに、ブラウン管面上の像はぼけを生ぜず、縦、横、共に電氣的に約20倍程度に拡大されておる。即ち面積にして400倍程度、ぼけ無しに拡大されていることになる (Fig. 5 a.b).

Fig. 5-a. The direct radiography of the dry 5th phalanx proximalis of the ossa pedis of the adult.

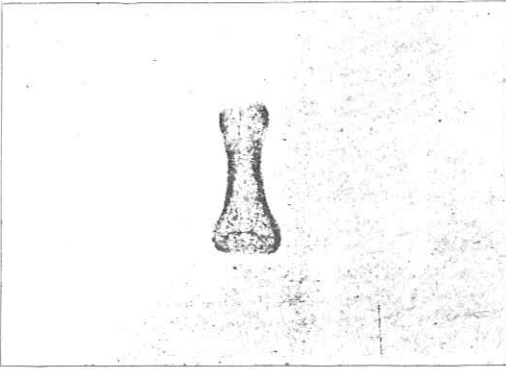
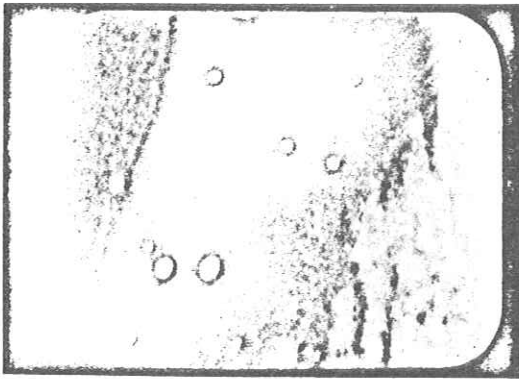


Fig. 5-b. The image of the above bone produced on the Braun tube (19×15cm square) of the T-V monitor.



考 査

現在医用診断に用いられている X-TV 装置の解像力は横方向に於いてさえ、1.0 line pairs/mm 前後にて O なるレスポンスを示す程度で³⁾、X線写真のそれと比較すると非常に悪く、微細な点の診断には今なお透視間に撮影される X線写真によつてなされる。これに反し直接 X線用ビジコンを使用するこの方式は解像力の点で普通の X線写真のそれよりも優れており、従つて微細構造の透視観察と云う点から考えて興味ある問題であ

り、その画質がどの様なものであるかを医学応用と云う見地より実験測定することを試みた。この実験に使用した閉鎖回路式 T-V は前述の如く高精細度のものであり、当実験の如く微細構造の観察と云う点から考えて適していると思われる。実験方法としては、この撮像管の感度の点から管球焦点とビジコン面が25cmと云う如き近距離にした点、又ビジコンの入力面が1'×1'程度の大きさのため試験体としては Optiker Funk の Test chart の一部又、成人男子の足骨の第5 Phalanx proximalis 程度の小さなものしか使用し得なかつた。測定条件は、種々試みた結果最良の条件にて行つた。Monitor の Braun 管面上の像は35mmカメラにて近接撮影をし、その上で現像、焼付けなどを行つているため、実際の像よりも写真の像はやや劣つている様に思われる。更に拡大率、ぼけ、微細構造等の状態の様子を比較するため、増感紙無しにてフィルム上に直接載せて撮つた写真を同時に掲載した。実験結果については、その項で述べた如く、鮮鋭度に関し10 line pairs/mm に於いてなお10%と云う如き高い値を示し、前述した様に現在使用されている X線 T-V のそれよりも良い値である。又別の見方をすれば、縦、横の各方向に約20倍程度、面積にして400倍程度、ひどいぼけもなく拡大した像が得られると云う利点がある。しかしこの反面ビジコンの撮像面が1×1と云う狭い面積を有するため、この程度の小さな物体しか観察し得ないと云う点、又感度が Optiker Funk の Test-chart 程度の薄いものを見るにも約22R/min と云う線量率を必要とする程低いと云う短所がある。更にこの種の PbO ビジコンに於いて従来問題視されて来た焼付け現象、残像の長い点などは現在技術的に解決済みの様であり、例えば、3フィールド後の残留信号は10%以下であり、この値は透視条件を変えてもあまり変わらない様である⁴⁾。この様な種々の利点、欠点を考慮した場合、比較的小さな物体の微細構造を透視観察すると云う点では現在の段階でも大いに利用し得ると思われる。

結 論

新しい X線テレビ方式としての直接 X線用

PbO ビジコンの性能を Optiker Funk 社製の Test chast を用いた方式により矩形波レスポンスを測定し 10 line pairs/mm に於いて 10% のレスポンスを得、又この時のビジコン前面での撮量率は約 22R/min 程度の感度であることを測定し得た。更に医学への応用の可能性と云う点から、成人男子の足骨の第 5 Phalanx proximalis の像を透視し面積にして約 400 倍の殆んどぼけの無い像を得、これにより比較的小さな物質の微細構造の透視観察の可能性の存在することを確かめ得た。

(この実験のために直接 X 線用 PbO ビジコンを貸していただき、又種々なる指導をしていただいた静岡大学工学部附属電子工学研究所教授西田亮三先生、及び岡本忍先生に対し深謝します。)

文 献

- 1) 西田亮三, 岡本忍: X線用 PbO ビジコン, テレビ用電子管研究委員会資料, オ210号, 1966.
- 2) 西田亮三, 岡本忍, 清水洋美: X線用ビジコンの電荷蓄積特性, テレビ用電子管研究委員会資料, 第217号, 1966.
- 3) 西田亮三, 岡本忍: X線用ビジコン, テレビジョン, 20, 192, 1966.
- 4) 西田亮三, 岡本忍: X線用 PbO ビジコンの特性, 昭和42年電気四学会連合大会 1596.
- 5) 飛田勝弘: 高精細テレビジョンの医学診断への応用について (1000本の走査線を有する閉鎖回路式テレビジョン), 第1報, 日医放誌, 27, 595-597, 1967.
- 6) 佐々木常雄, 飛田勝弘, 奥村寛: X線テレビジョンのMTFによる画像の評価, X線テレビジョンの研究 (第1報), 日医放誌, 27, 3, 272, 1967.

第 3 章 X線テレビにおける運動と残像の一実験

日立亀戸工場 野 田 峰 男

目 的

X線テレビにおいて被写体の運動による像の見えにくさは、その系を構成する個々の変換器の残像性によるところが大きい。残像性をもつ変換器としては、イメージ・インテンシファイヤー (I. I), 撮像管, ブラウン管等である。ビジコンを使ったX線テレビの場合にはビジコンの残像性がI. I, ブラウン管のそれを上回るといわれる。そこで、

ビジコンの残像性を光しや断して50 msec 後の信号電流の残存率で求め、さらに、I. Iとビジコンの結合状態で、静止時と運動時 ($v = 3 \text{ cm/sec}$) の矩形波変調信号を求め、両者の関係について検討した。

方 法

(1) 光しや断して50 msec 後の信号電流の残存率の測定法

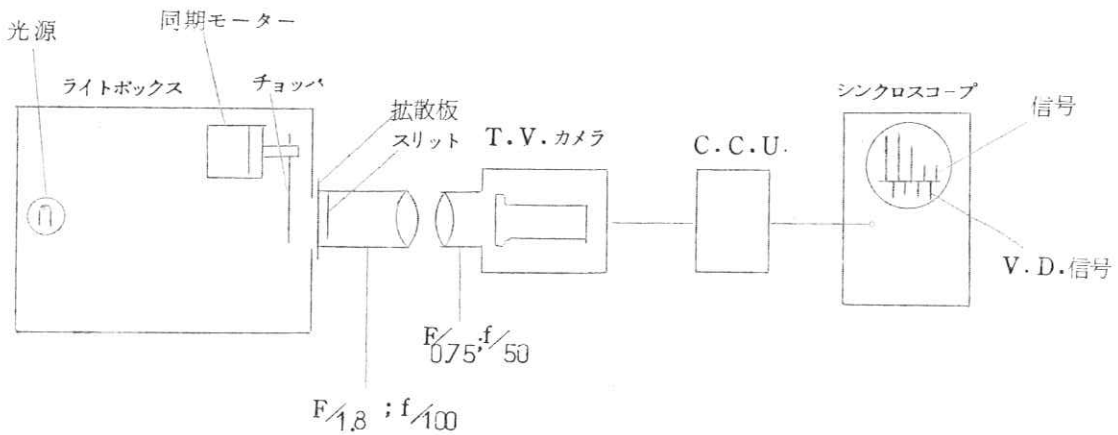


図1 測定ブロック

光のしや断は同期モーターに取りつけられたチョッパによって行ない、同期モーターの電源はテレビの垂直同期信号 (V. D.) に同期させ、シンクロスコープ上での観測を容易にしている。なおチョッパによる光の断続周波数は 4 c/s である。また、スリットによりビジコン面の中心部のみ光があたるようにし、

スリットとチョッパの投入位相を確実にするためにモーター自体を回転できる構造となっており、測定を容易にしている。

(2) 矩形波変調度による残像の測定法

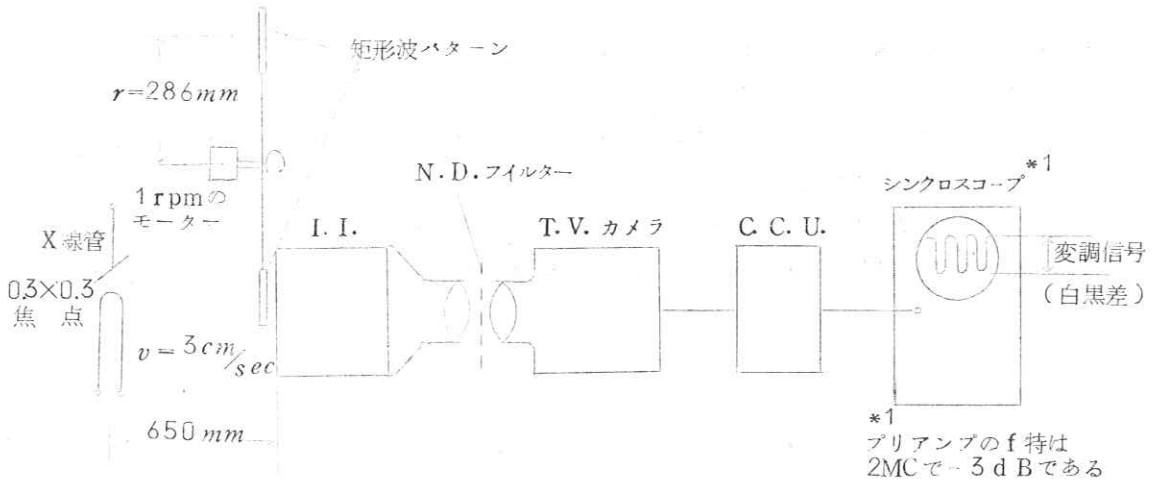


図2 測定ブロック図

測定を容易にするために、吸収体は入っていないが、ビシコン面照度は実動状態の明るさになるようにN.D. フィルターによって調整することができる。

測定は矩形波パターン*2のラインセレクト波形において一定空間周波数に着目し、静止時の変調信号(白黒差)を100%とし、運動時($v=3\text{cm/sec}$)の変調信号が何%になるかによって行なった。

*2 自家製でアクリル10mmの基板にタングステン粉が樹脂で矩形状(深さ2mm, 長20mm, 巾10mm, 5mm, 3.5mm, 2.5mm, 2mm, 1.5mm, 1mmに固められている。)

結 果

測定結果を図3, 4に示す。この結果より、50msec後の残像と運動時矩形波変調度との関係を図5に示す。これより、ビシコン式X線テレビの通常的面照度より50msec後の残像を30%とすると、66TV本の $v=3\text{cm/sec}$ の運動矩形波変調度は60%程度となる。

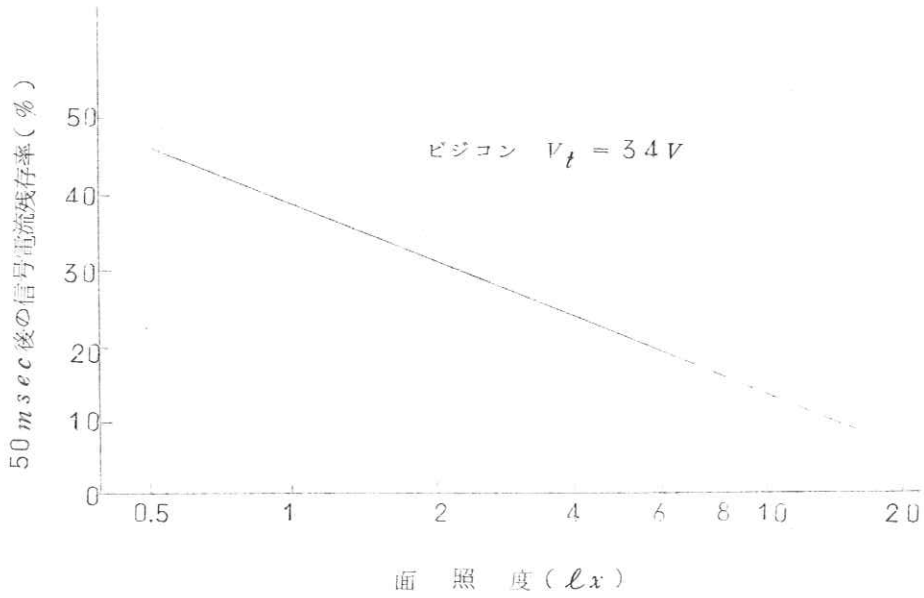


図3 ビジコンの光しや断して50 msec 後の信号電流の残存率

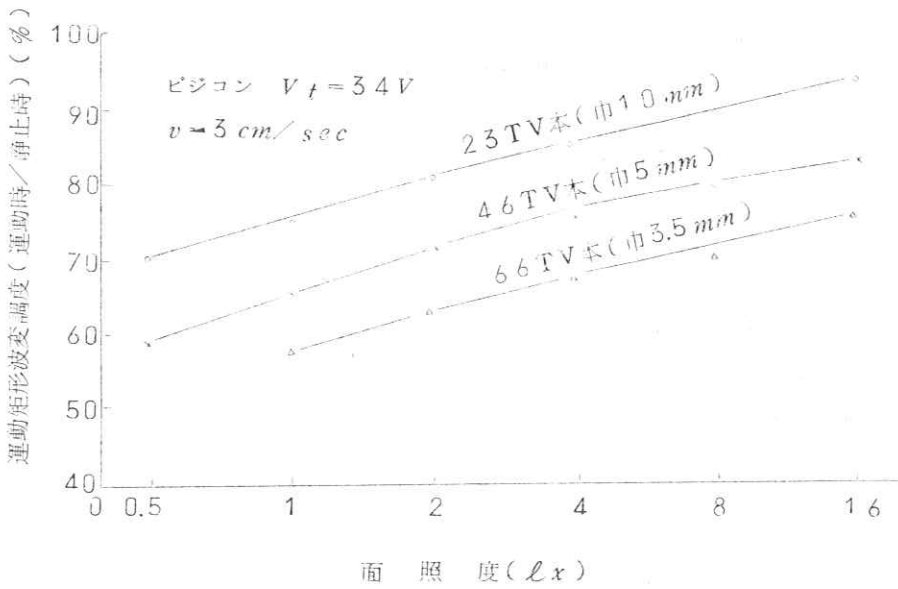


図4 残像性の矩形波変調度による測定結果

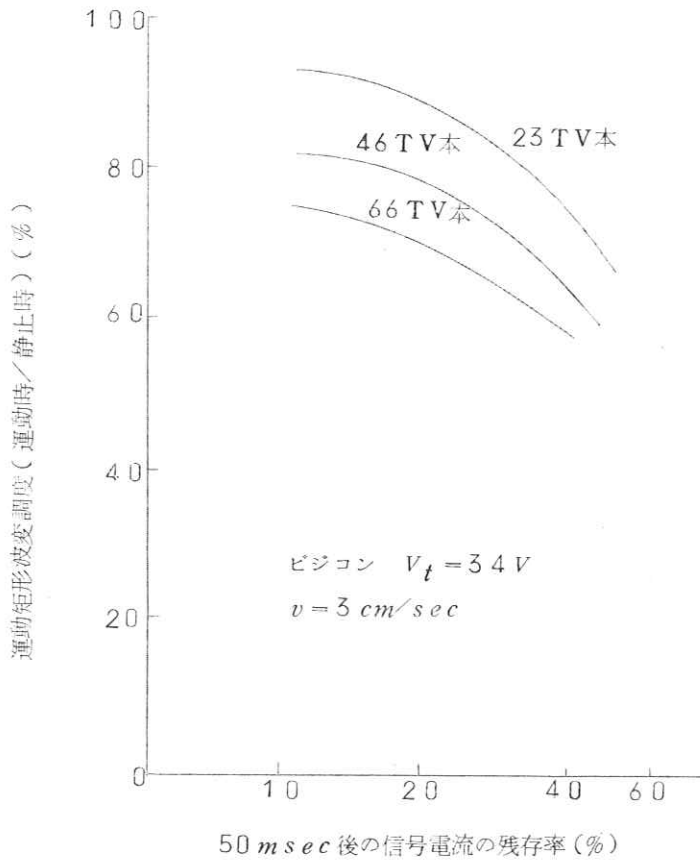


図5 50 msec 後の残像と運動時矩形波変調度との関係

〔質問討論〕

渡辺：I. I. およびビジコンはどのものですか。

野田：I. I. は philips 表9", ビジコンは芝電表HS-201です。

鏑：テレビの走査方式は

野田：525本, 送像面数30枚/sec です。

鏑：図5で50 msec 後の残像が0%に近づけば運動矩形波変調度は100%に近づくのではないか。

野田：10%より低い残像について実験はしてないが, 高空間周波数になるとかならずしも100%に近づかないようです。

この理由についてわかりません。

佐柳：I. I. の残像が考えられないか。

津田：I. I. の残像はバラツキがあるようですが, 50 msec 後では数%と思われます。

第 4 章 イメージオルシコン管を使用した X 線テレビ装置の一, 二の特性

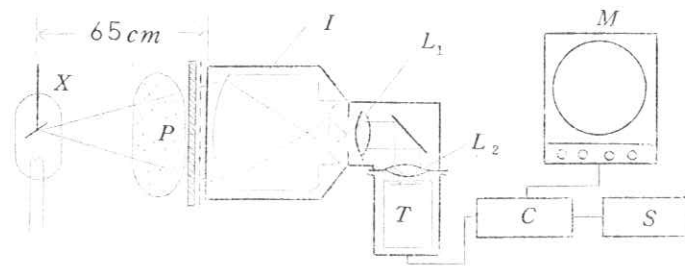
株式会社 日立製作所 亀戸工場 矢 仲 重 信
野 田 峰 男

まえがき

医療用 X 線テレビジョン (以下 XTV と略す) には, 現在ビジコン方式が多く使用されているが, 感度, 残像, 画像の鮮鋭さの点ではイメージオルシコン (以下 I.O と略す) 方式の方が有利である。今回 I.O を用いた XTV について, 一, 二の興味ある特性を測定したので報告する。

実験方法

実験装置のブロックダイアグラムを図-1 に示す。画像の S/N は画像中央部の I line select 波形によりハイライト部の雑音波高値を測定し(1)式により規定するものとする。



$$\frac{S}{N} (dB) = 20 \log \frac{S_v}{N_p + 16} \quad (1)$$

X: X線管, P: 被写体, I: X線イメージ, L₁: 第1レンズ (F1.5/100)
L₂: 第2レンズ (F2/135), T: 撮像管 (5820), C: カメラ制御器, S: 同期信号発生器, M: モニター

S_v: 規準出力信号

N_p: 雑音波高値

図1 実験装置のブロックダイアグラム

実験結果と検討

(1) I.O 管を用いた XTV システムにおける光学的損失

図-1 で撮像管の面照度が問題になるが, XTV の如きタンデムレンズ系の光学的損失を表わす近似式として(2)式を考える。

$$E = \frac{(1-K)}{4(1+M)^2} \left(\frac{\phi'}{f'} \right)^2 L \quad (2)$$

ここに E: 撮像管面照度 M: 結像倍率 φ': レンズ口径 f': 合成のレンズ焦点距離

L: X線イメージの二次蛍光面の光束発散度, K: 光学系の損失を表わす定数

そこで K に対する常識的な値 (第 1.2 レンズの透過率, 開口効率, ミラーの反射率等を含む) として 0.3 を使用し (2) 式を計算すると E = 0.04 L となるが高感度照度計 (東芝 LV-1A) を用いて実測した結果は E = 0.03 L であり, 撮像管面照度は X 線イメージ二次蛍光面の明るさの僅か 3% に過ぎない。被写体とし

で水20cm, X線条件として70kVp, 1.0mAを考えると撮像管面照度としては0.2~0.08lx (F=2~16)となりカメラレンズを絞った場合には, knee pointの1/10程度の面照度で使用するようになる。

(2) 低照度領域における画質特性

面照度0.2lx以下について光パターン(RETMA chart)を用いた場合と, X線イメージを用いた場合についての面照度とS/N, 解像力の関係を図-2に示す。面照度が低下するにつれて当然, S/N, 解像力は低下するが光パターンでの結果とX線イメージを用いた場合の結果を比較すると, 0.025lx以下では後者のS/Nが急激に低下すると同時に, テレビのモニター画像上にも黒い大粒ノイズが目立ってくる。

これはX線条件が低下し, X線イメージに入射するX線量子数が減少したために生じるX線量子ノイズ(quantum noise)が現われたものと考えられるので次にこの点について検討を加える。

(3) X線量子雑音の検討

X線量子雑音の影響を知るためには, TVカメラの絞りを利用して, 撮像管面照度一定の条件(即ちビームノイズとアンプ系のノイズは一定)でX線量のみを変化させることが必要である。

面照度として0.02lxと, 0.01lxを選び, X線条件とS/Nの関係を測定したがその結果を図-3に, また吸収体, 水20cmの中央部に胃部ファントームを入れて撮像した場合のモニター画像の一部を, 図-4に示す。

図-3, 図-4よりX線条件が低下するにつれてX線量子雑音によりS/Nの低下する(黒い大粒ノイズがモニター上に現われる)のは明らかである。XTVの利用が広まるにつれて被写体の被ばく線量を下げることが望まれるが, 反面量子雑音による診断能の低下もまた重要である。

今回の実験より, 画質の見地から判断すると, X線イメージの入射X線量率で考えて23μR/sec位と考えられ, これ以下にX線条件を低下せしめ

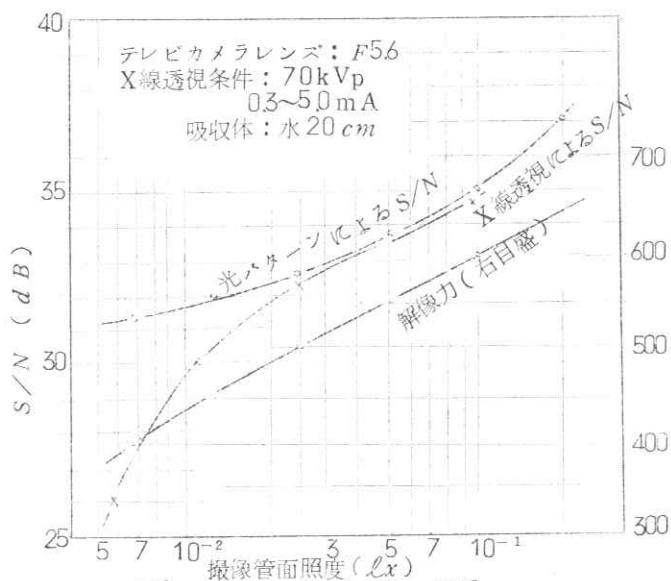


図2. 撮像管面照度と画質の関係

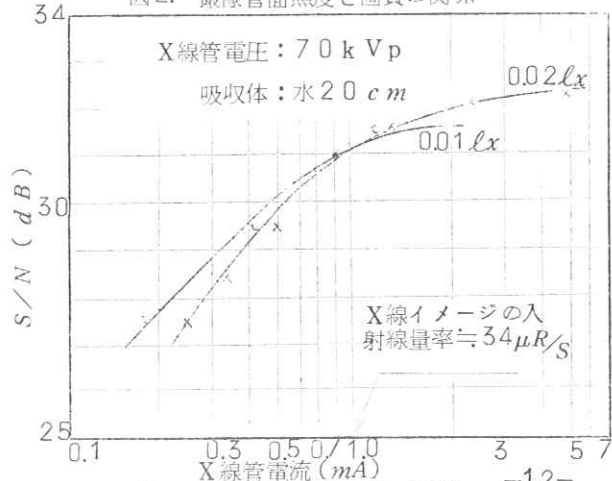
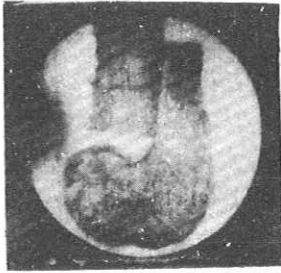


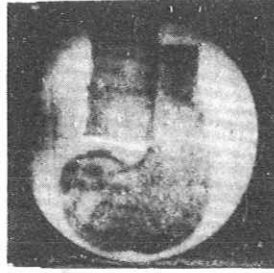
図3. X線条件とS/Nの関係

ることは診断に対する本来の目的から意味がないように思われる。

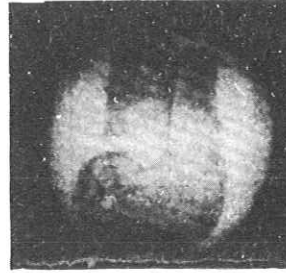
なお図-3で $0.02 l_x$ と $0.01 l_x$ の測定値が交叉する原因としては、低照度領域におけるIO管の残像効果を考えることができる。



(a) X線イメージの入射X
線量率→ $67 \mu R/sec$



(b) $23 \mu R/sec$



(c) $6.0 \mu R/sec$

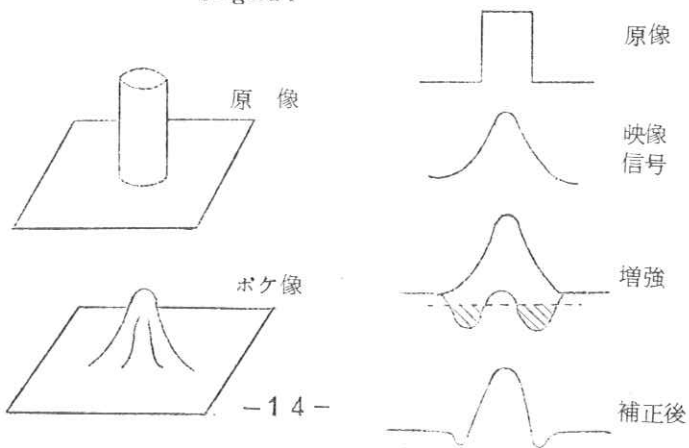
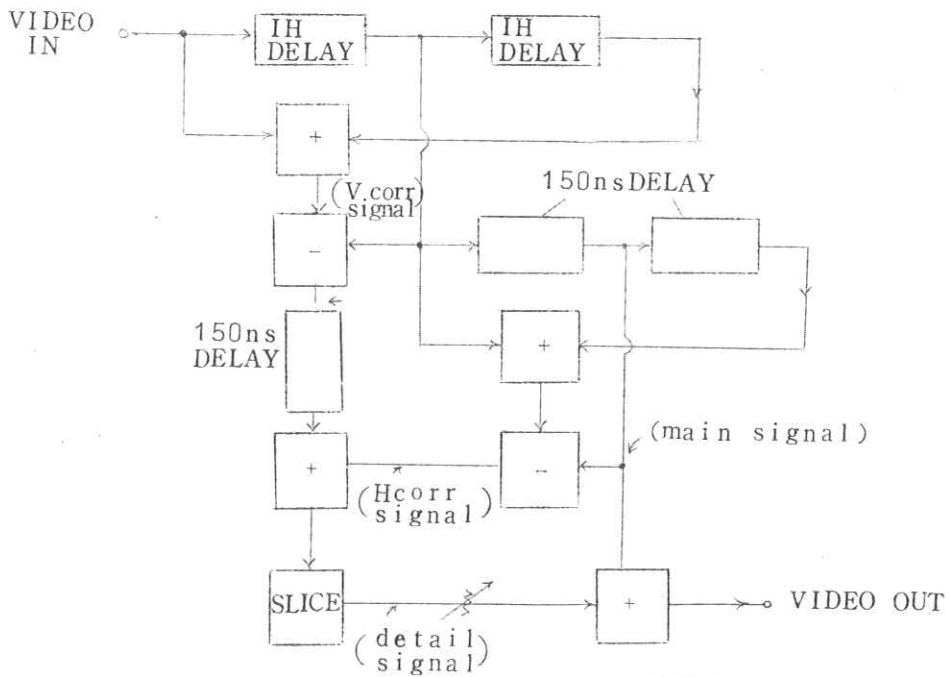
図4 X線量子雑音による画像の劣化

東 大 放 竹 中 榮 一
 芝 電 鋳 晃 一
 芝電基礎研 木 下 幸 次 郎

§ 1 イメージ増強

X線管の焦点，蛍光板，レンズ，撮像管のビーム径によるアパーチャ特性の劣化による解像力の低下は，X線TV像の画質評価に大きな影響をおよぼしている。従来，これ等の改善方法として水平アパーチャ補正手段が用いられることがあったが，この方法では文字通り1方向のみの改善しかできない。一般に光学的，物理的ボケは立体的拡がりをもっており，投影面においては2次元的拡がりを示す(第1図)。

第1図 イメージ増強装置 電気系統図



このような2次元のボケを修正する方法として、写真法で一部、行なわれているが、X線TV像のごとき電気信号系による場合は容易ではない。しかし、最近超音波振動素子による電気遅延回路のよいものが出現したので、TV信号を1走査線分遅延させることはさほど難かしくなくなった。こゝでは、この遅延素子を2組用いて上下方向に対しても、ボケを修正する垂直アバーチャ補正回路と、従来の水平アバーチャ補正回路を組み合わせた、「イメージ増強装置」について報告する。

第1図はその系統を示したもので、主信号に対しその1つ前の走査線信号、および1つ後の信号を、それぞれ適当なレベルで減算し、ボケの成分を打消すものである。いま、補正前の信号を $f(t)$ 、補正後の信号 $g(t)$ とし、1走査線期間を τ ($63.5 \mu s$ ・・・標準方式の場合)、補正係数を ξ とすれば、

$$g(t) = f(t - \tau) - \xi [f(t) + f(t - 2\tau)] \quad (1)$$

一般に、 $f(t) = \cos \omega t$ とかけるから、(1)は次の如く表わせる。

$$g(t) = [1 - 2\xi \cos \omega t] \cos \omega(t - \tau) \quad (2)$$

この ξ の値は最大0.5迄であり、それ以上では信号極性が反転する。

しかし、単純に線形演算を行なうと、減算をした分だけ比例して S/N (信号対雑音比)が低下することになり、画質改善効果は少ない。

一般に人間の視感覚は、明るい場合には鮮鋭に見えるが、暗くなるに従って解像力は劣化することはよく知られている。そこで、信号レベルが高くなったとき(像が明かるいとき)に、この補正を強くかけ、暗いときは殆んど行なわないようにして、雑音の増加を押えれば良い。第1図の系統に示すSLICEがそれであり、非線形回路を用いて補正後の立上りをさらにシャープにしている。補正後の S/N は $\xi = 0.1$ で $-2 dB$ 、 0.2 で $-5 dB$ となっており、通常 ξ はこの範囲で用いれば充分である。

水平方向に対しても、垂直方向の補正と同様、1絵素子分に相当する遅延素子を2組用いて、同様の演算を行なう。水平方向に対しては、解像力を上げるため、1絵素子の大きさを小さく採るべきであるが、あまり小さくすると、垂直方向とのバランスがくずれ、円形のボケに対して楕円形の修正を行なうようになる。そのため、ほぼ垂直方向と同様のピッチにするため、 $100 \sim 150 ns$ の遅延素子を用いた。この結果、水平方向の周波数特性は約 $3.3 MHz$ をピークとする形になった。垂直方向の周波数特性は第2図に示すように、 $7,875 Hz$ をピークとし水平周期である $15,750 Hz$ で零に落ちる形となる。

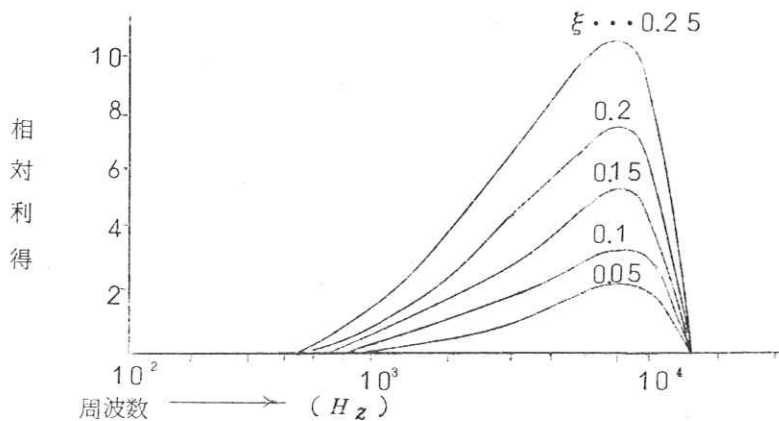
このイメージ増強装置をTVカメラに接着し、テストチャート、鉛に小穴をあけたものなどを撮影して効果を調べた。ワイヤチャートによるテスト結果は、水平方向の解像力(最少識別可能のワイヤ径)は、補正前に較べて落ち、 $0.45 \rightarrow 0.6 mm$ となる。しかし水平垂直方向における $1.0 mm$ 径のワイヤは、補正前に比べ、かなりコントラストが上昇する。 $2 mm$ 厚の鉛板に $2, 5, 3, 4, 2 mm$ (左から)の円形穴をあけたものを、水 $20 cm$ を通したX線により撮影したTV像に対して、補正前後の波形を第3図に示した。これによれば、エッジがシャープになり、レスポンスも改善されていることが明らかである。(この場合の ξ は約 0.15 である)

X線TV系における像のボケは比較的低域であり、この程度の周波数特性をもつもので、充分効果的補正が行なえることが分かった。しかし、さらに解像力を上げんとすれば、走査線数を増し、絵素子のピッチを細かくとることも可能である。

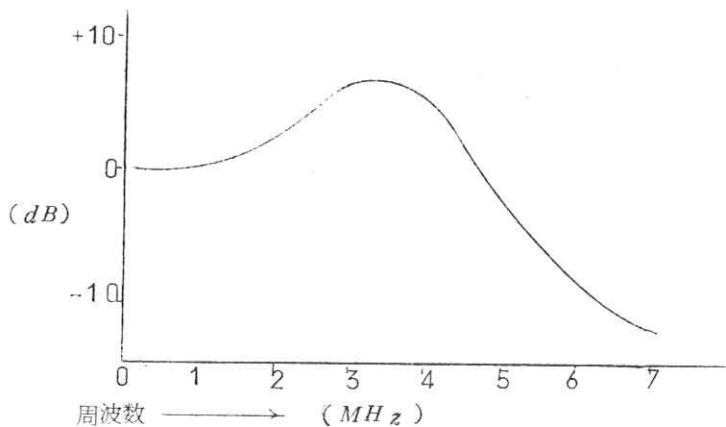
$$f(t) = \cos \omega t$$

$$g(t) = \cos \omega(t-\tau) - \xi [\cos \omega t + \cos \omega(t-2\tau)]$$

$$= [1 - 2\xi \cos \omega t] \cos(t-\tau) \quad \xi \dots \text{補正係数}$$

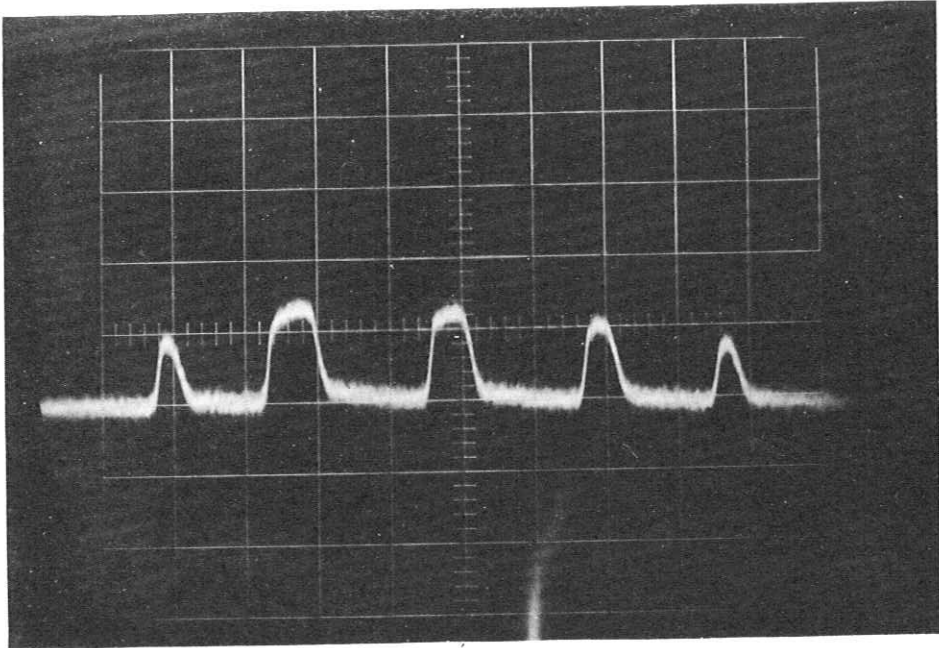


垂直アバーチャコレクション回路周波数特性

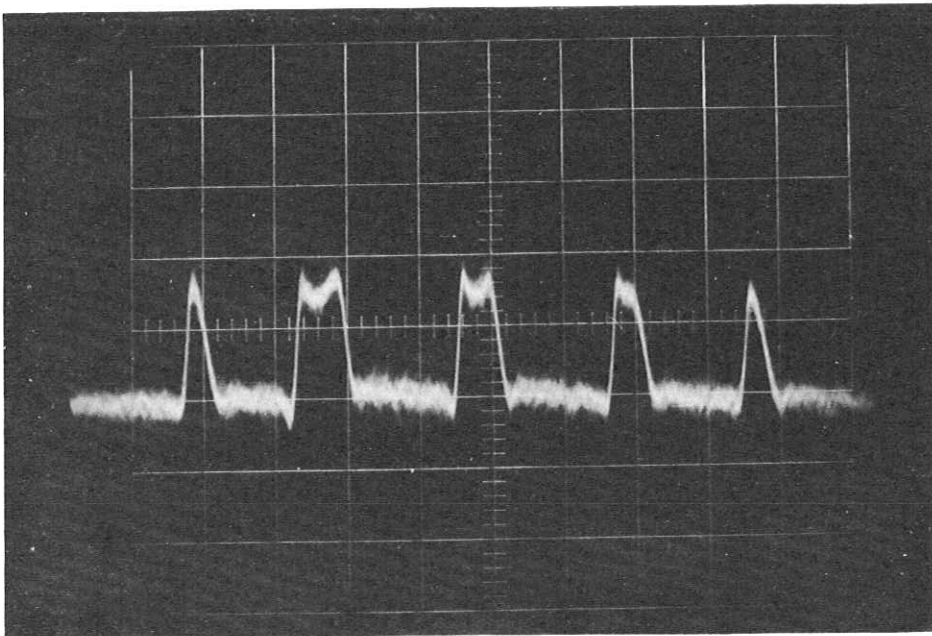


水平アバーチャコレクション回路周波数特性

第 2 図



第3図 (イ) 通 常



第3図 (ロ) Enhance 後

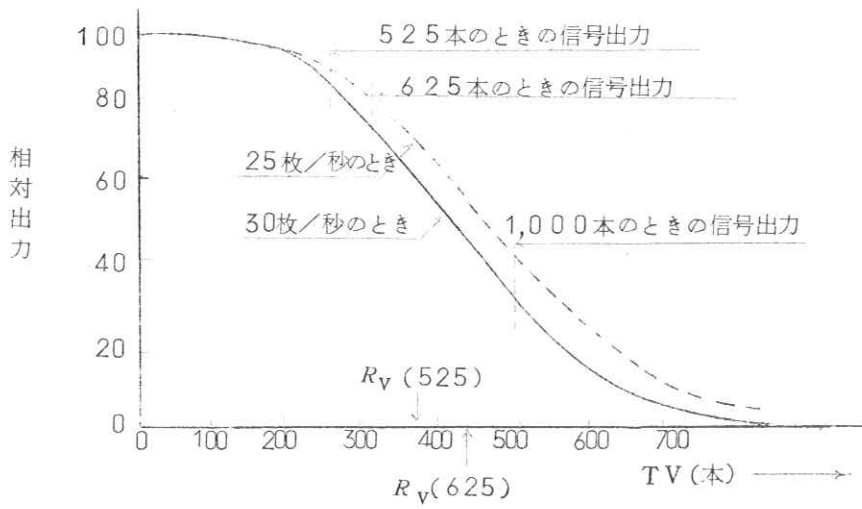
§2. 垂直解像力

従来、観念的にTVの走査線数を増加させれば、それに比例して垂直方向の解像力が向上するものと考えられていたが、TVの撮像管は標準TV方式において最も効率が上るように作られており、それをそのまま用いて走査線のみ増加させても、効果があまり上らないことが知られている。その理由は簡単である。走査電子ビームの直径が有限であり、残像を少なくするためにも525本走査線で、ほどよく隣と重なるように配慮されているため、走査線数を増せばこの重なりがさらに多くなって、電荷の取り出し量が比例して少なくなるため、 S/N が低下し、解像力もあまり上らない結果となる。TVの面走査（毎秒駒数）数を下げれば、その間に蓄積する電荷が上るので、走査線数をその分だけ増しても S/N は変わらない。（ただし飛越走査の場合であり、順次走査では多少条件が変わる）

この関係を調べたのが第4図である。これは飛越走査をしているイメージオルシコン（直径75ミリ形）についての代表的な値である。 R_v は垂直限界解像力を示す。これによれば、1,000本走査時の S/N は525本走査時の約半分になることが分る。そのため1,000本時の R_v は約600本となる。（ S/N を考慮に入れなければ約720本）

ところで、垂直方向の解像力は標準TV方式の場合、350本止りであり、円形像であるX線TVの場合、これでは細かいディテールが見えないとの不満が一部にあるが、水平方向の解像力との関係を調べると、ちょうど45°におかれた細線が最もよく見える（解像度が高い）ことが分かる。（第5図）

すなわち、ある太さの線を斜めに置いたとき、水平方向の走査電子ビームによって得られる信号の幅（ x ）は、その角度の余弦に逆比例するため、見かけ上太い線と同様の信号として現われる。逆に周波数特性が一定ならば、この角度 θ が小さくなるに従って、より細い線まで見えることになる。一方、垂直方向の解像力は、この θ が大きくなるに従って向上する。この2つの関係を同図下に示す。すなわち、 $\theta=45^\circ$ で解像度は最高となり、標準525本方式でも、約750TV本にも達する。つまり45°に置かれた細線が一番よく見え、理論的には0.3mm程度まで識別し得ることになる。実際のテストでもこれは確認できた。X線による透視の際は、あらゆる角度に像が分布することを考えれば、垂直方向の解像力のみにとらわれることはなく、標準TV方式の525本方式でも充分、小さな部分を見ることのできるものと思われる。



方 式	従来のアバーチャ補正	イメージ増強
補 正 範 囲	水平方向のみ	水平および垂直 両 方 向
映像レベルに 対する応答	な し	あり (低レベルの信 号は補正しない)
非線形動作 (クリस्पニング)	な し	あり (急しゅんな立 上りを作る)
ノイズの増加	大 き い	少 な い

第 4 図

◆ TV系の垂直解像力

一般式 $R_v = N(1-\beta) \times \epsilon$

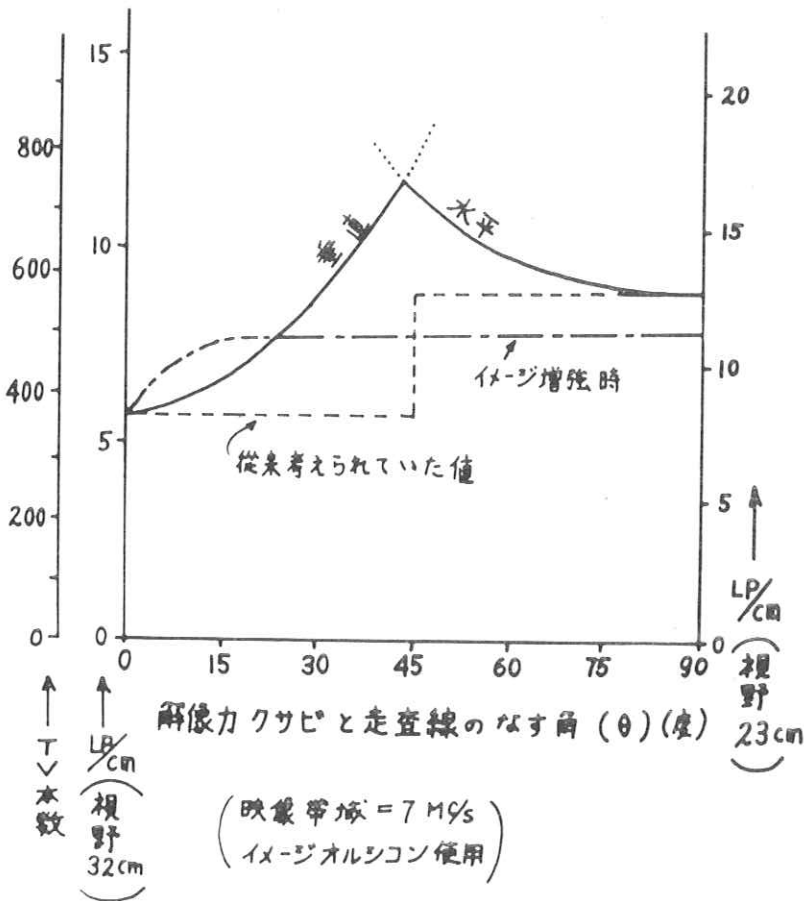
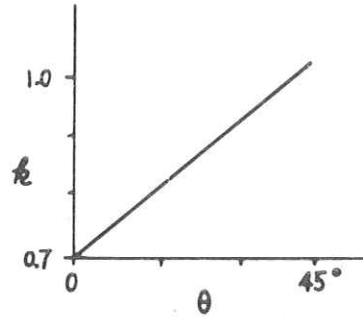
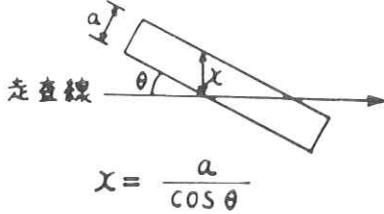


図 5

第6章 中性子TV装置とその応用

東芝中研 亀井 久

Neutron-photon Converter に多段形イメージ増巾管を組み合せ、さらに、TV Camera を結合した Neutron Radiography 用 TV 装置を開発した。このTV方式に、高出力中性子発生装置 (Neutron Generator) を中性子源とした新しい装置で世界で最初の加速器利用の Neutron Radiograph を得た。こゝでは装置の概略と応用例の2,3について報告する。

従来の Neutron Radiography では Gd 箔の放射化直接撮影法、 In 箔転写法などフィルムによる積分的記録法が行なわれ、X線などにくらべて Non Destructive Testing に要する時間は著しく長い欠点があったが、TV方式は従来に対し、いわば微分的記録法で撮影所要時間は極端に短縮可能であるばかりでなく、被写体の動的状態の観察が可能になる。

TV装置の中性子発生装置と組み合せた場合の概念図を図1に示す。図中の減速系は発生装置からの中性

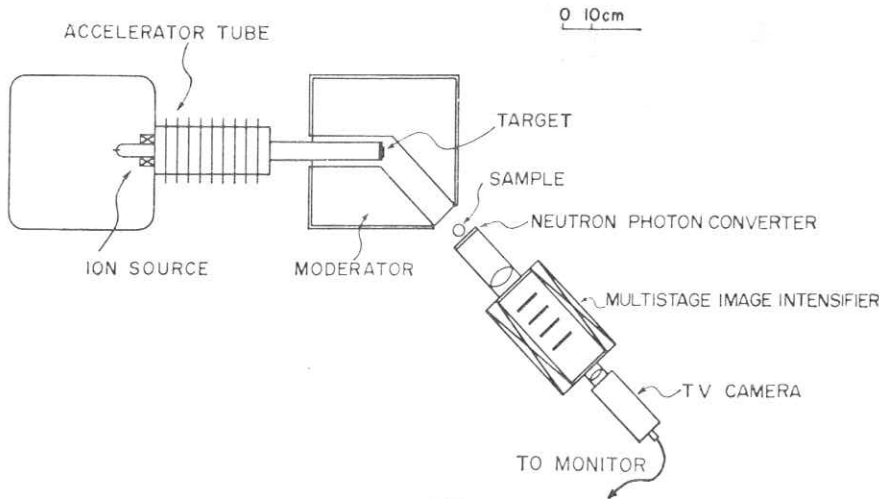


図1

子が1.41 MeVの単エネルギーを有するもので、このまゝでは Neutron Radiography に適さないので、パラフィンなどの所謂減速物質を通して Thermalization をするためのものである。原子炉を使用する場合はこの点は必要としない。

Neutron-photon Converter は $Li^6 F$ と $ZnS(Ag)$ を重量比で1:4で混合し、ベース (例えば Al 板) に適当厚に沈着したもので、試作装置では 150×150 mm である。原理的には Li^6 の (n, α) 反応を利用し、発生 α 粒子が $ZnS(Ag)$ でエネルギー損失し、光を発生させることを利用したもので、 Li^6 を選択した理由は熱中性子に対する (n, α) 反応の断面積が965 barns で他の物質に比し、非常に大きいことによる。

10^4 $n/cm^2 \text{ sec}$ の中性子束で0.005 lx程度の光に変換し得ることが実験的に確かめられている。

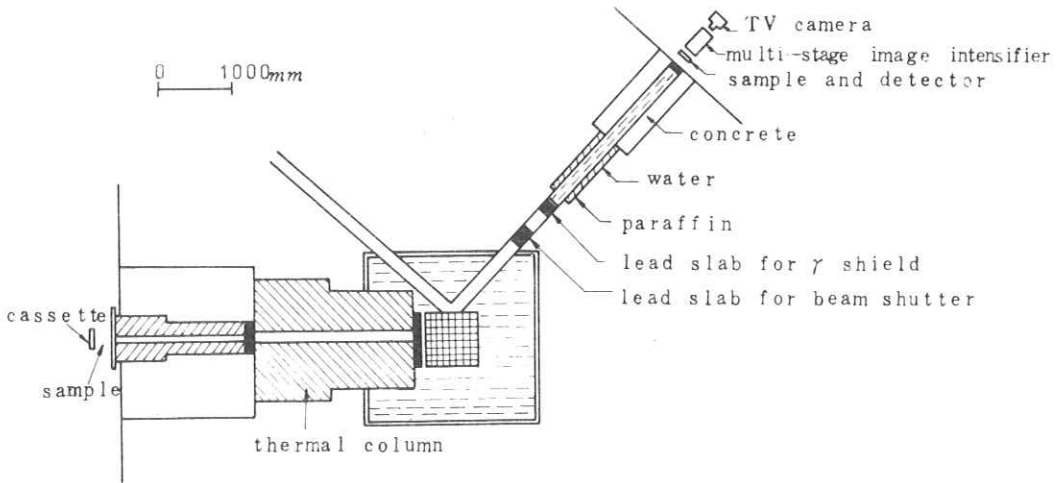
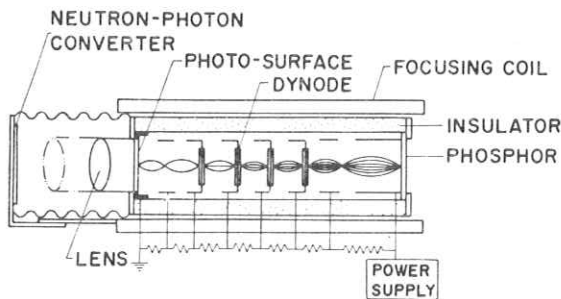


図2

Neutron-photon Converter からの像はレンズ系を通して、多段形イメージ増巾管の光電面で受け、イメージ管で 5×10^4 倍に光増倍されて、同管出力面に取り出される。このイメージ管は当社で最近開発したもので、光電面物質として $SbCs_3$ 、出力面物質として $ZnCdS(Ag)$ を用いている。光電子増倍は4段の透過形アルカリハイライド膜ダイノードで行ない、光電子流集束制御、すなわち像の歪制御のために軸方向磁界を加えている。(第3図)

図3



以上の装置の特徴は、Rauland Corp. (U. S. A.) で試作した類似装置にくらべて、Neutron-photon Converter が管中に入らないため、蛍光面を大きくでき、従って、視野を大きくできることにある。

イメージ管からの出力像は汎用 TV Camera でブラウン管面上に受像される。

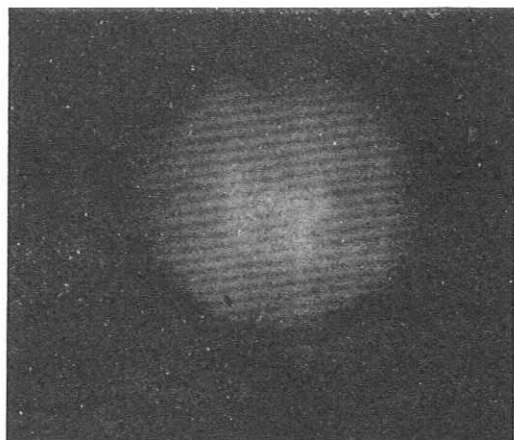
動作例として、銅パイプ中の水流の Radiography を行なった。銅パイプは内径4mmでスパイラル状に巻いたものである。ポンプを使用して水を循環させ、ボイドなどをコントロール注入した。

TVモニターによる観測結果は図4 a, b, c, dに示す如く、水流の状態変化が明確に判る。図中、スパイラル状の黒く見える部分が水のパイプ中に入っている状態を示すもので、図4 eのパイプのX線による像との対比が出来よう。以上の実験例から言える事は熱中性子による像は、各物質に対する熱中性子の吸収断面積が他の放射線、例えばX線とは全く異っている事に基づき、非常に特徴的である事である。中性子ラジオグラフィは含水素物体あるいは原子番号の相隣る物質で構成される被写体などに対して有効である。中性子ラジオグラフィはある意味でX線ラジオグラフィと相補的手段であると言える。

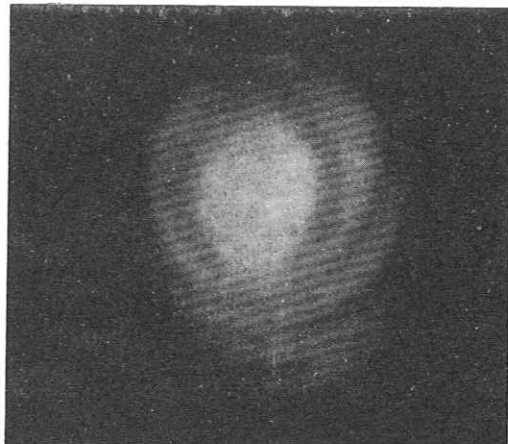
中性子TV装置の開発によって中性子ラジオグラフィの応用範囲が相当拡大されるものと思われる。応用例として、石油化学プラントの監視、冷熱機器中の含水素流体の挙動、熱交換器内での沸騰現象の観測、モニタ、原子炉材の検査、液面計としての応用、生体への応用、爆薬検査等々がある。

実際の応用例として、冷凍機用コンプレッサ内の油の挙動を調べた。コンプレッサの起動時に於けるフォーミング現象は冷凍機の性能に対して影響が大きいことが従来問題になっているにも拘らず有効な観測手段がないため放置されていた傾向がある。コンプレッサ単体のフォーミング現象の観測は密閉ケースの一部にガラス窓をつけ、外部から観測できようが、冷凍システムの全体の動作時に実際使用の周囲条件下で観測する場合にはシステムに disturbance を与えるためラジオグラフィが有効である。この場合、含水素物質である油の観察には中性子ラジオグラフィがX線に比し優れている。図5は静止時の油レベルを0として、コンプレッサを動作した場合のフォーミングに伴うレベルの時間的変化を測定した結果を示す。

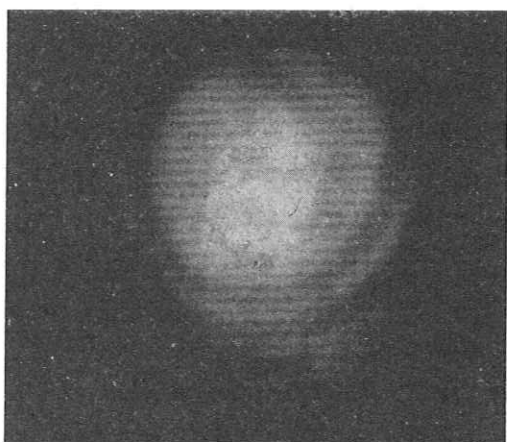
以上、2, 3の例を上げたが、本装置の開発によって、中性子ラジオグラフィもX線、 γ 線ラジオグラフィと同様に実用化される日も間近いと考えられる。今後、得られる画質の改善、明るさの向上を計るべく、装置の諸改良を進めたい。



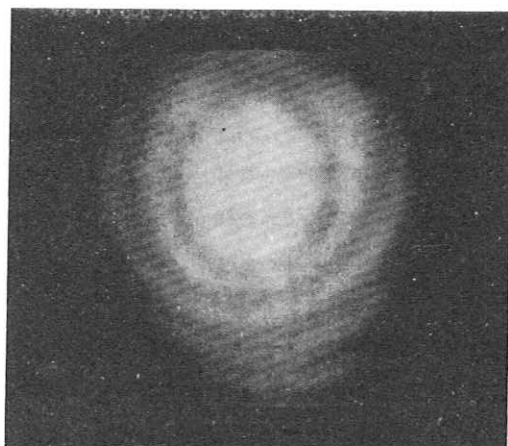
(a)



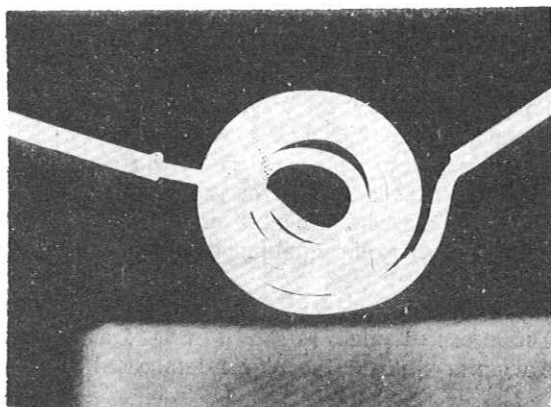
(b)



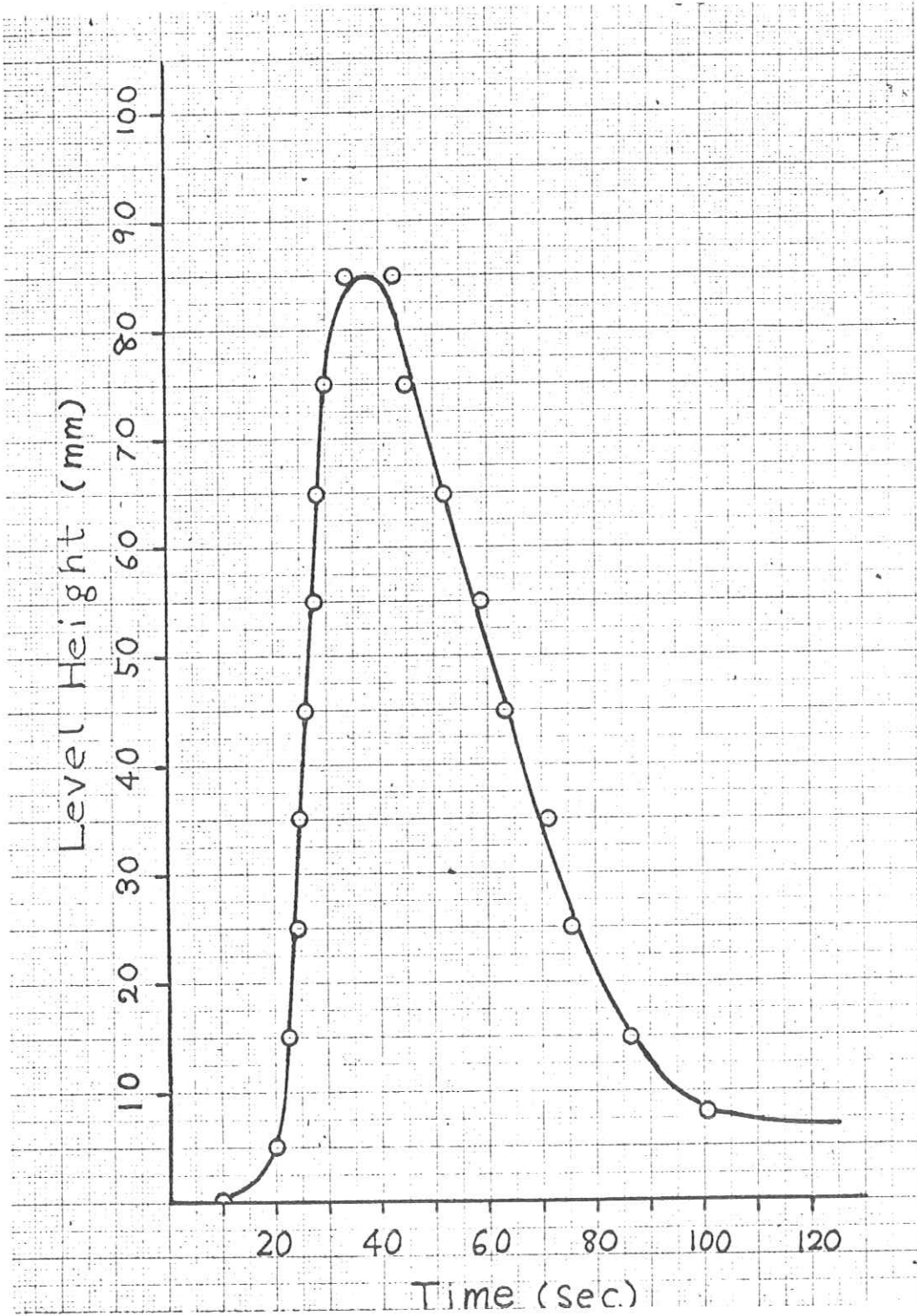
(c)



(d)



(e)



第7章

島津可変視野イメージアンプリファイア

津田元久(1)・吉村公男(1)・足立勝(1)

Shimadzu Dual Field Image Amplifier

by Motohisa TSUDA, Masao YOSHIMURA and Masaru ADACHI

Electronic Tube Plant, Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto

(Received August 31, 1968)

Abstract

In general, an X-ray image amplifier with a large field of view is comparatively poor in resolution. It is, therefore, required to employ a small image amplifier (5 inches or 7 inches) in the studies of small objects, such as diagnosis of coronary arteries. In ordinary diagnosis, on the other hand, a large field of view is required and 9 inch or 11 inch image amplifiers are most commonly employed.

The dual field X-ray image amplifier has been developed to be used in both of these cases.

This paper refers to the principle, construction, and performance of the Shimadzu Dual Field Image Amplifier.

要 旨

一般に、イメージアンプリファイアは視野の大きいものほど解像度が低下する傾向がある。このために、冠動脈の診断などのように極端に細かいものを対象とする場合には、5インチないし7インチのイメージアンプリファイアが用いられることがある。いっぽう、普通の診断では大きな視野が要求されることが多く9インチないし11インチのイメージアンプリファイアが用いられている。そこで、この両方の要求を1本のイメージ管で満たすような可変視野イメージアンプリファイアの出現が望まれていた。

ここでは、最近開発された島津可変視野イメージアンプリファイアの原理・構造・特性などについて紹介する。

1. はじめに

イメージアンプリファイアは視野の大きいものほど解像度が低下する傾向がある。X線透視診断を行なうとき、広い視野で概観的に透視し、問題になる部分を小さい視野で精度よく観察することが望ましい。このような要求を満たすものとして、1本のイメージ管の中で、電子レンズの切り換えによって大小2種類の視野が選択できる可変視野イメージ管が開発された。

このように像変換管で、倍率を静電レンズ系の切り換えで変化させる方法については、V. K. Zworykin 博士が1936年に発表しており可変視野イメージアンプリファイアは彼の考え方をX線像変換管に適用したものと考えてよい。

最近開発された島津11/7形可変視野イメージアンプリファイアは大視野で11インチ、小視野で7インチに切り換えられるもので、視野の大きいことに特長があり、これまで生産されている9インチおよび11インチ形と同じ光学系が使用でき、透視台への取り付けも9イ

ンチ、11インチ形と全く同様である。

ここでは島津11/7形可変視野イメージアンプリファイアについて、原理・構造・性能を紹介し、静電レンズ系の設計法についても言及する。

2. 可変視野イメージアンプリファイアの原理と構造

2.1 可変視野イメージ管

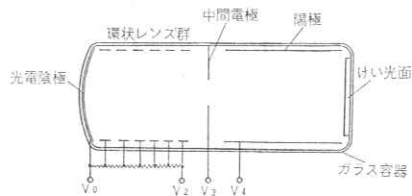


図1 V. K. Zworykin の可変倍率像変換管 Variable magnification image converter tube produced by V. K. Zworykin

注 (1) 放射線事業部 電子管工場

1936年 V. K. Zworykin の発表した論文¹⁾によると、図1のような電極構成の静电レンズを用いた像変換管で、各電極に与える電圧を変化すると、像の寸法、したがって、像の縮小率が変化する。図1で V_3 を V_2 と V_4 の間で変化させた場合、 $V_3=V_4$ とすると縮小率は最小になり、 $V_2=V_3$ で縮小率が最大になる。この像変換管は赤外線像を入力光電面に投影し、可視光線の像を出力けい光面から取り出すものであった。

可変視野イメージ管はこのような手法をX線用の像変換管に適用したものであって、図2に示すような構造を持っている。一般のイメージ管との大きな違いは陽極の前に補助陽極をそ入していることである。第1グリッド、第2グリッドおよび補助陽極に与える電位を切り換えることによって、管内の静电レンズを変化させると像の縮小率が変化するので、出力けい光面上の一定面積内に入力けい光面上の像全体が結像される場合(大視野)と、入力けい光面の中央の一部分が結像される場合(小視野)とを任意に選択することができる。大視野および小視野のときの各電極の電位を、陽極電位を100%

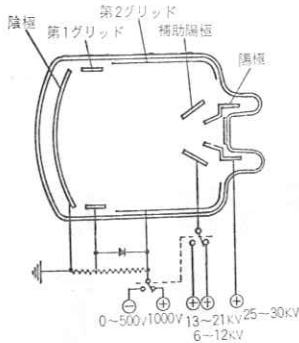
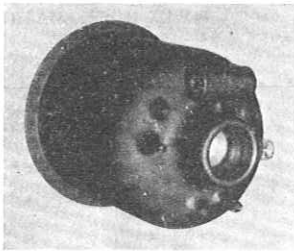


図2 可変視野イメージ管の構造
Construction of dual field X-ray image tube



(b)



(a)

図3 島津可変視野イメージ管 (IA-8形)
Shimadzu dual field X-ray image tube type IA-8

としたときの百分率で示した値が表1に記入されている。図3は島津可変視野X線イメージ管 (IA-8形) の外観写真である。

実際に、たとえば胃を透視したときの様子を図4に示す。図4の出力像の変化は、光学系でズームングとしてよく知られたものである。可変視野イメージ管内の静电レンズ系を光学系におきかえてみる

と図5のようになる。すなわち、小視野の場合は主として補助陽極と陰極間の電子レンズが有効に働いているので、これを1個のレンズで代表させることができる。大視野の場合は補助陽極と陽極の間の電位差が大きくなるので、この部分にも、いま1個のレンズが形成されると考えてよい。結局、大視野・小視野の切り換えは、補助陽極と陽極の間にできるとつレンズをそ入することおよび取り去ることと等価である。この第2のレンズによってズームングが行なわれることは図5から明白であろう。

表1 可変視野イメージ管の電極電位分布の一例
An example of potential fed to electrode of dual field image tube

	電位 %	
	大視野	小視野
陰極	0	0
第1グリッド	0.4	0~-0.2
第2グリッド	1.3	0~-0.2
補助陽極	26	54
陽極	100	100

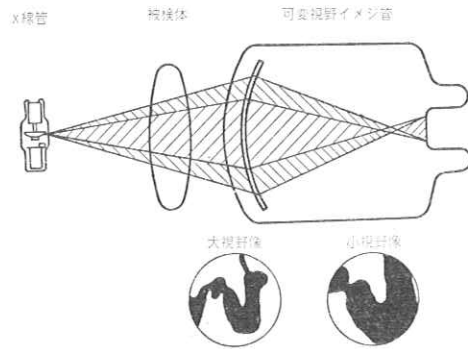


図4 可変視野イメージ管による視野の切り換え
Change over of viewing field of dual field X-ray image tube

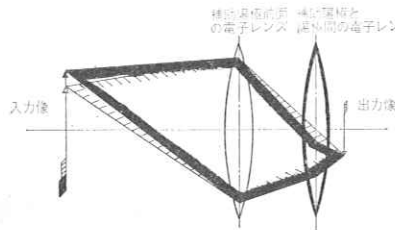


図5 可変視野イメージ管の光学的モデル
Optical model of dual field X-ray image tube

イメージ管の出力像の輝度は、陰極・陽極間に加えられる電圧と像の縮小率の自乗の積に比例するので、小視野像は大視野像に比べて暗くなる。このために、大視野像と小視野像で輝度を同一にしようと思えば、小視野像で透視を行なうときは、大視野のときよりもX線量率を多くしなければならない。

イメージ管にはゲッタ イオンポンプが組み込まれていて、適時動作させることによって管内の真空度を保つようになっている。

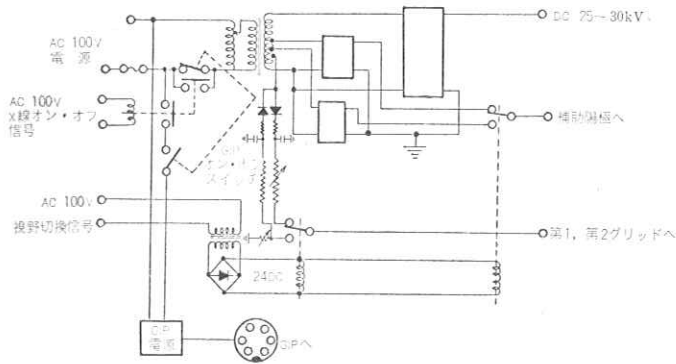


図6 可変視野イメージアンプリア用電源部の回路
Circuit of dual field X-ray Image Amplifier power supply

2.2 電源部・管容器および光学系

可変視野イメージ管を動作させる電源部としては、一般のイメージ管を動作させるのに必要な陽極直流高電圧(25~30kV)、第1および第2グリッドへ供給する直流電圧(数100V)のほか、視野を切り換えるために補助陽極へ供給する直流高電圧が2種類必要である。図6は可変視野イメージアンプリア用の電源部(PS-6形)の回路を示すものである。図6を見てわかるように補助陽極へ供給する2種類の電圧は、2個の整流回路から別個に与えられるようになっており、それぞれ独立に電圧調整ができるようになっている。第1および第2グリッドへ供給する電圧は小視野で零、大視野で数100Vに切り換えられる。大視野の場合、各グリッドには管容器に組み込まれた調整可能な電圧分圧器を通して電圧が供給されるようになっている。大視野・小視野の電圧切り換えはリレーによって瞬時に行なわれる。

この電源部には、イメージ管に組み込まれたゲッタ イオン ポンプを動作させるための電源回路も内蔵されている。イメージ管に電子加速電圧を供給している状態でゲッタ イオン ポンプを働かせると、イメージ管が放電を起こすので、リレーを設けて両方の電源が同時に作動しないようになっている。

管容器は鉄製の円筒形で図7のような外観である。X線防護のために鉛を内張りし、さらに磁気シールドとして高透磁率金属を内張りしている。イメージ管に外部から磁界が侵入すると、電子の運動方向に垂直な力が働くので出力像のヒズミやズレが起る。この現象を防ぐために磁気シールドを設けている。

管容器のX線入射側は金属製のリングで、透視台への結合部となる。中心部の開孔は薄いベークライトでふたがしてあり、X線の吸収を少なくするよう慮考している。出力側にはレンズが組み込まれるようになっており、そのつぎにさらに映像分配器が取り付けられる。

管容器にはイメージ管の各電極に電源部で発生された電圧を供給するためのケーブルが接続されるようになっている。そのう

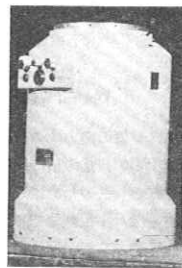
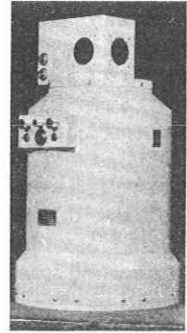


図7 可変視野イメージ管の容器
Housing of dual field X-ray image tube

ち、第1および第2グリッドに供給される電圧は前述したように管容器に組み込まれた分圧器を通してから供給されるが、この分圧器は外部から容易に調整することができる。この調整によって出力像のピントが調整できるようになっている。なお、補助陽極の電位によってもピントは変わるが、これの調整は電源部で行なうようになっている。

映像分配器には各種方式のもの

があり診断技法に応じて、選択することが可能であり、他の形の島津イメージアンプリア²⁾と



(a) 3方向反射器 (OP-907形)



(b) 3方向反射器 (OP-902B形)



(c) 1方向反射器 (OP-903形)

図8 各種映像分配器

Various types of image distributors

表2 イメージアンプリ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
35mm カメラ	ニコン F MD 36 ニコン F MD 250
70mm カメラ	キヤノン CX IA 70 キヤノン 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-101形 XT-201形 XT-503形 XT-121形 ビジコン使用 XT-131形 XT-231形 XT-533形 ブランビコン使用 XT-351形 イメージ オルシコン使用

全く同じである。図8に各種の映像分配器を管容器と組み合わせた写真を示す。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。表2に、組み合わせられる標準のカメラおよびテレビジョン装置があげてある。

3. 可変視野イメージアンプリファイアの特性

3.1 可変視野イメージアンプリファイアの性能

表3に可変視野イメージアンプリファイア(IA-117形)の性能を示す。各項目について以下に説明を加える。

表3 可変視野イメージ管の性能(IA-8形)

Performance of shimadzu dual field X-ray image tube type IA-8

	大視野	小視野
有効視野 mmφ	280	180
像の縮小率	12	7.5
電子加速電圧 kV	25~30	25~30
変換係数	50	20
解像度 lp/cm	14	16
補助陽極電圧 (陽極電圧に対する%)	22~30	50~58

3.1.1 視野

大視野側は直径280mm(11インチ)、小視野側は直径180mm(7インチ)である。出力像は、大視野側で直径約23mmであるが、小視野側では直径が23mmよりも大きい範囲に結像する。しかし、像は中心からある程度はなれると急激にボケてゆくの、実際には直径23mm以内の部分だけを使用する。

3.1.2 像の縮小率

大視野側で12、小視野側で7.5である。像の縮小率は V. K. Zworykin の実験にも見られるように、各電極に与える電圧によって連続的に変化する。電圧と像の縮小率の関係は図9のようになる

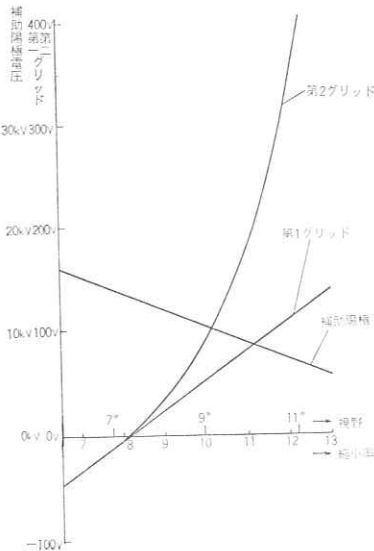


図9 縮小率と各電極電圧の関係(陽極電圧25kVの場合)
Relation between minification and Voltages of electrodes in dual field X-ray image tube

ので、各電極の電圧を図9の曲線にしたがって同時に変化させれば視野は連続的に変えられることになるが、いつでもポイントが最適になるように各電圧を制御することは実際上困難なので、2点だけを選んで切り換えるようにしている。

表3の最後の行は、補助陽極に与える電圧の陽極電圧に対する百分率である。

出力像の輝度は像の縮小率の自乗に比例するので、縮小率は大きいほどよい。しかし、縮小率をあまり大きくとると、出力けい光面の粒状性から制限を受けて解像度が低くなってしまふこと、および9形、11形のイメージアンプリファイアに使用する対物レンズや光学系が共通的に使用できることを考慮して、表3の値を選んでいる。

3.1.3 電子加速電圧

出力像の輝度は電子加速電圧に比例するので、電子加速電圧は高いほどよい。また、イメージ管の光学的レスポンス関数、したがって解像度も加速電圧が高いほどよい。しかし、イメージ管としての耐電圧には限度があるので無制限に高くするわけにはゆかない。25~30kVはこのような条件から出てきた値である。

3.1.4 変換係数

変換係数は、線質を規定したX線(全波整流もしくは完全平滑波形で、20mmのアルミニウムを透過した後の半価層がアルミニウムで7mmであるように、X線のエネルギーを決めている。このときX線管焦点と測定器との距離は70cmとする)を一定線量率(1mR/s、距離70cm)でイメージ管に入射させたときの出力像の輝度を、Cd/m²の単位で測定したときの数値で表わされる。表3の数値は一例で、大視野側50、小視野側20であるが、出力輝度が縮小率の自乗に比例することを考えると、11²/7²=50/20=2.5となっていることがうなずける。視野を切り換えたとき出力像の輝度を同じに保とうとするならば、小視野のときのX線量率は大視野のときの約2.5倍にしなければならない。X線管の許容負荷のうえからも大小両視野の寸法比をこれ以上大きくすることはむずかしい。

3.1.5 解像度

はじめに述べたように、小視野の解像度は大視野の解像度よりも良い。この点が可変視野イメージアンプリファイアの最大の利点である。解像度としては大視野14線対/cm、小視野16線対/cmである。

図10は可変視野イメージ管の光学的レスポンス関数である。大小視野の差がよくわかる。この差は、第1には出力けい光面の光学的レスポンス関数が、小視野の場合には像拡大のために高くなることに起因しており、第2には電子レンズ系のレスポンス関数も小視野の方が高い値を示すことに起因している。

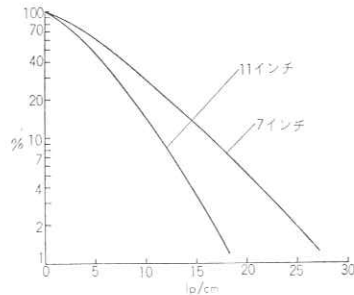


図10 可変視野イメージ管の光学的レスポンス関数
Optical transfer function of dual field X-ray image tube

3.2 入力スクリーンについて

入力スクリーンは図11(a)のような構造を持っている。従来用いられてきた図11(b)の構造と異なり、ガラス板を介在しないので、光の散乱が少なくバックグラウンドが少なくなる。このために像のコントラストが改善された。

また、従来のスクリーンでは、ガラス板を光が透過する間に光が

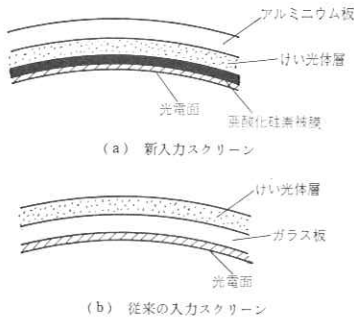


図11 X線イメージ管の入力スクリーン
Input screen of X-ray image tube

横方向に広がってボケを作るが、図11(a)の構造ではそれが無い。このために光学的レスポンス関数も従来に比べていちじるしく向上し、後述する電子レンズの高性能とあいまって、画質も良好になっている。

このような画質の向上は、とくに被検体を透視しているときに目立つものであって、一例をあげると、人体胸部に平行銅線群を重ねて11インチの視野でテレビジョン透視を行なったとき、従来形式の入力スクリーンを用いたイメージアンプリファイアでは、0.65mmφの線を解像する程度であったが、新形式の入力スクリーンを使用した場合は、0.55mmまで解像するようになった。また、コントラストの向上もあり肺紋理などの見えぐあいも一段とよくなっている。

この新形式の入力スクリーンは他の島津7形・9形および11形のイメージ管にも使用されている。

3.3 静電レンズ系

島津可変視野イメージ管の静電レンズ系は図12(a)、図12(b)のようなもので、電位分布も共にえがかれている。

入力スクリーン上の光電面の一点から初速度零で、光電面に垂直に出発した電子をプリンシパル電子と呼ぶが、図12(a)、図12(b)にはこのプリンシパル電子の軌道もえがかれている。プリンシパル電子の軌道は、像の縮小率、像のヒズミなどを検討するうえで重要

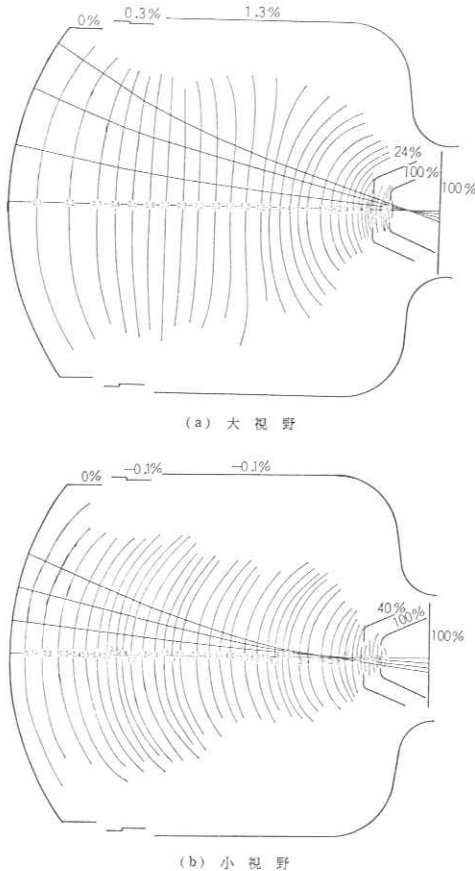


図12 可変視野イメージ管の電位分布とプリンシパル電子の軌道
Potential distribution and principal electron path of dual field X-ray image tube

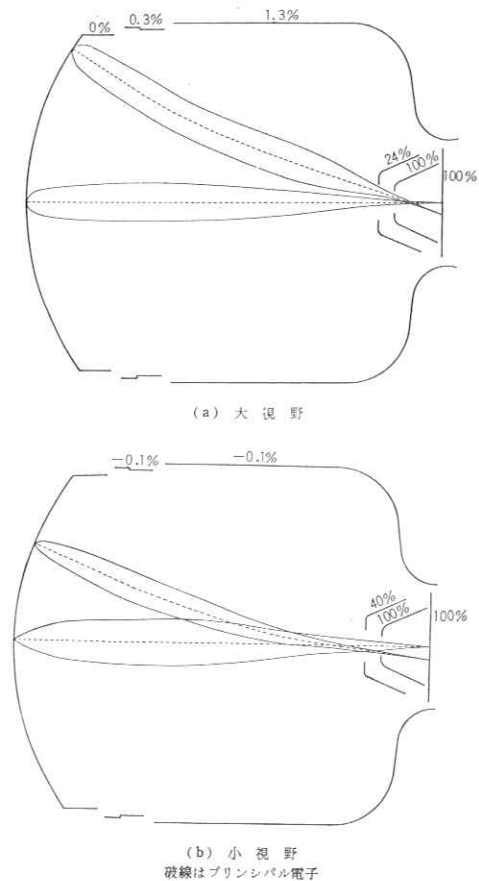


図13 可変視野イメージ管のセカンダリ電子の軌道
Secondary electron path of dual field X-ray image tube

であるばかりでなく、プリンシパル電子と同じ点から出発し、光電面の接線方向に任意の初速で飛び出す電子の軌道を計算する基礎になる。このような電子をセカンダリ電子と呼ぶ。図13(a)、図13(b)はセカンダリ電子の軌道を示している。

プリンシパル電子およびセカンダリ電子の軌道の計算については J. Vine の詳細な報告⁹⁾があるので文献を参照されたい。セカンダリ電子の軌道はプリンシパル電子の軌道を軸として、そのまわりの有限の筒の上に分布している。このような電子軌道の束は光電面の一点から出発するが、しばらくして断面積最大になり、つぎに徐々に細くなって陽極内の出力けい光面の位置で最小になっていることが必要になる。すなわち、この状態になっているときピントが合っていることになる。結局、出力けい光面上で、プリンシパル電子を中心としてそのまわりにセカンダリ電子が分布することになるが、この分布範囲が広がればボケが大きくなり、範囲が狭ければボケが少なくなることになる。また、分布の範囲は同じでも、分布の状態によっても像の質は違ったものになる。

実際問題として電子レンズの設計をするうえでセカンダリ電子の軌道を追跡することの効用は、大略のボケの大きさがわかることであって、分布までは求めることはできない(もし分布までわかればたちどころに静電レンズ系の光学的レスポンス関数が求められてしまうが) プリンシパル電子や、セカンダリ電子のトレースをすることで、像の縮小率、像のヒズミ、像のボケのおよその大きさがわかるが、さらにつぎの段階では図14のような組み立式静電レンズ試験管による実験によってもう少し詳しい結像状態を知ることができる。

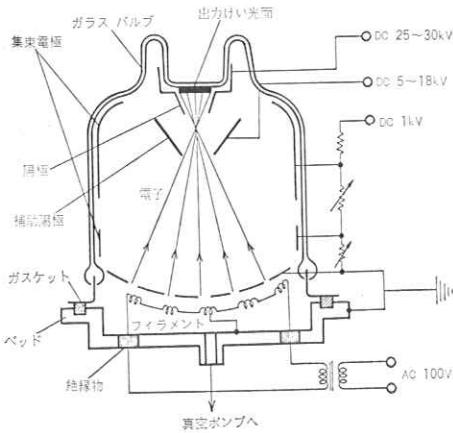
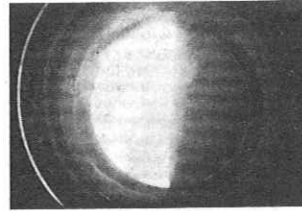


図14 組み立式静電レンズ試験管
Demountable tube for testing electrostatic lens

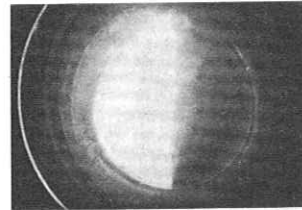
最終的には、以上の結果から求められた静電レンズについて実際のイメージ管を試作し、結像状態を見ながら細部の修正をして静電レンズを決定するわけである。

このような電子軌道の問題のほかに、イメージ管ではしばしば像と無関係なリング状の発光帯が現われることがある。このリングが像の部分に入りこむと、その部分はコントラストが低下し、変則的な輝度の向上があって非常にふつどうである。このような像が現われないように、あるいは現われても像の外に出るようにすることが重要な設計上の問題である。(図15参照)

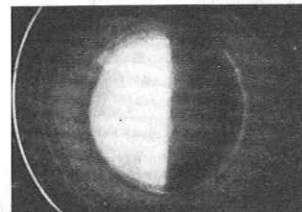
3.4 画 質



(a) リングは出力像のそとにある。結像状態はもっとも良い状態。視野は半分は鉛板でおおわれているが、リングが写真にうつるように露出を過大にしているのでハレーションをおこしている。



(b) リングが像の周辺によっている。結像状態はやや悪い。リングは3カ所でとぎれている。



(c) リングが像の部分に入り込んでいる。結像状態はもっとも悪い。

図15 イメージ管出力面におけるリング状発光帯
Ring shaped fluorescence on the output screen of an image tube

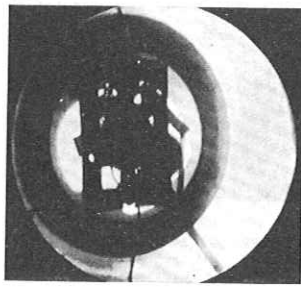
最初に問題になるのはテレビジョン像の画質であろう。図16はテレビジョン モニタの像を35mmカメラで撮影したものであるが大視野で9線対/cm、小視野で14線対/cm程度を解像している。

図17は70mmカメラによる記録像である。70mm記録はイメージアンプリファイアの出力像を撮影するので、直接撮影の約1/3のX線量で撮れる。しかも、短時間露出でよいから運動ボケが非常に少ないので良好な画質が得られる。解像度はイメージ管の解像度と同等の解像度と考えてよい。

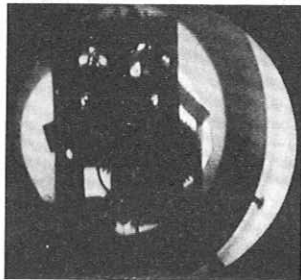
このほか、35mmカメラでは大視野で13線対/cm、小視野で15線対/cm、また16mm映画撮影ではだいたいテレビジョンと同程度の解像度になるようである。

図18はイメージアンプリファイアの出力像のバックグラウンドの程度を示すものである。X線量率を一定にしておいてイメージ管の直前にX線絞りを置いて出力像中心部の輝度を測定するのであるが、このとき絞りの大きさを変えていったときの出力輝度変化が図18に示されている。これからみると出力像寸法が同じであれば、大視野、小視野いずれでもバックグラウンドは同程度であるといえる。

可変視野イメージアンプリファイアは、イメージ管内で像の拡大を行なうものであるが、このほかに背から行なわれてきた拡大法としては、等倍撮影をしたフィルムを光学的に引き伸ばす方法、小焦点X線管を使って幾何学的に拡大する方法などがある。これらの拡大法

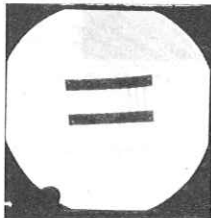


(a) 大視野

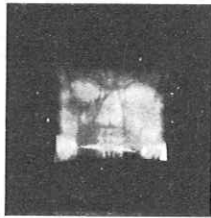


(b) 小視野
暗室時計

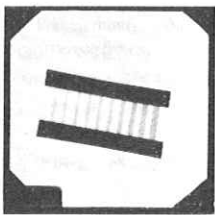
図16 可変視野イメージアンプリファイアのX線テレビジョン像
X-ray television picture by dual field X-ray image tube



(a) 大視野



(c) 大視野



(b) 小視野
解像度試験片



(d) 小視野
頭骨(マスク入り)

図17 73mmカメラによる可変視野イメージアンプリファイア像
Fluorogram by dual field X-ray image tube

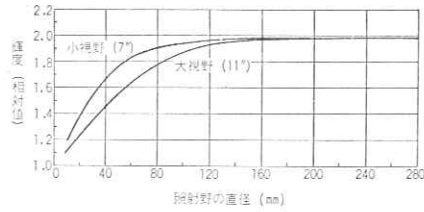


図18 可変視野イメージアンプリファイアの照射野と輝度の関係
Brightness of dual field X-ray Image Amplifier
and size of irradiated field

が像の識別度におよぼす影響について、くわしい比較を J. Feddema らが行っている。それによれば、拡大による画質改善の程度は 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。しかし、イメージアンプリファイアの場合は一般に小焦点 X線管が組み合わされているから、幾何学的拡大法を採用することも可能であり、イメージ管による拡大と併用しても有効な使い方が可能である。

4. む す び

イメージアンプリファイアが始めて発売されたのは1952年で、いまだから16年前であった。当時イメージアンプリファイアのような高価な装置がはたして普及するものかどうかあやふまれたこともあったが、現在ではめざましく普及している。このあいだにイメージアンプリファイアの性能も日進月歩で向上してきたが、最近の目新しい技術的な進歩として可変視野イメージ管の開発があげられると思う。今後もどのような発展を遂げるか予断を許さないが、さらに新規な技術が出てくるに違いないだろう。

以上で島津可変視野イメージアンプリファイアの紹介を終わるが、可変視野イメージ管の開発に力を貸していただいたかたがたに謝意を表したい。

文 献

- 1) V. K. Zworykin: "Electron Optical System and Their Application" J.I.E.E., 79,1 (1936)
- 2) 田部・津田ほか"島津イメージアンプリファイア" 島津評論, 24, 67 (1967)
- 3) J. Vine: "Electron Optical Ray Tracing in Cathode Lenses" I.E.E.E. Transactions on Electron Devices, ED-13, 7, 544 (1966)
- 4) J. Feddema, P. J. M. Botden: "Magnification Techniques, Especially Geometric Enlargement, Diagnostic Radiologic Instrumentation" Charles C. Thomas Publisher 382~395 (1965)

第 8 章 イメージ管の解像度

電気通信大学 長谷川 伸

イメージ管はきわめて暗い入力像を明かるい可視出力像に変える電子管で、その画質評価には普通限界解像度が用いられており、近年 MTF の測定結果も報告されている。^{1) 2)} 一方暗い被写体の検知限は光電面に到着する量子(光子)数のバラツキで定まることも知られている。³⁾ しかし、イメージ管の使用にさいしては結局出力像を目で見て判定を行なうのであるから、出力画像の信号雑音比 (S/N) が重要な意味を持つと思われる。この比は光学雑音特性と MTF の組み合わせで定まり、ファクシミリ等ではすでに研究報告が見られるがイメージ管では研究されていない。

イメージ管の雑音の主なものは入力側で発生する光量子散乱雑音と光電面の熱電子放出、出力側で附加される蛍光体の粒状雑音である。このうち入力側で発生する雑音については管球の持つ MTF の帯域巾により高周波成分が除かれ、出力側では雑音パワーが減少する。この性質は特に利得の高いイメージ管で重要である。ここではイメージ管に平行縞パターンを与えたときの出力像の光学的 S/N 比、検知限を MTF と光学雑音の組み合わせから論ずる。

1. 信号雑音比の解析

管の入力像として F_0 本/mm の平行縞パターンを与えた場合の出力像の光学的 S/N 比を考える。入力光子は夫々空間的に点として表わされ、積分時間 t 内の入力信号の状態は図 1 (a) のように表わされる。明部の平均光子到着密度を \bar{n} photons/mm²/sec, 信号の幅を実効的に h とし、この間の事象を積分して見ると仮定し信号を 1 次元 (x) で扱うことにすると、入力信号は図 1 (b), 出力信号は図 1 (c), (d) のごとく与えられる。

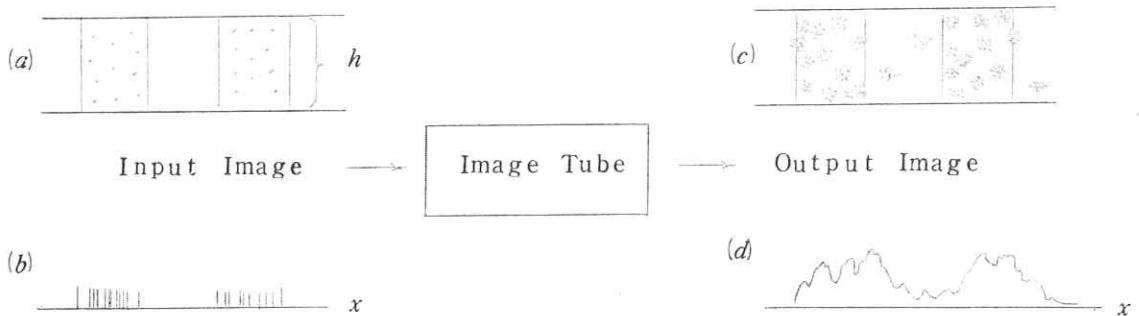


図1 イメージ管の入力像 (a, b) 出力像 (c, d) のモデル

1) I. Stahnke, H. Heinrich: Adv. Elect. Phys., 22A, 355 (1966)

2) 長谷川: 応用物理, 35, 103 (1966)

3) J. D. McGee: Rep. Prog. Phys., 24, 167 (1961)

1.1 出力信号の高さ

後述の実験にもとづきイメージ管のMTFをGauss分布で近似して次のようにおく。

$$R(F) = e^{-\alpha^2 F^2} \tag{1}$$

F は空間周波数、 α はMTFの通過帯域巾の逆数を示す数であるから、Resolving Parameterと呼ぶことにする。矩形波入力に対するレスポンス $r(F)$ は一般に⁴⁾

$$r(F) = \frac{4}{\pi} \left[R(F) - \frac{1}{3} R(3F) + \frac{1}{5} R(5F) - \dots \right] \tag{2}$$

である。入力光子1個のもたらす明るさを ϵ とすると、出力信号の高さ S は

$$S = \bar{\nu}_i h t \epsilon \eta_p \eta_T r(F_i) \tag{3}$$

ここで $\bar{\nu}_i h t \epsilon$ (明るさ/ x 方向単位長さ)は入力信号の矩形波の振巾、 η_p, η_T は夫々光電面及び以降の段階における量子利得である。 $R(F)$ がGauss分布であると F_i が特に小さい場合を除き(2)の高次の項は小さいから、

$$S \doteq \bar{\nu}_i h t \epsilon \eta_p \eta_T \frac{4}{\pi} R(F_i) \tag{3'}$$

1.2 量子雑音

光電面上の明部からは $\bar{\nu}_i \eta_p$ 個の光電子がランダムに放出される。夫々の電子は空間的には δ 関数の波形をもつから自己相関関数は原点だけに値をもつ δ 関数で、Wiener Spectrum Φ_p は

$$\Phi_p(F) = \bar{\nu}_i \eta_p h t \cdot 2 \epsilon^2 \tag{4}$$

となる。⁵⁾ 各光電子が以降の段階で一様に増倍され、又光電面以降のMTFを $R_T(F)$ とすると、出力像の含む光学雑音パワー N_{p0} (明部、暗部の平均)は次式で与えられる。

$$N_{p0} = \bar{\nu}_i \eta_p h t \epsilon^2 \eta_T^2 \int_0^\infty [R_T(F)]^2 dF \tag{5}$$

光信号の有無に関係なく放出される熱電子を $\bar{\nu}_D$ 個/mm²/sec とすると、この原因による出力雑音パワー N_{D0} 及び全量子雑音パワー N_{Q0} (光電子と熱電子の和)は

$$N_{D0} = 2 \bar{\nu}_D h t \epsilon^2 \eta_T^2 \int_0^\infty [R_T(F)]^2 dF \tag{6}$$

$$N_{Q0} = N_{p0} + N_{D0} = (\bar{\nu}_i \eta_p + 2 \bar{\nu}_D) h t \epsilon^2 \eta_T^2 \int_0^\infty [R(F)]^2 dF \tag{7}$$

となる。たゞし光電面の pass-band はきわめて広いため $R(F) = R_T(F)$ としてある。

4) J. W. Coltman: J. Opt. Soc. Amer. 44, 468, (1954).

5) 土井, 大頭: 応用物理 35, 804, (1966)

6) O. H. Schade: J. S. M. P. T. E. 73, 81 (1964)

1.3 出力蛍光面の粒状雑音

上記のイメージ管の出力蛍光面の明るさは $(\frac{\bar{v}_i \eta_p}{2} + \bar{v}_d) \eta_T h t \epsilon$ で、蛍光体の粒状に基づく変調度を位置の関数として $\beta(x)$ とおくと、これによる雑音出力パワー N_{s0} は

$$N_{s0} = \left\{ \left(\frac{\bar{v}_i \eta_p}{2} + \bar{v}_d \right) \eta_T h t \epsilon \right\}^2 \overline{\beta^2(x)} \tag{8}$$

$\overline{\beta^2(x)}$ を求めるため次の様な実験を行なった。すなわち一様に光った蛍光面の像を光学レンズにより拡大投影し、像面をアパーチャで走査し、透過光量を記録すると $\beta(x)$ が描かれ、これから計算で $\overline{\beta^2(x)}$ を求めた。この様子を図2に示す。アパーチャとしては正方形を用いたが $\overline{\beta^2(x)}$ の値はアパーチャの大きさにより変わる。別の実験によればアパーチャ寸法が $3 \times 3 \mu$ 以下であれば蛍光体の持つ雑音パワーの大部分が測定される。

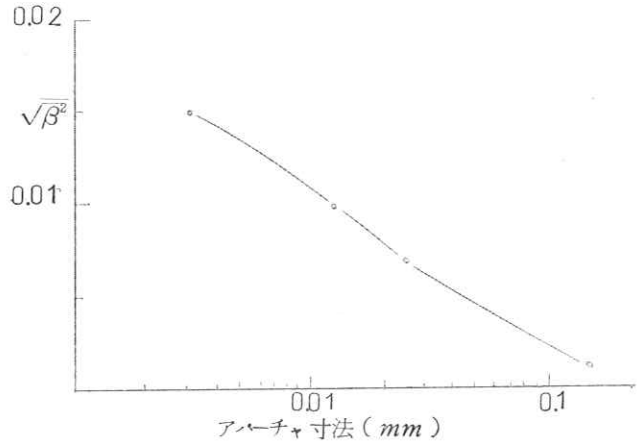


図2. 蛍光体粒状雑音の2乗平均値 $\sqrt{\overline{\beta^2}}$

1.4 信号対雑音比

(3), (7)(8)式を用いると、出力像の S/N を求めることができる。まず $N_{q0} \ll N_{s0}$ すなわち粒状雑音が支配的な場合の S/N を $(S/N)_{s0}$ とすると

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{s0} = \frac{S}{\sqrt{N_{s0}}} = \frac{4}{\pi} \frac{\bar{v}_i \eta_p \cdot R(F_i)}{\left(\frac{\bar{v}_i \eta_p}{2} + \bar{v}_d \right) \sqrt{\overline{\beta^2(x)}}} \tag{9}$$

$R \cdot F$ として(1)を用い、暗電流が光電流にくらべて十分に小さいとすれば

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{s0} \approx \frac{8}{\pi} \frac{e^{-\alpha^2 F_i^2}}{\sqrt{\overline{\beta^2(x)}}} \tag{9}$$

となり α が小さいほど、すなわち $R(F)$ が高周波までのびているほど出力像の S/N が良くなる。

$N_{q0} \gg N_{s0}$ すなわち量子雑音が支配的な場合は出力像の S/N 比 (S/N) は

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{q0} = \frac{S}{\sqrt{N_{q0}}} = \frac{4 \sqrt{h t} \bar{v}_i \eta_p}{\pi \sqrt{\bar{v}_i \eta_p + 2 \bar{v}_d}} \frac{R(F_i)}{\sqrt{\int_0^\infty [R(F)]^2 dF}} \tag{10}$$

ここで $R(F)$ として(1)式を用いると次のようになる

$$\left(\frac{S}{N} \right)_{q0} = \frac{4 \cdot 2^{\frac{3}{4}} \sqrt{h t} \bar{v}_i \eta_p \sqrt{\alpha} e^{-\alpha^2 F_i^2}}{\pi^{\frac{5}{4}} \sqrt{\bar{v}_i \eta_p + 2 \bar{v}_d}} \tag{10}$$

(10)を図示すると図3が得られる。即ちイメージ管のMTFが(1)の曲線で示されるとき、そのパラメータ α が入力像の周波数 F_i に対し、 $\alpha = 1/2 F_i$ であれば出力の S/N は最大となり、 $\alpha > 1/2 F_i$ のときは信号成分減少により、また $\alpha < 1/2 F_i$ の場合は雑音成分の増加により、出力 S/N が減少することになる。

任意のイメージ管が上記のどちらに属するかは単純にはきめられないが、 \bar{v}_D を省略し、妥当らしい値として $h=5\text{ mm}$, $t=0.2\text{ 秒}$, $\sqrt{\bar{\beta}^2}=0.015$, $\alpha=0.1\text{ mm}$ を用い \bar{v}_D を省略して比較すると、 $\bar{u}_i \eta_p \ll 5 \times 10^5$ ケ/mm²/sec, $\bar{u}_i \eta_p \gg 5 \times 10^5$ に従って量子雑音、粒状雑音が支配的となる。

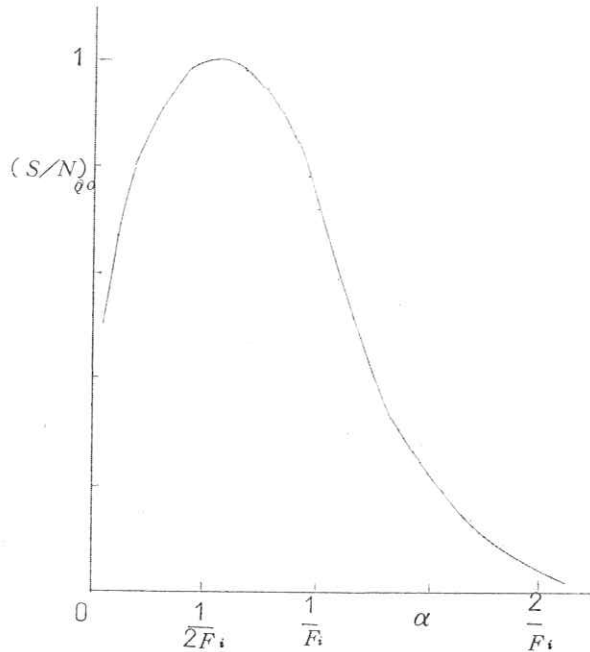


図3. 量子雑音が支配的な場合、resolving Parameter α と出力 S/N の関係

2. 限界解像度の実験

上の計算に従えば resolving parameter α の変化に従って出力 S/N が変わる筈で、これに関する実験をイメージ管を用いて行なった。供試管は 30ϕ の視野面積、一様磁界集束のもので、まずこの管の集束コイル電流とMTFとの関係を求めた。細いスリットの像を光電面に与え、出力像の光分布を scanning slit で測定し line spread function を求めた。集束コイル電流を変えて実験を行なったところ、すべての場合に Gauss 分布に近い Line spread function を得たのでこれを Gauss 分布に近似し解析的にフーリエ変換してMTFを求めた。MTFもまた Gauss 曲線となり、(1)式の α の値は最小(ピントが最も良い状態) 0.10 mm^{-1} であった。加速電圧を一定とし、コイル電流と Resolving Parameter α との関係を求めた。

2.1 低利得イメージ管

Image Converter など1段形のイメージ管は一般に利得が低く、出力像を目で見るためには大きな光電流を必要とする。このため粒状雑音が支配的となる。Schade⁶⁾に従って出力像の検知限を(S/N) = 3とする。(9)で $\sqrt{\bar{\beta}^2}=0.015$ とすると検知の条件は

$$e^{-\alpha^2 F_i^2} > 0.018 \tag{11}$$

となる。図4にこの α と F_i との関係を実線で示す。次にイメージ管を用い、この関係を確認するための実験を行なった。

上記の実験用イメージ管の光電面に平行縞パターンを投影し、出力像を肉眼(拡大鏡併用)で見てコイル

電流と肉眼で判別し得る縞巾（限界解像度）との関係を測定した。コイル電流の値をさきの測定結果に従って Resolving Parameter α (mm) の値に換算し、パターン本数 F_i に対してプロットしたところ、図4の点線が得られた。結果はさきに求めた実線とほぼ一致している。

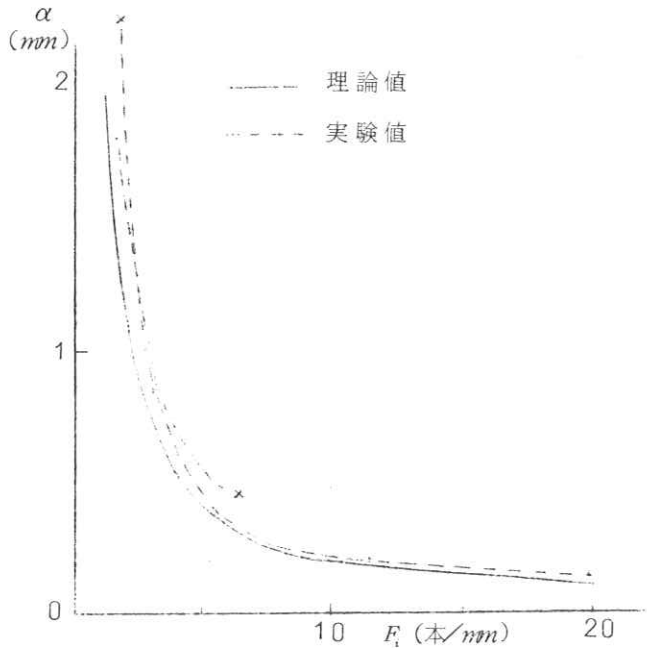


図4 粒状雑音が支配的な場合、周波数 F_i と検知限を与える α の値

2.2 高利得イメージ管

多段形等のイメージ管はきわめて高利得であるから使用状態での光電流はきわめて少い。これを光電面の熱電子流 ($S-11$ 光電面の場合室温で $\bar{v}_D = 10^2$ 個/mm²/sec 程度) と同じ程度とすると、 $\bar{v}_i \eta_p \ll 5 \times 10^5$ であるから量子雑音が支配的であり、従って前節によればイメージ管の MTF を調整し入力像の空間周波数成分に応じ高周波成分をカットする、言い換えれば電子レンズのビントを外したときに最良の検知が行なわれる筈である。これを確かめるためにシミュレータを用い、供試管として前項のイメージ管を用いて出力像の検知限に関する実験を行なった。

シミュレータは多段形イメージ管できわめて暗い縞パターンを観察することを想定して作ったもので、全面に熱電子に相当する輝点をランダムに作り、さらに縞状に光電子に相当する輝点を追加したものである。シミュレータの像を入力としてイメージ管に与え、出力像を拡大鏡で観察する。イメージ管の集束が良い (MTF が高周波迄のびている) と出力像は図1 (a) のようなまばらな鋭い輝点となり、特に像が暗いときには縞の存在が検知できない。管の集束コイル電流を変え高周波成分をカットすると像は図1 (c) のようになり縞が認められるようになる。そこで更に入力像を暗くし、その状態でも像が検知できるように管の集束を調整する。これを続けて極限の状態に達したらそのときの集束コイル電流を読み α の値に換算する。

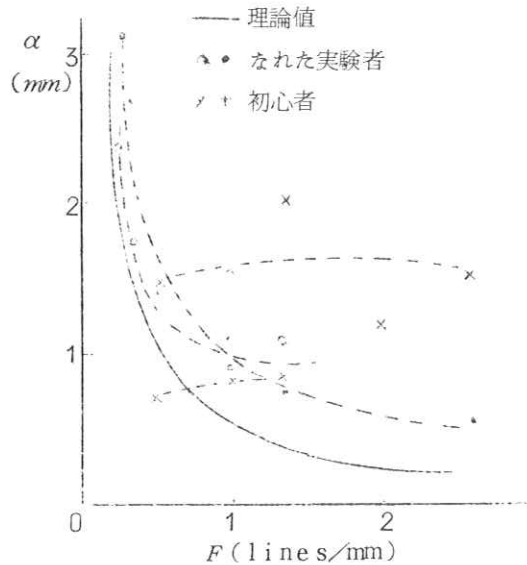


図5. 量子雑音が支配的な場合、周波数 F_i のパターンを視認し得るための α の最良の値

種々の F_i の入力像に対し、4人の実験者が別々にこの実験を行ない、図5を得た。(10)によれば $\alpha = 1/2$ F_i のとき S/N が最良になる筈でこれが実線で示されている。なれた実験者はほぼこれに近い結果を得た。

3. 結 論

イメージ管の MTF が Gauss 曲線の場合(実験結果による)について解像力の性質を MTF と光学雑音特性の組み合わせとして解析した。雑音の原因として入力側で生ずる量子雑音と出力側蛍光面の粒状雑音を考えこれらの大きさの計算、検討を行ないこれから光学的 S/N を求めた。その結果、低利得の管では MTF が高域迄のびているほど S/N がよく検知能力が高いこと、高利得の管を低照度レベルで使うときは入射像の周波数に応じて適当に MTF の高域をカットした方が S/N が良く検知能力が高い、これらについて実験と計算がほぼ一致した。

本研究に当たり東芝中研坂崎部長、宮代主任研究員及び同研究室の方々イメージ管装置の準備及び御討論を頂いた、ここに記して感謝する。