

# 放射線像研究

VOL. 3 . No. 3

(通巻36号)

1973年9月

## \*目次\*

研究会記事・会告	91	頁
特別講演資料		
図形処理の方法	京大工学部 長尾 真	95 頁
論文		
3 7-1	Enlargement Serial Radiography Using Ultra Fine Focus. 島津製作所 津田元久, 田辺貞夫	101 頁
3 7-2	診断用X線装置における短時間撮影の問題点 励磁突入電流と写真効果の関係 東邦大医学部 青柳泰司	110 頁
3 7-4	X線螢光像のシンチレーションのゆらぎと画質 電気通信大 長谷川伸, 塚越照和, 古谷隆司	127 頁

## 第 3 7 回研究会記事

第 3 7 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 4 8 年 9 月 8 日 ( 土 ) 1 0 : 3 0 ~

場 所 京都工芸繊維大学工芸本館 2 階会議室

特別講師 京都大学 長 尾 真 教授

出 席 者 ( 敬称略 )

青柳泰司, 足立 勝, 池田 満, 一岡芳樹, 今川房之助, 上前忠幸, 内田 勝,  
遠藤俊夫, 荻原 淳, 小沢珥史, 金森仁志, 木下幸次郎, 河野 敦, 小島克之,  
斉藤一彦, 坂本 優, 塩谷 斌, 神保昌夫, 住広泰造, 竹中栄一, 津田元久,  
堤 直葉, 角田 明, 長尾 真, 中西省三, 永野一夫, 畑川政勝, 速水昭宗,  
長谷川 伸, 平川宗市, 福田芳男, 藤林和夫, 堀田節夫, 水口雄治, 光田秀雄,  
森矢達人, 矢仲重信, 山口尚二郎, 山口奉頼, 横井 浩,  
他数名

プログラム ( \* 印のものは本誌に論文が掲載されています )

特別講演

\* パターン認識の現状と将来 京都大学 長尾 真 教授

研究発表

- |                                |       |       |
|--------------------------------|-------|-------|
| * 1 ) X 線撮影の最適条件               | 島津製作所 | 津田 元久 |
| * 2 ) 短時間撮影の問題点について            | 東邦大放  | 青柳 泰司 |
| 3 ) R I シンチグラムの V D R ディスプレー   | 日立電子  | 山口 奉頼 |
|                                |       | 木嶋 伸一 |
|                                |       | 竹内 一郎 |
|                                |       | 籠田 実  |
|                                | 埼玉大医  | 宮前 達也 |
| * 4 ) X 線シンチレーションのゆらぎと画質       | 電通大   | 長谷川 伸 |
|                                |       | 古谷 隆  |
| 5 ) X 線写真用 Microphotometer の試作 | 中央精機  | 堀田 節夫 |
|                                |       | 福田 英男 |

# 会 告

## ————— 第 38 回 研 究 会 に つ い て —————

第38回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和48年12月8日(土)  
場 所 電気通信大学

## ————— 新 入 会 員 —————

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	Tel
坂 本 優	229	北里大学病院放射線部 神奈川県相模原市麻溝台1	0427-78-8400
畑 山 崇	010	秋田大学病院放射線科 秋田市千秋久保田町6	

## ————— 住 所 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	Tel
伊 藤 博	662	兵庫医科大学放射線科 西宮市武庫川1-1	0798-45-6144
岡 本 紀 久 夫	182	興和株式会社電気光学部調布工場 調布市調布ヶ丘3-3-1	0424-83-4126
吉 田 日 出 輝	860	熊本大学医学部附属診療放射線技師学校 熊本市本花町1-1-1	0963-63-1111 ☎ 2832

(住所表示、電話番号変更)

花 田 勝	557	㈱日立メディコ大阪工場 大阪市西成区長橋2-6-37	06-562-7261
-------	-----	-------------------------------	-------------

## 図形処理の方法

京都大学工学部 長尾 真

## 1. 文字認識と図形認識との相違点

文字認識と図形認識の相違を明らかにしておこう。文字認識では普通、手順が(i)入力走査、(ii)前処理、(iii)特徴抽出、(iv)判定、の四つに分けられている。入力走査ではホトトランジスタを並べた単純なものから、回転鏡、回転円板による走査、フライングスポット管、ビジコン管によるものなど種々のものがある。一般的にいえることは、文字の存在する部分を機械的によくコントロールしておき、電子的な入力部分の単純化を行なっている。前処理は、それに続く特徴抽出をなるべく信頼度の高いものとするために行なうもので、信号以外の雑音成分を消すこと、ストロークの太さを統一すること、文字の位置を正すこと、極端に大きい文字は縮小するなどの大きさの正規化することなどであり、特徴抽出、判定がうまく行なえるかどうかは、この前処理の能力にかかっているといってもよい。したがって、現在の文字読取りにおいてはこの部分に非常に力を入れている。

特徴抽出は判定すべき文字の特徴を取り出す部分であり、多種多様な方法が考えられている。定点サンプリング法、ゾンデ法、スリット法、相関関数法(光学的、電気的)、フーリエ係数、位相幾何学的特徴の検出などがその代表的なものである。このような人間の直感的な方法による特徴抽出でなく、 $m \times n$ の二次元メッシュの上に文字がデジタル化されたのたとして、これを $m \times n$ 次元空間の一点に対応させる考え方がある。この場合は特徴抽出という考え方でなく、この $m \times n$ 次元空間をどのように分割しておのおのを固有の文字に対応させるのが最良であるかを考える。しかし、たとえ $10 \times 10$ のメッシュを考へても100次元空間となるから、その分割の方法をよほどうまくしないと計算に非常に長い時間がかかり不利となる。特徴抽出はこの膨大な次元数を下げ判定を簡単にできる

長尾 真: 京都大学工学部

ため、実用の機械ではほとんどがこの方法をとっている。多次元空間の分割による方法は複雑であるから、電子計算機を用いて行なうのが普通であって、時間はかかるが、そのかわりにエラー、リジェクトによる損失が最小になるように分割法を決めることができるし、文字の判定をYes, Noの形でなく、たとえば、3である確率70%、8である確率20%、9である確率10%というようにいくつかの可能性を示すことができるという利点をもつ。判定の方法としては線形判別法、非線形判別法などがあるが、それぞれ種々のくふうがこらされている。

これに対して図形認識では種々の異なった利点が存在する。図形は文字のように一つずつに区切られてはいないから、走査方式としては一文字ずつの走査といった考え方ができず、一般には画面全体をTV(テレビジョン)走査のような方式で走査し電子計算機へ入れる方法がとられる。しかし、縦横 $350 \times 250$ 程度のサンプリングを行なったとしても、87k個のデータを入力しなければならず記憶容量の問題が生じる。各点の濃淡は文字では1ビットでよいのに対して、図形では最低3ビット、TV程度の濃淡をうるためには5~6ビットを必要とする。したがって、図形情報は非常に膨大なものとなる。

前処理の問題も文字のように簡単ではない。文字の場合は原則として背景には何も書かれておらず、文字は線であるということが明らかであるから、雑音と信号との区別は比較的つけやすく雑音除去もやりやすいのに対し、一般の濃淡図形においては雑音除去はかなりめんどうである。縦横のサンプル数が非常に多いので文字の場合のように $m \times n$ 次元空間を考えることはできない。文字の認識においては入力パターンがどの文字であるかを言いあてればよいのに対して、図形認識においては図形の構造が正確にはあくされなければ図形がほんとうに認識されたことにはならない。

たとえば、机の上にあるのは電気スタンドですかと

いう間に対して、いい本ですと答えられるかどうかを考えてみればよい。また、ある線と線との交わる角度、線の長さ、ある部分の面積なども要求される場合がある。染色体の種類を調べて分類したり、白血球の大きさと数を調べたりする場合などはこういった技術が総合されなければならない。

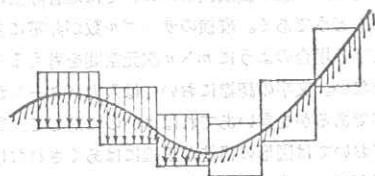
## 2. 図形走査装置

文字読み取りでは磁気ヘッドやホトトランジスタなどの固定的なピックアップも可能であるが、図形走査ではすべてが電子ビームを用いた光学的走査であり、次のような条件が必要である。

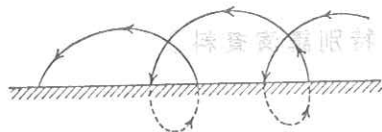
- (i) 走査装置は電子計算機と結合されていて、走査が計算機の制御をうけること。
- (ii) 走査されたデータ、またそれに関するデータが計算機へ送られること。
- (iii) 走査線の分解能がじゅうぶんにあること。
- (iv) 濃淡情報がとれること。

写真の含んでいる情報が非常に多いこと、それに対して計算機の記憶容量はあまり大きくなく、図形をデジタル化して記憶してから種々の処理をすることが計算機には非常に不得意であることなどのため、一方では走査線の分解能を高めるとともに、他方では計算機へ入れる情報をなるべく少なくしたいということから、このような要求が出されるのである。たとえば、図面の中にある線を追跡したいとき、TVのような全面走査ではほとんどすべての情報がむだなものであるから、このような全面均一な走査をせず、第1図に示すように線が存在する部分のみを局部的に走査して線の位置を知る方法をとる。この場合、計算機プログラムからの指令で局所走査を行ない、このデータに基づいて次に局部的に走査を行なうべきところを決め、順次線を追跡してゆく方法がとられる。したがって、このような走査に要する時間によって走査システムの総合的処理能力を判断することもできる。

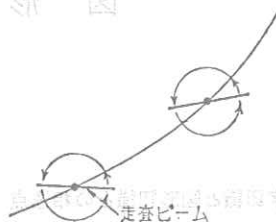
文字・図形の入力部分は本質的にアナログである。定点サンプリング法のように、ある部分に得られる信号出力を直ちに1と0に2値化してしまう場合もあるが、アナログ信号のまま加算や相関をとることも多



第1図 局所的図形走査



第2図 スポットによるらせん走査



第3図 直線状ビームの回転による走査

い。入力部分でアナログ方式のすぐれている場合の一つとして図形の線、縁を追跡走査する方式がある。たとえば、縁を追跡するためのらせん走査(第2図)はその一例である。走査点が円運動をするものとする。この走査点が文字の部分にはいつてからの一定期間、円運動の半径を減少させると、走査点は図のように縁に沿って動く。そこで円運動における縁または線をよぎる2点の位相差を検出することによって、次に円運動の中心をどの方向へ移動させればよいかを判定することができる。

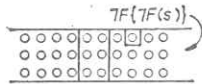
細い線をよりうまく追跡する方式として、短い線分状の走査線とその線分の中心の回りに回転させながら移動する方法がある。(第3図) 回転の中心が追跡すべき線分上にあるとすると、走査線分を180°回転する間に鋭い出力のピークの生じる角度があり、この方向が線の延長方向であることがわかる。この方式では走査線分の長さ全体での出力をみるため、追跡すべき線に雑音があっても良好な結果が得られる。あわ箱写真の飛跡の追跡などに用いられている。

## 3. 図形の処理

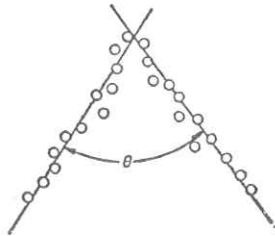
近年、コヒーレント光の利用が盛んになり、ホログラフィ技術その他も発達してきた結果、光学的な図形処理が広く行なわれるようになってきた。光学的な処理ではフィルタリング、相関などが二次元的に瞬時にこなえ、記録密度を高くとれるという利点がある。コヒーレント光による方法と計算機による方法との特徴を比べてみると次のようである。

- (1) 柔軟性 コヒーレント光による処理は本質的に線形な操作しかできない。
- (2) 容量と速度 光学系の処理速度は光の速度





第7図 接続された線



第8図 直線と角度の決定

とすると第7図が得られるわけである。

一方、直線的な操作が必要な場合も多い。たとえば第8図に示すような線要素図形の直線や直線間の角度の決定の場合や、これらの直線、角度決定を一つの画面の中の複数個のものについて行なう場合などで、まず線要素点の位置を順次決め、これらの点に対して最適の線を引かなければならない。その後2直線間の角度を求めるといふ順になる。これは全画面に対して一様な操作を行なうことでは実現できない。これは人間の判断が一覧性という特徴によって行なわれず、順をおって行なわれる場合に対応し、このような意味から図形処理プロセス、認識プロセスにおける並列一様操作には限界がある。すなわち、入力(人間では眼)に近ければ近いほどアナログ、ハードウェア、並列処理が有効であり、判定(人間では脳における判断)に近いほど直列処理が有効であると考えられる。したがって、入力から判定にいたるまでのどのあたりに両者の境界があるかを検討することは興味のあることである。

X線写真の自動解析などにおいても雑音除去や濃淡調整など前処理は非常に有効である。たとえば、同一人の時期の異なった2枚の胸部X線写真から病巣がどのように変化しているかを調べる場合、2枚の写真を重ね合わせて差をとればよい。この場合、同一人であっても写真をとるとき呼吸の状態が異なるし、露出度も違うなどで、きっちりと重なることはありえない。したがって、両方の写真の骨の部分のずれを調べ図形を局部的に変形してちょうど重なるようにすることが行なわれる。さらに、全体の濃淡の程度から2枚の写真の濃さに修正を加えたのち両者の差をとると、病巣などの変化している部分が取り出されることになる。一般にこの種の図形では低周波成分は必要でないので、ハイパスフィルタによって図形をフィルタした後、重ね合わせて差をとると、値が負になる部分を0に

すると、撮影期間に進行した病状だけが取り出されることになる。

#### 4. 図形処理のシステム

文字読取り・図形処理の過程は一般に次のような形で表現されている。

図形入力→前処理→特徴抽出→認識

前処理はある程度一般的な手法で行なえるが、特徴抽出は認識システムにおいて最も重要な部分であるにもかかわらず、この部分に対して一般的に用いられるしっかりした理論を展開することは非常にむずかしい。対象とする図形によってそれぞれ人間が適当に決定しているのが現状である。これは図形認識において、人がどのような見方で図形を見ているかについて一般法則がないことにかかわりがある。

図形認識における特徴抽出の例としては、たとえば線分の抽出、角度の抽出などがあるが、これらは文字認識における特徴抽出とはかなり性質を異にする。すなわち、文字認識においてはある特徴的な部分を検出する論理回路の出力があるかないかによって行なわれるのが多いが、図形認識の場合はかなり複雑で高度の判断を伴う場合が多く、それ自身が認識であると考えるのが適当であろう。また、これらの特徴抽出にはフィードバックを伴うことが望まれるだろう。たとえば、雑音を消すためのスムージングの局部的な領域をどの大きさに決めればよいかは、スムージングを何度かくり返して異なる大きさについて行なう必要が生じるだろう。

このように考えると図形処理の過程は第9図のように書き直すことができよう。すなわち、前処理の次は局所的な認識(特徴抽出)であり、続いて大局的な認識によって最終的な結果をうとする。この大局的な認識の手法としては次節で述べる構造的認識、あるいは論理的な認識作用を考えてもよい。ここで、フィードバックが前の段にかけられているが、これが有効に働くためには各処理段階に続く判断にどれだけ適切なものを用意できるかにかかっている。たとえば、濃淡変化の激しい部分に線があるととして Gradient を計算し、その値があるしきい値をこえる場合に線があるでしょう。この値は図形によって常に一定であるとはかぎらない。われわれの行なった顔写真の解析において



第9図 図形処理の過程

は、Gradient の値がしきい値をこす点の数が図形全体の数パーセントであるようにしきい値の決定を行ない、線要素点の抽出を行なったが、これは局所的認識のフィードバックと考えることができよう。

しかし、第9図のような多くのフィードバックを持ったシステムを完全に自動的なものとして作り上げることは容易ではない。したがって、そこには人間の介入する高度のマンマシンシステムを考えなければならないであろう。この場合、必要となるものはフレキシブルな図形走査装置、各種の処理のできるプログラムパッケージ、そしてライトペンなどで人間が自由に介入できる高精度の図形表示装置である。Ledley 氏ら<sup>(7)</sup>はこのような図形処理システムによって染色体の分類の研究を進めているが、たとえば、染色体どうしが重なっていて自動的に分離することが困難な場合に、人間がその重なり部分を指示し、プログラムでその部分で最もくびれているところを正確に検出し、切断する方法で図形処理の能力を向上させることを考えている。

### 5. 図形の構造認識

文字読み取りなど従来のパターン認識においては、答は Yes または No といった結果を得ればよかったのに対し、一般の図形では文字読み取りなどの場合に比べてその図形の存在する条件が全く異なる。文字においては、入力はある限られた範囲のものであることが明らかであり、極端にかわった雑音の存在もなく、要するに、入力となる図形がかなり限定されていることである。これに対して一般の図形、写真などでは目的とするもの存在以外に種々のものが存在し、これらがすべて雑音となっている。たとえば、一般の背景の中にある人の顔を検出したい場合などでは、ほとんど明確に規定できない雑音にうもれた人の顔を取り出す必要があるし、また目的の図形も変形や回転、大きさの変化など種々の困難な要素をもつ。このような場合、従来考えられてきた類別 (Classification) の概念が不じゅうぶんであることは明らかである。これに対し人間の行なう図形認識では、個々の部分の認識から類推を行なうことにより、より高次な構造あるいは関係の認識に至るのが普通である。そこで図形の構造に着目する方法が考えられ、Kirsch 氏らによって言語の Syntax との対比としてとらえられた。

図形の構造記述による認識の例としてわれわれの行なった方法を述べてみよう。航空写真のように広い地域を写真にとる場合、これを何枚にも分けて互いにじゅうぶんな重なりをもってとる。もっと一般の場合と

しては、ある場所をじゅうぶんな重なり部分をもってとった2枚の写真において、一方の大きさと他方の大きさが等しくなく、また撮影の角度も異なっている場合が考えられる。われわれはこのような2枚の写真の接合を考えた。ただし、取り扱った図形は直方体など直線、平面からなる物体図形である。このような場合、2枚の写真の間の関係は、

$$y = A(x - a)$$

$$A = \begin{pmatrix} \lambda_{11} & \lambda_{12} \\ \lambda_{21} & \lambda_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda & 0 \\ 0 & \lambda \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} \mu & 0 \\ 0 & 1/\mu \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \beta & \sin \beta \\ -\sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix}$$

ここに、 $\lambda$ : 図形の拡大の係数、 $\mu$ : 縦横方向の拡大の係数、 $\alpha, \beta$ : 回転に関するもの

という変換によって特徴づけられる。すなわち、一方の写真にこの変換を施し、さらに平行移動することによって他方の写真と接合できることになる。

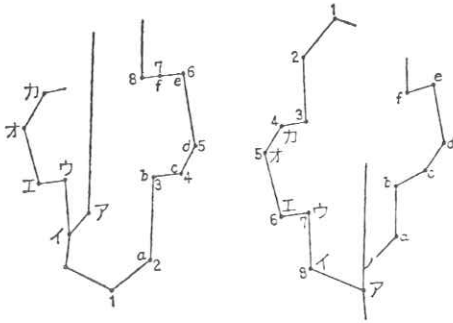
この変換の定数を決めるためには、まず2枚の原写真のどの部分が重なり合う部分かを決定する必要がある。まず第3節で述べたラプラス演算子の適用などで線を抽出し、分岐点、角点などの特徴点を決める。すなわち、第一段階は線図形化である。次いで線図形どうしの対応の検出にうつる。線図形の特徴点はそこから出ている線分の数によって分類し、2枚の線図形で同じ分類に属する点どうしの対応をとる。この場合、第10図に示すように点  $P$  と  $P'$  の対応はそこから出ている線の他端  $Q, R, \dots$  の対応点  $Q', R', \dots$  の性質が対応する必要があるとして調べる。このとき変換  $A$  によって点の隣接関係は不変に保たれ、角度の大きさが  $180^\circ$  をこえて変化することはないなどの性質を用いる。当然のことながら、線分の長さ、点から出ている線の角度の値は対応をとるときの情報とはならない。これを種々の対応点候補から行ない、対応のとれる部分線図形で最大のものを求める。これを2枚の線図形での対応のとれている部分であるとする。この結果を第11図に示す。

次に、このようにして対応のとれた2枚の部分図形どうしでなるべく離れた3点の組を取り、これら3点どうしの座標より  $A$  の値を決定する。



第10図 線図形の対応





(1~8), (a~f), (ア~カ)がそれぞれ対応の可能性があるとす  
第 11 図 2 枚の線図形の対応

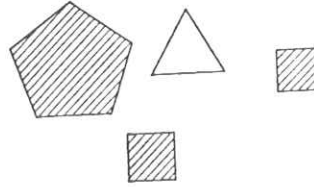
このようにして得た A で一方の濃淡図形を変換し、他方の図形との接合を行なうプログラムをプログラミング言語 LISP を用いて作り、一応の成果を得ている。

図形のうちには以上に述べたような、構造という考え方では扱えないものも多数存在する。これらは、たとえば領域に関するものや時間軸上の波形に関するものであって、航空写真で地上の作物の成育状態を調べたり、森林資源の調査を行なったり、心電図、地震波形などの解析をする場合などである。

## 6. むすび

人間における図形認識の働きで、論理的な推論作用をもって行なわれるものが多い。たとえば、ある部分を見たとき、それが推定したものであるためには、そのほかにいろいろのものが存在するだろうが、そういったものが見つかるかどうかとよく見直す場合である。これを言語との関係でとらえるならば次のような場合が考えられる。

たとえば「三角形よりも小さい黒い多角形は四角で



第 12 図

ある」という文章に対しては、述語論理式

$$\forall x [P(x) \wedge B(x) \wedge (\exists y) \{T(y) \wedge Sm(x, y)\} \rightarrow Sq(x)]$$

ここに、P: Polygon, B: Black, T: Triangle, Sm: Smaller, Sq: Square

を対応させることができる。

このような述語論理による表現が実際に与えられた図形 (第 12 図) に対して真となるか否かは、図形認識プログラムによって検証されなければならないが、真の意味での認識はこのようなレベルのことができるということに対応するのではなかろうか。

## 文 献

- (1) 坂井・長尾: 文字・図形の認識機械 (昭 42) 共立出版
- (2) Cheng, et al.: Pictorial Pattern Recognition (1965)
- (3) Tippett, et al.: Optical and Electro-Optical Information Processing (1965) MIT Press
- (4) G. Nagy: Proc. IEEE, 56, 5 (1968-4)
- (5) L. D. Earnest: Choosing an Eye for a Computer, Stanford Univ. AI Project Memo No. 51 (1967)
- (6) R. Nathan: Digital Video-Data Handling, JPL. Calif. Inst. Tech., Tech. Report No. 32-877 (1966-1)
- (7) R. S. Ledley, et al.: FIDAC: Film Input to Digital Automatic Computer and Associated Syntax-Directed Pattern Recognition Programming System, in (3)
- (8) 坂井・長尾・藤林・木戸出: 情報処理, 10, 3, 132 (昭 44-5)
- (9) 坂井・長尾・木戸出: 信学論 (C) 54C, 445 (昭 46-6)

ENLARGEMENT SERIAL RADIOGRAPHY  
USING ULTRA FINE FOCUS

Motohisa Tsuda, Sadao Tanabe, Ph.D., Radiation Apparatus Div.  
Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto, Japan

Aim: It is well known that enlarged radiographs are valuable for certain kinds of X-ray diagnosis. Conventional X-ray enlargement radiography, however, is limited to stationary objects because conventional fine focus X-ray tubes have very small capacities and require longer exposure times. Consequently, the enlarged radiograms of moving objects are blurred.

Recently, X-ray tubes with focal spots of 0.1 mm or 0.05 mm and somewhat larger capacities have become available with conventional diode construction, but without any controlling grid. Fig.1 depicts the modulation transfer functions and radiographic rating charts of these 0.1 mm and 0.05 mm focal spot tubes.

It becomes clear that by using these large-capacity ultra fine foci, it has become possible to make enlarged serial radiographs of slowly moving objects. Fig.2 shows some examples of enlarged celiac angiograms made with a 0.1 mm focal spot tube together with ordinary angiograms for comparison of the image detail. (through the courtesy of Dr. Takashima, Kanazawa University)

This study was undertaken in order to find out the optimum radiographic conditions for minimum overall blur, and how to use these ultra fine foci in practice.

Method: Theoretically, overall blurs or line spread functions of radiographic systems can be calculated from successive convolution integrals of the line spread functions of each of the three elements involved in the system. These elements are:

1. focal spot
2. combination of intensifying screen and photographic film
3. object motion

However, it is difficult to assess the overall blur from numerical calculations of the convolution integrals. For convenience in calculating the overall blur, the line spread functions of each element are approximated by a Gaussian distribution. Thus, each kind of blur can be treated analytically.

To check whether this approximation is reasonable or not, convolution integrals for actual element blurs were calculated by means of a digital computer and the results were compared with those obtained from this approximation. The results agreed fairly well.

Using this approximation, the relation between the standard deviations of the blurs encountered in enlargement radiography were investigated. On this occasion, the following facts were taken into account, namely

1. In the case of the combination of intensifying screen and film, the magnitude of the blur is proportional to the sensitivity. (Refer to Fig.3)  
Roughly speaking, therefore, the exposure time is inversely proportional to the magnitude of the blur of combination of intensifying screen and film.

2. With the focal spot, the shortest exposure time required for a given X-ray exposure at constant tube voltage is more or less inversely proportional to the size of the focal spot providing that the configuration of the X-ray tube is the same. (Refer to Fig.4)
3. The deviation corresponding to half of the maximum value was obtained from the computed distribution in the case of the overall blur and from typical experimental distributions in the case of the focal spot and screen-film blurs, and then converted to equivalent standard deviations.

The velocity of the object is assumed to be constant. The magnitude of the motion is multiplied by a coefficient  $k$  which is necessary to approximate the motion blur as Gaussian distribution and this is converted into a standard deviation.

4. For the convenience of comparison, the distance between the focal spot and the film, the X-ray dose required for the radiograph and the type of X-ray film are assumed to be constant, and the blurs are estimated in the plane of the object in all cases.

Results: Symbols are defined as follows.

- S: standard deviation of approximate Gaussian distribution for the line spread function of the combination of intensifying screen and film
- f: standard deviation of approximate Gaussian distribution for line spread function of focal spot
- v: velocity of object
- t: exposure time
- m: enlargement factor
- B: standard deviation of approximate Gaussian distribution for the line spread function of the overall system
- $k, \alpha$ : constants ( $\alpha$  depends on mAs required,  $k \approx 0.4$ )

Overall blur can be expressed approximately by the expression

$$B = \sqrt{\left(\frac{S}{m}\right)^2 + \left(\frac{m-1}{m}\right)^2 f^2 + (kvt)^2},$$

where  $kvt$  represents the standard deviation of the motion blur approximated by a Gaussian distribution.

As  $t$  is inversely proportional to  $S$  and  $f$ ,  $B$  can be rewritten as follows

$$B = \sqrt{\left(\frac{S}{m}\right)^2 + \left(\frac{m-1}{m}\right)^2 f^2 + \left(\frac{kv}{Sf}\right)^2} \quad (1).$$

By taking the partial derivatives of equation (1) with respect to  $S$ ,  $f$  and  $m$ , the minimum values of  $B$  at various conditions can be deduced.

(i) Optimum values of  $m$  and  $f$  that make  $B$  minimum for given values of  $S$  and  $v$  may be expressed by

$$\left. \begin{aligned} m &= S^3/\alpha v \\ f^2 &= \alpha v S^2 / (S^3 - \alpha v) \\ B_{\min} &= \sqrt{\alpha v (2S^3 - \alpha v) / S^2} \end{aligned} \right\} \quad (2).$$

(ii) Optimum values of  $m$  and  $S$  for given values of  $f$  and  $v$  are

$$\left. \begin{aligned} m &= f^3 / (f^3 - \alpha v) \\ S^2 &= \alpha v f^2 / (f^3 - \alpha v) \\ B_{\min} &= \sqrt{\alpha v (2f^3 - \alpha v) / f^2} \end{aligned} \right\} \quad (3).$$

(iii) Optimum values of  $f$  and  $S$  for given values of  $v$  and  $m$  are

$$\left. \begin{aligned} S^3 &= \alpha v m (m - 1) \\ f^3 &= \alpha v m / (m - 1)^2 \\ B_{\min} &= \sqrt{3} \{ \alpha v (m - 1) \}^{1/3} / m^{2/3} \end{aligned} \right\} \quad (4).$$

On the other hand, the overall blurs are calculated from the convolution integrals by computer for actual values of intensifying screen-film blur, focal spot blur, motion blur and enlargement factor.

Fig.5 and Fig.6 show the results of these computer calculations with the values obtained analytically from equation (1), which shows good agreement between the two methods.

In Fig.5, however, it is not clear whether enlargement decreases the overall blur. Observation of Fig.6 reveals that overall blur reaches a lower minimum than it would without enlargement. In Fig.6, the minimum point occurs at  $m = 3$  and  $f = 0.038$  (corresponding to focal spot size of 0.1 mm), which agrees with the values derived from equation (2).

**Discussions:** From the results of this study, optimum conditions for obtaining minimum blur in radiography can be selected by rather simple relations namely equations (2), (3) and (4).

In enlarged serial radiographs using ultra fine foci where the short exposure times are essential, the dominant blur is motion blur, which corresponds to the third term in equation (1). Referring to equation (1), a high speed intensifying screen and a rather large-capacity fine focal spot should be used to minimize the overall blur.

In conclusion, the 0.1 mm ultra fine focal spot is suitable for enlarged serial radiographs of slowly moving objects, while the 0.05 mm focal spot may be used with stationary objects because it still requires a considerable exposure time.

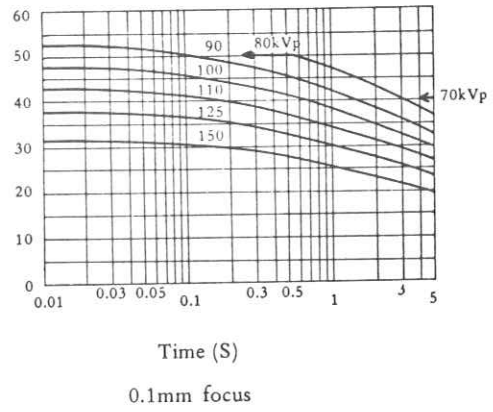
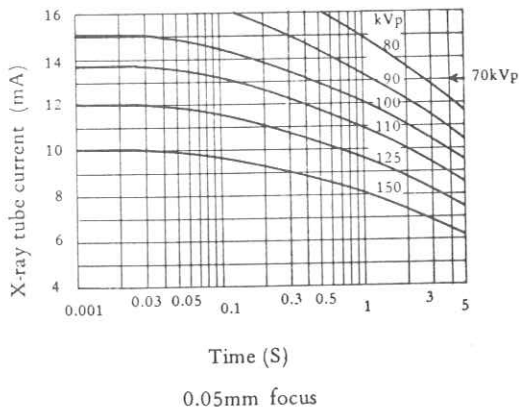
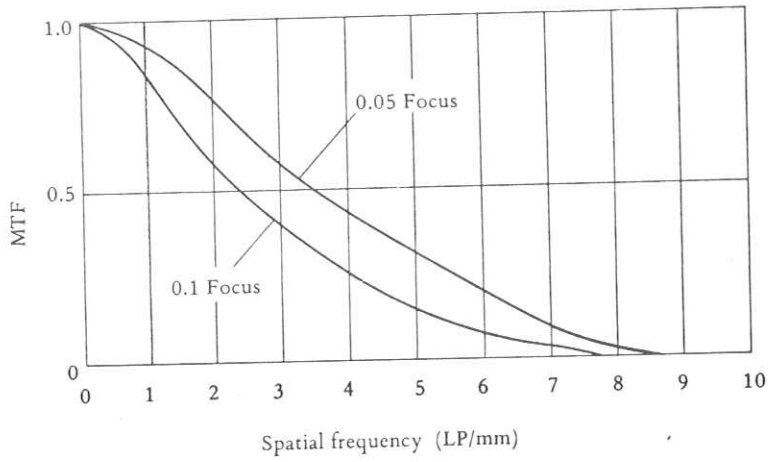


Fig. 1. Modulation transfer functions and rating charts of 0.1mm and 0.05mm focal spot X-ray tubes

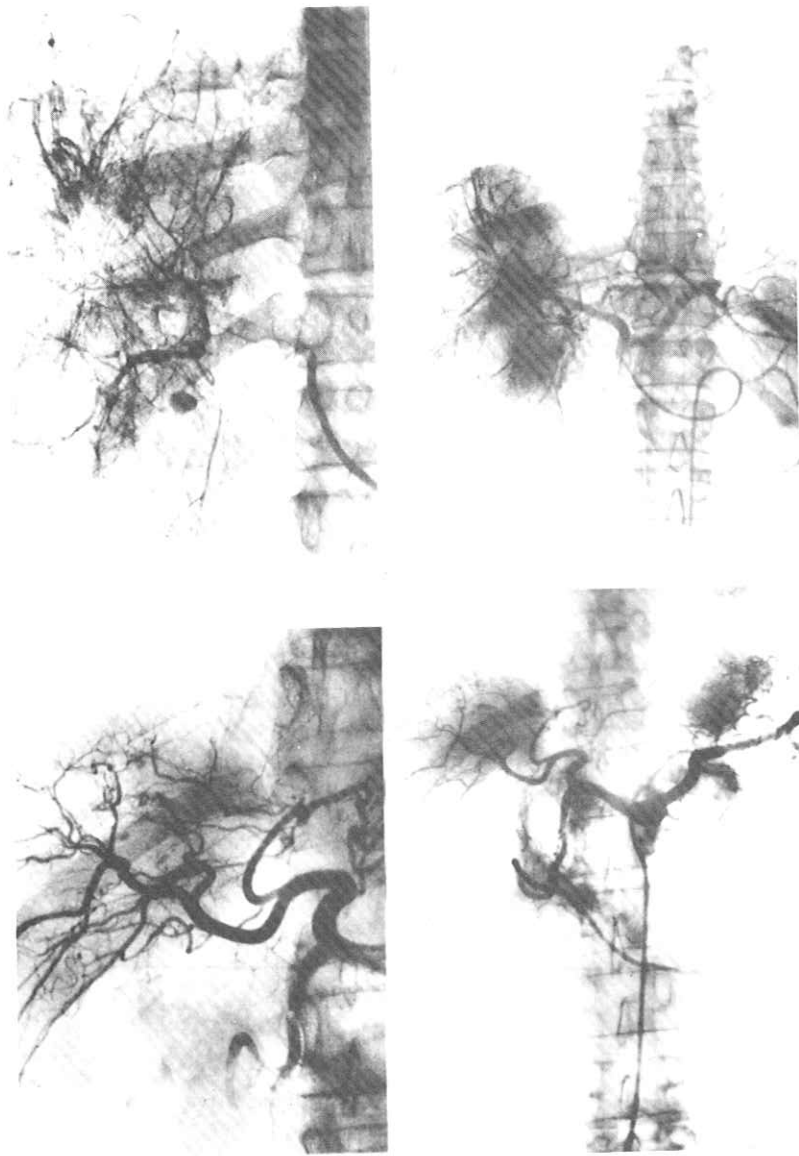


Fig. 2 Some examples of enlargement celiac angiography  
left: enlargement angiogram, right: contact angiogram

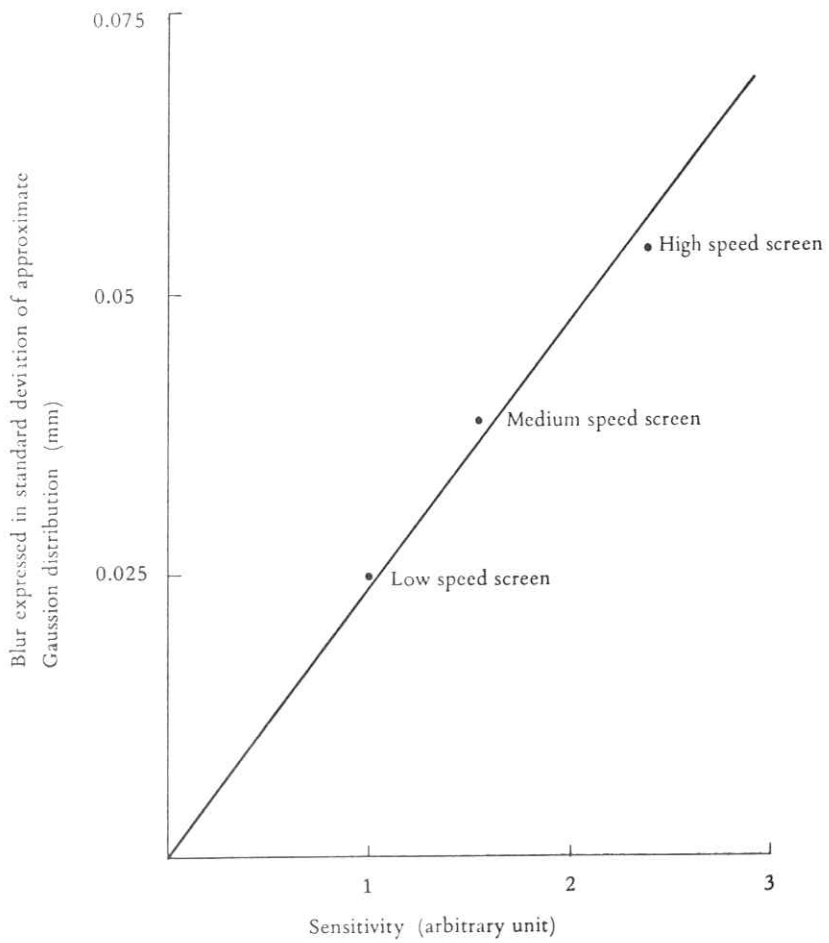


Fig. 3 Sensitivity and blur of intensifying screen

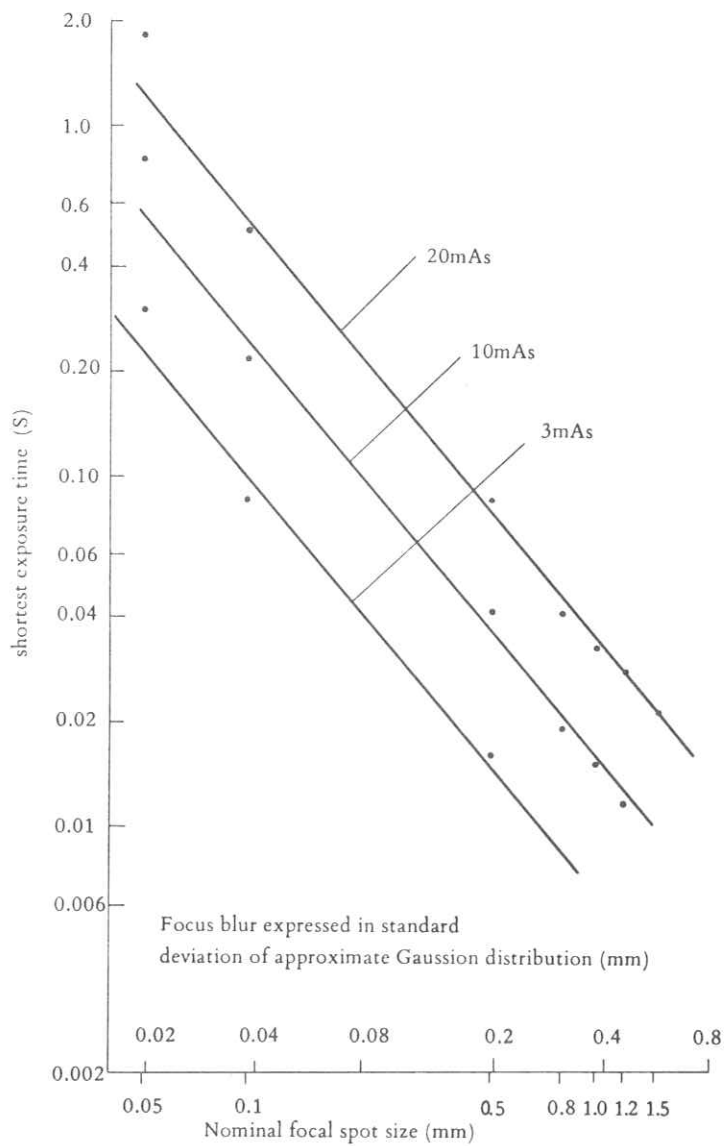


Fig. 4 Focal spot size and shortest exposure time for given mAs.  
 X-ray tube: Rotating anode type  
 Diameter of target: 100 $\phi$   
 Speed: 9000 R.P.M.



Velocity of object: 0.7 mm/s  
 Intensifying screen: High speed ( $S = 0.054$ )  
 Radiographic condition: 10 mAs, 100 kVp  
 $m$  = enlargement factor  
 $\mathcal{Q} = 1.89 \times 10^{-4}$   
 • computed  
 x approximated

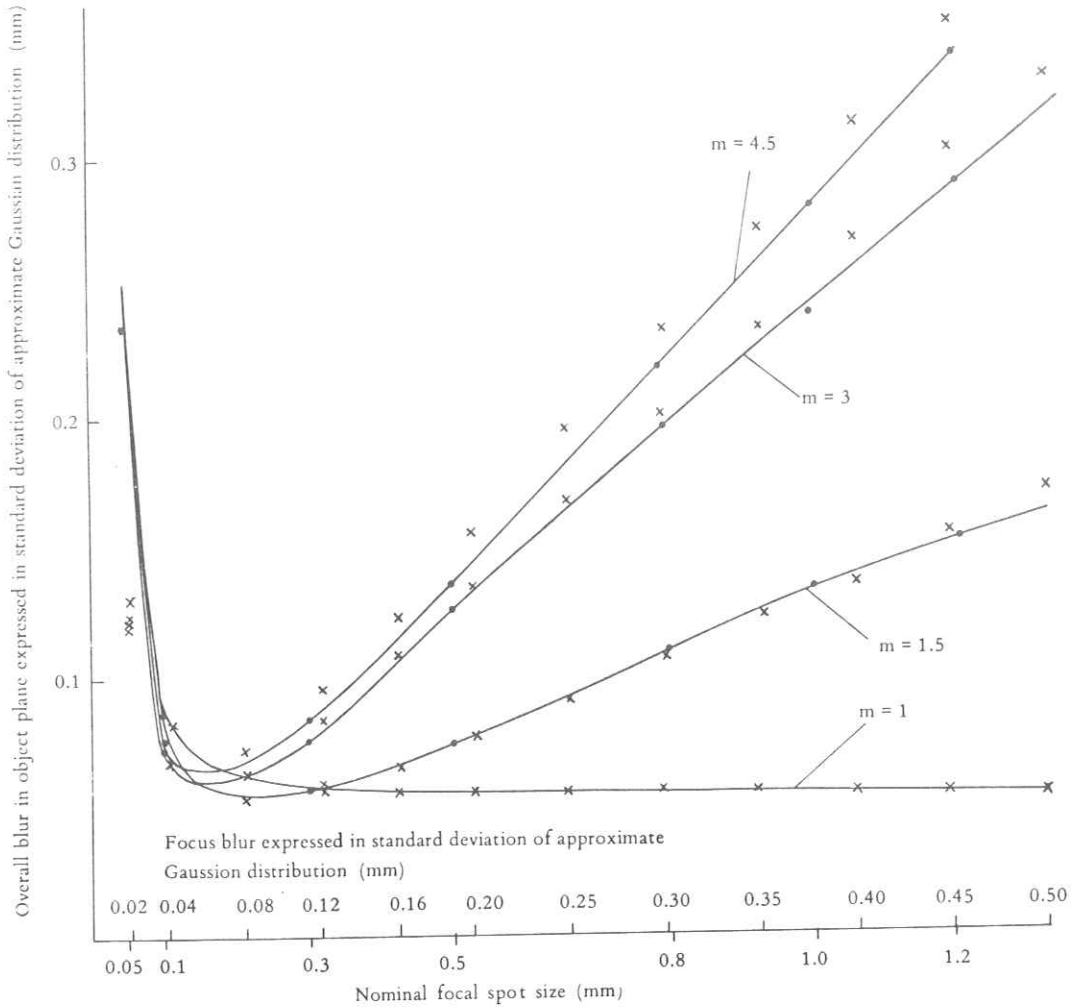


Fig. 5 Overall blur as the function of focal spot size and enlargement factor.

Velocity of object: 0.7 mm/s  
 Intensifying screen: High speed (S=0.054)  
 radiographic conditions: 4mAs 100kVp  
 m = enlargement factor  
 $\alpha = 7.35 \times 10^{-5}$

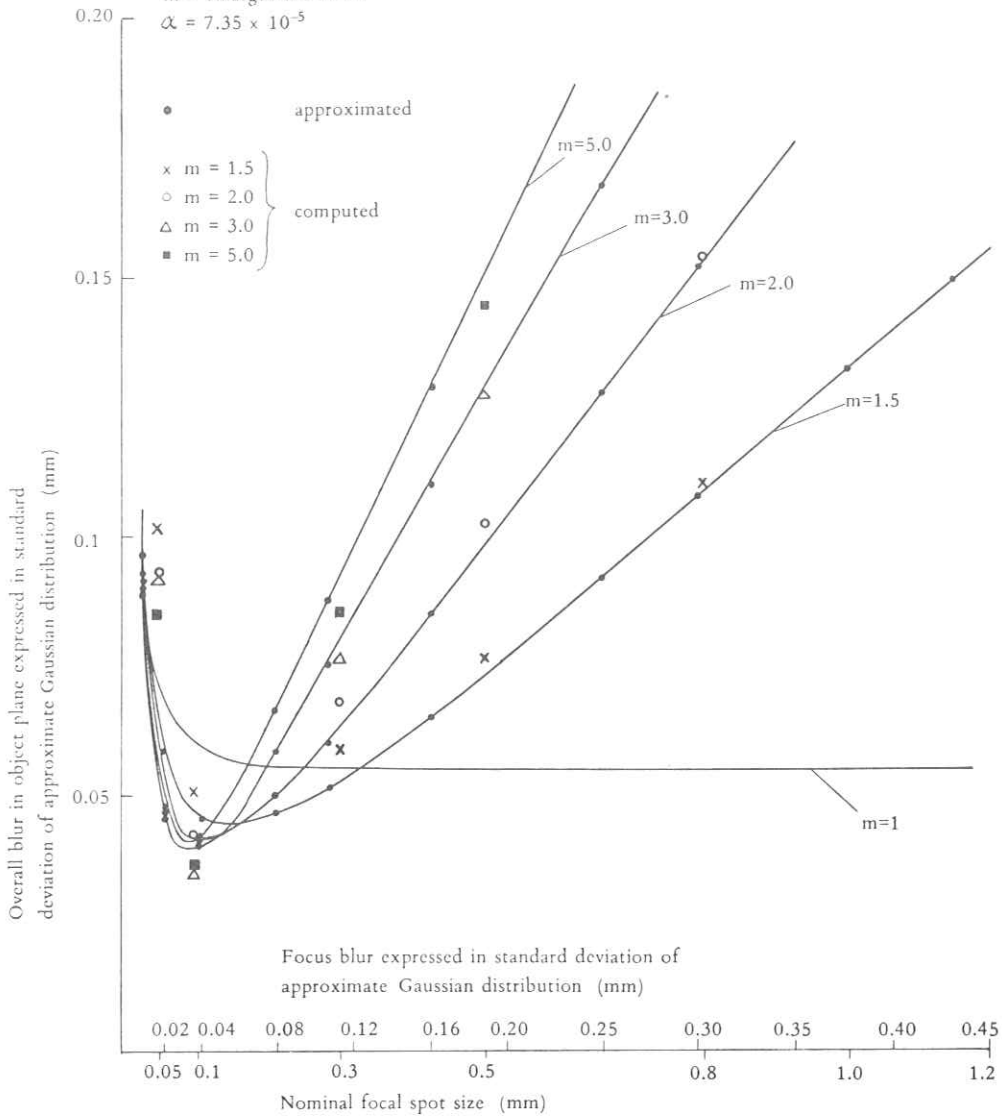


Fig. 6 Overall blur as the function of focal spot size and enlargement factor

## 診断用X線装置における短時間撮影の問題点 励磁突入電流と写真効果の関係

東邦大学医学部放射線科 青柳泰司

PROBLEMS OF SHORT TIME EXPOSURE ABOUT DIAGNOSTIC X-RAY  
APPARATUS. Relation between exciting rush current  
and radiographic effect.

Taizi AOYAGI

Department of Radiology, School of Medicine, Toho  
University.

### 1. 緒 言

零位相投入を行っても管電圧が高くなると励磁突入電流のため、投入時の波形が歪むことがあり、短時間曝射になると写真効果に大きく影響してくる。奇数パルスの曝射を行うと主変圧器は偏磁化され、かなりの残留磁気が残る。次の曝射をこの残留磁気と同方向に投入すると磁気飽和を起し、投入時に大きい突入電流が流れる。最近の装置はこの突入電流を防止するため、曝射の最終パルスの位相を記憶し、次の曝射はその逆方向から投入する方法（逆位相投入回路）や曝射終了直后、主変圧器を一定方向に直流磁化し、次の曝射はその逆方向から投入する方法（アイアンプリセット回路）等がとられている。

本研究はこの逆位相投入の効果と問題点について検討した。

### 2. 測定方法

- (1) X線管電圧 C, R分圧器を使用した波高電圧計により測定した。同時にオシロスコープにより波形を記録した。
- (2) X線管電流 曝射時間20msで計測できる積分型（平均値指示）の電流計を中性点に接続して測定した。
- (3) X線管電流波形 X線管陽極回路に赤外発光ダイオードを接続し、これをホトトランジ

スタで受光し、測定した。

(4) X線出力 増感紙蛍光強度を2次電子増倍管(MS-9S)により測定して求めた。

### Closing phase changing circuit

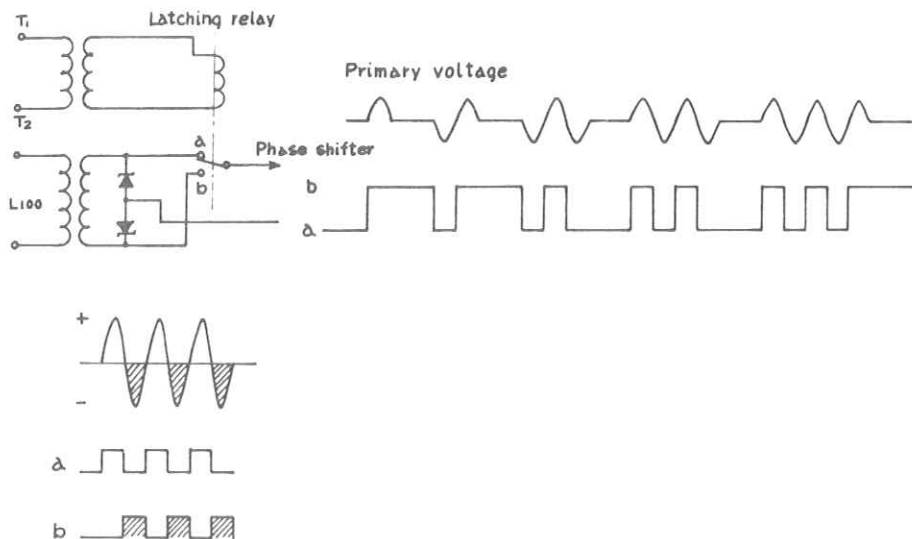


Fig. 1 投入位相切換回路

## 3. 測定成績

(第1例) 発生器は最高電圧150kVp, 昭和47年製の単相全波装置でケーブル容量は約1100P.Fである。

### (1) 投入位相切換回路

Fig. 1のようにこの装置はラッチングリレーにより投入位相を切換えるもので、接点aに接続された時は正パルスで投入され、接点bの場合は負パルスで投入されるようになっている。またこのリレーは一度動作させるとその状態を維持し、逆極性の電流を流さないと復帰しない特性をもっている。動作時間は約1ms, 最大開閉頻度数は500回/秒あるので商用周波数では十分応答する。

### (2) 奇数, 偶数パルスと突入電流

Fig. 2は奇数パルス(3パルス)の曝射を逆位相投入で行った時の1次電圧(1), 1次電流(2), 管電圧(3), 管電流(4)波形で、突入電流はまったく認められず、投入時の波形歪みもない。

Fig. 3は奇数パルス(3パルス)の曝射を同位相投入,すなわち前の曝射の最終パルスの位相と同方向で曝射した時の波形で,大きい突入電流が流れ,管電圧波形の歪みも大きい。

Fig. 4は偶数パルス(4パルス)の曝射を逆位相投入したもので, Fig. 5はこれを同位相投入したものである。

偶数パルスの場合は残留磁気は少ないので,同位相投入を行ってもそれ程大きい突入電流は流れず高圧波形にもほとんど影響は認められない。すなわち偶数パルスの場合はいずれの方向から投入しても突入電流の影響はほとんどない。

### (3) 突入電流と写真効果への影響

Fig. 6, Fig. 7, Fig. 8は突入電流が写真効果にどのように影響するか調べたもので1は1次電圧, 2は1次電流, 3は管電圧, 4は蛍光波形で(左)は逆位相投入を行った場合,(右)は同位相投入で突入電流が流れた時の波形である。

管電圧が高くなるにつれ,突入電流が増大してくるので写真効果への影響も大きくなる。投入時の1パルスの写真効果は定常値の $\frac{1}{2}$ 程度になるので1パルスの撮影は不能となる。さらにその影響は投入時のみでなく数パルスは影響することが認められる。

Fig. 8の同位相投入の管電圧波形において管電圧波高値の低い方が,写真効果は大きい。この原因は管電流の変化によるものと思われたので,X線管電流波形および加熱電圧を調べた。

Fig. 9は逆位相投入を行った場合の各波形で,突入電流は流れないので各波形共正常である。

Fig. 10は突入電流が流れた場合で,この電流のため加熱電圧が変動し,管電流が1パルス毎に変化することになる。

Fig. 11, Fig. 12は逆位相投入を行った場合のタイマ試験の結果で,1パルスから正確に動作している。また奇数パルスでも異常はまったく認められない。

Fig. 13, Fig. 14は各管電圧と蛍光波形で140 kVp まで安定して動作している。

Fig. 15はmAs 当の蛍光量を調べたもので,管電圧,管電流が正しく調整されていれば,いずれの管電流を撰んでもmAs 当りのX線出力はほとんど等しくなる。

(第2例) 発生器は最高電圧150 kVp, 昭和47年製の単相全波装置でケーブル容量は約1,500 P.Fである。

この装置は第1例と同じように曝射の最終パルスを記憶して、次の曝射はその逆方向から投入するようになっているが、タイマー時限が3～5ms長かったため、逆位相投入回路が誤動し、波形歪みを起すことがあった。

(1) タイマ時限と逆位相投入

Fig. 16はタイマ試験の結果で、投入位相が約 $20^\circ$ 遅れ、時限が3～5ms長い。そのため逆位相投入回路が誤動し、同位相投入になる場合があった。

Fig. 17は管電圧波形と蛍光波形であるが、かなり波形歪みを起し、時限も半パルス～1パルス長くなっている。

Fig. 18は管電圧、管電流波形を調べたもので、突入電流のため加熱が変動し、管電流が1パルス毎に変化している。

Fig. 19は曝射時限を短かくし、投入位相を進めて零位相投入を行った時のタイマ試験の結果で、波形歪みもなくなり、1パルスから安定して動作するようになった。

このように曝射時間が若干長くなっただけで動作は不安定となり、波形歪みを起すので写真効果にも当然影響することになる。

Fig. 20は管電流と写真効果の関係を調べたもので、管電流にほとんど直線的に比例することがわかる。

(第3例) 発生器は最高電圧150kVpで昭和44年製の単相全波装置である。

この装置は逆位相切換回路が設けられていない。このような装置で連続撮影を行った場合、どのようになるか調べた。

(1) 連続撮影における突入電流の影響

Fig. 21(上)は曝射時間0.03sec、毎秒6枚の速度で撮影した時の各波形で、4枚目までは同位相投入されたため、突入電流が流れ管電圧波形の歪みが大きい。4枚目の写真効果は正常値の約 $\frac{1}{2}$ となる。5枚目、6枚目は逆位相投入されたため突入電流は全くなく、正常である。

(下)は曝射時間を0.04にした時の各波形で、偶数パルスの場合には残留磁気が少ないので、どちらの方向から投入されてもほとんど異常はない。このように逆位相切換回路をもたない装置で奇数パルスの曝射を行うとフィルム黒化度がバラツクことになる。

(第4例) 発生器は最高電圧150kVpで3相6パルスの装置である。

この装置は単相装置と同じ逆位相投入回路を使用しているが、曝射時間によっては突入電流の影響があるので、この関係について調べた。

(1) 3相6パルス装置における突入電流

Fig. 2 2 (左)は正常な場合、(右)は投入后約10msで波形歪みを生じている。高電圧、短時間曝射になると写真効果にもかなり影響してくる。

Fig. 2 3は1次側各相の電圧、電流と管電圧波形の関係を調べたものでU相に大きい突入電流が流れ、これが管電圧に影響していることがわかる。(右)は20msの曝射を行った場合で、このような短時間になると写真効果にも影響し、正常値より30%も少なくなる。

この原因は3相装置の場合、1相の最終パルスを記憶しても、他の2相のパルス数が、それと常に等しいとは限らないので、このような現象が現れるものと思われる。

(2) 突入電流を防止した場合の管電圧、管電流、蛍光波形

Fig. 2 4はアイアンプリセット回路(曝射直后主変圧器1次側に直流電流を流して、一定方向に直流磁化し、次の曝射はこの逆方向から投入する方法)を設け、突入電流を防止したときの波形である。

これにより140kVpまで全く安定して動作するようになった。

#### 4. 考察・結論

以上の例のように励磁突入電流を防止しないと、写真効果は減少したり、反復性が悪くなったりする。

特に短時間曝射になると、この影響は大きくなり、1パルス曝射の場合は不能となることもある。

#### 参 考 文 献

1. 岡西節夫, 中西 猛; アイアンプリセットについて 日放技会第25回総会
2. 診断用X線発生装置の特性(その1)  
励磁突入電流について 山田, 青柳他; 日放技会第26回総会
3. 岡西節夫, 土井泰敬; 3相高電圧変圧器の磁気プリセット方式の改良  
日放技会第26回総会

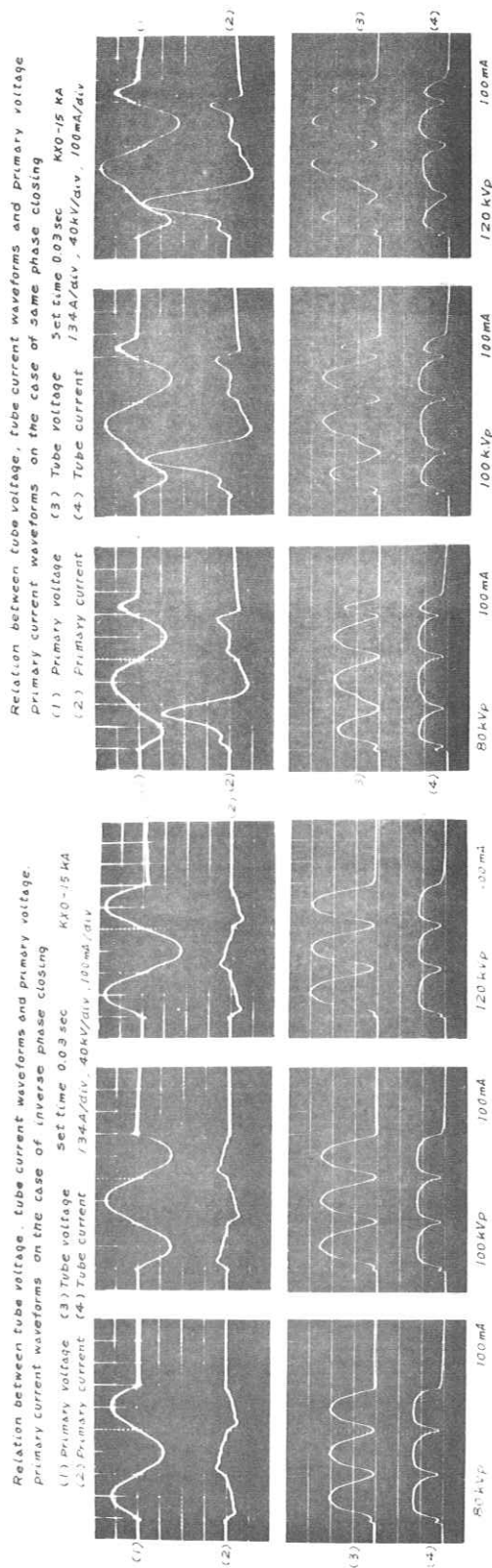


Fig. 2 逆位相投入を行った時の1次電圧, 電流,  
管電圧, 管電流, 波形 (奇数パルス)

Fig. 3 同位相投入を行った時の1次電圧, 電流,  
管電圧, 管電流波形 (奇数パルス)



Relation between tube voltage, tube current waveforms and primary voltage, primary current waveforms on the case of inverse phase closing.

(1) Primary voltage (3) Tube voltage Set time 0.04 sec KX0-15 kA  
 (2) Primary current (4) Tube current 13.4A/div, 40kV/div, 100mA/div

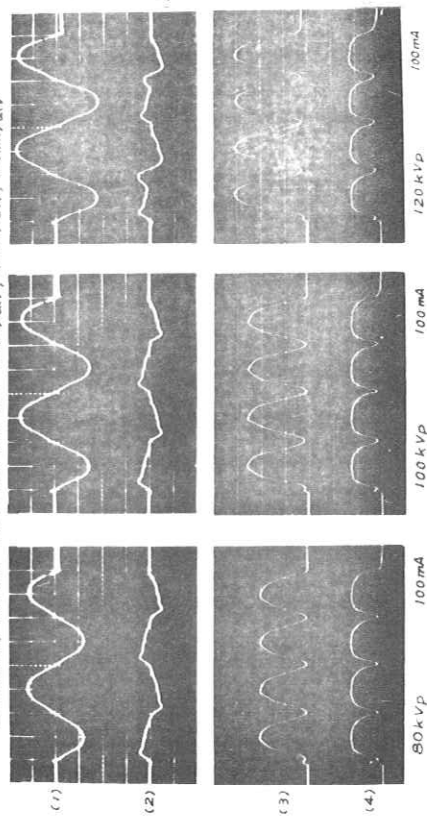


Fig. 4 逆位相投入を行った時の1次電圧, 電流, 管電圧, 管電流波形(偶数パルス)

Relation between tube voltage, tube current waveforms and primary voltage, primary current waveforms on the case of same phase closing

(1) Primary voltage (3) Tube voltage Set time 0.04 sec KX0-15 kA  
 (2) Primary current (4) Tube current 13.4A/div, 40kV/div, 100mA/div

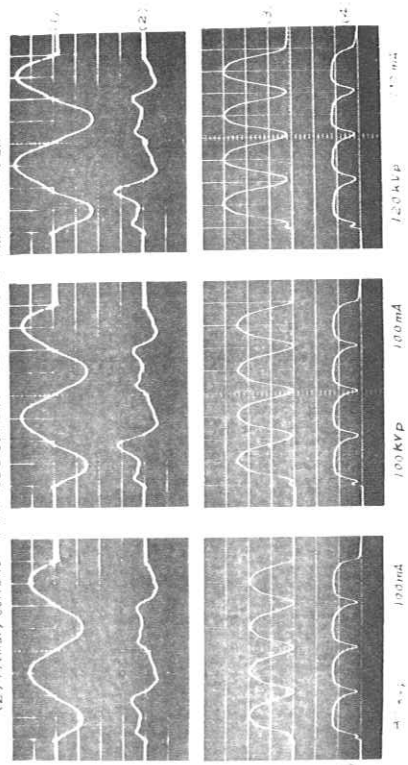


Fig. 5 同位相投入を行った時の1次電圧, 電流, 管電圧, 管電流波形(偶数パルス)

Tube voltage waveforms deformation due to exciting  
rush current.

TOSHIBA KX0-15KA DG-15F  
DRX-192

Set time 0.07 sec  
Primary current 250A/div, filter Al 10mm

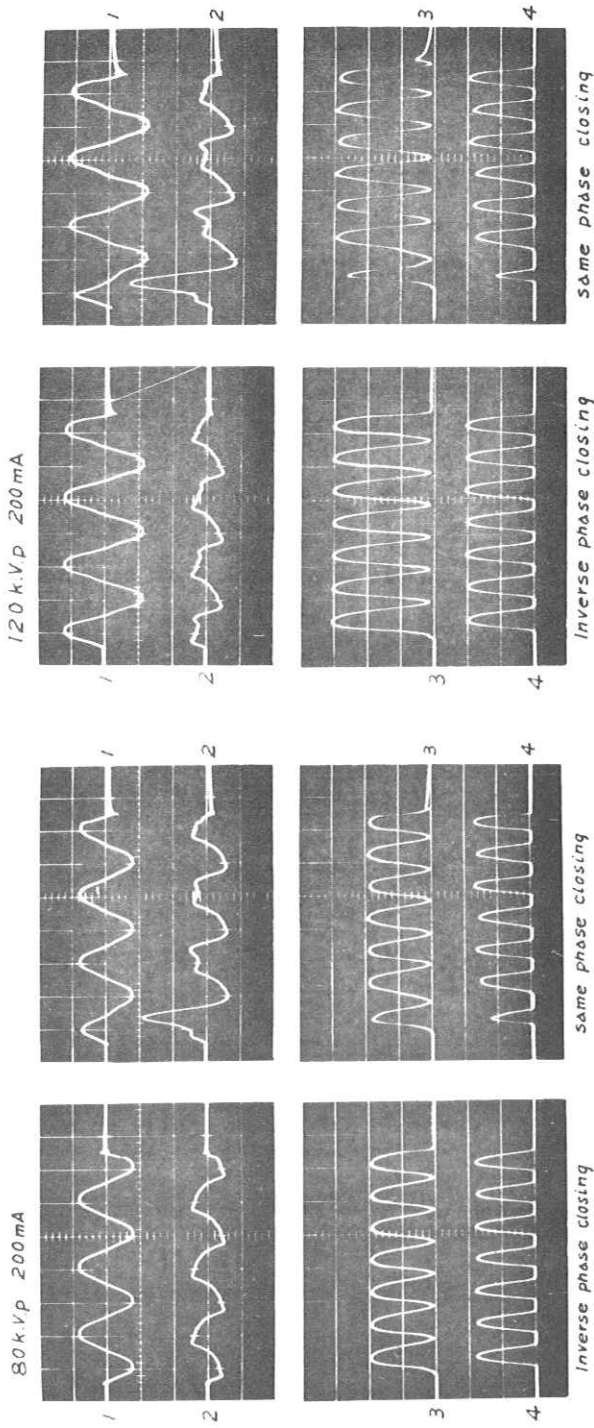


Fig. 6 突入電流と写真効果への影響  
管電圧 80kVp 管電流 200ms

1. 1次電圧
2. 1次電流
3. X線管電圧
4. 螢光強度

Fig. 7 突入電流と写真効果への影響  
管電圧 120kVp 200ms

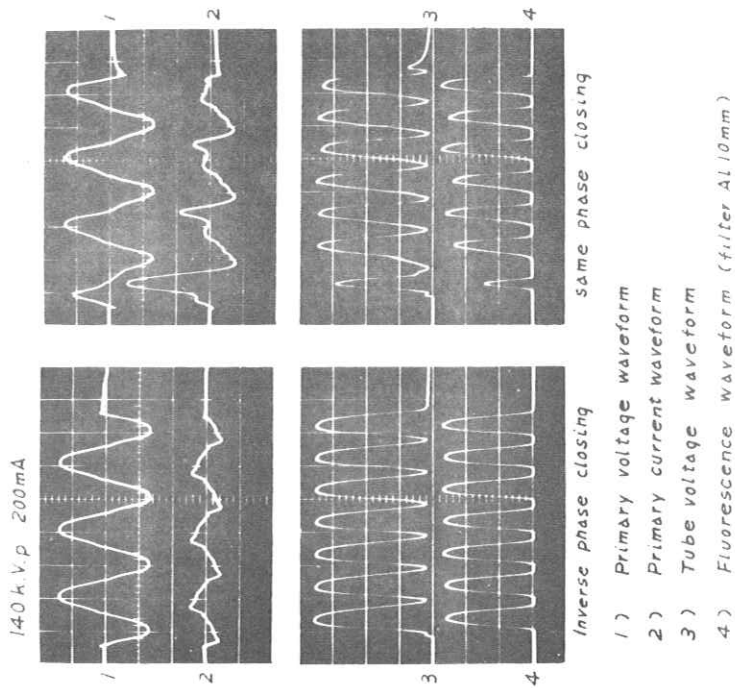


Fig. 8 突入電流と写真効果への影響  
管電圧 140kVp, 管電流 200ms

Various voltage and current waveforms  
on the inverse phase closing. KX0-15 kA  
Exp. time 0.07sec

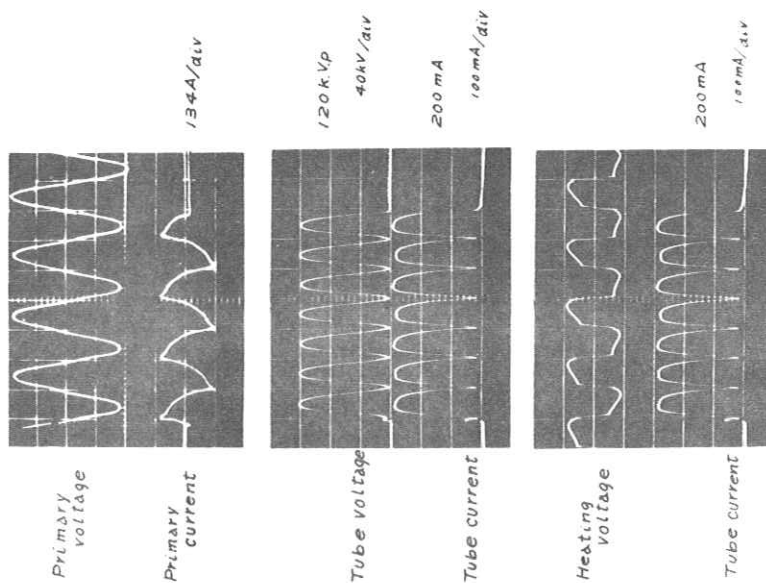


Fig. 9 逆位相投入を行った場合の1次電圧, 電流,  
管電圧, 管電流, 加熱電圧波形

Various voltage and current waveforms  
on the same phase closing. KX0-15 KA  
Exp time 0.07 sec

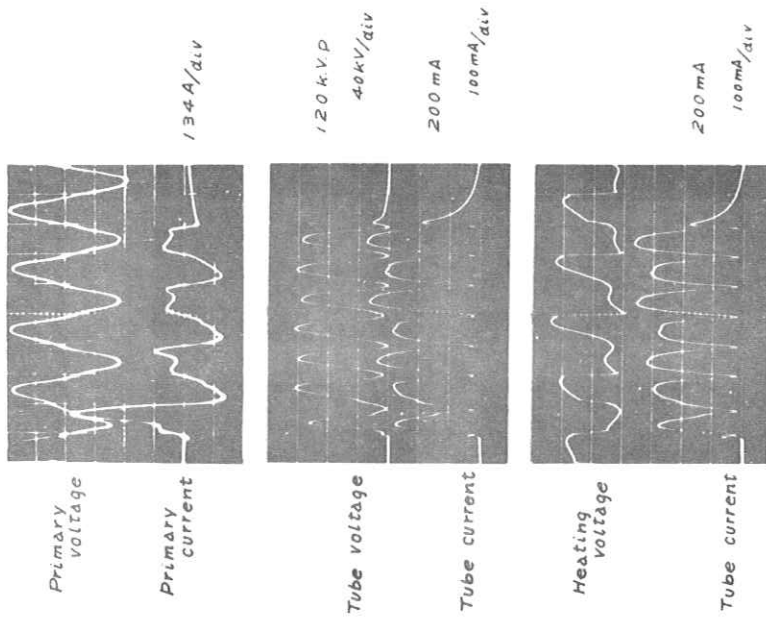


Fig.10 同位相投入を行った場合の1次電圧, 電流, 管電圧, 管電流加熱電圧波形

Primary voltage waveforms and tube voltage waveforms  
on the case of zero phase direct closing

TOSHIBA KX0-15 KA DG-15 F  
DRX-192

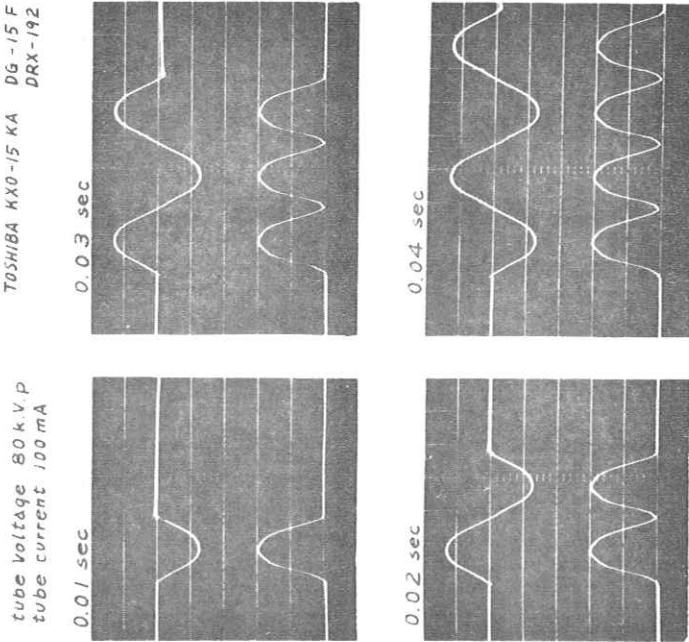


Fig.11 タイマ試験 (I)

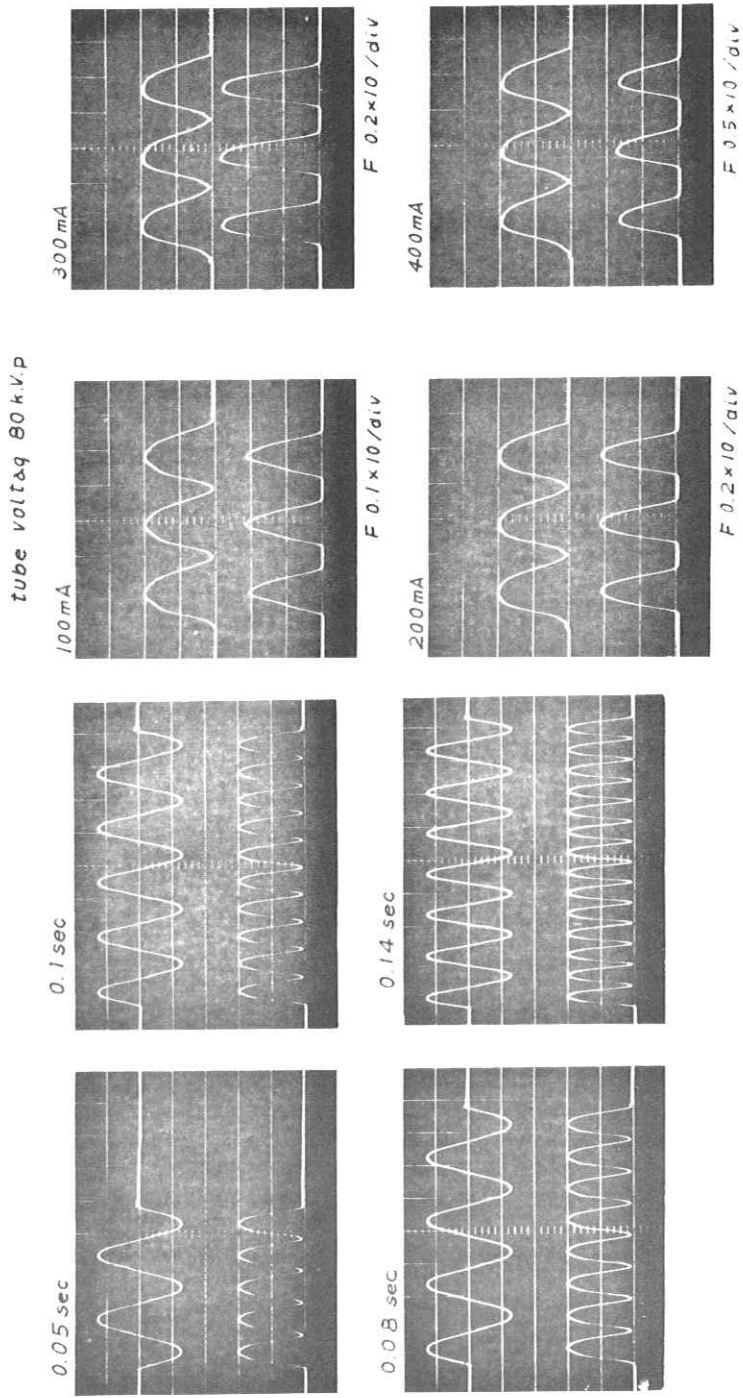


Fig. 13 管電圧波形と螢光波形  
管電圧 80kVp

Fig. 12 タイマ試験 (2)

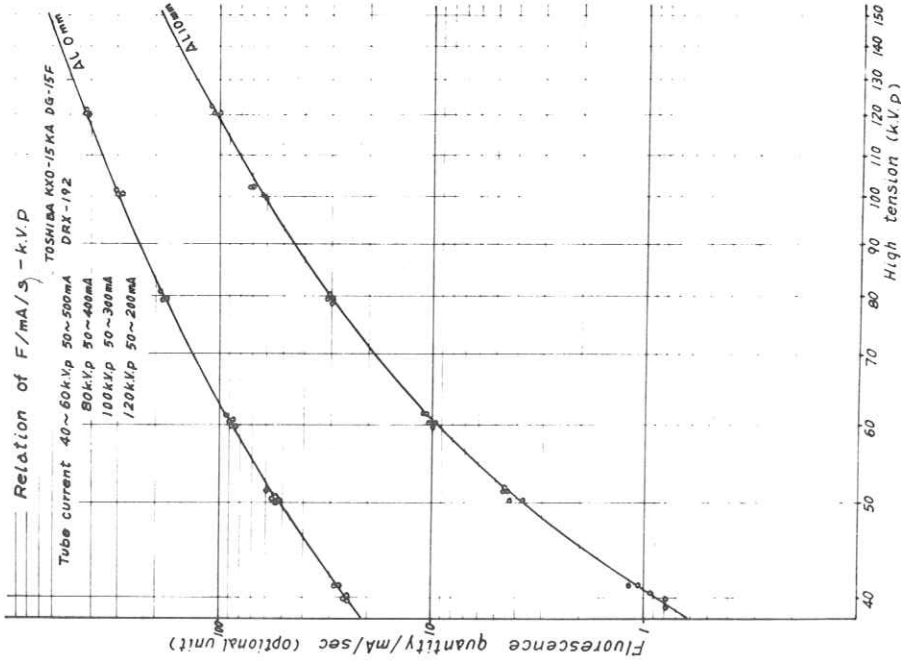


Fig. 15 管電圧と蛍光量の関係

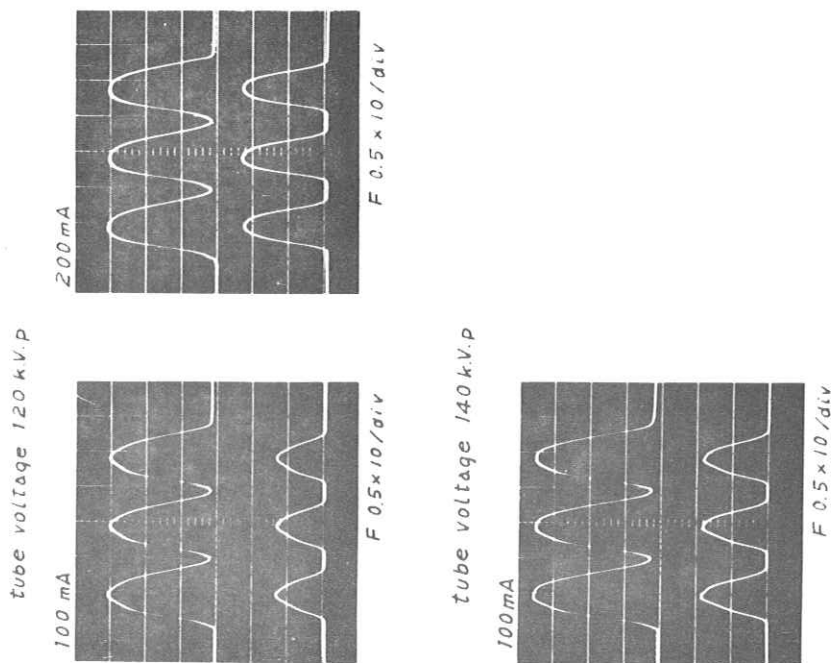


Fig. 14 管電圧波形と蛍光波形  
 管電圧 120 kVp, 140 kVp

Timer test (1) (Before correction)

(Dummy load 100  $\Omega$ )

ZD150L-3 (SHIMADZU)

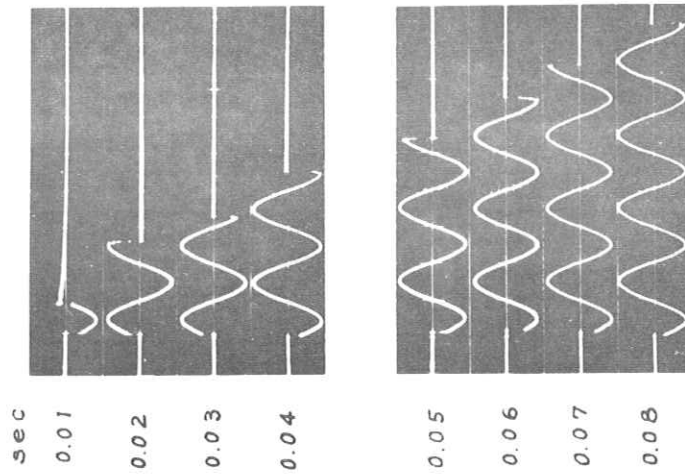


Fig. 16 タイマ試験(1次電圧)  
(調整前)

Timer test (2) Tube voltage waveforms and  
fluorescence waveforms (Before correction)

Filter Al 10mm 80kVp 100mA

ZD150L-3

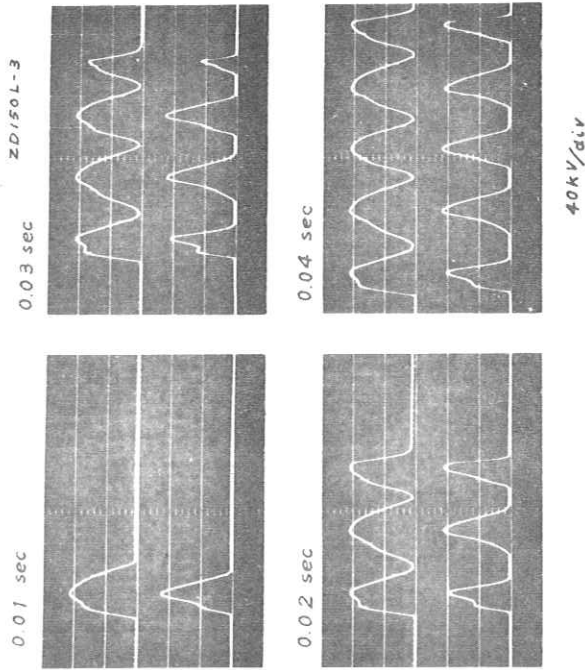
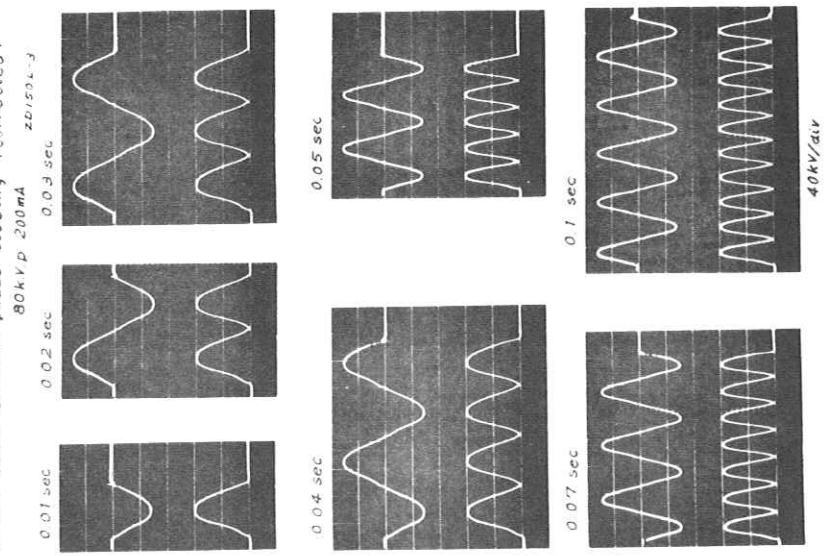


Fig. 17 管電圧波形と蛍光波形  
(調整前)

Timer test (3) Primary voltage and tube voltage waveform,  
on the case of zero phase closing (Corrected)



Tube voltage and tube current waveforms on the  
case of inverse phase closing and same phase  
closing

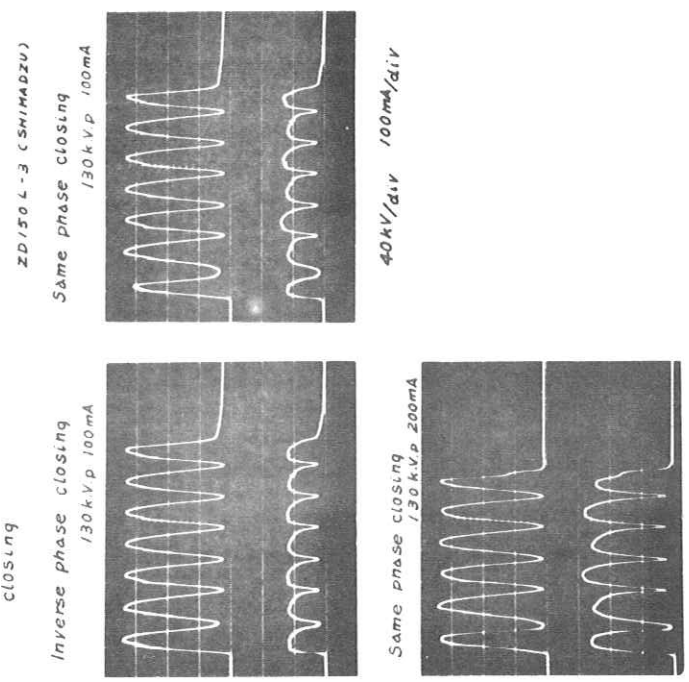


Fig. 19 タイマ試験 (1次電圧と管電圧波形)  
(調整后)

Fig. 18 管電圧波形と管電流波形



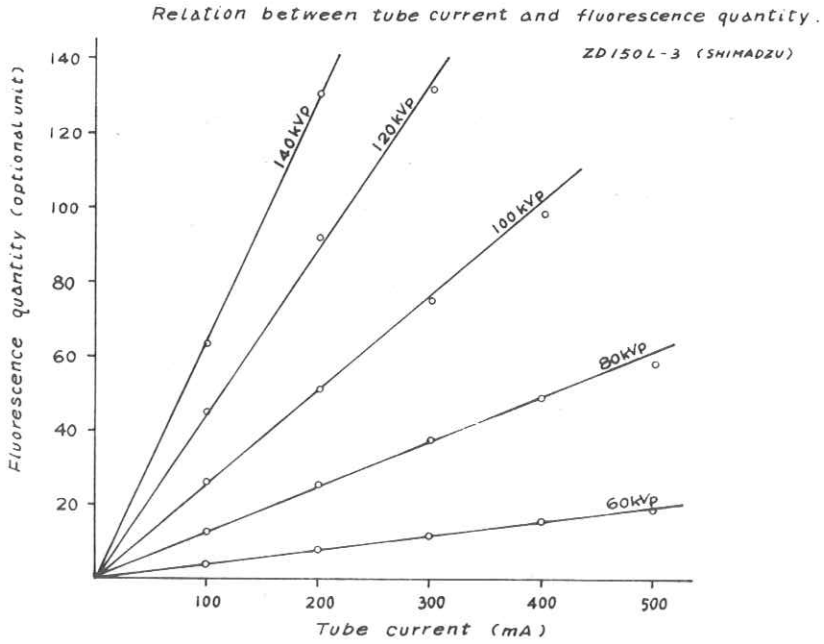


Fig. 20 管電流と写真効果の関係

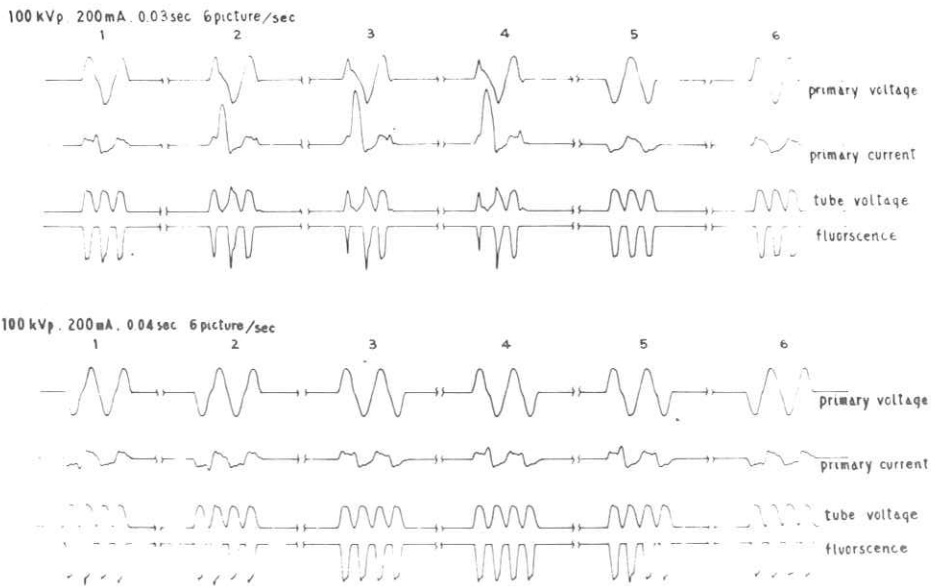


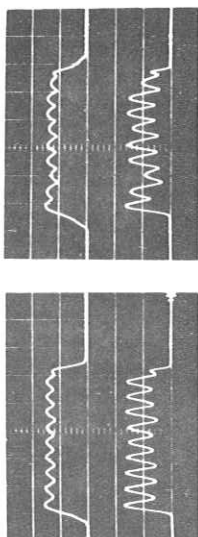
Fig. 21 連続撮影における突入電流の影響  
(上)奇数パルス, (下)偶数パルス

Tube voltage waveforms and fluorescence waveforms.

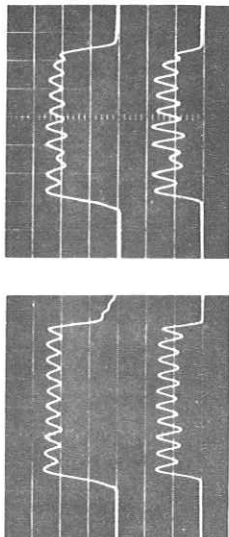
Exp. time 0.025 sec

At 10 mm.

60 kVp 200 mA      60 kVp 400 mA      60 Hz



100 kVp 200 mA



120 kVp 200 mA

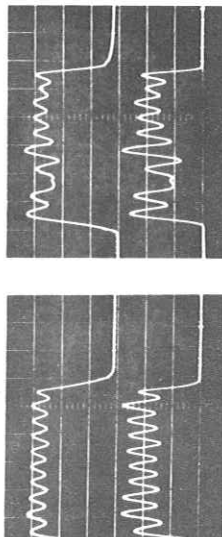


Fig. 22 3相6パルス装置における突入電流  
左突入電流のない場合, 右突入電流がある場合

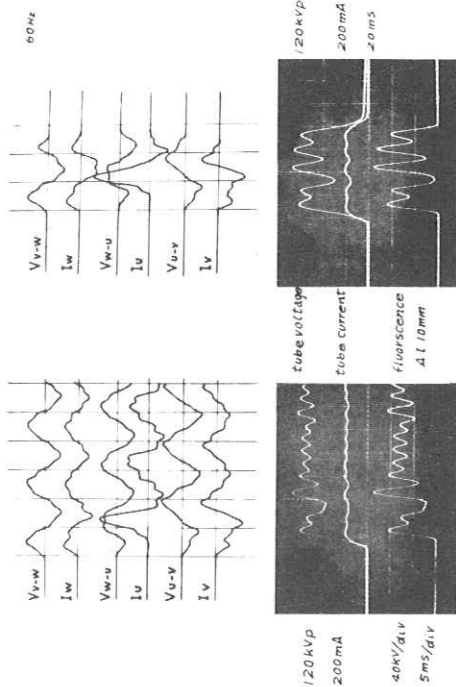


Fig. 23 3相6パルス装置の突入電流  
各線回電圧, 相電流, 管電圧, 管電流と  
螢光波形

Tube Voltage, tube current and fluorescence waveforms Exp. time 0.025sec Al 10mm

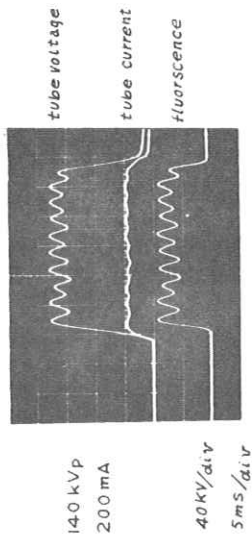
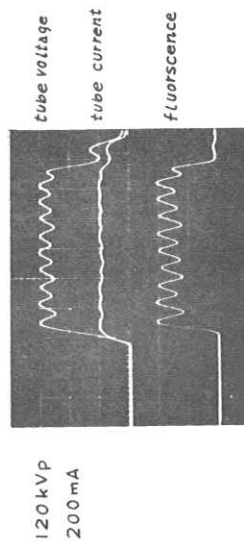
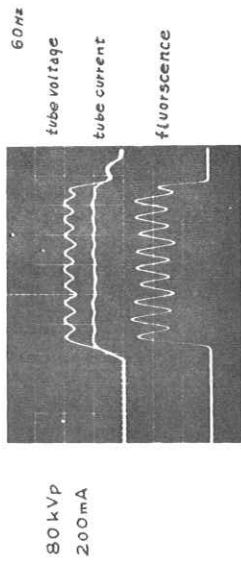


Fig. 24 3相6パルス装置の管電圧、管電流と  
蛍光波形  
突入電流を防止した時の波形

## X線蛍光像のシンチレーションのゆらぎと歪質

電気通信大学 長谷川 伸<sup>†</sup>, 塚越 照和<sup>‡</sup>, 古谷 隆司<sup>\*\*\*</sup>

### 1. はしがき

X線写真の画質劣化にはX線の量子雑音が大いなる要因となっている。これについて従来は蛍光板に到着するX線量子数のみに着目してこれを独立試行的に生ずると考え、ある面積に到着する総量子数を $n$ とするときそのゆらぎは $\sqrt{n}$ であるとして単純に扱われてきた<sup>(1)</sup>。

しかし最近の高感度X線蛍光増倍管やX線テレビジョンはきわめて高い量子利得を持つため、入力側にX線量子が到着するごとに出力側で輝点が明滅し、出力像には空間的、時間的な明かるさゆらぎが観測される。このような場合、すでに指摘したように系の視判定解像力は出力像の光学的SN比できまり<sup>(2)</sup>。その雑音としては単にX線量子数のみでなく、蛍光板のX線吸収率やシンチレーションの高さ分布も考慮する必要がある。ここではこれらの性質を測定し、出力像の光学的SN比に与える影響について検討した結果を述べる。

### 2. 測定方法

図1はシンチレーションゆらぎ測定装置を示す。X線源(診断用自己整流)から発生したX線をPb板の小孔を通して細いビームとし蛍光板に導く。蛍光板では量子衝突ごとにシンチレーションが発生する。この光パルスを経電子増倍管で電気パルスに変え適当な高さでスライスしてカウンタに入れる。スライスレベルを変えつつパルス数を数えてプロットし、得た曲線を微分すると前記の光パルス高さ分布が求まる。

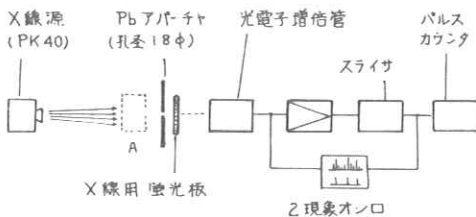


図1 シンチレーションゆらぎ測定装置

### 3. 測定結果

#### (1) 蛍光板、増感紙の光パルス高さ分布

図1の装置でAの位置に何も置かず蛍光板の光パルス高さ分布を測定した結果を図2に、蛍光板の代わりに増感紙で測定した結果を図3に示す。

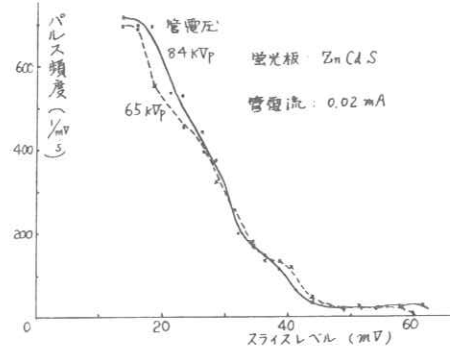


図2 蛍光板のパルス高分布

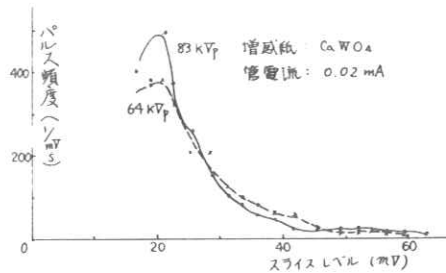


図3 増感紙のパルス高分布

#### (2) ファントムを入れた場合の介布

人体の代用として12cm厚の水層を図1Aの位置に置き蛍光パルス高分布を求めた。

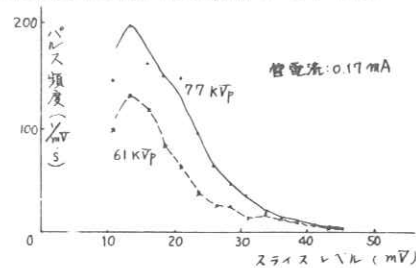


図4 水ファントムを用いたときの蛍光パルス高分布

(3) X線蛍光増倍管の光パルス高さ分布

図1の蛍光板のかわりにX線蛍光増倍管を置き、(1)と同様の実験を行った結果を図5に示す。

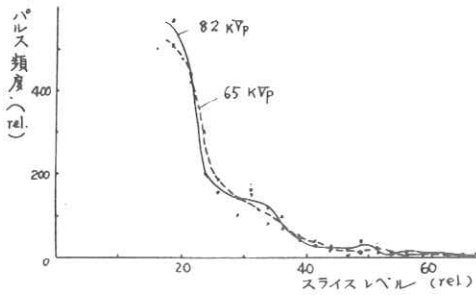


図5 X線蛍光増倍管の出力光パルス高さ分布

(4) X線量子の蛍光板透過率

図1のAの位置に蛍光板又は増感紙を置いて夫々のX線透過率を求めた結果を図6に示す。

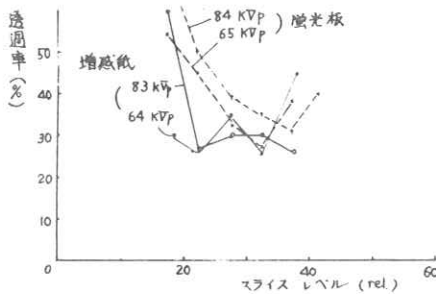


図6 蛍光板、増感紙のX線透過率

4. 画質解析への適用

X線透視装置、撮影装置、X線テレビなどのシステムの解像度は小つうPb線を等間隔に並べた解像度チャートを用い、量子雑音が目立たぬ程度に高線量を与えて測定する。しかし実用の際線量は低いことが望ましく、当然量子雑音が問題となり、システムのモデル、入出力像、出力像画質の計算に便利な等価画質図<sup>(2)</sup>は夫々図7(a),(b),(c)に示される。図7(c)の各項については次のように考えられよう。

$G_i$ : 空間担体流の定流源でX線量に比例。担体は広いエネルギースペクトルを持つが見かけ上単一スペクトルと見做せよう

SW: 解像度チャートの周波数でON-OFFする  
 $G_d$ : 図7の様な理想的モデルでは発生しないが

実際は取乱線の影響で問題となる。今回の実験では考慮していない。

$G_s$ : 5極真空管のScreen Gridと同様の分配雑音源。分配率は図6に示されるように条件により異なるが50%程度。蛍光板にくらべ増感紙の方が分配雑音が小さい。

増倍ゆらぎ雑音: 雑音理論の2次電子放射雑音に相当。図2~5から計算したゆらぎに基づく出力SN比(平均値/標準偏差)を表1に示す。増感紙はSN比がよい。増倍管でSN比が向上する理由としては入力部分のガラスによるX線量子エネルギーのフィルタ作用が考えられる。人体によるこの原因の雑音増加は少ない。L.P.F.: 空間周波数フィルタ。蛍光板<sup>(3)</sup>、増感紙<sup>(4)</sup>、X線蛍光増倍管<sup>(5)</sup>の特性は報告されている。

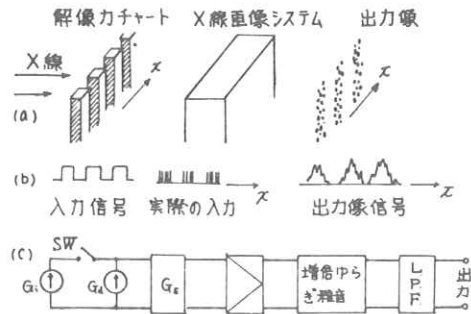


図7 (a) X線画像系モデル、(b) 信号 (c) 等価画質図

X線管電圧	65 kVp	82 kVp
蛍光板	2.40	2.36
蛍光増感紙	3.06	2.57
X線蛍光増倍管	2.54	2.50

表1. シンチレーションゆらぎに基づく出力SN比

5. おわりに

X線像の雑音のうちシンチレーションゆらぎにつき検討した。今後取乱線等につき実験し、系全体の雑音、SN比につき検討を進めたい。

- (1) W. Kühl, et al. Adv. Elec. Elec. Phys. 29B, 615 (1969)
- (2) 長谷川伸: テレビジョン 24, 477 (1972)
- (3) (4) 土井邦夫: 応用物理 33, 721 (1964), 35, 599 (1966)
- (5) 長谷川伸: 応用物理 35, 103 (1966)

## R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次,	立 入 弘,	宮 川 正						
顧 問	足 立 忠,	立 入 弘,	宮 川 正	津 田 元 久,	長 谷 川 伸	梅 垣 洋 一 郎,	高 野 正 雄,	長 谷 川 伸,	
常 任 委 員	佐々木 常 雄,	竹 中 栄 一,	津 田 元 久,	内 田 勝,	久 保 栄 太 郎,	( 代 理 松 川 収 作 )	高 野 正 雄,	長 谷 川 伸,	
委 員	飯 沼 武,	一 岡 芳 樹,	久 保 栄 太 郎,	竹 中 栄 一,	高 野 正 雄,	長 谷 川 伸,			
	金 森 仁 志,	木 下 幸 次 郎,	竹 中 栄 一,	恒 岡 卓 二,	長 谷 川 伸,				
	佐 柳 和 男,	佐々木 常 雄,	竹 中 栄 一,	恒 岡 卓 二,	長 谷 川 伸,				
	滝 沢 正 臣,	津 田 元 久,	恒 岡 卓 二,	矢 仲 重 信,					
	松 田 一,	三 浦 典 夫,	矢 仲 重 信,						

### 編 集 後 記

暑い最中の研究会の記事が雪の季節ようやく出版の運びとなりました。おそくなりましたことおわび申し上げます。

9月の研究会は金森先生と津田さんに大へんお世話になり、京都郊外の静かな会場で盛大に行なうことができました。京大の長尾教授に計算機による画像処理の特別講演を頂き、興味深く拝聴し、質問も活発で、今後のR I Iの方向の一つを示唆するものと感じました。

研究会後、八瀬の山奥で久しぶりの懇親会を開き、むし風呂などにつかりながら出席者約20名、文字通り裸のおつき合いをいたしました。席上、R I I研究会も10周年を迎え、近い将来海外で研究会を開ければ……と夢が話し合われました。シカゴ大学の土井さんから、もしそのような会が当地で開かれるならばと歓迎の意が寄せられています。実現の運びになれば大へん嬉しいことですが、何より出席者の数が問題と思われまますので御意見などありましたらお寄せ下さい。

石油に端を発して妙な雰囲気の日頃ですが御研究の前進を願っております。(S.H.)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和四十八年九月 日

編 者 長 谷 川 伸

〒 182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話〇四二四―八三一―二一六―

内線四二〇

発行所 R I I 研 究 会

〒 113 竹 中 栄 一  
東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話〇三一八一―五―四一―

内線八六七六

印刷所 東京都中央区宝町三―三

タナカ印刷株式会社

電話〇三一五六七―二五五―