

# 放射線像研究

VOL. 2. No. 3 (通巻32号) 1972年11月

## \*目次\*

研究会記事・会告 .....	1頁
特別講演資料 X線診断の情報処理	
大阪府立成人病センター 松田 一 .....	4
論文	
33-2 医用データのカラーディスプレイに関する研究	
東 芝 伊藤健一, 斉藤清人, 朝日奈清敬, 松井 実	
東京電子工業 溝渕健二, 野村竜太郎 .....	7
33-4 拡大撮影と運動ぼけ	
島津 津田元久 .....	15

## 賛助会員名簿

従来の名簿に代えて大きく扱わせて頂くことにしました。

目次裏，裏表紙にもあります。

### 健康づくりと医療の進歩に貢献する 日立レントゲン



#### 診察用X線装置

- X線テレビ装置
- 胃部集団検診用装置
- 断層撮影装置 •
- 回診撮影装置

#### 治療用装置

#### 核医学機器

- RI データ処理装置
- シンチ カメラ
- ホールボディスキャンナ
- RI レノグラム装置

#### その他各種付属機器

日立レントゲン株式会社 東京都千代田区内神田1-1-4 (日立鎌倉橋別館) 電話 (292) 8111

## Beautiful Color

# フジカラー



## 医療用機器



## 富士電機製造株式会社

本社 (100) 東京都千代田区有楽町1丁目11番地 電話 東京 (211)7111(大代表)

## 第 33 回 研 究 会 記 事

第 33 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 47 年 9 月 2 日 (土) 10.30 ~

場 所 京都私学会館

特別講師 大阪府立成人病センター 松田 一 氏

出席者 (敬称略)

秋貞雅祥, 伊藤健一, 伊藤 博, 内田 勝, 小原 健, 木下幸次郎, 滝沢正臣,  
竹中栄一, 津田元久, 鶴野大八郎, 長谷川 伸, 速水昭宗, 平川宗市,  
松田 一, 森矢達人, 矢仲重信, 山口奉頼, 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

\* X線診断の情報処理

大阪府立成人病センター 松田 一氏

研究発表

(1) ビジコン形撮像管を用いた間けつ式 X線テレビジョンⅢ

東芝 恒岡卓二 鶴野大八郎

\* (2) 医用データのカラーディスプレイに関する研究

東芝 伊藤健一, 齊藤清人, 朝日奈清敬, 松井 実 ;

東京電子工業 溝渕健二, 野村竜太郎

(3) X線像の造影歪

芝電 木嶋伸一, 山口奉頼, 木下幸次郎 ; 東大医 秋貞雅祥

\* (4) 拡大撮影と運動ぼけ

島津 津田元久

# 会 告

## — 第 3 4 回研究会について —

第 3 4 回研究会は下記のように開催予定しています。

日 時 昭和 4 7 年 1 2 月 2 日 (土)

場 所 第 6 興和ビル 3 階

(東京・西麻布)

## — 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
秋貞 雅祥	1 0 1	三井記念病院 東京都千代田区神田泉町 1	
伊藤 健一	2 1 3	東芝玉川工場治療開発部 川崎市高津区久本 3 0	
小原 健	4 6 6	名古屋大学医学部放射線医学教室 名古屋市昭和区鶴舞町 6 5	
関川 正	1 0 0	労働者診療所 千代田区大手町 1 - 3 - 1	
鶴野大八郎	2 1 3	東芝玉川工場レントゲン部 川崎市高津区久本 3 0	
橋本 俊一	2 2 1	日立レントゲン関東営業所横浜出張所 横浜市神奈川区鶴屋町 2 - 1 6 鶴屋ビル内	
吉本 清一	6 0 2	京都府立大 医学部放射線科 京都市上京区河原町広小路上ル梶井町 4 6 5	

## — 住 所 変 更 —

金森 仁志 海外出張から帰国

## — 会 費 に つ い て —

昭和 4 7 年度分会費未納の方は、下記へお払込み下さい。

納入先 〒113 東京都文京区本郷 7 - 3 - 1  
東京大学医学部放射線医学教室内  
放射線イメージ・インフォメーション研究会  
振替 東京 151980

4 7 年度会費 5 0 0 円

電子技術で未来をひらく 松下通信工業

高品質・高信頼性を誇る———!

## デジタルX線テレビジョン装置



松下通信工業株式会社

電波機器事業部

松下通信 〒222 横浜市港北区綱島町880 電話 045 531 1231

# Canon

キヤノン株式会社

東京都中央区銀座5-9-9 9F104

☎ 572-4251 (大代表)

情報化時代をになう感材製品



## 小西六写真工業株式会社

東京都中央区日本橋室町3 1 電 (270) 5 3 1 1 大代表

<営業所> 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731

札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

## 前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



### 島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161 大阪 541-9501 福岡 27-0331

宇部 21-5486 札幌 231-8811 仙台 21623131

鹿児島 22-7087 秋田 33-7844 松山 43-3088

放射線事業部 京都市中央区西ノ京薬原町1 (075) 811-1111

東京(03) 292-5511

名古屋 563-8111

広島 43-4311

高松 31-2726

## X線診断の情報処理

大阪府立成人病センター 放射線部 松田 一

X線診断を情報処理の立場から見ると次の二つに大別することができる：

第一はX線像を通じて認識された情報をたくわえ、必要に応じて取り出し、利用することに関する領域、第二はX線像を認知し、識別する方法に関するものである。

本日の話題としては、上に述べた第一、第二のそれぞれの領域に関連して、私が現在、たづなわっている研究についてのみ言及することとした。即ち、第一の話題については“上部消化管の情報処理”を、第二のそれについては“心胸廓係数の自動計測”を取りあげる。

### 上部消化管の情報処理

従来の記述式X線所見報告は表現の個人差が大きく、これをもとにして行うX線診断情報の分類、検索等の処理は小数例を除き、実地上、困難であり、それから得られる統計値の信頼度を低いものにする要因ともなっていた。

この困難を克服するために、われわれは電算機による情報処理を目的としたX線所見報告のコード化を試み、1968年以来、大阪府立成人病センターの施設集検部で得られる胃集団検診に関するすべての検査データを電算機で処理する機構（胃疾患情報処理機構の一環として、光学的マーク読取り装置による上部消化管のX線検査所見の電算機への入力、処理方法を完成し、従来の記述式X線所見報告に代えて日常の使用に供している。このシートの記入法は、配列された該当項目の下に位置する長方形のワク内を鉛筆で塗りつぶしさえすればよい。

ここでは、上述のマークシートの作成過程において発見された問題点を列挙し、これらを克服する手段をシート内容及び構成の面から論じる。以下、ここに提示する内容を項目別に挙げる：

- 1) X線所見を用語に分解する作業における問題点
- 2) マークシート上に用語を配置し、構成する作業における問題点
- 3) マークシート作成における方法論
- 4) マークシートの構成論理
- 5) 誤記入の発生とその処理

- 6) 記述式X線所見報告との比較
- 7) 電算機への他入力方式との比較
- 8) マークシートの取扱いとmanualの必要性
- 9) X線診断情報の移送における翻訳プログラムの意義

### 心胸廓係数の自動計測

生体における心臓の大きさの定量の最も一般的な手法として用いられているものは、心横径と胸廓の最大横径との計測を行い、両者の比、すなわち心胸廓係数を求める方法である。しかしながら、従来、心臓の大きさの定量化が例外的にしか実行されなかった理由は、一枚、一枚の胸部X線写真について心臓及び胸廓の各種の径を人力で測定することのわずらわしさにもとづいている。

この報告では reasonable な処理速度と処理コストのもとに多数の胸部X線写真を処理して、心胸廓係数を自動的に計測する技法について述べる。

この目的のために試作された装置の構成を図1に示す。X線写真のデータはI. T. V.カメラからA/D変換器を経てミニコンピュータの記憶装置に転送される。使用したミニコンピュータは松下通信工業のMACC-7/Fで、サイクルタイム0.6 $\mu$ s、語長16ビット、記憶容量8K語である。

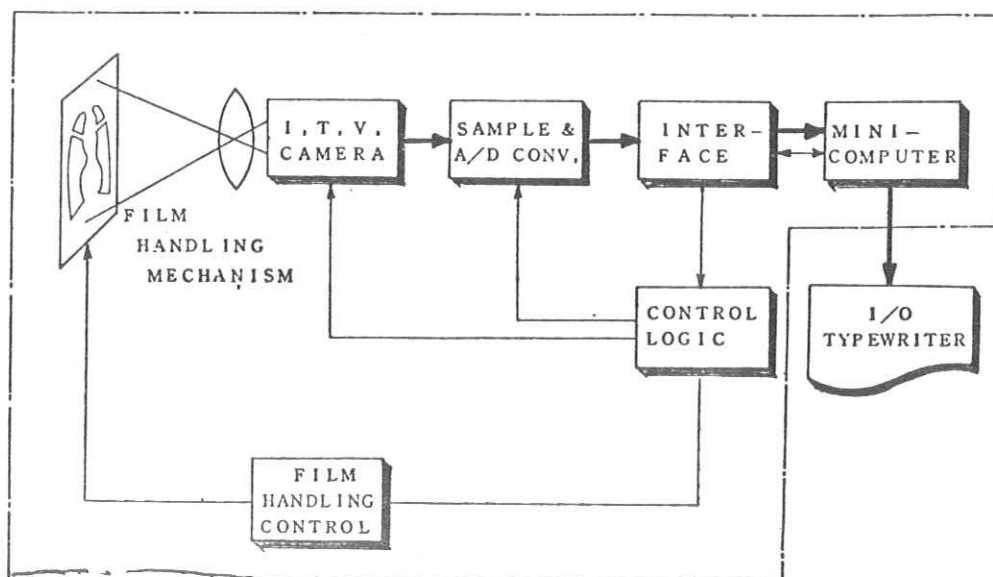


図1. 心胸廓係数の自動計測装置の構成

自動計測の原理は図2に示す。処理は胸部X線写真A B C Dのうち、心胸廓係数を計測するために必要な領域E F G Hについてのみ行う。この領域に設定された標本点の数は128個/走査線×15=1,920個で、各標本点の明暗情報は128レベルに量子化されている。メモリー中の走査線1本分に対応する128個のデータについて、胸廓および心臓の輪廓に相当する点を推定する。この処理は15本の走査線について順次実行され、胸廓及び心臓の縁に相当するデータ系列{T}, {B}, {B'}, {T'}が得られる。これらのデータ系列のうち、真の輪廓に対応しない「にせのデータ」は、一種の予測法によって修正される。修正後のデータ系列(T), (B), (B'), (T')から

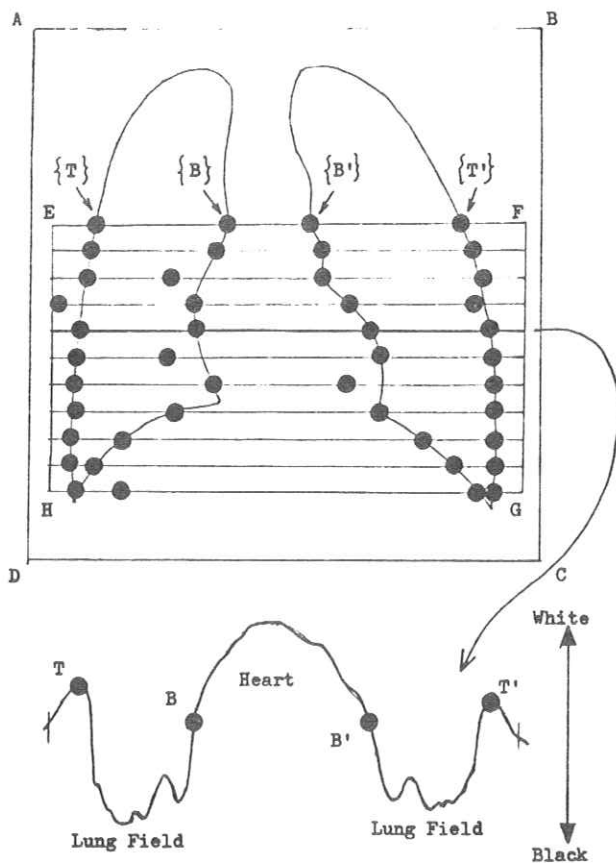


図2. 心胸廓係数の自動計測の原理

ら心横径および胸廓最大横径を決定し、心胸廓係数が算出される。

正常例、心弁膜症、高血圧症を含む胸部X線写真について、人力による心胸廓係数の測定値を基準として自動計測による測定誤差を検討した結果、全体の93.7%は自動計測が可能であり、自動計測可能例のうち92.6%は医師による実測値との差が±4%以下であった。

肺野異常例については、異常陰影が胸廓または心陰影に密着していない限り可能である。

人力による心胸廓係数の測定に要する時間は1件あたり1分45秒～2分であるが、本装置では10秒以内である。

本研究に関しては大阪府立成人病センター循環器部 戸山靖一、松下通信工業株式会社研究所 瀬崎信彦、浮穴浩二の各氏の協力のもとに行われたものであることを附記する。



## 医用データのカラーディスプレイに関する研究

東京芝浦電気株式会社

伊藤 健一，朝比奈清敬

斉藤 清人，松井 実

東京電子工業株式会社

溝淵 健二，野村竜太郎

### 1. はじめに

白黒像として得られるX線写真の濃淡に応じて色をつけたり或いはシンチレーションカメラとかスキャナーで得られる像をカラー表示したり，又，超音波診断で得られる像に着色したりするなど医学方面にカラーで表示する手法が急速に取り入れられてきた。

「カラー化することによる効用」等については，医師が実際に使用した経験により判断されるべきものであり我々電気技術者では，如何ともしがたい領域の仕事である。したがってここでは単に電氣的に白黒像をカラー化する方法について説明するにとどめる。

濃淡に応じて着色するにはいろいろの方法があり，我々が開発したものだけでも，(1)スライス方式，(2)位相変調方式，(3)アナログ方式，(4)デジタル方式の4種類がある。本文では特に大切な(1)(3)(4)について説明する。

### 2. スライス方式

詳細はすでに発表したように<sup>(1)(2)(3)</sup>映像信号(白黒信号)をスライサ回路により何段階かにスライスし，A-D変換器によって各スライスレベルに相当するデジタル信号にする。そして各明るさのレベルに対応したデジタル信号を作り出す。例えば表1のように1Vの映像信号をデジタル信号化し，それに対応した色彩をわりあてるのである。こうして映像信号を全くデジタル信号として取り扱い，各種の演算回路によってカラーディスプレイ用カラーブラウン管のR(赤)，G(緑)，B(青)の三色の電子銃を制御する制御信号を作り出す。しかし，このように全く論理的に作られた信号によるカラー表示は，画像というよりもむしろ模様と云った方がよいぐらいなので，元の白黒の画像に含まれている，細部情報が失われてしまう欠点がある。このため図1の系統図に示されたように白黒の情報信号をデジタル符号化された色

表1. デジタル信号と色の対応の一例

電圧範囲 (V)	$b_1$	$b_2$	$b_3$	色
0.875 ~ 1.000	1	1	1	白
0.750 ~ 0.875	0	1	1	シアン
0.625 ~ 0.750	1	0	1	マゼンタ
0.500 ~ 0.625	1	1	0	黄
0.375 ~ 0.500	0	0	1	青
0.250 ~ 0.375	0	1	0	緑
0.125 ~ 0.250	1	0	0	赤
0.000 ~ 0.125	0	0	0	黒

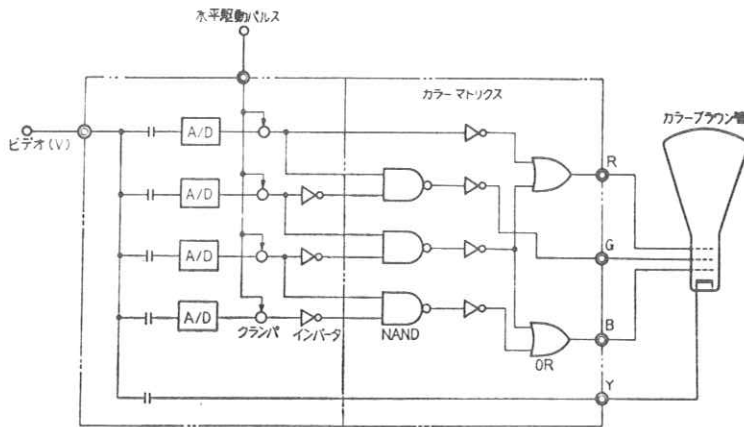


図1. スライス方式カラー変換器系統図

Block diagram of color converter with A-D slicing

信号とともにカラーブラウン管に入れる必要がある。

ただこのスライス方式はある濃淡の範囲内は一定の色で、その範囲を越えると初めて色が変わるので、ある程度定量的に濃淡を把握できるという利点がある。がしかし、本スライス方式に限らずあらゆるテレビ映像についていえることだが、テレビの画面によって定量的に物量を測定することはかなりの誤差を生じやすいのである。

その原因は、①シェーディング、②サグ、スマー等々の波形ひずみである。そこでスライス方式の精度を上げるには、この2点につき特別な設計をする必要がある。その詳細については、文献<sup>(4)</sup>に説明してあるので省略する。

こうして重畳シェーディングと変調シェーディングの併用とかCML回路を用いた新しいス

ライサの採用などいろいろのくふうをした結果、13色式（7色にも切りかえ可能）のカラーディスプレイ方式を完成させることができた。

### 3. アナログ方式

カラーブラウン管の3つの電極（R, G, B）に加わる電圧を白黒映像信号の振幅によって変化させれば振幅変化を色の変化に変えることができるわけである。図2によって簡単にこれを説明しよう。

Y信号即ち白黒信号は位相反転回路によって-Yという信号に変換される。

一方Y信号は3つの非直線回路に入れられる。そして入力電圧と出力電圧とが比例しないで特別な関係で出力が表われるようにしてある。

たとえばR用のグリットに加えられる信号すなわち、（R-Y）信号は図3の（R-Y）信号のように∟字形特性をもたせ、たとえば0.2V入力に対しては0.4Vの出力が得られるようにする。

同様に（G-Y）に対しては∧、（B-Y）に対しては∟のような折線特性をもたせる。このようにすると、たとえばY信号として0.1Vはいたとすると

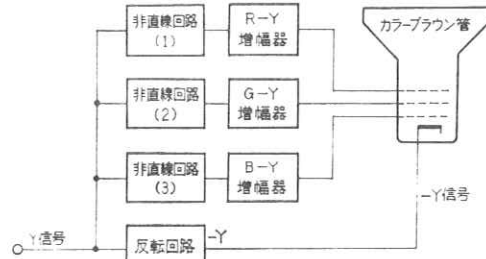
$$R-Y = 0.7V, \quad G-Y = 0.3V,$$

$$B-Y = 0V$$

となり、また、たとえばY信号として0.6Vはいたとすると

$$R-Y = 0V, \quad G-Y = 0.2V,$$

$$B-Y = 0.8V$$



アナログ方式カラーディスプレイ原理図

Block diagram of color converter with analog chromatics

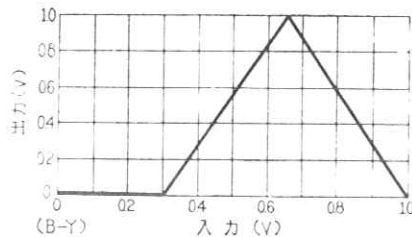
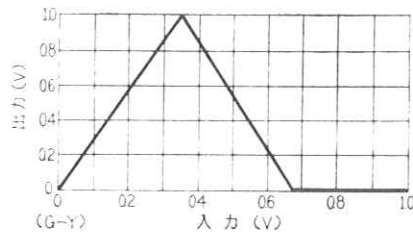
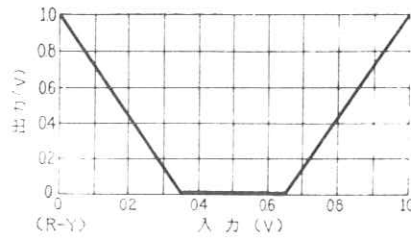


図3. アナログ方式カラーディスプレイ装置用非直線回路の一例

となり、R、G、Bの各グリッドにはいる電圧の大きさがY信号の大きさにより違ってくる。こうして白黒信号の大きさに応じて違った色に着色することができるわけである。もちろん、非直線回路(1)、(2)、(3)の特性は何も図3のように限る必要もなく、自分の希望する色彩に合わせて自由に配列組合せが可能である。しかし、なるべく飽和度(純度)が高く、しかも全色相にまたがるものが望ましい。この目的のため、新しい回路を考案した方法を文献<sup>(3)</sup>に発表してある。

いずれにしても図2のように(R-Y)、(B-Y)、(G-Y)信号を作った後、R、G、Bの各グリッドに加えればよい。この様に「電圧 $\leftrightarrow$ 色」変換により着色することができるため色の飽和度がよくしかも3.58MHzの副搬送波を使用する事がないので映像の細部まで着色する事ができる。

この方式によるとスライス方式のように雑音の影響を受けることがない。がしかし反面、何%から何%の濃度範囲にはいっているといった定量的に観測できないという欠点がある。このため、スライス方式とアナログ方式を一つのスイッチで切り換えて使用するようにすると、1台のモニターによって2通りの色パターンが観測でき非常にぐあいよいようである。

#### 4. デジタル方式

シンチレーションカメラから得られる像をなんとかカラーで表示したいという希望から始めた仕事である。

周知のごとくシンチレーションカメラでは、位置情報が全くランダムに発生するためカラーブラウン管上にそのままディスプレイすることは不可能である。そのため従来は止むを得ず一度白黒のシンチグラムを写真にとりそれに適当なカラーフィルタをかけ、再度撮影し、カラーシンチグラムを得ていた。又、最近では2.3で述べたスライス式、アナログ式も使用されていた。

ところが最近、核医学分野でコンピュータを用いた情報処理が盛んに行なわれるようになってきたのとあいまって、シンチレーションカメラの生のデータをフィルムを使用しないでカラーブラウン管上にディスプレイしたいという希望が強くなってきた。その要望に応じて完成したのがデジタル方式である。

それにはテレビ画面を $128 \times 128$ のます目に分割する(図4参照)。そしてその1つずつのます目に色情報を対応させるのである。ただし、色情報としては表1に示すように3ビットで充分であるが、将来のコンピュータによる情報処理を考え、これを4ビットとし計14色(白黒なら16段調)の表示を可能とした(但し図5ではでは3ビットのRGB成分しか表示してない)。そのため $128 \times 128 \times 4 = 65,536$ ビットのメモリが必要となった。

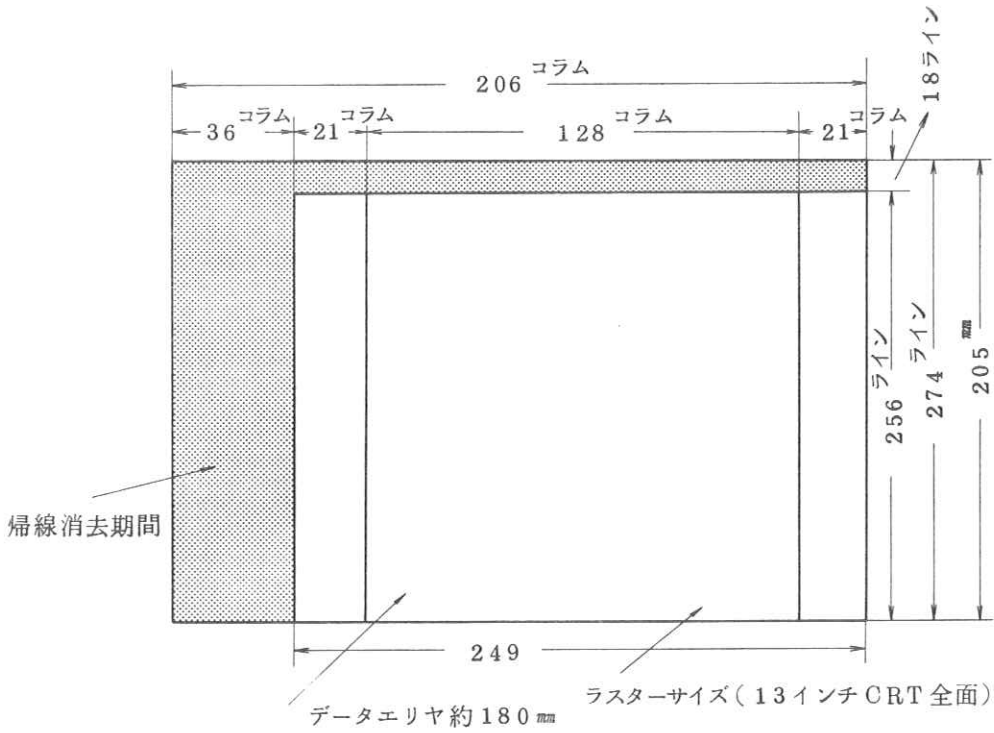


図4. ディスプレイフォーマット ( Display format )

- (注) (1) 画面全体は  $128 \times 128 = 16,384$  のます目によりディスプレイされる。  
 (2) 1個のます目の大きさは  $180 \text{ mm} \div 128 \div 1.40 \text{ mm}$  角  
 (3) 飛越走査は ( interlace ) は行わず。  
     走査線数は  $525 \div 2 = 262$  本  
 (4) 1個のます目は2本の走査線すなわち2ラインより成立する。  
 (5) したがって128行は走査線256本に対応する。  
 (6) ラインスピード  $63.5 \mu\text{s}$   
 (7) フレーム数 57 Hz  
 (8) 8色 ( 白および黒を含む ) 14色表示も可能

しかし、これをコアなどの高価なメモリを使用せずになんとか安価なダイナミックシフトレジスタを使用する点でかなりの苦勞があった。

図5にその系統図を示してある。詳細は文献<sup>(5)</sup>に書いてあるので省略する。

このようにして順次正しく全画面分をR, G, Bの3原色に分けて格納してしまえばあとは希望する時に何回でもメモリから情報を引き出して使用できるので、普通の残光性でないブラウン管を用いても静止像として見る事ができる。もちろん、白黒像としてもディスプレイ可能である。

メモリにはいったデータをディスプレイしたい時には全装置をメモリモードからディスプレイモードに切りかえる。その場合メモリ（全画面）、ラインバッファ（1行分）はもちろんカラーブラウン管のブランキング信号および偏向回路なども、すべてタイミング回路からの信号によりタイミングを取るようにする。

ディスプレイモードに切り換わると読出し命令によってテレビジョンの水平走査線の1行分すなわち1ライン分ずつのデータがラインバッファに読み出され、そこに一時たくわえられ、ブラウン管の要求に応じてテレビの走査線の1行分だけをカラーブラウン管のR、G、Bの各電極に加えるようになっている。

13インチカラーテレビを用いた場合のディスプレイフォーマットを図4に示す。図に示したように、1列は2本の走査線で構成し、総計256本の走査線を用いている。

ディスプレイの仕様は下記のとおりである。

フレーム数	57 Hz
色	7色(白および黒を除く) 又は14色
ラインスピード	63.5 $\mu$ s
有効走査線	256本
飛越走査	なし
有効表示面積	180 mm $\times$ 180 mm 以上
モザイク総数	16,384個

図6はデジタル式カラーディスプレイ装置の外観である。

## 5. あとがき

以上我々が完成した種々のカラーディスプレイ装置について述べたが、この方面の技術は未だ完成されているとも思えず、今後色々の手段方法が開発されてゆくであろう。

又、その応用も不十分なようである。たとえば、デジタル式を発表したところ、鉄の非破壊検査にも使えることが分かり、製品としても完成したなどということもあり、将来がたのしみである。

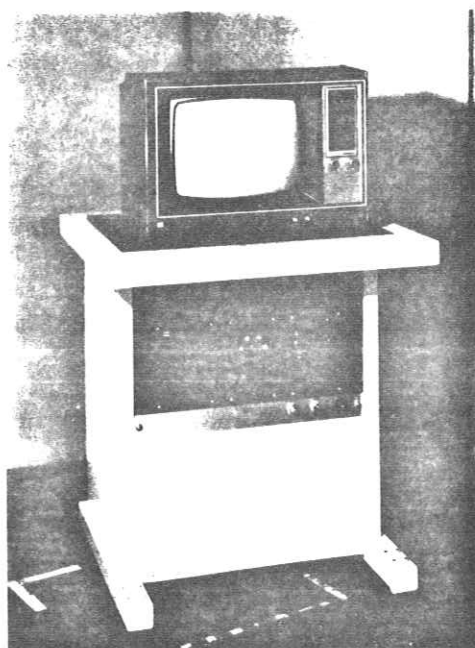


図6 デジタルカラーディスプレイ装置  
Digital color display unit

文 献

- (1) 伊藤, 金子, 松井; フィルム濃度のカラーディスプレイ, 東芝レビュー, 26, 2, PP・183~186 (昭46-2)
- (2) 佐竹, 石橋, 岡野; 色パターン発生器, 昭和44年, 電気四学会連合大会2248
- (3) 伊藤, 金子, 朝比奈, 齊藤; 医用データのカラーディスプレイ装置, 東芝レビュー, 27, 5, PP・455~459 (昭47-5)
- (4) 伊藤, 野村, 小林; 白黒像の濃淡に応じて着色するカラーディスプレイ, テレビジョン学会誌, (昭48-1)
- (5) 横井, 伊藤; 同時断層法による超音波診断装置, 東芝レビュー, 7, 27, PP・661~665 (昭47-7)





## 拡大撮影と運動ボケ

島津製作所 津田元久

### 1. はじめに

X線拡大法はBurger<sup>1)</sup>らが小焦点(0.3 mm) X線管の出現に伴ってけい光板透視に適用したのがはじめであった。それ以後主として静止または静止に近い低速運動体を対象にX線拡大撮影が行なわれてきた。

X線拡大法の利点を挙げると下記ようになる。

- (1) 像の大きさに対するボケの割合(つまり相対的なボケの大きさ)が拡大法を導入しない場合より小さくなる。
- (2) 被写体とフィルムの距離が長くなる結果、散乱X線が減少するためにコントラストの向上がある<sup>2)</sup>。
- (3) 像の寸法が大きくなるので視覚的に見易くなる。

他方、欠点としては次のような問題がある。

- (1) 小焦点X線管を使うため負荷容量が少なく、長時間露出が必要で、運動体の撮影ではボケが大きくなる。
- (2) 従って臨症的な応用がかなり制限される。

最近0.1 mm～0.05 mmの極微小焦点で容量の大きいX線管が開発されたために、拡大撮影がさらに広範囲に行なわれる機運にある。このような微小焦点X線管で運動体を拡大撮影する試みも行なわれているが、この場合は運動ボケが像質に大きく影響することになる。

ここではある仮定のもとで、運動体のX線拡大撮影における像のボケを解析して、最良の像質を得るためのX線管焦点、増感紙、拡大率の組合せを求めを試みた。

### 2. 運動体のX線拡大撮影におけるボケ

X線拡大撮影を行なったとき、フィルム上にできるボケを被写体面に換算して評価することにする。発生するボケとしては、増感紙のボケ(増感紙とフィルムの組合せのボケを考えるべきだが、フィルムのボケは増感紙にくらべて無視できる。) $\cdot$ 焦点のボケ $\cdot$ 運動のボケの3種類がある。

ボケの線像強度分布がすべて正視分布であり、各ボケの標準偏差を $\sigma_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ) とすれば、それらのコンボリューションとして得られる総合されたボケはやはり正視分布であり、その標準偏差 $\sigma$ は(1)式で与えられる。

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (1)$$

ここで、増感紙、X線管焦点および運動のボケがすべて正規分布であると仮定し、その標準偏差をそれぞれ $s$ ,  $f$ ,  $v \cdot t$  とし(被写体の運動速度を $v$ , 撮影時間を $t$ とする。), 拡大率を $m$ とすると総合のボケは(2)式で与えられる(被写体面に換算して、図1参照)。

$$B = \sqrt{\left(\frac{s}{m}\right)^2 + \left(\frac{m-1}{m}\right)^2 f^2 + (v \cdot t)^2} \quad (2)$$

ここで実際の焦点の焦点の強度分布・増感紙のボケ・運動のボケなどは正規分布を示さないが、乱暴に正規分布に従うものとして総合ボケを評価してみることにする。

(2)式の運動ボケの項では撮影時間 $t$ が重要で、撮影時間は増感紙およびX線管焦点の寸法によって変化する。

増感紙については感度とボケが大略比例関係にあり<sup>3)</sup>、図2はこの関係を示したものである。したがって、撮影距離およびX線管電圧を一定とするならば、撮影時間と増感紙のボケは反比例の関係にある。

また、X線管焦点はその寸法に比例して最大許容負荷電流がとれるので、最短撮影時間と焦点寸法は反比例の関係にある(図3)。

図3にみられる関係は、バイアス電圧を加えて電子ビームを集束して

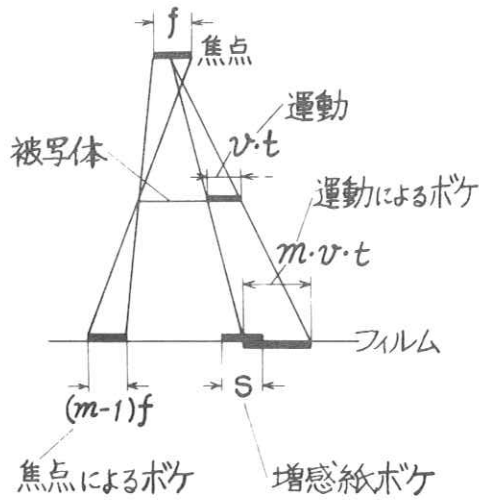


図1. ボケの構成

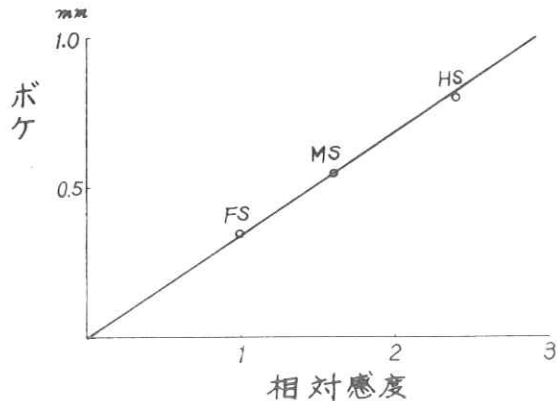


図2. 増感紙の感度とボケの関係

いた従来の0.3 mmより小さい焦点については成立しないが、最近開発された2極管方式の焦点<sup>4)</sup>では成立するものである。

以上をまとめると(3), (4)式になる。

$$t \propto 1/s \quad (3)$$

$$t \propto 1/f \quad (4)$$

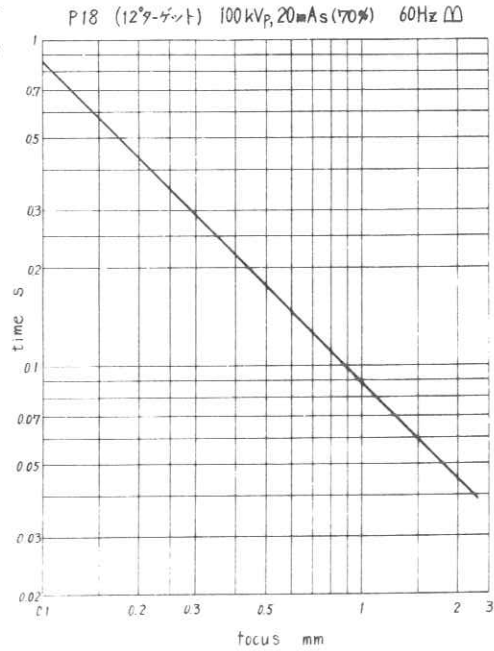


図3. 焦点と最短撮影時間の関係

### 3. 与えられた条件のうちなにかの条件を変えたときの総合ボケの変化

$m$ ,  $s$ ,  $f$  および  $v_t$  を変数として(2)式の全微分をとると(5)式が得られる。

$$\begin{aligned} dB &= \frac{\partial B}{\partial m} dm + \frac{\partial B}{\partial s} ds + \frac{\partial B}{\partial f} df + \frac{\partial B}{\partial (vt)} d(vt) \\ &= \frac{1}{B} \left\{ \frac{1}{m^3} \{(m-1)f^2 - s^2\} dm + \frac{1}{m^2} \{s ds + (m-1)^2 f df\} + (vt) d(vt) \right\} \end{aligned} \quad (5)$$

(5)式から各変数を微小変化させたときの総合ボケの変化の程度を見出すことができる。

まず  $m$  について考えると(6)式の  $\frac{\partial B}{\partial m}$  をゼロにする  $m$  の値が(7)式で与えられ、 $f$ ,  $s$  の値が決まっているとき、もっとも  $B$  を小さくする拡大率が存在することを示している。

$$\frac{\partial B}{\partial m} = \frac{1}{B m^3} \{(m-1)f^2 - s^2\} \quad (6)$$

$$m = 1 + \frac{s^2}{f^2} \quad (7)$$

$s$ ,  $f$ ,  $v_t$  については(8), (9), (10)式に示されるように、微係数が常に正であるため、ボケを小さくするほど総合のボケは小さくなる。

$$\frac{\partial B}{\partial S} = \frac{S}{B m^2} \geq 0 \quad (\because S \geq 0) \quad (8)$$

$$\frac{\partial B}{\partial f} = \frac{m-1}{B m^2} f \geq 0 \quad (\because f \geq 0, m \geq 1) \quad (9)$$

$$\frac{\partial B}{\partial (vt)} = \frac{vt}{B} \geq 0 \quad (\because vt \geq 0) \quad (10)$$

$m$  があまり大きくなく、 $m \gtrsim 2$ 、 $s \approx f \approx v_t$  なら(8)、(9)、(10)式から(11)式が得られる。

$$\frac{\partial B}{\partial S} < \frac{\partial B}{\partial f} < \frac{\partial B}{\partial (vt)} \quad (11)$$

つまり総合ボケへの寄与は  $v_t$  が最も大きく、 $f$ 、 $s$  の順に少なくなる。したがって拡大撮影では最適拡大率を適用して大容量 X線管を使用し  $t$  を小さくするか、低速運動体（または静止体）を対象として  $v$  を小さくするのが有利である（小焦点を使うことは当然必要である）。

### 3.1. 他の条件は変えずに増感紙の感度を高くした場合

(5)、(3)式から、 $s$  を  $s + \Delta s$  としたときの  $dB$  を求めると(12)式が得られる。

$$dB = \frac{1}{B} \left\{ \frac{S \Delta S}{m^2} - v^2 t^2 \frac{\Delta S}{S} \right\} \quad (12)$$

(12)式の値は  $m \gtrsim 2$ 、 $s \approx v_t$  であれば常に負であるから増感紙の感度を高くした方が（増感紙のボケが大きくなるが）、短時間撮影が可能になり、拡大撮影の総合ボケが小さくなる。

### 3.2. 他の寸法を変えずに焦点寸法を大きくした場合

(5)、(4)式から  $f$  を  $f + \Delta f$  にしたときの  $dB$  を求めると(13)式が得られる。

$$dB = \frac{1}{B} \left\{ \frac{(m-1)^2}{m^2} f \Delta f - v^2 t^2 \frac{\Delta f}{f} \right\} \quad (13)$$

(13)式の値は  $m \gtrsim 2$ 、 $f \approx v_t$  であれば常に負であるから、増感紙の場合と同様で、焦点を大きくして電流を大きくし短時間撮影した方が総合ボケが小さくなる。

## 4. 総合ボケを2変数関数として扱う場合

これまででは個々の条件を単独に変化させる場合を考えてきたが、ここでは2種類の条件を変化させたときの総合ボケを最小にすることを考える。

(5)、(4)式から(14)式が得られる。

$$B = \sqrt{\left(\frac{S}{m}\right)^2 + \left(\frac{m-1}{m}\right)^2 f^2 + \left(\frac{vA}{f}\right)^2} \quad (14)$$

ここで  $A$  は比例定数で  $t = A/f$  である。

(14)式で増感紙( $s$ )および被写体の運動速度( $v$ )が与えられているとき、 $B$  を最小にする焦点寸法( $f$ )および拡大率( $m$ )を求めるのが命題である。まず  $B$  の  $m$  および  $f$  に関する偏導関数を求め、それぞれをゼロとおくと(16)、(18)式が得られる。

$$\frac{\partial B}{\partial m} = \frac{1}{m^3 B} \{ (m-1)f^2 - S^2 \} = 0 \quad (15)$$

$$f^2 = \frac{S^2}{m-1} \quad (16)$$

$$\frac{\partial B}{\partial f} = \frac{1}{B} \left\{ \left( \frac{m-1}{m} \right)^2 f - \frac{v^2 A^2}{f^3} \right\} = 0 \quad (17)$$

$$f^2 = \frac{m}{m-1} vA \quad (18)$$

また、(19)式が成り立つので、(16)および(18)式で与えられる  $f$ 、 $m$  は  $B$  の極小値であることが証明される。

$$\frac{\partial^2 B}{\partial m^2} \frac{\partial^2 B}{\partial f^2} - \left( \frac{\partial^2 B}{\partial m \partial f} \right)^2 = \frac{(m-1)^3 f^4}{B^2 m^4 f^2} > 0 \quad (19)$$

(16)、(18)式から  $B$  の極小値を与える  $m$ 、 $f$  は(20)式から求められる。

$$\left. \begin{aligned} m &= \frac{S^2}{vA} \\ f^2 &= \frac{vA}{1 - \frac{vA}{S^2}} \end{aligned} \right\} \quad (20)$$

全く同様に焦点寸法と被写体運動速度が与えられているとき、総合ボケを増感紙のボケおよび拡大率の関数と考えると(21)式が得られる。

$$\left. \begin{aligned} m &= \frac{f^2}{f^2 - vC} \\ S &= \frac{f^2 vC}{f^2 - vC} \end{aligned} \right\} \quad (21)$$

ここで、 $C$  は焦点寸法と撮影時間の比例定数で  $t = C/f$  である。

## 5. 数値計算の例

例 1.  $m = 5$ ,  $f = 0.1 \text{ mm}$ ,  $S = 0.2 \text{ mm}$ ,  $t = 0.1 \text{ sec}$ ,  $v = 1 \text{ mm/sec}$

であるときの総合ボケは(2)式から

$$B^2 = 0.2^2 + \left(\frac{5-1}{5}\right)^2 \times 0.1^2 + (1 \times 0.1)^2 = 0.018$$

$$\therefore B = 0.132 \text{ mm}$$

この0.132mmの総合ボケのうち運動ボケは0.1mmであり、運動ボケの影響が大きいことがよくわかる。

ここで、増感紙の感度を2倍にしたとすると、 $s$ の値も2倍になり( $\Delta s = 0.2$ )、 $t$ は $\frac{1}{2}$ にできるので( $\Delta v_t = -0.05$ )、(5)式から( $m$ および $f$ は変化しないとして)、

$$dB = \frac{1}{0.132} \left( \frac{1}{5^2} \times 0.2 \times 0.2 - 0.1 \times 0.05 \right) = -0.026$$

したがって総合ボケは、増感紙のボケが大きくなったにもかかわらずむしろ小さくなる。

つぎに拡大率を吟味してみると、(6)式から

$$\frac{\partial B}{\partial m} = \frac{1}{5^2 \times 0.132} \left\{ (5-1) \times 0.1^2 - 0.2^2 \right\} = 0$$

つまり最適拡大率になっている。

また、運動速度が $\frac{1}{2}$ であるならば、焦点寸法を $\frac{1}{2}$ にすると( $\Delta f = -0.05$ ) (4)式から $t$ は2倍になるが運動ボケ $v_t$ は不変である。この状況での総合ボケは(5)式から(変化分は $\Delta f$ だけ)

$$dB = -\frac{1}{0.132} \left( \frac{5-1}{5} \right)^2 \times 0.1 \times 0.05 = -0.024$$

$$\therefore B = 0.132 - 0.024 = 0.108$$

結局、ボケはほとんど運動ボケだけになる。

例2.

$s = 0.4 \text{ mm}$ ,  $v = 10 \text{ mm/sec}$  のとき $B$ を最小にする $m$ ,  $f$ を求めてみる( $A \approx 0.01$ であるとして)。(20)式から

$$m = \frac{0.4^2}{10 \times 0.01} = 2$$

$$f^2 = \frac{10 \times 0.01}{1 - \frac{10 \times 0.01}{0.4^2}} = 0.27$$

$$\therefore \left. \begin{array}{l} m = 2 \\ f = 0.52 \text{ mm} \end{array} \right\}$$

## 6. む す び

以上述べたところは、はじめにもふれたように、かなり乱暴な仮定のうえに成立つもので、現実の問題に正確にあてはまることは期待できないが、定性的には充分役立つものとする。

また、これまでの論義はすべてX線フィルムの上の像についてなされているが、実際には眼の特性も考慮に入れなければなるまい。

従来、拡大撮影は主として静止体を対象として行なわれてきたが、これは主として小焦点X線管の容量不足のために長時間撮影を余義なくされたためであったが、最近の大容量小焦点X線管の出現によって運動体の拡大撮影が可能になってきたので、この問題をとり上げてみた。

なお、以上の論義はかならずしも拡大撮影に限定されたものでなく、通常のX線撮影にもいくらかの拡大が不可避的に入ってくることを考えると、X線撮影全般に適用できるものであることを強調したい。

## 文 献

- 1) G.C.E.Burger et al: "X-ray fluoroscopy with enlarged image"  
Philips Technical Review 8.(1946)
- 2) J.Feddema and J.M.Botden: "Magnification techniques, especially geometric enlargement" Diagnostic Radiologic Instrumentation.  
Charles C.Thomas.Publisher.
- 3) 滝沢達児・平城 実: "増感紙・蛍光板と放射線診断" 極光X-Ray.No.22.P.37 およびP.39
- 4) 香田 威ほか: "微少焦点の大容量化" 日本放射線技術学会第28回総会(札幌1972年)において報告 No.39

# R. I. I. 研 究 会

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

---

## 放 射 線 像 研 究

發 行 日 昭 和 四 十 七 年 十 一 月 日

編 集 者 長 谷 川 伸

〒 182 調 布 市 調 布 ヶ 丘 一 一 五 一 一

電 氣 通 信 大 學 電 子 工 學 科 内

電 話 〇 四 二 四 一 八 三 一 二 一 六 一

内 線 四 二 〇

## 發 行 所 R I I 研 究 会

〒 113 東 京 都 文 京 区 本 郷 七 一 三 一 一

東 京 大 學 醫 學 部 放 射 線

醫 學 教 室 内

印 刷 所 東 京 都 中 央 區 宝 町 三 一 三

タ ナ カ 印 刷 株 式 會 社

電 話 〇 三 一 五 六 七 一 二 五 五 一

---