

# 放射線像研究

VOL. 4. No. 3. (通巻40号) 1974年9月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告	95 頁
特別講演資料	
電子計算機を用いた非線型空間フィルタリングによる画像のコントラスト修正処理 阪大工学部……………岡 芳樹、奥山 博信	99 頁
論 文	
41-1 Fresnel Zone Plate によるラジオアイソトープ映像法について 東大附属病院……………竹中 栄一、福田 覚 埼玉医大……………宮前 達也	104 頁
41-2 リアルタイム画像微分機による画像処理 電気通信大学……………金子 淑也、猪熊 良一、長谷川 伸	114 頁
41-3 X線撮影系のシミュレーション 阪大医放 速 水 昭 宗 ◇ 中放 森 嘉 信 ◇ 微研放 山 崎 武	118 頁
41-4 画像個別ファイル用VTRの開発について 信大附属病院……………滝沢 正臣、小林 敏雄、坂本 良雄、鈴木 茂雄 宮林 宏保、安藤 隆、矢野今朝人	121 頁
41-5 Incoherent Holography using X-ray Image Intensifier h l k k 島津製作所……………橋詰 辰夫、早川 毅、津田 元久	127 頁

## 第 4 1 回 研究会 記事

第 4 1 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 9 年 9 月 7 日 ( 土 ) 1 0 : 3 0 ~ 1 6 : 3 0  
場 所 大阪大学附属病院 8 階第 3 講堂  
特別講師 大阪大学工学部応用物理学科 一 岡 芳 樹 氏  
出席者 ( 敬称略 )

一岡芳樹, 伊藤 博, 今川房之助, 内田 勝, 奥村 寛, 梶谷文彦, 加藤久豊,  
金森仁志, 上野山文男, 木下幸次郎, 木村和文, 小堺和久, 斎藤 誠, 佐々木  
常雄, 佐藤 茂, 佐藤孝司, 塩谷 斌, 神保昌夫, 杉本 博, 滝沢正臣, 竹中  
栄一, 津田元久, 堤 直葉, 恒岡卓二, 角田 明, 寺田 央, 中西省三, 永野  
一夫, 西村恒彦, 橋詰辰夫, 長谷川 伸, 畑川政勝, 早川 毅, 林 真,  
光田秀雄, 安原 弘, 山口奉頼, 山下一也, 吉田梨影, 若松孝司 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 1 0 : 3 0 ~

\* 電子計算機による画像情報処理

阪大工学部 応用物理学科 一 岡 芳 樹 氏

研究発表 1 3 : 0 0 ~

\* 1 ) フレネルゾーンプレートによる R I 像の処理について

東 大 中 放 竹 中 栄 一

上 智 大 学 理 小 穴 純

\* 2 ) リアルタイム画像微分機による画像処理

電 通 大 金 子 淑 也 , 長 谷 川 伸

\* 3 ) X 線撮影系のシミュレーション

阪 大 医 放 速 水 宗 昭

阪 大 中 放 森 嘉 信

阪 大 微 研 放 山 崎 武

\* 4 ) 画像個別ファイル用 V T R の開発について

信 州 大 中 放 滝 沢 正 臣 , 小 林 敏 雄 , 坂 本 良 雄

鈴 木 茂 雄 , 宮 林 宏 保 , 春 日 敏 夫

安 藤 隆 , 矢 野 今 朝 人

\* 5 ) X 線イメージインテンシフアイアを用いるインコヒーレントホログラフイ

島 津 製 作 所 橋 詰 辰 夫 , 早 川 毅 , 津 田 元 久

## 会 告

### 第42回研究会について

第42回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和49年12月7日(土)  
場 所 電気通信大学

### 新 入 会 員

下記の方を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先及び所在地
村 山 弘	228	北里大学病院放射線部 神奈川県相模原市麻溝台1

### 住 所 変 更 等

立 入 弘	662	西宮市立中央病院 西宮市染殿町8-20
高 橋 信 次	430	浜松医科大学 浜松市布橋
橋 本 俊 一	101	(株)日立メディコ お茶の水別館 東京都千代田区神田駿台4-6
山 下 一 也	560	大阪大学医療技術短期大学部 豊中市待兼山町1-1

● 医用機器・病院機能の自動化機・医療情報システム、



# 総合医療機器の

## 株式会社 日立メディコ

(旧日立レントゲン株式会社)

● 東京都千代田区内神田1-1-14 日立鎌倉橋別館 ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111 (代表)

## 第 2 2 回 委 員 会 議 事 録

日 時 昭和49年9月7日(土) 16:30~  
場 所 大阪大学附属病院  
出 席 者 (敬称略)  
内田 勝, 金森仁志, 佐々木常雄, 滝沢正臣, 竹中栄一,  
津田元久, 恒岡卓二, 長谷川 伸

### 1. 委員について

阪大今川房之助先生を委員とする。

### 2. 米国でのシンポジウム開催について

種々意見の交換の結果, 次のようにR I I 研究会員の希望をとりまとめ, 高橋会長(10月渡米)からRossman教授の方向を伺うこととした。

- 1) 米国で何らかの他の学会の前後に開催する(北米放射線学会など)
- 2) R I I, 放射線画像処理の範囲で欧州からの参加を期待したい。
- 3) 結果はProceeding として発行(権威ある雑誌に)したい。
- 4) 分担金は(名目はともかく)出たくない。
- 5) 日本からの参加は10~20名

### 3. 雑誌出版について

今川房之助氏を出版委員とし, 雑誌の印刷から発送までを担当して頂くこととした。

### 4. 次回研究会は12月に東京で行うこととした。

Beautiful Color

フジカラー



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———!

ナショナル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 (大代表)

Canon

キヤノン株式会社

東京都中央区銀座5-9-9 〒104

☎ 572-4251 (大代表)

Kowa

オプトエレクトロニクス

光学機器 医療機器 放送機器

興和株式会社 電機光学部

お問合せは

東京支店 〒103 東京都中央区日本橋本町3-5

調布工場 〒182 東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1

TEL東京(279)7335-7351

TEL0424(83)4126 (代)

## 電子計算機を用いた非線型空間フィルタリング による画像のコントラスト修正処理

阪大工学部 一岡芳樹, 奥山博信\*

### 1. 緒言

画像の鮮明化を行なうためには、普通、線型空間フィルタリングの手法が用いられる。しかしながら、この修正過程においては、画像に含まれる低周波成分の減衰の度合によって、修正像の一部にコントラストの逆転が起こる場合がある。画像中の零周波数成分（画像のバイアス成分）を取り去って得られる暗視野像は、この典型的な例である。線型フィルタリングの概念を拡張した非線型空間フィルタリングの手法を用いれば、このようなコントラストの逆転は起らない。

また、明暗差のはげしい被写体をダイナミックレンジの限られた写真やCRTに記録、或いは表示すれば、明るい部分を記録、表示した領域では物体のもつ詳細な情報が失なわれたりする。このような画像の記録、表示は、低コントラスト写真フィルムを用いたり、CRTのコントラストを下げを行なうのが普通であるが、このようにすれば、物体の光沢や詳細な信号のコントラストも悪くなる。従って、低コントラストの写真フィルムを用いないで、あるいは、CRTのコントラストを下げることなく、しかも物体の光沢や詳細な情報の鮮明化を行なって、記録、表示することが望まれる。明暗差のはげしい被写体の情報を、ダイナミックレンジの限られた写真フィルムやCRTに記録あるいは表示する時には前もってこの非線型処理を施せば、上述した一見、矛盾するような画像修正が可能となる。

### 2. 非線型空間フィルタリング

Fig. 1 に非線型空間フィルタリング系<sup>1,2)</sup>を示す。

$I(n, m)$  を  $N^2$  点で標本化された入力画像信号、 $I'(n, m)$  を修正画像とする。ここで、 $\log I(n, m)$  のフーリエスペクトルを  $A(\ell, k) + jB(\ell, k)$  とすれば ( $A, B$ : 実数) ,

$$\log I(n, m) = \sum_{\ell=1}^N \sum_{k=1}^N \{ A(\ell, k) + jB(\ell, k) \} e^{2\pi j \frac{(n\ell + mk)}{N}}, \quad (1)$$

$$n, m = 1, 2, \dots, N$$

\* 現在, 大阪工業試験所勤務

(1)は次のように書換えることができる。

$$I(n, m) = \exp \left[ \sum_{\ell=1}^N \sum_{k=1}^N \{ A(\ell, k) + jB(\ell, k) \} e^{2\pi j \frac{(n\ell + mk)}{N}} \right] \\ = \prod_{\ell=1}^N \prod_{k=1}^N \exp E(\ell, k) \quad (2)$$

ここで  $E(\ell, k) = \{ A(\ell, k)^2 + B(\ell, k)^2 \}^{1/2} \cos \{ 2\pi(n\ell + mk)/N + Q(\ell, k) \}$  (3)

但し  $Q(\ell, k) = \tan^{-1} \{ B(\ell, k) / A(\ell, k) \}$  (4)

フィルター関数を  $F(\ell, k)$  (実関数)として、 $\log I$  に線型空間フィルタリングをほどこせば、修正画像は次式のようになる。

$$I'(n, m) = \prod_{\ell=1}^N \prod_{k=1}^N \exp \{ E(\ell, k) F(\ell, k) \} \quad (5)$$

(5)式から修正画像は常に正で、コントラストの逆転は起らないことがわかる。もし、 $F(\ell, k) = r$  (定数)とすれば、

$$I'(n, m) = \prod_{\ell=1}^N \prod_{k=1}^N \{ \exp E(\ell, k) \}^r = I(n, m)^r \quad (6)$$

すなわち修正像は入力像  $I$  を  $r$  乗したものに相当する。これは  $r$  補正と呼ばれるものである。

$F(\ell, k)$  が定数でない場合には、もっと有効な画像修正が考えられる。

光学像の強度分布  $I(n, m)$  は通常、物体を照射する照明光強度  $i(n, m)$  とその物体特有の反射率 (或いは透過率)  $r(n, m)$  との積であたえられる。すなわち

$$I(n, m) = i(n, m) \cdot r(n, m) \quad (7)$$

両辺の対数をとれば

$$\log I(n, m) = \log i(n, m) + \log r(n, m) \quad (8)$$

ここで照明光  $i(n, m)$  は緩かに、しかし、大きな領域に亘って変化し、 $r(n, m)$  は物体の性質、大きさによって急激に変化する (すなわち、 $\log i(n, m)$  は低周波成分を、 $\log r(n, m)$  は高周波成分を多く含む) と仮定すれば、 $i(n, m)$  と  $r(n, m)$  を別々に処理することのできるフィルター  $F(\ell, k)$  を近似的に設定することができる。(6)式を参考にすれば、修正像  $I'$  は次式のように書き表わすことができると思われる。

$$I'(n, m) = i(n, m)^q \cdot r(n, m)^p \quad (9)$$

ここで  $p, q$  は  $F(\ell, k)$  によって定る値で、物体の光沢や細部の信号のコントラストをそのままにしてフィルムや CRT のダイナミックレンジ内におさまるように明暗の変化を小さくしたい場合は

$F(\ell, k)$ を高周波領域で1 ( $p=1$ ),低周波領域で1より小さく ( $0 < q < 1$ ) 設定すればよく, 物体の光沢部や細部の情報の鮮明化を行ない, しかもフィルムやCRTのダイナミックレンジ内におさまるように明暗の変化を小さくしたい場合には, 高周波領域で1より大きく ( $p > 1$ ), 低周波領域に対して1より小さく ( $0 < q < 1$ ) なるように  $F(\ell, k)$ を設定すればよい。

一般に同一物体であっても, 光学系の倍率によって像のフーリエスペクトルの周波数尺度が伸縮する。周波数フィルターはこのような尺度の変化に対して不変なものが望ましい。そこでフィルター関数としては次式で示されるものを用いるのが便利である。

$$F(\ell, k) = \left\{ \log_2 A \cdot (\ell^2 + k^2)^{1/2} \right\}^c \quad (10)$$

(10)式でAは周波数尺度の変化に対してフィルターの不変性を保持するのに用いられる定数で, cは物体の持つ光沢や細部の情報の鮮明化の度合, 及び, 明変の変化の圧縮の度合等を決定するパラメータである。

### 3. 修正例

非線型処理の応用として, 電子顕微鏡によって観測された合金(18-8系ステンレス)の転位像のコントラスト向上を行なった<sup>3)</sup>。もとの像は2つの部分から成っている。一つはブラッグ条件を満たした部分で, 他はその条件から僅かにはずれた部分である。これは試料の結晶格子面がゆがんで置かれており, ブラッグ条件からはずれる部分が存在するために起る。従って明暗が非常に緩やかにかつ大きく変化し, その中に転位像が存在する。このような場合, ダイナミックレンジの限られたフィルムに転位像を記録すれば, ブラッグ条件を完全に満している領域を除いて, その他の部分の像のコントラストが悪くなる。Fig. 2 (a)はこのような例である。Fig. 2 (b)は(a)のlogを取った信号のペリオドグラムであり, この図と(10)式を参照してFig. 2 (c)のような断面をもつフィルター関数  $F(\ell, k)$ を設定して修正処理を行なった。Fig. 2 (d)は(c)のフィルター関数を用いて非線型空間フィルタリングを行なった結果である。Fig. 2 (e)は同じフィルター関数を使って線型空間フィルタリングを行なった結果である。非線型空間フィルタリングを行なった方が良好な結果が得られていることがわかる。

### 4. 結 言

線型空間フィルタリングを拡張した非線型空間フィルタリングの特徴とその利点を示した。その特長を生かし得る応用例として電子顕微鏡で観測された転位像のコントラスト向上を行なった。

ここで示した非線型空間フィルタリングは普通のアナログ技術(光学的, 電氣的)では不可能で



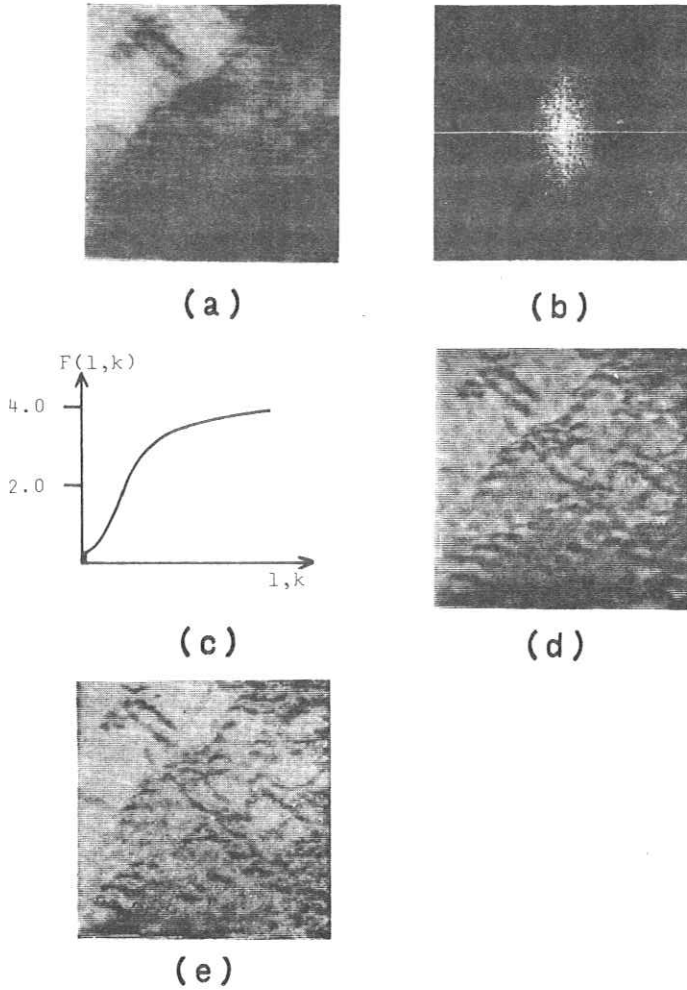
あるか、或いは可能としてもかなり複雑な装置や操作が必要であると思われるが、電子計算機を用いれば簡単に実行できる。従って、明暗が非常に緩かに大きく変化する画像のコントラスト向上、細部の強調には非常に有効であり、医用写真等の修正処理にも役立つものと考えられる。

#### 参 考 文 献

1. A.V.Oppenheim: Tech. Rept. Reseach Lab. of Electronics, No. 432 M.I.T. (1965).
2. A.V.Oppenheim et al: Proc. IEEE 56, 1264 (1968).
3. H.Okuyama, Y.Ichioka and T.Suzuki: J. J. Appl. Phys. 13, 280 (1974).



Fig.1 非線型空間フィルタリング系



電子顕微鏡写真像の非線型処理

- Fig.2 (a) 被処理像  $I(n,m)$   
 (b) 物体(a)のlogペリオドグラム  
 (c) フィルター関数の断面  
 (d) 非線型フィルタリングによって処理された像  
 (e) 線型フィルタリングによって処理された像

## Fresnel Zone Plateによるラジオ アイソトープ映像法について

東大病院中央放射線部 竹 中 栄 一  
東大病院放射線科 福 田 寛  
埼玉医大放射線医学教室 宮 前 達 也

### 1. は し が き

人体投与ラジオアイソトープ(RIと略す)の映像装置としてコリメーターを使用する限り、RI映像系の画質に影響する多くの因子のうちコリメーターの指向性が最も多く関係する。従来の最多使用RIの $\gamma$ 線が $^{198}\text{Au}$ (0.420 MeV),  $^{131}\text{I}$ (0.367 MeV),  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (0.140 MeV),  $^{169}\text{Yb}$ (0.052 MeV  $T_m$ のX線),  $^{133}\text{Xe}$ (0.081 MeV)など診断用X線と比べるとだんだん低いエネルギーのものが使用されるようになったとはいえ、相当高く、従って、隔壁透過率も高く、コリメーター指向性が悪くなる。従ってRI像はボケ像で情報量が少ないものとされ、より良い像をうるための画像処理技術も進歩し、他分野に比べると最もpracticalに使われているといえよう。

我々は早くからRI映像系の評価法としてMTFが有用なことを述べ<sup>1,2)</sup>、その画質向上のため、総合MTFの改良を企ててきた。すなわち、RI系に最も影響する因子たるコリメーター—geometrically coincident collimator—の試作研究をやってきた<sup>1)</sup>、HI一方RI像光学管変換像処理を研究してきた<sup>3)</sup>、RI系のハードウェアの面で従来の直接的スキャンによる映像法(ガンマカメラ、スキャナー)と全く異なる間接的方法としてBarrettらによるFresnel zone plate(F.Z.P.)によるencodedの重複像から原像をレーザー光を使用した光学的逆変換装置を用い、再生記録する方法があり<sup>1) 5) 6)</sup>、ここ2,3年来米国で行なわれており、我国でも昭和49年から発表がある。我々もF.Z.P.を用いて2,3の基礎的実験を行なったのでその結果について報告する。

### 2. Fresnel zone plateの原理<sup>3) 4) 10) 9)</sup>

これは点光源の距離 $f$ におけるFresnel回折波の実数部分、または同じ位置のGabor型ホログラムの干渉縞を取り出して矩形波分布としたもの、すなわち同心円状の明暗の輪帯一つおきに光に対して不透明に作られたものをFresnel zone plate(F.Z.P.)といい、 $\gamma$ 線、X線

に対して不透過に作られている ( Fig. 1 )。すなわち焦点距離  $f$  であるような F. Z. P. の同心円の半径  $r$  は

$$r = \sqrt{nf\lambda} \quad \Delta r_n = r_N - r_{N-1} = r_1 / 2(N)^{\frac{1}{2}}$$

になるように作られている。

$n$  : 整数,  $\lambda$  : 単色光の波長 ( 単位いずれも mm )。

zone plate は軸上波長  $\lambda$  の発散する光を出す小物体 ( 距離  $a$  ) に対しては焦点距離  $f$  の薄肉レンズの公式によるのと同様に  $b$  の距離で倒立実像を結ぶという性質がある。また集束性の光に対しては凹レンズと同様の発散作用を示す。すなわち F. Z. P. 面に垂直な平面波に対しては,  $\pm f$  の点に点像を生ずるという二重の性質を有する ( Fig. 2 )。焦点距離  $f$  の F. Z. P. は薄肉レンズと違い  $\frac{\pm f}{2m+1}$ ,  $m = 0, 1, 2, 3, \dots$  という無数の焦点を有する。また, これを用いて単色の X 線や  $\gamma$  線の像を結ぶことができる。F. Z. P. の焦点距離は  $^{99m}\text{Tc}$  の  $\gamma$  線の 140 KeV ( $\lambda = 0.088 \text{ \AA}$ ) では数万 km になるので, 実用的な F. Z. P. では直接像を結ぶことができない。そこで  $\gamma$  線や X 線を用いて F. Z. P. の影絵からなる重複像を作る。 $\gamma$  線は波長が短いので回折がおこらず影絵はシャープで線像, F. Z. P., 検出面の関係で拡大されて写る。これを十分縮少し  $\lambda = 0.3 \text{ mm}$  の大きさに対応する位の大きさにすると, 単色の He-Ne レーザーの波長  $\lambda = 6328 \text{ \AA}$  に対して焦点距離 15 cm くらいの F. Z. P. として働く ( Fig. 3 )。

従って再生像をうるには, 十分に縮少し, コヒーレントレーザー光をあてると, 重複像の中のそれぞれの F. Z. P. が点光源の実像をその後方に結ぶ。これらの点の相互の関係は始めの物体中の各点の相互の関係に等しい。F. Z. P. にて回折されない光が F. Z. P. の像面にてその像のコントラストを悪化させるので, これを除くため, フーリエ変換レンズの前において, フーリエ変換面で F. Z. P. を通過した非回折光を除くか, コヒーレント点光源のビームを変換レンズ結像させ, レンズの後面に近く, F. Z. P. をおいて F. Z. P. 通過した非回折光を遮蔽 ( Schlieren stop など) する必要がある。そうすると F. Z. P. は凹レンズの作用するのでそのフーリエ変換面の後方, ないし, 結像面の後方に原物体の形状が再現される ( Fig. 4 )。

### 3. 実験条件

F. Z. P. は直径 10 cm,  $n = 30$ ,  $r_1 = 10.0 \text{ mm}$ ,  $r_{30} = 54.77 \text{ mm}$ , 最外周の  $r_{29}$  と  $r_{30}$  の間隔は 0.92 mm である。鉛厚さ 1 mm, 1 mm 厚さのアルミニウム支持板を有し,  $^{99m}\text{Tc}$  の 140 KeV の  $\gamma$  線に対して 7% 透過率である。原理的には  $\gamma$  線が透過してもよい ( Fig. 1 )。

F. Z. P. の映像検出系は本論文では  $^{99m}\text{Tc}$  の 2 点線源 ( 直径 1 cm のガラス試験管を直径 3 mm

鉛孔間隔約13mm厚さ2mmの鉛板上におく), 9点線源(内径36mmのバイアル瓶に $^{99m}\text{Tc}$ を入れ, 10mm, または7mm間隔に直径3mmおよび2mmの孔をあけた鉛板においたもの) 3ケのガラスバイアル瓶に $^{99m}\text{Tc O}_4^-$  溶液を入れたもの(内径36mmのもの2ケ, 28mmのもの1ケ)を鉛孔ラスター板(直径2mmの鉛孔を中心間隔4mmに正方形排列したもの, 板厚2mm)の上においたものを使用した。

F. Z. P. 映像としてはいろいろの方法があるが増感紙フィルム系(2点線源, および9点線源に対しては極光増感紙New SS, 3ケの円形線源に対してデュボン社, クロネックス・ハイプラス使用, フィルムは何れもさくらメディカルRQ型ネガ画面フィルム使用)によった。(Fig. 3) 線源, F. Z. P., 検出面間の距離,  $L_1, L_2$ とするとF. Z. P. の拡大倍率 $M = (L_1 + L_2) / L_1$  は, 2点線源に対して,  $M = 1.3$  ( $L_1 = 20.5\text{cm}, L_2 = 6.1\text{cm}$ ) 9点線源と3ケの円形線源に対しては $M = 1.7$  ( $L_1 = 20.5\text{cm}, L_2 = 14.0\text{cm}$ ), 使用 $^{99m}\text{Tc}$  は2点のとき約40mCi, 45mCi 9点のとき150mCi, 3ケの円形線源のときそれぞれ約50mCiである。ちなみにF. Z. P. を見込む範囲の $^{99m}\text{Tc}$  の量は円形線源で1鉛孔あたり約0.4mCiである。9点線源のとき約1.7mCiくらいである。

像再生は上記のF. Z. P. 像を乾板(649Fコタック)に焼付けし, 直流光をフーリエ変換面にて遮蔽して, 拡大鏡で拡大して撮影した。(Fig. 4)

#### 4. 結果および討論

Fig. 5 に2点のF. Z. P. 影絵および再生像を示す。点線源の大きさ約3mm, 中心間隔約13mmである。大きさが2ケの点線源で異なるのは $^{99m}\text{Tc}$  の量が異なることと線源を含むガラス管と鉛孔板の幾何学的配置が同一でないためであろう。Fig. 6 に9点線源のF. Z. P. 影絵および再生像を示す。最外側の2mm直径の点線源は $^{99m}\text{Tc}$  含むバイアル瓶外のためか不明である。左上から右下への4点の点線源のうち, 上から3点目の次の一点は(直径2mm)はかすかに見える。円形線源としては十分よく解像している。Fig. 7 の3ケの円形線源では直径2mmの鉛孔ラスターを使用した。ラスター使用で $^{99m}\text{Tc}$  の $\gamma$ 線のフラックスの20%しか通さぬ。BarrettらはHalf tone screen を使用しているのので, このとき $\gamma$ 線フラックスは50%におちるといふ。

一般のRI線源では無数の点線源の集合からなると考えられ, 強力な高周波成分が含まれないから, F. Z. P. 再生系で非回折直流成分をカットするとき, 一所にカットされることもあり, 低周波成分がうまく出ず, 再生像としてきれいにならない。この点からcarrier frequency と

してBarrettらは half tone screen を使用し、我々は鉛孔ラスターを使用したのも同じ考えである。円形線源は F.Z.P. から 20cm は離れているが 2mm の強力な点線源が解像しているのが分る。これらの点を picture element とする円形線源を見ることができる。Na I (Tl) シンチレーター使用カメラでは考えられないことである。Nuclear Chicago の H. P. コリメーター使用で 15cm はなれた点では約 20mm の解像力である。平行コリメーターを使用する以上、指向性ははなれるとどんどん悪くなるから当然だろう。我々の geometrically coincident collimator を使用しても 10mm である。

線源と F.Z.P. と検出面の幾何学的配置により最外周 F.Z.P. の  $\Delta\tau = \frac{L_1 + L_2}{L_1}$  が検出器の解像とは大きくなければならぬ。我々の場合約 0.9cm である。拡大倍率 1.3~1.7 でフィルム・増感紙系ではもっと F.Z.P. が細かくてもよいことになる。残念ながら我々の現在使用しているカメラではこの点全然役立たない。線源と F.Z.P. の距離は F.Z.P. の 2 倍以上なら良いだろう。余り近いと absorption unsharpness がきいてくるので、F.Z.P. の外周部がボケてくる。Frequency carrier として鉛孔ラスターをもう少し小さくし、正三角形配置にするともっと解像力がよくなろう。現在は手製のものを使用している。

感度としてはフィルム・増感紙系のため大量の  $^{99m}\text{Tc}$  を使用したが、Nuclear Chicago ( $L_1 = 30\text{cm}$ ,  $L_2 = 8\text{cm}$ ) で  $100\mu\text{C}$  の 2 点線源で 320 秒でそのシンチカメラの固有解像力と比例した像をうることができた(次回発表)。

その他 F.Z.P. のときは線源から F.Z.P. を見込む立体角が大きいので、pinhole のときより優れているが、直流光をカットするので感度としては低下することになる。Schlieren stop の大きさに関係する。カメラの un-uniformity は像には余りきいてこない利点がある。

F.Z.P. 映像系では、診断する像をうるまでに時間がかかる欠点があるが、digital image process を採用して数秒で像再生しているところがある<sup>6)</sup>。F.Z.P. による coded image 以外にいろいろのアーチャが使用されているがその優劣、実用性はこれからの問題である<sup>6)7)</sup>。また Coded X 線源も考えられていて、<sup>2)</sup> X 線診断の領域への応用が広がるだろうし、興味ある分野と言ってよいであろう。

## 5. 結 論

(1) 鉛製の Fresnel zone plate を使用して  $^{99m}\text{Tc}$   $\gamma$  線による F.Z.P. 像を作り、再生像をうることができた。

- (2) F. Z. P. からの距離 20 cm 離れていて強力な点線源なら 2 mm を解像する。
- (3) F. Z. P. 使用で現在のカメラ映像系以上のすぐれた確像力をうることができる。
- (4) Off focuss F. Z. P. でなくても十分よい像をうることができた。

謝 辞 Fresnel zone plate の作製およびいろいろと御指導戴いた東大理学部名誉教授 小穴 純先生に感謝します。なお昭和 49 年度厚生省がん研究助成金(梅垣洋一郎班長)の助成をうけたことを付記して感謝する。

#### References

1. Barrett, H.H. J. Nucl. Med. 13 (1972), 382.
2. Barrett, H.H., Garewal, K. & Wilson, D.T. Radiology 104 (1972) 429.
3. Barrett, H.H. & Horigan, F.H. Applied Optics 12 (1972) 2686.
4. Metz, L. & Young, N.O. In Proc. Int. Conf. on Optical Instrumentations and Techique. London 1961 (Chapman and Hall Ltd, 1962) p305.
5. Rogers, W.L., Han, K.S., Jones, L.W. & Beierwaltes, W.H. J. Nucl Med. 13 (1972) 612.
6. Rogers, W.L. Proc. W.F.N.M.B. 1973, p.368.
7. Tanaka, E. & Iinuma, T.A. Proc. W.F.N.M.B. 1973, p.10.
8. Takenaka, E. Medical Radioisotope Scintigraphy 1 1972, p.653, 1972.
9. 小穴 純:私信
10. 辻内順平:光学変換(辻内,村田編,光学情報処理 朝倉書店) p.25, 1973.
11. 竹中,宮前,木下,山口:放射線像の研究 4(1974) 78.
12. 竹中,木下,中島:ラジオアイソトープ 10(1967) 73.

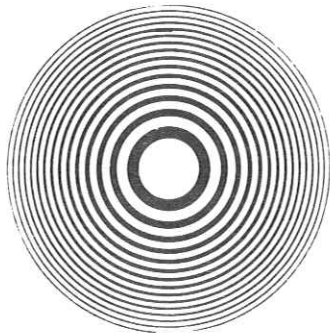


Fig.1 Radiograph of a Fresnel zone plate for X rays.

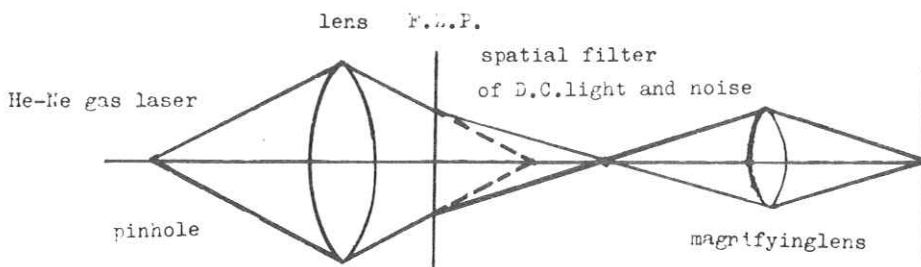


Fig.4 Reconstruction system of an image



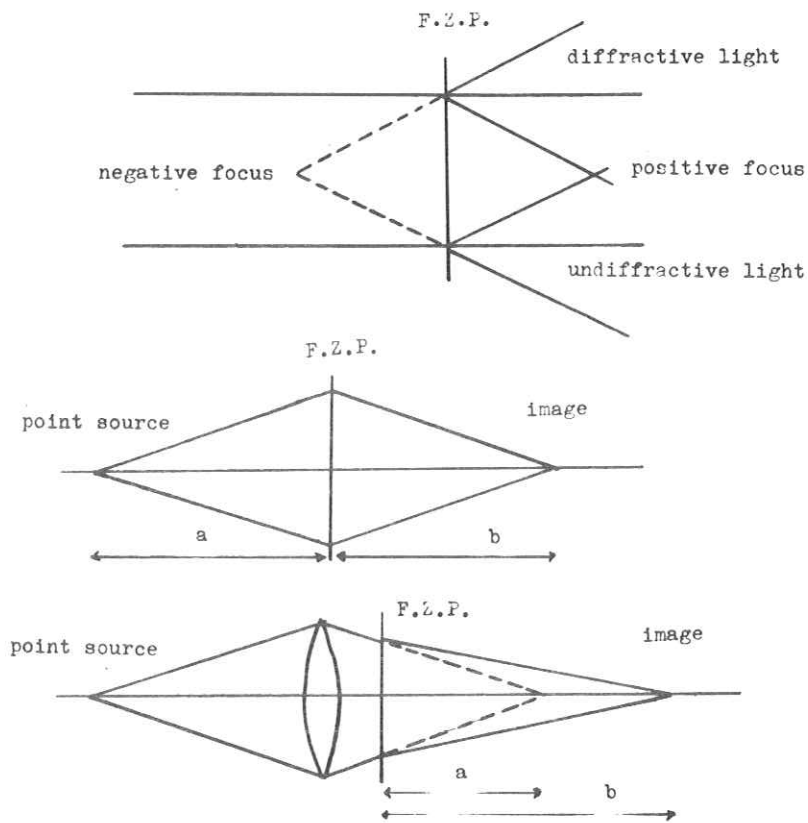


Fig.2 Focusing properties of a Fresnel zone plate.

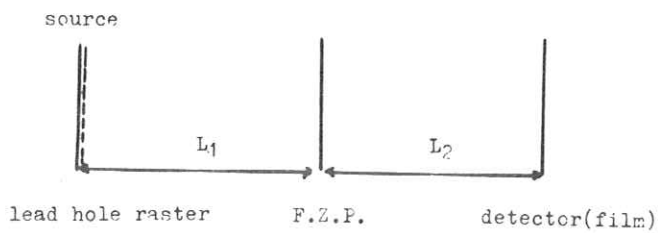


Fig.3 Imaging of a Fresnel zone plate.

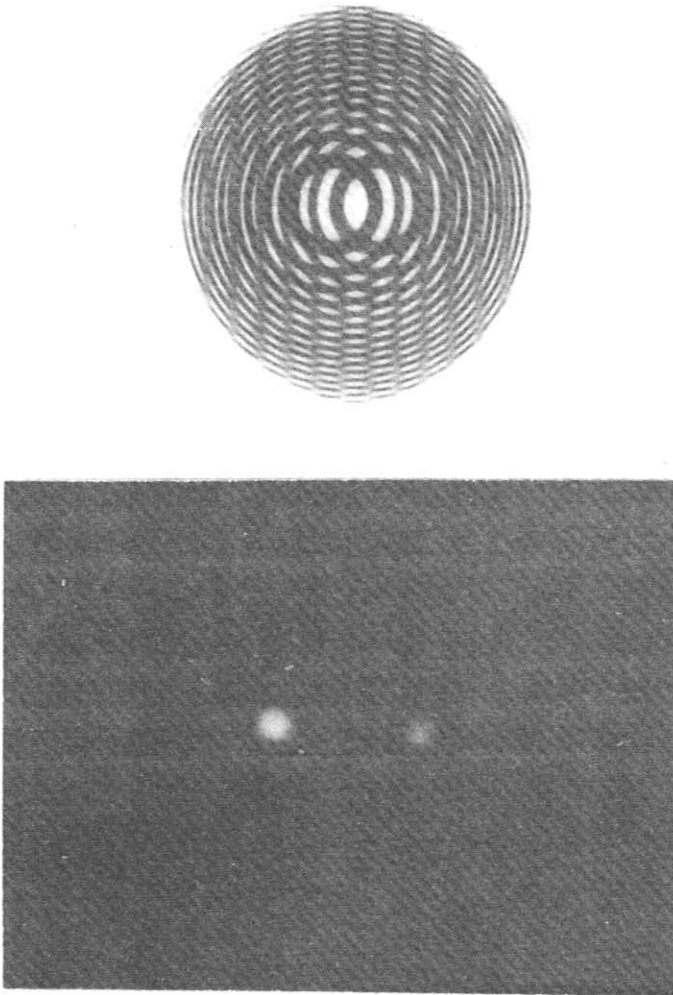


Fig.5 Fresnel zone plate images and reconstructed images of  $41m_T$  two point sources.

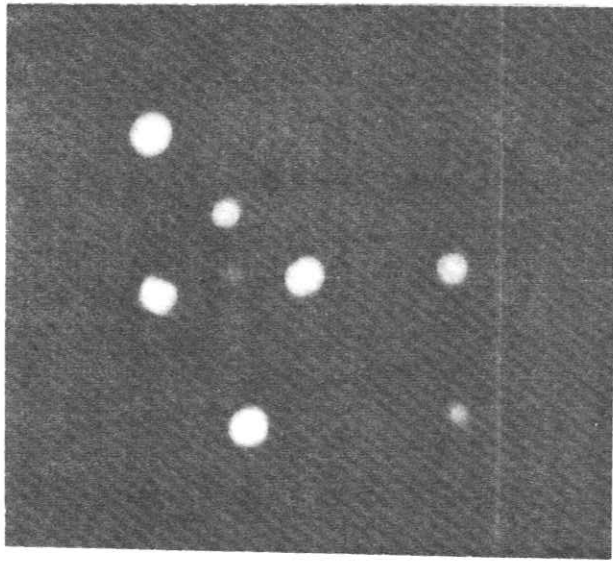
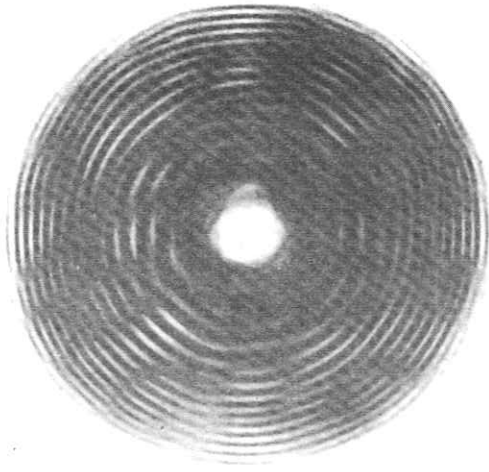


Fig.6 Fresnel zone plate images and reconstructed images of  $\delta m_{T_0}$  point sources.

Three sources on  
lead hole plate

Filter on  
spectra

Reconstructed  
image

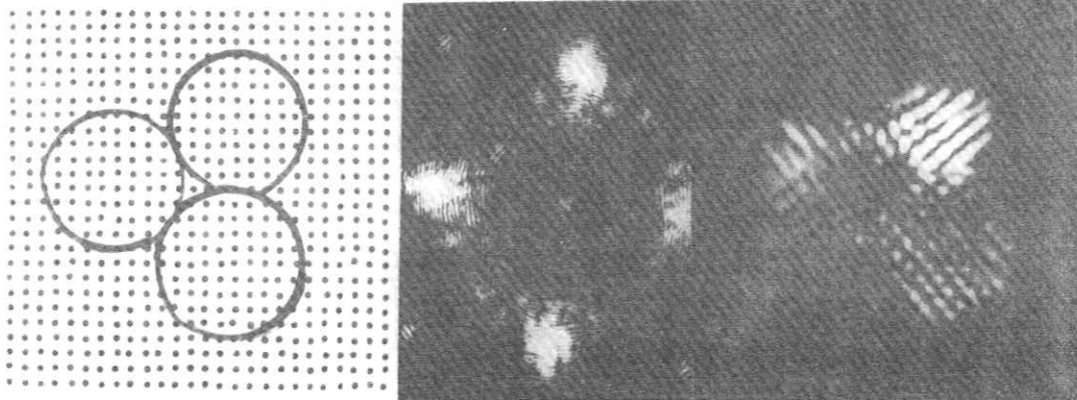


Fig.7 Fresnel zone plate images and reconstructed  
images of  $^{99m}\text{Tc}$  three circular source.

## リアルタイム画像微分機による画像処理

電気通信大学 金子淑也<sup>\*</sup>、猪熊良一<sup>\*</sup>、長谷川 伸

特殊な走査のフライングスポット装置を用いた画像微分機により、画像の輪郭抽出着色表示ほけ画像の修正などの実験を行なった。

### 1. ま え が き

画像を微分し、または輪郭を抽出するには通常デジタル計算機を用いるが、処理時間、経済性などが問題であり、このため微分機能を持つアナログ装置の研究が最近いくつか発表されている。<sup>1)~3)</sup> これらはいずれもデジタル計算機を利用する場合と同様、図1に示す演算子と画像関数との Convolution 積分値を全画面について“Image Parallel, Aperture Serial”に計算して表示する方式であるため、数回の画像走査を行なったのちはじめて微分画の表示が行なわれる。従ってテレビジョンのような動いている“映像”をリアルタイムで輪郭抽出処理することはむづかしい。

筆者らの試作したトロコイド走査フライングスポット装置<sup>3)</sup>を用いた画像微分機を用いれば完全にリアルタイムで映像の輪郭抽出を行なうことができ、同時に出力信号をその高さに応じて着色表示したり、ほけた画像を入力として用い、これに微分画(抽出した輪郭)を重畳表示してほけ修正を行なうことができる。

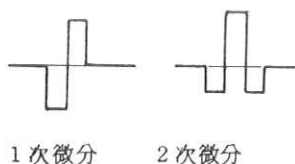


図 1. 1次元微分演算子



図 2. 本装置微分原理

\*印：現在は富士通株式会社勤務

## 2. 画像微分

撮像装置の読みとりスポットが微小半径円偏向（画像の濃度勾配が一定と見做せる範囲）を続けると、撮像出力は正弦波でそのp-p値は濃度Gradientの絶対値に比例し、勾配の方向には関係しない。この原理に基づき、前報同様フライングスポット撮像装置（FSS）を用い、高周波微小半径の円偏向とラスタ偏向を重畳したトロコイド偏向をさせ、高周波成分のみCRTに表示した。図3のように主発振器（7.92MHz）を用いて装置全体の偏向を同期関係に保っており、非同期の場合にくらべ良い画質が得られている。

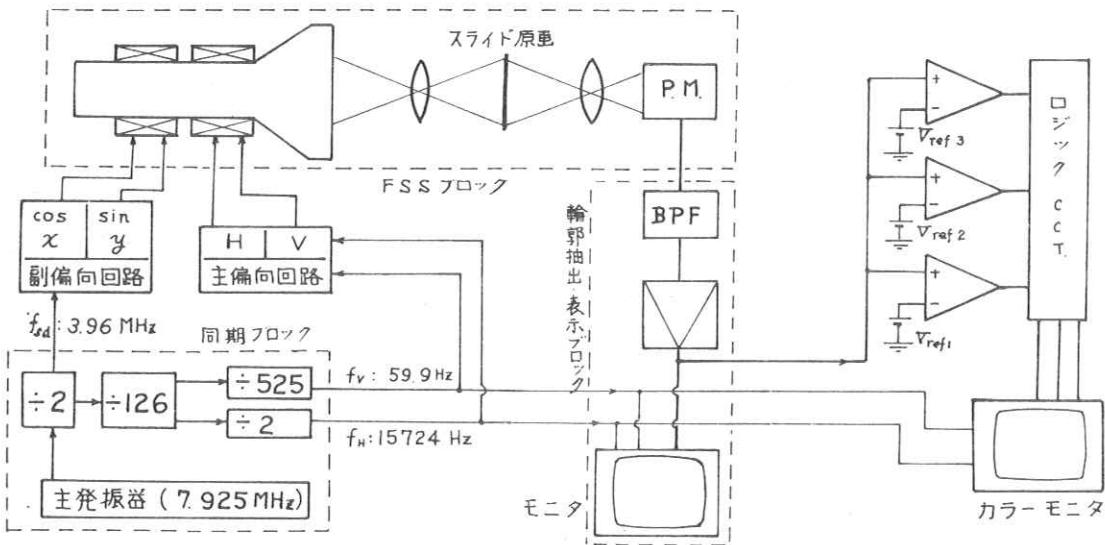


図3. 画像微分装置のブロック図

図4. 輪郭着色表示部

## 3. 輪郭着色

上記のFSS出力をコンパレータを通してカメラモニターに導くと、白黒画像の輪郭をその微分出力の高さに応じて着色表示できる。ブロック図を図4に示す。1例として微分信号出力最大値が3Vのとき、微分出力2V以上を赤（強い輪郭）、1～2Vを緑（弱い輪郭）、1V以下を青（中間調のゆるい変化）に表示した。出力像の例を写真1に示す。胸部X線透視写真を原画として用いた場合、輪郭のはっきりした骨と、明確な輪郭を持たないガンなどの患部を色わけ表示することができた。

#### 4. ぼけ修正

原画像がぼけているとき、原画の信号と微分信号を加算回路で混合表示すると輪郭部がきわ立ちぼけが修正される。写真2に結果を示す。同写真(c)は信号混合のさい故意に輪郭を強調した例である。

#### 5. むすび

上記の方式の画像微分とその応用は現状ではSN比、解像度などに問題があるが、等方処理が容易にでき、処理時間が短い(30枚/秒)特長があり、映像機器への応用も期待できる。



写真1. 写真2

(a)  
原画



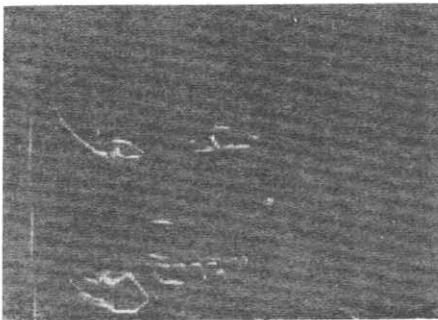
(a)  
原画  
(ピンク甘い)



(b)  
微分画



(b)  
ぼけ修正画



(c)  
輪郭着色表示  
(赤チャンネル)



(c)  
過剰に修正

参 考 文 献

- 1) 鈴木・倉沢：テレビ誌 27 697 (1973)
- 2) A Seko, H Kobayashi : R S I 44 400 (1973)
- 3) 尾上・浜野・大場：通信学会画像工学研 I T 72 - 23 (1972)
- 4) 長谷川・金子・順包：1973年テレビ学会全国大会 11 - 1



## X線撮影系のシミュレーション

阪大医放 速水 昭宗

〃 中放 森 嘉信

〃 微研放 山崎 武

### はじめに

物理的像質を検討する場合、空間周波数領域での取扱いの標本点数の問題と、一標本点での表現可能な濃淡レベル数の取扱いの問題の二つの問題点がある。被写体の状態によって両者の像質への効き方は異なって来るが、低コントラスト微細構造部を観察する障害になるのは空間的なX線光子の統計的ゆらぎであるとされている。

X線撮影系で被写体、使用器材およびその空間的配置を一定とした時、前者の問題はほぼ固定され、撮影条件に直接結びつくことは無いと考えられるが、後者の問題はX線光子数によって効くことから、撮影条件の設定に直接結びつく。

### 目 的

物理的像質とX線撮影条件の設定がいかにかわり合うかを検討し、被曝線量の問題も含めて診断目的に応じた至適撮影条件を求めめるため、X線発生から被写体での吸収・散乱も考慮し、増感紙・フィルムの組合せを通してフィルム濃度形成にいたるまでの過程をシミュレーションする。

### X線の発生

Kramers氏の式を基礎に10 keV から負荷管電圧まで2 keV 毎に計算する。単相全波と直流が選べ、X線管ターゲット角度は18度、固有フィルターは0.9 mmAl とした。

### 増 感 紙

極光のFS(40倍)、MS(65倍)、HS(90倍)をモデルにしたCaWO<sub>4</sub>の厚さとエネルギー効率の相異でI、II、IIIの3種を想定した。シミュレーションでの計算結果、D=1.0での増感率(60kVp、8cmアクリル透過後の線質で)はそれぞれ、48.5倍、65.2倍、91.2倍である。IとモデルのFSの差はエネルギー効率を配慮することで一致させることができる。

### X線フィルム

片面0.5 mg/cm<sup>2</sup>銀量を両面塗布した標準的フィルムを想定した。

## フィルム濃度

現像された銀粒子数を基本とする Nutting 氏の式を利用し、単相全波で 60 kVp, 総透過 2.9 mm Al, 増感紙Ⅱの条件下で、1 mR の照射でフィルム濃度を 1 にするために必要な X 線光子数、増感紙からの 4300 Å 光子数を求めて現像可能な銀粒子数の決定に用いた。設定した条件は、ICRP Pub 16 に中感度の増感紙・フィルムの組合せで、約 1 mR の照射時に濃度が 1 になる現像が望ましいとあるのをふまえたものである。

## 被写体とグリッド

水、アクリル、Al などのデータを用意したが、今回は実験的検証時の取扱いの容易さからアクリルを用いた。グリッドは、散乱線は完全に取除き、一次線束には全く影響を与えない様な理想的グリッドを仮想し、散乱線は全く扱っていない。これは散乱線のシミュレーションプログラムが困難なことによる。

## 結 果

シミュレーションプログラムの実行時に入力として整流方式、管電圧・電流、撮影時間附加 Al フィルター、増感紙および被写体の種類と厚さを与えることで、フィルム濃度、フルエンス、エネルギーフルエンス、照射線量、第一半価層、第二半価層（半価層は照射線量、フルエンス、エネルギーフルエンスについて）、均等度が求められる。

結果の一例として、撮影条件設定に結びつく増感紙Ⅱ（MS 相当）使用時に 8 cm アクリル透過後の線質でフィルム濃度を 1 にするのに要する諸量を管電圧について表にしたものを示す。SF は単相全波、DC は直流を表わす。これらの値は計算結果であって、実験的に裏付けされたものではない。

なお、エネルギー、光子数ならびに線量の値は X 線管焦点から 200 cm の場所での値を示している。

kVp	Erg/cm <sup>2</sup>		Photons/cm <sup>2</sup>		mR		mAs	
	SF	DC	SF	DC	SF	DC	SF	DC
40	1.25	1.14	2.89 × 10 <sup>8</sup>	2.54 × 10 <sup>6</sup>	3.16	25.7	1.35	58.5
50	1.00	9.52	2.05	1.86	1.82	15.2	3.44	16.5
60	9.42	9.25	1.73	1.62	1.33	11.5	1.45	7.56
70	9.49	9.54	1.59	1.52	1.08	9.67	7.83	4.33
80	9.55	9.37	1.45	1.36	8.85	7.81	4.40	2.50
90	9.23	8.87	1.32	1.21	7.52	6.52	2.85	1.60
100	8.85	8.47	1.20	1.10	6.50	5.66	1.92	1.11
110	8.57	8.22	1.12	1.02	5.81	5.08	1.39	0.810
120	8.37	8.08	1.05	0.964	5.28	4.68	1.05	0.622
130	8.24	8.01	0.995	0.922	4.90	4.40	0.818	0.459
140	8.17	8.01	0.956	0.891	4.63	4.19	0.663	0.406
150	8.15	8.05	0.926	0.868	4.42	4.04	0.549	0.340

## 画像個別ファイル用VTRの開発について

信州大学医学部附属病院中央放射線部, \*同放射線科

滝沢正臣, 小林敏雄, \*坂本良雄  
鈴木茂雄, 宮林宏保, 安藤 隆  
矢野今朝人

### A RANDOM ACCESS VIDEO TAPE RECORDER FILING OF MEDICAL IMAGE INFORMATIONS

Masaomi TAKIZAWA, Toshio KOBAYASHI, Yoshio  
SAKAMOTO, Shigeo SUZUKI, Hiroyasu MIYABAYASHI,  
Takashi ANDO, Kesato YANO

Department of Radiology, Shinshu University  
Hospital  
Asahi 3, Matsumoto JAPAN

#### はじめに

X線像, RI像を必要とする検査は増大の一途をたどり, これらのフィルムの保管・管理が病院  
内において深刻な問題となって来た。フィルムのファイルに関しては, 主としてマイクロフィルム  
或はフィッシュによって整理する方式が実用化され初めた。ファイルは主として静止X線写真につ  
いて行われているが, X線像をテレビ像等までとした場合のファイルについては, 現在のところは  
ほとんど試みられていない。また解析を前提とした像のファイルに関しても試みは少ない。X線TV  
像はVTRに記録されてはいるが, 収録番地が不明確で自動検索は難しい。

画像および関連データのファイルが自由に出来て, 且つ, ファイル画像の処理, リモート転送,  
表示が容易であり, 経済性の高い装置の開発の一環として著者らが検討を進めているVTRは, 主  
としてX線TV像, 間接X線像, アイソトープ像, データカード等, 中-低分解能のファイル, 検

案を行うことが可能となっている。

## 方 法

X線TV用VTR(ソニーEV-320F)を改造することによって、1フレーム毎に単独に記録された画像を読み出し、表示または像処理を行うことを実現した。VTRに2channel 附属している音声トラックを利用して、これにデジタル的なアドレスを記録する方法をとった。磁気テープ上の記録型式はFig.1の如くなっている。トラック数は4channelで上から block

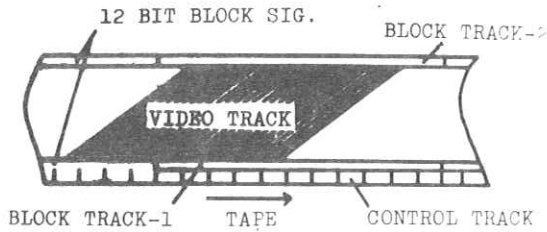


Fig.1 Recording format for magnetic tape of the video-tape-recorder(VTR)

track 2, video track, block track 1, control trackとなっており、block track 12 bitとなっている。記録方式はcontrol trackが直接記録、block trackは高周波バイアス方式で0が1kHz、1が500Hzで記録している。また video trackはFM変調方式であ

る。テープの前後にはコントロール用のBOT、EOTを付け、光電センシングによりVTRが自動停止する機構を備えている。block track 1, 2には0~9999までのアドレスが刻まれるが、サーチを容易とするための0~99のブロックと、0~99のアドレスに分離して管理される。すなわち4桁の上位2桁と下位2桁に分けられている。VTRへのファイル、或はサーチにおけるアドレス検出方式は、待ち時間を少なくするため仮想アドレス方式であり任意のブロックを検出し、指定したアドレスと比較しながら目的のアドレスに近づいてゆく方法をとった。このためBOTから順次テープを進める必要がないランダムアクセスが可能となった。サーチのフローチャートをFig.2に示した。ここでBRは指定アドレス、ABはVTRが読んだブロックアドレスであり比較しながら最短時間で目的のアドレスにテープを進める。VTRは単独操作又はコンピュータ制御のいずれをも選択でき、また書き込み、読み出しも単独、内部タイマによる間欠、従来のVTRと同じ連続の3つの方法が選択できる。これらの方法のうち前2者は、読み出し、或は書き込みの際に、像を一時ストアするためのメモリが必要となる。ここではそのメモリとして、ストレージターミナ

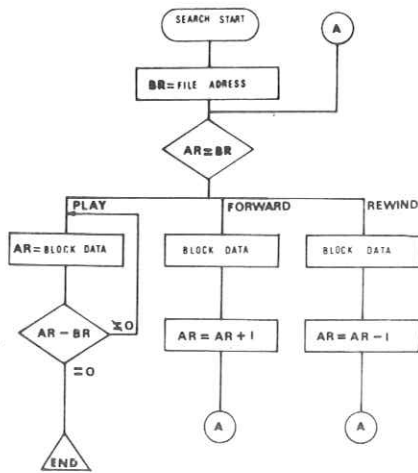


Fig.2 A flowchart of address search method with the random access sequence on the VTR.

ル ( PEP-400 ) を使用した。これは無表示型の蓄積管で分解能は 700 本である。しかしこのメモリはシェーディングがあるのでシェーディング発生器を用いて補正した。また文字データを像に加えるため、ビデオキャラクタ発生器 ( D-1500 ) を取りつけた。従って全体の構成は Fig 3 の如くとなった。バッファメモリを加えたために、TVモードの画像信号のみでなく、X-Y-Z信号の入力も可能となり、各種スキャナからのデータ、及びR I スキャン装置からのパルス信号の入力も可能となった。パルス入力の場合、パルス持続時間 1  $\mu$  sec 以上、分解時間 5  $\mu$  sec 以下であった。ファイル像のグレートーン表現は

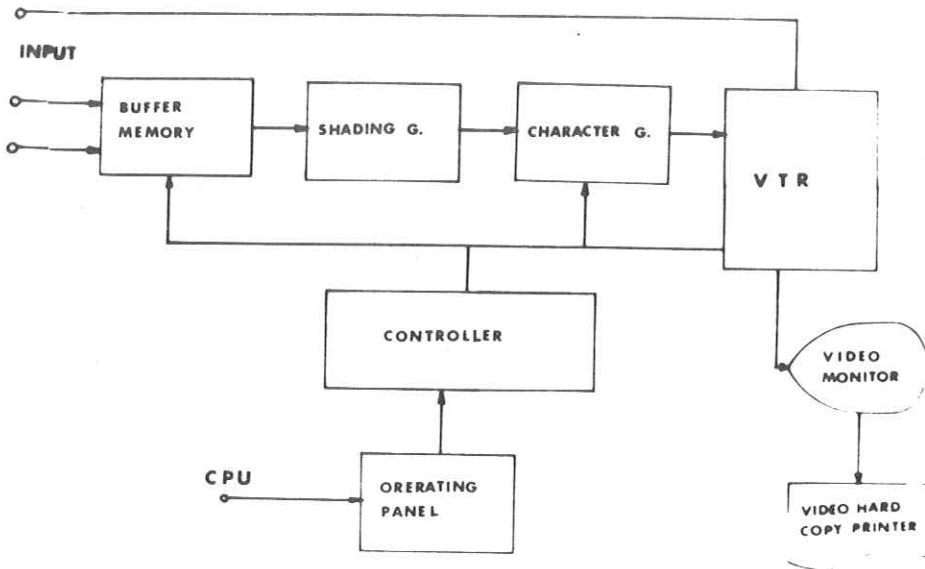


Fig.3 Blockdiagram of the VTR.

10段階以上が識別できた。(Fig.4)  
 TVモード、XYモードいずれの場合  
 においても、表示モードはTVモニタ  
 ーに行われる。従って単に同軸ケー  
 ブルのみで院内随所にモニターを設  
 置できるようになった。現在入力として、  
 切替でビデオ系2系統、X-Y-Z系  
 2系統の画像入力が可能である。RI  
 像のon-line 入力の際はコントロ  
 ール上のタイマによって1~999秒  
 まで任意の時間ストレージターミナル  
 へ書き込み、その後にVTRの任意の  
 アドレスにファイルされる。またビデオキャラクタ発生器は、15行×32列の文字信号を表示  
 できるので像のID、条件などを任意に key in できる。

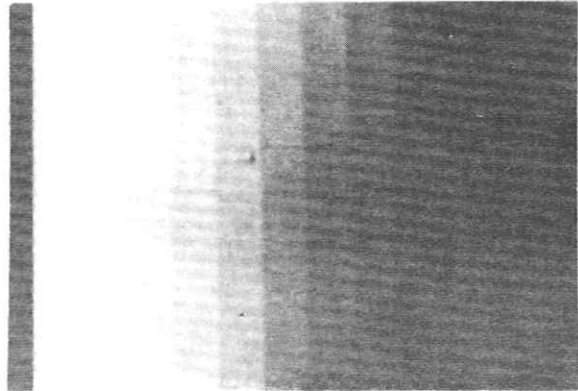
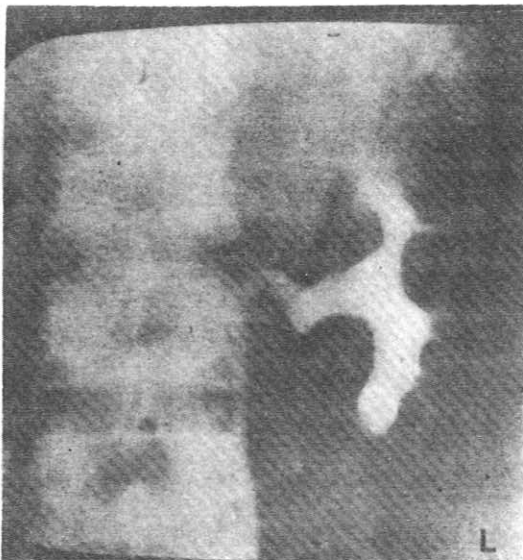


Fig.4 Graytone display of the analog memory

## 結 果

VTRにファイルされた像のいくつかを示す。Fig.5はX線像ファイルの例である。ライフサイズのX線写真は、TV系が525本の標準方式を用いているため分解能が低下する。従ってこのように部分拡大像とならざるを得ない。Fig.6はRI像の1例である。VTRの各フレームの最



短記録時間は10秒なので、これより早い動態像はコンピュータの磁気テープに入力されるが、20~30秒間隔で収録されるRI像のファイルには、  
 像が直接モニタできるため便利である。表現能力はフィルム像とそれほど大きな差異はないが、CRT像はフィルムと違った感じを持つため、慣れが必要

Fig.5 A case of x-ray picture file: partial magnified nephrogram

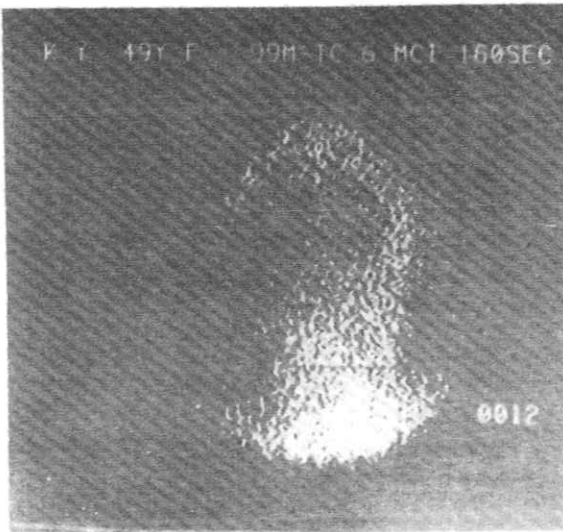


Fig.6 A case of radioisotopic image of the brain scan with a frame in the multi frame image

4476 Chemical State of  $^{99m}\text{Tc}$  in Biological Products, W. Eckelman, et al. Brookhaven Natl. Lab., Upton, N.Y. *J Nucl Med*, 12, 596-600 (1971)

Tc はカチオンとして存在することができるが、生物学的製剤中の化学形については、いくらかの疑問が従来あった。Benjamin のパーテクネート化合物理論にもかかわらず、Tc はおそらく還元されたカチオンとしてキレート形成をしているように考えられる。本研究から得られた実験的な暗示として、 $^{99m}\text{Tc}$ -化合物の形成は、陰電を含むよう作成され、グルタマートグラフで分析されることが、 $^{99m}\text{Tc}$  製剤をより良く理解し、コントロールするために必要であるということであった。

Fig.7 A case of document file with the abstract card

である。Fig.7 は文字カード入力の例である。この程度の大きさの活字であれば、ファイルは容易であり、且つビデオバードコピープリンタ(4602)により、コピーも取ることができた。図はファイル後ハードコピーされたものの例である。

## 考 察

VTRを利用して画像のファイルを行う試みは、すでにVideo fileといった装置が開発されてはいるが、この装置はコストからいっても、又機能面からも一般性がない。しかしその分解能は高く、X線写真の一部もファイル可能といわれている。またファイルのみに関してはマイクロ写真のファイルシステムが、一部の病院では日常的に用いられるようになった。マイクロシステムの利点は分解能が高く、高密度で像のファイルができる点であるが、一方画像の編集、処理に難点を有する。また連続X線像のファイルには枚数が多いシネ等では、大きな手間と時間を要する。著者らが現在検討を行っているシステムは、ファイルと画像処理、画像発生器とのon-lineに大きなフレキシビリティを持ち、またビデオベースのために像の分配を容易にできる可能性を有している。現在約150m離れた診療科に、大型モニタと、タイプライタとを組合せたりモートターミナルが設置され実験が行われている。画像処理に関しては、アナログ処理、デジタル処理、ハイブリッド処理を可能とするためのI/OがVTRに接続されている。アナログ演算を積極的に行うための



メモリの増設についても検討が行われている。デジタル処理については、10ビットのA/D-D/A装置により、デジタル磁気テープを補助メモリとした処理が可能となっている。

現在用いているVTRの最も大きな問題点は分解能である。表示の便利さを考えて、ビデオベース(標準方式)としたため、ライフサイズX線写真に関してはファイルとしても単に照準用、RI像の位置表示用としての価値しか持たず、読影の範囲は大きく制限を受けた。しかし、X線TV、RI像に関しては問題がなかった。また標準方式なるが故の大きなコスト低下が実現できた。走査線数を2倍とすれば、分解能は2倍となるが、コストは4~10倍となることが予想されるからである。

このVTRを利用した病歴、心電図等のファイルに関しては、これまで行った実験からは、実現出来る見通しが強い、カルテ等はB5版を上下2つに分割してファイルすれば、コピーも可能であった。画像のファイルのみでなく、今後この分野への利用も実現できるものと考えている。マイクロ方式、VTR方式のそれぞれのメリットを活用して、病院画像情報の総合ファイルによって、診療能率、精度の向上が期待されるのではないだろうか。

## 結 論

画像及び附帯情報ファイル用のランダムアクセス型VTRを試作した。主として放射線像、文字情報のファイル・検索を試みた結果、ライフサイズX線像を除いたX線TV像、RI像等のファイルが可能であった。このVTRをコンピュータと結合して用いることにより、病院内の画像処理サブシステムとして用いられる可能性が生じた。

## Incoherent Holography using X-ray Image Intensifier

### X線イメージインテンシファイアを用いる インコヒーレントホログラフィ

島津製作所 橋詰辰夫，早川 毅，津田元久

#### 1. はじめに

放射線像を形成するには影絵的な方法（X線管を用いる方法など）と、コリメータを用いる方法（シンチレーションカメラなど）とが実用化されている。

最近、レーザーの発達に伴ないホログラムを用いて像を記録再生する方法が検討され出した。

我々はFresnel Zone Plate (FZP)を用いる記録再生技術について基礎的な実験を行ったので報告する。

まず、光学的に放射線の模擬を行なった。

次いで、X線イメージインテンシファイア (I.I.と略す)を用いて、X線像について記録再生を試みた。

#### 2. Fresnel Zone Plate (FZP)

##### 2.1 FZPのレンズ作用

FZPとはFig 1 に示すごとく、光あるいは放射線などを透過させる帯と遮蔽する帯とが交互に設けてあるような板であり、それら輪帯の半径  $r_n$  ( $n=1, 2, 3, \dots$ ) には  $r_n = r_1 \sqrt{n}$  なる関係がある。この際透過、遮蔽の率はそれぞれ100%である必要はなく、適当に強度変調されていけばよい。また可視光に対してはFZPの厚さは非常に薄くできるが、X線や $\gamma$ 線などの透過力の強い放射線に対しては、原子番号の大きい物質で作られたある程度の厚みを持ったものでなければ実用的なものとはならない。

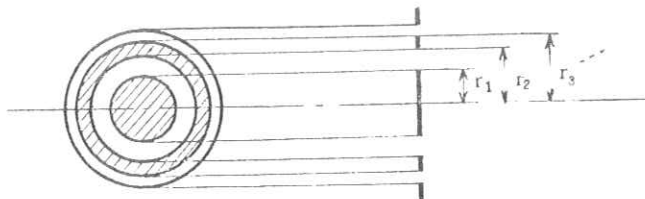


Fig. 1

上記F Z Pに垂直にコヒーレントな単色光(波長 $\lambda$ )を当てると、F Z Pの中心から中心線上  $f = \pm r_1^2 / \lambda$  の点に回折により実像と虚像ができる(Fig.2)。これがF Z Pのレンズ作用であり、同時にF Z Pは点光源のホログラムとなっている<sup>1)</sup>。このためX線や $\gamma$ 線に対してF Z Pを用いるホログラフィが可能になる。

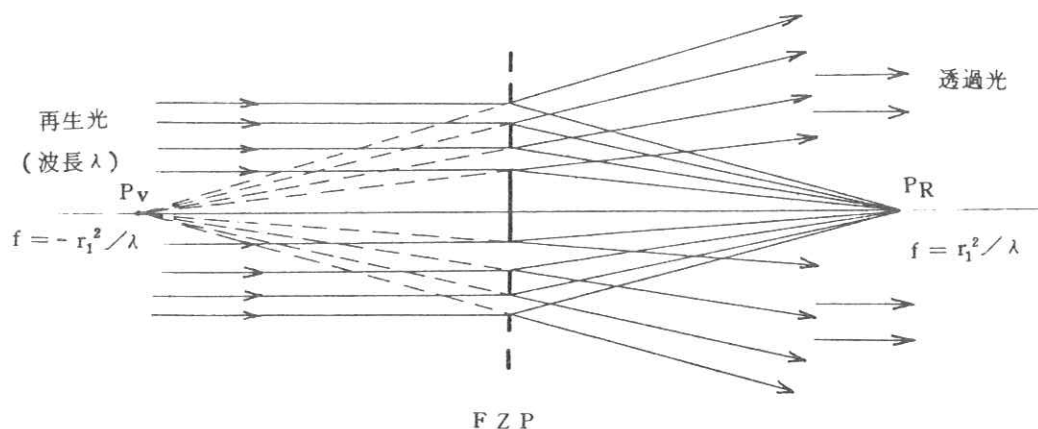


Fig.2

## 2.2 F Z Pを用いるホログラム

F Z Pを用いるホログラムの記録における光学は全くの幾何光学的なものである。たとえばラジオアイソトープ(RI)点線源の作るF Z PによるホログラムはやはりF Z Pが比例拡大されたものである(Fig.3)

一般のRIパターンについても、これが点から形成されているので、それらおのおのの点源が作るF Z Pの影の重なり合ったものが、そのパターンのホログラムとなっている(Fig.4)。

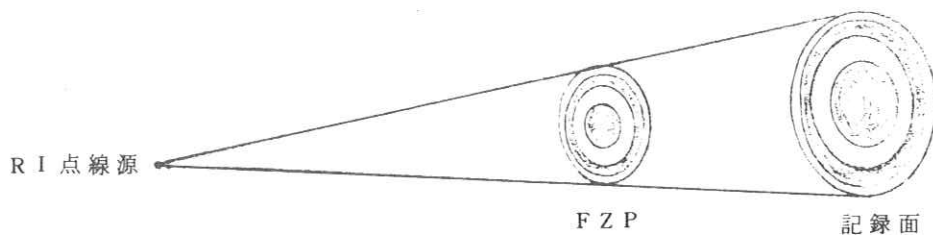


Fig.3

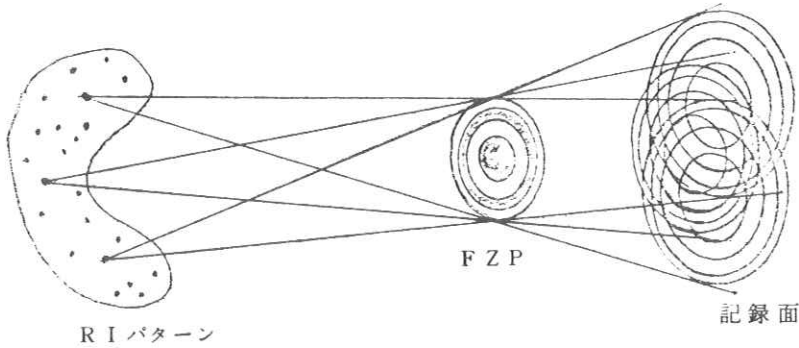


Fig. 4

一般にはR I パターン ( Fig. 4 ) は無数の点線源から成り立っている。そのため上図のホログラムにおいて、その検出系の分解能のため、拡大されたF Z P の情報を失ってしまうことになり、R I パターンが点に近いもの以外については再生可能なホログラムを得ることが非常にむずかしいものになってしまう。また一般的の図形が低周波から高周波までにわたった空間周波数特性を有しているので、再生光学系で特にその低周波成分 ( 零次を除いた ) を零次回折光から分離することが困難になる。以上のため我々は被写体とF Z P の間に網点を配置し、それによってホログラムを得た。この網点は通信工学における搬送波に匹敵するものである。<sup>2) 3)</sup>

### 3. 光学的模擬

F Z P を物体と記録面の間に配置するのと、F Z P を発光体で作り、物体の前方に配置するのと2通りの組み合わせがある。それぞれについて実験を行なった。

#### 3.1 物体 — F Z P — 記録面

Fig. 5 に示すような配置にしてホログラムを作成した。なお、ホログラム作成時に網点を用いているが、この理由については2.1 に述べた。

この場合はラジオアイソトープ ( R I ) を患者に与えその分布を見るのに相当する。

この系で得たホログラムと再生像の例をFig. 6, 7 に示す。

再生時の配置をFig. 8 に示す。他の方法で作ったホログラムもほぼこれと同じ配置で再生

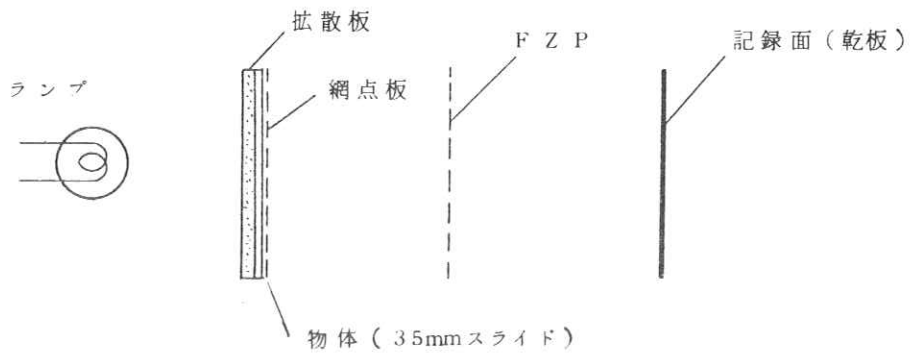


Fig. 5 物体—FZP—記録面の配置

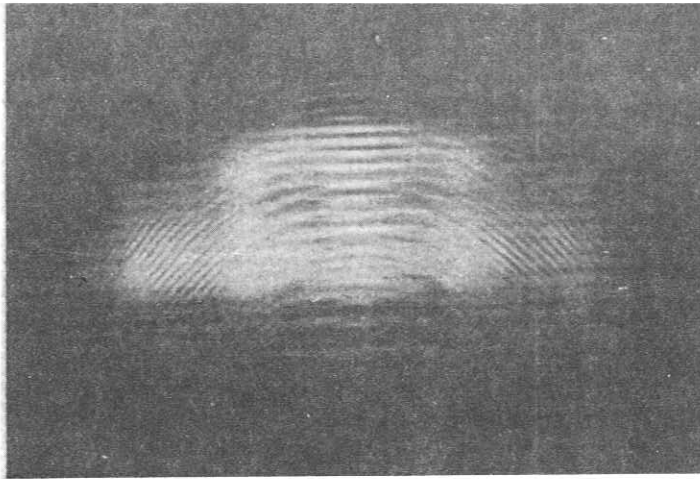


Fig. 6



Fig. 7

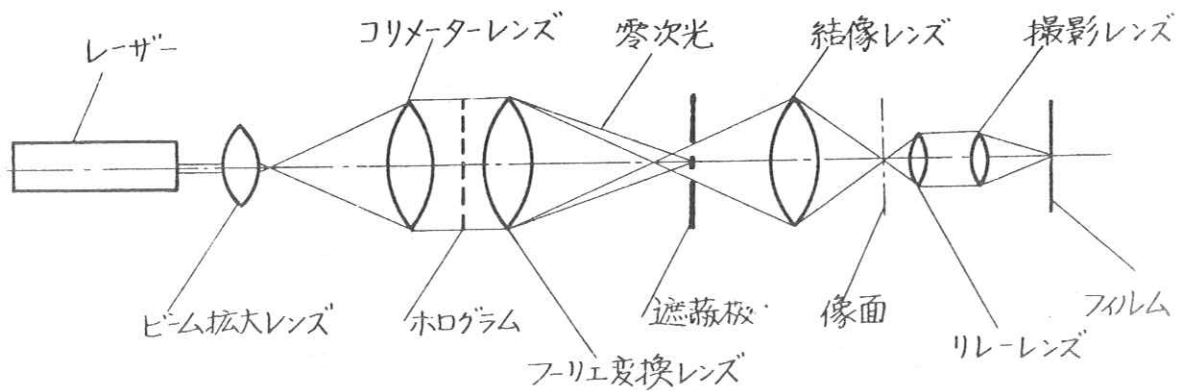


Fig. 8 再生系

した。

### 3.2 F Z P—物体—記録面

Fig. 9 のように配置してホログラムを作成した。これはX線管の焦点面がF Z Pを形成して、そこから出るX線が物体を透過しホログラムを作る場合の模擬である。

この系で得たホログラムと再生像の例を Fig. 10, 11 に示す。

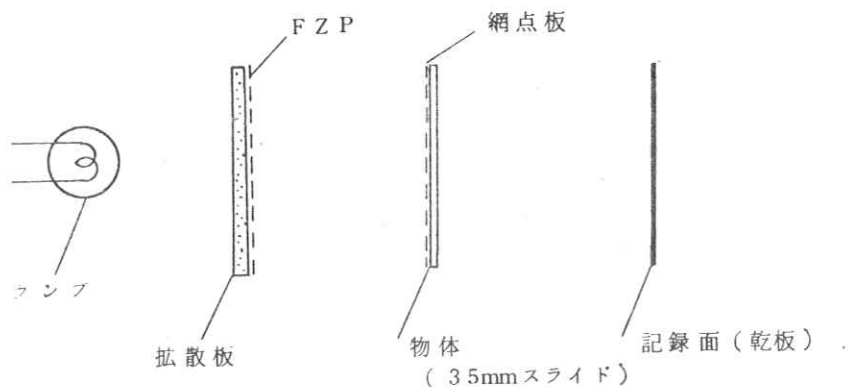


Fig. 9 F Z P—物体—記録面の配置

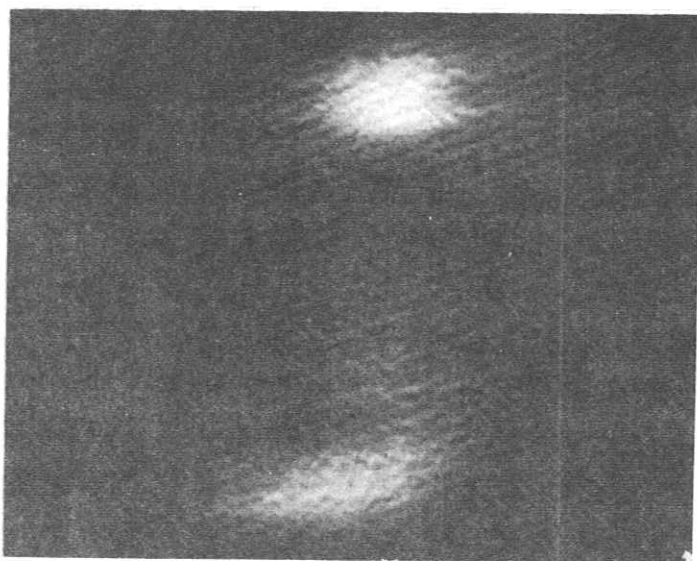


Fig.10

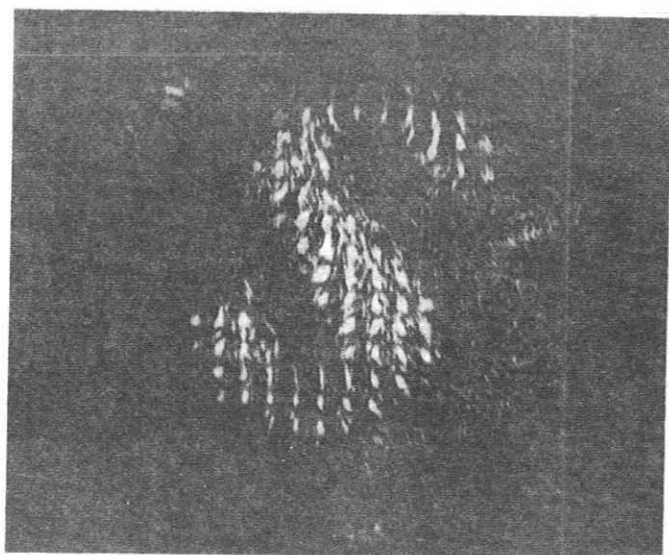


Fig. 11

#### 4. X線イメージインテンシファイアを用いたホログラフィ

##### 4.1 I. I. について

ここで用いる I. I. の原理と構造を簡単に説明する。

I. I. は Fig. 1 のような構造を有し、X線または $\gamma$ 線を可視光線に変換すると共に、像の輝度を増強する装置である。

I. I. の入力面は曲面であるので図面歪(糸巻き歪)が大きい。さらに電子レンズ系の歪も加わる。そのため入力蛍光面を平面にするため、入力窓をファイバプレートした I. I. も試作されているがまだ実用化はされていない。

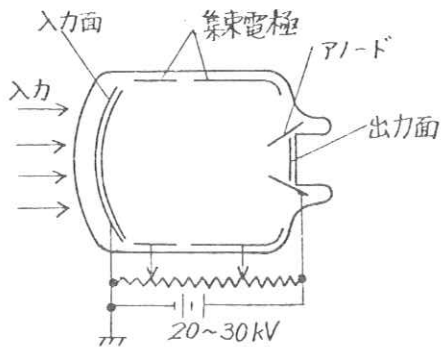


Fig. 12 I. I. の構造

##### 4.2 X線ホログラムの作成

本来ならば R I の分布を用いるべきであるが、実験時に手頃な R I が入手できなかった。そのため Fig. 13 に示すように、X線の散乱を利用して R I の模擬を試みた。

散乱板として 5 mm 厚の Al 板を利用した。この散乱板の上に鉛板をくりぬいて作った図面を配置した。

ここで用いた F Z P の透視像を Fig. 14 に示す。1 mm の鉛板をくりぬき、 $r_1 = 10 \text{ mm}$  ~  $r_{3e} = 60 \text{ mm}$  の寸法を有する。

I. I. は医療用の入力面径 9" のものを用いた。

カメラは 35 mm で使用フィルムは SS である。

##### 4.3 X線ホログラムとその再生

4.2 に述べたような配置でホログラムを作成したが、図形として 3 点 (6.5 mm  $\phi$  のアナ) と "T" 字を試みた。3 点のホログラムを Fig. 15 に示す。Fig. 17 に示す F Z P の透視像を 3 重露光したものと比べると、コントラストが非常に低下している。Fig. 16 は Fig. 15 のホログラムを再生したものである。

両者を比較してみると、やはりコントラストの良い方が良い再生像を得られた (Fig. 17, 18)。



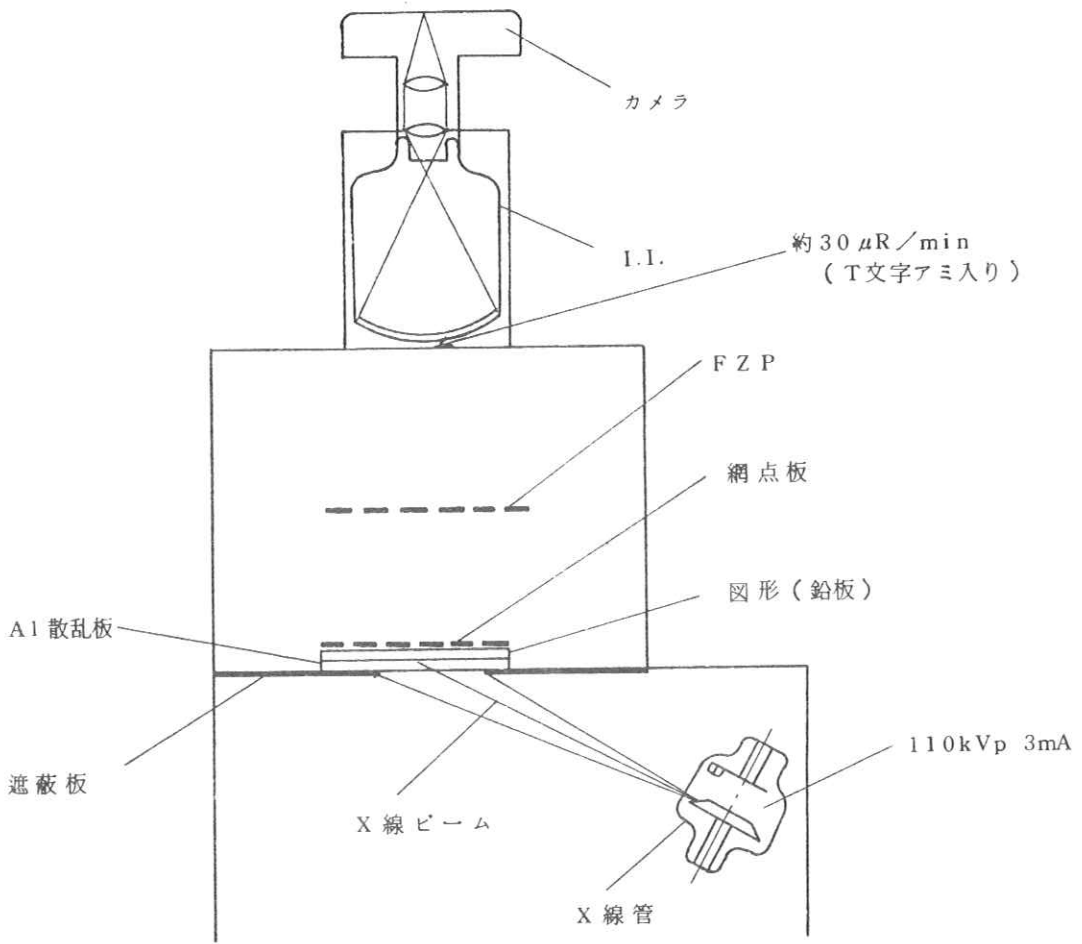


Fig.13 I.I. を用いたホログラム作成

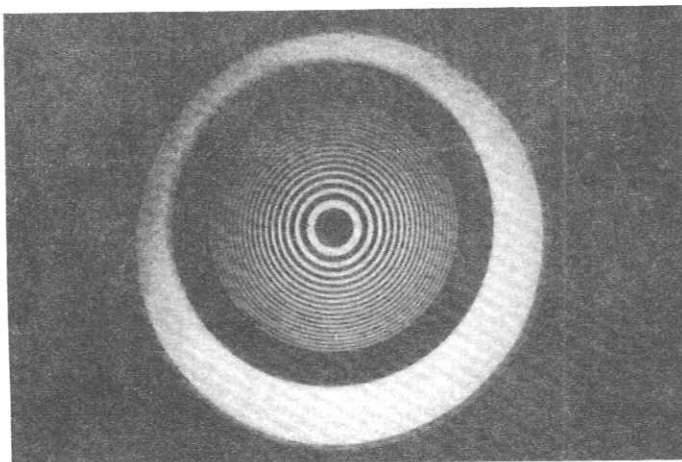


Fig.14

Fig.15

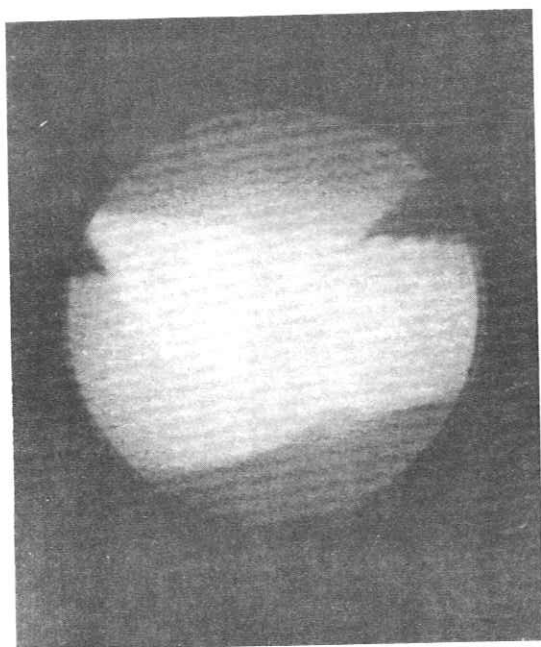


Fig.17

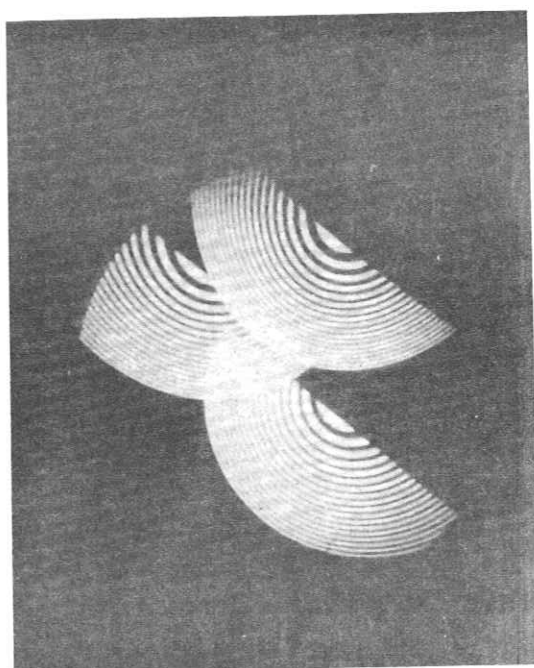
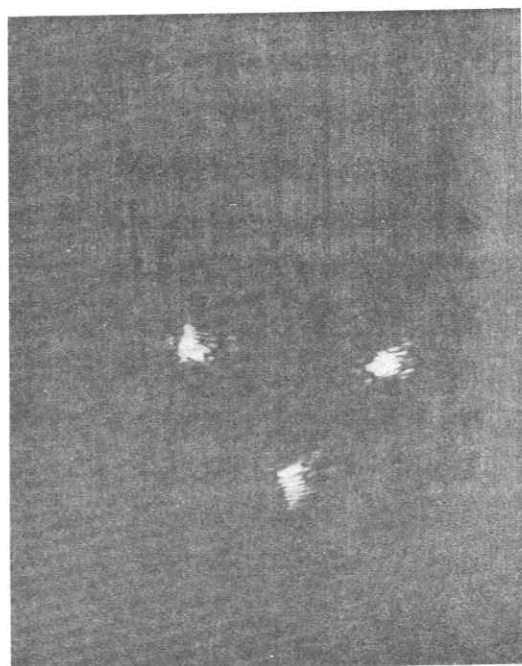


Fig.16



Fig.18



次いで“T”字のホログラムと再生像は Fig. 19, 20 に示す。

光学的な模擬にくらべると、画質は非常に悪いが“T”の文字は判別できる。

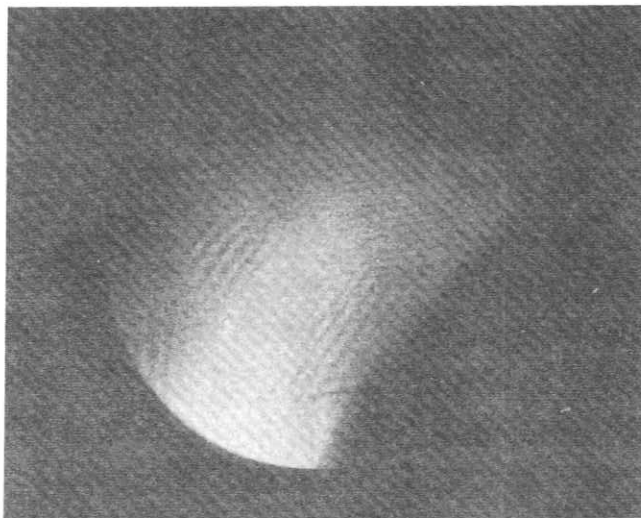


Fig. 19

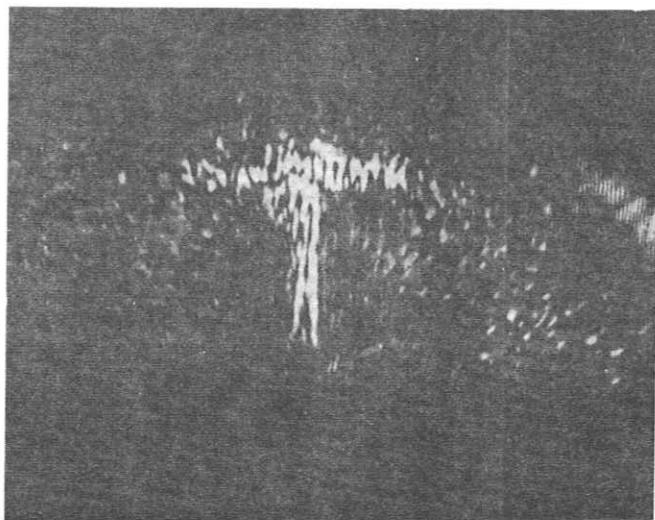


Fig. 20

画質の低下はイメージ管のボケと歪によるものである。さらに加えて、利用した散乱X線に迷走X線が混入しホログラムのコントラストを低下させているためである。R Iを用いれば今少し良い像が得られたと思われる。

## 5. お わ り に

X線ホログラフィの可能性について、光学的な模擬とX線イメージインテンシファイアを用いての実験を行った。

その結果

1. 像質は十分でないが放射線像を作成できた。
2. 物体には網点を用いて像を分割するとホログラムからの再生が容易であった。

なお、我々が用いた再生光学系はバラックセットでレンズも収差の多いものであった。光学系の精度を上げれば今少し良い像が得られたものと思われる。

今後はR Iを用いてテストを行ないたい。

## 参 考 文 献

- [1] 松尾：レーダーホログラフィとその応用，画像技術，VOL 4, NO 4 P 43.
- [2] H H BARRETT, D T WILSON: THE USE OF HALF-TONE SCREENS IN FRESNEL ZONE PLATE IMAGING OF INCOHERENT SOURCES, OPTICS COMMUNICATIONS VOL 5, NO 5, P398~401.
- [3] H H BARRETT, D T WILSON: FRESNEL ZONE PLATE IMAGING IN RADIOLOGY AND NUCLEAR MEDICINE, OPTICAL ENGINEERING VOL 12, NO 1, P8~12.

付 記

ホログラム，撮影時に物体とFZPとの間に網点を配置した理由を数式により示しておく。なお網点の使用により再生は容易になるが，被写体が強度変調されることになり，情報としてはある程度減らされることになる。

簡単のため次元の場合を示す。物体の強度分布  $f(x)$ ，そのフーリエ変換を  $F(\omega)$ ，網点の強度分布を  $g(x)$  (周期  $T$ ，基本角周波数  $\omega_0 = 2\pi/T$ ) とする。物体と網点が密着している場合を考えると，両者によって作られる強度分布関数  $h(x)$  は

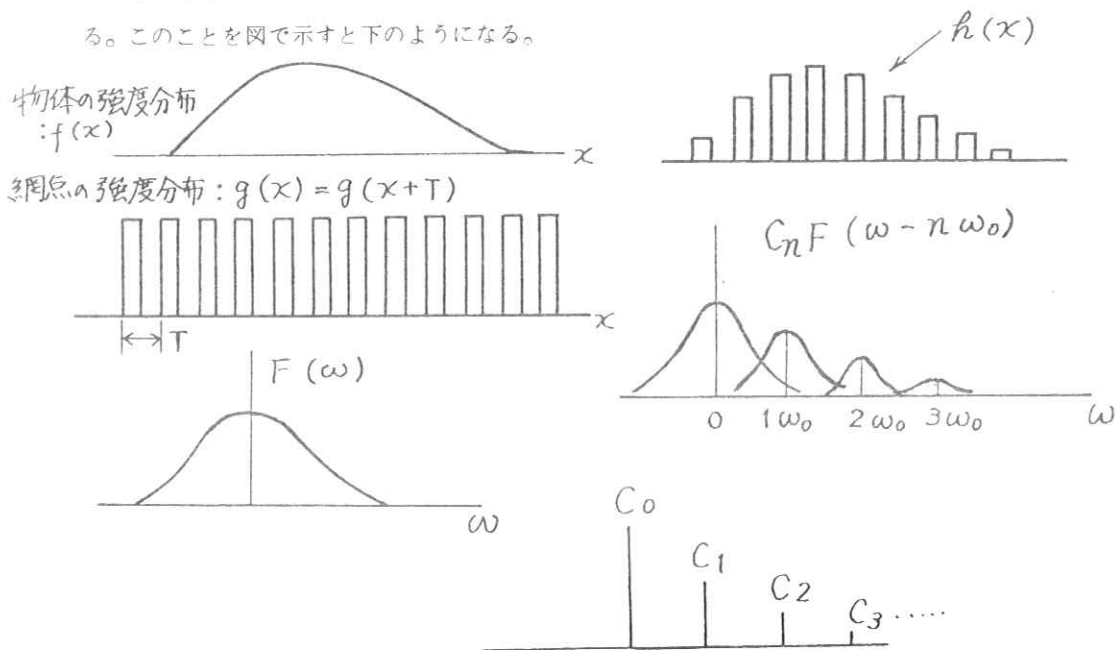
$$h(x) = f(x)g(x) = f(x) \sum_n C_n e^{-in\omega_0 x} \quad (i = \sqrt{-1})$$

(  $C_n$  は  $g(x)$  のフーリエ係数 )

と書ける。  $h(x)$  のフーリエ変換  $H(\omega)$  は次のようになる。

$$\begin{aligned} H(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} h(x) e^{-i\omega x} dx \\ &= \sum_n C_n \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i(\omega - n\omega_0)x} dx \\ &= \sum_n C_n F(\omega - n\omega_0) \end{aligned}$$

上式は  $h(x)$  空間周波数特性が  $f(x)$  と比べて，網点の基本周波数  $\omega_0$  によって高い周波数にシフトされ，さらにそれが網点の形状 ( $C_n$  で代表される) によって変換されていることを示している。このことを図で示すと下のようになる。



上記によりホログラム再生時にフーリエ変換面(座標 $\omega$ )で、零次回折光をカットした $h(x)$ を再生することは、 $f(x)$ を再生することよりも容易になることがわかる。網点の基本周期 $T$ を小さくすれば数学的にはより良好の結果が得られることが明らかであるが、ホログラム撮影系の分解能やFZPの厚さのために、その周期 $T$ には最適の値がある。

# R. I. I. 研 究 会

会 長 高 橋 信 次  
 顧 問 立 入 弘, 宮 川 正  
 常任委員 佐々木 常雄, 竹 中 栄一, 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 栄太郎, (代理 松川収作)  
 佐 柳 和 男, 佐々木 常雄, 竹 中 栄一, 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, 今 川 房 之 助

## ———— 編 集 後 記 ————

万事きびしい世相ですが皆様お元気にて御活躍の事と拝察いたします。

今回は速水先生をはじめ阪大の方々の労をわずらわせて阪大病院をお借りしての研究会で、紅2点をまじえ参加者40名をこえ、盛会でした。特別講演には当研究会員でもある阪大応物の一岡先生に電算機処理の解説をお願いし、好評でした。午後の研究発表も5件を数え、台風間近の不気味な空模様には拘らず有意義な一日であったと思っております。関係の方々に御礼申し上げます。

今回のプログラムにはMTF関係のものがなく、5年前に幹事を引き受けた時はあらかじめMTF関係の演題であったこととくらべ、一抹の淋しき、今昔の感に打たれます。ある意味ではRII設立当時の使命は終わったことを示すわけです。一方画像処理関係の講演の多い程、参加者が多く、討論が活潑に行なわれる近況で、特別講演も当分このような傾向でお願いするつもりでおります。放射線医学と工学の接点として、会の今後について御意見をお寄せ下さい。

(S.H)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和四十九年九月 日

責任者集 長 谷 川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一丁目五十一  
 電気通信大学電子工学科内  
 電話〇四二四一  
 八三一二一六一  
 内線四二〇

発行所 R I I 研 究 会

発行者 竹 中 栄 一

〒113 東京都文京区本郷七丁目三十一  
 東京大学医学部  
 放射線医学教室内  
 電話〇三一八一五五四二  
 内線八六七六

印刷所 渡 辺 龍 史 堂

池田市石橋二丁目 一七の十三  
 電話〇七二七一 六一一七一九