

研究会記事

☆ 目 次 ☆

28-2	頭部X線規格写真観測点の自動計測処理	3 頁
	— 日本大学 歯学部	西岡敏雄
28-3	被写体のスペクトル(V) — フラウンホーファ回析法による —	13
	— 東大医学部	竹中栄一
	富士写真フィルム研究所	福井 裕 高野正雄
28-5	ビジコンカメラによるパルスX線式X線量低減法	24
	— 東芝	恒岡卓二 渡辺広行
28-7	被写体のスペクトルと情報容量	33
	— 京都工芸繊維大学	金森仁志
27-3	テレビ画像の小型電算機による定量的処理 II	37
	— 信州大学	滝沢正臣
27-6	イメージ・インテンシファイヤーの雑音	39
	— 芝電気	木下幸次郎 山口奉頼
		多田金稔
	— 東大医放射線課	竹中栄一
	東大工	橋爪弘雄
25-4	X線けい光増倍管の動MTF	46
	— 東芝	恒岡卓二

— 放射線イメージ・インフォメーション研究会 —

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。

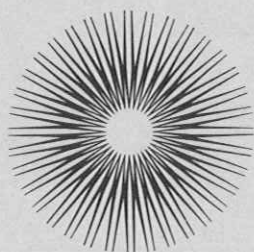
技術のシバデン!!

X線TVカメラ装置
患者監視用TVカメラ装置
電子顕微鏡用TVカメラ装置



芝電気株式会社

本社 千100 東京都千代田区内幸町2-1-6 日比谷会館ビル TEL (03) 591-4241 (代表)
八王子事業所 千192 東京都八王子市大和田町1644 TEL (0426) 42-0111 (大代表)



世界一の蛍光体技術が生きています



**増感紙
蛍光板**

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内3の2 (新東京ビル) 216-6201



東芝

明日をつくる技術の東芝

医用電子機器 医用放射線機器

●お問合せは

東芝放射線株式会社

東京都中央区日本橋江戸橋3丁目7 電話(272)4271(大代)

第28回放射線イメージ・インフォメーション研究会記事

日 時 昭和46年5月22日(土) 10:30～16:00

場 所 小西六写真工業株式会社 本社会議室

特別講師 宮崎大学工学部 内田 勝教授

出席者 (敬称略)

高橋 信次, 伊藤 博, 内田 勝, 遠藤 俊夫,
金森 仁志, 木下幸次郎, 小泉 勝三, 滝沢 正臣,
竹中 栄一, 竹村 尚三, 田部 貞夫, 津田 元久,
恒岡 卓二, 鳥生 敬郎, 中島 緑彦, 西岡 敏雄,
長谷川 伸, 平城 実, 武士 邦雄, 森矢 達人,
矢仲 重信, (非会員) 伊東 克俊, 木嶋 伸一,
星 光二郎, 星 正敏, 松村 勲, 宮本 俊次,
山口 奉頼, 吉田 久作

nac

ナック

映像 システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2321-4

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)

頭部 X 線規格写真観測点の自動計測処理

日大歯放 西岡敏雄

1. はじめに

医学における X 線写真の利用は、フィルムに感光された被写体の像からそのものの特定量と画質の部分的な違いを求め、それによって疾病や異常の有無などの判定を行なうものである。

特定量とは各臓器や構造間の距離、または面積などを数値として計測し求めるものであり、質とは主として X 線の吸収差によるフィルム上の部分的な濃度の違いを測定し、それらの数値から求められる被写体の内容的構造や病的所見を確認するものである。

現在、人間の生理的あるいは機械的な能力の限界にその考えを及ぼすとき、X 線像の構造の本質を探究したり、正常なもの異常なものを選びわけ、どのような病的状態、あるいは形態的分類に対応するものであるかを識別したり、または集団を対象としその中に含まれる特定の条件のものだけを、迅速かつ適確に選りわけたりするなどの条件を満足するためには、適当な情報処理機械に委ねることが必要であろうと考えられる。

とくに X 線診断に応用しようとする場合には、X 線像からどのような情報を引き出すかによってもその変換処理の方法は異なるが、さらにはこれまでの人間の作業内容をたゞ電子計算機に置換させるばかりでなく、データの種々な解析法によって、新しい情報を得ようとする労苦を忘れてはならないだろう。

このような意味でここで述べる内容は、歯科領域に於て日常使用されている頭部 X 線規格写真の形態学的診断要素を電子計算機によって計測処理し、さらには各計測点を各変量解析の一つである主成分分析法 (Principal

Component Analysis)によって解析し、その結果、従来から処理されていた生体というものの各計測点の位置関係はより複雑であったこと、これまでの中心的傾向 (\bar{x} , S D etc)のみで処置していたことに対してさらに一考を加える必要があることなどについてである。

2. 頭部X線規格写真の計測方法

頭部X線規格写真法(セファロメトリー)は1931年にBroadbentによって歯科界に導入されて以来、現在においても矯正学、補綴学、口腔外科、小児歯科などの各領域で歯列弓の不正、咬合の異常あるいは、顎の発育異常などの形態的变化を計測し診断するために不可欠な資料とされているが、それらのもつ意義を大観すれば二つの面に分けることができ、その一つは成長発育研究であり、他の一つは症例分析においてである。またその再現性のあるX線写真の成立過程およびその計測方法については、古くから数多くの研究、実績があり広く歯学の各分野の診断法として用いられているものである。

なお、その複雑な計測手法については全貌を紙面に述べることも不可能であるが、電子計算機による自動計測技法の実用化に伴う、これら頭顔部の症例分析、発育研究には多分に計量理論的なデータの処理が必要であり、今回はグラフペンで読取った頭部X線規格写真上の計測点を直交座標系を有する平面に写像し、その平面上の各計測点を座標 x , y に一意的におき、計測点 Sella Turcica を座標原点として、それと各点とを結ぶベクトルの距離を算出し、主成分分析法によって解析した。

3. システム

使用したシステムは図1の如く、図形入力装置(グラフペン)、小型デジタル計算機、磁気ドラム、図形出力装置(CRTブラウン管)、テレタイプ、デジタルプロッターより構成されている。またデータの流れは頭部X線規格

写真を図形入力装置の図板（タブレット）上に置きグラフペンによって計測に必要な x, y 情報を入力する。あらかじめ格納してあるプログラムによって演算処理し，入力データのモニター，計算結果の図形表示をCRTブラウン管に，記録をデジタルプロッター，数値をテレタイプに印字するという方式である。

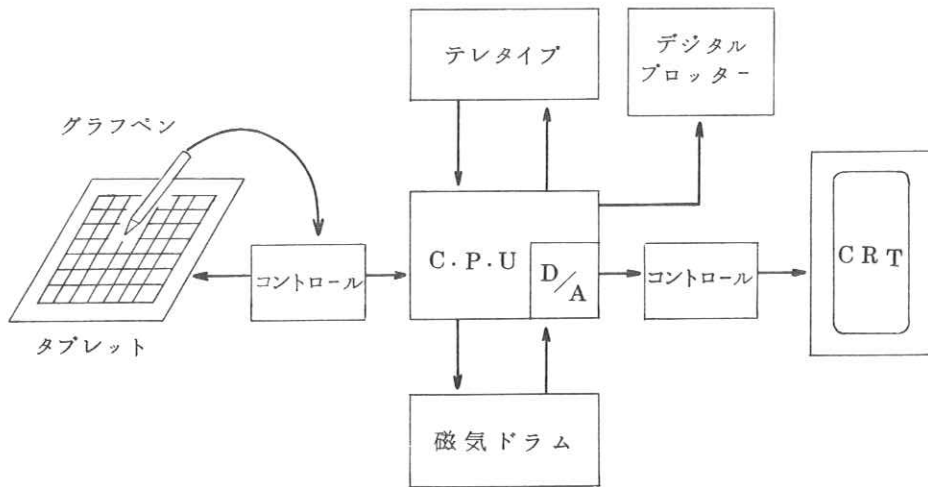


図 1 頭部 X 線規格写真計測処理システム

4. 主成分分析の結果

表 1 に年齢 14 才の男女 $n = 100$ 人についての頭部 X 線規格写真上の観測ベクトル $V = 11$ 個の特性値（変量）が測られている。すなわち，上顔面部については \overrightarrow{SN} ， $\overrightarrow{SO_r}$ ， \overrightarrow{SPo} ，上顎部については \overrightarrow{SANS} ， \overrightarrow{SA} ， \overrightarrow{SUI} ，下顎部については \overrightarrow{SLI} ， \overrightarrow{SB} ， \overrightarrow{SPog} ， \overrightarrow{SMe} ， \overrightarrow{SGo} などである。その特性値の内容と平均値，標準偏差およびその各 2 つずつの相関係数を見ると， \overrightarrow{SANS} と \overrightarrow{SA} ， \overrightarrow{SA} と \overrightarrow{SUI} ， \overrightarrow{SLI} と \overrightarrow{SB} ， \overrightarrow{SPog} ， \overrightarrow{SMe} と \overrightarrow{SB} と \overrightarrow{SPog} とにはそれぞれの高相関が表われている。たゞ \overrightarrow{SPo}

だけは他のどの特性値ともほとんど相関をもたない、またこのような知見は相関係数の行列から得ることができるが、これだけでは、たがいに相関があり頭顔面部の発育の何らかのバランスを示しているであろうこの11特性値を要約したり、100人をいくつかのタイプに分類したりするには不じゅうぶんである。そこで主成分分析を適用して、まずこの11特性値($x_1 \sim x_{11}$)をつぎの3つの総合特性値(これを主成分 Z_1, Z_2, \dots, Z_p とよぶ)に要約した。この主成分は表2に示す係数(固有ベクトル)を「重み」とする11特性値の1次式で表わされる。

$$\left. \begin{aligned}
 Z_1 &= 0.18x_1 + 0.30x_2 + 0.30x_3 + \dots - 0.02x_{11} \\
 Z_2 &= 0.39x_1 + 0.39x_2 + 0.30x_3 + \dots - 0.47x_{11} \\
 &\vdots \\
 Z_p &= E_{p1}x_1 + E_{p2}x_2 + E_{p3}x_3 + \dots - E_{p11}x_{11}
 \end{aligned} \right\} (1)$$

$Z_1 \dots Z_p$: 主成分
 E : 固有ベクトル

(1) 3成分の解釈

表2の係数から、これら3主成分は何を表わすかを考察すると、第1主成分の係数は比較的不動と考えられる \overline{SPo} を除いては、すべて正で0.1~0.3の間にあり、これは10特性値がほぼ同じ重みで顔面骨の発育に寄与し、そのいずれが大きくなっても、この Z_1 は大きく伸びることを示している。このような性質をもつ主成分は顔全体の大きさの因子 Size factor であるといえる。第2主成分の係数には正、負のものがまじっており、つまり正で大きいものは \overline{SN} , $\overline{SO_r}$, \overline{SANS} と上顔部にあるもの、

負のものは \overrightarrow{SLI} , \overrightarrow{SB} , \overrightarrow{SPog} , \overrightarrow{SMe} , \overrightarrow{SGo} など下顎にある変数である。このことから頭でっかち型は Z_2 が正で大きく、頭が小さく反対咬合のように下顎骨の発達しているものは負になることがわかる。よってこの主成分は顔型の因子 Shape Factor と考えられる。第3成分の係数は容貌を表わす因子であり、ほとんどが小さくまとまっており、わずかに \overrightarrow{SN} , \overrightarrow{SPo} だけが正で大きくなっている。

(2) 3主成分の寄与率

この3つの主成分は、はじめの11特性値のもっていた情報の何パーセントを説明することになるかは、表2の下欄に示した固有値 λ_k の値から求められる。この主成分分析の手法は数学的には表1に示した相関行列の「固有値、固有ベクトル」問題とよばれるものである。つまりこの分析に使用した頭顔部の外周にある観測点は、その約79%が3主成分によって説明される訳である。

(3) 11特性値の分類

第1, 第2主成分に対する各特性値の係数を Z_1 , Z_2 平面上にプロットして見ると(図3), あきらかに上顔面部にあるものと、歯顎域にあるものとに分かれている。また(1)式が確定すると、各個人のもつ Z_1 , Z_2 などの値を計算することができ、これをプロットすると図4のように各人(100人)の顔型を分類することができる。

一方、理想的な顔型というものを客観的に得るためには種々の問題が多分にあるが、この結果をフィードバックし、物理量との対応づけによって表現が可能であると思われる。

5. まとめ

以上はX線写真の図形情報処理としての一方法でもあるが、歯科ではこれら診断に必要な計測点がすでに確保されており、処理データとしても二次元にわたっての写真全面の連続量は必要とせず、これら計測点の離散量によっ

て容易に処理が可能である。

しかしこの領域でも最近では、三次元情報処理の要求にせまられており、さらには成長発育の推定、予測などに直面している。最後に図形処理に関して種々ご討論下さった、京大情報工、坂井研、池田講師に深謝する。

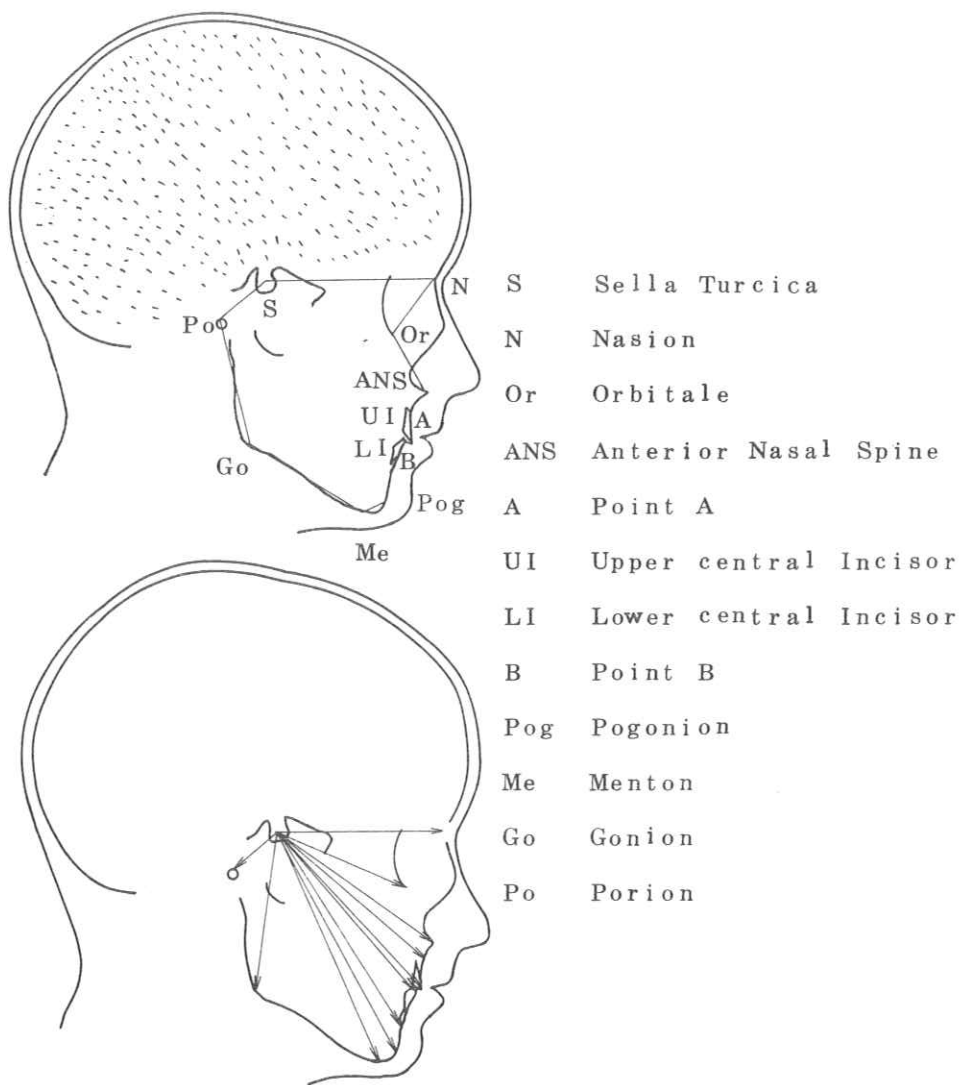


図2 頭部X線規格写真の観測点

表 1. 頭部 X 線規格写真観測値の平均と標準偏差・相関行列 (n = 100 人)

特性値記号	平均	標準 偏差	x_1	x_2	x_3	x_4	x_5	x_6	x_7	x_8	x_9	x_{10}	x_{11}
\overline{SN}	67.1	3.04	1.00										
\overline{SOr}	64.8	3.05	0.61	1.00									
\overline{SANS}	84.8	4.17	0.40	0.70	1.00								
\overline{SA}	90.4	4.17	0.37	0.67	0.80	1.00							
\overline{SUI}	111.0	4.75	0.35	0.60	0.68	0.83	1.00						
\overline{SLI}	107.0	5.08	0.34	0.62	0.58	0.76	0.79	1.00					
\overline{SB}	117.0	5.54	0.29	0.53	0.50	0.66	0.72	0.85	1.00				
\overline{SPog}	129.0	6.22	0.23	0.48	0.48	0.63	0.68	0.81	0.86	1.00			
\overline{SMe}	133.0	6.28	0.25	0.48	0.45	0.62	0.68	0.81	0.87	0.93	1.00		
\overline{SGo}	88.3	8.76	0.08	0.23	0.30	0.40	0.32	0.44	0.46	0.42	0.46	1.00	
\overline{SPo}	36.4	5.69	0.04	-0.19	-0.11	-0.11	-0.10	-0.01	-0.03	-0.02	0.06	0.19	1.00

表 2 3 主成分の係数と寄与率

	第 1 主成分	第 2 主成分	第 3 主成分	3つの主成 分の寄与率 u_1 (%)
1. \overrightarrow{SN}	0.185	0.396	0.563	76.9
2. $\overrightarrow{SO\tau}$	0.301	0.392	0.157	81.7
3. \overrightarrow{SANS}	0.301	0.300	0.108	71.1
4. \overrightarrow{SA}	0.350	0.149	-0.080	80.0
5. \overrightarrow{SUI}	0.348	0.082	-0.099	78.1
6. \overrightarrow{SLI}	0.367	-0.103	-0.068	86.4
7. \overrightarrow{SB}	0.355	-0.193	-0.147	86.5
8. \overrightarrow{SPog}	0.344	-0.262	-0.155	86.4
9. \overrightarrow{SMe}	0.344	-0.290	-0.109	87.5
10. \overrightarrow{SGo}	0.201	-0.383	0.183	49.9
11. \overrightarrow{SPo}	-0.020	-0.471	0.734	87.7
固有値 λ_k	6.25	1.43	1.02	
$\sqrt{\lambda_k}$	2.50	1.19	1.01	
λ_k の 和	6.25	7.69	8.72	
同上寄与率	56.8 %	69.9 %	79.3 %	

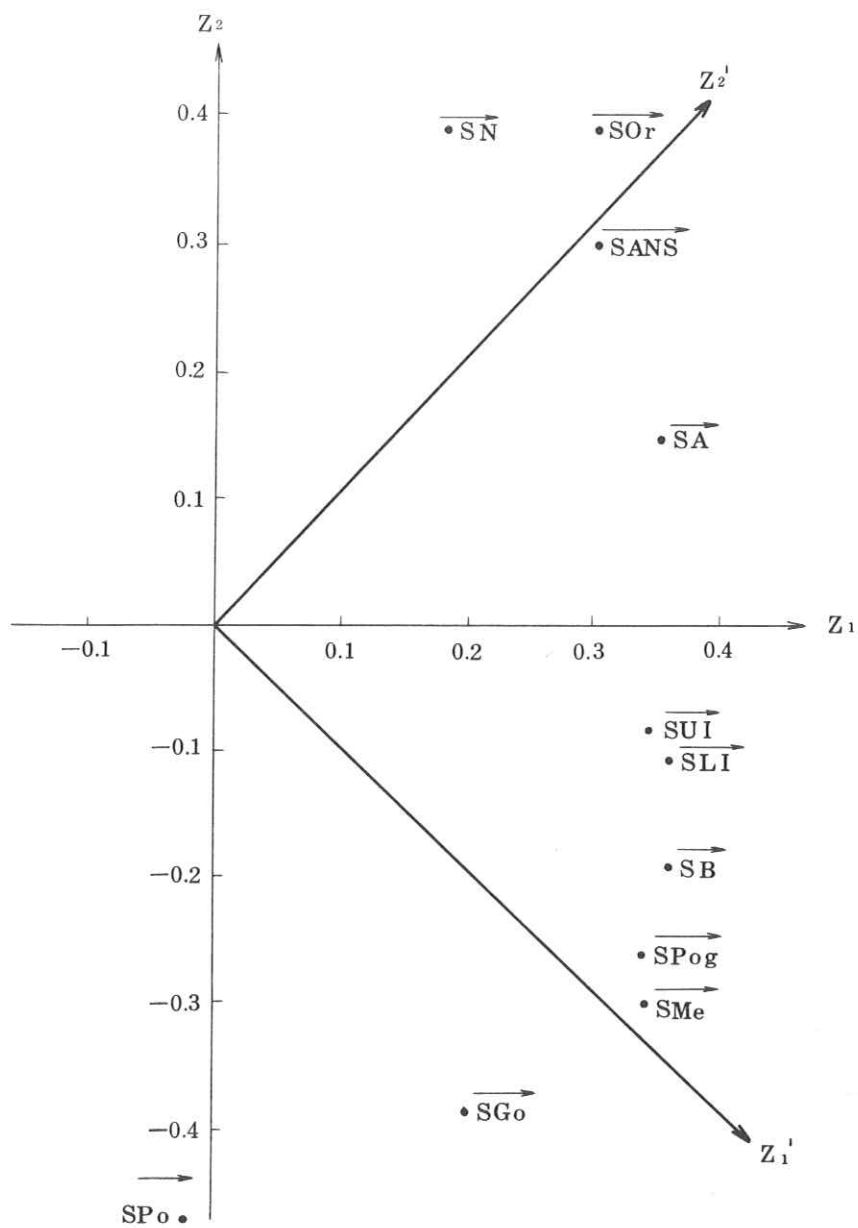


図3 2つの主成分に対する各特性値の重み

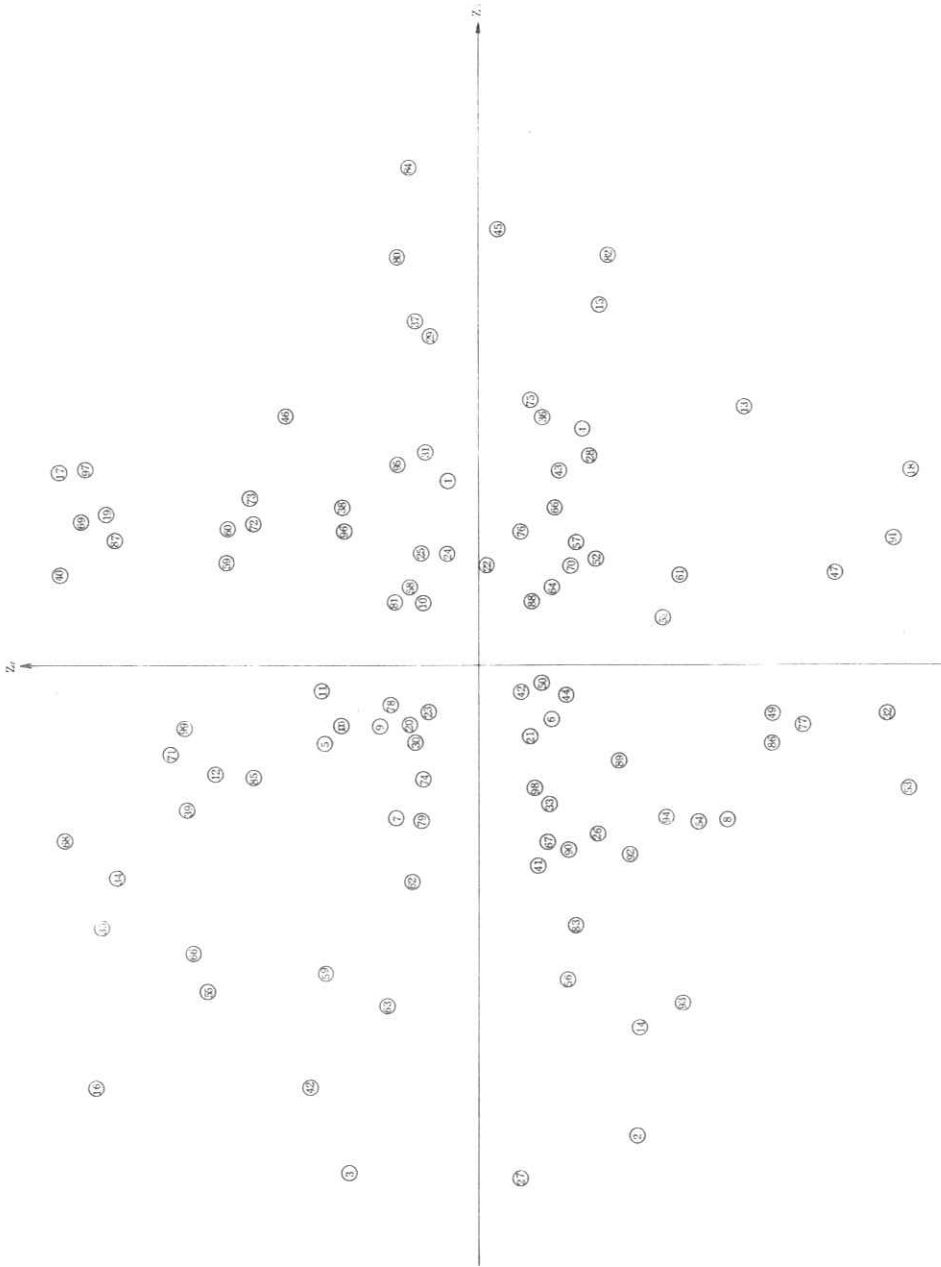


図4 : 100人のスコアの散布図(オ1, オ2主成分)

被写体の空間周波数スペクトル (V) — Fraunhofer 回折法による —

東大医学部

竹 中 栄 一

富士写真フィルム足柄研究所

福 井 裕

高 野 正 雄

1. 序 言

第27回R I I研究会記事において被写体の空間周波数スペクトルの意義および定量診断の1つの評価尺度として用いられることを述べ実例としてアナログ・コンピューターによる結果について報告した。^① 今回は更に Fraunhofer 回折装置 (He-Ne ガスレーザー光源使用) によってX線像のフーリエ・スペクトルを測定した結果について報告する。前回のアナログ・コンピューターによる測定では低周波領域の空間周波数スペクトルの測定に大きな偉力があり、一次元の $F(n_x, 0)$, $F(0, n_y)$ が求められる。フラウンホーファー回折法では被写体の空間周波数スペクトルまたは フーリエ・スペクトル がフラウンホーファー回折像の振巾分布として得られる。本方法は写真像のスペクトル^{④⑤⑥⑧} およびフィルムの粒状性^{⑧⑨} の測定に以前から使われている。著者はかつて水銀灯光源付フラウンホーファー回折法でX線管焦点強度分布のフーリエ・スペクトルを求めたが、光源が弱いため焦点強度分布を15-20個併立して求めた経験がある。^② He-Ne ガスレーザー光を光源とした本装置を明確に直視することができ、フーリエ・スペクトル面でフィルタリングを行うことで二次元像処理を簡単に迅速に行うことができる。

デジタルコンピューターによる処理では到底及ばぬ長所を持っている。得られた2, 3の結果について報告する。装置の改善によって低周波領域が

更に改善されたのでついて報告する予定である。

2. フラウンホーファー回折とフーリエ変換

点光源 S からの単色光の光線がコリメーターレンズ L_1 により平行光線束となり、その中に物体としての X 線写真像 (その光の振幅透過率分布 $g(x, y)$) をおき、かつコンデンサーレンズの物体側焦点面と一致させる。このとき、コンデンサーレンズの像側焦点面における X 線写真像 $g(x, y)$ のフラウンホーファー回折像の振幅分布を求めると (図 1, 図 2),

$$\begin{aligned} \varphi(p, q) &= \text{const} \iint g(x, y) \exp \left\{ -i \frac{2\pi}{\lambda} (xp + yq) \right\} dx dy \\ &= \text{const} G(n_x, n_y) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(1)$$

$$n_x = \frac{p}{\lambda F}, \quad n_y = \frac{q}{\lambda F} \quad \dots\dots\dots(2)$$

但し (x, y) , (p, q) は物体及び回折像の座標で、 λ は使用した光の波長、 F はコンデンサーレンズの焦点距離である。回折像の振幅分布 $\varphi(p, q)$ は被写体たる X 線写真像の振幅透過率分布 $g(x, y)$ のフーリエ変換 $G(n_x, n_y)$ に比例し、フーリエ・スペクトル、または X 線写真像の透過率分布の 空間周波数スペクトル というものである。

・物体としての X 線写真像の縮小倍率が x 軸 y 軸でそれぞれ $1/k, 1/l$ とすると、

$$\varphi_{1/k, 1/l}(p, q) = lk \text{const} G(ln_x, kn_y)$$

であり、回折像の形が不変で p, q 軸が l, k 倍になる。X 線写真を縮小するほど低周波領域のスペクトルが大きくスペクトル面にあらわれる。しかし回折像の形は不変である。

・物体が面内で平行移動したとき、

$$x = x' + x_1 \quad y = y' + y_1$$

$$\varphi_1(p, q) = \text{const } e^{-\frac{2\pi}{\lambda} i(x_1 p + y_1 q)/F} G\left(\frac{p}{\lambda F}, \frac{q}{\lambda F}\right)$$

平行移動により $\exp(-\frac{2\pi}{\lambda} i(x_1 p + y_1 q)/F)$ という位相項が加わるが、回折線の強度分布には関係しないので、物体の平行移動によっても強度分布は不変である。

物体が平面内で回転したとき、回折像は同じだけ回転するが、回折像の形は変わらない。

(2)から、 λ 、 F が大なるほど回折像が大きくなり、低周波領域が分りやすくなる。

3. 測定装置及び方法

- (1) He-Ne ガスレーザー ($\lambda = 6328 \text{ \AA}$, シングルモード) を光源としたフラウンホーファー回折装置を使用した。コリメーターレンズ, コンデンサーレンズはそれぞれ 90 cm 及び 60 cm のものを使用した。
- (2) 試料として X 線フィルムを $1/5 \sim 1/30$ に縮小し, フジネオパン F (35 mm) フィルム, ミニコピー X 35 mm フィルムを使用して撮影した。
- (3) スペクトル面のフィルタ・リングとしては直径 $1 \sim 2 \text{ mm}$ の真鍮のピンホールを使用した。
- (4) 試料保持器は, 必要により $\lambda/2$ の平滑平行ガラス板内にツェダーオイルを塗り保持した。
- (5) Babinet の原理によりネガティブでもポジティブ・フィルムでも同一であるが, シンチカメラ像 X 線フィルムはフジネオパン SS フィルム (35 mm) にとり, 更にフジフアイン・グレン, ポジフィルム (35 mm) に焼付けたものを用いた。RI シンチグラム像はフジ・ネオパン F フィルムに焼付けたものを使用した。

4. 測定結果及び考案

- ① フラウンホーファー回折法によると二次元が瞬時に得ることができ、かつフーリエ・スペクトル面で像処理を容易に行なうことができる。現在縮少像を使わねばならない不便があるが、改善について考察中である。フラウンホーファー回折による空間周波数スペクトルでは高周波領域の測定が容易である。
- ② 肝血管撮影像のフーリエスペクトルではグリッドの直角方向の空間周波数は1.5本/mm位迄でその他の方向は1本/mm位である。グリッドは28本/cm，格子比5：1で、極光の中感度増感紙(MS)使用であるが、被写体のスペクトルは極めて低周波領域であり、スペクトル振巾分布による定量診断のためには装置の改善を要する。再生像はそのまま再生したものであるが、未だノイズが多く改善の余地がある(図3)。
- ③ RIシンチグラム像のフーリエ・スペクトルは特異なスペクトルを呈する(図4, 5, 6)。打点スペクトルは打点の大きさ約 1×2 mmに対応したスペクトルがきれいに上下左右に出来ており、走査間隔約4 mmに対応した打点の並列スペクトル(ライン間隔スペクトル)の高次のスペクトルが上下に存在し、走査方向にはスペクトルは存在しない。量子雑音スペクトルについてはシンチカメラのフーリエ・スペクトルでは殆んど量子雑音で、原点の廻りに僅かに被写体のスペクトルが存在する(図7)。被写体のスペクトルはコリメーターのレスポンス関数以下である。すなわち1.0本/cm以下である。^{⑩⑪}したがってフラウンホーファー回折による被写体のスペクトルにより定量診断を行うにはもっと低周波領域のスペクトルが観察されねばならない。本実験にてレーザー・フラックスの縮少X線像面上のオーバーチャ20～30 mmゆえ、これが被写体の空間周波数スペクトルの低周波リミットであり、縮少率 $1/5 \sim 1/10$ として1次カット・オフ・周波数は $(0.1 \sim 0.06)$ 本/cm \sim $(0.05 \sim 0.03)$ 本/cmとなる。かつ、高周波の上限がコリメーターで制限されて1本/cm以下とすると、RI像のス

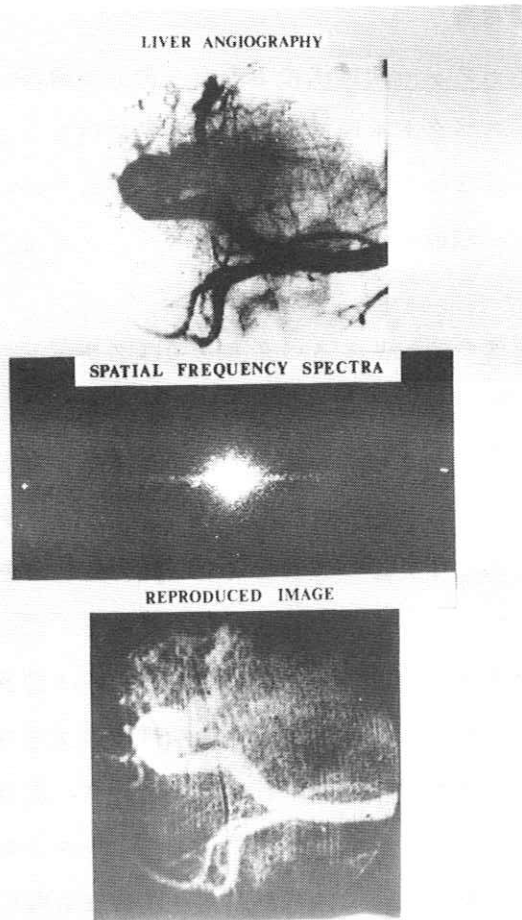


図3 肝血管撮影像、フーリエスペクトル像、再生像

註 セルディンガー法で経股動脈性にKIFA Greenカテーテルを腸腔動脈に挿入して選択造影された肝血管像であり、連続撮影装置使用2枚/秒増感紙極光MS使用、Grid 28本/cm、5:1使用、フーリエ・スペクトル像の左右の白い点スペクトルはグリッドのスペクトル2.8本/mmに相当する。

ベクトルでは0.1～1.0本/cmが詳しく測定できればよいことになる。肝シンチグラムで打点スペクトルが斜になっているのは測定誤差である。量子雑音と被写体のスペクトルは上記の打点スペクトルやライン間隔スペクトル上ものっている(図4, 図6)。

再生像は殆んど原像と同画質に近い。図によって多少画質が落ちるのは、撮影条件の不同による。

フーリエ・スペクトル面では打点スペクトル, ライン間隔スペクトルは周期性が高い打点や走査ライン間隔に基づくものゆえ, 容易に除くことが出来るが量子雑音は完全には除去できない。図4, 6, 7のFiltered Imageは, 打点スペクトルとライン間隔スペクトルの高次スペクトルを除き, 原点の近傍で打点スペクトルのカット・オフ・周波数の $1/2$ 位迄のフーリエ・スペクトルで像を再生したものであり, 打点は完全に除かれている。量子雑音もほぼ除去できている。Filter Image IIは打点スペクトルの1次のものを1個のみで画像したもので, これより高次の打点スペクトルもなく, ライン間隔スペクトルも殆んどない。被写体のスペクトル(被写体を表示する打点には量子雑音を同伴する)は量子雑音を伴い, このスペクトルに側帯波としてのっているので, Filtered Imageではこの様に再生される。臨床的意義については更に研究せねばならぬ。またシンチカメラ像は量子雑音と被写体のスペクトルのみで被写体のスペクトルは0点の廻りのみでフィルム粒子のノイズに埋もれているが, 装置の改善によって観察しうるようになったので追って発表する。図7のFiltered Image I, IIはシンチグラムのFilteringしたのと同じ位置で(フーリエ・スペクトル面)で行った。リング状のフィルタリングがよい。

5. 結 論

フラウンホーファー回折法によって肝血管撮影像, シンチグラム像, シンチカメラ像のフーリエ・スペクトル像を得た。

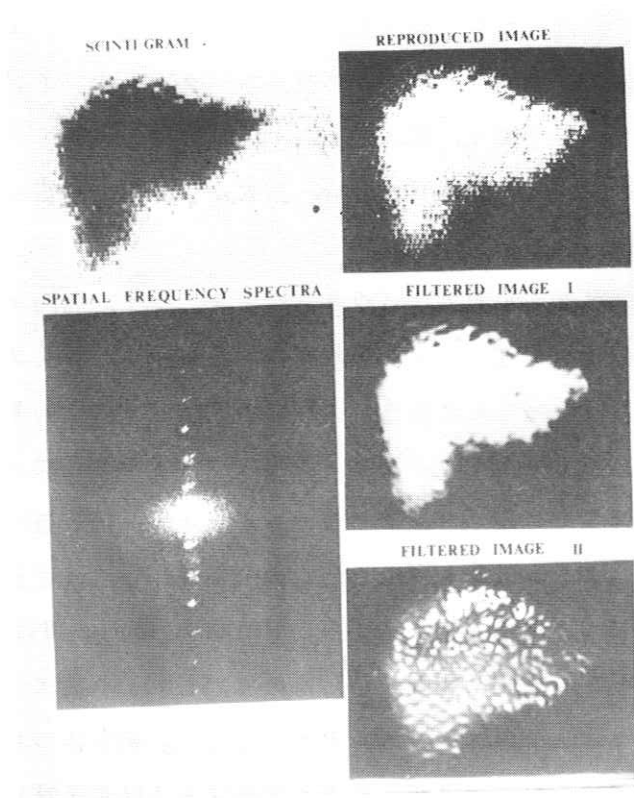
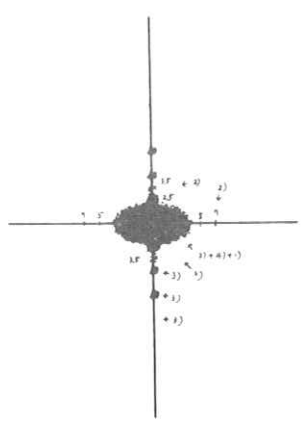


図4 肝シンチグラム像、スペクトル、再生像、処理像（I、II）



- RI シンチグラムの
空間周波数スペクトルは
次の5つから成る
- 1) RI分布スペクトル (原像の廻りの
各スペクトルの廻り)
雑音の低周波である
 - 2) 打点スペクトル (原像の上下左右に
一致した点がある)
 - 3) ライン間隔スペクトル (y軸の上と下にある)
 - 4) 量子雑音スペクトル (2)と(3)の
算術平均である)
 - 5) その他の雑音スペクトル (ランダム)

図5

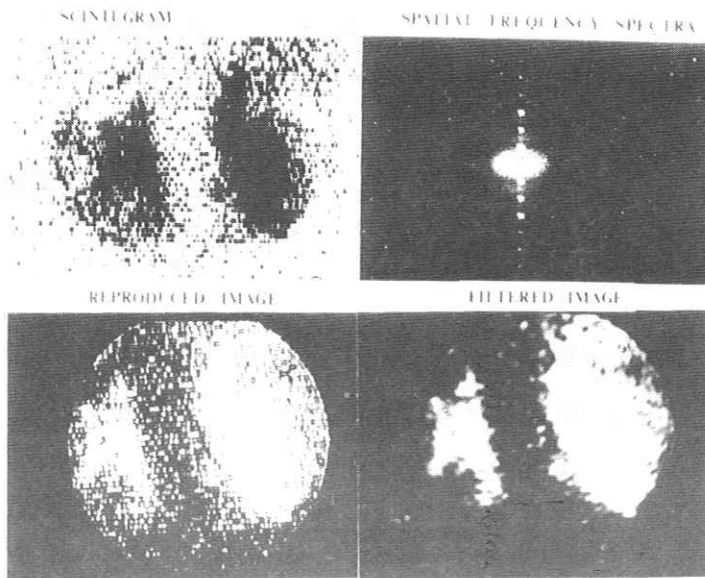


図6 腎シンチグラム像、スペクトル、再生像、処理像

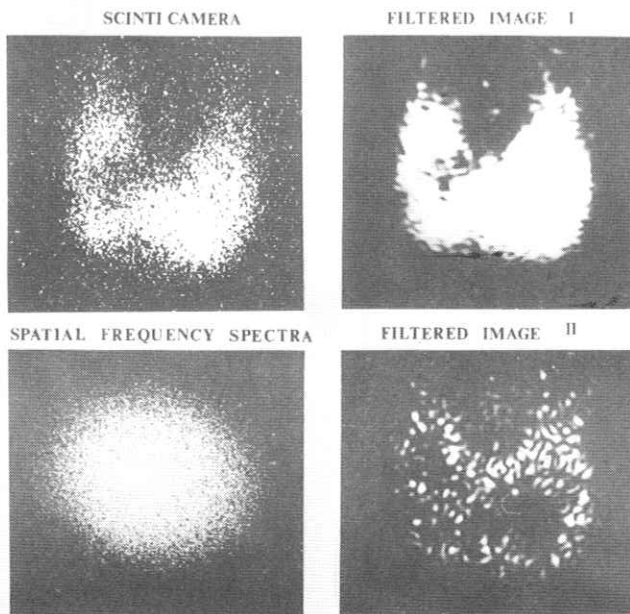


図7 甲状腺シンチカメラ像、フーリエ・スペクトル、再生像I、II

- ① フラウンホーファー回折により二次元スペクトルを得，回転，平行移動でスペクトルの形は変わらないが，高周波領域に長所がある。
- ② 血管撮影像では診断に必要なスペクトルは1.5本/mm位迄なので，現装置ではやや不十分。
- ③ シンチグラム像のスペクトルでは打点スペクトル，ライン間隔スペクトル，量子雑音スペクトル，被写体のスペクトルの要素に分けられ，前2者はフィルタリングで十分除きうる。また3者も相当除去できる。被写体スペクトルの領域の下限はレーザーアパーチャで，上限はコリメーターできまり0.1～1.0本/mmが臨床的に重要なスペクトル領域である。
- ④ フラウンホーファー回折によるフーリエ・スペクトル面でフィルタリングを行なうことでRI像の二次元像処理が理論的に簡単に行いうる。

参 考 文 献

1. 竹中, 木下 : 被写体の空間周波数スペクトル —アナログ・コンピューターによる— R I I 研究会記事 : 27 (1971), 24
2. 竹中, 木下, 菊地 : X線像の雑音(I) X線管焦点のスペクトル, アパーチャ・アドミッタンスとX線フィルムの粒状性
日医放誌 : 26 (1966), 26.
3. 辻内 : 光学変換 : 印写工学 I (1970), 155.
4. K. Kinoshita: Image transmission carrier and image spectrum in generalized photographic system. NHK Technical Monograph 3 (1964), 1.
5. H. Schober: Spatial frequency distribution of characteristic details and noise in X-ray pictures. XII ICR, 1969.
6. E. Takenaka and K. Kinoshita: Signal-to-noise ratios and spatial spectra of radiological images--digital-computed and optical-simulated--- XII ICR, 1969.
8. レンズ性能研究委員会 : 写真レンズとレスポンス関数 :
カメラ工業技術研究組合 1961.
9. 高野正雄 : フラウンホーファー回折計による写真フィルム レスポンス関数の測定法 (I)(II) 放射線像の研究 (II), (1969), p.48, p.60.
10. 竹中, 木下, 中島 : R I Scanning とレスポンス関数(1)
ラジオアイソトープ 16 (2) (1967), 73.
11. 竹中, 木下, 中島 : R I スキャニング系のレスポンス関数
放射線像の研究 (II), (1969), p.382.

“ ビジコンカメラによるパルスX線式X線量低減法 ”

東芝電子事業部 恒岡卓二

東芝医用機器事業部 渡辺広行

要約：パルスX線と映像記録装置とを組合せたX線低減法をI.I.+ビジコンカメラ方式のX線TVシステムに適用する場合、ビジコン光導電面のビーム走査側に信号電荷の現れる時間おくれを最適に利用すれば所期の目的が達成できることを明らかにした。

§ 1. X線量子段階の考察

$$\begin{aligned} X線量子像の S/N &\propto \sqrt{\text{眼の残像時間中に積分されたX線量子数}} \\ &\propto \sqrt{\text{情報X線量}} \end{aligned}$$

の関係より方式が変わっても情報X線量は一定でなければならないとする。

連続方式： $X = \text{被写体通過後の線量率} \langle R / \text{Sec} \rangle$

$V = \text{垂直走査周期} \langle \text{Sec} \rangle$

$\tau_e = \text{眼の残像時間} = nV \langle \text{Sec} \rangle$

間欠方式： $X_p = \text{X線パルス波高値} \langle R / \text{Sec} \rangle$

$\tau_p = \text{X線パルス半値巾} \langle \text{Sec} \rangle$

$T = \text{X線パルス周期} = K\tau_e = KnV \langle \text{Sec} \rangle$

と表わせれば次の表を得る。

	連続方式	間欠方式	
		$K > 1$	$K < 1$
情報 X線量	$X \tau_e$	$X_p \tau_p = X \tau_e$	$X_p \tau_p \frac{\tau_e}{T} = X \tau_e$
平均線量率	X	$X_p \tau_p \frac{1}{T} = X \cdot \frac{1}{K}$	$X_p \tau_p \frac{1}{T} = X$
X線量子の 信号レベル	XV	$X_p \tau_p = XV \cdot n$	$X_p \tau_p = XV \cdot K n$

即ち情報線量＝一定の条件のもとにパルス周期が眼の残像時間より長い ($K > 1$) のときは平均 X線量率は $1/K$ に、X線量子像信号レベルは n 倍になる。($K < 1$ のときは線量率は変わらず、信号レベルは Kn 倍にすぎない。)

§ 2. 撮 像 実 験

目的： X線パルスの周期 (T) $>$ 眼の残像時間 (τ_e) の場合について、垂直同期信号に同期した V の整数倍の遅延ブランキング (略称 $D \cdot B$.) をビジコンに加え、 $D \cdot B$ の頭に情報線量＝一定すなわち $X_p \tau_p = X \tau_e$ となるような X線パルスが発生させる。そのとき $D \cdot B$ の後に行う遅延走査 (略称 $D \cdot S$.) の第 1 フィールド (略称 $1 F$) の信号の大きさ、解像力、画質等をしらべること。

実験条件： 第 1 図の構成において、

I . I . ……東芝 6" 形 E 5 0 2 8 A H

ビジコン ……東芝 1" 形 8 5 4 1 (光導電面 $Sb_2 S_3$)

同期方式 …… 6 1.5 フィールド / Sec , 2 5 6 本 , 飛越走査なし

垂直走査周期 $V = 1 6.3 < m S e c >$

被写体としてMagen相当 Philips Chart (Cu板 2.0%付加) を使用し、連続方式のときの最適ハイライト線量率 $X = 0.6 \langle mR/Sec \rangle$ を得た。

眼の残像時間 $\tau_e = 0.2 \langle Sec \rangle$ と仮定すれば……… $n = 12.3$

X線パルス周期 $T = V_X (2)^6 = 1.04 \langle Sec \rangle$ に選べば……… $K \doteq 5$

そこで情報 X線量 $X\tau_e = 1.2 \times 10^{-4} \langle R \rangle = X_p \tau_p$ より次の X_p と τ_p の組合せを選んだ。

X線パルス波高値 $X_p \langle R/Sec \rangle$	全半値巾 $\tau_p \langle Sec \rangle$
9.2×10^{-3}	1.3×10^{-3} ……垂直ブランキング期間相当
3.3×10^{-3}	3.6×10^{-3}
2.3×10^{-3}	5.3×10^{-3}
8×10^{-3}	1.5×10^{-3} ……垂直走査周期 (V) 相当

実験結果：

第2図は使用した I . I . のパルス刺戟残光特性および連続刺戟残光特性を示す。上の曲線は NaI で受けた X線波形、下の曲線は 6" II の応答波形。

第3図は被写体として I . I . 入力面の垂直走査方向半分を Pb で掩い、第1図の構成で動作させた撮像波形の一例。上の曲線は NaI で受けた X線パルス波形、中の曲線は遅延ブランキング D . B . = 4 V のときのビデオ波形。下の曲線はビジコンのブランキング波形を示す。

第4図は第3図の方法で遅延ブランキング (D . B .) 対第1フィールド (1 F) のビデオ波高の関係を求めた曲線 (実線) と、ビジコンの暗電流による background level の持上りの関係を求めた曲線 (破線) を示す。

第5図 a . は D . B . の巾と解像力の関係を示し、全図 b . は D . B . の巾と画質の関係を示す写真である。

§ 3. 結 論

- (1) I . I . + ビジコンカメラ方式の間欠 X 線 TV システムにおいて X 線像の S / N を保ちながら遅延走査方式を適用すれば、連続走査方式に比べ低線量率で大信号出力が得られる。

本例では X 線パルス周期 $T \div 1 < \text{Sec} >$ で下記の最適条件を得た。

X 線パルス巾 $\tau_p < \text{Sec} >$	最適遅延ブランキング巾 D . B . < Sec >	平均線量率の 低減割合	1 F の信号レベル の増大割合
垂直ブランキング相当 (1.3×10^{-3})	4 V (65.2×10^{-3})	1 / 5	1.7 倍
垂直走査周期相当 (15×10^{-3})	2 V (32.6×10^{-3})	1 / 5	\div 3.0 倍

これはビジコン光導電面に光パルスを受けてからビーム走査側の面に信号電荷が現れるまでにある時間おくれがあり、最適時間経過後ビーム走査すれば最大の信号がとり出せることを示している。この信号を録画すればよい。

- (2) D . B . が上記最適値を過ぎると 1 F の信号レベルは漸減し、解像力もおちる。(第 5 図 a, 参照)
- (3) 1 F の信号レベルは X 線パルス巾 τ_p が大きいほど大きくなり、最適 D . B . 巾は狭くなる傾向が見られる。(第 4 図参照)
- (4) ビジコン暗電流による background level の持上りはビームの landing をよくする効果がある反面、画像に粗面的なムラを目立たせるおそれがあり、どこまで許せるかが今後の検討課題である。(1 F の持上りは 2 F 以下に比べ隔段に大きいから、Pedestal control のみで 1 F のビデオ信号を容易に選出することができる。)

(5) I . I . の残光特性との関係は実験未了……………(次回報告予定)

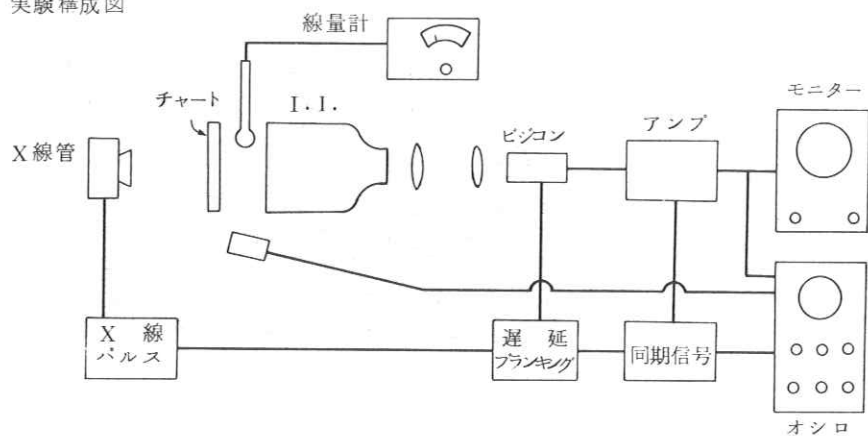
本実験に使用した I . I . の残光は第 2 図より、

パルス刺戟残光	1 / 1 0 値	$2.7 \times 10^{-3} \langle \text{Sec} \rangle$
連続刺戟残光	1 / 1 0 値	$30.0 \times 10^{-3} \langle \text{Sec} \rangle$

以 上

第1図

実験構成図



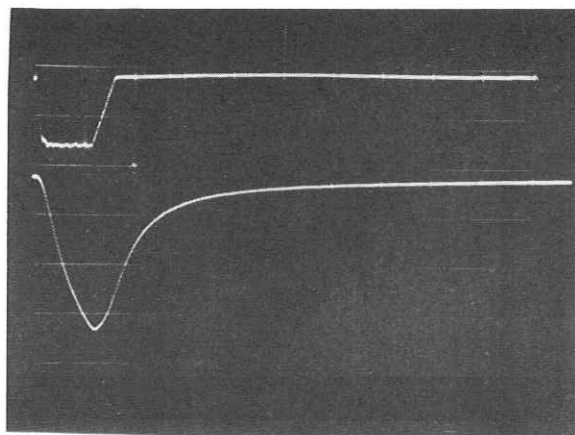
第2図

I.I. の残光特性

X線

パルス刺戟

(1 ms / Scale) I.I.

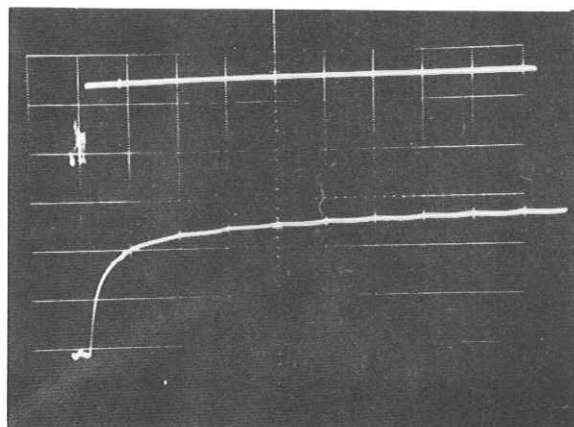


連続刺戟

X線

(1 ms / Scale)

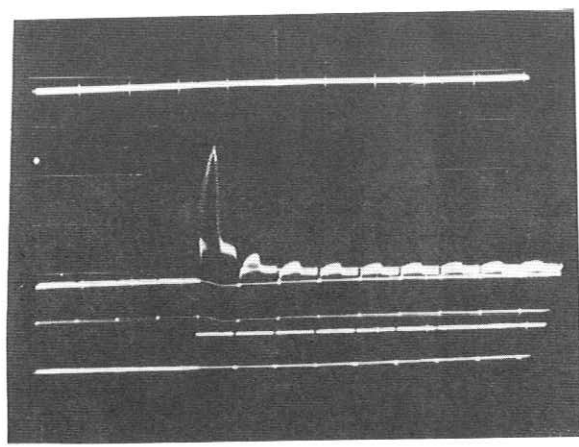
I.I.



X線→

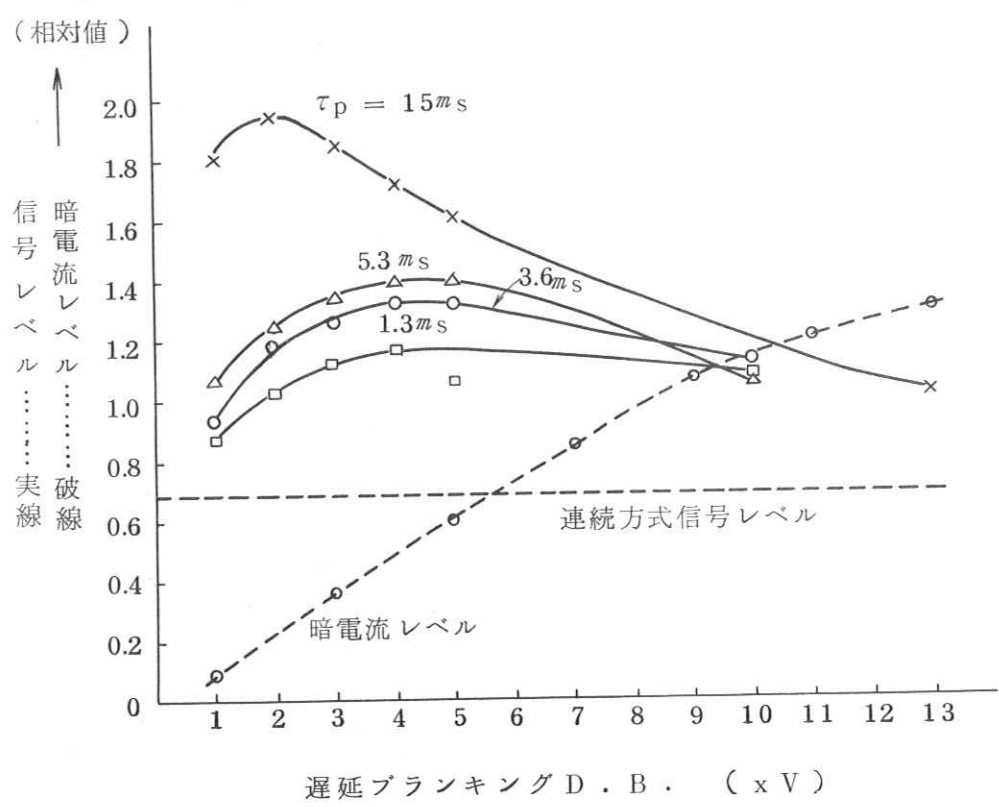
ビデオ出力→

遅延
ブランキング→



第 3 図 X線撮像波形

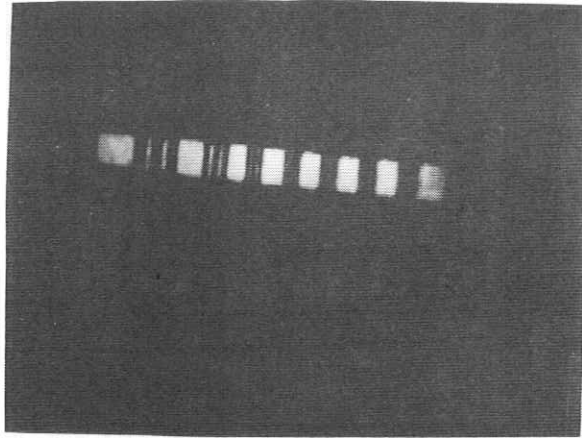
第 4 図 1 F のビデオ波高値と暗電流レベル



第5図 (a)

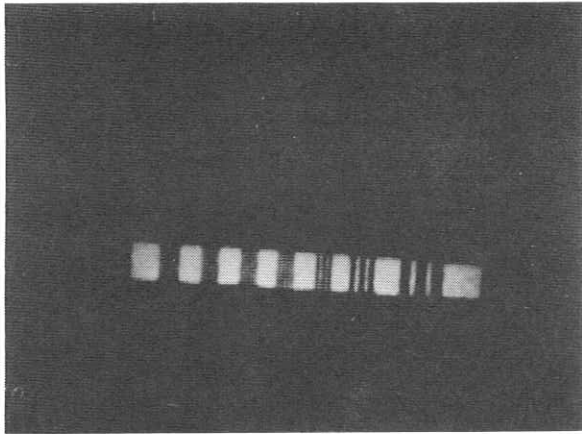
D.B. と解像度

連続方式



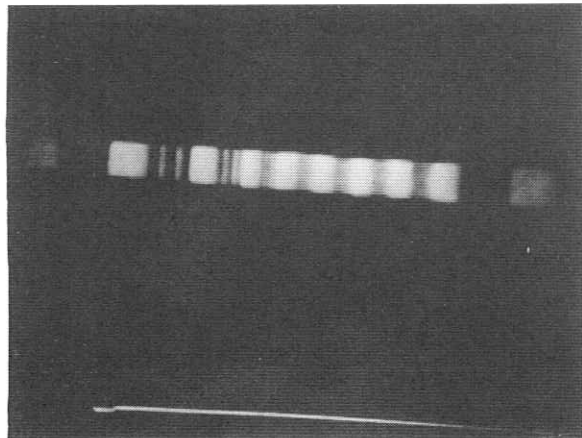
$\tau_p = 1.3 \text{ ms}$

D.B. = 3 V



$\tau_p = 1.3 \text{ ms}$

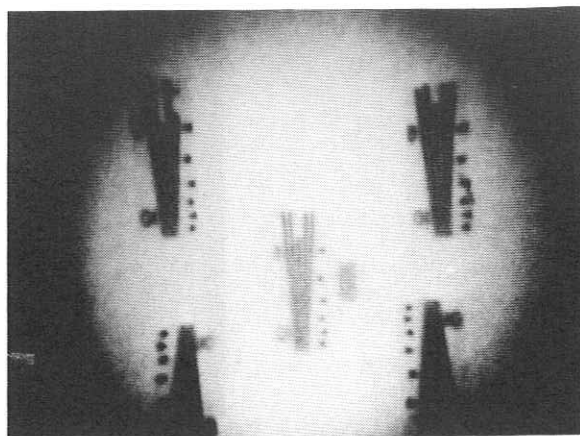
D.B. = 8 V



第5図 (b)

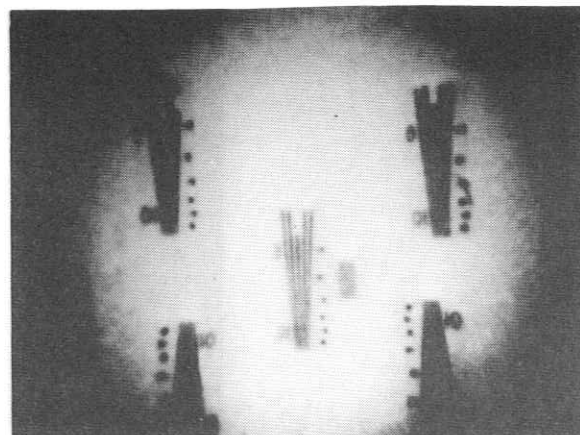
D.B. と画質

連続方式



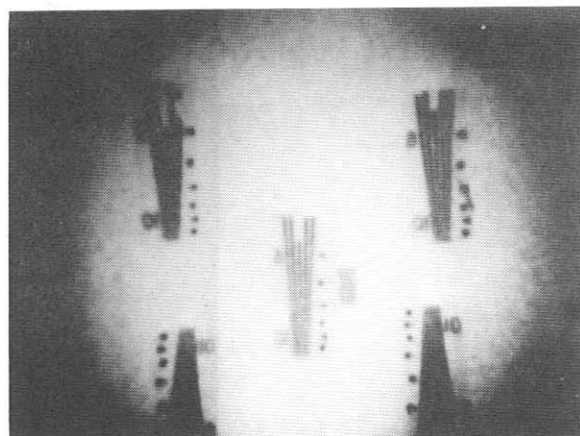
D.B. = 2 V

$\tau_p = 15ms$



D.B. = 4 V

$\tau_p = 1.3ms$



被写体スペクトルと情報容量

京都工芸繊維大学 金森 仁志

X線の直接撮影系を考える。

被写体スペクトルとして, Fig.1 のような,

$$T^2 = \begin{cases} 1 & \nu \leq W_A \\ (W_A/\nu)^2 & \nu \geq W_A \end{cases}$$

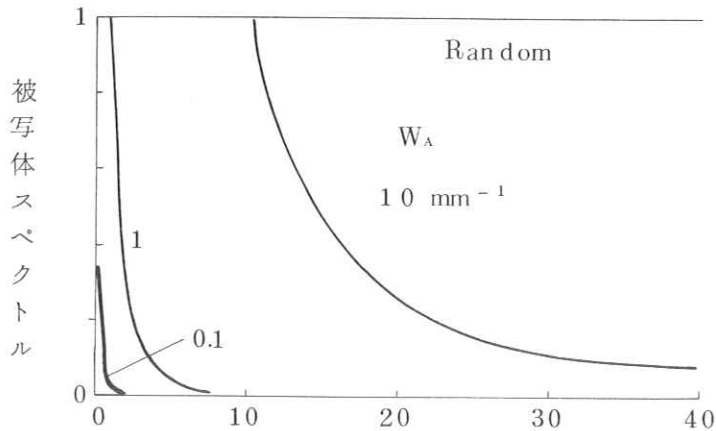


Fig.1 空間周波数 ν (mm^{-1})

を使う。こうすると, W_A はスペクトルの幅を表すパラメータとなる。 W_A が大きいほど被写体はこまかい構造をもつ。

幅 W_A を減少させていくと, フィルム K X (帯域幅 80 mm^{-1}) で直接撮影した場合の情報容量 (2次元画像の) は, Fig.2 の曲線 Film のように, 急激に減少していく。これに対し, 増感紙と組合わせたり, 肉眼で見た場合には, 同

図の Film 以外の曲線群のように減少の仕方がおそい。増感紙や肉眼の帯域幅は 10 mm^{-1} 以下であるから、これらを用いることは低周波だけを通す Low pass filter を挿入したことに相当する。

Fig. 2 に示したように、被写体スペクトルの幅 W_A が小さくなる

と Film 曲線は他の曲線より下にくる。すなわち、幅のせまい被写体スペクトルに対しては、Low pass filter を入れる方が情報容量が大きくなる（逆転効果^{1) 2)}）。

$W_A = 0.01$ および 1.0 mm^{-1} について、単位周波数幅あたりの情報容量を示すと Fig. 3, Fig. 4 のようになる。この図の面積が、Fig. 2 の $W_A = 0.01$ および 1.0 mm の点での情報容量を示している。

Fig. 3 および Fig. 4 の下の図だけを見て比較すると、スペクトル幅の小さいときには (Fig. 3), フィルムに直接撮影した場合 (曲線 Film) に特に高周波部分の容量が押えられることがみられる。しかし、スペクトル幅が広がれば (Fig. 4), 高周波部分で容量をかせぐことができる。これは、各周波数成分について S/N 比を考えれば理解できる。(S/N 比が大きい程容量が大きい)

すなわち、雑音は高周波成分迄のびている (雑音はこまかい) が、被写体ス

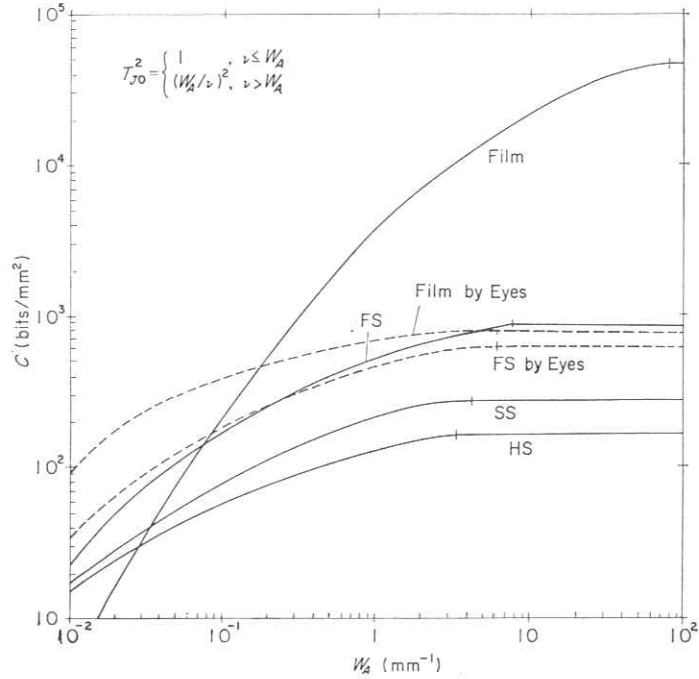


Fig. 2. Information capacities for the object spectra $(W_A/v)^2$.

ベクトルがせまければ（被写体の構造があらければ），高周波での S/N 比がはじめから小さい。このような場合には，増感紙や肉眼のような Low pass filter を入れて，雑音の高周波を cutして（雑音をぼかして）しまうと被写体（構造があらいから）がよく見えるようになる。必要な低周波での S/N 比が向上するからである。これに対し，被写体スペクトルが広い（被写体の構造がこまかい）場合には，高周波も通して高周波での S/N 比を大きくしないと被写体が見えない。これが逆転効果の原因である。

この効果を示すために，Fig. 5 のようなスライドを作成してみた。図の全面にある粒子は雑音をあらわす。図の右上の小さな黒丸は高周波成分をもつ被写体の 1 例である。この図をそのまま見れば黒丸がよく見える。これは，高周波被写体に対しては Film に直接撮影して高周波迄忠実に表現する方が情報容量が大きいことを示している。次に，この図をレンズでぼかしていくと（講演ではスライドのプリントをぼかした），この黒丸がぼけると同時に雑音もぼけていく。これは Low pass filter を入れたことに相当する。こうして黒丸に対する情報容量が減少していく。その代わりに，横の約 2 cm 幅のうすい縞（わずかにコントラストがついている）がよく見えるようになる。こ

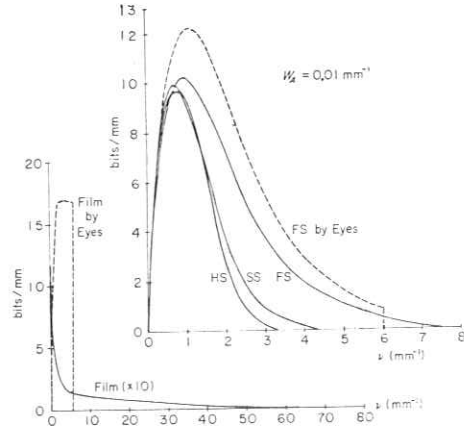


Fig. 3. Frequency components of information capacity for $W_A=0.01 \text{ mm}^{-1}$.

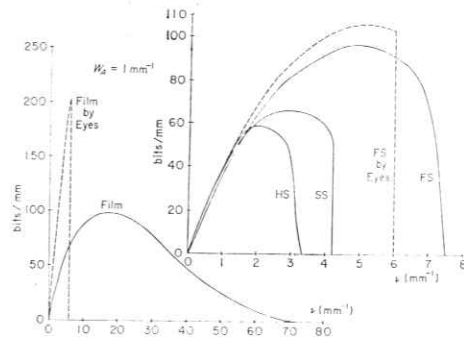


Fig. 4. Frequency components of information capacity for $W_A=1.0 \text{ mm}^{-1}$.

Fig. 5

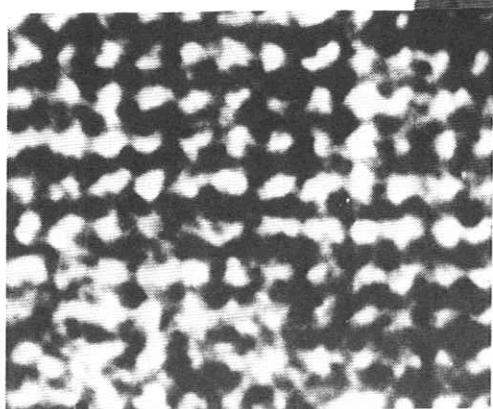
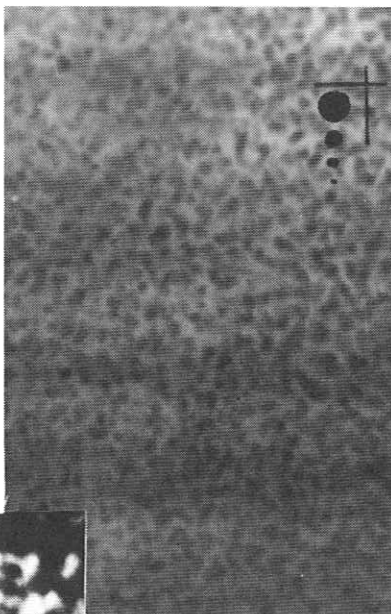


Fig. 6

の縞は低周波被写体の例である。このようにして縞に対する情報容量が増加していく。

Fig. 6は丸い原子の格子を電子顕微鏡で撮影したものである。このままでは雑音のために白丸が丸くなくてひずんでいるが、レンズのピントをぼかしていくと、白丸がだんだん丸くなっていく。これも逆転効果の一つの応用例である。

- 1) 金森, 他 : Japan J. Appl. phys. 9, 182 (1970)
- 2) 金森, 他 : Japan J. Appl. phys. 9, 1378 (1970)

テレビ像の小型電算機による定量的処理Ⅱ

信州大中放 滝 沢 正 臣

テレビカメラと小型電算機をON-LINE結合し、映像情報の定量的、定性的解析を実現できる簡易な方法の開発を試みている。前回では、X線テレビ像の経時的濃度変化を多重計測する、いわゆるVIDEO-KYMOGRAM (COMPUTER AIDED VIDEO KYMOGRAM) について主として報告したが、ここでは図形情報の収録と処理、動態の追跡と計測を行なうための方法を試みる。

二次元静止図形のサンプリングを行なうため、水平走査線上で、サンプリング点を掃引させるステップ波をDA変換器より与える。サンプリングは、マトリクス列方向(Y)から初まり行方向(X)へと移動してゆく。移動距離は、パラメータによって任意に設定できる。Y方向の間隔は、プログラムステップ数の関係で、縦方向走査線2本に一回のサンプリングとなっている。この方法によって得たX線パターンの一例をFig. 1に示した。二次元サンプリング系ではTV掃引速度の関係で、被写体が静止しているか或は比較的遅ければ収録可能であるが、早いと歪を生ずる。被写体の一定時間内の動きを定量的にとらえるため、二次元サンプリングをくり返し、変化量だけを抽出すれば、Z軸に変化分を与えた3次元のパターンとなり、動態像の定性的解析を容易とする。Fig. 2に一例を示した。径1cmの鉛製チップを上端から3cm/secで動かした物の軌跡を示している。これらの方法によって、これまで映画、VTRで行っていた動態解析を、ON-LINEで分析できる可能性が示唆された。

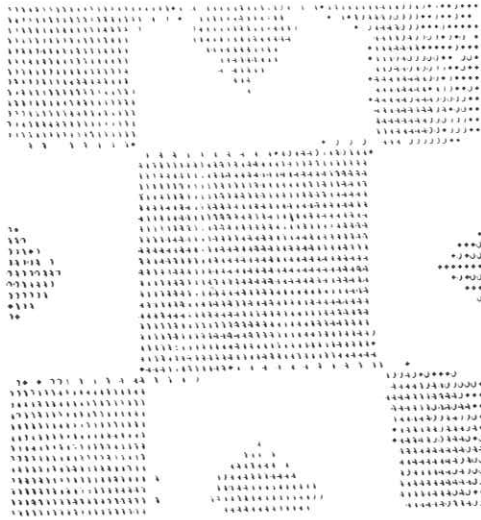


Fig.1 X線テレビ像の二次元サンプリング



Fig.2 X線テレビ像の三次元サンプリング

イメージ・インテンシファイヤーの雑音

芝 電 気	木 下 幸次郎
	山 口 奉 頼
	多 田 金 稔
東大医放射線課	竹 中 栄 一
東 大 工	橋 爪 弘 雄

Synopsis

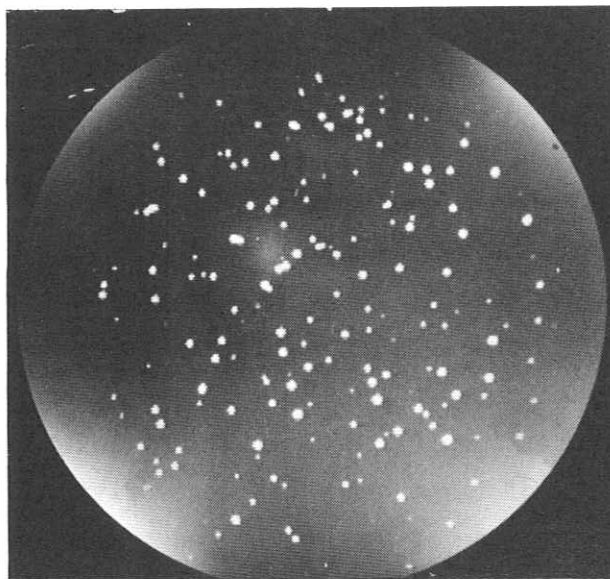
High sensitivity image tubes have recently become available. These tubes employing fluorescent materials such as image orthicons and image intensifiers are so sensitive to small amount of light that a kind of noise -called star noise in this report- appears which is quite different from the noises caused by the quantum effect of incident photons, thermal emissions from the photocathode, and the amplifiers. Star noise appears when the x-ray photons fall on the image orthicon at less than 10 counts per second/mm²; these photons excite the ZnCdS(Ag) fluorescent plate to emit less than 2×10^{-4} lux.

Studies of image orthicon radioactivity shows that the dominant cause of star noise can be attributed to the ⁴⁰K radioactivity. To eliminate the noise, it is necessary to produce image tubes without the ⁴⁰K element. When star noises appear due to traces of ⁴⁰K element, the correlation techniques must be applied.

ま え が き

間接方式のX線回折テレビ撮像装置をシバデン製HS191イメージオルシコン管(I.O.管)にファイバー付蛍光板を取付けて組立て、高感度でX線像を明瞭に得る事ができた。このHS191 I.O.管は、 4300 \AA に感度ピークを持つマルチアルカリ光電面S-20とMgOターゲットを有し、受光面は、1本 5.5μ 、 $F \approx 0.5$ のグラスファイバーになっていて、光学的損失が少なく蛍光板と連結できるようになっている。

その為に、非常に高感度であるので、撮像の際にX線の量子雑音や撮像管、増幅器等の雑音の他に、これらの雑音とは質的に異なる雑音が生じる事が知れた。それはテレビモニター上に1.2秒程度の寿命をもった夜空の星のような雑音が生ずる。これを第1図に示す。



第1図

我々はこの雑音をスターノイズと呼ぶことにする。

このスターノイズの現象は入射 X 線量が数十 cps/mm² 程になると現われてくる。この値は、蛍光体上の光に変換すると 2×10^{-4} lx 以下である。このスターノイズの信号は非常に大きく、イメージオルシコンのニーポイント以上に達する。

スターノイズの測定

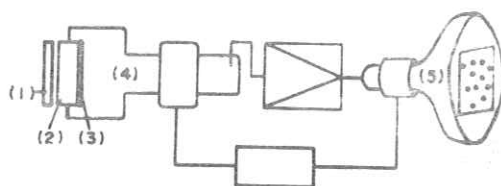
第 2 図に示すような組合せでテレビモニター上のスターノイズを写真によって露出時間 1/2, 1, 2, 4 秒と変えて撮り、時間的なスターノイズの増加特性を調べてみたところ、第 3 図に示されるような実験式が得られた。

$N =$

$$529(1 - \exp(-0.08t))$$

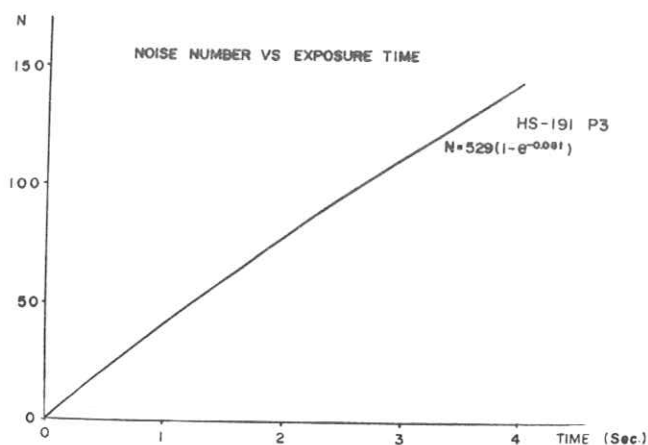
N はスターノイズの箇數、 t は時間 (秒) である。また、イメージオルシコン管の受光面上の空間的分布は第 4 図に示すようになった。

露出時間毎に得られたテレビモニター上の



- (1) FLUORESCENT SCREEN
- (2) FIBER SCOPE
- (3) S-20
- (4) IMAGE ORTHICON TUBE
- (5) BROWN TUBE

第 2 図

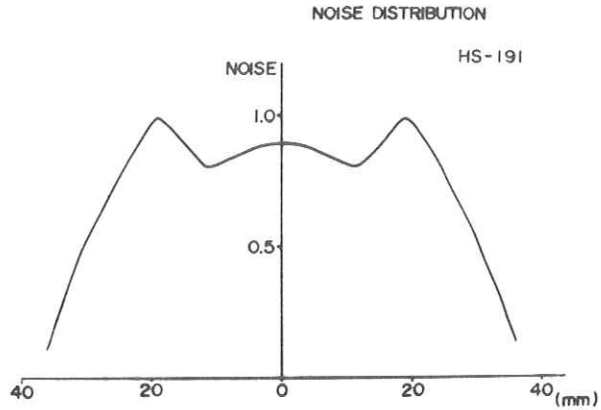


第 3 図

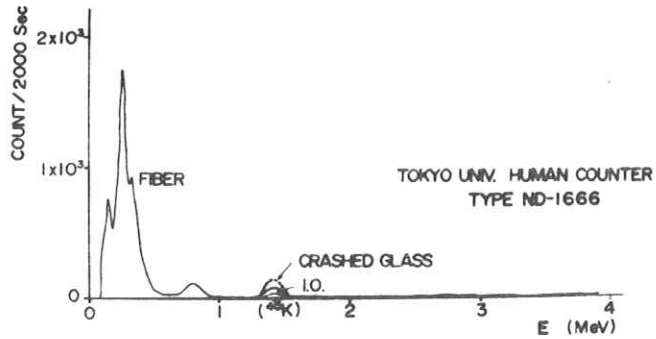
写真のスターノイズの多い数ヶ所に一定の半径の円を描きその中に存在する箇所を調べると小円の面積が全体の 6.3% に対して、全スターノイズの箇所の 11% が存在した。従って光電面の特定部分に存在する放射線源がスターノイズの要因であろうと推定した。

放射線の測定

そして東大ヒューマンカウンターND-1666型で放射線の質と量を調べたところ第5図及び第1表の結果が得られた。放射線測定の試料はI.O.管全体とI.O.管の前面に取付けるファイバークラスとI.O.管のガラス部分を5mm以下に砕いたガラス小片の3種類である。測定結



第 4 図



第 5 図

SAMPLE	WEIGHT (g)	DOSE (nCi)	K ₂ O (W%)	K (W%)
10 (1)	250	3.5	1.56	134
10 (2)	250	8.5	4.7	323
10 (3)	250	2.83	1.52	132
FIBER	52	3.07	8.17	678
CRASHED GLASS OF I.O.	110	4.63	5.81	482

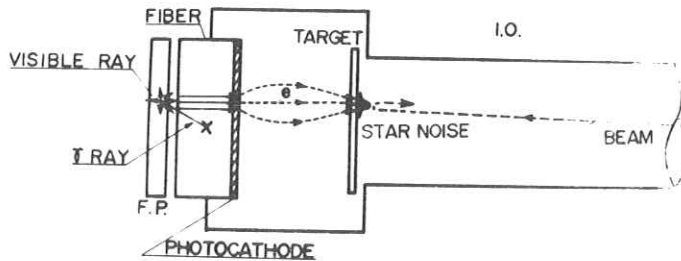
第 1 表

果で、3種類すべてに現われた放射線は ^{40}K の1.46 MeVである。上記の試料のうち化学的組成の知れているのはガラス小片で、5.18% K_2O を含んでいる。東大ヒューマンカウンターでの測定では5.8% K_2O である。ファイバークラスに現われた1 MeV以下の放射線に対しては現在、検討中である。第1表は、 K_2O だけに注目して分析した結果をまとめたものである。I.O.管(250g)は少し値が分散しているが、平均3 nCiである。この表中のI.O.管35 nCi, 85 nCiは壊変数それぞれ、130 count/sec, 315 count/secである。この値は蛍光板にとらえられる γ 線が全体の10%前後と考えれば推定は正しいと考えられる。

スターノイズ発生メカニズム

この ^{40}K 放射

線によるスターノイズの発生機構を示した図が第6図である。まずI.O.管中の光電面、ガラス管、ファイバークラス等から

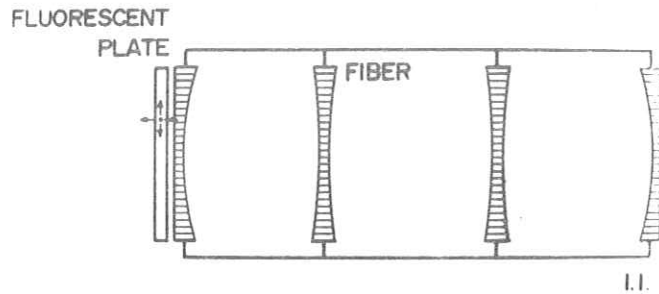


第6図

の ^{40}K の1.46 MeVの放射線がファイバークラス前面にある蛍光板に当たり、可視光が放出され、その可視光のファイバーに入って、テレビ信号としてテレビモニター上にスターノイズが現われる。これを立証する事実として、I.O.管のファイバーから数 μm 離すと急激にスターノイズは減少し、数 mm 離すとほとんど現われなくなる。

イメージンシファイヤーの雑音

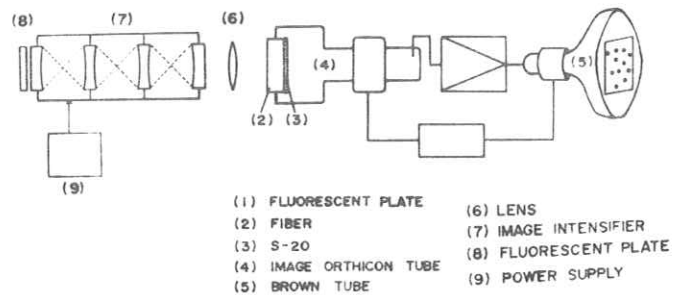
前述のように、I.O. 管に現われたスターノイズは I.O. 管だけでなく、ファイバープレートと蛍光体を内蔵している RCA 8606 イメージンシファイヤーも同様に現われる事が知れた。この発生機構も I.O. と同様で第 7 図に示すように、GAIN 6×10^4 FL/FC 位の高感度になるとファイバーその他からの ^{40}K の放射線が蛍光体を励起して可視光線を出してそれがイメージンシファイヤーに入射してスターノイズとして現われる。このイメージンシファイヤーのスターノイズでの量を



第 7 図

I.O. 管と同様に測定した。その方法を第 8 図に示す。光学系レンズ (6) が I.O. 管とイメージンシファイヤーの間にあるので I.O. 管のスターノイズは、

SCHEME OF X-RAY DETECTOR



第 8 図

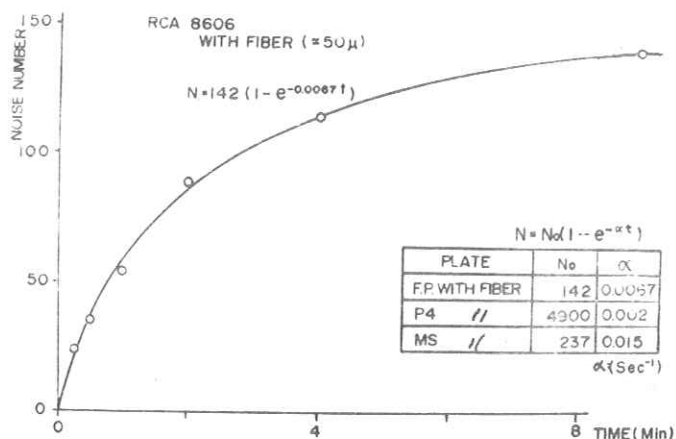
テレビモニター上に現われなくなっている。この方法で測定した結果、時間的特性は第 9 図に示すようにファイバー付蛍光板の場合、

$N = 142(1 - e^{-0.0067t})$ となった。Nは壊変箇數，tは時間(sec)である。

第9図中の小表

は螢光板の種類によって異なる事を示している。螢光体の厚さは，P₄は50⁴0 μ，MS，270 μファイバ一付螢光板は約50 μである。

この表からわかるように，螢光板の螢光体部分の厚さの順に N₀ は大きくなっている。



第9図

対策

微弱放射線測定器に用いられているガラス，光電子増倍管のソケットやベース等に含まれている放射性物質からの放射線は調べられておりその対策も立てられている。¹⁾ しかし，I.O.管やその光電面からの放射線は調べられていない様である。

スターノイズ除去方法としては，I.O.管の場合にもそのスターノイズの主要因である ⁴⁰Kを除くか ⁴⁰Kを含まない光電面又は，管を作る必要がある。

他の除去方法としては二個の撮像管を用いて相関を取るか，又は放射線像と検出面の相対位置を掃引して相関を取って除去すればよい。なお放射線量測定に御力下さった，吉沢康雄助教授と芝電気の木嶋伸一君に深謝する。又，御便宜を計って下さったキャノン(株)長尾和美氏に感謝いたします。

文献 1) D.E. Watt et al. ; High Sensitivity Counting Techniques, Pergamon Pres, 1964.

X線けい光増倍管の動MTF

東芝・光電変換管技術部 恒岡卓二

静止した被写体に対するX線けい光増倍管(以下I.I.と呼ぶ)の空間周波数応答は周知のように空間(Spatial)MTFで表わされるが、動く被写体に対しては入出力けい光面の残光によるI.I.の時間応答が問題になってくる。この場合は被写体が相対的に静止して見えるような(出力像と共に動く)移動観測系を考え、この系に対する空間MTFを求めればよい。これを動(Dynamic)MTFと呼ぶこととし、^①本報告はこれと時間応答との関係についてのべる。

1. 理 論

移動観測系においてI.I.の入出力の関係は応答のlinearity成立範囲では次式で表わされる。

$$\eta(Z, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \xi(Z_0, t_0) h_1(\{Z_0 - u_t\} - \{Z_0 - u_{t_0}\}) \cdot h_2(t - t_0) dZ_0 dt_0 \quad (1)$$

ここに、 $\langle Z$: 空間座標 $\langle t$: 時間座標 $\langle \eta(z, t)$: 出力強度の変化分

規格化値 $\langle \xi(z, t)$: 入力強度の変化分規格化値

$\langle h_1(z)$: I.I.の空間的単位インパルス応答

$\langle h_2(t)$: I.I.の時間的単位インパルス応答

$\langle u_t$: 時刻0～t間の被写体移動距離

(1)の両辺を空間Fourier変換すれば

$$Y_t(\sigma) = e^{-j^2 \pi \sigma u_t} H_1(\sigma) \int_{-\infty}^{\infty} F_{\sigma}[\xi(z_0, t_0)] e^{j^2 \pi \sigma u_{t_0}} h_2(t - t_0) dt_0 \quad (2)$$

ここに、 $\langle Y_t(\sigma) \rangle$: 時刻 t における $\eta(z, t)$ の空間 Fourier 変換

$\langle \sigma \rangle$: 空間周波数 $\langle H_1(\sigma) \rangle$: $h_1(z)$ の空間 Fourier 変換

$\langle F_\sigma \rangle$: 空間 Fourier 変換を表わす Operator

一般に、 $\xi(z, t) = \xi_1(z) \cdot \xi_2(t)$ として扱えるから(2)より、

$$|Y_t(\sigma)| =$$

$$|x_1(\sigma)| \cdot |H_1(\sigma) \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi\sigma u t_0} \xi_2(t_0) h_2(t-t_0) dt_0| \quad (3)$$

$$\therefore H_d(t) = |H_1(\sigma)| \cdot \left| \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi\sigma u t_0} \xi_2(t_0) h_2(t-t_0) dt_0 \right| \quad (4)$$

ここに、 $\langle x_1(\sigma) \rangle$: $\xi_1(z)$ の空間 Fourier 変換

$\langle H_d(t) \rangle$: 時刻 t における動 M T F

(4)式が動 M T F の一般式であるが、その特殊場合として単純化の例を示せば、

1.1 被写体に時間的強度変化がない場合は $\xi_2(t) = 1$ であるから、

$$H_d(t) = |H_1(\sigma)| \cdot \left| \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi\sigma u t_0} h_2(t-t_0) dt_0 \right| \quad (5)$$

1.2 さらに被写体が等速運動 (速度 = v) をする場合は

$u_t = vt$ であるから

$$H_d = |H_1(\sigma)| \cdot |H_2(\sigma v)| \quad (6)$$

ここに、 $\langle H_2(\nu) \rangle$: $h_2(t)$ の時間 Fourier 変換 $\langle \nu \rangle$: 時間周波数

$\langle |H_2(\nu)| \rangle$: 時間 (Temporal) M T F

1.3 さらに被写体が静止している場合は $H_2(0) = 1$ であるから、

$$H_d = |H_1(\sigma)| = \text{空間 M T F} \quad (7)$$

2. 実 験

2.1 過渡状態の時間応答

(1)式の成立条件として I. I. は空間的および時間的に linear系でなければならない。前者の成立は知られているので、ここでは後者について過渡状態におけるインパルス応答の時間的重畳則の成立を実験的にたしかめた。すなわち X線管と I. I. の入力との間にギロチン構造で鉛のスリットを落下させ、第1図に示すような X線インパルス(半値巾 0.4 ms) を作って I. I. に与える。このインパルスを1ケまたは1ms 間隔で続けて2ケと3ケ加えたときの I. I. の出力波形を第2図(a)(b)(c)に示す。別に(a)の波形を作図で重ねたものと比較した結果、(d)に示した A, B, C の X線条件ではかなりの精度で重畳則の成立することがわかった。

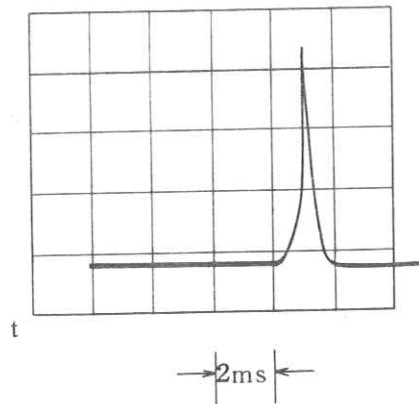
2.2 過渡状態の時間 MTF

第1図と第2図(a)の波形を Fourier 変換して I. I. の過渡状態の時間 MTF $- H_2(\nu)$ を求めた(第3図 実線曲線 A)。

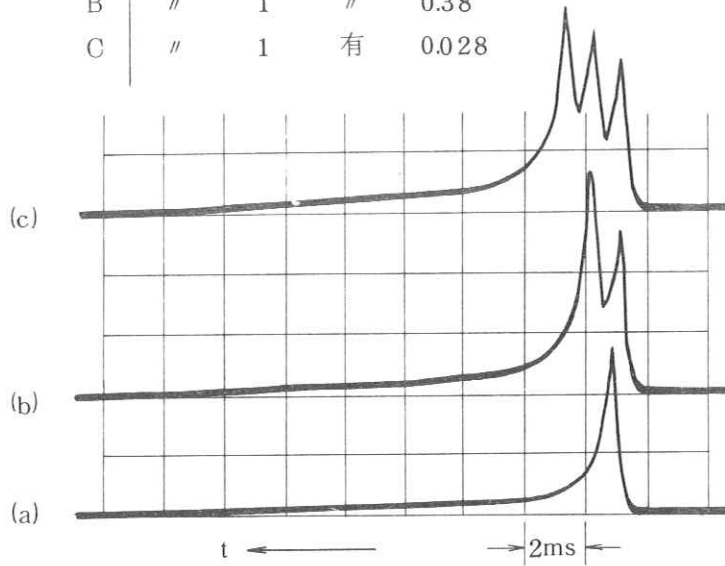
2.3 等速運動チャートに対する定常状態の出力 Modulation

半径 270 mm のアクリル円板に 130 本の放射状溝を掘り(溝巾 = 溝間隔), 酸化鉛を埋めて作ったチャートを I. I. の入力前面で回転させて、定常状態に達したときの出力の Modulation を測り、X線管の焦点の大きさ(公称 0.3 mm) の補正とチャートの矩形波信号→正弦波信号の補正を施した(第4図破線 1~5)。 $v = 0$ ($\nu = 0$) における各値は空間 MTF $- H_1(\sigma)$ を与える。また同図から定常状態の時間 MTF (平均値)

第1図 X線インパルス

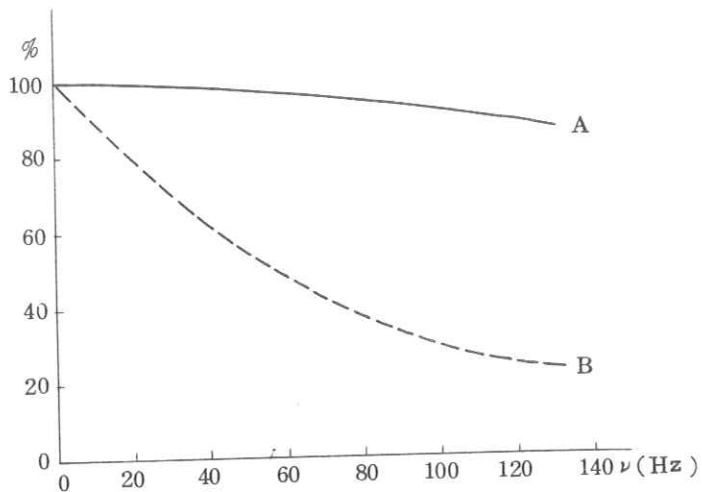


(d)	KV	mA	Cu板	R/min	第2図 インパルス応答
A	60	6	ナシ	2.4	
B	"	1	"	0.38	
C	"	1	有	0.028	

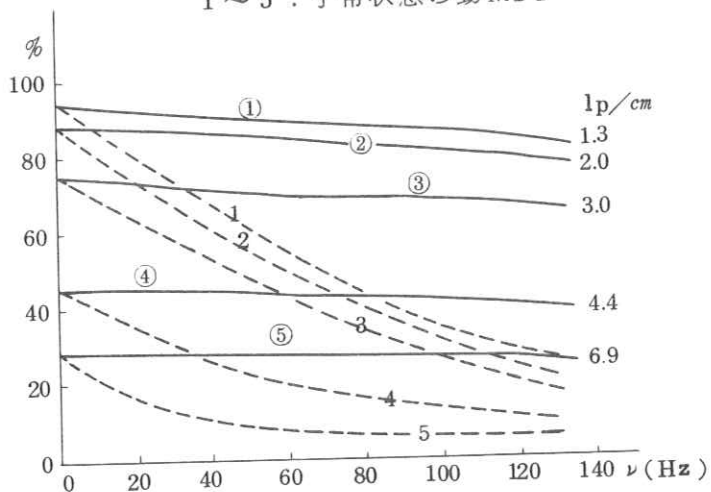


第2図 インパルス応答

第3図 A : 過渡状態の時間MTF— $H_2(\nu)$
 B : 定常状態の時間MTF



第4図 ①~⑤ : 過渡状態の動MTF— H_d
 1~5 : 手常状態の動MTF



を求めたものを第3図破線曲線Bで示す。 $H_2(\nu)$ と $H_1(\sigma)$ から(4)式で H_d が得られる(第4図実線①～⑤)。

3. 考 察

- 過渡状態においてはX線量の实用範囲でI.I.の時間応答には重畳則が成立する。したがって過渡状態の動MTFは(4)式で与えられる。
- 入力のくり返し刺戟により定常状態に達したI.I.の時間MTFは過渡状態のそれより大巾に低下する。
- 実際にはI.I.の入力に早いきり返し刺戟が与えられることはほとんどなく、実用上I.I.系は動く被写体に対しては過渡状態の連続と見做せるものと考えられる。

たとえば心臓の鼓動もI.I.の過渡応答(第2図)の時定数に比べるとはるかにゆっくり動いていることになり、過渡状態のくり返しと見て差支えないであろう。

- したがって動く被写体に対するI.I.の応答は過渡状態の時間MTFおよび動MTFで与えられると考えてよいものと思われる。

文 献

- ① 電四学連大会 昭和45-1586

R I I 研究会第 1 1 回委員会議事録

日 時 昭和 4 6 年 5 月 2 2 日 (土) 1 6 : 0 0 ~ 1 7 : 0 0

場 所 小西六写真工業(株)会議室

出席者 高橋 信次, 内田 勝, 金森 仁志,
木下 幸次郎, 竹中 栄一, 津田 元久,
恒岡 卓二, 矢仲 重信

議 題 1) 名誉顧問の件
2) 次回予定

審議結果 1) 海外の研究者を名誉顧問, 名誉会員に迎える件につき, 審議の結果, 今後 R I I 研究会の関連テーマに関する海外の研究者が来日された際には特別講演会などを開催することとし, 事後その研究者について委員会で審議して当会に直接間接に貢献の程度が大きいと認められたときは名誉会員, 名誉顧問に迎えることとした。
2) 次回は, 8 月 2 1 日又は 2 8 日に大阪で開催することとした。

新入会員

氏名	〒	勤務先及び所在地
片倉 剛	980	東北大学医学部放射線技師学校 仙台市星陵町 2-1
太田 温	980	同上
木内 繁夫	980	同上

住所変更

氏名	〒	新勤務先及び所在地	TEL
梅垣 洋一郎	280	放射線医学総合研究所 千葉市穴川 4-9-1	0472- 51-2111
酒井 尚信	280	千葉大学医学部附属 診療放射線技師学校 千葉市矢作町 785	
相模 司	014 -03	公立角館病院放射線部 秋田県仙北郡角館町岩瀬	
佐久間 貞行	467	名古屋市立大学医学部放射線医学教室 名古屋市瑞穂区瑞穂町川澄 1	
田中 仁	280	千葉大診療放射線技師学校 千葉市矢作町 785	
花田 勝	557	日立レントゲン株式会社大阪工場 大阪市西成区長橋通 5-19	
広瀬 正治	444	神取学園医療技術専門学校 愛知県岡崎市美合町字平端 24	岡崎 51-2521

演 題

(1) 特別講演

欧米における放射線医学事情

— 宮崎大学

内田 勝教授

(2) 頭部 X 線規格写真観測点の自動計測処理

— 日本大学歯学部

西岡敏雄

(3) 被写体のスペクトル(V)

— 東大医学部

竹中栄一

富士写真フィルム研究所

高野正雄, 福井 裕

(4) 格子形蛍光板の二, 三の特性

— 芝電気

木下幸次郎, 佐藤英久,

山口奉頼, 水島伸一

— 東大医学部

竹中栄一

— 東大工学部

橋爪弘雄

(5) ビジコンカメラによるパルス X 線式 X 線量軽減法

— 東芝

恒岡卓二, 渡辺広行

(6) 増感紙フィルム系の濃度の M T F

— 宮崎大

内田 勝

宮崎県立宮崎病院

稲津 博, 河野誠二

(7) 被写体のスペクトルと情報容量

— 京都工芸繊維大学

金森仁志

R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次
顧 問	足 立 入 弘 正
常任委員	佐々木 常 雄, 竹 中 栄 一, 津 田 元 久,
委 員	長谷川 伸 武, 一 岡 芳 樹, 内 田 勝,
	飯 沼 武, 一 岡 芳 樹, 内 田 勝,
	梅 垣 洋一郎 (代理 松川収作), 金 森 仁 志,
	木 下 幸次郎, 久 保 栄 太 郎, 佐 柳 和 男,
	佐々木 常 雄, 竹 中 栄 一, 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

研究会記事 第二十八回

発行日 昭和四十六年七月 日

編集者 長谷川 伸

調布市小島町十四
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

東京都文京区本郷七十三一
東京大学医学部放射線
医学教室内

印刷所 東京都中央区宝町三十三

タナカ印刷株式会社
電話〇三一五六七一二五五一