

放射線像研究

VOL. 1. No. 1. (通巻29号) 1971年12月

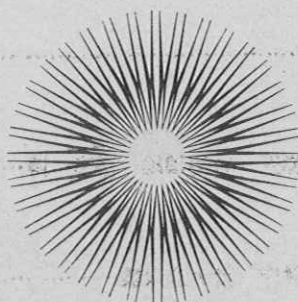
* 目 次 *

研究会記事・会告	1頁
特別講演	デルタ函数およびその応用	
	—宮崎大学工学部 餌取寛次	5
論文	30-1 散乱線除去効果のMTF	
	—宮崎大学工学部 内田 勝	
	—県立宮崎病院 河野誠一 篠崎悌五 岩切国雄 稲津 博	12
	30-2 フィルム等方性の自現機による乱れ	
	—宮崎大学工学部 内田 勝	
	—県立宮崎病院 稲津 博 永田耕作 猪ヶ倉政盛	15
	30-4 コントラスト法MTFの測定精度	
	—大日本塗料 平城 実 三浦典夫	21
	30-5 ビジコン形撮像管を用いた間欠式X線テレビジョン(第2報)	
	—東 芝 恒岡卓二	25
	30-9 映像電子装置の解像度(Ⅲ) — 等価回路的とり扱い —	
	—電気通信大学 長谷川 伸	32
解説	X線像画質の理論的取扱い	
	—島津製作所 津田元久	35
論文	29-1 増感紙 — フィルム系の濃度のMTF	
	—宮崎大学工学部 内田 勝	
	—県立宮崎病院 稲津 博 河野誠一 永田耕作	
	篠崎悌五 岩切国雄	46
	29-2 イメージアンプリファイヤを用いた断層撮影	
	—津島製作所 津田元久	51
	29-3 左室容積のテレビジョン計測法	
	—北里大学医学部 池田裕之	
	—芝電気株式会社 山口幸頼 木嶋伸一 木下幸次郎	59
	24-4 Radioisotope Angio cardiogram	
	—東大医学部 宮崎達也	
	—芝 電 気 木下幸次郎 木嶋伸一	74

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。



世界一の蛍光体技術が生きています

KYOKKO

**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)

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

第 29 回 研 究 会 記 事

第 29 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。研究発表のうち * 印のものは本誌に論文が掲載されています。

日 時 昭和 46 年 8 月 21 日 (土) 10:30~16:00

場 所 東洋レントゲン株式会社 講堂 (大阪市)

出席者 (敬称略)

池田祐之, 伊藤 博, 稲津 博, 猪熊正克, 今川房之助, 内田 勝, 遠藤俊夫,
大森久生, 岡本紀久夫, 金森仁志, 木下幸次郎, 小山 喬, 竹中栄一, 津田元久,
角田 明, 恒岡卓二, 中西省三, 長谷川 伸, 速水昭宗, 平城 実, 三浦典夫,
矢仲重信, 山下一也,

(非会員)

大森晴史, 木嶋伸一, 佐藤孝司, 堤 直葉, 藤本祐一, 山岡信行, 山口奉頼

プログラム * 印のものは本誌に論文が掲載されています。

解 説 * X線像画質の理論的取扱い

島津製作所: 津田元久

研究発表

(1) * 増感紙 — フィルム系の濃度の M T F

宮崎大工: 内田 勝

宮崎県立宮崎病院: 稲津 博, 河野誠一, 永田耕作, 岩切国雄

(2) * イメージアンプリファイアを用いた断層撮影

島津製作所: 津田元久

(3) * 左室容積のテレビジョン計測法

北里大学医学部: 池田祐之

芝電気: 山口奉頼, 木嶋伸一

(4) * Radioisotope Angiocardiogram の解析装置

東大医学部: 宮前達也, 芝電気: 木下幸次郎, 木嶋伸一

第 30 回 研 究 会 記 事

第 30 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。研究発表のうち、*印のものは本誌に論文が掲載されています。

日 時 昭和 46 年 1 月 26 日 (金) 27 日 (土)

場 所 宮崎観光ホテル 2階会議室 (宮崎市)

特別講師 宮崎大学工学部 餌取 寛次助教授

出席者 (敬称略)

稲津 博, 内田 勝, 木下幸次郎, 河野誠一, 斎藤雄督, 竹中栄一, 津田元久,
恒岡卓二, 長谷川 伸, 平城 実, 矢仲重信,
(非会員) 赤崎兼雄, 池田洋光, 井上孝一, 江副正輔, 餌取寛次, 大山卓夫,
窪田修治, 是枝義成, 新開英秀, 高橋 洋, 田島聖正, 原田雅登, 福留ゆき子,
堀川 健, 森山有相, 若井希久昌, ほか

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 *デルタ関数およびその応用 宮崎大工学部 餌取寛次教授

解 説 情報工学の基礎 宮崎大工学部 内田 勝教授

研究発表

- (1) *散乱線除去効果の M T F 宮崎大工学部 内田 勝
県立宮崎病院 河野誠一, 篠崎倭五, 岩切国雄, 稲津 博
- (2) *フィルム等方性の自現機による乱れ 宮崎大工学部 内田 勝
県立宮崎病院 稲津 博, 永田耕作, 猪ヶ倉政盛, 森本雅博
- (3) イメージアンプリファイアの入力面の特性について 島津製作所 津田元久
- (4) *コントラスト法 M T F の測定精度 大日本塗料 平城 実, 三浦典夫
- (5) *ビジコン型撮像管を用いた間欠式 X線テレビジョン(第 2 報) 東芝 恒岡卓二
- (6) シリコンビジコンの X線テレビへの応用 日立レントゲン 矢仲重信
- (7) ダイナミックサブトラクションシステム 東大医 竹中栄一, 北里大医 池田祐之
日立レントゲン 矢仲重信, 芝電気 山口奉頼, 木嶋伸一, 籠田 実, 木下幸次郎
- (8) 被写体のスペクトル(V) 東大医 竹中栄一
- (9) *画像の信号雑音比(等価回路的扱い方) 電通大 長谷川 伸

会 告

— 第31回研究会について —

第31回研究会は2月中旬名古屋で開催されます。多数演題をお寄せ下さい。

申込期限 1月25日(火)

申込先 〒182 調布市小島町14 電気通信大学
電子工学科 長谷川 伸

— 新入会員について —

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
池田 祐之	228	北里大学病院外科 神奈川県相模原市麻溝台いの原1番地	0427-78-8325
岡本 紀久夫	229	興和株式会社電気光学部相模原工場技術部 神奈川県相模原市橋本572-1	0427-71-1671
小野寺 洋	010	秋田県立脳血管研究センター 秋田市千秋久保田町6-10	秋田 33-0115
角田 明	545	大阪物療専門学校 大阪市阿倍野区阿倍野元町6-22	
斎藤 雄督	213	東京芝浦電気株式会社 玉川工場 川崎市久本30	044-82-5161

— 住 所 変 更 —

氏 名	〒	新勤務先および所在地	Tel
柄川 順	173	帝京大学医学部放射線科 板橋区加賀2-11-1	(303)2936
尾沢 光久	271	日本大学松戸歯科大学放射線学教室 松戸市栄町西2-870-1	
小山 喬	530	日本医学技術学校放射線科 大阪市北区浮田町6	
松本 達周		横浜市港南区笹下町2739(自宅)	
森矢 達人	100 -91	第一勧業銀行健保組合内幸町診療所 千代田区内幸町1-1-5	03-503-5111 内線 2287
矢仲 重信	277	日立レントゲン株式会社 柏工場 千葉県柏市新十余2の1	0471-52-4151~6

一 第 12 回 委 員 会 議 事 録 一

日 時 昭和46年8月21日(土) 16:00~17:30
場 所 東洋レントゲン(株) 会議室
出 席 者 内田 勝, 金森仁志, 竹中栄一, 津田元久, 恒岡卓二, 平城 実, 矢仲重信,
長谷川 伸

議 題

- 1) 誌名改訂の件
- 2) 雑誌内容について
- 3) 次回予定について

審議結果

- 1) 研究会雑誌は発足以来「研究会記事」となっているが、当研究会出発当時とは雑誌の性格変わったこと、このままでは文献として引用するのに不便であること、「放射線像の研究」第3巻以降が出版しにくい事情にあり、現在の雑誌の体裁を改めたいとの意見が強くあった。審議の結果、会長の承認を得た上で

雑誌名……放射線像研究

号 数……Vol 1, 1, 2, (通巻30号等附記)

ページ数……各巻通しページ

とすることに意見が一致した。

- 2) 雑誌内容については、研究には「研究」、転載論文には「原著論文転載」と付記する。研究会議事、会告等は色ページとして通しページから外す。写真はオフセットとする。
- 3) 次回研究会は宮崎大学において11月28日に行なうこととし、地域的な理由で解説に重点をおくこととした。

一 第 13 回 委 員 会 議 事 録 一

日 時 昭和46年11月26日(金)
場 所 宮崎観光ホテル内
出 席 者 内田 勝, 木下幸次郎, 竹中栄一, 津田元久, 恒岡卓二, 平城 実, 矢仲重信,
長谷川 伸

議 事

- (1) 会費未納者について
45, 46年度の未納者については会費納入方を催促する。44年度以降未納者についてはいま一度催促し、それでも納金のない場合47年より送本を停止する。
- (2) 次回研究会について
第31回研究会は2月中旬の土曜日、名古屋において開催することとした。

〔特別講演〕

デルタ函数およびその応用

宮崎大学工学部

餌取寛次

講演要旨

P.M. Diracによって提唱されたデルタ(δ)函数は、物理学および工学技術上数多くの分野でその解析上の有効さを発揮している。

すなわち応用数学上では、複素積分における発散場の解析を容易にした。さらに物理工学上では、電荷や質量等の分布に対する密度としての表示をなし、さらに電磁波、粒子、濃度、温度および熱等のポテンシャルの瞬間入力や点源としての物理的意味を与えている。

このデルタ函数について、超函数上の位置づけを簡単に示し、積分上のテスト函数に対する作用素的性質と物理現象上の具体的応用例について解説するものである。

内 容

1. δ -函数の由来と定義(その超函数上の関係とmeasureとしての性質について)
2. δ -函数の性質(積分上のテスト函数に対する作要素—rapid decrease函数—として)
3. δ -函数のFourier変換とLaplace変換上の問題点(空間的対称性と時間的因果律)
4. 物理工学上における δ -函数の応用
 - 4.1 複素積分に対する応用(Fourier変換の基本的性質の問題として)
 - 4.2 固体熱伝導に対する応用(輸送現象におけるパルス場の問題として)
 - 4.3 中性子拡散に対する応用(原子バイルにおける粒子の等方散乱の問題)
 - 4.4 電送回路に対する応用(電信方程式の問題)
 - 4.5 量子電気力学に対する応用(核力の中間子論)

1. δ -函数の由来と定義

$\{D_n(x)\}$ 急激な減少函数列

(r. d-function)

超函数¹⁾

(distribution)

$$\text{Lim} \int_{-\infty}^{\infty} D_n(x) \varphi(x) dx = \int_{-\infty}^{\infty} f_d(x) \varphi(x) dx \quad \{ D_n(x) \}_{n \rightarrow \infty} \rightarrow f_d(x)$$

Now, consider

$$D_n(x) = \sqrt{\frac{n}{\pi}} e^{-n x^2}, \quad n=1, 2, \dots$$

$$\text{Lim}_{n \rightarrow \infty} D_n(x) = \begin{cases} \infty & x=0 \\ 0 & x \neq 0 \end{cases}$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} D_n(x) dx = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^{\infty} e^{-y^2} dy = \text{erf}(\infty) = 1 \quad (y = \sqrt{n}x),$$

$$\text{erf}(x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-y^2} dy$$

$$\text{Lim}_{n \rightarrow \infty} \int_{-\infty}^{\infty} D_n(x) \varphi(x) dx = \varphi(0) \text{Lim}_{n \rightarrow \infty} \int_{-\infty}^{\infty} D_n(x) dx = \varphi(0)$$

$\varphi(x)$: 超函数 $f_d(x)$ の Test 函数

P.M. Dirac²⁾ : (点としての存在, 発散性, 規格化)

$$\text{Lim}_{n \rightarrow \infty} D_n(x) = \delta(x) = \begin{cases} \infty & x=0 \\ 0 & x \neq 0 \end{cases}$$

※ 必要性 $\left\{ \begin{array}{l} \text{点の存在: 時空構造の理想化, 密度(電荷・質量)の表示(点の物理性)} \\ \text{規格化: 確率空間としての概念} \\ \text{発散性: 時空構造につながる物質の場としての不確定さ?} \end{array} \right.$

※ 講演者の主観による

L. Schwartz³⁾ : (1950)

函数 $\left\{ \begin{array}{l} \text{対応変換(写像の原理, Möbiusの変換)} \\ \text{正則性(解析接続)} \end{array} \right\} \left. \begin{array}{l} \text{拡張} \\ \rightarrow \text{超函数の理論} \\ \text{測度(measure)} \\ \text{Borel集合} \end{array} \right\}$

測度(measure) : 或る集合(Borel集合)の中で, 測定につながる物理量に対応するもの……質量, 電荷, 密度

Diracの δ -functionはmeasureである。

超函数 $\left\{ \begin{array}{l} \text{4.5) 測度的 (物理的)} \\ \text{測度的でないもの(数学的, 抽象的)} \end{array} \right.$

2. δ -函数の性質²⁾

2.a) $f(x) \delta(x) = f(0) \delta(x), \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \delta(x) dx = f(0)$

2.b) $\int_{-\infty}^{\infty} f(x) \delta(x-a) dx = f(a)$

2.c) unit step function との関係 $u'(x) = \delta(x)$

2.d) $\delta(x) = \delta(-x)$

2.e) $\delta(ax) = \frac{1}{|a|} \delta(x)$

2.f) $\delta(x^2 - a^2) = \frac{1}{2|a|} \{ \delta(x-a) + \delta(x+a) \}$

2.g) $\int_{-\infty}^{\infty} \delta(a-x) \delta(x-b) dx = \delta(a-b)$

2.h) $A=B$ (real) ならば

$$A/x = B/x + C_0 \delta(x)$$

3. δ -函数の Fourier 変換と Laplace 変換

3.a) Fourier 変換^{6.7.8)}, $\delta(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{iwx} dw$

Heaviside の unit function の関係としての説明^{8.9.10)}

3.b) Laplace 変換^{11.12)}

even-function としての性質は?

$$\delta_\epsilon(x) = \begin{cases} 0 & x < 0 \\ 1/\epsilon & 0 < x < \epsilon \\ 0 & x > 0 \end{cases}$$

$$\mathcal{L} \cdot \delta(x) = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \int_0^\infty \delta_\epsilon(x) \cdot e^{-sx} dx = 1,$$

\mathcal{L} : Laplace 変換記号

$\delta(x) = \delta(-x)$ 空間の対称性 (f): 時間の可逆性は成り立つか?

unit(step) impulse¹³⁾

4. 物理工学上における δ -函数の応用

4.1) 複素積分に対する応用¹⁴⁾

$$4.1.a) \int_0^\infty \frac{\sin x}{x} dx = \frac{\pi}{2}$$

$$4.1.b) \int_0^\infty \frac{\cos x}{x^2 + 4} dx = \frac{\pi}{4} e^{-2},$$

($\int_0^\infty \cos \lambda x dx = \pi \delta(\lambda)$ の応用)

4.2) 固体熱伝導に対する応用

熱伝導の基礎式^{15.16.17)}

$$\frac{\partial T(x, t)}{\partial t} = \alpha \frac{\partial^2 T(x, t)}{\partial x^2} \quad \frac{\partial T(0, t)}{\partial x} = \frac{\partial T(L, t)}{\partial x} = 0 \quad t > 0$$

いろいろな積分操作による解¹⁷⁾ とその入力条件による表示^{18.19)}

$$T(x, t) = \frac{1}{L} \int_0^L T(x, 0) dx + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{L^2} e^{-\frac{n^2 \pi^2 \alpha t}{L^2}} \cdot \cos \frac{n\pi x}{L} \int_0^L T(x, 0) \cos \frac{n\pi x}{L} dx$$

δ -函数による入力条件の考察²⁰⁾、拡散係数 α の決定²¹⁾

拡散のGreen函数²²⁾ $G(x, t)$ とその一般化の検討^{13.23)}

$$G(x, t) = \frac{1}{\sqrt{4\pi\alpha t}} \exp\left(-\frac{x^2}{4\alpha t}\right), \text{ 拡散の点源理論 }^{24.25.26)}$$

4.3) 中性子拡散に対する応用^{27.28.29)}

E. Fermi の age eq. (年令方程式)²⁷⁾

$$\frac{\partial q(\tau, t)}{\partial t} = D \cdot \frac{\partial^2 q(\tau, t)}{\partial \tau^2} \quad q(\tau, t) : \text{中性子の flux}$$

D : 中性子の拡散係数

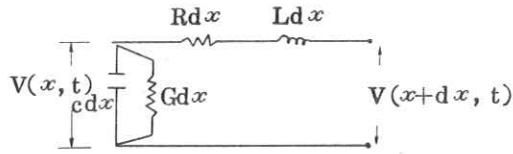
点源入力: $q_0 \zeta(\tau) \zeta(t)$

$\tau = \tau(x, y, z)$

熱中性子の減速距離の2乗平均 $\langle \tau \rangle = 6Dt$, $\langle \tau \rangle$ 平均自由行路

4.4) 電送回路に対する応用^{30~33)}

$$\left. \begin{aligned} -\nabla V &= R I + L \frac{\partial I}{\partial t} \\ -\nabla Q &= C V + G \int_0^t v dt \end{aligned} \right\}$$



$G \neq 0$ における電信方程式

電送回路のモデル

$$\left(1 + \frac{LG}{RC}\right) \frac{\partial v(x, t)}{\partial t} = \frac{1}{RC} \frac{\partial^2 v(x, t)}{\partial x^2} - \frac{G}{C} \cdot v(x, t) - \frac{L}{R} \frac{\partial^2 v(x, t)}{\partial t^2}$$

回路の熱系に対するアナロジーによる熱衝撃理論³³⁾

熱流 = 熱インパルス入力による固体中での応答波 ($\delta(t - x/V_0)$ を含む)

V_0 : 熱波の速度 δ -函数項を熱衝撃波の伝播とみなす

4.5) 量子電気力学に対する応用

相対論的波動方程式 (Klein-Gordon の方程式)^{34.35)}

$$E^2 = P^2 C^2 + m_0^2 C^2 \quad m = m_0 / \sqrt{1 - \beta^2} \quad \beta = v/c$$

$$\left(\frac{E}{P} \right) \rightarrow \left(\frac{i\hbar \frac{\partial}{\partial t}}{-i\hbar \text{grad}} \right) \quad \left(E = mc^2 = \frac{m_0 c^2}{\sqrt{1 - \beta^2}} \right) \quad \therefore E^2 = (E\beta)^2 + m_0^2 c^4,$$

$E\beta = PC$

$$\therefore \frac{\partial^2 \psi}{\partial \phi^2} - \frac{m_0^2 c^2}{\hbar^2} \psi = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0$$

g : 核子の場における

intensity

$r \neq 0$ ($-e \cdot 4\pi r^2$)

$$= -4\pi g \quad \delta(\mathbf{r}), \mathbf{r} \rightarrow 0 = -4\pi g, \quad \left(\begin{array}{l} \mathbf{e} = \mathbf{g} \\ \mathbf{r} = 1 \end{array} \right)$$

場の方程式	領域	解
$\frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} - \chi^2 \phi = 0$	$r \neq 0$	$\phi(r) = \text{const} \cdot \frac{e^{-\chi r}}{r}$
$\frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} - \chi^2 \phi = -4\pi g \cdot \delta(r), r=0$	$r=0$	$\phi(r) = 2\pi \cdot \frac{g}{\chi} \cdot e^{-\chi r}$

$\chi = m \cdot c / \hbar, \phi(\infty) \rightarrow 0$ (potentialの有界条件)

一般的に

$r \geq 0$ のとき $\phi(r) = g \cdot \frac{e^{-\chi r}}{\chi r}$: 湯川 potential ³⁶⁾

量子場における δ -函数 ³⁷⁾

文 献

- 1) P. Dennery and A. Krzywicki: Mathematics for Physicist. (Harper Int. 1967) PP. 225-255
- 2) P. M. Dirac : Principle of Quantum Mechanics (Oxford Press. 1958) 4 ed. PP. 58-61, 280-283
- 3) L. Schwartz : (岩村訳) : 超関数の理論 (岩波書店, 1953) (特に集合論および測度と δ -函数との関係は p.7~31)
- 4) 小松 「超関数について」 日本物理学会誌 25(1970)56
- 5) 河合 数理科学 8(1970)24
- 6) R. Bracewell: the Fourier Transform and its Application (McGRAW-Hill, 1965) PP. 69-97
- 7) A. Papoulis : (平岡 他訳) : 応用フーリエ積分 (オーム社, 1967) PP. 329-343
- 8) C. A. Korn and T. M. Korn : Mathematical Handbook for Scientists and Engineers (McGRAW-Hill, 1968) PP. 874-879
- 9) 高橋 : 自動制御の数学 (オーム社, 1960) PP.12-22
- 10) L. Levene : Methods for Solving Engineering Problems using Analog Computers (McGRAW-Hill, 1964) PP. 383-389

- 11) L. Schwartz (吉田 他訳) : 物理数学の方法
(岩波書店, 1966) PP. 64-146
- 12) I. N. Sneddon : Fourier Transforms
(McGRAW-Hill, 1951) PP. 32-35
- 13) K. Etori : Trans. SICE 4 (1968) 405 [in Japanese]
- 14) M. R. Spiegel : J. appl. Phys. 23 (1952) 906
ibid, 25 (1954) 1302
- 15) H. S. Carslaw and J. C. Jaeger : Operational Method in Applied
Mathematics (Dover. pub, 1963) PP. 250-298
- 16) V. Arpaci : Conduction Heat Transfer
(Addison - Wesley, 1966) PP. 336-431
- 17) H. S. Carslaw and J. C. Jaeger : Conduction of Heat in Solid
(Oxford Press, 1959) 2nd. P. 101
- 18) W. J. Parker et al : J. appl. phys. 32 (1961) 1679
- 19) D. E. Baker : J. Nuclear. Materials 12 (1964) 120
- 20) K. Etori : to be Published
- 21) R. Taylor : Brit. J. appl. phys 16 (1965) 509
- 22) H. G. Landau : J. Soc. Indust. Appl. Math 11 (1963) 564
- 23) K. Etori : Japan J. appl. Phys 8 (1969) 1357
- 24) S. Chandrasekher : Rev. Mod. Phys 15 (1943) 1
- 25) J. Crank : the Mathematics of Diffusion
(Oxford Press, 1956) PP. 26-41
- 26) L. W. Wallin et al : Z. Naturforsch. Ausg
A24 (1969) 436
- 27) E. Fermi (小林訳) : 原子核物理学
(吉岡書店, 1954) PP. 244~253
- 28) S. Glasstone et al (伏見 他訳) : 原子炉の理論
(みすず書房, 1952) PP. 86-91, 104-273
- 29) R. E. Marshak et al : Nucleonics. July (1949) PP. 53-60

- 30) P. Grivet
the physics of Transmission Lines at High and very High
Frequencies vol. 1 (Academic Press, 1970) PP. 4-7 168-175
- 31) K. Etori Japan. J. appl. phys 10 (1971) 732
- 32) 餌取：日本物理学会（春の分科会：応用数学部門）
講演会（1971, 6）予稿集 PP. 228
- 33) 餌取：サーマルショックによる固体中での熱波の伝播に対する解析
ショックチューブ，シンポジウム（招待講演，於東大宇航研，1971, 9）論文71~78
- 34) S. S. Schwever : An Introduction to Relativistic Quantum
Field Theory (Harper & Run, 1961) PP. 54-64
- 35) J. A. Eisele : Modern Quantum Mechanics with Applications
to Elementary Particle Physics (John-Wiley, 1969) PP. 153-179
- 36) H. Yukawa : Rev. Mod. Phys 21 (1949) 471
中間子論の模型と方法：自然（中央公論社，S 25 168） PP. 22
- 37) A. Visconti : Quantum Field Theory, vol. 1
(Pergamon Press, 1969) PP. 159-171

散乱線除去効果のMTF

宮崎大学工学部 内田 勝

県立宮崎病院 河野誠一，篠崎悌五

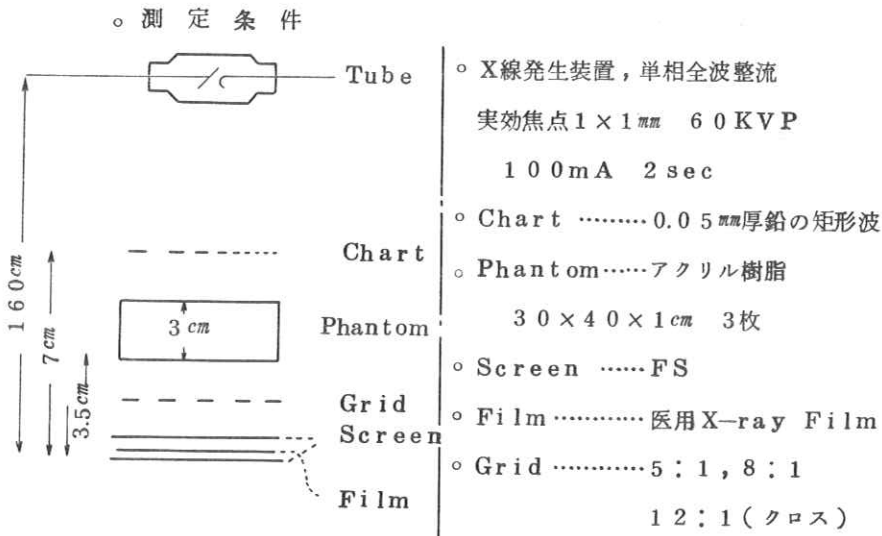
岩切国雄，稲津 博

目 的

散乱線除去装置（以後Gridという）の性能は、X線像の画質を大きく左右する。このGridの性能評価は、現在、露出倍数、コントラスト改善係数などの単一評価がなされている。が、これらは測定法によって測定値に誤差を生じ、相互比較を行なう程度であった。

われわれは、GridのMTFを求めることによって、Gridの性能を空間周波数ごとに定量的に評価することを試みた。

測定方法



測定原理

$T(\omega)$: FocusのMTF $C(\omega)$: ChartのMTF
 $P(\omega)$: 散乱線のMTF $G(\omega)$: GridのMTF
 $S(\omega)$: ScreenのMTF $F(\omega)$: FilmのMTF

とする。

Film像の黒化度を有効露光量に変換し、 $A_1(\omega)$ 、 $A_2(\omega)$ 、 $A_3(\omega)$ を求める。

$$A_1(\omega) = T(\omega) \cdot C(\omega) \cdot P(\omega) \cdot G(\omega) \cdot S(\omega) \cdot F(\omega)$$

$$A_2(\omega) = T(\omega) \cdot C(\omega) \cdot P(\omega) \cdot S(\omega) \cdot F(\omega)$$

$$A_3(\omega) = T(\omega) \cdot C(\omega) \cdot S(\omega) \cdot F(\omega)$$

$A_1(\omega)$ 、 $A_2(\omega)$ 、 $A_3(\omega)$ から

$$\text{散乱線のMTF} \quad [P(\omega)] = \frac{A_2(\omega)}{A_3(\omega)}$$

$$\text{散乱線にGridを入れた時のMTF} \quad [P(\omega) \cdot G(\omega)] = \frac{A_1(\omega)}{A_3(\omega)}$$

$$\text{GridのMTF} \quad [G(\omega)] = \frac{[P(\omega) \cdot G(\omega)]}{[P(\omega)]}$$

このようにGridのMTFを求めた。

結果

GridのMTFは、(Fig 1, Fig 2)のように5:1, 8:1, 12:1(クロス)とよくなっている。

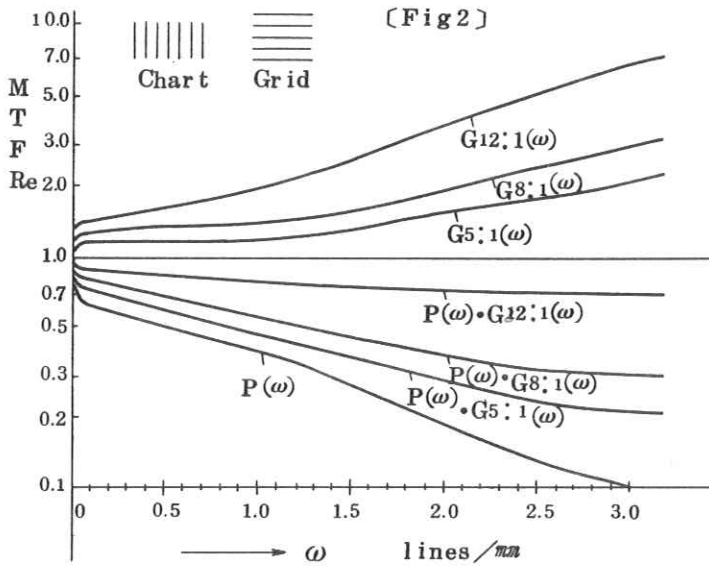
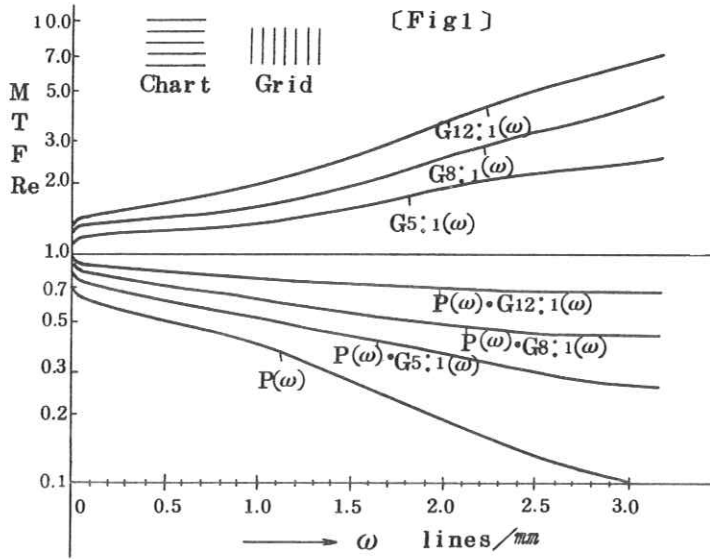
また、低周波でより高周波の方がMTFがよくなっている。

Chartに対してGridの目が平行のとき(Fig 1)の方が、直角(Fig 2)にあるときより5:1, 8:1, の平行Gridではよくなっている。12:1(クロス)では、ほとんど変わらない。このことはGridの目に平行な散乱線より直角方向の方がよく吸収除去されることがわかった。これは予想された通りであった。

考察

Gridの性能評価は、MTFで表示すると、空間周波数ごとの像改善能が定量的に表示できる。これによって

- i 同じGrid RatioでNumber Stripsの異なるGridの性能も定量的評価ができる。
- ii 空間周波特性の違いによる用途の使い分けが可能となる。
 例えば、低周波領域でよい特性をもつものは、低周波成分の多いMargin像などに用い、
 高周波成分の多い胸部などには、高周波に対してよい特性をもつGridを使用する。
- iii Gridの改良も、このMTFで正しく評価できる。



フィルム等方性の自現機による乱れ

宮崎大学工学部

内田 勝

県立宮崎病院

稲津 博，永田耕作

猪ヶ倉政盛，森本雅博

1. 緒 言

近年，医療用X線フィルムの現像処理は，処理の迅速化，画像の均一化，画質の向上などの要求によって，医療用X線フィルム自動現像機（以下自現機と略す）が開発され一般に利用されている。

自現機は初期のハンガータイプのものからローラータイプへと移行し，種々の改良がほどこされ，現在では全体の処理時間が90秒のものが出現し，迅速化の面では，ほぼ満足できる結果を得ている。

画像の均一化については現在まで多くの研究がなされ，管理が充分に行なわれるならばほぼ均一な画像が得られるようになった。

しかし画質の向上については，あまり問題とされていないのが現状である。

われわれはローラー移送方式自現機についてその処分過程で画質がいかに変化するかをローラーに対して直角方向と平行方向の線像強度分布（LSF）を，処理することによって調べた。

2. 実験方法

実験はFig 1に示すように器具を配置し，60kvp，100mA，0.4sec，にてX線を照射し，ローラーに対して平行方向と直角方向のSlit像をフィルムに作り，自現機で処理を行ない，濃度分布をマイクロホトメーターで測定した。

各自現機による濃度差をなくすため，各自現機によって作成した，フィルム特性曲線から，有効露光量変換後のLSFで2つの方向の比較を行なった。

Slitは $0.13\text{mm} \pm 0.005\text{mm}$ の鉛製のものを使用し，フィルムは医療用FnjiRX，

Sakura Qtype の2種を用いた。

実験を行なった自現機の種類を table 1 に示す。

3. 結果および考察

この実験を行なうにあたって、各自現機によるフィルム特性曲線を知る必要があった。

Fig 2, 3 に実験に使用した同一乳剤番号のフィルム特性曲線を示す。

A type . RX 共にこの2つの曲線内に他のすべての特性曲線は存在する。

フィルム特性曲線は各施設および自現機によってかなりのばらつきがある。

画像の均一化は各施設ごとの均一化ではなく全体についての均一化も検討されるべきであろうか。

Fig 4~7 にローラーに対して直角方向、平行方向の有効露光量変換後の正規化した L S F を示す。

この L S F はフィルムの M T F が乳剤中の光の散乱によって定まるならば、左右対称とならなければならない。

Fig 4~7 の実験で示すローラーに対して直角方向の L S F はほぼ対称である。

しかし平行方向の L S F は明らかに非対称であり、高濃度部にそれが最もよく現われている。

乳剤の混濁度が一定であるならばフィルムのどの部分でも L S F は同じでなければならない。

したがって自現機によってフィルム処理を行なうとフィルムの等方性が乱されることになる。

L S F の巾についてはほとんどの自現機においてやせる。

各自現機によって得られた L S F の半値巾を table 2 に示す。

これ等をフーリエ変換し M T F を求めると Kodak M 6 が一番悪い結果を示す。

しかし L S F の S l i t 巾に対する忠実度は、Kodak M 6 が一番すぐれている。

このようなときの M T F の表示は、いかにすればよいか、皆様の御意見をうかがいたい。

M T F は Fig 4~7 の L S F をそのままフーリエ変換した値をグラフにプロットした。

今後自現機については画像の均一化も重大であろうが、画質の向上、例えば等方性の乱れ等の改善にも力がそそがれるべきである。

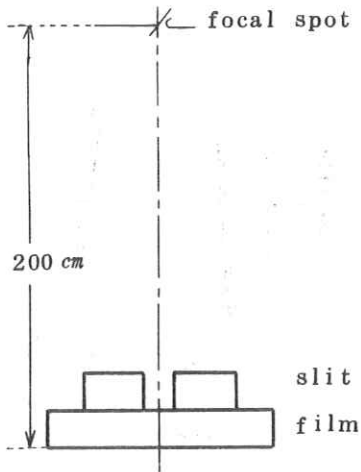
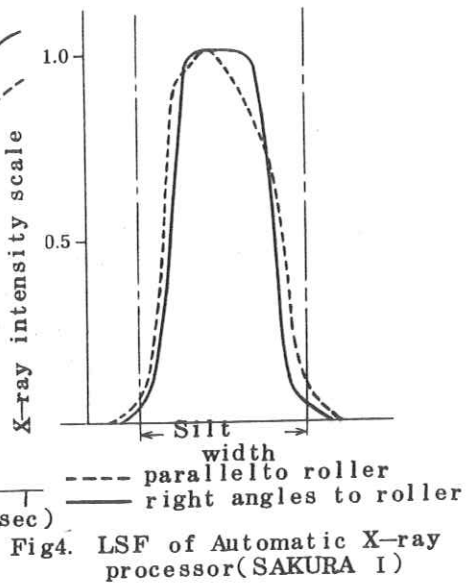
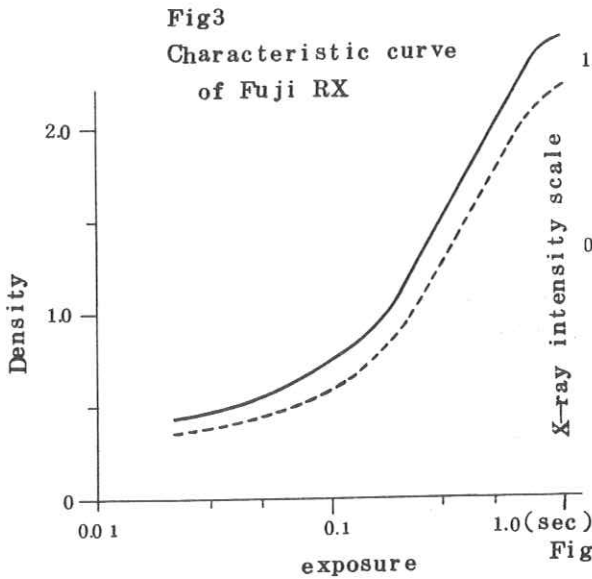
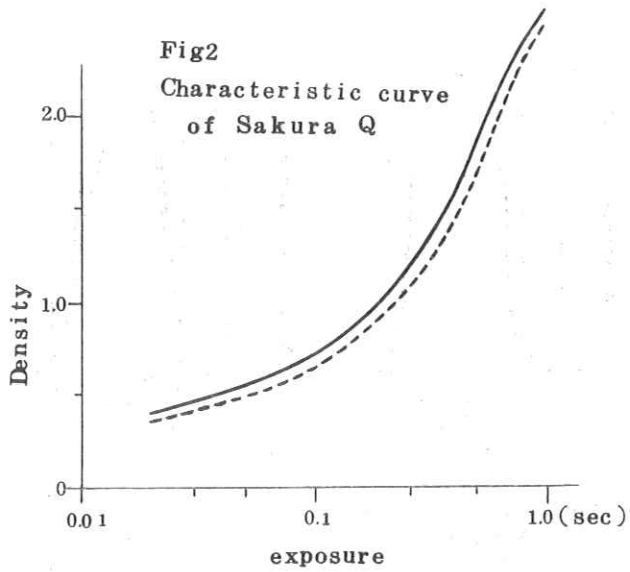


Fig 1. Experimental arrangement



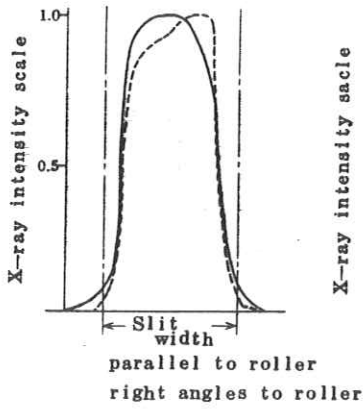


Fig 5 LSF of Automatic X-ray film processor (PAKOROL XM)

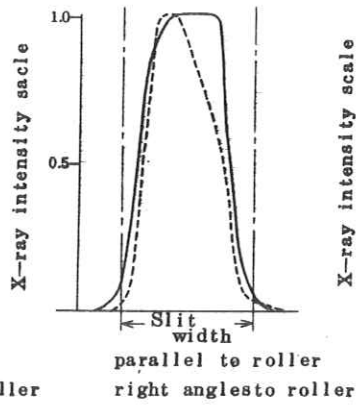


Fig 6 LSF Automatic X-ray film processor (SAKURA QX-1200)

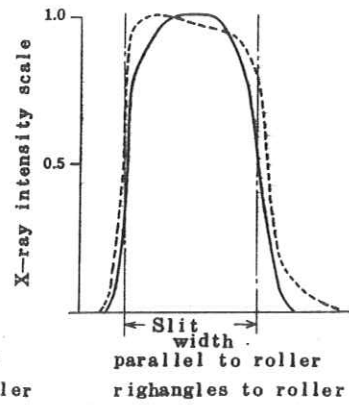


Fig 7 LSF of Automatic X-ray film processor (Kodak M6)

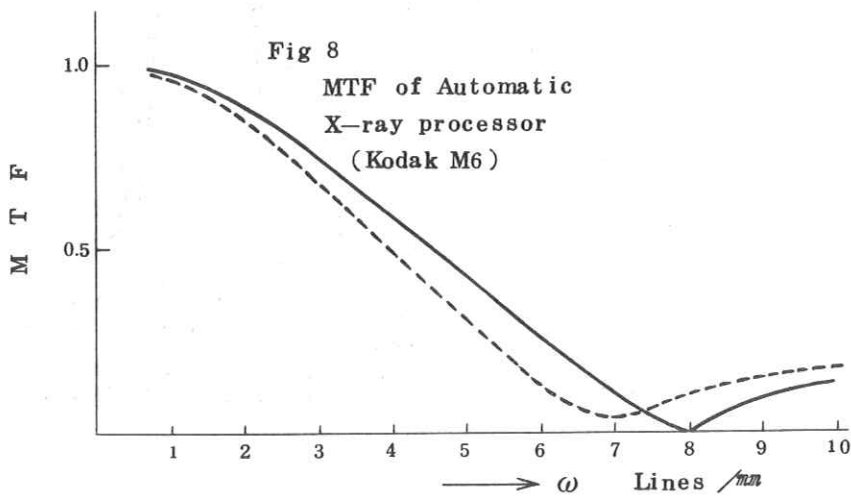


Fig 8 MTF of Automatic X-ray processor (Kodak M6)

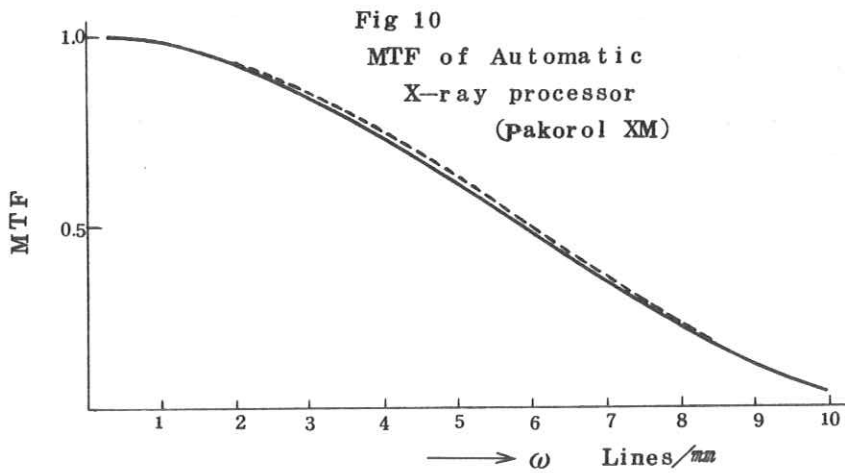
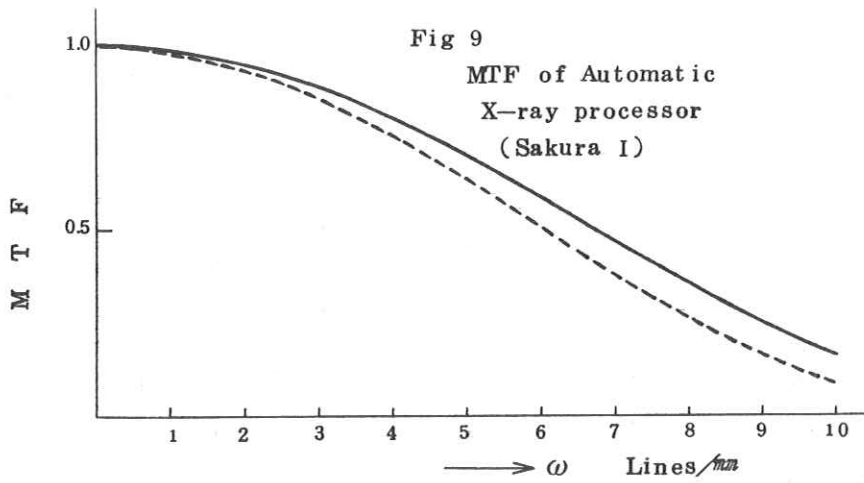


Table 1

90" type	QX-1200 QX-1000 Pakorol XU Koda KM6
3'30" type	QX-1200 Pakorol XM Processor R
8' type	Sakura I

Table 2

	Fuji RX		Sakura Q type	
	Parallel to roller (mm)	Right angles to roller (mm)	Parallel to roller (mm)	Right angles to roller (mm)
Pakorol XM	0.0896	1.0111	1.0111	0.1026
Sakura I	0.0953	0.0968	0.9822	0.0896
Kodak M6	0.1444	0.1329	0.1415	0.1358
QX-1200 (3'30")	0.1112	0.1011	0.1040	0.1112
QX-1000	0.0861	0.0838	0.0763	0.1112
QX-1200 (90")	0.0861	0.1040	0.0867	0.9389
Pakorol XU	0.0953	0.0910	0.1034	0.0797
Processor R	0.1271	0.1141	0.1156	0.1228
Tank develop- ment	0.1285		0.1358	

コントラスト法MTFの測定精度

大日本塗料 平城 実
三浦 典夫

1. 目 的

増感紙-フィルム系のMTFの測定には、LSFをフーリエ変換する方法矩形波チャートによる直接コントラストを求める方法が一般に広く使われている。

この報告は、矩形波チャート法の測定精度について検討した。測定上の問題点として写真濃度を有効露光量へ変換する時の特性曲線の精度、これと関連した写真濃度とMTFの値、更に管電圧と矩形波チャートの写真コントラスト等について調べ、その測定精度を上げる方法を検討した。

2. 実 験

2-1. 使用した装置及び材料

X線装置	島津山城B, 焦点 0.3×0.3 , 2×2 mm
増感紙	FS
フィルム	Kodak BB
現像液	Fuji Hi-Rendol, 5minタンク現像
矩形波チャート	Funk特注品 Pb 0.005 mm厚, Pb 0.2 mm厚
マイクロデントメータ	ナルミVII型, スリット 25×250 μ

2-2. 実験内容

写真濃度の有効露光量への変換に使う特性曲線の誤差を求めた。特性曲線の測定には、カセットにチャートを密着させ、FFD 200 cmで 60 kVpと 140 kVpで管電流及び露出時間を変えて 60 kVpについては 20 点、 140 kVpについては 10 点撮影し、これをマイクロデントメータにかけ、そのトレースの空間周波数 $0, 1.0, 2.0$ 本/mmの最高濃度と最低濃度をそれぞれチャートの撮影時にRadocon線量計で測定した線量とから特性曲線を作成し、それぞれの周波数のものを最終的に全部の点をまとめて一

本の特性曲線とした。

次にこの特性曲線を使って、特性曲線を求めた時の写真のマイクロレース濃度有効露光量に変換しMTFを計算し、写真濃度とMTFの関係を求めた。

管電圧が変わった場合の精度については、チャートの写真コントラスト及びマイクロレースの濃度範囲が関係するので、この点について別に鉛厚と写真コントラスト及び濃度範囲について60KVpと140KVpについて測定した。

3. 結果及び考察

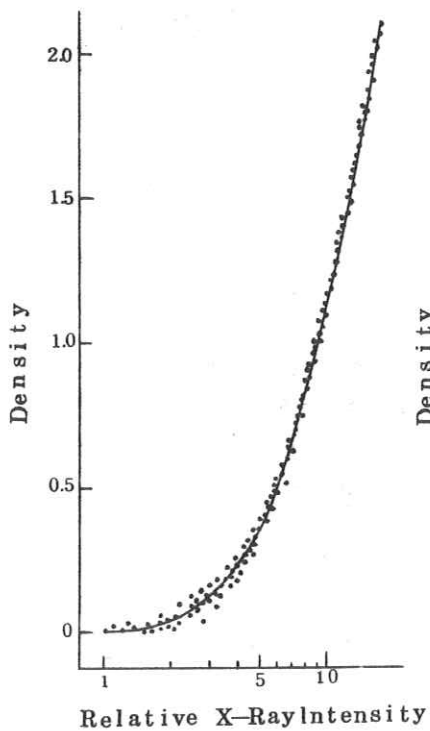
上記の方法で得られた特性曲線の再現性は、第1図に示すごとく高濃度部(直線部分)では良く、低濃度部ではばらつきが大きく悪い。従って、精度良くH-D変換をするためにはチャートの最低濃度が特性曲線の直線部分になるよう写真を撮る必要がある。また、チャートのマイクロレースの読み取り精度及び写真ノイズの影響を少なくするために、写真コントラスト(振巾)を大きくする必要がある。この様な点から60、100、140KVpについて矩形波チャートの最適鉛厚さを求めると、第2図から60KVpでは0.05mm、100KVpでは0.13mm、140KVpでは0.2mmが良い。

第3図に60、140KVpのpb 0.05、0.2mmについてマイクロレースの一例を示す。次に写真濃度とMTFの関係は、第4図、第5図に示すように60KVpで0.05mm、140KVpで0.2mmの厚さのものを使用すれば濃度が0.7~0.8以上であれば、ほとんど一定で濃度の影響は受けない。

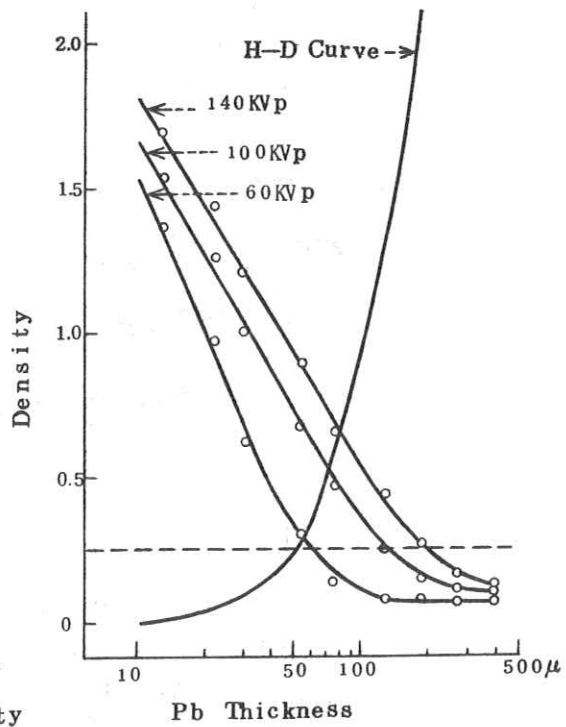
0.7~0.8以下でMTFの値が高くなる原因は、低濃度部で振巾が小さいために写真の粒状性をひろい、高く出るからである。一方、高濃度域では粒状性の影響は振巾が大きいため受けにくい、ほとんど一定となる。

第4図の60KVpの場合、低濃度域でチャートの鉛の厚さで差があるのは、鉛が0.2mmの場合マイクロレースした濃度の最低が0.05mmより高濃度にならないと特性曲線の直線域にならないためと考えられる。

第5図の140KVpの場合、0.2mmより0.05mmの方がMTFの値が高くでているのは、0.05mmの場合の振巾が小さいためである。低濃度部で高いのは、60KVpと同じ原因によるものと考えられる。以上の結果から、特性曲線を正確に求め、X線のエネルギーに適応した材質及び厚さの矩形波チャートを使用すれば、精度よくMTFが測定できる。



第1図 H-D 特性曲線



第2図 鉛の厚さと写真濃度

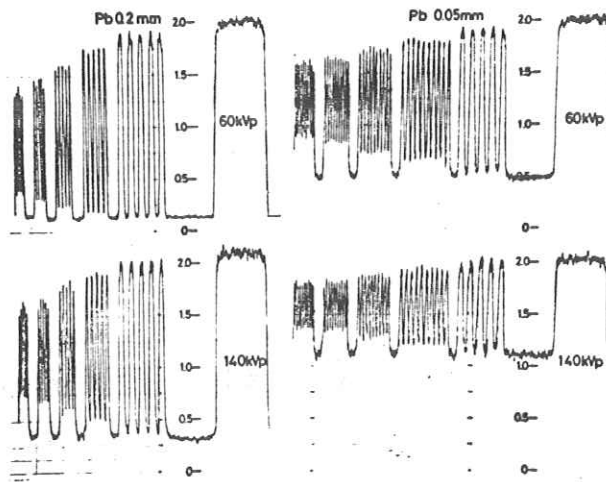
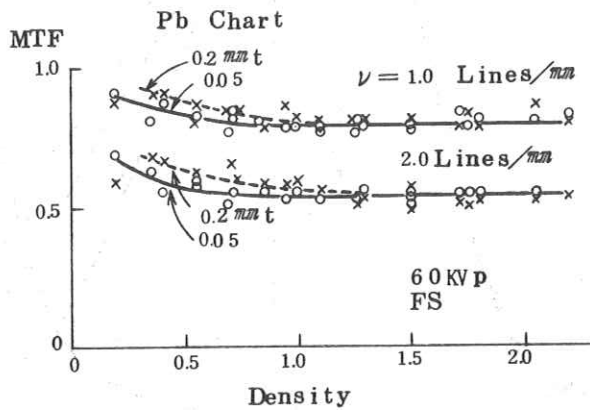
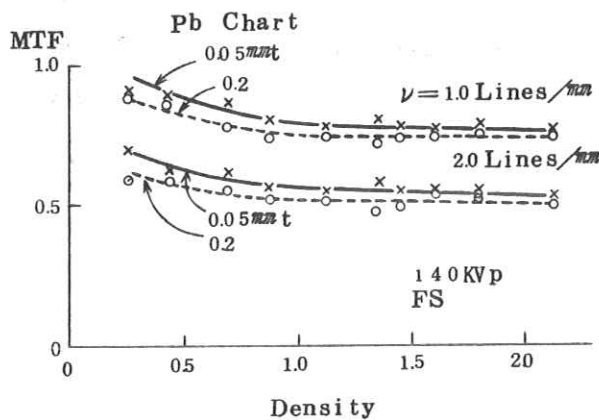


図3. 第3図 管電圧およびチャートの厚さによるマイクロレース



第4図 写真濃度とMTF (60 kVp FS)



第5図 写真濃度とMTF (140 kVp FS)

ビジコン形撮像管を用いた間欠式X線テレビジョン(第2報)

東芝・光電変換管技術部 恒岡卓二

要約: I. I+ビジコンカメラ方式の間欠式X線TVにおいて, 光導電面の異なるビジコン形撮像管を用いたシステムについてX線パルス応答の比較を行なった。モニター上のX線量子雑音に対する眼の残像時間を測定して0.15秒を得, X線パルス線量を $40\mu R$ と決めた。

Sb_2S_3 ビジコンに対して, PbO ビジコン, Si ビジコン, $CdSe$ ビジコン等の長所が明らかとなった。

1. 間欠式のX線量

Notation:

	単位
連続方式線量率(被写体通過後ハイライト部) = X	$< R/S >$
垂直周期 = T_f	$< ms >$
眼の残像時間 = $\tau_e = n T_f$	$< ms >$ (1)
X線パルス波高値 = X_p	$< R/S >$
" 半値巾 = τ_p	$< ms >$
" 周期 = $T = k \tau_e$	$< T f >$ (2)

$$\begin{aligned} \text{入力X線像の } S/M &\propto \sqrt{\text{眼の残像時間中に積分されたX線量子数}} \\ &\propto \sqrt{X \tau_e} \end{aligned} \quad (3)$$

間欠方式においても(3)の S/N を保つためには

$$1 \text{ パルス線量} = X_p \tau_p = X \tau_e \quad (4)$$

(2)より

$$\text{平均線量率} = X_p \tau_p \cdot \frac{1}{T} = X \cdot \frac{1}{K} \quad (5)$$

即ち $K > 1$ でなければ線量の低減はない。

$$(4)(1) \text{より} \quad \text{ビジコン走査毎の入射線量} = X_p \tau_p = (X T_f) \cdot n \quad (6)$$

即ち連続方式における1フィールドの線量 $(X T_f)$ の n 倍をパルスとして与えて、これが如何に効率よく信号出力として取り出せるかが間欠方式の問題点となる。

効率 η を次の如く定義する。

$$\eta = \frac{\text{間欠方式出力信号}}{\text{連続方式出力信号} \times n} \quad (7)$$

2. 眼の残像時間 τ_e

測定原理： 眼は常にモニターCRT上に現時点以前の $n = \tau_e / T_f$ 個のフィールドに現われたX線量子像を積分視している。新しいフィールドが1個加わる毎に $n+1$ 個前のフィールドが視覚から消滅する。量子像の加増消滅は空間上 random に起こるから量子輝点はCRT上を random に動いて見え、量子雑音として感じられることになる。

今、図1の構成において、CRTをカットオフ状態にしておき、 T_f の整数倍の巾 τ で on 動作させ、 τ を次第に拡げて行くと、 $\tau \leq \tau_e$ の間はCRT上の量子像は数が増えて見えるだけであるが、 $\tau > \tau_e$ になると動いて見えるようになる。

逆行を行えば $\tau \geq \tau_e$ から $\tau < \tau_e$ になったときに量子像は動かなくなる。

測定結果： 図1の連続方式 ($T_f = 16.3 \text{ ms}$) において、

被写体	Philips製 I. I. テストチャート	
I. I 入力線量	$X = 16 (1.2 \sim 2.0) \text{ mR/M}$	(8)
ビジコン	$\text{Sb}_2\text{S}_3 (I_d = 0.02 \mu\text{A})$	
CRT	P4 蛍光体, $2.3 (0.6 \sim 1.8) \text{ } \mu\text{m}^2$	

観測者 #	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	平均
n { τ 拡大	9	10	9	10	10	8	8~9	9	8~9	7~8	11	9.15
τ 縮小	9	9	9	10	10	8	8~9	10	9	7~8	11	9.2
	$\therefore \tau_e = (9.15 \sim 9.2) T_f \doteq 0.15 \text{ s}$											(9)

(2), (5), (9)より	パルス回数/秒	6.7	6	5	4	3	2	1	0.5
	線量低減比	1	$1/111$	$1/133$	$1/167$	$1/222$	$1/333$	$1/6.7$	$1/133$

$$(1) \text{より} \quad n = 0.15 / 16.3 \times 10^{-3} = 9.2 \quad (10)$$

$$(7)より \quad \gamma = \frac{1}{9.2} \frac{\text{間欠方式出力信号}}{\text{連続方式出力信号}} \quad (11)$$

また、(4)、(8)、(9)より連続方式最適条件相当のパルス線量は、

$$1 \text{パルス線量} = X \tau_e = 1.6 \times \frac{0.15}{60} = 4.0 \mu R \quad (12)$$

3. 各種ビジコンを用いたシステムのX線パルス応答

3.1 実験方法

図2の構成について

X線管	全DC動作，パルス駆動，集点 $0.3 \times 0.3 \text{mm}$
I. I	東芝6"E5028AH 1mSのX線パルスに対する残光は約3mS
Vid	東芝1"8541 (Sb_2S_3)，東芝1"M7066⊗ (PbO) 東芝1"E5036 (Si)，東芝1"E5001 (CdSe)
Na I+PM	シンチレータ，X線瞬時値観測用
PG	パルス信号発生器
BG	ブランキング信号発生器 (ブランキング巾 $W=0 \sim 10 \text{Tr}$)
チャート	Pb板にX線透過・不透過の段をつけたもの
Sync	フィールド数 $=6.15/S$ ，走査線数 $=256$ 本 (飛越走査なし) 垂直走査周期 $T_f=16.3 \text{mS}$ ，垂直ブランキング巾 $=1.2 \text{mS}$

I. I. の出力光スペクトルおよび各ビジコンのスペクトル感度を図7に示す。

各ビジコンの主特性を表1に示す。

X線パルス発生と同時にビジコンは巾 W のブランキングをかけ、次の走査期間の第1フィールドの出力信号 $1F$ をオシロで読みとる。全体を周期 T で繰返す。各段の波形の時間関係を図3に示す。

3.2 システムのパルス γ 特性

図2の構成で各ビジコンを用いたシステム全体のX線パルスに対する γ 特性を図4に示す。図示の条件を変えても γ 値に大巾な変化はない。CdSeには補助光を用いた場合も併記した。

3.3 一定出力信号を与えるパルスX線量

カメラコントロールの出力信号 ($1F$) を 0.4v に押えたときのX線パルス線量と信号

取り出しまでの待ち時間 T_s (T_f 単位で表わす) との関係を図5に示す。解像度の点から T_s の許容限界は Sb_2S_3 5~6 T_f , Si 2~3 T_f であり, それ以上長くすると解像劣化が目立つ。 PbO と $CdSe$ は10 T_f 以上でも劣化なし。

3.4 パルス線量40 μR を与えたときの出力信号

3.2と3.3から最適パルス線量40 μR を与えたときの出力信号(1F)を算出し, その1Fと T_s の関係を図5に示す。また同図には(II)で表わされる η の値の代表値が()内に示されている。

4. 結 論

- ① モニターCRT上のX線量子雑音に対する眼の残像時間は0.15S前後である。
- ② X線パルス周期>0.15Sのとき線量低減の目的が達せられる。
- ③ I.I.+ビジコンシステムの連続方式最適線量率は16mR/M前後であり, これに相当するX線パルスの線量は40 μR /パルスである。
- ④ X線パルスに対するシステムの応答は適当な待ち時間をとればどのビジコンでも連続方式より大, 出力信号大となる。
- ⑤ I.I.と組合せるビジコンとして Sb_2S_3 ビジコンは立ち上りが悪く適していない。
- ⑥ Si ビジコンは立ち上りが最も早く, 感度も大であり, 待ち時間が不要である。
- ⑦ PbO ビジコン, $CdSe$ ビジコンはパルス γ およびパルス感度が特に大きく, 待ち時間も1フィールド程度で足りる。
- ⑧ 暗電流の少ない PbO ビジコン, $CdSe$ ビジコンは待ち時間が10フィールド以上でも解像度劣化がなく, また補助光の効果が大きい。

表1. 各供試ビジコンの主特性データ

ビジコン名称	ターゲット	I_d (μA)	I_{sig} (μA)	Re so (本)	Lag (%)
8541	Sb_2S_3	0.02/27v	0.21	750/600	25
M7066⊗	PbO	0.001	0.31/20v	700/500	25
E5036	Si	0.012	0.33/0.5lx	550/400	12.5
E5001	$CdSe$	0.0009	0.3/1lx	800/600	20

図1. τ_e の測定

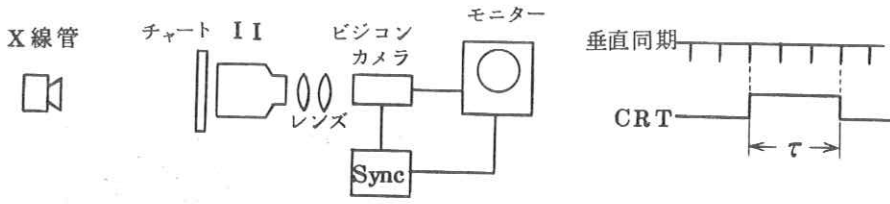


図2. X線パルスに対するシステム応答の測定

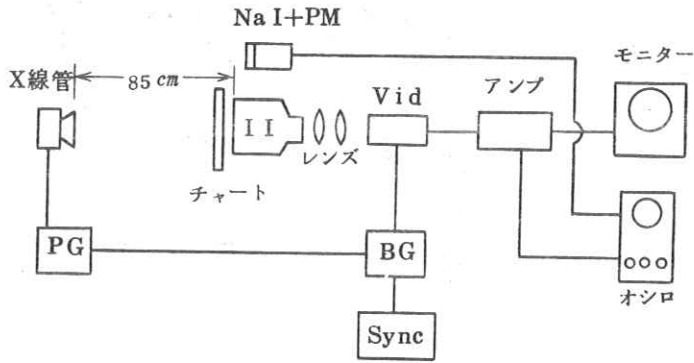
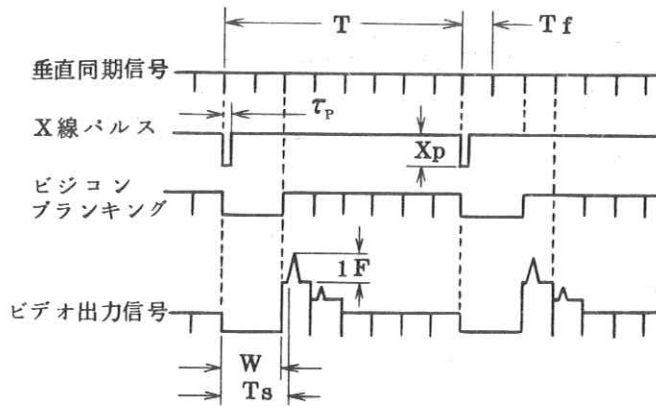


図3. 各段の波形



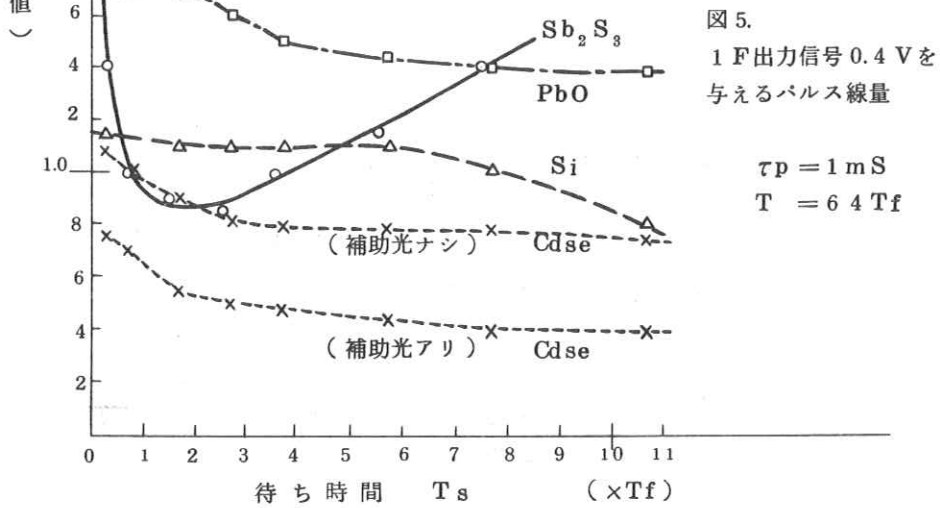
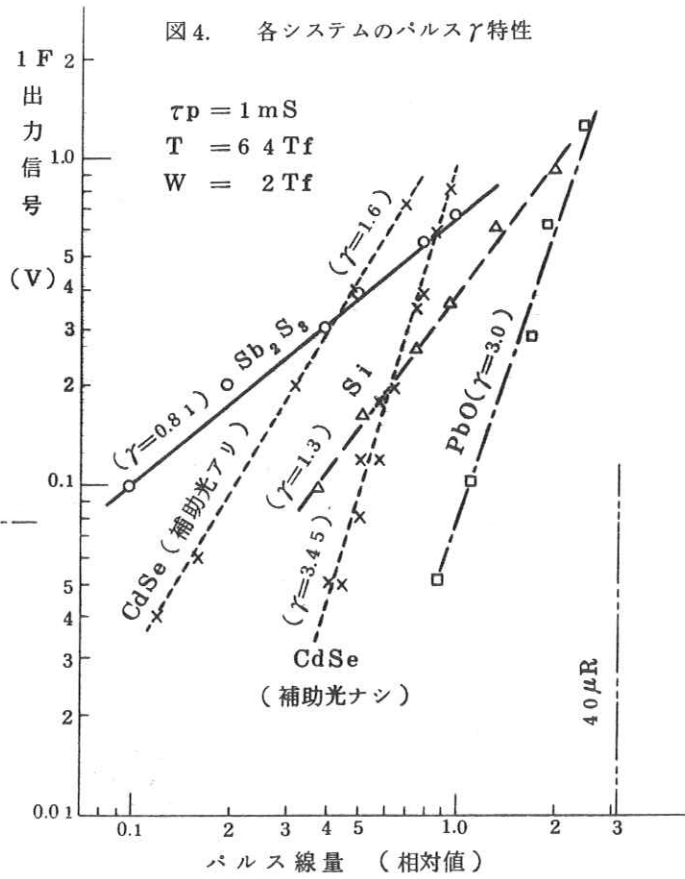


図6. パルス線量 $40 \mu R$ のときの 1 F 信号/連続方式信号 (Pb_2S_3)
 () 内は η の値を示す。

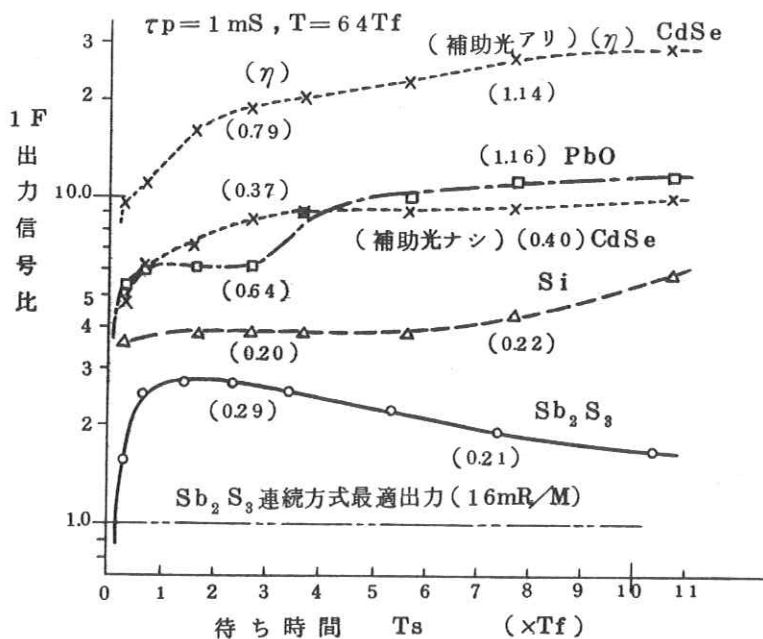
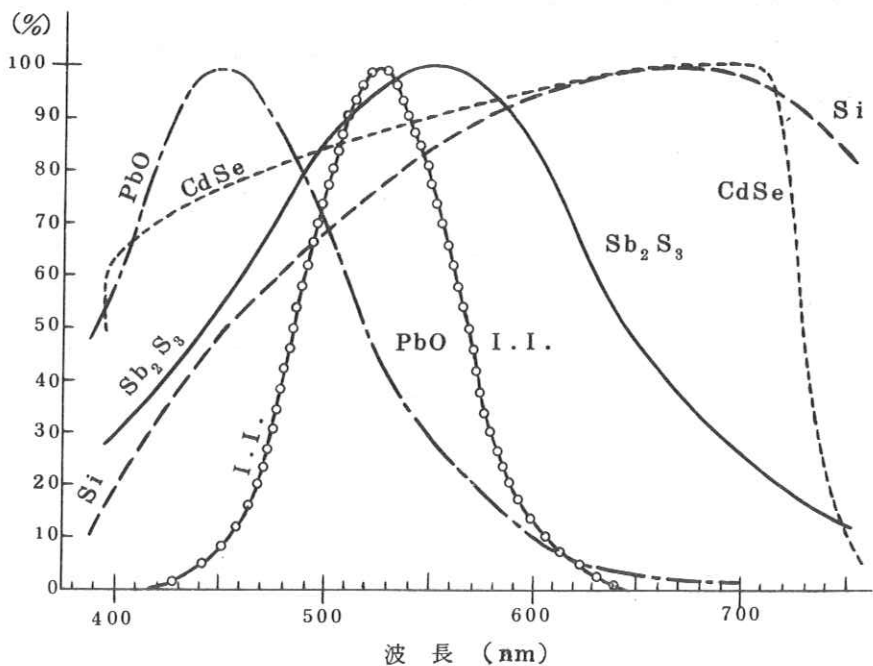


図7. I.I. 出力螢光体のスペクトルおよび各ビジコンのスペクトル感度



映像電子装置の解像度 (III)

— 等価回路的とり扱い —

電気通信大学 長谷川 伸

前報に述べたように、¹⁾²⁾ 高感度撮像管や多段形イメージ管などの高利得映像装置の解像度は出力像の光学的信号雑音比で定まる。入力像として平行縞パターンを与えたときの出力信号、出力光学雑音を求める方法として装置の画質に関する機能の等価図化と空間担体流の概念を考察した。

1. 高利得映像装置の動作

前報と同様、光電面に図1のような平行縞パターンを与え、信号を x 方向1次元でとり扱うことにする。積分時間を τ とおく。まず高利得映像装置の入力面をきわめて暗く一様に勝らしたときの装置各段の信号の様子を考える(図2)。

A: 光電面入力像, 光子到着密度を ν_1 (個/ $m^2 \text{ sec}$) とすると, $\bar{\nu}_1 h \tau = \bar{n}_1$ (個/ $m^2 \text{ sec}$) の光子が x 方向にランダムに並ぶ。

B: 1次光電子, 光電面の量子効率を η_0 とすると出力は $\eta_0 \bar{n}_1$ 個の電子が x 方向にランダムに並ぶ。

C: 光電面出力, 1次光電子に熱電子(密度を \bar{n}_d (個/ m)) が加わる。

D E: 上記電子が第1段量子増倍器に入る。1次電子のうち2次効果を生ずる効率を η_1 , これに対する平均増倍率(ゆらぎを伴なう)を μ_1 とする。見かけの倍率 δ_1 は $\eta_1 \mu_1$ となる。

F: 第2増倍器以降では量子増倍はゆらぎを伴わず一様に δ_2 倍増倍されるとする。

G: 出力像, MTFによる像のボケを第2増倍器以降の段に集中すると仮定してある。

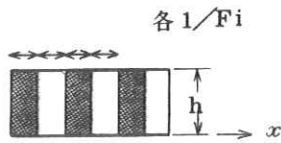


図 1. 入力像のパターン
線数 F_1 (本/mm)

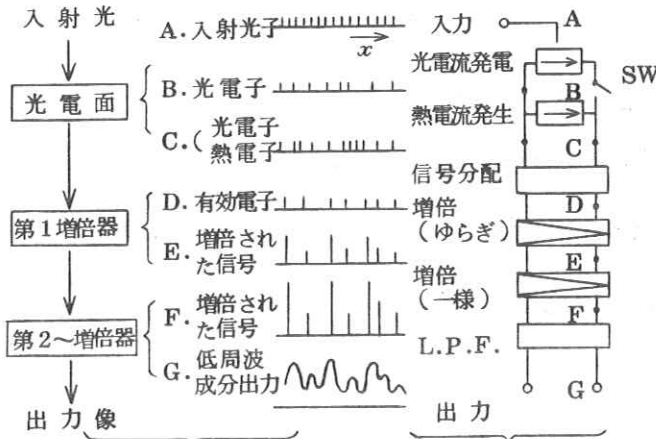


図 2.
映像装置の動作と各段の信号

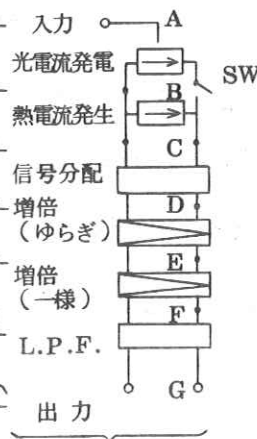


図 3.
等価図

2. 等価図と空間担体流

図2の現象は全て量子現象であり、電子の同様な現象(ただし変数は時間 t)が電流となることから考えて量子1個に伴う明るさを ϵ (電子電荷 e_0 に対応)とし、図2のような連続量子現象を空間担体流と呼ぶことにする。さらに上述の装置を図3のような等価図で書くことができる。図のA, B等の記号は図2中の記号に対応する。

A: 入力担体流は $\bar{n}_i \epsilon$ 。

B, C: 光電面の動作は入力光量に比例する光電流 ($\eta_0 \bar{n}_i \epsilon$) を発生する発電器と熱電流発電器に相当する。共に定電流発電器で担体流に含まれる雑音は散射雑音。

D: 効率 η_1 による信号分配は5極真空管の G_2 (screengrid) と全く同じ動作を行なう。分配雑音が発生する。

E: ここで増倍ゆらぎに伴う雑音が発生するが電気信号の場合の2次電子放射雑音が発生する。

3. 出力雑音

上記のような等価図で考えると出力雑音の計算は容易である。二つの定電流発電器で発生す

る雑音は共に散射雑音であり，これに第1量子増倍器の分配雑音と二次電子放出雑音が加わる。

$$\bar{i}_E^2 = 2\varepsilon^2 \eta_1 (\eta_0 \bar{\eta}_i + \bar{n}d) dF \quad (1)$$

二次電子放出雑音については，一次電子の β_p の部分が一次電子1個につきp個の二次電子効果を生ずるとし，van der Ziel³⁾に従い，Kを(2)式で仮定すると

$$\sum_{p=0}^{\infty} \beta_p = 1, \quad \sum_{p=0}^{\infty} p \beta_p = \mu_1, \quad \sum_{p=0}^{\infty} p^2 \beta_p = K \mu_1 \quad (2)$$

の定義のKを用いて出力雑音はMTFをR(F)とおくと

$$\bar{i}_E^2 = 2\varepsilon^2 \eta_1 (\eta_0 \bar{n}_i + \bar{n}d) \mu_1 K \int_0^{\infty} [R(F)]^2 dF \quad (3)$$

となる。1イズの成因としては蛍光面の粒状に基くものもあるが高利得の装置の場合は無視し得る。¹⁾

4. 出力信号の計算

空間周波数Fiの平行縞パターンを入射することは図3のスイッチSWを周波数FiでON-OFFすることに相当する。従って出力信号の高さSは， $\gamma(F)$ を周波数Fiにおける方形波レスポンス関数の値とすると

$$\begin{aligned} S &= \bar{n}_i \varepsilon \times (\text{各段の増倍率}) \times (\text{FiにおけるLPFの値}) \\ &= \bar{n}_i \varepsilon \eta_0 \eta_1 \mu_1 \mu_2 \gamma(Fi) \end{aligned} \quad (4)$$

で与えられる。

5. む す び

画像のキャリア量子の位置座標に沿う配列を電子の時間軸に沿った流れになぞらえ，また装置の画質に関する機能を電気回路とのアナログで等価図化することにより，出力信号雑音の大きさを容易に計算することができる。X線蛍光増倍装置，X線テレビジョン装置は高利得の量子増倍系であり，同様な計算を行なうことができよう。

- 1) 長谷川 伸：R I I研究会記事19-3 (1968)
- 2) 長谷川 伸・桜井 和明：R I I研究会記事27-4 (1971)
- 3) Van der Ziel：Noise; Prenlice Hall

X線像画質の理論的取扱い

島津製作所 津田元久

1. はじめに

一般に画像の質を問題にするとき、画質を支配する要素としてボケ・バックグラウンド・雑音が考えられ、これらを総合的に取扱う場合には画像の情報量が問題にされる。これらの要素のうちボケについてはその理論的取扱いおよび測定法がほぼ確立されており、像を改良して見易くするための方法が追求されている現状である。しかし、情報理論を画像に適用して情報量を問題にする分野では、各種の試みがなされているがなお今後の発展に待たねばならないところが多く残されている。

この解説では、これまで行なわれてきたX線像の画質に関する研究のうち筆者に関連のあるものを引用して、その概要を紹介してみたい。内容がかなり片寄ったものになるおそれがあるがお許し願いたい。

2. MTFに関連ある事項

X線像の形成過程に入り込むボケを理論的に取扱うには空間周波数に対する Modulation Transfer Function¹⁾ (以後MTFと略す) が有効であることがよく知られている。

X線イメージング系では数多くのボケを発生する要素があり、これらを総合して考えるときは、各要素のMTFの積が最終像のMTFになるという関係があるので非常に都合がよい。もし、各要素のMTFがわかっているときは最終像の画質を予測することが可能であり、最終像を最も良くする要素の組合わせを見出すことも可能である。

図1、図2は直接X線撮影およびイメージンテンシファイアを用いた70mmフィルム間接撮影のMTFを各要素のMTFとともに求めたもので、HOLM²⁾によるものである。図中、右上がりの一点さ線で示されるカーブは、後に出て来るX線量子雑音によって決まる識別限界を示し、この線と最終像のMTFの交点が解像度になると説明されている。

直接撮影ではフィルムのボケは問題にならず、増感紙の影響が非常に大きいといえる。他方、イメージンテンシファイア間接撮影ではイメージンテンシファイアのボケが最大であり、フィ

MTF — full-size radiography

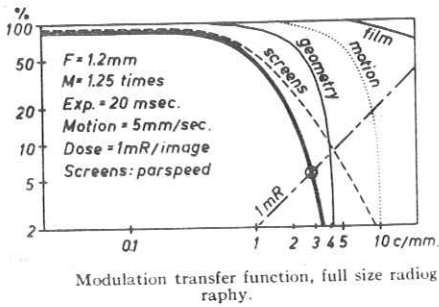


Fig 1

MTF — 9" image intensifier with 70-mm. camera

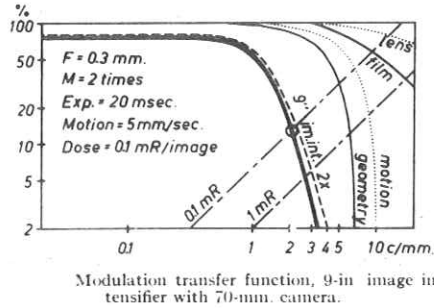


Fig 2

フィルム・レンズのそれは問題にならないほど小さい。この両撮影法による像の解像度は直接撮影法がすぐれているが、撮影に必要な線量は直接法の方が多し。このかね合いで撮影方法を選択することになる。

一方イメージンツファイアはそれ自体の中に多くのボケを発生する要素を含んでいる。すなわち入力けい光面・入力けい光面を支持するガラス層・電子光学レンズ系・出力けい光面である。これらの各要素のMTFを求め、その総合としてのイメージンツファイアのMTFを求めたものが図3で、STAHNKE³⁾らによるものである。彼によれば各要素のMTFから計算された総合MTFはイメージンツファイアの実測によって求められたMTFとよい一致を示したという(図4)。

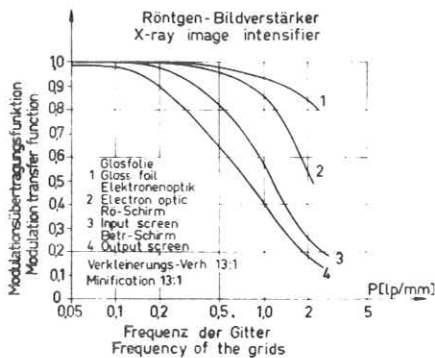


Fig 3

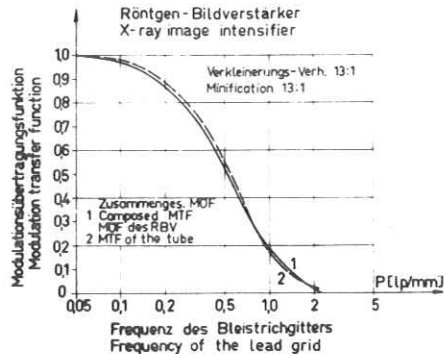


Fig 4

微小集点を用いたX線拡大撮影や、イメージンシファイアを用いた拡大透視では拡大なしの場合よりも解像度が改善される事が古くから知られている。図5は拡大率を変えたときの

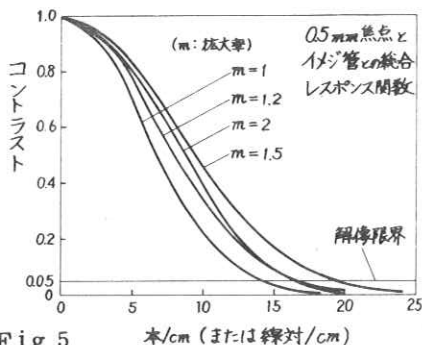


Fig 5

イメージンシファイアのMTFの変化を示すもので(空間周波数は物体面に換算してある。), この場合拡大率1.5倍が最もシャープな像を与えた。このように最適の拡大率が存在する。⁴⁾このような最適拡大率は集点の強度分布および寸法

によって変るものである。

同じく拡大ではあるが、X線による幾何学的な拡大ではなくイメージンシファイアのイメージ管内の電子レンズの作用で電子像を拡大して解像度を改善する方法がある。この場合も空間周波数は物体面に換算して表現すると図6のようになる。⁵⁾図6では拡大率のかわりに同一寸法の出力像の中におさまる入力けい光面の

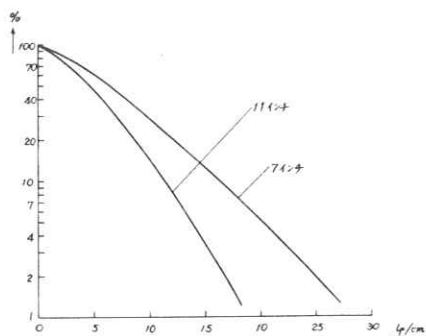


Fig 6

可変視野イメージ管のMTF

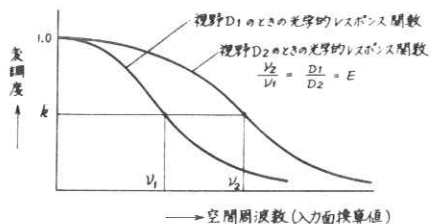


Fig 7

出力けい光面の光学的レスポンス関数
視野 D_1, D_2 ($D_1 > D_2$) を比較すると
変調度が k (任意の値) となるような入力換算空間周波数
 V_1, V_2 は 1:1 のような関係にある $V_1/V_2 = D_1/D_2 = E$
ここで E はズーム比である。

の視野寸法がパラメータとして表示されている。つまり7インチ視野の場合、11インチ視野の11/7倍に拡大されている。すなわち拡大した場合の方がMTFが高い値を示すことがわかる。

この像改善はつぎのように説明できる。図7に示すように拡大した場合の出力けい光面のMTFは拡大なしのときのMTFを空間周波数軸方向に拡大率倍したものになるため、同一周波数に対してMTFが高い値になる。

2種類の拡大が画質改善に有効であることをみてきたが、イメージンシファイアの出力像の改善に対して、幾何学的拡大と電子レンズによる拡大のいずれがすぐれた効果をもっているかを比較し

6) 図8である。これによれば電子レンズによる拡大より幾何学的拡大がすぐれており、さらに幾何学的拡大と電子レンズ的拡大を併用した場合が最も良いことがわかる。しかし実際問題としては、大きな重量をもつ装置を移動させて幾何学的拡大を行なうことは機械的には大きな制約である。これに反し、電子レンズ系で拡大を行なう方式は機械的な動きが全くなくスマートな方法といえる。このため最近ではイメージンシファイアの電子レンズを切換える可変視野形イメージンシファイアが注目されている。

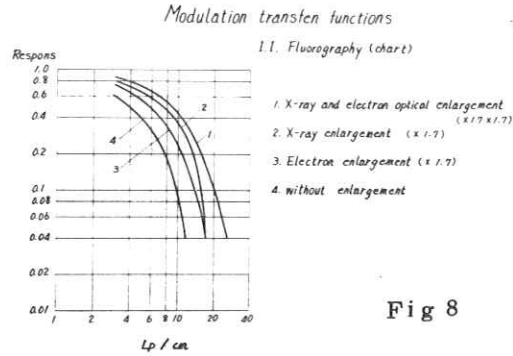


Fig 8

これまでみてきたものはすべて空間周波数に対するMTFであったが、時間周波数に対するMTFも考えられる（電気系の周波数応答はすべて時間に対するMTFである）。X線分野では、X線映画や立体透視法などでX線をパルス状あるいは矩形波状に放射する方法が用いられるようになった。このような場合イメージンシファイアの出力像の時間的な応答を調べると図9のようになる。⁷⁾イメージンシ

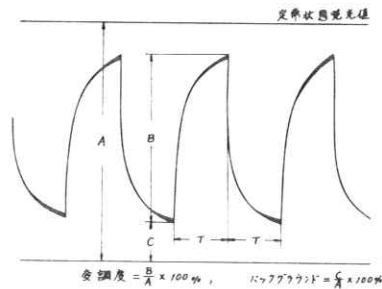


Fig 9

ファイアの発光応答はX線刺激の強度によって異なるので、厳密にはMTFを適用するわけにはゆかないが、刺激レベルを一定にしておくならば定性的に時間的MTFを考慮ことができ、イメージ管の残像特性の相互比較が可能になる。図10はイメージンシファイアの時間周波数に対する応答を調べたものである。

矩形波X線刺激に対するイメージンシファイアの時間的変調度
Luminescence response of an Image Amplifier for square wave X-ray excitation

3. 像の改良に関連ある事項

X線像をフーリエ空間で線作して見易くする試みもかなり行なわれており、その成果が実用されているものもある。

図11はX線テレビジョンに応用された

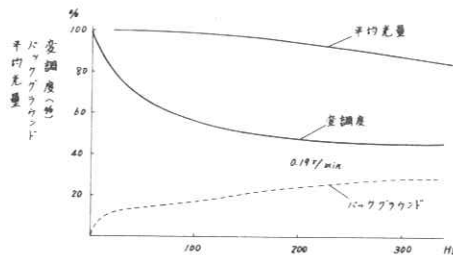


Fig 10

矩形波X線刺激に対するイメージンシファイアの時間的変調度
背景光量とバックグラウンドおよび平均光量
Temporal modulation transfer function, background and mean light flux of an Image Amplifier for square wave X-ray excitation

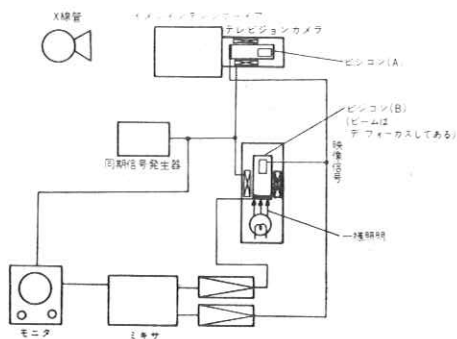


Fig 1 1

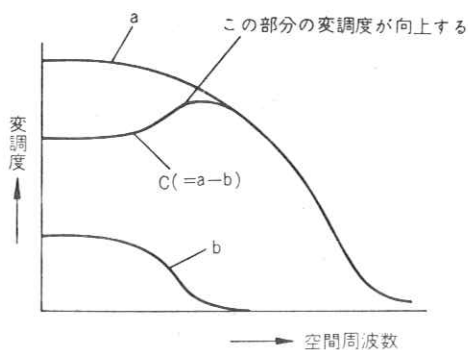


Fig 1 2

映像信号はaであり、ビジコンのフィルタを通った信号がbである。ミキサでbが反転されてaと加算されたものがcであり、これがテレビジョンのモニター上に表現される。結果的にみるとaにくらべてcの方が周波数特性がすぐれており、画像もシャープに見えることになる。

シンチグラムのフランホーフェ回折像を作り、これに適当なマスクをかけて画像を再生することによって、高周波成分(ドットや雑音)を除去し、見易い画像を得ようとする試みも当研究会で報告されているが、最近の文献によればホログラフィの技術を駆使して、強度分布の形が既知であるようなボケを積極的に除去しようという試みが見られる。¹⁰⁾この手法が実用化されるならば、大きくボケたX線写真からボケの全くない写真を作り出すことが可能になるはずであり、注目に値する。

図1 3はその説明図である。この方法の要点はボケのMTFをHとするとき、その逆数関数 H^{-1} の特性を持つフィルタをホログラフィとフランホーフェ回折から作り出すことにある。

図1 4は H^{-1} を実現するフィルタの作成過程を示すもので、フランホーフェ回折によって

$$\frac{1}{|H|^2}$$

のフィルタを作り、ホログラフィによって H^* (Hに共軛な関数)を作る手順を示し

像改良法で、実用されているもののひとつである。⁸⁾映像信号を2分して、一方はビジコンをたくみに使った低域フィルタを通し極性を反転する。他の一方は特に操作せずに、両信号を合わせてミキサに送り加算しモニターに送る。

フィルタ動作をさせるビジコンは、その電子銃の制御グリッドに映像信号が加えられ、走査はカメラの走査と同期され、電子ビームがデフォーカスされ、フェースプレートは一樣光で照射されている。この結果、フェースプレート上にはデフォーカスされた電子像ができており、ここから取出される映像信号電流は高周波成分が除かれたものになっている。

この操作をMTFで考えてみると図1 2のようになる。すなわちミキサに直接入る

ている。

このようなフィルタを図13の右上のように配置して、ボケた像から再生像を作れば、ボケが取除かれたシャープな像が得られるわけである。この方法の特色は、ポイントスプレッドファンクションが既知であるときは既知の技術で比較的容易にボケを取除くフィルタが作れることであり、実用化されれば広く利用できよう。

Fig 1 3

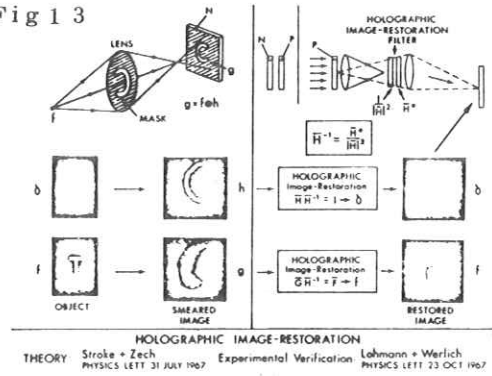
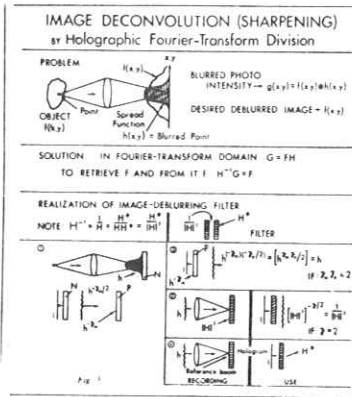


Fig 1 4



4. 雑音に関連ある事項

X線像には各種の原因から発生する粒状性があり、これが画像の質を低下させている。このような粒状性を普通雑音と呼んでいる。

雑音には大きく分けて2種類がある。そのひとつはフィルム・増感紙・けい光板な

ど粒状性に起因する構造雑音であり、他のひとつはX線・電子線あるいは可視光線が粒子から成立っているために発生する統計的な粒子数の時間的・空間的な変動に起因する量子雑音である。

透視像のように時間的経過に対して連続的に観察する場合は、構造雑音は時間的・空間的に固定して現われるのに対し、量子雑音は時間的・空間的に常に変動しているので、両者は区別することができる。この意味から前者を“動かない雑音”，後者を“動く雑音”と呼ぶこともある。このほかにテレビジョン系の雑音があるが、これは動く雑音ではあるが量子雑音とは区別して扱われる。

透視像の場合と違ってX線撮影像のうえでは構造雑音も量子雑音も動かない雑音として表現されるので、両者は全く区別できない。

図15は量子雑音の発生を凶解したものである。いまX線が一樣に照射されているけい光板のうえに方眼を考える。この各方眼に番号を与えることにする(図15の左図)。この各方眼に単位時間内に入射するX線量子の数を方眼の番号に対してプロットしたものが図15の右上

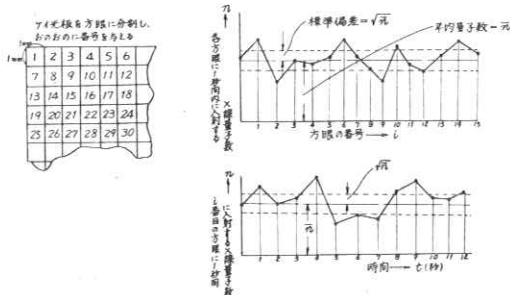


Fig 15 量子数の統計的変動

が $\sqrt{\bar{n}}$ になる。この $\sqrt{\bar{n}}$ が量子雑音の実効値に相当する。¹¹⁾

イメージンツファイアではこのような粒子数の統計的変動が起こる過程が数多く存在し、複雑な様相を呈する。イメージンツファイアの出力像に含まれる量子雑音を信号対雑音比として実測した結果が図16である。¹²⁾イメージンツファイアの感度が高いほどX線量子の

Fig 16 IAの感度および残像と%の関係
入線電圧 70W

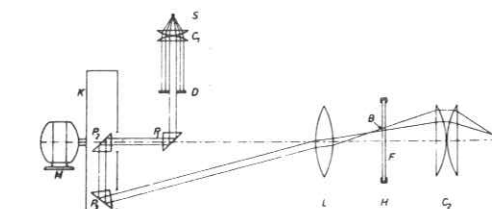
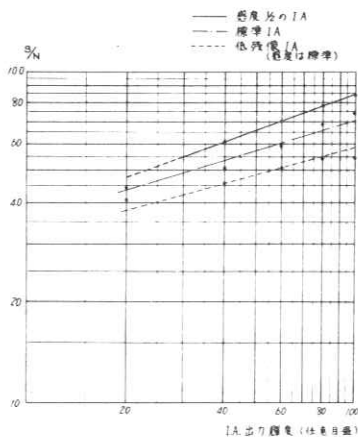


Fig 17 Fig. 2. New arrangement for measuring noise in X-ray film. S=mercury-vapour lamp with a light-emitting area of only 300 μm cross-section (Philips type CN, 140 W). C1 condenser. D diaphragm. P1 adjustable prism which causes the axis of the parallel light beam to coincide with the optical axis of L and C2. P2 and F prisms, mounted in the vessel. F fixed to the rotating shaft of M, the motor. L objective lens ("Kencotar" f/2.8; 150 mm). F film. H stationary, adjustable film holder. G image of the diaphragm D. The image G can be varied in diameter steps by changing D, the minimum diameter is 40 μm , the maximum diameter 1 mm. C2 condenser. G opt-glass disc, cemented to a rod of transparent plastic coated with Al₂O₃. PM photomultiplier tube. M1 linear law meter, and M2 root-mean-square meter. Some dimensional data: S-C1, 50 mm. C1-D 150 mm. Optical path D-L, 800 mm. L-F about 150 mm.

のグラフである。

このように各方眼に入射する量子数は統計的に変動しており、その確率分布はポアソン分布であるとされている。したがって各方眼へ入射する平均量子数を \bar{n} とすると、この変動の標準偏差は $\sqrt{\bar{n}}$ になる。さらに図15の右下のグラフは特定のひとつの方眼について入射量子数を時間に対してプロットしたものであり、この場合も標準偏差

平均数 \bar{n} が小さくてよいので、雑音 $\sqrt{\bar{n}}$ 、信号対雑音比 $\sqrt{\bar{n}}$ が小さくなる。つまり相対的に雑音が大きくなる。また、残像が大きいと変動は時間的にならされて、雑音としては小さくなり、信号対雑音比は大きくなる。図16はこのことをよく物語っている。

固定雑音の測定や、X線撮影像の雑音の測定には図17のような装置が用いられる。¹³⁾

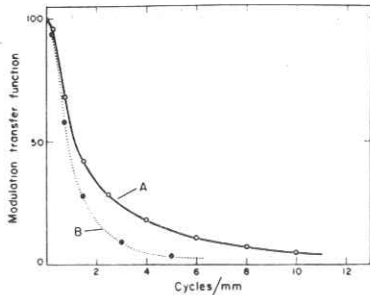
光源Sからの光は $C_1 \cdot D$ でビームにされる。モータMで回転されるプリズム系 $P_2 \cdot P_3$ とレンズLによって、このビームはフィルムBの上に集束され、その光点は円周上を移動する。フィルムを透過した光はレンズ C_2 で集められて光電子増倍管に入り、増幅されて透過光の平均値(信号)および変動の実効値(雑音)がそれぞれ M_1 、 M_2 のメータで読めるようになっている。

$M_1 \cdot M_2$ のかわりに周波数分析器を入れ

ておけば、雑音の周波数に対するパワースペクトルを得ることも可能である。

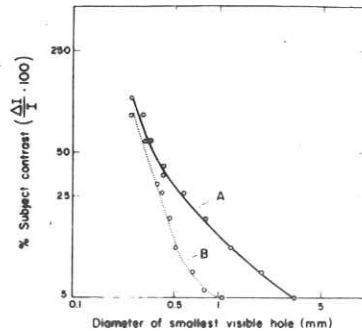
この測定法は、フィルムをつぎつぎに交換して雑音測定ができるばかりでなく、ビームの開き角度が小さくできるので、両面乳剤のフィルムにも適用できるので有利である。

雑音が画質を低下させる例として、増感紙とフィルムの組合わせを2組(AおよびB)与えて両者の比較を行なった例がある。¹⁴⁾ 図18は両者のMTFを比較したものであり、図19は識別可能最小寸法とコントラストの関係を示したものである。



Modulation transfer functions calculated from the line spread functions shown in Figure 5.

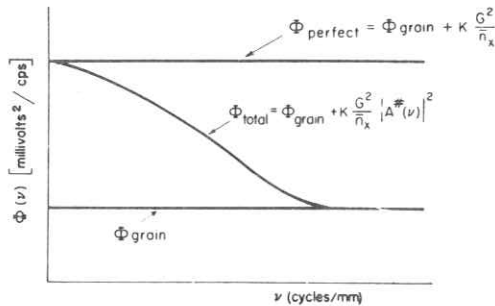
Fig 18



Contrast-detail diagrams for a sharp (A) and an unsharp (B) screen-film system.

Fig 19

図18からみるとAはMTFはよいが、図19からみるとむしろBの方がより低いコントラストのものが識別できることがわかる。したがって、目的によってA、Bいずれか適当な組合わせを使用すべきである。このような現象は雑音のために起こるものである。図20は雑音のパワースペクトルを模型的に示したものである。すなわち、理想的には構造雑音はいわゆるホワイトノイズで周波数に無関係に一定値を示すはずで、これが Φ_{grain} で示されている。一方、量子雑音もホワイトノイズと考えられ、周波数に無関係に一定値を示すが、雑音の信号に対する割合は $1/\sqrt{n}$ に比例する。ここではパワーを取扱うので量子雑音は $1/n$ に比例する。



Schematic representation of the Wiener spectrum of grain patterns. Φ_{perfect} —for a perfect screen-film system (theoretical); Φ_{total} —for a practical screen-film system; Φ_{grain} —for a film-grain pattern.

Fig 20

実際の系ではこの雑音パワースペクトルが系のMTFで変調されて出力に現われるが、パワーとして扱う関係上MTFも2乗して掛け合わせたものとなり、 Φ_{total} が実際の雑音スペクトルになる。

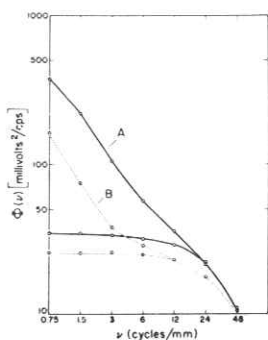


Fig 21 Wiener spectra of quantum mottle and film-grain pattern for a sharp (A) and unsharp (B) system.

さきのA, B 2系についての雑音パワー
スペクトルを測定してみると, 図21のよ
うになり, Aの雑音が全周波数領域にわた
ってBよりも多いことがわかる。この事実
がAの方がMTFはよいけれどもコントラ
スト識別度が悪いということの原因である。

イメージンテンシファイアの雑音が感度
を上げるほど増大することはさきに述べた
が, 雑音が画質を低下させることを考えれ

ば或る限度以上に感度を高くすることは得策ではない。

しかし, 人体をX線透視検査する場合には被曝線量を少なくすることも是非必要である。

このジレンマを解決する目的で図22のようなシステムが提案されている。¹⁵⁾

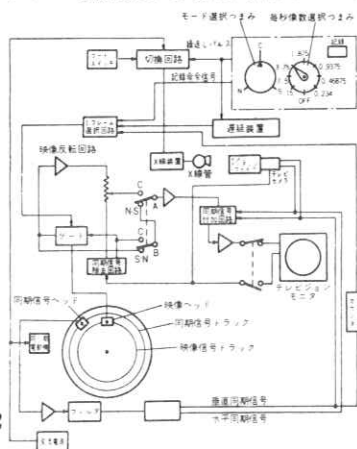


Fig 22

この装置ではX線パルスを被検体に照射
し, それを受けたイメージンテンシファイ
アの出力像をテレビジョンで撮像し, その
出力をビデオシトレコーダに録画する。
つぎにこの記録を再生してモニターで観
察する。一定時間観察した後, 記録画像
を消去し, X線パルスを照射してつぎの
画像を録画するというように操作を繰返
す。このようにすれば透視像はスライド
のように断続

的にはなるが, 1回のX線パルスで与えるX線量は多くなっても平均としてのX線量率は少なくてすむばかりでなく, X線量子雑音も減らすことができるので将来有望な方法であろう。

5. む す び

以上MTF, 像改良および雑音について述べてきたが, このほかにも雑音とボケの問題を総合したすぐれた研究が当研究会でも数多く発表されている。さらに情報容量を求める試みもなされているが, それらの方面の紹介は別の機会に適当な方にまとめていただくのが適当ではなかろうかと考える。いずれにせよ, 当研究会の進む方向もいよいよ本来の情報理論的な分野に立入ってゆかねばならなくなつたと感ずる次第である。

参 考 文 献

- 1) “写真レンズとレスポンス関数” レンズ性能研究委員会編・カメラ工業技術研究組合 (1961)
“放射線像の研究 — レスポンス関数 —” 放射線イメージ・インフォメーション研究会編 (1964~1966)
- 2) THURE HOLM: "Some aspect of radiologic information" Radiology 83, 319-327 (1964)
- 3) I. STAHNKE et al "Modulations - Übertragungs-Funktion des Electronenoptischen Röntgen-Bildverstärkers" Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklear Medizin, 105, 113-116 (1966)
- 4) 田部・津田ほか: “島津イメージアンプリファイア” 島津評論 24, 67~80 (1967)
- 5) 津田ほか: “島津可変視野イメージアンプリファイア” 島津評論 25, 113~119 (1968)
- 6) 津田ほか: “イメージインテンシファイアによる拡大およびX線拡大によるX線テレビジョン像およびイメージインテンシファイア間接撮影像の像質改善” 島津評論 27, 83~90 (1970)
- 7) 津田・平川: “イメージアンプリファイアの発光の時間応答” 島津評論 27, 83~90 (1970)
- 8) O. SCHOTT: "Image improvement by processing the Fourier spectrum of X-ray patterns" XII International congress of radiology S0220 (1969) (シンポジウムで講演)
- 9) 竹中ほか: “被写体の空間周波数スペクトル(V) — フランホーフェ回折法による —” R I I研究会記事 第28回 昭和46年8月 13~23
- 10) G. W. STROKE: "Optical image deblurring" Industrial photography 19, 26-58 (1970)
- 11) G. A. HAY: "X-ray image intensification using optical television method" Advances in electronics and electron physics. Academic Press. 363-377 (1960)
- 12) 津田ほか: “イメージアンプリファイアの雑音” 島津評論 28, 57~63 (1971)

- 13) C. ALBRECHT et al : "A method of determining noises in X-ray films" Philips technical review, 31, 117-121 (1970)
- 14) K. ROSSMANN : "Effect of quantum mottle and modulation transfer on the measurement of radiographic image quality" Diagnostic radiologic instrumentation (Modulation transfer function) Charles C. Thomas Publisher (1965)
- 15) M. P. SIEDBAND : "Image storage, reproduction and comparison system" Westinghouse Electric Corporation Patent Serial Number 754,546 August 22, (1968)

増感紙—フィルム系の濃度のMTF

宮崎大学工学部 内田 勝
県立宮崎病院 稲津 博 河野誠一
永田耕作 篠崎悌五
岩切国雄

1. 緒 言

放射線撮影系、特に医療用X線撮影系においては、被曝線量減少、コントラスト向上、その他の理由により、増感紙—フィルムの組み合わせにより画像を得る方法が最も多く用いられている。

増感紙—フィルム系の鮮鋭度については古くから種々の方法で測定され、最近ではレスポンス関数(MTF)により、その定量的評価がなされている。

また画像の濃度については、主観的な最適黒化度、画像濃度による解像力の変化等の報告がなされているが、その定量的評価はまだおこなわれていない。

フィルム濃度によりMTFが、いかに変化するかを知ることは画質向上のために必要なことである。

われわれは、フィルム濃度によって、MTFがいかに変化するかを、増感紙—フィルムを組み合わせた系について求めた。

2. 実 験

2-1 実験に使用した装置器具

X線発生装置は単相全波整流装置を使用し、X線管は回転陽極形、公称焦点寸法 1×1 mmのものを使用した。

増感紙は国産医療用増感紙標準3種を使用し、フィルムは国産医療用X線フィルム2社のものについておこなった。

現像定着は各メーカー指定の薬剤を用い、指定時間のタンク現像とした。

矩形波チャートは0.05 mm厚の鉛製のチャートを使用し、濃度はマイクロホトメーターにて測定した。

2-2 実験方法

実験は矩形波チャートによる方法でおこなった。

焦点-フィルム間距離は、焦点による影響をできるだけ少なくするため180cmとした。

0.05mm厚鉛からの透過X線を最小にするため管電圧は40KVpとし、管電流20mA一定で濃度の変化は曝射時間を変化させることによった。

まずFig 1に示すような素地濃度をフィルム全体に与え、その後、矩形波チャートを置き所定の最高濃度になるようなX線量を曝射した。

したがって濃度0.5の中に1.0の像があるような場合を想定したものである。

この矩形波チャートの像をマイクロホトメータにて走査し、コントラストの比をとりMTFを算出した。

この場合空間周波数0.05 Line/mmの点をもって正規化した。

また、濃度のMTFを求めるといった目的のため直線性を保つためのフィルム濃度の有効露光量への変換はおこなわなかった。

このため直線性については問題があると考えますが、比較という意味では充分であると考えます。

素地濃度	最高濃度		
0.3	1.0	1.5	2.0
0.5	1.0	1.5	2.0
1.0	1.5	2.0	

Fig 1 実験濃度

3. 結果および考察

実験によって得られた結果をFig 2, 3, 4, に示す。

Fig 2, 3, 4, に示すように素地濃度の変化による影響はきわめて少なく、素地濃度0.3, 0.5, 1.0でのMTFは最高濃度が一致すれば、ほとんど同一である。

特に高周波領域では完全に一致する。

理論的には低周波で異なってくると考えられるが、その傾向は今回の実験ではほとんど見られなかった。

ただ増感紙FSについてのみ素地濃度0.3の場合空間周波数1.0~2.0附近においてMTFの差が0.01程度良かったが、グラフ上にその変化をうまく表わすことができなかった。

またFig 2, 3, 4, に示すように濃度が高くなるにつれてMTFが悪くなることは予測どおりであった。

このことは増感紙のMTFがmASでは変化しないとされているから、フィルムによるものと考えられる。

これは従来行なわれている唯一つの濃度によるMTFの表示は完全なものではなく上限、下限の異なった濃度のMTFを表示すべきだと考える。

低濃度でMTFが良いのであるから、撮影目的部位の濃度は1.0附近にとどめるべきであろう。

この考え方を発展させるならX線写真はできるかぎり、低濃度部で写真作成ののち、MTFを変化させないようにして、コントラストをつけ、観察し易いようにすれば、現在のX線写真よりすぐれた画像が得られることになる。

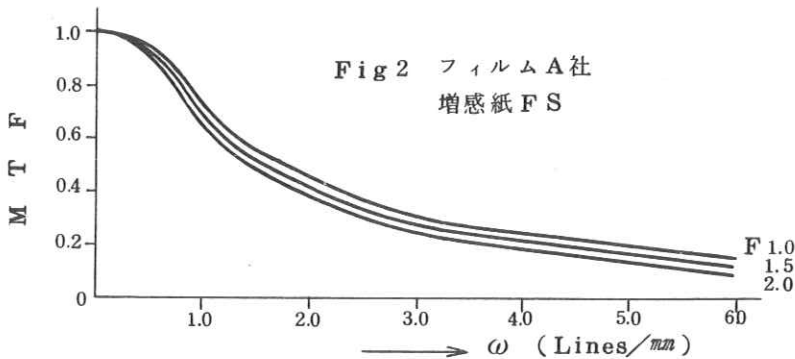
この意味からいえば、高圧撮影は散乱線の除去さえ完全ならば、良い写真をていきようすることになる。

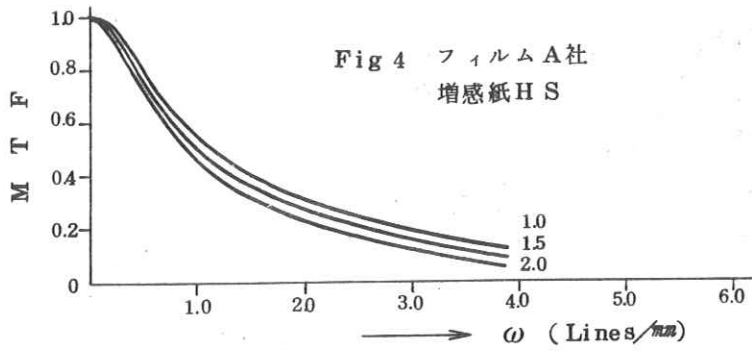
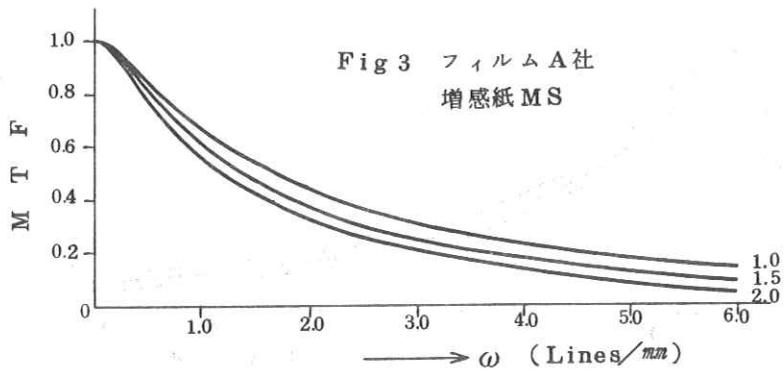
4. 結 論

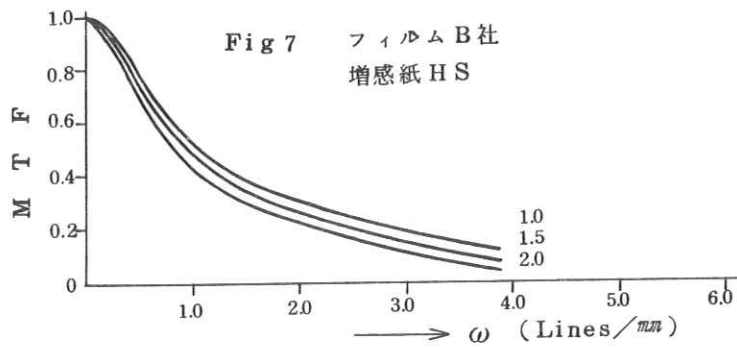
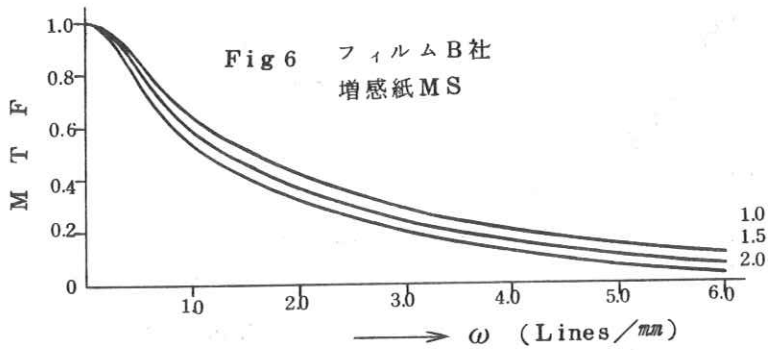
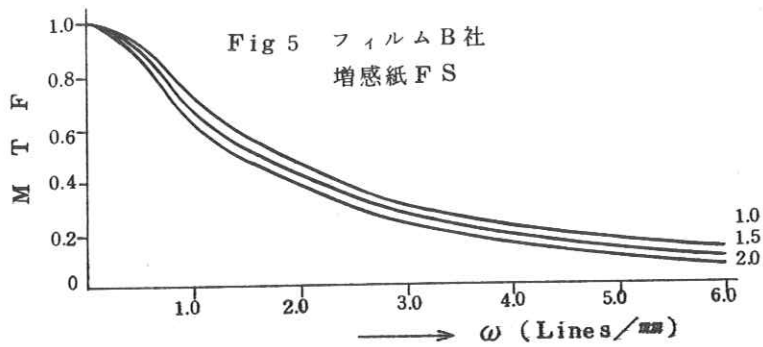
本報告においては、実験方法の項で述べたように、直線性に関しては大いに問題があると考え

る。非直線性であるからMTFとしたのは疑義があると考えるが、現在このような場合の評価の方法として他に適当なものがないという理由から、あえてMTFの手法によって求め、MTFという言葉をもちいた。

この点について諸先生方の御批判、御指導をたまわりたい。







津田 元久⁽¹⁾・平川 宗甫⁽²⁾・足立 勝⁽³⁾

Tomography by Means of Image Amplifier

by Motohisa TSUDA, Sōichi HIRAKAWA and Masaru ADACHI

Electronic Tube Plant, Shimadzu Seisakusho Ltd., Kyoto
(Received July 1, 1971)

Abstract

Having a rather long history as a radiographic technique, tomography is now one of the most popular techniques for X-ray diagnosis.

Today, various tomographic apparatus of different principles are available. This article describes the generalized principles and offers the possibility of the fluorographic tomography by means of image amplifiers, also referring to the results of our fundamental experiments and the future prospect of this method.

要 旨

断層撮影法はかなり昔から行なわれてきたX線撮影法であり、今日ではもっとも広く行なわれている撮影方法のひとつである。断層撮影を行なうための装置としては、各種の方式のものが市場に出回っているが、これらの諸方式について一般化された断層撮影理論を紹介し、あわせてイメージングプリファイアによる間接断層撮影法の可能性を示す。さらにイメージングプリファイアを用いた間接断層撮影法の基礎的な実験の結果について述べ、将来の見通しに言及する。

1. 断層撮影法の一般理論

通常のX線撮影像は、X線管焦点を光源とする被写体の影画であり、物体の中に想定される無数の断面の像が重なり合って作られているものと考えることができる。

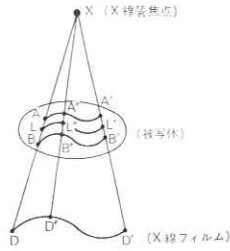
図1はこのことを説明する通常のX線撮影の図である。XはX線管焦点、DD'はX線フィルム、AA', BB', LL'は、被写体の内部に想定されたXを相似中心としてDD'に相似な断面群を示す。この場合はすべての断面上の相似点A*, B*, L*などはすべてフィルム上の相似点D*に重なって射影される。したがって、撮影されたフィルムを眺めた場合、A*, B*, L*の各点は直線XD*上のどのような位置にあるかは当然不明である。図1では一般化のためにフィルムの形状を曲面にしたが、普通には平面状のフィルムが使用される。

このような撮影法に対して、AA', BB', LL'のような断面のうち特定のもの、たとえばLL'だけをとりだして、この面上に存在する情報だけを像としてとりだす方法を断層撮影法と呼んでおり、

図2にその原理を示す。図2で破線で示した部分と断面群は図1と全く同じである。X線管焦点をX₁にうつし、フィルムをD₁D'₁'にうつす。このときLL'とD₁D'₁'の相似中心がX₁になり、かつLL'とD₁D'₁'の相似比がLL'とDD'の相似比と同じになるようにすると、Xを相似中心としたときの各断面上の相似点A*, B*, L*のX₁によるD₁D'₁'上への射影点はそれぞれD₁, D₁, D₁'となる。簡単な幾何学的考察から、フィルム上ではD*とD₁*とは同一点であることがわかる。結局、問題にしている断面上の点L*はこの2種類の射影でフィルム上に同一の点として射影されるが、それ以外の断面上の点群は、フィルム上に別々の点として射影されることになる。

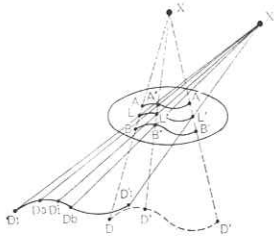
いま、図2のX₁, D₁D'₁'が上に述べた条件を満足させながらLL'に対して相対的に運動するときは、LL'上の点はすべてフィルム上の一定の対応点に射影され、それ以外の断面上のすべての点はフィルム上でつきつぎに移動して射影されることになる。X線照射しながらこのような相対運動を行えば、LL'以外の断面上のすべての点はボケて撮影され、LL'面だけが明確に撮影される。図2では被写体を固定してX線管焦点とフィルムを運動させたが、3者が相対運動をしてさえいれればよいことは明白である。

注 (1) 放射線事業部 電子管工場



$\widehat{AA'}$, $\widehat{BB'}$, $\widehat{LL'}$ は被写体中に想定された断面面で、フィルム $\widehat{DD'}$ の相似形をなしている。

図1 通常の X線撮影
Ordinary radiography



破線は図1と同じ図形である。
X線管焦点およびフィルムが下記の式を満足する位置に移動する。

$$\begin{aligned} LD &= LD_1 \\ XL &= X_1L \\ L'D' &= L'D'_1 \\ XL' &= X_1L' \end{aligned}$$

このときフィルム上で D^* , D_1^* は同一点である。しかし、 $\widehat{DD'}$ 上で D^* に投影されていた A^* , B^* は、 D_1D_1' 上では D_1 , D_1' として投影される。

図2 X線断面撮影
Radiographic tomography

以上をまとめると断面撮影法の要点はつぎのようになる。

“断面面をX線撮影するには、X線を照射しながら、X線管焦点を相似中心とし、断面面とフィルム面を相似比一定の相似関係を保持せながら系内で任意の相対運動させればよい” (系全対の相対位置関係を変えずに系全体の並進運動および回転運動するだけでは断面撮影ができない)。

このような相対運動を与える方法は無数に存在するが、実際問題としては、実現が容易な直線運動、回転運動、円弧運動、だ円運動などが選ばれる。また、被写体内の断面面以外に存在する点のボケ具合は相対運動によって決まるので、なるべく一様なボケを作る運動が選ばれることになる。

ここで特筆すべきことは、望みの断面面に相似な形のフィルムを使えば、任意の曲面の断面を断面撮影できることである。通常はフィルムを増感紙にはさんでカセットにおさめて使用する関係から、断面面はもっぱら平面に限られているが、理論的にはうえに述べたように任意の曲面の断面撮影が可能である。なお、このほかに断面撮影の方法としてパントモグラフィやオートモグラフィなどがあがるが、これらについてはここではふれないことにする。

2. 断面撮影の実際

断面撮影法の歴史的発展の経過については Gebauer の著書¹⁾に詳しく述べられているが、Gebauer によると、被写体を静止して

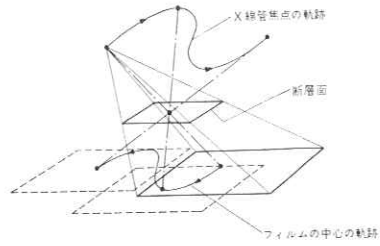


図3 Bocageの方法
Bocage's method

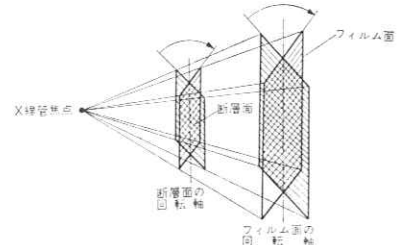
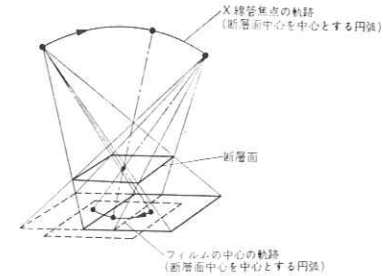


図4 Vallebonaの方法
Vallebona's method



X線管焦点と断面面中心とフィルム中心とを結ぶ線を空間的に固定して、この方法と等価な相対運動を考えると図4の方式と一致する。

図5 円弧断面撮影
Arch orbital tomography

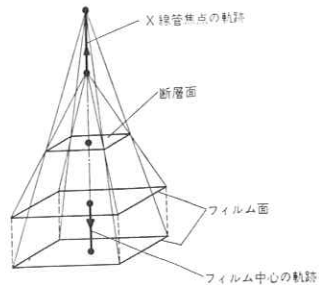


図6 Perussiaの方法
Perussia's method

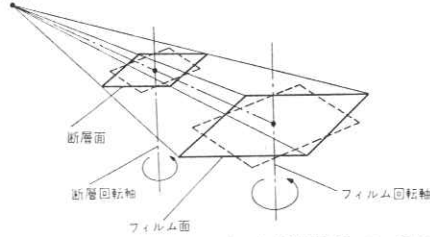
おき、X線管焦点とフィルムが断面と平行な平面内をつねにフィルムが断面のX線管焦点による射影の位置にくるように相対運動させて断面像を得る方法が Bocage³⁾ (1992) によって行なわれたのが、断面撮影のはじめのようである(図3)。この方式は直線軌道断面撮影法、円・だ円軌道断面撮影法などとして今日でも広く行なわれている。

つぎに見われたのが図4のような方式で Vallebona³⁾ (1930) によって行なわれた。これは運動の方式を変えると原理的には図5の円弧軌道断面撮影法と全く同じであり、今日も行なわれている方式である。

図6は Perussia⁴⁾ (1943) によって試みられた方式であるが、今日実用になっている例を見ないようである。しかしながら、この撮影法を実用する機構はかなり簡単なものでよく、断面面以外の点のボケも一様で放射状になりおもしろい方法である。

以上は人体の身長方向に平行な断面についての断面撮影方式であったが、身長方向に直交な断面(横断面)の断面撮影法も考えられた。このような方式としては Watson⁵⁾ (1937) の試みが最初のものであった(図7)。このようにX線管焦点は固定しておき、断面面およびフィルムをそれぞれの軸まわりに回転させても、前項で述べた断面撮影の条件が満たされることは簡単な幾何学的考察で了解できよう。この場合フィルム面を回転軸に直角にしているが、必ずしも直角でなくてもよく、長軸に対して直交な断面だけでなく任意の角度を持った断面の撮影も可能である。この方式の変形として、被写体を固定しX線管焦点およびフィルムを回転させる方式が今日では行なわれている(図8)。この場合も任意の角度の横断面の撮影が可能であり曲面のフィルムを用いれば曲面の断面撮影も可能である。

X線管焦点



断面面・フィルム面とそれぞれの回転軸に対する相対的位置関係の違いを除くと、この方法は図4の場合と全く同じである。この場合、断面面・フィルム面とそれぞれの回転軸とは垂直である。

図7 Watsonの方法
Watson's method

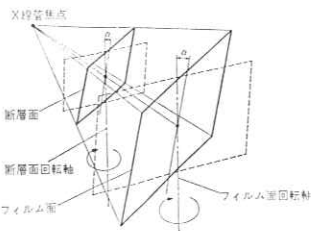


図7は $\alpha=90^\circ$ の場合に相当する。フィルムがカセットに入っている場合はカセットに裏表があるので、図7の場合のように回転軸のまわりに一回転させることはできない。

図8 傾斜した断面面を得る輪切り断面撮影

Transversal tomography for obtaining oblique sectional plane

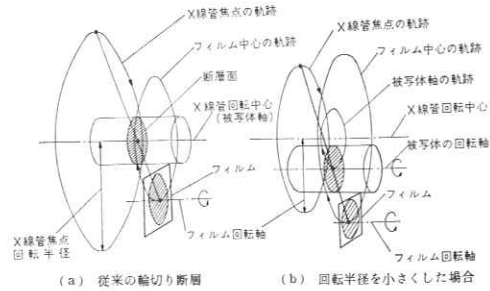


図9 回転半径を小さくした輪切り断面撮影
Transversal tomograph reducing the radius of rotation

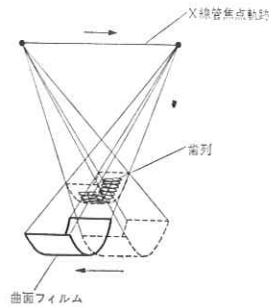
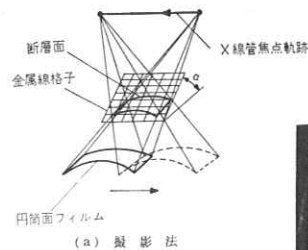


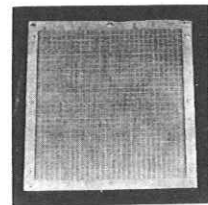
図10 曲面の断面面を得る断面撮影
A tomographic method for obtaining a section of curved surface



(a) 撮影法



(c) フレキシブルカセット



(b) 金属線格子

図11 金属線格子の円筒面断面撮影

Tomography of a metal wire mesh for obtaining a section of cylindrical surface

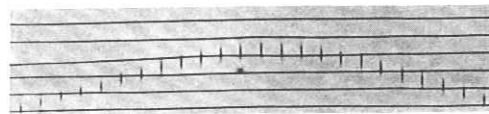
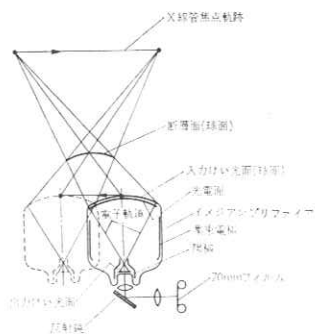


図12 金属線格子の円筒面断面撮影像

Tomogram of a metal wire mesh by cylindrical sectional surface

図8の方式では断層撮影像を明瞭にするために、X線管焦点を軸まわりに360°回転することが望まれるが、被写体とX線管焦点間の距離がかなり大きいので、全体として装置が大きくなる。この場合図9のように回転中心を移動させることによって全体の回転半径を小さくして装置を小形化することも考えられている。

前項で曲面フィルムを用いれば曲面断層撮影が行なえることを述べた。このような撮影が実際に行なわれていることは聞かないが、



イメージアンプリファイアの入力けい光面が球面であるから、断面もこれと似た球面になる。

図13 イメージアンプリファイアを用いた間接断層撮影
Fluorographic tomography by means of the image amplifier

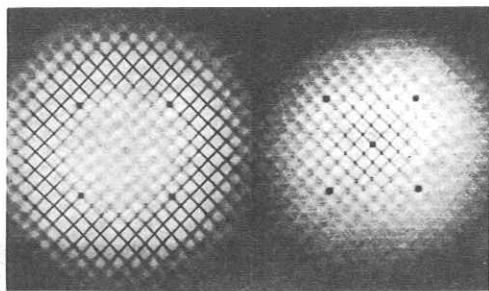
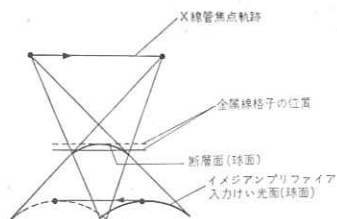


図14 金属線格子の可変視野イメージアンプリファイアによる間接断層撮影像 (11インチ視野)

Fluorographic tomogram of a metal wire mesh by means of the variable field image amplifier (11 inches field)



金属線格子の面が点線の位置であれば中心だけが明瞭に描写され、実線の位置であれば周辺部の円周上だけが描写される。

図15 断面面位置による像の変化の説明
Explanation of the change of tomograms in relation to the height of sectional surface

たとえば輻列の断層撮影は図10のような方法で行なうことも可能である(実際には別の原理によるパントモグラフィが行なわれている)。

この点を実証する目的で、図11に示すように金属線の格子をフレキシブルカセットを円筒面にしたものを用いて直線軌道断層撮影を行なってみたものが図12に示す写真である。予聞された通り斜に置かれた格子と円筒面の交点にあたる部分だけが描出されている。

3. イメージアンプリファイアを用いた間接断層撮影

これまでもイメージアンプリファイアをテレビジョン装置と組み

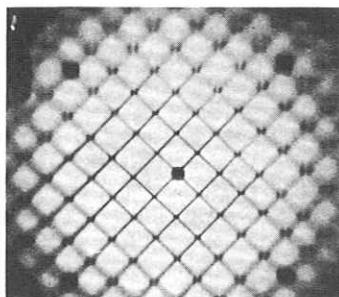
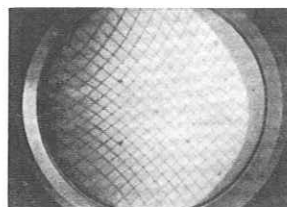
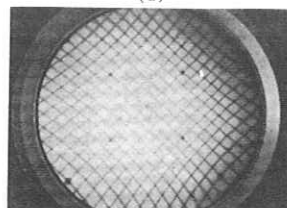


図16 金属線格子の可変視野イメージアンプリファイアによる間接断層撮影像 (7インチ視野)

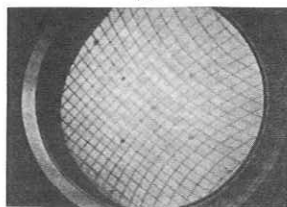
Fluorographic tomogram of a metal wire mesh by means of the variable field image amplifier (7 inches field)



(a)



(b)

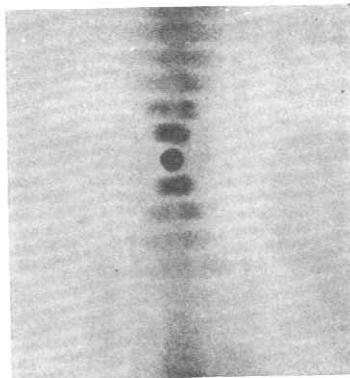
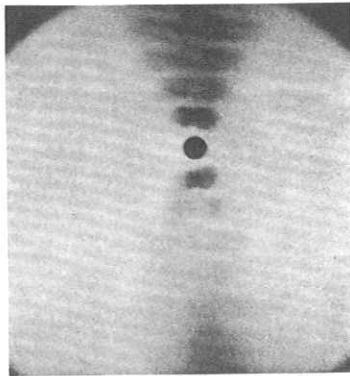
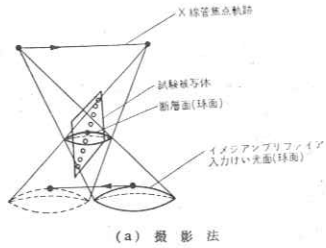


(c)

図17 金属線格子を断層撮影したときのテレビジョン像
X-ray television picture during tomography of a metal wire mesh

合わせ、断層撮影の照準用として位置きめのファインダの役目をさせた例はあった。筆者らはさらに進んでイメージアンプリファイアとスポットカメラを組み合わせ、断層像を間接撮影することを試みた。この場合に可変視野イメージアンプリファイアを用いれば画質が著しく向上することはすでに報告しているが¹⁰⁾、ここでも適用してみた。また、カメラおよびレンズも数種類使用した。

原理的にはどのような形式の断層撮影装置にイメージアンプリファ



画質を比較するために(c)の11インチ視野像は拡大して(b)の7インチ像と等大にしてある。

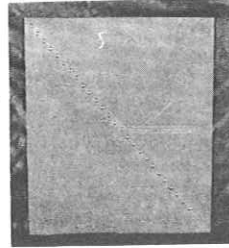
(b)の7インチ像がすぐれていることが明瞭である。

図18 試験被写体の可変視野イメージアンプリファイアによる間接断層撮影法

Fluorographic tomography of the test object by means of the variable field image amplifier

イアを組み合わせてもよいわけであるが、ここでは直線軌道式の断層撮影装置と組み合わせる実験を行なった。イメージアンプリファイアの入力けい光面は電子光学的な要求から球面状をなしている。このために、通常の断層撮影のフィルムのかわりにイメージアンプリファイアを取り付けてその出力像を写真記録する場合、断層面もやはり球面状になる(図13)。

この点を確認するために、図11で用いた金属線格子を断層面位置を少しずつ変えて、可変視野イメージアンプリファイアと70mmスポットカメラで撮ったのが図14である。図15はその説明図で、断層面の高さによって撮影された像が変化の様子を示しており、図14の写真とよく一致する。



被写体は正方形のベークライト板の対角線上に一定間隔で鋼球を埋め込んだものである。

図19 断層撮影用試験被写体
Test object for tomography

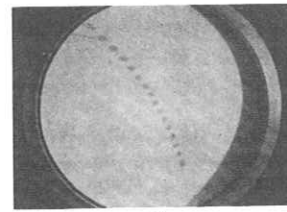
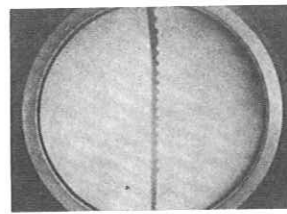
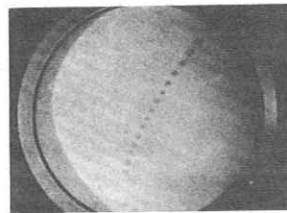
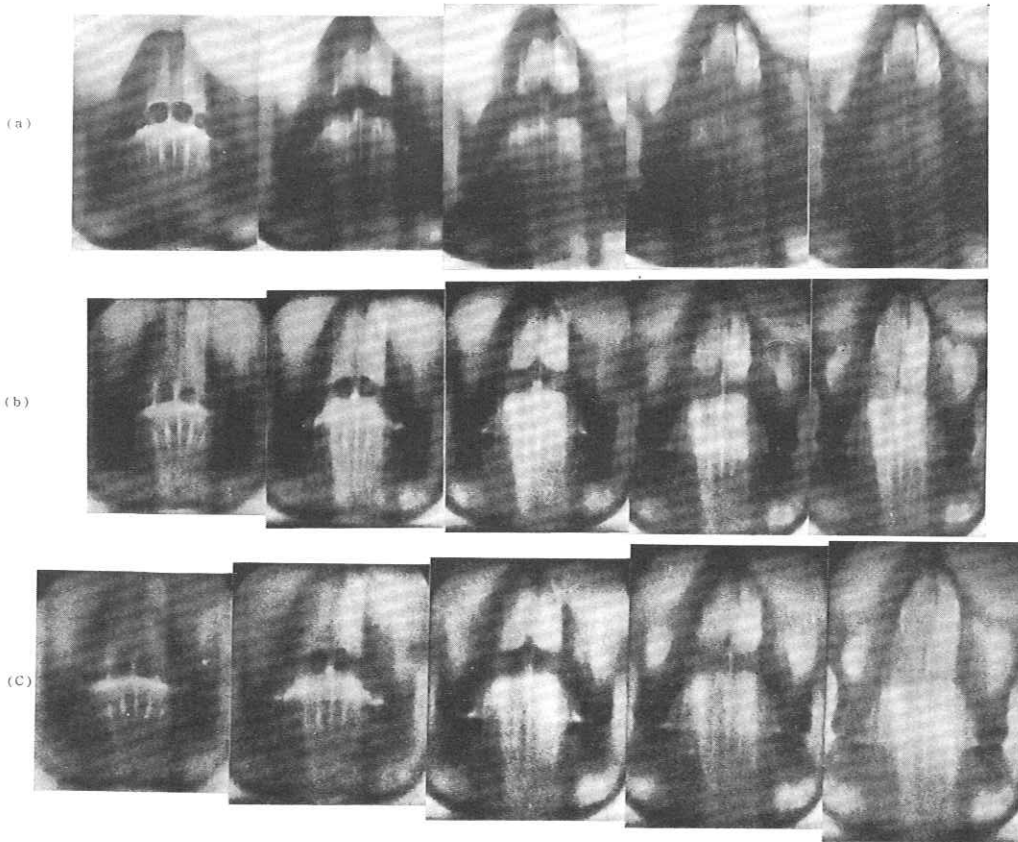


図20 試験被写体と断層撮影したときのX線テレビジョン像
X-ray television picture during tomography of the test object



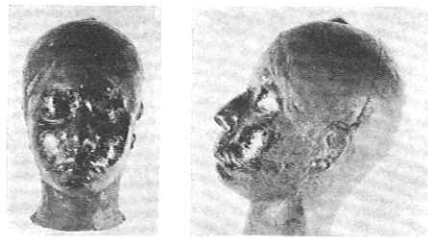
(a) 直接断層撮影像
 (b) 可変視野イメージアンプリファイアによる間接断層撮影像 (7インチ視野)
 (c) 可変視野イメージアンプリファイアによる間接断層撮影像 (11インチ視野)

図21 頭部ファントムの断層撮影像
 Tomograms of head phantom

図16は図14と同じものであるが、図14は可変視野イメージアンプリファイアの視野を11インチにして撮ったものであるのに対し、図16は7インチ視野で撮ったものである。小視野での像の方が画質がよいことがわかる。図17は断層撮影中のテレビジョン像を示している。

図18は図19のような試験被写体をイメージアンプリファイアと70mm スポットカメラで断層撮影したときの像であり、やはり小視野像の方が画質がすぐれている。図18では大視野像、小視野像いずれも大体同じ大きさにしてある。図20は断層撮影中の各位置におけるテレビジョン像である。

図21は頭部ファントム (図22) の断層撮影像である。図21Aは直接撮影、図21Bはイメージアンプリファイアと70mm スポットカメラによる撮影で小視野を用いた場合、図21Cは大視野の場合である。これらはほぼ等大に焼き付けてあり、断層面は図21Bと図21Cは同じであるが、21Aはわずかに違っている。画質は図21C、図21B、図21Aの順に良くなる。



(a) 正面
 (b) 側面
 ひとの頭骨をゴムで包み成形したファントムである。

図22 頭部ファントム
 Head phantom

ボラロイドランドカメラを撮影カメラとして用いることも試みたが、ほぼ同じような結果を得た。画質としては粒状性が目立つことおよび写真濃度がやや不足することなどのために70mm フィルムの像にくらべて少し劣る。しかし、撮影後数10秒以内で断層像を観

察することが可能になるので緊急を要する場合に使用して効果があると思われる。

4. イメージングプレートによる間接断層撮影の技術的問題点と今後

4.1 技術的問題点

イメージングプレートによる間接撮影像の質がかなりすぐれていることがよく知られている。また、イメージングプレートによる間接撮影に必要な線量は直接撮影にくらべてはるかに少なくてもよいことも知られている。これらの利点そのままイメージングプレートによる間接断層撮影にもあてはまるものであって、表1に各方式の断層撮影に必要な線量を示す(参照図23)。表1からわかるようにイメージングプレートによる間接断層撮影の必要X線量は直接断層撮影の必要X線量の数分の一である。

表1 頭部直接および間接断層撮影における必要X線量

Necessary X-ray dose for direct and indirect tomography

直接断層撮影	可変視野 イメージングプレートを 用いた間接断層撮影				
		11インチ視野		7インチ視野	
80kV 222mr	70mm カメラ	F : 4.5	70kV 26mr	80kV	50mr
		F : 11	80kV 66mr	90kV	100mr
	ボラ ロイ ド カ メ ラ	F : 5.6	70kV 19mr	80kV	44mr
		F : 11	80kV 44mr	90kV	93mr

図23のような幾何学的配置で断層撮影を行なったとき、一定のフィルム濃度を得るのに必要なX線量をひよ線量として測定した値が上の表に示されている。

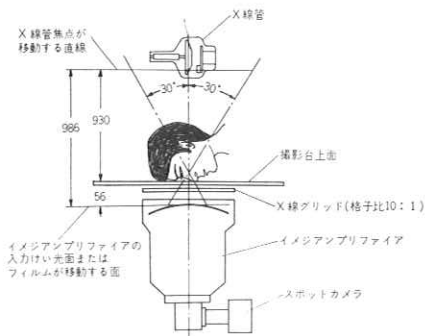


図23 線量測定のための配置(表1に対応)

Arrangement for the measurement of X-ray dose
(corresponding to table 1)

このことからイメージングプレートによる間接断層撮影では直接撮影像より多少画質がおととも、被検体に同じ線量を与えることを許容するならば、撮影枚数を直接撮影の場合の数倍多く撮ることができることになり、結果的にはより多くの断層面についての情報が得られることを意味する(けい光板を間接撮影する間接断層撮影の必要X線量は直接法よりはるかに大きくて問題にならない)。

イメージングプレートを用いた間接断層撮影では、通常のカメラを使えば70mmフィルム、ボラロイドカメラを使えば手札ないし名刺サイズになるので、観察には適当な拡大光学系を使う

必要がある。しかし、このようなサイズであることは逆にフィルムの保管や検索の面では有利になることが考えられる。いっぽう、撮影カメラを新規に作って像のサイズをより大きくし、とくに拡大光学系を使わずに観察することができるようにする方向の検討も行なっているが、イメージングプレートの粒状性が現われてくことや、写真系としての感度が低下するために必要X線量が増してくることが問題になっている。

3項で述べたようにイメージングプレートによる間接断層撮影では、断層面がイメージングプレートの入力面に相似な球面になるので、通常の間接断層撮影の場合の平面断層面とやや異なる。この点は撮影に際して断層面が球面であることを考慮に入れば大きな問題にならないであろう。むしろX線が増感紙とフィルムの系に斜に入射するために発生する断層撮影に特有なボケがあるが、イメージングプレートを使った間接断層撮影では図21に示すようにこの種のボケがさらに大きくなる傾向にあることが問題である。

周知のようにイメージングプレート内の電子は外部磁界の影響によってその走行軌道が曲がる。このために断層撮影を行なうときイメージングプレートの移動に伴って外部磁界が変化すると出力像が影響を受ける結果、断層像自体がみだされるおそれがある。したがって、断層撮影にイメージングプレートを使用する場合はとくに磁気に対するシールドを十分に行なうことが必要になる。

イメージングプレートはもともとハレーションを起こしやすい性質を持っている。通常の使用方法でも、人体を透過しないX線がイメージングプレートの入力面に入ると(消化管の透視診断で斜位透視を行なう場合、しばしば腹壁の前面に直接X線が入射することがある)、その部分からハレーションが広がり、像全体のコントラストが低下する。断層撮影の場合は、人体とX線ビームが相対的に移動するために、撮影期間中に直接X線が入射する機会が一般の場合よりむしろ多くなる。このためにX線の絞りはとくに注意して、撮影期間を通じてハレーションを起こさないように配慮することが必要である。

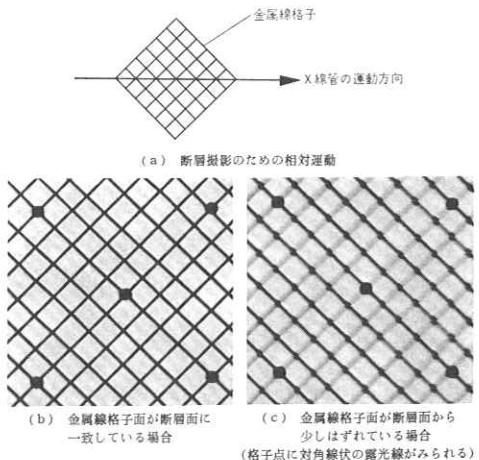
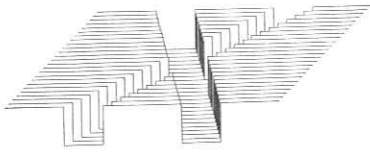
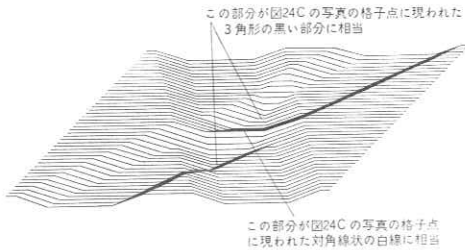


図24 断層面からはずれた位置にある金属線格子の直線断層撮影像の格子点に現われる対角線状の露出パターン

Diagonal exposed line appeared at the mesh point in a linear tomogram of metal wire mesh set a little deviated from the sectional plane



この図はまた図24(b)にも対応する。図24(b)とはネガ、ボジ反転している。
 図25 断層撮影のための相対運動がないときの金属線格子の露光パターン
 Exposed pattern of a metal wire mesh without relative motion for tomography



この部分が図24(c)の写真の格子点に現われた3角形の黒い部分に相当
 この部分が図24(c)の写真の格子点に現われた対角線状の白線に相当
 図24(c)の写真は焼付のためにネガ、ボジが反転しているの、この図とは逆になっている。
 図26 断層撮影のための相対運動によって積分された金属線格子の露光パターン
 Integrated exposed pattern of a metal wire mesh by the relative motion for tomography

図14で断面面からはずれた部分の金属線格子像を見ると、格子点に対角線状にX線に露光された線が見える。念のために同じ金属線格子を断面面に一致させた場合および断面面からはずれた場合について直接断層撮影を行なってみると、図24のようにやはり断面面からはずれた場合に対角線状の露光部が現われる。このようなパターンは、もし系の相対運動がなければ図25に示されるような露光パターンが得られるはずであるものが、断面面はずれてあるために相対運動によってフィルム上図26のようなパターンが移動することによって図26のような露光状態になることに起因するものと考えられる。図26のパターンは図14や図24の断層撮影像とよく合致する。

4.2 今後の課題

間接断層撮影法にイメージングアンプを用いるうえで要求されることは、イメージングアンプの画質を向上し、粒状性や量子雑音を増すことなく感度を上げることであろう（このことはとくに断層撮影に限らず一般的にイメージングアンプに要求されていることである）。

4.1項で述べた断面が球面になる点を解決する見通しとしては、将来の問題ではあるがつきのような方法がある⁷⁾。図27はその説明図であって、イメージングアンプの入力けい光面が平面になっている。電子工学的には光電陰極が球面でないことと収差が大きくなるので、平面状の入力けい光面から球面状の光電陰極に光を伝達するのにファイバーオプティクスプレートをを用いている。このようにすれば、平面断面面が得られることになる。

現状では画質は劣るけれども、テレビジョンモニタ面を断層撮影の全時間にわたって写真撮影すれば、間接断層撮影が可能である。しかもこの場合は、必要X線量はさらに減少することが期待で

きる。将来テレビジョン系の画質が上昇するならば、有望な方法である。

さらに議論を進めるならば、いちいち写真撮影を行なわなくても断面像を透視像として観察する方法についての提案も行なわれているが⁸⁾、実用可能性の高いものとしては蓄積形映像管を用いたテレビジョンをイメージングアンプと組み合わせたシステムをあげることができよう。

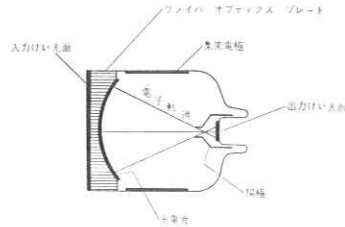


図27 入力けい光面を平面にしたイメージングアンプ
 An image amplifier with flat input phosphor screen

5. おわりに

断層撮影の原理をふりかえってみることによって、球面状の入力けい光面を持つイメージングアンプでも断層撮影が可能であり、基礎的な実験検討から直接撮影にくらべてX線量も少なくて済み、画質もかなり良いことがわかった。

この問題を提起していただいたのは京都市立病院放射線科技森川進先生である。また、断層撮影については島津製作所放射線事業部放射線機器工場の高尾忠美課長にご討論いただいた。さらに実験にあたっては放射線機器工場の各位のご協力をいただいた。ここに記して感謝の意を表したい。

参考文献

- 1) A. Gebauer et al.: "Das Transversale Schichtverfahren" Georg Thieme Verlag. Stuttgart (1955)
- 2) A. E. M. Bocage: Franz. Patent schrift Nr. 534 (1922)
- 3) A. Vallebona: "Una modalita di tecnica per la dissociazione delle ombre applicata allo studio del cranio." Radiol med. 5, 9 (1930)
- 4) A. Perussia: "Proposta e basi teoriche di un nuovo metodo stratigrafico. Radiol med 30 115~ (1943)
- 5) W. Watson: USA patent 283720 (1939) in England (1937)
- 6) 津田はか: "可変視野イメージングアンプによる拡大およびX線拡大によるX線テレビジョン像およびイメージングアンプ間接撮影像の像質改善" 島津評論26, 387~393 (1969)
- 7) G. W. Goetze et al.: "Recent application of transmission secondary emission amplification" Advances in electronics and electron physics, Academic press 557~566 (1962)
- 8) 羽島昇はか: "蓄光利用によるX線像の読み, X線TVによる断層像" 第27回日本放射線技術学会抄録集33, (1971)
- 9) たとえば "permachon" vidicon type image pickup storage tube, Westinghouse electric corporation catalogue.

左室容積のテレビジョン計測法

北里大学医学部 池田 祐之
芝電気株式会社 山口 奉頼
木嶋 伸一
木下 幸次郎

1. 意 義

心機能の判定とは、端的に言えば心臓の能力の現状評価と予後の予想を行なうことである。その心臓の効率はどうか、どの位の負担に耐えられるか、現在の能力をどの位の期間維持することができるか、を知ることである。心臓のポンプとしての性能を確実に把握することは、心疾患、殊に弁膜症や冠動脈疾患のような後天性心疾患の診断上大きな意義がある。例えば、重症度や予後の判定に、治療方針の決定や生活指導に、決定的な役割を演じる。

ポンプの性能はその出力と効率で評価される。心臓の出力は心拍出量である。これの測定法には、心臓カテーテル法と酸素消費量からFickの原理によって計算する方法、指示薬稀釈法、電磁流量計による方法、その他がある。現在、臨床的に最も信頼されて使われているのは、色素稀釈法のうち、動脈血を定速吸引しながら測定し、アナログコンピューターで計算する方法である。心臓のポンプとしての効率は一定の心拍出量を維持するために費された仕事量を測ることによって得られ、仕事量は左室容積の変化を左室圧と同時に記録することによって得られる。

一方、ポンプの原動力である心筋そのものの機能の解明に最近の研究の目が向けられ、心筋の収縮速度や張力等が測定されている。

心血管造影法による左室容積測定法は、1心拍の間の左室容積の変動を詳しく測定し、心拍出量のみならず、左室の仕事量を計算することができる。心筋の収縮力についても情報が得られる。この方法は現在までのところ、心臓のポンプとしての機能を分析する最良の手段と考えられるが、計算のため莫大な時間と労力を要するので、利用が限られている。

私達の研究は、このユニークな検査法を簡素化、自動化して、実用的なものとするところである。心臓カテーテルの施設のある所ならどこでも手軽に行なうことのできる方法とすることが目的である。

2, 造影による左室容積測定法の概略

1, 小 史

心血管造影法による左室容積の測定法は, Chapman⁽¹⁾, Gribbe⁽²⁾, Dodge^(3,4)等によって1960年前後に始められた。その方法は, 左室造影のレントゲン映画または連続撮影を行なって, そのフィルムの左室像について一定の計算式をあてはめて容積を求めるものであった。多くの研究者達がこれを追試して簡便法や変法を提案し, 各種の計算法の信頼性を指示薬稀釈法やFickの原理と比較した。^(5~7)

拡張期と収縮期の左室容積から駆出率(Ejection Fraction)が得られる。⁽⁸⁾これは心機能の指標として広く利用されている。容積を連続的に測ることによって容積曲線が得られる。造影前, あるいは造影中に同時に記録された心内圧と左室容積の変動を組合せて, 圧-容積曲線(P-V線図)を描くことができる。これは左室の仕事を表わすグラフで, 各種の疾患についてそのパターンが比較検討された。^(9~16)1966年頃までには, この方法の原理, 応用, 評価に関する研究が一通り出揃った。⁽¹⁷⁾

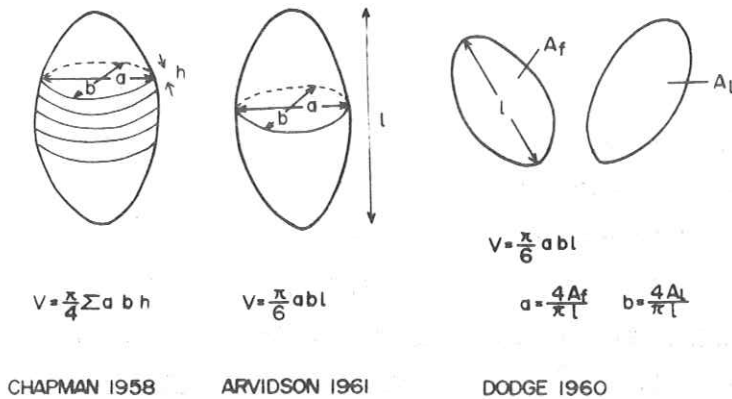
この方法によれば指示薬稀釈法やFickの原理によるよりも高い心拍出量が得られる傾向があるが, 左室容積の測定法としては確実性が高い。1心拍動内の心室の変化を形態と機能の両面から把握することができる点で他の方法より優れている。しかしながら, 計算量が多く, 時間と労力がかさむ欠点がある。そういったことがこの時期に造影による左室容積測定法に与えられた主な評価である。

その後, 研究のピークは去ったが, 実用的な臨床応用への努力が続けられている。例え話をすれば, この未開の分野における探検と調査の時の時代は一応終ったのである。その結果ここは豊かなフィールドであると判った。しかしここに臨床応用という作物を植えて十分な収穫をあげるのには, 手オノと鍬では間に合わず, もっと別の道具が必要なことが判ってきたのである。

コンピューターを利用して計算処理を自動化する試みは早くも1961年Baker等⁽¹⁸⁾によって行なわれ, 最近数年間に多くのグループが業績を競っている状況である。^(19~25)

2. 計算の原理

左室容積の計算式は, 左室が近似的には楕円体であることを根拠にしている。長軸 l とそれと互に直交する2つの短軸 a b から容積 $V = \frac{\pi}{6} a b l$ を求めるもので, 短軸の決定法に関して多くの変法, 簡便法がある。2方向連続撮影の各フィルムから3つの軸を測る方法は最



も基本的なもので、Arvidson⁽²⁶⁾によって試みられた。左前斜位像の短軸の長さは右前斜位像のそれの85%であるとして、1方向レントゲン映画によって左室容積を求めたのはGribbe⁽²⁾で、計算式は $V = \frac{0.85}{6} \pi a^2 l$ であった。

図1. 容積計算の原理

最も広く知られているのはDodge⁽⁴⁾のArealength Methodである。左室の正面と側面への投影像の面積 A_f 、 A_l と、最大長径 l から、 $a = 4A_f/\pi l$ 、 $b = 4A_l/\pi l$ によってそれぞれの短軸を求める方法で、楕円体の容積を求める式 $V = \frac{\pi}{6} a b l$ を採用する方法の中では最も誤差が少ないとされている。⁽²⁷⁾計算の原理を図1に示す。

左室の横断面は円に近いので、左室像をその長軸と垂直な面で等間隔に切り分けて多数の円板とし、それぞれの円板について長径、短径と厚さから容積を求め、その総和として左室容積を知ることができる。この方法はSimpsonの公式の応用で、多少不規則な形状の左室に対しても適用され、誤差が最も少ないことなどで優れている。⁽²⁷⁾しかし、煩雑な計算が他の数十倍多いのが欠点である。そのため、この方法は最初Chapman⁽¹⁾によって用いられながら、その後長い間、Dodgeの方法に押されて、利用が少なかった。精密であることを目指したために、実用性の点で遅れをとった好例と言える。

3. 処理の機械化

心血管造影法による左室容積の測定を行なう上で最も大きな障害は膨大な計算量である。1回数秒間の検査を処理して結果を出すのにChapmanの方法で2~3週間⁽¹⁸⁾、Dodgeの方法で48時間を要する⁽²⁰⁾。そこでこの計算をコンピューターで処理することが考えられた。

コンピューターを用いる時、計算処理そのものは繰返し操作が多く、機械的、技術的に困難は少ないが、データをコンピューターへ供給するための入力手段が大きな問題となる。

レントゲンフィルムを読影して左室像の輪郭を検出するのは簡単なパターン認識である。

これを機械化することは意外に困難である。多くの研究者達の殆んどが採用した方法は、特殊なテーブル又はスクリーンに投影された像を人間が読影して、左室の輪郭を手描きでプロットすることであった。コンピューターはライトペン又はフライングスポット・スキャナーによって手の動きを検出して入力操作を行なう。^(18,21~25)

最近、左室の輪郭の認識も機械に行なわせようとする試みもある。^(23,28,29)いずれもテレビジョンの技術を用いて画像処理を行なっている。映像信号を左室だけが残るような濃度レベルでスライスして左室像を抽出している。その後の処理にいずれのグループもコンピューターの利用を考えている。Simon⁽²⁹⁾は簡単な回路によって左室の面積曲線を得ていることが注目される。

コンピューターによる左室容積の計算法としては、数年前まではDodgeの方法を用いる例^(19~21,23)が多かったが、最近は積分法を利用する例^(18,22,24,25)が増えてきた。

3. 左室容積のテレビジョン計測法

1. 着眼点

私達はテレビジョン技術に着目して、自動的な画像処理と容積計算を行なうことを考えた。装置はコンピューターに比べてはるかに簡単で、レントゲンテレビに接続されるもので、心臓造影センターの技術と設備があれば容易に使用できるものでなければならない。今回はそのようなものができて使いものになるかどうか、先ず基本的なものを試作してみた。システム全体を通じて、コンピューターを利用する必要はない。最終的な測定誤差は10%以内であればよいと考えた。

2. 画像処理

機械的な処理を行なう上で最大の難関は画像処理である。この場合は、左室の認識、換言すれば、左室以外の像の消去法が問題である。画像処理の過程を逐次シミュレートした結果、を供覧する。

資料は東京女子医大、日本心臓血圧研究所提供の左室造影のビデオテープを用いた。これを図2に示す装置にかけて映像信号の形と画像について観察した。200 KHzのフィルターを通すことによって映像信号のノイズを除去する。次に映像信号を或るレベルでスライルして映像のうすい部分、即ち造影剤によらない像の部分の部分を消去する。図3 aは処理前の像と映像

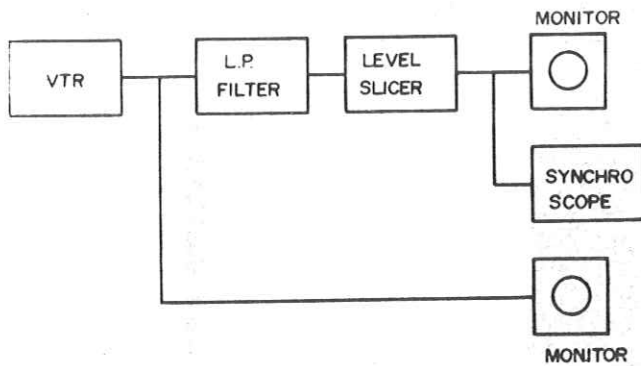
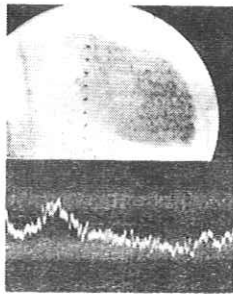
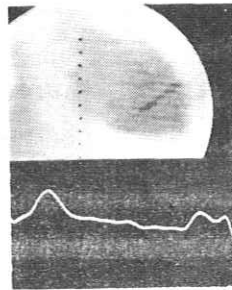


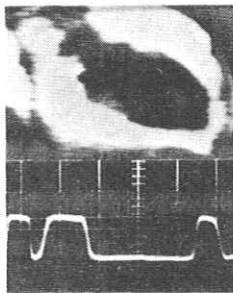
図2. 画像処理装置



(a) 原価



(b) Low pass filter を通す。



(c) Level slice して像をclip.

図3. 画像処理

信号である。信号波にノイズが多く、左室の境界が判然としない。

図3 bは200 KHzのフィルター通過後の状態で、ノイズが消えて像が明瞭になる。

図3 cは左室がやっとなる程度の濃度レベルで映像信号スライスして、利得を大きくとったものである。

映像信号は殆んど矩形波となって、画像はコントラストが極端に強調されて見える。

処理の結果はかなり良好と判定してよい。右室と肺動脈、左房、横隔膜等は造影剤を含まなくともかなり強い映像信号を持っているので、この実験例のみならず、すべての例でこれらの像の除去が行なわれるかどうかの問題が残っている。図4に実験の状況を示す。

図5はサブトラクション法を用いた場合を示す。これは現在の像から造影剤注入前の像を引いたもので、造影剤が注入された部分だけが描きだされる。

横隔膜や左房、右室、骨などの

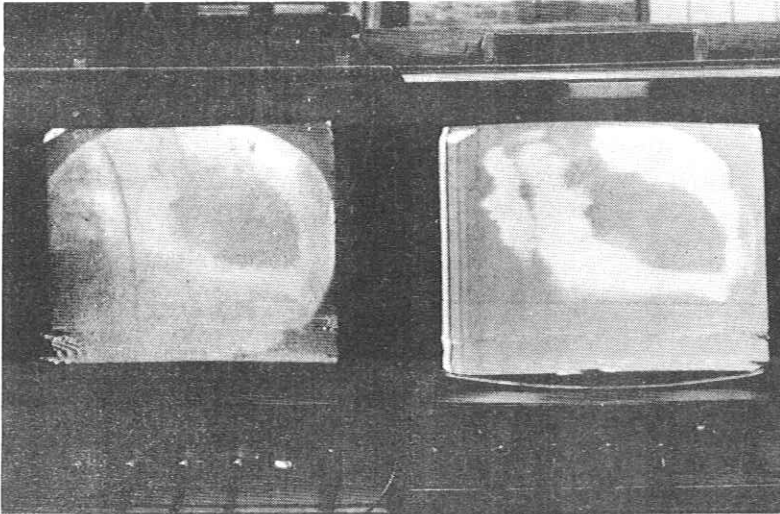
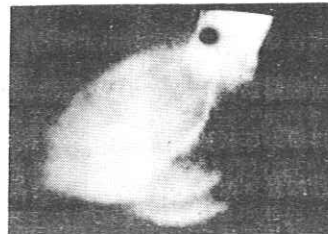


図4. 実験の状況

像を消すには最もよい方法と思われる。

3. 面積曲線

左室造影のビデオテープから左室面積曲線を描く実験を行なった。図6はその装置の説明である。VTRモニター上の左室像を写真撮影して、その像をできるだけコントラストをつけて印画紙に焼付け、左室を切抜いた。これを複写して左室のスライドを作った。これをプロジェクターにかけて、光の強弱を光電管で測定すると、左室投影面積の相対的な変動が記録される。図7はこのようにして得られた面積曲線の1例である。この実験は、先に述べた画像処理実験が行なわれる前に、この検査法の可能性を検討するために行なわれたものである。写真撮影、スライド作製の操作を画像処理回路で置換えると、左室面積



処理前



サブトラクション後

図5. ビデオサブトラクション

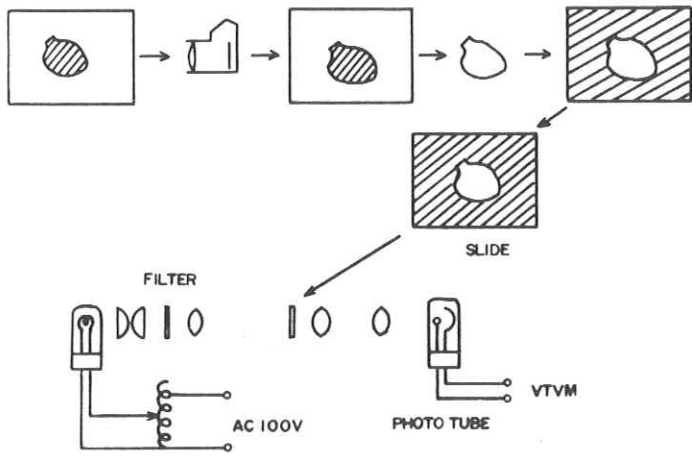


図6. 面積測定の実験

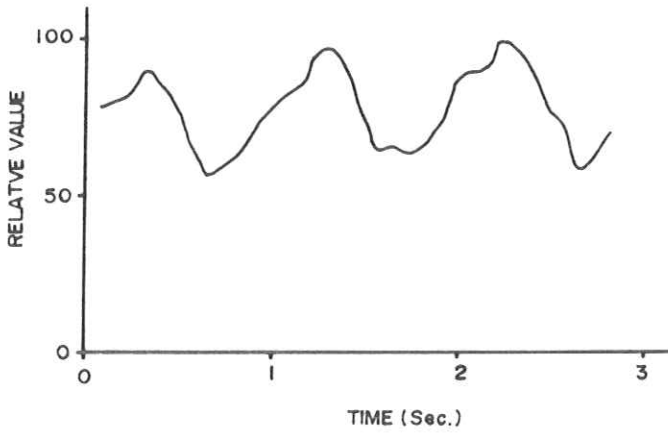


図7. 左室面積曲線

の変動を自動的に連続波形として得ることができる。

この方法は簡明で優れているが、面積曲線を容積曲線に変換する過程に困難がある。即ち、左室は常に同一形状であり、単に大きさのみが変動する、といった仮定を前提として処理を行なうので、形状がほぼ同一の対象にのみ適用が限定される。左室の長軸の長さを電氣的に検出することができれば、楕円体の公式を適用することができるので測定精度が向上するであろう。

4. 構 想

これまでの処理結果をもとに、次のようなシステムで左室容積の測定を行なう予定である。患者の左室に2本のカテーテルを挿入する。1本は圧測定用であり、他方は造影用である。患者を右前斜位にして左室造影を行ない、1方向のレントゲンイメージをVTRに収録する。その際、心電図、心内圧も同時にVTRの音声トラックに記録する。図8は装置のブロックダイアグラムである。

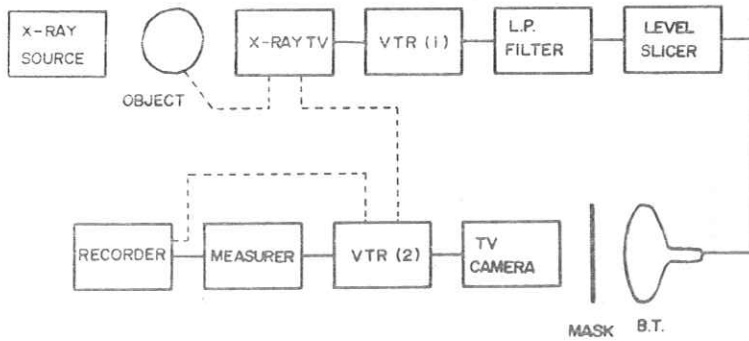


図8. 画像処理 — 容積計算装置の概要

VTRに収められた信号を200 KHzのLow pass Filterに通し、レベルスライスの処理を行なってブラウン管上に再生する。このブラウン管上の像をもう一度テレビカメラで撮影する。これは心臓の方向を測定誤差の少ない方へ修正するための処置である。この測定方法は左室がある軸を中心に回転体のような形であると仮定しているのでこの軸をテレビジョンの走査線に垂直に向ける必要がある。この際、大動脈など不要な像を除去するためにブラウ

ン管上にマスクをかけて不要な部分をブロックする。

一つの処理方法だけに頼っては不十分な場合には、いくつかの方法を結合せる。図9に示す

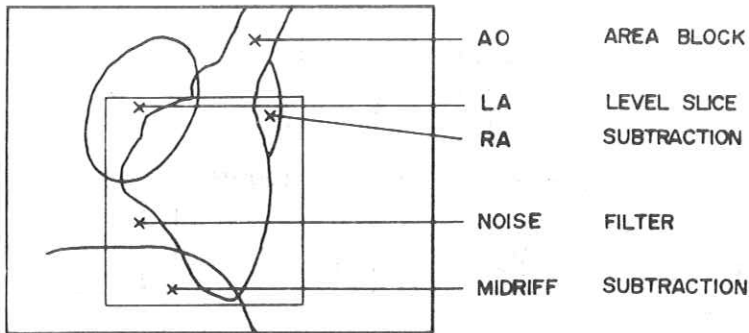


図9. 処理の組合せ

のはその1例である。横隔膜や右室や左房など、造影剤注入前からある濃い像はサブトラクションで除く。逆流のある左房はサブトラクションでは消えないので、レベルスライスを用いる。大動脈の像はマスクをかけてこの部分の映像を無視する、エリアブロックによって除くことができる。

容積の計算法は、積分法を採用する方がよいと思われる。それは左室を、回転体が歪んだような形である、と仮定する方法で、やや不規則な形状にも適用できる。理論的に最も明快であり、回路設計上にも困難はない。

前にも述べた処理を経てブラウン管上に再生した像を再びテレビカメラで撮影すると、その映像信号は矩形波をなしている。この矩形波の幅が左室の横径に相当する。従ってこの幅 t_i を2乗して走査線間隔を考慮して加え合せると左室の体積が得られる。

図10に示すように、一定の時定数を持った積分回路に映像信号を入れる。信号レベルが一定であるから信号巾 t_i に比例した電圧 E_i が得られる。この電圧をひとつの水平走査毎に取り出し、2乗回路を通して加算器に入れる。

この様子を図11のタイムチャートに示す。水平駆動パルスを微分してバックのスパイクを取り出し、この信号で映像信号の積分回路のコンデンサーを放電させ電圧を取り出す。またこの出力パルスを一定レベルにリミットしてカウンターで数えればそれが左室が走査線数にして何本にわたって在るかを表わす。つまり左室の長軸の長さを測ることになる。加算器とカウンターは共に垂直駆動パルスのバックでリセットする。

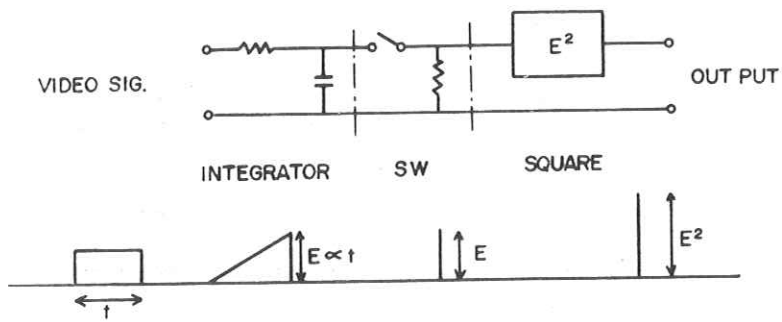


図 1 0. 容積計算の機構

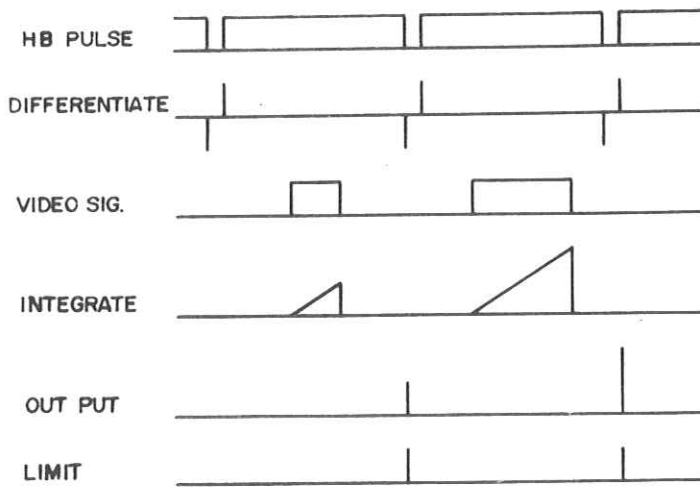


図 1 1. 容積計算のタイムチャート

このようにして毎秒60回の左室容積測定が行なわれる。加算器出力は、ビデオテープの音声トラックに収録されている心電図、心内圧と共に1枚の記録紙上に描き出される。この装置のブロックダイアグラムを図12に示す。

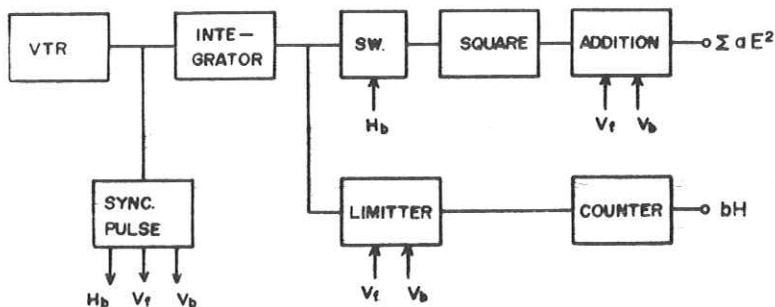


図12. 容積計算回路のブロックダイアグラム

これは図8に示す装置のうちMEASURERと書かれている部分に相当する。

この検査法は、被験者と装置の相互の位置関係によって像の倍率や歪が変化するので、検査の都度これを補正することは大変面倒である。実用に供して便利であるためには、多少の誤差を許容して、線源、テーブル、イメージインテンシファイア等の装置と被験者の位置関係、被験者の姿勢などを定型化すべきであろう。データの較正のためには容積既知のファントームを用いる予定である。

4. 結 語

ここに述べた方法の特色は像の処理と求積処理にある。映像信号をある濃度でスライスする処理法は他にもあるが、効果的にノイズを除去して単純な矩形波を得ている例は見られない。求積処理の要点は、像を回転させて左室の長軸を垂直に保ち、左室の幅を2乗することであり、簡単な回路で左室容積を求めることができる。処理はアナログな形で行なわれるので即時処理となる。

造影による左室容積測定法は既に多くの研究者によって各方面から検討が加えられ、価値が認められている。左室容積のテレビジョン計測法が簡単な装置による自動化によって広い臨床応用の途を拓くものと期待している。

冠動脈疾患に対して、冠動脈造影とこの方法を併用すれば、冠動脈の形態と心室壁の運動、および左室の機能について同時に情報が得られ、疾患の多角的、動的把握が可能となるであろう。

資料として東京女子医科大学，日本心臓血圧研究所提供の左室造影のビデオテープを使用した。所長，榊原任教授をはじめ，カテーテルチームの諸兄に心から感謝する。

References

1. Chapman, C. B., Baker, O., Reynolds, J., and Bonte, F. J.: Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular volume. *Circulation* 18: 1105, 1958.
2. Gribbe, P., Hirvonen, L., and Wegelius, C.: Cineangiographic recordings of the cyclic change in volume of the left ventricle. *Cardiologia* 34: 348, 1959.
3. Dodge, H. T., and Tanenbaum, H. L.: Left ventricular volume in normal man and alternation with disease (Abstr.). *Circulation* 14: 927, 1956.
4. Dodge, H. T., Sandler, H., Ballew, D. W., and Lord, J. D. Jr.: The use of biplane angiocardiology for the measurement of left ventricular volume in man. *Am. Heart J.* 60: 762, 1960.
5. Gribbe, P.: Comparison of the angiocardiology and direct Fick methods in determining cardiac output. *Cardiologia* 36: 20, 1960.
6. Dodge, H. T., Hay, R. E., and Sandler, H.: An angiocardiology method for directly determining left ventricular stroke volume in man. *Circulation Res.* 11: 739, 1962.
7. Hallerman, F. J., Rastelli, G. C., and Swan, H. J. C.: Comparison of left ventricular volumes by dye dilution and angiographic methods in dog. *Am. J. Physiol.* 204: 446, 1963.

8. Bartle, S.H., Dammann, J.F., Jr., and Sanmarco, M.E.: Ejected fraction and myocardial contractility (Abstr.). *Circulation* 32: Suppl. II, 45, 1965.
9. Chapman, C.B., Baker, O., and Mitchel, J.H.: Left ventricular function at rest and during exercise. *J. Clin. Invest.* 38: 1202, 1959.
10. Dodge, H.T., Ballew, D.W., and Sandler, H.: Pressure-volume curves of the diastolic left ventricle in man (Abstr.). *Circulation* 20: 686, 1959.
11. Dodge, H.T., Hay, R.E., and Sandler, H.: Pressure-volume characteristics of the diastolic left ventricle of man with heart disease. *Am. Heart J.* 64: 503, 1962.
12. Bunnell, I.L., Grant, C., and Greene, D.C.: Left ventricular function derived from the pressure-volume diagram. *Am. J. Med.* 39: 881, 1965.
13. Rackley, C.E., Behar, V.S., Whalen, R.E., and McIntosh, H. D.: Biplane cineangiographic determinations of left ventricular function: Pressure-volume relationships. *Am. Heart J.* 74: 766, 1967.
14. Dodge, H.T., and Baxley, W.A.: Hemodynamic aspect of heart failure. *Am. J. Cardiol.* 22: 24, 1968.
15. Dodge, H.T., and Baxley, W.A.: Left ventricular volume and mass and their significance in heart disease. *Am. J. Cardiol.* 23: 528, 1969.
16. Vogel, J.H.K., Horgan, J.A., and Strahl, C.L.: Left ventricular dysfunction in chronic constrictive pericarditis. *Chest* 59: 484, 1971.

17. Dodge, H. T., Sandler, H., Baxley, W.A., and Hawley, R.R.: Usefulness and limitations of radiographic methods for determining left ventricular volume. *Am. J. Cardiol.* 18: 10, 1966.
18. Baker, O., Khalaf, J., and Chapman, C.B.: A scanner-computer for determining the volumes of cardiac chambers from cine-fluorographic films. *Am. Heart J.* 62: 797, 1961.
19. Nelson, C.N., and Lipchik, E.O.: A computer method for calculation of left ventricular volume from biplane angiocardiograms. *Invest. Radiol.* 1: 139, 1966.
20. Rackley, C.E., Hood, W.P., Jr., Cleveland, L., and Stacy, R.W.: Derivation of cardiac mechanical parameters from serial biplane angiocardiograms. *J. Appl. Physiol.* 24: 254, 1968.
21. Bowyer, A.F., Gott, A.H., Lendrum, B.L., and Johns, J., Jr.: Left ventricular volume by computer analysis of angiographic films (Abstr.). *Circulation* 38: Suppl. VI, 46, 1968.
22. Jarlov, A., Mygind, T., and Christiansen, E.D.: Left ventricular volume and cardiac output of the canine heart: Application of a mathematical two compartment model and a new dye dilution technique. *Med. Biol. Engng.* 8: 221, 1970.
23. Bjork, L.: Semi-automatic construction and computer analysis of volume curves and pressure-volume curves in left ventricular cineangiography. *Acta Radiol.* 10: 413, 1970.
24. Bove, A.A., and Lynch, P.R.: Measurement of canine left ventricular performance by cineradiography of the heart. *J. Appl. Physiol.* 29: 877, 1970.

25. Reintzen, P., Malerezyk, V., Pilarezyk, J., Schohl, R.H., und Vogel, G.W.: Automatisierung der roentgenologischen Herzkammervolumenbestimmung unter Einsatz eines magnetischen Bildplattenspeichers. Fortschr Roentgenstr. 114: 215, 1971.
26. Arvidson, H.: Angiocardiographic determination of left ventricular volume. Acta Radiol. 321, 1961.
27. Davila, J.C. and Sanmarco, M.E.: An analysis of the fit of mathematical models applicable to the measurement of left ventricular volume. Am. J. Cardiol. 18: 31, 1966.
28. Williams, J.C.P., Sturm, R.E., Tsakiris, A.G., and Wood, E.H.: Biplane videoangiography. J. Appl. Physiol. 24, 724, 1968.
29. Simon, A.L., Schuette, W.H., and Whitehouse, W.C.: Television planimetry. Radiology 94: 203, 1970.

Radioisotope Angiocardiogram の TV 解析装置

東大医放 宮前達也

芝電気 木下幸次郎 木嶋伸一

Synopsis

Recently as the useful technique of cardiac diagnosis, the radioisotope angiocardiogram becomes more and more in use. The main reasons are the following two: (1) the safe treatment for patients, (2) the advent of the short half-value period pertechnates such as ^{99m}Tc . The newly designed system of displaying the scintigram images exceeds the ordinary computer controlled display system not only in the image resolution but also in the shortening of the diagnostic decision.

This system was achieved by inducement of the Television technique to the ordinary scintillation camera. As using this image display system combined with the dilution curve recorder, it takes about 15 minutes to give the diagnostic decision for one case, and its image resolution is equivalent to about 500 x 500 matrix.

1. 前 書

半減期の短い核種(例えば ^{99m}Tc)とアンガー型シンチカメラの組合せで心大血管を描出する試みは1966年に始まり、今日ではこの方法が各種心疾患の解析に有効な方法であると見なされる様になった。東大医学部放射科でもこの4年間に約250症例について約400回実施してきた。その結果、手動式ボラロイド撮影と35mmフィルムモータードライブカメラ撮影を行なう従来の方法では詳細な分析を必要とする心臓の動態観察には不十分であることが指摘された。即ち、(1)任意の時点でのイメージが得られない、(2)フィルム巻取りの時間が無駄になる、(3)フィルムサイズが小さい、(4)現像処理を必要とし時間がかかる、等の欠点があった。

これらの欠点を解消する為に、35mmフィルムモータードライブカメラの代りにTV系を用いて解析することを計画し、予備的な実験を行なったので報告する。

2. 装置の概要

Fig 1に装置のブロックダイアグラムを示す。従来のシンチカメラ装置はそのまま使い、CRT上の像をTVカメラで撮影する。その際は、0.5秒程度の残像特性を持たせておきVTRに収録する。同時に音声トラックにRIの注入信号と1秒間隔の時間信号、その他被観察者からの心電信号を記録しておく。

次にVTRに収録されたシンチ像を解析するのであるが、本装置の特徴として、第一に像の形状を観察する場合はVTR像を再生してモニターで見る。また、異なる2時点の像を加えたり、差し引いたりして観察できる様にサブトラクション、アディクションの回路を通してモニター上に描出できる様にしておく。この場合、適当な時点の像をVDRに記録しておき、その像をVTR像と合成して画像処理を行なう。

この装置の第2の特徴として、心シンチ像の任意の部分指定してその部分のRIの希釈変化を測定できる。これは例えば、右心室に相当する部分でのRIの希釈変化を経時的に測定し診断に用いるものである。この測定は、シンチ像をCRT上に出しておき、測定しようとする部分に光検出器を取り付けその出力をペンレコーダーで記録する。記録の際は、音声トラックから各信号を取り出し同時に描く様にしておく。また、Fig 3の写真で示される様にシンチ像のどの部分を測定したかをモニター上にスポットで表示できるよう、光検出器の出力をミキサーを通モニターに戻しておく。

Fig 4に本装置のフローチャートを示す。この図からも明らかな様に、データ収録から結果が出るまでに15分程度あればよい。

従来の35mmカメラによる処理よりもはるかに速く、本装置を用いれば何度も再生して診断に用いることが可能である。

3. 実 験

実際にR Iの希釈変化を求めてみた。注入R Iは従来99mTcを用い、注入量も大体15mCi/3mlと従来どおり実施した。音声トラックにはR I注入の合図とメトロノームの1秒間隔の時間信号を録音しておいた。この様子をFig 5に示す。R Iの希釈変化はCRTの上のシンチ像の輝度変化として測定するのであるが輝度変化の測定にはフォトトランジスタを用い、測定は直径25mmの円型部分を適当に選んで行った。シンチカメラ装置の発光カウント数とペンレコーダーの読みとは比例関係がある。結果の一例をFig 6に示す。具体的な臨床例については更にデータを収録し、まとめて報告する予定である。

4. ま と め

以上の如く従来の装置の欠点は本装置を用いれば除去できることが明らかとなった。

また、最近シンチカメラ装置とコンピューターを結合した心シンチグラムの解析装置が数例発表されている。デジタル的解析と本装置の様なアナログ的解析とを比較するのは問題があるが参考までに比較してみると、コンピューターを用いた装置の位置分解能は高々128×128のマトリックスの数で制限されているが、本装置はTV系であるから500×500は普通である。またダイナミックレンジに於ても高々64倍までであるからTV系を用いて十分に余裕がある。

現状ではシンチカメラ装置の分解能が低いが、将来向上した場合にもTV系を用いればそのまま高性能が発揮できる。

終りにあたり、本研究に対し多大な御助言をいただいた東大医学部の竹中栄一先生に深謝いたします。

5. 文 献

- 1) L. Rosenthal: Neucleographic screening of patients for left-to-right cardiac shunts, Radiology vol. 99, No. 3, 601-604
June 1971

- 2) 利波紀久、久田欣一他：シンチカメラのDirect Store Video Tape data Processor並びに4096チャンネル・固定内臓プログラムコンピューターによるオンライン情報処理、第30回日本医学放射線学会抄録集、講演番号154、312-313 April 1971.

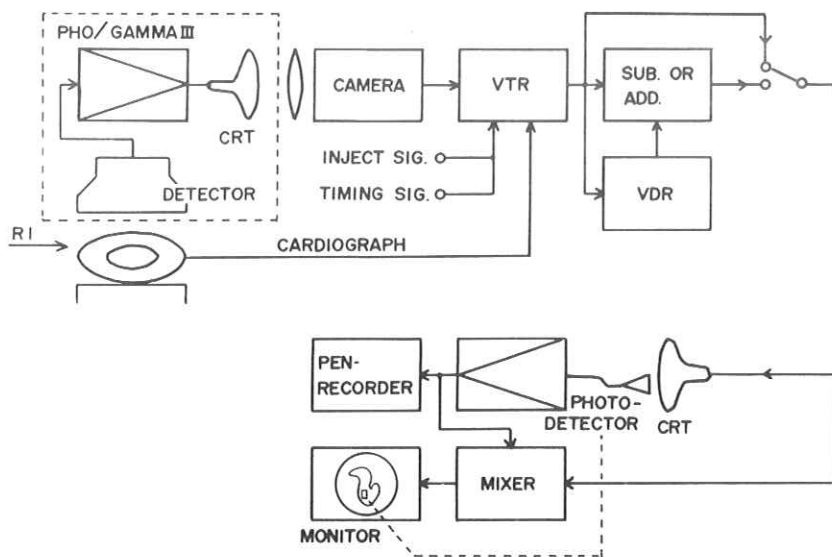


Fig.1 装置のブロックダイヤグラム

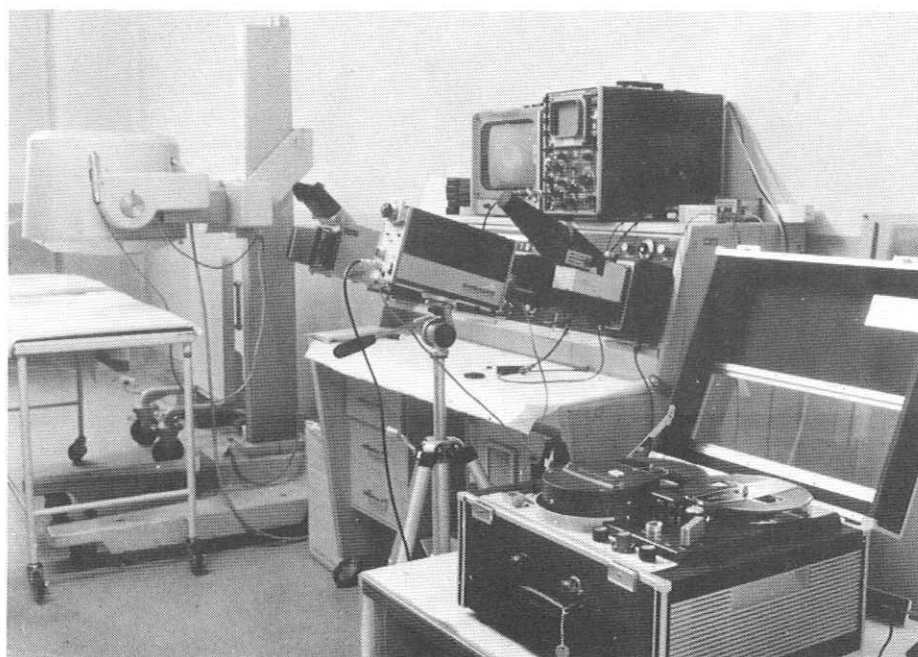


Fig.2 収録装置

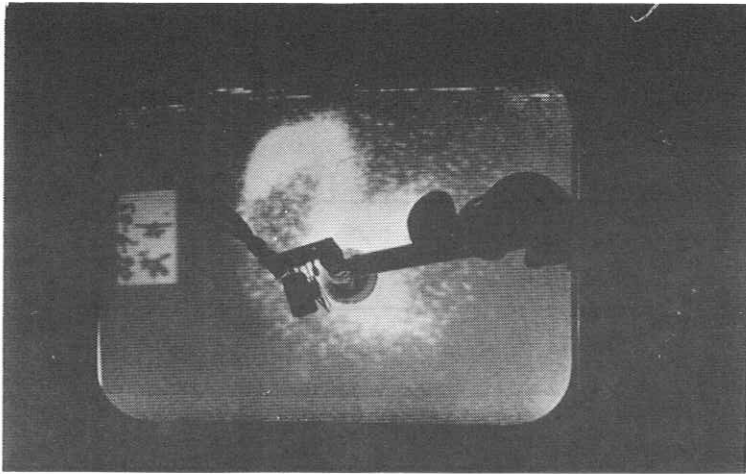
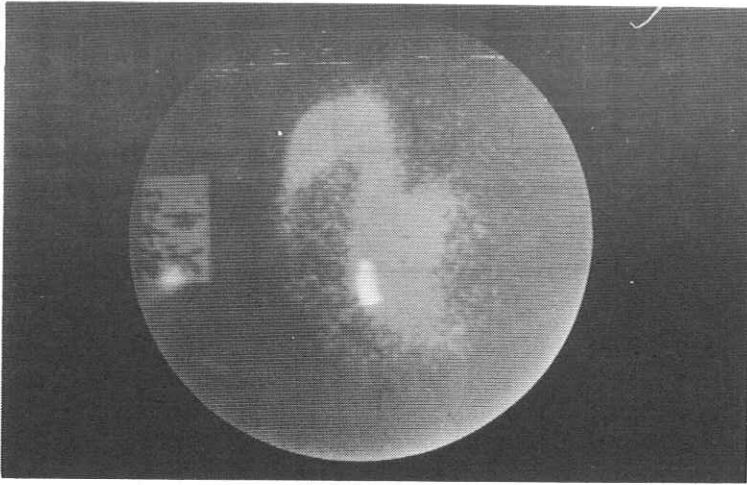


Fig.3 モニター像と光検出器

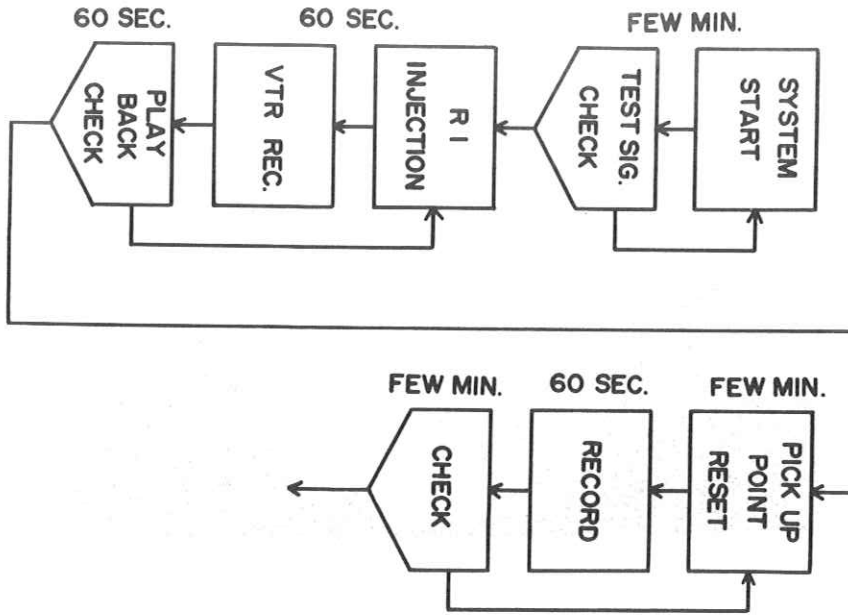


Fig.4 フロウチャート

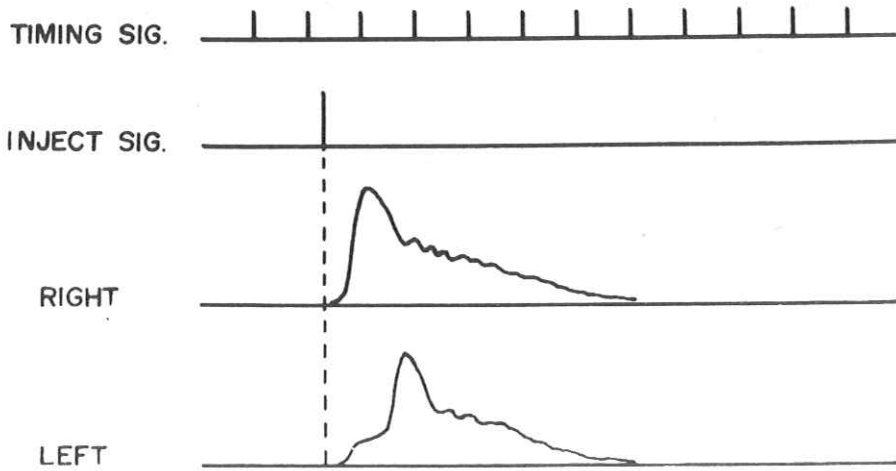


Fig.5 R I 希釈変化測室の様子

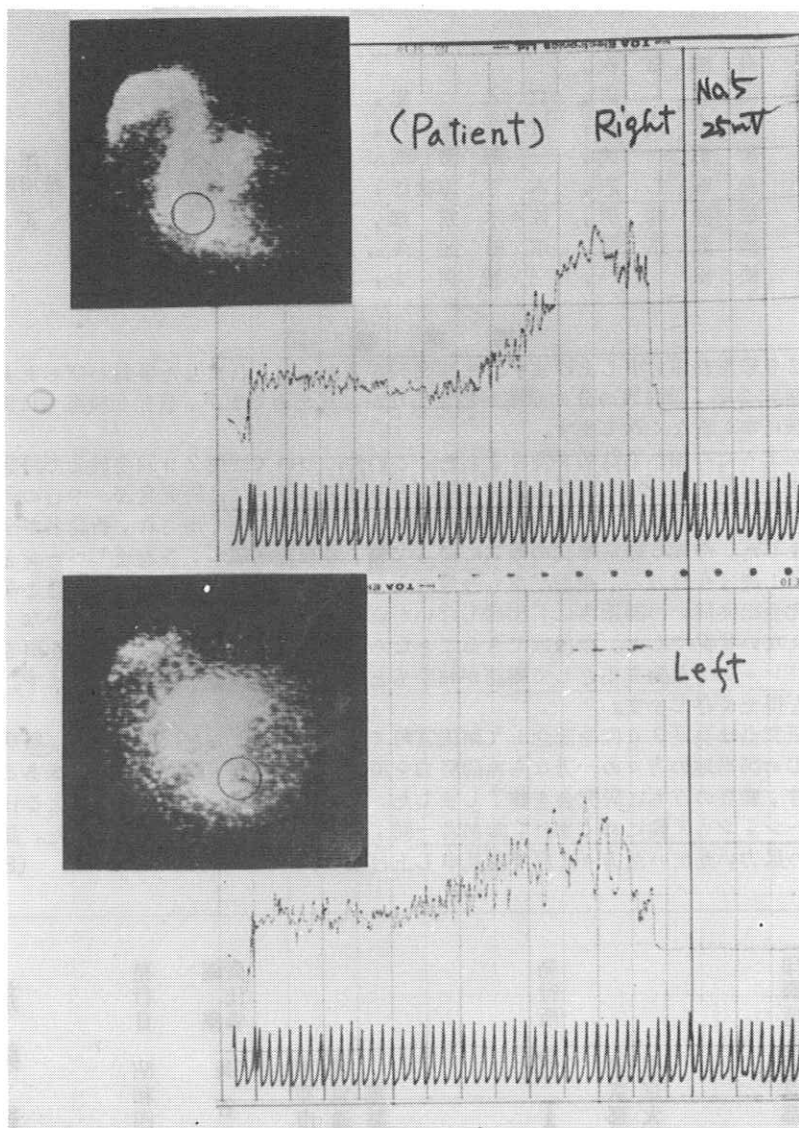


Fig. 6 RI 希釈変化の測定例

R. I. I. 研 究 会

会 長 高 橋 信 次， 立 入 忠， 宮 川 正
 顧問 足 立 忠， 竹 中 栄 一， 津 田 元 久， 長 谷 川 伸
 常任委員 佐々木 常 雄， 一 岡 芳 樹， 内 田 勝， 梅 垣 洋 一 郎，
 委 員 飯 沼 武， 木 下 幸 次 郎， 久 保 栄 太 郎， (代 理 松 川 収 作)
 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，

編 集 後 記

通巻第29号をお届け申し上げます。まず発刊が大へんおくれました事おわびします。これは第29回研究会後、御発表の分の原稿が集まらなかったためですが、研究会後直ちに原稿を頂いた方には誠に申し訳なく存じます。

ごらんのように今回から誌名が変りました。この件については第29回委員会で討議が重ねられ、R I I研究会も発足から8年も経て体質が変わり従来の誌名では研究発表が中心の最近の傾向にそぐわないこと、論文のリファーに不便なことなどの意見が強くなり、新誌名が全会一致で採択されました。今後は通常雑誌の形式に従って巻、号数を記載し、各巻通しページといたします。また第1巻は今号のみ、通巻記載も今号のみとし、1972年発行分は第2巻となります。

従来研究会出欠伺いの御返事に「出席しないが資料を送りたい」との記載がかなりあり、御希望にそえない状況でした。今後はできることなら研究会当日または直後に原稿を頂き、1ヶ月以内にはフレッシュな論文集として雑誌がお手もとに届けられるよう念じております。御発表者の御協力を得たく存じます。

今回の研究会は発足30回を記念して南国宮崎で開催いたしました。内田先生、県病院の稲津先生をはじめ御当地の方々の方ならぬ御努力を頂き、宮崎大学・餌取先生の興味ある特別講演をいただき、盛会のうちに研究会を修了しました。夜の部の懇親会、観光バスによる日南海岸のエクスカージョンも天候にめぐまれ、参加者一同、思い出に残る行事となりました。誌面を借りて御当地の尽力いただいた方々に厚く御礼申し上げます。(S.H.)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和四十六年十二月 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 一 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 一 三

タ ナ カ 印 刷 株 式 会 社
 電 話 〇 三 一 五 六 七 一 二 五 五 一