



Title	循環器連続イメージインテンシファイアー (I.I) 間接撮影法 1. 基礎編
Author(s)	小林, 昭智; 恒岡, 卓二
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1974, 34(12), p. 861-872
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17372">https://hdl.handle.net/11094/17372</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

# 循環器連続イメージインテンシファイア (I.I.) 間接撮影法

## 1. 基礎編

関西医大放射線科

小林 昭智

東京芝浦電気株式会社

恒岡 順二

(昭和49年7月8日受付)

(昭和49年8月29日 最終原稿受付)

## Serial Photofluorography for the Vascular Examination

### 1. Fundamentals

Akitoshi Kobayashi

Dep't of Radiology, Kansai Medical College Fumizono-cho, Moriguchi

Takuji Tsuneoka

Tokyo-shibaura Electric Co., Ltd. Hisamoto, Kawasaki

---

Research Code No.: 501

---

Key Words: Photofluorography, Image intensifier Tube, Cesium iodide,  
Noise factor, High resolution I.I.

---

An investigation is described showing how 70 mm image qualities are improved when a new high resolution image intensifier tube (E5707) of CsI input screen is used for the serial photofluorography. Comparisons of the 70 mm serial photofluorograms with the conventional serial radiograms are made about exposure dose, static resolution, dynamic resolution, contrast, gradation, vessel detectability and signal to noise ratio. As a result, static resolution of more than 30 lp/cm on 70 mm film, detection capability to 0.2 mm static vessels, dynamic resolution of less than 0.8 mm object which is moving with a velocity of 100 cm/s, etc. are obtained by this system. It is concluded that the applicability of this system to various fields of vascular examination shoud be very high.

### 1. 序 言

循環器X線撮影にイメージインテンシファイア (I.I.) 間接撮影方式を適用する試みは過去にたびたびなされた<sup>1)~8)</sup>。しかしこの方式は形態的観察については直接撮影に比べて解像度が劣り、動態的観察はシネ撮影にかなわないという中途半端な性能のために、従来あまり活用されなかつた。

最近に至つて I.I. が高解像度化されたので、

消化器分野ではかなりの効果が期待できるようになり、また循環器系に対しても本方式の再検討が行われるようになって来た<sup>9)</sup>。

今回我々は本方式の本格的臨床評価の前段階として、新しい高解像度 I.I. を使用した間接撮影について若干の基礎的な比較実験を試みたので報告する。

### 2. 新形高解像度 I.I.

実験に用いた新しい高解像度 I.I. について、まずその主改良点すなわち入力蛍光面と出力蛍光面について述べる。

従来の I.I. の入力蛍光面は ZnCdS その他の粒子蛍光体（粒径 20~40 μm）を厚く塗布（300~400 μm 厚）して形成された膜であり、出力蛍光面は同種の細かい粒子蛍光体（粒径 3~5 μm）を薄く塗布（20 μm 前後厚）して作られた膜であつた。I.I. の性能は主として入力蛍光面で決定され、たとえば解像度を良くするためこれを薄くすれば輝度増倍率が下がるし、また X 線吸収率が低下して量子ノイズが目立つようになる。これを改善するには蛍光体をさらに密に塗布して X 線の吸収能を高める必要があるが、元来粒子が重なり合つて出来た porous な膜であるから空間充填率 30~40% が限度であつた。

近年 CsI (沃化セシウム) を真空蒸着して厚膜としたものが I.I. の入力蛍光面として極めてすぐれていることが発見され<sup>10)11)</sup>、これを用いて高解像度化された I.I. が使われ始めた。CsI 入力蛍光面の特長は次のとおりである。1) CsI の膜は蒸着膜であるからその充填率はほとんど 100% である。2) それ自体の診断領域線質での X 線吸収率が極めて大きい (ZnCdS の約 2 倍)。Fig. 1 は塗布量 100 mg/cm<sup>2</sup> の膜に対する X 線吸収特性を従来の ZnCdS や増感紙に用いられる CaWO<sub>4</sub> と比較して示したものである。3) 診断領域線質の X 線励起に対する発光効率が良い、(ZnCdS の約 2 倍)。4) その発光スペクトルが光電面の波長感度と良くマッチしている (相乗の積分値が ZnCdS の場合の約 2 倍)。

これらの特長のうち 1) 2) は量子ノイズの改善に貢献する。また 1) 2) 3) 4) は共に輝度向上に役立つ。しかし輝度増倍には適正な領域があり、大きすぎると線量が過小となり量子ノイズが増大していく。そこで輝度増倍能すなわち変換係数（単位線量当りの出力輝度）は従来のものと同程度かやや明るい 100~250 (cd/m<sup>2</sup>)/(mR/s.) くらいに止めておき、その余力は入力蛍光面の膜厚を従来管の半分くらいにして解像度を向上させる方向と、

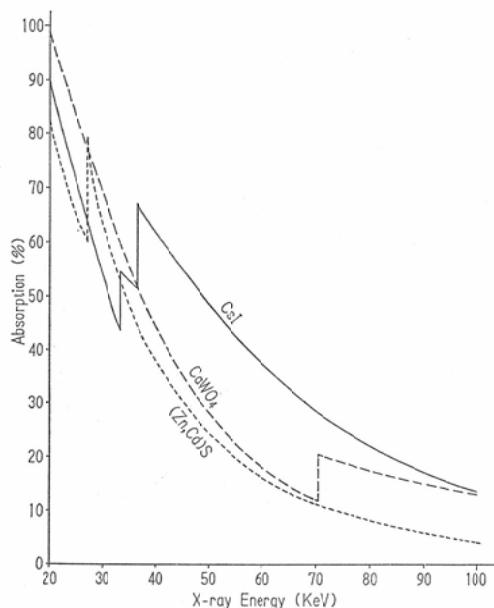


Fig. 1 X-ray Absorption of Phosphors (100mg/cm<sup>2</sup>)

X 線を良く吸収させて量子ノイズを減少させる方向とに割り振つて利用した。その結果解像度は従来の 9" I.I. が中心で 16~18lp/cm であつたものが、新 9" I.I. では約 40lp/cm と 2 倍強に改善された。また量子ノイズについてはその大小を表わす N F (ノイズファクター) が以下のようになつた。N F は量子ノイズパワーの割合が I.I. を通すことによつて何倍になるかという倍率を表わしており、入力蛍光面の X 線吸収率 A との関係は次式で与えられる (付録 1 参照)。

$$I.I. の N F = \frac{1}{A} \quad (1)$$

新 I.I. では (1) 式の A が大きくなつたので N F の値が従来管の 3~3.5 に対して 1.5~2.0 と改善された。

一方出力蛍光面については、入力蛍光面の解像性能の向上に見合つただけそれ自体の解像度を良くしなければならない。それには従来管に比べて粒径が数分の一の極めて微細な粒子蛍光体を用い、半分以下の膜厚に薄く滑らかに塗布して出力蛍光面の形成を行つた。Table 1 に本実験に用いた新形 9" I.I. (東芝 E5707) の平均的な主性能を従来形 9" I.I. (東芝 E5025 C) と比較して示

Table 1. Performance of new 9" I.I.  
(compared with conventional one)

	Unit	New 9" I.I. (E5707)	Conven- tional 9" I.I. (E5025C)	Notes
Input screen size	mm $\phi$	230	230	
Output screen size	mm $\phi$	30	20	
Output spectrum		P-20	P-20	*1
Conversion factor	cd/m <sup>2</sup> mR/s	90~110	200	*2
" "	"	200~250		*3
Resolution (center)	lp/cm	40	16~18	
" (corner)	"	25	12	
Noise factor (NF)		1.9	3.5	
Contrast	%	10	12	*4

#### Notes:

- \*1 Yellowish green (peak wave length 5200~5300 Å).
- \*2 Measured by ICR method, the X-ray of HVL = 7 mm Al with 22 mm Al filter is to be used.
- \*3 Equivalent conversion factor converted into 20 mm  $\phi$  output screen.
- \*4 Percentage of the minimum output brightness to the maximum, when a lead disk of 10% area is attached to the center of input field.

す。測定法その他は注を参照されたい。

### 3. 撮影実験

上記新形 9" I.I. を用いた 70mm 連続間接撮影と通常の連続直接撮影について 2, 3 の被写体を撮影し、その線量・静画質・動画質・S/N(Signal to noise ratio) 等の比較を試みた。

#### (1) 装置

##### 直接撮影

3 相 X 線発生器：東芝 DC-15L-3 (150kVp, 1250 mA)

X 線管 DRX-290HD (焦点 1 × 1, 高圧側テトロードスイッチング)

単相 X 線発生器：東芝 KXO-15 (150kVp, 300

mA)

X 線管 DRX-190D (焦点 2 × 2)

天板：ベニヤ 10mm 厚

フィルムチェンジャー：Elema-Schönander AO T (14 × 14, 6 枚/秒)

グリッド：Elema-Schönander 8 : 1

増感紙：Siemens "Super speed"

フィルム：Kodak RP/R (90 秒現像)

FFD : 100cm

#### I.I. 間接撮影

X 線管：東芝 DRX-191D (焦点 1.5 × 1.5, C アーム支持)

I.I. : 東芝 E5707 (9", C アーム支持)

カメラ：キャノン 70mm sequence camera CRS-70 (6 枚/秒)

フィルム：富士 FX, RX-F SPOT (90 秒現像)

FSD : 85cm

#### 線量測定

線量計：Victoreen 666 (Diagnostic probe 使用)

水ファントム：水 14.5cm, アクリル 0.5cm

#### S/N 測定

ミクロフォトメータ：理学電機 MP-3

#### (2) 線量測定

線量は患者の皮膚線量に相当するものと、散乱線等の影響を調べるために同一条件の空中線量を参考までに測定した。

皮膚線量は Fig. 2 のような配置で人体撮影に最も近い最適黒化条件を求めて測定した。

空中線量は水平配置にしてプローブを Fig. 2 の場合と等距離 d に立て、X 線絞りによって X 線

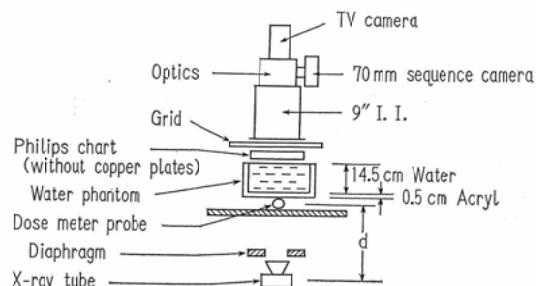
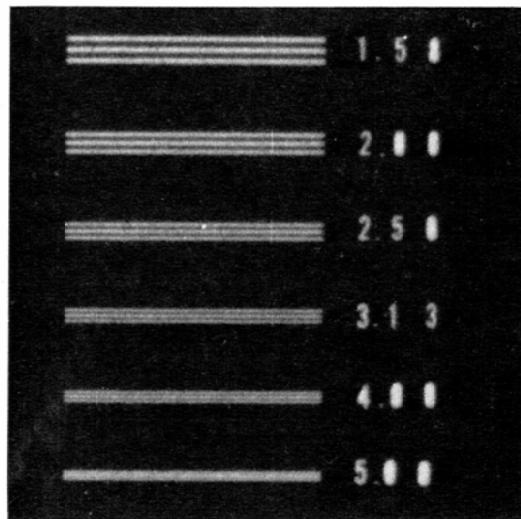


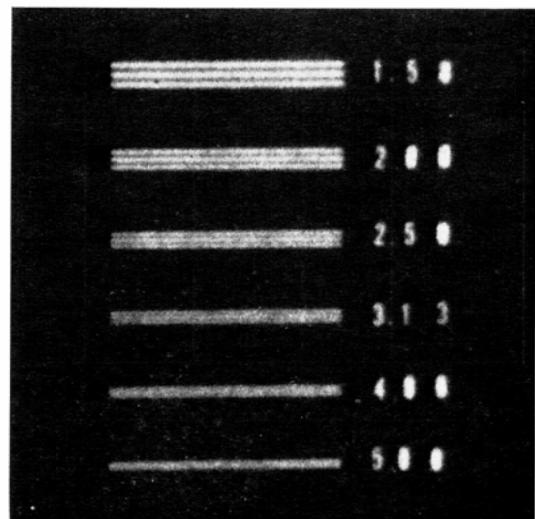
Fig. 2 Measuring method of skin dose.

Table 2. Dose comparison of two systems.

	Exposure factors				Skin dose (mR)	Air dose. (mR)	Dose ratio
	(KV)	(mA)	(s.)	(mA s.)			
Serial radiography	85	400	0.025	10	126	113	10
70mm photofluorography	75	200	0.003	0.6	12.5	10.1	1



(a) Serial radiography. Limiting resolution is 5 lp/mm.



(b) 70mm photofluorography. Limiting resolution is 3.13lp/mm.

Fig. 3 Static resolution. Tungsten plate resolution chart is used.

ビームをプローブ一杯に絞り、その先は窓から屋外に放出させて測定した。

結果の一例を Table 2 に示す。I.I. 間接撮影では 12.5mR/枚前後の皮膚線量となり、直接撮影のほぼ 1/10 の線量低減率が得られた。空中線量は 10~20% 低目の値になつたが、二者の線量比に大きい影響を与える程ではなかつた。

### (3) 静止解像度

解像度チャート(伊藤放射線 Micro chart No. 1, タングステン板 0.1mm 厚)の撮影例を Fig. 3 (a) (b) に示す。直接では 50lp/cm, I.I. 間接では 31.3 lp/cm がフィルム上の限界解像度と判断される。これらをミクロフォトメータで走査し、Coltman の式<sup>12)</sup>で正弦波レスポンスに換算して得た MTF (Modulation transfer function) を Fig. 4 に示す。

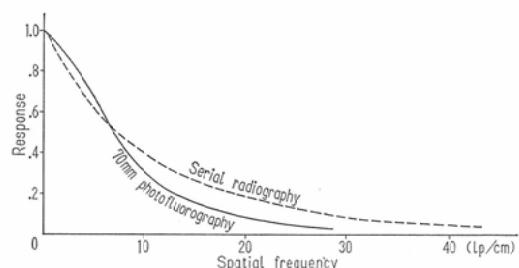
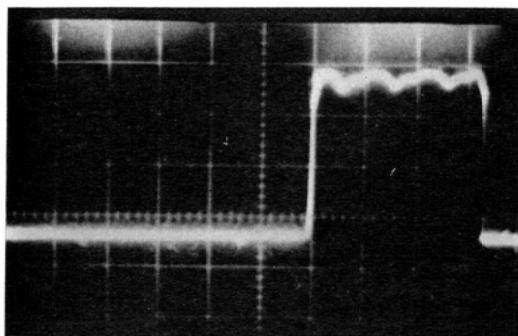


Fig. 4 MTF of two systems.

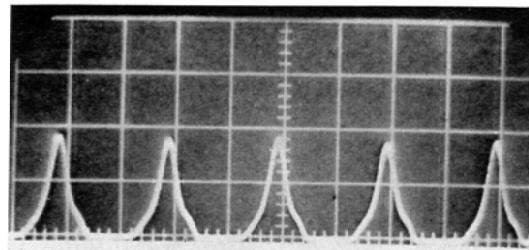
このように静止解像度は依然として直接撮影の方が優れているが、I.I. 間接撮影でも従来考えられなかつた 30lp/cm の壁をフィルム上でも超えることができたことは特筆すべきことであろう。

### (4) 動解像度

動解像度測定のため撮影には被写体として回転

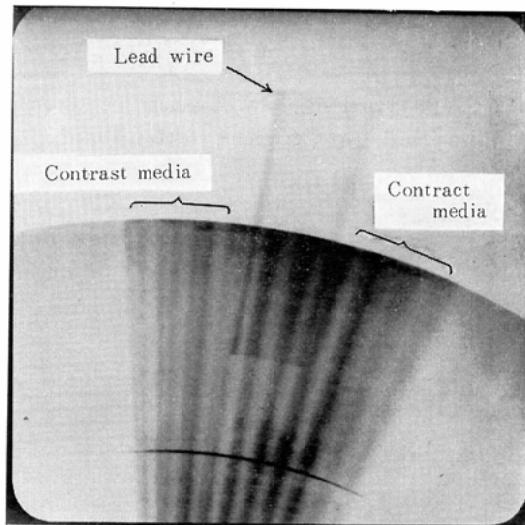


(a) Three-phase generator.

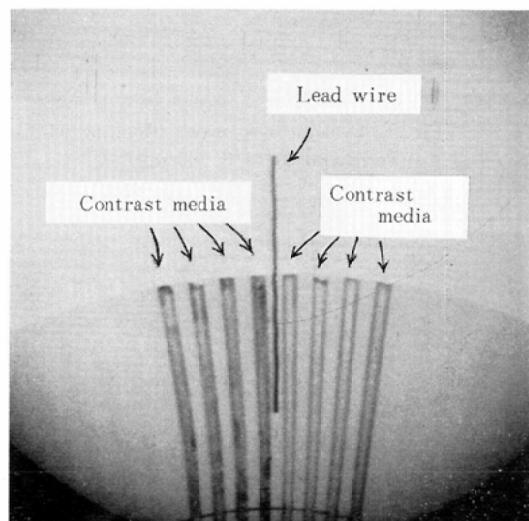


(b) Single-phase generator.

Fig. 5 Waveforms of X-ray.



(a) Serial radiography. Exposure time is 25ms.



(b) 70mm photofluorography. Exposure time is 1ms.

Fig. 6 Dynamic resolution. Rotating contrast media chart exposed by a three phase generator is used.  
Peripheral speed is 100cm/s.

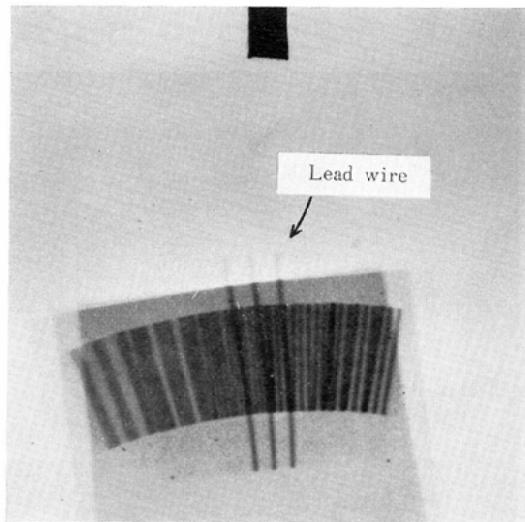
チャートを用い、その周速を 100cm/s. とした。実験に用いた 3 相発生器と単相発生器の X 線波形を Fig. 5 (a)(b) に示す。前者の場合は矩形波に近いが後者は電源の 2 倍の周波数をもつたパルス状の波形となる。

3 相発生器を用いた場合の撮影像を Fig. 6 (a)(b) に示す。また単相発生器を用いた場合の撮影像を Fig. 7 (a)(b) に示す。これらから直接撮影（曝射時間 25ms.）では 3 相の場合は幅広くボケた像となり、単相の場合は 3 重像となることが明らかに

認められ、またいずれも細部は悉く失われて識別できない。これらは Fig. 5 の X 線波形と曝射時間から当然の帰結である（詳細は付録 2 参照）。一方 I.I. 間接撮影（曝射時間 1 ms.）の像はほとんど静止像に近い。また後者は秒速 100cm でも 0.8mm 以下の識別能を持つていることがわかる。

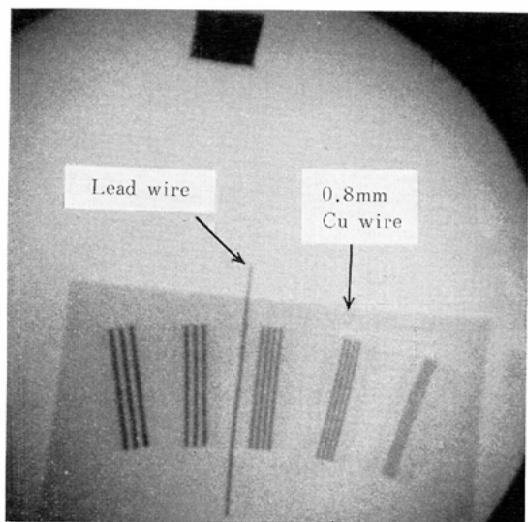
##### (5) コントラスト

アクリルの厚板に深さと幅の異なる溝を刻んだアクリルコントラストチャートを用いてコントラストの撮影効果を調べた。Fig. 8 (a)(b) にその撮



(a) Serial radiography. Exposure time is 25ms.

Fig. 7 Dynamic resolution. Rotating wire chart exposed by a single phase generator (60Hz) is used.  
Peripheral speed is 100cm/s.



(b) 70mm photofluorography. Exposure time is 1ms.

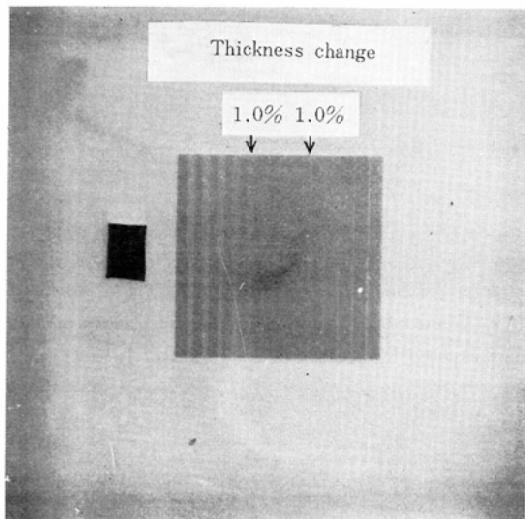
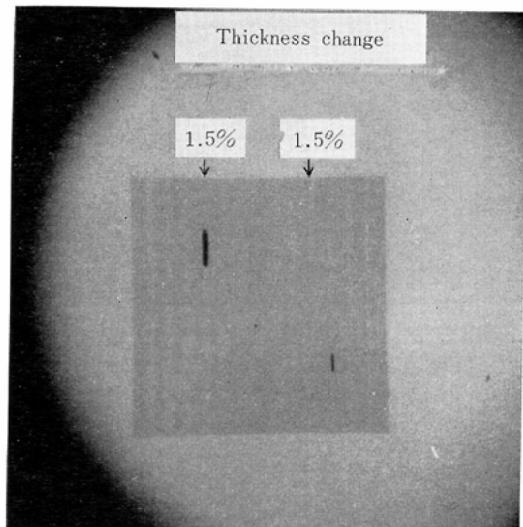
(a) Serial radiography  
75kV, 150mA, 0.025S

Fig. 8 Contrast. Acryl contrast chart which has 12 grooves of varying depth and width is used.

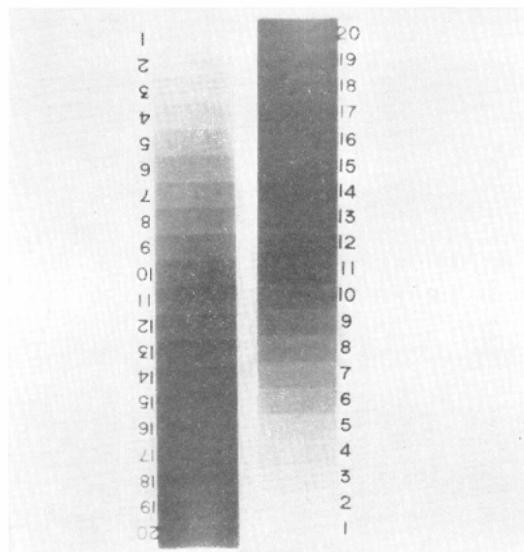
影像を示す。溝の深さの変化に対するそれぞれの識別能は直接 1.0%, I.I. 間接 1.5%となつた。

#### (6) 階調

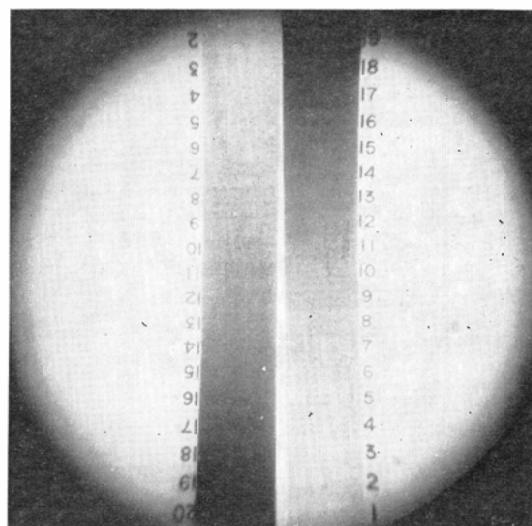
アルミ階調チャート（坂田製作所）を用いて階

(b) 70mm photofluorography.  
75kV, 10mA, 0.04S

調撮影効果を調べた。Fig. 9 (a)(b)にその撮影像を示す。これらは印画紙処理の段階で少し階調つぶれになつてゐるが、原フィルムにはいずれも全階調が明瞭に写し出されている。

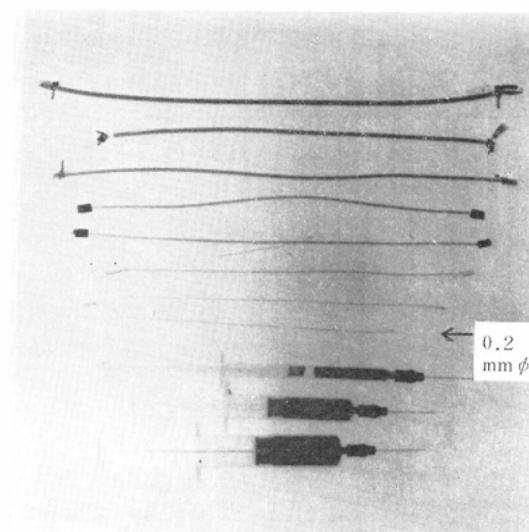


(a) Serial radiography.  
75kV, 400mA, 0.025S

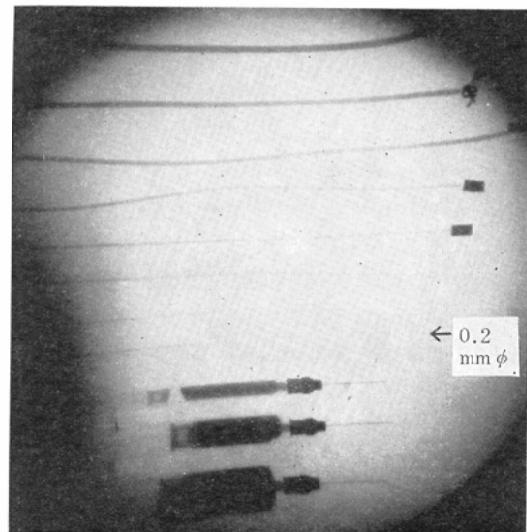


(b) 70mm photofluorography.  
75kV, 10mA, 0.1S

Fig. 9 Gradation. Aluminum gradation chart which has 20 steps of varying thickness is used.



(a) Serial radiography.  
75kV, 150mA, 0.025S



(b) 70mm photofluorography.  
75kV, 10mA, 0.04S

Fig. 10 Vessel detection. Simulative vessel phantom which has eight polyethylene and vinyl tubes filled with Urograffin 60% is used.

Table 3. Simulative vessel phantom.

Ⓐ Water: 100 mm thick filled in a container made of 3 mm thick acryl plates.

Ⓑ Simulative vessels: filled with Urografin 60%.

	inner diameter (mm $\phi$ )			
injectors	12.0	8.0	4.0	
polyethylene tubes	2.0	1.7	1.3	1.1
vinyl tubes	0.6		0.4	
acryl plate		5 mm thick, supporting aboves.		0.2

Ⓒ Water: 50 mm thick filled in a container made of 3 mm thick acryl plates.

Ⓐ, Ⓑ and Ⓒ are overlapped.

### (7) 血管識別

人体脈管のシミュレーションとして模擬血管ファントム (Table 3) を作り、造影剤入り細管の撮影効果を調べた。その撮影像を Fig.10(a)(b)に示す。I.I.間接撮影では  $0.2\text{mm}\phi$  の静止した造影血管が観察可能と推定される。

### (8) S/N (相対値) の測定

前出 Fig. 9 に示したアルミ階調チャート像の原フィルムについてフィルム上の S/N の相対値を測定した (詳細は付録 3 参照)。

フィルム上の点の黒化度変動分  $\Delta D$  の標準偏差 (r.m.s. 値) を  $(\Delta D)_{\text{rms}}$  とすれば、

$$\frac{S}{N} \doteq 0.434 \frac{1}{(\Delta D)_{\text{rms}}} \quad (2)$$

ミクロフォトメータの出力を黒化度表示にして上記フィルムを走査記録させたものの一例を Fig. 11 に示す。これから各撮影について平均黒化度 1 近傍の 2箇所について  $(\Delta D)_{\text{rms}}$  を算出し、(2)式から S/N を計算した。参考までに従来形 9'' I.I. (E 5025 C) についても同様の測定を行つた。結果を Table 4 に掲げる。

I.I. 間接は直接の  $1/2$  以下の S/V となつたが X 線

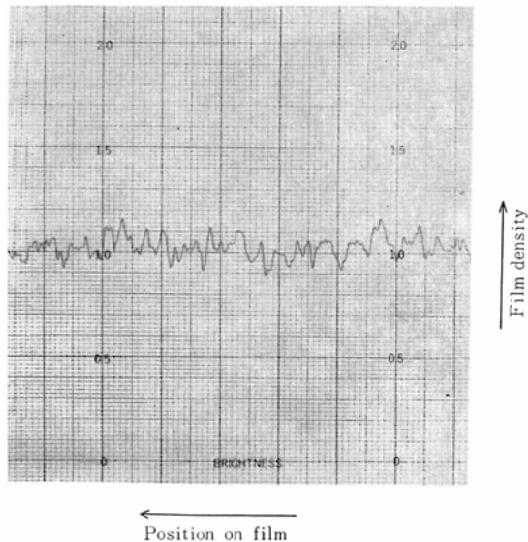


Fig. 11 Recorded noise waveform of a 70mm photofluorogram.

量が約  $1/10$  であるから当然である。従来 I.I. に比べて新 I.I. の値は一応良くなつているが、予想ほどでないのは量子ノイズ以外にフィルム自体の粒状性の寄与が相当大きいことを示しているか

Table 4. Film S/N of two systems. The mean film density  $\bar{D}$  of each position measured is nearly equal to 1.

Serial radiogram		70 mm photofluorogram (New I.I.)		70 mm photofluorogram (Conventional I.I.)	
$\bar{D}$	S/N	$\bar{D}$	S/N	$\bar{D}$	S/N
1.01	25	1.03	11.8	1.04	9.1
1.00	27	1.00	12.3	0.96	8.0

と考えられる。

#### 4. 考 察

前記の撮影実験により新形高解像度 I.I. 使用の 70mm 連続間接撮影について次のことが判明した。

##### (1) 被曝線量:

直接撮影に対して約 1/10 の撮影線量低減率が得られる。

##### (2) 静止解像度:

フィルム上で 30lp/cm 強、造影血管は 0.2mm 径程度まで識別できそうである。

##### (3) 動解像度:

〔低線量撮影可—短時間曝射可—動解像度極めて良〕となり、動く被写体に対する尖銳度は直接撮影より遙かに良い。100cm/s. の速度で動く被写体でも 0.8mm 幅以下まで識別できる。

##### (4) 一般画質:

静止被写体の一般画質は線量の少ないとやつ イルムサイズの小さいこと等もあつて直接撮影には及ばない。しかし量子ノイズが大幅に改善されたので、目的によつては充分実用可能な画質が得られるものと思われる。

	直接	I.I.	間接
(i) コントラスト (アクリル識別厚)	1.0%	1.5%	
(ii) 階調 (アルミ階段)	20段	20段	
(iii) ノイズ (フィルム上の S/N 相対値)	≈26	≈12	

これらのほかに I.I. には従来から解像度・輝度・像寸法等の視野中心部と周辺部に対する不均一性の欠点がある。新形 I.I. も同様の傾向をもつているが、現状のものでも視野の 70~80% 内では一応問題ないと思われる。この点は今後の改良を必要とする。

#### 5. 結 言

高解像度 I.I. を用いた循環器連続間接撮影方式の検討を始めるに当り、今回は I.I. に関する事項のみを概観した。I.I. が高度に改良されたため本方式を適用することのできる循環器系の

分野はかなり多方面にわたるものと思われる。今後は I.I. そのものの改善はもとより、これに付随する機器や全システムについても再検討と開発を進める必要がある。次回は本方式の臨床的評価を明らかにして報告する。

終りに実験に協力いただいた関西医大放射線科、東芝メディカル大阪支店、東芝医用機器事業部および電子事業部の各位に感謝申し上げる。

#### 付録1 ノイズファクター (N F)

一般にある系(增幅系、変換系等)のノイズに関する特性の良否はノイズファクター (N F) で表わされる。

いま、

$$Sp = \text{信号パワー}$$

$$Np = \text{ノイズパワー}$$

$$G = \text{系の利得または変換係数}$$

$$in, out = \text{入力, 出力を表わす添字}$$

とすれば、N F は次のように定義される。

$$N F = \frac{(Sp)_{in}/(Np)_{in}}{(Sp)_{out}/(Np)_{out}} \quad (3)$$

(3)を变形すれば、

$$\frac{(Np)_{out}}{(Sp)_{out}} = N F \times \frac{(Np)_{in}}{(Sp)_{in}} \quad (4)$$

$$\therefore (Np)_{out} = N F \times \frac{(Sp)_{out}}{(Sp)_{in}} \times (Np)_{in} \\ = N F \times G(Np)_{in} \quad (5)$$

(4)はある系の出力側のノイズと信号の比  $Np/Sp$  が入力側のそれの N F 倍に増大することを示しており、(5)は入力側の  $Np$  がその G 倍に変換されて出力側に現われる理論値  $G(Np)_{in}$  に対して実際の  $(Np)_{out}$  はその N F 倍に増大することを示している。

次に X 線量子は時間的にも空間的にも Poisson 分布をしており、その着目面積・時間内の平均量子数を  $n$  とすれば、

$$Sp/Np = n \quad (6)$$

となることが知られている。

一方 I.I. の内部では次の量子変換が行われる。

入射 X 線量子  $n \rightarrow$  吸収 X 線量子  $n_1 \rightarrow$  光量子  $n_2 \rightarrow$   
(入力蛍光面) (入力蛍光面)

→光電子  $n_3 \rightarrow$  光量子  $n_4$   
(光電面) (出力蛍光面)

各段の量子数については  $n_1$  が最も小さく、その後段の  $n_2 \sim n_4$  は桁違いに大きい。したがつて(6)式の  $Sp/N_p$  は入力蛍光面の吸収段で最低となり、その後は単なる増倍段であつて  $Sp/N_p$  は不变と考えてよい。そこで(3)(6)より、

I.I. の  $N F =$  入力蛍光面の  $N F$

$$= \frac{\text{入力蛍光面に入射するX線の } Sp/N_p}{\text{入力蛍光面に吸収されるX線の } Sp/N_p}$$

$$= \frac{n}{n_1} = \frac{1}{A} \quad (1)$$

但し、 $A =$  入力蛍光面のX線吸収率

#### 付録2 等速運動被写体の撮影像

X線発生器が3相12パルス等の場合は、これを時間幅  $\tau$  の矩形波と考えることができる。いまX線に不透明な幅Wの被写体がその幅方向に且つX線ビームに直角方向に等速度  $v$  で動いているものとする。X線分布のコントラスト（線量の谷と山の比）をCとすれば、被写体の動きが早く問題になる場合すなわち、 $W < v\tau$  のときは、

$$C = W/v\tau < 1 \quad (7)$$

となる。Fig. 6(a)の鉛ワイヤの部分参照。

また次に上述の幅Wの被写体の代りに極めて幅

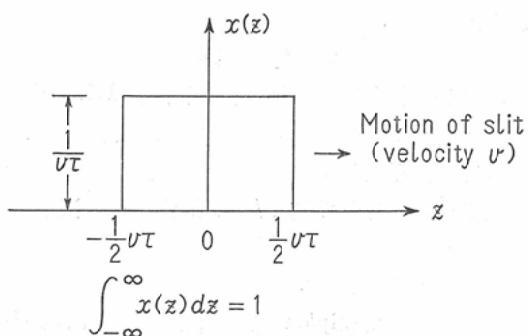


Fig. 12 X-ray exposure through moving lead slit.

の狭い鉛スリットが、同方向に速度  $v$  で動いている場合を考えると、 $z$  を空間坐標とすれば像変換器の入力X線分布  $x(z)$  は Fig.12 のようになる。 $\sigma$  を空間坐標として  $x(z)$  を Fourier 変換すれば、

$$X(\sigma) = \int_{-\infty}^{\infty} x(z) e^{-j2\pi\sigma z} dz = \frac{\sin(\pi\sigma v\tau)}{\pi\sigma v\tau} \quad (8)$$

そこで像変換器の時間応答を無視すれば、空間周波数領域においては全運動系を(8)式で表わされる運動X線系と静MTFで表わされる像変換器が直列接続された系であると考えることができるから、

$$\text{動MTF} = \frac{\sin(\pi\sigma v\tau)}{\pi\sigma v\tau} \times (\text{静MTF}) \quad (9)$$

一例として  $\tau = 20\text{ms}$ ,  $v = 1, 10, 100\text{cm/s}$  の場合について(8)式を計算すると  $X(\sigma)$  は Fig.

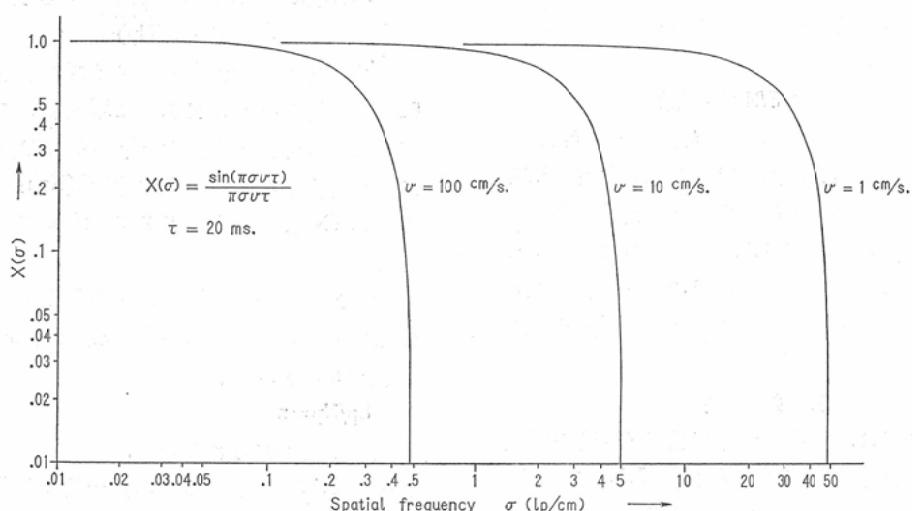


Fig. 13  $X(\sigma)$ , Fourier transform of  $x(z)$

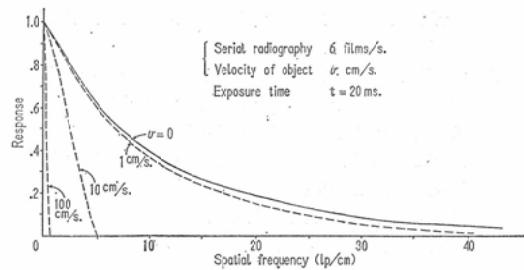


Fig. 14 Dynamic MTF for moving object.

Table 5. Multifold images of the serial radiogram exposed by a single phase generator.

Power source	50 Hz	60 Hz
Exposure time		
20 ms	Two fold image	Two fold image
30 "	Three " "	Three " "
40 "	Four " "	Four " "
50 "	Five " "	Six " "
60 "	Six " "	Seven " "

13のようになる。Fig. 4 の直接撮影の静MTFにFig.13および(9)式を適用するとFig.14に示すような動MTF曲線が得られる。

次にX線発生器が単相の場合電源周波数をfとすれば多重像の条件は、

$$n \times \frac{1}{2f} < \tau < (n+1) \times \frac{1}{2f}$$

$$\text{or } n \leq 2f\tau < n+1 \quad (10)$$

(10)を満たす整数nに対してn重像が得られ、Table 5に示すようになる。

### 付録3 フィルム像の S/N

X線撮影のオリジナルフィルム(X線の照射された所が黒く照射されない所が透明)について次の記号を用いることとする。

T = フィルム上の点の光透過率

$\phi = " \quad \text{光不透明度} = 1/T$

D = " 黒化度

$$= \log_{10}(1/T) = \log_{10} \phi$$

$\bar{\phi}, \bar{D} = \phi, D$  の平均値

$\Delta\phi, \Delta D = \phi, D$  の  $\bar{\phi}, \bar{D}$  に対する変動分

$(\Delta\phi)_{\text{rms}}, (\Delta D)_{\text{rms}} = \Delta\phi, \Delta D$  の標準偏差

$$= \text{r.m.s. 値} = \sqrt{\text{自乗平均値}}$$

フィルム上のS/Nはその不透明度  $\phi$  で次のように表現できる。

$$\frac{S}{N} = \frac{\bar{\phi}}{(\Delta\phi)_{\text{rms}}} \quad (11)$$

一方  $\frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} \ll 1$  ならば、

$$\begin{aligned} \log_{10}\left(1 + \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}}\right) &\doteq 0.434 \log_{10}\left(1 + \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}}\right) \\ &= 0.434 \left[ \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} - \frac{1}{2} \left( \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} \right)^2 + \frac{1}{3} \left( \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} \right)^3 - \dots \right] \\ &\doteq 0.434 \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} \end{aligned} \quad (12)$$

$$\therefore \bar{D} = \overline{\log_{10} \phi} = \log_{10}(\bar{\phi} + \Delta\phi) = \overline{\log_{10} \bar{\phi}}$$

$$\begin{aligned} &+ \overline{\log_{10}\left(1 + \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}}\right)} = \log_{10} \bar{\phi} + \frac{0.434}{\bar{\phi}} \cdot \overline{\Delta\phi} \\ &= \log_{10} \bar{\phi} \end{aligned} \quad (13)$$

(12), (13) より

$$\begin{aligned} \Delta D &= D - \bar{D} \\ &= \log_{10} \phi - \log_{10} \bar{\phi} = \log_{10} \frac{\phi}{\bar{\phi}} \\ &= \log_{10}\left(1 + \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}}\right) \\ &\doteq 0.434 \frac{\Delta\phi}{\bar{\phi}} \end{aligned}$$

$$\therefore (\Delta D)_{\text{rms}} \doteq 0.434 \frac{(\Delta\phi)_{\text{rms}}}{\bar{\phi}} \quad (14)$$

(11), (14) より

$$\frac{S}{N} \doteq \frac{0.434}{(\Delta D)_{\text{rms}}} \quad (2)$$

ミクロフォトメータの出力から  $(\Delta D)_{\text{rms}}$  を計算するためのサンプリングの間隔は、空間周波数で5~6 lp/mmの低域濾波器に相当するように選んだ。

ミクロフォトメータの走査スリットは、直接撮影については  $30\mu\text{m}$  幅  $\times 600\mu\text{m}$  長 =  $1.8 \times 10^4$  ( $\mu\text{m}$ )<sup>2</sup> に選び、I.I.間接撮影についてはフィルムサイズの比に縮小したものとした。このスリット寸法の物理的・視覚的意味付けは未検討である。したがつて本実験のS/Nは相対値に過ぎないが、システム間の相互比較にはじゅうぶん役立つものと思われる。単に相対値の表示としてはさらに(2)式の係数 0.434を省いてよい。

### 文 献

- Samuel, E. and Sumerling, M.D.: Brit. J. Radiol. 37 (1964), 620—624.
- Wohl, G.T. and Koehler, P.R.: Clin. Radiol. 16 (1965), 363—368.

- 3) Billing, L., Bogren, H. and Seldinger, S.I.: Medicamundi 14 (1969), 55—56.
- 4) Bousen, E., Holm, T. and Kaude, J.: Medicamundi 14 (1969), 120—131.
- 5) Hynes, D.M., Verel, D., Moore, R.D. and Bates, P.: Brit. J. Radiol. 42 (1969), 736—743.
- 6) Hynes, D.M., Verel, D. and Bates, P.: Brit. J. Radiol. 44 (1971), 434—440.
- 7) Hynes, D.M., Verel, D. and Bates, P.: Medicamundi 16 (1971), 61—65.
- 8) Amiel, M. and Pinet, F.: Medicamundi 17 (1972), 84—92.
- 9) Grollman, J.H., Gray, R.K., Spiegler, P., Moler, C., MacAlpin, R. and Eber, L.: Radiology 108 (1973), 577—583.
- 10) Niklas, W.F. and Levin, N.D.: 12th ICR Tokyo, Oct. 1969.
- 11) Bates, C.W.: Adv. Electr. & Electr. Phys. 28A (1969), 451—459.
- 12) Coltrman, J.W.: J. Opt. Soc. Amer. 44 (1954), 55—58.