

Title	小焦点管球を用いたX線テレビジョン拡大透視法情報量と患者の被曝線量に関する考察
Author(s)	藤田, 恒治
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(7), p. 615-625
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17631">https://hdl.handle.net/11094/17631</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

# 小焦点管球を用いたX線テレビジョン拡大透視法 情報量と患者の被曝線量に関する考察

名古屋大学医学部放射線医学教室（主任：高橋信次教授）

藤 田 恒 治

（昭和45年4月20日受付）

X-ray television macrofluoroscopy using a small focus tube:  
Consideration on information content and patient dose

By

Tsuneharu Fujita

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine  
(Director: Prof. Shinji Takahashi)

The macrofluoroscopy by means of X-ray television was performed using 0.3 mm small focus X-ray tube. There were two ways for macrofluoroscopy, with X-ray enlargement and electron optical enlargement of the image intensifier tube. In order to examine the image quality, the modulation transfer functions of fluoroscopic images were obtained directly by using rectangular wave form chart made of lead foil (Optikel Funk). With 9 in. image intensifiers, X-ray magnification ratio was changeable 1.06 times to 4.24 times, while in 5 in. image intensifiers, with the electron optical enlargement technique, and that plus X-ray enlargement technique, 1.91 times to 7.64 times at the monitor Brown tube.

The image in 7.64 times magnification revealed the best resolution. The relationship between the image information content and the radiation dose to the skin of the patient was discussed.

From these consideration it reached the conclusion that the most adequate X-ray magnification ratio was about 2 times for the clinical practice, while that was best in about 4 times with X-ray and electric optical magnification technique.

Some clinical macrofluoroscopic image which supported the above experimental conclusion were shown.

## 緒 言

けい光増倍管—ビデオン方式X線テレビジョン装置で<sup>14)17)26)33)35)</sup>拡大透視を行なった場合、その総合レスポンスはどの程度であつて拡大の限界をどこにおくべきかを知らうとした。そのために一方では情報量を調べ、他方では患者の被曝線量を計測した。さらに実際臨的にこの結論がどのように利用されるべきであるかもみてみた。

## 実験方法

X線管球は島津製 CIRCUREX-MG で、その焦点の大きさは  $0.3 \times 0.3$  mm である。透視台は島津 US-3 型X線 テレビジョン遠隔操作方式でそれに附属するけい光増倍管は9インチ (22.5cm 直径)、5インチ (12.5cm 直径) 切換可能のフィリップス (XG-2010) 製のもの、X TV モニター装置は松下通工のビデオン方式の AX-B 型 (走査線

数 625本), そのモニターのブラウン管は径 9 インチである. これらの装置を用いると X 線管球とけい光増倍管の距離と被写体の位置を変化させることにより像を 1.06 倍, 2.10 倍, 3.01 倍, 4.24 倍の X 線拡大を行なうことができる. 一方静電レンズ<sup>5)</sup> を切換えて電子ズームを<sup>28)</sup>行なうことにより 9 インチの視野を 5 インチの視野にし得る. それにより像は<sup>9)</sup>倍になる (Fig. 1).

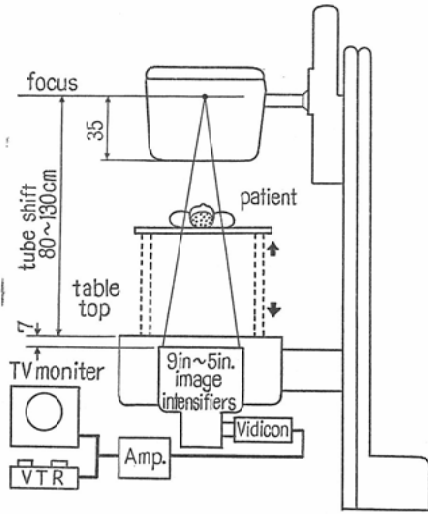


Fig. 1: Scheme of operation, diagram showing the mechanism of X-ray enlargement technique by adjusting the distance between the X-ray tube-patient and the patient-image intensifier as well as that of electron optical enlargement of image intensifier in roentgen television. The position of the patient is variable.

実験方法

A: 画像の評価, テレビジョン画像の解像力試験, レスポンス関数, 情報量の算出を行なう. 先ず Optikel Funk 製, 50 $\mu$ 厚の矩形波鉛チャート Nr. 5863line pairs/mm 0.5~9.53をその line の方向をテレビジョンの走査線と垂直方向でその高周波部分がモニター面の中心部に映像されるように配置し, 解像力試験, レスポンス関数算出を行なつた. TV画像の解像力試験は視認によつた. 透視の条件は50~60KVp, 0.5mA である. 他方 60 $\times$ 90mm のホースマン・タイプのカメラを用

いてモニター面の像を間接用 X 線フィルム (サクラ X-Ray-G) に撮影記録し, 肉眼による観察を行なつた. この際, カメラは三脚上に固定し, 予め入念にその焦点を合せてある. その絞りは 5.6 で撮影時間は<sup>1)</sup>/<sub>8</sub>秒であつた. 得られた矩形波チャートの線像のフィルム像をナルミマイクロフォトメータ NLM-VIII型でスリット幅30 $\mu$   $\times$  300 $\mu$ で線像の直角の方向に走査し矩形波レスポンス関数を求め, これを Coltmann の式<sup>4)</sup>によつて正弦波レスポンス関数にした. 矩形波レスポンス関数を求める前に予め測定したフィルム特性から光吸収率を有効露光量に変換し補正した. このようにして得られたレスポンス曲線から西沢の方法<sup>22)</sup>にて各拡大率における情報量 (エントロピー) を計算により求めた. この実験のデータの処理に際して最低の空間周波数は 0.5line pairs/mm であり, 従つて矩形波チャートの最大波長 T は T = 2 mmとした. 一方, レスポンス曲線より各々の拡大率における周波数帯域幅 W をグラフ上にて外挿して読みとり, 標本点数 2WT を求める. この場合, 標本点数はレスポンス曲線の上で拡大率 1.06 倍, 2.10 倍, 3.01 倍, 4.24 倍に応じて 9 インチけい光増倍管を使用したとき, 3, 5, 7, 8 個, 5 インチけい光増倍管を使用したときは 4, 6, 7, 7 個となる. またレスポンス曲線上で各々の標本点 (空間周波数  $\omega_i$ ) に対応するレスポンス  $R_i$  を読みとり  $\sum_{i=1}^n R_i, \log_2 \frac{R_i}{\sum R_i}$  を計算し次式によりエントロピー H を求めた.

$$H = - \sum_{i=1}^n P_i(\omega_i) \log_2 P_i(\omega_i)$$

B. 臨床的応用

拡大透視が臨床的に実際どの程度実用になりうるかを知るために切除胃 (胃癌), 生体での応用として正常成人の胸部の単純および気管支造影, 正常胃について拡大透視と単純透視を行なつて所見の現出力の優劣を比較観察した. 透視の条件は拡大率によつて X 線管球とけい光増倍管との距離的關係が異なるので若干の変動があつたが 80~90 KVp, 2~5 mA で充分である. さらに拡大透視像を肉眼で観察する他に 60 $\times$ 90mm のフィルムに撮

影し、またナショナルNV-203X型VTRに録画しその再生画像につき観察の上撮影記録した。

C. 被曝線量の測定

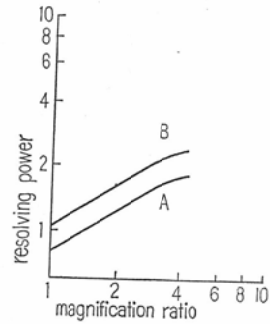
水ファントーム（厚さ10cm）を用い、その管球側に鉛チャートをおき、管球を固定し、けい光増倍管と管球の間でファントームを移動させ1.06倍、2.10倍、3.01倍、4.24倍の各拡大透視時の入射線量を9インチけい光増倍管を用いて Victoreen 線量計 (25R, probe No. 553) をファントーム表面、管球側に密着せしめて2分間透視し線量率を計測した。このときの透視の条件は 100 KVp で 1.2~1.7mA の範囲で拡大率によって変えたが、けい光増倍管の一次けい光面への入射線量をできるだけ一定に保つようにチャートのモニター像の出力レベルが常に一定となるようにオシロスコープで監視しつつ行なった。

実験結果

a. 解像力試験

9インチけい光増倍管を用いた場合、拡大率1.06倍の透視では0.72lp/mm, 2.09倍では1.28lp/mm, 3.01倍では1.60lp/mm が現出したが、3.4倍から4.24倍まではいずれも1.86lp/mm である。けい光増倍管同一のものにて、管球けい光増倍管距離をそのままにして電子光学的に5インチけい光増倍管になるように切り換えをするとその像は更に拡大する。すなわち1.06倍× $\frac{9}{5}$ 倍 (1.91倍) の透視では1.10lp/mm, 2.09× $\frac{9}{5}$ 倍 (3.77倍) では1.60lp/mm であつた。しかし3.01× $\frac{9}{5}$ 倍 (5.98倍) から4.24× $\frac{9}{5}$ 倍 (7.64倍) までに拡大率を高めても解像力は不変で2.33lp/mm を解像するに過ぎなかつた。すなわち、3.4倍までは9インチまたは5インチけい光増倍管でX線拡大率が大きくなると共に解像力も増すがこれより拡大率を上げて解像力はよくなる、すなわち曲線にプラトーができてくる (Fig. 2)。ただ5インチけい光増倍管に切り換えても電子光学的拡大を併用してX線拡大を行なうとモニターの解像力はX線拡大単独の場合 (9インチけい光増倍管使用時) より絶対的に向上する。

このように解像力を目安にするだけではX線拡



A: 9 in. image intensifier  
B: 5 in. image intensifier

Fig. 2: Relationship between resolution and magnification ratio of roentgen television macrofluoroscopy.

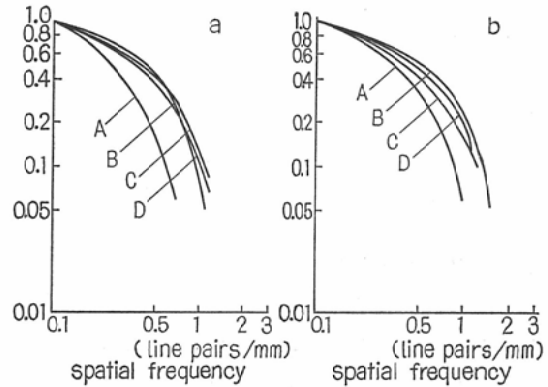


Fig. 3: Modulation transfer functions of geometrical macrofluoroscopic image in 1.04 (A), 2.10 (B), 3.01 (C), 4.24 (D) times magnification conducted by means of 9 in. image intensifiers, (a), and of combination with electronically enlarged 5 in. image intensifiers, (b).

大率が3.4倍以上増やしてもむだであるというるだけである。一方情報量はどうかレスポンス関数よりみてみた。

b. レスポンス関数による評価

9インチけい光増倍管 (Fig. 3-a), 5インチけい光増倍管 (Fig. 3-b) を各々使用した場合の1.06倍 (A), 2.09倍 (B), 3.01倍 (C), 4.24倍 (D) のレスポンス曲線をみると、9インチけい光増倍管ではBはAより全空間周波数領域においてレスポンスはよいが、C, Dはある一定の空間周波

数より高周波領域においてのみBよりもレスポンスがよい。またDはCよりも若干全空間周波数領域においてレスポンスがよい。

従ってX線拡大によつて2.10倍では情報量が増加することは明白である。しかし3.01倍、4.24倍で情報量が増加するのは特に高周波領域に限られるのである。

すなわち、強拡大では対比度は悪いが鮮鋭度のよい像となり全体として情報量が増加する。

一方けい光増倍管の視野を5インチに切換えて電子光学的拡大 (Fig. 3-b) とX線拡大を併用した場合のレスポンスをみるとBがAよりレスポンスのよいことは9インチけい光増倍管の場合と同じであるが、C、Dはいずれもこの実験ではBよりレスポンスが改善されないことがわかる。しかしCの曲線はさらに高周波領域においてはBよりレスポンスが若干よくなる傾向を示している。従ってX線拡大に電子光学的拡大を併用するとレスポンスは改善されるが限度のあることが推測される。

### C. 情報量と被曝線量

すでに述べたようにして9インチけい光増倍管のX線拡大時の1.06倍、2.10倍、3.01倍、4.24倍の皮膚線量の測定結果を示す (Table 1)。5イン

Table 1. Skin dose (R/min)  
Exposure condition; 100 KVp, 1.2~1.7  
mA, Focus-I.I. distance; 130cm.

macro- fluoroscopy by means of	magnification ratio			
	1.06×	2.09×	3.01×	4.24×
9 in. image intensifier	1.8	3	6.7	12.3

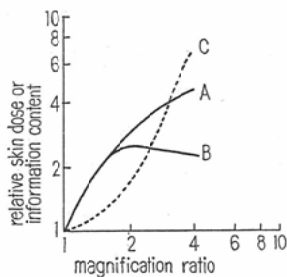
チけい光増倍管に切換えた場合はこれらの約2倍の線量を必要とした。9インチけい光増倍管、5インチけい光増倍管各々のレスポンス曲線 (Fig. 3-a, 3-b) から求めた各けい光増倍管、各拡大率におけるエントロピー (全体としての情報量の数値的表現) を示す (Table 2)。

9インチけい光増倍管ではX線拡大が増すと共

Table 2. Information content (bit) is obtained on the basis of the MTF curves, Fig. 3. The value of information content increases in proportion to the ratio of X-ray magnification in the range of 1~5 times magnification. The larger, the magnification ratio becomes, using electron optical enlargement technique, the information content stays or decreases.

macro- fluoroscopy by means of		magnification ratio			
		1.06×	2.09×	3.01×	4.24×
9 in. image intensifier	A	1.0991	3.1041	4.3602	5.0859
5 in. image intensifier	B	2.1069	5.5049	5.1156	4.8745
B/A		1.9169	1.7734	1.1732	0.9584

に情報量が増すのに対して5インチけい光増倍管ではX線拡大2.10倍までは拡大することによって情報量が増すが、それ以上拡大しても情報量は増えない。各けい光増倍管の透視台天板密着の場合 (X線拡大1.06倍) の透視像の情報量を1として、また皮膚線量を1として図にした (Fig. 4)。皮膚線量は2次関数的に増加する。



Solid line A: 9 in. image intensifier  
Solid line B: 5 in. image intensifier  
Dotted line C: Skin dose (R/min)

Fig. 4: Information content (bit) is shown at various magnification.

同様に9インチけい光増倍管の透視台天板密着の場合の像を基準にしてX線拡大およびX線拡大と電子光学的拡大併用時の情報量の傾向をみると約4倍までは、情報量はほぼ直線的に増加するが、4倍~6倍では横ばいとなり、さらに拡大すると減少する (Fig. 5)。

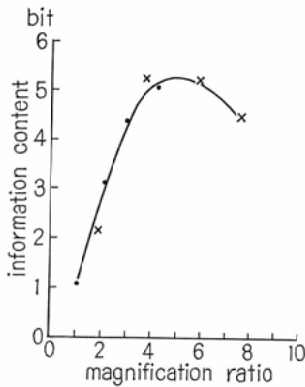


Fig. 5. Relationship between information content and magnification ratio. Measured points (•) with 9 in. image intensifiers, (×) with 5 in. image intensifiers. Information content lays almost on a straight line for the range of magnification ratio about 1~4 times.

従つてX線拡大に電子光学的拡大を併用すると情報量は増加させるが、X線拡大が3.01倍、4.24倍となるとその併用効果は次第に少なくなる (Table 2 の A/B の値)。またX線拡大が電子光学的拡大より同一拡大率での情報量を比較して若干よいが大きな差はみられない。

次に情報量と被曝線量との関係をわかりやすくするために Table 1 および Table 2 から単位情報量当りの被曝線量 (D/I), 単位線量当りの情報量 (I/D) を計算した。D/I, I/D は各々、被曝危険率、情報取得率ともいふべき指数である。この指数を9インチまたは5インチけい光増倍管の透視台天板密着の場合の1.06倍像を基準 (これを 1.0 とする) にして各拡大率における傾向を比較した (Fig. 6)。I/D, D/I を放物線近似で I/D を最大にする拡大率、また D/I を最小にする拡大率を求めた (Table 3)。これからけい光増倍管—ビデオン方式の 0.3mm 焦点管球によるX線テレビジョン拡大透視では 1.8~2 倍拡大が被曝危険率が最小で情報取得率が最大であることがわかる。

C. 臨床的応用

上述のように解像力、レスポンス関数、エントロピー、皮膚線量などの定量的評価を試みたわけであるが、実際に透視像がわれわれの目にどのよ

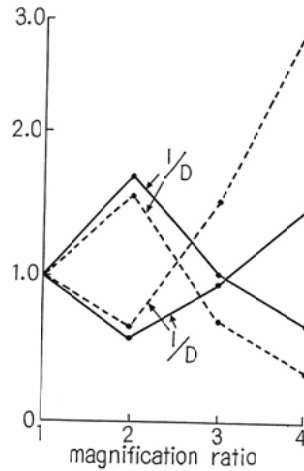


Fig. 6. Relationship between the ratio of the information content to the patient dosage in 1.04, 2.10, 3.01, 4.24 times macrofluoroscopy. 9 in. image intensifiers, (solid line) 5 in. image intensifiers, (dotted line)

Table 3. The most adequate magnification ratio to be applied to the clinical examination. They are calculated according to the following parabola approximate equation.

macro-fluoroscopy by means of	index I/D max.	D/I min.
9 in. image intensifier	2.06 (A)	1.85 (C)
5 in. image intensifier	1.88 (B)	1.79 (D)

A:  $y = -0.7x^2 + 2.885x - 1.185$   
 B:  $y = -0.745x^2 + 2.805x - 1.06$   
 C:  $y = 0.728x^2 - 2.691x + 3.035$   
 D:  $y = 0.625x^2 - 2.235x + 2.61$

うに映像されるかを示す。例えば胃癌の切除標本である (Fig. 7)。この症例は幽門部大弯側を中心とした Borrmann III-IV 型に属するもので、この切除胃は小弯側で切り開いてある。癌性潰瘍 (×) の辺縁は結節状に約 1 cm 隆起して比較的境界鮮鋭でその幅は 2.5cm におよぶ。その外側には粗大なレリーフの断裂がみられる。この結節状に隆起している粘膜面が拡大透視法によつてどの程度観察しうるかをみた。

まず切除標本にバリウムを筆にて適宜塗布し、

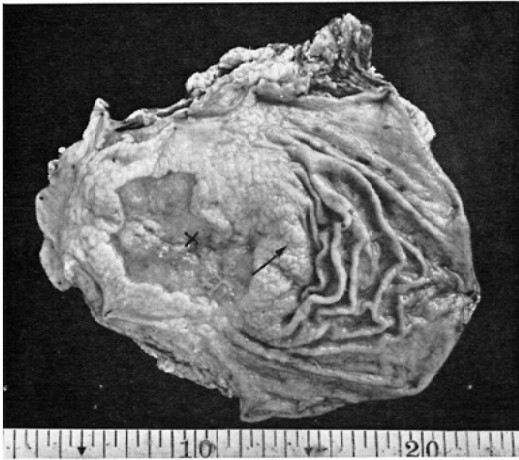


Fig. 7. Resected specimen of Borrmann Type carcinoma which fills the Antrum. Crater (×), surrounded by the nodular gastric mucosa.

1.5×1.5mm 焦点の管球にて透視台天板上において切除標本を医用X線フィルム（サクラKX）と増感紙F Sのフィルムカセットを天板とけい光増倍管の間におき50 KVp, 100mA, 0.05秒の撮影条件で直接撮影しそれを印画紙に密着焼した（Fig. 8・A）.この切除胃の9インチけい光増倍管を用いたX線拡大透視像の中から直接撮影の密着焼とほぼ同大の2.10倍像をすでに記した方法で60

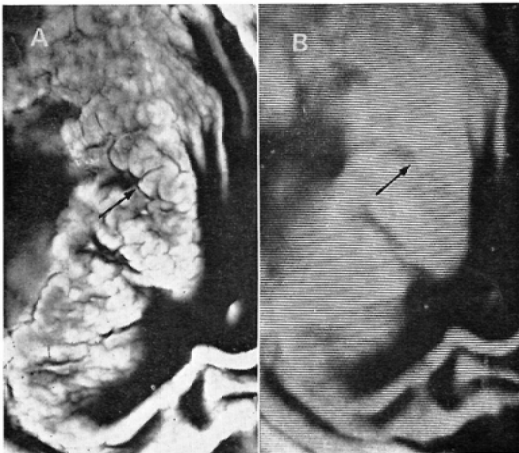


Fig. 8: A: Normal radiogram taken with 1.0 × 1.0mm focus tube.  
B: A photo on X-ray television monitor in 2.10 times magnification.

×90mm版（フジ，ネオパンSS）に撮影したものを焼付した（Fig. 8・B）.このように2.10倍にX線拡大しても隆起面の結節状構造はやつと視認できる程度で直接X線写真に比較すると解像力ははるかに劣り，かすかな濃淡の差は描出されていない.

これを5インチけい光増倍管に切換えてすなわち電子光学的に拡大しその上X線拡大2.3倍を併用して4.14倍に拡大した（Fig. 9・C）.これは患者の被曝を考慮した場合，最も効率のよい拡大率に近い像である.この透視像では隣り合う結節状構造の辺縁の対比度もよくなり，直接X線写真に比較すると鮮鋭度はやや劣るが解像力は改善され隆起面の模様が観察しやすくなる.日常われわれが胃透視を行なっている拡大率の透視像を比較のため示した（Fig. 9・A）.またこれを電子光学的に1.8倍拡大を併用すると像質がかなり改善されていることがわかる（Fig. 9・B）.

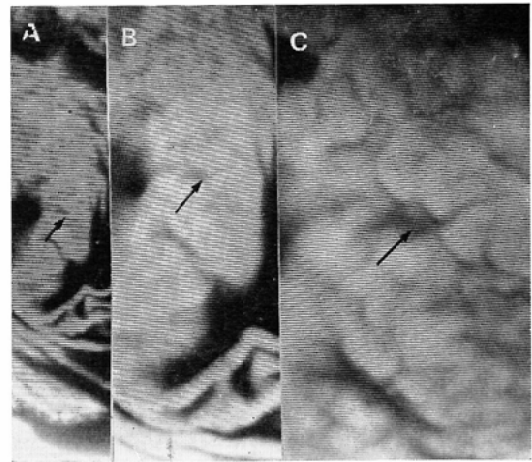


Fig. 9: TV pictures of the specimen of gastric cancer of Fig. 7

- A: normal fluoroscopic image in 1.06 times magnification
- B: macrofluoroscopic image in 1.91 times magnification by electron optic enlargement
- C: macrofluoroscopic image in 4.14 times magnification obtained by the combination of X-ray enlargement with electron optical enlargement



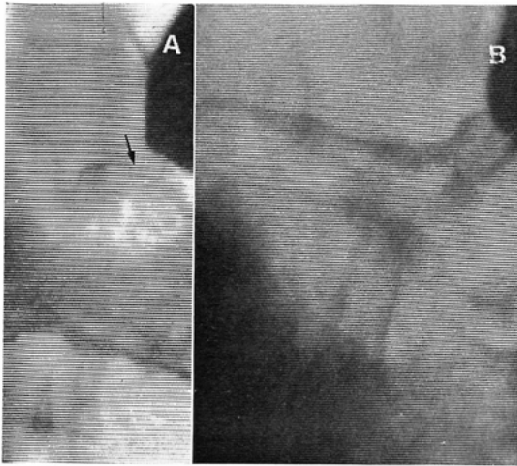


Fig. 10: A: Macrofluoroscopic image of the double contrasted stomach in the living body, 1.06 times magnification. B: 3.77 times magnification.

従つてX線テレビジョン拡大透視法はX線テレビジョンの本質的な欠点である解像力の低下を改善させ、細部識別能を向上させ、画質がよくなることがうなづける。

散乱体が附加された人体の場合はどうであるか、これをみるために生体の正常胃の二重造影法を行なつた (Fig.10). 日常われわれが使用している1.06倍像 (A) と電子光学的拡大とX線拡大併用による3.77倍像 (B) である。AとBの間には位相の相異があるが、Aでは胃角部の辺縁が識別できるが粘膜面はほとんど観察できない。Bでは粘膜面に付着した造影剤の濃淡がかなりよく観察可能である。

次に胸廓のようなX線吸収の少ない組織の拡大透視像はどうか、肺門部の石灰化像につき透視した (Fig.11). 1.06倍像 (C), そのX線拡大3.01倍像 (B) 比較のために50 $\mu$  微少焦点管球による直接3倍拡大写真 (A) を示す。透視像ではコントラストの強い石灰化陰影のようなものの識別能はよいが肺紋理のような比較的対比度の小さい細かい陰影は拡大しても観察しがたいことがCと比較してわかる。それに対比度の大きい気管支造影にて拡大透視を行なつた (Fig.12). 1.06倍像 (A), その7.64倍像 (B) である。BではAで観察できなかった重複せる気管支樹の様相が描出されている。

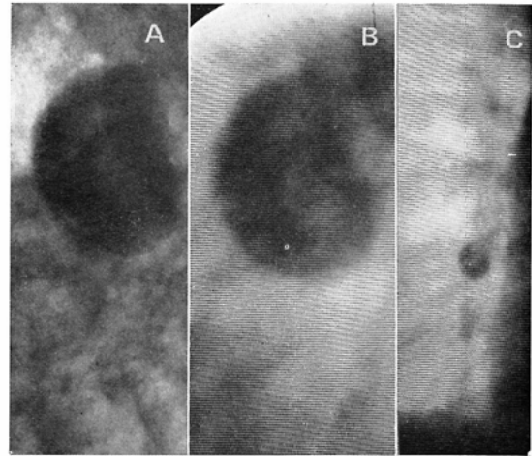


Fig. 11: A calcification shadow of the right hilar area in the lung is shown. A: Direct magnification radiogram in 3 times magnification taken by 50 $\mu$  focus tube. B: TV picture of the same magnification ratio. C: TV picture in 1.06 times magnification.

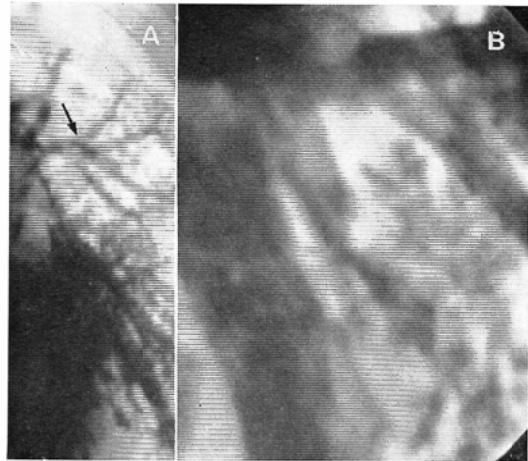


Fig. 12: Macrofluoroscopic in high magnification reveals smaller finding than that in non magnification.

A: Macrofluoroscopic image of the bronchus in bronchogram, 1.06 times. Arrow showing the part of the bronchus macroscopied 7.64 times, B.

VTRの再生画像は一般に録画前の原透視像にくらべて劣化するが<sup>(16)(23)</sup>, 拡大して録画すれば損失分を補うことが期待できる。小弯側胃体上部の胃潰瘍のニッシエの再生静止像である (Fig.13).



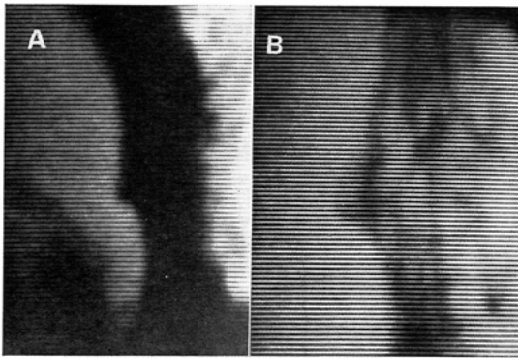


Fig. 13: Videotaperecorder method of macrofluoroscopy reveals better findings than that of non magnification.

A: VTR image of ulcer in 1.06 times magnification.

B: That of 1.8 times magnification by electron optical technique.

9 インチけい光増倍管による1.06倍像 (A), その電子光学的拡大像1.91倍像 (B) である。BはAと比較してニッフェ附近的造影剤の附着状態は異なるが、粘膜面の記録、観察にはすぐれていることが想像できる。

#### 考 按

X線テレビジョンの画質改善の一方法としてすでに諸家により拡大透視を行なうことで系の総合レスポンスの改善が試みられている。なぜならば撮像管への入射光量、すなわちけい光板、またはけい光増倍管の輝度、および解像力、あるいはTV系の帯域幅およびS/Nなどの改善にはおのずから技術的限界が存在するからである<sup>26)</sup>。それここではけい光増倍管—ビデオ方式X線テレビジョン系において、2倍以上の拡大が真に実用上意味があるかどうかを解像力、レスポンス関数、特に情報量と患者の被曝の点から考察を加えてみた。

X線テレビの拡大方法としては幾何学的方法 (X線拡大) 電子光学的的方法、光学的的方法、光学写真的方法があげられようが<sup>7)8)32)</sup>、この中で比較的実用的かつ簡単なX線拡大、電子光学的的方法について追求することにした。したがって光学系および透視像の撮影焼付条件は一定である。

在来の解像力試験から不鮮鋭度を表わす方法も考えられているが<sup>6)</sup>、解像力試験は細部識別能の限界を示すだけであるので対比度を加味した識別能を表現しうるレスポンス関数による画像の評価が適切とされるようになった<sup>15)18)19)23)25)33)</sup>。X線テレビジョン画像のレスポンス関数の算出にはシンクロスコープを用いた line select 方式<sup>28)</sup>が行われているが、この実験ではモニターのブラウン管上の像をフィルムに撮影しレスポンス関数を求めた<sup>39)</sup>。それはブラウン管再生画像が人間の目に映る最終的な映像であり、また line select 方式の結果と大差のない結果が得られたからである。またある特定の系の拡大方法、拡大率の相異による相対的なレスポンスの比較にはその算出方法さえ一定ならばいずれの方法によつてもよいと考えられるからである。

チャートは漸次空間周波数の変化する鉛矩形波チャートを用いた。鉛スリットを用いてもよいであろうが結果は若干異なるであろう<sup>39)</sup>。

0.3mm X線管球によるX線テレビジョン拡大透視の際の有用なX線拡大率の限界については約3.4~4倍であることは理論的に<sup>7)</sup> また実験的に<sup>27)30)</sup> 指摘されている。これは小焦点管球とけい光増倍管を用いているために起る現象である。小焦点管球によるけい光板またはけい光増倍管の拡大透視では解像力の最もよくなる拡大率のあることが知られている<sup>3)36)37)</sup>。

この実験のレスポンス曲線は line select 法による実験結果<sup>34)</sup>と一致するが、3倍あるいは4倍と拡大すると高周波領域では2倍拡大よりレスポンスはよくなるが、中、低域では逆にレスポンスは多少悪くなる傾向がみられる。中、低域での低下はけい光増倍管の性質<sup>2)37)</sup>に基因すると思われるが高周波領域でのレスポンスの上昇はテレビジョン系の低コントラスト画質の改善という<sup>18)17)</sup>テレビジョン撮影系の利点を裏づけている。

けい光増倍管はその種類によつて像のレスポンスは異なる<sup>2)</sup>。一般にけい光増倍管では視野が大きくなるほど解像力は低下する<sup>8)38)</sup>。これに対してけい光増倍管の出力像をテレビジョンを使つて

みると例えば9インチけい光増倍管は7インチけい光増倍管より低コントラストの解像力が向上する<sup>18)</sup>。この実験でも5インチけい光増倍管の4.24倍の低コントラストの解像力は9インチけい光増倍管のそれほど高周波領域にのびていない。このように解像力試験からいえば0.3mm焦点管球によるX線テレビジョン拡大透視は3.5~4倍まで直線的に解像力の改善がみられるといえるが、レスポンス関数では上述のような空間周波数によつては、レスポンスの悪い部分もあることが反映されている。

解像力試験で高周波領域の解像力がレスポンス関数よりみた場合よりよくなる理由であるが、これは解像力試験が視認によるもので細部のコントラストに対するマッハ現象あるいは明度対比度により視覚のコントラスト強調効果<sup>20)</sup>が影響しているからであろう。また小焦点管球による拡大の場合拡大率の増大と共にレスポンスが劣化するのはX線焦点のボケが主な原因であるが、ボケの原因にはこの他、X線が強くなるための散乱線、X線テレビジョン系の量子の時間的、空間的変動が複雑に影響するからであろう<sup>9)18)87)</sup>。

X線テレビジョンの拡大透視像と直接撮影の像質はどれほど相異なるであろうか。9インチけい光増倍管による2倍X線拡大による70mmカメラ像と直接X線写真の像質とはレスポンス関数より比較するとほとんど大差のないこと<sup>12)</sup>、また可変視野けい光増倍管<sup>88)</sup>を用いた1.7倍X線拡大と1.7倍電子光学的拡大を併用して1.7×1.7倍にすると像質は直接撮影の像質と同程度であることがレスポンス関数より結論づけられている<sup>89)</sup>。この実験の臨床的応用例においても4倍拡大テレビジョン画像は直接X線写真と比較して解像力はやや劣るが、その細部の描出能にほとんど差のないことが観察できた。

像質の評価の一方法として最大情報量をコントラストと解像力よりinformation indexなる指標で表わそうという試みがある<sup>11)</sup>。西沢はX線撮影系をエルゴード的なマルコフ過程とみなしレスポンス関数より算出したエントロピーを情報量の数

量的表現に用いているが<sup>22)</sup>、これによつて各拡大率における情報量を表わすと拡大率に応じた全体としての情報量の比較が数量的にできて便利である。例えばレスポンス曲線からは各空間周波数の各々の相互の比較はできるが、9インチけい光増倍管の3.01倍、4.24倍の高周波領域のレスポンスの向上した像が全体としての情報が2.10倍に比べて多いか否かは数量的には表現し難いが、エントロピーを求めれば全体として情報量がどれだけ増えるかが表現できる。また各々の拡大像の情報量と患者の被曝線量の関係について論ずる場合にも便利である。例えば被曝危険率あるいは情報取得率という指標により最も効率のよい拡大率を求めることもできる。

次にX線拡大<sup>80)</sup>あるいは電子光学的拡大<sup>82)</sup>を行なうと当然線量の増加を伴う。もちろん透視部位、対象臓器、体位によつて必要線量は変動する<sup>81)1)</sup>。また拡大時の被曝を減少させる対策もあろうが<sup>80)</sup>患者の被曝線量は許容されるだろうか。

この点について1回のX線検査に許されるべき線量は25R以下といわれているが<sup>24)40)</sup>、透視装置に関するNCRPの報告<sup>20)</sup>によると透視を行なうときは入射線量で常に5R/分以下で管球および皮膚間距離は35cm以上で行なうべきであるとしている。

けい光増倍管を用いると被曝線量を軽減させて透視が行なえるという大きな利点は忘れるべきではない<sup>8)14)21)</sup>。この実験に用いた管球上位式の透視台では胃部透視の場合、患者とけい光増倍管の距離を60cmにして患者の腹部の厚さを15cmとすると患者とX線管球間距離は35cmであり、このときFig.10・Bのような3.77倍の胃部透視像を得ることができる。このときの患者の皮膚線量は6R/分である。したがつて上記の勧告基準を若干越える。そこで皮膚線量と管球と患者皮膚間距離から勧告基準内の拡大率を実験結果から求めるとX線拡大と電子光学的拡大を併用して約3.3倍となる。これは最も効率のよい拡大率に近い拡大率である。

しかしいづれにしても透視時間は制限されるこ

とになる。このよえな場合は一旦、VTRに録画、再生画像につき詳しく観察する方法がよいだろう<sup>10)</sup>。

被曝が多くなるから拡大は無用というよりは拡大して得られる情報量の増加の利益と被曝線量の増加による損失との相互関係から有効な拡大率での拡大透視について考えねばならないであろう。

### 結 論

普通使用されている管球上位式のX線テレビジョン透視装置に0.3mm焦点管球につき、拡大透視を行なつた結果次のことがいえる。

1. 解像力試験では9インチけい光増倍管によるX線拡大を行なうと約3~4倍まで、さらに5インチけい光増倍管に切換えて電子光学的拡大を併用すると、約6~8倍までは拡大率の増加と共に解像力は改善される。

2. レスポンス関数によれば、X線拡大法は特に強拡大にて2倍拡大に比較して高周波領域のレスポンスが向上する。電子光学的拡大を併用してこれよりさらに拡大しても、高周波領域での像質向上は制限される。

3. 透視像の情報量は9インチけい光増倍管によるX線拡大では、4倍まで拡大率の増加と共に直線的に増加するが、さらに5インチけい光増倍管に切換えて電子光学的拡大を併用すると6倍までは、情報量は拡大率に比例して増加するが6倍以上にしても情報量は増加しない。

4. 切除胃の粘膜炎の描出状態から4倍拡大透視像の解像力は向上し、細部の識別能は直接写真のそれに劣らないほど改善される。

5. 散乱体の附加した胃透視、気管支造影透視でもかなり微細な観察が可能である。

6. 被曝線量に関するNCRPの勧告基準の点からは3倍~4倍拡大は全く使用されえないことはないが透視時間は制限される。

7. 拡大した場合の情報量の増加による利益と患者の皮膚線量の増大という損失面から考えるとこの拡大透視ではX線拡大のみでは約2倍が、電子光学的拡大を併用した場合は、約4倍が最も有効な拡大率といえる。

本論文の要旨の一部は第29回日本医学放射線学会中部地方会(昭44・3・2)に於いて発表した。

### 文 献

- 1) Ardran, G.M.: Patient dose received during fluoroscopy. Television in diagnostic radiology. Aesculpius Publishing Company, Birmingham, Alabama, 174—189, 1969.
- 2) Becker, J.A. and Henny, G.C.: Practical evaluation of image intensifying systems. Radiology, 79, 483—488, 1962.
- 3) Burger, G.C.E., Combee, B. and van der Junk, J.H.: X-ray fluoroscopy with enlarged image. Philips Tech. Rev., 8, 321, 1946.
- 4) Coltman, J.W.: The specification of imaging properties by Response to a sine wave input. J. Opt. Soc. Amer., 44, 468—471, 1954.
- 5) Coltman, J.W.: Fluoroscopic image brightening by electronic means. Radiology, 51, 359—366, 1948.
- 6) 江藤秀雄: 解像力に関する考察(V). 日医放誌, 14, 455—458, 昭29.
- 7) Feddema, J. and Botden, P.J.M.: Magnification techniques especially geometric enlargement. C.C. Thomas, Springfield, Ill., U.S.A., 382—398, 1965.
- 8) Feddema, J.: 70 mm fluorographs made with 9 in. image intensifier connected to a remotely controlled ring stand. Brit. J. Radiol., 34, 608, 1961.
- 9) Fowler, J.F.: The fundamental limits of information content in solid state image intensifying panels composed with other intensifying systems. Brit. J. Radiol., 33, 352—357, 1960.
- 10) Girdany, B.R., Gaither, E.D. and Darling, D.B.: Large screen image amplification with closed circuit television. Employing television tape-recorder. Radiology, 77, 286—291, 1961.
- 11) Hay, G.H.: A physical assessment of the Cine-lux electrooptical image intensifier in television fluoroscopy. Radiology, 83, 88—91, 1964.
- 12) Holm, T.: Some aspect of radiographic information. Amer. J. Roentgenol., 83, 319—327, 1964.
- 13) 星野文彦, 山口昂一, 上村和夫, 志田寿夫: X線テレビの画質について. 日医放誌, 22, 7, 1198—1207, 昭39.
- 14) Janker, R.: Die praktische und wissenschaftliche Verwendung der electronische Bildverstärkung und des Röntgenfernsehens. Fortschr. Röntgenstr., 83, 377—385, 1958.
- 15) 金森仁志, 田中義宗: X線写真の情報量の表示法, 第3報, 鮮鋭度を考慮した情報量. 日医放誌, 25, 282—285, 昭40.
- 16) 木原敏: ビデオテープレコーダ. 日刊工業新聞

- 社, 1966.
- 17) Matsuda, H., Nagaoka, T., Takai, G., Ninomiya, K.: Medical application of X-ray television. *Amer. J. Roentgenol.*, 85, 352—365, 1961.
  - 18) Morgan, R.H.: The frequency response function. *Amer. J. Roentgenol.*, 88, 175—185, 1962.
  - 19) Mosley, R.D., Jr., Holm, T. and Low, I.H.: Performance evaluation of image intensifier television systems. *Amer. J. Roentgenol.* 92, 418—425, 1964.
  - 20) NCRP Report. No. 33: Medical X-Ray and Gamma-Ray Protection on for energies up to 10 MeV. Equipment Design and Use. National Council on Radiation Protection and Measurement, Washington, D.C., U.S.A., 1968.
  - 21) Niklas, W.F.: X-ray image intensification with a large diameter image intensifier tube. *Amer. J. Roentgenol.*, 85, 323—341, 1961.
  - 22) 西沢邦秀: エントロピーによるX線撮影系の評価, 日医放誌, 印刷中.
  - 23) 樋渡潤二: 視覚とテレビジョン, 日本放送出版協会, 昭43, 1965.
  - 24) Ramsey, G.H.S., Watson, J.S., Jr., Steinhäusen, T.B., Thompson, J.J., Preisinger, F. and Weinberg, S.: Cinefluorography. *Radiology* 52, 684—690, 1949.
  - 25) R I I 研究会編, 放射線像の研究, レスポンス関数, 第1巻, 1967.
  - 26) 阪本捷房, 若林勲: 医用電子・生体工学概論, p. 272, コロナ社, 昭42.
  - 27) 佐久間貞行, 綾川良雄, 飛田勝弘: 拡大撮影用微小焦点管球を用いたXTVによる拡大透視法並びにその解像力, 日医放誌, 27, 261—264, 1967.
  - 28) 佐々木常雄, 飛田勝弘, 奥村寛: X線テレビジョンのMTFによる画像の評価, 日医放誌, 27, 272—274, 1967.
  - 29) 佐々木常雄, 飛田勝弘: X線テレビ用ビデオテープレコーダのMTFによる画像の評価, 日医放誌, 27, 598—599, 1967.
  - 30) Soila, P.: Geometric enlargement in röntgen television. *Brit. J. Radiol.*, 36, 586—591, 1963.
  - 31) Stevenson, J.J.: Television techniques with the 5 in., 7 in., 9 in. image intensifiers. *Brit. J. Radiol.* 34, 273—285, 1961.
  - 32) 田井行光, 竹中栄一: 光増倍管によるX線撮影系, X線テレビ系に於ける拡大透視法並びに撮影法について, 日医放誌, 25, 364—369, 1965.
  - 33) 田部貞夫, 津田元久: 医用X線テレビジョン装置, 島津評論, 25, 31—50, 1968.
  - 34) Takahashi, S., Sasaki, T., Sakuma, S. and Tobita, T.: X-ray television macrofluoroscopy. Television in diagnostic Radiology. Aesculpius Publishing Company, Bringham, Alabama, U.S.A. 121—140, 1969.
  - 35) テレビジョン工学ハンドブック編纂委員会編, テレビジョン工学ハンドブック, オーム社, 昭36.
  - 36) 津田元久: X線用イメージンテンシファイアと光学系, キャノンイメージ, 1, 95—106, 1969.
  - 37) 津田元久: X線像の像質について, 島津評論, 19, 5—18, 1962.
  - 38) 津田元久, 吉村公男, 足立勝: 島津可変視野イメージアンプリファイア. 放射線像の研究, 第2巻, 168—174, 1969.
  - 39) 津田元久, 平川宗市, 田部貞夫: 可変視野イメージ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ンテンシファイア間接撮影像の像質改善, 島津評論, 26, 21—27, 1970.
  - 40) Watson, J.S., Jr. and Weinberg, S.: A 35-Mm unit for cinefluorography. *Radiology*, 51, 728—732, 1948.