



Title	直接高拡大撮影時に於ける散乱体付加の影響と拡大率選定に関する考察 (X線拡大撮影法の研究 第44報)
Author(s)	綾川, 良雄; 佐久間, 貞行
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(5), p. 540-549
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15223
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

直接高拡大撮影時に於ける散乱体付加の 影響と拡大率選定に関する考察

X線拡大撮影法の研究 第44報

名古屋大学医学部放射線医学教室（主任：高橋信次教授）

綾川良雄 佐久間貞行

（昭和46年4月28日受付）

Influence of Scatterer on Image Deterioration and Determination of
Optimal Magnification Ratio in Direct Macroradiography.

by

Yoshio Ayakawa and Sadayuki Sakuma

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine, Nagoya, Japan

(Director: Prof. Shinji Takahashi)

Research field code	Key words
207	Macroradiography, Image quality, Magnification ratio, MTF

Influence of the object of scatterer in various thickness combined with the intensifying screen-film system on the image quality of the conventional- or macro-radiographic system was investigated by estimation of its modulation transfer function.

Calculation of the composite modulation transfer function of macroradiography in high magnification conducted with an X-ray tube having a very fine focal spot of 50 μ was performed to obtain the optimal magnification ratio.

The results were as follows:

(1) The more the thickness of water phantom as scatterer increased, the poorer the image quality of both conventional and macroradiograms became. The image deterioration of macroradiograms of 4-fold magnification according to the increased thickness of water phantom was not remarkable compared with that of conventional radiograms.

(2) The optimal magnification ratio of a macroradiogram taken without the object of scatterer was 4-fold when Fuji KX medical X-ray film combined with fine definition intensifying screen of Kyokko FS was used, while 5-fold with medium speed screen of Kyokko MS and 6-fold with high speed screen of Kyokko HS.

The optimal magnification ratio was 8-fold regardless of the type of screens when the experiment was made with a water phantom of 5–15 cm in thickness as scatterer.

MTFs obtained from the vascular images of the rabbit coincided with those obtained from the phan-

tom experiments.

(3) It was indicated from actual macroangiograms and macrolymphograms that the macroradiogram of 8-fold magnification produces better findings of the fine structure of vessels than macroradiogram of other magnifications.

緒 言

X線撮影系に於ける画質の客観的定量的評価の一方法として、レスポンス関数による表示が用いられ^{1)2)4)~25)28)~31)}、拡大撮影系にも応用されている¹⁾²⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹⁷⁾²⁴⁾²⁵⁾²⁸⁾。余等の微小焦点管球²⁶⁾²⁷⁾による拡大撮影では、その焦点のもつ大きさから3.9—4.6倍拡大が至適である¹⁷⁾が、増感紙—フィルム系、被写体—散乱体系等の情報伝達系に介在する情報低下をもたらす諸因子を考えあわせると、実際の臨床面では、更に拡大率を上げた方が情報の低下を防ぐことが予想される²⁾¹⁷⁾²⁵⁾。そこで、高拡大撮影に於ける実際の撮影に則り、実験的に水ファントームを用い、散乱体を付加せる場合の散乱体の厚み、増感紙—フィルム系及び拡大率の組み合わせを種々変化させた時のレスポンス関数を求め、これらの比較検討から散乱体付加の影響及び散乱体の厚みにより、如何に出力面での情報量が低下するか。又散乱体の厚みと増感紙—フィルム系との組み合わせに応じた最大情報量を得る拡大率が存在するかについて考察を加える。次に拡大率を変えた実験動物の血管像よりレスポンス関数の算出を試み³⁾²⁸⁾、水ファントーム実験結果と対比させ、更に実際の高拡大撮影像の臨床的意義を論じたいと思う。

研究方法, 研究材料

A. 基礎実験

散乱体には、水ファントームとして0.5cm厚のアクリライト板より作成した20×20×20cmの容器に水を入れ、水の厚みを2, 5, 10, 15, 20cmにして実験を行なつた。

試験体は、西独 Optiker Funk 社製50μ厚の鉛板より成る矩形波チャートで、No.5769, No.5863 (0.5—10.1lp/mm)を用いた。この試験体を水ファントームに密着せしめ、水の厚みを上記の如くにして密着撮影及び直接高拡大撮影を行なつ

た。実験状況は、密着撮影ではカセットに密着せしめて試験体を置き、水ファントームはその直上に重ねた。従つてX線束は上方より水ファントームを通過し試験体に及ぶ。焦点フィルム間距離は100cmとした。

直接高拡大撮影では、X線装置は床面に固定されているから、拡大率に応じて4倍では焦点より25cm, 5倍では20cm, 6倍では16.7cm, 8倍では12.5cm, 10倍では10cm, 20倍では5cmの位置に試験体を置き、これに密着せしめて上方に水ファントームを置く。カセットは焦点より100cm離して上方に位置せしめた。従つてX線束はまず試験体を通過し、水ファントームに及び、カセットに到達する。焦点フィルム間距離は100cmである。実験に使用したX線発生装置は、密着撮影用として東芝製 KXO-12型、全波整流廻転陽極微小焦点管球 (DRX-1-A [PW]-3623, 焦点の大きさ; 0.3mm)、直接高拡大撮影用として東芝製 KXO-12特型、全波整流自己バイアス方式拡大撮影用廻転陽極微小焦点管球²⁷⁾ (M5118 B X—6059, 焦点の大きさ; 50μ)を用いた。フィルムはフジ医療用KX, 増感紙は極光FS, MS, HSの三種を用い、カセットに装着したものを実験に供した。

試験体を撮影したフィルムを、Narumi 社製250型の microphotometer を用い、10μ×300μの scanning spot で走査して濃度曲線を求めた。これを特性曲線にプロットしてX線強度分布に変換し、矩形波レスポンス関数を算出した。正弦波への変換には Coltman の式⁴⁾を用いた。撮影したフィルムの基礎濃度は0.8—1.7である。

実験 I

密着撮影及び直接4倍拡大撮影に就き、散乱体付加の影響、特に厚みの考察をレスポンス関数からしようとした。フィルムはフジ医療用KX, 増感紙は極光FSの一種に固定した。水の厚み2,

Table 1. Exposing factors for conventional radiograms and macroradiograms of 4-fold magnification according to the thickness of water phantom.

Scatterer (water)	Exposure time for conventional (at 110 kVp, 10mA)	Exposure time for 4-fold magnification (at 125 kVp, 2 mA)
(-) cm	0.0167 sec.	0.05 sec.
2	0.0167	0.06
5	0.025	0.1
10	0.075	0.45
15	0.15	1.2
20	0.5	4.0
20	2.5 (8:1 Bucky blende)	

5, 10, 15, 20cmの散乱体を付加して、試験体の密着及び直接4倍拡大撮影を行ない、レスポンス関数を求めた。撮影条件は第1表の通りである。

実験Ⅱ

散乱体の厚みと増感紙—フィルム系の組み合わせを変化せしめた時の直接4—20倍拡大撮影のレスポンス関数から散乱体の厚みに応じた最大情報量を得る拡大率が存在するか、あるとすれば最も有利な拡大率はどのあたりに就いて考察を加えようとした。フィルムはフジ医療用KX, 増感紙は極光FS, MS, HSを用いて、4, 5, 6, 8, 10, 20倍の拡大撮影を散乱体を付加しない場合、散乱体として水5, 10, 15cmをそれぞれ付加した場合について行ない、レスポンス関数を求めた。撮影条件は第2表の通りである。

Table 2. Exposure times for macroradiograms in various conditions according to the thickness of water phantom. (at 120 kVp, 2 mA)

Scatterer (water)	Intensifying screens		
	FS	MS	HS
(-) cm	0.05 sec.	0.05 sec.	0.025 sec.
5	0.1	0.075	0.05
10	0.45	0.35	0.25
15		1.0	

B. 動物実験

拡大率を変えた家兎の下肢血管撮影を行ない、大腿軟部の血管像よりレスポンス関数の算出を試み、この結果と上記水ファントム実験結果と対比させ比較検討しようとした。実験に使用した家兎(雄, 体重3kg)をイソゾール全麻後、左大腿動脈を露出し、Cook Pert-4.1カテーテルを挿入、予め温湯で90°に曲げてあるカテーテルの先端を選択的に右総腸骨動脈に置き、65%アンギオグラフィン3mlを注入、注入終了と同時に撮影を行なった。同一条件で密着、2, 4, 6, 8, 10, 15倍拡大撮影を行ない、大腿軟部の血管像を得た。大腿軟部の厚みは3—5cmである。フィルムはコダック・ロイヤルブルーを、増感紙は極光MSを用いた。撮影条件は120kVp, 1.5mA, 0.03sec., FFD 100cmである。求めた拡大率の異なる血管像より5点の同一血管をmicrophotometerを用いて、10μ×300μのscanning spotで走査して濃度曲線を求めた。標準の対比度として、造影されている最大径血管(総腸骨動脈)を用い、血管径をd_{mm}とした時の空間周波数($\frac{1}{2d}$)に応じてプロットして、レスポンスカーブを求めた³⁾。基礎濃度は1.0—1.5である。

C. 臨床的応用

密着、4, 8倍の上肢リンパ管造影像を比較検討して水ファントム実験結果と対比させ、拡大撮影の臨床的有用性について論ずる。患者は乳癌手術後、上肢に浮腫を来たした60才の女性の密着、4, 8倍リンパ管拡大撮影を行なった。患肢の上腕部の厚みは13cmである。リンパ管撮影はKinmonth法により手背のリンパ管を露出して、リピオドール・ウルトラフリュード1.5mlを注入した。注入終了後直ちに撮影した密着、4, 8倍拡大像を比較の対象とした。フィルムはコダック・ロイヤルブルー、増感紙は極光MSを用いた。撮影条件は、密着撮影: 48kVp, 200mA, 0.1sec., FFD 150cm, 4倍拡大: 120kVp, 3mA, 0.06sec., FFD 100cm, 8倍拡大: 120kVp, 3mA, 0.15sec., FFD 120cmである。密着撮影用として、島津製平安号—3型管球(焦点の大きさ:

1.5mm) 及び拡大撮影用として、東芝製微小焦点管球(焦点の大きさ: 50 μ)の装置を用いた。リンパ管像の同一部位の同一容積(2 \times 2cm)内に含まれるリンパ管の本数を比較の対象に選んだ。

結果

(1) 第1図、第2図は密着撮影及び直接4倍拡大撮影に於ける散乱体付加時のレスポンス関数である。密着、4倍拡大ともに水の厚みが増すにしたがって、レスポンスは全周波数領域に亘つて

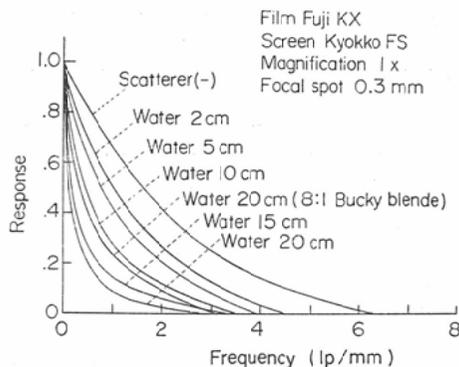


Fig. 1 Modulation transfer function(MTF) curves of conventional radiograms taken by a 0.3mm focal-spot X-ray tube using Fuji KX medical X-ray film with combination of the fine definition intensifying screen of Kyokko FS, when the experiment was conducted with water phantom of 2,5,10,15,20cm and of 20 cm combined with 8:1 Bucky blende in thickness or without the scatterer. The more the thickness of water phantom increases, the poorer the image quality of conventional radiograms becomes.

低下する。散乱体付加によるレスポンスの低下は密着撮影が大きい。4倍拡大でも散乱体付加の影響は大きいが密着に比べて低く、低周波数領域でのレスポンスの低下は少ない。水20cmの厚みでの5.7lp/mm 解像力は密着撮影の散乱体を付加しない場合に相当する。

(2) 第3図、第4図、第5図は散乱体を付加しない場合の増感紙の組み合わせを、それぞれFS, MS, HSにした時の直接4, 5, 6, 8, 10倍拡大撮影のレスポンス関数である。低空間周波

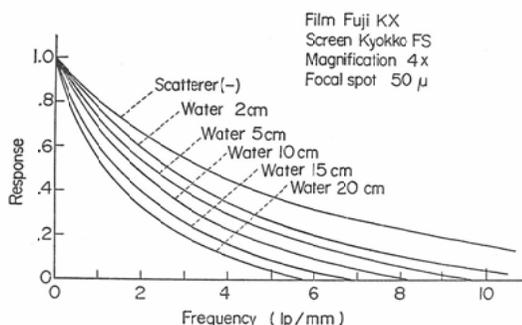


Fig. 2 MTF curves of macroradiograms of 4-fold magnification taken by a very fine focal-spot X-ray tube of 50 μ using Fuji KX medical X-ray film with the fine definition intensifying screen of Kyokko FS, when the experiment was conducted with water phantom of 2,5,10, 15 and 20 cm in thickness as the scatterer or without the scatterer.

The more the thickness of water phantom increases, the poorer the image quality of macroradiograms also becomes, but the image deterioration of macroradiograms of 4-fold magnification due to the increased thickness of water phantom is not much more significant than of conventional radiograms, especially in the lower spatial frequency region.

MTF of the macroradiogram of 4-fold magnification with water phantom of 20cm in thickness equals to that of the conventional radiogram without the scatterer.

数領域では高拡大率程よいレスポンスを示すが、高空間周波数領域に行くにつれて順次逆転する。6lp/mm 以上では10倍のレスポンスは他の4—8倍のレスポンスより明らかに悪くなるが、4—8倍のレスポンスカーブは接近している。特に4—6倍は著しい。空間周波数によりカーブの順位が変わる。今10lp/mmの空間周波数を問題にすると、第3図FS使用では、4, 5, 6, 8倍の順位である。7—9lp/mmでは5倍が4倍よりよい。7lp/mmでは、5, 6, 8倍はほとんど同一のレスポンスを示し最もよい。空間周波数により最大情報量を示す拡大率が変化する。しかしこの場合、更に高周波数領域への伸びがよい4倍拡大が拡大撮影の意義から至適である¹⁾と考えられる。第4図MS使用では、10lp/mmの空間周波

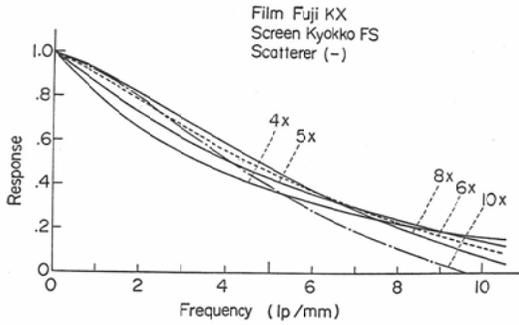


Fig. 3 MTF curves of macroradiograms of 4- to 10-fold magnification taken with Fuji KX medical X-ray film combined with the fine definition intensifying screen of Kyokko FS without the scatterer.

MTF of macroradiogram of 4-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 9 lp/mm, while the 5-fold one is so at the spatial frequency region of 7 to 9 lp/mm.

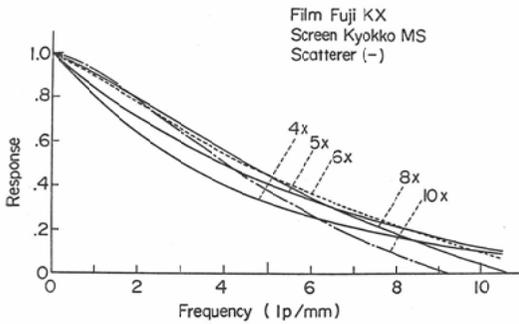


Fig. 4 MTF curves of macroradiograms of 4- to 10-fold magnification taken with Fuji KX medical X-ray film with the medium speed intensifying screen of Kyokko MS combined without the scatterer.

MTF of macroradiogram of 5-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 8 lp/mm.

数でレスポンスは5, 4, 6, 8倍の順である。同様に第3図の考えから云えば, 5倍が至適である。第5図HS使用では, 10lp/mmでレスポンスは6, 5倍の順である。6倍が至適であると云える。この様にレスポンスのより悪い増感紙—フィルム系の組み合わせでは拡大率を上げた方がよい。即ちFSでは4倍, MSでは5倍, HSでは

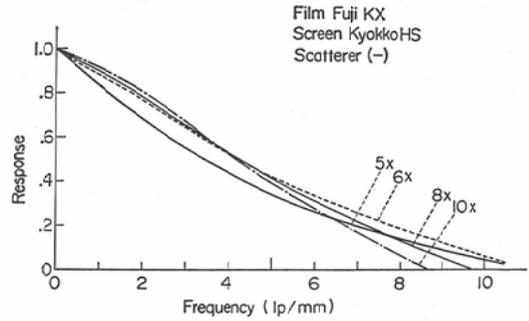


Fig. 5 MTF curves of macroradiograms of 5- to 10-fold magnification taken with Fuji KX medical X-ray film with the high speed intensifying screen of Kyokko HS without the scatterer.

MTF of macroradiogram of 6-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 5 lp/mm.

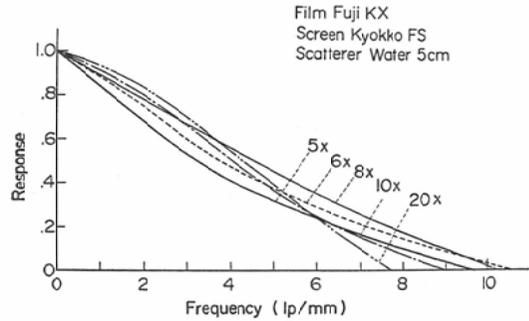


Fig. 6 MTF curves of macroradiograms of 5- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical X-ray film with the high definition intensifying screen of Kyokko FS combined with water phantom of 5 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 6- or 8-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 5 lp/mm.

6倍が拡大撮影の意義をふまえて最も情報量の多い拡大率と考えられる。第6図, 第7図, 第8図は水5cmの散乱体を付加した場合の増感紙の組み合わせをFS, MS, HSと変えた時の, 直接5, 6, 8, 10, 20倍拡大撮影のレスポンス関数である。低空間周波数領域では高拡大率程レスポンスはよく, 6, 8倍は全空間周波数領域で5倍よりレスポンスはよい。高空間周波数領域6lp/mm

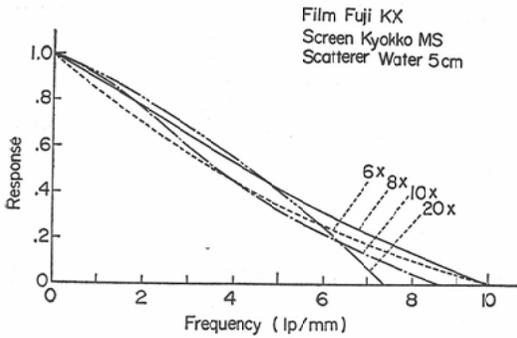


Fig. 7 MTF curves of macroradiograms of 6- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko MS intensifying screen combined with water phantom of 5 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 5 lp/mm.

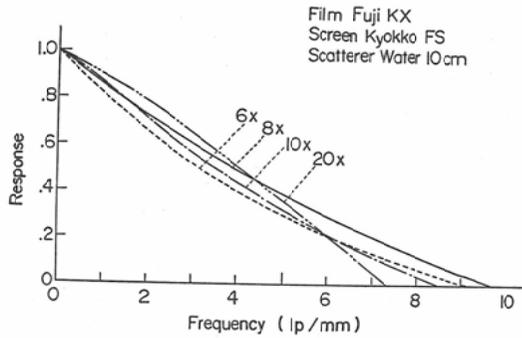


Fig. 9 MTF curves of macroradiograms of 6- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko FS intensifying screen combined with water phantom of 10 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 4.5 lp/mm.

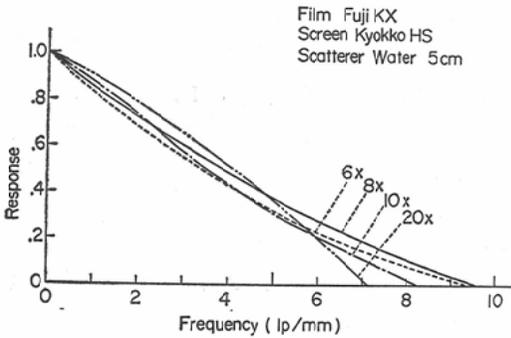


Fig. 8 MTF curves of macroradiograms of 6- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko HS intensifying screen combined with water phantom of 5 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is greatly superior to others in the higher spatial frequency region of 5 lp/mm.

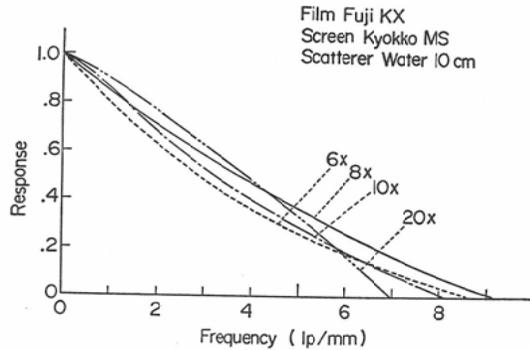


Fig. 10 MTF curves of macroradiograms of 6- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko MS intensifying screen combined with water phantom of 10 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 4 lp/mm.

以上では10, 20倍の順にレスポンスは低下して、5, 6, 8倍のレスポンスより悪くなる。第6図FS使用では、空間周波数 9.5lp/mm 以上では6倍が8倍よりレスポンスがよいが、第7図MS使用、第8図HS使用では、8倍が6倍より全空間周波数領域でレスポンスがよい。散乱体として水5cmを付加した時は概ね8倍が最も情報量が多い拡大率である。

第9図、第10図、第11図は水10cmの散乱体を付加した場合で、増感紙の組み合わせをFS, MS, HSと変えた時の直接6, 8, 10, 20倍拡大撮影のレスポンス関数である。低空間周波数領域では高拡大率程レスポンスはよいが、5 lp/mm 以上の空間周波数領域では8倍のレスポンスが最もすぐれている。6, 10倍のレスポンスは接近し

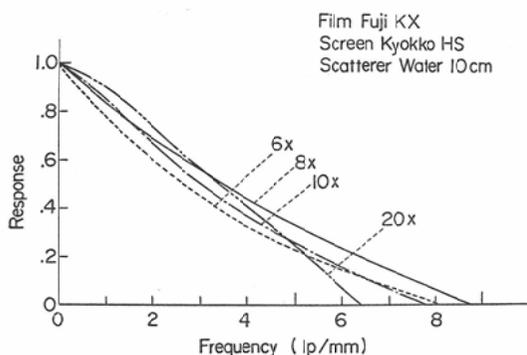


Fig. 11 MTF curves of macroradiograms of 6- to 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko HS intensifying screen combined with water phantom of 10 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is superior to others in the higher spatial frequency region of 3 lp/mm.

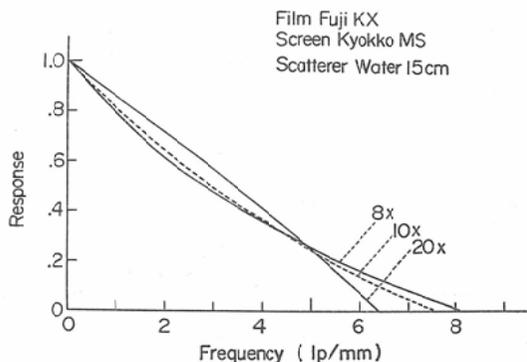


Fig. 12 MTF curves of macroradiograms of 8-, 10- and 20-fold magnification taken with Fuji KX medical film with Kyokko MS intensifying screen combined with water phantom of 15 cm in thickness.

MTF of macroradiogram of 8-fold magnification is superior to those of 10- and 20-fold ones in the higher spatial frequency region.

ており、6 lp/mmあたりから6倍のレスポンスが10倍よりよい。20倍のレスポンスは高空間周波数領域では6, 8, 10倍より劣る。第9図—11図から増感紙の組み合わせに関係なく水10cmの散乱体を付加すると8倍が情報量の多い拡大率であると云える。水5cmの散乱体を付加した場合と比べると、6倍のレスポンスの低下が大きい。より高拡

大の10, 20倍の低下は比較的小さく、8倍のカーブに接近している。厚みが増すことにより、より高拡大のレスポンスが相対的によくなることを意味している。第12図は水15cmの散乱体を付加した場合で、増感紙の組み合わせをMSにした時の直接8, 10, 20倍拡大撮影のレスポンス関数である。低空間周波数領域では20, 10, 8倍の順にレスポンスはよいが、5 lp/mm以上の高空間周波数領域では8, 10, 20倍の順にレスポンスはよい。8倍, 10倍は水10cmの散乱体を付加した時よりカーブは接近しているが8倍がよいと考えられる。この場合、増感紙HSの組み合わせ及び9倍拡大の実験はしていないが或いはカーブが逆転するかも知れない。以上を総合すると、より悪い増感紙—フィルム系又は散乱体の厚みを増すと、相対的に高空間周波数領域の情報の多い拡大率はより高拡大に移行する。水5—15cmまでの散乱体付加では8倍が最も妥当な拡大率である。

(3) 第13図は家兎の密着、2, 4, 6, 8, 10, 15倍の拡大血管撮影より得たレスポンス関数である。6, 8倍拡大のレスポンスがよいようである。第4図, 第7図のモデル実験と対比してよく一致していると考えられる。第14図は2, 4, 8倍の血管造影像である。2倍より4倍が微細血管の描出に有利であるが、8倍は更に微小構造が

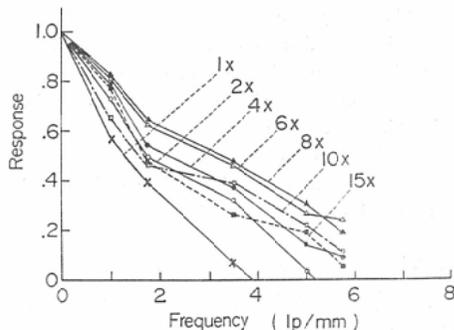


Fig. 13 MTF curves of conventional- and macroangiograms of the rabbit of 2- to 15-fold magnification taken with Kodak royal blue medical X-ray film with Kyokko MS intensifying screen.

MTF of macroangiogram of 6- or 8-fold magnification is superior to the others.

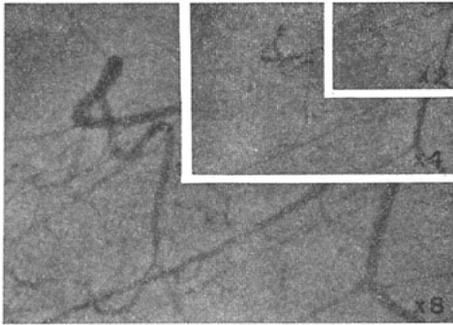


Fig. 14 Macroangiograms of the rabbit of 2-, 4- and 8-fold magnification.

Fine vessels are imaged more on macroangiogram of 4-fold magnification than of 2-fold. Fine structure of the vessels is better imaged on macroangiogram of 8-fold magnification than 4-fold.

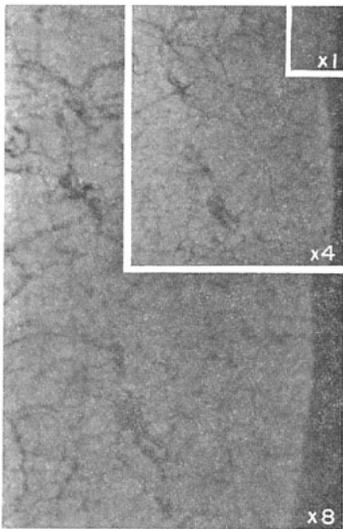


Fig. 15 Conventional- and macrolymphograms of 4- and 8-fold magnification.

Fine lymph vessels not detectable on conventional are imaged on macrolymphogram of 4-fold magnification and much better on 8-fold.

よく現出している。

(4) 第15図は上腕軟部の同一部位の密着、4、8倍のリンパ管拡大造影像である。対比してみると、密着より4倍、4倍より8倍がリンパ管像の微小なところまで現出している。いま中央縦

に引いたラインと交じわるリンパ管の本数は、密着では7本、4倍では26本、8倍では40本である。対角線と交じわるリンパ管の本数は密着では8本、4倍では24本、8倍では39本である。密着より4倍、4倍より8倍の本数が多い。即ち密着で判らない微細リンパ管の構造が4倍では極めてよく描出されており、8倍では更に微細構造が描出されている。これは第10図の水ファントムモデル実験と対比できるがその実験結果とよい一致をみる。

考 按

余等の用いたX線管球の微小焦点のレスポンス関数、増感紙—フィルム系のレスポンス関数から、直接拡大撮影系の至適拡大率を求めると4倍位となる¹⁾。しかし臨床的にX線撮影をするにあたっては、情報源としての被写体の情報低下に及ぼす影響を無視するわけにはゆかない。Rossmann²²⁾、土井ら⁸⁾は単純化の仮定を入れて理論的に考察しているが、余等では実際の臨床面での応用を考えて実験を行なった。被写体を散乱体と見たてて、散乱体の増減が総合レスポンスにどのように影響するかをみたのである。拡大撮影系の総合レスポンス関数は、

$$I(\nu) = F\left(\frac{b}{a+b}\nu\right) \cdot Sf\left(\frac{a}{a+b}\nu\right) \cdot O(\nu) \dots (1)$$

(ここで、 $F(\nu)$ 、 $Sf(\nu)$ 及び $O(\nu)$ は焦点、増感紙—フィルム系及び被写体のレスポンス関数を表わし、 a 及び b は焦点被写体間及び被写体フィルム間距離である。) である。

(1)式で $F(\nu)$ は拡大率を上げれば悪くなり、 $Sf(\nu)$ は逆によくなる。 $O(\nu)$ は拡大率、厚み、管電圧と被写体の吸収係数等の個々の因子の変数であるので、拡大率と厚みを除いて他を同一条件にした。それでも $O(\nu)$ は拡大率を上げればよくなり、厚みを増せば悪くなるといった、互いに相反する因子を内包している。そこで余等は拡大率と増感紙—フィルム系を定めて、厚みを変えた実験、及び厚みと増感紙—フィルム系の組み合わせを変えた実験を行なったのである。(1)式よ

り $O(\nu)$ が劣化すれば $I(\nu)$ も悪くなる。しかし $Sf(\nu)$ を定め、 $O(\nu)$ の一つの因子である厚みを定めれば、 $I(\nu)$ がそれぞれの $O(\nu)$ に応じて最もよくなる a と b の関係があるはずである。この実験はこれを求めたものである。Jones によれば人体の代りに実験的に水ファントームを用いることは、水が人体の wet tissue に相当するからよいとしたのにしたがって散乱体として水を用いた。Rossmann は plastic plate に血管に相当する穴をあけ、それに造影剤を満たして Contrast Frequency Response をみている²³⁾。余等はこれを実際に家兎の大腿の血管を用いて行なつたのである。しかし生体では、管壁の緊張や造影剤注入圧、血液の混入の程度などの問題も残るが、家兎の状況の変わらない短時間にくりかえしたので大きな誤差はないものと考えられる。事実肉眼的に判断した現出の程度と理論値とは合致した。実験の結果から、被写体に応じた又目的とする観察の対象に応じた拡大率があることがわかつた。これは土井らも最近のレポートで指摘している¹⁰⁾。低空間周波数領域では概ね高拡大率程よく、高空間周波数領域では組み合わせる増感紙—フィルム系及び散乱体付加による。水 5 cm に相当する被写体、即ち成人の上肢などでは、増感紙は FS を使用し 6—8 倍拡大撮影がすすめられる。水 10 cm に相当する被写体、即ち下肢、胸部などでは、増感紙は MS を用い 8 倍が適当であろう。水 10 cm の場合、FS と MS では FS を用いた場合がわずかにすぐれてはいるが、撮影時間の延長、被曝を考えると MS でよいとすべきであろう。同様にして水 15 cm に相当する被写体、即ち腹部などでは、HS で 8—10 倍拡大位の撮影が適切であろうと考えられる。臨床的応用の結果は、このことを裏付けるものであろう。

結 論

散乱体付加時の密着及び拡大撮影のレスポンス関数の比較検討から、散乱体付加の影響は拡大撮影の方が少ない。散乱体の厚み、増感紙—フィルム系及び拡大率の組み合わせを変えると、散乱体の厚みに応じて、最も情報の多い拡大率が存在す

ることが判つた。即ち散乱体を付加しない時は、増感紙 FS, MS, HS の組み合わせで、それぞれ 4, 5, 6 倍がよい。水 5 cm の散乱体を付加すると、FS の組み合わせで 6—8 倍、MS 及び HS では 8 倍がよい。水 10 cm を付加すると、8 倍がよい。水 15 cm では、8—10 倍がよい。家兎を用いて行なつた、密着及び 2—15 倍拡大の血管撮影より求めたレスポンス関数は水ファントーム実験結果と合致し、実際の血管像の比較からも密着、2 倍拡大より 4 倍拡大が微細血管の描出に有用で、4 倍拡大より更に 6—8 倍拡大がよい。密着及び 4, 8 倍拡大のリンパ管撮影の同一部位に現出しているリンパ管の本数の比較では、密着より 4 倍拡大、4 倍より 8 倍拡大が多く、微細構造の視認にも 8 倍拡大が最も有用であつた。

文 献

- 1) 綾川良雄, 佐久間貞行, 奥村 寛: 日医放会誌 27 (1967), 575—578.
- 2) 綾川良雄: 日医放会誌 28 (1968), 400—404.
- 3) 綾川良雄, 田中良明, 佐久間貞行: 臨牀と研究 45 (1968), 1127—1132.
- 4) Coltman, J.W.: J. Opt. Soc. Amer. 44 (1954), 468—471.
- 5) 土井邦雄: 応用物理 33 (1964), 50—52.
- 6) 土井邦雄, 佐柳和男: 応用物理 33 (1964), 721—726.
- 7) 土井邦雄: 応用物理 34 (1965), 190—196.
- 8) 土井邦雄: 応用物理 34 (1965), 665—670.
- 9) Doi, K.: Am. J. Roentgenol. 94 (1965), 712—718.
- 10) Doi, K. and Sayanagi, K.: Jap. J. Appl. Phys. 9 (1970), 834—839.
- 11) Feddema, J. and Botden, P.J.M.: In Diagnostic Radiologic Instrumentation, Moseley and Rust ed., Charles C Thomas, Illinois, 1965, 382—397.
- 12) Hoefert, M.: Acta radiol. Diag. 5 (1963), 1111—1122.
- 13) Holm, T.: Radiology 83 (1964), 319—327.
- 14) 金森仁志, 田中義宗: 日医放会誌 24 (1964), 935—939.
- 15) Morgan, R.H.: Am. J. Roentgenol. 88 (1962), 175—186.
- 16) Morgan, R.H., Bates, L.M., Gopal Rao, U.V. and Marinaro, A.: Am. J. Roentgenol. 92 (1964), 426—440.
- 17) 奥村 寛, 綾川良雄, 佐久間貞行: 日医放会

- 誌 27 (1967), 590—594.
- 18) Rossmann, K.: J. Opt. Soc. Amer. 52 (1962), 774—777.
- 19) Rossmann, K.: Am. J. Roentgenol. 90 (1963), 178—183.
- 20) Rossmann, K. and Lubbert, G.: Radiology 86 (1966), 235—241.
- 21) Rossmann, K.: Am. J. Roentgenol. 90 (1963), 863—869,
- 22) Rossmann, K.: In Television in Diagnostic Radiology, Moseley and Rust ed., Aesculapius Publishing Company, Birmingham, Alabama, U.S.A. 1969, 412—430.
- 23) Rossmann, K., Haus, A.G. and Dobben, G.D.: Radiology 96 (1970), 361—366.
- 24) Sakuma, S., Ayakawa, Y., Okumura, Y. and Mackoshi, H.: Invest. Radiol. 4 (1969), 335—339.
- 25) 佐久間貞行, 綾川良雄, 藤田恒治: 日医放会誌 30 (1970), 205—209.
- 26) Takahashi, S. and Yoshida, M.: Acta radiol. 48 (1957), 280—288.
- 27) Takahashi, S., Watanabe, T. and Shiga, K.: Nagoya J. Med. Sci. 20 (1958), 231—236.
- 28) Takahashi, S., Sakuma, S. and Ayakawa, Y.: Radiologe 8 (1968), 217—221.
- 29) Takenaka, E., Kinoshita, K. and Nakajima, R.: Acta Radiol. Ther. 7 (1968), 263—272.
- 30) 滝沢達児, 土井邦雄: 日医放会誌 23 (1963), 1029—1035.
- 31) 内田 勝: 応用物理 34 (1965), 97—107.
-