The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	生体条件からみた至適拡大撮影法
Author(s)	綾川, 良雄; 佐久間, 貞行; 奥村, 寛
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1976, 36(2), p. 148-158
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15982
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

生体条件からみた至適拡大撮影法

名古屋市立大学医学部放射線医学教室（主任：佐久間貞行教授）
綾川良雄　佐久間貞行
愛知県がんセンター研究所放射線部
奥村　寛

（昭和50年7月14日受付）
（昭和50年9月1日最終原稿受付）

Optimal Magnification Radiography According to Various Conditions of the Living Body Studied by Estimation of Modulation Transfer Function (MTF)

by

Yoshio Ayakawa and Sadayuki Sakuma
Department of Radiology, Nagoya City University Medical School
(Director: Prof. S. Sakuma)
and
Yutaka Okumura
Department of Experimental Radiology, Aichi Cancer Center Research Institute

Research Code No.: *207*
Key Words: *Magnification radiography, Fine focal spot tube, Optimal magnification ratio, Medical exposure dose, MTF*

Optimal magnification radiography was discussed by estimation of the composite modulation transfer function (MTF) of the magnification radiogram of the test object of Optikel Funk in this paper. The composite MTF was calculated experimentally or theoretically by convolution of the component MTFs, that is, of the focal spot size, screen-film system, scatterer and movement (Fig. 1, 3, 4, 5). Two bias tubes having a focal spot of 0.05 mm, whose capacity 125 kV, 3 mA, 2 sec. or 0.1 mm, whose capacity 150 kV, 16 mA, 1 sec. and three non-bias tubes having a focal spot of 0.1 mm, whose capacity 150 kV, 25 mA, 1 sec. or 0.3 mm, whose capacity 120 kV, 50 mA, 1 sec. were used. Kyokko MS medium-speed intensifying screen and Kodak RP-R high-sensitive medical film were exposed in this combination according to various magnification ratios at the constant focus-film distance of 100 cm. Actual skin doses were measured at 100 cm of source-skin distance (SSD) and changing SSD in the radiation field of 35 × 35 cm subject to actual exposure conditions (mAS) at 120 kV and actual exposure conditions of the above five tubes in film density of 1.0 were obtained due to thicknesses of the body experimentally or clinically

(Fig. 2, 6). MTF of movement was calculated theoretically by Morgan's formula from the exposure time obtained in the Fig. 6.

The highest MTFs in the higher spatial frequency region or the best resolving powers were calculated in the relationship between the variable thicknesses of water phantoms and changes of the uniform velocity of the movement of the organs. When 4 to 8 times magnification radiography is taken by a bias tube having a very fine focal spot of 0.05 mm in size, the best MTF is obtained in the thickness of the body comparable with 10 cm of the water phantom covering organs which are not to be moved or moved less than 1.8 mm/sec. of the uniform velocity. Examination of the lung is its example. When 3 to 4 times magnification radiography is taken by a bias tube having a fine focal spot of 0.1 mm in size, the best MTF is obtained in the thickness of 20 cm of the water phantom covering organs which are moved from 0.3 to 3 mm/sec. of the uniform velocity. Its examples among the organs in the abdomen are liver, stomach, pancreas and so on (Fig. 8, 9). When 2 times magnification radiography is taken by a tube having a small focal spot of 0.3 mm in size, the best MTF is obtained in thickness of 30 cm of the water phantom covering organs which are moved from 0.5 to 1.5 mm/sec. of the uniform velocity. The organs in the pelvic cavity are its examples. The larger the movement of the organs and the much thicker the object, the better MTF the normal roentgenography.

From mentioned above, the best combination of which size of the focal spot the tube should be used and of which times magnification radiography should be selected, is noted according to the thickness of the human body taken and the movement of the organs covered (Fig. 11). It is named as optimal magnification radiography.

緒　言

微小焦点管球を用いた拡大撮影では焦点の大きさ，増感紙—フィルム，散乱体の厚さなどの組合せにしたがつて至適拡大率の存在が示されている[1)21)]．実用化されている拡大撮影用管球容量は小さいので，被写体の運動ボケは無視できない．従つて実際の高拡大撮影では，静止に近い被写体か或いはゆつくり運動する比較的薄い被写体撮影の場合によい写真が得られている．被写体の撮影部位と厚さにより適正な曝射時間が決まれば，目的とする臓器の動きに応じた運動のレスポンス関数が算出できる．これを拡大撮影系と散乱線のレスポンス関数に重ね合わすと，被写体の動きを加味した目的部位の最大情報容量を得る管球，拡大率およびその他の条件を組合せたレスポンス関数が求まる．そこでここでは，0.05㎜，0.1㎜および0.3㎜の焦点管球を用い実際の撮影条件を勘案して実験的又は理論的に拡大撮影系のレスポンス関数を求め，これに被写体条件，すなわち散乱および運動を含めた高周波数領域の最大情報容量を得る至適拡大撮影について論ずる．

研究材料

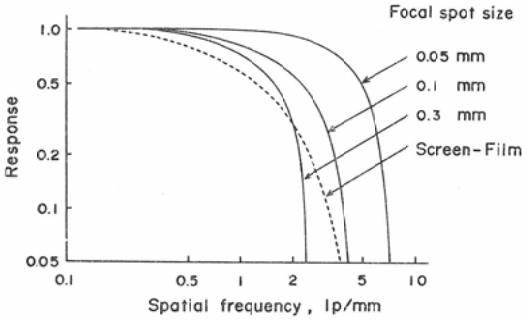
公称実効焦点0.05×0.05㎜（単相全波整流コンデンサー回路バイアス方式東芝 DRX-89H），0.1×0.1㎜（三相全波整流バイアス方式日立 UH-6H-10，単相全波整流ノーバイアス方式2極管島津 0.1/2p 38C-40および東芝E7032AX）および0.3×0.3㎜（単相全波整流2極管東芝 DRX-191A）の5種の廻転陽極管球を用いた．増感紙—フィルムには Kyokko MS-Kodak RP-R，散乱体には水ファントームを用いた．試験体には Optiker Funk のテストチャート（鉛0.05㎜厚 No. 5679又は No. 5863，0.5—10.1lp/mm の矩形波）と日本放射線機器製作所のテストチャート（金0.03㎜厚，3.85—20lp/mm の矩形波）を用いた．

研究方法および結果

1．管球焦点

焦点フィルム間距離を100㎝として拡大率にし

たがつて試験体の位置を変え拡大撮影を行い，レスポンス関数を算出した[2]．0.05㎜および0.1㎜焦点のレスポンス関数は拡大率の異なる2つの拡大撮影系のレスポンス関係から求めた[15)22)]．0.3㎜焦点のレスポンス関数はＩＣＲＵ勧告[11)]の直径0.03㎜のピンホールを用いてline spread functionを求め，そのフーリエ変換からレスポンス関数を算出した[6)17)19)20)]．増感紙—フィルム系のレスポンス関数は実験的に求めた（Fig. 1）．実験に用



Figr 1. MTF curves of three kinds of the focal spot of which the size is 0.05×0.05, 0.1×0.1 or 0.3×0.3 mm commercially available in Japan and that of the combined system of medium-speed intensifying screen (Kyokko MS) and high-sensitive medical X-ray film (Kodak RP-R), calculated experimentally.

いたＸ線管球は実用的には管電圧 120kV と定めると最大管電流の80％程度で使用されているので，0.05㎜焦点では3mA，バイアス方式日立製0.1㎜焦点では20mA，ノーバイアス方式東芝および島津製では30mA，0.3㎜焦点では40mA である．上記各Ｘ線管について焦点から100㎝の位置の35×35㎝の照射野中心Ｘ線束上に，Victoreen condenser R-meter を置いて管電圧 120kV にした時の空中線量を実測し，露出条件（mAS）との関係をみた（Fig. 2）．同一露出条件であつても焦点の大きさ或いはバイアス方式かノーバイアス方式かによつて線量が異なる．

2．散乱線

撮影系全体を包括した総合レスポンス開係は撮影伝達系に介在する各要素のレスポンス関係の積として表示される．従つて管電圧，焦点—フイル

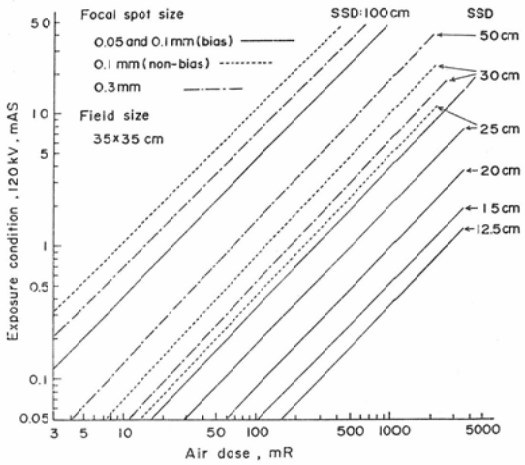


Fig. 2. Relationship between exposure conditions and skin doses due to the source-skin distance (SSD) taken by the bias X-ray tubes having a 0.05 and 0.1 mm focal spot and the non-biases having a 0.1 or 0.3 mm one available in Japan. Exposure effectiveness of the bias is higher than the non-bieas, and that of the larger size of the focal spot of the non-bias is so than the smaller.

ム間距離などの条件を一定にした実験を行い，拡大率と散乱付加の異なる拡大撮影系の総合レスポンス関係を求めれば，単純な乗除計算からその条件下の夫々拡大率と散乱付加の異なる散乱線のレスポンス関数を求めることが出来る．そこで実験的に種々の拡大率における水の厚さ5，10，15，20㎝の散乱体を付加した時の散乱線のレスポンス関数を求めた．これらのレスポンス関数夫々の5，10，15，20乗根の分布は極めて近似した．検定により拡大率mの被写体の単位厚あたりのレスポンス関数を $Sm(\nu)$，厚さをdとすると，厚さdの散乱線のレスポンス関数 $Om(\nu)$ は $\{Sm(\nu)\}^d$ と仮定出来た[16)]．Fig. 3は散乱体が水1㎝の厚さの時の散乱線のレスポンス関数である．拡大率の大きいもの程散乱線のレスポンス関数はよい．Fig. 4は散乱体が水10㎝の厚さの時の散乱線のレスポンス関数である．Fig. 3と比較すれば厚さの増加により低拡大と高拡大のレスポンスの差が大きくなる．

3．被写体の運動

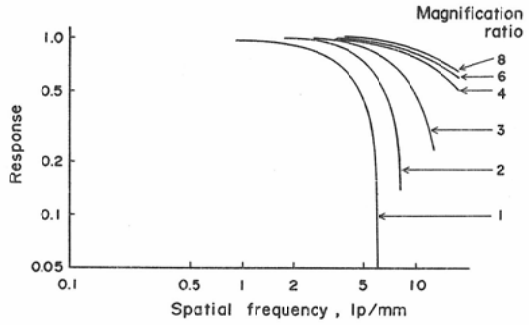


Fig. 3. MTF curves of unit scatterer of water in thickness of 1 cm calculated experimentally and theoretically according to various magnification ratios.

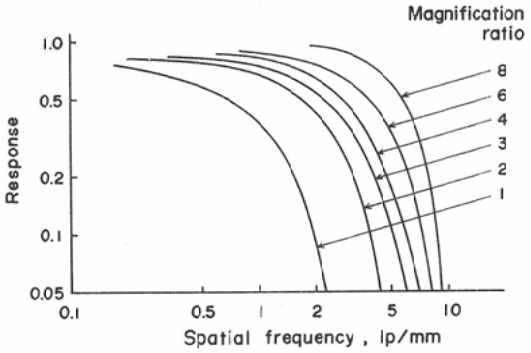


Fig. 4. MTF curves of scatterer of water in thickness of 10 cm according to the magnification ratios.

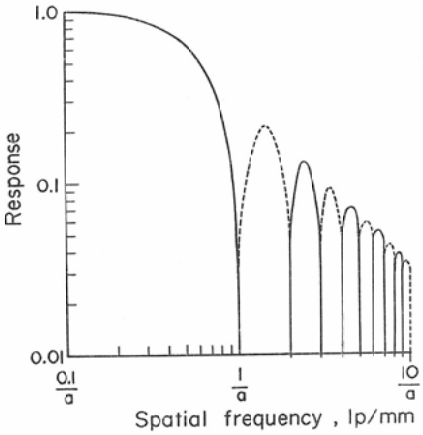


Fig. 5. MTF curve of movement calculated theoretically (by Morgan's paper).

被写体が直線等速運動していると仮定し，速度をv，X線曝射時間をtで表わすと運動ボケは vt=a の長さで示される．解像力は 1/a で運動のレスポンス関数 $\sin \pi\nu vt/\pi\nu vt$ は0—1/a まで連続的に変化する（Fig. 5）[14]．被写体面のレスポンス関数はaの大きさによるので，焦点の大きさや拡大率に無関係に如何なる拡大撮影系でも同一に扱える．運動のレスポンス関数は被写体の運動速度と撮影に要する曝射時間の2つの因子によつて決められるから，1つの因子である曝射時間が実際の撮影ではどのようになるかをみる目的で実験を行つた．上記5管球を用い，管電圧 120kV·

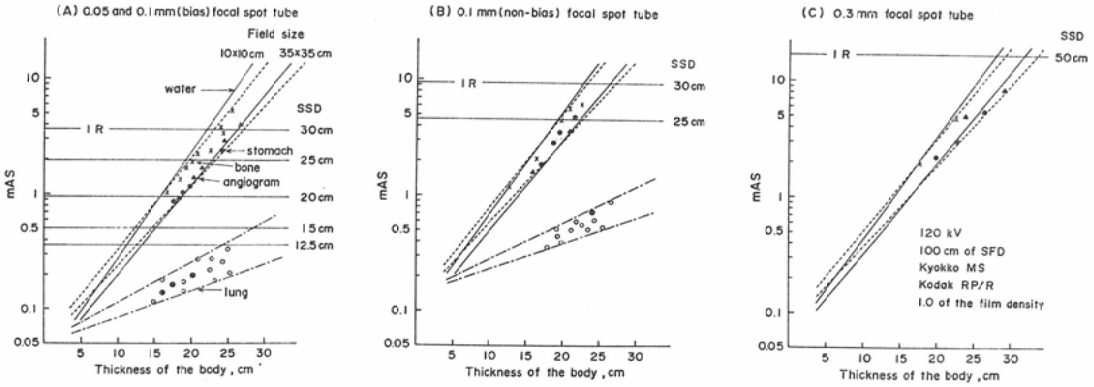


Fig. 6. Relationship between exposure conditions in film density of 1.0 and thicknesses of the body covering various organs taken by the bias tubes having a 0.05 or 0.1 mm focal spot (A), and the non-bias tubes having a 0.1 (B) or 0.3 mm one (C).

焦点フィルム間距離 100cm，照射野35×35cmおよび10×10cmにして上記増感紙—フィルムを用いた時，フィルム濃度 1.0を得るに必要なX線露出条件（mAS）と水ファントームの厚さ（cm）の関係を求めた．更にこれまでに撮影した身体各臓器の適正な拡大撮影の露出条件をこれにプロットして対比させた（Fig. 6）.身体臓器と水ファントーム実験値の関係は胸厚20cmの肺撮影では，バイアス方式の0.05mmおよび 0.1mm焦点を用いると0.15—0.25mAS，ノーバイアス方式の 0.1mm焦点を用いると 0.4—0.6mAS，0.3mm焦点を用いると0.25—0.38mAS の露出でよいX線拡大写真が得られる．これは8—10cmの水の厚さに相当する．被写体の厚さが15—25cmの時の骨，消化管，腹部脈管などの撮影では多少の相違はあるが14—22cmの水の厚さに相当する．含気部の撮影を除けば生体組織は大体その厚さの水に相当すると考えてよい．管電流を前記実用最大管電流と定めて，10cmの水を撮影してフィルム濃度 1.0となる曝射時間をみると，0.05mm焦点では平均0.08sec.，0.1mm焦点ではバイアス方式日立製で 0.012sec.，ノーバイアス方式東芝および島津製で0.02sec.，0.3mm焦点では0.0095sec. である．20cmの水の撮影では0.05mm焦点で 0.6sec.，0.1mm焦点日立製で0.09sec.，東芝および島津製で0.14sec.，0.3焦点で 0.065sec. の曝射時間を要する．同様にして各焦点管球と被写体の厚さにしたがつた曝射時間が求められる．被写体の運動を0.05，0.1，0.3，0.5，1—10，15，20，25および 30mm/sec. などの等速運動と定めると，Fig. 5を用いて種々の撮影条件での夫々の焦点管球に応じた運動のレスポンス関数が求められる．例えば10cmの水の厚さと等価の被写体の撮影時に 0.1mm/sec. の臓器運動があると，0.05mm焦点を用いる時運動の解像力は 136lp/mm，0.1mm焦点では 900lp/mm（日立製）および 545lp/mm（東芝，島津製），0.3mm焦点では1120lp/mm である．この程度の被写体の運動であれば，画質に与える影響は皆無に等しい．しかし 100倍の10mm/sec. の運動になると，0.05焦点を用いる時運動の解像力は1.36lp/mmに落ちるので，情報の損失は臓器の動きによることが判る．0.3mm焦点では運動の解像力は 11.2lp/mm であるので，運動による情報の損失は小さい．この様に同一の被写体条件では焦点の小さいもの程運動のレスポンス関数は悪くなる．以下同様に厚さに対応した各焦点管球を用いた時の運動のレスポンス関数を求めた．

4．被曝量

拡大撮影をすると，管球側皮膚面の被曝量は略々拡大率の2乗に比例して増大する[13)23)]．そこで実際に上記5管球を用いた拡大撮影で考えられる焦点皮膚間距離を想定して，被曝量を前記と同様な方法で実測し露出条件との関係を求め，Fig. 2に示した．更に焦点皮膚間距離の変化で被曝量が1Rとなる露出条件を Fig. 6に加えた．露出条件と拡大率の異なる拡大率の異なる拡大撮影の皮膚被曝線量の比較が出来る．過大な被曝を避ける意味で線量限度を考慮に入れると，被写体の厚さによつて決められる拡大率の制約が存在する．皮膚線量限度を 1R[23)] とすると，上記撮影条件下では皮膚面の拡大率8，6，5，4，3，2で夫々水の厚さ13，15.5，22.5，26.5，32cm以下に相当する被写体の拡大撮影であらねばならぬことになる．

5．総合レスポンス関数による至適拡大撮影法の検討　拡大撮影の被写体を含めた総合レスポンス関数は，$I(\nu)=F(m\text{-}1/m\nu)\cdot Sf(1/m\ \nu)\cdot Om(\nu)\cdot M(\nu)$ で示される．$F(\nu)$，$Sf(\nu)$，$Om(\nu)$，$M(\nu)$ は夫々焦点，増感紙—フィルム系，散乱線，運動のレスポンス関数である．mは拡大率を表わす．動きのある被写体の拡大撮影系のレスポンス関数は焦点，増感紙—フィルム系および散乱体を含めた総合レスポンス関数に運動のレスポンス関数を重ねて考える必要がある．Fig. 1と Fig. 3を用いて静止体の拡大撮影系の総合レスポンス関数を求めれば，被写体条件の相違によつて夫々の拡大用管球にしたがつた高周波数領域における至適拡大率が求められる．今，中速増感紙—高感度フィルムを用いた拡大撮影では，10—20cmの厚さの水ファントームを加えた時には高周波数領域にお

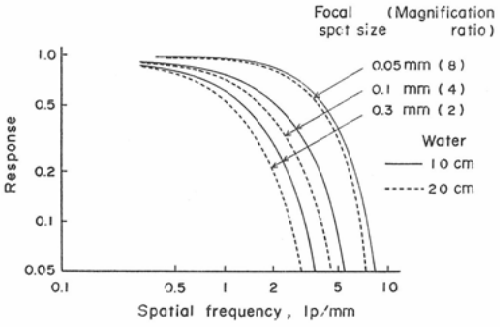


Fig. 7. The composite MTF curves of magnification radiographs of 8-fold magnification taken by a 0.05 mm focal-spot tube, of fourfold by a 0.1 mm one and of twofold by a 0.3 mm one sing high-speed medical film with medium-speed intensifiyng screen combined with water phantom of 10 cm (solid lines) or 20 cm (dotted lines), when the theoretically calculated movement of organs is zero during exposure.

ける至適拡大率は0.05㎜焦点では6—8倍[1]．0.1㎜焦点で3.5—4倍[1]，0.3㎜焦点で1.5—2倍[1)8)]であるので，これらの各焦点を用いた静止体の至適拡大率拡大撮影のレスポンス関数（Fig. 7）を比較してみると，動きが全くない場合の最大情報容量を得る焦点管球，拡大率の組合せは0.05㎜焦点を用いた8倍拡大撮影である．これと同じ考え方で，0.05㎜焦点では8倍，0.1㎜焦点では4倍，0.3㎜焦点では2倍の静止体の至適拡大率拡大撮影のレスポンス関数を用いて，これにFig. 5，Fig. 6から求めた被写体条件とX線管球容量に応じた運動のレスポンス関数を重ねて，運動の大きさにしたがつた総合レスポンス関数を求めた（Fig. 8およびFig. 9）．これらの比較により被写体の運動の程度に応じた高周波数領域の最大情報容量を与える拡大撮影系が選択出来る．0.1㎜焦点の実験条件設定では電源が異なるので，バイアス方式が他二者のノーバイアス方式の3/5の曝射時間で同一写真効果を示す．従つて運動のレスポンス関数は他二者よりよい．0.1㎜焦点の運動のレスポンス関数はバイアス方式の焦点を用いた

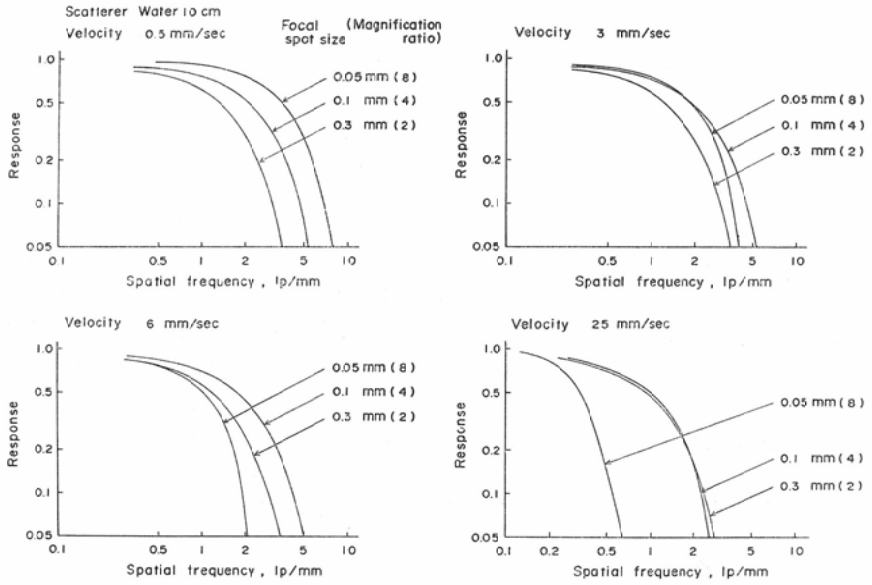


Fig. 8 The composite MTF curves of magnification radiographs of 8-fold magnification taken by a 0.05 mm focal-spot tube, of fourfold by a 0.1 mm one and of twofold by 0.3 mm one using high-speed medical films with medium-speed intensifying screens combined with water phantom of 10 cm in thickness, if the movement of organs theoretically calculated is that of a uniform velocity of 0.5 mm/sec. (A), 3 mm/sec. (B), 6mm/sec. (C) or 25 mm/sec. (D) during exposure.

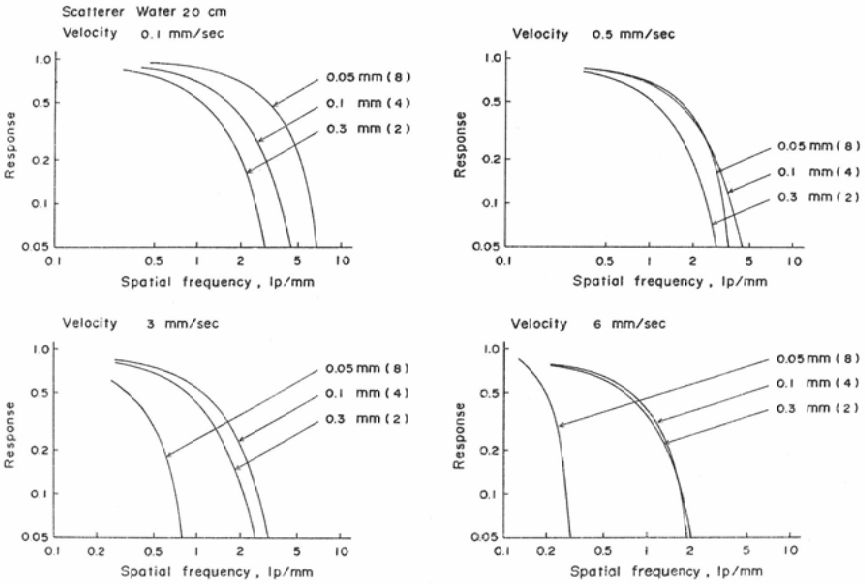


Fig. 9. The composite MTF curves combined with water phantom of 20 cm in thickness, when the uniform velocity of 0.1 mm/sec. (A), 0.5 mm/sec. (B), 3 mm/sec. (C) or 6 mm/sec. (D) during exposure.

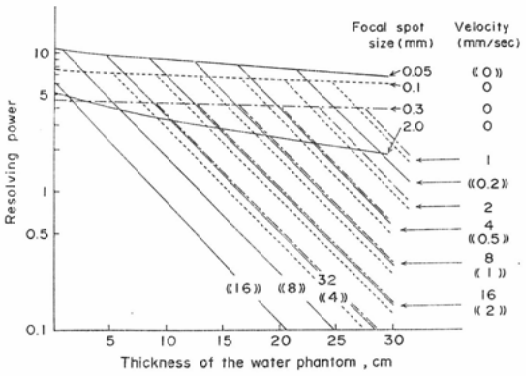


Fig 10. Resolving power of moving organs experimented by changing thicknesses of the water phantom and moving factors, when taken by the 0.05 or the 0.1 mm bias focal-spot tube, the 0.3 and 2 mm non-bias focal spot X-ray tubes.

ものに限つた．被写体の運動状況が決まれば，焦点の異なる管球による拡大撮影の被写体の厚さに対応した運動の解像力が得られるので，水ファントーム実験で求めた静止体の拡大撮影の被写体の厚さに対応した解像力を重ねると，種々の被写体運動時の厚さと総合解像力の関係が得られる(Fig. 10)．解像力が等しい点を結ぶことにより各焦点管球を用いた拡大撮影の総合解像力が最もよい被写体の厚さと運動の領域が求められる（Fig. 11)．

Fig. 8は10cmの厚さの水ファントームに相当する被写体で 0.5—25mm/sec. の動きがある場合の0.05mm，0.1mm，および 0.3mm焦点を用いた夫々8，4および2倍拡大撮影の総合レスポンス関数である．臓器の動きが 0.5mm/sec. の場合は全空間周波数に亘り0.05mm焦点による8倍拡大のレスポンスが最もよく，0.1mm焦点による4倍拡大，0.3mm焦点による2倍拡大の順である．静止体のレスポンスと較べると 0.1mm焦点および 0.3mm焦点による拡大撮影のレスポンスの劣化は著明でないが，0.05mm焦点による拡大撮影のレスポンスの劣化は大きい．しかしこの程度の臓器の動きではまだ0.05mm焦点による8倍拡大撮影の総合レスポンスがよいので，情報容量の最も大きい至適拡大撮影は0.05mm焦点による8倍拡大撮影である．臓器の動きが3 mm/sec. になると，至適拡大撮影は 0.1mm焦管を用いた4倍拡大撮影になる．

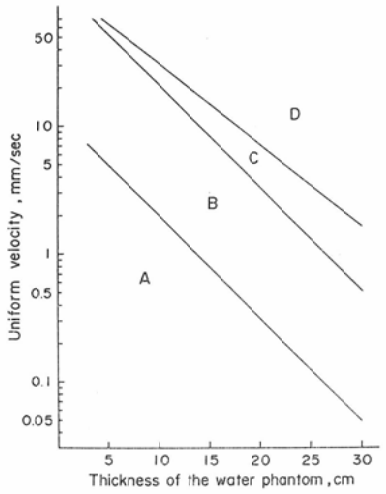


Fig. 11. When magnification radiography of 8-fold may be taken by a 0.05 mm focal-spot tube, that of fourfold by a 0.1 mm one, that of a twofold by a 0.3 mm one and normal radiography done by a 2 mm one, respectively, in the relationship between variable thicknesses of water phantom and changes of uniform velocity of movement of the organs theoretically and experimentally estimated, the zones of which the best resolving powers are obtained among magnification and normal radiographs taken by the above four tubes.

The zone of A; the best resolving power obtained by a 0.05 mm focus.
B; that by a 0.1 mm one.
C; that by a 0.3 mm one.
D; that by a 2 mm one.

6 mm/sec. の動きでも総合レスポンス関数は0.1㎜焦点による4倍拡大が最もよく，0.3㎜焦点，0.05㎜焦点の順である．0.05㎜焦点による8倍拡大では情報の損失はほとんど動きのレスポンスの劣化による．25mm/sec. の動きでは0.3㎜焦点による2倍拡大のレスポンスは0.1㎜焦点による4倍拡大より高周波数領域でレスポンスの逆転をみてよい．この際の至適拡大撮影は0.3㎜焦点による2倍拡大撮影である．Fig. 9は20㎝の厚さの水ファントームに相当する被写体で0.1—6 mm/sec. の臓器の動きがある場合の0.05㎜，0.1㎜および0.3㎜焦点を用いた8，4および2倍拡大撮影の総合レスポンス関数である．至適拡大撮影は0.1mm/sec. の動きでは0.05㎜焦点による8倍拡大，0.5および3 mm/sec. の動きでは0.1㎜焦点による4倍拡大である．

0.5mm/sec. の動きでは0.05㎜焦点による8倍拡大のレスポンスが0.3㎜焦点による2倍拡大よりよい．3 mm/sec. の動きになると，0.3㎜焦点による2倍拡大のレスポンスが0.05㎜焦点による8倍拡大よりよくなる．6 mm/sec. の動きではレスポンスは0.3㎜焦点，0.1㎜焦点，0.05㎜焦点の順であるので，0.3㎜焦点による2倍拡大が至適拡大撮影である．この様に各拡大系の総合レスポンス関数の比較により高周波数領域で最大情報容量を得る至適拡大撮影の焦点管球などの組合せが得られる．Fig. 10は被写体の厚さと臓器の動きに対応して各焦点管球を用いた拡大撮影の至適拡大撮影法がどのようになるかをみたのである．被写体の厚さと臓器の動きの組合せで各拡大系の解像力およびそれらの比較から最良の解像力がどの拡大系で得られるかが判る．例えば被写体が10㎝の厚さの水に相当し，1 mm/sec. の臓器の動きがある場合は0.05㎜焦点による8倍拡大の解像力は8.8lp/mmで最も優れ，0.1㎜焦点の4倍拡大，0.3㎜焦点の2倍拡大，2㎜焦点の単純の順である．同じ厚さで3 mm/sec. の動きになると0.1㎜焦点による4倍拡大の解像力は6.95 lp/mmで最もよい．5 mm/sec. の動きがあつて被写体が20㎝の厚さの水に相当する場合は0.3㎜焦点による2倍拡大の解像力は3.5lp/mmで最もよくなり，被写体が25㎝の厚さの水に相当する時は2㎜焦点による単純撮影の解像力は2.1lp/mmで拡大撮影系より優る．Fig. 11は各撮影系で総合解像力が被写体の厚さと臓器の動きとの関連で最もよくなる領域をみたのである．A帯は0.05㎜焦点による8倍拡大，B帯は0.1㎜焦点による4倍拡大，C帯は0.3焦点による2倍拡大，D帯は2㎜焦点による単純撮影の総合解像力が最もよい領域である．肺の撮影条件はFig. 6より10㎝の厚さの水に相当するので，1.8mm/sec. までの臓器の動きであれば，0.05㎜焦点による8倍拡大撮影の解像力が最もよい．腹部の血管撮影，消化管撮

影などは15—20cmの厚さの水に相当するので，15cmの厚さで 0.8—8 mm/sec. 20cmの厚さで0.3—3 mm/sec. の動きである時は 0.1mm焦点による4倍拡大の解像力が最もよい．25—30cmの厚さの水に相当する厚い被写体になると，25cmの厚さで 1.3— 2.6mm/sec., 30cm の厚さで 0.5— 1.5 mm/sec. の動きがある時は 0.3mm焦点による2倍拡大の解像力が最もよい．同じ厚さで動きが更に大きくなると，2mm焦点による単純撮影の解像力が最もよいことになる．このように，被写体の部位や厚さ更には目的臓器の動きが判れば，いかなる焦点管球を用いた拡大撮影が微細病変の描出に最も有利かが判る．

考　案

情報理論に基いたX線撮影系の定量的考察から，最適条件での拡大撮影が論じられている[1)7)15)22)]．それによると情報伝達系に介在する諸因子，焦点の大きさなどのX線発生源，散乱体の厚さ，運動などの被写体面と増感紙—フィルムなどの受像面の諸種条件の組合せにより至適拡大率が決められる．従つて本論文では，現在実際に用いられているX線管球で実験を行い，求めた静止体の至適拡大率拡大撮影のレスポンス関数に，厚さなどの被写体条件とX線管容量とで決められる撮影条件を考慮に入れて求めた運動のレスポンス関数を重ねて考察を加えたのである．運動による不鮮鋭度には焦点の運動ボケと被写体の運動ボケがあるが，焦点の運動ボケは焦点のレスポンス関数に含まれるので，ここでは考えず，随意運動は停止したものとして不随意運動に含まれる臓器の動きを理論的に扱つた．本来臓器の三次元ベクトル運動を受像面で二次元ベクトルとしてみているが，これは二方向のベクトル成分の合成と考えられるので，一次元的取扱いを行い，曝射時間も一般に短いので直線運動とした．又拡大撮影を含めて一般撮影系では 0.5sec. 以下の短時間曝射であるので，この間の臓器の動きは等速と見做し得ると仮定した．すなわち振幅の小さい速い動きは振幅の絶対値が問題になるが，拡大撮影ではそれ程曝射時間は長くないので除外して考えた．長時間曝射が普通である横断や断層撮影など曝射中臓器が反復運動すると考えられるものではこの仮定は使えない．Morgan が述べている如く運動ボケは vt で表示され，vt の大きさで運動のレスポンス関数が決まる[14)]．

そこで具体的な被写体条件に対応した最大線量を与える拡大用X線管球の撮影条件を実験的或いは臨床的に求め，臓器の運動速度を定めて，運動のレスポンス関数を算出したのである．運動体の運動ボケが大きい時は細部の像描出の損失は主にこれに原因する．容量の小さいX線管球を用いる拡大撮影では相対的に時間因子が大きいので運動ボケは大きい．従つてある程度以上運動が大きくなると，その系の総合レスポンス関係は運動のレスポンス関数に近ずき，像細部の損失が著しく，他の容量の大きい管球を用いた拡大系より総合レスポンス関数が劣るのである．それ故ここでは臓器の動きの大きさに応じて，如何なる拡大撮影系が最大情報を与えるかをみたのである．すなわち静止体，静止に近い運動体或いは運動体でも比較的薄い被写体であれば，0.05mm焦点による拡大撮影が他の拡大系より情報伝達に最も有用で至適である．骨，リンパ節，肺並びに四肢などの高拡大撮影に応用出来る．運動体であれば，受像系の組合せ，被写体の条件，臓器の動きの大きさによるが，0.1mm焦点を用いた拡大撮影が最大情報を与える撮影系となる．頭部や腹部臓器の脈管造影，消化管造影などに応用出来る．又 0.3mm焦点による2倍拡大の有用性もこの観点から存在するのである．これらを決定する因子には拡大撮影系の全ての因子が関与する．単に微小焦点の大容量化がすすめば，短時間曝射ですむので，運動のレスポンス関数を高周波数領域へ平行移動できる．それにより0.05mm— 0.1mm焦点による運動体の拡大撮影の有用性が増加する．2極管ノーバイアス方式の微小焦点の大容量化[12)]が為され，0.1mm焦点管球の容量は3倍に増加したと報告されている．この管球の欠点は side focus の現象であるが，散乱体に10—15cmの厚さの水を用いて撮影すると，フィルムの濃度ムラが無くなり，焦点の wing 像や重

複像は消失して実際の撮影に使用できる[3]．この管球を用いた我々の線量測定の実験からみると，単相か三相かの電源設定条件が異なるので一元的には明言できないにしても，バイアス方式管球と較べて同一露出条件では emission effectiveness は悪く，従つてノーバイアス方式2極管焦点管球の3倍の容量増加は額面通りには評価できなかつた．至適拡大撮影法では0.1㎜焦点に関してはバイアス方式がノーバイアス方式より曝射時間を小さくできたので，これを用いた結果についてのみ検討したのである．現在の拡大用管球の容量増加は早急には望めないので受像面の改善が微小焦点の有用性を広げることとなろう．中速増感紙—高感度医療用フィルムの組合せは比較的画質の低下を少くして感度を上げ得るので拡大撮影に最も常用されているものの一つである．高感度増感紙の組合せを用いれば感度の増加により，時間因子を小さくできるので運動のレスポンス関数はそれだけよくなる．より大きい動きのある臓器の拡大撮影が情報容量からみて可能となる．逆に動きが大きい時は更に感度の高い増感紙の組合せも考えられる．しかし従来からの高感度或いは超高感度増感紙の使用は被曝軽減には役立つけれども，画質の低下が大きく，拡大撮影の目的には適さない意味がある．画質の低下が少なく極めて高感度であると云われている，従来と全く違うタイプの稀土類増感紙[4]の使用などが考えられる．この green-sensitive screen は green-senstiive film と重ねて用いると，70kV あたりの管電圧で従来の増感紙の約20倍の比感度であるという．guantum mottle[5)18)] による像細部の損失が認められない程度の限界線量を考慮に入れても，この増感紙系を拡大撮影系に導入することにより，被曝軽減は勿論のこと時間因子を小さくすることで0.05㎜—0.1㎜焦点による高拡大撮影が至適となる領域が拡げられるであろう．

更に現状では拡大用管球の容量不足を補う意味で出来る限り高圧拡大撮影を行つているが，この増感紙を用いることにより被写体に適した管電圧の選択が可能となろう．散乱体の厚みが大きくなると，より高拡大にして情報低下が抑えられるが，曝射時間が大きくなるので運動のレスポンス関数を悪くし，容量の小さい管球での拡大撮影は厚い運動体では不適となる．情報理論では，各複合系は各単一系の積の関係にあるので，各系のレスポンス関数を用意すれば，全ての組合せについて焦点の選択と運動体の拡大撮影の至適拡大率が求められる．これは computer を用いれば，短時間で容易に指定できる．至適拡大率は高周波数領域の情報容量の大きい拡大率と考えているが目的臓器が決まりその描出したい対象の空間周波数が決まれば，その空間周波数での情報容量の大きい拡大率が至適となろう．空間周波数にある幅があれば，帯域幅という考えを入れてそのレスポンスの積分値を比較してもよい．レスポンスカーブの交叉は常にみられるからである．実際の臨床応用には各臓器の動きの測定が必要である．Kymography により胃の動きをみると，0—7 mm/sec. に分布し，正規分布に近い拡がりをもつ．peak は3 mm/sec. にあつた．pylorus あたりでは比較的大きい動きに属し，0.3㎜焦点による2倍拡大撮影が細部の情報容量が多く，単純撮影より有用である．動脈性博動を除けば造影剤が血管内に充満した連続的運動は，動きとしては小さく0—1 mm/sec. の間にある．被写体が比較的厚くても0.05—0.1㎜焦点による拡大撮影が有用となろう．拡大撮影時には単純撮影より皮膚線量が大きく，患者防護の立場からは問題はあるが，X線撮影では情報容量と被曝量とのかね合いで得失を考えなければならない．Holm[9] はその基準を決めているが一方法と思われる．情報容量の多い拡大撮影の様な特殊な場合には焦点皮膚間距離規制をとらずに皮膚線量限度で規制すべきである[23]．

結　論

実用に供されている拡大撮影用0.05，0.1および0.3㎜焦点管球による拡大撮影について，中速増感紙と高感度フィルムを用い管電圧 120kV で焦点フィルム間距離 100㎝の時，被写体の厚さと臓器の動きとの関連で如何なる焦点管球を用いた拡大撮影が至適かどうか考察した．静止体，臓器

の動き 0.1mm/sec. 以下の静止に近い運動体或いは2mm/sec. の運動体でも比較的薄い被写体（肺など）では0.05㎜焦点による高拡大撮影が至適拡大撮影である．臓器の動きの大きさによつては，10㎝の厚さの水に相当する被写体では2—20mm/sec. の動きであれば0.1㎜焦点による4倍拡大，20—30mm/sec. の動きであれば0.3㎜焦点による2倍拡大が夫々至適拡大撮影である．又20㎝の厚さの水に相当する被写体では，0.3—3mm/sec. の動きがあれば0.1㎜焦点による4倍拡大，3—7mm/sec. の動きがあれば0.3㎜焦点による2倍拡大撮影が夫々至適拡大撮影である．胃などの消化管および腹部の血管撮影は水14—22㎝相当の被写体条件に含まれる場合が多いので，0.1㎜焦点による4倍拡大撮影が最大情報容量を得る至適拡大撮影となる．又比較的大きい動きであれば0.3㎜焦点による2倍拡大撮影の有用性がある．25㎝の厚さの水に相当する被写体では，3.5mm/sec. 以上の動きになると，現在の管球容量と通常の受像系の組合せでは拡大撮影の意味はなく，単純撮影の情報容量が最も多くなる．

本論文の要旨は第31回日医放中部地方会（昭和48年3月4日，津）において発表．

文　献

1) 綾川良雄，佐久間貞行：日医放会誌，31（1971），540—549，日医放会誌，31（1972），1240（抄），日医放会誌，32（1972），365（抄），日医放会誌，33（1973），1001（抄）．
2) 綾川良雄，佐久間貞行，奥村　寛：日医放会誌，27（1967），575—578．
3) Ayakawa, Y. et al.: Nagoya Med. J. to be published.
4) Buchanan, R.A., Finkelstein, S.L., Wickersheim, K.A.: Radiology, 105 (1972), 185—190.
5) Cleare, H.M., Splettstosser, H.R., Seeman, H.E.: Amer. J. Roentgen., 88 (1962), 168—175.
6) Doi, K.: Amer. J. Roentgen., 94 (1965), 721—726.
7) Doi, K., Sayanagi, K.: Jap. J. Appl. Phys., 9 (1970), 834—839.
8) Feddema, J., Botden, P.J.M.: In Diagnostic Radiologic Instrumentation, Moseley and Rust ed., Sprinfield, Charles' C Thomas, 1965, 382—397.
9) Holm. T.: Radiology, 83 (1964), 319—327.
10) ICRP: ICRP Publication 16, Pergamon Press, Oxford, 1970.
11) ICRU: Recommendations of the ICRU. NBS Handbook 89, Washington, U.S. Goverment Printing Office, 1962.
12) 香川　威，神戸邦治，嵯峨根弘，西岡弘之：島津評論，30（1973），65—75．
13) 前越　久，藤田恒治，佐久間貞行：日医放会誌，33（1973），336—343．
14) Morgan, R.H.: Amer. J. Roentgen., 88 (1962), 175—186.
15) 奥村　寛，綾川良雄，佐久間貞行：日医放会誌，27（1967），590—594．
16) 奥村寛他：第30回日医放会抄録集（1971），426—427．
17) Rossmann, K.: Amer. J. Roentgen., 90 (1963), 178—186.
18) Rossmann, K.: Amer. J. Roentgen., 90 (1963), 864—871.
19) Rossmann, K., Lubberts, G.: Radiology, 82 (1966), 235—241.
20) Rossmann, K., Lubberts, G., Cleare, H.M.: J. Optic. Soc. Amer., 54 (1964), 187—190.
21) 佐久間貞行，綾川良雄，前越　久，藤田恒治，石垣武男，小原　健：日医放会誌，31（1972），1115～1121．
22) Sakuma, S., Ayakawa, Y., Okumura, Y., Maekoshi, H.: Invest. Radiol., 4 (1969), 335—339.
23) Takahashi, S., Sakuma, S., Ayakawa, Y., Maekoshi, H., Ohara, K.: Radiology, 112 (1974), 709—713.