



|              |                                                                                     |
|--------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| Title        | 電算機による最適拡大撮影条件の選定                                                                   |
| Author(s)    | 綾川, 良雄; 佐久間, 貞行; 小原, 健                                                              |
| Citation     | 日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(2), p. 178-184                                                |
| Version Type | VoR                                                                                 |
| URL          | <a href="https://hdl.handle.net/11094/15264">https://hdl.handle.net/11094/15264</a> |
| rights       |                                                                                     |
| Note         |                                                                                     |

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 電算機による最適拡大撮影条件の選定

名古屋市立大学医学部放射線医学教室

綾 川 良 雄 佐久間 貞 行

名古屋大学医学部放射線医学教室

小 原 健

(昭和51年4月12日受付)

(昭和51年9月14日最終原稿受付)

Determination of Optimal Magnification Radiography Studied  
by a Computer Calculation

Yoshio Ayakawa and Sadayuki Sakuma

Department of Radiology, Nagoya City University Medical School

Ken Ohara

Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine

---

Research Code No.: 207

---

---

Key Words: Magnification radiography, Optimal magnification ratio, MTF,  
Computer, Thickness and movement of the body

---

Optimal magnification radiography on organs and tissues of interest was determined from various conditions of the living body in the estimation of the composite modulation transfer function (MTF) by calculation with a computer (FACOM-230-60, Fujitsu Ltd., Tokyo). The composite MTF was calculated by convolution of the component MTF's that is, of the focal spot, screen-film system, scatterer, and movement, which were obtained from experimental or theoretical data described in a previous paper<sup>1)</sup>, as follows: The composite MTF of the magnification radiographic system  $I(\nu)$  is shown by

$$I(\nu) = F(m-l/m \cdot \nu) Sf(1/m \cdot \nu) \cdot \{Sm(\nu)\}^d \cdot \sin \pi \nu vt / \pi \nu vt$$

where  $F(\nu)$ ,  $Sf(\nu)$ ,  $Sm(\nu)$ , and  $M(\nu)$  are MTF's of the focal spot of the x-ray tube, screen-film system, scatterer of the unit in thickness of 1 cm of the water phantom, and movement of the organs covered, and  $m$ ,  $d$ , and  $\nu$  are magnification ratio, thickness of the water phantom in cm, and spatial frequency, respectively.

Two bias tubes having a focal spot of 0.05 mm in nominal size, whose capacity was 125 kV, 3 mA, and 2 sec, or of 0.1 mm, whose capacity was 150 kV, 16 mA, and 1 sec, and one non-bias tube having a focal spot of 0.3 mm, whose capacity was 120 kV, 50 mA, and 1 sec, were used. Kyokko MS medium-speed intensifying screen and Kodak RP-R high-sensitive medical film were exposed in this combination at the constant source-film distance (SFD) of 100 cm. Actual skin exposure was measured at source-skin distance (SSD) of 100 cm and changing SSD in the radiation field of  $35 \times 35$  cm, subject to actual exposure condition (mAS) at 120 kV and actual exposure conditions of the above three tubes in film

density of 1.0, were obtained from thickness of the water phantom.

From the above data, data input to the computer were as follows: Each exposure time was calculated at 1-cm intervals in thickness of the water phantom from 0 to 25 cm. MTF of movement was calculated from Morgan's formula with the variable uniform velocity of 0, 0.1, 0.5, and 1-14 mm/sec, and the just calculated exposure time. Magnification ratio of the surface in the radiation field facing the X-ray tube was limited from one to eight of the integral number. SSD was kept apart from 15 cm. SSD of 7 or 8 times magnification radiography is 15 cm and SFD is 105 or 120 cm in this case. The skin exposure was kept less than 1 R. The exposure conditions of 1 R were input to the computer and, if the skin was exposed much more than 1 R, the rank of magnification ratio was let down by one.

The highest MTFs and maximum integral MTFs of the higher spatial frequency from 4 to 10 line pairs/mm (lp/mm) were calculated and printed as a relation between the variable thickness of the water phantom and change in the uniform velocity of the movement of organs. The best combination of what size of the focal spot to use among the three X-ray tubes and what times magnification radiography should be taken to obtain the highest MTF is noted according to the higher spatial frequency from 4 to 10 lp/mm.

## 緒 言

拡大撮影の目的は普通撮影では描出不可能な微細生体構造の可視にある。拡大撮影を可能ならしめる第一の要因は焦点の微小化にある。実効焦点の形状が点であれば理想的である。しかしX線像形成にはある程度以上のX線量が必須であるので、焦点の材質や熱容量の制約から焦点を大きくしないと十分なX線容量が得られない。臨床に使用し得る最小のX線管焦点は本邦で開発された0.05mmである。この焦点を用いるとワイヤーチャートの0.025—0.05mmまでの微細構造の描出が可能である<sup>7)</sup>。このX線管はX線容量が小さく、静止体か静止に近い被写体などの動きを考えないですむ被写体に限られている。そこでこれよりX線容量の大きい焦点X線管が開発され、更には bias 方式を用いない二極管方式X線管が広く内外で利用され、その成果が発表される様になった。このX線管の開発により拡大撮影の適応が拡げられた。しかし厚い被写体で動きが加わると容量の小さい拡大撮影用X線管では動きによるボケのため微細構造の情報が得られない。そこで拡大撮影用微小焦点X線管の容量を加味した具体的な撮影条件を求めて、被写体の撮影部位の厚さと目的とする生体臓器の動きの大きさに応じた微細構造の最大情報容量を得る至適拡大撮影法につい

てレスポンス関数評価から論じた<sup>1)</sup>。ここでは被曝限度を考え、生体構造の大きさや生体臓器の動きなどの生体の諸条件に応じた至適拡大撮影条件の選択に computer を用い、現時点での適正な拡大撮影のための chart を作成した。

## 研究材料

前論文<sup>1)</sup>の実験データを用いた。その大略は容量の異なる拡大撮影用X線管として公称0.05×0.05mm 焦点X線管 (東芝 DRX-89H), 0.1×0.1mm 焦点X線管 (日立 UH-6H-10) および 0.3×0.3mm 焦点X線管 (東芝 DRX-191A) を用い、焦点—フィルム間距離を 100cm と一定にし、管電圧を 120kV と固定し、増感紙—フィルムに Kyokko MS-Kodak RP-R を用いて得られたものである。即ち水ファントム実験で得た被写体の厚みと露出(mAS)との関係、線量測定で得た露出と照射線量との関係、実験的に得た焦点や増感紙—フィルムのレスポンス関数および拡大率の変化による散乱線のレスポンス関数 (前論文<sup>1)</sup> Fig. 1, 2, 3, 6) などを computer の入力および計算材料として用いた。

## 研究方法

複合系のレスポンス関数の計算は単一系を入力として与えれば、生体条件に応じた複雑な計算とともに個々の生体条件を満足する計算や最大情報

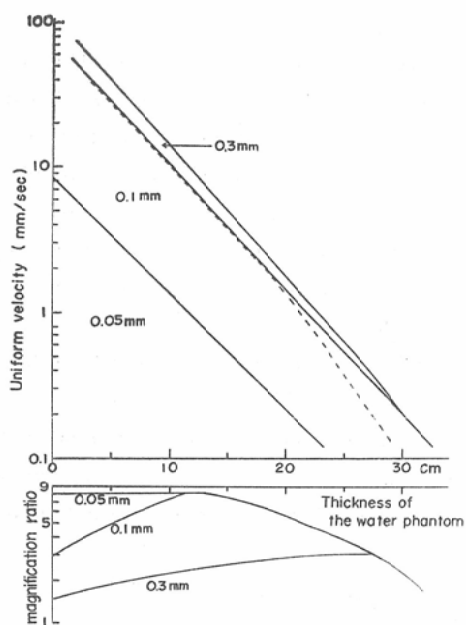


Fig. 1

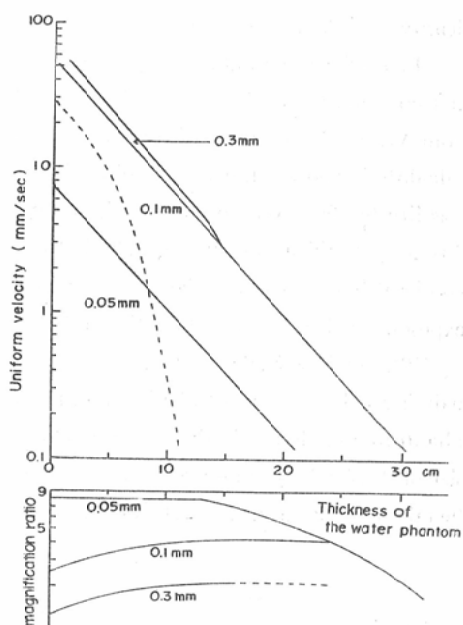


Fig. 3

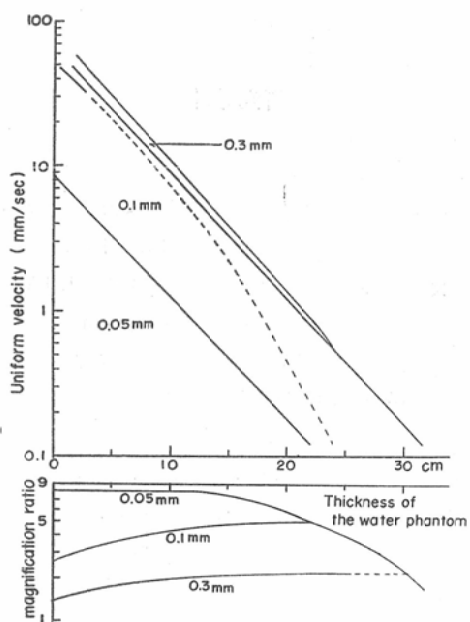


Fig. 2

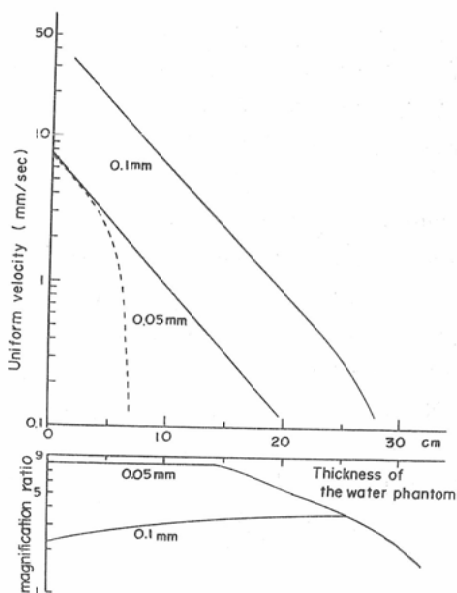


Fig. 4

容量を示すX線管および拡大率の指定が可能になる。名古屋大学計算機センターの大型電子計算機 FACOM-230-60 (富士通) を用い、焦点—フィルム間距離が一定という条件のもとで拡大撮影系の

特性をレスポンス関数で表示し、最適値を求める flow-chart を作成した。最適値は容量の違う3種の拡大撮影用X線管の各倍率のレスポンス関数と被曝量から判断した。拡大撮影系の総合レス

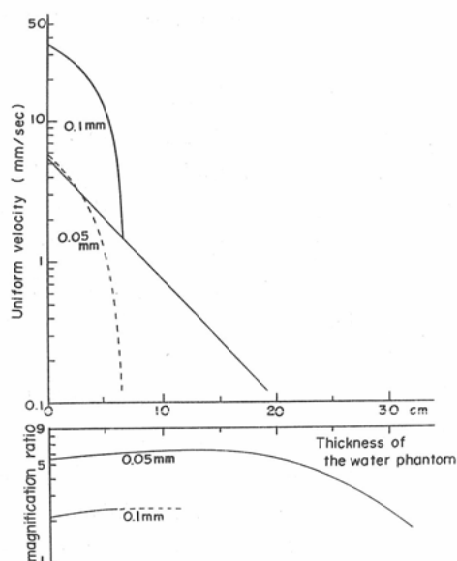


Fig. 5

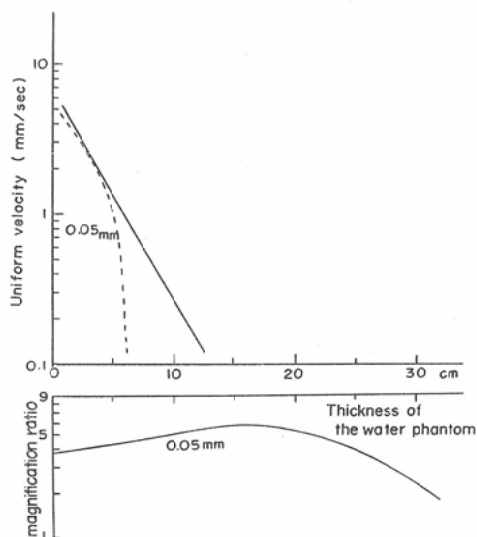


Fig. 6

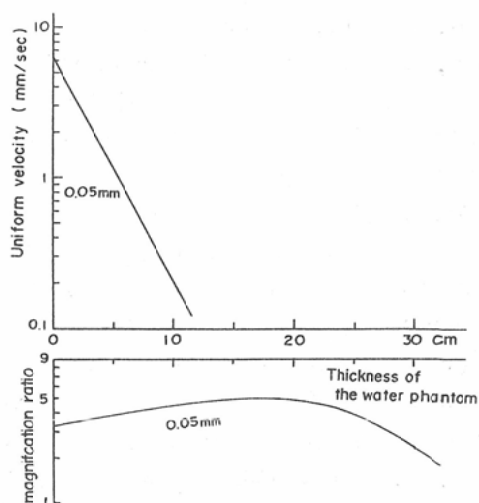


Fig. 7

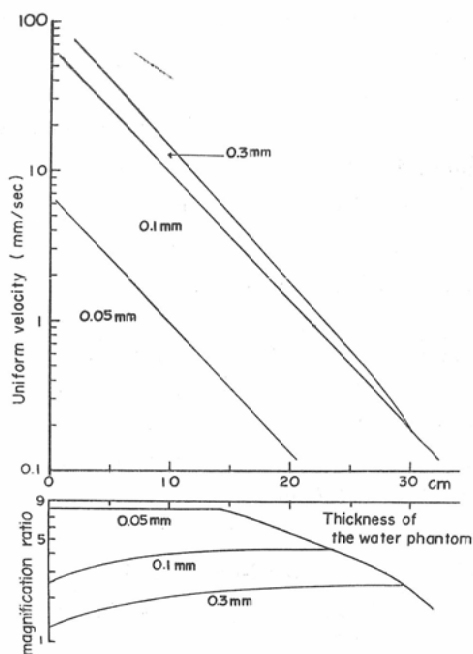


Fig. 8

ポンス関数は被写体面において考えると  $I(\nu) = F\left(\frac{m-1}{m} \cdot \nu\right) \cdot Sf\left(\frac{\nu}{m}\right) \cdot Om(\nu) \cdot \sin \pi \nu t / \pi \nu t$  で示される。  $F\left(\frac{m-1}{m} \cdot \nu\right)$ ,  $Sf\left(\frac{\nu}{m}\right)$ ,  $Om(\nu)$  および  $\sin \pi \nu t / \pi \nu t$  は夫々空間周波数  $\nu$  及び拡大率  $m$  における焦点, 増感紙-フィルム, 散乱線および運

動のレスポンス関数である。前論文で得られたデーターから3種のX線管ごとに水の厚さ0-25cmに対応した1cm間隔の露出(mAS)を抽出し, 実用管電流を0.05mm焦点では3mA, 0.1mm焦点では20mA, 0.3mm焦点では40mAとした時のX線曝射時間を算出させて臓器の運動速度

を0, 0.1, 0.5, 1—14mm/sec.の直線等速と見做し、運動のレスポンス関数  $\sin \pi \nu t / \pi \nu t^0$  の計算をさせた。ここで  $\nu$  及び  $t$  は運動速度及びX線曝射時間である。拡大率はX線管側皮膚面を基準にとり1—8の整数倍に限定した。7及び8倍の拡大撮影では焦点皮膚間距離を15cmとして、焦点フィルム間距離を105及び120cmした時の距離補正したデータを用いた。入射皮膚面の線量限度を1R<sup>8)</sup>とし前論文の管球容量の異なるX線管を用いて得られた照射線量と露出のデータから1Rの露出即ち拡大率1—8につき0.05及び0.1mm焦点では夫々45.6, 10.86, 4.54, 1.94, 0.95, 0.64, 0.47, 0.35mAS, 0.3mm焦点では夫々73.87, 17.6, 7.35, 3.14, 1.54, 1.04, 0.76, 0.57mASを与えこれを上限とした。この上限を越える時は拡大率のランクを下げて最大値を指定する様にした。Sm( $\nu$ )を拡大率mにおける水1cmの散乱体を付加した時の散乱線のレスポンス関数とすると散乱線のレスポンス関数は  $Om(\nu) = \{Sm(\nu)\}^d$  と仮定できる<sup>9)</sup>ので Sm( $\nu$ )を入力情報として厚さ d(cm) と拡大率mに従って計算する様にした。焦点と増感紙—フィルムのレスポンス関数については拡大率mに従って  $F\left(\frac{m-1}{m} \cdot \nu\right) \cdot Sf\left(\frac{\nu}{m}\right)$  を計算する様にした。この様に拡大系の個々の要素のレスポンス関数および総合レスポンス関数が計算され、水の厚さ、臓器の運動、拡大率および空間周波数(0—10 lp/mmの間0.25 lp/mm間隔, 10 lp/mm以上は0として扱った。)に対応したレスポンス関数を算出させ、更に指定空間周波数およびBand-Pass-Filteringとしての指定空間周波数間のレスポンスの積分値が最大となるX線管焦点および拡大率を指定させた。

### 研究結果

flow-chartに従って各X線管焦点、各拡大率、各空間周波数、各被写体の厚さや動きに対応したレスポンスが求められ更に指定空間周波数(4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 lp/mm)のレスポンスおよび指定空間周波数域(4—10 lp/mm)のレスポンスの積分値が最大となるX線管焦点および拡大

率が指示された。このcomputerの結果をもとに被写体の厚さと動きの大きさに対応してレスポンス或いはレスポンスの積分値が最大となるX線管焦点の範囲と至適拡大率を示す(Fig. 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Table 1)。目的臓器の大きさを空間周波数と見立てると、生体条件に見合った最大情報容量を示すX線管焦点と拡大率の範囲が判り、現時点での最適な拡大撮影の選択が可能となる。Fig. 1—8の実線より上方部分はレスポンスが0となる領域である。点線は1%のレスポンスを示し、点線より下方部分は1%以上のレスポンスを示す領域である。Fig. 1—3から明らかな如く、0.3mm焦点を用いた拡大撮影は狭い限られた範囲しか適応がない。7 lp/mmの空間周波数領域になると0.3mm焦点、次いで9 lp/mmになると0.1mm焦点による拡大撮影の情報が得られなくなる。Fig. 1—8の下段のカーブは被写体の厚みに応じて被曝限度を考えた至適拡大率である。Fig. 8は4—10 lp/mm領域のレスポンスの最大積分値を示すX線管焦点の範囲を示すがこれは生体の微細構造と言つても種々の情報が含まれているからこの様な比較をしたのである。Table 1はこの時のchartである。生体条件即ち目的臓器や運動の大きさに応じて拡大撮影の目的に合致した最適な組合せが選定出来る。

### 考 案

最適条件での拡大撮影とは微細構造の最大情報を与える撮影でなければならない。従つて至適拡大撮影法は高周波数領域の情報容量に重みづけをした撮影法である<sup>1)</sup>。臨床的見地からはX線発生源、被写体の生体としての条件および受像形成能などを総括した診断能の選定でなければならないので、総合レスポンス関数評価を行つたのである。ここでは描出したい目的臓器の構成成分の大きさを空間周波数で表現して、各空間周波数におけるレスポンス或いは空間周波数の帯域幅レスポンスの積分値を比較した。今だこの様な試みはなく、computerを用いれば容易且つ迅速に指定条件に合致した結果が得られる。又逆に目的物を描出するには将来どの様な撮影系でなければならない

Table 1 Focal spot size and optimal magnification ratio of the maximum integral value of MTF.

| Thickness of water phantom (cm) | Uniform Velocity (mm/sec) |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |  |
|---------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
|                                 | 0                         | 0.1    | 0.5    | 1      | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 8      | 10     | 12     | 14     |  |
| 1                               | 8(50)                     | 8( 50) | 8( 50) | 8( 50) | 8( 50) | 8( 50) | 8( 50) | 8( 50) | 3(100) | 3(100) | 3(100) | 3(100) | 3(100) |  |
| 2                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 3(100) | •      | •      | •      | •      | •      |  |
| 3                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | 3(100) | •      | •      | •      | •      | •      | •      |  |
| 4                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 4(100) |  |
| 5                               | •                         | •      | •      | •      | •      | 4(100) | 4(100) | 4(100) | 4(100) | 4(100) | 4(100) | 4(100) | •      |  |
| 6                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      |  |
| 7                               | •                         | •      | •      | •      | 4(100) | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      |  |
| 8                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) |  |
| 9                               | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) | •      |  |
| 10                              | •                         | •      | •      | 4(100) | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) | •      | /      |  |
| 11                              | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) | •      | /      | /      |  |
| 12                              | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | /      | /      | /      |  |
| 13                              | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) | /      | /      | /      | /      |  |
| 14                              | •                         | •      | 4(100) | •      | •      | •      | •      | 2(300) | •      | /      | /      | /      | /      |  |
| 15                              | •                         | •      | •      | •      | •      | •      | 2(300) | •      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 16                              | 7(50)                     | 7( 50) | •      | •      | •      | 2(300) | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 17                              | 6(50)                     | 6( 50) | •      | •      | •      | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 18                              | •                         | •      | •      | •      | 2(300) | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 19                              | 5(50)                     | 5( 50) | •      | •      | 3(300) | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 20                              | •                         | •      | •      | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 21                              | •                         | •      | •      | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 22                              | •                         | 4(100) | •      | 3(300) | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 23                              | 4(50)                     | •      | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 24                              | •                         | •      | •      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |
| 25                              | 3(50)                     | 3(100) | 3(100) | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      | /      |  |

\* Magnification ratio (focal spot size,  $\mu\text{m}$ )

いのかの検討も可能である。この論文では拡大撮影のみに限定したが、総合レスポンス関数評価を行えば、テレビモニター撮影系、I.I. 間接撮影系なども含めた全X線撮影系について computer の入力を増加させるだけで base を同じくして比較出来、指定に合う結果が得られる。又描出すべき臓器や組織構成の大きさを空間周波数に見立てる方法は簡便で、情報容量の大小で決め得るから臓器或いは病変の大きさによる最適な撮影法の選定が容易である。この際は至適撮影法とでも言うべきで、当然のことながら放射線を用いた全撮影系について検査による利益と将来に亘る危険度を見積った計量化と指定条件設定が課題となる。夫々の撮影法の目的と重みづけが違ふからで、計量化に

は充分な考案が為されなければならない。それには先ず全検査の目的と描出の主体を見直す必要がある。小腸の villi の如く拡大撮影を行つて始めて描出される様な微細構造<sup>6)</sup>を問題にする場合と逆に粗大変化が主体である病変の場合とでは少し考え方が異なる。前者では描出し得る至適拡大撮影法を見出すことである。後者では拡大撮影は無意味で、場合によつてはテレビモニター撮影或いは拡大透視モニター撮影ですますことも出来る<sup>2)</sup>。被曝を非常に小さく出来るからである。胃などの集団検診やスクリーニングに応用出来る。本来もつている技術的要因によつて決められるもののほかに、集団検診であれば被曝の要素を大きく考慮に入れ被曝によるマイナス要因を加味し

た計量化の導入が是非必要となろう。しかし得られるべき情報を犠牲にしてまで画一的に超高感度増感紙などを用いた受像系を推奨する傾向は是正しなければならないと考えられる。レスポンス関数のみですべてを評価するのは問題もあり粒状性や系の感度も考えねばならないが、computerを用いれば大量の情報処理を行い得るのでこの様な至適撮影法の考え方も一方法で、臓器の特異性や被曝を modify した計量化を行えばよいのである。従来 computer の利用は画像処理、パターン認識、線量分布などの計算のほかに、疾病の徴候分類や特性模型を抽出して自動診断を行おうとする論文が多く発表されているが、ここではそれ以前の技術要因と被曝要因を考えたのである。将来はこのオンラインシステム化と得られたデータをもとに疾病の特性抽出や自動診断まですすめねばならないと考えている。この論文では受像系については種類のみの組合せをとつたが、稀土類系増感紙の応用で拡大撮影の適応が広げられつつあるのでこれを含めた全受像系についての検討が必要となろう。微細構造の情報として4—10 lp/mm のレスポンス或いはレスポンスの積分値を比較評価したのは高周波数領域の情報容量に重みづけをしたという意味であつて、描出すべき目的臓器や組織の大きさが例えば3—5 lp/mm 或いは5—8 lp/mm という範囲に存在するということであれば、X線撮影系の帯域幅をそれに合せて決められることである。又レスポンスの積分値のかわりに bit 表示<sup>4)</sup>も一方法で、絶対値と相対値の差はあるにしても得られる結果は同様なものとなろう。

### 結 論

X線容量の異なる3種の拡大撮影用微小焦点X線管を用いた拡大撮影について、computer の入力として実際のX線容量や生体条件の相違による具体的な撮影条件に被曝限度を勘案して得られた単一系のレスポンス関数を与え、臓器と動きの大きさに対応して最大情報容量を示すX線管焦点と至適拡大率の chart を作成した。

本論文の要旨は第32回日本医学放射線学会総会 (S.

48. 5, 久留米市)において口述発表した。

Fig. 1—Fig. 7 Zones of the focal spot size whose highest MTFs in the spatial frequency of 4 (Fig. 1), 5 (Fig. 2), 6 (Fig. 3), 7 (Fig. 4), 8 (Fig. 5), 9 (Fig. 6), and 10 (Fig. 7) lp/mm are obtained (upper) and their optimal magnification factors (lower) in the relationship between variable thickness of water phantom and changes in uniform velocity of the movement of organs, when magnification radiography is taken by three kinds of tubes whose focal spot size is 0.05, 0.1, or 0.3mm. Zone above the topmost solid line; no information obtained by magnification radiography. Upper zone of the dotted line; value of MTF obtained lower than 1%. Lower zone of the dotted line; value of MTF obtained higher than 1%. No information in the higher spatial frequency than 7 lp/mm is obtained by magnification radiography taken with 0.3mm focal spot tube. Also no information in the higher spatial frequency than 9 lp/mm is obtained by magnification radiography taken with 0.1mm focal spot tube. Information of lower value of MTF than 1% in the spatial frequency of 10 lp/mm is obtained only by magnification radiography taken with 0.05mm focal spot tube.

Fig. 8 Zones of the focal spot size whose maximum integral MTFs of the spatial frequency from 4 to 10 lp/mm are obtained and their optimal magnification factors.

### 文 献

- 1) 綾川良雄, 佐久間貞行, 奥村 寛: 日医放会誌, 36 (1976), 148—158.
- 2) Ishigaki, T.: Nagoya Med. J., 21 (1976), 61—68.
- 3) Morgan, R.H.: Amer. J. Roentgenol., 88 (1962), 175—186.
- 4) 西沢邦秀: 日医放会誌, 30 (1970), 213—215.
- 5) 奥村 寛, 佐久間貞行, 綾川良雄, 小原 健: 第30回日本医学放射線学会抄録集 (1971), 426—427.
- 6) 佐久間貞行, 古賀佑彦: 日医放会誌, 21 (1961), 627—633.
- 7) Takahashi, S. and Yoshida, M.: Acta Radiol., 48 (1957), 280—288.
- 8) Takahashi, S., Sakuma, S., Ayakawa, Y., Maekoshi, H. and Ohara, K.: Radiology, 112 (1974), 709—713.