

放射線像研究

VOL. 4. No. 2. (通巻39号) 1974年5月

* 目 次 *

研究会記事・会告	29頁
特別講演資料	
胃のX線像の輪郭追跡による解析	
— Feature Extraction of Stomach Radiograph —	
東大工学部	赤塚 孝雄
	磯部 孝
国立ガンセンター病院	高谷 修
	35頁
論 文	
40-1 X線管焦点寸法の管電流による変化	
宮崎大学工学部	内田 勝
県立宮崎病院放射線科	稻津 博、猪ヶ倉 政盛
	56頁
40-2 絞り装置による散乱線除去効果のMTF	
宮崎大学工学部	内田 勝
県立宮崎病院放射線科	稻津 博
	69頁
40-3 平面回折格子モノクロメータのOFFと像修正(2)	
京都工芸繊維大学	金森 仁志、小島 克之
	75頁
40-4 ラジオアイソトープ検出映像系の総合解像力の改善について	めけ
東大医学部	竹中 栄一
埼玉医大	宮前 達也
日立電子	木下幸次郎、山口 奉頼
	78頁
40-5 診断用X線の線質表示法の比較	
京大原子炉実験所	佐藤 孝司
	86頁

— 放射線イメージ・インフォーメーション研究会 —

第40回研究会記事

第40回R I I 研究会は下記のよう開催されました。

日 時 昭和49年5月25日(土) 10:30~16:30

場 所 東京大学医学部好仁会会議室

特別講師 東京大学工学部計算工学科 赤塚 孝雄 氏

東京大学医学部附属音声言語医学研究所 桐谷 滋 氏

出席者 (敬称略)

赤塚孝雄, 秋貞雅祥, 伊藤健一, 伊藤 博, 稲津 博, 内田 勝, 岡本紀久夫, 沖野哲郎, 海見文雄, 籠田 実, 金森仁志, 木下幸次郎, 桐谷 滋, 久津谷 讓, 小泉勝三, 小島克之, 小西圭介, 酒井光明, 坂本 優, 佐藤茂佐藤孝司, 神保昌夫, 杉本 博, 鈴木陽市, 高原 齊, 竹中栄一, 恒岡卓二, 西岡敏雄, 二羽英明, 野辺地篤郎, 長谷川 伸, 速水昭宗, 平川宗市, 広瀬正治, 福岡孝義, 藤井 正, 藤間英雄, 松本 徹, 水口雄治, 南 博, 矢部和子, 山口奉頼, 吉村 正, 吉本清一, 渡辺英二 他数名

プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

* 1) 胃のX線像の輪郭追跡による解析

Feature Extraction of Stomach Radiograph

東大工学部計数工学科 赤塚 孝雄 氏

// 磯部 孝氏

国立ガンセンター病院 高谷 修 氏

2) 計算機制御による特殊X線観測法

東大医学部附属音声言語医学研究所 桐谷 滋 氏

研究発表

* 1) X線管焦点寸法の管電流による変化

宮崎大学工学部 内田 勝

県立宮崎病院放射線科 稲津 博 猪ヶ倉 政盛

* 2) 紋り装置による散乱線除去効果のM T F

宮崎大学工学部 内田 勝

県立宮崎病院放射線科 稲津 博

* 3) 平面回折格子モノクロメーターのO・T・F. と像修整(Ⅱ)

京都工織大工芸学部 金森仁志 小島克之

* 4) Geometrical Coincident Collimeterについて

東京大学医学部 竹中栄一

日立電子 木下幸次郎 山口奉頼

* 5) 診断用X線の線質表示法の比較

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

昭和49年度総会

(i) 第40回研究会の昼休み時間を利用して総会を開催し、下記の通り昭和48年度会計報告がなされ、出席者全員の承認を得た。

放射線イメージ・インフォメーション研究会 昭和48年度会計報告

昭 48. 4. 1 ~ 49. 3. 31

収 入		支 出	
費 用	金 額(円)	費 用	金 額(円)
前 年 度 繰 越 金	3 2,211	印 刷 費	2 9 5,870***
贊 助 会 費	4 0 0,000*	交 通 費	3 8,500
一 般 会 費	8 9,700	会 合 費	1 5,300
利 益 子	1,207	通 信 費	7 8,105
		事 務 雜 費	6,215
		人 件 費	1 5,000
		謝 金	2 5,000
		特 別 支 出	4 5,000****
		次 期 繰 越 金	4,128
計	5 2 3,118	計	5 2 3,118

* 未収分3社 60,000円

** 印刷費未払 213,770円

*** 放射線像の研究 第2巻 赤字補填

(ii) 印刷費等高騰のため、正会員会費を年額1,000円に改訂し、昭和49年度から実施することとした。(従来500円)

(iii) R I I 研究会発足10周年を記念し、研究会を国際会議としてシカゴで開催する件につき参会者の意向をしらべた。その結果、開催時期に関係なく参加できる者2名、他の学会(I C M Pなど)と前後して開催するならあと2名の参加が見込まれこの件を土井氏に連絡することとした(この件担当 金森委員)

会 告 第41回研究会について

第41回研究会は下記のよう開催されます。

日 時 昭和49年9月7日(土)

場 所 大 阪

新 入 会 員

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	Tel
加藤 久 豊	250-01	富士写真フィルム株足柄第一研究所 神奈川県南足柄市中沼210	0465-74-1111 内 350
久津谷 譲	280	放射線医学総合研究所臨床研究部 千葉市穴川4-9-1	0472-51-2111
斎藤 誠	177	東京都品川保健所	
塩谷 篤	557	(株)日立メディコ大阪工場研究課 大阪市西成区長橋2-6-37	06-562-7261
下城 圓	630	奈良県立医科大学附属がんセンター 奈良市樋原市四条町840	07442-2-3051
菅野 巍	010	秋田県立脳血管研究センター 秋田市千秋久保田町6-10	0188-33-0115
高原 奈勤	228	北里大学病院放射線部 神奈川県相模原市麻溝台1	0427-78-8400
寺田 央	565	大阪大学微研病院放射線科 大阪府吹田市山田上	06-878-5121
安原 弘	213	東芝玉川工場放射線設計部 川崎市高津区久本30	044-833-1111
渡辺 英二	196	日本電子株開発事業本部 東京都昭島区中神町1418	0425-43-1111

住 所 変 更 等

氏 名	〒	新勤務先および所在地	Te l
堤 直 葉	580	阪南中央病院 松原市南新町3-3	0723-33-2100 内 38
角 田 明	530	大阪大学歯学部附属病院放射線科 大阪市北区常安町3-2	06-444-1421 内 260
恒 岡 卓 二	113	東芝メディカル株式会社技術本部 東京都文京区本郷3-26-5	03-815-1211

(所属変更)

高 久 祐 治	960	福島医科大学物理学講座 福島市杉妻町5-75
---------	-----	---------------------------

(表示変更)

吉 本 清 一	812	九州大学医学部附属病院中央放射線部 福岡市東区馬出3-1-1	092-641-1151 内 2408
---------	-----	-----------------------------------	------------------------

贊 助 会 員 名 変 更

贊助会員 東芝放射線株式会社は「東芝メディカル株式会社」と社名を変更され、同時に本社所在地も変更となりました。

新所在地	〒113	東京都文京区本郷3-26-5
		電話 03-815-7211

システム技術の日立電子

X線TVカメラ装置

患者監視用TVカメラ装置

電子顕微鏡用TVカメラ装置



日立電子株式会社

本社 〒101 東京都千代田区神田須田町1-23-2 TEL(03)255-8411

第21回委員会議事録

日 時 昭和49年5月25日(土) 16:30~
場 所 東京大学医学部好仁会会議室
出 席 者 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎, 竹中栄一, 恒岡卓二, 速水昭宗, 長谷川伸
(敬称略)

議 事

1) 印刷費対策

印刷費高騰に対処するため, 筆者には冗文を省き刷り上り1件6ページ以内に短縮をお願いすることとした。

2) 印刷担当委員について

今後印刷出版を大阪で行うこととし, 阪大今川房之助氏を委員に任じ雑誌印刷発行を御担当頂くこととした。

3) 次回について

9月上旬大阪で開くこととした。

訂 正 と お わ び

前回配布の本誌「放射線像の研究 Vol.4, No.1」の本文各ページのページ数が p.190 ~ p.217 となっております。これを p.1 ~ p.28 と御訂正下さるようお願いします。

これは編集者(長谷川)のミスであり, 前号より出版担当委員となられた阪大今川先生, 印刷所とは無関係のものです。特に第4巻1号に論文を掲載された方には論文引用などにさいし御迷惑をおかけします, おわび申上げます。

投 稿 者 へ ペ ー ジ 数 の お 願 い

総会記事中にも記された理由により, 研究発表御投稿の方には本誌刷り上り6ページをこえないようお願いいたします。図, 写真等も印刷に便利な形(できれば原寸でオフセット可能なもの)で御投稿頂ければ幸です。

●医用機器・病院機能の自動化機・医療情報システム



総合医療機器の 株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田1-1-14 日立銀倉橋別館 ● 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111(代表)

Beautiful Color ブギカラ



* 電子技術で未来をひらく 松下通信工業

高品質・高信頼性を誇る——！

ガルガルX線テレビジョン装置



**松下通信工業株式会社
電波機器事業部**

・松下通信 〒222 横浜市港北区綱島町880 電話(045)531-1231(大代表)

Canon

キャノン株式会社
東京都中央区銀座5-9-9 TEL104
電 572-4251 (大代表)

胃のX線像の輪郭追跡による解析

赤 塚 孝 雄

胃のX線写真、特に充盈像の識別はその辺縁の自然な形からのはずれの判定によって行われている。そこでX線写真から胃の像を忠実に抽出し、定量的に記述するとともに辺縁の特徴を抽出する方法について考察を進めようとするのがここでの目的である。読取り走査を目的に応じて計算機の制御のもとに繰返し行える系を構成することによって、小容量の計算機でX線写真的処理を行うことができる。⁽¹⁾⁽²⁾

胃のX線充盈像写真

臨床診断における胃のX線写真では、充盈像と二重造影法とがよく用いられる。充盈像については輪郭線の変形とほけの程度から診断が行われている。二重造影になるとひだの造るパターンが問題となり複雑な識別が必要となるが“ひだ”的検出自身難しい問題となろう。ここでは主に充盈像のみに着目した。

医師の着目している特徴は次のようなものである。⁽³⁾

(i) 胃の変形

- (イ) 胃全体のバランスの変化
- (ロ) 胃本部の変形
- (ハ) 小弯の短縮による変形
- (ニ) 胃角の変形
- (ホ) 胃前庭部の変形
- (ヘ) 胃泡と大弯の形

(ii) 辺縁の変化

- (イ) ニッシェ
- (ロ) 陰影欠損
- (ハ) 硬い(コントラストの変化の不自然さ)
- (ニ) 直線化

(b) 辺縁の不整

この表現方法は非常に定性的なもので、変形といっても基準像は診断する各人が持つておりその比較識別過程も各人まちまちであることが少くない。また、硬い辺縁といった場合コントラストが強いだけでなく直線化していることも考慮されたうえでの記述であり、他の性質を強調することで意味をもつ特徴となっている。すなわち、種々な特徴を組合せた判断が必要なのであり、さらに一枚の写真でははっきりしない特徴も他の写真と比較して確認できる場合が多い。実際の診断の場では、写真がよく撮れたものであるかといった評価も必要となってくる。

ここにあげた特徴は輪郭の形によって記述されたものから抽出されるものであるから、まず写真像から正確に胃の形を識別し記述することが第一の問題となる。ここではこれを輪郭追跡法で実現し、輪郭の記述から形と輪郭線についての特徴抽出を行っている。

輪郭像の抽出

対象物と背景の境界を輪郭線と考え、これを検出しながら追跡する方法が輪郭図形に有効な情報を含む写真像処理に際しては能率的なものとなる。輪郭の検出方法については種々な方式が考えられているが、ここでは輪郭部を小円で走査しきい値処理により検出する方法と微分法を用いている。（詳しくは次の文献）

微分演算は走査を同時にやっているので、大きな記憶容量は必要としない。画像が $P(x, y)$ で表現されていると、一次、二次微分は次式で表わされる。

$$\nabla P(x, y) = \frac{\partial P(x, y)}{\partial x} \quad u_x + \frac{\partial P(x, y)}{\partial y} \quad u_y \quad (i)$$

$$\nabla^2 P(x, y) = \frac{\partial^2 P(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 P(x, y)}{\partial y^2} \quad (ii)$$

この演算を量子化図形について、ディジタル計算を行わせることにする。このとき一次微分はベクトル量であるから絶対値をとってスカラー量に変換することにし、演算はフライングスパンツスキナの走査を演算子に従って行わせて微分画像を記憶してゆくことになると 128 点 \times 128 点 の画像が 4^k 法のコアに格納できる。

Fig.A の充盈像を二次微分してしきい値処理した結果を Fig.B に、輪郭追跡結果 Fig.C に示した。この例では、胃泡部も追跡法によって読み取れたが、一般に胃泡部ははっきりした像



Fig.A 充盈像

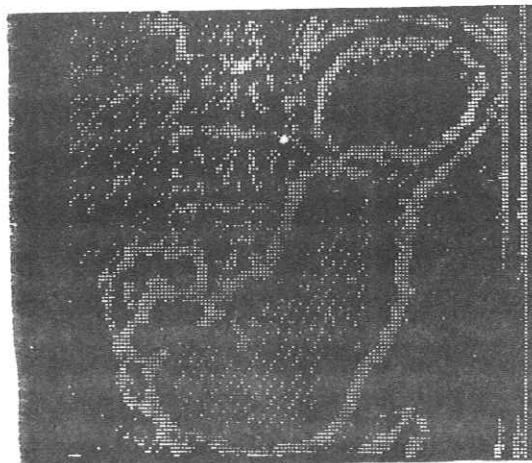


Fig.B 二次微分像
($S = 2$)

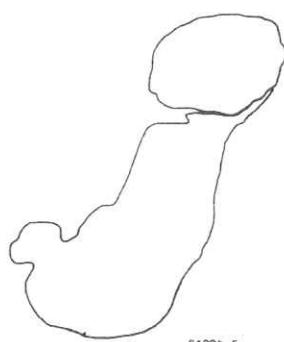


Fig.C 輪郭像

となっていないので、局部的な情報しか用いない追跡法で読取るのは困難である。この場合は、微分値とともにその形を推定する方法が有効なものとなる。（次の文献） 微分画像は雑音に対して敏感であり、また微分画像から線画に変換することもそれ程容易なことではない。

二重造影のような複雑な像の処理は追跡法で行うのは不可能であろう。ひだの形をとり出すのに微分処理が有効なものとなってくる。この例を Fig.E, F に示した。Fig.D は二重造影の一例であり、これを微分処理した結果が Fig.E であり、サンプリング間隔を半

分に縮めて中央部分のみを走査して得られた微分像が Fig.F である。（記号は次の文献に従った）

充盈部については追跡法が能率的であり、この結果を定量的に記述し特徴の抽出、識別が行

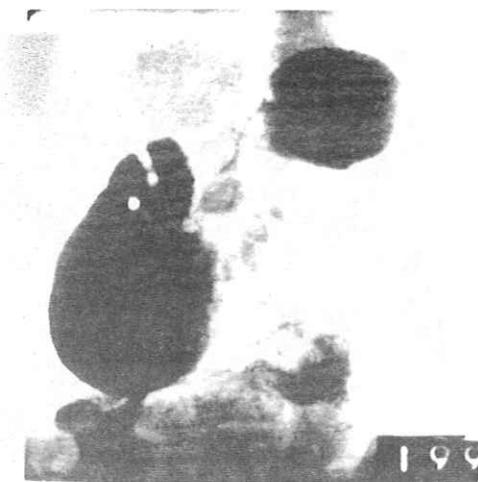


Fig.D 二重造影写真

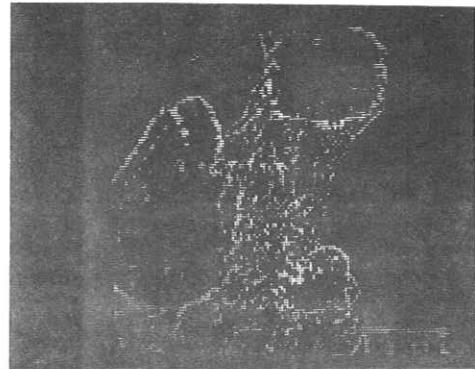


Fig.E 微 分 像

($I = L_1 \cdot G_1$, $S = 1$)

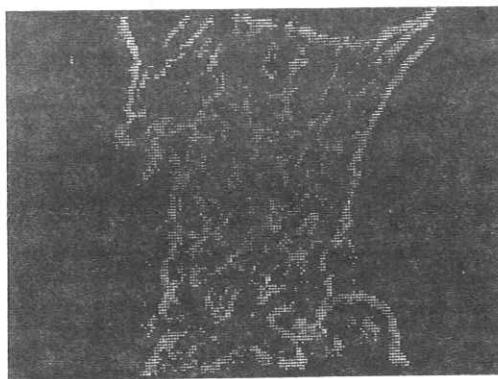


Fig.F 中央部についての
微分像

($I = L_1 \cdot G_1$, $S = 2$)

える。そのような方法は乳腺腫瘍の超音波像の分類にも応用等にも応用できる⁽⁴⁾。胃泡部のようなはっきりしない部分については微分法を併用すればよい。

小規模の計算機を用いた簡単な装置で胃の輪郭像を得る方法を開発してきた。この方法による記述を実際の病変との対応づけと自動的な診断に近づくための体系だった記述処理方式の検討が今後の問題である。

参 考 文 献

- (1) 磯部,赤塚,高谷“X線像の輪郭追跡”第31回応物学会予稿 p.14 1970.
- (2) 磯部,赤塚,高谷“医用画像の輪郭追跡とその特徴抽出装置”第10回日本M E 学会予稿 pp. 263 / 264 1971.
- (3) 市川他“胃X線診断の実際”文光堂 1964.
- (4) 磯部,赤塚,鈴木“輪郭追跡による画像の識別”第12回S I C E pp. 283 / 284 1973.

methods to deal with the fine structure of contour line and the global shape of the stomach are discussed.

II. Contour Detection

II-1. Principle of contour following

Contour is defined as the boundary between an object and the background. In radiograph, the stomach filled with barium takes a form of a bright lump of varying intensities. An example positive picture is shown in Fig.5. The boundary is detected by thresholding the transparency of the film. A flying spot draws a small circle and its center is controlled to follow the contour line, so that a uniform precision is obtained in all direction.

The principle of the method is illustrated in Fig. 3. If a boundary point P is represented by a vector \mathbf{Z}_o , the position of the tracking circle center C is determined by

$$\frac{d\mathbf{Z}}{dt} = k(\mathbf{Z} - \mathbf{Z}_o) = k\mathbf{B} \quad (1)$$

which denotes that an integrated signal of the distance between P and C controls the position. The accuracy of the followed curve depends on the search radius r. From the equation (1), the curvature of the boundary line $l/$ and that of the trace $l/$ are related by

$$\frac{1}{r} = \frac{1}{\rho_o} \sqrt{1 - (\frac{p}{\rho_o})^2} \quad (2)$$

The control function is realized by the spot control circuit shown in Fig.4. The photomultiplier, PM, detects the intersection of the boundary with the small circle, and at the instant of intersection the sinusoidal signals generating the circle are sampled. Thus obtained signals give a direction vector \mathbf{B} of the contour line. (Fig. 3(b))

Since radius of the circle is constant, that is

$$|\mathbf{B}| = r \quad (3)$$

the equation (1) shows that C moves with a constant velocity. To keep stable following, the center of the circle should not move beyond the radius in one cycle. Hence the constant k should be smaller than unity.

The control circuit seeks only in the range of

$\pm 45^\circ$ from the direction detected at the previous cycle and when it can not find the contour in the range, it seeks whole direction at the next cycle. (Figs. 3 and 4)

II-2. Self adjustment of threshold

From a barium filled radiograph of the stomach, a closed contour line is extracted with some difficulty because various shadows such as ribs, vessels and intestines may be overlapping and some parts of stomach show little difference from other organs. In a majority of cases, only a part of stomach or that joined with other organs can be extracted with a constant threshold as illustrated in Fig. 6. Therefore the threshold must be automatically adjusted in correspondence with the local average transparency. This adjustment is realized by adding a running average of PM output to the constant threshold δ . (Fig. 9)

When following the boundary where brightness changes with a uniform rate, the contour follower can be regarded as a feedback controller as shown in Fig. 8. In the diagram, $H(s)$ is a low-pass filter (Fig. 9) with a gain α given by

$$H(s) = \frac{\alpha}{1+Ts}, \quad (4)$$

where the time constant T is chosen in compliance with the tracking speed and the characteristics of the film. To keep the stability, α must be less than unity and the final value of this system is given by

$$P_\infty = \delta/(1-\alpha). \quad (5)$$

Fig. 7 shows an example of the contour extracted and the threshold then taken is shown as a thick trace in the middle in Fig. 10.

II-3. Characteristics of the contour follower

Basic characteristics are already mentioned, here a few others are added.

- (1) The image contrast at the boundary is determined through the amplitude of PM output simultaneously with contour detection, and is displayed with four levels along the line as shown in Figs. 7 and 12. It not only indicates the reliability of boundary detection, but also gives the index of hardened stomach wall.
- (2) The curvature of the contour line gives important

information on its structure. From the vector \vec{B} (dx , dy) the curvature is computed by the equation,

$$1/\rho = 1/r^3 (dx \cdot d\dot{y} - d\dot{x} \cdot dy). \quad (6)$$

Fig. 13 shows an example of the computation together with the contrast and the coordinate signals.

(3) To feed the detected contour line to the computer, the line is quantized in four directions as shown in Fig. 14 and is stored with quantized curvatures (4 bits) and contrast (2 bits). Thus the digitized contour with the precision equivalent to 1024×1024 mesh binary image occupies only 1 Kwords (12 bits/word). These quantized directions and their sequences are essentially the same as Freeman's 8 directional chain code.

(4) Experimental conditions:

Usually the spot is 0.2mm in size and the search circle radius is 0.25 or 0.5mm on the film.

To monitor the contour following with an x-y recoder, the following speed is adjusted at 1 cm/sec and the circle frequency 110Hz. It takes about 12 sec to follow a picture, hence the afterglow time of phospher of CRT and the delay of an electronic circuit do not contribute to an error.

PM output is amplified by a logarithmic amplifier.

The precision of the detected acute angle depends on their turning direction, namely whether it is the same as rotating direction or the opposite.

III. Scanning with Differential Operator

The boundary corresponds to an abrupt change of brightness of the image, hence the spatial differentiation is effective to apply for contour detection. In our system a stored image has 128×128 picture elements with a 3 bit grey levels. Consequently the precision is not sufficient to perform such an operation on a digital picture. But by scanning with a spot movement as illustrated in Fig.15 and by executing the calculation shown below, it is possible to get a digital differentiated image with the same number of picture elements.

If a sampled value is represented by $P(i,j)$, the spatial first and second order differentiations G and L of the image are given by

$$G: \nabla P(i,j) = |P(i+s,j) - P(i-s,j)| + |P(i,j+s) - P(i,j-s)| , \quad (7)$$

$$L: \nabla^2 P(i,j) = 1/4(P(i+s,j) + P(i,j+s) + P(i-s,j) + P(i,j-s) - 4P(i,j)), \quad (8)$$

where s represents a difference interval.

Differential operation is usually highly sensitive to noise, but is suppressed with a large difference interval or large spot size, and the first order differentiation contains rather small amount of noise than the second order one does. But the combined operation of the first and the second order differentiations gives a fairly good result. When the values resulted from differentiation G and L are converted into 1 bit binary numbers by setting thresholds m and n respectively and are denoted by G_m and L_n , the combined operation is taken as

$$I = G_m \cdot L_n . \quad (9)$$

In practice, this operation is executed at the scanning stage. One example of the result is shown in Fig. 16.

Our system intends to infer the obscure part, for example, a stomach-bubble which contains air instead of barium. From the contour which is detected, it might be expected where the obscure part belongs, in considering the typical stomach shape. (Fig.19) One algorithm to infer the actual shape in the expected region from a result of differentiation is as follows;

Put a small closed flexible area at the center of the expected region and expand it until all the points on the boundary of this area are fixed. Differentiated value is supposed as a force to prevent the expansion of the boundary. The expansion is also prevented by another force which is related to the distance from the neighbouring fixed points. (Fig. 17) Accordingly the resistive force at one point on the contour is expressed by

$$F = f(s_\ell, s_r, D(i,j)), \quad (10)$$

where s_ℓ, s_r means the distance from the left and the

right fixed point to the point now examined and $D(i,j)$ is differentiated value. If the condition $F > F_e$ is satisfied, then this point is fixed. (where F_e is threshold) One example of this process is illustrated in Fig. 18. In this case, for simplicity, F has the form,

$$F = D(i,j) + k(1/s_\ell + 1/s_r). \quad (11)$$

There may be a more appropriate function to fit shape.

IV. Description of Contour and Global Shape

The typical shape of stomach is illustrated in Fig.19, but it is difficult to define its shape quantitatively because there are much differences among individuals and the shape variations due to many factors. The meaning of the feature of contour line depends upon the region where it belongs. Therefore the regions of the stomach especially cardia, basic angle and pylorus should be identified.

When a radiograph is taken, the posture of the patient is normalized, and then it is easy to identify the cardia. The pylorus is found at the upper portion of the right half stomach as a neck near the end. The angle is found as an intensely curved point on the contour from cardia to pylorus. The cardia and pylorus are located from the stomach shape, and the angle is recognized from the curvature of contour line which is obtained by processing the chain or directly at the tracking operation.

The description of the contour line is another problem. The successive differences of local average of the chain correspond to the curvature, and the average interval is to be determined according to whether coarse or fine examination. From both results as shown in Fig.20, the contour line is labeled with six typical patterns as illustrated in Fig.21. The result of this procedure applied to Fig.12, is shown in Fig.22.

Lack of resolving power of our system makes it impossible to find a small defect at the angle, but from an image enlarged by 6 times with a lens system, the defect can be discovered by its curvature pattern as illustrated in Fig.23. In this example, the curvature is quantized in 5 levels and its sequence becomes

..... $I^{36}B\ I^2A^4R^3A\ I^2B$

where I,A,B,R,L means as follows;

I: straight, A: right turn, B: left turn,

R: acute right turn, L: acute left turn.

And sequence is reduced to

.....(I)B(I).....,

which corresponds to pattern P. The angle is the part where lesion appear frequently and fine examination is necessary.

To find a large deformation, the medial axis transformation is convenient. The chain is equivalent to a binary image, hence it is easy to use the transformation by converting a chain into a binary image. Fig.24 shows the result that this method is applied to stomach with 128x128 meshes. A global shape of stomach can be obtained from a more reduced image.

As illustrated in this example, a narrow part and an abnormal change of area can be found from the width along the axis. The shape of medial axis represents normality of the stomach and gives a means of discrimination between abnormal defect and peristaltic movement because the latter is usually symmetric. These recognition may be executed by processing the chain which describes the axis.

V. Conclusion

In this paper a pattern recognition system which extracts the object with two features, i.e. contrast and curvature, from a picture is presented and methods to describe feature of contour line and shape are discussed. As an example, the stomach radiograph and its findings are studied.

To reach the actual diagnosis from the descriptions is the future problem. For making diagnosis automatic and reliable, it may be necessary to take information to be obtained from other tests or pictures of the same patient into consideration. In any way, a reliable description of image may be required.

References

1. E.C.Greanias, P.E.Meabher, R.J.Norman, and P. Essinger; "The Recognition of Handwritten Numerals by Computer", IBM J., 7, pp.299-307, (1963).
2. A.Rosenfeld; "Picture Processing by Computer", Academic Press, New York, (1967).
3. H.Freeman; "On the Encoding of Arbitrary Geometric Configuration", IRE Trans., EC-10, pp.260-268, (1961).
4. A.Rosenfeld and J.L.Pfaltz; "Sequential Operations in Digital Picture Processing", J.ACM, 13, pp.471-494, (1966).
5. T.Sakai, M.Nagao and S.Fujibayashi; "Line Extraction and Pattern Detection in a Photograph", Pattern Recognition, 1, pp.233-248, (1969).
6. R.S.Ledley; "Automatic Pattern Recognition for Clinical Medicine", Proc. IEEE, 57, pp.20,7-2035, (1969).

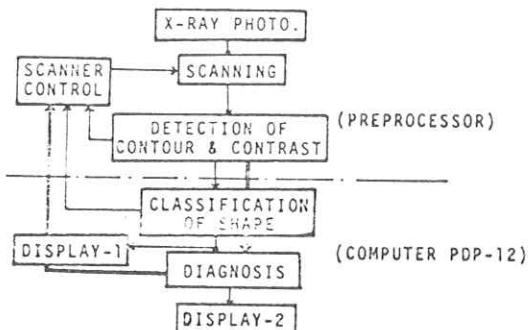


Fig. 1 Radiograph processing system

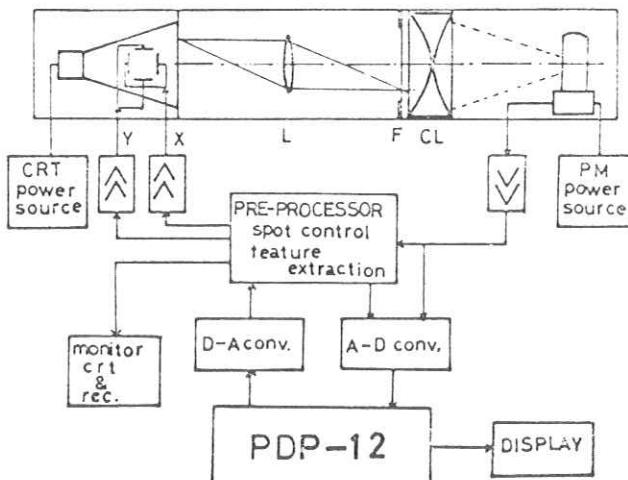


Fig. 2 Equipment for film image processing system

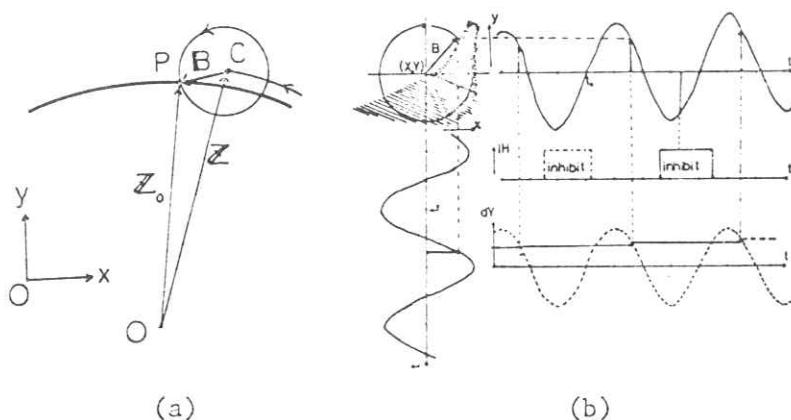


Fig. 3 Principle of boundary follower
 (a) Boundary follower by circular search
 (b) Boundary detection

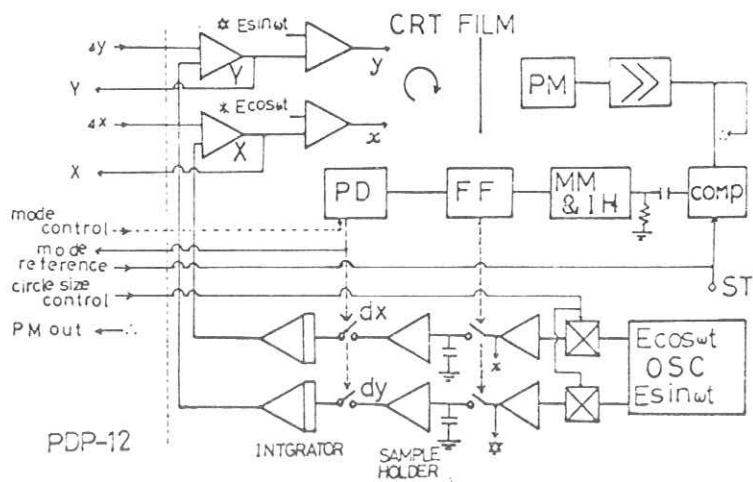


Fig. 4 Block diagram of spot control circuit

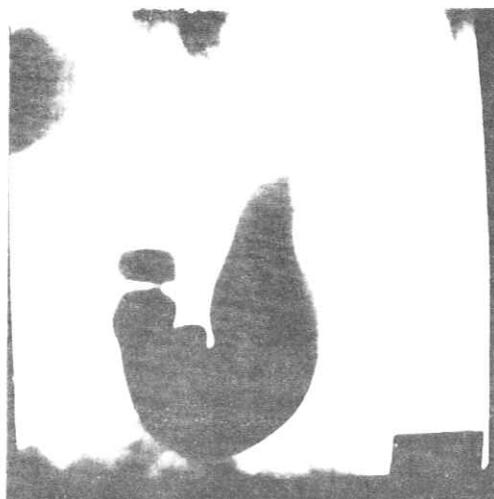


Fig. 5 Stomach radiograph
(70mmx70mm, upright barium
filled picture)

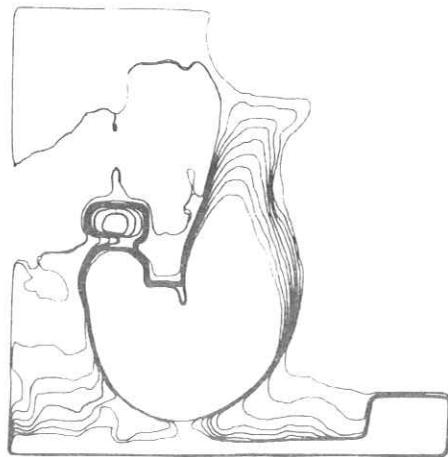


Fig. 6 Contours of Fig.5
(Followed with constant
thresholds; .5, 1.0,...4.0,4.5
circle dia. :1mm at CRT face)

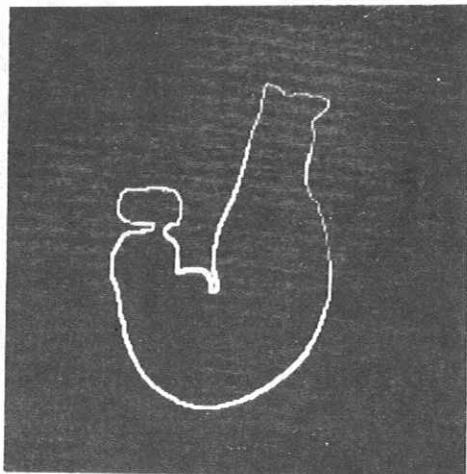


Fig. 7 Detected contour of Fig.5
(Brightness of contour
line shows contrast)

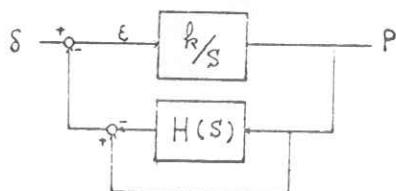


Fig. 8 Threshold self adjustment

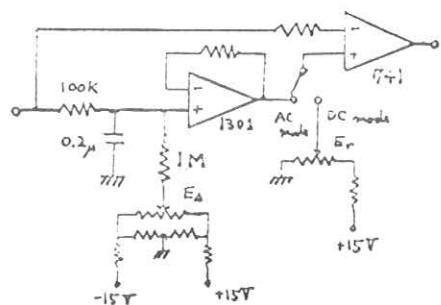


Fig. 9 Threshold adjusting circuit

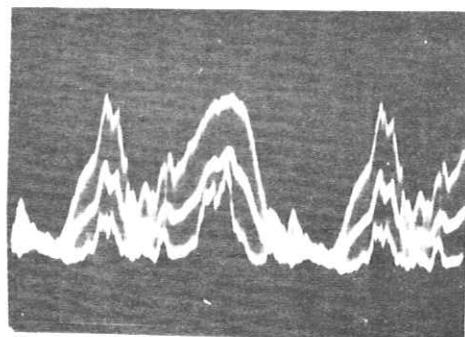


Fig.10 Self adjusted threshold
and PM output signal



Fig.11 Stomach radiograph

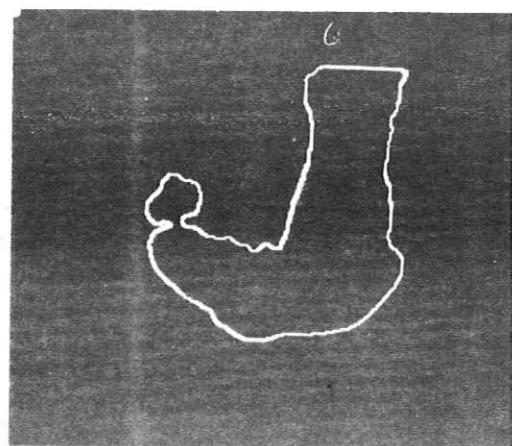


Fig.12 Contour of Fig.11

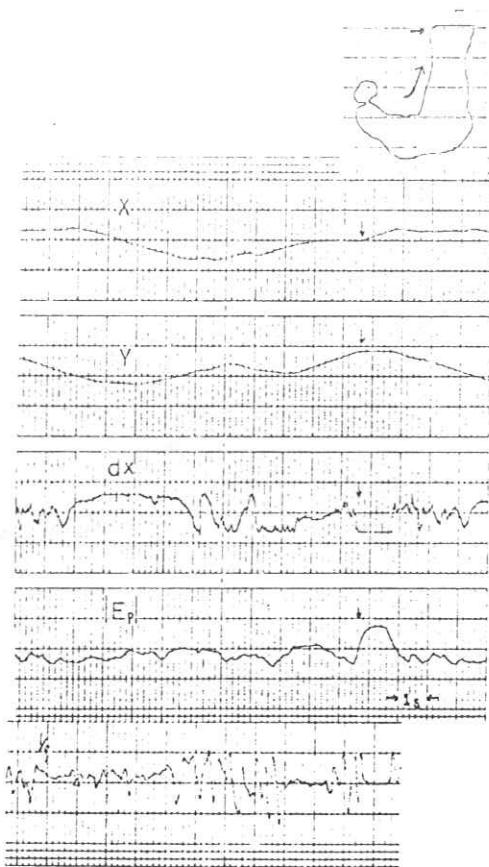


Fig.13 Contrast and curvature of contour line

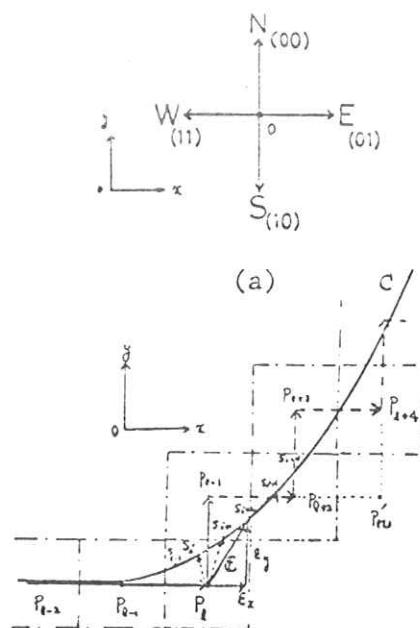


Fig.14 (b)

Quantization of contour line

(a) Quantization of direction

(b) Quantization of contour line

C: contour line,

P: quantized contour line,

S: sampling point of contour line.

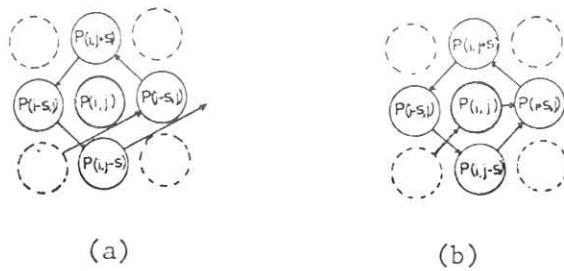


Fig.15 Scanning according to differential operator
 (a) Gradient, (b) Laplacian

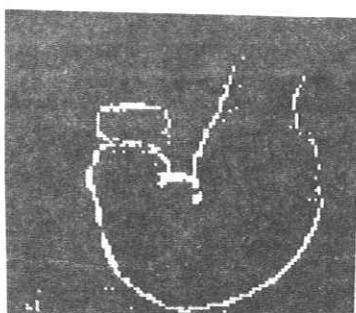


Fig.16
 Differentiation applied
 to Fig. 5 ($I = L_1 \cdot G_1$)

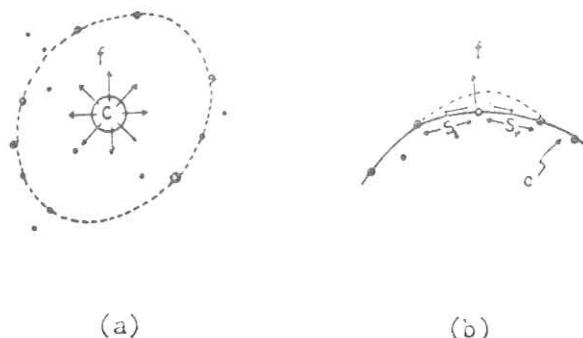


Fig. 17 Principle of closed area fitting

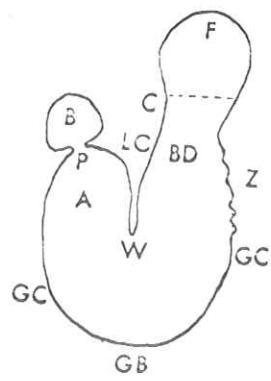


(a)



(b)

Fig.18 An example of closed area fitting
 (a) Original picture applied differential operator on Fig.5's upper part (b) Fitted shape



F: stomach-bubble
 C: cardia
 B: duodenal bulb
 P: pylorus
 LC: lesser curvature
 BD: body
 A: antrum
 W: basic angle
 GC: great curvature
 GB: bottom

Fig. 19 Typical shape of stomach

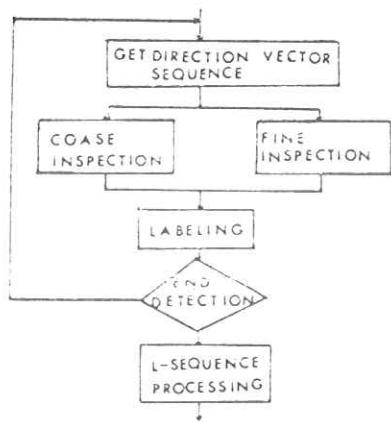


Fig. 20 Labeling procedure

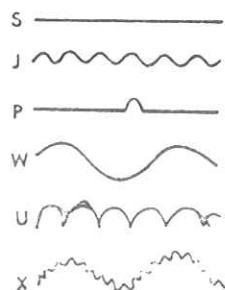


Fig. 21 Six typical line patterns

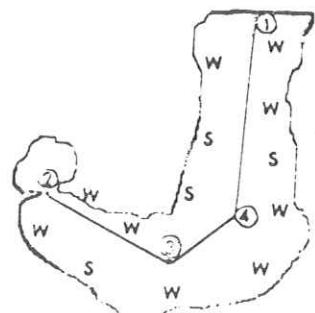


Fig. 22 Labeled contour

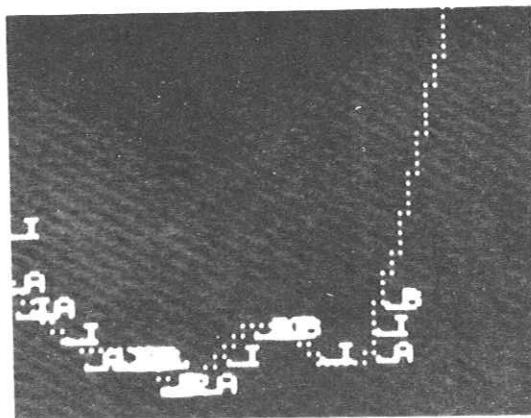
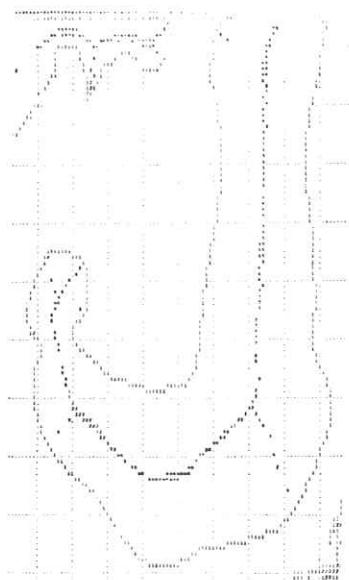


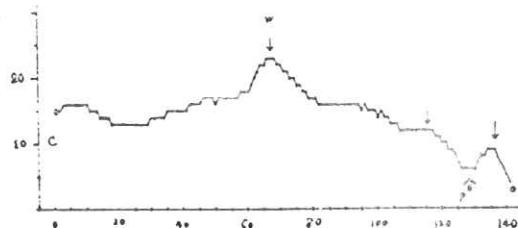
Fig. 23 Curvature at the angle
of stomach
(Fig. 5 A6)



(a)

Fig. 24 Description by medial axis
transformation

- (a) Medial axis of stomach
- (b) Width along medial axis



(b)

X 線管焦点寸法の管電流による変化

Change of focal spot size by tube current

宮崎大学工学部

内田 勝

宮崎県立宮崎病院放射線科 稲津 博・猪ヶ倉政盛

Suguru Uchida

Miyazaki University

and

Hiroshi Inatsu, Masamori Igakura

Miyazaki Prefectural Hospital

Summary

At present, the demensions of focal spot is determined by means of X-ray pin-hole cameras and resolution method.

But this method is not practical for routine work.

The magnified radiographic image of star test pattern is a useful determination of effective focal spot size.

We investigated the change of effective focal spot size by means of the star test pattern method. In the result of experiment, the effective focal spot size is enlarged by increasing milliamperage.

But this phenomenon has been expected.

The rate of enlargement is different from each X-ray tube. This phenomenon is caused by convergence effect of thermoelectron.

The effective focal spot size is present the minimum value by milliamperage.

When the radiographic image is maked, the milliamperage value must be chosen a minimum effective focal spot size.

1 緒 言

X線管の実効焦点の大きさは、放射線写真像に大きな影響を与えることは良く知られている。

X線管の実効焦点の寸法は、pin-hole camera 法と、解像力法が J I S に規定されているが、一般には pin-hole camera による方法で計測されている。

pin-hole camera による方法の欠点は hole の大きさを非常に小さく作らねばならないため、その工作が難かしく簡単に調達できない。

hole が小さいため、X線照射量を増す必要があり、X線管を不良にする危険がある。

一般に放射口-焦点間距離は、製作者側の資料だけで実測が困難であり、このため拡大率を正確に知ることができない。

また、J I S では焦点から hole までの距離を、小さくとも 100 cm とし、拡大率は 1~3 倍と規定されているが、前に述べた X 線量の関係から、X 線管焦点 - hole 間の距離を大きくとることができないため、中心軸のずれの影響が現われ易い。

さらに、pin-hole camera 法の最大の欠点は、hole が有限径をもつため半影が生じ、このため計測が不正確になることである。

上に述べたような欠点を解消するため、われわれは star test pattern を用いて X 線管の実効焦点寸法を測定する方法を知見し、実験の結果充分実用に供することを確かめた。

またこの方法は pin-hole camera 法では実行が困難であった多くの X 線管焦点に関する情報を提供することが判明した。

2 Star test pattern 法の原理

X 線管焦点の偽解像については、1964 年内田によって紹介され良好知られている。¹⁾

その後、偽解像が生じる幾何学的考察も高橋によって報告されている。²⁾

偽解像と X 線管の実効焦点の寸法に関しては、P. spieler, W. C. Breckinridge, によって報告されている。³⁾

いま line pair test pattern が作る像を種々な面で考えてみると Fig.1 のようになる。

このとき、1 対の line pair の像が消去されるのは、Fig.1 に示すように X 線管焦点の半分が line pair test pattern の空間を通して見えたときである。²⁾

いま、吸収体の寸法を S とし、X 線管の実効焦点の寸法を f とすれば、

$$MS = \frac{fM - f}{2}$$

$$f = \frac{2MS}{M - 1} \quad (1)$$

となる。

このとき1対のline pairの像は消去する。

ここでMは拡大率である。

$$M = \frac{a + b}{a}$$

star test pattern は多くの line pair test pattern を円形に並べたものと考えられる。

すると角度 θ で並べられた star test pattern の直径 d 点における吸収体の幅 S は、

$$S = \frac{\theta}{360} \pi d \quad (2)$$

となる。

(1)式と(2)式から

$$f = \frac{\pi \theta}{180} \cdot \frac{Md}{M - 1} \quad (3)$$

が得られる。

像面での消去された点の直径を D とすれば、

$$D = Md$$

であるから(3)式は、

$$f = \frac{\pi \theta}{180} \cdot \frac{D}{M - 1} \quad (4)$$

となる。

star test pattern の格子の角度が判明すれば、その拡大像から(4)式で X 線管の実効焦点寸法を決定することができる。

われわれが使用した star test pattern は、90 本の吸収体と 90 個の空間から

成り立っているから、格子の角度は2度と考えられる。

したがって(4)式は、

$$f = \frac{0.0349 \cdot D}{M - 1}$$

と書き変えられる。

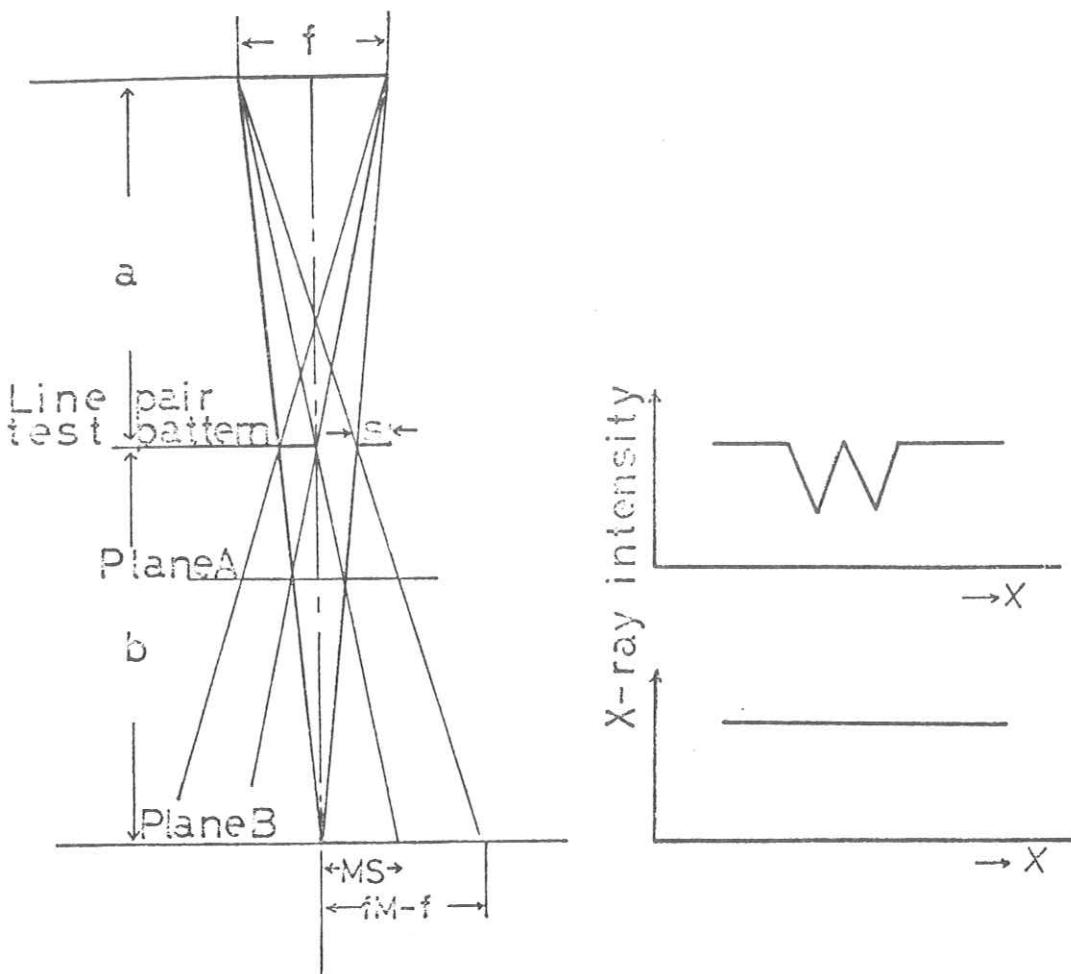


Fig. 1. Reference diagram for calculations of effective focal spot size.

3 実験結果および考察

3.1 pin-hole camera 法との比較

pin-hole camera 法を用いて作成した像を microdensitometer で走査したもののが Fig. 2 に示す。

このように pin-hole camera 法の像は、半影を含んでいるので計測がむづかしい。

いま、この半値幅をとると、star test pattern 法で計測した X 線管の実効焦点寸法とよく一致する。

Table 1 に star test pattern 法による X 線管の実効焦点と pin-hole camera 法の半値幅から求めた X 線管の実効焦点寸法を示す。

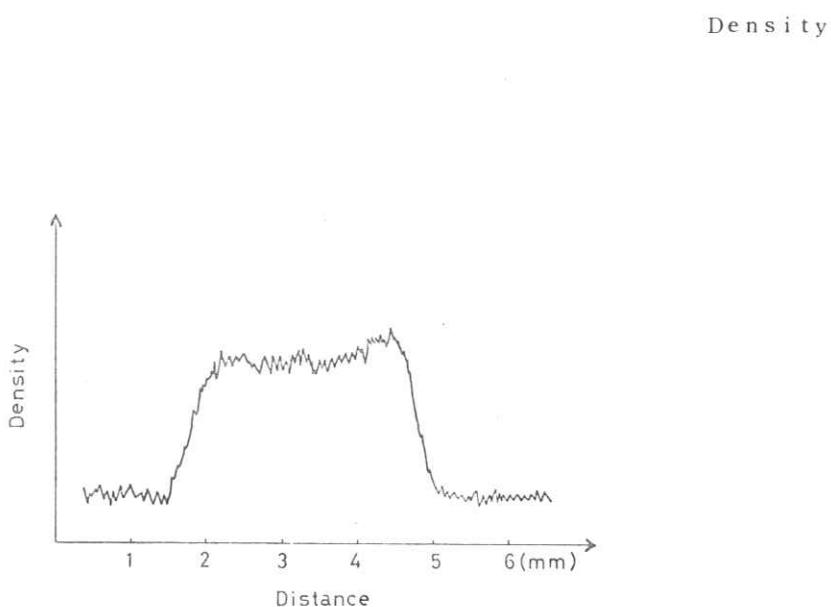


Fig. 2. Microdensitometric image of a focal spot by a pin-hole camera.

	Star test pattern method	Pin-hole camera method
Cathod-anode axis	3.1 mm	3.0 mm
Right angles to cathod-anode axis	2.2 mm	2.1 mm

Table 1. The relation between a focal spot size by star test pattern method and a half value width of pin-hole camera method.

半値幅で評価するには、どうしても Microdensitometer が必要である。

したがって 1 の項で述べた理由から star test pattern 法が優れていると考える。

3.2 解像力法との比較

JIS の解像力法は 2 の項で述べた line test pattern 法と同じ原理にもとづいている。

いま Fig.1 のように line test pattern を配置したとき

$$\frac{2 S_1 (a_1 + b_1)}{b_1} = f_1$$

$$\frac{2 S_2 (a_2 + b_2)}{b_2} = f_2$$

を満足する S , a , b , の 2 組の値の組に対して撮影を行ない, f_1 に対応する film の像が, 同数の線として明りよう認められたとき実効焦点寸法が f_1 より小さいものとし, f_2 に対応する film の像が同数の線として認められないとき, 実効焦点寸法が f_2 より大きいとすると規定されている。

したがって, film に同数と認められない直径 S , または a , b の値が判明するまで撮影をくり返す必要が生じ, S の値によっては, 偽解像を見る危険もある。

これに比して star test pattern 法は 1 回の撮影で両軸方向の実効焦点寸法が判明

する。

3.3 X線管焦点寸法の管電流による変化

実験に使用した装置は三相電源，12相整流方式で，X線管の実効焦点は公称で 2×2 mmである。

結果をTable 2に示す。

この管球は管電流50mAすでに公称の値を越えているが，JISによると1.7～2.4 mmが許容範囲とされているから，管球長軸方向の長さだけが不適格となる。

つぎに各社のX線管の実効焦点の寸法と管電流の関係について見ると，A社のものは，形状が他に比較してかなり長短冊形で，管電流200mAで長軸方向において，JISに規定された許容範囲を越えている。

Tube current	Cathod-anode axis (mm)		Right angles to cathod-anode axis (mm)	
	F-tube	L-tube	F-tube	L-tube
50 mA	2.8	2.8	2.2	2.2
100 mA	2.8	2.8	2.2	2.2
200 mA	3.0	3.0	2.2	2.2
400 mA	3.1	3.1	2.2	2.2
800 mA	3.1	3.1	2.3	2.4
1200 mA	3.2	3.2	2.5	2.5

Table 2. The focal spot size by star test pattern method. (D-Co., made in Japan. Nominal 2 mm focal spot. 60kVp.)

Tube current	Cathod-anode axis (mm)	Right angles to cathod-anode axis (mm)
200 mA	3.0	1.7
300 mA	3.1	1.7
400 mA	3.2	1.7
500 mA	3.4	1.7

Table 3. The focal spot size of A-Co., made in Japan.
(Nominal 2.2mm focal spot. 60kVp.)

Tube current	Cathod-anode axis (mm)	Right angles to cathod-anode axis (mm)
150 mA	2.6	2.1
200 mA	2.6	2.2
300 mA	2.6	2.3
500 mA	2.7	2.4

Table 4. The focal spot size of B-Co., made in foreign.
(Nominal 1.6 1.6mm focal spot. 60kVp.)

Tube current	Cathod-anode axis (mm)	Right angles to cathod-anode axis (mm)	
100 mA	2.2 (2.17)	2.4	(2.38)
125 mA	2.2 (2.22)	2.3	(2.34)
160 mA	2.3 (2.25)	2.3	(2.32)
200 mA	2.3 (2.27)	2.3	(2.27)
250 mA	2.2 (2.24)	2.3	(2.25)
320 mA	2.3 (2.26)	2.2	(2.23)
400 mA	2.3 (2.30)	2.3	(2.26)
500 mA	2.3 (2.32)	2.3	(2.27)
800 mA	2.5 (2.49)	2.5	(2.49)
1000 mA	2.6 (2.60)	2.5	(2.53)

Table 5. The focal spot size of C-Co., made in Japan.
(Nominal 2.2mm focal spot size. 60kVp.)

Symbols

-----Thermoelectron of the other current,
———Thermoelectron of 200 or 320mA.

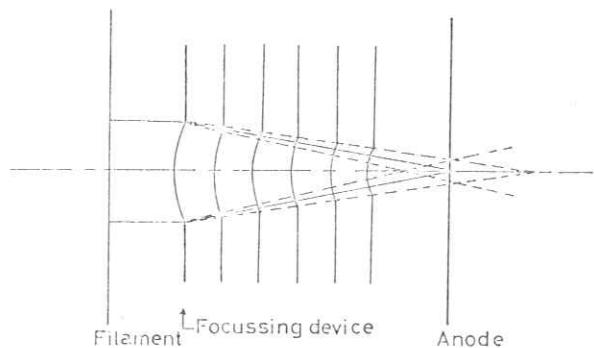


Fig 3.

The convergent effect of thermoelectron by electric lens.

しかしこの管球は、短軸方向で公称焦点寸法以下であり、管電流によってほとんど変化しないから、使用方法によっては有効な結果を示すと考えられる。

この現象の原因の1つとして、管球容器内のX線管の取り付け位置の不良が考えられる。

A社の実効焦点寸法をTable 3に示す。

Table 4に示すB社は外国製のX線管球の実効焦点寸法である。

公称焦点寸法は 1.6×1.6 mmとなっているが、Table 4に示すように、かなり公称焦点寸法より大きく 150 mA すでに 2 mm を越えている。

外国製X線管球の負荷容量が大きいのもこのあたりの理由によるものであろう。

実効焦点寸法だけから考えれば、国産のX線管球のほうが優れているといえる。

つぎにC社の実効焦点寸法をTable 5に示す。このX線管球の実効焦点は、他のものに比較して形状が正方形に近く、JISの許容範囲に入る。

Table 5から判るように、このX線管球は実効焦点の大きさが、短軸方向において 200 mA と 320 mA の間で最小となっている。

この原因はFig.3のような電子lensを用いて熱電子を収束させるとき、 200 mA ~
⁴⁾
 300 mAにおいて、収束効果が良くなるように設計されているものと考えられる。

また収束装置の構造とfilamentの深さとの関係も考えられる。⁴⁾

Fig.4にstar test patternの拡大写真像を示す。

3.4 X線管焦点の管電圧による変化

X線管焦点寸法の管電圧依存性はないと考えられている。¹⁾

われわれの実験でもほとんどその差は認められなかつたが、わずかながら管電圧が上昇すると実効焦点は縮小する。

しかし放射線像に多くの影響を与える程ではない。

このことはresponse関数の手法でも示されている。¹⁾

Table 6に管電圧 120 kVpのときの各管電流に対する実効焦点寸法を示す。

4 結 語

X線管焦点寸法についての研究は数多くあり、最近ではresponse関数で評価され、管電流によって変化することもすでに述べられている。

X線管焦点を評価するとき、response関数で評価することが一番望ましいことは論をま

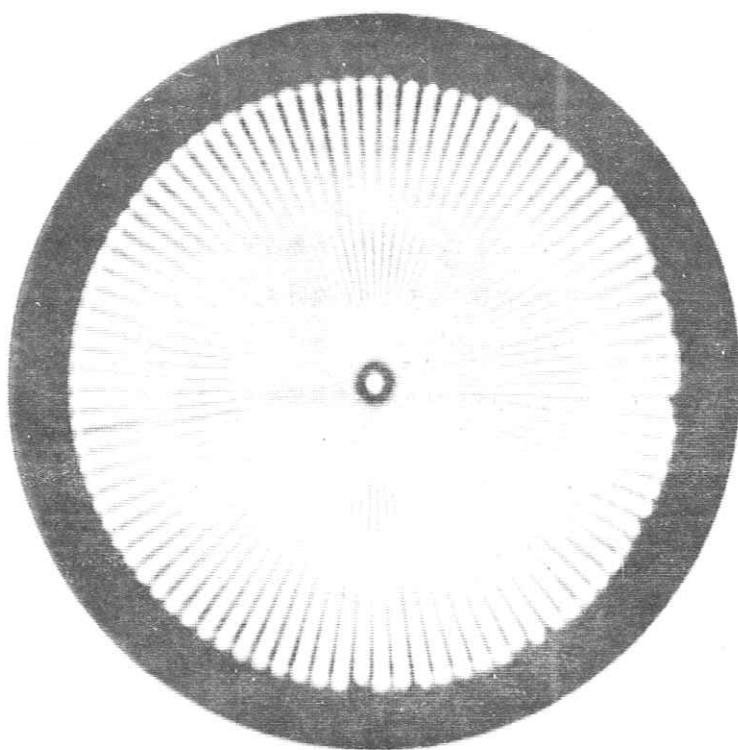


Fig 4. Radiograph of a star test pattern.
Nominal 2×2mm. 40kVp, 100mA,

Tube current	Cathod-anode axis (mm)	
	C-Co.	D-Co., F-tube
50 mA	-	2.7
100 mA	2.1 (2.10)	2.8
200 mA	2.1 (2.14)	-
400 mA	2.1 (2.14)	2.9
500 mA	2.3 (2.28)	-
800 mA	-	3.0

Tube current	Right angles to cathod-anode axis (mm)	
	C-Co.	D-Co., F-tube
50 mA	-	2.1
100 mA	2.4 (2.42)	2.1
200 mA	2.4 (2.35)	-
400 mA	2.4 (2.35)	2.1
500 mA	2.2 (2.21)	-
800 mA	-	2.2

Table 6. The focal spot size by 120kVp exposure.
(Nominal 2.2mm focal spot.)

たないが、1項で述べたような理由で一般的でない。

star test patternによる方法は、手軽に簡単にX線管焦点寸法の評価ができ、pin-hole camera法より優れている。

star test pattern法を用いたとき、誤差は拡大率の上昇と共に減少する。

測定誤差1mmについての実効焦点寸法の違いを各拡大率ごとに、(5)式を参考にして計算したものを作成してTable 7に示す。

このように誤差は非常に小さいが、一般に用いるときは、star test patternの直径も考えて決定すべきであるが、Mは1.8、1.9、2.0あたりが適当と考えられる。

M	1.3	1.4	1.5	1.6	1.7	1.8
error(mm)	+0.116	+0.087	+0.069	+0.058	+0.049	+0.043

M	1.9	2.0	2.1	2.2	2.3
error(mm)	+0.038	+0.035	+0.031	+0.029	+0.026

Table 7. The relation between experimental error per 1mm and enlargement factor.

より精密なX線写真を作るためには、X線管焦点寸法を考えたmA s 値の選択も必要である。また外国製X線管の実効焦点寸法については、IEC勧告では、許容公差は $f > 1.5$ について $-0 \sim +30\%$ となっていて、JISと異なった値を示していることに原因すると考える。

参考文献

1. 内田 勝：X線管焦点のX線強度分布のフーリエ解析，応用物理，34. 2. 1965.
2. 高橋宏一：X線による偽解像の幾何学的解釈，日放技学会誌，23. 3. 1967.
3. P. Spiegler, W.C. Breckinridge : Imaging of Focal Spot by Means of the Star test pattern, Radiology 102. March 1972.
4. 井上輝司，藤本慶治：X線管及整流管，X線管叢書第2巻

絞り装置による散乱線除去効果の MTF

Modulation Transfer Function of Clean-up
Effect of Scattered Radiation by Collimator

宮崎大学工学部 内田 勝
県立宮崎病院放射線科 稲津 博

Suguru Uchida
Miyazaki University
and
Hirosi Inatsu
Miyazaki Prefectural Hospital

Summary

In the radiographic system, scattered radiations from object make the image quality poor. As clean-up equipment, X-ray grids and collimator are generally used. The efficiency of collimator had been geometrically evaluated concerning extra focal radiation and penumbra. As to the influence of scattered radiations on the image quality some more quantitative evaluation is necessary.

In this paper, we tried to show the clean-up effect of scattered radiations of collimator by means of the technique of Modulation Transfer Function (MTF).

Let MTF of systems with collimator and without collimator be $X(\omega)$ and $Y(\omega)$ respectively. The MTF $C(\omega)$ of clean-up effect of scattered radiations by collimator is to be obtained by the

following Equation.

$$C(\nu) = X(\nu)/Y(\nu)$$

Where $C(\nu)$ is changed by radiation fields.

From the theory above mentioned, we studied about the MTFs of clean-up effect of scattered radiations on each radiation field of 10×10 cm., 20×20 cm. and 30×30 cm.. As a phantom, we used acrilic board of 9cm. thick, and the conditions of exposure are 80kVp. and 100mA..

The experimental results are shown in Figure 3. It is proper that the improvement of image in narrow radiation field is better than in wide one. If the clean-up effect of scattered radiations is evaluated by MTF, then the difference of result by measurement method is solved, we can evaluate the clean-up effect quantitatively.

This method is useful to the selection of the optimum combination of X-ray grid and radiation field, and these results are useful to the selection of equipments according to radiographic portions.

The effective selection of equipments is useful to the reduction of patient exposures and the improvement of capability of diagnosis.

1 緒 言

放射線撮影系において、画質を低下させる大きな原因として被写体からの散乱線がある。この散乱線を除去する方法として、X-ray grid と絞り装置がある。X-ray grid の散乱線除去効果については先に述べた⁽¹⁾。絞り装置の性能評価は焦点外 X 線、半陰影について幾何学的に中村によってなされている⁽²⁾。また照射野を狭くすれば、画質が向上することは古くから知られ研究されている。⁽³⁾ 照射野の変化による散乱線の量が画質に与える影響についてはより定量的な評価が必要と考えられる。本論文では、絞り装置の散乱線除去効果を定量的に評価する方法として、MTF の手法を用いることを試みた。

2 絞り装置による散乱線除去効果の MTF

いま、X線管焦点のMTF、絞り装置による散乱線除去効果のMTF、散乱線によるボケのMTF、X-ray film のMTFをそれぞれ $T(\omega)$ 、 $C(\omega)$ 、 $S(\omega)$ 、 $F(\omega)$ とするとき、Fig.1 に示すような系のMTF、 $X(\omega)$ は、

$$X(\omega) = T(\omega) \cdot C(\omega) \cdot S(\omega) \cdot F(\omega) \quad (1)$$

で示される。

つぎに上述の系から絞り装置を除いた系のMTF、 $Y(\omega)$ は、

$$Y(\omega) = T(\omega) \cdot S(\omega) \cdot F(\omega) \quad (2)$$

で求められる。

式(1)と式(2)から、絞り装置による散乱線除去効果のMTF、 $C(\omega)$ は、

$$C(\omega) = X(\omega) / Y(\omega) \quad (3)$$

で求めることができる。

このとき、 $C(\omega)$ は照射野の大きさの影響を受ける。したがって、照射野を変化させることによって、それぞれの照射野における散乱線除去効果のMTF が得られる。

3 実験方法

2 項で述べたように、絞り装置を含む系と含まない系のMTF を、矩形波 chart を使用して、Fig.1 に示すような実験方法で求める。

その出力像は Microdensitometer で測定し濃度は有効露光量に変換した。理由は非線型を除くためである。

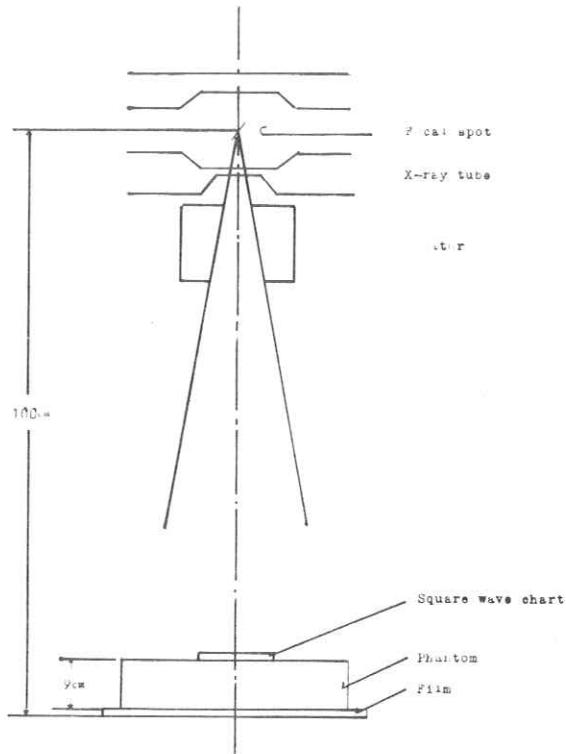


Fig.1. Experimental arrangement.

散乱体として、Acrylic板の9cm厚さのものを用いた。照射野の広さは film 面で、 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ と絞り装置がないときの照射野である。

使用 X 線装置は 3 相 12 パルス、1200 mA 型装置 X 線管焦点は $1 \times 1 \text{ mm}$ である。照射条件は 80 KVP, 100 mA である。

4 結果および考察

Fig.2 に矩形波 chart 法で得られた絞り装置が存在する系の MTF, X(ω) (照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$) と、存在しない系の MTF, Y(ω) を示す。

空間周波数 $0.025 \sim 0.21 \text{ lines/mm}$, $1.0 \sim 3.0 \text{ lines/mm}$ と別々になっているのは矩形波 chart の材質が異なるためである。

Fig.3 に式 3 から得られた正規化した絞り装置による散乱線除去効果の矩形波 MTF を示す。MTF は Sine wave MTF で示されるべきであるが、散乱線によるボケの影響によ

って高周波まで矩形波MTFが得られずColtmanの関係式が用いられなかつたので矩形波MTFで示した。

Fig.3に示すように、照射野を狭くすることで画質は改善され、殊に高周波で良くなっている。このことはX-ray gridの効果とよく一致している。

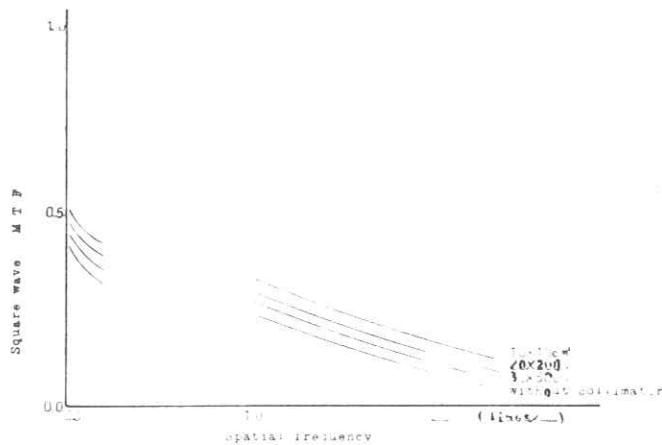


Figure 2.

Square wave MTFs in the case with collimator
(Field; 10×10cm., 20×20cm. and 30×30cm.) and
without.

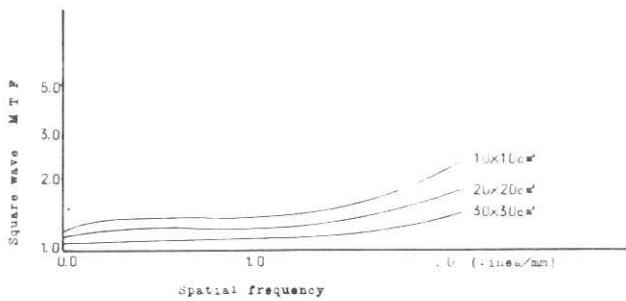


Figure 3.

Square wave MTFs of clean-up effect of scattered
radiations by collimator.

5 結 語

散乱線除去効果のうち、絞り装置に関するものを取り上げ、MTFの手法で定量的に示した。絞り装置とX-ray gridの散乱線除去効果を比較して、同程度の像改善が期待できるならば、X-ray gridを用いないほうが被曝線量などの点で優れていることもあり得る。今回は絞り装置による散乱線除去効果のMTF表示にとどめたが、上記のような臨床的研究も必要である。

参 考 文 献

- 1) 舩津博他：散乱線除去効果のMTF，日放技学会誌，28，4，1973.
- 2) 中村 実：X線写真的画質に及ぼす因子の研究，日放技学会誌，20，4，1964.
- 3) 神田賢吾：微小放射口による写真効果並びに散乱線について，日放技学会誌，14，3，1958.

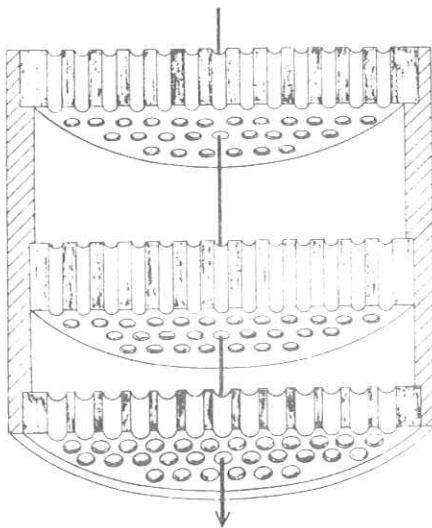


Fig.1 Section of the third GEOMETRICALLY COINCIDENT COLLIMATOR

これを用いて ^{99m}Tc 点線源を用いたときの半波高値巾について，Nuclear Chicago 社の high performance collimator のそれと比較したのでその結果について報告する。

2 Geometrically coincident collimator の構造

I型は直径 5 cm , 高さ 3 cm , 鉛孔板は 2 層であり , 鉛孔直径は 1 mm , 配列は正方形で , 孔中心間距離は 2 mm , 鉛厚さ 2 mm である。

II型は光学的追跡実験用である。孔板 3 層である。

III型は孔板間隔とスペーサー厚さが II と異なる。

IV型は , 直径 10 cm , 高さ 2.9 cm であり , 鉛孔板は 3 層であり , その間隔は 1.3 mm , 8 mm で , 厚さはそれぞれ 2 , 4 , 2 mm , 鉛孔直径は 1 mm , 鉛孔中心間隔は 2 mm , 正方形配列である。

IV型は , 直径 10 cm , 高さ 2.9 cm , 鉛孔板は 3 層であり , 間隔は 4 , 1.3 mm であり , 厚さは 4 , 5 , 3 mm であり , 鉛孔直径は 1 mm であり , 鉛孔中心間隔は 2 mm であり , 三角形

配列である。鉛孔はシンチレータに向いテーパ状に大きくなっていて感度をあげている。

3 実験および測定

a 実験

これらのコリメーターを実際のシンチカメラにセットするには前者の直径が 5 cm で後者の直径が 22.5 cm なのでコリメーターとシンチレーターのインターフェスが必要なためとりあえず、フィルム法でその解像力値を検討した。フィルムは①さくらメディカル RQ 型ネガ両面フィルム、増感紙極光 HSS 使用、②コダック 工業用 RPM を使用し、RI 線源とし ^{99m}Tc 2~3 mCi / 0.1 cc (γ 線 0.1405, 0.142, 0.002 MeV) を内径 3.6 mm のビニール管に封入し点線源とした。コリメータ表面と RI 線源の間のクリアランスはそれぞれ 0.5, 5.5, 10.5, 15.5 cm である。焦点大きさ 1 mm の X 線束で撮影してチェックしたところ鉛孔および配列一様性は十分満足できた。

Nuclear Chicago 社製 High performance (H.P.) コリメーター（三角形鉛孔 14780 ケ、隔壁厚 0.25 mm、コリメーター厚さ 29.5 mm、有効穴経約 1.65 mm、視野 24.7.5 mm）を用いて同様に四点線源を用い、同時に写真をとった。このときはコダック工業用 RPM を使用した。

b 半波高値巾の測定

ナルミ製微速濃度計で点線像分布を測定し、補正曲線で、強度分布に変換し、半波高値巾を測定した。フィルムの特性曲線は、フィルム面に達する ^{99m}Tc の γ 線の積分線量と濃度値により作った。積分線量は

$$Q = \frac{\Gamma q_0}{\gamma^2} \int_{t_1}^{t_2} \exp\left(-\frac{0.693}{T} t\right) dt [R]$$

Γ : 比放射定数、 γ : 点線源とフィルム間距離、 q_0 : ^{99m}Tc の t_1 時の放射能、 T は ^{99m}Tc の半減期、6 時間、 t_1 - t_2 は曝射時間。点線源と言っても鉛孔径より大きいので 0.5 cm のときを除くとはば十分な特性曲線をうる。H.P. コリメーター使用のときは同一濃度の放射能の 4 ケの点線源を使用したので相対量は距離の自乗に比例する。H.P. コリメーターは三角形孔なので方向性があり半波高値巾の大なる方をとった。著者らの N 型は x, y 方向 N 型は 120° 方向でかつ、濃度大なるものを測定した。また点線源はの大きさの補正是していない。

4 測定結果および討論

測定した γ 線写真は図2, 3, 4である。R I 映像系では普通 ^{99m}Tc の γ 線に対して約160~120 KeV位のウインドー巾でエネルギーレベルを設定している。しかし、この写真是全 γ 線、光電効果の電子、コンプトン電子、二次 γ 線、特性X線など全てを含んでいることかつフィルムの波長感度特性などを考慮すると、エネルギーレベルを設定した γ 線写真がとれたとしたときのものよりも得られた画質、FWHMは悪くなっている筈である。

I型では原点の点像強度の廻りに二次ピークが、x, y方向にあったので、普通光線用コリメーターII型、II'型を使用し、中心から5 mm以内の二次ピークを10%以内に押えるように計画し、III型を作った。鉛孔板を3層とし、鉛孔板厚さもかえた結果、5 mm以内の二次ピークはなくなったが、約1 cmの時に二次ピークができる。コリメーター表面から離れれば(5 cmで1.5 cm, 10 cmで2.5 cm)原点より相当離れ、画質に影響は少ないと思える。さらに

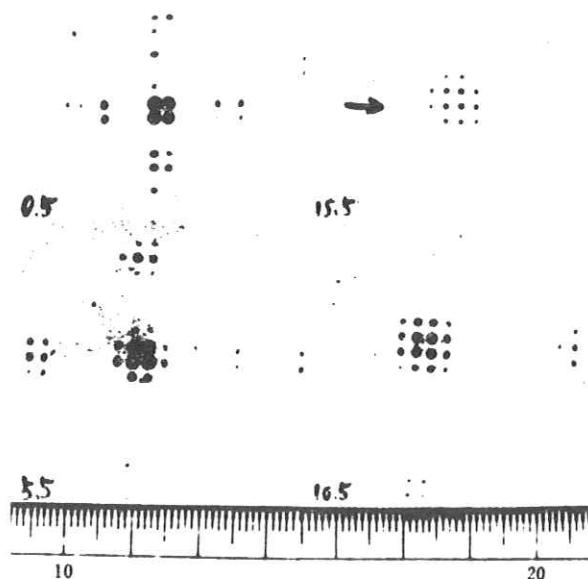


Fig.2 Radiographs of a ^{99m}Tc point source through the third geometrically coincident collimator. Numerals show the clearance between source and collimator. as same as in Fig.3 and 4.

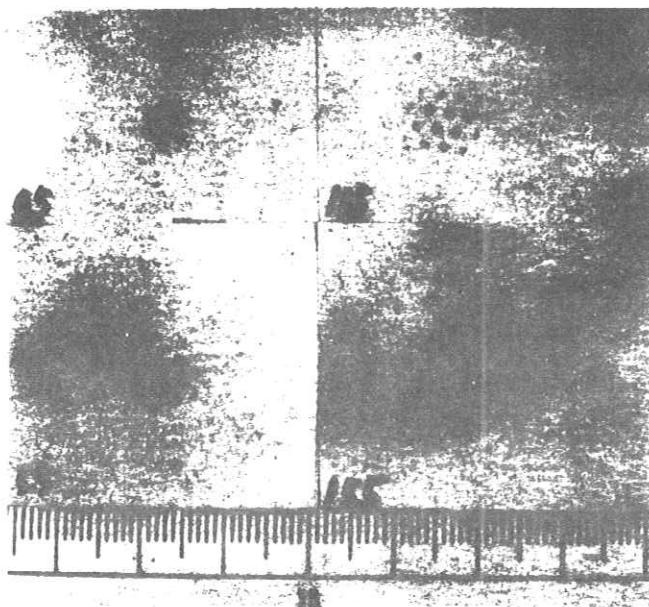


Fig.3 Radiographs of a ^{99m}Tc point source through the fourth geometrically coincident collimator.

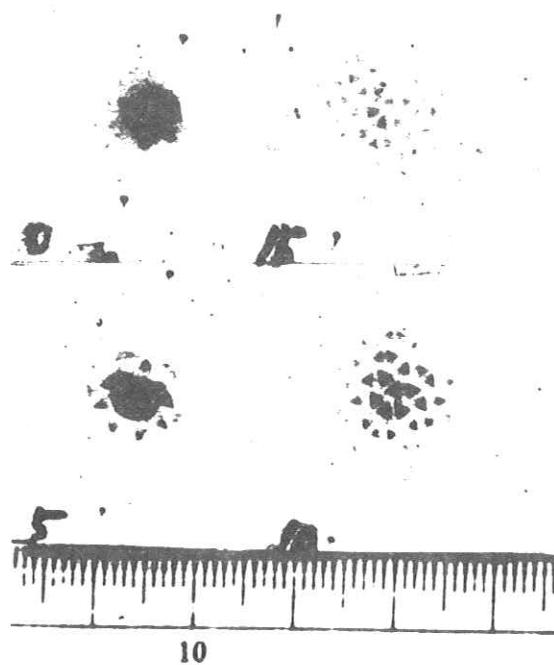


Fig.4 Radiographs of a ^{99m}Tc point source through a high performance collimator (Nuclear Chicago Co.Ltd).

IV型では、鉛孔配列を三角形とし、鉛孔板厚さ、鉛孔板間隔をえた結果、サイドホールによる二次ピークは消失し、感度は18%増加した。H.P.は隔壁厚さが0.25なので感度はさらに12%よく鉛孔面積比は90%以上となる。すなわち、鉛孔直径を γ とすると、III型とIV型の鉛孔比は $(\pi\gamma^2/2) : ((\pi\gamma^2/2) \times 2/\sqrt{3}) \div 1.2$ となり、H.P.のとき三角形の一辺の、隔壁厚さ a なら、三角形孔比 $= (1 - \frac{Z\Delta a}{a})^2$ となり、ほぼ上記の値となる。

Geometrically Coincident Collimator という名はないようであるが、MoodyはParallel hole collimator という2層のコリメーターを螢光増倍管(2ヶ使用)に使用しているが、詳細は不明である。^①

FWHMはH.P.に方向性があるので、クリアランス0.5, 5.5のとき、大なる方をとった。III型ではx, y方向を測定したが、クリアランス0.5では45°方向が、1.3倍位悪くなる。1.05cm, 1.5cmでは方向性がほぼなくなる。IV型では120°三方向のうち最悪のものをとった。従ってVI型のFWHMはIII型より多少悪くなる。H.P.では隔壁が非常に薄いので、クリアランス4cm迄はFWHMはIV型より良好であるが、これをこえると急速に悪化し、クリアランス1.5cmでFWHM約2.0cmとなり、III, IV型の倍となる。クリアランス10cmで50%位H.P.の方が悪い。(図5)

FWHMは強度分布で測定しているが、図2, 3, 4などを我々が見るときは視覚的にはlog的に見ているので、フィルム強度そのまで測定した方がよいということも考えられる。このときのFWHMは強度分布のときより広くなる。

実際に注射器やバイヤル瓶に^{99m}Tcを入れたものの、γ線写真をとると、図6のようであり、1.0cmはなれていても最も細い直径4.8mmの注射器が見える。FWHMは50%であり、識別可能値はMTF上コントラストで0.1前後と考えられるので、両者は必ずしも対応しないことを考えれば、4.8mmという値も理解できる。

従来集束型コリメーターの計算や光線追跡はあるが、²⁾³⁾平行型のものについては報告が少く、以上の結果は総合解像力の改良に有利であると思う。

最後にコリメーターの解像力が向上したときそれを生かすためには、NaI検出器の空間解像力を向上させねばならぬ。低エネルギー用のときは厚さを薄くし高エネルギーのときと、少くとも2-3種に分けて使用すべきであること、光電子増倍管との結合も考慮すべきである。また、モザイク状のものや、multwire chamberのようなものなどを考えねばならぬ。

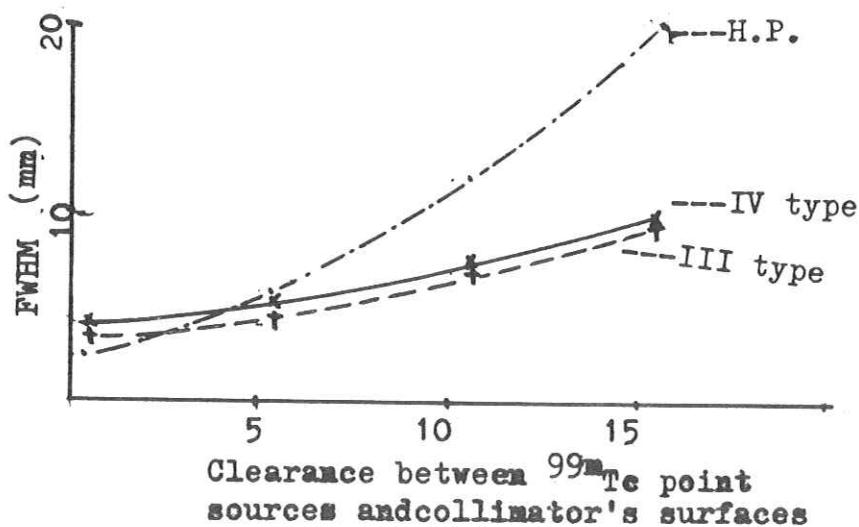


Fig.5 Comparisons of FWHM's of ^{99m}Tc point source responses when a high performance collimator (N.C.) was used, with those of the third and fourth geometrically coincident collimator used.

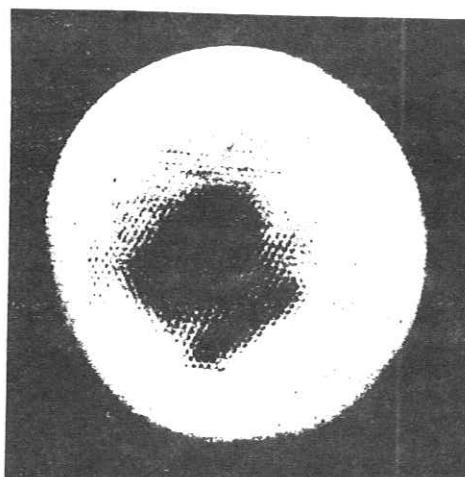


Fig.6 Gamma ray radiograph of three ^{99m}Tc cylindrical source . From upper, inner diameters are 23.5, 4.8 and 9 mm wide, and both distances of the centers are about 9 and 18 mm wide. Clearance is 10 cm.

5 結 論

著者らは、ラジオアイソトープ検出映像系の総合解像力を向上させるために、3層の鉛孔板よりなる geometrically coincident collimator を試作し、その特性を測定したが、Nuclear Chicago 社製の High performance コリメーターより深部解像力がよいことが分った。15 cm の深さでは約倍位よい。このコリメーターの性能を生かすには検出系の改善も必要である。

謝 辞 コリメーターを試作された佐藤英久氏、研究に協力戴いた福田覚氏に深く感謝する。なお本研究は昭和48年厚生省がん研究助成金（梅垣洋一郎班長）、文部省科学研究賞（高橋信次班長）の助成をうけたので感謝する。この一部は第13回日本核医学会（名古屋市）第34回日本医学放射線学会（東京）に発表した。

参 考 文 献

1. Moody, N.F., Joy, M. and Paul, W. An Image Intensifier Gamma Ray Camera and Its Variants. p. 255, Medical Radioisotope Scintigraphy 1972. Vol. 1, IAEA, 1973.
2. Beck, R.N. Collimators for Radioisotope Scanning Systems. p. 211, Medical Radioisotope Scanning Vol. 1, IAEA, 1964.
3. Brownell, G.L. Theory of Isotope Scanning. p. 1, Medical Radioisotope Scanning, IAEA, 1959.
4. 竹中栄一, 木下幸次郎, 中島緑彦, RI Scanning とレスポンス関数(1) ラジオアイソトープ, 10(2): 73, 1967.

診断用 X 線の線質表示法の比較

京大原子炉実験所 佐 藤 孝 司

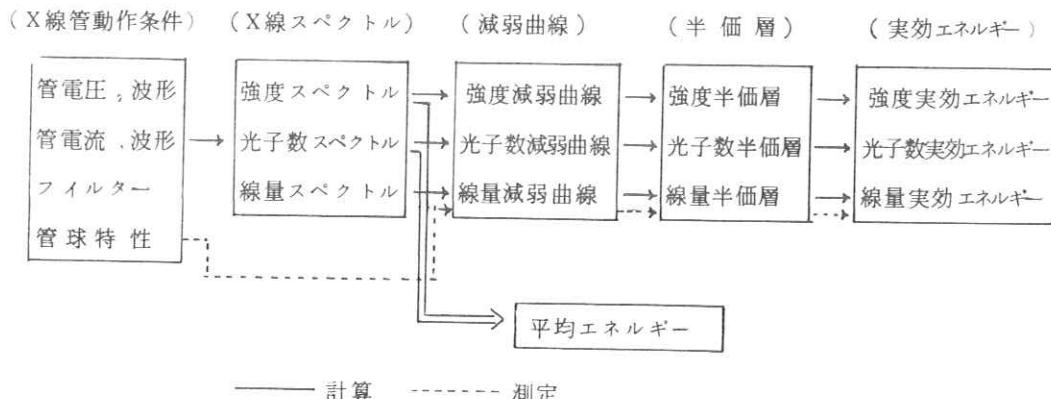
診断用に使用される X 線のエネルギー分布は連続スペクトルを持つため、その線質の表示も複雑で各表示方法により異なった数値で示される。

今回、診断用 X 線の線質の表示について各種の方法を比較検討した。

I 診断用 X 線の各種線質表示法

X 線の線質は物質の透過能力をもって表わされ、古くから硬度計を使ったり半価層、実効エネルギー、実効波長等、X 線の透過度の実測値をもとに表示されている。しかし最近は X 線管から放射される X 線の物理特性と X 線管動作条件の関連性がよく解明され、数値計算によりかなり正確に X 線スペクトルが求められるようになり、この結果、X 線スペクトルをもとにした各種の線質が評価できるようになった。

第 1 図にこれら理論的に得られる線質の相互関係を示す。



第 1 図 X 線の線質表示の相互関係

1) X線管動作条件とX線スペクトル，平均エネルギー

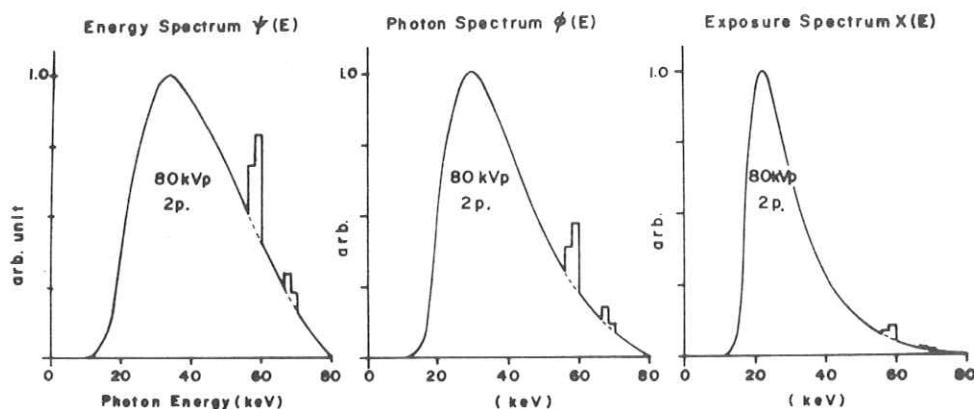
診断用X線管において，管球の構造と管球動作条件（管電圧，管電流とその波形，管球特性，附加フィルター）が決定すれば放射X線の物理特性は数値計算により求めることができる。^{1~4)}

これら，各条件の中でX線管の構造が一定であればX線の線質は管電圧により大きく左右される。

しかし，実際には管電圧以外の条件でもX線特性にかなりの変化が起こるため，X線スペクトルを正確に求めるためには複雑な計算処理を要する。

これにより求めたX線スペクトルの一例として，管電圧80 kVp，全波整流，附加フィルターアルミ1.0 mmで標準X線管を動作させた場合（V-i特性は比例）の放射X線のエネルギースペクトル $\psi(E)$ ，光子スペクトル $\phi(E)$ ，照射線量スペクトル $X(E)$ を第2図に示す。

これらの図形から同一X線であっても，基準量の違いによりスペクトルの形が変化するのがわかる。また，X線スペクトルからX線の平均エネルギー(\bar{E})は強度積分値を光子数積分値で除して数学的に求めることが出来る。



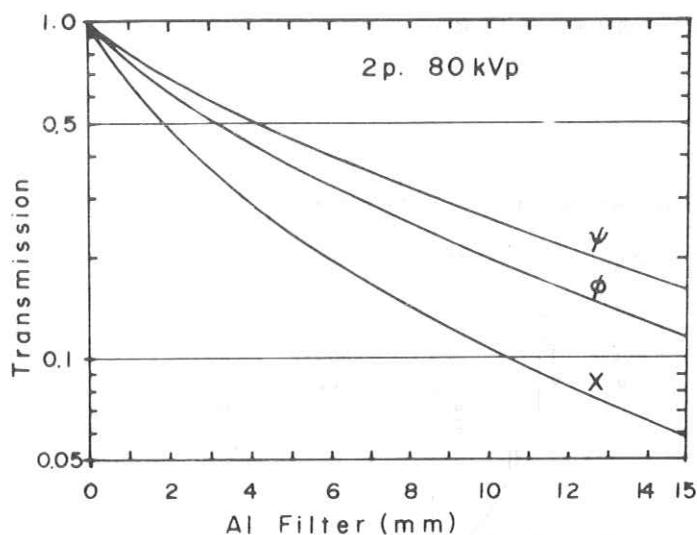
第2図 管電圧80 kVpで放射するX線のエネルギー(強度)，
光子数，線量の各スペクトル

2) 放射 X 線のアルミ減弱曲線

X線線質の本来の定義は物質透過能力であり、数値計算で求めたX線スペクトルからアルミの透過度を強度、光子数、線量の3つの量で計算し、その減弱曲線を第3図に示す。

いずれの量の減弱曲線もX線が連続スペクトルを持つため吸収体の薄い部分で直線とならず曲線を画く。これは吸収体通過によりX線のスペクトルが変化していることを意味する。また、この図から同じX線でも強度、光子数、線量と基準にする量の違いによりX線の透過度が变るのは注意を要する。

この中の線量減弱曲線は線量計の実測から得られるものと等しいはずであるが、実測値はX線の照射野の大きさ、線量計のエネルギーレスポンス、吸収体と線量計の幾何学的位置等により影響を受けやすく⁵⁾、計算値とずれを生ずることがある。



第3図 80 kVp X線のアルミに対する強度 ψ 、光子数 ϕ 、線量Xの減弱曲線

3) 半価層 , 減弱係数

X線のアルミに対する減弱曲線が求まれば , X線の強度が入射時の $\frac{1}{2}$ になる吸収体の厚さをもって(第1)半価層 , 更に $\frac{1}{2}$ から $\frac{1}{4}$ になる厚さをもって第2半価層が定義され , X線の物質透過能力を表わす数値が得られる。

この場合も3種類の減弱曲線から強度半価層 $HVL(\phi)$, 光子半価層 $HVL(\phi)$, 線量半価層 $HVL(x)$ がそれぞれ求まる。また , 減弱曲線の傾きからアルミに対する減弱係数が得られるが , 連続X線の場合は曲線の傾きが一定せず減弱係数も広い範囲の値をとる。

4) 実効エネルギー , 実効波長

連続スペクトルを持つX線では , 同一半価層になる単色X線のエネルギーでそのX線の実効エネルギー , また単色X線の波長をもって実効波長と定義される。即ち半価層での実効吸収係数 μ_{eff}

$$\mu_{eff} = \frac{0.693 \times \rho}{HVL} \quad 1$$

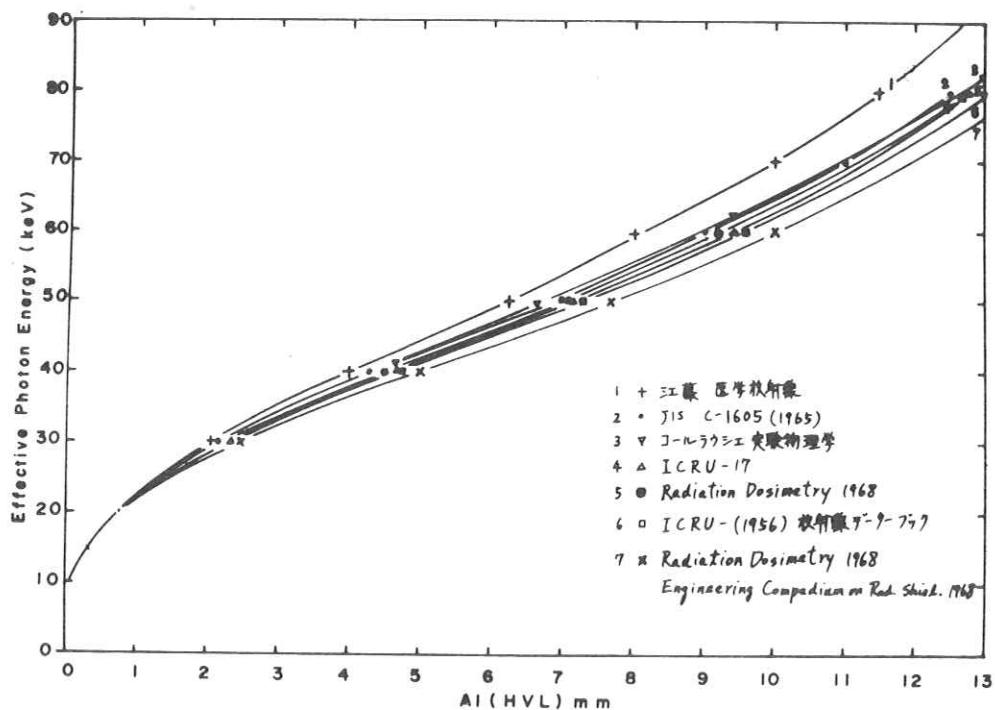
と同一の質量吸収係数になる単色X線のエネルギーで表わされるが , 基本になる診断領域 20 KeV から 100 KeV のアルミの質量吸収係数の値は文献によりかなりの開きがあり この差により半価層と実効エネルギーの換算は第4図のように異なる。

特に医学関係書に多い(6)の文献は他の値に比して大きく離れ , 使用にあたり注意が必要である。また(12)の文献は Rayleigh 散乱を除いたもので , 実効エネルギーの換算より吸収計算に適用される。したがって半価層から実効エネルギーの換算には文献 9~10 の値が現在もっとも新しい。

これら各種の線質表示法を用いて管電圧 80 kVp , 全波整流 , 附加フィルターアルミ 1.0 mm のX線管からの放射X線の線質を第一表にまとめる。

これらのX線の線質は表示目的により大きく2種類に分けられる。第1のものは , 場のX線そのものの性質を表わすもので , 各種のスペクトル , 平均エネルギーがこれに類し , 物質の透過能力は直接に現わしていない。

第2のものは半価層 , 実効エネルギー , 実効波長 , 減弱曲線で表わされるX線の物質透過能力を主体とし , 場のX線の性質そのものではない。後者の場合 , 透過能力は物質 , 厚さにより変化するため , この値を明記しなければ意味がなく , 第1 , 第2半価層 , 不均等度 , 管電圧を



第4図 半価層、実効エネルギー換算値の文献によるちがい

第一表 全波整流 80 kVp, Al 1.0 mm の放射 X 線の各種線質表示

1. X線スペクトル 第2図参照
2. 平均エネルギー 3 7.4 KeV
3. アルミ減弱曲線 第3図参照
4. 半価層、実効エネルギー、実効波長 (換算は I C R U 17 による)

	H V L mm Al		実効 エネルギー KeV	実効 波長 A
	1 s t	2 n d		
強 度 ψ	4.2 7	6.1 3	3 8.1	0.3 2 5
光 子 数 ϕ	3.2 7	4.8 6	3 4.0	0.3 6 5
線 量 X	1.8 9	2.8 5	2 7.5	0.4 5 1

5. 不 均 等 度

	h	w
強 度 ψ	1.4 4	2.1 0
光 子 数 ϕ	1.4 9	2.3 5
線 量 X	1.5 1	2.9 1

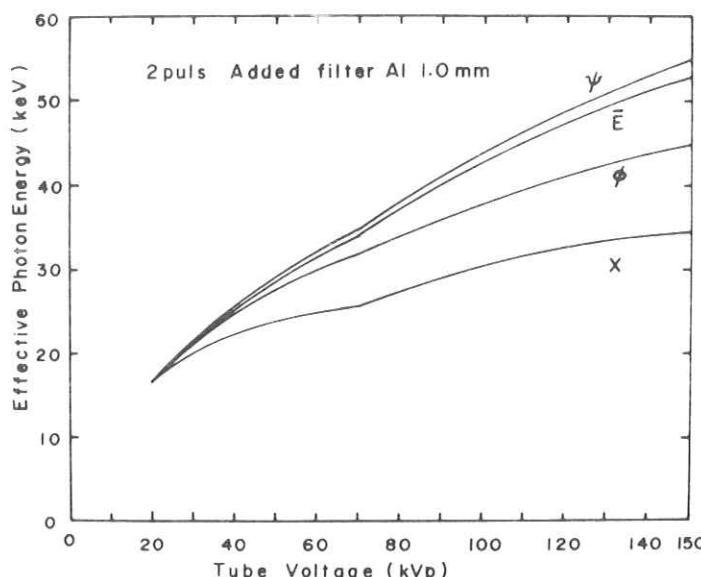
加えた複合表示が必要になる。

X線の線質は過去には物質の透過能力を定義させていたが、現在は場のX線の性質と解する場合も多くなっている。

II 管電圧に対する平均エネルギー、実効エネルギー

各種のX線線質表示で平均エネルギー、各実効エネルギーは表示の目的が異なっても、共に同じ KeV の単位で表わされるため間違が起こりやすい。

第5図に各管電圧に対する放射X線の平均エネルギー、強度実効エネルギー、光子実効エネルギー、線量実効エネルギーの計算値を示す。同じX線であっても線質の表示方法により大きく差があるが、この差はX線スペクトルの広がりを意味し、完全な単一スペクトルとなれば値はすべて一致する。



第5図 管電圧に対する平均エネルギー \bar{E} 及び強度 ψ 、光学度 ϕ 、
線量の各実効エネルギーの比較

III む す び

X線の各線質表示法は個々に特徴があり、場のX線の性質を表わすもの、透過能力を主とするもの2種に分類される。また半価層から求める実効エネルギーの換算は文献により種々の値があり、表示にはどの値を使用したか明記することが大切である。

参 考 文 献

1. 佐藤孝司 放射線像研究; 2-4, 12 (1973)
2. " " 3-2, 64 (1973)
3. " " 3-4, 177 (1973)
4. " 日, 放, 技学会誌; 29-5, 393 (1974)
5. ICRU Report 10b; (1962)
6. 江藤秀雄 医学放射線; 医学書院 (1966)
7. JIS C-1605; (1965)
8. コールラウシェ 実験物理学 別巻; (1963)
9. ICRU Report 17; (1970)
10. Attix et al Radiation Dosimetry; (1968)
11. 木村健二郎 放射線データーブック; (1958)
12. R.G.Jaeger et al "Engineering Compendium on Radiation Shielding"; (1968)

R. I. I. 研究会

会長 高橋信次
顧問 足立忠、宮川正
常任委員 佐々木常雄、竹中栄一、津田元久、長谷川伸
委員 飯沼武、一岡芳樹、内田勝、梅垣洋一郎、
金森仁志、木下幸次郎、久保栄太郎、(代理 松川收作)
佐柳和男、佐々木常雄、竹中栄一、高野正雄、
滝沢正臣、津田元久、恒岡卓二、長谷川伸、
松田一、三浦典夫、矢仲重信

編集後記

さわやかな秋、皆様にはお元気で日々御精勤のことと存じます。

雑誌の印刷につきましては前号から大阪大学今川先生にお願いしておりますが今号から発送までお手をわざらわすこととなりました。

会告ページにあるようにインフレの波の中、これまで委員はじめ会員各位のお力で何とか500円会費でまかなくて参りましたが印刷費を中心とする物価昂騰の前に力つき、本年から倍増させて頂くことになりました。運営をあずかる者として申訳なく存じますが今後とも御協力お願いします。

研究論文を御投稿下さる方は刷り上り6ページ以内になるようできるだけ御協力下さい。
大研究につきましてもその完成を待たず分割速報的にご発表下さるようお願いします。

(S. H)

印刷所

発行者

発行所

責任者
集

発行日

放射線像研究

〒113

R
I
I
研究会

〒182

長谷川伸

昭和四十九年五月日

渡辺龍史堂
池田市石橋二丁目一七の十三
電話○七二六七一七一六九
内線八六七六
電話○三一八一五一五四二
内線八六七六
東京都文京区本郷七一三一
東京大学医学部放射線
医学教室内

調布市調布ヶ丘一五
電気通信大学電子工学科内
電話○四二四一八三一二一六一
内線四二〇二一六一