

研究会記事

品 目		次 品		
15-1a	放射線測定系のフーリエ解析 第2報 (空中線量測定における電離槽線量計のレスポンス関数)	阪大医放	内森前 田川真 勝薫行	2
15-1b	放射線測定系のフーリエ解析 第3報 (深部線量測定における電離槽線量計のレスポンス関数)	阪大医放	内森前 田川真 勝薫行	8
15-1c	放射線測定系のフーリエ解析 第5報 (空間周波数領域における電離槽線量計の線質依存性)	阪大医放	内森前伊藤 田川真 勝薫行博	15
15-2	ラジオグラフィ用両面フィルムのウィーナスベクトル	和 勞 災 病 大日本塗料	土 井 邦 雄	24
15-3	イメージオルシコン管を用いたX線テレビの1, 2の特性	(株)日立製作所亀戸工場	矢野 仲田重峰 信男	28
15-4	被写体のスペクトルⅢ	N H K 基礎研 芝電氣基礎研 東大医放 芝電氣八王子	中島緑彦 井内昭一 木下幸次郎 栄一 竹中晃一	28
15-5	骨の散乱について	N H K 基礎研 東大医放 芝電	木下幸次郎 中島緑彦 竹中晃一 滝口隆 井内昭一	40
15-6	^{192}Ir γ 線撮影系のレスポンス関数	日本原子力研究所	前田 頌	41
15-7	R I スキャニング系のレスポンス関数	東大放射線科 芝電中央研 N H K 基礎研	竹中晃一 栄一 木下幸次郎 中島緑彦	45

第15回 放射線イメージ・インフォメーション研究会記事

日時 昭和42年12月2日(土) 10.00~17.00

場所 京都市北区衣笠北天神森町21

京都農林年金会館 電話 京都45局7746~8

出席者 (五十音順)

芦田暢夫, 伊藤 博, 伊藤 薫, 井内昭一, 今川房之助, 内田 勝, 金森仁志, 木下幸次郎,
佐柳和男, 佐々木, 高野正雄, 竹中栄一, 津田元久, 土井邦雄, 中島緑彦, 野田峰男,
林田重雄, 速水昭栄, 星 光二郎, 前田 頌, 森川 薫, 矢仲重信

22名

経過

(1) 報告ならびにあいさつ 内田

(2) 研究報告

司会 津田

放射線測定系のフーリエ解析 第2報 (空中線量測定における電離槽線量計のレスポンス関数)

阪大医放 内 田 勝
森 川 薫
前 田 真 行

放射線測定系は線源，コリメーター，被照射体，線量計からなる。これらの要素はそれぞれボケと関係し，線型空間周波数フィルターの直列として扱う¹⁾ことができる。

本報告では，空中線量測定における4 mm直径の電離槽線量計によってひきおこされるボケを空間周波数の領域で解析する。

電離槽内の位置は電離槽中心を原点，その短軸方向を x 軸，その長軸方向を y 軸，右手系に z 軸をとった直角座標系で表示する。つぎの仮定のもとに，電離槽線量計の線像強度分布および空間周波数特性 (MTF) を計算する。

- 1) 電離槽は円筒形である。半径 r ，長さ $2d$ ， $r < d$ 。
- 2) 電離電流は電離槽断面積に正比例する。
- 3) 電離槽内各点の X 線に対する感度特性はどこも一様である。

実験条件はつぎの通りである。整流回路はグライナツヘル結線定電圧方式，管電圧は，190 kVp (HVL 1.3 mm Cu)，管電流 25 mA，電離槽線量計の走査速度 9.23 mm/min，鉛スリットは厚さ 50 mm，縦 100 mm，横 200 mm の鉛レンガを 2枚使って，巾 1 mm，高さ 200 mm のスリットを作り使用する。

まず，電離槽線量計の MTF を計算と実験によって求めた (Fig. 1)。すなわち，鉛スリットを通った X 線束の線像強度分布を電離槽線量計を走査することによって，計算および実験それぞれで求めた。つぎにそれらをフーリエ変換して MTF を求めた。

この電離槽線量計で測定したコリメーターによる照射野の線量分布をフーリエ変換する。これらを空間周波数領域で処理して，さらに逆フーリエ変換によって照射野の真の線量分布を求めた (Fig. 2)。

Fig. 1の結果から3つの仮定を吟味する。

1) の仮定によって得られた計算値と，実物の形から計算した空間周波数特性との間には数%の誤差がある。2) の仮定は電離電流が電離容積に正比例することから，ほぼ妥当であると考えられる。3) の仮定は問題である。実際，電離槽内各点の X 線に対する感度は一様でない。 a' 曲線と $2r = 4$ mm および $2r = 6$ mm についての計算値を比較すればわかるように，4 mm 直径電離槽線量計の実験による空間周波数特性 (a') は低周波では $2r = 4$ mm の計算値にやや近く，高周波では 6 mm のものに近い傾向を示している。これは rod のある中心部の X 線に対する感度特性が他部分よりよいことを示している。また，低周波において，実験値が $2r = 4$ mm の計算値より低周波側へ移行しているのは，電離

槽の air like の物質による電離が影響していると考えられる。 b' 曲線と $2d = 16 \text{ mm}$ についての計算値と比較してみると、実際の電離槽線量計は全体として、 $2d = 16 \text{ mm}$ の計算値よりわずかに低周波側に移行した空間周波数特性を示しており、この y 軸方向については感度特性が一様であると考えてもよさそうである。

ここで興味があるのは偽解像である。すでに放射線撮影系において焦点による偽解像の存在^{2,3)}は知られているが、放射線測定系においても電離槽線量計による偽解像の現象がここに見出された。周期的構造の線量分布の測定においては、十分注意すべきである。

Fig. 2 によって、焦点の size に起因するボケが如何に照射野を決定する上で大きな影響をもつかがわかる。

size の小さな電離槽は精度のよいものを作ることは困難であるし、不安定でもある。以上のようにフーリエ解析の手法を用いることによって、電離槽の size によるボケを除去できるので、電離槽の size はかなり大きくても、精度のよい安定なものを作ることが望ましい。

文 献

- 1) 内田、他：R I I 研究会資料 No. 7-4 (1965)
- 2) 内田：応用物理 34 (1965) 97
- 3) 内田：応用物理 35 (1966) 708

Fig. 1. Comparison between calculations and experiments of MTFs of the ionization chamber. (a, b) Products of MTFs of the focus, the slit and the ionization chamber. a: In the x-component of the ionization chamber. b: In the y-component of the ionization chamber. a', b': MTFs of the ionization chamber in x-component (a') and y-component (b'). c: Product of MTFs of the focus and the slit. O, X: MTFs of the 4mm dia. (O) and 6mm dia. (X) ionization chambers calculated in x-component. ●: MTFs of the 2d=16mm sized ionization chamber calculated in y-component.

Fig. 2. The real dose distribution of the field calculated from their MTFs by inverse Fourier transforms. a: The dose distribution of the slit field affected by the blur caused by the focus and by the ionization chamber. b: The dose distribution of the slit field affected by the blur caused by the focus, i.e., desired real dose distribution. c: Geometrical dose distribution of the slit field.

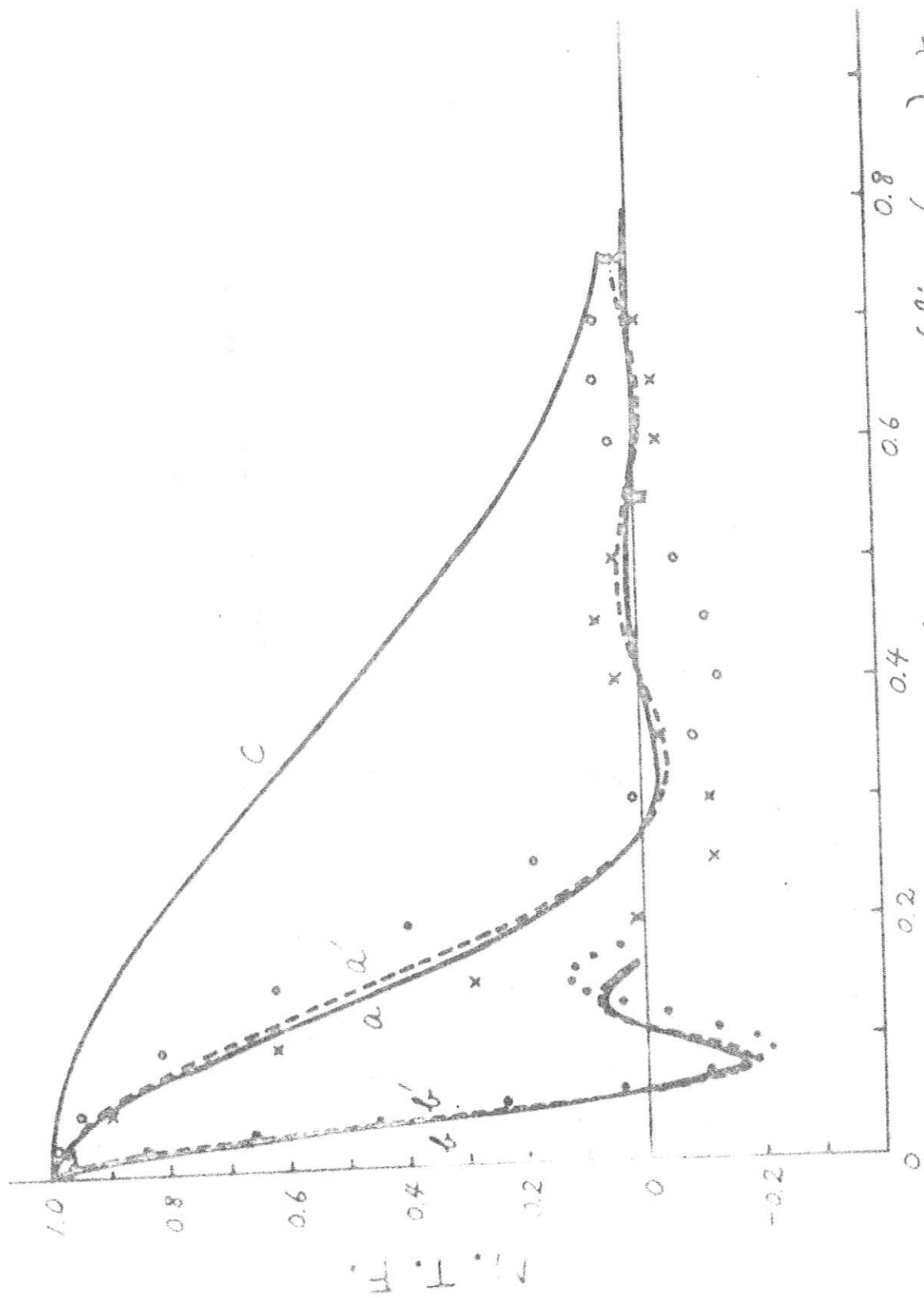


Fig. 1
 Spatial frequency (lines/mm) 内田

In the x-component of the chamber.
In the slit field in 30 mm width

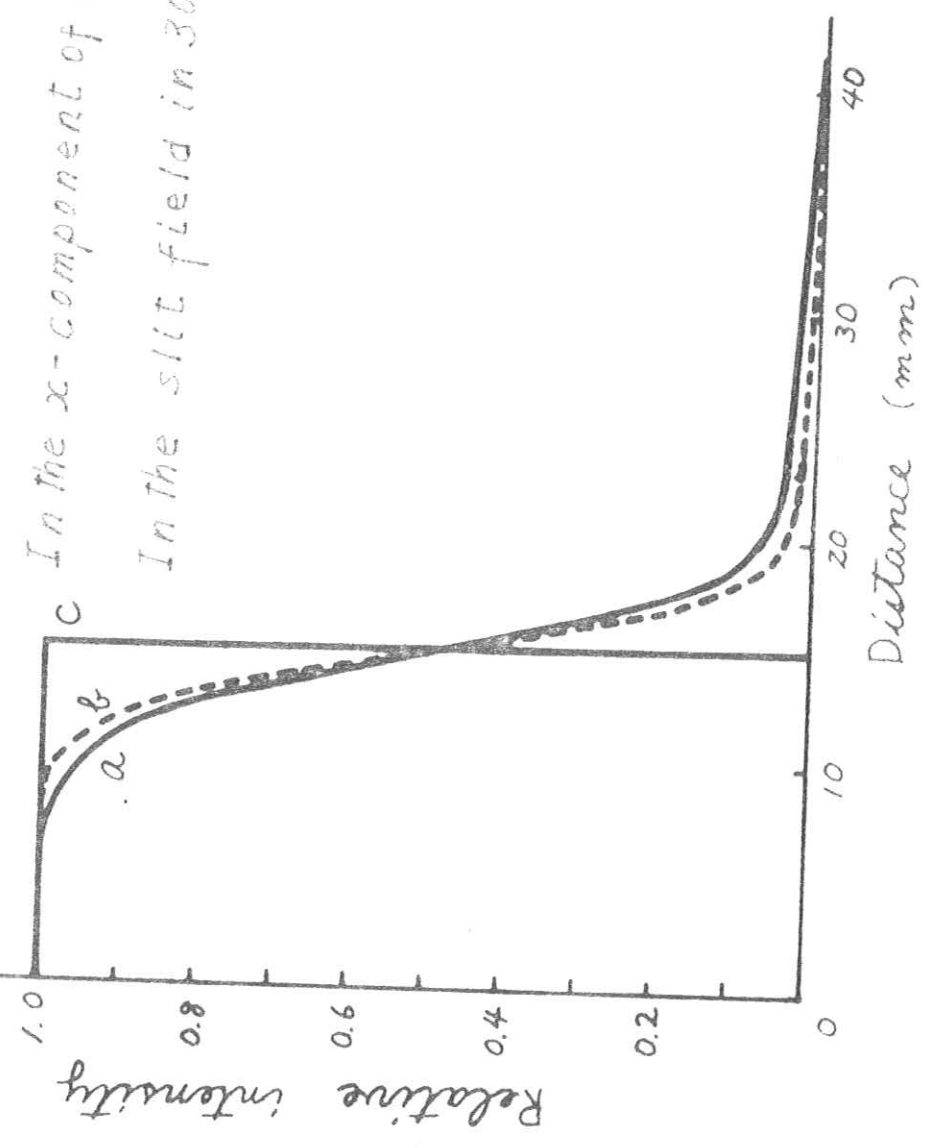
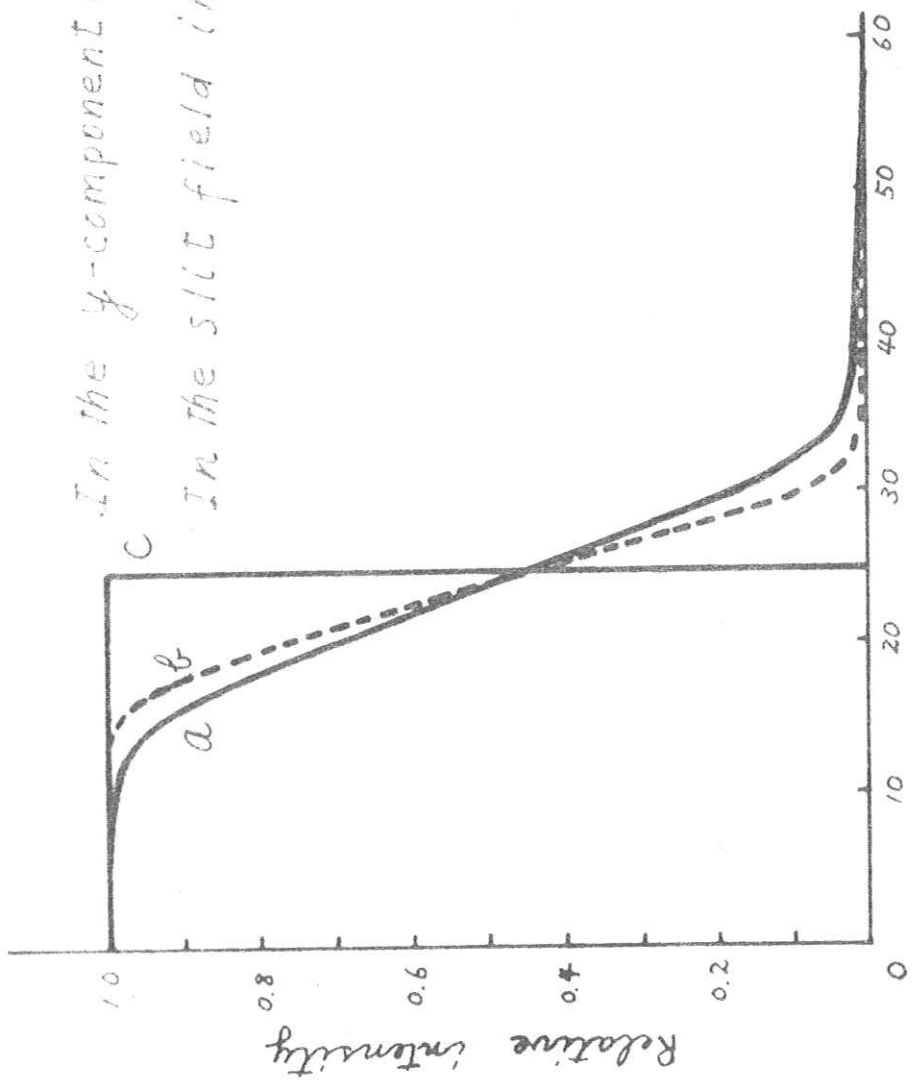


Fig. 2 (a)

In the y-component of the chamber,
 In the slit field in 50 mm width.



Distance (mm)

Fig. 2 (b)

内田
 謙
 一

放射線測定系のフーリエ解析 第3報 (深部線量測定における電離槽線量計のレスパンス関数)

阪大医放 内 田 勝
森 川 薫
前 田 真 行

本報告では、深部線量測定における電離槽の size の影響を取り扱う。計算と実験は第2報と同様な方法で行なう。ただこの解析においてはつぎの2点が異なっている。電離槽線量計は 4π 角方向から1点に入射する均等なエネルギーの散乱X線を測定する(仮定4)。電離槽は $350\text{mm} \times 300\text{mm} \times 150\text{mm}$ のアクリル被照射体の中心に固定されている。

Fig. 1, 2 は計算および実験の結果を示している。

Fig. 1 の結果から4つの仮定を吟味する。仮定1)と2)は殆んど満足され则认为られる。

仮定3)には問題がある。Fig. 1(b)の曲線bと $2d = 16\text{mm}$ についての計算値とを比較してみると、実験による MTF は計算値よりも低周波において著しく特性が低周波側によっている。これは線像強度分布で考えると、低線量域でフレアーと考えられる散乱線の計測効率が良いことを示している。すなわち、前報と同様に、rodのある中心部のX線に対する感度特性が他部分より良いことを示している。これに反して、Fig. 1(a)における曲線bと $2r = 4\text{mm}$ についての計算値を比較してみると、 MTF は大体よい一致を示しており、このx軸の方向については感度特性はほぼ同様であると考えられる。

空中および深部線量測定時の電離槽線量計の MTF の実験値と計算値の相違の原因はどちらも同じであるが、そのx軸とy軸の傾向は前者と後者とで反対である。これは両者におけるX線の電離槽への入射の様子が異なるためである。

仮定4)は直接X線を含んだ散乱X線中の実験では多少無理である。ことに高エネルギーになると散乱線の方向が直接線の方向に近づくため、さらにこの仮定は困難になる。

Fig. 1(a)において曲線bと計算値がよい一致を示し、曲線cと大きなひらきを示していることは電離槽のx軸方向では仮定4)はほぼ満足され则认为てよい。Fig. 1(b)において、曲線cと計算値がx軸方向におけるよりも、わりあい近い値を示しているのは、計算値が空気中でも散乱X線でも電離槽の長さ $2d$ が効いて、大きくは異ならないことを示している。もし仮定3)が満足されるならば、Fig. 1(a)におけると同様に曲線bは計算値とほぼ等しくなるはずであり、したがって仮定4)はほぼ満足され则认为られる。

Fig. 1(b)に示すように、測定した曲線の偽解像の程度は、曲線cより小さい値を示している。これは、線像強度分布のエッチの部分になめらかにされるためである。

Fig. 1における曲線bは、散乱X線のフレアーのために、低周波における MTF が曲線cより、著しく低周波側によっている。

Fig. 2の曲線 a, b の間の比較は, 散乱X線の測定において, 線量は y 軸方向におけるものより x 軸方向におけるものの方が多く測定されていることを示している。これは電離箱が円筒形であることから容易に説明できる。

したがって深部線量測定においては, x 軸方向において得られる線量分布は y 軸方向のものより真の値に近いが, 一方, 散乱X線はより大きな量を計測していることに注意せねばならない。

Fig. 1. Comparison between calculations and experiments of the MTFs of the ionization chamber. a: Product of the MTFs of the focus, the slit and the chamber in depth dosimetry. b: The MTF of the chamber in depth dosimetry. c: The MTF of the chamber in air dosimetry. o: The MTF of the 4mm dia. chamber in the scattered X-rays calculated. x: The MTF of the 16mm length chamber in the scattered X-rays calculated.

Fig. 2. The real dose distribution of the field, calculated from the MTF of the real field by inverse Fourier transforms. a: The dose distribution of the slit field affected by the blur caused by the focus and by the chamber in depth dosimetry. b: The dose distribution of the slit field affected by the blur caused by the focus, i.e., desired real depth dose distribution. c: Geometrical dose distribution of the slit field.

In the x -component of the chamber.

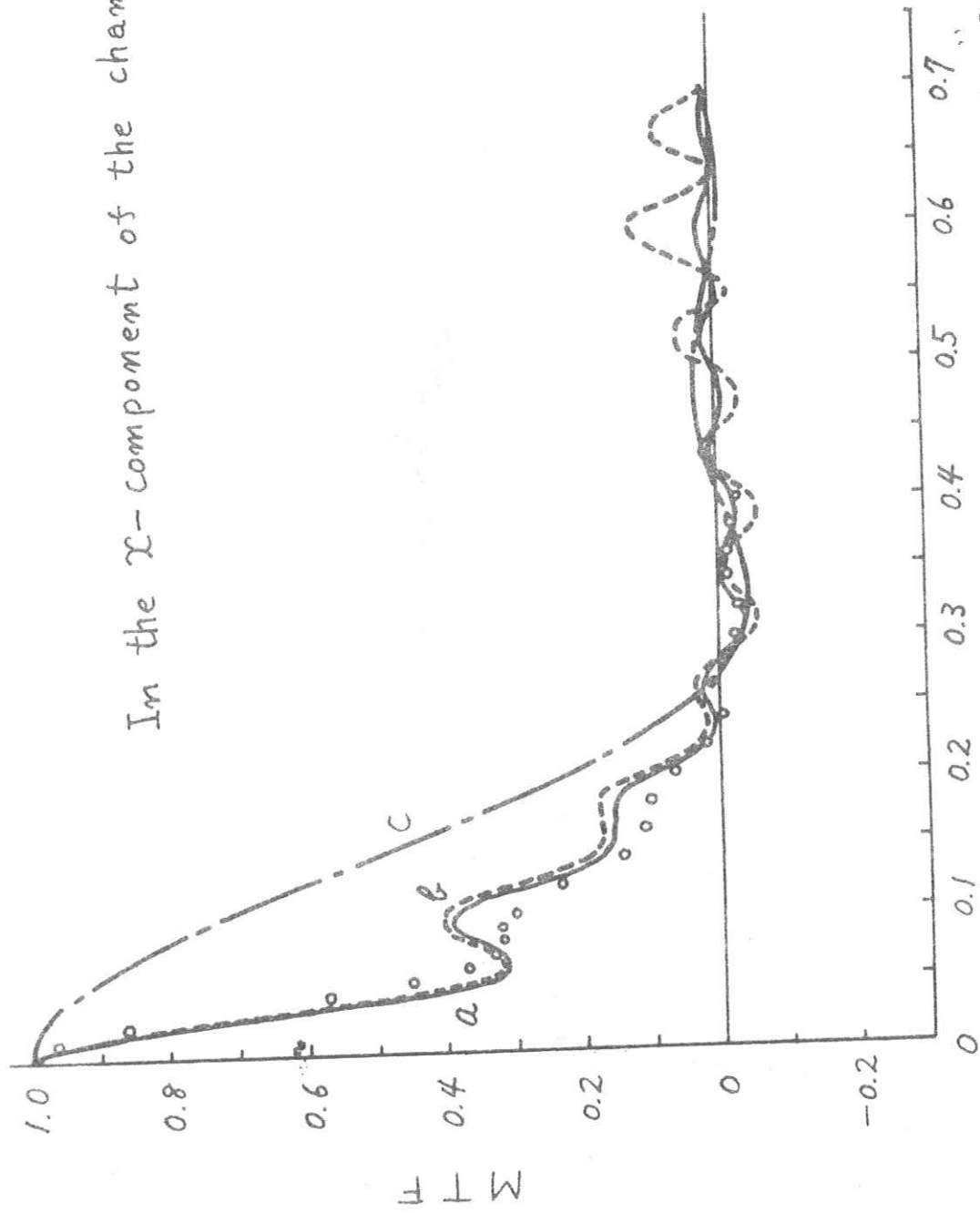


Fig. 1 (a) Spatial frequency (lines/mm)

In the y-component of the chamber.

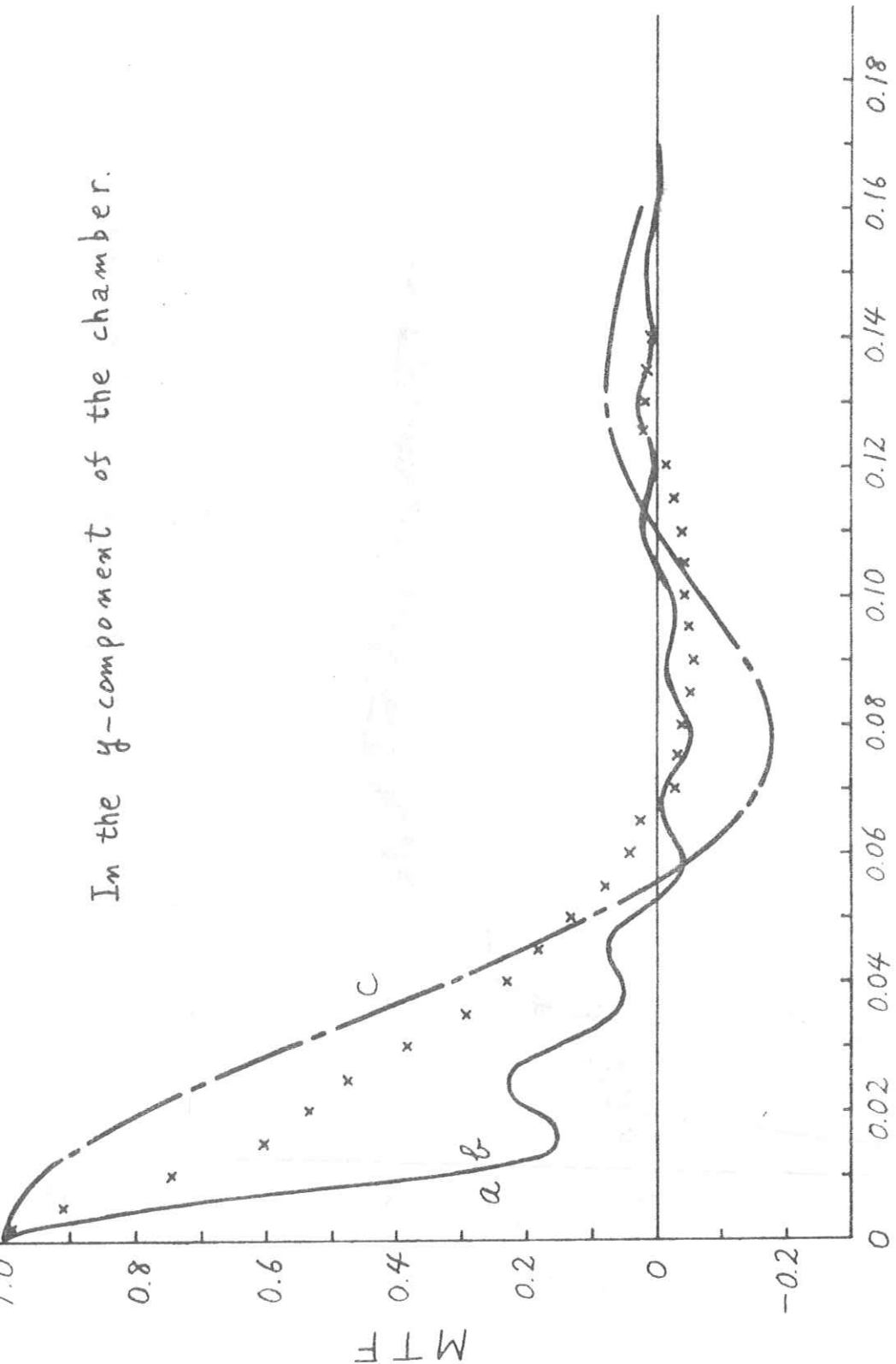
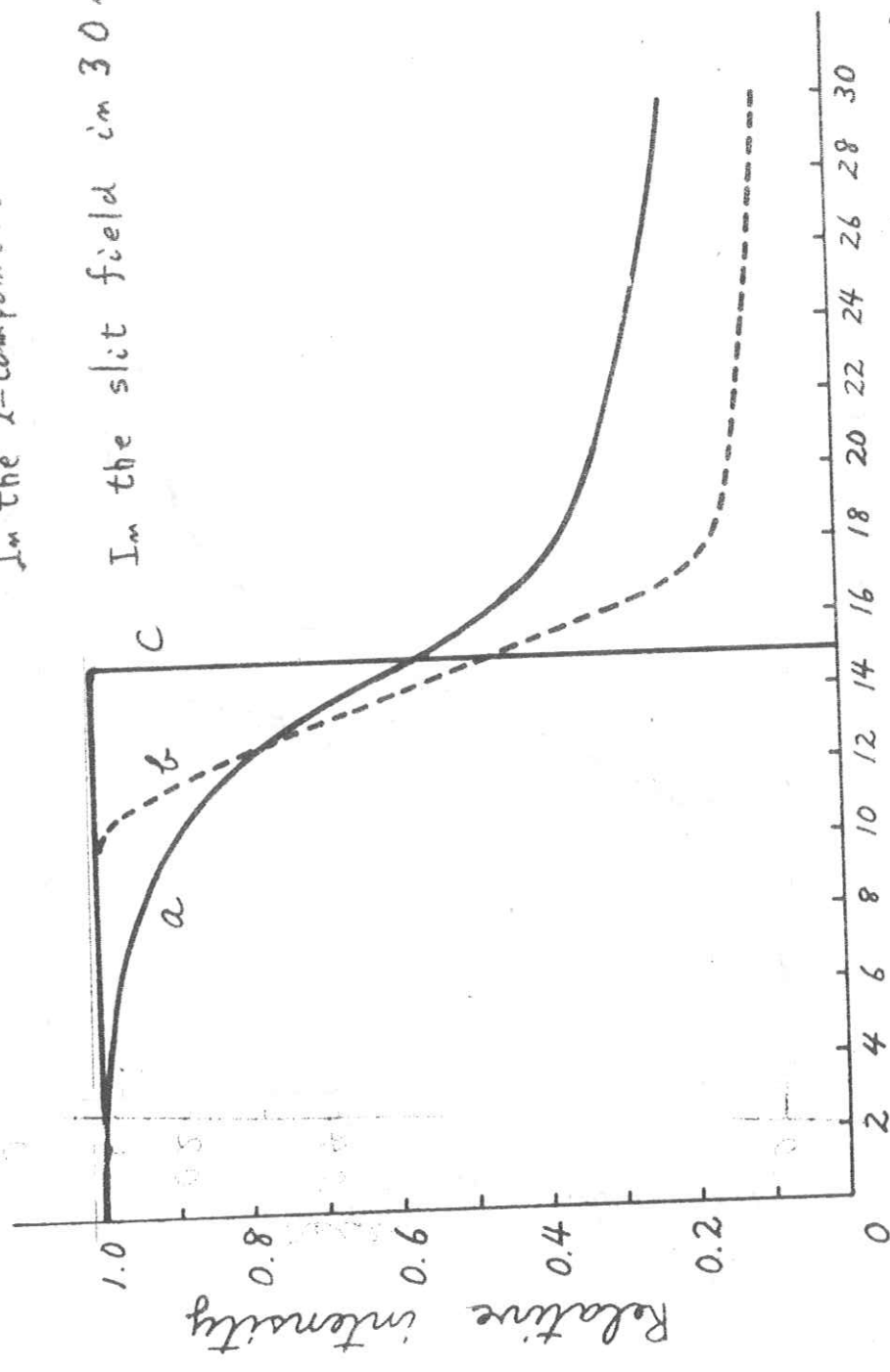


Fig. 1 (b)

In the x-component of the chamber.

In the slit field in 30 mm width.



Distance (mm) 内田

Fig. 2 (a)

In the y-component of the chamber.

In the slit field in 50 mm width.

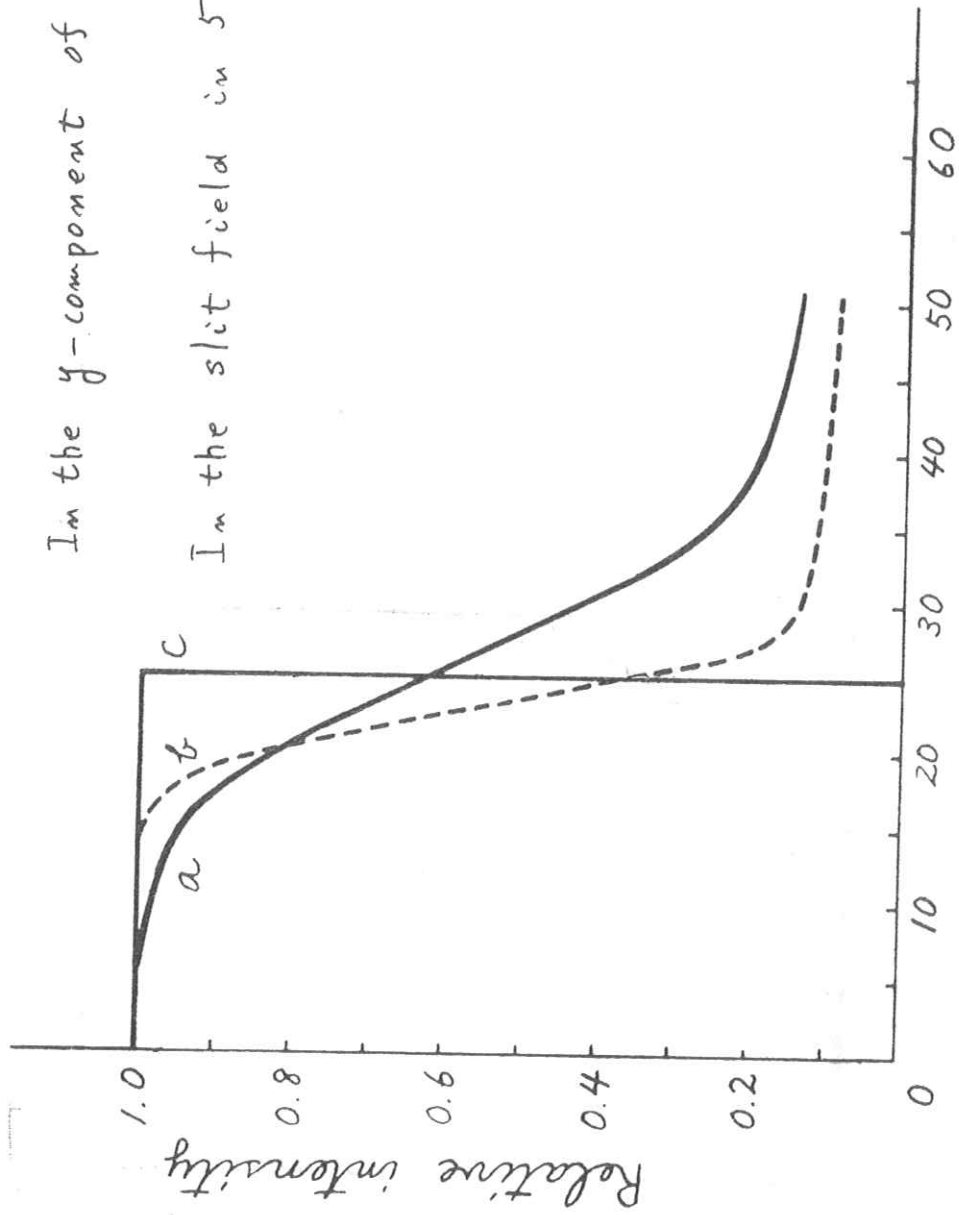


Fig. 2 (b) Distance (mm)

放射線測定系のフーリエ解析 第5報

(空間周波数領域における電離槽線量計の線質依存性)

阪大医放	内 田	勝
	森 川	薫
	前 田	真 行
和労災病	伊 藤	博

本報告では、 ^{60}Co γ 線の空中線量および深部線量測定における電離槽線量計のレスポンス関数を測定し、第2報と第3報で報告した計算値および190 kVp X線の実験値と比較検討する。

空中線量に関する実験条件はつぎの通りである。線源は ^{60}Co (1.17, 1.33 MeV), 電離槽線量計の走査速度は9.23mm/min, 鉛スリットは厚さ100mm, 縦50mm, 横200mmの鉛レンガを2枚使って巾1mm, 高さ200mmのスリットを作り使用する。

まず、鉛スリットを通った放射線の線像強度分布を電離槽線量計を走査することによって実測し、これをフーリエ変換して空間周波数特性を求めた (Fig. 1)。

この電離槽線量計で測定したコリメーターによる照射野の線量分布をフーリエ変換する。これらを空間周波数領域で処理して、さらに逆フーリエ変換によって照射野の真の線量分布を求めた (Figs. 3(a)(b), 4(a)(b))。

Fig. 1の結果から ^{60}Co x 軸方向は $2r = 6$ mmの計算値に非常によい一致を示している。これは、air like が効いているものと考えられる。この影響はX線の場合より大きく効いている。

^{60}Co y 軸方向に関しては $2d = 16$ mmの計算値とほぼよい一致を示している。したがって感度が一樣であるから仮定3)は満足されていると考えてよいと思う。

つぎに深部線量に関する実験条件であるが空中の場合と異なるところは電離槽線量計が350mm × 300mm × 150mmの亚克力被照射体の中心に固定されていることである。

Fig. 2(a)の結果から ^{60}Co 深部線量測定時の線量計のMTFはX線でみられる振動が入っていない。これは ^{60}Co においては側方散乱が少ないことを意味している。

また、この特性は深部線量測定の際の線量計のMTFが空中のそれに近いことを示している。そして $2r = 4$ mmの計算値と実験値が一致しないから仮定4)は成立しない。

また y 軸方向の場合も x 軸方向と同じく空中と深部それぞれの電離槽線量計のMTFは接近していることがわかる。

なお、線量計を走査することによって得られるものは線源、スリットおよび線量計の空間周波数特性の積であるから、フィルムドジメトリーを用いることによって線量計のMTFのみを求める。

Fig. 3(a)(b)は x 軸方向、 y 軸方向の空中の線量分布であり、Fig. 4(a)(b)は同じく深部の線量分布である。曲線cは幾何学的照射野、曲線aは線源および線量計のボケを含んだもの、曲線bは

われわれが求めようとしている線源のボケを含んだ線量分布である。

Fig. 1

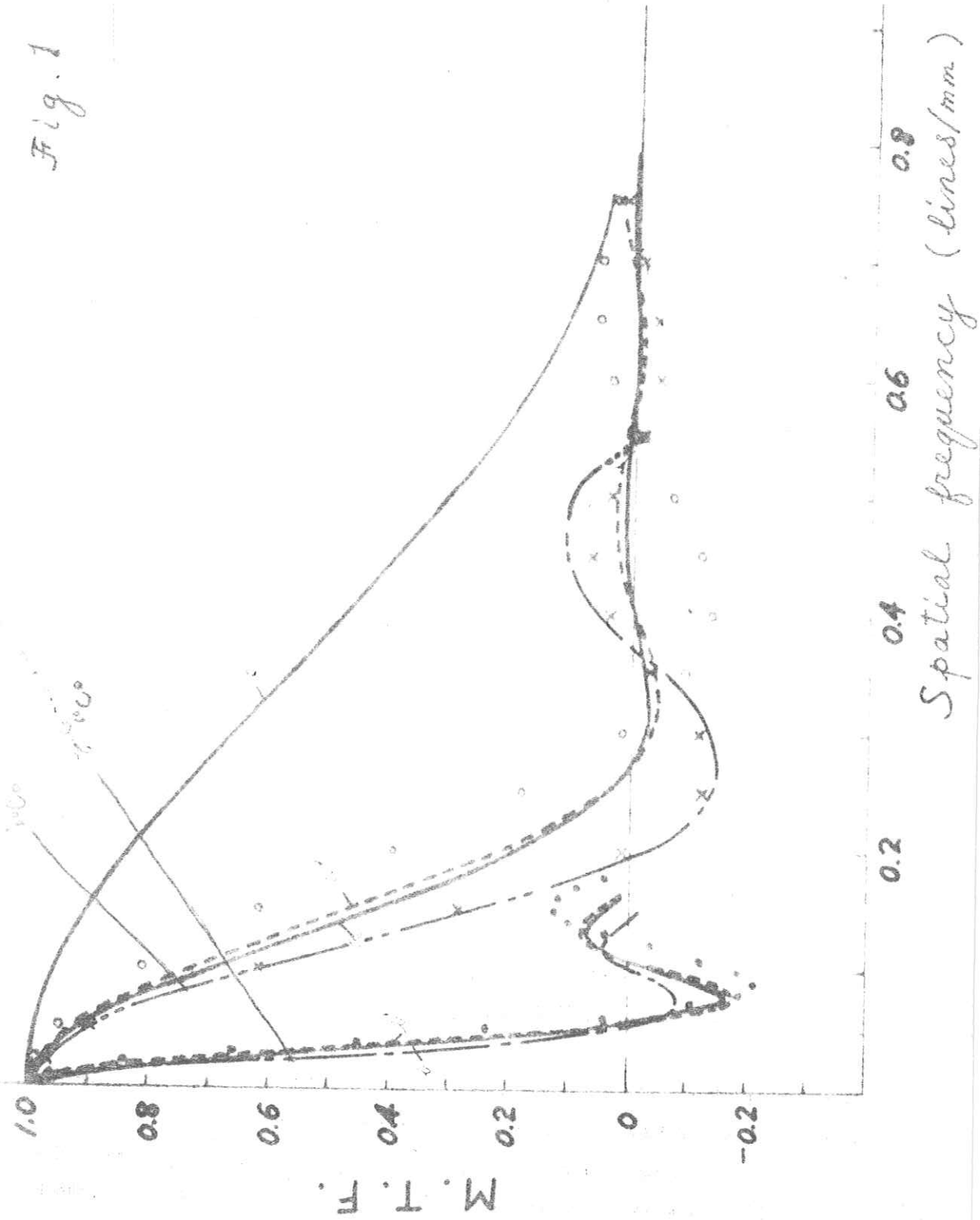


Fig. 2 (a)

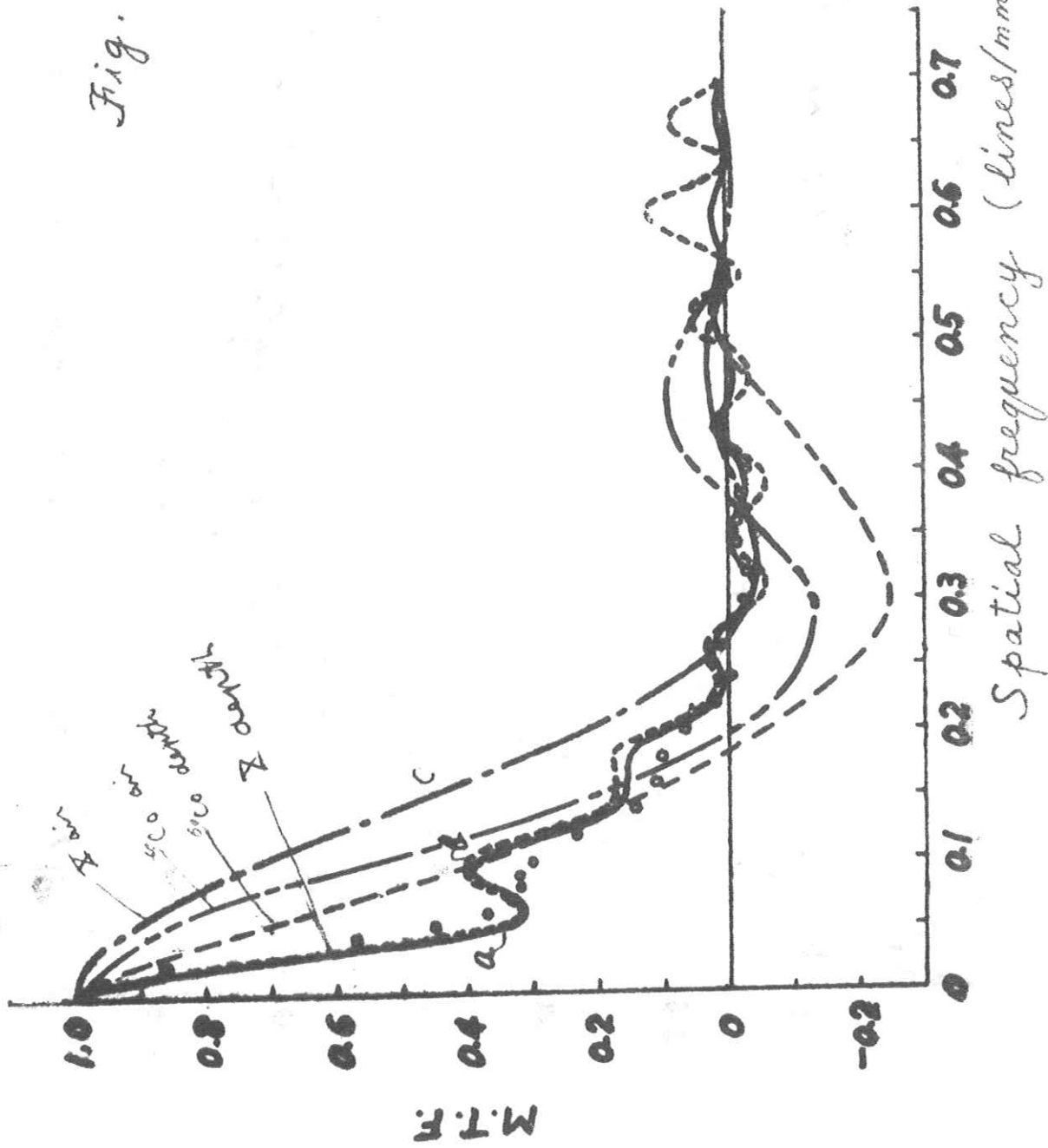
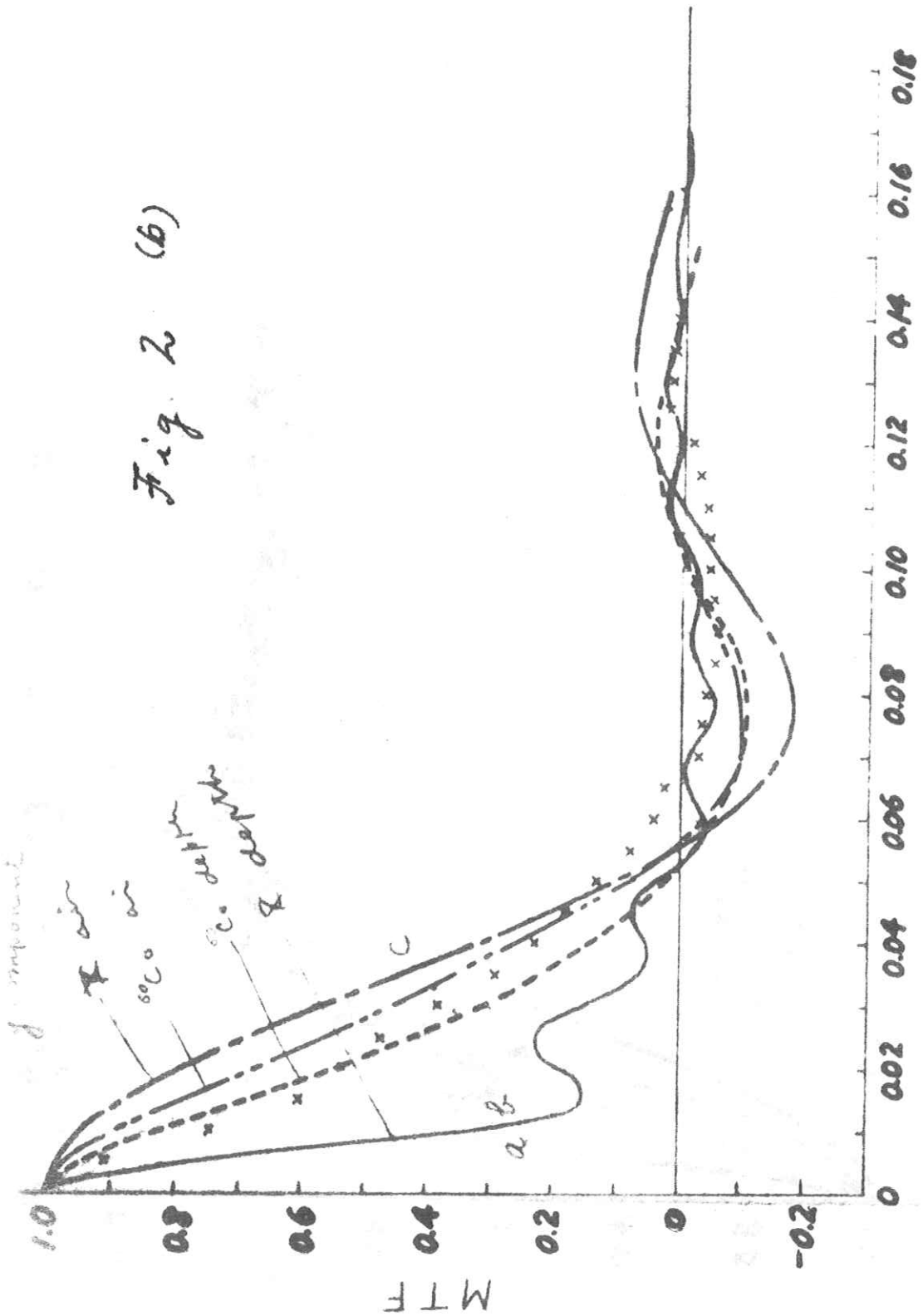


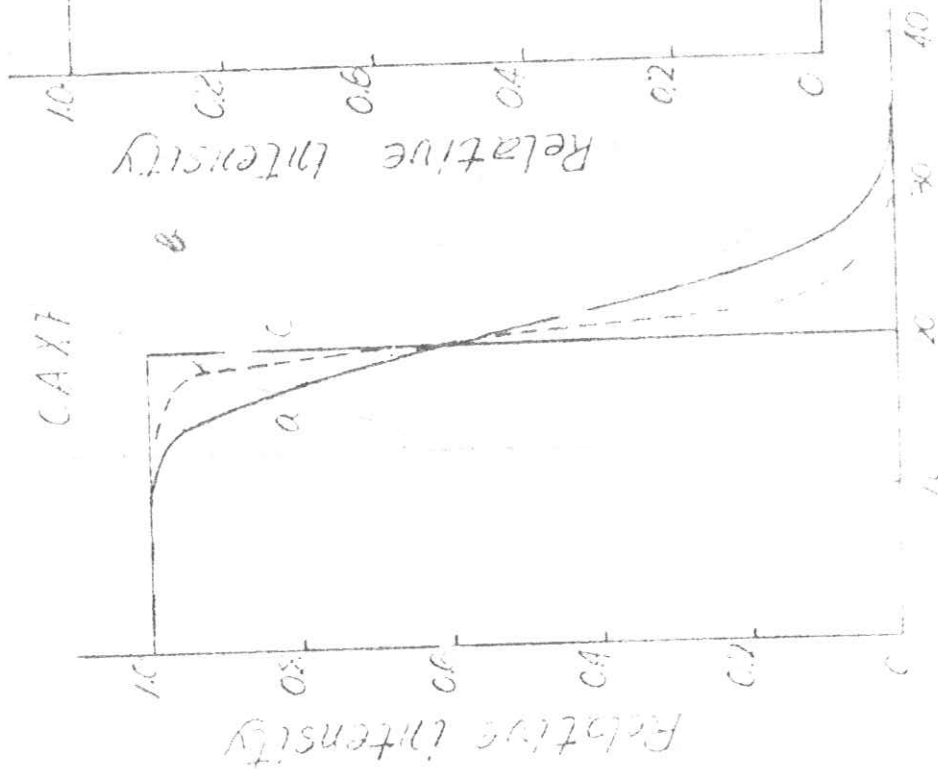
Fig. 2 (b)



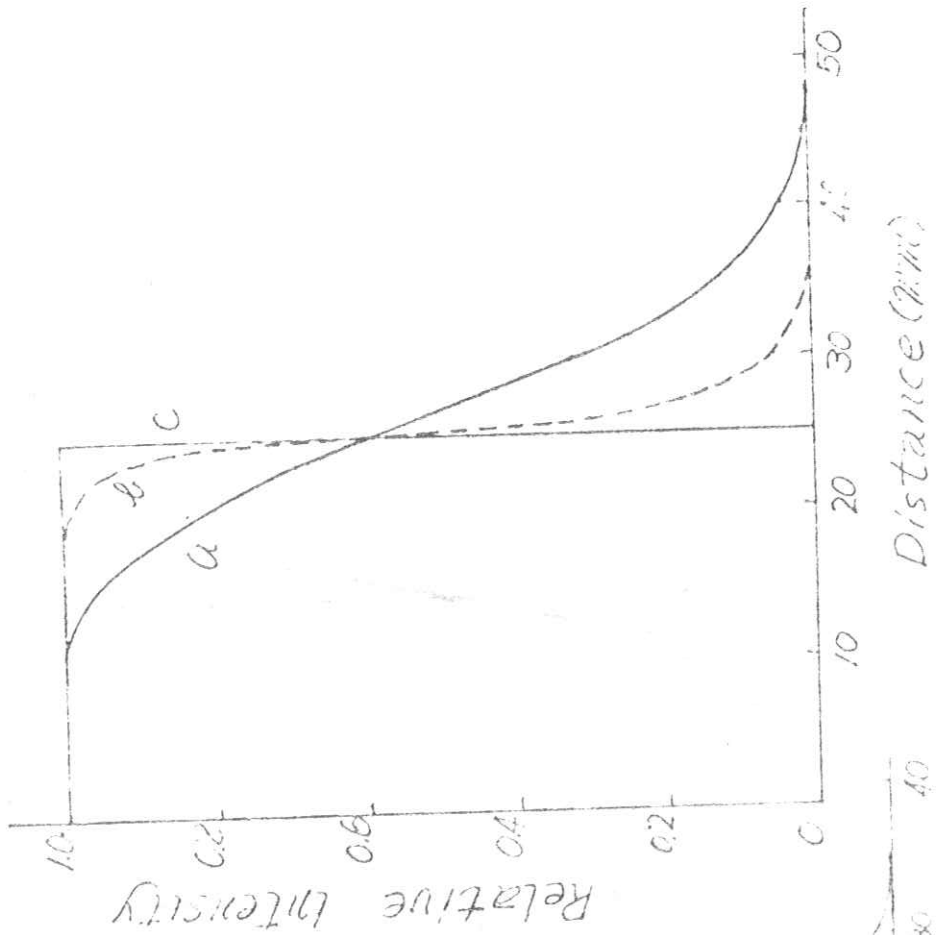
Spatial Frequency (lines/mm)

Fig 3

(a) CAYF

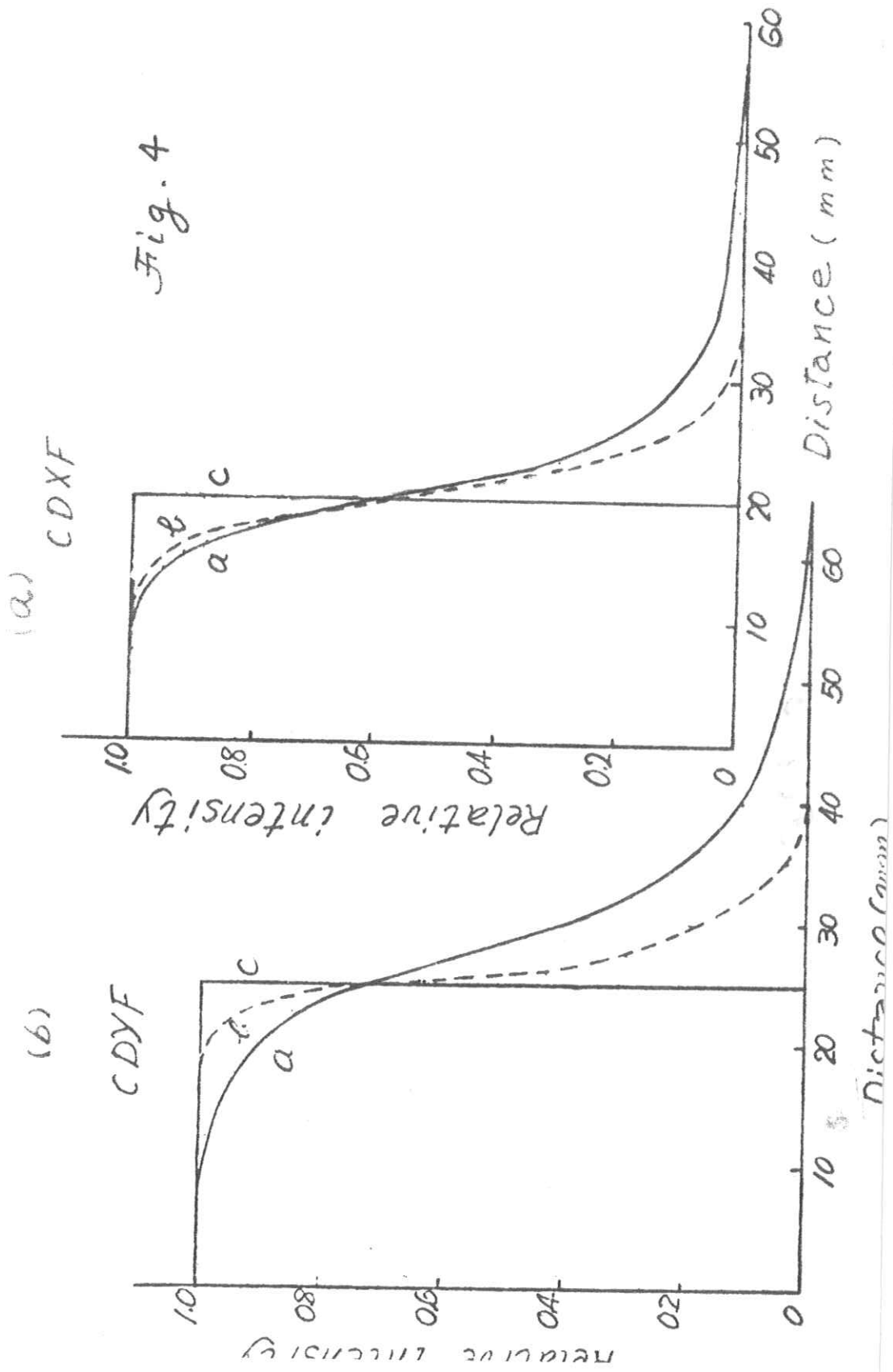


(b) CAYF



Distance (mm)

Fig. 4



(資料15-1)

質疑応答

津田：求めようとしている理想的な線量分布はc曲線になるのか。

内田：cではなくb曲線である。測定される実際の線量分布は線源のボケを含んでいるからである。

土井：4mm直径電離槽線量計のボケを除いて得られたb曲線は何mmの直径の電離槽で測定したものに相当するか。

内田：計算していない。

木下：sizeの小さな電離槽線量計は精度がわるく不安定であるといわれたが、そのデータをこのつぎでよいからお知らせ願いたい。

森川：承知した。

ラジオグラフィ用両面フィルムのウィーナスペクトル

大日本塗料・研究部 土井邦雄

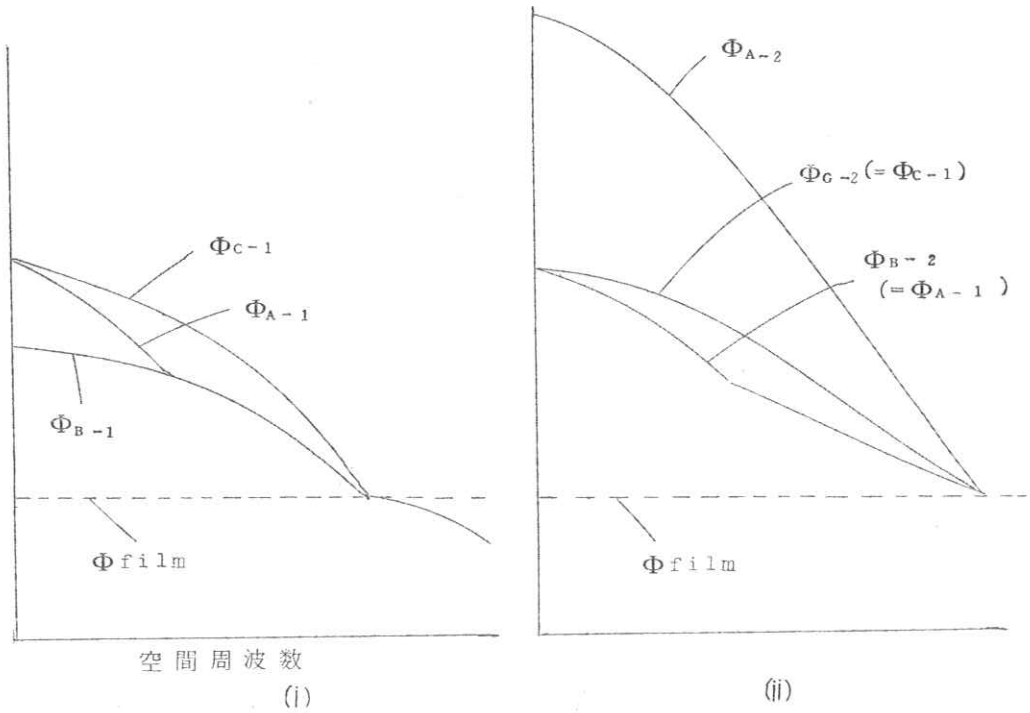
ラジオグラフィでは、フィルムベースの厚さで分けられた2つの平面上の写真像が、これらを区別することなく同時に観察されている。この系の粒状性を評価する時、観察下のウィーナスペクトル(WSと略)は、2つの粒状図形が独立ならば簡単にそれぞれの加算によって得られる。しかし、この系の粒状原因と相互露光量に関する最近の実験結果は、2つの平面の粒状図形に相互相関成分のあることを示している。ところが、この系のWSは、従来主として片面フィルムあるいは両面フィルムの片側をはくりしたもので測定されているが、この理由は光学系の焦点深度のためである。しかし、フィルムを視覚的に観察する時には、我々は決して2つの平面上の図形を区別することはしない。そこで“見ているものは、測ったものと同じであろうか?”という疑問が起る。本研究では、これらの粒状性の差を3つの場合、即ち片面塗布(C)、両面塗布(A)および両面でも撮影後片面ハクリしたもの(B)について理論と実験から討議する。

相互露光量比 k 、相互露光効果の $MTF R(\nu)$ 、平均階調 r 、平均露光量 \bar{c} 、スクリーンモトル $c(x)$ 、フィルムの粒状性 $f(x)$ とし、下附 F, B をフロントとバックに用いると、上の3つの系のWSは、

$$\Phi_A = r^2 \left\{ \frac{1+kR(\nu)}{1+k} \right\}^2 \Phi\left(\nu: \frac{C_F}{C} + \frac{C_B}{C}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{f_F}{T} + \frac{f_B}{T}\right)$$

$$\Phi_B = r^2 \left\{ \frac{1-kR(\nu)}{1+k} \right\}^2 \left\{ \Phi\left(\nu: \frac{C_F}{C}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{C_B}{C}\right) \right\} + \frac{2r^2 k R(\nu)}{(1+k)^2} \Phi\left(\nu: \frac{C_F}{C} + \frac{C_B}{C}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{f_F}{T}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{f_B}{T}\right)$$

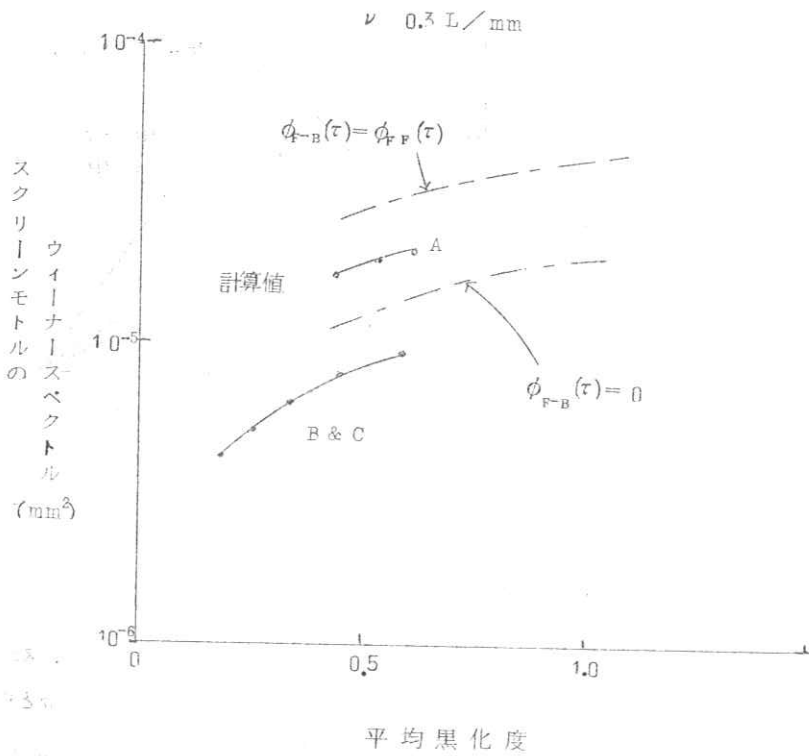
$$\Phi_C = r^2 \left\{ \Phi\left(\nu: \frac{C'_F}{C}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{C'_B}{C}\right) \right\} + \Phi\left(\nu: \frac{f_F}{T}\right) + \Phi\left(\nu: \frac{f_B}{T}\right)$$



第 1 図

となる。フィルムの粒状性は、両面間で相関がないと考えられるから、この3つの式の差は、スクリーンモトトルによる成分であり、 c_F と c_B の相関の程度によって大きく変化する。第一図は、 c_F と c_B に全く相関のない場合(i)と、 c_F と c_B が完全に一致する場合(ii)の様子を定性的に示すが、後者では Φ_{A-2} が Φ_{A-1} の2倍も増強されている。

高速走査方式によって、3つの場合の WS を測定し、 $\Phi(0.3L/mm) - \Phi(10L/mm)$ を低空間周波数のスクリーンモトトルの評価尺度として用いると、黒化度依存性は第2図に示すごとく得られる。ここで、 B と C には殆んど差が認められない。これを基にして求めた A の理論値と実測との比較では、実測値は、 c_F と c_B の相関がないものと完全にあるものの中間あたりを示している。以上から、両面フィルムの粒状性の WS は、両面の粒状図形の相関がかなりあるので、片面の測定では充分でない結論される。相関の原因には、X線量子のゆらぎが考えられる。



第 2 図

(資料 15-2)

質疑討論

佐柳：ウィーナスペクトルの相関による増強の理由として、相互露光 (cross exposure) によるものと、X線量子のゆらぎ (quantum mottle) によるものを考えている様だが、後者については、次の様に考えると、納得できないが、どう考えるか？ つまり1個のX線量子が入射した時、フロント側で吸収されて蛍光を出すと考えると、バック側へは行かずに消滅してしまうから、相関を出す原因として考えにくい。

土井：それは量子効率が1の系ならば、その通りと考えられるが、スクリーンの量子効率は約 10^3 であり、事情が異なると思う。この 10^3 の値は数拾 keV のX線がいくつかのエネルギーの degradation 過程を経て最後に約 4400 Å の可視光に変換されたものを、全体として観測して得られたものである。そこで、1個のX線量子が入射して、すべて、同一地点でエネルギーを失って 10^3 個の光量子を出すと考えるよりも、X線量子の通路にそって、つまり、スクリーンの厚さ方向に線状に光量子を出すと考えている。

津田：フロント及びバックのスクリーンのX線量子を吸収する確立は、約 $1/40$ と言われているが、これから考えると、相関を考えにくい。吸収係数はランダム変数だと思う。

佐柳：相互露光効果による成分は省略できるとしてもよいか？

土井：BとCの差が検出できなかったので、その通りだと思う。

木下：最後のグラフが予稿とスライドで若干異う様だがスライドの結果からは、相関現象が黒化度の増加と共に減少している。これは \bar{n} が増加したためにX線量子のゆらぎの減少と同時に相関現象の減少を起こしているのではと説明することができる。

土井：予稿のグラフは、高濃度側の点が1つおちているが、あとはスライドのものと同じである。フリーハンドで書いたために予稿のグラフには精度はありません。相関現象の説明については、定性的には私も木下さんの解釈通りだと思う。

木下：フィルムの厚さと顕微鏡対物レンズの $N.A$ は？

土井：フィルムの Base 厚は、 $0.20 \sim 0.23 \text{ mm}$ で、乳剤は約 0.02 mm 、対物レンズは $\times 20$ 、 $N.A$ 0.40 である。

金森：X線励起の場合のルミネッセンス現象を説明する理論はどの程度研究されているでしょうか？

土井：理論的には、ほとんど研究されていない様に思う。

有名な J. W. Coltman et al の論文では、先程の佐柳さんとの討議の中で 10^3 の量子効果を求めているが、物性論的な立場からの詳細な検討ではなく、現象を形式的に観測した結果である。

前田：スクリーンの厚さはどの位でしょうか？

土井：フロント及びバック共約 0.1 mm である。

前田：フロントとバックで Compton 効果の起る可能性は、その程度のレンジでは、非常に少ないと思う。この場合に、フィルムの粒状性は省略できると考えてもよいだろうか？

土井：この結果からは黒化度依存性を持つてはいるが、両面フィルムで黒化度 1.0 程度の場合、X線量子のゆらぎが支配的である。

X線吸収過程とルミネッセンスについては、増感紙の点像強度分布の半値直径が約 0.1 mm なので、この中で起るX線量子のCompton効果や光電効果は区別できない。つまりフロントとバックの相関現象を論じる時に観測される量は、この 0.1 mm 径程度を最少領域として、求めているので、この領域の蛍光強度が、フロントとバックで相関を示したとすることになる。

津田：やはり平均的な意味で、相関の可能性はあると思う。

前田：工業用フィルムの場合には、粒状性については、フィルムの性質が支配的である。

イメージオルシコン管を用いた X 線テレビの 1, 2 の特性

(株)日立製作所 亀戸工場

矢 仲 重 信 野 田 峰 男

被写体のスペクトル Ⅲ

NHK 基礎研 中 島 緑 彦

芝電気基礎研 木 下 幸 次 郎 井 内 昭 一

東 大 医 放 竹 中 栄 一

芝電気八王子 鏑 晃 一

1 はしがき

X線撮影系設計の基礎資料を得るためには、X線像における診断要素の個々の像、または、これら像の集団像——観察対象像——のスペクトルを知ることと、これら観察対象像に対する周波数帯域制限による識別値などを少なくとも求めておく必要がある。これらのスペクトルと周波数帯域制限による観察対象像の識別閾値から、X線撮影系を構成する所の必要な空間周波数帯域幅がわりに容易に求められる。これらの識別閾値に関しては、極めて鮮鋭な観察対象像を用いて視覚実験を行ないその結果はすでに報告をした¹⁾。しかし、この視覚実験において周波数帯域制限した——ぼかした——観察対象像の識別評価をする際、観察対象像に対してどの程度までの細部を観察しているかが知り得ない。そこで、観察対象像のスペクトルを求める際、どの程度までの細部を観察しているかを、求めたスペクトルに濾波制限をし、濾波制限したスペクトルを合成再成した濾波制限像について調べた。この濾波制限像とこの元の像——原像——との比較評価として、原像と濾波制限像間の細部表現の差の程度を“へだたり量”で表示した。

これらの事柄に関してはすでに一部この席で報告した²⁾。今回はすでに調べてあるこれら識別閾値の観察対象像に対する像のスペクトルがほぼ終わったのでその結果を報告する。

2 方法と試料

これら周波数帯域制限に対する識別閾値を求める方法は周波数帯域制限像に対してレンズの defocused 像を視覚実験の提示像とし観察対象像に対して医者に観察させ、識別閾値の観察対象像を指摘させた。また観察対象像に対するスペクトルは計算機での Fourier 変換と像再生の逆 Fourier 変換と

で計算した。

試料としては、第一図の左側の流れ図にも示してある通り、極めて鮮鋭なX線写真を35mm Neopan Fフィルムに複写し、これをキヤビネ判の月光V3号印画紙に、またはA1乾板に焼付したものを原試料とした。視覚実験用試料はさらにこの原試料を種々に defocus させながら再複写しキヤビネ判月光V3号印画紙に焼付したものをを用いた。ここで、この defocus 量の標準尺度として原試料を再複写する際、シーメンス・スター系の原試料の図隅に貼付して、一次反転像の起こる境界点を目安にした。他方、スペクトル計算用試料は第一図の流れ図にある様に、A1乾板に焼付したものをを用いこの試料をマイクロトメータで濃度測定し、さらにこれらを濃度から透過率に数値変換したデータを計算機の入力像とし、原像と呼ぶことにする。これら観察対象像ごとに原像のスペクトルを計算し、このスペクトルから合成再生像を形成させ、一方、原像のスペクトルに濾波制限を順次施し、これら濾波制限したスペクトルから合成再生した濾波制限像を形成させた。ここで濾波制限の関数形として、Gauss分布、矩形とか $\sin x/x$ などが上げられるが、計算の簡便さでは矩形分布が、また視覚実験の defocus 像には反転像が存在していることを考慮すれば $\sin x/x$ が近似形として用いられる。この様な方法で濾波制限した像と原像との比較するために濾波制限 $S(x)$ と原像 $O_g(x)$ との差の絶対平均値をとり、これを "へだたり量" ΔS と定義して調べた。

$$\Delta S = S \int_a^b |S(x) - O_g(x)| dx / (b-a) \quad (\text{または } \sum |S(x) - O_g(x)| \Delta x / n \Delta x)$$

3 結 果

これらの事柄について調べた例として腰椎骨骨梁構造のスペクトルを、第二図に示す。この骨梁構造は網目構成を形成しているのでスペクトルにも周期的構造が現われている。それは0.5, 1.4, 2.3, 3.5 lines/mm の個所にピーク値があり、ほぼ0.5 lines/mm の倍数になっていることで分る。このスペクトルに、何点かの $\sin x/x$ 関数形で濾波制限を施し、これらの濾波制限したスペクトルから濾波制限像を合成再生した例を第三図に示した。この第三図の上段は原像で、濾波制限帯域幅を狭めて行くにつれ下段へと変化する下段の濾波制限像は上段の原像に比較、細部がほとんどないこの cut-off 0.64 lines/mm の個所は第一表21項目の椎体の骨梁構造に対する識別閾値の近傍であり、網目構造のように周期的で面積のあるものは、比較的悪い像でも識別できることが分かる。第四図には、濾波制限の帯域幅を狭めて行った時のへだたり量の変化を示す。これらの事柄について他の観察対象像でも調べた。その結果を第一表に列記した。

ただし、表中のへだたり量とスペクトル成分の値は識別閾値の周波数における各値と成分であり、へだたり量の単位は透過率で表示した信号振幅であり、スペクトル成分は零周波数(直流成分)を100%にとったときの割合(%)で()の中の値は、スペクトル成分中で直流成分以外で零周波数近傍の最大値を100%にとったときの値を示す。また—はスペクトル計算をしていないことを示す。

4 今後の方針

被写体のスペクトルを求める方法として、一次元のスペクトルを算出したが、実際、我々が像を観察するときとか、また視覚実験で帯域制限した像の識別評価するのにも二次元とか三次元とかで観察している。本実験に用いた像は二次元的空間でありスペクトルを調べたのは一次元である。そこで二次的スペクトルを調べるために、二三の観察対象像について、角度方向に対する走査をし、スペクトルを算出した所、角度依存によるスペクトルが現われた。このことから、一次元のスペクトルを二次元のスペクトルへと拡張し評価せねばならぬ余地がある。今後、これらについて調べたい。

参 考 資 料

- 1) 竹中他：被写体のスペクトルⅠ；第11回R I I研究会資料
- 2) 木下他：被写体のスペクトルⅡ；第13回R I I研究会記事，P 9～12

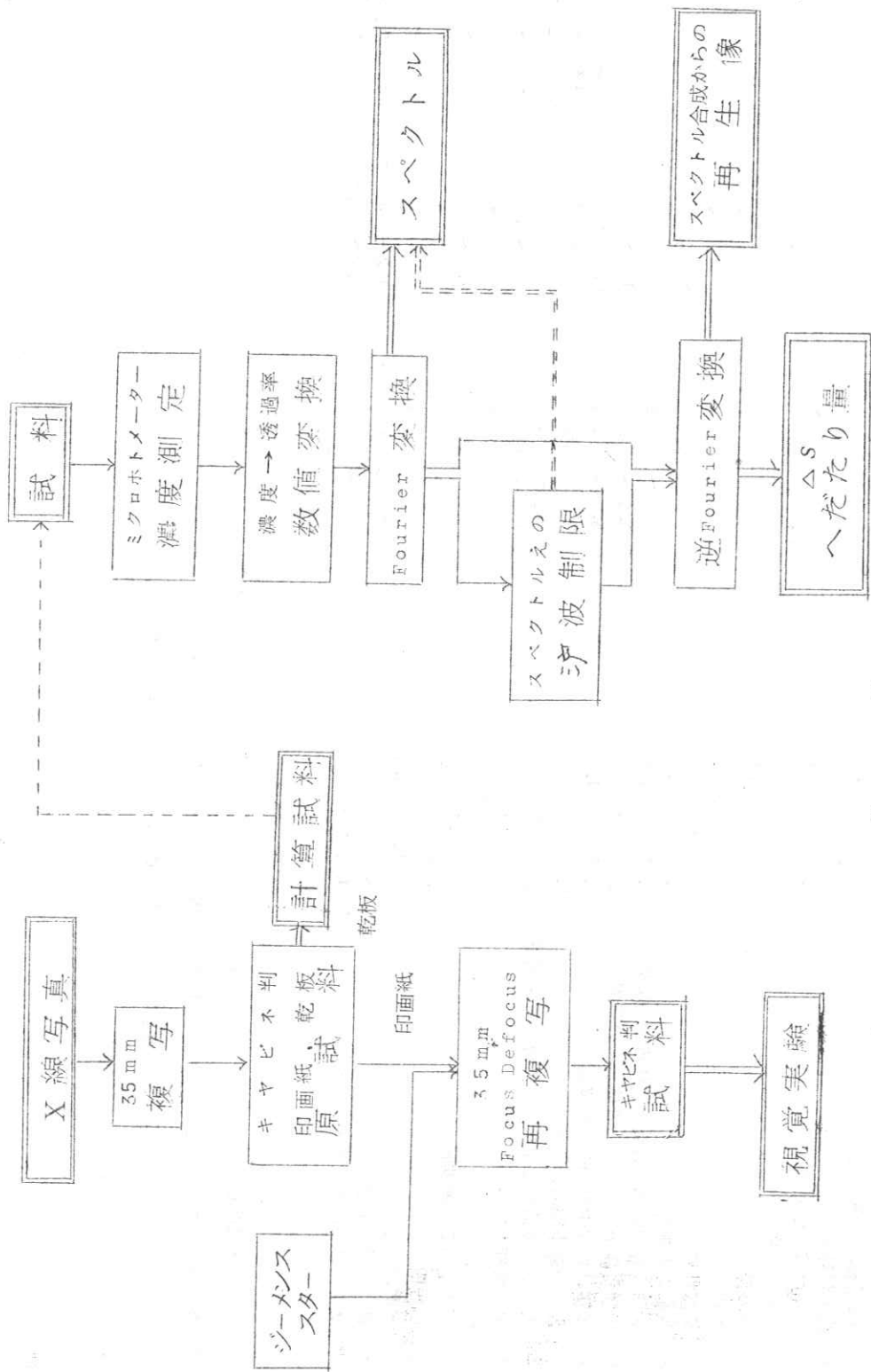
観察対象箇所	識別いき値 Lines/mm	へだたり量 %	スペクトル成分
1 上頸技の骨梁構造	1.2	2.5 ~ 3	④ 1 ~ 2 % (2 ~ 5) %
2 骨縫合	0.5 ~ 0.7	5 ~ 5.5	0.8 ~ 1.5 " (4 ~ 8) "
3 中硬脳膜動静脈の圧痕	0.5 ~ 0.7	5 ~ 6	0.5 ~ 3 " (3 ~ 12) "
④ 4 乳突起蜂巣	0.3 ~ 0.6	4 ~ 5	0.4 ~ 3 "
5 トルコ鞍后壁突起	0.15 ~ 0.24	— *	— *
6 脳下垂体窩	0.15	11 ~ 12	2 ~ 6 " (20 ~ 60) "
7 蝶形骨洞	0.1 ~ 0.16	— *	— *
8 大腿骨	0.18	— *	— *
9 膝蓋骨	0.3	— *	— *
10 大腿骨内側骨	0.2 ~ 0.3	9 ~ 12	3 ~ 5 " (8 ~ 30) "
11 大腿骨幹中央部の骨質と骨体質との境界	0.2 ~ 0.3	7.5 ~ 9.5	3 ~ 5 "
12 大腿骨顆上部の骨質と骨体質との境界	0.2 ~ 0.3	10.5 ~ 12	1 ~ 9 " (9 ~ 70) "
13 大腿骨幹中央部の骨梁構造	0.5 ~ 1.0	5.5 ~ 7.5	0.3 ~ 3 " (0.8 ~ 8) "
① ④ 14 大腿骨顆上部の骨梁構造	0.5 ~ 0.7	8 ~ 9.5	1.6 ~ 8 " (13 ~ 60) "
15 大腿骨の膝蓋骨と重なった部分の骨梁構造	0.5 ~ 0.8	5.5 ~ 9.5	1.0 ~ 5 " (10 ~ 40) "
16 第二腰椎の輪郭	0.18	6 ~ 10	4 ~ 10 " (35 ~ 100) "
17 横突起	0.18	— *	— *
18 第 1, 第 2 腰椎椎間	0.18	11 ~ 12	1.5 ~ 7 " (15 ~ 90) "
19 椎弓根	0.7 ~ 1.7	— *	— *
20 上関節突起	0.25 ~ 0.5	— *	— *
② ① 21 椎体の骨梁構造	0.5 ~ 0.7	7 ~ 9	1.2 ~ 4 " (15 ~ 60) "
22 横突起と重なった所の骨梁構造	1.0 ~ 1.7	3.5 ~ 5.5	0.2 ~ 3.5 " (1 ~ 20) "

ただし, へだたり量とスペクトル成分は, 識別いき値の周波数点での各量成分である。

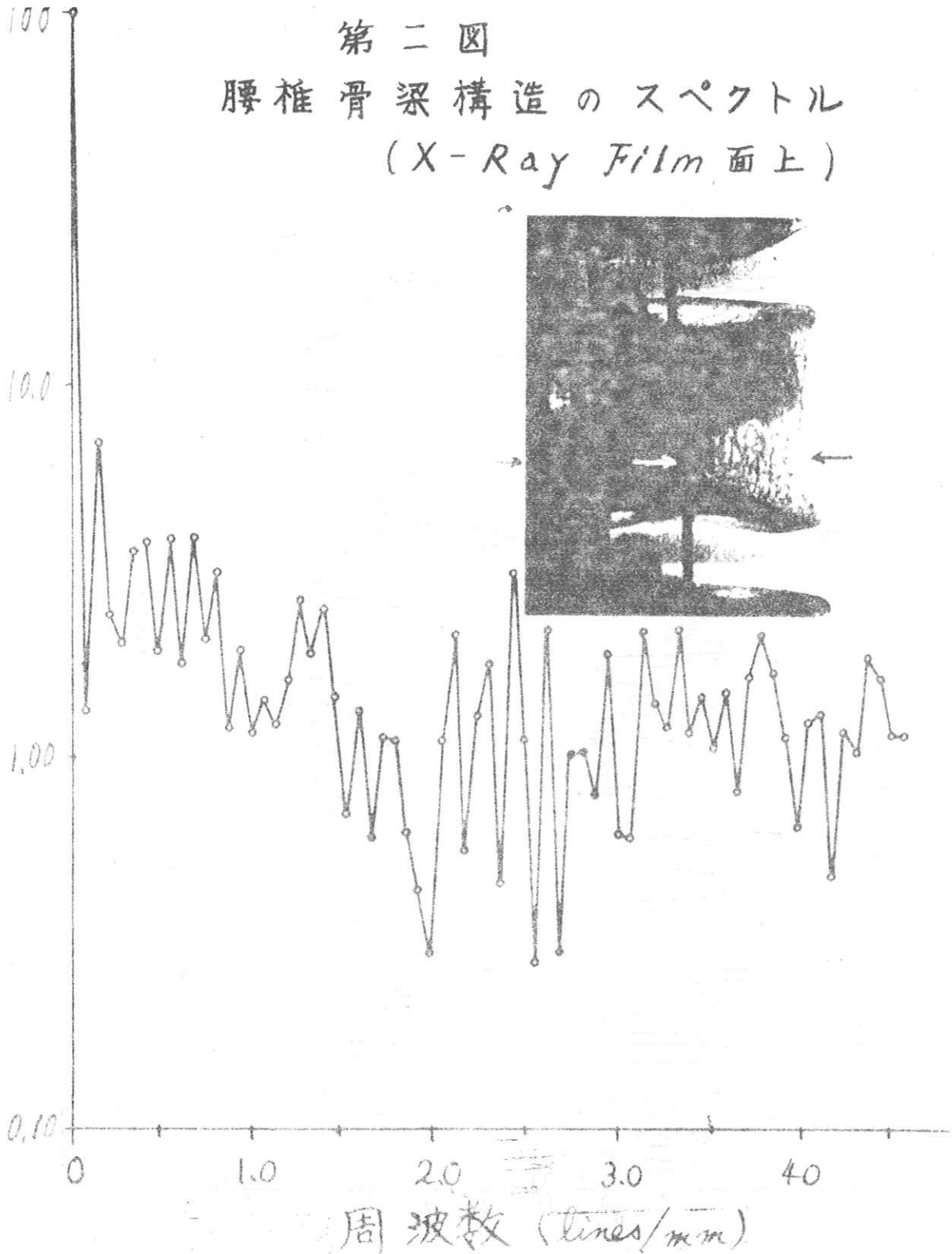
④直流成分を 100%としてスペクトルは求め, へだたり量は透過率で表示した。

②スペクトル成分の()は, 零周波数近傍の最大値を 100%にしたときの値。

*——はスペクトル計算していない。

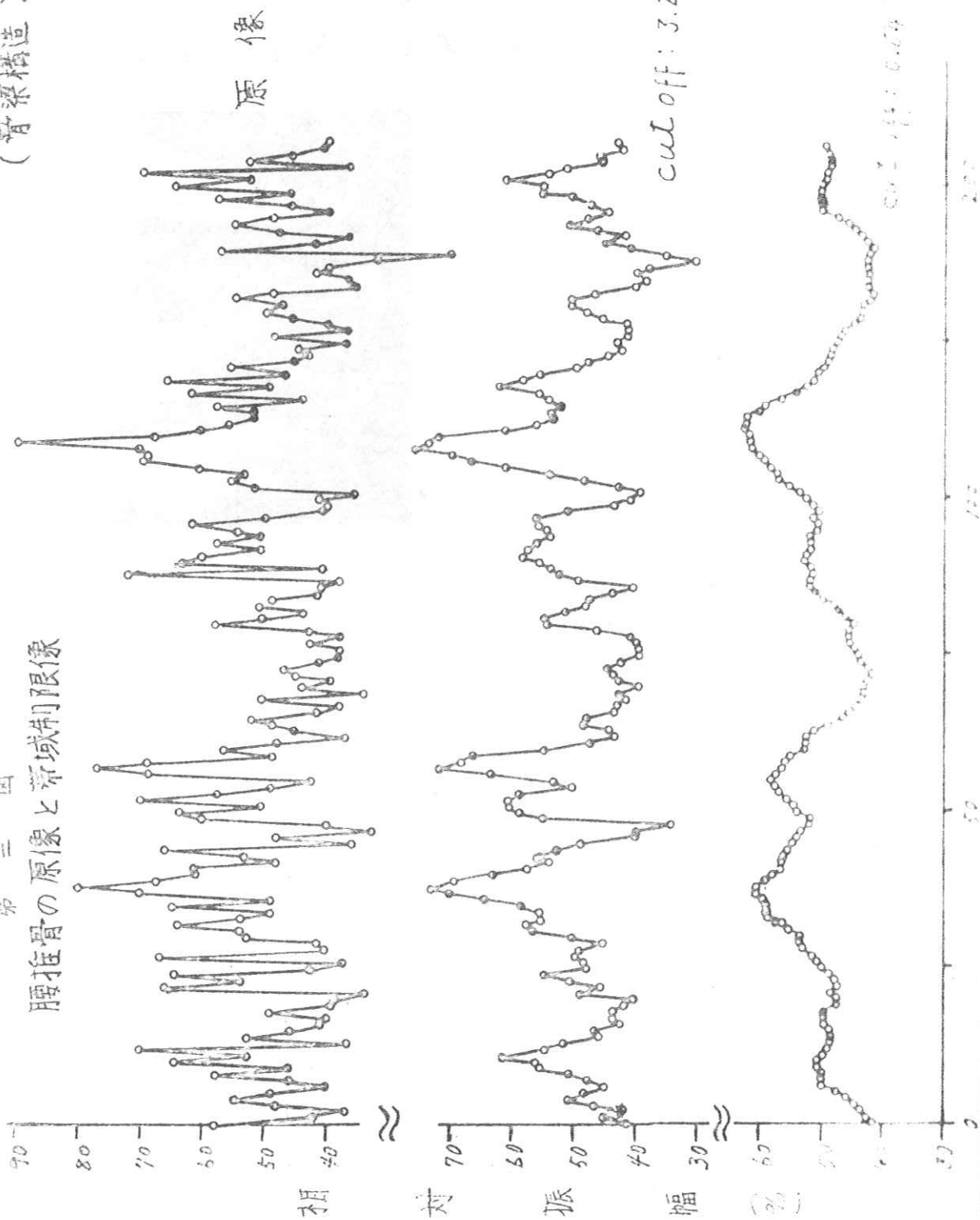


第二図
 腰椎骨梁構造のスペクトル
 (X-Ray Film 面上)



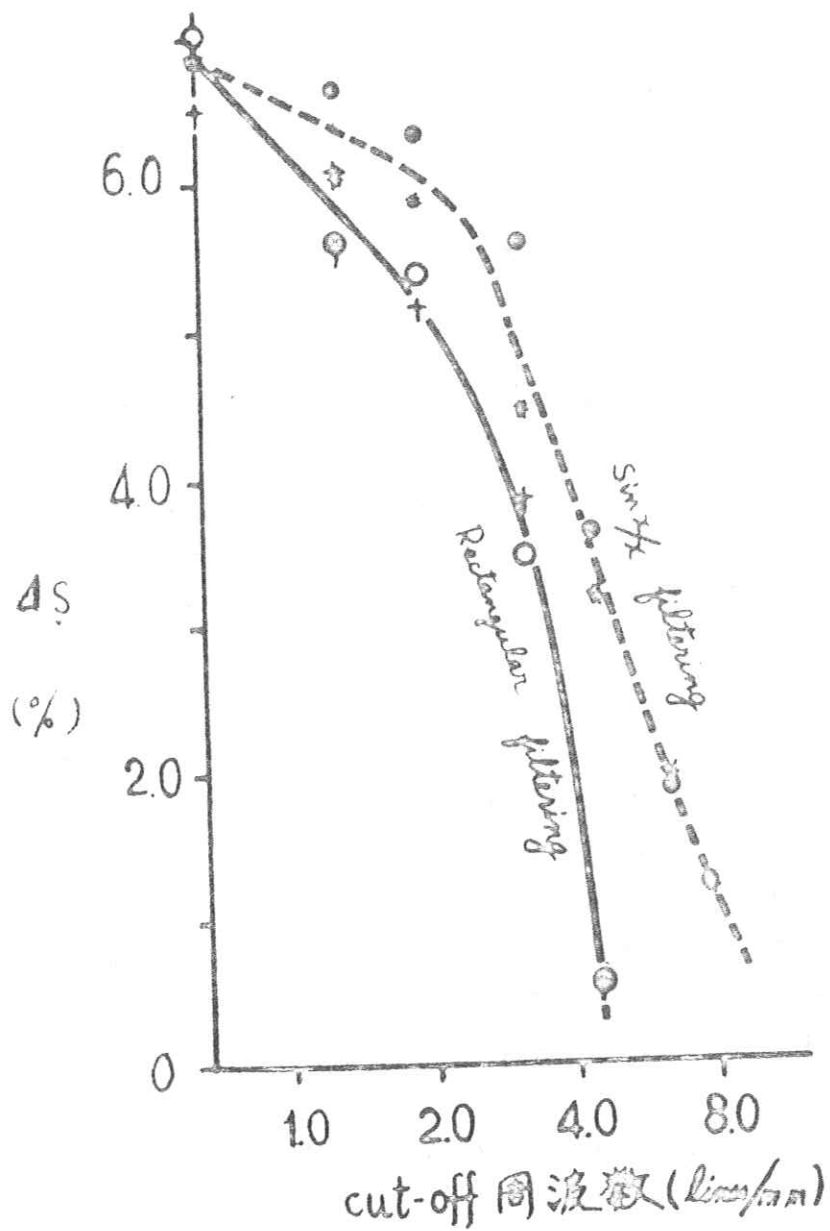
第三圖
腰椎骨の原像と帯域制限像

(骨梁構造)



第四圖

腰椎骨骨梁構造のへだたり量



質問討論

金森：スペクトルはどのような方法で算出されたか。

中島：乾板に焼付した試料をマイクロホトメータで走査し濃度で読み取り計算機で濃度から透過率に変換してスペクトル計算用データとした。

金森：デジタルですか、データは何点位とりましたか。

中島：そうです。データは250点以上とりました。

金森：それは目で読んでいったわけですか。

中島：はい、0.1mmまで読みとれるルーペでX線フィルム面で5lines/mmのサンプリング点になる様に等分しその点での値を読みました。

それですので図全部最大周波数は5lines/mmとなっている。視覚実験で求めた閾値は大きい値で1lines/mmですから充分な帯域幅になっていると思う。

高野：フィルタリングしていて像をぼかしていますが、その時には眼のレスポンス関数を含めて考えていますか。

中島：この計算での、像のぼかし方は写真レンズ系 defocusによって像の帯域幅制限をしているので、眼によるレスポンスは考えに入れていない。

(注：視覚実験ではキャビネ判に焼付けた写真を観察して評価させたが、視距離に対して別に制約していないし、あらかじめ識別でき得るもののみしか、観察対象像として取りあげていないので、眼によるレスポンス閾値以内で観察していることになる。この意味から、眼のレスポンスは考えに入れなくともよいと思う)

高野：視覚実験の時観察している像は計算機で defocus させた様な像をみていることになるのか。

中島：いやそうではありません。計算によるぼけ像と視覚実験に用いたぼけ像とは別々に計算し焼付している。ですから帯域制限した濾波制限像を帯域幅を狭めながら計算し、視覚実験で求めた識別閾値の周波数と計算結果をプロットした一点に対応させている。

高野：そうしますと計算させられた像と対応させたことになるのですか。

中島：ようするに視覚実験による識別閾値へ計算による値を対応させるには視覚による閾値が求められないとできないですから計算は視覚による閾値を問題にせず、何点かの cut-off をもったフィルターで適当に制限して算出し、これらを図示し、この図の曲線に視覚実験で求めた結果を対応させた。

木下：フィルターの計算として、一つは矩形の遮断プロを、他は $\sin x/x$ のプロを考え、原像スペクトルの値にフィルタリング、ウェイトを1、そのスペクトルを合成して再現した濾波制限像を、何点かの遮断周波数について計算して曲線を求め、それが視覚実験の値のどれに相当するかを曲線上で調べた。

某氏：閾値は視覚実験で測定したのか。

中島：そうです。前々回（13回）のこの席で報告したとおりです。

金森：識別値というのは、視覚実験でここまで見えたら十分であるという値で決めてたわけですね。

中島：いや、視覚実験で観察対象像における識別閾値を求めたら表の通りになったということですからここまであれば十分であるかは別に取り上げる必要があると思う。

高野：視覚実験というのは明るさで変えると思うが。

中島：この実験はキヤビネ判印画紙に焼付けた写真で像の識別評価をしているので問題にしくともよいと思うがただし、これらの写真評価は普通の部屋（約2001x）で観察してもらった。

金森：そうしますとこれ以上見える必要があるという値ではないわけですね。

中島：今、設計する時の一つの尺度が必要であることから、その尺度として、これらの識別値が役立つと思います。

竹中：これは病的なものでいっているわけではなく、鮮明な骨X線像について調べたので、実際とちがうがしかし一つの目安にはなると思うのですが。

金森：ちょっと私の方で引用するかも知れませんが、これ位見えたら十分であると思ってよいか。

中島：それは医者の方で決めてもらいたいですね。

竹中：この実験に使った骨には軟質部がないし骨の中も均質でないわけで骨梁構造をいう場合、多少のみだれでも診断する時は問題になり、この写真で計った cut-off 周波数の数倍の高周波を必要とすると思う。

木下：視覚実験というのは眼の追跡をも対応させる必要があり、どこを見ているかというのは、映画の画面を観察対象物が分るまでの眼の動きを調べねばならない。眼がどこを動いているかという実験を行なったのは、これに関連させるため、評価判断の scanning 場所が追求できる。

竹中：病気を見い出す場合には、実際むつかしい、骨の場合でも病気の種類をたくさん知らねばならないし、又この構造の場所がどこで、どこが、どういうふうに違うのかを知らねばならない。だから正常なパターンについて見えるとか見えないとかいうこの実験では割合ばらつきが、少ないが、病的な場合にはその人の知識も関係しばらつきが大きすぎてあまり比較にならないと思う。

中島：だから識別閾値に対して、何倍すればよい条件になるかが今後の問題になると思います。

竹中：肺の血管を動脈造影したのを雑音のマスキングを施して視覚実験を行なうと診断に非常な authenticityな人でも私などの見えないものが、その人にはどこまで雑音を重ねても見えるということもあり、その人の性格などにも割合関係があるらしい、この視覚実験の頭の骨などは比較的わかりやすい所だけで解剖学的知識はあまり必要とせず、又医学的経験もあまり影響されずバラツキが少ない。

高野：フィルム面上でのレスポンスは

中島：ここで使った試料はレントゲン写真を Neopan Fフィルムで複写し、それをキヤビネ判印画紙又は乾板に焼付けたものであって、ネガボジの回数が比較的多いのでこの時点では問題に入れてい

ない。

高野：どの位の距離で視覚実験をしたか。

中島：ほぼ明視距離ですが別に明視距離に対して制約していない。

土井： ΔS について二次で評価すればスペクトルとか、スペクトルの積分値とかなどの他の量との対応づけができわかりやすいしはっきりすると思うが、一次の場合ですと対応がどの様になるか、例えば、この実験の cut-off 周波数を種々変えた時お医者さんが実際見た時の要求から、このようなことに決った。

それを物理量にするのにこの ΔS の定義のへだたり量がいいと説明なさっていると思う。他の方式でとった時は、スペクトルとかレスポンス関数との対応が簡単についている。はたして、この一次の場合という対応づけ方をするとどのように考えですか。

木下：同じものです。はっきりいえばいい過ぎであると思います。同じものを見せなければ実験をした意味がない。

へだたり量はこのぐらゐの振幅のひずみがあっても実用上見えるという事になる。例えば画を伝送させる時に r の値が 1.7 ~ 1.5 位のひずみのある状態の方が fine であるといわれている。ただ確かに画を構成している空間の中でこの位違っても見える物体のスペクトルが少し歪でもよく見えるという状態もある。この表はその大きさがこの位の値になるということで、これ以上のことをいえば少しいいすぎですよ。

土井：それはそうと思います。実は今、私が考えていたのは実際にへだたり量を一乗したものと、二乗したものとした時一乗の方が大きくてでくるとというのは物理的尺度としてこの方が二乗のものよりいいですね。

木下：シビアーです。

土井：ところが二乗のやつというのはパワースペクトルの積分とかパワースペクトルにレスポンス関数すなわち cut-off のある矩形でも $\sin x/x$ でもいいのですけれども、その二乗をかけた積分した形に二乗のへだたり量をとれば、結びついていと思います。この場合一乗のへだたり量をとることはどの様な結びつきになるのか、つまり、もし二乗のへだたり量をとればいちいち追跡しなくともスペクトルを出せばスペクトルの積分値というわけでへだたり量は出てくると思うが、この場合ですと実際の信号をいちいち追跡する必要があると思うが。

中島：パワースペクトルからへだたり量を求める場合には御説の通りです。

高野：cut-off 周波数を近似するのに $\sin x/x$ というものは光学像のぼけだけを考慮して $\sin x/x$ とし眼のレスポンスを考慮していないのですから実際に眼で scanning している像というものはそれに眼のレスポンスを convolution したものを実際に眼で見ていることになるが。

木下：しかし、ぼけだけを問題にするなら $\sin x/x$ の方が近いし計算の便利さからは矩形の遮断した方が uniform だから楽ですね。もし別にこの方が有利だというならお教え下されば computer のプロに入れます。

Gauss 分布で cut-off をした方がよいという御意見もありますが TV などの波形伝送で cut-off をどの様にするか、また、特性曲線の上下限に何 $d B$ とするか決めることを電々公社の中継線企画設計上問題になり、色んな意見がありました。これらのレスポンスを集めた結果、結局眼で見て判断した所では cut-off 近傍は二次曲線になっている。このことから一般的に扱うのは Gauss でも $\sin x/x$ でも cut-off の近傍では二次曲線になっていると思う。

土井：見ている信号は価値の変わった信号だと思う。即ち Fourier 変換を使ってスペクトルを出される時でも非常にゆらぎがある。数百点という非常に長い系列をとっていますけれど、それはエルゴディクでは当然ない。そのためにも範囲の取り方でスペクトルの振動の仕方が変化すると思う。それはどの様な考えをなされるか。つまり取り方を変えたら困ると思いますが。

中島：ここで取り扱っているものは統計的集団ですので、統計的処理が必要です。ゆらぎを除外するには、集団の集合平均をとるか、または少しらんぼうな方法として平滑化してやれば統計的に処理したことになると思うが。

土井：実際にあるのは、統計量というより一つだけですね、例えば骨梁構造という一つの $-\infty$ から $+\infty$ までの統計的な性質をもった関数ではなくて孤立関数みたいなものです。ところが実際に Fourier 変換するためにデータとして入れるのは有限な幅で入っている。ところが、ゆらぎがあるんだから取り方を変えたらどんどん変わってくると思うが。

木下：その例に対しては報告の中にあつた様に走査方向によるスペクトルはよく一致していると思いますかね。

中島：報告の大腿骨の他に腰椎骨と頭蓋骨の場合について調べたその結果によると周期的構造をもつものについてはスペクトル面上で谷間のところは谷間に、山の所は山と走査方向によらず一致している。しかしゆらぎの成分は一致しません。

土井：それは Scanning の場所を変えたわけですか。

中島：そうです。大腿骨の骨梁構造は縦方向と横方向ではスペクトルは明らかに違います。勿論眼で見たときでも縦方向の縞が見える。ですから角度依存は確にあるか同じ方向で位置を変えてスペクトルを求めると同じ様な傾向を示す。

土井：我々が物を見ている場合、二次元の物を二次のままで見ていると思う。ですから、あるいは、本来二次元のスペクトルになり、二次元の像をみているのだから一次元で評価したり一次元の信号で評価するのは、わからないと思うが。

中島：確かに二次元でみていると思う。しかし TV 系では一次元の信号で二次元の像を構成しているし、また眼も実際に二次元の走査をしているとは、我々の眼の動きによる実験ではみられなかった。この理由から二次元の像そのものを評価することには考える余地はあると思うが。一次元のものゝ二次元に拡張して評価する必要がある。

高野：計算機は何ですか。

中島：初めは Facom 231 で計算しましたが、計算が遅いので伊藤忠の CDC 3600 と IBM

7044を使用した。

佐柳：最近、新しい Fourier 変換をするのに二次元の 2 のが一掃使いやすいプロがあり、これを使うと二次元 Fourier 変換ができる。費用の面でも、現在使用のものと同じで計算も早いと思う。これは最近の Mathematical compilation という雑誌にていて JOSA の 1966 年 6 月号の letters to editor に "Fast Fourier Transfer Technique and Its Application to Fourier Spectroscopy" の題名で記載されている。

土井：もう一つのお願として ΔS の収束ですが n をどのくらいまでで収束するか。 n を大きくしていくと ΔS の値は。

中島： n はサンプリング点の個数ですが、 ΔS は cut-off 周波数にのみで決まるもので、 n を変えても変わらない。

土井：粒状性の方のゆらぎというのは、どんなに広い範囲取っても集合平均や帯域幅を広げるとか、平均化して滑かにしない限り、ゆらぎはなくならないと思うが。

中島：確かにその通りです。

土井： ΔS の計算で絶対値をとれば当然零になると思うが。

中島：当然零になります。

津田：どうもありがとうございました。

研究資料 15-5

骨の散乱について

NHK基礎研	木下幸次郎	中島緑彦
東大医放	竹中栄一	
芝電	鏑晃一	滝口隆
	井内昭一	

^{192}Ir γ 線撮影系のレスポンス関数

日本原子力研究所 前田 頌

国産 ^{192}Ir 線源による γ 線撮影系のレスポンス関数を、線源、散乱線、フィルム-鉛増感紙のそれぞれについて求めた。

図1は国産 ^{192}Ir 線源のスリット写真をマイクロプロトメータでトレースし、さらにフィルム特性曲線によって有効露光分布になおしたものであって、 ^{192}Ir 線源の線像強度分布関数である。図2の実線はこの分布関数をフーリエ変換して得られた ^{192}Ir 線源のレスポンス関数を線源のフィルム面における倍率 m を種々変えた場合について示している。

被写体中より発生する散乱線の分布は直接透過線分布に対して極端に巾が広く、大きくみても数 mm 以下の欠陥部に対しては、バックランドと同様に考えても実用上さしつかえない。この場合には線源と散乱線のレスポンス関数の結合は $\nu = 0$ 近辺をのぞいて近似的に

$$R_{1+2}(\nu)^{(1)} = (1-B)R_1(\nu) \quad (1)$$

と表わされる。ここで B は全透過線量に対する散乱線の含有率である。したがって散乱線の影響を知るには、直接透過線と散乱線の比を知れば一般には十分である。図3は narrow (散乱線の影響がほとんどないように配置に注意した) ビームと broad ビームによる ^{192}Ir γ 線の鉄中における減衰曲線であり、これからそれぞれの鉄の厚さにおける直接透過線と散乱線との比が求まる。

フィルム-鉛増感線の組合わせのレスポンス関数としては、図2の点線に示すように、フィルムをサクラ RR 、鉛増感紙として 0.2 mm 厚さのものを両面用いた場合について 0.08 mm 巾のスリットによる密着写真よりフーリエ変換法によって求めた。

^{192}Ir γ 線撮影系のボケの原因を線源、散乱線、フィルム-増感紙の三つとし、それぞれのレスポンス関数を $R_1(\nu)$ 、 $R_2(\nu)$ 、 $R_3(\nu)$ とすると、全系のレスポンス関数 $R(\nu)$ は

$$R(\nu) = (1-B)R_1(\nu)R_3(\nu) \quad (2)$$

となる。

従来フィルム上の像の濃度分布を示すものとして次式が与えられている。

$$\Delta D(x) = 0.43\gamma\mu A\Delta z(x) \quad (3)$$

ΔD : Δz の厚さ変化に対応するフィルム濃度差

γ : フィルム・ガンマ

μ : 被写体中における γ 線の吸収係数

A : 散乱線を含む全透過線量に対する直接線の含有率

Δz : γ 線の入射方向の被写体の厚さ変化

しかし(3)式はボケが無視できる場合であって一般にはボケによる変形を受けて

$$\Delta D(x) = \int_{-\infty}^{\infty} 0.437 \mu \Delta z(x-x') h(x') dx' \quad (4)$$

あるいは

$$\Delta D(x) = C \int_{-\infty}^{\infty} 0.437 \mu z(\nu) R(\nu) \exp(2\pi i \nu x) d\nu \quad (5)$$

と表わされる。ここで $h(x)$ はこの撮影系の線像強度分布関数であり、 $z(\nu)$ および $R(\nu)$ は $\Delta z(x)$ および $h(x)$ のフーリエ変換である。C は正数化常数である。ただし以上は Δz が小さい場合、すなわち被写体（欠陥部）の厚さと透過線量およびフィルム濃度の関係をそれぞれ線型として扱える範囲に関してである。

¹⁹²I_T γ線撮影系において、ボケによってどの程度被写体のフィルム上の濃度分布が変化するかを、ワイヤベネトラメータを例にとって調べたのが図4である。 $R_1(\nu)$ としては図2の $m = 1/5$ の場合をとり、 $R_3(\nu)$ としてはサクラRRと0.2 mm厚の鉛増感紙の組合わせ(図2の点線)を用いた。また鉄1.7 mmをベースの被写体とした。すなわち散乱線含有率を0.5とした。この場合 $R(\nu) = 0.5 R_1(\nu) R_3(\nu)$ である。

参 考 文 献

- (1) 土井邦雄, 秋本英治, "散乱線の写真におよぼす効果のレスポンス関数による評価" 第14回

R I I 研究会

(資料15-6)

質 疑 応 答

竹中: ¹⁹²I_T γ線のエネルギースペクトルは?

前田: 0.468 MeV以下数種のγ線を出している。

金森: 鉛増感紙より発生する二次電子のエネルギースペクトルはどのようになっているか?

前田: 不明である。一応入射γ線エネルギー以下の連続スペクトルと思われる。

金森: その場合の二次電子のエネルギースペクトルとは入射γ線エネルギーによらず一定であるということではないか?

前田: 光電効果およびコンプトン効果による二次電子であるので入射γ線エネルギーに関係すると思う。

土井: 鉛増感紙の spread function は入射γ線のエネルギーに依存するか?

前田: 入射γ線のエネルギーが大きくなるほど鉛増感紙の spread function は巾広くなるとのデータが出されている。

内田：スリットによる散乱線の spread function を測定する場合，直接線のカブリはなかったか？

前田：スリットは 50 mm 厚の鉛スリットを用いたので直接線によるカブリはない。

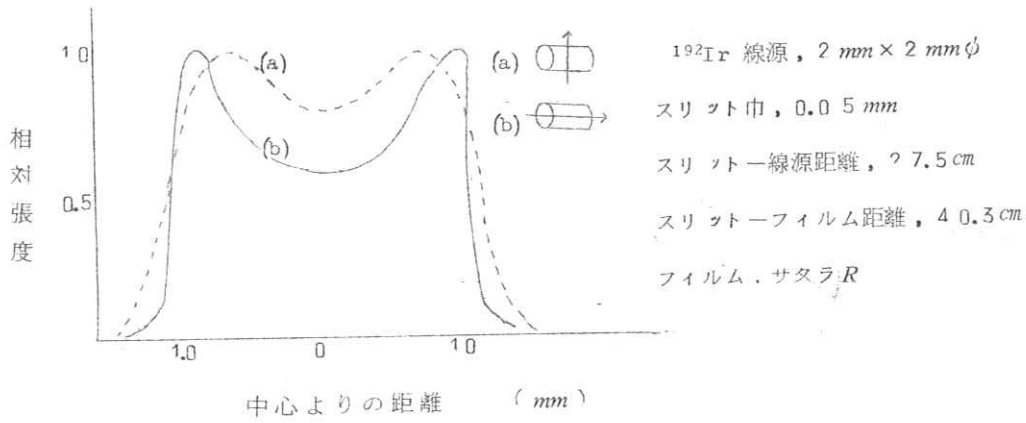


図 1 ^{192}Ir 線源のスリット写真より求めた縦および横方向の線量強度分布

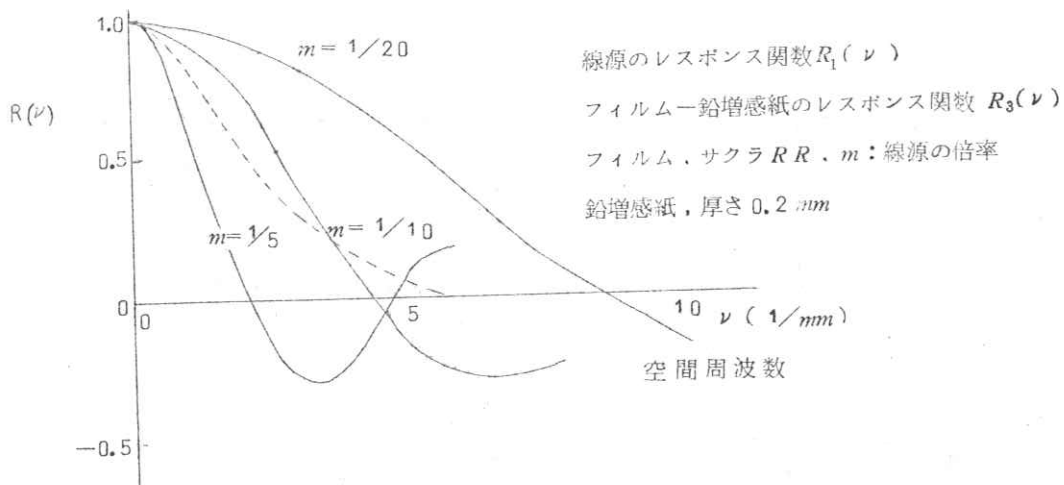


図 2 ^{192}Ir 線源およびフィルム—増感紙のレスポンス関数

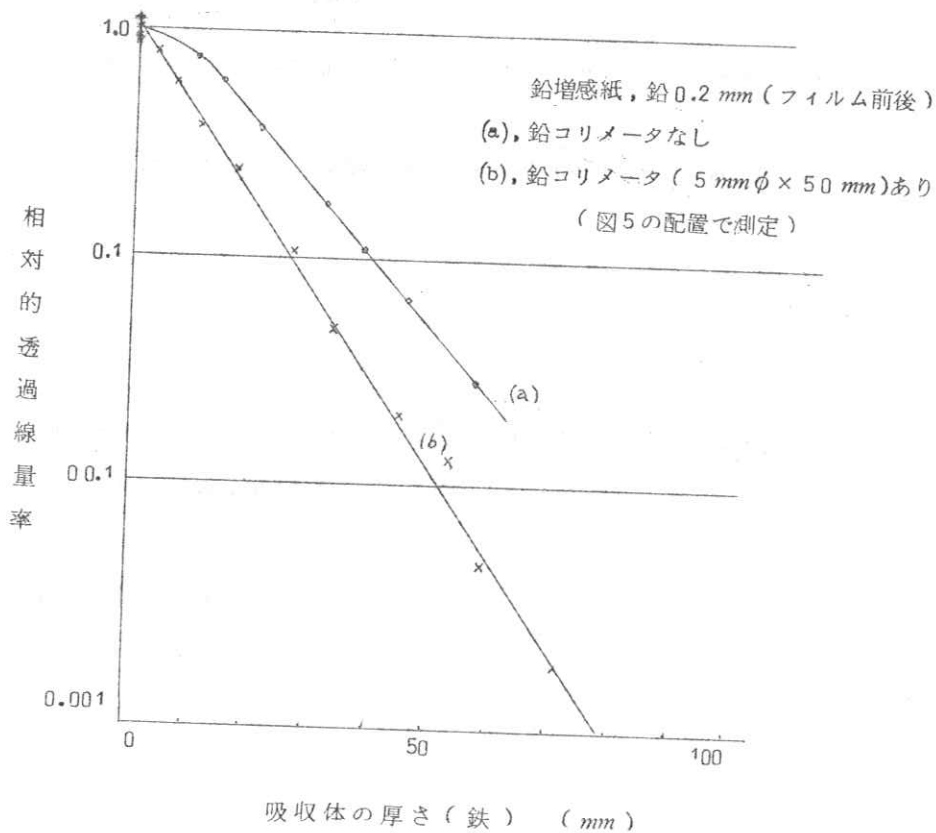


図3 ^{192}Ir γ 線の鉄による吸収曲線

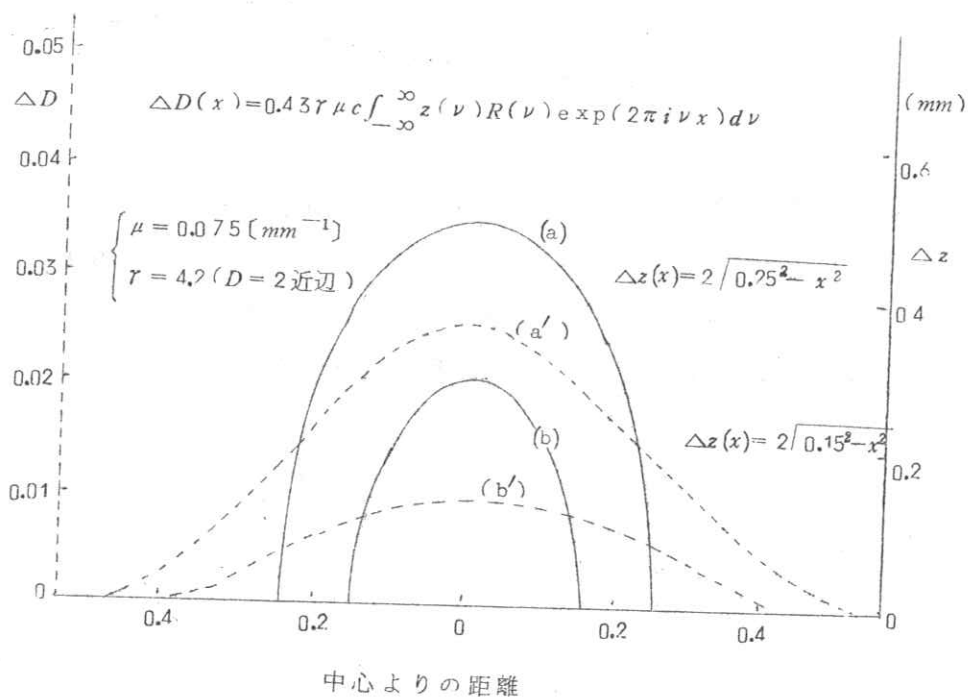


図4 ^{192}Ir γ 線撮影系におけるボケによりコントラストの変化
 (a): 0.5 mm φ, (b): 0.3 mm φのそれぞれワイヤーベネットラメータの断面

R I スキャニング系のレスポンス関数

東大放射線科 竹中 栄一

芝電中央研 木下 幸次郎

NHK基礎研 中島 緑彦

1 はしがき

R I スキャニング系を1つの映像伝送系として解析することは殆んどなされていない。従来の等反応曲線や Jsuyascan ではコリメーターの定量的評価も六ヶしい、さらに R I スキャニング系における画像と系の特性との関係を理論的に取扱いえない。しかしレスポンス関数を使うことにより R I スキャニング系の各要素の伝送特性(空間周波数の)と被写体のスペクトルとの関係を統一的に把握し、各要素および全体の改善に極めて有用である。我々は ^{131}I paper Siemens star を作り、R I スキャニング系の空間周波数特性を測定した。また、べつに理論的に推測した値と比較した結果、伝送論的取扱いの妥当性が確められた。また R I 分布の厚みを考慮に入れた結果では ^{131}I Liquid Siemens star との実験結果と比較すると、若干の補正を必要とする。さらに Pointsource response curve と Siemens star を用いたときの比較を行ない、量子雑音についてもその影響を調べたので報告する。

2 実験装置及び条件

2-1 ^{131}I Siemens star (paper と liquid), Siemens star

の利点はつぎのようである。

- 1) 空間周波数が半径方向に連続的に変化しているので特性の零点を見おとすことがない。
- 2) 円周方向の信号の強度分布は完全な周期関数である。

2-2 スキャニング装置⁽¹⁾

3 理論的考察

3-1 二次元または一次元強度分布のとき⁽¹⁾

体内 R I 強度分布を二次元として $F(x, y)$ 、シンチグラムの強度分布を $h(x', y')$ とし、コリメーターの指向性関数を $f(\theta, \varphi)$ とすると

$$h(x', y') = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(x+\xi, y+\eta) \cdot f(\theta, \varphi) d\xi d\eta \quad (3.1)$$

ただし、 θ, φ はコリメーターの指向性の角度座標で座標 ξ, η と θ, φ は

$$\theta = \cos^{-1}(l/r) = \cos^{-1}(l/\sqrt{l^2 + \xi^2 + \eta^2}) \quad \varphi = \tan^{-1}(\xi/\eta)$$

の関係があり、 ℓ はコリメーターと x, y 平面との距離である。 RI スキヤニングでは $1:1$ に投影されるので $x = x', y = y'$ である。

いま

$$F(x) = \frac{1}{2} \left[1 + a \cos \frac{\pi}{L} x \right], f(\theta) = \cos^2 \theta \quad (3-2)$$

ただし $2L$ は RI 分布の周期である。とすると(3-1)式はつぎのようになる。

$$h(x') = \frac{\pi \ell}{2} \left[1 + a \exp\left(-\frac{\pi}{L} \ell\right) \cdot \cos\left(\frac{\pi}{L} x'\right) \right] \quad (3-3)$$

$$F(x) = \frac{1}{2} \left[1 + b \sin \frac{\pi}{L} x \right] \text{ のときも同様に}$$

$$h(x') = \frac{\pi \ell}{2} \left[1 + b \exp\left(-\frac{\pi}{L} \ell\right) \cdot \sin\left(\frac{\pi}{L} x'\right) \right] \quad (3-3')$$

(3), (3')の式の直流成分を除外して考えると、物体の強度分布が $a \cos \frac{\pi}{L} x$ ならびに $b \sin \frac{\pi}{L} x$ のいずれの場合でも、シンチグラムでは $\pi \ell \exp\left(-\frac{\pi \ell}{L}\right)$ の減衰をうけることを示す。この減衰量を g とおき、 $f_s = \frac{1}{2L}$ または $\omega_s = 2\pi f_s$ と空間周波数または角空間周波数の関数として示すと、 $g(\omega_s) = \pi \ell \exp(-\omega_s \ell)$

$$G(\omega_s) = g(\omega_s) / g(0) = \exp(-\omega_s \ell) \quad (3-4)$$

これが系の相対振巾で示した MTF である。これは $f(\theta)$ のフーリエ変換を表わし、コリメーターの指向性関数のフーリエ変換が RI スキヤニング系のレスポンス関数となることを示すものである。

3-2 RI 強度分布が厚みがあり、組織の吸収を考えに入れたとき

RI 強度分布の厚さを $\Delta \ell$ 、組織の線吸収係数を α 、厚さ $\Delta \ell$ の間で r 線の波長入につき一定とし、(3-4)式をつかい、平均の $G(\omega_s)$ はつぎのようになる。

$$G(\omega_s) = \frac{1}{\Delta \ell} \int_{\ell_1}^{\ell_2} \exp(-\omega_s \cdot \ell) \cdot \exp(-\alpha \cdot \Delta \ell) \cdot d\ell \quad (3-5)$$

$$G(\omega_s) = \frac{\exp(-\omega_s \cdot \ell) \cdot \{1 - \exp\{-(\omega_s + \alpha) \Delta \ell\}\}}{\Delta \ell (\omega_s + \alpha)} \quad (3-6)$$

$$G'(\omega) = \frac{\exp(-1.2\omega + 0.99) \{1 - \exp\{-(0.04\omega + \alpha) \cdot \Delta \ell\}\}}{\Delta \ell (0.04\omega + \alpha)} \quad (3-6')$$

た・し(3-6)ではハニー・クーム・コリメーター(焦点5cm)を焦点外れしたの有効距離の値を入れて(3-6)を補正したものである。 ℓ_1 ℓ_2 はそれぞれ組織とコリメーター間の最短及び最長距離であり、 $\Delta\ell = \ell_2 - \ell_1$ である。人体体内の厚さ $\Delta\ell$ を有するRI強度分布のMTFはその厚さに応じてMTFが減ずる。

Fig. 1 は(3-6)式に基く計算結果を示す。またFig. 2は ^{131}I 溶液シーメンスターによる実測結果である。Fig. 2の0cmの相対レスポンスの値は外捜値である。単位体積濃度は一定である。更に多少の補正を必要とすると思う。

4 MTF測定上の2, 3の問題

1) 所謂の response curve (反応曲線)と測定用チャートとの関係

一般に点線源を用いて反応曲線を作り、これをFourier変換すると、線線源を用いたときより良い値をうる。さらにSiemens starのときは線線源より値が悪くなる。これはコリメーターのArea efficiencyによるものであると考える。実測値に基く焦点したときの有効距離から、 $f(\theta) = \cos^2\theta$ または $\cos^3\theta$ のときの反応曲線を求めるとFig. 3のようになる。点線源の反応曲線と比較すると前者をFourier変換したMTFの値がよくなるのは当然である。Area efficiencyを考えるとシーメン・スターによる測定値が臨床的経験や欠損試験の結果に近い。(Fig. 3)

2) 量子雑音の問題

r線のQuantum noiseはRI系のMTFの値には測定上影響を与える。信号対雑音比で見ると、859カウント/15秒で(標準偏差35.9カウント)13.8dBである。MTF測定は記録紙に記録して行なうため、X線フィルムの信号対雑音比測定⁽²⁾と同様に、記録紙上の平均カウント数/秒とその標準偏差をとり、S/Nを求めると別表の通りである。Response time 0.5秒の方が2秒よりカウンターのみとよく対応する。(表1)しかしS/Nは悪くなる。

3) 測定上の問題

記録紙で記録するときはその振巾特性、周波数特性を考えねばならない。またシンチグラム上でCutoff frequencyをよむのならスキヤン速度は速くても良いが、記録紙で測定するにはレスポンス・タイムは大なるほどよく、スキヤン速度はおそいほどよい。

5 結 語

RIスキヤニング系のレスポンス関数につき、理論的推測値と ^{131}I ペーパー・シーメンスターやRI溶液シーメン・スターの実測値を比較し、その妥当性をたしかめた。さらに測定用チャートの問題、量子雑音などの測定上の2, 3の問題について考察を加えた。

- 1 竹中, 木下, 中島 RI スキヤニングとレスポンス関数(1)ラチオアイソトープ
16(2):73, 1967
- 2 竹中, 木下, 中島 X線像の雑音(放射線像の研究 P303, 1967)

(15-7)

質疑応答

佐々木: 溶液シーメンスターとは

竹 中: 三角容器をシーメンスター状に配列していろいろのラチオ・アイソトープ溶液を入れる。濃度もかえられる。

内 田: Response curve は何うしてとったか。

竹 中: scan させないでとった。完全に静的特性である。

某 : 溶液のふかさは?

竹 中: 1, 3, 6, 9 cmである。

津 田: Jsuya scan の計り方は

竹 中: NSAD E C O v i n s - 2 4 , 1 9 5 8 の津屋教授の論文がある。デテクターをフォトマムからはなし, そこへ線源を付け, デテクターを固定して線源を動かすことができる。視覚的にコリメーター特性を便利に比較できるが, 定量的比較は六ヶしい。

津 田: Siemens star の方法は

竹 中: ふかさ 8 cm 底辺 8 cm 高さ 40 cm の三角容器である。

某 : Scaler を通して計るときと記録の違いは?

竹 中: 表 1 にある

佐々木: 核種とコリメーターの種類は

竹 中: ^{198}Au とハン・クーム・コリメータである。点線源は ^{131}I を使用した。

Fig. 1 RIスキヤニング系のレスポンス関数
 RI分布の厚みのあるときの計算値

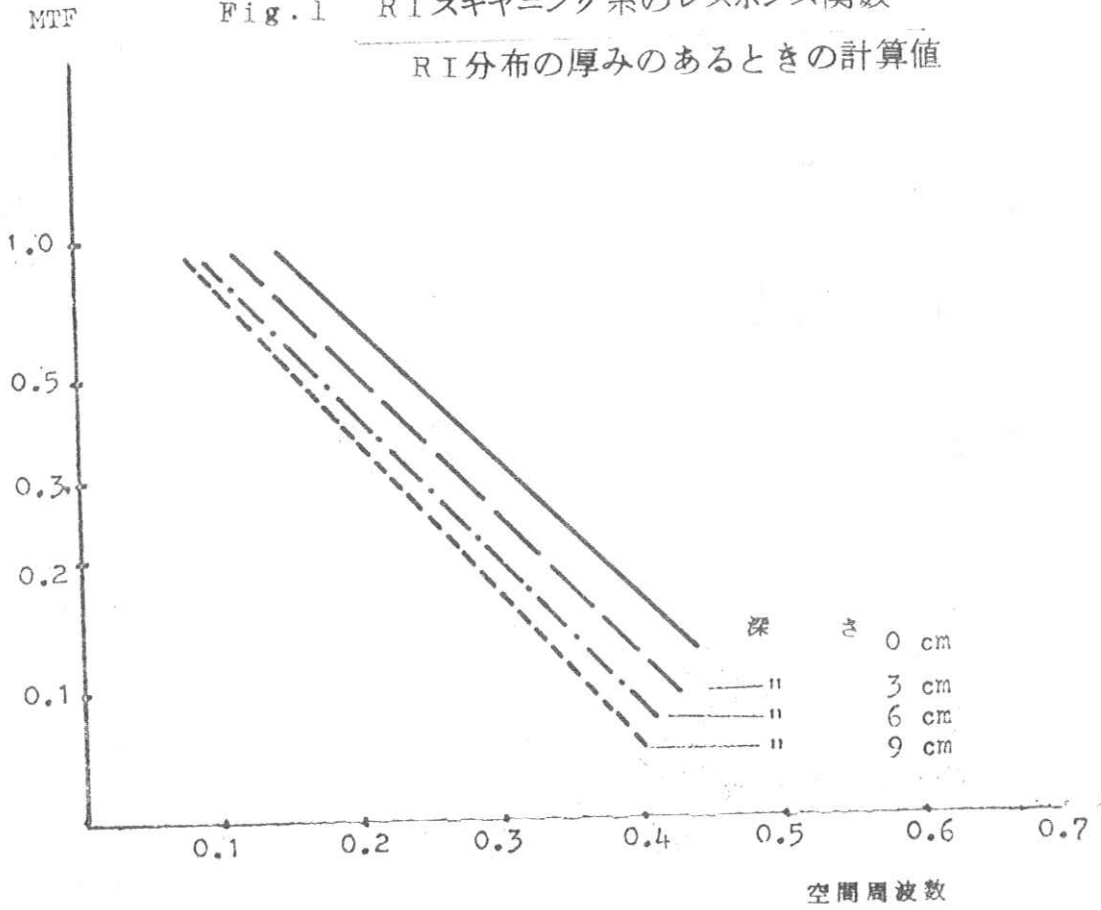


Fig. 2 RIスキヤニング系のレスポンス関数
RI分布の厚みのあるとき

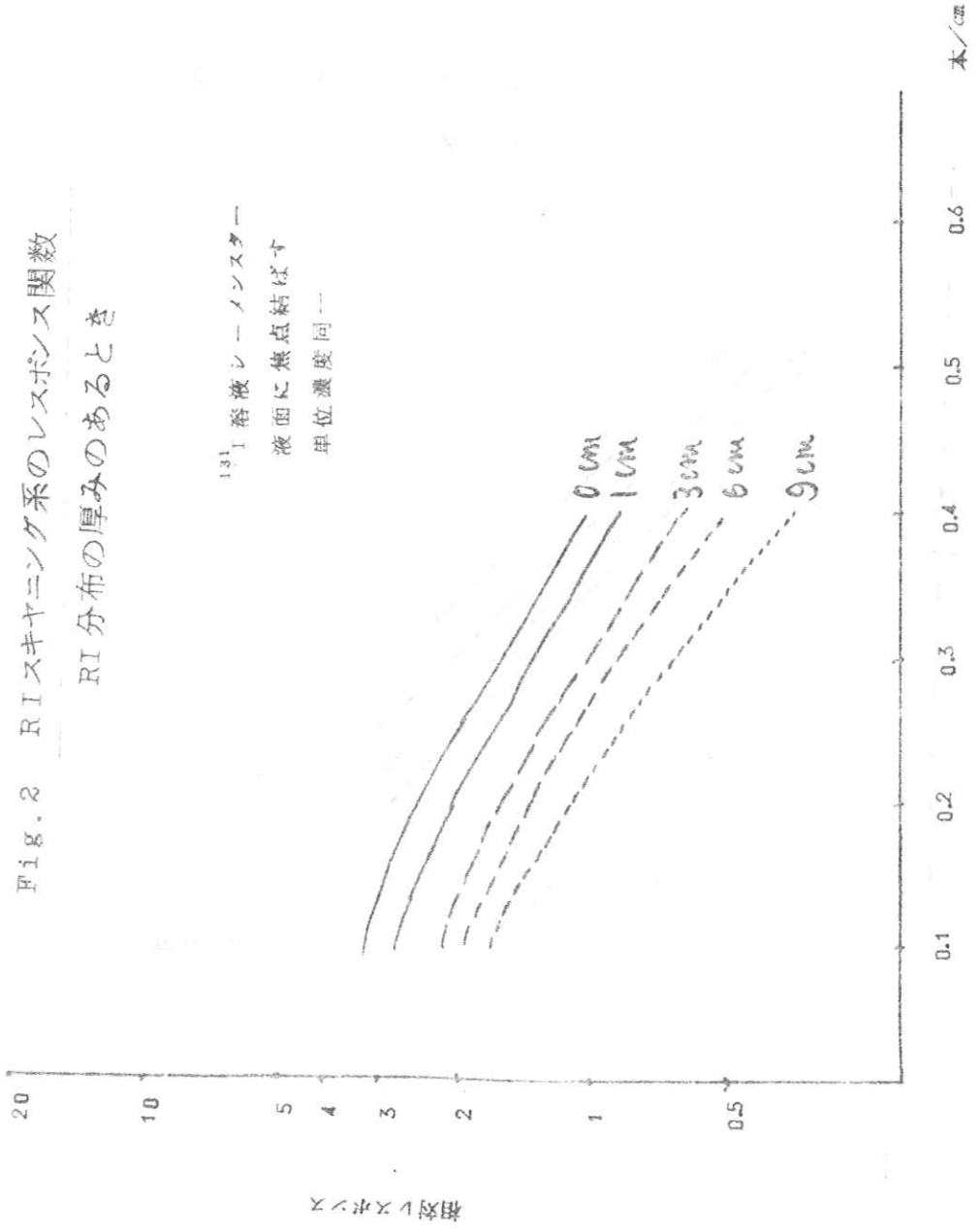


Fig. 3 コリメーターの反応曲線

— 点線源

--- 13⁷ベーパーレーマンスタ---

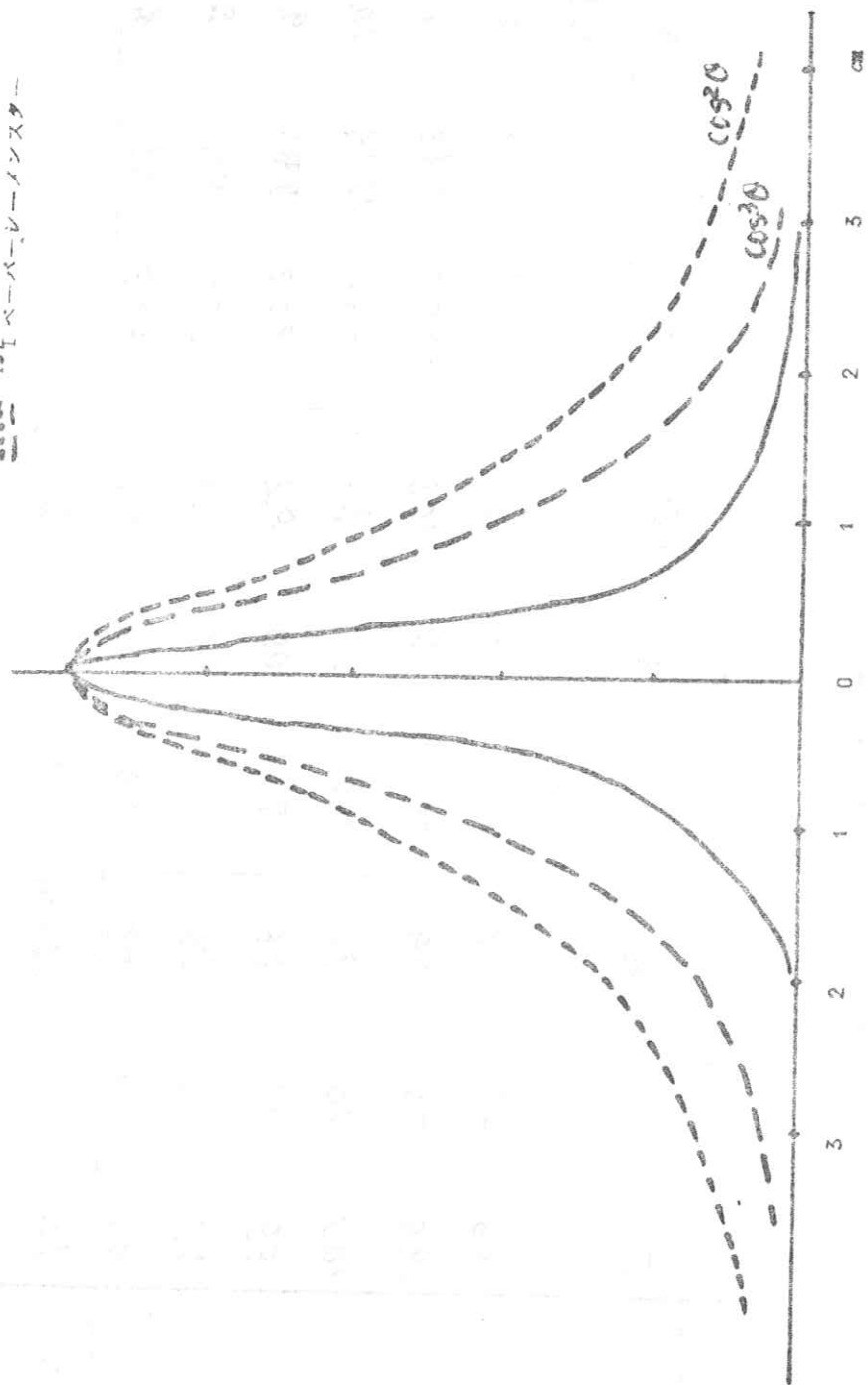


表1 R Iスキヤニング系の雑音

	RT 0.5			RT 2.0						
	\bar{n}_r	σ_r	$(S/N)_r$	\bar{n}_r	σ_r	$(S/N)_r$	\bar{n}	σ	S/N dB	
1	58.8	5.6	10.2	64.5	3.0	13.3	859.4	35.93	13.8	
2	33.6	4.4	8.8	37.1	2.3	12.2	449.4	25.49	12.5	
3	19.6	2.6	7.9	20.1	1.9	10.3	227.2	15.63	11.6	
4	10.5	1.9	7.0	11.0	1.2	9.8	136.2	11.34	10.8	
5	6.9	1.9	5.6	7.1	0.9	9.2	82.8	9.40	9.5	
6	5.5	1.5	5.6	5.1	0.8	7.9	54.2	7.9	8.4	
7	4.1	1.1	5.5	3.9	0.6	8.1	35.5	5.6	8.0	
備考	1_{dec}		$10 \log(\%)$	1_{dec}		$10 \log(\%)$				15 sec

(3) あいさつ 内田

次回は2月下旬，名古屋大学で開催します。

May 9, 1967

Dr. K. Rossmann
Research Laboratories
Eastman Kodak Company
Rochester, New York 14650
U.S.A.

Dear Dr. Rossmann

Thank you very much for your letter concerning ICRU recommendation for measurement of the MTF of radiographic imaging systems.

We have made measurements of three kind imaging systems during the last six years, i.e., the fluorescent screen, the intensifying screen and the focal spot of x-ray tubes. I will make lists of describing these measurements. As some of these include well known methods to you more than us, this compiles only outline of these method, but of course include the essence of the method.

If you need more details of measuring arrangements, photographs or data of any particular points, please send a letter to what extent do you need, that is, allowable pages or words. I am very glad to contribute to your work.

Sincerely yours,

Kunio Doi
Kunio Doi
Kyokko Research Laboratory
Dai Nippon Toryo Co., Ltd
Chigasaki City, Kanagawa
Japan

April 5, 1967

Dr. Kunio Doi
Dai-Nippon Toryo Co., Ltd.
Chigasake, Kanagawa-ken
JAPAN

Dear Dr. Doi:

The ICRU is embarking on a program the goal of which is the recommendation of standard methods for measuring the MTF of radiographic imaging systems.

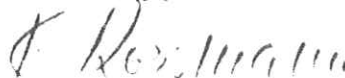
In order to provide the ICRU with a scientific basis for its recommendations, I am planning, first, to get in touch with the various investigators who have developed methods of measurement and to learn as much as possible about the scientific merit and complexity of their methods.

Would you kindly send me a detailed description of your method together with tests of its accuracy and precision?

Also, I would appreciate your including a list of investigators who, to your knowledge, have developed such methods.

With best regards,

Sincerely,



K. Rossmann
Planning Board IIE
International Commission on
Radiation Units and Measurements

cc: Dr. R. Chamberlain
Dr. J. Feddema
Prof. K. Liden
Dr. R. Morgan
Dr. R. Moseley
Mr. W. Ney
Prof. C. Olsson
Dr. T. Tristan
Dr. E. Trout
Dr. E. Zieler

1 Principles and outline of measuring arrangements of MTF

1.1 The fluorescent screen 1,2,3)

1.1.1 Analog Fourier transform method

The line image of the fluorescent screen is analogously Fourier transformed by photo-electric means using an area type sinusoidal chart. The narrow x-ray beam is exposed to the fluorescent screen through a lead or brass slit, and the resulting line spread function of the fluorescent screen is scanned with the sinusoidally transmitting chart. The collected light outputs after the chart record the sine waves of various frequencies which consist of different amplitudes. The envelope of this record gives the MTF curve.

1.2 The intensifying screens or the screen-film combination system

1.2.1 Analog Fourier transform method ^{2,4)}

The MTFs of the intensifying screens of front and back side are independently measured by the method of 1.1.1. The back screen is measured with an attachment of the reflecting mirror systems shown in a photograph. The measured MTFs of front and back screens are added, taking into account the weighting factor from both screens. The calculated MTF is independent from the characteristics of the photographic film. This method is followed by the new definition of reference ⁴.

1.2.2 Digital Fourier transform method ⁴⁾

The screen-film combination system is exposed with lead slit of 30 microns width. The traced and reduced line spread function in effective exposure is digitally Fourier transformed by numerical integrations using the digital computer.

1.2.3 Square wave response method ⁵⁾

The square wave test chart of various spatial frequencies which is made of metal such as lead or molybdenum is radiographed with the screen-film combination system. The developed and processed image is traced with a microdensitometer, and the maximum and minimum densities of one spatial frequency are read and then converted to the effective exposure. The contrast of one point in the square wave MTF² curve is then calculated. The usual MTF of sine wave response is reduced from Coltmann's equation.

1.2.4 Variable slit method

The measuring principle is the same as in 1.2.3. The square wave pattern exposure system is only different from 1.2.3. The mechanical system of varying slit width and cassette position is devised, and a series of square wave is exposed intermittently one by one. The mis-alignment of the measuring system which may be caused by field characteristics of the focal spot is omitted, but intermittent exposure effect is included. The operation is time-consuming, and I think that this is not practical method.

1.3 The focal spot of x-ray tubes 2,3,8)

1.3.1 Analog Fourier transform method

The line spread function of the focal spot is projected onto the fluorescent screen by the metal slit which is placed between the focal spot and the fluorescent screen, according to the so-called Pine-hole effect or the similar system of enlargement radiography. The emission intensity distribution on the fluorescent screen is then analog-Fourier transformed with the method of 1.1.1. The MTF of the focal spot is obtained with divided by the MTF of the fluorescent screen.

The classifications of the MTF measuring methods on the more wider standpoints are represented in reference 9.

Regretfully most of the references are Japanese.

- 1) K. Doi and K. Sayanagi: Optical Transfer Function in Radiography (I) X-Ray Fluorescent Screen, Oyo Buturi 33, 721, (1964) in Japanese
- 2) K. Doi, A. Kaji, T. Takizawa and K. Sayanagi : The Application of Optical Transfer Function in Radiography, Jap. Jour. Appl. Phys. 4 suppl. 1, 183, (1965)
- 3) K. Doi: Optical Transfer Functions of the Focal Spot of X-Ray Tubes, Am. J. Roentgenol. 24, 712, (1965)
- 4) K. Doi : Optical Transfer Function in Radiography. (IV) Combination of Screen and Film, Oyo Buturi 35, 559, (1966) in Japanese
- 5) K. Doi : Useful Representation of the MTF of the Screen-Film Combination Systems, Presented at the 26th Annual Meeting of the Radiological Society of Japan (1967) in Japanese
- 6) T. Takizawa and K. Doi : A Treatment of Image Sharpness on X-Ray Intensifying Screens by Optical Transfer Function, Nippon Acta Radiol. 23, 1029, (1963) in Japanese
- 7) K. Doi : Measurement for Optical Transfer Functions of X-ray Intensifying Screens, Oyo Buturi, 33, 50, (1964) in Japanese
- 8) K. Doi : Optical Transfer Function in Radiography (II) Focal Spot of X-Ray Tube, Oyo Buturi, 34, 190, (1965) in Japanese
- 9) K. Doi : Information Theory in Radiographic Image Evaluation, Part (I) and Part (II), J. Non-destructive Testing 14, 201, 24, in Japanese

2 Comparisons of three methods (1.2.1, 1.2.2 and 1.2.3) of measuring MTF of the intensifying screens or the screen-film combination system

	Analog Fourier transform method (1.2.1)	Digital Fourier transform method (1.2.2)	Square wave response method (1.2.3)
2.1 measuring procedures	<ol style="list-style-type: none">1. slit exposure to single screen2. scan of the sinusoidal chart3. recording of the photocurrents4. normalization and averaging of the records5. addition of front and back MTF values using the relative exposure ratio from both screens	<ol style="list-style-type: none">1. slit exposure to the screen-film system2. microdensitometer trace of the developed image3. conversion to effective exposure distribution using H & D curve4. normalization and averaging5. to punch the program6. Fourier transform by computer	<ol style="list-style-type: none">1. to take the radiograph of metal square wave chart2. microdensitometer trace3. conversion to effective exposure4. normalization and averaging5. reduced to sine wave response^(a)
2.2 measuring hours for five screens ⁽¹⁾ (approx)	measurement (five front and back screens): 3 hrs. reading and calculation : 2 hrs. Total 5 hrs.	exposure : 2 hrs measurements (10 traces) : 5 hrs calculation : 14 hrs. Total 21 hrs.	exposure : 2 hrs measurements (20 traces) : 10 hrs. calculation: 3 hrs. Total 15 hrs.
2.3 highest spatial frequencies to be measured ⁽²⁾	front, back : 2 L/mm The front is possible till about 10 L/mm with optical system. The limits mainly depend on the sinusoidal chart.	possible more than 10 L/mm. The limits depend on the slit width	~ 10 L/mm The limits depend on the precision of the metal chart. ⁽³⁾

Analog Fourier transform method (1.2.1)	Digital Fourier transform method (1.2.2)	Square wave response method (1.2.3)
<p>4. accuracies (standard deviation of measurement)</p> <p>$\sigma = 0.015$: reproducibility of two independent measurements (averages of about fifty single screens on ten points over $0.0875 \sim 2.0$ L/mm)</p>	<p>$\sigma = 0.022$ (averages of three screen-film systems on four points over $1 \sim 4$ L/mm at $D_M \sim 3.0$)</p>	<p>$\sigma = 0.020$ (averages of three screen-film systems on four points over $1 \sim 4$ L/mm at $D_M \sim 2.0$)</p>
<p>5. causes of decreasing accuracy and precision</p> <ol style="list-style-type: none">1. S/N ratio of photo-currents in the case of the low emission intensity screen.2. focal spot of X-ray tubes.3. slit width.4. poor contact between screen and chart.	<ol style="list-style-type: none">1. use of toe part of H & D curves.2. measurement of long distance flare component.3. isoplanatism patch of the system.4. slit width.5. poor contact between screens and film.	<ol style="list-style-type: none">1. errors to making metal chart.2. end effect caused by a finite number of the square wave.3. poor contrast.4. low contrast chart under X-ray exposure.
<p>6. merits of the method</p> <ol style="list-style-type: none">1. The characteristics of the screen is evaluated separately from the characteristics of the film.2. rapid and highest accuracy.3. The equipment as an analog Fourier transformer may be applicable to measure the MTF of the more usual radiographic imaging system.	<ol style="list-style-type: none">1. This need not special equipment. Only metal slit is required.	<ol style="list-style-type: none">1. This makes it possible not only to measure the MTF but also to compare the resolving power or any visual examination.

Analog Fourier transform method (1.2.1)

1. the definition of the MTF such as additive combination of front and back.
2. measurement of the back screen. (light loss of optical system)
3. scattered radiation during measurement.

Digital Fourier transform method (1.2.2)

1. poor contact.
2. The MTF and standard deviation depends on the average photographic density.
3. field depth of the microdensitometer optical system.
4. measurement of flare components of the line spread function.

Square wave response method (1.2.3)

- 1, 2 and 3 are the same as digital Fourier transform method.
4. Square wave chart precision.

2.7 problems and cares

- (10) For relative comparisons of imaging performance of the similar system, this calculations need not be operated.
- (11) The results is of course under our situation of the department when one person measures.
- (12) I think that the important spatial frequency range for evaluating the radiographic imaging system is quite low, say, under 2 L/mm.
- (13) The highest spatial frequency of our molybdenum chart is 5 L/mm, but with the lead chart of Optiker Funk, Erlangen, about 10 L/mm is possible.
- (14) The standard deviation (σ) is calculated with the table of statistics from maximum difference (R) of the experimental values in two experiments (n=2).

3 Precision

3.1 Precision of the MTF of the fluorescent screen

We have investigated the precision of the method of 1.1.1 represented in reference 1 in detail. I think that this is common to 1.2.1 and 1.3.1. The factors to decrease precision are slit width decay and build up phenomena of phosphors, and focal spot of x-ray tubes. I have estimated that all of these factors are negligible under 2 L/mm compared with graphic description and reproducibility of the measurements. This may be checked with the MTF of $\sin x/x$ type function of a broad slit. The comparison of the theory and experiment for 2 mm slit that is illustrated in Fig.3 of reference is quite satisfactory.

If you need more detail description of this part, I will translate and write to you.

3.2 Precision of the MTF of the focal spot

In order to evaluate the precision of the MTF of the focal spot the line spread function which is obtained by Fourier inverse transform of the MTF curve is compared with the line image of the focal spot which is directly radiographed with the screen-film system. The comparison is illustrated in Fig.8 of reference 3. The difference of this two line image in the ordinate value is within 5%. This is a sort of an indication of precision, but this is under-estimation because the measurements include two different experiments.

4 Investigators in Japan

Our Japanese investigators group of this field is started in 1960 and the name is Radiation Image Information (abbreviated as R.I.I.). The group consists of about sixty members and nine committees. The representative is Prof. Suguru Uchida, Osaka University, and I am serving as one committee. The book "Investigations of Radiological Image.(I) Modulation Transfer Function" which gathers the papers presented at this meeting during the last two years, written mostly in Japanese.

However, we have discussed very few about accuracy and precision. I think that our efforts were mainly concentrated to develop and apply these ideas or methods to the whole radiographic system or other instrumentation problems.

Therefore, I wish to introduce you the following two active scientists in R.I.I..

Prof. Suguru Uchida
School for X-ray Technicians, Osaka University
Sibahara 32, Toyonaka, Osaka

Dr. Hitoshi Kanamori
Department of Electrical Engineering
Kyoto Technical University
Matsugasaki, Sakyoku, Kyoto

was published in
April regretfully

May 16, 1967

Dr. Kunio Doi
Kyokko Research Laboratories
Dai Nippon Toryo Co., Ltd.
Chigasaki City, Kanagawa
JAPAN

Dear Dr. Doi:

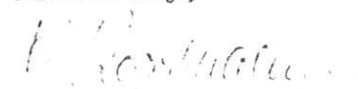
Thank you very much for your detailed communication of May 9, 1967. It will be most useful for the work of the ICRU and as a starting point for our collaborative effort in the future.

In the next few months I probably shall not have too much time to consider these matters in detail, since I have accepted an appointment as Professor and Director, Section of Radiological Sciences in the Department of Radiology at the University of Chicago starting on July 1, 1967. As a consequence, my affairs will be in considerable turmoil for a while.

In the meantime I should appreciate it if you would provide me with more information regarding the organizational structure and aims of the Radiation Image Information group in Japan. It seems to me that considerable benefits could be derived from a detailed exchange of information between this group and my committee in the ICRU. Also, it would be useful to plan a get-together in connection with the International Congress in Japan in 1969.

With best regards,

Sincerely,



Research Laboratories

KRossmann:cld

May 23, 1967

Dr. K. Rossmann
Research Laboratories
Eastman Kodak Company
Rochester, New York 14650
U.S.A.

Dear Dr. Rossmann:

Thank you very much for your letter of May 16, 1967.
Congratulation for your new very important post at the
University of Chicago!

I will translate some parts of the contract of the
Radiation Image Information group on your request.
The aim of the R.I.I. is the contribution to Radiology
by studying the radiological images and its application
through the Information Theory. In order to accomplish
the aim mentioned above, we have two kind activities: one
is the four regular meetings in a year and the other is
any events decided by the Committees, for instance, the
publication of the proceedings and so on.

The members of the R.I.I. are gathered from many fields;
medicine, science, engineering and X-ray technician in the
universities, hospitals, companies and research laboratories
We have now about sixty members.

The Representative is Prof. S. Uchida, Osaka University
and the office is also the school of Prof. S. Uchida.
The President is Prof. Shinji Takahashi, Nagoya University.
Ten Committees (nine are mistaken in the letter of May 9)
may arrange the activities of the group.

The financial supports are mainly given by nine
corporation members.

The next 13th meeting is to be held in June 10 at
Osaka. As I will meet Prof. Uchida at the time, I will ask
him to send you the Book of the proceedings written in
Japanese.

Thank you very much for your suggestion concerning a meeting at the next International Congress in Japan. I quite agree with your idea. I have already talked with some members about such plans, and they agreed to have some meeting. "We, of course, have not yet planned concretely. But I should appreciate if you would help us at the time.

With best regards,

Sincerely yours,

Kunio Doi
Kyokko Research Laboratories
Dai Nippon Toryo Co., Ltd.
Chigasaki City, Kanagawa
Japan

P.S.

Concerning a detailed exchange of information between our group in Japan and you in the United States, I agree with you. We have talked a similar problem when Dr. H. W. Schober came to Japan in 1964, but it was not realized. It seems to me that the reasons which we could not do may be two. One is some troubles in language problem. The other is that the subjects of exchanging the information were not concentrated to a certain practical point.

Therefore, if we decide the common subjects or problems to a practical point, for example, the accuracy and precision of the standard measuring method of MTF, I think the exchange may be possible and we may obtain a considerable benefit with each other. I will talk with other Committees at the next meeting and write to you again.

June 30, 1967

Dr. K. Rossmann
Professor and Director,
Section of Radiological Sciences
in the Department of Radiology,
The University of Chicago
950 East 59th Street, Chicago
Illinois 60637, U.S.A.

Dear Dr. Rossmann:

I have talked with members of our group at the last meeting concerning a detailed exchange of information and a cooperation to you. They agreed very positively to your offers.

They appointed me formally as a window of the group for you, and I was tasked to send you the proceedings, which I am now translating the titles and authors of each paper.

I will send you the proceedings after the confirmation of your new address.

With best regards,

Sincerely yours

Kunio Doi

Kunio Doi
Kyokko Research Laboratories
Dai Nippon Toryo Co., Ltd.
Chigasaki, Kanagawa
Japan

cc: Prof. S. Uchida
Dr. T. Sasaki
Dr. E. Takenaka

Investigations of Radiological Image:
Modulation Transfer Function

Part I

The group of Radiation Image Information
(1964 - 1966)

Chapter 1	Conceptual Review		
Section 1	Introduction		K.Kinoshita
Section 2	Some problems in image evaluation		K.Sayanagi
Chapter 2	X-ray Sources		
Section 1	Introduction		S.Uchida
Section 2	Radiography with maximum information		
	Parts 3, 5 and 7		S.Uchida
Section 3	Image analysis in Radiography		
	MTF of x-ray line images		E.Takenaka & T.Takahashi
Section 4	OTF in radiography (II)		
	Focal spot of x-ray tubes		K.Doi
Section 5-1	OTF of x-ray tube focus		H.Kanamori
5-2	Effect of OTF of x-ray tube focus		
	on image		H.Kanamori & K.Ito
Section 6	Calculation of MTF of practical		
	x-ray tube focus		Y.Okumura
Section 7	PSF and MTF of focal spot of x-ray		
	tube		K.Kinoshita, R.Kikuchi and E.Takenaka
Chapter 3	Objects		
Section 1	Introduction		M.Tsuda
Section 2-1	Analysis of Radiography by Monte		
	Carlo Method		I.Hatanaka
2-2	Radiography with maximum information		
	Part 9		S.Uchida and S.Uyama
2-3	Measurement of MTF of scattered radiation		
			M.Tsuda
2-4	Fluoroscopic x-ray images with image		
	amplifier and TV systems		M.Tsuda
Section 3	OTF in radiography (III)		
	Object and image motion		K.Doi

Chapter 4	Intensifying Screens and Fluorescent Screen	
Section 1	Introduction	K.Do
Section 2	OTF in radiography (I)	
	The x-ray fluorescent screen	K.Do & K.Sayanagi
Section 3	MTF of the intensifying screens	
	under exposure of hardly filtered	
	x-ray	S.Uyama & S.Hayashi
Section 4	OTF in radiography (IV)	
	The combinations of screens and film	K.Do
Chapter 5	Photographic Materials	
Section 1	Introduction	I.Hatanaka
Section 1-1	Introduction	
1-2	Properties of photographic materials as	
	information transmitting system	
Section 2	OTF	
2-1	Image analysis in radiography (IV)	
	The effect of the double-coated film on MTF	
		E.Takenaka & T.Takahashi
2-2	Radiography with maximum information	
	Part 8 MTF of the development effect	
		S.Uchida, K.Sugumi & T.Endo
Section 3	Granularity	
3-1	Granularity of radiographic film	M.Takano
3-2	Calculations of Wiener spectrum of Granular	
	patterns	I.Hatanaka
Chapter 6	Radiophotography and Optical systems	
Section 1	Introduction	H.Ito
Chapter 7	Image Amplifier	
Section 1	Introduction	
1	Background of the development of image amplifier	
2	quantum noise	
3	process	
4	MTF of image amplifier	M.Tsuda

Chapter 8	TV System		
Section 1	Introduction	K.Kinoshita	17
Section 2	Measurement of total resolving power of x-ray TV systems	T.Sasaki, K.Tobita & Y.Okumura	17
Chapter 9	X-ray Images		
Section 1	Introduction	H.Kanamori	18
Section 2	Radiography with maximum information		
2-1	Determination of evaluating method of Radiographic images	S.Uchida	18
2-2	Maximum information in radiography	S.Uchida, K.Yamashita, S.Maeda & K.Yukawa	18
Section 3	Optimum density range and exposure condition of radiographs	H.Kanamori	19
Section 4	A New definition of information volumes on radiographs from density to thickness curves	H.Kanamori	19
Section 5	Information volumes of radiographs modified by sharpness and visual effects	H.Kanamori	20
Section 6	Theoretical discussion of composing different blurring elements in radiography	M.Noda	21
Section 7	Image analysis in radiography	E.Takenaka & T.Takahashi	22
Section 8	Image quality of x-ray images	M.Tsuda	23
Chapter 10	Film Reading		
Section 1	Introduction	E.Takenaka	26
Section 2	Perceived threshold density differences of visual system with blurred images	M.Noda	26
Section 3	Minimum perceivable contrast of radiographs	H.Kanamori	26
Section 4	Disturbing effect of noises	K.Kinoshita, H.Sato, R.Kikuchi & E.Takenaka	26

Section 5	Noise of x-ray images (II) Comparison of x-ray images of bone by normal and uniform distribution type x random charts K.Kinoshita, H.Sato, R.Kikuchi & E.Takenaka	
Section 6	Noise of x-ray images E.Takenaka, K.Kinoshita & H.Sato	
Section 7	Film reading of radiographs	E.Takenaka
Chapter 11	Special Radiographic Techniques	
Section 1	Introduction	T.Sasaki
Section 2	Optimum magnification of enlargement radiography by MTF method Y.Ayakawa & S.Sakuma	
Section 3	Image analysis in radiography (V) Changes of MTF curves by magnification ratio E.Takenaka & T.Takahashi	
Section 4	Radiography with maximum information Parts 13, 14, 15, 16 and 17 Fourier analysis of blurred images of tomography S.Uchida	
Chapter 12	Others	
Section 1	Introduction	S.Uchida
Section 2	Super resolution of γ -ray spectroscopy T.Inoue	
Section 3	Image resolution of neutron radiography T.Inoue, K.Ogawa & M.Iwanaga	
Section 4	Fourier analysis of radiation measuring Systems Part 1 S.Uchida, A.Hayami, T.Yamazaki & I.Azuma	
Chapter 13	Foreign Works	
Section 1	Introduction	K.Doi
Section 2	Problems in x-ray images	K.Sayanagi
Section 3	Reports from 11th International Congress of Radiology T.Toryu	
Section 4	Recent works in radiography	K.Doi

編 集 後 記

年あらたまり、会員諸氏には新しい年への期待と希望に胸ふくらまして居られることとご同慶に存じます。

ここに第15回研究会記事をお送り致します。資料15-3と資料15-5は今回間にあいませんでしたので見送ります。土井氏と K. Rossmann 氏との文通を両氏の許可を得て掲載させて戴きました。いまのところ外国との交流はここ1本ですが、今後会員各個でもまた、佐柳氏、土井氏を通じてでも盛んにして行きたいものです。

本研究会の守備範囲も益々広くなり、自分が実際に手掛けている分野以外の discussion には殆んど口をはさめないような状態になってきました。誠に喜ぶべきことで、この際に本研究会として幾つかのテーマを作り、各専門分野を幾人かで協力して掘り下げてはとの佐柳、土井両氏の提案もあり、2月の研究会でその可否および可ならばその具体策を協議しようと存じております。

今年も昨年にもまして、会員諸氏のご活躍を期待致しております。

(S . U .)

研究会記事 第十五回

発行日 昭和43年2月1日

編者集 内田勝

発行所 R I I 研究会

大阪府豊中市待兼山町一ノ一
大阪大学医療技術短期大学部内

電話 池田⑧八三八一

.....

印刷所 大阪府箕面市瀬川八八一

渡辺龍史 堂

箕面⑧九九〇三