

# 放射線像研究

VOL 8 . No. 1 . (通巻54号) 1978年3月

## \* 目 次 \*

研究会記事・会告 .....	1 頁
特別講演資料	
身体内景の放射線によるイメージング	
浜松医大           高橋信次 .....	5 頁
論 文	
55-1   タングステンK線のフィルタによる単色化の数値解析	
京都工繊大           中森伸行, 中井宏行, 金森仁志 .....	9 頁
55-3   誤差関数を利用したX線フィルム特性曲線の近似	
東芝玉川工場       杉本 博, 安原 弘 .....	16 頁
55-4   エックス線立体映像の直接撮像とその再生	
東大生研           浜崎襄二, 横田和丸 .....	23 頁
55-6   矩形チャートを用いたM.T.F. 測定の検討	
大阪市大病院       畑川政勝, 吉田梨影, 木村俊彦 .....	34 頁
55-7   歯のX線撮影時におけるI.I. の線量低減効果	
日大歯学部           西岡敏雄	
東芝電子事業部       岩崎賢二, 柳沢卓司 .....	39 頁

## 第 55 回 研 究 会 記 事

第 55 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 53 年 3 月 11 日 ( 土 ) 10 : 30 ~  
場 所 浜松医科大学 臨床講義棟小講義室 および浜松テレビ協  
特別講師 浜松医科大学 高橋 信次 氏  
出席者 50 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

- \* 人体内景の放射線によるイメージング  
浜松医科大 高橋 信次 氏

### 研究発表

- \* 1) タングステン K 線のフィルタによる単色化の数値解析  
京都工繊大 中森伸行, 中井宏行, 金森仁志
- 2) モノクロ X 線源の特性とその 2, 3 の応用  
富士フイルム 宮原諄二, 古巻隆夫
- \* 3) 誤差関数を利用した X 線フィルム特性曲線の近似  
東芝玉川工場 杉本 博, 安原 弘
- \* 4) X 線立体映像の直接撮影とその再生  
東大生技研 浜崎襄二, 横田和丸
- 5) 汎用画像解析装置  
浜松テレビ 八木 一
- \* 6) 矩形チャートを用いた M. T. F. 測定の検討  
大阪市大病院 畑川政勝, 吉田梨影, 木村俊彦
- \* 7) 歯の X 線撮影時における I. I. の線量低減効果  
日大歯学部 西岡敏雄  
東芝電子事業部 岩崎賢二, 柳沢卓司

# 会 告

## —— 第 5 6 回研究会について ——

第 5 6 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 3 年 6 月 1 7 日 ( 土 )

場 所 ~~電気通信大学~~

## —— 新 入 会 員 ——

下記の方を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
安 西 都	5 6 2	外院の里山中クリニック 大阪府箕面市粟生外院 7-148	0727-29-4145

## —— 住 所 変 更 ——

氏 名	〒	新勤務先および所在地
田 島 聖 正	8 1 1 - 3 1	国立療養所福岡東病院 福岡県粕屋郡古賀町大字久保 1612

## —— 会 費 納 入 の お 願 い ——

昭和 5 3 年度会費を御納入下さい。

納 入 先 郵便振替 東京 1-151980

イメー ジ イン フ ォーメー シ ョ ン 研 究 会

年度会費 1,500円

## 身体内景の放射線によるイメージング

浜松医科大学 高橋 信次

身体は細胞が単位となり、それにより構築されている。細胞はいろいろな疾患の診断をする場合に、その病気の発点と考えられておる。それで現在、診断は細胞病理学を基礎としておる。細胞を光学的に観察するにこしたことはないが、しかし、細胞抜きにしても細胞の変化のためにひきおこされる間接的な組織もしくは器官の巨視的な変化も観察できる。それによりかなりあやふやになるおそれはあっても、診断をすることは可能になる。組織や器官は疾患により形、大いさが変わるからである。器官は一般には被膜に覆われておるので、両者の区別をすることができる。しかし被膜に変化があったり、組織器官の内部に病巣のある場合には、メスで器官に剖面を入れるとその変化がわかってくる。その際、組織あるいは疾患の弁別を助けるのは色覚である。

以上の観察は、生体では一般に観血的操作でないと行えない。あるいは死体で行われる。それゆえ、これらの検査が正しい精密な所見または結果を与えることは明らかなことはわかっていても、日常患者に侵襲を与えずにやれるものではない。

生体で、患者にほとんど苦痛を与えないでやる検査としては、放射線による検査がある。放射線にはX線や $\gamma$ 線、あるいは電子線、または粒子線すなわちプロトン線、中性子線、重粒子線などである。

これらの放射線がこれらの目的に用いられるためには、透過力があること、直進することが必要である。

透過して体外に出た放射線の受容器としては感光乳剤が普通であるが、この他蛍光増倍管、TVモニター面等もある。最近では映像とする以前に光子の数の測定を行った後、直接またはコンピューターを介して映像にする方式もとられるようになっている。

X線は管球電圧を40～50kVから150kVまでの間のエネルギーのものを使う。 $\gamma$ 線は診断には一般に使わないが放射線治療のときの位置決め、たとえばコバルトグラフィ等で利用することがある。電子線は普通は診断には使わない。中性子線による像は線吸収が少なく、かつ散

乱線のために対比度が悪く、あまり実用にはならない。プロトン線は小動物を用いる映像で対比度のよいことが実証された。重粒子線、すなわち高エネルギーの酸素、ネオン線なども同様である。これらは身体を透過させたのち、感光乳剤直接よりも、数枚のセルローズを平行に間隔を離して並べて照射し、飛程が変わってセルローズに阻止された部分に小さな穴をあける。この小さな穴をコンピューターで計算して像を出す。これにより軟部組織を像とするととき極めて高いコントラストの濃淡を与えるので、X線撮影で知り得ないものを知り得る特色がある。放射線撮影では人体は多かれ少なかれ放射線被曝を蒙るので大量の被曝は控えなければならない。重粒子線診断では被曝量はX線等の線吸収より少ない<sup>1)</sup>と考えられている。

放射線はこのようにして身体内景を窺うことができる。しかし人体を解剖によって知り得る域には達していない。放射線では細胞は一般に云って見えない。X線拡大撮影を用いるとかなり大きな細胞なら見うるが、疾患の対象となるような細胞は見えない。粒子線をうまく使えば見えるかもしれないという程度である。<sup>1)</sup>それゆえ細胞病理学を直接利用できないで巨視的X線検査をするのが普通である。

また死後解剖では任意の断面をつくって観察することが普通行われるが、放射線診断では身体内景は像重複で像を撮影する。断面のX線像をうるためには断層撮影法を行わねばならぬ。この方法は現在進歩して、体軸に平行、直角、傾斜、曲面の断層面を自由にX線像とすることができる<sup>2)</sup>になっている。コンピューター断層法によれば体軸に直角で対比度のよい横断面像が得られる。

X線では色覚を出すことは無理である。多色撮影<sup>3)</sup>もしくは最近考えられておるCTによって色彩による診断の可能性は近づいた<sup>4)</sup>という程度である。コンピューター断層は他方、像の濃淡による組織相互の識別に極めて寄与するようになった。

こうして考えてみると、これらのいろいろな方法を工夫してゆくと、身体内景を放射線で死後の解剖にかなり近づいた状態で観察できるようになったとはいってよからう。

ただ、この場合用いる放射線の性質、受容体の相違により得られた映像の画質は異なる。拡大撮影を除いて一般に単純撮影に比べると画質は劣る。

同じくX線を用いた場合でも、単純撮影と断層撮影とでは像の鮮鋭度が異なる。前者は鮮明であるが、後者は量けている。暈残像の生成のためである。しかし断層撮影は精密診断には欠かせない。コンピューター断層では単純撮影に比べ絵素が大きく、かつノイズが加わるために画質はさらに悪い。また場合によると撮影操作の人工産物が実際の身体内景と見誤らせる像も

重複していることがある。

身体内景を知るには単なる透過像の単純X線写真のみに満足せず、放射線と受容体との組み合わせが完全な場合の放射線像の如くよい画質を与えなくても、情報を少しでも増やすため利用せざるを得ないことがたびたびおこる。画質が悪くても貴重な情報を与える放射線撮影は利用せねばならぬ。しかしその場合でも画質はよいにこしたことはない。それでその際はできるだけよい画質のものを得るための努力が払われねばならぬ。そのためにはどれがよい放射線像であるかを検者がつねに心がけて知らねばならない。

医学的に考えるときには、いい放射線像というのは臨床的な観点と物理的な観点と二つに分けて考えることができる。臨床的にいってよいものとはそれが臨床的に役に立つということである。画質のよしあしはその際は少くとも一義的のものではない。一方、そのよい像と称するものが、どのような物理的性質をもっておるかで表現する必要もある。その際は臨床的のよしあしより純粋に科学的にそれはどんな値をもつべきかということである。それがレスポンス関数であり、密度、解像力等であろう。

ただこの特性は純粋な数値的表現であるので、場合によるとそのまま臨床的に応用はできぬ。

しかし私の考えでは、医師の診断は身体内景を知って始めて医療につながるのであるから、この両者にはつねに懸橋をもって連絡する必要がある、そうでなければいろいろな新しい撮影法の開発、利用が困難であることを銘記する必要がある。

放射線像研究会（R I I研究会）というのは、本来、認知できるよい放射線像はどのようにしてつくれるか、よい放射線像とは臨床的、科学的にみてどんなものか等を研究する幅の広いものであってもよい筈である。しかし、そこまで幅を広げなくても、映像の生成、映像の応用的解釈は一応他の部門に譲ってもよいかもしれない。しかしよい放射線像とは何かという問題については、それが医学的に用いられる像を問題にする場合は、臨床的と理学的の両面から考え、論じてゆくべきで、私共のR I I研究会はそれを目指しているのではないだろうか。

R I I研究会はそれゆえに理学的工学的の方々ばかりでなく、医学畑の方々もメンバーになっているのだと私は思っている。MTF、ノイズ、解像力、歪み、そういう問題が応用物理的な意味で科学的に論ぜられる一方、それらを用いた身体内景の実際の状況のR I I的解釈の医師の経験による力作もこの学会には益々多く出現することをのぞみたい。そして、それには臨床診断家の発言、討論が今よりさらに活発であることがのぞましいのではないかと考える。

文 献

- 1) 高橋信次 : 拡大撮影の現況と将来。サクラXレイ写真研究 28(1) 6-12, 1977。
- 2) Takahashi, S., Imaoka, M. and Shinozaki, T. : Rotatory crossgraphy (Study on the rotatography). Tohoku J. Exp. Med. 54(1) 59-66, 1951。
- 3) Takahashi, S. and Tanaka, Y. : Chromatoroentgenography conducted by means of medical X-ray color film. Tohoku J. Exp. Med. 101(2) 199-203, 1970。
- 4) 高橋信次 : X線写真のカラー化へ。サクラXレイ写真研究 28(4) 2, 1977。

## タングステンK線のフィルタによる単色化の数値解析

京都工繊大 中 森 伸 行  
中 井 宏 行  
金 森 仁 志

### 1. 緒 言

近年、医療用X線の使用量が非常に増加して来ている。このためX線使用者は、患者の被曝線量を軽減し情報量の多いX線写真を得るため、最適なスペクトル分布を示すX線を利用することが望ましい。X線が物質を透過するとき、その透過能力はX線光子エネルギーにより差があることはよく知られており、この性質を利用してX線のスペクトルを種々に変えることが可能である。しかし、各種物質をフィルターとして利用したとき、X線のスペクトルがどのように変化するかという解析および実験は現在のところ不十分であり、最適なスペクトルのX線を利用するために、各物質による透過X線の特性変化を解析し、また実験で求めることが重要である。佐藤<sup>1)</sup>は、Kramers<sup>2)</sup>の理論式を用いて、Al, Cu, Mo, Sn, IおよびPbの各物質に対する透過X線のスペクトルを計算して、特性の変化の解析を報告している。

今回我々は、W陽極をもつX線管から発生するK-特性X線に注目し、Yb, Lu, Hf, TaおよびWの各物質を附加フィルターとした場合の透過X線のスペクトルを計算して、特性の変化を解析した。前記の各物質は約58keVから70keVの範囲でK-吸収端をもち、このK-吸収端による選択吸収により、WのK-特性X線の含有率を大きくすることが可能と考えられるからである。また、今回の解析において検出器の分解能を考慮に入れ、特性X線をガウス分布で近似し、計算で得たスペクトルと寺田等の実験で得られているスペクトルとの比較も行った。

### 2. 解析方法

X線の強度スペクトルは、X線管の構造、X線管に加える管電圧、管電流などの諸条件により大きく変化する。今回の解析では、佐藤の解析結果と比較するため、X線管の構造および材質に対する値、動作条件および解析手順など、佐藤の解析方法に従ったので詳しくは文献3)を参照されたい。なお、下記に文献3)と異なる点についてまとめておく。

- (1) K-特性X線の形状を問題とするため、X線光子スペクトルなどの計算は、X線エネルギー最低値10keVから管電圧に対応するX線エネルギーまで、エネルギー値を0.2keV



づつ増加させて行った。

- (2) 上の事項を実行するため、各物質の質量吸収係数および照射線量変換係数はSimmons<sup>4)</sup>等のデータ表より最小自乗法を用いて多項式で近似した。このとき、入力点における誤差は2%以下とした。
- (3) 各管電圧において、特性X線の光子数が全X線光子数に含まれる割合について、実験および理論計算が数件報告されている。その中で佐藤が用いたHettinger<sup>5)</sup>等の実験値が他の研究者の新しいデータより大きな値となっているため、今回はSundararaman<sup>6)</sup>の理論値を使用した。
- (4) X線のスペクトルは、検出器の分解能に従って広がる。この効果は制動X線に対しては小さいが、特性X線では顕著に表われる。この点を考慮して、特性X線をガウス分布で近似した<sup>7)</sup>。すなわち、X線光子スペクトルを

$$\phi(E) = \frac{\phi(E_i)}{\text{FWHM}} \left[ \frac{4(\ln 2)}{\pi} \right]^{\frac{1}{2}} \times \exp \left\{ -4(\ln 2) \left[ \frac{(E_i - E)}{\text{FWHM}} \right]^2 \right\}$$

とした。ここで、 $\phi(E_i)$ は特性X線のエネルギー $E_i$ における光子数、FWHMは検出器の半値巾である。なお、FWHMの値は一般には、X線エネルギーの依存性を持つが今回の計算では4本のK-特性X線の値は同一とした。

### 3. 計算結果と考察

#### 3-1. X線光子スペクトル

図1～3は、AlおよびWフィルターを附加したときの透過X線光子スペクトルを示したものである。実験スペクトルは、寺田等により得られたもので、昨年の物理部会（熊本）で報告されている。この計算では、実験スペクトルを再現するため、FWHM値は600 eVに設定した。図からわかるように、3種の附加フィルターに対する光子スペクトルは、実

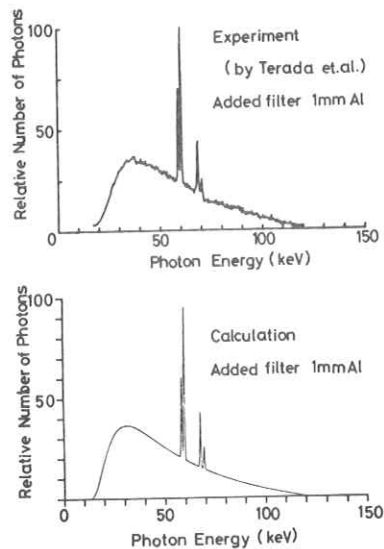


図1. X線光子スペクトル(1mm-Al)

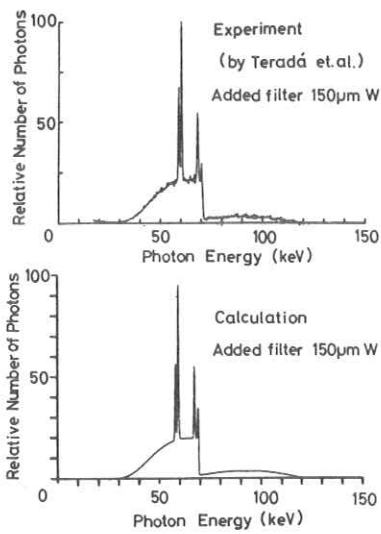


図 2. X線光子スペクトル(150 $\mu$ m-W)

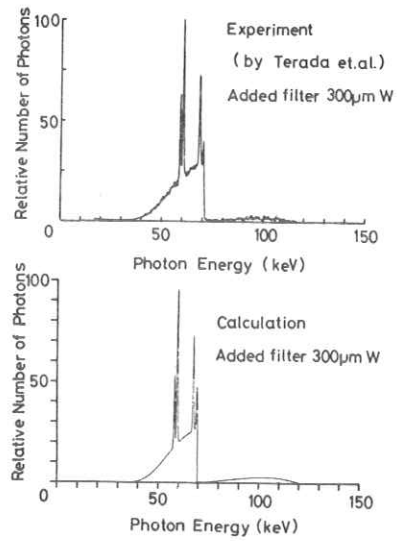


図 3. X線光子スペクトル(300 $\mu$ m-W)

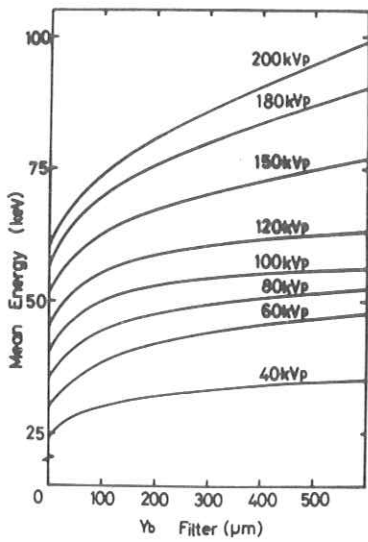


図 4. 平均エネルギーの厚さ依存性(Yb)

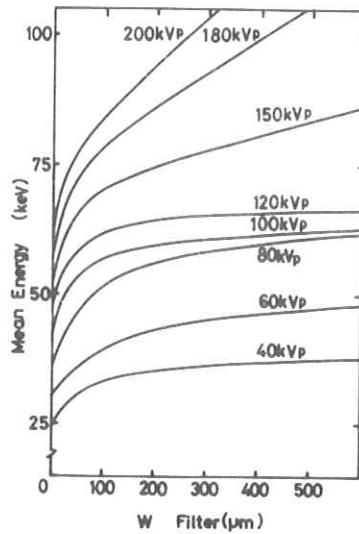


図 5. 平均エネルギーの厚さ依存性(W)

験と計算で比較的よく一致している。特にWフィルターに対しては厚さによる形状の違いもよく示している。1mm-AIフィルターの場合には、低エネルギー側で計算値が大きくなっている。

### 3-2. 平均エネルギー

X線が物質を透過するとき、X線エネルギーにより透過能力が異なるため、X線の線質は透過物質の厚さに大きく依存する。いま、X線の線質を光子の持つ平均エネルギー $\bar{E}$ で表わせば

$$\bar{E} = \int \Psi(E) dE / \int \phi(E) dE$$

(但し、 $\Psi$ は光子の強度フルエンス、 $\phi$ は光子束フルエンス)

となる。

標準X線管に直流管電圧を印加したとき、単純化して吸収係数のX線エネルギー依存性のみを考慮すると、フィルターの厚さを無限に増加するに従い、平均エネルギーは、管電圧に対応したX線範囲内で全吸収係数が最小となるX線エネルギー値に漸近する。すなわち、医療用で使用されるエネルギー範囲でK-吸収端を考慮すると、平均エネルギーの漸近値はつぎの3組に大別できる。(1)管電圧がK-吸収端より低い場合、平均エネルギーは管電圧に対応したX線エネルギー値に漸近する。(2)管電圧がK-吸収端より大きく、吸収端低エネルギー側の吸収係数の値が最小であるエネルギー範囲では、平均エネルギーはK-吸収端のエネルギー値に漸近する。(3)(2)の範囲より高い管電圧では、再び平均エネルギーは管電圧に対応したX線エネルギー値に漸近する。したがって、(2)の範囲にある管電圧のとき、平均エネルギーは管電圧の依存性が小さく、また、フィルターの厚さによる依存性も他のエネルギー範囲に比較して小さいと予想される。図4、5はその例としてYbとWの平均エネルギーの厚さ依存性を示したものである。両物質とも、(2)の範囲の管電圧80~120keVのとき他の管電圧範囲と比較して、平均エネルギーの厚さ依存性が小さく、その値は管電圧に依らずほぼ一定値に漸近していることがわかる。

### 3-3. K-特性X線光子数の含有率

今回解析に使用した高原子番号の物質のK-吸収端での選択吸収により、W陽極から発生したX線スペクトルでは吸収端以上の高エネルギー成分が抑制されて(図2、3参照)、K-特性X線光子数の含有率が増加する。図6はWフィルターを例に、X線全光子数 $\phi_{tot}$ とK-特性X線光子数 $\phi_k$ の比 $\phi_k/\phi_{tot}$ とフィルターの厚さとの関係を示したものである。管電圧が低いときはK-特性X線より低エネルギー側の光子がフィルターで大きく吸収されるため、

$\phi_k/\phi_{tot}$  は厚さの増加に従い大きくなる。しかし、管電圧が高くなると、K-特性X線より高エネルギー側の光子数が増加し、かつフィルターによる吸収が小さいため、 $\phi_k/\phi_{tot}$  を増大させることはできない。Wフィルターの場合、各電圧に対する $\phi_k/\phi_{tot}$ の最大値は、200kVpで19%、180kVpで20%、150kVpで22%程度である。これよりK-特性X線の含有率を増加させるためには、管電圧とフィルターの厚さの最適値が存在することがわかる。図7は $\phi_k/\phi_{tot}$ が18%のとき、管電圧120kVpと150kVpに対してX線光子スペクトルを示したものである。図からわかるように管電圧が高くなるに従い、高エネルギー側の制動X線光子数が増加することが認められる。

### 3-4. K-特性X線光子数

上で述べたように、特性X線含有率はフィルターの厚さが増加するに従い大きくなる傾向にある。しかし、フィルターを厚くすることはX線強度を減少させることであり、X線強度の減少を無視して含有率を大きくすることは非現実的である。図8、9はAlと5種の高原子番号のフィルターに対し、含有率と規格化したX線強度の関係を示したものである。高原子番号の物質と比較して、Alでは含有率が大きくなると急速にX線強度が減少し、含有率は小さい値で飽和する。すなわち、AlフィルターをK-特性X線の含有率増加の目的に用いることは不利

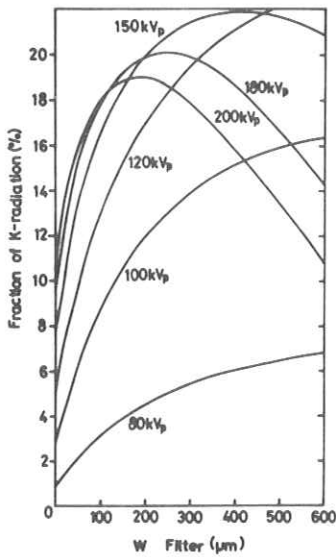


図6. K-特性X線の含有率とフィルターの厚さの関係

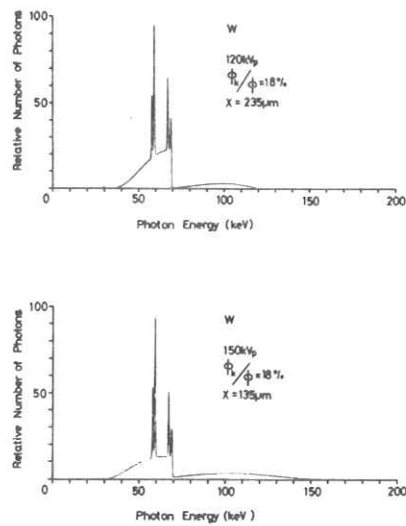


図7. 特性X線含有率18%に対するスペクトルの管電圧依存性

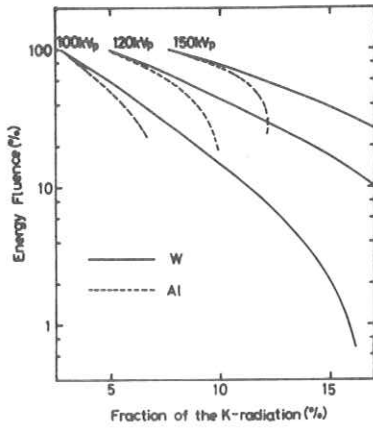


図 8. 特性X線含有率とX線強度  
(AlおよびW)

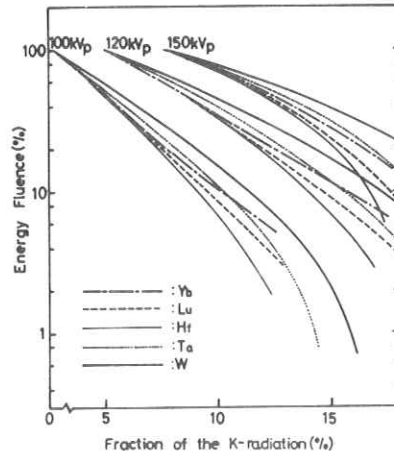


図 9. 特性X線含有率とX線強度  
(Yb, Lu, Hf, TaおよびW)

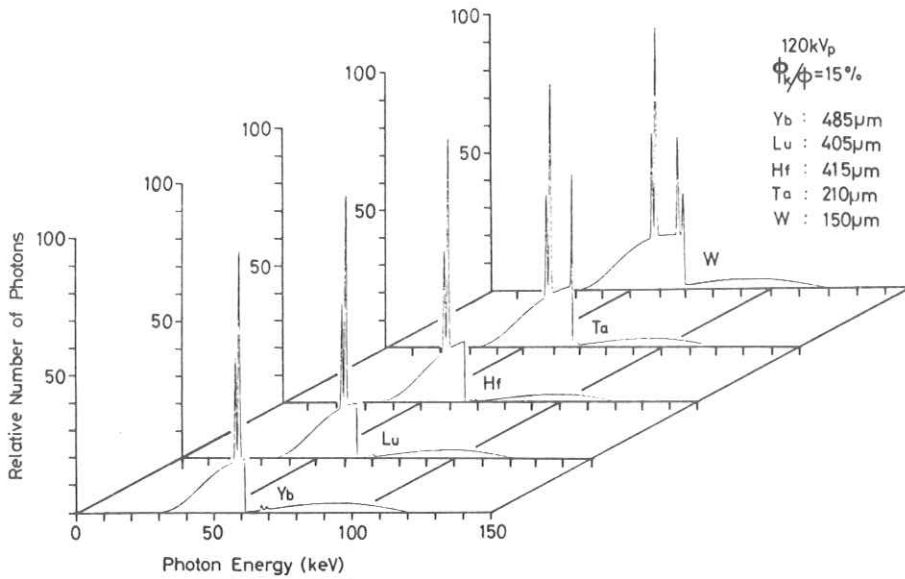


図 10. 特性X線含有率15%に対する各フィルター透過X線スペクトル

である。また5種のフィルターに対するX線強度の減少の差は、各物質のK-吸収端エネルギー値の差によるもの(Taでは $K\beta_1$ , Wでは $K\beta_1$ および $K\beta_2$ の特性X線を含んでいる。)であり、5種の物質間の優劣は一概には論じられない。なお、図10は含有率15%に対する光子スペクトルを示したものであり、各フィルターについてスペクトルの差を見ることができる。

#### 4. 結 論

今回W陽極のX線管から発生するX線に高原子番号の物質をフィルターに用いたときの透過X線の特性変化の解析を行った。解析では、陽極および検出器による吸収散乱過程を考慮しなかったが、Wフィルターでは、寺田等の実験結果と比較的よい一致がみられた。これより、今回得られた結果は、5種のフィルターによるX線のスペクトル変化を知る上で参考となると思われる。今後は更に陽極および検出器内の吸収散乱過程を考慮し、実験スペクトルの適正な解釈をする必要があると思われる。

最後に今回の解析に対し、資料を御提供していただいた京大原子炉実験所の佐藤孝司先生、また、実験データ使用の許可をいただいた阪大微生物病研究所附属病院の寺田央先生に対し深く感謝致します。

#### 文 献

- 1) 佐藤孝司：放射線像研究 6 , 24 , ( 1976 )
- 2) H.A. Kramers : Phil. Mag. 46 , 836 , ( 1923 )
- 3) 佐藤孝司：日放技誌 29 , 393 , ( 1974 )
- 4) G.L. Simmons, J.H. Hubbell : Comparison of Photon Interaction Cross Section Data Sets VI, Biggs - Lighthill (Rev) and ENDF/B NBS/R 73-241, (1973)
- 5) G. Hettlinger, N. Starfelt : Acta Radio 50 , 381 , ( 1958 )
- 6) V. Sundararaman, M.A. Prasad, R.B. Vora : Phys. Med. Biol. 18 , 208, (1973)
- 7) H. I. Israel, D.W. Lier, E. Storm : Nucl. Instrum. Meth. 91 , 141 , ( 1971 )

## 誤差関数を利用したX線フィルム特性曲線の近似

東芝 玉川工場 杉本 博，安原 弘

## はじめに

X線フィルムの特性曲線は、フィルム黒化度から露光量を求める、又はその逆の操作を行なう上で必要不可欠であり、MTF測定等に利用されている。一方この特性曲線は、現像温度、現像液の疲労程度等の現像条件に大きく影響されるため、従来は各測定毎に作成した特性曲線から手作業で変換を行なってきた。今回フィルム黒化度—露光量変換操作を計算機処理するために、誤差関数を利用して特性曲線の近似を行なったところ良好な結果が得られたので、以下に報告する。

## 1. 近似式の導入

Fig.1にFuji-RXフィルムの特性曲線の一例を示す。縦軸はフィルム黒化度、横軸は比露光量（光露光）の対数であり、グラフの直線部分の傾き（ $\gamma$ ）は2.99である。Fig.2は、この特性曲線の差分をとったもので、横軸はFig.1と同じ比露光量の対数であるが、縦軸は黒化度の変化分（ $\Delta D$ ）で目盛っている。Fig.2に見える様に特性曲線を差分したものは、ガウス曲線に似た形をしており、適当なパラメータを選べば、ガウス曲線で近似しうる。すなわち差分形（微分形）がガウス曲線で近似しうるならば、特性曲線は、ガウス曲線を積分した誤差関数で近似できると推定される。

ここで、ガウス曲線は、標準形で表わすと

$$y(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{x^2}{2}\right) \quad (1)$$

この式は原点で、最大値をとり、Fig.2では、 $X = 1.95$ 附近が原点に対応している。

このガウス曲線を0からXまで積分したものが、誤差関数 $Y(X)$ で

$$Y(X) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^X \exp\left(-\frac{x^2}{2}\right) dx \quad (2)$$

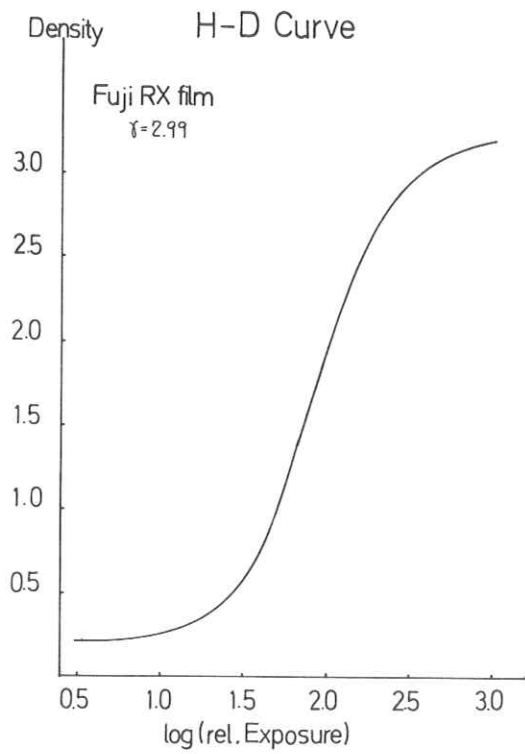


Fig.1 One example of Fuji RX film characteristic curve

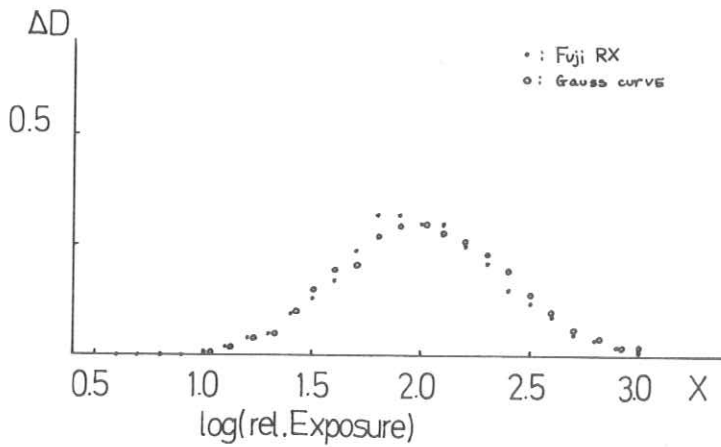


Fig.2 Difference curve of Fig.1.



$$Y(0) = 0$$

$$Y(\infty) = 0.5, \quad Y(-\infty) = -0.5 \quad \text{である。}$$

前記の如く、誤差関数は $-0.5 \sim 0.5$ の値をとるので、Fig. 1の特性曲線から、原点（平行移動分）、縦軸及び横軸方向への伸縮程度を以下の如く読みとれば、近似式(3)が得られる。

$$D(X) = D_0 + D_m + 2D_m Y\left(\frac{X - X_0}{a}\right) \quad (3)$$

ここで  $D(X)$  : フィルム黒化度

$D_0 + D_m$  : 平均黒化度で、 $D_m$ は、最大黒化度  $D_{max}$  及び、ベース黒化度  $D_0$  より  $(D_{max} - D_0)/2 = D_m$  で得られる。

$X_0$  : 比露光量軸の原点で、平均黒化度  $(D_0 + D_m)$  に対応する露光量

$a$  : スケールファクターで、

$$\left. \frac{dD(X)}{dX} \right|_{X=X_0} = \gamma \quad \text{の式より求まる値。}$$

近似式としては、誤差関数は積分型である為に実用的でないので、誤差関数に関して精度 1%<sup>1)</sup>以内の近似式として

$$\frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^x \exp\left(-\frac{x^2}{2}\right) dx \cong \frac{1}{2} \sqrt{1 - \exp(-2X^2/\pi)} \quad (X \geq 0) \quad (4)$$

を用いると、特性曲線の近似式(3)は、

$$D(X) = D_0 + D_m + D_m \sqrt{1 - \exp\left\{-\frac{2}{\pi} \left(\frac{X - X_0}{a}\right)^2\right\}} \times \text{sgn}(X - X_0) \quad (5)$$

となる。ここで(4)式をマイナス側まで拡張する為に記号関数  $\text{sgn}$  を導入した。

$$\text{sgn}(X - X_0) = \begin{cases} 1 & (X > X_0) \\ 0 & (X = X_0) \\ -1 & (X < X_0) \end{cases} \quad (6)$$

さらに、 $D(X)$  を  $X_0$  の近傍で展開して、その傾きを  $\gamma$  とおけば、次のようになる。

$$a \cong \sqrt{\frac{2}{\pi}} \times \frac{D_m}{\gamma} \quad (7)$$

すなわち、スケールファクター  $a$  の逆数は、ほぼ  $\gamma$  値に比例し、フィルムの階調度をあらわし平均黒化度に対応する露光量  $X_0$  の逆数は、X線フィルムの感度（スピード）を示しているパラメーターである事がわかる。

Fig. 1の特性曲線から、これらのパラメーターを求めると、

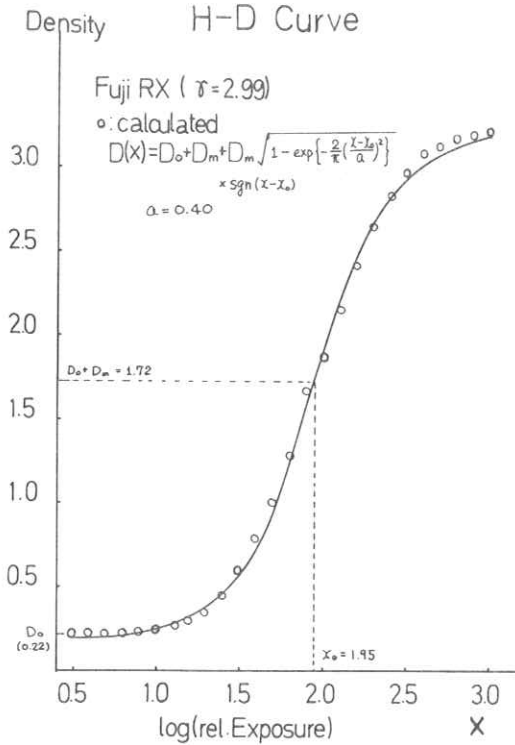


Fig.3. Approximation curve

$$D_0 + D_m = 1.72, \quad D_m = 1.50$$

$X_0 = 1.95$ ,  $\alpha = 0.40$  ( $\gamma = 2.99$ ) であり, Fig.3 に示す。

Fig.3 に見えるように, (5)式が X 線フィルムの特性曲線に対する良好な近似式となっている事がわかる。Fig.3 に示した他サクラ Q タイプ 及び コダック RP タイプ について, Fig.1 と同様に 光露光で得た特性曲線について近似式のパラメーターを求めて, プロットしたところ, Fig.3 と同様な結果が得られた。

## 2. 近似式の応用 (X 線フィルム濃度シミュレーション)

前記特性曲線近似式の応用として, X 線出力, 減弱及び吸収を計算器でシミュレーションし, X 線フィルム濃度を得る方法を以下に示す。構成は, Fig 4 に示すような X 線管装置 (総ろ過  $2.5 \text{ mm Al}_{\text{eq.}}$ ), アルミ階段 (1 ~ 4.0 mm), 水ファントム (0 又は 1.0 cm), カセット (1.0

mm Al 前面板), 増感紙(東芝 LM)及びフジRXフィルムとした。X線管からクラマースの<sup>2)3)</sup>式で近似したX線スペクトラムを持つX線が放射するとして, X線管装置の総ろ過及びアルミ階段相当分のアルミニウム, 水ファントム及びカセット前面板の吸収<sup>4)</sup>をうけた後のX線スペクトラムを求め, これを増感紙に入力して, 増感紙に吸収されたエネルギーを求め, 発光効率を掛けて増感紙の発光量を求めた。これをフィルムについての露光量と見做して, 特性曲線の近似式を用いて写真濃度を求めた。この結果をFig.5(管電圧60kV), Fig.6(管電圧90kV)に示す。横軸にアルミ階段厚, 縦軸に濃度をとり, アルミ階段2.0mm透過後の濃度が, 1.72となるように規格化してある。

以上の計算では散乱X線を見捨てているが, それでも水ファントム(10cm)を加えた場合には, 加えない場合に比較して, 写真コントラストが低下している事が, Fig.5, 6のグラフの傾きが緩くなっている事から分かる。

### 3. 結 び

以上のように, X線フィルムの特性曲線は, 誤差関数を利用した(5)式で近似しうる事が判明した。これを利用する事により, 本稿で述べたX線写真シミュレーションのみでなくMTF測定や自動現像機管理にも利用しうると考えられる。

おわりに, 特性曲線データを提供していただきました神奈川成人病センター 松田技師長に謝意を表します。

## BLOCK DIAGRAM

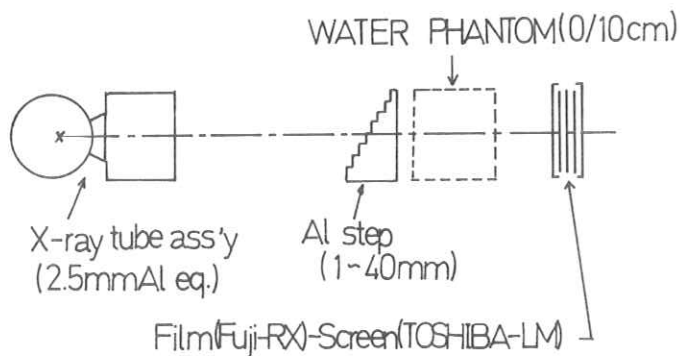


Fig.4 Block diagram of X-ray simulation

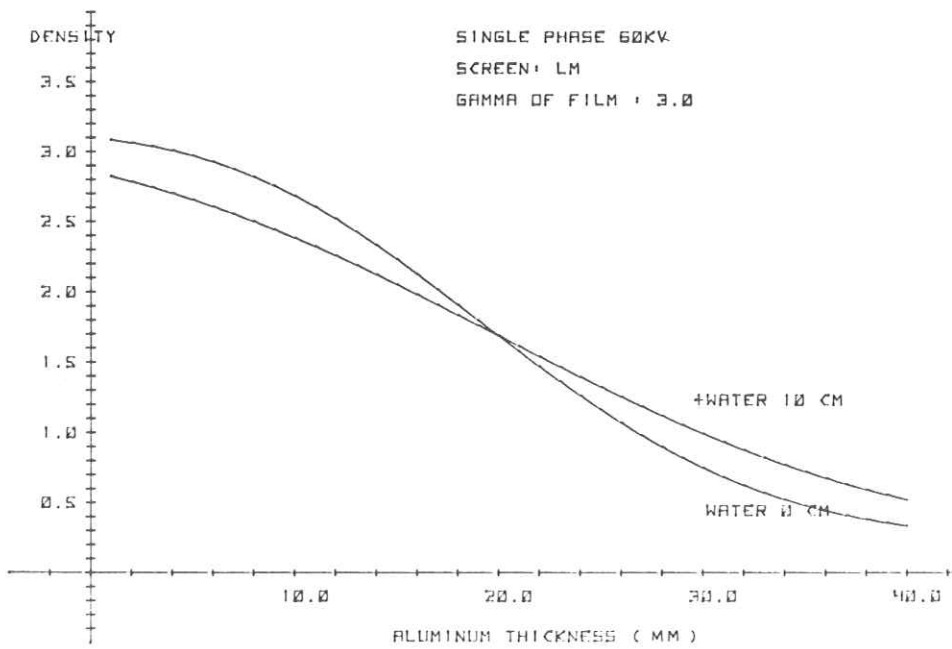


Fig.5. Film density vs Aluminum Thickness (60kV)

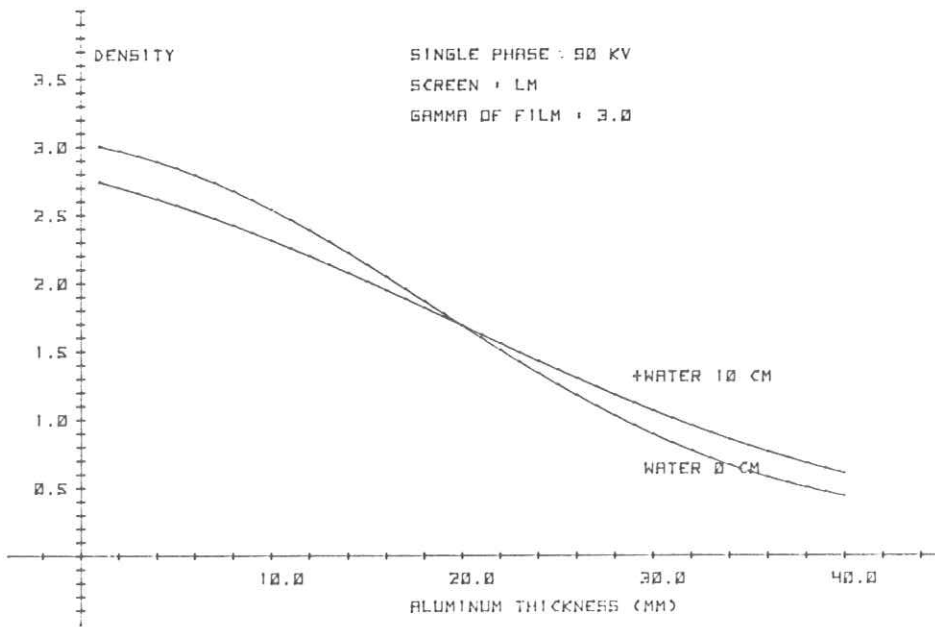


Fig.6. Film density vs Aluminum Thickness (90kV)

### 参 考 文 献

- 1) Marcell Boll 編：万能数值表 1957 (白水社)
- 2) H.A. Kramers : Phil. Mag. 46 (1923) 836
- 3) 佐藤孝司 : 放射線像研究 Vol.2. No.4 (1973)
- 4) E. Storm & H. I. Israel : "Photon cross sections from 0.001 to 100MeV for elements 1 through 100". Los Alamos Scientific Lab. report LA-3753 (1967)

## エックス線立体映像の直接撮像とその再生

東京大学生産技術研究所

浜崎 襄二, 横田 和丸

### 1. 緒 言

エックス線による検査が、光学的に不透明な被検体の内部構造を観察するための重要な非破壊的検査方法となって以来、多くの人々がエックス線立体像の撮像とその再生方法について研究して来た。その初期における重要な研究成果は、L. P. Dudley の著書に記述されている。そして、最近では大規模な機器を使用したCT(又はCAT, Computer aided Tomography)が診断用として各所の病院に普及して来ている。比較的近年になって、精密な相互関係を保って撮像された2枚或いは、それ以上のエックス線フィルムから、パララックスステレオ/パノラマグラム型式や、ホログラム型式の立体像が形成されている。また、立体像再生用のフィルムの作成のために、符号化開口(coded apertures)が使用された例も報告されている。しかしながら、このような方法に必要とされる各種の処理過程はあまり簡単ではないので、通常のエックス線機器のように広く普及することは難しいであろう。

本論文では、エックス線立体像の直接撮像とその再生の一方法について報告する。この方法では、エックス線源とエックス線乾板は通常の断層撮影法(B. G. Ziedes des Plantesの方法)と同様、互に反平行方向に動かして撮像を行う。しかしながら、乾板上にはエックス線用格子を固定し、線源にはある離散的な位置で間欠的にエックス線を放射せしめる。この様な手法によって、被検体空間の多数の断層面の映像情報は直接的に乾板上に蓄えられることになる。現像した乾板上に格子と整合したレンティキュラーシートを重ねると、パララックスパノラマグラム型式の立体映像が再生され、それは、人間の裸眼で直接、何等の補助機器を用いることなく観察される。立体像研究の初期にDudley<sup>(1)</sup>によって提案された方法においても、エックス線用格子を用いていたが、格子は乾板に固定されておらず、また、線源は移動中に連続的にエックス線を放射せしめるものであった。したがって、彼の装置は精密な格子移動機構を必要とするため、かなり複雑なものであったし、更にまた、線源を連続的に作用したために、色々な方向から見た像の分離が困難であるという欠点を持っていた。本文の方法では線源を間欠的に使用し、また、等間隔開口の特色を利用しているので、単にレンティキュラーシートを重ねるだけで、像が再生されることになる。

## 2. エックス線立体像の撮像

図1は、パララックス・パノラマグラム型式の立体像乾板（又はフィルム）の作成方法を示す構成図である。この図中には、固定（静止）カルテシアン座標（ $x, y, z$ ）が示されているが、パララックスが現れる方向と被検体の奥行方向は、それぞれ、 $x$ 方向と $z$ 方向であると仮定している。小さな焦点半径 $q_0$ を持ったエックス線源 $T$ は整数 $n$ が整数 $-n_0$ から整数 $n_0$ まで増加するにつれて、順次に $x$ 軸上の $x = nb$ の位置におかれる。

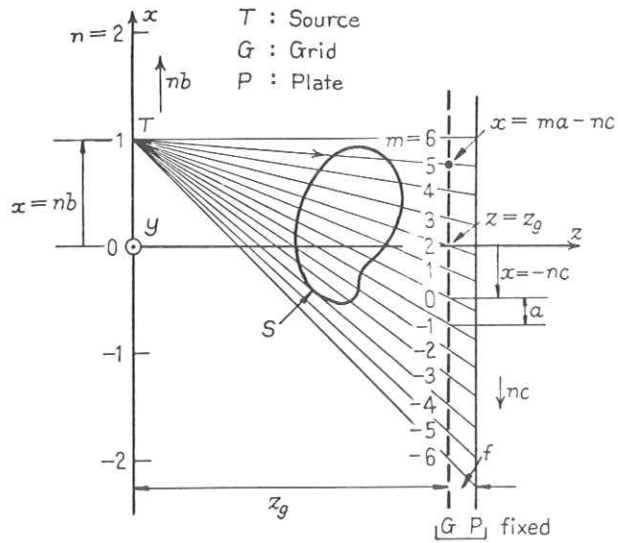


図1. X線3-D乾板の作成

$z = z_g$ にはエックス線用格子 $G$ が置かれているが、この格子はピッチ $a$ 、スリット幅 $g_0$ の等間隔で $y$ 方向を向いた細いスリットを持ったものである。 $z = z_g + f$ には大きさ $X_p \times Y_p$ のエックス線乾板（又はフィルム）が置かれているが、格子と乾板の相互位置関係は固定されている。これらの中心の $x$ 座標、 $n$ が $-n_0$ から $n_0$ まで増加するに伴って順次に、 $x = -nc$ の位置に置かれる。ここに $c$ は正の定数である。被検体 $S$ は、 $T$ と $G$ との間のある位置に静止座標に固定しておかれるのであるが、その位置については、次節で明確に説明することにする。格子のスリットには図示のように、番号 $m$ がつけられていて、 $-m_0 \leq m \leq m_0$ 、 $m$ と $m_0$ は整数である。今後簡単のため、線源の位置の総数と格子のスリット数の総数は共に奇数であるとして理論をすすめることにする。撮像過程においては、各々の $n$ の値に対応した位置 $x = nb$ において線源 $T$ に高圧が印加されて、エックス線が放射される。その結果、乾板が現像されると、その上には被検体 $S$ と格子 $G$ のスリットを通過したエックス線強度分布が記録されていることになる。

## 3. 被検体空間と記録面の幾何学的構造

簡単のため、 $m = 0$ のスリットは、 $n = 0$ の線源位置の特に、 $x = 0$ に位置していると仮定し、 $q_0$ と $g_0$ は無小であると仮定しよう。 $x = nb$ の位置にある線源から放射され、格子の番

号  $m$  のスリットを通過して来たエックス線の軌跡は次式で与えられる直線となる。

$$x = nb + (ma - nb - nc) z z_3^{-1} = \{m + n\{u(z_3 z^{-1} - 1) - v\}\} a z z_3^{-1} \quad (1)$$

ここに、 $u = ba^{-1}$ 、 $v = ca^{-1}$  である。被検体空間には、 $2n_0 + 1$  本の線源位置から出発した  $2n_0 + 1$  本の直線が同時に交わるような点が多数存在する。式(1)より、このような点の座標  $(x_{\ell, k}, z_{\ell})$  は次式で与えられる。

$$z_{\ell} = z_3 u (u + v + \ell)^{-1}, \quad x_{\ell, k} = k a_{\ell} \quad (2)$$

ここに、 $\ell$  は整数、 $k = m + n\ell$ 、 $a_{\ell} = a z_{\ell} z_3^{-1}$  である。 $m_0$  と  $n_0$  が与えられたとき、 $2n_0 + 1$  本の異なった方向から見た像が乾板上に記録されるような被検体空間は、 $z-x$  平面内では図2の斜線部分で示されるような有限の面積を占めることになる。この面積は、4本又は5本の直線で囲まれており、それらの交点の座標は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} z_a &= z_3 u (u + v + w)^{-1} \\ z_b &= z_3 u (u + v)^{-1} \\ z_c &= z_3 u (u + v - w)^{-1} \quad (w < u + v \text{ の場合}) \\ x_b &= m_0 a u (u + v)^{-1} \end{aligned} \quad (3)$$

ここに、 $w = m_0 n_0^{-1}$  である。整数  $\ell$  と  $k$  の変化範囲は

$$-l_0 \leq \ell \leq l_w, \quad -k_l \leq k \leq k_l \quad (4)$$

ここに、 $l_v = [v]$ 、 $l_w = [w]$ 、

$$l_0 = \text{Min}(l_v, l_w), \quad k_l = m_0 - n_0 |l|$$

である。また  $[v]$  はガウスの記号で、 $v$  を越えない範囲で  $v$  に最も近い整数を表わす。上述の解析結果は次のように理解される。

図2の斜線部分の空間は線源位置  $n$  と、記録位置  $m$  の両者により標本化されている。これらの標本点は、 $z$  軸に垂直で番号  $\ell$  によって表わされる多数の断面上に

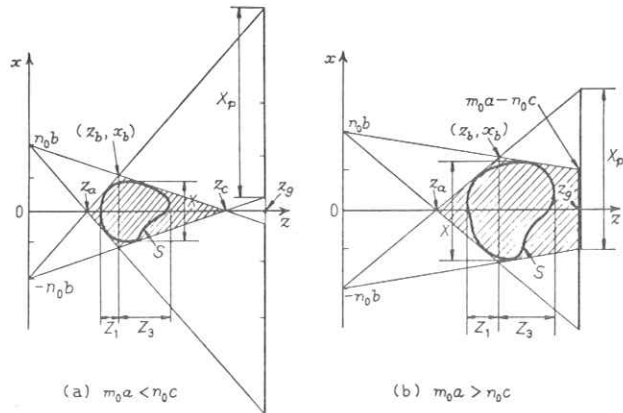


図2.  $(2n_0 + 1)$  方向から乾板上に記録される物体空間  
(a) ケース 1.  $(m_0 a < n_0 c)$  4本の線により囲まれている。  
(b) ケース 2.  $(m_0 a > n_0 c)$  5本の線により囲まれている。



並んでいる。これらの断面上的の標本点間隔は  $a_g$  である。標本点は全体として規則的に配置された網目状の点群を構成し、 $2n_0 + 1$  本の線源位置から出発して、これらの点を通過するエックス線の強度は全て乾板上に記録されている。

( $2m_0 + 1$ )( $2n_0 + 1$ )本の直線群で構成された、このような網目点の例を図3に示す。

次に記録面(乾板)上の線像の構造を考察してみよう。番号  $n$  の線源位置を出発し、番号  $m$  のスリットを通過したエックス線は、乾板に達すると線像を形成する。乾板上の上述エックス線到達位置と番号  $m$  のスリットの中心を乾板上に垂直に射影した位置の距離  $h_{m,n}$  は次式で与えられる。

$$h_{m,n} = \{m - n(u+v)\} a f z_g^{-1} \quad (5)$$

相異なったスリットを通ったエックス線で作られた線像は分離されていて、互に織り込まれた構造をもっていないものとしよう。すると同じ番号  $m$  のスリットを通ったエックス線で作られた二つの線像間の距離と、互に隣合った二つのスリットを通ったエックス線で作られた線像間の最小間隔はそれぞれ次のように表わされる。

$$\Delta = h_{m,n-1} - h_{m,n} = (u+v) a f z_g^{-1} \quad (6)$$

$$a + h_{m,n_0} - h_{m-1,n_0} = [1 - \{2n_0(u+v) - 1\} f z_g^{-1}] a \quad (7)$$

全ての  $m, n$  の値に対して線像が同一間隔を保って一様に分布している場合には、 $f$  の値は次式で与えられる値を持たねばならない。

$$f = z_g \{(2n_0 + 1)(u+v) - 1\}^{-1} \quad (8)$$

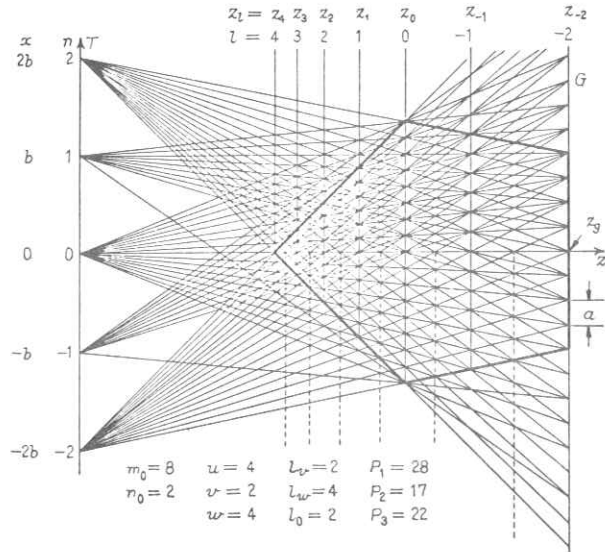


図3.  $17 \times 5 = 85$ 本の光線により構成される網目点の例。  
( $n = \pm 1$ の線源をとりぞくと破線で示される断面が新たに現われる。これらの面上においては  $n = 0, \pm 2$ の線源による標本点は  $n = \pm 1$ の線源による標本点と一致しない。)

#### 4. エックス線立体像の再生

図4は、パララックス・パノラマグラム形式の立体像の直接的再生方法を示す構成図である。露光、現像、定着を終わった乾板上に撮像時の格子と同一のピッチ $a$ と、焦点距離 $f$ を有するレンチキュラーシートを重ねる。シートの円柱面レンズの中心は、図に示されたように番号 $m$ がつけられ、それらの中心位置は乾板との相互位置関係において同一番号 $m$ のスリットの中心位置と一致するように合わせ

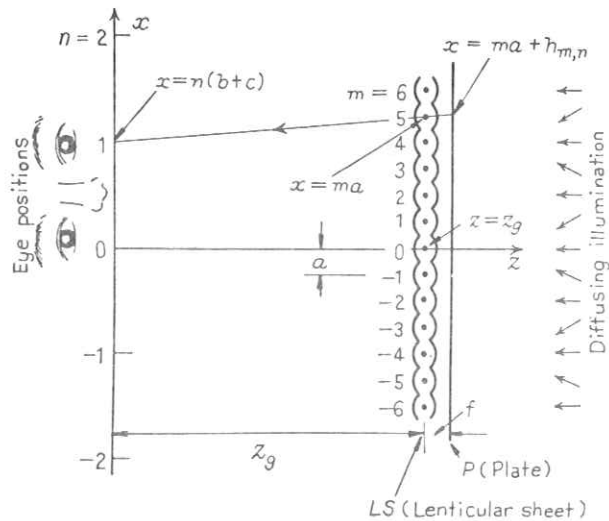


図4. X線3-D像の再生

込まれたものとする。乾板の背面から拡散性の照明をすると、式(5)で与えられた露光位置から発して番号 $m$ のレンズ中心を通過する所の可視光線の軌跡は次式で与えられる直線となる。

$$x = \{m + n(z_g z^{-1} - 1)(u + v)\} a z z_g^{-1} \quad (9)$$

若し、スリットとレンズが理想的に作られているならば、どのレンズを通過してきた光線も $z = 0$ においては、 $x = n(b + c)$ ,  $-n_0 \leq n \leq n_0$  で与えられる離散的な点の何れかを通過する。これらの点を便宜上、眼点と呼ぶことにしよう。像空間には、 $2n_0 + 1$ ヶの眼点に向う $2n_0 + 1$ 本の光線が同時に交るような点が多数存在している。式(9)より、このような点の座標、 $(x'_{l,k}, z'_l)$ は次式で与えられる。

$$z'_l = z_g(u + v)(u + v + l)^{-1}, \quad x'_{l,k} = k a'_l \quad (10)$$

ここに、 $l$ は整数  $k = m + n l$ ,  $a'_l = a z'_l z_g^{-1}$  である。式(10)と式(2)は相似形の式であるので、これらの式の中の $l$ は同一のものと考えてよい。式(10)及び式(2)によれば、像空間の再生点は被検体空間の標本点と幾何学的に相似である。<sup>(註)</sup> 標本点間の間隔は、像空間では横方向及び奥行き方向の両方向について

$$M = (u + v) u^{-1} \quad (11)$$

倍に拡大されている。従って、像点群は幾何学的歪を有しない本視型(Orthoscopic)の像を

構成する。 $Z = Z_0 = Z_b$  (即ち,  $\ell = 0$ ) の断面は, 通常の断層撮像法で得られる断面と同一の面であって, 再生時にはこの面はレンティキュラーシート面と一致する。撮像時において,  $Z = Z_b$  にある面に対して線源側 ( $Z_f < Z_b$  即ち  $\ell > 0$ ), 或は乾板側 ( $Z_f > Z_b$  即ち  $\ell < 0$ ) に存在した断層面は, 再生時にはそれぞれレンティキュラーシート前方に実像として, 或いはシートの後方に虚像としてそれらの像面が得られることになる。レンティキュラーシートから距離  $Z_g$  の所にいる観察者が立体像を認識するためには, 観察者の両眼は前述の眼点の中の二つの位置に置かれなければならない。この理由によって,  $b + c$  の値を決める一つの方法として,  $b + c$  が人間の平均両眼間隔 (平均瞳間距離  $63 \text{ mm}$ ) に等しくなるよう選んで置くのがよい。このように選んでおけば観察者は頭の位置を  $b + c$  ずつ  $x$  方向に動かすことによって  $2n_0$  対の (立体) 像を認識することが出来る。実際には格子のスリットは有限の幅を有し, またレンティキュラーシートのレンズは収差を持っているので, 両眼位置に対応した眼点を中心とした視域は  $x$  方向に可成の幅  $e$  を持つものである。これらの視域の各々を便宜上小視域と呼ぶことにしよう。一つの小視域内の像が隣の小視域から見える別の像と重ならないためには小視域幅  $e$  は  $b + c$  を越えてはならない。

(註) 像空間は観察者に対して客観的に存在するわけではない。像空間は眼点群と相対的関係において現われることに注意すべきである。

### 5. 再生像の飛びと解像度

前節までに述べて来た標本点とは, 再生時には小視域の何れの一つからも見えるような被検体空間の点のことである。このような点の総数  $P$  は次式で与えられる。  $P = P_1 + P_2 + P_3$ ,

$$P_1 = l_w \{n_0(\ell_w - 1) + 1\}, P_2 = 2m_0 + 1, P_3 = l_0 \{n_0(2\ell_w - \ell_0 - 1) + 1\} \quad (12)$$

$P_1, P_2, P_3$  はそれぞれ, レンティキュラーシート前方, その面上, およびその後方に再生されるような標本点の数である。図5にはこれらの数とパラメータ  $m_0, n_0, \ell_v, \ell_w$  の関係を示す。今,  $b + c$  が両眼間隔の整数分の一 (整数は2より小さくない) に選ばれている場合でも, 観察者は前節で述べたのと同様にして,  $2n_0$  対の立体像を認めることが出来る。この場合には観察者は, その両眼の位置に対応した, たった二つの線源位置を出発したエックス線が同時に交わるような被検体空間点を見ることになり, これらの点の中には前記の  $P$  に含まれていないものがある。言い換えれば,  $P$  は観察者が見ることが出来る点の総数を示すものでは必ずしもないのである。両眼位置が一对の小視域内を動くとき, 像空間の断層面は  $x$  方向又はその逆方向に滑るように動くので, その結果, その観察者に対する像空間は, 図6に示されているように歪むことになる。そして, 両眼位置が隣の小視域に入ると像は突然変化し飛びとして

観察される。今、 $e = b + c$ と仮定すると、像空間の番号 $l$ の断層面の飛びの角  
 或いは最大滑り角は次式で与えられる。

$$F_e = l a z_l^{-1} \quad (13)$$

$F_e$ が正ならば、眼の動きと同方向に像面の移動が起こることを意味する。乾板上に明瞭に分離された線像が記録され、且つ観察者の両眼がある面上で明瞭に分離された小視域が得られている限りにおいては、スリットが有限の幅を持っていても、また、レンズが収差をもっているもそれらのことは、再生された像の解像度を劣化させるものではない。  
 (脚註1)

眼の網膜上の幾何光学的な点像の拡がり  
 を考慮すると、番号 $l$ の断層面の分解可能角 $R_l$ は次式で与えられる。  
 (脚註2)

$$R_l = \{a^2 + l^2 D^2 (u + v)^{-2}\}^{1/2} z_l^{-1} \quad (14)$$

ここに、 $D$ は眼の瞳孔の直径を表わす。

エックス線源が有限の焦点半径 $q_0$ を持っていると、被検体空間の点の像は格子面上では有限の直径を持った円板となり、同時に二つ又はそれ以上のスリットを

脚註1) 画素の量子化の成果と呼ぶことが出来る現象である。  
 脚註2) 光の回折の効果、像のにじみ等は小さいと考慮して無視している。

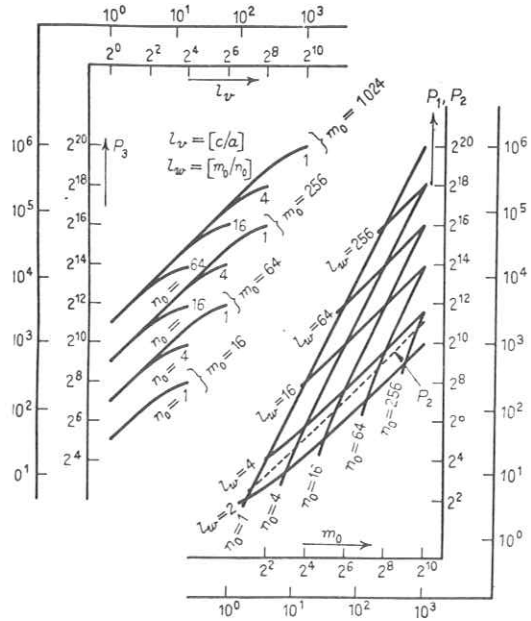


図5. 標本点数 $P_1, P_2, P_3$ と $m_0, n_0, l_v$ 及び $l_w$ との関係

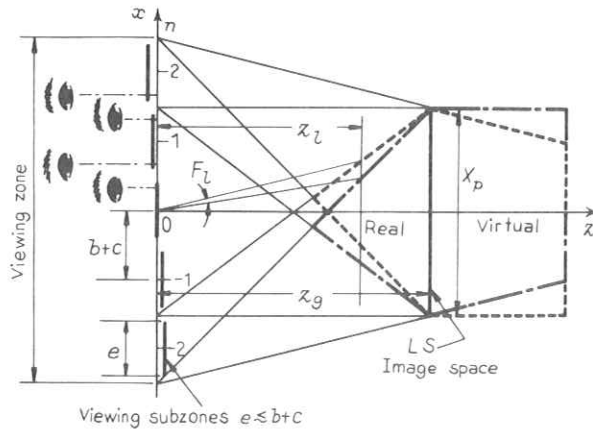


図6. 空間像の歪と跳び( $n_0 = 0$ と $n = 1$ の小視域内において両眼が上方向に動くとき、像空間は鎖線で示される空間から破線で示される空間へと変化する。

覆うようになる。この理由によって、分解可能角  $R_e$  には因数

$$Q_e = [2g_0(v+l)u^{-1}a^{-1}] + 1 \quad (15)$$

が乗算されなければならない。〔 〕はガウスの記号である。

また、有限半径  $g_0$  と有限のスリット幅  $g_0$  のために乾板上の線像の幅は、それぞれ  $2g_0fz_g^{-1}$ 、 $g_0(1+fz_g^{-1})$  だけ拡がることになる。撮像時の幾何学的条件は第3、4、5節に示した諸関係で決められる。実際の撮像条件は、観察条件、被検体の大きさ、良いエックス線源の得やすさ、良いエックス線用格子とレンティキュラーシートの得やすさ、得られる倍率、再生像の飛びと分解能、に関して考慮を払った結果、それらの考慮の妥協として決まることになる。

若し、観察条件が実像型式の再生像を許す場合には、線源移動の間、格子と乾板の位置を固定して置く ( $c=0$ ) ことが出来る。また、若し、 $2n_0+1$  本の線源が  $x=nb$ 、 $-n_0 \leq n \leq n_0$  で示された位置においてあるならば、それら全部を同時に動作させることによって、エックス線立体像の瞬間撮影が可能となる。このような場合には、 $c=0$ 、 $v=0$  とおけば必要な関係が得られる。

## 6. エックス線立体映像の実験

本論文で提案している撮像・再生方法の原理の確認のために、可視光による等価実験とエックス線を用いた実験と両方を行った。エックス線の実験では、線源として歯科診断用の小型エックス線装置を使用した。その焦点の大きさは、公称直径  $0.8\text{mm}$  であって、尖頭値  $60\text{kV}$  の半波整流波形の電圧を加えてエックス線を発生させるものである。エックス線用格子は、直径  $0.5\text{mm}$  のタングステン棒を並べたものであるが、レンティキュラーシートとよく整合させるために、レンティキュラーシート ( $a \approx 0.6\text{mm}$ ) を治具として、タングステン棒を整列させ、エポキシ樹脂でガラス板上に固定したものである。線源と乾板は別々の光学レベル上を平行に動かし得る構造としてある。何れの実験においても共通に使用した寸法は次の通りである。

$$z_g \approx 500\text{mm}, a \approx 0.6\text{mm}, X_p = 165\text{mm}, Y_p = 120\text{mm}, f = 1.2\text{mm}, m_0 \approx 130$$

線源の焦点の大きさは可成り大きいので、鮮明な像を得るため被検体は乾板に比較的近い所に置いた。貝殻を被検体として撮像を試みた。図7には再生された虚像の写真を示す。

この場合には、 $b = 4.0\text{mm}$ 、 $c = 2.0\text{mm}$  とし、被検体の中心は乾板から約  $100\text{mm}$  離れた所に置かれた。線源位置の数は四箇所であり、夫々の位置で乾板は8秒ずつエックス線に露出されている。この場合増感紙は用いていない。図7の場合には、分解可能角及び像の飛びの角はそれぞれ  $0.001$  ラジアン及び  $0.02$  ラジアンであった。写真の中に見える不規則な縦線は、

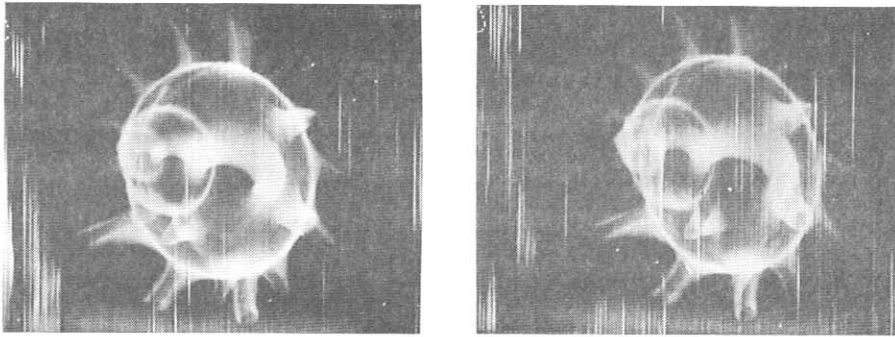


図7. 再生3-D像の写真 被検体は“さざえ”の殻。X線を用いて4方向から虚像形式で撮像。4視野中2視野が示されている。

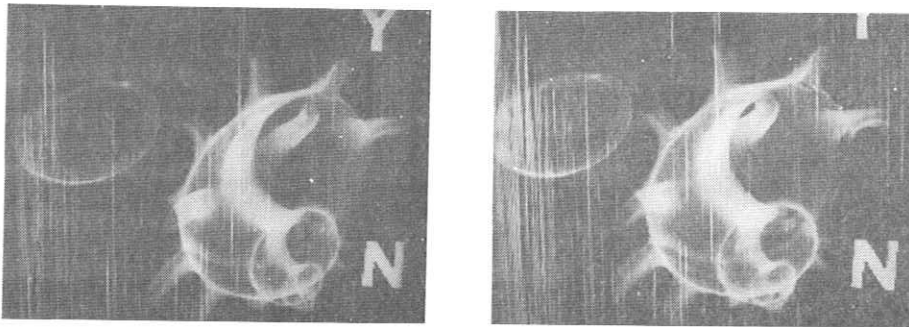


図8. 再生3-D像の写真 被検体は“さざえ”の殻。X線を用いて4方向から実像形式で撮像。4視野中2視野が示されている。

手製のエックス線格子の不規則性に起因するものである。図8は、実像型式の再生像の写真を示す。

被検体の中心は乾板から約  $30\text{ mm}$  の所に置かれ、パラメーターとしては、 $b = 60\text{ mm}$ 、 $c = 0\text{ mm}$  を使用した。通常の観察者は実像を観察することには慣れていないのが普通であるが、この場合は裸眼で容易に立体像が認識され、また、この場合には乾板は動かさなくてもよいという利点がある。もし、 $Z \approx 0.6 Z_0$  位の所に置かれた被検体の明瞭な輪郭の実像を得ようとする場合には、本実験に用いたものよりも、ずっと小さな焦点を持ったエックス線源が必要であ

り、同時に乾板を動かすことも必要となる。

## 7. 結 言

エックス線立体映像の直接撮影とその再生の一方法について理論的及び実験的な検討の結果を述べ、この方法の実験の容易さを示した。理論的検討結果として、撮像及び再生条件を明きらかにした。実験では歯科診断用の小型エックス線源と簡単なエックス線用格子を用いて、分解可能用  $0.001$  ラジアン、像の飛び角  $0.02$  ラジアン程のエックス線立体映像の撮像と、その再生を行った。

謝 辞 本研究を進めるに当って、凸版印刷株式会社からはレンティキュラーシートの提供を受け、また、川畑正博氏からは文献の探索と、レンティキュラーシートの特性評価等で御援助を賜った。また、本研究所の斉藤成文教授、藤井陽一助教授、榊裕之助教授、岡田三男助手、樋口博氏には、有益な御討論と実験面における種々の御援助をいただき、本研究所の試作工場、写真技術班の方々には装置の製作、写真処理等の面で御援助をいただいた。以上の方々に深謝の意を表明する。本研究は、文部省科学研究費、及び東レ学術振興会の御援助をいただいて実施したものである。深謝の意を表明する。

## 参 考 文 献

1. L.P.Dudley, "Stereoptics", McDonald & Co., London, pp. 96-109, 1951
2. G.N. Hounsfield, "Computerized transverse axial scanning (tomography): part 1. Description of system", Brit.J.Radiol., vol. 46, no. 552, pp. 1016-1022, Dec. 1973
3. H.E.Johnes, "New methods of imaging in diagnostic radiography", Brit.J. Radiol., vol. 49, no. 585, pp. 745-764, Sept. 1976
4. K.Sano, Editor, "Atlas of stereoscopic neuroradiology" University of Tokyo Press, Tokyo, pp. 4-8, 1976
5. S. Ikeda, Y. Ono, K. Takakura, T. Soma, M. Sato, Y. Ueda & S. Kwak, Editors, "X-ray 3 dimensional images", Eisai Co Ltd., Japan
6. T. Kasahara, Y. Kimura, R. Hioki & S. Tanaka, "Stereo-radiography using holographic techniques" Japan J. Appl. Phys., vol. 8, no. 1, pp. 124-125, Jan. 1969
7. G. Groh & M. Kock, "3-D display of X-ray images by means of holography", Appl. Opt. vol. 9, no. 3, pp. 775-777, Mar. 1970

8. E.Klotz & H.Weiss, "Three-dimensional coded aperture imaging using nonredundant point distributions", *Opt. Comm.*, vol. 11, no.4, pp.368-372, Aug.1974
9. E.Klotz & H.Weiss, "X-ray 3-D coded aperture imaging: display the heart", *Appl. Opt.*, vol.15, no.8, pp.1913-1918, Aug.1976
10. C.H.Macgillavry, G.D.Rieck & K.Lonsdale, Editors, "International tables for X-ray crystallography" vol.3 The Kynoch Press, Birmingham, England, pp.157-192, 1968. Eq.(20) is fitted to the data shown in Table 3.2.2C.
11. T.Okoshi, "Three-dimensional image technology", Sangyo Tosho, Tokyo, pp 56-58, 1972
12. J.Hamasaki, K.Yokota & Kawabata, "A proposal for direct recording and reconstruction of X-ray 3-D images", 1977 Net'1 Conv. Rd. of I.E.E. of Japan, 588, July 1977



## 矩形チャートを用いたM.T.F.測定の見直し

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

畑川政勝，吉田梨影，木村俊彦

### 1. 序 言

矩形チャートを用いてM.T.F.を測定する場合，矩形レスポンスから正弦波レスポンスへの変換の際Coltmanの式を用いている。しかし測定しようとする系の特性によっては，高周波部分の位相も考慮しなければ正弦波レスポンスに変換できない。

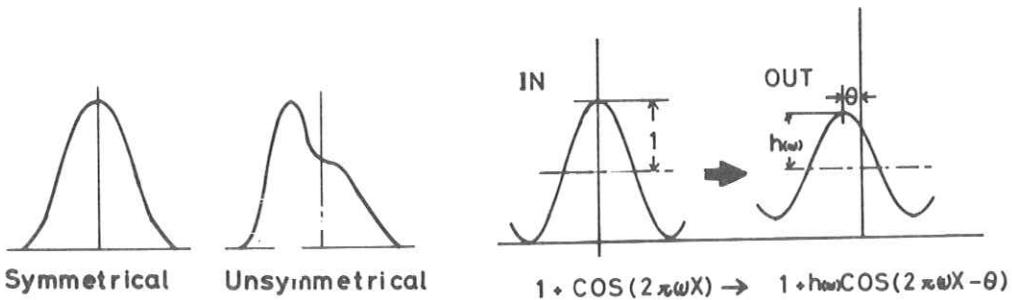


Fig. 1

Fig. 2

今回我々は，高周波部の位相を考慮し，位相項を含んだ変換式を導びき，Coltmanの式と比較検討してみた。

### 2. 系のL.S.F

測定しようとする系のLine Spread Function(L.S.F)が対称形をしている場合と，非対称形をしている場合に分けられる。(Fig. 1)

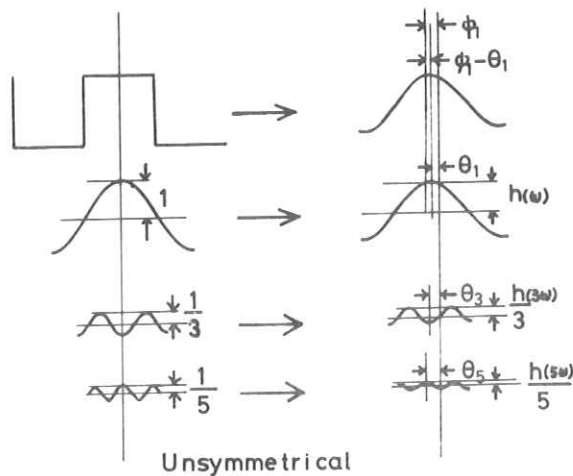


Fig. 3

### 3. L.S.Fが非対称な場合

#### 3-1. 理 論

非対称なL.S.Fをもった系に正弦波を入力すると、コントラストが低下し、位相がずれた正弦波の出力像が得られる。(Fig.2)

$$\text{入 力 : } 1 + \cos(2\pi\omega x)$$

$$\text{出 力 : } 1 + h(\omega) \cos(2\pi\omega x - \theta)$$

$h(\omega)$ : コントラスト低下因子。  $\theta$ : 位相

矩形チャートを撮影する場合、入力となる矩形をFourier級数で展開すると、基本波、第3高調、第5高調……のような正弦波形に分解できる。従って、これを撮影するとそれぞれの正弦波のコントラストが低下し位相がずれたものとなり、それらが合成されて出力となる。

(Fig.3)

$$\text{入 力 } f(x) = \frac{1}{2} + \frac{2}{\pi} \cos(2\pi\omega x) - \frac{2}{3\pi} \cos[2\pi(3\omega)x] + \frac{2}{5\pi} \cos[2\pi(5\omega)x] - \dots \dots$$

$$\begin{aligned} \text{出 力 } i(x) = & \frac{1}{2} + \frac{2h(\omega)}{\pi} \cos(2\pi\omega x - \theta_1) - \frac{2h(3\omega)}{3\pi} \cos[2\pi(3\omega)x - \theta_3] \\ & + \frac{2h(5\omega)}{5\pi} \cos[2\pi(5\omega)x - \theta_5] - \dots \dots \end{aligned}$$

出力像の最大値の位相を $\varphi$ として、コントラストをとると、矩形レスポンス( $h_{sq}(\omega)$ )は次式となる。

$$h_{sq}(\omega) = \frac{4}{\pi} [h(\omega) \cos(\varphi_1 - \theta_1) - \frac{1}{3} h(3\omega) \cos(\varphi_3 - \theta_3) + \frac{1}{5} h(5\omega) \cos(\varphi_5 - \theta_5) - \dots \dots]$$

これより、正弦波レスポンスへの変換式を第5高調までの近似式として求めた。

$$h(\omega) \approx \frac{\pi}{4 \cos(\varphi_1 - \theta_1)} [h_{sq}(\omega) + \frac{1}{3} h_{sq}(3\omega) \frac{\cos(\varphi_1 - \theta_3)}{\cos(\varphi_3 - \theta_3)} - \frac{1}{5} h_{sq}(5\omega) \frac{\cos(\varphi_1 - \theta_5)}{\cos(\varphi_5 - \theta_5)}]$$

非対称なL.S.Fをもつ系の場合このように $\varphi$ ,  $\theta$ という位相項が入ってくる。

#### 3-2. X線管焦点のM.T.F測定例

X線管東芝DRX80Aの焦点の矩形チャートからのM.T.F測定をコンピュータシミュレーションを含んだ実験で行なった。Fig.4にこの管球のL.S.Fを示す。次にこのL.S.Fを矩形及び、正弦波とコンボリューションして、それぞれ矩形を

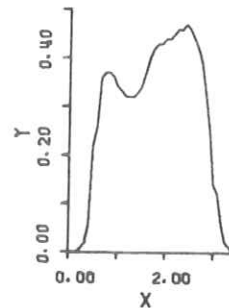


Fig.4

撮影した場合と、正弦波を撮影した場合の出力像を得た。

( Fig. 5 )

これより、正弦波の位相ズレ  $\theta$ 、矩形波の位相ズレ  $\varphi$ 、及び矩形波のコントラスト  $h_{sf}(w)$  を求めた。 Fig. 6 に位相特性を示す。

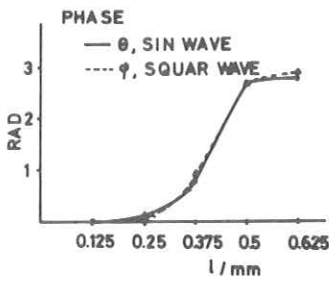


Fig. 6

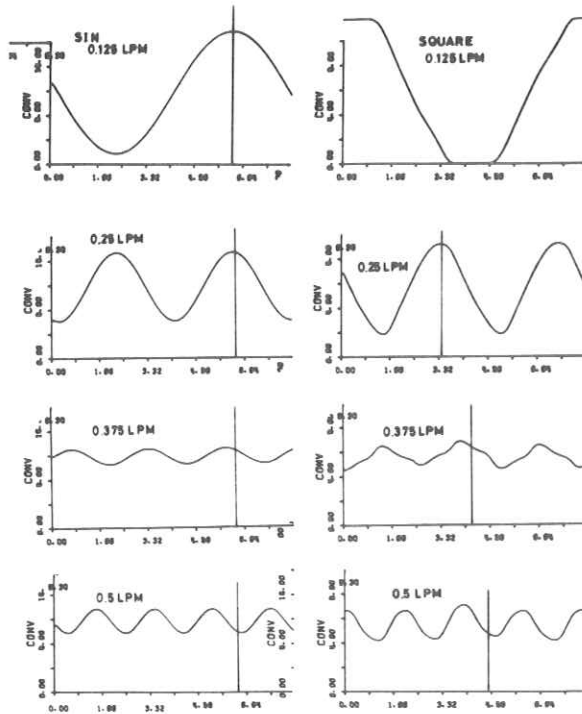


Fig. 5

結果を Fig. 7 に示す。実線で示したものが矩形レスポンス、一点鎖線が Coltman の式を用いたもの、○印が前述の変換式で求めたものである。L. S. F をフーリエ変換して得た M. T. F を点線で示すが○印とよく一致している。

#### 4. L. S. F が対称な場合

##### 4-1. 理論

非対称な場合と異なり、位相は除々に変化せずに、M. T. F が 0 になる点で不連続に  $\pi$  ずつ変化する。従って前述の  $\varphi$ 、 $\theta$  は解像点ごとに  $\pi$  ずつ変化するものとして変換式に代入すればよい。Coltman の式を用いる場合は、位相が  $\pi$  ずれた点、すなわち白黒反転部

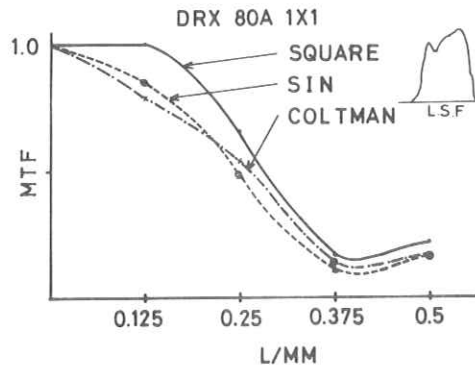


Fig. 7

では，位相補正がない為矩形レスポンスを負とする必要がある。

Coltman の式

$$h(\omega) = \frac{\pi}{4} \left[ h_{sq}(\omega) + \frac{h_{sq}(3\omega)}{3} - \frac{h_{sq}(5\omega)}{5} + \frac{h_{sq}(7\omega)}{7} + \frac{h_{sq}(11\omega)}{11} - \frac{h_{sq}(13\omega)}{13} - \dots \dots \right]$$

例えば， $h_{sq}(5\omega)$ ,  $h_{sq}(7\omega)$  が反転部であるとすれば，上式の 5 項，7 項の正負を逆にしなければならぬ。なお正負補正して第 7 項以下を切捨てた場合，我々の近似式と一致する。

#### 4-2. 対称形の場合の M. T. F 測定シュミレーション

Fig. 8 に示すような L. S. F と M. T. F. をもった系でシュミレーションした。

このような形の L. S. F の場合，反転部がはっきり現われている。これを矩形とコンボリューションしたものを Fig. 9 に示す。周波数が高くなると共にコントラストが低下し，コントラストが 0 となった点から白黒反転してコントラストが再び高くなってゆくのがわかる。これより M. T. F を求めた。(Fig. 10) 矩形レスポンスを実線，フーリエ変換によるものを点線で，Coltman の式そのまま

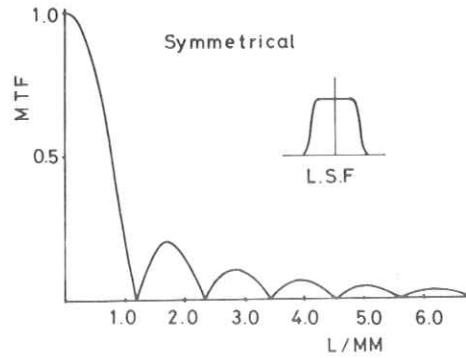


Fig. 8

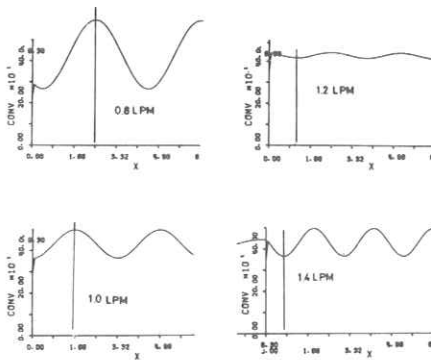


Fig. 9

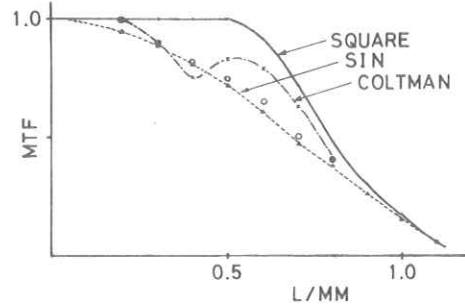


Fig. 10

変換したものを一点鎖線，反転部の正負補正したものを○印で示す。空間周波数  $0.4 \text{ lines/mm}$  附近で Coltman の式を用いたものが落ち込んでいるのは第 3 高調，第 5 高調が反転部に入っている為である。正負補正したものはフーリエ変換したものに近い値を示している。

## 5. 結果及び考察

矩形レスポンスから正弦波レスポンスへの変換の際矩形に含まれる高調波の為，高周波部分のコントラストと，位相が必要である。しかし一般に用いられている Coltman の式は，位相項がなく非対称な系の場合適用できない。我々の求めた近似式は位相補正をしたものでシミュレーションでは良い結果を得た。しかし実際の写真からは位相を知る事ができない為この式は適用できない。一方対称な系の場合位相は  $\pi$  ずつずれる為それを知る事は比較的簡単でこの場合近似式に位相を代入し計算する事ができる。Coltman の式を用いる場合，位相項がない為反転部のコントラストの正負を逆にする必要がある。

これらは正しい矩形入力に対するシミュレーションであるが実際の場合，X線による矩形のくずれ，ノイズが高周波になるほど大きく影響する為なおさら測定結果は悪くなるであろう。

## 6. 結 論

非対称な L.S.F をもつ系で矩形レスポンスから正弦波レスポンスへの変換は我々の近似式で行なえたが位相が求まらない場合は変換できない。従ってこのような系の場合，矩形チャートを用いずにフーリエ変換による方法等で M.T.F を測定すべきであろう。又対称な系の場合も高調波の位相補正の必要があり，近似式を用いるか，正負補正した上で Coltman の式を適用しなければならない。この場合も，L.S.F の形によってはあまり精度を期待できず，やはりフーリエ変換による方法を用いた方がよい結果を得られるように思われる。

## 文 献

- 1) J.W. Coltman : The Specification of Imaging Properties by Response to a Sine Wave Input J.O.S.A, 44, 468~472 (1954)
- 2) 中野道夫：パルス回路入門 オーム社

## 歯の X 線撮影時における I. I. の線量低減効果

日大 歯学部      西岡 敏雄  
東芝 電子事業部      岩崎 賢二  
   同                              柳沢 卓司

### 1. はじめに

歯および周囲組織の診断・治療に際し、数回の X 線撮影を要する場合がありますが、被曝線量低減の必要性が高い。根管、歯根膜附近などの細部を明瞭に写す必要があり、高解像度、良好なコントラストが望まれる。低線量化については 2~3 の報告があるが、いずれも System が大きくなる欠点がある。口内からの X 線照射による Compact 化を目的とし、蛍光板と小型のチャンネル板形光 I. I. との組み合わせで歯の X 線撮影実験を行ない、一応のデータを得たので報告する。

### 2. 実験の方法

実験は図 1 に示した構成で行なった。チャンネル板形光 I. I. (以下 I. I. と略す) の入力窓 (Fiber Optics) に蛍光板を密着させたものを X 線イメージセンサーとし、I. I. の出力像を撮影した。I. I. は Micro Channel Plate (MCP) を用いた試作品で、入力有効径 1.5 mm, 出力有効径 1.8 mm の小形のもので、解像度は入力面で 20 lp/mm, 実験時の光束増倍度は  $1.2 \times 10^4$  倍であった。

蛍光板は表 1 に示した各種の試料を用いた。増感紙の蛍光体層の上の保護被膜を剝離し、その面を I. I. の入力窓に密着させた。

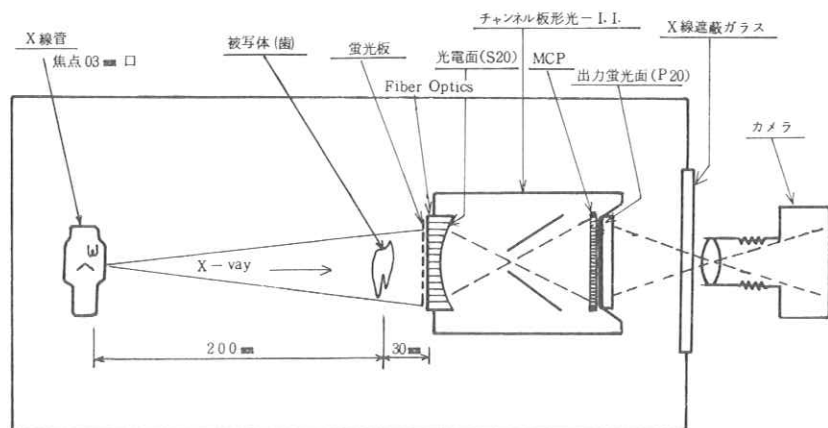


図 1. 実験の説明図

図2に本実験で用いた各種蛍光体の代表的な発光スペクトル特性，並びにI.I.の光電面(S20)の代表的な波長感度特性とを示した。CaWO<sub>4</sub>のピーク波長とほぼ一致しており，蛍光板と光電面との結合の効率は問題ないと思われる。Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S/Tbの波長はS20のピーク波長とずれており，結合効率の点では若干不利であるが，蛍光体の発光効率は高い。

試料No.	蛍光体	発光スペクトル	膜厚	形態
1	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S/Tb	P43	約 100 μm	東芝増感紙 LD形
2	CaWO <sub>4</sub>	P5	約 70 μm	東芝増感紙 DD形

表1. 蛍光板試料

カメラは市販の一眼レフで，ペローズアタッチメントによる接写を行なった。拡大率は約1:1であった。フィルムはKodak Tri-X (ASA400)を用い，絞りはF=2とした。X線被写体は歯骨，およびW-Micro chartを用いた。

X線を管電圧60kVで連続照射して，被写体のX線透視像をI.I.の出力蛍光面に写し出しておき，カメラの適正なシャッタ露出時間とそのときのX線管電流とをnon screen X線撮影条件(60kV, 10mA, 0.5秒)と比較して線量低減率を求めた。

### 3. 実験の結果

結果をまとめて表2に示す。解像度は写真2,4よりそれぞれ視判定で求めた値であり，線量低減率はnon screen X線撮影条件での線量を1としたとき，X線管電流，シャッタ露出時間

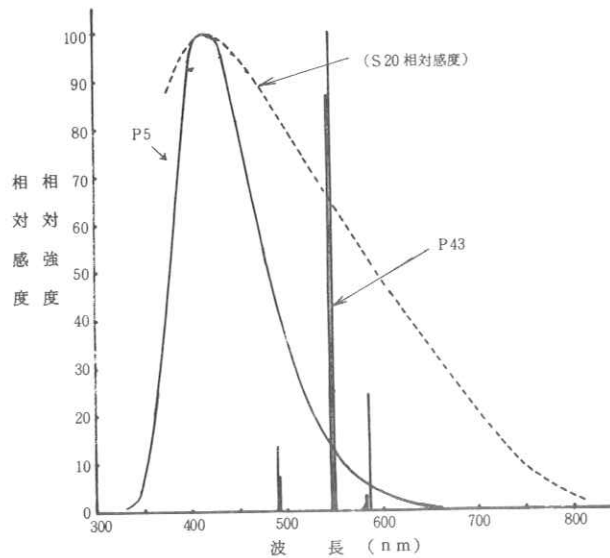


図2. 各種けい光面の発光スペクトル特性並びに光電面(S20)の波長感度特性

から換算した値を示した。写真は全般に露出過剰気味でフィルム上では通常のX線写真フィルムに較べて暗い。写真1,3はネガポジを変換し、通常のX線写真と比較し易くしたものである。画像の鮮鋭度については試料No.2を用いた場合、5 lp/mn の解像力がえられ、十分臨床に使い得るX線像がえられた。一方試料No.1においては解像力が4 lp/mn で多少ボケが加わっているようであるが被ばく線量では試料No.2の場合よりも更に $\frac{1}{5}$ 低減可能である結果をえた。

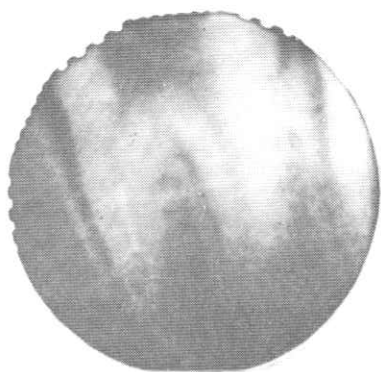


写真1

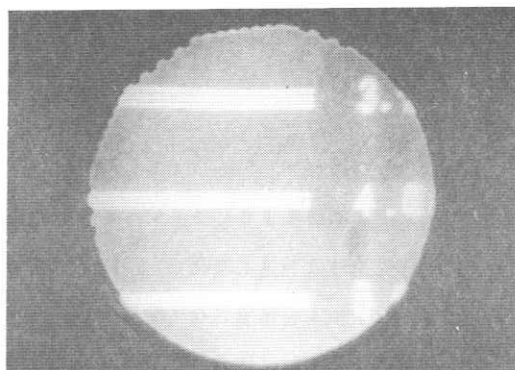


写真2

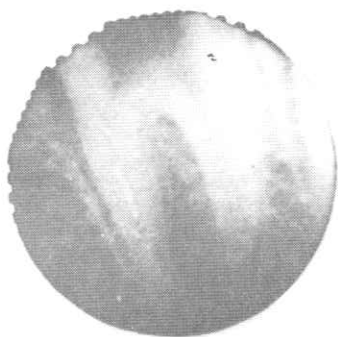


写真3

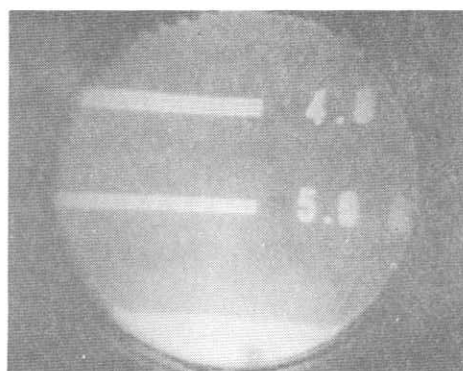


写真4

今回の実験では、写真撮影によるボケを軽減したいため、カメラのレンズ絞りはF=2で行なっており、かつ図1におけるX線遮蔽ガラスの光透過率が80%であることなどを考慮する



と、I.I. の出力蛍光面からの光の利用率はカメラのフィルム面上で約1/100となっており、この点から光学系の改良により相応な線量低減効果が期待される。

蛍光板試料 %	X線管		カメラシャッター 露出時間(秒)	映像写真		解像度 (lp/mm)	線量低減率
	電圧 (kV)	電流 (mA)		解像度 チャート	歯		
1	60	0.3	1/4	写真 2	写真 1	4	1/67
2	60	1.5	1/4	写真 4	写真 3	5	1/13

表 2. 実験結果

#### 4. おわりに

以上の実験結果により、チャンネル板形光 I.I. を用いた低線量 X 線撮影と装置のコンパクト化について有望な見通しを得た。I.I. の出力面板をファイバーオプティクス板とし、これにポラロイドフィルムを密着させて撮影する方式が将来有望と考えられる。レンズ系による光の損失、画質低下の軽減に伴って線量低減および診断の即時性がえられるなどが期待される。

#### 参 考 文 献

1. Stephen Balter, et al: A Micro Channel Plate X-Ray Converter and Intensifier Tube, Radiology. 110, 673~676, (1974).
2. 酒井尚信・田中 仁: チャンネルイメージ増巾器を利用した X 線撮影装置(特に低線量での乳幼児股関節撮影), 昭和 52 年, 日放技抄録集.
3. 安藤正一 他: TV 系 X 線映像システムによる診断-情報のリアルタイム化と被曝低減効果, 映像情報, 9, 16, (1977).

# R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
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	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

新緑の候如何おすごですか。今回は新設浜松医大を借りて研究会を開催しました。まず、当会会長・浜松医大副学長の高橋先生の特別講演，続いて同大学金子教授の御案内で驚くばかりの施設を見学いたしました。未完の部分もありますが古い大学に無い新しい試みもとり入れられ，完成が待たれます。午後は研究発表のあと浜松テレビ社でX線ビジコン，顕微鏡画像処理などの実演を見学いたしました。同社独自の素子一装置一貫研究態勢の成果を興味深く拝見しました。今回は企画・会場・弁当準備など数々の手数を浜松医大の先生方と浜松テレビの袴田さんの世話になり，会社見学では担当者が休日出勤で説明されマイカーで送迎して頂くなど社をあげて歓迎して頂きました。誌面を借りて厚く御礼申し上げます。

今回は長らくおくれ勝ちであった本誌発行を定時に戻す“快挙”が達成されました。原稿を早くお書き願った講演者に感謝します。今後もよろしく。  
(H.)

## 放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十三年三月

編 者 長 谷 川 伸

〒 182

調布市調布ヶ丘一―五―一  
電気通信大学電子工学科内  
電話 ○四二四―八三一―二一六一  
内線 四二〇

## R I I 研 究 会

発行所 竹 中 栄 一

〒 113

東京都文京区本郷七―三―一  
東京大学医学部放射線  
医学教室内  
電話 ○三一八―一五―五四―一  
内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二―一―七  
株式会社 コスモス  
電話 ○三一八三一―〇九五五