

放射線像研究

VOL. 10. No. 3. (通巻 64 号) 1980年 8 月

* 目 次 *

研究会記事・会告	139 頁
特別講演資料		
画像修正	143 頁
大阪大学工学部	一岡芳樹	
論 文		
65-1	X線の半価層実効エネルギーの測定精度 152 頁
	京大原子炉	佐藤孝司
65-2	スクリーン・フィルム系のウィナースペクトルのシミュレーション 158 頁
	京都工繊大	山内幸彦, 中森伸行, 金森仁志
65-3	画像判断における Fuzzy 推論について 165 頁
	日大歯学部	西岡敏雄, 岡田栄一, 西連寺永康
	東工大システム	菅野道夫
65-4	調節可能な立体視用眼鏡 171 頁
	東大生技研	横田和丸, 濱崎襄二
65-5	少数の X 線投影像群をデータとした断層像算出方法 178 頁
	東大生技研	濱崎襄二, 松井正安, 横田和丸
65-6	不透明部位を含む体軸断層面の再構成アルゴリズム 187 頁
	慶大工学部	崔 宗秀, 尾川浩一, 中島真人
64-1	写真濃度予測型蛍光量計 (F/D meter) の特性 195 頁
	東芝医用機器	杉本 博, 安原 弘
	神奈川成人病	松田秀治, 伊勢俊秀, 松浦博文, 有村貞実
	センター	村西久幸
63-6	X線CT用検出器の性能の比較と向上 201 頁
	東大医学部	竹中榮一
	三井記念病院	木下幸次郎
	応 用 光 研	松本義一

第 65 回 研 究 会 記 事

第 65 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 55 年 8 月 30 日 (土) 10:30 ~

場 所 大阪大学工学部応用物理学教室

特別講師 大阪大学工学部 一岡芳樹氏

出席者 35 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

- * 対話型画像処理 —— 主として画像修正・強調について

大阪大学工学部 一岡芳樹氏

研究発表

- * 1) X線実効エネルギーの測定誤差
京大原子炉実験所 佐藤孝司
- * 2) スクリーン・フィルム系のウィナーズベクトルのシミュレーション
京都工芸繊維大 山内幸彦, 中森伸行, 金森仁志
- * 3) 画像判断における Fuzzy 推論について
日大歯学部放科 西岡敏雄, 岡田栄一, 西連寺永康
東工大システム科 菅野道夫
- * 4) 調節可能な立体視用眼鏡
東大生産技術研 浜崎襄二, 横田和丸
- * 5) 少数の X 線投影像群をデータとした断層像算出方法
東大生産技術研 浜崎襄二, 松井正安, 横田和丸
- * 6) 欠落のある投影データからの断層像再構成
慶応大工学部電気 崔 宗秀, 中島真人

会 告

—— 第66回研究会について ——

第66回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和55年11月29日(土)
場 所 東京 (株) ナ ッ ク

—— 会費納入のお願い ——

昭和55年度までの会費を未納の方はお納め下さい。

納入先 郵便振替 東京 1-151980
放射線イメージ・インフォメーション研究会
年度会費 昭和55年度 2,000円
昭和54年度以前 1,500円

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
米 倉 福 男	170	癌研究会附属病院レントゲン診断部 東京都豊島区上池袋1-37-1	03-918-0111
岡 田 栄 一	101	日本大学歯学部附属病院放射線科 千代田区神田駿河台1-8-13	03-293-5711
三 好 明	571	門真市北巢本町13-21(自宅)	
高 木 幹 雄	106	東京大学生産技術研究所第3部 東京都港区六本木7-22-1	03-402-6231
赤 井 喜 徳	553	大阪大学医学部附属病院中央放射線部 大阪市福島区福島1-1-50	06-451-0051

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器
医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161 大 阪 541-9501 福 岡 27-0331 東 京 (03) 292-5511
宇 部 21-5486 札 幌 231-8811 仙 台 21623131 名 古 屋 563-8111
鹿 児 島 22-7087 秋 田 33-7844 松 山 43-3088 広 島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111 高 松 31-2726

画 像 修 正

大阪大学工学部 一 岡 芳 樹

1. はじめに

画像修正は各種結像機器による観測像，或いは入手した劣化像を基にして出来るだけ元の物体に近い像を推定する問題であり広く各方面から要求されている画像処理技術である。例えば望遠鏡で観測記録した物体像は大気のゆらぎのために劣化しているが，その影響を除去して解像限界ぎりぎり迄の細部の微細構造を正しく表示したい場合がある。またピンボケ写真ではそのボケを修正して鮮明な画像として観察したい。更に電子顕微鏡による弱位相物体の観察ではコントラスト像を得るのに故意に defocus 像を写真撮影するのでそれから正しい物体位相分布を再生しなければならない。

このように結像系の特性に起因する劣化の除去及び像の検出・記録時，照明系などで加わる種々の雑音を除去して出来るだけもとの物体に近い像を得るのが画像修正の目的である。画像修正の成否は，1.修正処理の段階で如何に雑音の強調を抑制して解の発散を防止するか，2.劣化系の特性をどの程度迄正しく把握することができるかという2点に依存している。以下各種画像修正法と劣化系の特性の推定法について簡単にのべる。

2. 線型劣化像の画像修正

現在，大部分の画像修正は線型劣化像に対して行なわれている。線型近似下でインコヒーレント

結像系で得られた劣化像 i は

$$i(x,y) = \iint o(x',y') \cdot h(x,y;x',y') dx' dy' + n(x,y) \quad \dots\dots (1)$$

但し o は元の物体， h は劣化系の特徴を表す点像分布関数（以下 P S F）， n は付加雑音でる。

もし系が線型シフトインバリエント（L S I）系であると(1)式は2次元コンボリューションの式

$$i(x,y) = \iint o(x',y') \cdot h(x-x',y-y') dx' dy' + n(x,y) \quad \dots\dots (2)$$

となる。上の式を簡略な型で表示すると

$$i = o * h + n \quad \dots\dots\dots (3)$$

但し * 印はコンボリューションを表わす。L S I 系の劣化像に対する推定解 \hat{o} は m を修正関数として

$$\hat{o} = i * m = (o * h + n) * m \quad \dots\dots\dots (4)$$

(4)式の両辺の2次元フーリエ変換をとれば

$$\hat{O} = IM = O H M + N M \quad \dots\dots\dots (5)$$

但し大文字は対応する小文字の2次元フーリエ変換を表わす。 H は結像系の伝達関数であり光学の場合は特に O T F と呼ばれる。

2.1 空間周波数フィルタリング

(5)式は空間周波数フィルタリングによる画像修正の基本式であり，光学ではこの関係式を基にしてコヒーレント光学系を利用した画像修正がかなり以前から試みられてきた。しかし光学系を用いた画像修正では技術的に種々な問題が多くあまり

良好な修正結果が期待できないので現在では電子計算機を利用したデジタル処理が画像修正の主流を占めている。空間周波数フィルタリングによる画像修正は基本的には $M=1/H$ の複素振幅透過率を持つインバースフィルタによる処理である。

しかしインバースフィルタによる処理では劣化像に含まれる付加雑音が極端に増幅されて解が分散することが多く、実用的には像修正と共にこの雑音増幅の効果を抑圧しうる修正フィルターを用いなければならない。表1に現在迄に発表されている雑音増幅効果の抑圧を考慮した代表的な修正

フィルターを列举した。
 2.2 2次元デジタルフィルタリングによる Edge Sharpening
 観測画像よりその微分画像を減算すれば輪郭や微細構造が強調された所謂 Edge-Sharpening 効果が表われ見かけ上、像修正された処理像がえられる。
 (4式を離散的な信号系列に対して行なう空間領域でのデジタルフィルタリングによって Edge-Sharpening は実行することができる。

Edge-Sharpeningを行なう場合に必要な微分像は雑音の抑圧に効果のある荷重移動平均法によって求めたデジタルフィルター(平滑化微分フィルター)を用いると良好な処理像がえられる。ここでは雑音抑圧に効果のある平滑化微分フィル

名 称	フィルター関数
Least Squares Filter ²⁾	$\frac{H^*}{ H ^2 + \bar{\Phi}_n / \bar{\Phi}_0}$
Constraint Least Squares Filter ²⁾	$\frac{H^*}{ H ^2 + C / \lambda}$
Homomorphic Filter ³⁾⁴⁾	$\left \frac{1}{ H ^2 + \bar{\Phi}_n / \bar{\Phi}_0} \right ^{1/2} \text{sgn}(H)$
Backus-Gilbert Filter ⁵⁾	$\frac{H^*}{ H ^2 + (\lambda_1 / \lambda_2) \bar{\Phi}_n / \bar{\Phi}_0}$
乗算ノイズモデルに対する Least Squares Filter ⁶⁾⁷⁾	$\frac{\bar{n} \bar{\Phi}_0 H^*}{\bar{\Phi}_n * [\bar{\Phi}_0 H ^2]}$ モデル: $i = [O * h] n$
信号依存性ノイズモデルに対する Least Squares Filter ⁷⁾	$\frac{H^*}{ H ^2 + [\bar{\Phi}'_0 * \bar{\Phi}_n] / \bar{\Phi}_0}$ モデル: $i = O * h + f [O * h] n$

- $\bar{\Phi}_n$: 雑音のパワースペクトル
- $\bar{\Phi}_0$: 信号のパワースペクトル
- $\bar{\Phi}'_0$: $f [O * h]$ のパワースペクトル
- $C, \lambda, \lambda_1, \lambda_2$: 定数
- \bar{n} : 平均乗算ノイズ
- f : 非線型オペレータ

表1. 修正フィルター

ターの求め方の概略を述べる。⁸⁻¹⁰⁾

信号の微分を行ないつつ高周波雑音の増幅を抑圧する方法の一つとして最小自乗誤差評価に基いた多項式適合がある。荷重関数(デジタルフィルター)は観測信号系列と多項式曲線との最小自乗評価によって決定されるが、この荷重関数は観測信号に依存せず、予め計算して作表しておけば任意の信号系列に対し同一のものが利用できるという特長を有している。この問題を2次元に拡張して観測画像 $\{y_{ij}\}$ に n 次曲線を適合させる場合を考える。

等間隔に標本化された信号系列 $\{y_{ij}\}$ 内の任意の一点 y_{00} を平滑化するために y_{00} の前後に隣接する $(2m+1)^2$ 点に対しての n 次の i, j (整数)に関する多次曲面

$$f_{ij} = \sum_{k=0}^n \sum_{l=0}^n b_{nkl} i^k j^l \quad k+l \leq n \quad \dots\dots (6)$$

を適合させる。今求めたいのは $i=j=0$ におい

て $\{y_{ij}\}$ に適合した曲面の値 f_{00} 及びその s 次微分値である。例えば f_{00} は y_{00} の平滑化微分値

$$\bar{y}_{00}, \quad [(\partial^2 f_{ij} / \partial i^2) + (\partial^2 f_{ij} / \partial j^2)]_{i=j=0}$$

は平滑化ラプラシアンと考えることができる。これらの値は(6)式より

$$\begin{aligned} \bar{y}_{00} &= f_{00} = b_{00} \\ \nabla^2 \bar{y}_{00} &= 2(b_{n20} + b_{n02}) \end{aligned} \quad \dots\dots (7)$$

となる。ここで y_{ij} と n 次曲面 f_{ij} との差の自乗和が y_{00} の隣接点の前後 $(2m+1)^2$ 標本点の範囲で最小となる係数 b_{nkl} を最小自乗法で求める。すなわち

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial b_{nkl}} \left[\sum_{i=-m}^m \sum_{j=-m}^m (f_{ij} - y_{ij})^2 \right] &= 0 \quad \dots\dots (8) \\ k &= 0, 1, 2, \dots, n \\ l &= 0, 1, 2, \dots, n \end{aligned}$$

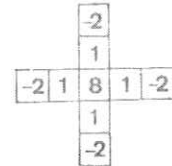
(8)式から最小自乗法における正規方程式が求まり、これを解くことによって係数 $\{b_{nkl}\}$ は $\{y_{ij}\}$ の線型結合の形で求まる。これを(7)に代入することにより各種平滑化微分用の荷重関数



(a)



(b)



(c)

図1. Edge Sharpening (a)被処理像 (b)処理像 (c)処理フィルター

(デジタルフィルター)が求まる。荷重関数は y_{ij} の係数の型で求まる。

図1はこのようにして求めた平滑化ラプラシアンフィルターを用いた Edge-Sharpning の実験結果である。(a)は入力像, (b)は処理像, (c)は使用したフィルターである。処理像は入力像より, その平滑化ラプラシアン像を2:1の比率で減算して求めたものである。

2.3 線型劣化像の反復解法⁹⁻¹³⁾

(3)式で示される劣化像のモデルは離散型では

$$i_{nm} = \sum_{m'} \sum_{n'} h_{m'n', n'm'} \cdot o_{m'n'} + n_{nm} \dots (9)$$

の形で表わされる。今, 物体及び P S F の拡がり
が有限ならば各系列の要素(画素)数も有限個となり(9)式は行列表示して

$$i = H o + n \dots \dots \dots (10)$$

と表わされる。但し i, o, n は劣化像, 元の物体, 付加雑音を表わすベクトル, H は P S F を表わすマトリックスである。無雑音の時, 画像修正は劣化像ベクトル i より, P S F を表す行列 H を既知として物体ベクトル o を求める問題となる。これは数学的には o を未知ベクトル, H を係数行列とした連立一次方程式の解法の問題である。しかし(10)式は画素数を次元とする多元連立方程式となり, これを直接解くことは大型計算機をもってしても不可能に近い。幸い実際の結像系では P S F の拡がり
が像の拡がり
に比して十分小さいため H は著しく疎な行列となっている。このような場合には連立方程式の反復解法が利用できる。反復解法では反復回数1回につき零でない行列の要素

数と同じ回数だけの演算を行なえばよい。このような性質から, 連立一次方程式の反復解法は画像修正の問題に極めて適合したものであると考えられる。

2.3.1 同時置換法の応用

連立方程式の最も基本的な反復解法である同時置換法を画像修正に適用する。第 k 回目の反復による推定解(像) $\hat{o}^{(k)}$ は

$$\hat{o}^{(k)} = \hat{o}^{(k-1)} + c D (i - H \hat{o}^{(k-1)}) \dots \dots (11)$$

但し C は緩和係数と呼ばれる定数であり解の収束速度に関係する。また D は H の対角要素のみからなる対角行列である。(11)式を要素(画素)で書くと

$$\hat{o}_{m'n}^{(k)} = \hat{o}_{m'n}^{(k-1)} + \frac{c}{h_{oo}} (i_{m'n} - \sum_{m''} \sum_{n''} h_{m-m'', n'-n''} \hat{o}_{m''n''}^{(k-1)}) \dots \dots (12)$$

これを略記すると

$$\hat{o}^{(k)} = \hat{o}^{(k-1)} + \frac{c}{h_{oo}} (i - h * \hat{o}^{(k-1)}) \dots \dots (13)$$

実際の画像修正では初期値として $\hat{o}^{(0)} = i$ と選ぶのが良い。

“収束条件について”

(13)式の両辺のフーリエ変換をとり初期条件

$$\hat{o}^{(0)} = i \text{ を与えて整理すれば}$$

$$\hat{o}^{(k)} = \frac{1 - \{1 - H\} \{1 - cH\}^k}{H} \cdot I \dots \dots (14)$$

従って(14)の解が収束する条件は

$$|1 - cH| < 1 \dots \dots \dots (15)$$

である。 $\hat{o}^{(k)}$ は $k \rightarrow \infty$ の時 I/H となり, 物体スベクトル o に収束する。(15)の条件は $0 \leq c \leq 2$

とすると

$$0 \leq H \leq 1 \quad \dots\dots\dots(16)$$

の時満足する。しかし系のOTFが常に正となる場合は稀で、コヒーレント結像や、流れ写真、大きなデフォーカスによって劣化している時はOTFが負値をとるため(15)の条件は満足せず解(修正像)は求まらない。これを避ける方法として劣化像を劣化系のPSFで更に劣化させる“再劣化”という手法が利用される。これは(13)式に於て*i*の代りに $i \otimes h$ を、*h*の代りに $h \otimes h$ を代入することにより実行される。但し \otimes は相関を表わすがPSFが対称の時はコンボルーションとなる。再劣化の手法を用いることにより解は必ず収束する。すなわち再劣化により(15)式の*H*は*H*²に置換され収束条件は

$$|1 - CH^2| < 1 \quad \dots\dots\dots(17)$$

これを満足する*H*²の範囲は $0 \leq C \leq 2$ に対し

$$0 \leq H^2 \leq 1 \quad \dots\dots\dots(18)$$

*H*は系のOTFであるから(18)はどのような劣化に対しても成立する。

2.3.2 逐次置換法の応用

逐次置換法を用いた場合の第*k*反復解はそれを要素(画素)で表示すると

$$\hat{o}_{mn}^{(k)} = \hat{o}_{mn}^{(k-1)} + \frac{C}{h_{mn:m'n'}} \left[i_{mn} - \sum_{\substack{m' > m \\ n' > n}} h_{mn:m'n'} \hat{o}_{m'n'}^{(k-1)} - \sum_{\substack{m' < m \\ n' < n}} h_{mn:m'n'} \hat{o}_{m'n'}^{(k-1)} \right] \quad \dots\dots(19)$$

逐次置換法は同時置換法に比し次のような利点がある。1.同一の反復回に於てある画素の推定解がそれ以降の画素の推定の計算に用いられるためその収束速度が大きい、2.同時置換法では演算の途中で $\hat{o}^{(k)}$ 及び $\hat{o}^{(k-1)}$ の2枚の画像を格納するメモリが必要であるのに対し、 $\hat{o}^{(k)}$ を格納するメモリのみで済む。デジタル画像処理では演算速度の向上と、メモリ容量の節約が特に重要であるので逐次置換法の利用は有効である。

図2は反復法を用いた一次元画像の修正のシミュレーション結果である。修正によるPSFの変化の様子を示している。劣化PSFはガウス関数で表わされており、同時置換法と逐次置換法の収束速度の差異が認められる。

図3は流れ写真に対する逐次置換法による反復修正結果である。流れ写真の場合、劣化系の特徴を表わすOTFが負値の領域を持つためその修正には再劣化の手続が必要である。再劣化像を初期値

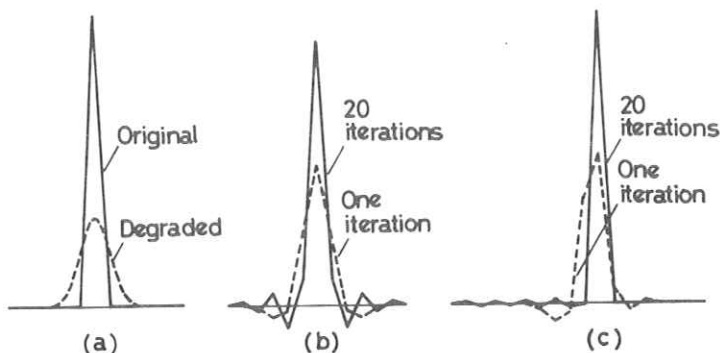


図2. 反復画像修正法による劣化像(ガウスPSF)の回復 (a)同時置換法による結果 (b)逐次反復法による結果

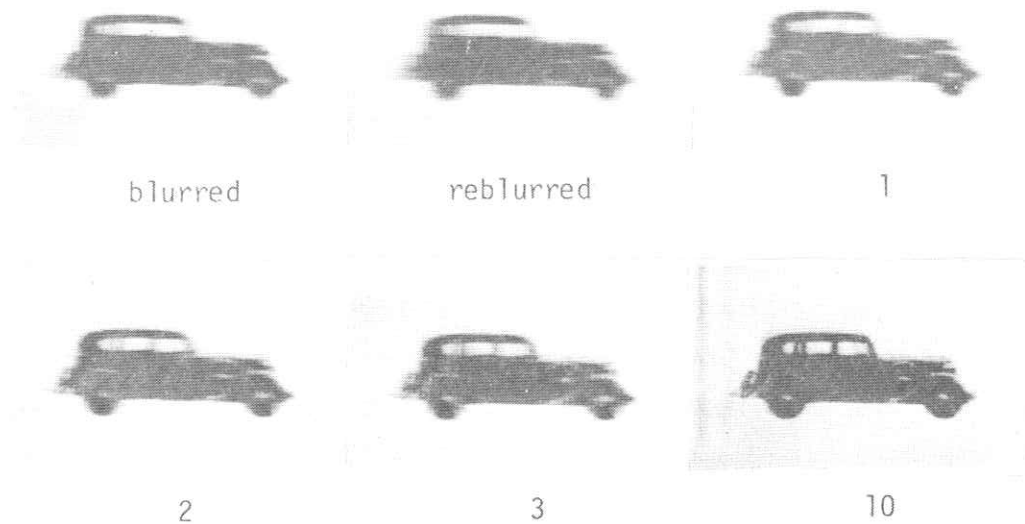


図 3. 流れ写真像の反復画像修正

として反復処理を行なうと10回位の反復でかなり良好な修正像が得られることが解る。

”拘束条件について”

劣化像に付加した雑音, 劣化系のPSFの推定誤差, 反復演算中の丸め誤差などの影響を避けるため, 反復アルゴリズムに含まれる緩和係数 C の代りに各反復回毎にその要素の値が可変となる対角行列 $R^{(k)}$ を用いこの $R^{(k)}$ に拘束条件を導入する。

例えば \hat{o}_{mn} を $i_{mn}-d$ と $i_{mn}+d$ (d :定数)の間の値に拘束する条件として, 行列 $R^{(k)}$ の要素に

$$r_{mn, mn}^{(k)} = \begin{cases} \alpha \left\{ 1 - \frac{1}{d} |\hat{o}_{mn}^{(k)} - i_{mn}| \right\} & \text{for } |\hat{o}_{mn} - i_{mn}| \leq d \dots (20) \\ 0 & \text{for } |\hat{o}_{mn} - i_{mn}| > d \end{cases}$$

を割当る。(20)の条件は劣化像と元の物体との類似性を根拠にして極端な雑音の増幅を抑圧するものである。従って d の設定は劣化の種類や劣化量の違いによって可変とされる。最近, 肉眼の視覚特性を考慮して良好な画質の修正像を得る手法として行列 $R^{(k)}$ の代りに画像の特徴を加味した行列を導入し, 画面内の各部の収束速度を制御する手法が報告されている¹⁴⁾

ここで述べた2つの反復法の他に最大傾斜法,¹⁵⁾ 共役傾斜法,¹⁶⁾ 投影法,¹⁷⁾ ベイズの定理を用いた非線型修正法などがあり,¹⁸⁾ いずれの場合もかなり良好な画像修正が行なわれている。反復法は画像修正だけでなく, 他の処理に対しても有効であり, 今後デジタル画像処理の主流を占めていくもの

と予想される。

3. 劣化系の特性の推定法

画像修正では、空間周波数フィルタリング、デジタルフィルタリング、反復法のいずれの方法を用いるにしても予め劣化系の特性(系のPSF, またはOTF)が解っていないと、望ましい解(修正像)が得られない。従って劣化系のPSF, OTFを正しく推定することが非常に重要となってくる。残念ながらこのようなPSFやOTFが予め理論的に解っている場合は実際には殆んどない。従って与えられた被修正像とか像の性質から何らかの方法でそれらを推定しなければならない。以下最近報告されている2,3のOTF推定法についてのべる。

3.1 プロトタイプを用いたOTF推定法³⁾

劣化像を N 個の微小像に分割する。もし系がLSI系でPSFの拡がりや微小像の拡がりやに比し小さく、雑音を無視できるものとすれば、第 i 微小像に対して次の関係が成立つ。

$$i_i = h * o_i \quad \dots\dots\dots(21)$$

(21)の両辺の2次元フーリエ変換をとると

$$I_i = H O_i \quad \dots\dots\dots(22)$$

従って

$$|I_i| = |H| |O_i| \quad \dots\dots\dots(23)$$

(23)式の両辺の自然対数をと、 N 個の微小像に対して平均をとれば

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \ln |I_i| \approx \ln |H| + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \ln |O_i| \quad \dots\dots(24)$$

ここで劣化像は極端に劣化していないものと仮定し、元の物体と同じような性質を持つプロト

タイプ物体を考える。この物体の微小像を P_i とすれば実験的に

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \ln |P_i| \approx \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \ln |O_i| \quad \dots\dots(25)$$

の関係が成立つ。(25), (26)から

$$|H| \approx \exp \left\{ \frac{1}{N} \left[\sum_{i=1}^N \ln |I_i| - \sum_{i=1}^N \ln |P_i| \right] \right\} \quad (26)$$

となり、既知のプロトタイプを利用して劣化系のMTFが求まる。

3.2 パワースペクトルとケプストラムを用いたOTF推定法⁴⁾

(3)式の劣化像モデルで定常性を仮定すると劣化像のパワースペクトル Φ_i は

$$\Phi_i = \Phi_o |H|^2 + \Phi_n \quad \dots\dots\dots(27)$$

但し Φ_o, Φ_n は元の物体及び雑音のパワースペクトルである。系が無雑音であると仮定すれば

$$|H| = [\Phi_i / \Phi_o]^{1/2} \quad \dots\dots\dots(28)$$

この関係を基にして、 Φ_i, Φ_o をそれぞれ劣化像及びプロトタイプ物体から求める。3.1と同様に劣化像、プロトタイプ物体を N 個の微小領域に分割すると、系のMTFは

$$|H| \approx \left[\frac{\sum_{i=1}^N |I_i|^2}{\sum_{i=1}^N |P_i|^2} \right]^{1/2} \quad \dots\dots(29)$$

として求まる。

一方OTFの位相成分の特徴はケプストラムを用いて求める。(27)式の両辺の対数をと、そのフーリエ変換を求めると次のようなパワーケプストラムが求まる。

$$\begin{aligned} \mathcal{F}\{\log \Phi_i\} &= \mathcal{F}\{\log \Phi_o\} \\ &+ 2 \mathcal{F}\{\log |H|\} \quad \dots\dots\dots(30) \end{aligned}$$

但し \mathcal{F} はフーリエ変換を表わし $\phi_n=0$ とした。上式の右辺第二項は劣化系PSFのケプストラムである。もしこの項に著しい特徴があると、劣化像のパワーケプストラムの中にも同じ特徴が認められる。特に劣化系のOTFが負値を持つ場合、その符号のvari目目に大きなスパイクを生ずるので、OTFの位相変化の位置を正しく求めることができる。

この他OTFの位相推定法には自己相関を用いる方法¹⁹⁾ 電子顕微鏡像から物体位相を推定する位相回復問題などがあり^{20*21)} 現在活発な研究が行なわれている。

4. むすび

空間周波数フィルタリング、デジタルフィルタリング、反復法によるデジタル画像修正法について述べ、併せて劣化系のOTF推定法について記した。冒頭に記したように画像修正は光学的な手法よりも処理の柔軟性の高いデジタルな手法によるものが広く行なわれている。しかし従来の電子計算機を利用した画像修正では、演算速度や膨大なメモリの必要性がその実用性の大きなネックになっていた。幸い現在、半導体集積回路技術は驚くべき速さで進展しており、それに伴って多様な情報処理システムや大容量メモリが極めて低価格で供給される気運になってきている。これに伴って画像修正も、専用システム化の方向に進みつつあり、汎用電子計算機を利用しない、高速、高分解能画像処理能力のあるシステムが開発されその実用化への一步を踏み出す段階にきているものと考えられる。

猶本稿は昭和54年度電気四学会連合大会講演集から抜粋したものである。

参 考 文 献

1. C. W. Helstrom, J. Opt. Soc. Am., 57, 297 (1967).
2. B. R. Hunt, IEEE Trans. Comput., C-22, 805 (1973).
3. E. R. Cole, Dept. of Comput. Sci. Univ. of Utah ARPA Technol. Rept. UTEC-CSC-74-029 June (1973).
4. T. M. Cannon, Dept. of Comput. Sci. Univ. of Utah ARAP Technol. Rept. UTEC-CSC-74-091 August (1974).
5. G. Backus and F. Gilbert, Phil. Trans. Roy. Soc. (London) A247, 369 (1955).
6. J. F. Walcup and R. C. Choens, Opt. Eng., 13, 258 (1974).
7. K. Kondo, Y. Ichioka and T. Suzuki, Appl. Opt. 16, 2554 (1977).
8. A. Savitzky and M. J. E. Golay, Anal. Chem. 36, 1627 (1964).
9. 河田 聡, 学位論文(大阪大学工学部 1979)
10. 一岡芳樹, 第16回光学製品会サマナーセミナー講演論文集(諏訪 1978年)
11. S. Kawata, Y. Ichioka and T. Suzuki, Proc. 4th Int. Conf. on Pattern Recognition, Kyoto, p525 (1978).
12. S. Kawata and Y. Ichioka, J. Opt. Soc. Am., 70, 762 (1980).
13. S. Kawata and Y. Ichioka, J. Opt. Soc. Am., 70, 768 (1980).
14. 一岡, 中島, 松岡, 鈴木, 第27回応用物産学関係連合講演会講演予稿集, p82 (1980)
15. E. S. Angel and A. K. Jain, Appl. Opt., 17, 2186 (1978).

16. Y. Ichioka, Y. Takubo, K. Matsuoka and T. Suzuki,
J. Optics (in the press).
17. T. S. Huang, D. A. Barker and S. P. Berger,
Appl. Opt., 14, 1165 (1975).
18. W. H. Richardson, J. Opt. Soc. Am., 62, 55 (1972).
19. J. B. Morton and H. C. Andrews, J. Opt. Soc. Am.,
69, 280 (1979).
20. R. W. Gerchberg and W. O. Saxton, Optik, 35,
237 (1972).
21. J. R. Fienup, Opt. Eng. 19, 297 (1980).

X線の半価層，実効エネルギーの測定精度

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

1. 緒言

診療に用いる X 線の物理性質として，その X 線の半価層，実効エネルギーを知ることは，X 線の電氣的な放射条件とは異って発生した X 線の線質が直接評価でき X 線像の生成，生体の X 線被曝量の算出には欠かすことが出来ない。しかし，X 線の半価層，実効エネルギーを精度よく測定することはきわめて困難で種々の測定条件（線量計のエネルギーレスポンス，標準フィルタの純度，放射線束の大きさ，幾何学的配置等）により，測定される値が大きく変わってしまう¹⁾

ここでは誤差の要因を調べるとともに，測定条件により測定値がどのように変化するかを数値解析により調べた。

2. 半価層，実効エネルギーの測定誤差の要因

半価層，実効エネルギーは共に X 線質を表わす一つの物理量であるため，測定しようとする X 線のエネルギースペクトルが決まれば，本来測定される半価層，実効エネルギーの値は只一つに値いづけされねばならない。もし，同一 X 線について違った測定値が得られるなら，実際に行なわれた測定法に問題があると思われる。

ここで先ず，原子力用語（JISZ4001）²⁾に定義されている X 線の半価層，実効エネルギー（波長）をあげると，（線質）とは放射線の透過力によって，その大体の特性を示すための用語。ふつう実効エネルギー，実効波長，または半価層で表わす。（半価層）とは放射線の強度を初めの半分にするに必要なある物質の厚さ。更に（実効波長）とはある連続 X 線の線質を表わすものであって，連続 X 線の半価層と等しい半価層をもつ単一エネルギーの電磁波を示すもの。と定められている。

この中で X 線の強度を照射線量と解釈しても，X 線と物質との相互作用には必ず散乱 X 線及び蛍光 X 線の附加を生ずる。このため半価層算定の基準となっている物質内の X 線の減弱曲線は入射 X 線のビームの大きさにより当然変化を受ける。定義されている半価層は測定体系を特に指定していないのでその値は半価層を測定した体系（X 線ビームの大きさ，物質の形状）を含めた個有値と考えられ，同一 X 線照射においても測定体系が変わることにより測定される半価層値が違ふことを認めている。したがって半

価層を表わす場合、物質名の他に用いた測定体系を明記しなければ意味がなくなってしまう。

実効エネルギーは物質の半価層を等しくする連続X線と単色X線のエネルギーの置き換えとして定められている。この定義に基づいて連続X線の実効エネルギーを測定するのであれば（絶対測定）、同一体系の物質について測定条件を同じくして連続X線と単色X線の半価層を実測しなければならない。これは現実には不可能な方法である。何故なら任意のエネルギーの単色X線を簡単に発生出来ないで、同一測定体系でのX線減弱の比較が困難となる。このため実際には連続X線は減弱曲線の実測よりその半価層を、また単色X線は実測でなく与えられた物質の物理定数（全減弱係数）から求まる半価層の値と比較するいわゆる相対測定法を用いざるを得ない。

すなわち、被測定連続X線の実測されたある物質の半価層の値を D (cm), その物質のエネルギー (E) における全線減弱係数の物理定数を $\mu(E)$ とすれば

$$\mu(E) = 0.693 / D \quad \dots\dots\dots (1)$$

となる $\mu(E)$ のエネルギー (E) の値をもって被測定X線の実効エネルギーとしている。

実際には図1に示す標準物質アルミ、銅についての半価層値とそれに対応する実効エネルギーの換算により実効エネルギーを求めるのが現状である。物理定数の $\mu(E)$ と実測する連続X線の半価層に体系の差があれば1式は意味のないものとなり、算出される実効エネルギー値に誤差が生ずるのは当然である。

物理定数 $\mu(E)$ の値は正確には

$$\mu(E) = \mu_{\text{phot}}(E) + \mu_{\text{comp}}(E) + \mu_{\text{ray}}(E) + \mu_{\text{pair}}(E) \quad \dots\dots (2)$$

で個々のX線光子エネルギーにおける光電効果、コンプトン効果、レイリー散乱、電子対成生の和として表に記されている。この $\mu(E)$ を用いるには物質からの散乱附与、蛍光X線の附与を全て除いた完全な narrow beam 体系でないと実測と一致しない。

次に、X線の減弱測定に使用するX線照射線量計によっても誤差が生じる。単色X線の減弱測定で完全な narrow beam 体系では使用する線量計のエネルギーレスポンスは誤差

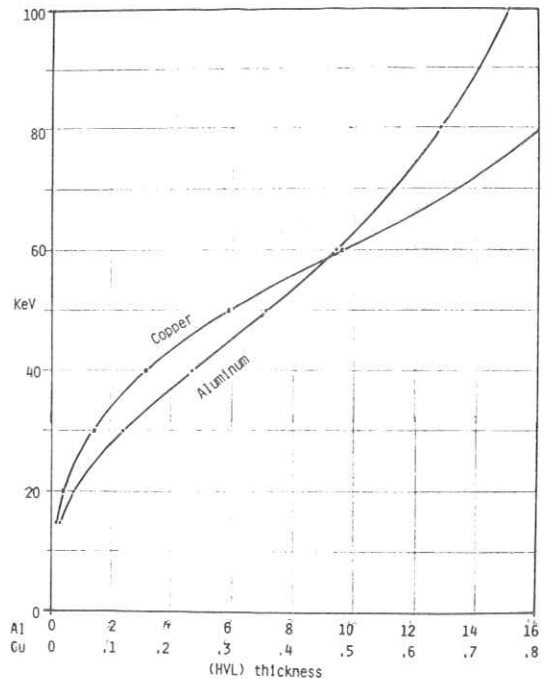


図1. アルミ、銅の半価層と実効エネルギーの換算曲線

の対象にはならないが、被測定 X 線が連続スペクトルを持つ場合は、測定体系が narrow beam といえどもフィルター厚とともに透過 X 線のスペクトルの形に変化が生じ、測定器の検出感度にエネルギー特性を有する場合はその指示値は正しい照射線量を示さなくなる。

あらかじめ被測定 X 線の線質が既知であればその補正も少しは出来るが、実効エネルギーの測定では線質を知るために行なうのでこれは論外となる。

したがって、線質測定に用いる線量測定器は被測定 X 線の全エネルギー範囲で均一なエネルギー感度を有することが必要条件となる。

3. 線量計のエネルギーレスポンスによる誤差

理想的な narrow beam のもとでフィルター透過後に観測される見かけの照射線量は線量計に入射する X 線に検出器のエネルギー感度を乗じて次式で求まる。

$$X = \int_{E_{min}}^{E_{max}} \phi(E) \cdot FR(E) \cdot FD(E) \cdot e^{-\mu(E) \cdot x} d(E) \quad \dots\dots\dots (3)$$

- 但し $\phi(E)$: フィルターに入射する連続 X 線の光子スペクトル
- $FR(E)$: 光子数・照射線量変換係数
- $FD(E)$: 照射線量検出器のエネルギー感度レスポンス
- $\mu(E)$: フィルターの線減弱係数
- x : フィルター厚

ここでは照射線量検出器のエネルギー特性を次の 6 種に変化させた場合、フィルター厚とともに測定される減弱曲線がどのように変化するかを(3)式を用いて数値計算した。図 2 にシミュレートした代表的な検出器のエネルギー特性を示す(いずれもカタログから引用)。

0) 理想的な flat の感度レスポンスを持つ

もの(例, 自由空気電離箱)

- 1) 低エネルギーまで感度の持つチェンバー
(Capintec PM-16C)
- 2) 一般的な X 線用チェンバー
(Radocon III 550-5)
- 3) BeO TLD (UD-170A)
- 4) CaSO₄:Tm TLD (UD-110S)
- 5) CaSO₄:Tm Disk TLD (UD-100M8)

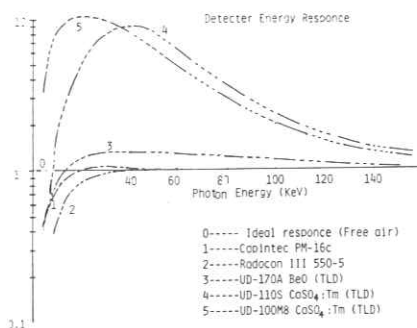


図 2. シミュレートした線量計のエネルギー特性

計算に用いたX線のスペクトルは 40 kV, 80 kV の直流管電圧印加のもとで標準X線管にアルミ 1.0 mm の附加フィルターを通して放出するX線をKramers の理論計算により求めて使用した。

図3に標準物質アルミと銅について、計算された見かけの減弱曲線を示す。同一X線であっても検出器の違いにより半価層値が異って測定されることが明らかで、特に10~40 keV の低エネルギー特性が大きく関与している。

4. フィルタからの散乱線附加による誤差

理想的な narrow beam では発生した散乱X線及び蛍光X線は検出体系から外れ検出されない。しかし一般の測定体系では検出器が大きいため narrow beam にならず、散乱線の一部が検出され、フィルタの透過X線と散乱X線の一部が加算されて測定される。

この解析は一般の減弱計算では困難で、モンテカルロ法によるX線光子追跡法を使った。計算手法は中森等⁵⁾が水ファントム散乱で行ったものを参考に、プログラムをアルミ、銅の透過、散乱に変更し、レイリー散乱では特に前方に強く散乱が起こるよう角度分布を修正した。

X線光子はフィルターの前面から平行ビームで入射するものとし、フィルター透過、散乱後の光子が立体空間のどの位置を通るかを求め、単位空間体積中の光子数、エネルギーからその場所の照射線量に換算した。用いた光子ヒストリー数はX線エネルギー10 keV

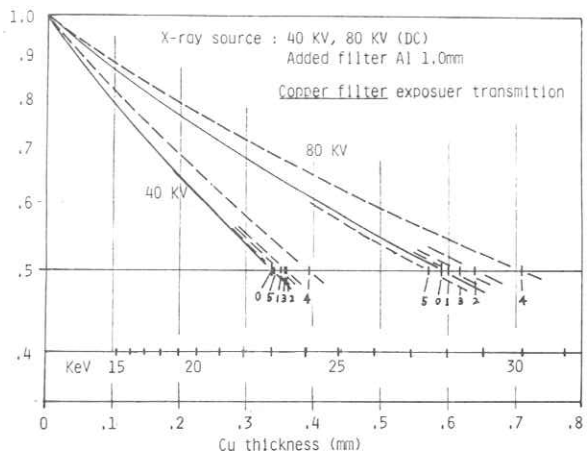
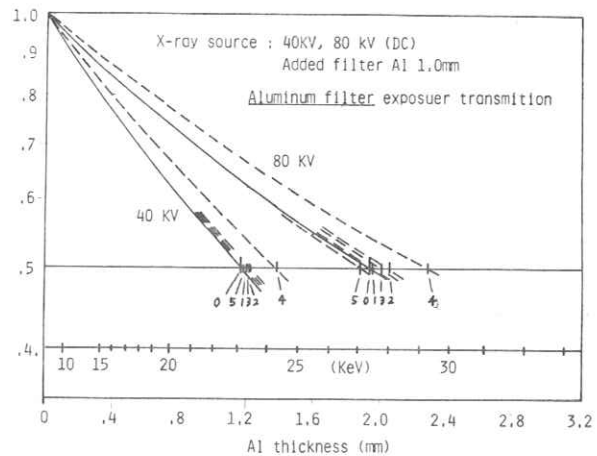


図3. 管電圧40kV, 80kV X線の線量計の違いによる見かけの減弱曲線の変化

から150 keV の単色X線 2keV 間隙で各5,000個、連続X線についてはX線のスペクトルに応じて単色X線のデータを重みをつけて重ね合せた。

入射ビームの広がり、フィルターと検出器の立体角により検出される散乱附加量は変化するが、ここでは最大散乱附加が得られる無限平面照射面のアルミ減弱曲線を

図4に示す。

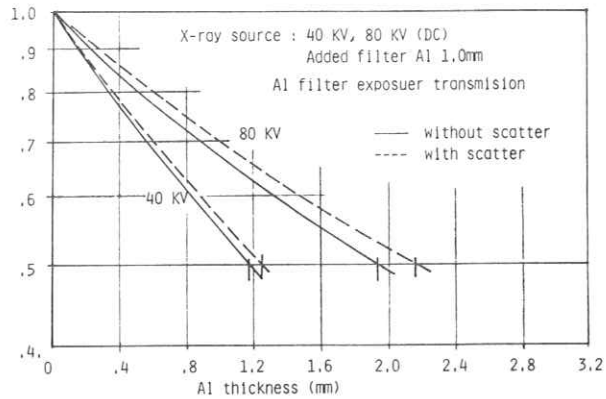


図4. モンテカルロ法による散乱附加の減弱曲線

測定 フィルター	40 kV				80 kV			
	アルミ		銅		アルミ		銅	
検出器	実効エネルギー (keV)	誤差 (%)	実効エネルギー (keV)	誤差 (%)	実効エネルギー (keV)	誤差 (%)	実効エネルギー (keV)	誤差 (%)
0	23.0	...	23.0	...	27.9	...	27.9	...
1	23.1	0.4	23.1	0.4	28.0	0.4	28.0	0.4
2	23.2	0.9	23.3	1.3	28.3	1.4	28.8	...
3	23.2	0.9	23.3	1.3	28.2	1.1	28.4	1.8
4	24.3	5.7	24.7	4.8	29.3	5.0	30.1	7.9
5	23.0	0	23.0	0	27.8	-0.5	27.4	-1.8
散乱による 誤差	3.0		0.5		5.0		1.0	

表1. 管電圧40kV, 80kV附加フィルターAl 1mmのX線の実効エネルギー測定値と誤差

5. むすび

X線の半価層、実効エネルギー測定において誤差の要因となる、線量計のエネルギー特性、フィルターからの散乱附加について数値解析を行なった。両者の誤差の範囲を表1に示す。これらの誤差は独立して生ずるので実際の測定では加算されて現われ、診療用のX線で、実効エネルギーを誤差数%以内で測定することは難かしいと云える。また、標準フィルターとしてアルミと銅ではアルミの方が同一体

系でも散乱附加が大きく現われる。これは、アルミの散乱が吸収より大きい物理特性によっている。

最後に、本研究に対して有用な討論を頂いた当実験所 小野光一氏、並びにモンテカルロ法のプログラム作成に協力願った京都工繊大 全森、中森氏に感謝します。

参 考 文 献

- 1) 加藤弥次郎 診療放射線測定法 医歯薬出版(1978)
- 2) JIS Z-4001 原子力用語 (1968)
- 3) J.H.Hubbel, Photon Cross Section, NSRDS-NBS-29 (1969)
- 4) 佐藤孝司 診断用X線管の管電圧、管電流と波形による放射X線の特性変化 日放技術会誌 Vol 29-5 (1973)
- 5) 中森伸行, 金森仁志 モンテカルロ法による多重散乱を考慮したX線スペクトルの計算(I) 日放技術会誌 Vol 36-1 (1980)

スクリーン・フィルム系のウィナー・ スペクトルのシミュレーション

京都工芸繊維大学

山内幸彦・中森伸行・金森仁志

1. 序

X線写真の粒状性の解析にはウィナー・スペクトルを用いる事が多い。今回、増感紙-フィルム系で撮影したX線写真の粒状を、1次のマルコフ過程とランダム・ステップ関数で近似し、ウィナー・スペクトルのシミュレーションを行なった。

2. 実測したスペクトル

粒状性のウィナー・スペクトルを求める方法として、X線写真の濃度変動をマイクロデンシトメータで測定し、その値を適当な間隔 Δx でサンプリングし、計算機で濃度変動の自己相関関数を計算して、フーリエ変換するという方法がある。このような方法でX線写真の粒状性の自己相関関数とウィナー・

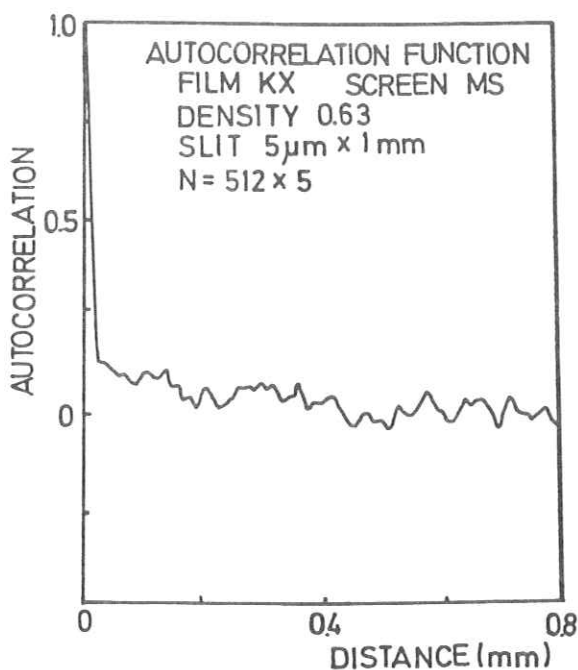


図1. 実測の自己相関関数

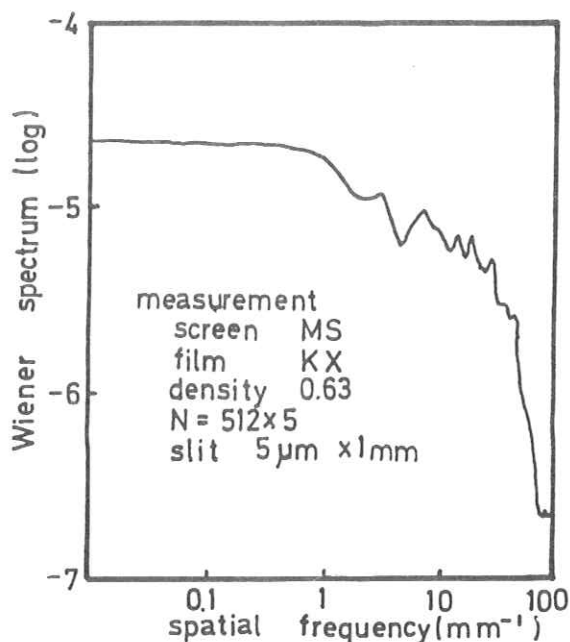


図2. 実測のウィナー・スペクトル

スペクトルを測定した1例を、それぞれ図1、2に示す。試料に用いたX線写真は、KXフィルムとMS増感紙を用いて感光したもので、平均濃度は0.63である。

図1の自己相関関数は、比較的相関距離の短い鋭く落ち込む部分と、比較的相関距離の長いなだらかに減少する部分に分かれ、その先で0に収束している。この傾向は、今迄に測定した増感紙-フィルム系の試料で常に見られたものである。相関距離は粒状の大きさ程度と考えられるので、鋭く落ち込む部分がフィルム自身の粒状を、なだらかに減少する部分がスクリーン・モトルを表わすと思われる。

この自己相関関数をフーリエ変換して求めた図2のウィナー・スペクトルも空間周波数の低い部分と高い部分に分かれている。空間周波数の低い部分がスクリーン・モトルを表わし、高い部分がフィルム自身の粒状を表わすものである。

以上のように実際にX線写真の粒状性のウィナー・スペクトルを求めると、自己相関関数、ウィナー・スペクトルとも2段に分かれるので、シミュレーションを行う場合も2種の変動に分けて考えた。

3. 粒状の近似

3.1 ガウス分布乱数

実際にフィルムの濃度変動を測定し、サンプリングすると、その濃度分布はほぼガウス分布になる。そこでシミュレーションを行なう場合、まず最初にガウス分布乱数を発生させる。ガウス分布乱数とは確率密度関数が

$$P(x) = (1/2\pi\sigma) \cdot \exp\{- (x-\bar{x})^2/2\sigma^2\} \quad (1)$$

となる乱数である。ここで、 σ^2 は乱数の分散値、 \bar{x} は平均値である。

ガウス分布乱数を発生させる方法はいくつかあるが、今回はボックス・ミュラーの方法¹⁾を用いた。この方法は、二つの独立な一様乱数 u_i 、 u_j から

$$\begin{aligned} z_i &= (-2 \log_e u_i)^{1/2} \cdot \cos 2\pi u_j \\ z_j &= (-2 \log_e u_i)^{1/2} \cdot \sin 2\pi u_j \end{aligned} \quad (2)$$

を使って、二つの独立な平均値0、分散値1のガウス分布乱数 z_i 、 z_j を作るものである。 z_i を作れば、平均値 \bar{x}_i 、分散値 σ_i^2 のガウス分布乱数 x_i は次式で求まる。

$$x_i = \sigma_i^2 \cdot z_i + \bar{x}_i \quad (3)$$

3.2 近似方法

つぎに、粒状性を表わす方法として、1次のマルコフ過程と、ランダム・ステップ関数を考えた。

3.2.1 マルコフ過程²⁾³⁾

1次のマルコフ過程とは、微小ラグ(今の場合にはサンプリング間隔に相当) Δx を隔てたとき、前の

性質をある割合 ρ で保存するもので、

$$Y(x+\Delta x) = \rho Y(x) + N(x) \quad (4)$$

で表わす事ができる。ここで $N(x)$ は白色雑音である。これを確率密度で表わすと、条件付き確率密度がつねに

$$P(y_{x_n} | y_{x_{n-1}}, \dots, y_{x_1}) = P(y_{x_n} | y_{x_{n-1}}) \quad (5)$$

で表わせる。つまり、 y_{x_n} はこれより一つ前のデータ $y_{x_{n-1}}$ だけで決まる。この1次のマルコフ過程の自己相関関数は

$$\phi(\tau) = \alpha \cdot \exp(-|\tau|/A) \quad (6)$$

という指数減少関数となる。(6)式をフーリエ変換すると

$$W(f) = 2A\alpha / \{1 + (2\pi fA)^2\} \quad (7)$$

となる。ここで α は濃度変動の分散値、 A は相関距離である。相関距離がだいたい粒子の大きさを表わすと考えられる。相関距離 A と、相関係数 ρ の関係は、使ったガウス分布乱数の分散値が1のときは

$$(1-\rho)/\Delta x = 1/A \quad (8)$$

となり、 ρ を適当に選ぶと任意の大きさの粒子を表現できる。しかし、乱数の分散値が1でないときは A と ρ の関係は(8)式のようにはならない。図3は、分散値がいろいろな場合の A と ρ の関係を示したも

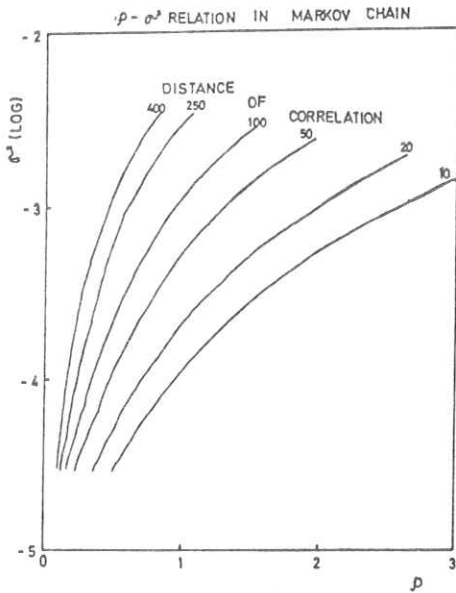


図3. 相関係数と分散値の関係

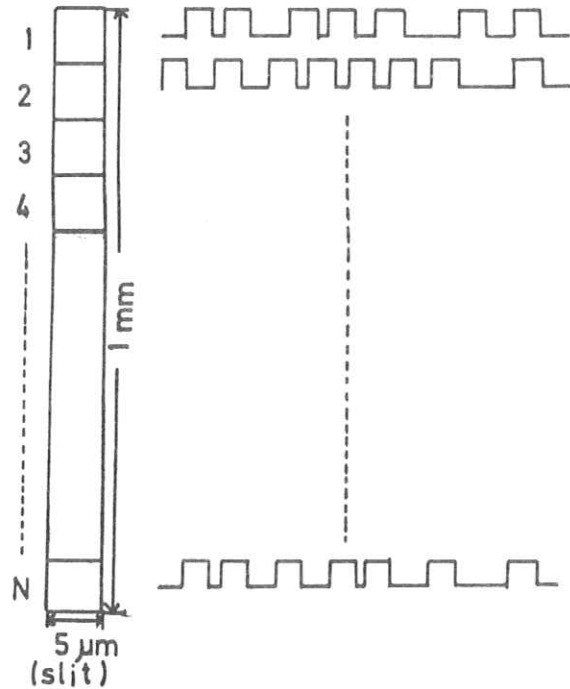


図4. スリットの分割と測定された矩形波の列

ので、 A をパラメータとして、相関係数 ρ と分散値 σ^2 の関係をあらわしている。実際にシミュレーションを行なう場合は、図3を使って ρ の大きさを決定する。

3.2.2 ランダム・ステップ関数

フィルム自身の粒状は、一つ一つが完全な粒子なので、その一つを濃度測定した場合、一つの矩形波を観測すると考える。実際に測定する時は、図4のように細長いスリットを使うので、このスリットを縦方向にいくつかに分けて考えると、一つのブロックで観測する濃度変動はこの矩形波のランダムに並んだものとなる。従って、全体として観測する濃度変動は、これらの和、つまりランダム・ステップ関数となる。このランダム・ステップ関数の自己相関関数は、各ブロックで観測される矩形波の間に関係がなければ

$$\phi(\tau) = \begin{cases} B^2(A - |\tau|) & (|\tau| \leq A) \\ 0 & (|\tau| > A) \end{cases} \quad (9)$$

のような三角波になる。(9)式をフーリエ変換すると

$$W(f) = 2A^2 \cdot B^2 \left\{ \frac{\sin(fA/2)}{fA/2} \right\}^2 \quad (10)$$

となる。ここで、 A は矩形波の幅、すなわち粒子の大きさ、 B は矩形波の高さである。

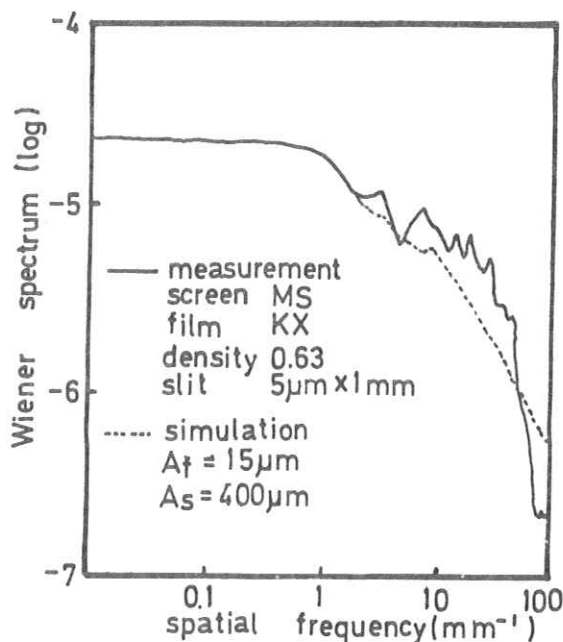


図5. 実測のスペクトルとマルコフ過程だけでシミュレーションしたスペクトルの比較

4. シミュレーションの結果

まず最初にスクリーン・モトル、フィルム自身の粒状ともにマルコフ過程で近似してシミュレーションを行なった⁴⁾ その結果が図5で、実線が実測のスペクトル・破線がシミュレーションしたスペクトルである。実測にはKXフィルムをMS増感紙で感光した平均濃度0.64の試料を使った。また、シミュレーションではフィルム自身の粒状(A_f)を15 μm 、スクリーン・モトル(A_s)を400 μm とした。図5を見ればわかるように、スペクトルの高周波部分の落ち方が実測の場合とシミュレーションの場合とではかなり違っている。

そこで、次にスクリーンモトルを1次のマルコフ過程で、フィルム自身の粒状をランダム・ステップ関数で近似してシミュレーションを行なった。図6と7は、実測した自己相関関数と、シミュレ

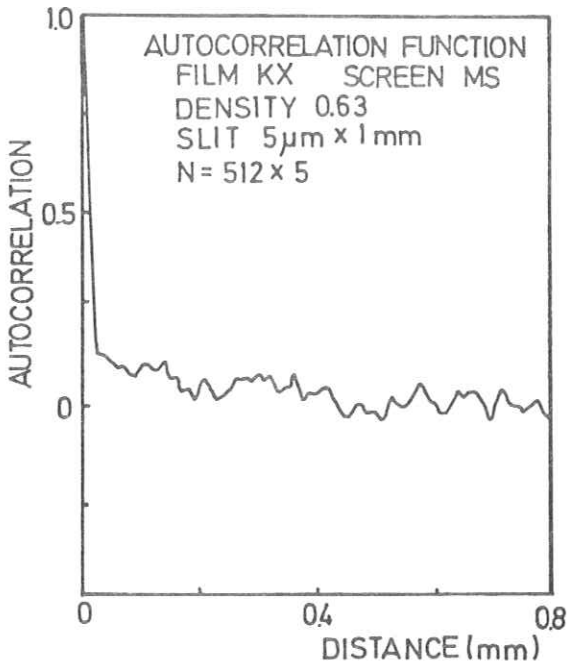


図 6. 実測の自己相関関数

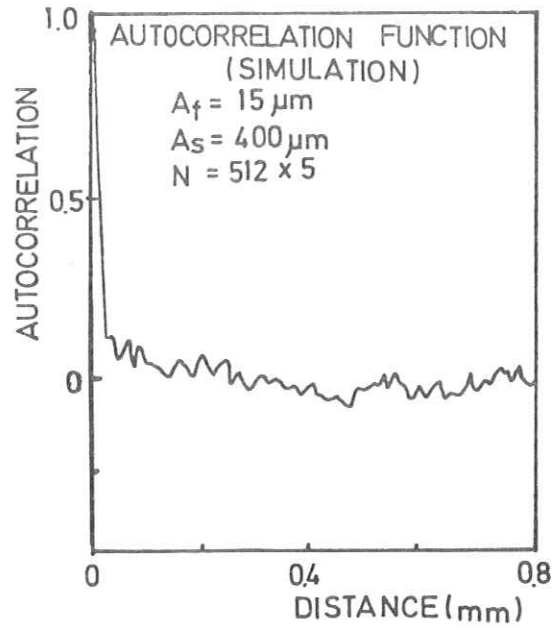


図 7. シミュレーションで求めた自己相関関数

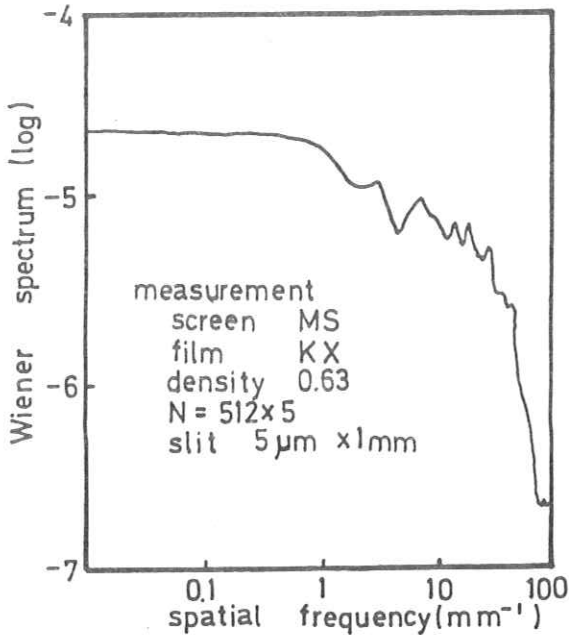


図 8. 実測のウィナー・スペクトル

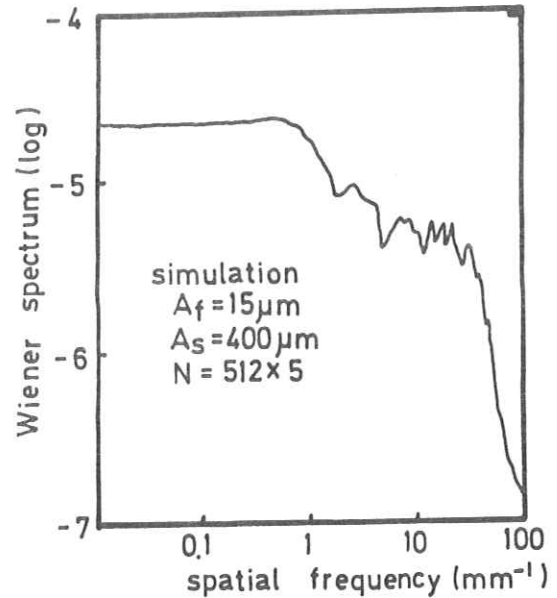


図 9. シミュレーションで求めたウィナー・スペクトル

ーションで求めた自己相関関数である。図6が実測した自己相関関数で、試料は図5の場合と同じものである。図7がシミュレーションしたもので、フィルムの粒状の大きさ(A_f)を $15\mu\text{m}$ 、スクリーン・モトルの大きさ(A_s)を $400\mu\text{m}$ とした。両者の形状はひじょうによく似ている。

つぎに、この二つの自己相関関数をフーリエ変換して求めたウィナー・スペクトルを図8、9に示す。図8が実測の場合、図9がシミュレーションの場合である。この二つのウィナー・スペクトルを比べても、シミュレーションは実測の場合をほぼ再現している。なお、フィルム自身の粒状をランダム・ステップ関数で近似すると、スペクトルの落ち方は(10)式より sinc 関数の2乗となる。これは、測定の際にスリット幅がスペクトルに与える影響と同じ形をしているので、このシミュレーションはフィルム自身の粒状を近似しているのではなくて、スリットの影響を近似しただけだとも考えられるが、実際の測定ではスリット幅を $5\mu\text{m}$ としているので、空間周波数 $100\text{本}/\text{mm}$ までのスペクトルにはこのスリットの影響はほとんど現われない。だから、このシミュレーションもスリットの影響ではなくて、フィルム自身の粒状を近似していると思う。

5. 結 論

以上の事から、X線写真の粒状をスクリーン・モトルとフィルム・グレイネネスの二つに分け、それぞれを1次のマルコフ過程と、ランダム・ステップ関数で近似すれば、実際にX線写真の濃度変動を測定して求めた自己相関関数と、ウィナー・スペクトルをほぼ再現できる事がわかった。また、このシミュレーションの結果、濃度変動の自己相関関数の落ち込む位置からフィルム・グレイネネスやスクリーン・モトルの大きさを計算できる事もわかった。そこで、実際のフィルムから自己相関関数を測定し、その結果から各種のフィルムやスクリーンの粒状の大きさを計算してみた。計算した結果、フィルムの粒状はKX、RXフィルムで $15\sim 16\mu\text{m}$ 程度、AO、RXOフィルムで $10\sim 12\mu\text{m}$ 程度であった。X線写真のハロゲン化銀の大きさは普通約 $1\sim 2\mu\text{m}$ なので、十数 μm というのは少し大きすぎるようである。しかし、「ハロゲン化銀粒子は、現像により $1\sim 2$ 倍になり、それが集落を作る事により $4.5\sim 8\mu\text{m}$ 程度の大きさになる」という高野の報告⁵⁾もあるので、X線写真でも同様の理由から、このように大きな値になったものと思われる。また、スクリーンの方は、種類が異なっても差があまりあられず、 $300\mu\text{m}$ 前後の大きさで、ばらつきも $\pm 100\mu\text{m}$ と大きなものであった。この値はスクリーンの粒子サイズよりもはるかに大きなものである。このような結果となった理由の一つに、光が増感紙を通過する間に広がったり、反射したりする事が考えられるが、今後、ウィナー・スペクトルの低空間周波数部分をさらにくわしく測定する必要があると考える。

最後に、本研究を行なうに当たり、マイクロデンシトメータを使わせていただき、また、測定について

いろいろと教えて頂いた本学写真工学科の三宅洋一先生に感謝します。

参 考 文 献

- 1) 宮武 修, 脇本和昌共著: 乱数とモンテカルロ法 pp.23~25, 森北出版(1978)
- 2) 日野幹雄著: スペクトル解析 pp.25~75, pp.154~236, 朝倉書店 第3版(1977)
- 3) 小倉久直著: 確率過程論 pp.55, コロナ社(1978)
- 4) Yu: Markov Photographic Noise JOSA, 59, 342(1969)
- 5) 高野正雄: ハロゲン化銀の粒子サイズとウィナー・スペクトル, 応用物理 37, 1120(1968)

画像判断におけるFuzzy 推論について

日大 齒・放 西岡敏雄・岡田栄一・西連寺永康
東工大・システム科 菅野道夫

1. はじめに

最近、多様化しつつある医用画像に接する機会が多く、各領域においてはその画像の成立過程をはじめとして、画質の物理的特性などの検討がさかに行われている。いずれの場合においてもそれらの画像には、より多くの患者情報を表現させることが重要であり、その画質が物理的に良質であったとしても、より以上に、いわゆる診断価値のある画像の作成がのぞまれる。

したがって、画像の良否の判断には、診断過程までも含めた考慮からおこなわれるものである。

一方、その画像から病態を診断するという立場に、考えがおよぶと、その中味は多くの経験と知識に裏づけされた固有の推論過程が、無意識のうちに作用して判断結果を導きだしており、その内部構造はきわめて複雑なため、たとえ判断基準があったとしても、不確実性は完全に除去しきれない危惧があるという。そのことが事実であるとすれば、その主なる原因はきわめて扱いにくいあいまいさを含む主観が介入しているものと考えられる⁵⁾。本報告は、アンケート調査によって、このような判断の主観性がもたらすあいまいさに接近し、この現象に対処する方法、つまり複雑化したX線診断結果を補正するためにFuzzy 推論³⁾を適用し

た結果についてである。

2. Fuzzy 集合論の導入

日常の臨床において、われわれが遭遇する多くの事象には、多かれ少かれ曖昧なものが含まれているものと考えられるが、一般に臨床診断のように多くの特性によって、総合的に判断されるような場合には、とくにその結果は境界が不明瞭で、あいまいな集合となることが多いものと考えられる。また、これらのことは特性が一つであっても同じことであり、その表現が不明確であれば、その判断も限定されてしまうだろうし、他に情報の不足とか、知識の不足などによっても同様のことが生じるものである。このような集合は、Fuzzy 集合としてL. A. Zadeh¹⁾によって定義されたものである。たとえば、 $f_A(x) = 1$ であれば、パターン x はクラス A に属しているが $f_A(x) = 0$ であればパターン x は A に属していないとするとき、 A に属しているようでもあり属してもしないようであるなどと、その差がぼやけているような集合である。ぞくにFuzzy 集合とは、ふつうの集合と違って個々の要素が、その集合に属しているかどうか、明確に限定されていないようなものである。

本報告で行ったようなアンケート調査は、多数決の論理でしばしば試みられているが、多分に被検者の直感とか主観のために複雑化した応答結果が返ってくるものである。

そのため、これらの現象を客観的に取り扱おうとするためには、個々の要素がその集合に属する度合い (grade) というものを設定する必要があるが、その帰属度関数 (membership function) には、臨床所見を X 線所見に反映させて作成する方法をとった (表 1)。

3. Fuzzy 推論の規則

一般に病名などを診断する際には、X 線写真のもつ診断情報のみでは不足であり、臨床所見との併合が必要であるといわれているので、すでに診断、治療済みの 101 症例 (5 種の疾患) の臨床所見結果を、同一患者の X 線写真に反映させることを考え、あらたに双方に相関関係をもつような X 線所見を推定し、その値をアンケート調査結果にあてはめて、病名を推論する方法を採用する⁶⁾

まず、被検者が X 線写真を観察してえられる読影所見の集合を Y、患者の症状などから得られる臨床所見の集合を X とし、それらの集合から推論される疾患名の集合を D とする。それぞれの個々の所見、および病名は集合の元であり、

X : 臨床所見集合 = (x₁, x₂, …… x_n)

Y : X 線所見集合 = (y₁, y₂, …… y_m)

D : 疾患名集合 = (d₁, d₂, …… d_n)

それぞれの元は、たがいに相対することもあり、合成命題であるとする。したがって、それぞれの

連結には、論理学で用いられる演算子を用意する。すなわち、 \wedge : conjunction, \vee : disjunction, \rightarrow : implication, \neg : negation, また推論のための条件として、扱う命題がトートロジーであるとすれば、 $\text{true}(x = x_i, \triangle x_i)$ が認められる真理値、 $\text{true}(Y = y_j, \triangle y_j)$ が認められる真理値、 $\text{true}(D = d_k, \triangle d_k)$ が認められる真理値 のようにした。

したがって、ここでの Fuzzy 推論は、「1. X 線所見 (y_j) が真であり、 \square . y_j が真であるならば、臨床所見 (x_i) も真である。そのとき X 線診断名 (d_k) も真である。ハ. 故にこの X 線写真の診断名は d_k である」

となり、この推論の式は、

$$\frac{y_j}{y_j \rightarrow (x_i \rightarrow dk)} \dots\dots (1)$$

また、「1. ある X 線所見 (y_j) は真であり、かつ、それに対する臨床所見 (x_i) も真である。

\square . 臨床所見が真であれば、X 線診断名は d_k である。ハ. 故に X 線所見が真であれば、X 線診断名は d_k である。」

$$\frac{y_j \wedge x_i}{x_i \rightarrow dk} \dots\dots (2)$$

$$\therefore y_j \rightarrow dk$$

さらに採用した X 線所見がすべて真であったとすれば、

$$\text{トートロジー } y_{j-1} \wedge y_j \wedge y_{j+1} \rightarrow dk$$

$$\text{前提 } \frac{y_{j-1} \wedge y_j \wedge y_{j+1}}{dk} \dots\dots (3)$$

$$\text{結論}$$

となる。この推論規則は条件三段論であり、いずれも modus ponens (正格法) と呼ばれているものである。

また、推論のなかで使われる conjunction は、その真理表から、つぎのように定義される。アンケート調査結果の X 線所見 y_j 、帰属性関数 Y_i (ここでは臨床所見 x_i を X 線所見 y_j に反映させた) の関係は、

$$Y_j(\text{true}) \wedge Y_i(\text{true}) = \text{true}$$

$$Y_j(\text{true}) \wedge Y_i(\text{false}) = \text{false}$$

$$Y_j(\text{false}) \wedge Y_i(\text{true}) = \text{false}$$

$Y_j(\text{false}) \wedge Y_i(\text{false}) = \text{false}$ である。

4. 実験資料および方法

使用した資料は、1979年中に本院で扱われた患者症例である。アンケート調査は、症例の X 線写真(図1)を被検者に個別に提示し、読影対象とした部位を指定したうえで、X 線所見および X 線診断名を問い、用紙の該当欄に回答してもらう方法をとった。調査時には症例の既往歴、現病歴、および現症等を書き出し、参考として X 線写真と同時に提示した。

調査に協力してくれた被検者は、いずれも本大学関係の教員(歯科医師)30名、および臨床実習中の学生100名である。

アンケート調査結果を、正当に評価するために設定した帰属性関数の算出のため、事前に準備した101例の患者症例から、臨床所見集約データおよび X 線所見集約データを得て、回帰的主成分

分析⁴⁾を行った。そのためには病名診断のための総合特性値である主成分を、臨床所見群より導き、その結果抽出された主成分を説明変数として、X 線所見群の重回帰モデルを推定した。

5. 結果

1) アンケート調査の結果

130名の被検者の回答結果は、表2に示したが、アンケート調査によって得られた X 線所見の応答頻度の集計であり、一般にクロス分析と呼ばれる評点分類統計表である。表のタテ・ヨコに19項目25カテゴリーの X 線所見を並べて、その交叉する位置にタテ・ヨコの所見に同時に応答している被検者数をあらわしたものである。表中で5行目16列(変数 y_2 と y_{13} の交叉する位置)の数値121は、 y_2 (う窩が髄腔と交通している)と y_{13} (根尖病巣がある)を共に「あり」と応答した被検者が130名のうち121名存在したことを示している。なお4つの診断名が浮びあがり、その評点の大きさは、 d_5 (急性根尖歯周炎) $>$ d_3 (慢性潰瘍性歯髄炎) $>$ d_4 (急性根尖性歯周炎) $>$ d_2 (急性化膿性歯髄炎)であった。

2) Fuzzy 推論による病名の診断

図1に示した X 線写真のアンケート調査結果では、対象とした右側上顎第一大臼歯(6j)の X 線診断名として4つの病名が浮びあがったが、推論してみると以下ようになる。

(1) この X 線写真では急性化膿性歯髄炎(d_2)である？、

$$Y_1(f) \wedge v.t., \quad Y_2(f) \wedge t., \quad Y_3(f) \wedge m.t., \\ Y_4(f) \wedge t., \quad Y_5(f) \wedge f., \quad Y_6(f) \wedge m.t.,$$

$$\begin{aligned}
& Y_7(f) \wedge f, \quad Y_8(f) \wedge m.t., \quad Y_9(f) \wedge t., \\
& Y_{10}(f) \wedge v.t., \quad Y_{11}(f) \wedge m.t., \quad Y_{12}(f) \wedge t., \\
& Y_{13}(f) \wedge m.t., \quad Y_{14}(f) \wedge t., \quad Y_{15}(f) \wedge m.t. \\
& \equiv \text{false} \rightarrow d_2
\end{aligned}$$

したがって急性化膿性歯髄炎ではない。

(2) このX線写真では慢性潰瘍性歯髄炎(d_3)である?

$$\begin{aligned}
& Y_1(f) \wedge m.t., \quad Y_2(f) \wedge v.t., \quad Y_3(f) \wedge m.t., \\
& Y_4(f) \wedge m.t., \quad Y_5(f) \wedge m.t., \quad Y_6(f) \wedge m.t., \\
& Y_7(f) \wedge m.t., \quad Y_8(f) \wedge f, \quad Y_9(f) \wedge m.t., \\
& Y_{10}(f) \wedge t., \quad Y_{11}(f) \wedge m.t., \quad Y_{12}(f) \wedge t., \\
& Y_{13}(f) \wedge t., \quad Y_{14}(f) \wedge m.t., \quad Y_{15}(f) \wedge m.t., \\
& \equiv \text{false} \rightarrow d_3
\end{aligned}$$

したがって慢性潰瘍性歯髄炎ではない。

(3) このX線写真では急性根尖性歯周炎(d_4)である?

$$\begin{aligned}
& Y_1(f) \wedge v.t., \quad Y_2(f) \wedge t., \quad Y_3(f) \wedge t., \\
& Y_4(f) \wedge m.t., \quad Y_5(f) \wedge t., \quad Y_6(f) \wedge m.t., \\
& Y_7(f) \wedge m.t., \quad Y_8(f) \wedge f, \quad Y_9(f) \wedge t., \\
& Y_{10}(f) \wedge v.t., \quad Y_{11}(f) \wedge m.t., \quad Y_{12}(f) \wedge t., \\
& Y_{13}(f) \wedge v.t., \quad Y_{14}(f) \wedge m.t., \quad Y_{15}(f) \wedge t., \\
& \equiv \text{false} \rightarrow d_4
\end{aligned}$$

したがって、急性根尖性歯周炎ではない。

(4) このX線写真では慢性根尖性歯周炎(d_5)である?

$$\begin{aligned}
& Y_{1-4}(m.t.) \wedge v.t., \quad Y_2(t) \wedge m.t., \quad Y_3(f) \wedge f, \\
& Y_4(f) \wedge m.t., \quad Y_5(f) \wedge m.t., \quad Y_6(m.t.) \wedge m.t. \\
& Y_7(f) \wedge m.t., \quad Y_8(f) \wedge f, \quad Y_9(f) \wedge m.t., \\
& Y_{10}(t) \wedge t., \quad Y_{11}(m.t.) \wedge m.t., \quad Y_{12}(m.t.) \wedge t., \\
& Y_{13}(t) \wedge v.t., \quad Y_{14-4}(m.t.) \wedge v.t., \quad Y_{15}(t) \wedge t., \\
& \equiv Y_{1-4}(t) \wedge Y_2(v.t.) \wedge Y_6(m.t.) \wedge Y_{10}(t)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \wedge Y_{11}(m.t.) \wedge Y_{12}(t.) \wedge Y_{13}(t.) \wedge Y_{14-4}(t.) \\
& \wedge Y_{15}(t.) \rightarrow d_5, \Rightarrow
\end{aligned}$$

カリエスの大きさが大豆大である(t)、そして髄腔と交通している($v.t.$)、そして歯髄腔に狭窄がある($m.t.$)、そして歯根膜腔が拡大している(t)、そして硬固白線が肥厚している(t)、そして根尖病巣がある(t)、そして根尖病巣の大きさは小豆大である(t)、そして根尖病巣の境界が明瞭である(t)、ならば d_5 である。したがって、このX線写真では慢性根尖性歯周炎である。

6. 結 語

診断の過程までを考慮に入れた、画像の判断ということで、手近にある歯のX線写真を130名の被検者に提示し、そのX線診断をアンケート調査によって得た結果は、予期した通り複数の診断名が得られ、Fuzzy論理によって推論した結果は確定診断名と一致した。このようにある1つの刺激に対して、その判断結果がばらつくということは、被検者には違った判断基準があったものと考えられる。もちろん提示した情報の不足、あるいは設問事項における言語的あいまいさなども、その原因の一つとなっていることは事実であるが、もっぱら人間特有の直感や主観が介入して、その判断に不確定さを生じたものと考えられる。

そのため、今後こうした確率論では処理しきれない人間の主観量の取り扱いには²⁾ Fuzzy理論の導入が適するものと考えられる。

文 献

- 1) Zadeh, L.A.: Fuzzy sets, Inf. control., 8, 338~353, (1965).
- 2) 寺野寿郎ほか: あいまいさの効用とその処理 第8回東工大総合研講演会資料1-14, (1980).
- 3) 塚本弥八郎: Fuzzy 推論について, 数理科学 191, 28-33, (1979).
- 4) 奥野忠一ほか: 続多変量解析法, 115-173, (1978), 日科技連, 東京.
- 5) 西岡敏雄ほか: 画像判断のあいまいさ・主観の定量化, 日歯放誌, 19, 2, (1979).
- 6) 西岡敏雄ほか: 歯科X線診断学に対するFuzzy 推論の適用, 第68回あいまいシステム研究会資料(東大生研), (1980).



図1. 使用した上顎右側大白歯のX線写真

Table 1. Calculated result, represented with L,T,V.
(relation with x-ray appearance & dental disease)

	d 1 (急性單純性 齒髓炎)	d 2 (急性化膿性 齒髓炎)	d 3 (慢性潰瘍性 齒髓炎)	d 4 (急性根尖性 齒膜炎)	d 5 (慢性根尖性 齒膜炎)
Y 1 (カリジスの大きさ)	true	v.true	m.true	v.true	v.true
Y 2 (歯冠の傾斜)	true	true	v.true	true	v.true
Y 3 (歯根幹部拡大)	false	m.true	m.true	false	false
Y 4 (歯根幹部変曲)	m.true	true	m.true	m.true	m.true
Y 5 (歯根幹部吸収)	m.true	false	m.true	true	m.true
Y 6 (歯髓腔狭窄)	m.true	m.true	m.true	m.true	m.true
Y 7 (歯髓腔消失)	m.true	false	m.true	m.true	m.true
Y 8 (歯髓腔吸収)	false	m.true	false	false	false
Y 9 (歯槽頂部吸収)	m.true	true	m.true	true	m.true
Y 10 (歯槽腔拡大)	true	v.true	true	v.true	true
Y 11 (白線肥厚)	m.true	m.true	m.true	m.true	m.true
Y 12 (白線消失)	true	true	true	true	true
Y 13 (根尖角閉)	m.true	m.true	true	v.true	m.true
Y 14 (根尖角拡大)	m.true	true	m.true	m.true	v.true
Y 15 (根尖角閉鎖)	false	m.true	m.true	true	true

Table 2. Cross Tabulation of examined result
(Relation with x-ray appearance & dental disease)

	y1-2	-3	-4	-5	y 2	y 3	y 4	y 5	y 6	y 7	y 8	y 9	y10	y11	y12	y13	y14-2	-3	-4	-5	y15	d 2	d 3	d 4	d 5
y1-2	2																								
y1-3	0	5																							
y1-4	0	0	50																						
y1-5	0	0	0	72																					
y 2	2	3	47	72	124																				
y 3	0	0	1	5	6	6																			
y 4	1	2	10	8	19	2	21																		
y 5	2	0	3	4	9	1	3	9																	
y 6	0	4	34	34	69	4	13	3	72																
y 7	0	1	20	24	43	3	5	3	39	45															
y 8	1	1	8	21	29	3	2	3	12	14	31														
y 9	2	3	12	17	31	3	7	2	24	17	9	34													
y10	2	4	39	59	100	3	14	8	57	38	27	26	104												
y11	1	4	24	37	62	5	13	4	35	21	18	20	53	66											
y12	1	2	30	49	80	3	9	6	49	33	21	23	72	31	82										
y13	2	5	48	71	121	6	21	9	70	44	30	33	102	65	81	126									
y14-2	0	0	10	16	23	1	3	3	13	6	7	8	17	15	16	26	26								
y14-3	1	4	18	22	44	2	10	2	26	15	5	12	38	29	27	44	0	45							
y14-4	1	0	20	26	47	2	5	3	27	19	13	8	41	15	31	46	0	0	47						
y14-5	0	1	1	8	9	1	2	1	6	5	6	5	8	6	8	9	0	0	0	10					
y 15	2	5	46	62	110	6	19	9	62	37	27	29	95	60	74	115	21	41	44	8	115				
d 2	0	0	1	1	2	0	0	0	1	1	0	0	2	1	2	2	0	0	2	0	1	2			
d 3	1	4	18	22	44	2	10	2	26	15	5	12	38	29	27	44	0	45		3	20	1	27		
d 4	1	1	9	9	18	0	3	2	14	7	3	5	18	10	11	20	4	8	8	0	19	0	1	20	
d 5	1	2	32	52	85	3	13	6	43	28	22	21	72	43	58	86	17	31	32	6	80	1	7	0	87

調節可能な立体視用眼鏡

東京大学生産技術研究所

横田 和丸・濱崎 襄二

1. はしがき

パララックスを伴った2枚の平面画像を用いて立体映像を観察しようとする場合、従来、Wheat-Stoneの立体鏡及びBrewsterの立体鏡¹⁾が用いられてきた。また、Brewsterの立体鏡に用いられた2枚のプリズムを眼鏡形式に繋ぎ、更にプリズム面を僅かに凸にした形式の立体視用眼鏡も知られている。人間の持つ両眼像の融合機能を利用して立体視を可能とする条件を考えてみると、立体鏡を用いる場合には、観察者の両眼の位置及び2枚の平面画像の位置・方向を定められた通りに固定しなければならないという欠点がある。立

体視用眼鏡を用いる場合には、両眼位置の自由度が若干大きくなるが、2枚の平面画像の中心間隔が定まっているときには観察者の瞳面とそれらの平面画像までの距離(以下視距離という)の許容範囲が著しく狭い。このため2枚の平面画像が印刷されている場合やスクリーン上に映し出されている場合、容易に立体視ができないという欠点があった。

本文では、上述の欠点を除いた立体視用眼鏡の原理、実験の結果、及びその応用について述べる。本提案の立体視用眼鏡は、左右2枚の平面画像の中心間隔と観察者が希望する視距離とに応じて容易に調節可能な機構を構えているので、観察者は眼の疲労を伴わないで立体視することができる。

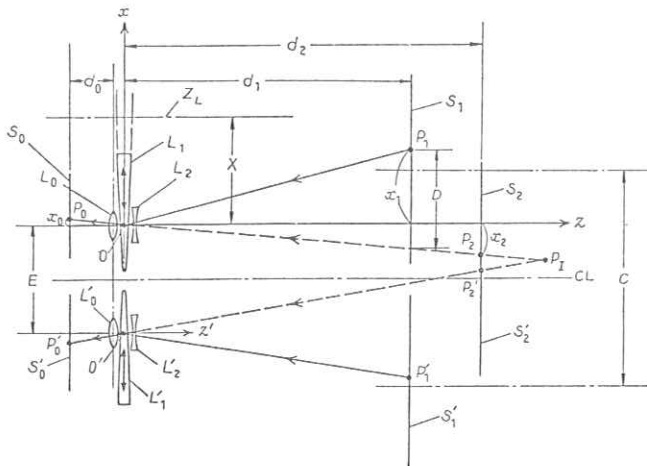


図 1

2. 調節可能な立体視用眼鏡の原理

2.1 原理図の説明

図1に本提案の立体視用眼鏡の基本形式を示す。図1は観察者の水晶体と網膜、可動レンズと固定レンズを1組としたもの一対を眼鏡形式に繋いだ形式の立体視用眼鏡。ならびに左右両眼用のパララ

ックスを伴った2枚の平面画像を上方より見たものである。

図1において、レンズ L_0, L'_0 はそれぞれ観察者の左右両眼の水晶体を表わすレンズであり、スクリーン S_0, S'_0 はそれぞれ左眼及び右眼の網膜を表わすスクリーンである。そして、水晶体中心と網膜中心間の距離を空气中換算値で d_0 とする。図において左眼の網膜中心と水晶体中心を結ぶ直線を z 軸とし、瞳の直前に z 軸の原点 O をとり左右両眼の瞳の中心を結んだ直線と平行に図示のように x 軸をとり、 x, y, z の軸が右手系直角座標を形成するように y 軸をとる。図においてレンズ L_1 はレンズ軸 Z_L が z 軸と平行で、そのレンズ中心が x 軸上にあり原点 O から X の距離にあるようなレンズであるが、実際には図の実線で示されたレンズ L_1 のように球面レンズのレンズ軸 Z_L から外れた一部分を使用する。また、レンズ L_2 はその中心が z 軸上にあり中心軸は z 軸と一致し、その位置は図示のようにレンズ L_1 の直前に置くか、または、レンズ L_1 と水晶体レンズ L_0 との間におく。

図において左眼平面画像が置かれる面を S_1 としレンズの組 L_1, L_2 と面 S_1 との距離を d_1 とする。また、図において観察者が左眼像を認めるべき面は S_2 であり、レンズの組 L_1, L_2 と面 S_2 との距離を d_2 とする。そして、図におけるレンズ L_1 の焦点距離をレンズ L_1 が凸レンズの場合は正值で表わし、凹レンズの場合は負値で表わすものとして、レンズ L_0, L_1, L_2 の焦点距離をそれぞれ f_0, f_1, f_2 とする。図に示す対称軸 CL は左右両眼の瞳中心間を結ぶ直線の垂直二等分線であって、右眼に

関しては対称軸 CL を含み y 軸に平行な対称軸に対して対称であり、左眼と対称的關係にレンズ L'_1, L'_2 が設けられている。

左右両眼に関する平面画像が置かれる面 S_1, S_1 は通常同一平面であり、また、左右両眼に関する像を認める面 S_2, S'_2 もまた通常同一平面である。

2.2 立体視を可能とする条件

いま、最初にレンズ L_1, L_2 が存在しない場合を考える。面 S_2 上の x 座標が x_2 であるような点 P_2 が網膜スクリーン S_0 上の x 座標 x_0 の点 P_0 に結像しているものとし、右眼に関しては面 S'_2 上の点 P'_2 が網膜スクリーン上 S'_0 上の点 P'_0 に結像しているとき、観察者は P_1 に立体映像上の点を認める。 P_1 は直線 OP_2 と直線 $O'P'_2$ との交点、あるいは、それぞれの直線上の交点である。このとき、幾何光学により次式(1),(2)が成立する。

$$d_0 = d_2(d_0 f_0^{-1} - 1) \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$x_0 = -x_2(d_0 f_0^{-1} - 1) \quad \dots\dots\dots (2)$$

次にパララックスを伴った2枚の平面画像をそれぞれの眼に見せることによって立体視させる条件を考えてみよう。立体視が容易に可能となるためには、観察者の両眼の状態(即ち水晶体の焦点距離と視線の方向)が、眼鏡を用いなくて P_1 の点像を視ている状態を保ったまゝで、網膜上に映し出された平面像の網膜に対する位置関係が、眼鏡を用いなくて P_1 の点像を視ている時と同一でなければならない。このような状態がレンズ L_1, L_2 を用いて達成されることは次のようにして示される。

レンズ L_1, L_2 が存在するとき、 f_0 が同一値をと

り且つ S_0 上の同一点 P_0 に面 S_1 上の点 P_1 が結像する条件を求めると、(3), (4), (5) が得られる。

$$d_0 = d_1(d_0 f^{-1} - 1) \quad \dots\dots (3)$$

$$x_0 = -(d_0 f^{-1} - 1)x_1 + X d_0 f_1^{-1}, \quad \dots\dots (4)$$

$$\text{但し, } f^{-1} = f_0^{-1} + f_1^{-1} + f_2^{-1} \quad \dots\dots (5)$$

したがって、観察者の左眼が画像面 S_1 上の P_1 の像点を面 S_2 上の P_2 点に認めるためには次の条件式(6)が成立しなければならない。

$$f_1^{-1} + f_2^{-1} = d_1^{-1} - d_2^{-1} \quad \dots\dots (6)$$

このとき、面 S_2 上の P_2 の x 座標 x_2 と画像面 S_1 上の P_1 の x 座標 x_1 との関係は次式(7), (8), (9)の通りである。

$$x_2 = M(x_1 - D), \quad \dots\dots (7)$$

$$\text{但し, } M = d_2 d_1^{-1} \quad \dots\dots (8)$$

$$D = X d_1 f_1^{-1} \quad \dots\dots (9)$$

即ち、レンズ L_1, L_2 によって S_1 上の物点の位置は D だけ平行移動し、 M 倍に拡大されることがわかる。平行移動量 D は X に比例し、拡大率は式(6)を満たす d_2 を用いて式(8)で与えられる。

右眼に関しては上の諸量にダッシュをつけた同一形式の諸式が成立する。左右両眼が揃っているときには、 $f_0 = f_0', d_0 = d_0'$ であるから、 $f_1 = f_1', f_2 = f_2', d_1 = d_1', d_2 = d_2'$ とすればよい。このとき、 $M = M', D = D'$ となる。

いま、画像面 S_1, S_1' 上に置かれた(パララックスを伴った)左右2枚の平面画像の中心間隔を C 、観察者の両眼の瞳間隔を E としよう。観察者がレンズ L_1, L_2 ; L_1', L_2' を通して左右両眼でそれぞれの平面画像の中心を視たとき、それらが共に、 S_2, S_2' 面上の一点(例えば $C L$ 上の点)に認められる

ならば、観察者は立体視によってその点に像点を認めるであろう。この一点を S_2, S_2' 面と $C L$ の交点とするならば、 $x_1 = (C - E)/2$ のとき、 $x_2 = -E/2$ とならねばならない。このとき、必要な X の値は

$$X = \{C f_1 d_1^{-1} - E(1 + f_1 f_2^{-1})\} / 2 \quad \dots\dots (10)$$

となり、像の中心は式(6)より

$$d_2 = (d_1^{-1} - f_1^{-1} - f_2^{-1})^{-1}$$

の所に存在する。両平面像はパララックスを伴っているので、中心以外の点に関しては図1に示したように、左眼に対しては P_2 に、右眼に対しては P_2' 上に像が表れ、したがって観察者は P_1 に立体的像点を認める。そして立体像は、式(7), (8)より2枚の平面像に比較して $M = d_2 d_1^{-1}$ 倍に拡大されて見えることになる。 d_2 が人間の眼にとって適当な距離であるためには、式(6)より $f_1^{-1} + f_2^{-1}$ は適当な値でなければならない。この際眼鏡を用いないで立体的な対象物を見る時と比較すると、水晶体の焦点距離の調節量が僅かに異なるため(図1において P_1 に焦点を合わせようとするとき、 P_2, P_2' の像は僅かながらぼけてしまう)パララックス画像特有の一種の不自然さが残るのは止むを得ない。

2.3 レンズ L_1, L_2 の選択

レンズ L_1, L_2 の選択に当っては、前述の通り (i)与えられた範囲の d_2 及び C の値に対して、式(10)の X が実現可能であること、及び、(ii)式(6)で決められた d_2 の値が人間の眼にとって適当な距離でなければならないことを考慮しなければならない。次に L_1, L_2 の簡単な選択方法について述べよう。

第1の方法は、次式(11)が成立するように選ぶ。

$$f_1^{-1} + f_2^{-1} = 0 \quad \dots(11)$$

このとき、式(6)より、 $d_1 = d_2$ となるので、観察者は2枚の平面像を置いた附近に拡大率、 $M = 1$ の立体像を認める。必要な X の値は式(10)より、 $X = C f_1 d_1^{-1} / 2$ となり $c d_1^{-1}$ に比例する。

第2の方法は、レンズ L_2 を使用しない方法である。即ち

$$f_2^{-1} = 0 \quad \dots\dots\dots(12)$$

このとき、式(6)より、 $d_1^{-1} = d_2^{-1} + f_1^{-1}$ となるから、レンズ L_1 が凸ならば $d_1 > d_2$ となり、観察者は2枚の平面画像の位置より遠くに拡大された立体像を認める。但し、 $d_2 < \infty$ のためには、 $f_1 > d_1$ でなければならない。レンズ L_1 が凹レンズならば、 $d_1 < d_2$ となり観察者は2枚の平面画像の位置より近くに縮小された立体像を認める。但し、 d_2 の値は立体視が可能な程度の距離($\geq 25\text{ cm}$)でなければならない。

第1、第2の方法以外にも、前述(i)、(ii)の条件を満たす限り適当な L_1 、 L_2 を選択して(レンズ L_1 、 L_1' は必ずしも凸レンズとは限らない)拡大立体像或は縮小立体像を見ることが可能である。

3. 立体視用眼鏡の試作実験

3.1 試作立体視用眼鏡の構成

図2に試作した立体視用眼鏡の構成を示す。図

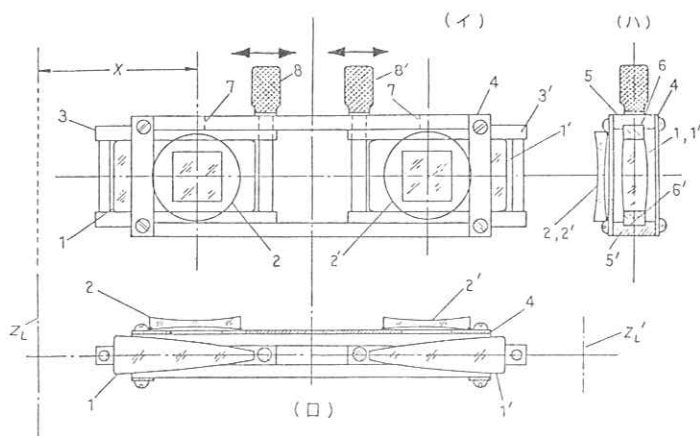
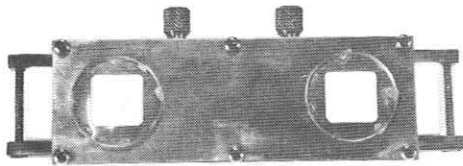


図 2.

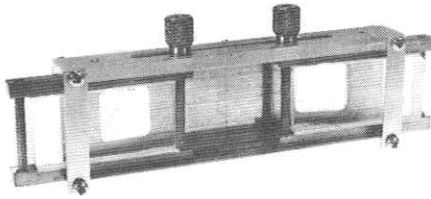
において、1、1'は Z_L および Z_L' をそれぞれ軸とする球面レンズのレンズ軸を外れた部分を使用して構成したもので、図1のレンズ L_1 、 L_1' に相当するレンズ体である。また2、2'は図1のレンズ L_2 、 L_2' に相当するレンズである。レンズ1、1'はハンドル8、8'を有する枠体3、3'に取付けられ、この枠体3、3'の上下の部材は支持棒4の上下の部材5、5'の溝6、6'と結合してこの部材間に挟持されている。支持棒4の上方部材5に設けられた細長い孔7より突出しているハンドル8、8'によってレンズ1、1'の間隔が調整可能となっている。レンズ2、2'は図示のように支持棒の1面の両眼に対応する位置に固定されている。図3は試作した立体視用眼鏡の写真を示す。(a)は正面前方より撮影したもの、(b)は斜後方(眼をあてる方向)より撮影したものである。

3.2 実験結果

立体視用眼鏡のレンズとして図2に示すレンズ



(a)



(b)

図 3.

1, 1' には焦点距離 $f_1 = f_1' = 250 \text{ mm}$ のレンズを用い、また、レンズ 2, 2' には焦点距離 $f_2 = f_2' = -250 \text{ mm}$ のレンズを用いた。レンズ 1, 1' の可動範囲とし

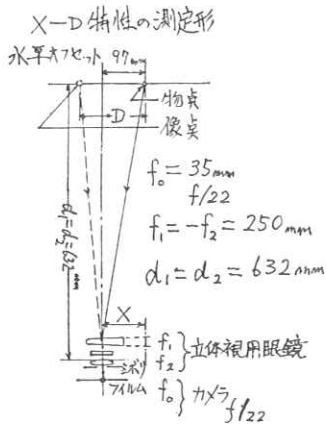


図 4.

ては、 X が $20 \sim 60 \text{ mm}$ となるようにした。実際のレンズ 1, 1' は直径 125 mm 、焦点距離 250 mm の一枚のレンズから切り出したものを用いた。

実験の結果、画像面と瞳面との距離 $d_1 = 300 \text{ mm}$ において像の移動範囲を表わす D は 25 乃至 70 mm であった。図 4 は写真測定によって、 $X-D$ 特性を求める際に用いた配置図を示す。図 5 は測定結果を示す。 X が大きな所では球面収差の影響が見られる。また、観察者の眼球水晶体の焦点距離調節作用を積極的に利用するならば、レンズ L_2, L_2' (図 1) は不要となり、更にまた観察者の両眼像融合機能を積極的に利用するならば、 $d_1 = 300 \text{ mm}$ (図 1) において立体視可能な画像中心間隔の範囲は、 20 mm より 200 mm に及ぶことが実験的に確認された。

4. 考 察

立体視用眼鏡に使用するレンズ L_1, L_1' の替りに図 6 に示すようなフレネルレンズを用いても、また、図 7 に示すようにフレネルレンズにおける球面部を接平面でおき換えた形の鋸歯状階段を有する表面形状の透明物質から成るレンズを用いても、ある範囲

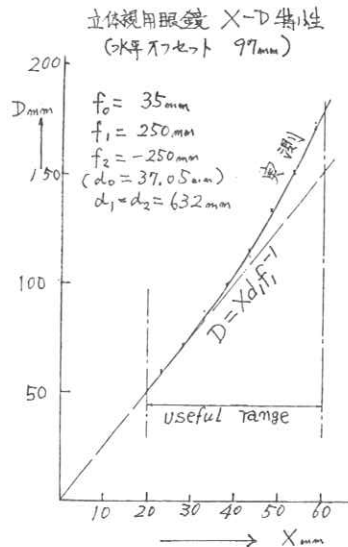


図 5.



図 6.

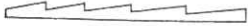


図 7.

の画像中心間隔を持った両面画像から立体視を得ることが可能である。

これらの場合には階段状レンズ面の各々の部分は少なくとも人間の瞳の直径程度の幅をもつことが必要である。尚後者の場合には図 1 のレンズ L_2 , L'_2 は不要となる。

レンズ L_2 , L'_2 を省略した形の本方式の立体視用眼鏡においては, $f_1, X > 0$ のときは遠視の人に, $f_1, X < 0$ のときは近視の人に適切である。

また, 本文の立体視用眼鏡は簡単な立体テレビジョンに使用できる。図 8 に示すように両眼撮影用補助器具を使用して, 被写体のパララックスを

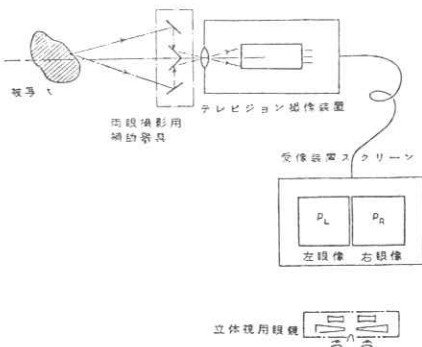


図 8.

ともなった二つの像を通常のテレビジョン撮像装置で撮像し, 受像装置のスクリーン上に相接する形で左眼画像 P_L と右眼画像 P_R を表示する。そして, この画像を本提案の立体視用眼鏡を用いて観察すれば被写体の立体観が可能となり, 極めて簡単に二眼式立体テレビジョンが実現できる。

5. むすび

本文では, 調節可能な立体視用眼鏡を提案し, その原理と実験結果, 及びその応用について述べた。本文の立体視用眼鏡によれば, パララックスを伴った左右両眼用の 2 枚の平面像をそれぞれ或る範囲内で任意に平行移動した形で観察者に見せることが出来るので, 両画像の中心間隔と視距離に応じた調節によって, 観察者は容易に立体視することができる。また, 本文の立体視用眼鏡において, レンズ材料としてプラスチックを用い, 更にフレネルレンズ形式その他の形式のレンズを使用するならば, 極めて安価にしかも小形軽量の立体視用眼鏡が製作出来るので, 本方式の立体視用眼鏡は充分実用性を持つと考えている。

最後に御指導・御援助いただいた齊藤成文名誉教授, 並びに岡田三男助手に深謝する。

文 献

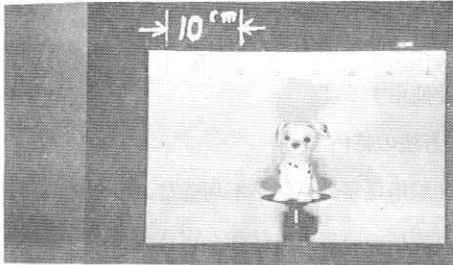
- 1) 大越; 三次元画像工学, 産業図書 p.6, (1972)
- 2) 横田, 濱崎; 調節可能な立体視用眼鏡, 昭和 55 年度電子通信学会全国大会, 1132 p.5 - 159

附録(図4を参照)

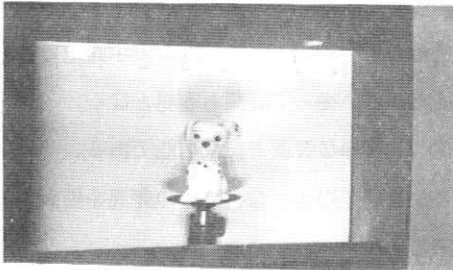
試作した立体視用眼鏡の実験結果の写真

水平オフセットなし, $f_0=35\text{mm}$, $f_1=-f_2=250\text{mm}$, $d_1=d_2=800\text{mm}$ (目盛板)

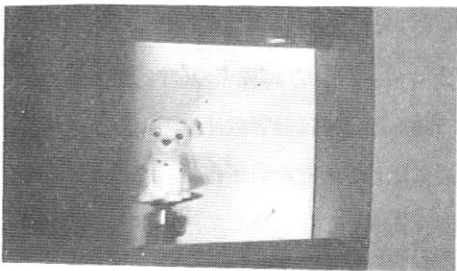
(a)
眼鏡を用いな
いときの視野



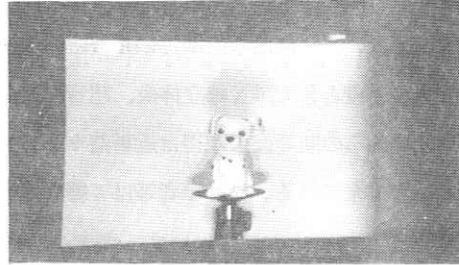
(c)
 $X=38\text{mm}$



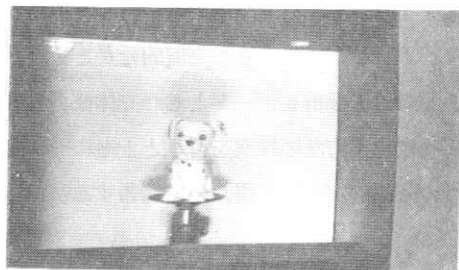
(e)
 $X=58\text{mm}$



(b)
 $X=28\text{mm}$



(d)
 $X=48\text{mm}$



少数のX線投影像群をデータとした断層像算出方法

東京大学生産技術研究所 濱崎 襄二，松井 正安，横田 和丸

1. 序 言

人体内部或いは、機器の内部等の非破壊的な検査と計測の手段として、X線立体像、超音波立体像、及びそれらの断層像の取得は近年益々その重要性を増して来ている。先に筆者等はX線立体像の直接撮像及び再生方法について一提案を行いその検証を行った^{1)・2)} また立体テレビジョンを實現する一方法についても提案を行いその検証を行った^{3)・4)} これらの方法の発展的延長として、少数のX線投影像群をデータとした立体像再構成法と断層像算出方法の提案を行うとともに一部実験を行い基礎的データを得たので報告する。

2. 従来の計算機トモグラフィとの比較

計算機トモグラフィ(CT)の発明以来、海外及び国内において、その改良に多大の努力が払われて来た。しかし従来のCTでは断面を指定して撮像表示するものであるので、その断面と全体的立体像との相互関係あるいは別の傾きの平面で切った断層像を知ろうとする場合には、平行平面で切った多数の断層像を撮像しそれらを観察者の頭脳の中で組立て直して始めて可能となる、と言う欠点がある。本文で提案する方法では、まず全体的な立体像の撮像を行いその全体像のデータから

任意の平面で切った断層像を得る。全体的立体像の表示には先に提案した立体テレビジョンの表示方式を使用する。

◀ 本方法の特色 ▶

- 1) X線用格子の使用が不可能なような短波長域のX線についても立体像が得られる。
- 2) 全体的立体像と断層像の相互位置関係が直接観察可能となる。
- 3) 任意の平面で切った断層像が表示面上で観察可能となり、従って計測も容易となる。
- 4) 比較的簡単な装置で撮像可能である。
- 5) X線透過差の小さな各部分の差異を拡大表示出来る。
- 6) 照射X線量も現在のCTに比べむしろ減少が可能となる。

上記の1)は従来の直接撮像法に対する利点であり、2), 3), 4), 6)は従来のCTに対する利点である。欠点としては計算機使用の為、従来の直接撮像法に比して装置が若干複雑と成り計算時間を要する。従来のCTに比して、投影像の数が少い為断層像の分解能が劣化しがちな事である。

3. 本提案の方法の概要

図1に本提案の方法のブロック図を示す。以下

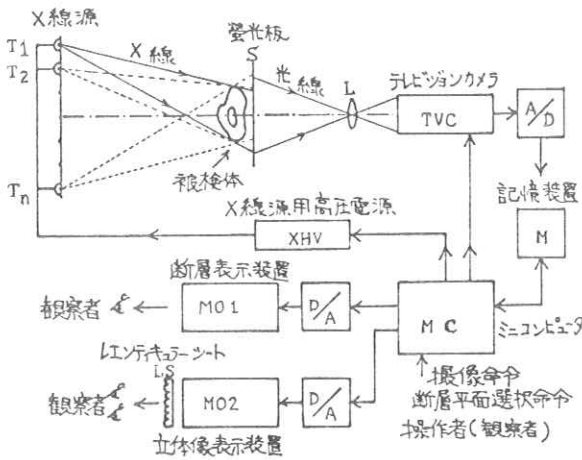


図 1.

手順を追って図 1 を説明すると、まず観察者（操作者）は小型計算機（MC）に撮像命令を入力する。MC からの指令により X 線源用高圧電源（XHV）が作動し、 $T_1, T_2 \dots T_n$ に置かれた X 線源は順次に X 線を放射する。

被検体 O の投影像は蛍光板 S によって可視域の光に変換された後、レンズ L によって結像され MC から送られて来た時刻信号に同期したテレビジョンカメラ（TVC）によって時系列の電気信号に変換される。更にこの信号は A/D 変換される。MC からの命令で送られる標本間隔で標本化されたデータは、順次記憶装置（M）に格納される。この標本化は X 線立体像の直接撮像法における X 線用格子と同等な作用をするものである。

このようにして、被検体から得られた立体像情報は全て、線像形式で M に格納される。MC により、パララックス・パノラマグラムの幾何学^{2・4・5}に合う様に線像の選択と入替えを行い、X 線強度補正を行った後に、D/A 変換をして立体テレビ

ジョン^{3・4}と同様な立体像表示装置（MO2）とレンティキュラーシート（LS）に表示するならば観察者は全体的な立体像を認める事が出来る。この際、適当なグラスファイバー束の様な光ガイドを用いる事が出来れば、レンズ（L）の開口の狭さによる信号光の損失を避ける事が出来る。また画素発光位置が定った全固体式或はプラズマディスプレイ式のモニターが得られるならば MO2 と LS の位置

合せは容易となる。更にまた立体像観察の際、眼の位置を固定する事が許されるならば、MO2 と LS は通常のブラウン管と立体鏡で置き換えられ、MC からの命令で次々と異った方向から見た二眼像を見せるようにする事が出来る。断層計算のアルゴリズムは（-）視域を標本化したパララックス・パノラマグラムの幾何学^{2・4}を基本としている。計算の後、断層像は適当な輝度補正をしブラウン管等、通常の二次元表示装置（MO1）で表示する。断層を作る平面は、パララックス・パノラマグラムの像空間の標本点を連ねたものであれば任意の方向を取る事が出来る。また全体的立体像上に断層を作る平面を重ねて表示することも可能である。

4. 断層計算アルゴリズムの基本

被検体空間、再生立体像空間、立体像再生に必要な表示面の幾何学的構造については、文献 2), 4), 5) を参照されたい。但し本提案の方法においては、X 線用格子のピッチ、或は撮像用レンズ板

のピッチは、蛍光板上における横方向（視差がある方向）の標本化間隔に等しいとしなければならない。断層計算のアルゴリズムの基本となる仮定は、(1); X線に対する吸収が被検体空間の標本点でのみ発生すると考えて計算を行う事、(2); 被検体は完全標本点（X線源の位置が n 個ある時、記録された n 枚の投影像上に必ず影を落している様な標本点）で構成されている事、(3); X線の波長スペクトルの拡がりが存在するにも拘らず次式が成立する事。

$$-\log(I/I_0) = \sum_{\nu} A_{\nu} \dots\dots (1)$$

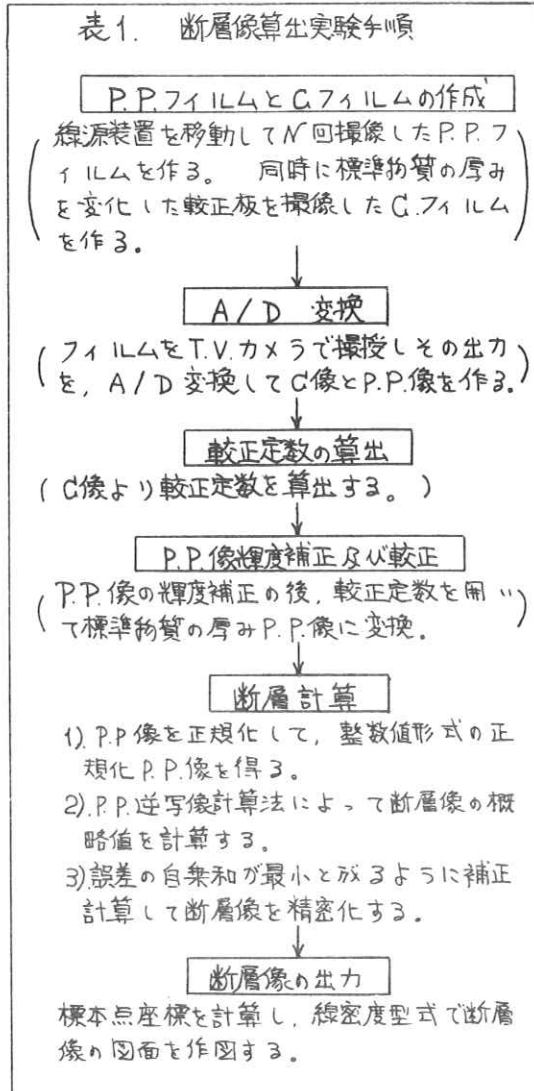
但し I_0 は記録面上の任意の点において被検体が存在しない時のX線強度、 I は同じ点において被検体が存在する時の強度、 ν はそのX線の通過路を表わす直線上の標本点に付けた番号、 A_{ν} は標本点 ν における（吸収係数） \times （標本点間隔の値）、 \sum_{ν} はその通路の総ての標本点に関する和を示す。式(1)で与えられた A_{ν} を変数とした多元一次連立方程式は種々の方法により解く事が出来る。ここではパララックス・パノラマグラムの幾何学を基本とした逆投影法と最小二乗法を併用した再構成計算法により算出している。

5. 断層像算出方法の概要

表1に断層像算出実験の手順を示す。本実験では蛍光板上の像を直接用いる替りに、一度フィルムに撮像し、そのフィルムを用いている。P.P. フィルムとは

X線源装置を一定間隔ずつ移動し撮像した N 枚パララックス・パノラマグラムの原画フィルムを指し、Cフィルムは校正用フィルムである。図2には白黒反転したCフィルムの写真を、図3には $N=7$ ($N_0=3$) で撮像したP.P. フィルムの中の2枚 ($n=-1, 1$) を示す。記号の意味につい

表1. 断層像算出実験手順



ては文献(2)を参照されたい。

5.1 輝度補正

A/D変換されたP.P. 像の輝度は、 a) 照射X線のムラ、 X線源とフィルムとの距離差、 T.V. 撮像面のムラによるゆるやかな変化がある。 b) フィルムのニジミ、 T.V. カメラのニジミ (分解能) によって、 白黒のコントラストが激しい所でダレが起る。 a) については較正板及びP.P. 像撮像時の鉛 (厚み 2 mm), 空気を通過して出来た輝度分布を用いて二次式で補正し、 b) については、鉛-空気の境界附近のダレを用いて補正を行った。その結果鉛部で1、 空気部で0、 と成る様な形式の輝度に正規化された輝度分布のC像、 P.P. 像が得られる。

5.2 較正定数の算出

C像の輝度 J と標準物質の厚み t とは次の関係

で結ばれると考えてよい。

$$J = A \exp \{-B \cdot \exp(-\alpha t)\} + C \quad \dots (2)$$

最小二乗法によりA、 B、 C、 α を決定するとこの式が良い較正曲線を与えることが判る。なお輝度補正の中二次項はこの較正定数と同時に決定される。BはX線照射量に比例し、 α は標準物質の透過係数であるが、線源の波長拡がり等のため、この関係は厳密には成立しない。

5.3 P.P. 像の正規化と整数化

ある水平面内のP.P. 像の輝度の積分値は一定と考えられる。7枚のP.P. 像について積分値を比較すると、 2%位で一致している。また整数化する時の単位は測定値の誤差、 補正の過不足による誤差を勘案して決定した。

5.4 P.P. 逆写像計算法

被検体空間標本点を (l, k) 、 換算厚みを、

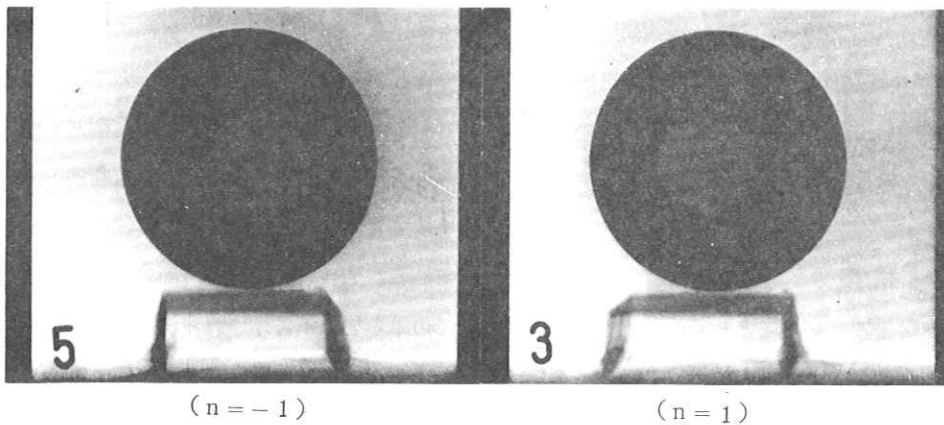
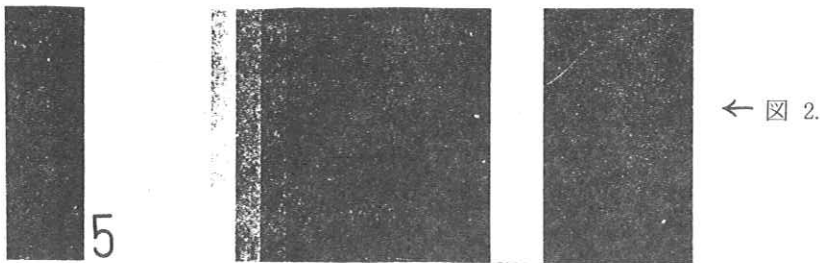


図 3.

I_{lk} , P.P. 像面の座標点を (n, m) , 換算厚みを B_{nm} で表わすと P.P. 像の幾何学的考察より次式が成立する。

$$B_{nm} = \sum_{\ell} I_{\ell k}, \text{ 但 } k = m + n\ell \dots\dots (3)$$

この方程式を直接解いて B_{nm} から I_{lk} を決定する方法は (n, m) (ℓ, k) が大きいときは困難である。P.P. 逆写像計算法は次の通りである。

- i) (ℓ, k) につき $k = m + n\ell$ を満す総ての (n, m) について B_{nm} (正) の最小値を I_{lk} の補正值とする。(初期条件は $I_{lk} = 0$)
- ii) 補正後の I_{lk} を用いて(3)式より B_{nm} を計算し、原データの $B_{nm}(0)$ との差を求めこれを新しい B_{nm} とする。
- iii) (ℓ, k) につき $k = m + n\ell$ を満す総ての (n, m) につき B_{nm} (負) の最大値を I_{lk} の補正值とする。
- iv) 補正後の I_{lk} を用いて(3)式より B_{nm} を計算し原データの B_{nm} との差を取りこれを新しい B_{nm} とする。

5.5 最小二乗法による補正計算

概略断層像 I_{lk} から式(3)を用いて B_{nm} を求め、原データの $B_{nm}(0)$ との差の二乗和が小さく成るよう I_{lk} の補正を行う。この時孤立点を消去して計算を開始し、補正後も孤立点が生じないようにしながら、繰り返し計算を行う。

6. 実験結果

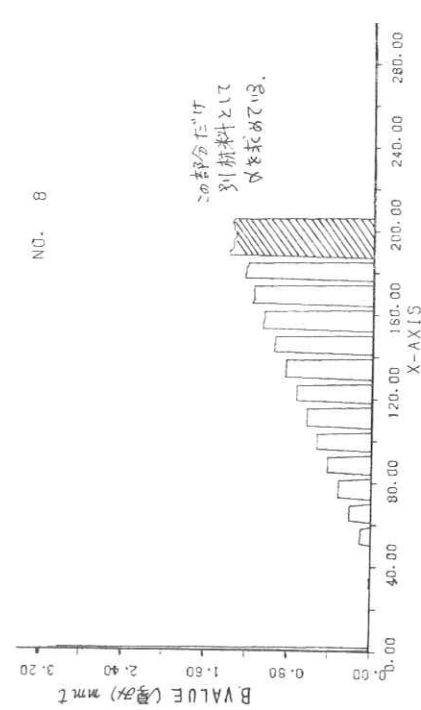
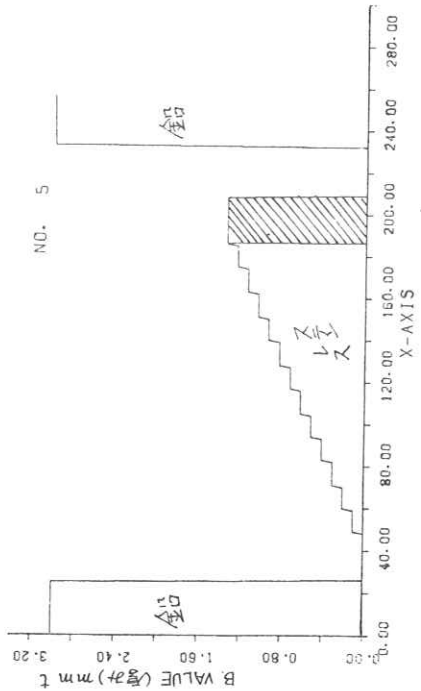
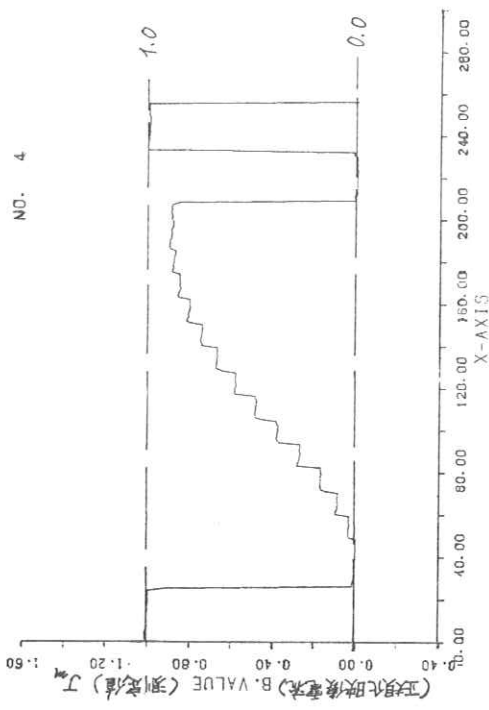
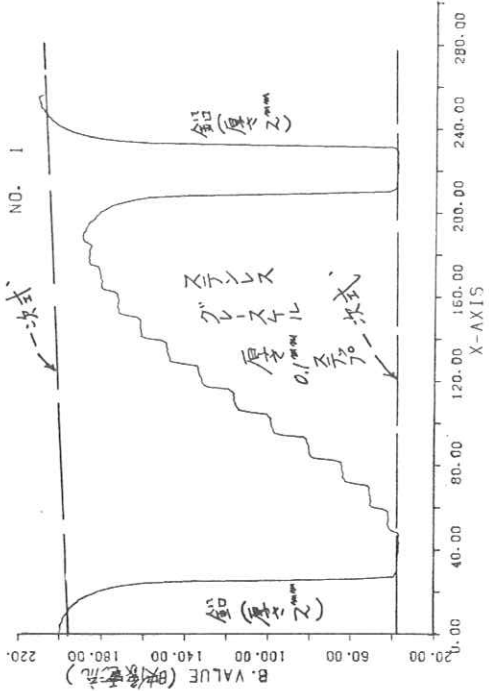
標準物質をステンレスとして厚さ $t = 0 \sim 1.3$ mm まで 1.0 mm ごと 1.3 段の校正板(図2)を作成

した。C. フィルムは P.P. フィルムと同一撮像、現像条件(但し正面から1枚撮像)で作成した。

P.P. 面標本間隔 $a = 0.875$ mm, $b = 3.0$ mm, $c = 0$ mm, $Zg = 500$ mm, $n_0 = 3$, $m_0 = 6.3$, $\tau = 1.2$ 秒(ステンレス 0.1 mm 厚フィルタ使用)

で陶製の酒器を撮像した。図4には最適パラメータの算出の過程で現われたデータをプロットしたものである。図中 No.1 とあるのは C フィルムの濃淡を映像電流に直し、それを A/D 変換しプロットした原データである。No.4 は本文中の計算を行い、No.1 のデータを正規化映像電流で表わしたものである。No.5 はステンレスの厚みの測定値であり、No.8 は最適パラメータを用いて No.4 のデータから厚みとして計算したものである。図5は断層計算用データを作成する時に得られたデータを示してある。図中に、それぞれの図を示す意味を書いておく。この図5の No.2, 1, No.1, 8, ……等 t'

で求められた一連の7枚(7本)の断層像計算用データを用いて、本文 5.4 項の逆写像計算法、5.5 項最小二乗法による補正計算を用いて図6の断層像算出結果を得ている。図6は断層像算出結果を異った表現方法で表わしている。断層面、被検体は全て同じ物であり、実際の物を物理的測定を行ない写し取った図を、図6 No.1 に重ね書きしてある。図6 No.1, 2, 4 は同じ型式で断層の厚みを表現しており、量子化された断層面での位置を l で表わしそれに対応する実測の深さ d を示している。 $l = 0$ はフィルム面の位置であるある l での厚みを上下に示された線の数で示している。No.1 で求められた断層像を基に、バララックス・



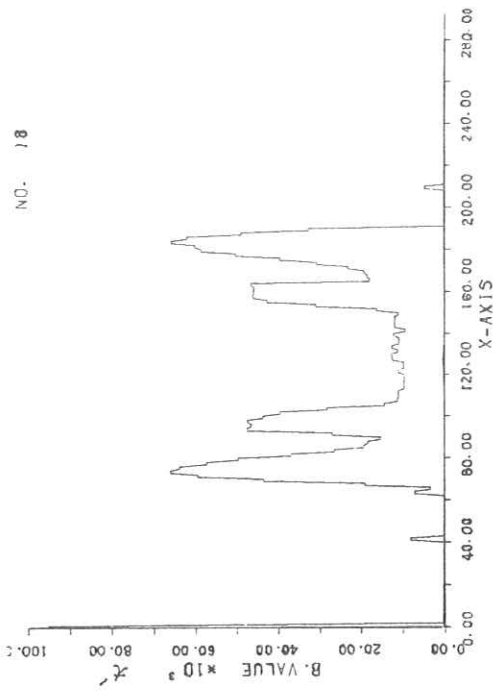
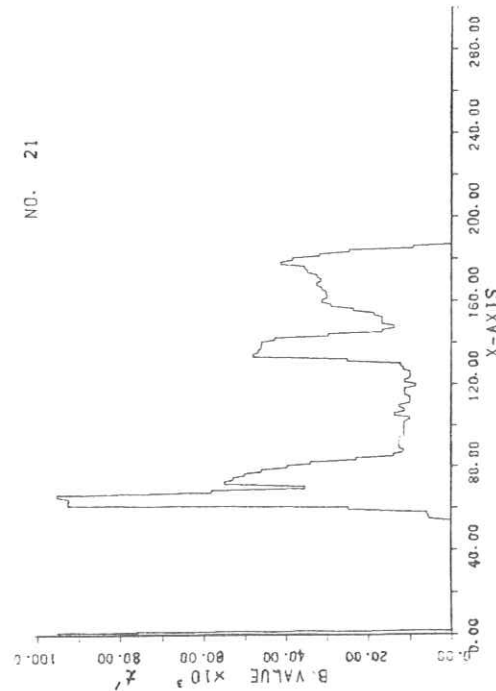
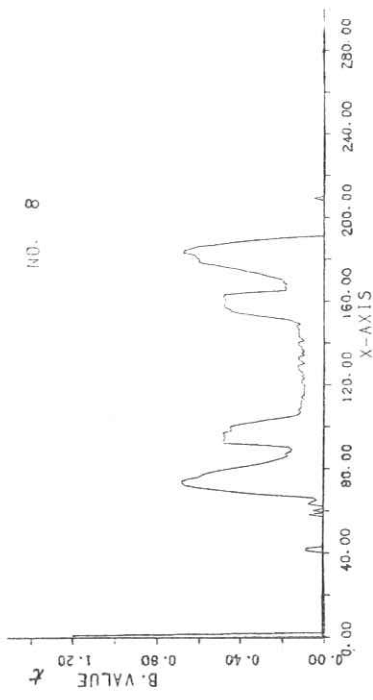
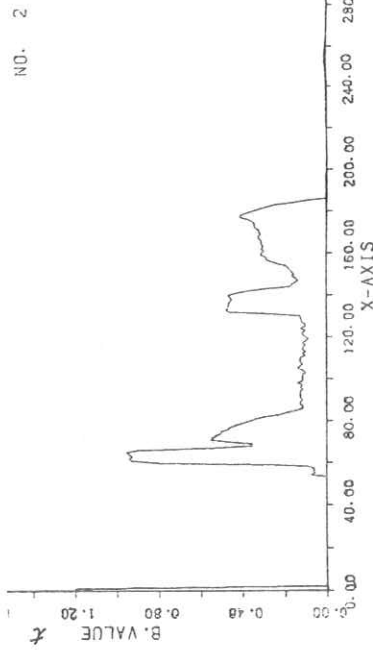
X: フィルム面横座標

No.1: 原データ No.4: 正規化データ

B. VALUE: { No.1, No.4: 映像電流 No.5: 厚み (ステンレス板の厚みの測定)

{ No.5, No.8: 厚み (ステンレス) mm No.8: 厚みを求めたもの. 最適パラメータを用いて No.4 データから計算

図 4. 最適パラメータの算出



No. 2	No. 21	No. 21	中央より左 9 cm に線源があったとき
No. 8	No. 18	No. 18	中央に線源があったとき
ステンレス厚み 換算値 (実数値)	断層像計算用データ (向列に積分値データ)	断層計算用データの正規化条件 $\int_{-256}^{256} t(x) dx \cdot 10^5 = \int_{-256}^{256} t(x) dx$	

X: フィルム面補正標
B. VALUE: 厚み
図 5. 断層像計算用データの作成

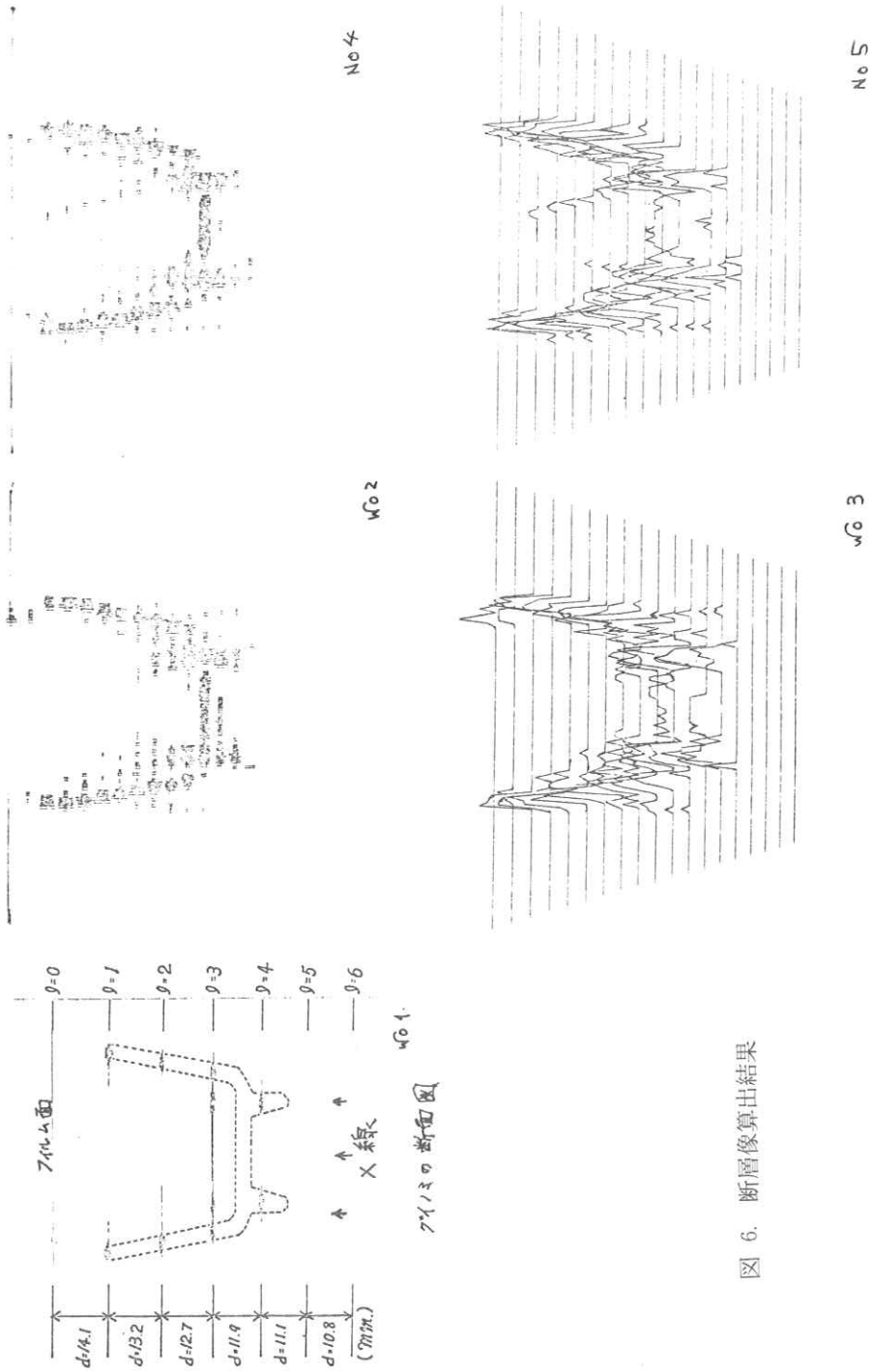


図 6. 断面像算出結果

パノグラムの幾何学を用いて断層数を変化させると、No. 2, 4, 3, 5を示すことが出来る。これは $n = 7$ から $n = 3$ にし奥行方向13段にしたものである。No. 2, 4はNo. 1と同じ方法で、No. 3と5は厚さを高さで表わした表現方法を取っている。但しNo. 2と3, No. 4と5ではデータが少々異っている。これはNo. 1のデータを展開する際若干異ったアルゴリズムを用いている。しかしながら本質的なものではなく、雑音(ゴミ)をどこまで低減出来るかの異りであり、今後残された問題である。

7. 結 言

今回、図1に示したシステムのソフト的な部分として、大型計算機を用い一応断層像算出までのアルゴリズムを作り上げ、予備実験として良い結果を得た。今後の問題として小型計算機に移す場合の計算時間の問題、さらに良い画質(雑音の少なさ)を得る事(但しあくまでも雑音だけを除去する)等、現在、図1に示すシステムにする様基礎実験を行っている。

御指導、御援助を賜った本学、齊藤成文名誉教授、本所 尾上守夫教授、高木幹雄教授、岡田三男助手、富田 強技官各位に深謝する。

参 考 文 献

- 1) 濱崎, 横田, 川畑 "エックス線立体映像の直接撮像" 昭和52年電気学会全国大会, 588 7月
- 2) J. Hamasaki : K. Yokota "Direct recording and reconstruction of 3-D X-ray images" Appl. Opt. Vol 17, pp3125~3132, (1978)
- 3) 樋口, 濱崎, 横田, 岡田, "視域の標本化を行った多眼式三次元画像とその実時間伝送" 第8回 画像コンファレンス 8-3 (1977)
- 4) H. Higuchi, J. Hamasaki "Real-time transmission of 3-D images formed by parallax panoramagrams" Appl. Opt. Vol 17, pp3895-3902 (1978)
- 5) 濱崎, "アナログ手法による立体像再構成" 昭和53年電気四学会連合大会, 167, 78年10月
- 6) 濱崎, 横田, 岡田, 松井, "少数のX線投影像群をデータとした立体像再構成法と断層像算出法の提案" 昭和54年電気学会東京支部大会 179, 11月
- 7) 濱崎, 松井, 横田, "少数のX線投影像群をデータとした断層像算出方法" 昭和55年度電子通信学会総合全国大会 S10-6 3月

不透明部位を含む体軸断層面の再構成アルゴリズム

慶応大学工学部 崔 宗秀・尾川 浩一
中島 真人

1. はじめに

被検体の体軸断層面を映像化するCT¹⁾は、核医学、非破壊検査、電子顕微鏡などの分野で広く適用されている。

一方、媒質とそれを通過してきた超音波との相互作用に関連する物理量を測定することにより、乳房のような軟部組織の横断々層面における減衰定数あるいは音速分布を映像化する超音波CTに関する研究が、はじめJ.F.Greenleafら²⁾の報告以来、近年ますます増加する傾向にある³⁻⁷⁾。超音波CT(UCT)は被検体に障害なく組織を特性化でき、さらにその映像化される物理量がパルス・エコー法やX線CTなどとは違うため、それらとは異なった臨床医学的情報を提供するのではないかと期待できる。また、その断層像において、パルス・エコー法などよりも、生体の軟部組織に対する定量性が期待できるということも重要な着眼点である。

さて、CTアルゴリズムは、得られた投影データ中に欠落が生ずると、再生像が致命的に劣化してしまうという欠点がある。例えば、UCTの場合、被検体中に周囲と音響インピーダンスが大きく異なる部分(骨あるいはガス:不透明部位)が存在すると、そこを通過してきた受信超音波は受か

らないので、投影データに欠落が生ずる。このため、UCTの適用範囲は、軟部組織のみによって構成されている部位(例えば、乳房)に限られていた。

本論文では、欠落のある投影データからの断層像再構成法について、新しいアルゴリズムを提案する。これはUCTはもちろん他のCTにも適用可能である。

本アルゴリズムは次の性質に基づいている。すなわち一方向の投影データにおいて欠落してしまった部分の情報は、他の複数の方向の投影データから推定できる。この事柄を利用するため、まず被検体の断層面の外形と不透明部位の形状という2種の既知の情報を得る必要がある。そして投影-再構成の繰り返し過程において、その都度それらの既知の情報をを用いて反復修正を行なう。その結果、欠落部分での情報を回復しようとするものである。ただし回復しようとする情報は不透明部位でなく、その領域を取り除いた全情報であることに注意を要する。なお既知の情報は被検体及び不透明部位が簡単な凸形状の場合、測定投影データから計算によって求めることが可能である。しかし複雑な形状のためその計算が困難のときは、別の計測(例えば超音波パルスエコー法や

X線CTなど)によって知ることができる。

本論文では、まずこのアルゴリズムの基本原理について述べ、次にこの手法の有効性検証のために行なった計算機シミュレーションおよび基礎実験の結果を示す。最後に、本手法の応用の範囲について述べ、予測される問題点などにつき検討を加える。

2. 基本原理

2.1 実測投影データおよび既知の情報

1) 実測投影データ

不透明部位を含んでいる断層面(図1)に対する実測投影データ、すなわち欠落のある投影データは次式のように書ける。

$$P_m(\xi, \theta) = \begin{cases} \int_S f(x, y) ds, & (\xi, \theta) \in A \cap \bar{B} \\ \text{Undetermined}, & (\xi, \theta) \in B \\ 0, & (\xi, \theta) \in \bar{A} \end{cases} \quad \dots (1)$$

ただし、 S は $\xi = x \cos \theta + y \sin \theta$ を満たす直線であり、 $f(x, y)$ は断層面での減衰定数分布とする。ここで、 A は投影の存在する ξ 軸上の範囲、 B は投影データが欠落する(決定できない)範囲を示すものとする。これに対応して、断層面内に

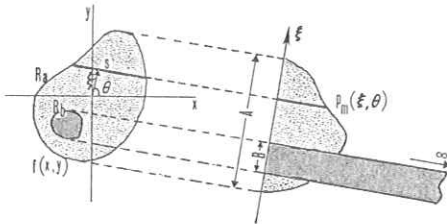


図1. 欠落のある投影データ

おける被検体の存在領域を R_a 、不透明部位の領域を R_b と記す。

2) 既知の情報

断層面中の被検体の存在領域と不透明部位が凸集合のときは、先に述べた4つの領域 A, B, R_a, R_b を用いて以下のように示すことができる。

実測投影データから範囲 A, B が既知であるとすると、まず、

$$W_A(\xi, \theta) = \begin{cases} 0, & (\xi, \theta) \in A \\ 1, & (\xi, \theta) \in \bar{A} \end{cases} \quad \dots (2(a))$$

$$W_B(\xi, \theta) = \begin{cases} 0, & (\xi, \theta) \in B \\ 1, & (\xi, \theta) \in \bar{B} \end{cases} \quad \dots (2(b))$$

なる関数を考える。これらを単純逆投影¹⁾した (x, y) 平面上の関数をそれぞれ $W_a(x, y)$
 $W_b(x, y)$ とすると

$$(x, y) \in R_a \quad \text{if } W_a(x, y) = 0 \quad \dots (3(a))$$

$$(x, y) \in R_b \quad \text{if } W_b(x, y) = 0 \quad \dots (3(b))$$

なる関数によって、 A, B より R_a, R_b を定めることができる。

2.2 アルゴリズム

本アルゴリズムは、一方向への投影データにおいて欠落がおきている部分の情報は、他の多くの方向の投影データから、そのおおよそが推定できるというところにある。しかし、不透明部位 R_b での情報は全方向に対して欠落する(図1参照)。したがって、 R_b での情報は再構成手法によって求められない。このため、 R_b にある一定値 b_0 を入れた分布 $f(x, y)$ を元の断層面 $\hat{f}(x, y)$ とは別に定義する。すなわち、

$$\hat{f}(x, y) = \begin{cases} f(x, y), & (x, y) \in R_a \cap \bar{R}_b \\ b_0, & (x, y) \in R_b \\ 0, & (x, y) \in \bar{R}_a \end{cases} \quad \dots(4)$$

なる関数を定義し、(4)式から得られる投影データを $\hat{p}(\xi, \theta)$ とすると

$$\hat{p}(\xi, \theta) = \int_S \hat{f}(x, y) ds = \begin{cases} p_m(\xi, \theta), & (\xi, \theta) \in A \cap \bar{B} \\ \hat{p}_a(\xi, \theta) + \hat{p}_b(\xi, \theta), & (\xi, \theta) \in B \\ 0, & (\xi, \theta) \in \bar{A} \end{cases} \quad \dots(5)$$

で書ける。ただし、

$$\hat{p}_a(\xi, \theta) = \int_S \hat{f}_a(x, y) ds \quad \dots(6)$$

$$\hat{p}_b(\xi, \theta) = \int_S b_0 ds \quad \dots(7)$$

であり、ここで $f_a(x, y)$ は

$$\hat{f}_a(x, y) = \begin{cases} f(x, y), & (x, y) \in R_a \cap \bar{R}_b \\ 0, & (x, y) \in \bar{R}_a \cap R_b \end{cases} \quad \dots(8)$$

の関係をもつ。

さて、本節において述べるアルゴリズムは、再構成しようとする断面を先に定義した $\hat{f}(x, y)$ のような構造を持たせることによって、投影データ中の欠落部分 $P_a(\xi, \theta)$ を再構成-投影の反復処理過程において回復しようとするものである。この反復修正処理過程(図2)を要約して書くと次の通りである。

- 1) 実測投影データ P_m および既知の情報 A, B, R_a, R_b を得る。
- 2) R_a, R_b を用いて、初期値分布 $\hat{f}^{(0)}(x, y)$ を次のように決定する。

$$\hat{f}^{(0)}(x, y) = \begin{cases} b_a, & (x, y) \in R_a \cap \bar{R}_b \\ b_0, & (x, y) \in R_b \\ 0, & (x, y) \in \bar{R}_a \end{cases} \quad \dots(9)$$

ただし、 b_a は平均減衰定数であり、 b_0 は任意の定数である。

- 3) 推定投影値 $P_e^{(q)}$ を得る(図2(a))。
- 4) $P_e^{(q)}$ を用いて、次式のように実測投影データの修正を行なう(図2(b))。

$$\hat{p}^{(q)}(\xi, \theta) = \begin{cases} p_e^{(q)}(\xi, \theta), & (\xi, \theta) \in B \\ p_m(\xi, \theta), & (\xi, \theta) \in A \cap \bar{B} \end{cases} \quad \dots(10)$$

- 5) 従来のCT手法によって、断層像 $g^{(q)}(x, y)$ を再構成する(図2(c))。
- 6) R_a と R_b の情報を用い、再構成像 $g^{(q)}$ を次式のように修正する(図2(d))。

$$\hat{f}^{(q+1)}(x, y) = \begin{cases} g^{(q)}(x, y), & (x, y) \in R_a \cap R_b \\ b_0, & (x, y) \in R_b \\ 0, & (x, y) \in \bar{R}_a \end{cases} \quad \dots(11)$$

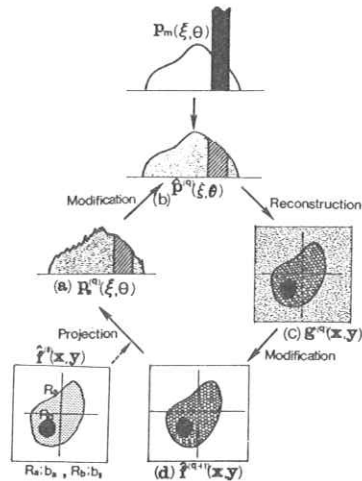


図2. 本アルゴリズムにおける反復修正過程の概念図

7) $A \cap \bar{B}$ の範囲において、実測投影データと推定投影値との相違度

$$\delta(q) = \frac{\left\{ \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty [p_m(\xi, \theta) - p_e^{(q)}(\xi, \theta)]^2 d\xi d\theta \right\}^{1/2}}{\left\{ \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty [p_m(\xi, \theta) - p_e^{(0)}(\xi, \theta)]^2 d\xi d\theta \right\}^{1/2}}, \quad (\xi, \theta) \in A \cap \bar{B} \quad \dots(12)$$

に対し、別に定めた判定値 ε との比較を行ない

$$\varepsilon^{(q-1)} \leq \varepsilon^{(q)} < \varepsilon \quad \dots(13)$$

となれば収束したものとする。

3. 有効性検証

本章では、これまでに述べたアルゴリズムの有効性検証のために行なった計算機シミュレーションおよび基礎実験の結果について述べる。

3.1 計算機シミュレーション

シミュレーション用のファントムは、図3(a)

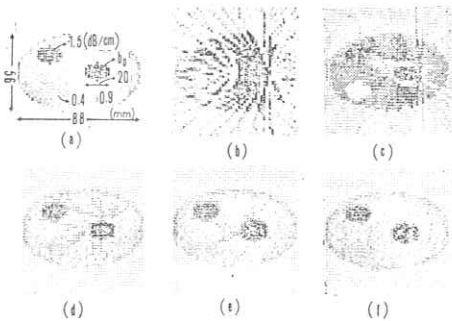


図3. (a) 求めようとする断面 $\hat{f}(x, y)$
 (b) $P_m(\xi, \theta)$ からの再生像
 (c) ~ (e) 反復修正計算による再生像 $g^{(q)}(x, y)$ [$q=1, 3, 6$]
 (d) $\hat{f}(x, y)$ により得られた欠落のない投影データからの再生像

のように、長軸 88 mm 、短軸 56 mm の楕円形（超音波に対する筋肉の減衰定数： 0.9 dB/cm ）で、その内部に物理定数の異なる（脂肪の減衰定数： 0.4 dB/cm 、肝臓の減衰定数： 1.5 dB/cm ）2箇所の小楕円部分とやはり小楕円形の不透明部位（ $b_0 = 2.0 \text{ dB/cm}$ と与える）1箇所を含むものと想定した。投影データは、45方向の各投影角に対して 2 mm 毎、64サンプルとした。図3(b)は、欠落のある投影データによって再構成した結果である。また、前章で述べたアルゴリズムによって断面像の再構成を行なった結果およびその画像でのX軸のプロファイルをそれぞれ図3(c)~(f)および図4に示す。参考のため、前章で定義した求めようとする断面 $\hat{f}(x, y)$ から得られた欠落のない投影データを用いて再生したものを図6(f)に示す。ただし、CT像再構成の基本アルゴリズムとしては、Shepp & Loganのコンボリューション法⁸⁾を用いた。5~6回の反復計算によって良好な断面像が得られることがわかった。

3.2 実験結果

実験は、既に開発した超音波CT用自動データ

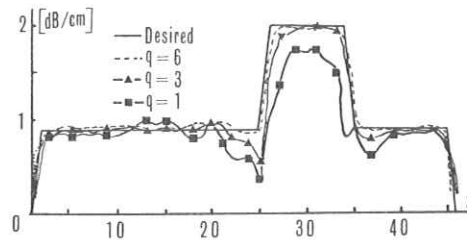


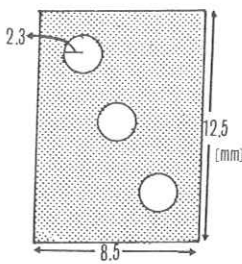
図4. 反復修正再生像 $g^{(q)}(x, y)$ における断面 ($y=0$) のプロファイル

収集装置⁵⁾によって、45方向の各投影角に対し、3mm毎、64サンプルのデータを得た。用いたファントムは、図5(a)に示されるようなスポンジ製直方体で、内部に不透明部位1箇所（吸音ゴムを挿入）と、2箇所の空筒を含んでいる。

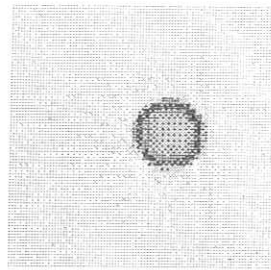
図の(b)は、欠落のある生の投影データから再生

された断層像（断層面内の超音波減衰定数分布を表したもの）であり、図の(c),(d)は、それぞれ1図、5図の反復修正によって再構成した断層像である。また参考のため、不透明部分をファントムから取り除いて再構成した結果を図の(e)に示す。

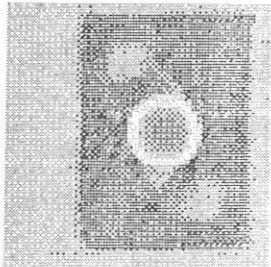
再構成に際しては、不透明部位の推定領域を実際より、ひとまわり広く取ったが、これは不透明部位周辺を通過してくる受信超音波の波動性（回折、屈折、反射、ビーム幅など）の影響⁴⁾がデータの信頼度を著しく低下させているからである。この実験の結果から、不透明部位の存在のために、これまでは劣化の著しかった再生像を本アルゴリズムの適用により、実際にかなり改善できることが確認できた。



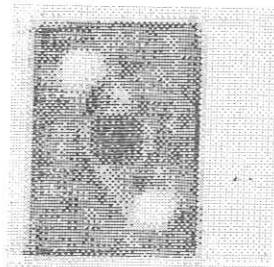
(a) Phantom



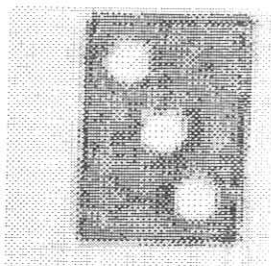
(b) 実測投影データからの再生像



(c) q = 1



(d) q = 5



(e) 不透明部位のない場合

図 5. 実験結果

4. 検 討

4.1 収束性

繰り返し計算の回数 q に対する平均2乗誤差

$$\iint_{-\infty}^{\infty} |\hat{f}(x,y) - \hat{f}^{(q+1)}(x,y)|^2 dx dy \quad \dots (14)$$

の変化の様子を調べることで、収束性について概念的な検討を行なう。まず、投影切断面定理¹⁾によって次式が得られる。

$$\hat{f}(k_x, k_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(x,y) \exp[-j2\pi(xk_x + yk_y)] dx dy = \hat{f}(R \cos \theta, R \sin \theta) = \hat{f}(R, \theta) \quad \dots (15)$$

ここで、 (k_x, k_y) は空間周波数であり、 $(R \cos \theta, R \sin \theta)$ はそれに対応する極座標上の点である。次に Parseval 定理と (15) 式を用いると

$$\begin{aligned} & \iint_{-\infty}^{\infty} [\hat{f}(x, y) - \hat{f}^{(q+1)}(x, y)]^2 dx dy \\ &= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{F}(R \cos \theta, R \sin \theta) - \hat{F}^{(q+1)}(R \cos \theta, \\ & \quad R \sin \theta)]^2 R dR d\theta = \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{P}(R, \theta) - P_e^{(q)}(R, \\ & \quad \theta)]^2 R dR d\theta \end{aligned} \quad (16)$$

が成立し、(16) 式の最後の式と修正投影データ $\hat{P}^{(q)}(R, \theta)$ との関係を考える

$$\begin{aligned} & \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{P}(R, \theta) - P_e^{(q)}(R, \theta)]^2 R dR d\theta \\ & > \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{P}(R, \theta) - \hat{P}^{(q)}(R, \theta)]^2 R dR d\theta \end{aligned} \quad (17)$$

となる。さらに修正投影値 $\hat{P}^{(q)}(R, \theta)$ によって再構成した断層像 $g^{(q)}(x, y)$ のフーリエ変換 $G^{(q)}(R \cos \theta, R \sin \theta)$ と (16) 式の関係式を適用することによって

$$\begin{aligned} & \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{P}(R, \theta) - \hat{P}^{(q)}(R, \theta)]^2 R dR d\theta \\ &= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} [\hat{F}(R \cos \theta, R \sin \theta) - G^{(q)}(R \cos \theta, \\ & \quad R \sin \theta)]^2 R dR d\theta = \iint_{-\infty}^{\infty} [\hat{f}(x, y) - g^{(q)}(x, \\ & \quad y)]^2 dx dy \end{aligned} \quad (18)$$

が得られる。画像 $g^{(q)}(x, y)$ に対して修正を加えることによって $\hat{f}^{(q+1)}(x, y)$ を作る

$$\begin{aligned} & \iint_{-\infty}^{\infty} [\hat{f}(x, y) - g^{(q)}(x, y)]^2 dx dy \\ & > \iint_{-\infty}^{\infty} [\hat{f}(x, y) - \hat{f}^{(q+1)}(x, y)]^2 dx dy \end{aligned} \quad (19)$$

が成立する。以上、1つの修正ループの中で2回の修正が行なわれることにより、逐次平均2乗誤差が減少していくことを知ることができた。

上記の関係に対し、その妥当性を確認するために行なったシミュレーション結果を図6に示す。

これは、シミュレーション用ファントムにおける不透明部の大きさを変化させて、次式によって表わされる正規化投影相違度 $\epsilon_N^{(q)}$ と、正規化画像相違度 $\delta_N^{(q+1)}$ を定義し、これらによって収束の速さを調べた結果である。

$$\epsilon_N^{(q)} = \epsilon^{(q)} / S \quad (20)$$

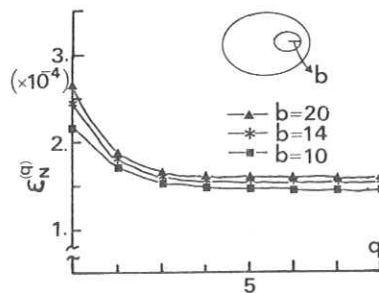
$$\delta_N^{(q+1)} = \delta^{(q+1)} / S \quad (21)$$

ただし、

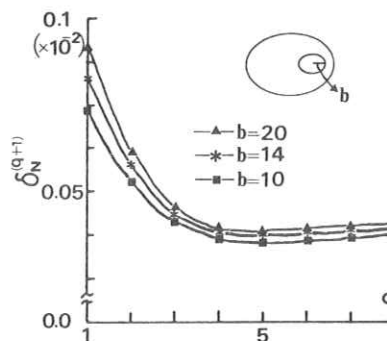
$$\delta^{(q+1)} = \frac{\{\sum [\hat{f}(i, j) - \hat{f}^{(q+1)}(i, j)]^2\}^{1/2}}{\{\sum [\hat{f}(i, j) - \hat{f}^{(0)}(i, j)]^2\}^{1/2}} \quad (22)$$

$$S = \sum [w_a(i, j) - w_b(i, j)] \quad (23)$$

このグラフから、不透明部の面積が拡大する



(a) 正規化投影相違度: $\epsilon_N^{(q)}$



(b) 正規化画像相違度: $\delta_N^{(q+1)}$

図6. 不透明部の大きさを変化させた場合の正規化相違度 $\epsilon_N^{(q)}$ と $\delta_N^{(q+1)}$

と共に収束が遅くなり、かつ画質が劣化していくことがわかる。また不透明部位の大きさが断層面のほぼ半分位の面積をしめる場合でも、一定値に収束してくることが確認された。

4.2 既知情報の計測

本手法においては、被検体の外形と不透明部位の形状という、2種の輪郭情報の入手が必要である。各々が簡単な凸図形の場合には、投影データからの直接的な算出が可能であるが、不透明部位が2箇所以上になったり、複雑化した場合には、計算による推定が難かしくなる。そのような場合には、はじめに述べたように別の方法(例えば、UCTの場合には、X線CTあるいはパルス・エコー法などにより、不透明部位の形状を測定しておく)の併用が必要となるであろう。

4.3 応用の可能性および発展性

本論文では、主として、UCTへの適用を例にとって論じてきたが、本節では、その他の技術への応用と、本アルゴリズムの一般的な発展性について簡単に述べる。

X線CTへの適用に関しては、体内に非常に大きい吸収をもつ障害物(鉄片、手術用クリップなど)が存在する場合などに有効であることは、言うまでもないが、従来X線CTには、不向きとされていた軟部組織の映像化に対しても有効な一方法となることが期待できる。すなわち、X線CTが、軟部組織に向かないとされていた主因は、そのために要求されるダイナミック・レンジが広くなり過ぎることにあった。本アルゴリズムの適用により、はじめから骨などの硬部組織を除外して

取扱うことによって、軟部組織に対応する投影データのダイナミック・レンジを十分に広く取ることが可能となるからである。

その他、X線被曝量およびデータ収集時間の減少を目的として走査範囲に制限を設ける場合の断層像再生法や、 γ 線CTや電子顕微鏡CTでおきる投影角制限の問題に対する解決策としての適用も、今後の研究課題である。

5. 結 論

体内の不透明部位のために生じる欠落のある投影データから断層像を再構成する新しいCTアルゴリズムが提案された。本アルゴリズムは、被検体の断層面境界および不透明部位の輪郭という2種の既知情報を用いて、投影軸および再構成像面において、それぞれの情報を反復修正することによってデータ欠落を回復している。5~6回の反復計算で良好な再生像が得られるということを計算機シミュレーションおよび基礎実験の結果によって確認している。さらに、この手法は、UCTの場合、その適用範囲が乳房に限られていた点を考えると、臨床医学的な応用面で特に有用性大となることが期待でき、またX線CTの場合、体内に局所的な不透明部位(鉄片など)が存在する場合あるいは軟部組織の映像化への適用も可能であると考えられる。

本研究を行なうにあたり、つねにご指導を賜わった慶応大学工学部藤田廣一教授に深謝する。

文 献

- 1) R.Gordon et al : International Reviews of Cytology, 38, p.111(1974)
- 2) J.F.Greenleaf et al : Ultrasound in Med. & Biol., 3, p.327(1978)
- 3) 武田ほか：第9回画像工学コンファレンス論文集，p.111(1978)
- 4) 崔ほか：超音波医学，7，1，p.35(1980)
- 5) J.S.Choi et al : Abst.of symp. on phys. & Tech. Aspects of Transmission & Emission CT, p.122. Tokyo (Sept. 1980)
- 6) R.K.Mueller et al : Proc. IEEE, 67, 4, p.567(1979)
- 7) K.A.Dine et al : Ultrasonic Imaging, 1, 1, p.16(1979)
- 8) L.A.Shepp et al : IEEE Trans.Nucl. Sci., NS-21, 3, p.21(1974)

写真濃度予測型蛍光量計(F/D meter)の特性

東芝・医用機器事業部 杉本 博・安原 弘

神奈川県立成人病センター 放射線診断科

松田秀治・伊勢俊秀・松浦博文・有村貞実
村西久幸

はじめに

診断用X線装置の最終出力であるX線写真濃度を測定するには、従来ファントム等を用いた撮影を行ない、現像処理後濃度計で測定を行っていた。この方法は測定に時間を要するだけでなく、X線フィルム及び現像系の化学的特性により、X線装置に起因しない濃度変化が起こりうる。今回誤差関数を利用したX線フィルム特性曲線の近似式¹⁾を利用して、蛍光値よりX線写真濃度を推定計算する機能を有する写真濃度予測型蛍光量計(以下F/D meterと略す)を試作し、その特性についての測定を行なったので、以下に報告する。

1. F/D meterの構成及び動作原理

本装置は、図1のブロック図に示すように、検出器及び測定器本体より成る。検出器は、実際のX線カセット(X線増感紙-フィルム)位置と同じ場所に設定するため、X線カセットタイプの形状をしている。増感紙としては、X線撮影時と同じ種類のものを用い、X線による蛍光を、アクリル製光導板により光電子増倍管に伝え電気信号に

変換する。X線カセットと同じ位置に検出器を配置し、かつ同じ種類の増感紙(フロント及びバック)を用いて測定する事により、実際のX線フィルム系と同じX線エネルギー特性を有する。

測定器本体では、検出器によって得られた蛍光量信号(F)を得る。

曝射後の積分蛍光量信号をA/D

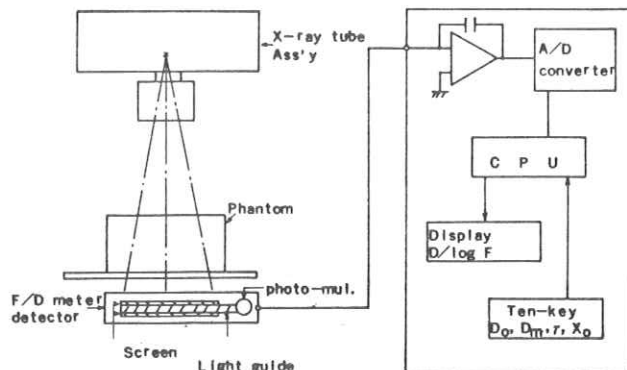


図1. Block diagram of F/D meter

変換し、マイクロコンピュータを用いて、X線写真濃度 (D) を計算する。

計算には以下の特性曲線の近似式¹⁾を用い、積分蛍光量信号の対数值 $X = \log(F)$ より D を求める。

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

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

ここで、 sgn は符号関数である。(1)式中の4つのパラメータ D_0 (ベース濃度), D_m (中心濃度), X_0 (中心濃度に対応する比蛍光量値), γ (フィルムの γ 値)は、予め露光し現像したX線フィルムより求めておいて、テンキーからF/D meterに入力しておく。(1)式の計算結果は、X線曝射後直ちに得られ、デジタル表示される。テンキーより入力するパラメータの値を変えることにより、任意のX線フィルムの特性曲線を実用的に問題のない程度に近似しうる。

2. パラメータの決め方

前記の如く写真濃度の測定に先立って、X線フィルムの特性曲線を表わす4つのパラメータを入力しておく必要がある。これらの求め方を以下に説明する。

2-1. ベース濃度 (D_0)

D_0 は未露光フィルムを現像すれば得られる。

2-2. フィルムの γ 値 (γ)

特性曲線の直線部の傾きであり、露光条件を変えて少なくとも数点の測定結果から求める。F/D meterを用いれば、各露光条件での特性曲線の横軸の点に対応する $\log(F)$ が容易に得られるので、距離法による測定でなくても、被写体厚を変化させる方法、もしくは相反則不軌特性が問題とならない範囲でなら、曝射時間を変える方法によっても γ 値を求めることができる。

2-3. 中心濃度 (D_m), 中心濃度に対応する比蛍光量値の対数 (X_0)

特性曲線の最大濃度 (D_{\max}) が得られれば、

$$D_m = (D_{\max} - D_0) / 2 \quad (3)$$

より中心濃度を求め、F/D meterを用いてこれに対応する X_0 の値を求めればよい。但し、 D_{\max} が濃度計の測定範囲を越える場合には、特性曲線の下半分より、 D_m と X_0 を求めなければならない。特性曲線の直線部を延長して D_0 と交わる点を X_1 とすると、直線部は

$$D(X) = D_0 + D_m + D_m \sqrt{\frac{\pi}{2}} \left(\frac{X - X_0}{2} \right) \quad (4)$$

と表わせるから、 $D(X_1) = D_0$ とおくと、

$$X_1 = X_0 - \sqrt{\frac{\pi}{2}} a \quad (5)$$

これを(1)式に代入すると、

$$\begin{aligned} D(X_1) &= D_c + D_m - D_m \sqrt{1 - \exp\left\{-\frac{2}{\pi} \left(-\sqrt{\frac{\pi}{2}}\right)^2\right\}} \\ &= D_0 + 0.205 D_m \end{aligned} \quad (6)$$

$$\therefore D_m = \frac{D(X_1) - D_0}{0.205} \quad (7)$$

(7)式より D_m が求まり、F/D meter を用いれば、これに対応する X_0 も得られる。

この2つの方法で得られた D_m 、 X_0 を近似式に代入した結果と、実測値を比較すると、 D_{max} を用いて得たものは特性曲線全域にわたってほぼ一様の近似度である。一方、後者の方法で D_m を得た場合には特性曲線の下半分に対して非常に良く一致するが、上半分ではずれが大きい。

3. 測定結果

管電圧 75 kV、管電流 100 mA に固定し、水ファントム 20 cm について撮影時間を変えて測定結果を特性曲線上にプロットしたものを、図2に示す。黒丸は、F/D meter の計算した濃度で、白丸はX線フィルム (Fuji RX) の濃度である。フィルムからの実測値と、F/D meter からの予測値との違いは、濃度差で 0.1 以下であり、良く一致していることがわかる。

次いで、照射野面積を変えた場合の $\log(F)$ の変化の様子を図3に示す。検出面積は、現在 $10\text{cm} \times 10\text{cm} = 100\text{cm}^2$ であり、安定した出力を得るには、

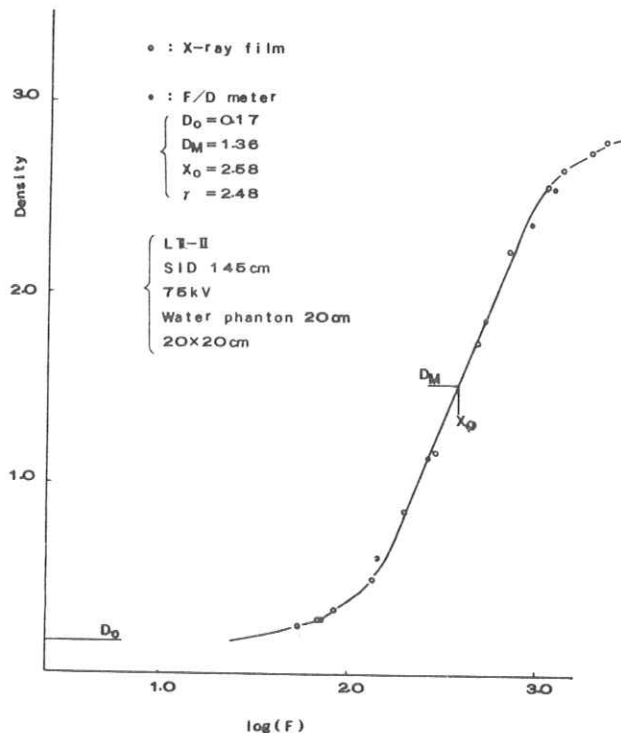


図2. H-D curve (Time scale method)

この倍の 200 cm^2 以上の照射野が必要な $\log F$ 事がわかる。

管電圧 75 kV で得たパラメータを固定し、照射野 400 cm^2 、管電流 100 mA 、曝射時間 0.1 s とし、水ファントム 10 cm にして、管電圧を 50 kV から 140 kV まで変化させた場合の管電圧特性を、図4に示す。この結果も、フィルムによる実測値と、F/D meter の予測値とが良く一致していることから、管電圧 $50\sim 140\text{ kV}$ の範囲では、一点でパラメータを決めれば良く、前記の如く、F/D meter の検出部が、X線増感紙-フィルム系と同じエネルギー特性を示していることがわかる。

F/D meter のダイナミックレンジを見るために X線曝射時間を変えて、アクリルファントム $10, 20, 30\text{ cm}$ について $\log(F)$ の値をプロットしたものを図4に、逆に曝射時間を 40 ms に固定して測定した結果を図5に示す。図4に於いて、アクリル 30 cm では X線曝射時間が短いとき測定値が離散的になっているが、これは A/D 変換部の量子化による誤差である。但し、 $\log(F)$ の値は、 1.0 以下であり、図2で分るように、特性曲線の脚部に当たっているため、濃度に変換した場合の誤差はほとんどない。これと同じ誤差が図5に於いても管電圧 $60, 80\text{ kV}$ で、アクリル厚が 2.5 cm 以

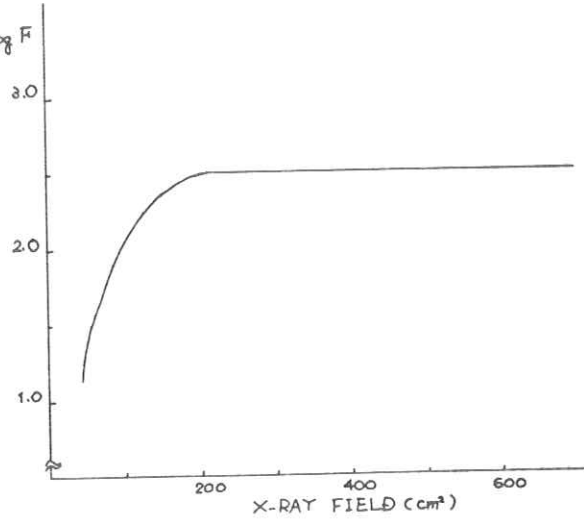


図3. Irradiation Area's characteristics

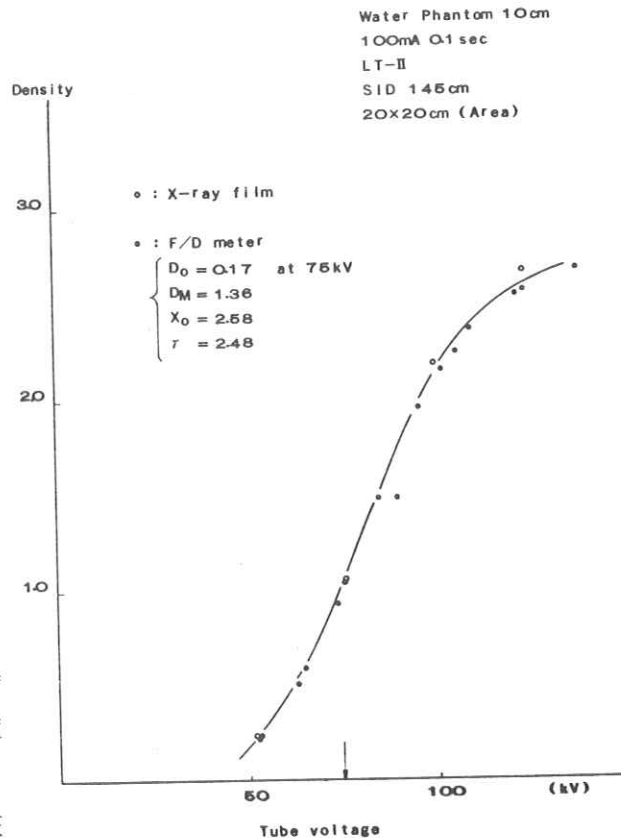


図4. kV characteristics

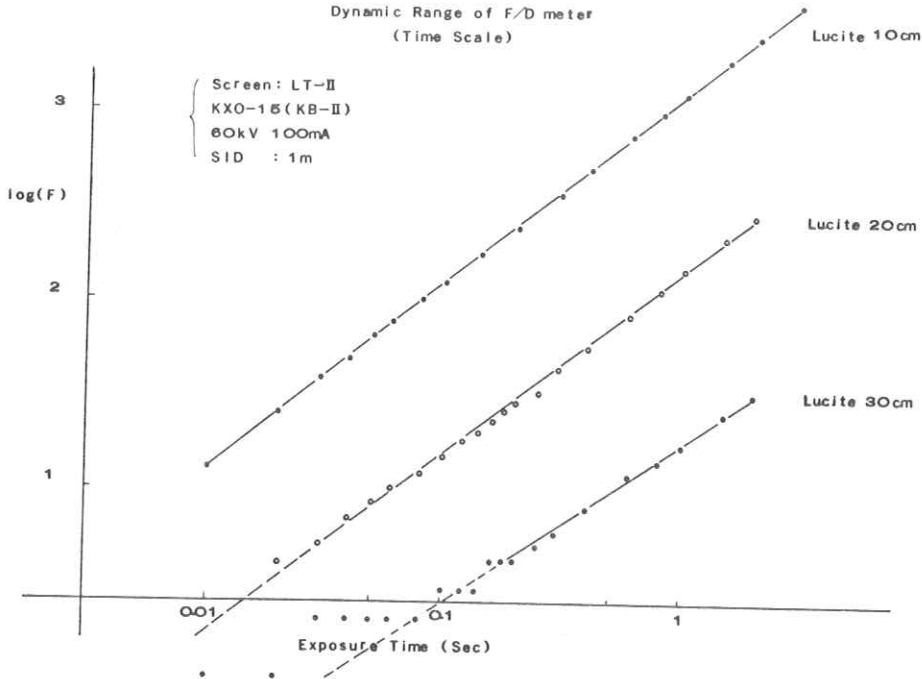


図5. Dynamic Range (Time scale method)

上の測定点に見られる。

もう一つの誤差は図5に於いて管電圧80, 100kV, アクリル厚8cm以上でみられる直線からのずれであり, これは増幅回路の飽和と考えられる。実用的には, 被写体厚8cm以下の場合に, 管電圧を80kV以上に設定する事はないので, これらの点を考慮すれば, ダイナミックレンジは使用に耐える範囲であると考えられる。

一方測定結果から, F/D meter は相反則不軌特性を示

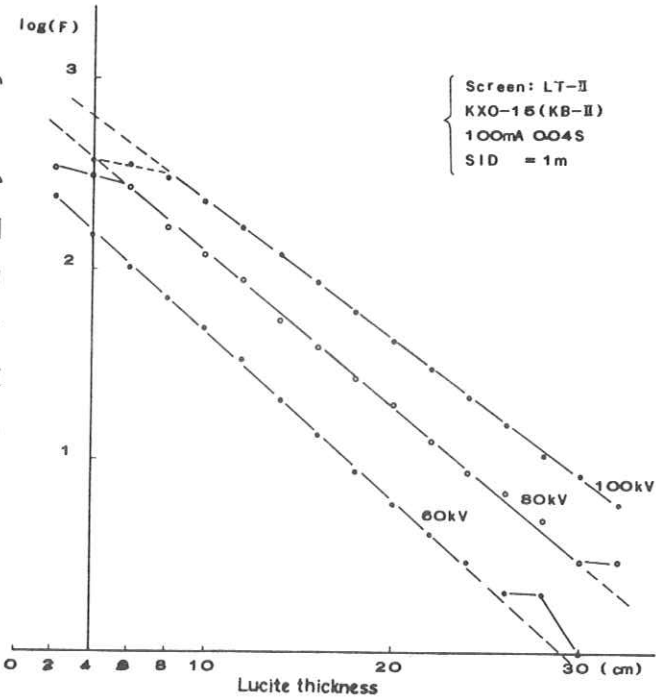


図6. Phantom thickness characteristics

さない事が明らかになった。

この結果を図6に示す。曝射時間を変化させながらそれに対応してX線管装置-検出器間距離を変えてゆくと、F/D meterの出力は一定であるのに対して、フィルム(Fuji RX)濃度は右下がりに変化している。曝射時間0.1sで濃度差は0.1程度であるが、1.0sでは0.4以上であり、無視しえない差となっている。

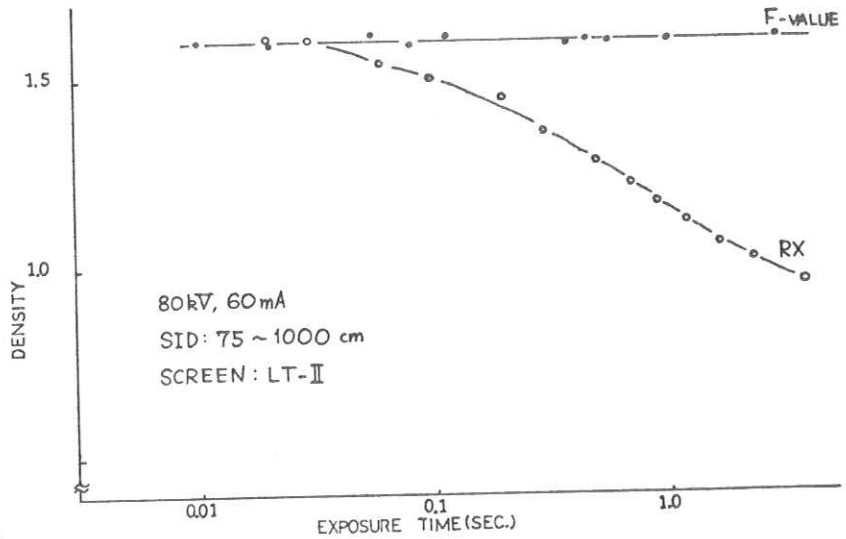


図7. The reciprocity law characteristics of F/D meter and the failure of the reciprocity law characteristics of X-ray film (RX)

4. 結 論

以上述べたように、水やアクリル等の検出面積の倍以上

の均一ファントムについてのX線写真濃度を測定する場合、相反則不軌特性が問題とならない範囲ではF/D meterは迅速にかつ再現の良い測定が行なえる測定器であることが分った。この特性を生かせばX線装置の据付、調整及び保守時に有用であると考え。また相反則不軌特性に関しては本装置に改良を加える事により、補正しうると考えられるので、今後それらの改良を行なう予定である。

参 考 文 献

- 1) 杉本・安原：「誤差関数を利用したX線フィルム特性曲線の近似」放射線像研究 1978, vol.8 No.1 pp.16~22。

X線CT用検出器の性能の比較と向上

* 竹中榮一 ** 木下幸次郎 *** 松本義一
* 東京大学医学部放射線医学教室
** 三井記念病院
*** 応用光研工業株式会社

1. まえがき

現在市販されているX線CTに使用されている無機シンチレータにはNaI(Tl), BGO, CsI(Tl), CaF₂(Eu)等多種ある。夫々長所短所があるが、その特性を調査することにより、検出器の特性を認識し、合わせてそれらの特性を向上させることを目的として研究を行った。

2. 検出器の種類及び形状

NaI(Tl), BGO, CsI(Tl), CaF₂(Eu)を対象とし、各々のシンチレータの厚みについては70 keVで90%以上のX線を吸収できる厚みを原則とし、直径は25.4φとした。また構造は両面を3000Å以上の光を透過させる目的でほう硅酸ガラスでサンドウィッチし、分光透過率や歪検査を可能ならしむる構造とした(図1参照)。

3. 測定項目及び測定方法

3-1 分光透過率: 日立101型分光光度計使用。

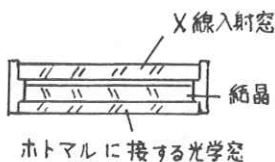


図1. 試料の構造

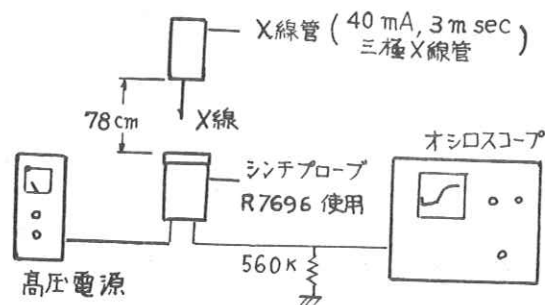


図2. 測定装置

3-2 歪観察：歪検査器使用¹⁾

3-3 RIを用いてのエネルギー分解能と相対変換効率の測定：

各種RIにてキャンベラ製マルチチャンネルアナライザーで波高分析した。

3-4 X線及び光パルサを使用しての相対感度及び残光の測定：図2のようにしてX線3 msec照射後のグローカーブをオシロに表示し、写真撮影して解析した。

3-5 使用したX線のスペクトル解析：HP Ge検出器を使用した²⁾

4. 測定結果

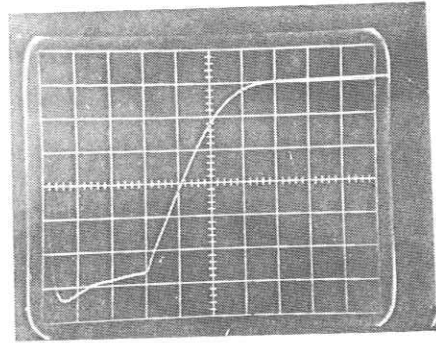
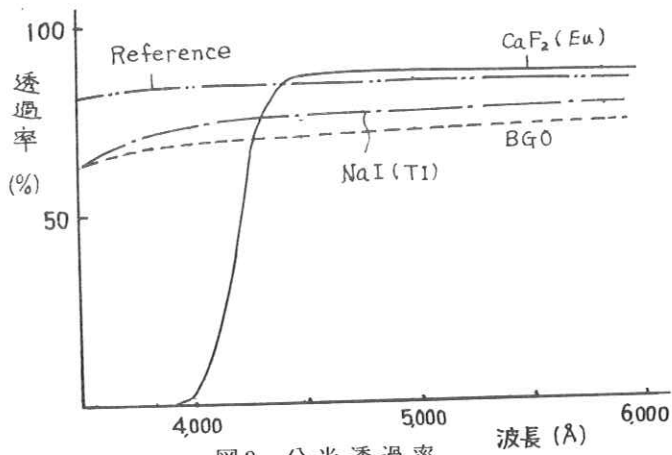
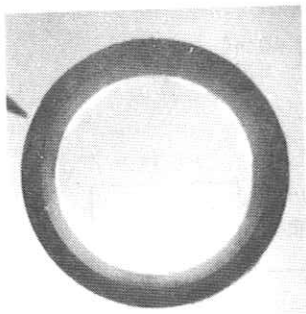
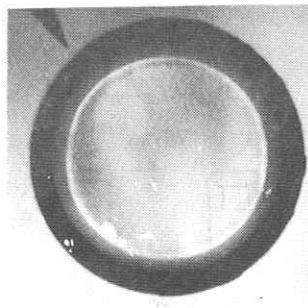


図4. 測定例

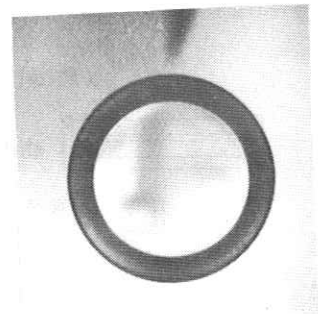
BGO, 75 kV, 40 mA, 3 msec
縦軸：1V/div, 横軸：1 msec/div



NaI(Tl)



CsI(Tl)



CaF₂(Eu)

図5. 歪の所見

表1. RI使用でのエネルギー分解能と変換効率

シンチレータ	エネルギー分解能			変換効率	
	¹³⁷ Cs (32keV)	²⁴¹ Am (59.5keV)	⁵⁷ Co (122keV)	ピーク チャンネル	NaI(Tl) 100として
NaI(Tl)	15.2%	12.1%	9.7%	410	100
CsI(Tl)		19.1	14.9	190	46
CaF ₂ (Eu)		27.1	21.7	123	30
BGO	62.2	43.7	31.0	36	9

ピークチャンネルとは電気系を一定にしてマルチチャンネルアナライザーのピークを観測したもの。
(⁵⁷Co使用)

表2. X線および光パルスを使用時の相対感度および残光

シンチレータ	⁵⁷ Coを使用した感度	X線(40mA/3msec)での感度				X線(40mA/3msec)での残光*				光パルスの相対感度	
		kV 50	kV 75	kV 100	kV 125	kV 50	kV 75	kV 100	kV 125	V360	UV-25
NaI(Tl)	10.9	7.3	3.3	2.2	1.6	ms 2.7	ms 6.5	ms 9.3	ms 10.8	8.3	8.0
CsI(Tl)	5.1	5.2	2.9	2.1	1.6	3.7	7.1	8.2	12.2	9.4	8.7
CaF ₂ (Eu)	3.3	3.7	2.2	1.8	1.4	2.9	5.8	9.3	10.3	1	9.3
BGO	1	1	1	1	1	3.0	5.3	6.5	7.5	10.3	10.0
NaI(Tl)改		0.52	1.6	1.4	1.3	1.9	3.6	6.4	7.7	9.8	99.0

* $V/V_0 = 10^{-3}$ になる時間を折線近似で計算した。その時に使用した α_1, α_2, t_1 の値の1部と計算式は下記の通りである。又実験値と計算値には約5%の違があった。

$$V_1 = V_0 e^{-\alpha_1 t}$$

$$V = V_1 e^{-\alpha_2(t-t_1)} = V_0 e^{-\alpha_1 t_1} e^{-\alpha_2(t-t_1)} = V_0 e^{-\alpha_2 t} e^{-(\alpha_1 - \alpha_2)t_1}$$

$$\therefore V/V_0 = e^{-\alpha_2 t} e^{-(\alpha_1 - \alpha_2)t_1} \quad \text{ただし、} t_1 \text{ は } \alpha_1 \text{ と } \alpha_2 \text{ の交点}$$

** バルサーの後にフィルターをおき各々 3600Å および 2500Å より長い波長の光で励起した。

表3. α_1, α_2, t_1 の値

シンチレータ	α_1 (1/sec)	α_2 (1/sec)	t_1 (msec)		実験値	計算値
NaI(Tl)	100	1152	3.6	$t=5$ の時	0.14	0.139
CsI(Tl)	331	1427	4.4	$t=6$	0.023	0.0238
CaF ₂ (Eu)	259	935	2.6	$t=5$	0.054	0.0541
BGO	539	1287	2	$t=3$	0.096	0.0939
NaI(Tl)改	434	1386	2	$t=3$	0.11	0.105

at 100kV

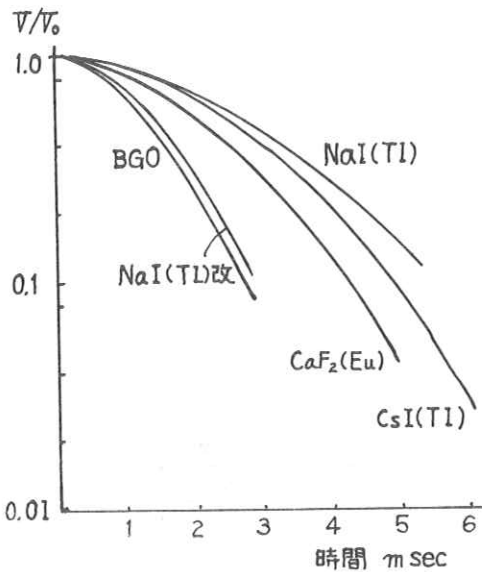


図 6. 残光特性 (at 1000 kVp)

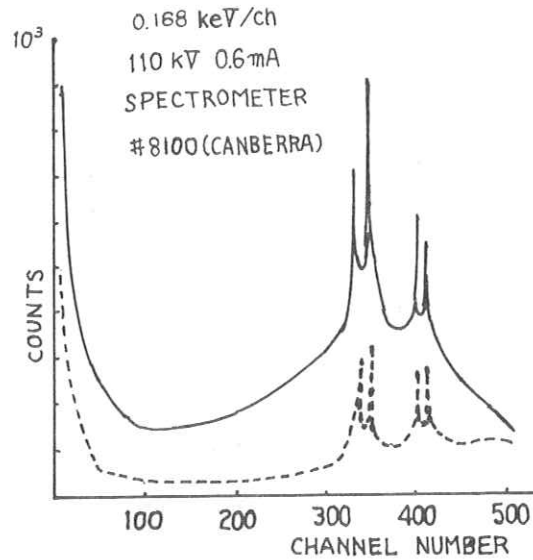


図 7. X線スペクトル

—— ガラスフィルタなし
 NaI(Tl)改に用いたガラスフィルタ透過後

5. 考 察

NaI(Tl)とBGOの比較では感度は前者の方が良いが、残光では後者の方が良い。しかし我々がカタログで見るとそれぞれの感度差(RI使用での)程X線を使用した高線量域では差がない。多少シンチレータ中での飽和現象に関係あると思われる。X線の管電圧を上げることによって同様の事が云える。又残光についてもBGO以外のシンチレータでも加工方法等を改善することによって、たとえばNaI(Tl)改に見られる様に残光を少なくすることも可能だと思われる。これは特殊なフィルターで長波長成分を切ればよい。今後波長による残光特性の違いを調べたい。しかしながらX線CTに用いる検出器は長期安定性、マルチ化した時の加工性、コスト等の条件を満足せねばならぬ為今後共研究開発に努力せねばならない。

参 考 文 献

- 1) 松本義一他: NaI(Tl)シンチレータの結晶歪と発光特性, 放射線像研究 Vol.7.No1(1977)
- 2) 竹中榮一他: 「X線波長強度分布の測定」コンピュータトモグラフィー情報におよぼすX線波長強度分布の影響に関する研究, 文部省科研費総合(A)成果報告集(1980)

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 榮 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 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

第65回研究会の雑誌をおとどけします。今回は大阪大学の一岡先生にお願いして計算機画像処理の特別講演を頂き、その後同研究室の見学をさせて頂きました。研究の中心は別稿の画像処理ですが、レーザー顕微鏡、超音波送受素子など幅広い研究成果を拝見いたしました。会場準備から説明まで同研究室の学生諸君も含め篤く御礼申し上げます。

今回は特別講演を含め7件全数が大学からの発表で、冷夏異変と共に後世に残る記録となりました。あの大学紛争から10年、やっと研究の府に戻ったのでしょうか、各位の成果を祈ります。 (H)

放 射 線 像 研 究

発行日	昭和五十五年八月
編集者	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―二二六― 内線 四二〇
発行所	R I I 研究会
発行所	〒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―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