

画像通信

Vol. 3 No. 1 (通巻4)

〈第7回 画像分科会の案内と勉強会資料〉

〈第6回 画像分科会研究発表抄録集〉

昭和55年4月

社団法人 日本放射線技術学会
画像分科会

第7回 画像分科会の御案内

下記のように第7回分科会を開催します。多数のご参加をお待ちしております。

日 時：昭和55年5月8日(木) 17:30～20:30

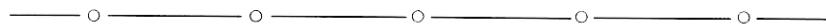
場 所：学会総会第3会場（斎藤報恩館）

- 分科会総会：各種報告、役員改選
- 勉 強 会：「放射線医の期待する画質」
滋賀医科大学教授 山崎 武 先生（分科会常任委員）

今回は、山崎先生にお願いして専門医の立場からX線画像をお話していただきます。放射線診断の難しさは、その多様な技術分野に対応して、増え広がりと深さを極めております。この時点で、放射線診断とは何か、専門医が望む画像とはどんなものなのか、など撮影・検査の原点に立ちもどって勉強したいと思っております。質問、討論をする時間もとっております。ぜひ多数の会員の参加を希望します。

なお、当日、分科会総会も行ないます。会員の方々のご意見を充分にお聞きして、こんごの運営にあたりたいと思っております。どしどし、ご助言をいただければ大変幸いです。

分科会に未入会の方は、当日会場でも受けつけます。年会費は1,000円です。年度会費の未納の方もぜひ納入をお願いします。



第8回 画像分科会研究発表会演題の募集

日 時：昭和55年9月27日(土)

午前中は勉強会、午後は研究発表会

場 所：東京都

演題の募集〆切：7月末日

一 つ の 城

画像分科会長 内 田 勝（岐阜大学教授）

去年から今年にかけてシカゴ大の土井教授に接する機会が多くなった。彼と話していると、約10年前シカゴ大に1ヶ月ほど滞在したときのことを彷彿と思い出す。彼とつねに二重にフェードインして浮んでくるのはいまは亡いロスマン教授である。年をとると昔のことといいたがるといわれるのがいやで、あまり気はすすまないが、この方面で数少ないバイオニアをときどしおのもの自分の道を是正する上から意味があろうと思うのである。

シカゴ大に1ヶ月滞在したが、ロスマン教授とディスカッションしたのはほんの4、5日であったろうかと思う。そのときに結論として一つの約束をした。それは放射線画像の今後の研究の方向についてであった。

画像の物理的な評価はもう間もなく行きつくところまで行くであろう。そこで問題になるのは知覚を導入した心理的評価であろう。ここまで2人とも同じ意見であったが、それから先の心理的評価の定量化の方法について意見が分れた。彼はROC曲線によって心理的評価を定量化しようというのである。筆者はその頃ROC曲線のことは詳しくなかったが、そのときの説明で、ノイズのなかのかすかなシグナルを認知するというような限られた問題では、この大きなテーマを解決できないと反論した覚えがある。筆者はまだ自信はなかったが、あくまでエントロピーによって可能であろうと頑固であった。お互いに自分の信ずる方法でしっかりやりましょうと約束したのである。彼は2、3年後、約束通りROC曲線を増感紙—フィルム系に適用した第1報を発表した。筆者はまだ宮崎大で暗中模索していた頃である。

好ライバルの第1報を祝福すると共に、負けられぬぞとハチマキをしめなおしたことであった。まず、勝を制するには敵を知るにありと早速個人的ななゼミを開いてROC曲線を肴に有志と勉強した。これをものにしてわが国で放射線画像にもちこんだバイオニアが山下君である。今度聞いたことであるが、ロスマン教授の遺志を継いでシカゴ大のメツ助教授は、ノイズのなかのかすかなシグナルを認知するというような限られた問題でなく、もっと広い領域でのハードなシグナルに対する適用を進めているということである。

遅まきながら、筆者の方も岐阜大にきた4、5年前にやっとエントロピー解析の目鼻がついた。今年の総

会には23題の多くのエントロピー法の適用の演題を見ている。ロスマン教授もきっと宇宙のどこかで喜んでくれているものと思う。知覚系を導入して画像評価を定量化するのはこれからであって先が楽しみである。

思い出は決して固い話ばかりではない。やわらかい話もある。シカゴ滞在1ヶ月の終わりスウェーデンに出発する2、3日前、ロスマン教授宅にスタッフ一同と共に招待された。もちろん全員ご夫人同伴である。1人ものは私だけ、フト気が付くと広い応接間には男性は私一人あとは全部ご婦人である。男性群はロスマン教授はじめ皆台所で料理作りである。その頃は世界的にショートスカート全盛時で10名程の女性全員スパラシィおみ足を高々と組んでペチャペチャ。そのうち、モーズレー学部長夫人が私をつかまえて、“ドクターウチダは昨日ドクタードイとラッシュストリートを行ったそうですね”と難詰調である。何もわるいことはしていないので“イエス”それがどうしたかといいたいところだが英語にすぐはならない。とにかくご夫人達の地獄耳にはヒヤッとしたという話。

ロスマン教授やモーズレー教授に皿や食事を運んでもらって恐縮して食事を終り、男性群と女性群は分れて食後のオシャベリである。どんなインテリでも男性が集まれば、話の落ち着くところはきまっている。世界中人種を問わず同じである。話はハンブルグの飾り窓、モーズレー学部長はハンブルグは夜よりも休日の朝のサービスがよいという。あちこちから世界的視野による経験談が出たあの話である。そして“ドクターウチダも是非休日の朝に試みられるがよろしい”という。そのときの私の答は、“We used to play at night in Japan. Why do you play in the morning?”。突如としてわれるような哄笑がおこった。女性群が何事ならんと腰を浮かせたことからもわかるくらいすごい爆笑の連続であった。キヨトンとしているのは私だけである。後で聞いた話ではこの幼稚な英語のplayという単語がなかなかシャレたのだそうである。とにかくこの話だけは世界共通であるとヘンに感心したことであった。

これが気に入られたのか、明くる日のプール遊びに誘われ、“明日出発するので疲れるから”と婉曲にことわったところ、“多少疲れた方が機内でグッスリ眠れる。パンツは私のがある”と先手である。プールで

ロスマン夫妻のダッコしたりオンブしたり仲のいいところを堪能するほど見せられ土井夫妻ともども見とれるばかりである。おかげ様でロンドン空港までの機内はグッスリ。

帰国後、しばらくして、ロスマン教授からの便りに“ドクターウチダのいっていた放射線画像の一つの城がここにいまできました。”と喜びを伝えてきた。詳しいことは覚えていないが、何か独立した権威が認められたようなことであったと思う。

彼がこの世に残したもののは者とその育成であろう。“1年の計は元旦にあり年の計は木を植えるにあり、100年の計は人を育にあり。”よくいったものである。

われわれも是非立派な出藍のほまれ高い人材をねばならない。後継者をつぎつぎと絶やさず育てとがロスマン教授のいう“世界の歴史に残る業績打ち立てる最善の方法であると思う。

“育て！後継者よ”と世界に向って叫びたい気持であ

〈勉強会メモ〉

放射線医の期待する画質

滋賀医大放射線科 山崎 武

内容目次

- I. 放射線診断の現状
 - I-1 放射線医、理工学者および放射線技師の谷間
 - I-2 年令層による知識・技術のギャップ
 - I-3 放射線診断医の専門分化
 - I-4 総合画像診断
 - I-5 拡大・ステレオ診断
 - I-6 技術面での自動化・省力化
 - I-7 患者被曝線量低減への努力
 - I-8 診断技術の治療的応用
- II. X線診断概説
 - II-1 X線所見に用いる言語
 - II-2 X線解剖学・レントゲン病理学
 - II-3 X線診断のプロセス
 - II-4 invasive の検査法, non-invasive の検査法
 - II-5 X線透視読影の客觀性
 - II-6 X線診断の適中率・誤診率
 - II-7 診断法の sensitivity と specificity
- III. 放射線技術学の進路
 - III-1 X線撮影技術の standardization
 - III-2 X線経済論
 - III-3 X線診断の精度向上
 - III-3-1 微細診断の方向
 - III-3-2 3次元診断の問題
 - III-4 情報理論と日常診断
 - III-5 総合画像診断と画質

後進国のレッテルをはられていた日本の放射線学も最近では高度に発展し、経済水準の向上と相まって装置は高性能となり、量産とともにコストは低下し、外国装置も続々と輸入されつつある。また放射線技師数やその教育施設の充実により、全国至所で高いレベルのX線検査が行われるようになった。更にRI, CT, 超音波等多様な画像診断法が展開し、総合画像診断もクローズアップされるに至った。古い時代を懷しむ筆者にとっては隔世の感がある。ここで改めて画質に対する注文が技術者の側から求められたことは時宜を得た

ものと言えよう。注文があっても出来なかつたのが過去の実態であったと思う。画像分科会の勉強会のテーマとして標題のような漠然としたものが与えられたが、この様な大きな課題は狭い専門領域をもつ筆者などの及ぶ所ではないし、また内科・外科医で日常放射線診療に携つておられる方々は“放射線医”と見なすべきもので、“放射線医”という言葉の内容も曖昧である。“画質”という用語の内容についてはもっと複雑である。従つてこのテーマはそう明快に論議し切れる性質のものではなく、放射線診断学、技術学の発展とともに古くから論議され続けて現在に至つたものであり、将来もまた繰り返し続けられるであろう。今回の講演は現在の時点における筆者の個人的なアプローチの結果からのX線画像論～X線診断総論の紹介であることを理解して聞いて頂き度い。過去30年近く放射線科で仕事をして来た関係で、日本の放射線学の発達過程を実際に体験していることは諸兄に対して何か参考になればと思う。講演は大要上記の内容目次に従つて進めるが、時間が限られているので、意を尽さない所は、内田勝他編、放射線画像情報工学(II)を参照されたい。最も良い画質の写真は誰が見ても最も良いものでなければならないし、また見つづけてあきることのない美しいものである。そしてこれを作成する過程は唯一つしかなく、その過程を正しく再現すれば、何時でも、どこでも、誰でもが同じものを作成できる。サイエンスとして、曖昧性、不明瞭さ、主觀性、第6感、名人芸的センス等を出来る限り排除し、客觀的な、よりクリヤカットな診断へ指向する方法論的、技術的進歩、これが放射線診断の歴史であり、また未来でもある。放射線像の画質もまたこの流れに沿つたものでなければならない。科の如何をとわず、“放射線医”自身も常にこれを心がけなければなるまい。患者に対する経済的、身体的および放射線被曝の負担をできるだけ少なくして、最大の診断情報を得ようとする放射線診断の基本的態度は時代の移り変わりに影響されることのない根本原理であることを強調しておきたい。

〔第6回 分科会 研究発表会抄録集〕

1. X線写真のウィナー・スペクトルの測定

京都工芸繊維大学 山内幸彦, 中森伸行, 金森仁志

X線写真の粒状性の評価にはウィナー・スペクトルをよく使います。ウィナー・スペクトルを求めるには一様に露光し、現像した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、その結果を計算機でフーリエ変換し2乗します。マイクロデンシトメータで濃度測定を行なう場合スペクトルをどの程度の空間周波数まで求めるかによって測定器のスリット幅に制限が加わります。このために試料のフィルム濃度が高くなると光量が不足して測定ができなくなる場合が生じます。そこで高濃度フィルムのスペクトルを測定するため測定器のスリット幅を広げて濃度測定を行ない、その結果を補正する方法を試みました。以下スペクトルを空間周波数 $100/\text{mm}^2$ まで求める事とします。周波数 $100/\text{mm}^2$ までスペクトルを求めるには、スリット幅を $5\mu\text{m}$ 程度にする必要があります。測定器の伝達関数がスリットだけによるならばスリットの透過関数は矩形波とみなせるのでそのスリット幅を a とすると真のスペクトル $W(\omega)$ と測定したスペクトル $W'(\omega)$ の関係は次の様になります。

$$W'(\omega) \propto [\text{sinc}(a\omega)]^2 W(\omega)$$

この様に考えればスリット幅を広げても求めたスペクトルをそのスリット幅に対応する sinc 関数の2乗値で割ると真のスペクトルが求まります。しかし実際には sinc 関数に零点があるためにこの様な補正是うまく行きません。そこでスリット幅 $5\mu\text{m}$ で求めたスペクトルとそれ以上に広げて求めたスペクトルの比を求め、この値がスリット幅の異なる場合の測定系の伝達関数の比を示していると考えてスリット幅を広げて求めたスペクトルをこの比で割る事によって補正を行いました。その結果、スリット幅を $25\mu\text{m}$ に広げても $5\mu\text{m}$ の場合とほとんど変わらないスペクトルを求められる事がわかりました。また、この様なスペクトルの比と、スリットだけの影響を考えた場合の伝達関数の比である sinc 関数の比の2乗値と比べるとその傾向は非常によく似ていました。この事から測定系の伝達関数はスリット幅によって大きな影響を受ける事もわかりました。以上の結果を使って増感紙-フィルム系のウィナー・スペクトルを比較的高濃度まで測定しました。使用したフィルムはKX、増感紙はFSです。結果は1

図の様に濃度が上がるに従ってスペクトルも低周で増加していました。またスペクトルの他に濃度の2乗平均と濃度との関係も調べましたがこれもが上がるに従って2乗平均値が増加する傾向にありました。この事はスペクトルが低周波数で増加するよく対応がとれています。

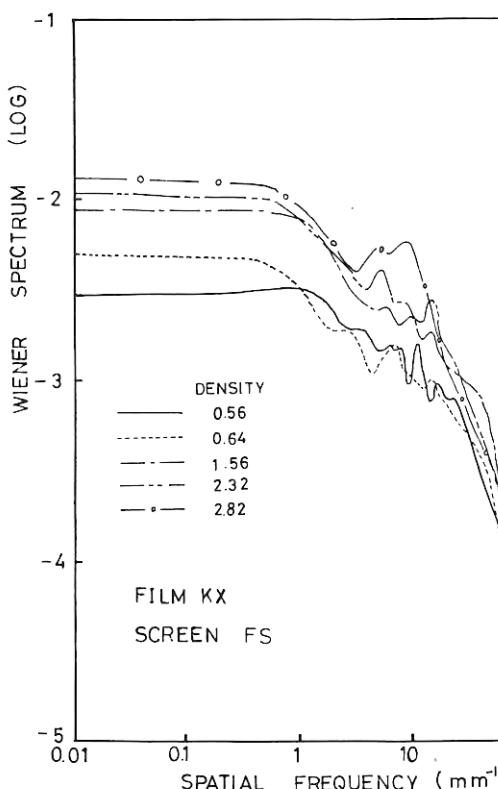


図 1
スペクトルの濃度依存性

次に測定系のレンズの焦点深度がスペクトルにどのような影響を与えるかを調べました。X線写真に面に感光乳剤があるために粒状性も両面でできまとって測定系のレンズの焦点深度がフィルムの厚り短ければどちらかの面の粒状性はぼけたものでいる事になります。この事を確かめるために片乳剤をはがした場合のスペクトルと、両面ともに

がある場合のスペクトルを比較してみました。その結果両面ともに乳剤のある場合のスペクトルは片面にしかない場合で、ピントをぼかして測定した場合のスペクトルと似た傾向にありました。即ち両面に乳剤のある場合はやはりどちらかの面の粒状性がぼけている事になります。この事より現在私達が使用しているマイクロデンシトメータのレンズの焦点深度は $100 \mu\text{m}$ 以

下 (X線フィルムの厚さは $100\sim200 \mu\text{m}$) なのではないかと推定できます。従って X線写真の濃度測定を行なう場合は焦点深度の十分長いレンズを使うか乳剤を片面はがして行なうのが良いのではないかと思います。

最後に、本研究を行なうに当り、マイクロデンシトメータを使用させていただいた本学写真工学科の田中先生、三宅先生、西城先生に深く感謝します。

2. 遠心力法による I.I 出力けい光面の改良

島津製作所 医用技術部 吉村公男、橋詰辰夫

1. はじめに

近年 I.I が著しく改良されたのは、CsI を用いた入力けい光面が出現したからである。しかし、最終出力像を作る出力けい光面も I.I の性能を決定する重要な要素である。

ここでは、新たに開発した解像力、コントラスト、粒状性の良い出力けい光面の製作法と試作品の特性について述べる。

2. I.I の出力けい光面に要請される性能

図 1 に出力面の断面と問題点を記す。ここでは、解像力、コントラスト及び粒状性の改良に努めた。

3. 製作法

出力面の製作法は種々あるが主なものを図 2 に示す。各方法は一長一短があるが、最近の I.I は遠心力法か、電気泳動法(電着法)を採用している。筆者らは、新しい遠心力法を開発し良い結果を得た。

その製作法は図 3 に示すように、基板ガラスにコロイド物質の膜を作りけい光体粒子をその中に遠心力で圧入沈殿させる。

この方法により、薄くて、ピンホールが少なく、充填率のよいけい光面を得ることができた。

なお、基板ガラスにはダークガラスを用いた。その結果、コントラストが向上した。コントラストの測定法及び結果は次に記す。

4. 結果

試作したけい光膜の顕微鏡写真を図 4~6 に、電着法のそれと比較して示す。後の 2 つの写真は SEM によるものである。

この写真から新しい方法で作ったものは表面が滑かで、内部は緻密に仕上っていることが、はっきりと分る。

次に膜の面密度 (mg/cm^2) と輝度の関係を図 7 に示

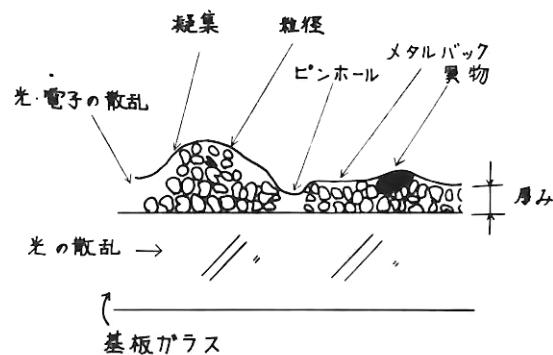


図 1

1. 重力沈降法

2. 遠心力法

3. PVA 法(感光膜法)

4. 電気泳動法(電着法)

5. スプレー法

6. 気中沈降法

7. オリ他

図 2

す。これからも粒子が密に配置されているのが分る。

図8は基板ガラス内の光散乱の様子を示す図である。図9はコントラストの測定法を、図10はその結果を示す。

5. おわりに

新しい遠心力法で I.I 用出力けい光面を作り好結果を得た。ことに、粒状性が著しく改善された。また、緻密な構造を有するため、同じ面密度であれば、薄い膜厚が得られた。

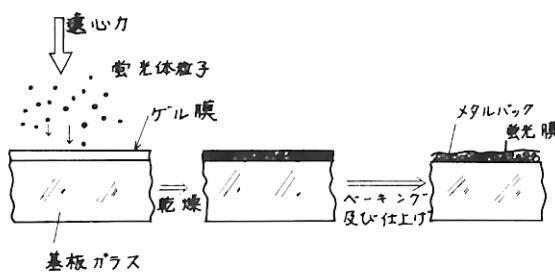


図 3

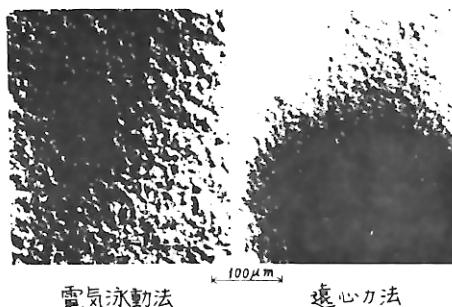


図 4

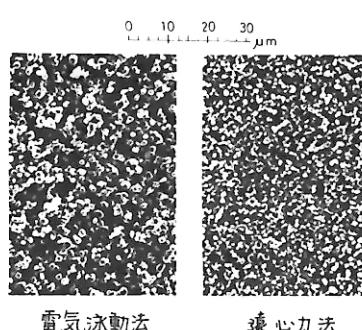


図 5

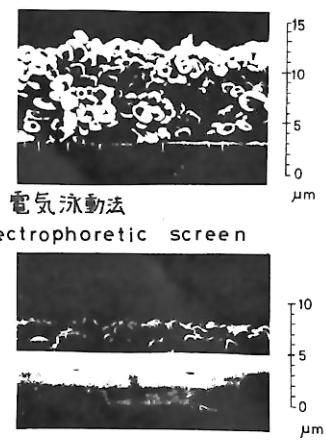


図 6

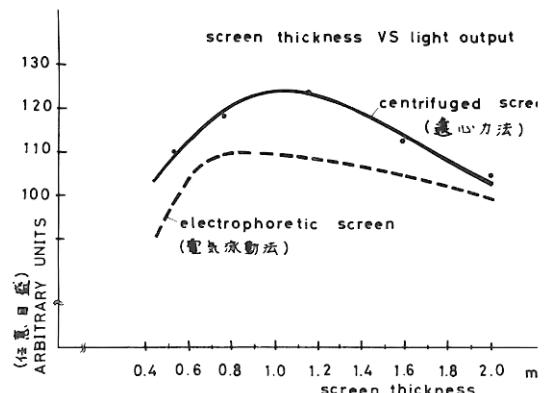


図 7

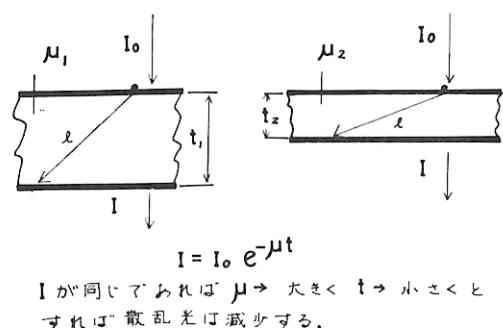


図 8

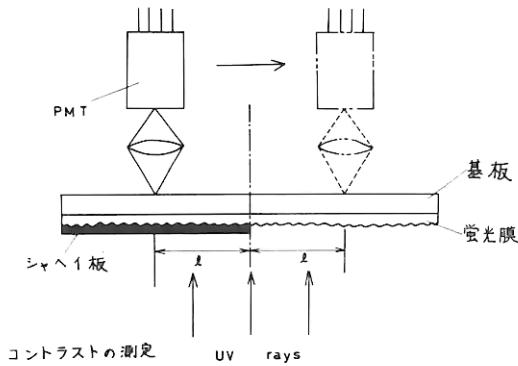


図 9

製作法	ガラス層及び光透過率	コントラスト
電着法	1 mm, 85 %	34
熱心力法	1 mm, 70 % *	71
	1 mm, 50 % △	69
	0.5 mm, 83 % *	74
	0.5 mm, 70 % △	85

* , △印は各々同一ガラスである。

図 10

3. 増感紙-フィルム系MTFの 関数近似と画像評価への応用

阪大微研病院 山崎和江, 寺田央
島津製作所 医用機器 福西勝司

(目的)

X線撮影系に含まれる各系の情報量低下の要因を定量的に知る上で不可欠である。MTFの関数近似の試みには、計算処理の能率化、情報内容の解析等 MTF の拡張応用へ進展させるため、これまで種々の Exponential 近似が有用されてきた。今回、増感紙-フィルム系の MTF を関数近似する別法 (Burgess : 1978) として Error Function を適用し、従来の手法との近似精度の比較及び有用性について検討した。
(近似関数の導出)

Error Function による MTF は、 α 及び U_0 をパラメータとして次式に表わされる。

$$MTF = 0.5 \operatorname{erfc} \left[\alpha \ln \left(\frac{U}{U_0} \right) \right]$$

又、標準的な Error Function は

$$\operatorname{erfc}(x) = \frac{2}{\pi} \int_x^{\infty} e^{-t^2} dt$$

として得られ、変数変換及び積分公式の適用により、計算処理が可能な次式を得る。

$$MTF = 0.5 - \frac{1}{\sqrt{2}\pi} \int_0^{\sqrt{2}x \ln(U/U_0)} e^{-t^2} dt$$

(α 及び U_0 の決定)

横軸に空間周波数を対数目盛で、縦軸に MTF 値を正規分布の分布関数として表示した対数正規確率紙上に、MTF データをプロットするとある勾配をもった直線となる。まず U_0 値は MTF が 0.5 における空間周波数として求められる。又、 α 値は U_0 が 1 のだけ移行した時の空間周波数を U とし、その時の MTF の変化量から、それを Fig. 1, 2 行目の等式に適用することにより求められる。つまり、 α はこの直線の勾配を表わす。

なお、プロットしたデータの linearity が近似の精度を左右する。

(近似精度)

Fig. 2 は、今回使用した増感紙-フィルム系のデータから得られた U_0 , α 及び近似精度を表わしたものである。これによると、総合的に 0.8 ~ 2.3% 程度の精度で近似されている。又、これらの系について他の関数近似を行なうと、全般的に Error Function に比べてその SE 値は大きくなつた。つまり Error Function は希土類系の特性によく適合し、高精度な近似が得られると同時に、CaWO₄ 系でも十分適用出来る精度が

得られることがわかった。

(近似関数の応用)

応用の一例として、MTFの2乗の積分法から得られる電気系の理論による等価帯域巾を求めてみた。Fig 3 の f_e は、等価帯域巾を LP/mm で示したもので、系の単一評価尺度として一変数で表わしたものである。又、Fig 3 下の公式から、 f_e の2倍の逆数は Schade らの求めたボケの程度を表わす値である。

(結論)

今回のError Functionは、近似関数として従来の手法に比べ容易に求められ、又、広い周波数域でかなりの精度で近似できることがわかった。今後、これらの2乗積分値の考え方から、写真の粒状性まで考え、像の情報内容の計算にまで進展させることが出来ると思われる。

Fig. 2

Screen	U_0 (LP/mm)	α	SE *	Fit
F S	1.75	0.63	2.1	R
M S	1.33	0.61	2.3	R
H S	1.13	0.67	2.1	R
L F-II	2.00	0.63	1.9	R
L T-II	1.67	0.67	2.2	R
L H-II	1.38	0.71	2.2	R
G TS	1.43	0.69	1.1	R
G TH	1.20	0.72	0.8	R
G-4	1.27	0.68	1.6	R
G-8	1.07	0.72	1.5	R
STD	1.51	0.66	2.3	R

$$* \text{ SE} = \sqrt{\frac{\sum (S - S_c)^2}{N - 2}}$$

SE Standard Error
S measured MTF
Sc calculated MTF
N number of data po

Fig. 1

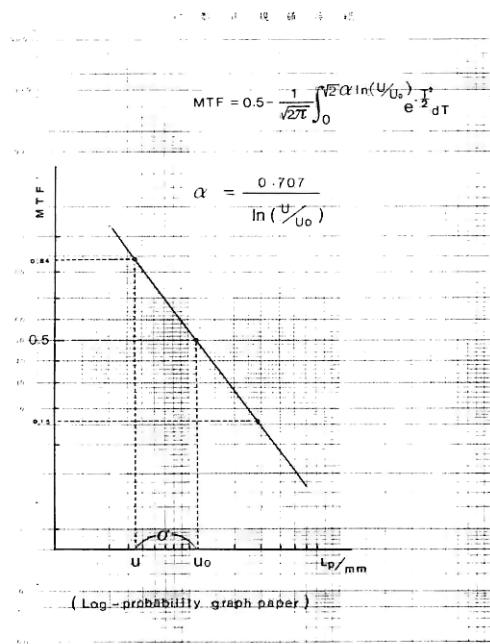


Fig. 3

Screen	f_e (LP/mm)	N_e^{-1} (mm ⁻¹)	*
F S	1.37	0.36	
M S	1.05	0.48	
H S	0.88	0.57	
L F-II	1.53	0.33	
L T-II	1.32	0.38	
L H-II	1.08	0.46	
G TS	1.12	0.45	
G TH	0.94	0.53	
G-4	0.99	0.51	
G-8	0.83	0.60	
STD	1.18	0.42	
MA-II	3.15	0.16	

$$* N_e^{-1} = \frac{1}{2 \cdot f_e}$$

$$\left[f_e = 0.78 + 0.80 \times U_0 \right]$$

4. X線拡大ステレオ撮影と その読影に関する若干の検討

滋賀医大・放

山崎 武，陶山純夫，小水 満，近藤康雄

レントゲン形態学の立場から筆者らは、断面写真を除く一般のX線画像に含まれる3次元情報の読み取りについて検討しているが、今回はステレオ画像および拡大ステレオ画像の3次元的読影について若干の考察を加えた。

I 3次元視覚成立過程（X線読影過程）

表(1)に3次元視覚成立過程のシェーマを示す。従来ステレオ診断で主として扱われて来たものは、実体の幾何学的視覚空間（Geometrical Visual Space）への実空間からの写像GV（Geometrical Vision）である。然し読影に際しては更に高次の心理的視覚空間（Psychological Visual Space）が存在し、GVからこれへもう一度写像されたPV（Psychological Vision）が存在すると考えると単眼の3次元視覚と対応し易い。表(2)は2次元画像を単眼視する場合の観察距離の変化に伴う3次元視覚像PVの変化を示す。知覚の恒常性やLinear Perspective等視覚の法則に基くものと思われる。ステレオ視の場合のGVからPVへの写像については未だ良く分らないが、今後更に検討を進みたい。

II 拡大ステレオ診断に関する諸問題

拡大ステレオ写真の読影に際しては表(3)の様な多くの問題がある。GVに関しては光画像とX線画像を対比した高梨氏の優れた解析によってかなり理解し易くなった。筆者らも幾何学的作図によりGVの歪みを検討したが、ortho視の場合でも観察系を撮

影時のGeometryに合致させないとGVは必ず歪み、正しい実体診断はできないと思われた。唯基準眼（Normalized Eye, 仮称）NEの場合、即ち、 $IPD/FFD = EFD/FFD$ の状態では、画像をこの比率で縮小して接近観察すれば、相似形で縮小されるが完全な実体診断が可能である。図(1)は基準眼の場合に、観察距離によるX線管シフト角度選択の為のノモグラムである。FFDの $1/10$ シフトと云うのは6.3 cmの距離から観察する場合に相当する。

A 直接拡大ステレオ法

X線管を6.3 cmシフトし、左右焦点位置に両眼を置いて観察するか、或は基準眼の状態で拡大画像をEFD/FFD比に縮小して接近観察するか、何れかの方法で歪みのない完全実体視が可能となる。拡大画像へ単純に眼を近づけてステレオ観察する等、上記以外の観察方法ではGVは歪む。

B 間接拡大ステレオ法

基準眼の状態で、縮小しない元のままの密着ステレオ撮影画像へ単純に接近してステレオ観察する事は、間接拡大画像を、元の画像を撮影したGeometryのまま両焦点位置からステレオ観察する事と等価である。この場合は被写体内各部の深さによってXY方向の拡大倍率が異なる為像の歪みは避けられず、完全実体視はできない。唯せまい範囲のみを観察したり、遠距離密着撮影する様な場合は部分的に拡大率は略一定となり近似的に実体視できる。

3次元視覚成立過程（X線読影過程）
(表 1)

空間 (SPACE)	実空間 (RS)	→2D画像	→幾何学的 視覚空間 (GVS)	→心理的 視覚空間 (PVS)
単眼視	実体	→2D画像		→心理的 3D視覚像 (PV)
両眼視	実体	R画像 L画像	→幾何学的 3D視覚像 (GV)	→心理的 3D視覚像 (PV)

(表 2)

2次元画像の観察距離と3次元視覚像(PV)
の変化

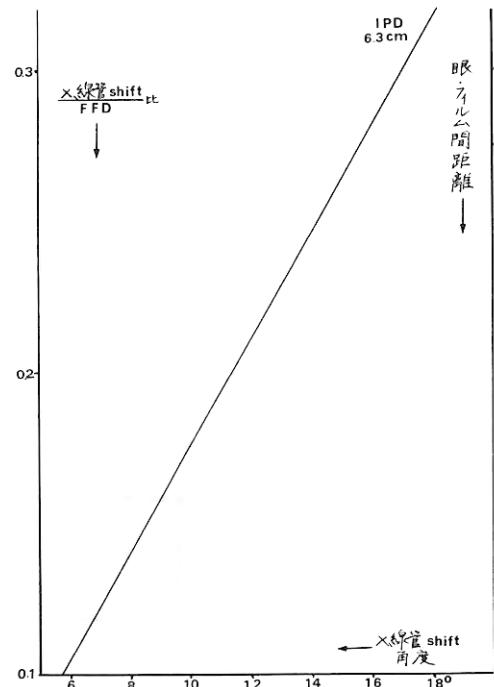
観察距離	接近視 (拡大視)	遠隔視 (縮小視)
X・Y 方向 (左右・上下)	遠: 拡大 近: 縮小	遠: 縮小 近: 拡大
Z 方向 (奥行)	短 縮	延 長

(表 3) 3

拡大ステレオ診断に関する諸問題

- 1 撮影距離(FFD)と観察距離(EDF)との関係
- 2 焦点シフト(IFD)と瞳孔間距離(IPD)との関係
- 3 フィルムを左右へずらす時の幾何学的3次元視覚像の変化
- 4 Ortho 視と Pseudo 視の問題
- 5 FFD, IFD の変化に伴う幾何学的3次元視覚像の変化
- 6 ×線拡大ステレオ撮影フィルムの観察法
- 7 左右フィルムを大きさ光学的に拡大した場合の観察法
- 8 ステレオの奥行分解能の定量的測定法の問題
- 9 ステレオビューアーの最適方式の問題
- 10 単眼の3次元視覚と両眼視の相関関係

(図 1)



5. CT 画像の 3 次元立体表示 に関する研究

神戸大学医学部放射線医学教室 松尾 導昌

〔緒 言〕

X 線写真は、3 次元の構造物である人体を 2 次元フィルムに投影したものである。しかしながら、CT 画像においては少しニュアンスが異なり、3 次元情報を持った 2 次元画像といってよいと考えられる。各スライス面で、CT 像上の吸収係数を絶対値的な意味では信頼はおけないにしても、3 次元情報という意味ではほぼ満足されるものといえるであろう。これら CT 画像を用いて、3 次元画像への復元、すなわち、3 次元画像構築は生体情報の 3 次元的立体把握をより容易にし、診断あるいは術前検討に一層多くの情報を提供するものである。ここにわれわれは、2 次元 CT 画像からの 3 次元立体構築そして 3 次元立体表示を試みたので報告する。

〔3 次元立体表示システムの構成と処理手順〕

われわれの開発したシステムの構成を図 1 に、全体の処理手順を図 2 に示す。主要な演算処理は FACOM 230-38 中型計算機でおこなわれる。2 次元の輪郭情報から構成された 3 次元立体像はリフレッシュ型グラフィック・ディスプレイに出力される。立体像は任意の視点から表示でき、輝度レベルを適当に変化させることにより、奥行き感を与える機能をもつとともに、ローテーション機能によって連続的に回転を行なえ、良好な立体感を得ることができる。また任意の断面で立体像を切断することにより、対象の内部を覗入することができ、空間的な立体的位置の把握が容易となっている。

処理手順の詳細を以下に示す。

(1) データ収集

EMI 1010 または EMI 5005 からの画像情報を MT を介して得る。

(2) 前処理としてスムージングをおこなう。

(3) 対象の輪郭抽出

- (i) デジタイザを用いた医師による抽出
- (ii) 領域法による自動輪郭抽出
- (iii) 二者併用による輪郭抽出

(4) 3 次元立体構成

輪郭抽出された 2 次元画像群から、図 3 に示すような手順にもとづいて 3 次元立体像を構成する。

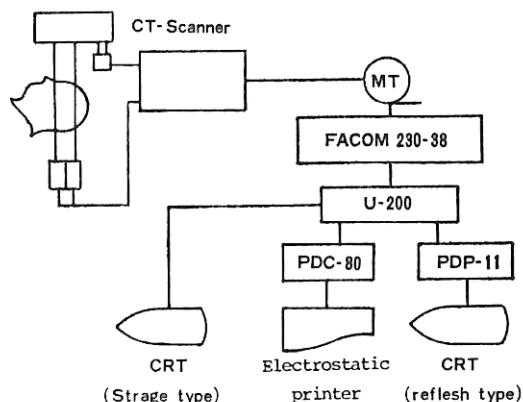


図 1 システム構成

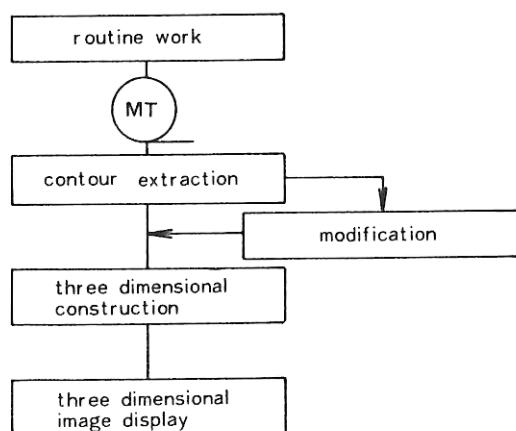


図 2 データ処理の流れ図

(i) 抽出された2次元輪郭像の配置

図4に示すように抽出された2次元画像を各スライス間の間隔に従い、XY平面に平行になるようにXYZ空間に配置する。

(ii) 交点列の抽出

CT像上の抽出された輪郭線と直交する面、すなわち図4では、XZあるいはYZ平面に平行な面との交点列を求める。これがすなわち求める3次元立体像の切断面上の点列と考えることができる。この交点列をC₂級のスプライン曲線にて連結し、スムーズな閉曲線を構成せしめる。この閉曲線を平行な切断面上に次々と求め、3次元的に配置する。

(iii) 体積の推定

切断面の閉曲線を求めていく過程において、平行切断面の間隔を適当に短くとり、各閉曲面内の面積を台形公式にて求めていき、体積を算出する。

(iv) 3次元立体表示

スプライン曲線により得られた3次元輪郭は、表示用データとして記憶され、リフレッシュ型グラフィック・ディスプレイに表示させ、立体像を得る。

〔結果〕

非常に立体感あふれる像を得るのに成功するとともに、ファントーム実験による体積推定も良好な結果を示した。これを用い、実際の臨床において頭部CT、胸部CT像の3次元立体像を得、診断、治療方法の検討に有用であることを確認した。

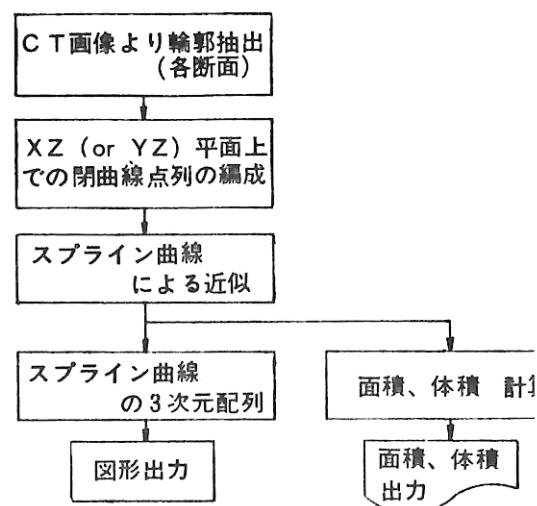


図3 3次元化の手順

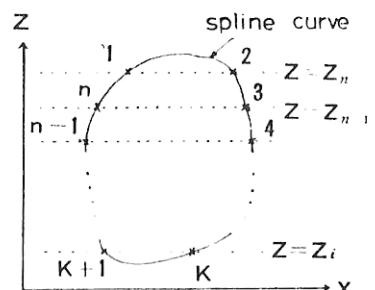
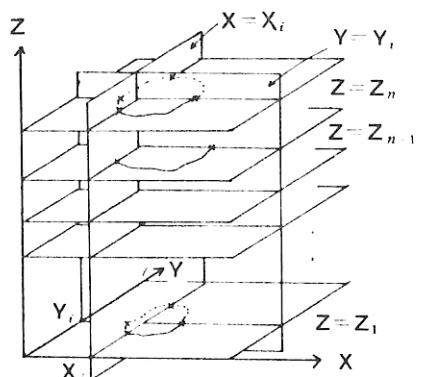


図4 CT像の立体構成における概念図

6. エントロピーによる CT 画像の評価

〔I〕 頭部用 CT スキャナー

行岡医学技術専門学校放射線科

桂川茂彦，武田光弘，富園睦夫
岐阜大学工学部 内田 勝

1. はじめに

放射線画像の評価は、正確さと精密さの両者の評価をなさねばならない。CT 画像の精密さに影響を与える因子は数多くあるが、これらを総合的に単一数で評価ができれば、CT を利用する側にとって簡明かつ有効な評価法になる。ここでは内田らが開発した総合的な単一評価が可能なエントロピ法⁽¹⁾を頭部用 CT スキャナーの画像の精密さの評価に適用したので報告する。

2. 実験および結果

実験に用いた頭部用 CT スキャナー A, B のスキャン条件および特性を Table I に示す。Fig. 1 に示すように CT スキャナーでスライスされるファントムはテフロンおよびアクリルで構成され、中央部に 40 mm の空洞がある。この中に 0, 5, 10, 15, 20 vol % のメチルアルコール溶液を満たす。したがって CT システムの入力は 5 段階に変化するメチルアルコールの濃度である。Fig. 1 のファントムの同一スライス面を、Table I に示すスキャン条件で各濃度に対し 30 回スキャンし、1 つの CT スキャナーに対し合計 150 回のスキャンを行なう。各スキャンで得られる 1 画素の CT 値をシステムの出力とする。これらの結果をもとに Fig. 2 に示す相関表を作成し、入力エントロピー H(X)、出力エントロピー H(Y)、および複合事象のエントロピー H(X, Y) を計算する。伝達情報量 I(X, Y)、伝達効率 η はつぎの式で求められる。

$$I(X, Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y) \quad (1)$$

$$\eta = I(X, Y) / H(X) \times 100 \quad (\%) \quad (2)$$

得られた結果を Table II に示す。Table II の中の番号 1 ~ 9 は Fig. 3 に示すように画素の位置を示しており、1 はファントムの中心に対応する。

Fig. 4 は画素 1 ~ 3 における出力である CT 値の分布を示している。

3. 検討

Table II および Fig. 3 から A よりも B の方が伝達情報量および伝達効率は大きく、CT 画像の精密

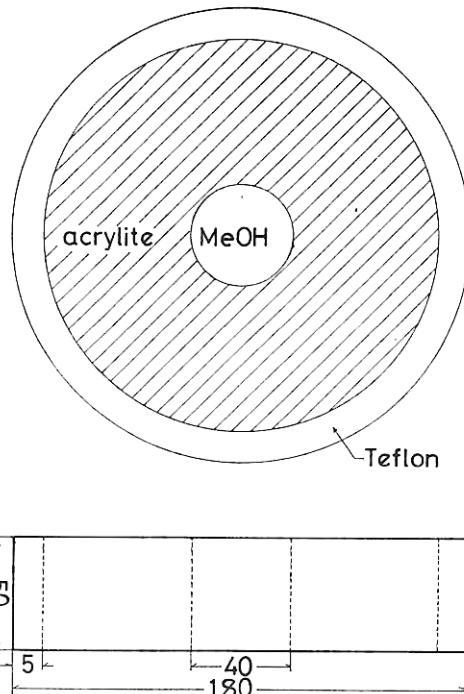


Fig. 1 Construction of the phantom

	A	B
Scan type	Pencil beam	Fan beam
Detector	BGO	Nal
Tube voltage	120 Kv	120 Kv
Tube currents	25 mA	33.3 mA
Scan time	170 sec	80 sec
Scan angle	180°	240°
Matrix size	256 × 256	160 × 160
Pixel size	1.1 × 1.1 mm	1.5 × 1.5 mm
Slice thickness	10 mm	10 mm

Table 1. Scan conditions

		input x			
		X_1	X_2	X_1	X
output y	y_1	n_{11}	n_{21}	n_{11}	n_{x1}
	y_2	n_{12}	n_{22}	n_{12}	n_{x2}
y_3	n_{13}	n_{23}	n_{13}		n_{x3}
y_i	n_{ij}	n_{2j}	n_{1j}		n_{xj}
y	n_{iy}	n_{2y}	n_{iy}		n_{xy}
	$n_{i.}$	$n_{2.}$	$n_{.i}$	$n_{x.}$	$n_{..}$

Fig.2 Matrix of input-output

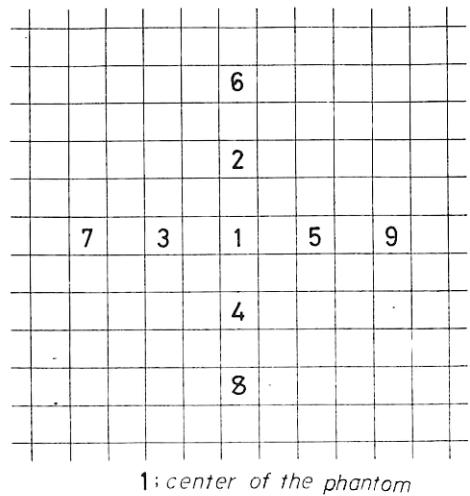


Fig.3. Pixel position

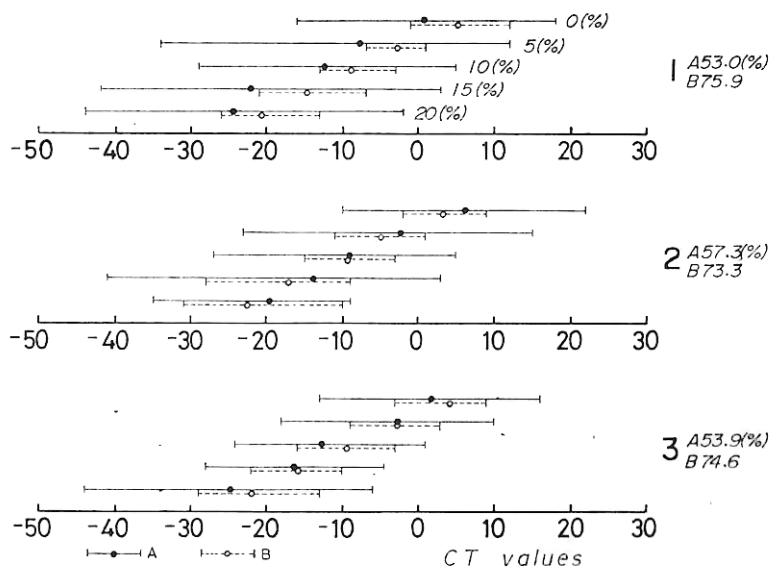


Fig.4 Distribution of the C.T values

Pixel position	A					B				
	$H(x)$ (bits)	$H(y)$ (bits)	$H(xy)$ (bits)	$I(xy)$ (bits)	η (%)	$H(x)$ (bits)	$H(y)$ (bits)	$H(xy)$ (bits)	$I(xy)$ (bits)	η (%)
1	2.32	5.38	6.47	1.23	53.0	2.32	5.04	5.60	1.76	75.9
2	5.28	6.27	1.33	57.3		5.11	5.73	1.70	73.3	
3	5.35	6.42	1.25	53.9		5.06	5.65	1.73	74.6	
4	5.31	6.43	1.20	51.7		4.95	5.58	1.69	72.8	
5	5.31	6.43	1.20	51.7		5.04	5.55	1.81	78.0	
6	5.36	6.44	1.24	53.4		5.06	5.71	1.67	72.0	
7	5.40	6.46	1.26	54.3		5.09	5.65	1.76	75.9	
8	5.30	6.51	1.11	47.8		5.05	5.71	1.66	71.6	
9	5.37	6.61	1.08	46.6		5.01	5.57	1.76	75.9	

Table 2. Actual values of $H(x)$, $H(y)$, $H(xy)$, $I(xy)$ and η

さは優れていると言える。従来、CT画像の精密さはCT値分布の標準偏差だけで評価されていた。⁽²⁾ここで用いたエントロピー法は隣接するCT値分布の重なりの程度を評価することになるので、⁽¹⁾より総合的なCT画像の精密さの評価法であると考えられる。そこでCT画像の精密さに影響を与える因子を標準偏差とCTシステムのコントラスト・スケールだけと仮定した場合、これらの因子と伝達効率との関係を定量的に考察した。CTシステムの入力事象を等確率とし、出力Yは正規分布をなすものとする。連続量に対するエントロピーの計算法に従って伝達効率を求めるとき、Fig. 5に示す結果を

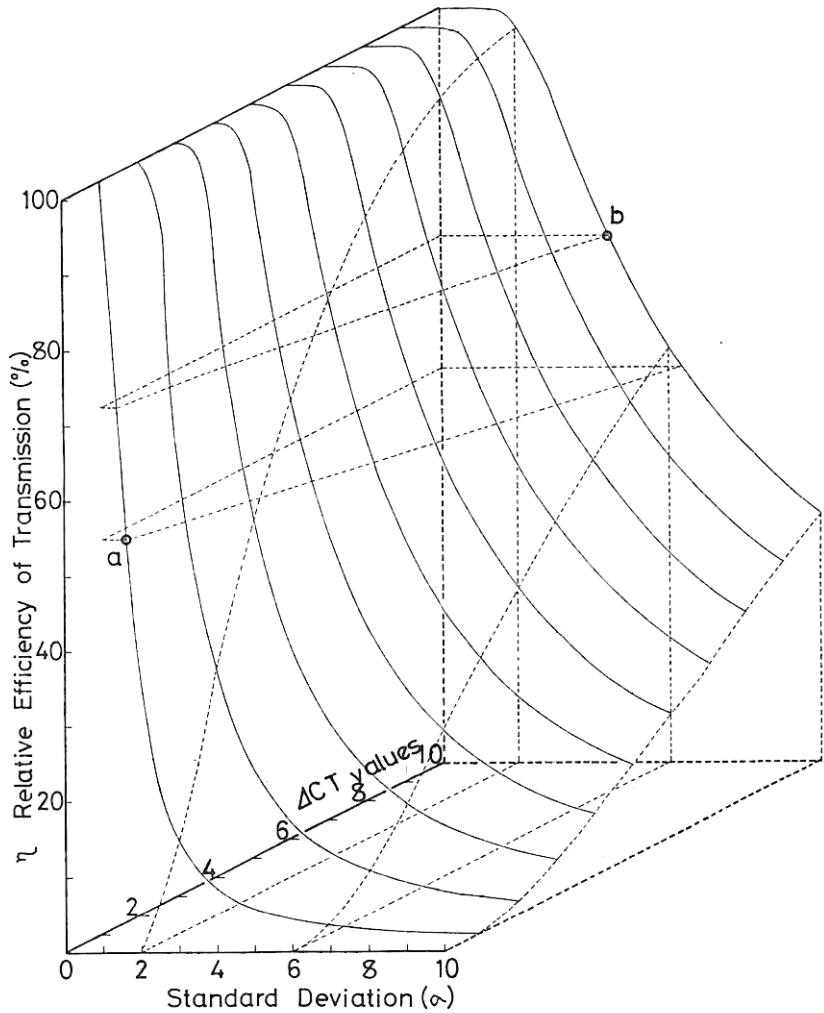


Fig. 5 Calculation of relative efficiency

得た。ここで ΔCT はCT値分布の平均値の差であり、コントラスト・スケールの逆数に比例する量である。Fig. 5においてaとbを比較するとaでは標準偏差 $\sigma = 0.6$, $\Delta CT = 1$, $\eta = 52.5\%$, bでは $\sigma = 4.5$, $\Delta CT = 10$, $\eta = 70\%$ で、 σ はaよりもbの方が大であるにもかかわらず、伝達効率はbの方がaよりも大きくなる。したがってCT画像の

精密さはbの方が優れており、標準偏差だけではCT画像の精密さの評価は不十分であると言える。

参考文献

- (1) S. Uchida and D. Y. Tsai, J. J. A. P., Vol. 17, No. 11, 2029-2034, 1978
- (2) E. C. McCullough et. al, Radiology, 120, 173-188, 1976

7. エントロピーによるCT画像の評価

〔II〕 全身用CTスキャナー

清恵会第2医療専門学院

末吉武広, 藤原治, 蔡篤儀
岐阜大学工学部 内田勝

一般に画像を評価する際にaccuracyではなくprecisionの点に立てば、エントロピーによる評価法によって、单一数値でかつ総合的評価が行なえる。¹⁾今回、我々はエントロピーによる評価法のCT画像の評価への応用として、全身用CT装置2機種について実験を行なったのでこれを報告する。

1. 原理

まずCT画像が再生される過程を、入力Xが物体の吸収係数、出力Yがその再生像のCT値としたときのひとつの情報伝達系とみなす。その際、入力出力とも離散的な確率的情報源であるとし、入力の生起確率分布 $P(X=x_i) = p_i$ は先駆的に与えられるものとする。また入力と出力の関係は出力に及ぼす系のnoiseのため、たとえば入力Xに x_i が送られてもその出力Yは y_1 から y_m までのいずれかの値をとる可能があるとし、このことは条件付確率分布 $P(Y=y_j | X=x_i) = p(j|i)$ で与えられるものとする。この条件付確率分布 $p(j|i)$ は出力に及ぼす系のnoiseを記述するものであるが、これは実際には実験により求まる相対頻度をもってあてはめる。確率分布 p_i と $p(j|i)$ が与えられれば、結合事象の確率分布 $P(X=x_i, Y=y_j) = p_{ij}$ は $p_{ij} = p_i \cdot p(j|i)$ で、出力の生起確率分布 $P(Y=y_j) = p_j$ は $p_j = \sum_i p_{ij}$ で与えられる。一方離散的な確率的情報源のもつ平均情報量すなわちエントロピーはその確率分布を $p(s_i)$ とすると、 $H(S) = -\sum_i p(s_i) \log_2 p(s_i)$ (bits)で与えられるので、以上の確率分布に対して上式にもとづいて、入力のエントロピー $H(X)$ 、出力のエントロピ

$-H(Y)$ 、系の自己エントロピー $H(X|Y)$ が計算できる。以上3つのエントロピーから、系の相互エントロピー $I(X;Y)$ すなわち入力から出力へ正味伝達される平均情報量は $I(X;Y) = H(X) + H(Y) - H(X|Y)$ で求めることができる。伝達効率 η は $\eta = I(X;Y)/H(X) \times 100\%$ で定義され、入力情報源のもつ情報のうち正味出力側に伝達されるのは何%であるかということを示す。この η でもって系を評価するわけであるが、その際入力情報源を同一にして比較しなければならない。

2. 実験方法

入力としてメタノールの濃度を0%から20%まで5%ごとの5段階変化させたときの吸収係数とし、各吸収係数についてその生起確率を $1/5$ とした(スライス回数は各30回)。出力としてあらかじめ定めた9個のpixsell positionのCT値を用いた。すなわち9個のpixsell positionについて伝達効率 η を計算した。実験に使用した全身用スキャナー2機種A, Bについての各スキャン条件はルーチンで使われている標準条件とした。

3. 結果

η は9個のpixsell positionについてすべてBのほうがよく、その平均はAで66.2%, Bで77.1%でBのほうが約15%すぐれているという結果になった。なお従来のaccuracyでの評価法として密度分解能と空間分解能を参考にとりあげれば、密度分解能は0.5%のコントラスト差でAが6mmφ, Bが4mmφであり、空間分解能は12%のコントラスト差でAが1.35mm Bが0.8mmであった、この場合

も両方とも機種Bのほうがすぐれている。

エントロピーによる評価はCT画像のprecisionからの新しい評価として充分に応用できるものである。

最後にこの実験に協力して下さった兵庫医科大学

と近畿大学医学部の各付属病院の技師の方々に深く感謝致します。

文 献

- 1) S. Uchida and D. Y. Tsai ; Jpn. J. Appl. Phys.
17 (1978) 2029.

8. X線写真複製フィルムの伝達情報量

星ヶ丘厚生年金病院

尾上達司，長畠 弘，中山多門，今田順久
大阪大学医療技術短期大学部 山下一也

〔目的〕

X線複製フィルムについては、その正確さ、とくにコントラストやMTF等によってこれまで種々に検討されたが、精密さの評価を行う為に、伝達情報量により、像の再生能の評価を、4社の複製フィルムで行った。

〔実験の装置と器具〕

X線複製フィルム	富士 RX-Dup
	サクラ タイプQD
	デュポン CRONEX(R)
	コダック RP/D

X線写真複製機	TDS-Printer
	富士濃度計 301

アバーチャー 1mmφ

ファントーム アクリル樹脂階段

5.1mm～5.5mmの5段階

5.1mmをステップ1とし

5.2mmをステップ2以下

同様

矩形波チャート フンク製タイプ1

サクラマイクロデンシトメーター

アバーチャー 高さ 300 μm, 幅 10 μm

〔実験の方法〕

- ① 矩形波チャートよりオリジナル像を求め、それを各複製フィルムに複製し、コントラスト法により、それぞれのMTFを求める。
- ② オリジナル像の特性曲線をタイムスケール法によって求め、それを各複製フィルムに複製し、その特性曲線を求める。
- ③ 伝達情報量はファントームにX線を照射し、ステップ3の濃度が0.5, 1.0, 1.5となるオリジナル像3枚を作製し、それを4社の複製フィルムにステップ3の濃度が同じ様になる様に複製し、オリジナル像

及び各複製像共ステップ30点の濃度を測定する。

入力をアクリル樹脂階段のステップ、出力をそれぞれの濃度とする。

伝達情報量の計算は

$$H(X) = -\sum_i p_i \log_2 p_i [bit] \quad \text{入力エントロピー}$$

$$H(Y) = -\sum_j p_j \log_2 p_j [bit] \quad \text{出力エントロピー}$$

$$H(X, Y) = -\sum_{ij} p_{ij} \log_2 p_{ij} [bit] \quad \text{相互エントロピー}$$

$$T(X; Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y) [bit] \quad \text{伝達情報量}$$

$$\eta = T(X; Y) / H(X) \times 100 [\%] \quad \text{伝達効率}$$

で求める。

〔結果及び結論〕

Fig. 1 は伝達情報量の計算結果である。

	OF(0.5)	OF(1.0)	OF(1.5)
H(x)	2.32 **	2.32 **	2.32 **
H(y)	4.06	4.63	4.58
H(xy)	4.96	5.41	5.30
T(xy)	1.43	1.54	1.60
T	61.4%	66.4%	69.0%

	F(0.5)	F(1.0)	F(1.5)		S(0.5)	S(1.0)	S(1.5)
H(x)	2.32 **	2.32 **	2.32 **	H(x)	2.32 **	2.32 **	2.32 **
H(y)	4.41	4.96	4.63	H(y)	3.67	4.88	4.61
H(xy)	5.31	5.76	5.53	H(xy)	4.64	5.31	5.09
T(xy)	1.41	1.42	1.42	T(xy)	1.35	1.90	1.83
T	37.6(61.5)	40.6(61.1)	42.2(62.2)	T	35.0(59.5)	54.2(81.7)	54.5(79.0)
	D(0.5)	D(1.0)	D(1.5)		K(0.5)	K(1.0)	K(1.5)
H(x)	2.32 **	2.32 **	2.32 **	H(x)	2.32 **	2.32 **	2.32 **
H(y)	4.59	5.30	4.00	H(y)	4.45	5.05	4.96
H(xy)	5.18	5.61	4.49	H(xy)	5.03	5.47	5.83
T(xy)	1.74	2.01	1.83	T(xy)	1.74 **	1.91	1.89 **
T	46.0(74.9)	57.6(86.7)	54.5(79.0)	T	46.1(75.1)	54.5(82.1)	56.3(81.6)

Fig. 1

各複製フィルムの伝達効率の()内はそのものの伝達効率である。

Fig. 2 はオリジナル像及び各複製フィルムのMTF

である。

MTFはオリジナル像が最も良く、各複製像は有意の差を認めないが、富士が多少良い結果である。

Fig. 3 はタイムスケール法で作製した特製曲線である。

デュポン及びコダックはオリジナル像に似た特性曲線であるが、富士及びサクラは圧縮された特性曲線を示している。

Fig. 4 はオリジナル像及び各複製像の伝達効率を示したグラフである。

コダック及び富士は全体的に伝達効果は低いがオリジナル像に似た傾斜を示し、サクラは 0.5 が一番低く 1.0 にかけて急上昇で 1.5 にかけてほぼ平行の値を示し、デュポンは 0.5 から 1.0 にかけて急上昇で 1.0 から 1.5 は低下を示している。

X 線写真は濃度の移行の状態を診断していくもので複製像もその移行の状態が複製されていなければならぬから、ある濃度の所の伝達効率だけでは優劣がつけられない。これはオリジナル像に近い伝達効率と同じ傾斜を示すものが情報伝達の再生産が良いといえる。

Fig. 5 はオリジナル像及び各複製フィルムの濃度のバラツキを示したものである。

$\Delta \alpha$ は 1 ステップの濃度の平均値から 5 ステップの濃度の平均値の差であり、SD は標準偏差である。

これらもオリジナル像に近いものが良いといえる。

又臨床写真の複製像の比較においても伝達情報量の実験結果と良く似たものであった。

〔考 察〕

複製フィルムの伝達効率は個々に評価するものではなく全体的に見るものであり、オリジナル像の傾向と似たものが臨床写真との良し悪しと合致した。

今後我々は観察者の観察系を含めた伝達情報量を求める実験をつづけている。

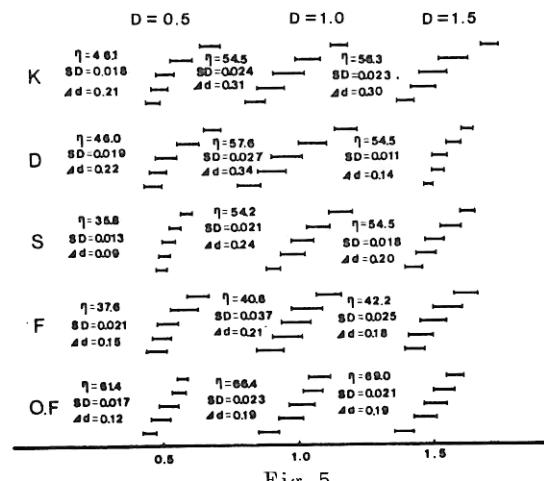


Fig. 5

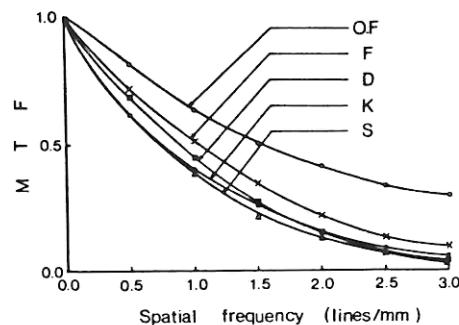


Fig. 2

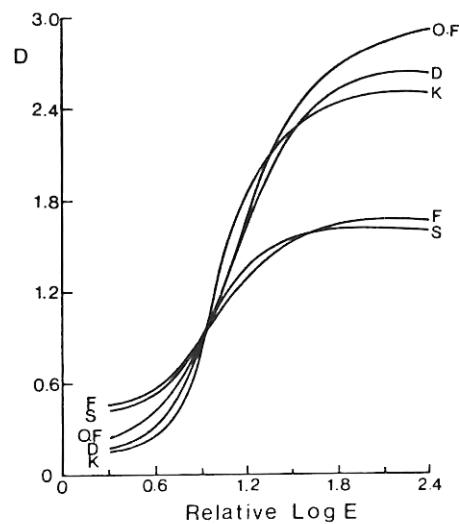


Fig. 3

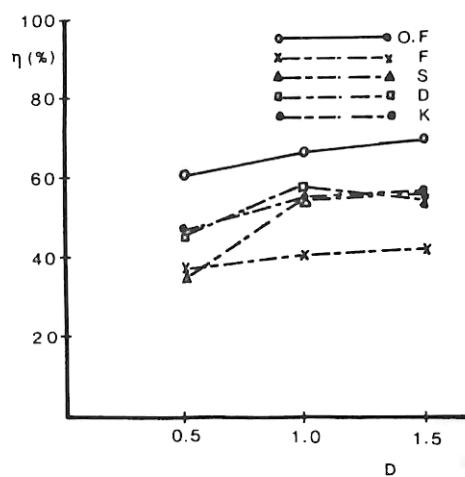


Fig. 4

9. X線管焦点の画角特性が臨床写真に及ぼす影響について

星ヶ丘厚生年金病院

岩家明子，長畠 弘，米岡敏雄，中村喜久男
阪大微研病院 寺田 央，山崎和江

(目的)

X線管焦点の画角特性の影響は、過去に多く報告されている。今回我々は、その臨床写真への実際の影響を調べるために、計算値および測定値から求めたMTFを比較・検討した結果、いくつかの疑問点が生じ、それについて若干の考察を行ったので報告する。

(方法)

測定方法は、フィルムの各点におけるMTFを求めるために、 $0.1 \text{ mm}/\text{pb}$ のスリットを使用し、FFD 120 cm、スリット-to-フィルム間距離 20 cm とし、図1に示すように9カ所に並べて、X線管に平行および垂直と撮影したスリットの傾斜は、斜入効果を防ぐためであり、焦点に対して各点とも垂直になるよう計算により求めた。

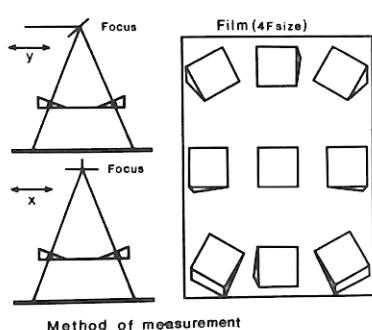


図1 測定方法

計算値から求めたMTFは、文献による近似式(図2)を使用し、X線管焦点直下の焦点面レスポンス関数を上記と同様にして求め、その空間周波数に、X線管の長軸方向の各点のMTFを求める場合は r_1 を、短軸方向の場合には r_2 をかけることによって求めた。

(結果)

計算値から求めたMTFを図3に示す。番号は、フィルム面上での各点の位置を表わしている。また①・③および④・⑥等が同一のクラフであるのは、その各点が左右対称、つまり近似式での β の値が等しいため

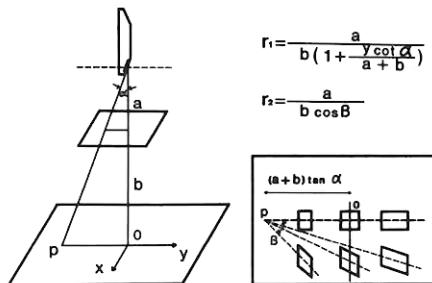


図2 文献による近似式

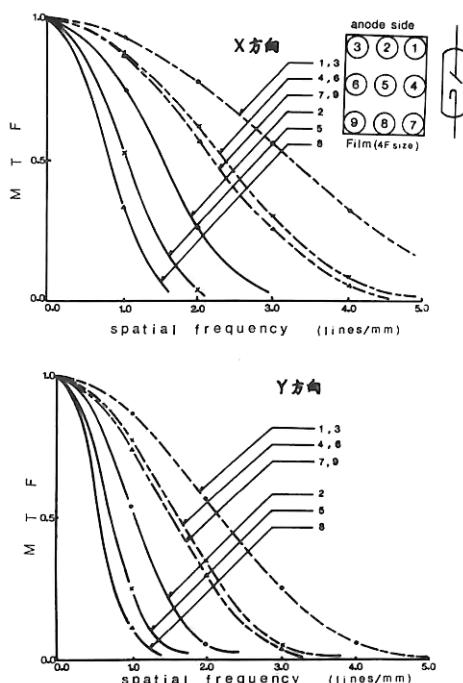


図3 近似式を使用し、計算値から求めたMTF

である。長軸方向のMTFの変化は、図3の下のグラフで比較し、①・④・⑦、②・⑤・⑧ともに陰極側へ近づくにつれてMTFは悪くなっている。これは、みかけ上の焦点が陰極側ほど大きくなるためと思われる。しかし、①・②・③および④・⑤・⑥等の短軸方向の変化が予想に反して大きく、また陽極側に最も近い②の位置のMTFよりも、みかけ上の焦点の大きい⑦・⑨の点でのMTFの方が非常に良い傾向を示している。次に測定値との比較をしてみる。

図4は、管軸方向の測定値と計算値からのMTFの

比較を示す。計算値の場合、どのグラフも陽極側(①, ②, ③)のMTFが最も良く、陰極側ほど悪くなっている傾向を示している。この傾向は測定値の場合でも同じであると思われる。次に、管軸に垂直な方向の測定値と計算値からのMTFの比較を図5に示す。これらのグラフでは、計算値の場合、フィルム面上の両端①・③, ④・⑥および⑦・⑨のMTFの方が、中央の点②, ⑤, ⑧より良い値を示しているのに反して、測定値では、中央の点のMTFの方が良い値を示している。以上のことにより、計算値より求めた長軸方向の

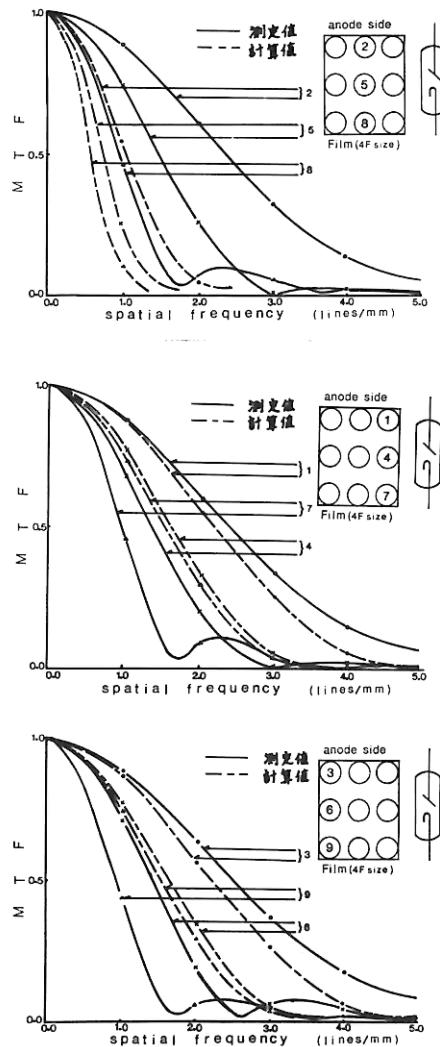


図4 測定値および計算値から
求めたMTFの比較
(管軸方向)

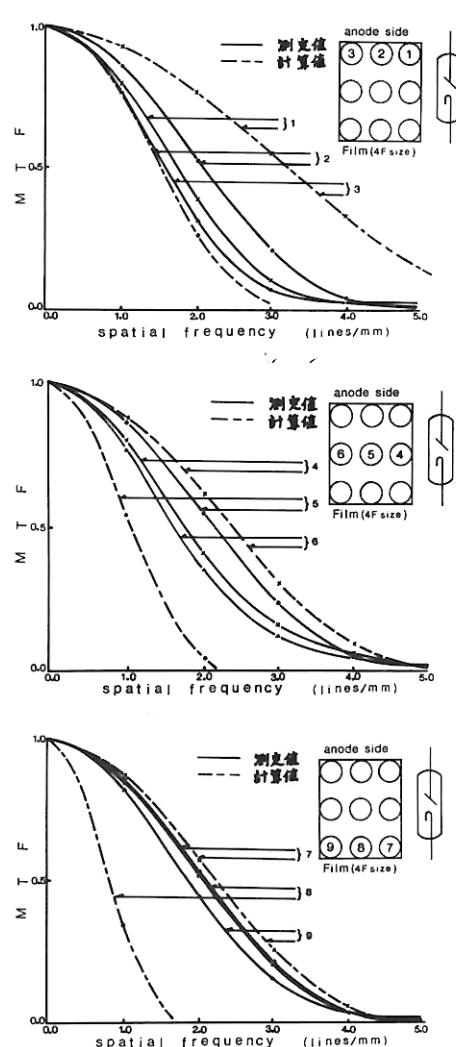


図5 測定値および計算値から
求めたMTFの比較
(管軸に垂直方向)

MTF の変化は、実際の MTF と同じ傾向を示すと考えられるが、短軸方向では、計算値と測定値による MTF は反対の傾向が得られ、測定値の場合短軸方向にはそれほどの差がなく、計算値とはそぐわない結果が得られた。

(考 察)

そこで、我々は近似式について若干の検討を行った。図 6 は、測定値と我々の仮定した近似式から求めた MTF との比較を示す。我々は、図 2 の近似式より $\beta = 0^\circ$ の時、 $r_1 = r_2$ となるはずであると考え、検討した結果、図 6 にあるような式を仮定した。これは、 r_1 をかけることにより管軸方向の MTF を求め、その各点での空間周波数に r'_2 をかけることにより、その点から管軸に垂直に移動した点の MTF を求めようとするものである。この場合、 $\frac{1}{\cos \beta}$ は $\beta = 0^\circ$ の時 1 であるので $r_1 = r'_2$ となる。しかし、図 6 の比較では仮定式から求められた MTF は、もとの近似式のものより測定値に近づくが、中央の点の方が端よりも MTF が悪くなる傾向は変化なかった。

これらのデータは、特定の X 線管焦点についてであり、仮定式も最初の考察でしかないもので、今後さらに数種の焦点におけるデータを求めると共に近似式についても再検討を加えていきたい。

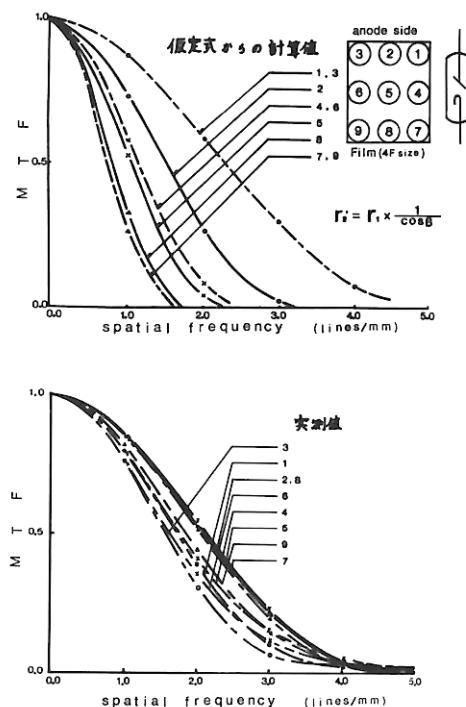


図 6 仮定式から求めた MTF
と測定値の比較

10. 人間知覚系をふくむ多変量解析

(I) 三変量解析(知覚, 写真濃度, 評価)

山口大学医学部付属病院

大塚 昭義

岐阜大学 工学部

内田 勝

1. はじめに

写真濃度は、物理的に定義されるが、同一濃度でも人間の知覚系にうつたえる感じは、観察者によって異なる。

人間知覚系をとらえる方法としては、ROC 曲線や情報理論におけるエントロピーなどによる評価がある。

本研究では、従来定量化されることのなかった人間の知覚による評価=視覚による写真濃度=の信頼性を、エントロピーの手法を用い、情報量であらわした。

2. 実験

頭部ファントムを用い、濃度を 17 種類変化させて 255 枚のフィルムを作成し、入力とした。観察者は、医師、技師各 4 名。評価は、(I)低濃度・不可 (II)若干低濃度・不明 (III)濃度適正 (IV)若干高濃度・不明 (V)高濃度・不可 の 5 段階とした。

3. 結果

Fig. 1 に観察結果の 1 例を示す。この分布より、写真濃度(X)と視覚による濃度評価(Y)のエントロピーを求めた。また、観察者(Z)を加えて三変量と

し、それぞれの確率分布より相互情報量を求めた。結果を Table 1, 2 に示す。ついで、観察者 A (放射線技師) と E (放射線医) の評価に対して、各観察者の一致度を伝達情報量であらわした。これを Table 3 に示す。

4. 結論と考察

視覚による写真濃度は、観察者によって相当異なる。Fig. 1 より、評価があいまいなほど、エントロピーは小さい。(Table 1) は、評価に必要な情報のうち、入力(X)から得られる割合を示している。

観察者別では、医師より技師の方が入力(X)より得る情報量が多い。

[Table 2, I(X, Y)] これは、医師と技師の写真の見方による相違と考えられる。観察者から得られる情報は、医師の方が多い。[I(Y, Z)] 変量 X, Z を結合して考

observer	$H(y)$ (bits)	$H(x,y)$ (bits)	$I(x,y)$ (bits)	η_x (%)	η_y (%)
A	2.084	4.492	1.762	42.3	84.5
B	2.043	4.617	1.596	38.3	78.1
C	2.053	4.605	1.618	38.8	78.8
D	2.258	4.849	1.579	37.9	69.9
E	1.987	4.706	1.451	34.8	73.0
F	2.205	4.740	1.635	39.2	74.1
G	2.198	4.771	1.597	38.3	72.7
H	1.494	4.744	0.920	22.1	61.6

input $H(x) = 4.170$ (bits)

Table 1

ることにより、医師の方が変量 Yについて、より多くの情報を得ている。[I(Y, XZ)] Table 3 から、観察者 E より A の方が各観察者に対する伝達情報量が多い。また、一般に医師の方が安定している。

以上、総体的に技師の方が個人によるばらつきが少なく、得られる情報量も多いようであるが、例数

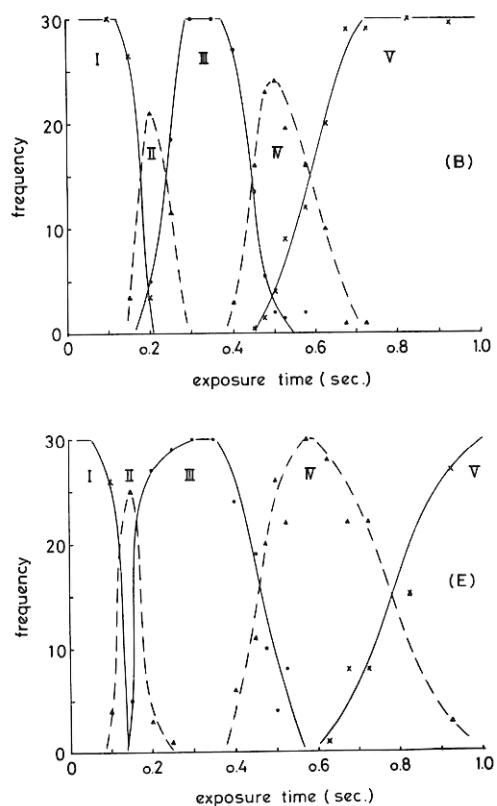


Fig. 1

Technolo gist	Doctor		Total
	A ~ D	E ~ H	A ~ H
$H(x)$	4.170	4.170	4.170 (bits)
$H(y)$	2.143	2.151	2.171
$H(z)$	2.000	2.000	3.000
$H(x,y)$	4.898	5.217	5.139
$H(x,z)$	6.170	6.170	7.170
$H(y,z)$	4.110	3.971	5.040
$H(x,y,z)$	6.641	6.740	7.691
$I(x,y)$	1.415	1.104	1.202 (bits)
η_y	66.0	51.3	55.4 (%)
$I(y,z)$	0.033	0.180	0.131 (bits)
η_y	1.5	8.4	6.0 (%)
$I(x,z)$	0	0	0 (bits)
$I(y,xz)$	1.672	1.581	1.650 (bits)
η_y	78.0	73.5	76.0 (%)
$I(x,y,z)$	1.672	1.581	1.650 (bits)
$A(x,y,z)$	0.224	0.297	0.317 (bits)
A/I	13.4	18.8	19.2 (%)

Table 2

が少なく、断定はできない。

人間の知覚系の解析において、エントロピーによる評価法は、今後有力な手段となろう。

observer	Technologist (A)		Doctor (E)	
	I(x,y) (bits)	η (%)	I(x,y) (bits)	η (%)
A	2.150	100.0	1.045	55.2
B	1.425	66.3	1.034	54.6
C	1.356	63.1	1.101	58.2
D	1.179	54.8	0.974	51.5
E	1.045	48.6	1.893	100.0
F	1.340	62.3	1.046	55.3
G	1.284	59.7	0.935	49.4
H	0.735	34.2	0.604	31.9

Table 3

11. 人間知覚系を含む多変量解析

(II) 4変量解析(知覚, 増感紙, フィルム, 評価)

宮崎医科大学付属病院 稲津博
岐阜大学 工学部 内田勝

1. 緒言

放射線像の評価は物理的な評価法と生理的な評価法がある。物理的評価はフーリエ解析の導入によってほぼ完成されたといつても過言ではない。しかし、生理的評価は人間知覚という非線型の問題が含まれるので定量化された確たる評価がなされていないのが現状である。本報告は増感紙-フィルム系と知覚、評価の関係をエントロピーの手法を用いて、生理的な総合的単一評価を試みたものである。

2. 方 法

今回は放射線像として頭部概観撮影を選んだ。頭部ファントームは人骨入を使用した。実験に使用した増感紙は中感度(LT-II, Y₁)と高感度(LH-II, Y₂)の2種類、フィルムは普通感度(A, Z₁)と高感度(QS, Z₂)の2種類である。したがって、組み合せはTab. 1に示すように4種類となる。それぞれの組

Tube voltage	80kVp
Tube current	200mA
F.F.D.	100cm
LT-A	0.6sec.
LT-QS	0.4sec.
LH-A	0.4sec.
LH-QS	0.25sec.

Tab. 1 増感紙-フィルム系の組み合せと撮影条件

について20枚、計80枚の頭部写真を作成した。このとき、各写真の濃度は一定である。撮影条件はTab. 1に示すとおりである。それぞれの組み合せにおける物理的特性をFig. 1、Fig. 2およびTab. 2に示す。得られた写真はTab. 3に示すような観察者群によって評価された。評価は、良い(X_1)、どちらともいえない(X_2)、悪い(X_3)の3段階である。いま、知覚、評価、増感紙、フィルムをそれぞれW、X、Y、Zとすると、これら4変量はFig. 3に示すような関係にあると考えられる。得られた評価および知覚からエントロピーを計算する。

3. 結果および考察

Tab. 4は評価と増感紙—フィルム系の関係を観察者ごとに示したものである。且(X)の値から、医師、技師とともに経験年数の多いほど評価が確定的であり、医師は技師より評価のばらつきが大きいことがわかる。 $H(Y, Z)$ が2.0であり、かつ $I(Y, Z)$ が0であることから、YとZは互に独立である。

Tab. 5は、Tab. 4から求めた伝達効率を示している。技師E

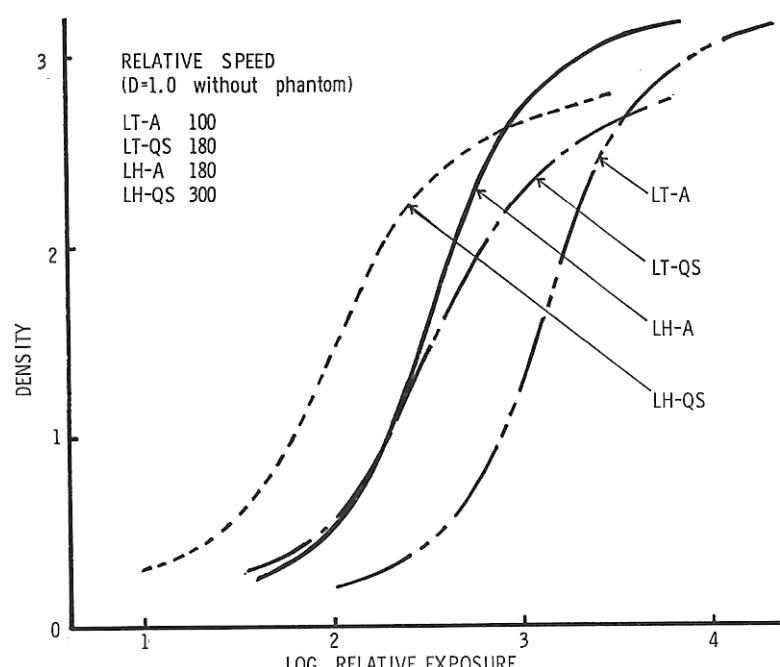


Fig. 1 特性曲線

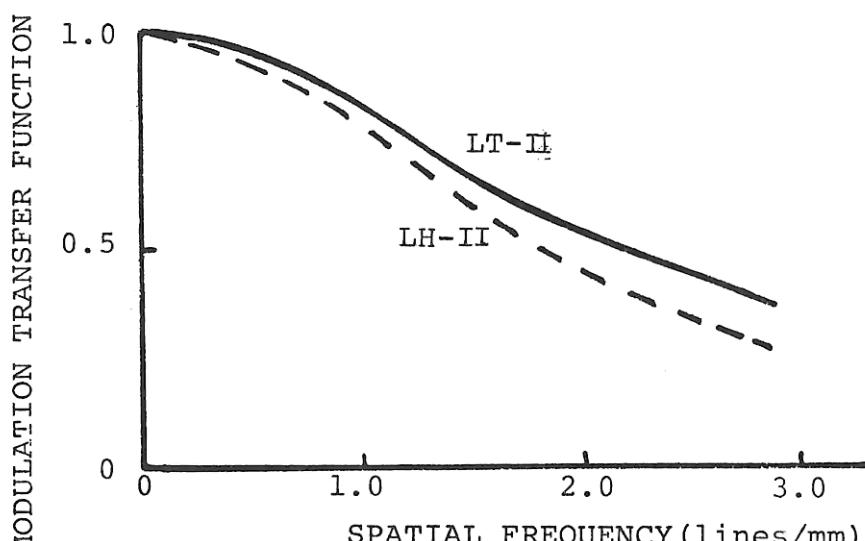


Fig. 2 增感紙—フィルム系のMTF

は増感紙, F はフィルムからの伝達効率が大きい。この実験例では、増感紙は鮮鋭度、フィルムは粒状性を支配するので、E は鮮鋭度に重点を置き、F は粒状性に重点を置いて評価しているといえる。また、経験年数の多い医師、技師は鮮鋭度、粒状性を総合的に判断していると考えられる。Tab. 6 は技師 D と他の観察者の連関性(相関)を示したものである。全体的に連関性はかなり悪い。しかし、D と B の連関性は他と比較するとよい。これは、D と B が 2 年半にわたって血管造影という同じ仕事をしているためと考えられる。Tab. 7 は知覚と増感紙—フィルム系の関係を評価の基準ごとに示したものである。知覚のばらつきは X₁, X₂, X₃ の順に大きくなっている。また、X₁, X₂ については H(Y) と H(Z) はほぼ等しいばらつきを示しているが、X₃ については H(Z) のばらつきの方が小さい。このことから、粒状性は X₃ に対して確定的であるといえる。

4. 結 語

前述のように、エントロピーによる手法は、人間知覚系を含む生理的評価を総合的に単一評価できる優れた手法である。今回は評価の対照として頭部概感撮影を選んだが、胸部、消化管など他の部位では異なる結果が得られると考えられる。

RMS Granularity

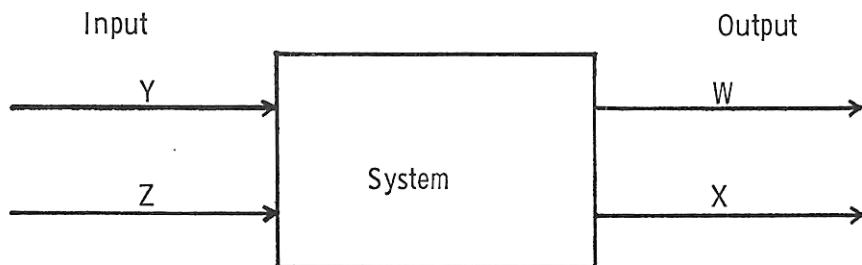
LH-A	0.059
LT-A	0.061
LH-QS	0.069
LT-QS	0.072

Tab. 2 増感紙フィルム系の粒状性

医 師	経 験 年 数
A	25・5 年
B	9・5 年
C	1・5 年

技 師	
D	11・5 年
E	8・5 年
F	1・5 年

Tab. 3 頭部写真の観察者



Y : Intensifying screen

W : Perception

Z : Medical X-ray film

X ; Judgement

Fig. 3 4 変量の関係

bits

	A	B	C	D	E	F
$H(X)$	1.556	1.579	1.582	1.407	1.522	1.532
$H(Y) = H(Z)$	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
$H(X Y)$	2.503	2.546	2.562	2.345	2.011	2.510
$H(X Z)$	2.525	2.526	2.478	2.346	2.482	2.033
$H(Y Z)$	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
$H(X Y Z)$	3.199	3.465	3.428	2.932	2.838	2.974
$I(X;Y)$	0.053	0.033	0.020	0.062	0.511	0.022
$I(X;Z)$	0.031	0.053	0.104	0.061	0.040	0.499
$I(Y;Z)$	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
$I(X;YZ)$	0.357	0.114	0.154	0.475	0.684	0.558
$I(X;Y;Z)$	0.357	0.114	0.154	0.475	0.684	0.558
$A(X;Y;Z)$	0.273	0.028	0.030	0.352	0.133	0.037

Tab. 4 評価と増感紙，フィルムのエントロピー

	$I(XY)/H(X) \%$	$I(XZ)/H(X) \%$	$I(X;YZ)/H(X) \%$
A	3.4	2.0	22.9
B	2.1	3.4	7.2
C	1.3	6.6	9.7
D	4.4	4.3	33.8
E	33.6	2.6	44.9
F	1.4	32.6	36.4

Tab. 5 Tab. 4 から求めた伝達効率

Contingency to observer D ($H(X)=1.407\text{ bits}$)

Observer	$H(Y)\text{bits}$	$H(X Y)\text{ bits}$	$I(X ; Y)\text{ bits}$	C %
A	1.556	2.939	0.024	1.5
B	1.580	2.904	0.083	5.3
C	1.582	2.974	0.015	1.1
E	1.522	2.896	0.033	2.3
F	1.532	2.907	0.032	2.3

Tab. 6 D と他の観察者との連関性

	X_1	X_2	X_3
H(W)	2.493	2.519	2.582
H(Y)	0.986	0.991	0.942
H(Z)	0.921	0.994	0.857
H(W Y)	3.388	3.486	3.493
H(W Z)	3.328	3.446	3.417
H(Y Z)	1.900	1.984	1.795
H(W Y Z)	4.172	3.213	4.300
I(W;Y)	0.091	0.024	0.031
I(W;Z)	0.086	0.067	0.022
I(Y;Z)	0.007	0.001	0.004
I(W ; YZ)	0.221	1.290	0.077
I(W ; Y ; Z)	0.228	1.291	0.081
A(W ; Y ; Z)	0.044	1.199	0.024

bits

Tab. 7 知覚と増感紙、フィルムのエントロピー

12. T L D 素子の伝達情報量

岐阜高専電気工学科

藤田 広志

宮崎医科大学

稻津 博

岐阜大学工学部電気工学科

内田 勝

本研究ではエントロピー解析法^{1~3)}によって、非常に小さなサイズであるTLD(熱蛍光線量計)素子の伝達情報を計算し評価した。評価した素子は、材質がBeOであるUD-170A, UD-170B, UD-170Lと、材質がCaSO₄:TmであるUD-110Sである。

実験は図1に示すような配置・条件で単相全波整流型装置で行なった。上記4種類の素子をそれぞれ150本ずつ用意し、それらを照射野(60×60cm²)内で等線量であることを確認した4つの領域に並べた。離散的入力のXとしてFFD=190cmで全素子を同時曝射し、1時間後に各素子の線量をリーダーで読みとり、X₁に対応する離散的出力Y_jとする。なお、フェーディング補正是補正曲線によって行なった。次に、アニール(450°C, 60分)によって残留線量除去後(ただし、3mR以上残留線量があるものは除く)，同様に素子を配置し、入力X₂としてFFD=180cmで以下同じ実験をくり返し、入力X₅としてFFD=150cmまで求める。計算結果を表1に示す。

図2に各素子のデータのばらつきなどを示す。それぞれの図の右上の数値は素子の大きさで、右下の数値は測定範囲である。左上は、伝達効率、左中は各FFD

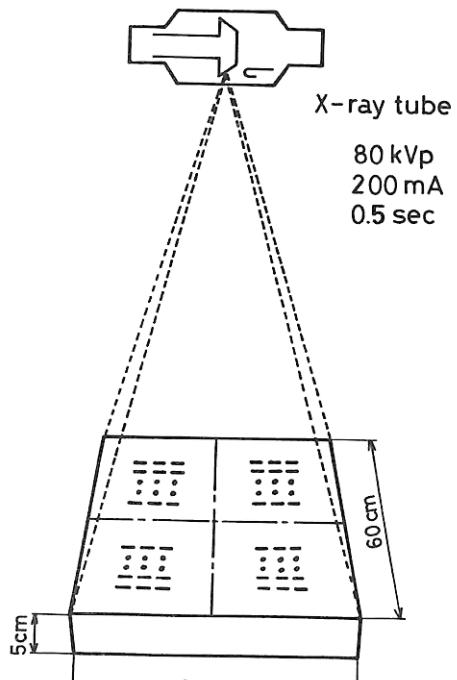


図1 実験配置

におけるデータの標準偏差(SD)の平均値は、左下は150 cmにおける平均値(●の記号で、――はデータのばらつきの範囲を、●はその平均値を示している)と190 cmにおける平均値との差の値で ΔmR (デルタ・ミリ・レントゲン)と定義する。

エントロピー解析法によって計算した伝達情報量あるいは伝達効率は、図2のばらついたデータ分布の重なりの大小によって値が変化する。なぜなら、これらの重なりとは入力と出力との情報の不確定を表わしているからである。全くこれらの重なりがなければ、伝達効率は100%になり、逆に、重なりの程度が大きくなるに従って情報の不確定度は増すから、伝達効率は小さくなる。そして、重なりを決定しているファクターは2つあり、標準偏差SDと ΔmR であり、それぞれ素子の特性によって決定される。

エネルギー特性に関するデータ補正是上記データにはなされていない。理想的には同じタイプであっても素子1個毎に補正係数を求めれば良いが実用的ではなく、通常イオンチェンバーあるいは補正曲線によって同一種類に対して同じ値の補正係数が掛けられる。このような場合、補正係数は、SDか ΔmR には掛けられるが、伝達情報量や伝達効率には掛けられない。なぜなら、補正係数は正確さ(accuracy)に関するものだからである。

以上、TLD素子をデータのばらつき(精密さ)の観点から、エントロピー解析法によって評価した。SDによる方法は単なるばらつきのみの評価であるが、エントロピーによる評価はデータのばらつきに基づいて情報の不確定度を求めており、情報伝達が77.8%であるとき、残りの22.2%は不確定な情報となる。この意味から、伝達効率はデータの不確定度に関する相対信頼度(relative reliability)であると換言できる。

文 献

- 1) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 17 (1978) 2029.
- 2) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 18 (1979) 1571.
- 3) 藤田・横山・内田 他：放射線像研究. 9 (1979) 49.

Type	Entropy				η %
	H(x)	H(y)	H(x,y)	T(x;y)	
UD-170A	2.322	6.459	6.976	1.805	77.8
UD-170B	2.322	6.268	6.945	1.644	70.8
UD-170L	2.322	6.099	7.096	1.325	57.1
UD-110S	2.322	6.067	6.761	1.628	70.1

表1. 各タイプの素子のエントロピー〔ビット〕と伝達効率〔%〕($= H(X)/T(X:Y)$)を表わす。

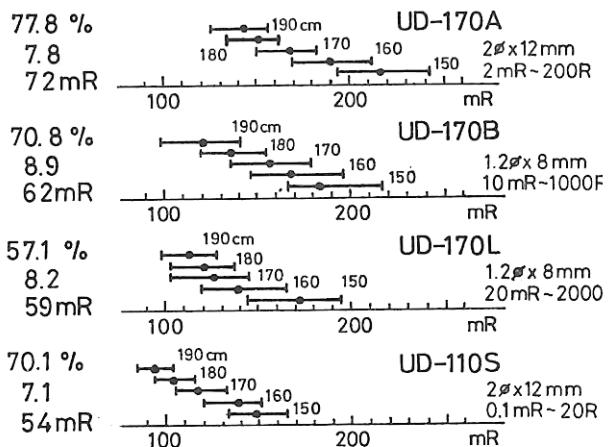


図2. 各タイプの素子のデータのばらつきを示す。

13. シネ撮影における補償フィルターの役割と その簡易形自動挿入装置について

国立循環器病センター

片淵哲郎、若松孝司、坂下善治、横山博典、大西義隆

私達は銅フィルターのシネオートにおける必要性と、
その簡易型自動挿入装置を試作しましたのでこれを報
告します。

今日、シネ撮影はそのほとんどが自動露出装置によ
って条件が決定され、撮影されていますが、肺野等の
ハレーションによって自動露出装置の完全な動作が期
待できず、心臓部の露出不足の写真になりがちです。
そこで私達はこれら写真を補償フィルターによってど
のように補なうかを再検討しました。

まず銅の補償フィルターを使用することによって、
シネの濃度がどのように変化をするか調べてみました。
アクリル板上に A1 ステップをおいたものをファントムとして、ハレーション部をともなった場合と、ハレ
ーション部に 0.6 mm 銅フィルターを挿入した場合の写
真をミクロホトメータで測定した図です。(Fig. 1)
左がフィルター挿入時で、右がハレーションが残った時
です。フィルター(+)の方が全体的に濃度が上がっており、とくに低濃度部がフィルムの特性曲線の足の部分から直線部に移行することによって、コントラストが上昇していることがわかります。

根本的に補償フィルターが画質そのものにどのように
影響しているかを調べる実験をしました。まず心臓
のファントムを作成し、そして条件が変わらないよう
にシネオートをロックにした状態で、フィルターを挿
入してから引きぬき、入れない状態にした時の心臓辺
縁部の冠状動脈起始部に相当する部分のコントラスト
を調べてみました。その結果、挿入時に比べて 20%
～23% くらいのコントラストの低下がみられました。
ということは、冠状動脈という信号部の近くにハレー
ーションという強い雑音が入ると散乱線の強度がまし、
信号部のコントラストをさげます。しかしこれは雑音
部辺縁のみであって離れた部分ではコントラストの変
化はありませんが、フィルター挿入によって、
画質そのものは向上しているのがわかると思います。

ではどのような銅板がよいのでしょうか。まず厚さはマイカルディアムと同程度の濃度になるのが望ましく、結論からいって 0.6～0.7 mm くらいのが適しているようです。形状については 第1斜位の形を 30 例ほどトレース(最も平均的な形をとれば、半径 6 cm 前

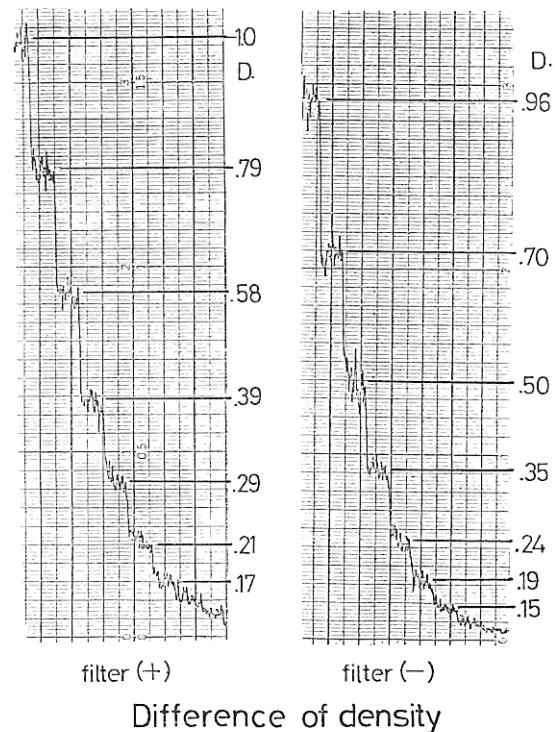


Fig. 1

後の銅板がだいたいの人に使用できるみたいです。

次にこれらフィルターを挿入すると自動挿入装置のブ
ロック図を Fig. II に示します。この装置の特長はまず
無線であることで操作室の中で透視を見ながら挿入で
き、技師の被曝軽減にも役に立ちます。

最後に、よりよい画質を得るためにシネオートだけにたよらず、このようなフィルターによっておざな
うことが不可欠です。そうすれば多くの情報量がふえ、
より診断しやすい写真につながって行きます。

従って私達は少しでもよい写真を得るために努力を
する必要があると思います。

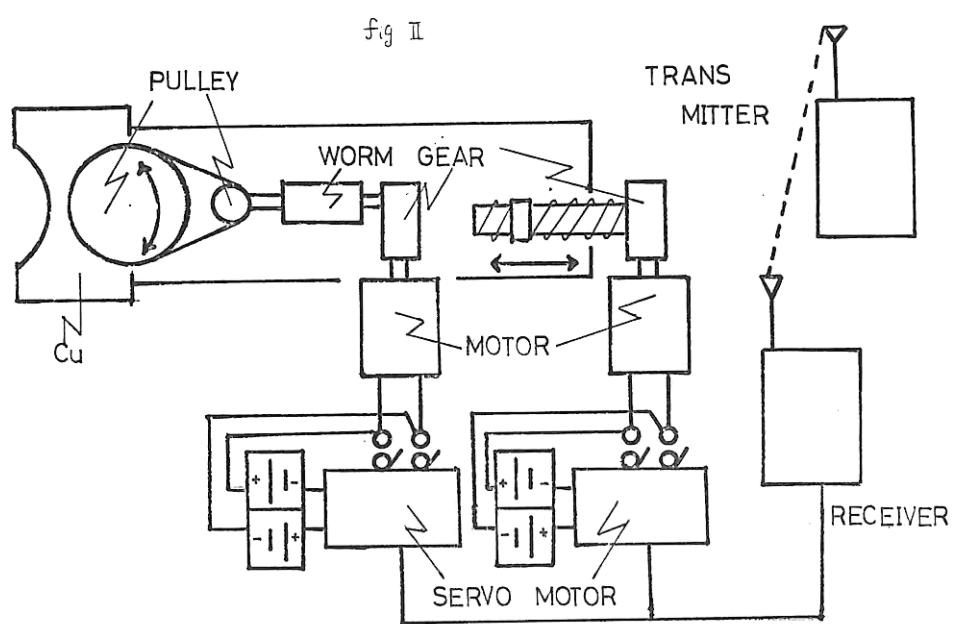


Fig. 2

◆ あとがき ◆

先日、分科会の主催で、シカゴ大学教授 土井先生の講演会を開催しました。（稿をおこして画像通信に掲載する予定です）その時の土井先生のお話しのなかで、大変感銘を受けたのは、研究をするときの意義と目的を非常に明確にしていることでした。そして、品質管理の面を強調されていたことも印象に残っています。こういったことが、結局、患者さんの被曝線量を減少させ、再撮影の回数を少くすることになるし、引いては、コスト面でも安くなるという論理は説得力をもっています。

新しい技術、新しい研究についても目を見張る思いがしたことは当然ながら、それにも増して前述したことなどが印象に残ったということは、あまりにも日本におけるこの面での研究に哲学のないためであろうか。一つの警鐘として深く受けとめたのは私一人ではないでしょう。その意味で、土井先生の講演会は成功だったと思っております。8月にはまた来日される予定とうかがっております。機会を見つけてご講演をお願いするつもりです。

ご案内しましたように、仙台での分科会では、滋賀医大教授の山崎先生にお願いして勉強会をもちます。かなり時間をとって、テーマであります医師の期待する画質、画像とは何かをみなさんと一緒に追及してみたいと思っております。日常経験をふまえて活発な討議が期待されます。ご遠慮なく参加して、有意義な夕を過していただくようお待ちしております。

(Y)

