

放射線像研究

VOL. 5 . No. 3/4 . (通巻44/45号) 1975年11月

* 目 次 *

研究会記事・会告	78 頁
特別講演資料	
カラーTV画像の画質評価	
京都工繊大電子工学教室	西村 武
画像処理のための応用理論	84 頁
東芝総合研究所	井上多門
論文	89 頁
45-1 Xレイマイクロシステム(I) — その物理的評価 —	
富士写真フィルム中央研究所	宮原諄二, 加藤久豊
45-2 12インチI.I.間接撮影	97 頁
東芝電子事業部	南 博, 原尾紀男
東芝メディカル	恒岡卓二
45-4 ACTA Scanner について	104 頁
島津製作所	津田元久, 橋詰辰夫, 早川 毅
45-5 核医学機器の動態イメージのデータ処理	119 頁
島津製作所	津田元久, 若林重興
45-6 低線量X線撮影システムについて	125 頁
日本電子	渡辺英二
46-5 混合計画法によるX線写真画質の評価について	136 頁
日大歯放	西岡敏雄
	145 頁

—放射線イメージ・インフォメーション研究会—

第45回研究会記事

第45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50年9月13日(土)

場 所 京都工芸繊維大学

特別講師 京都工芸繊維大学 西村 武氏

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 10:40～

* カラー画像の画質評価

京都工織大 西村 武氏

研究発表 13:30～

* 1) Xレイ・マイクロ・システム (I)

富士フィルム 宮原 諄二・加藤 久豊

* 2) 12インチ I. I. 間接撮影

東 芝 南 博・原尾 紀男

3) 間欠走査検出計について

日立電子 山口 奉頼 応用光研 松本 義一

日立電子 木下幸次郎 三井記念病院 秋貞 雅祥

* 4) ACTA Scanner について

島津製作所 津田 元久・早川 毅

* 5) 核医学機器の動態イメージのデータ処理

島津製作所 津田 元久・若林 重興

* 6) 低線量X線撮像システムについて

日本電子 渡辺 英二

第46回研究会記事

第46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50年11月29日(土)

場 所 東芝メディカル㈱

特別講師 東芝総合研究所 井上多門氏

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 10:30～

放射線画像処理のための応用理論

東芝総合研究所 井上多門氏

研究発表

* 混合計画法によるX線画質の評価について

日大歯学部 西岡敏雄

自由討論

axial tomography (EMI スキャナ) について



オプトエレクトロニクス
光学機器 医療機器 放送機器

興和株式会社 電機光学部

お問合せは

東京支店 〒103 東京都中央区日本橋本町3-5 TEL東京(279)7335・7351
調布工場 〒182 東京都調布市調布ヶ丘3丁目3番1 TEL0424(83)4126(代)

会 告

—— 第 47 回 研 究 会 に つ い て ——

第 47 回 研 究 会 は 下 記 の よう に 開 催 い た し ま す。

日 時 昭 和 5 1 年 2 月 2 8 日 (土)

場 所 名 古 屋 大 学 医 学 部 附 属 病 院

—— 新 入 会 員 ——

下 記 の 方 々 を 会 員 と し て 迎 え ま し た。

氏 名	〒	勤務先及び所在地	TEL
井 坂 宏	191	小西六写真工業㈱感材技術課 日野市さくら町1	0425-83-1521
藤 井 正	196	日本電子㈱電子光学事業部 昭島市中神町1418	0425-43-1111
村 本 裕		同 上	
花 井 耕 造	104	国立がんセンター放射線診断部 東京都中央区築地5-1-1	03-542-2511
福喜多 博 義		同 上	
水 野 茂	061-21	札幌南通信病院 札幌市南区川沿14条1丁目	011-571-5101
羽 鳥 昇	373	群馬県立がんセンター東毛病院 太田市高林617-1	
藤 田 広 志	504	岐阜大学工学部電気工学科 各務原市那加門前町3-1	0583-82-1201

氏名	〒	勤務先及び所在地	TEL
鈴木 健 司	504	岐阜大学工学部電気工学科 各務原市那加門前町3-1	0583-82-1201
長 畑 弘	553	大阪大学医学部附属病院中央放射線部 大阪市福島区堂島浜通3-1	06-451-0051
松 本 貴		同 上	
大 関 修 治		同 上 放射線科	
半 崎 正 隆	650	神戸市立中央病院 神戸市生田区加納町1-5	078-231-4381
東 田 善 治	755	山口大学医学部附属病院放射線部 宇部市西区小串	

————— 住 所 変 更 等 —————

氏名	〒	新勤務先及び所在地	TEL
池 田 裕 之	866	池辺医院 八代市大手町2-10-13	09653-2-2826
高 野 正 雄	418	富士写真フィルム富士宮工場検査課 富士宮市大中里200	05442-7-1211
津 山 泰 子	589	近畿大学医学部附属病院放射線科 大阪府南河内郡狭山町西山380	
山 本 義 憲		同 上	

カラーTV画像の画質評価

西村 武

京都工芸繊維大学工学学部 電子工学教室

1. まえがき

画像の品質を“評価”するとはどういうことであろうか。“よい画”と“悪い画”とはどこがどう違うのか。これを一義的に決めるのはきわめて難しい。医用画像に限っていえば、要するに病変に関する情報を確実に与えてくれるのがよい画像なのであろう。しかし、これを機械に読ませて処理しようとする場合と、医師が読みとって処理しようとする場合とでは、おのずからよさの基準は違って来るであろうし、医師が読みとる場合でも、医師自身の持っている情報量によって、やはり画像のよさの基準は多少変わってくるであろう。

普通の画像の場合、とくにわれわれが日常見ているカラーTVなどの場合には、画像の“よさ”は大なり小なり“好ましき”の色合いを帯びてくる。“いい色だな”というのは、“気持のいい色だな”ということを意味していることが多い。“まるで本物の色ようだ”と見ているときにも、現実に見くらべているわけではないから、心理的に“本物らしく”感じているのであろう。

このようなわけで、カラーTV画像の評価についての仕事が医用画像の評価にどれだけ寄与しうるかは甚だ疑問であるが、画質評価の方法、手順という点からする

と、ある程度は参考にして頂けるのではないかと考える。そこで、以下においては、筆者のこれまで行って来た色再現性の評価の仕事を中心に、カラーTV画質評価について概観してみようと思う。

2. 画像システムの客観評価と主観評価

画像システムは一つの技術システムであるから、純粋に技術的な立場からいろいろな特性の測定が行われ、どれだけ正確に情報が伝えられるかという評価が行われる。これが客観評価である。一方、画像システムは送り手なり、受け手なり、あるいはその両方に人間を含んでいる場合が多いから、人間にとってどれだけの情報が授受されたかという立場からの評価がありうる。これが主観評価である。この問題をもう少し突っ込んで考えてみよう。

図1はNHK放送科学基礎研究所の樋渡氏によって提案された画像情報システムの模型である¹⁾。送り手(X)の内部に情報が発生すると、これが画像という形にシンボル化され、光の情報にシグナル化される。シグナル化された情報は変換され、伝送され、あるいは記録されたさまざまな処理を受けた後、表示される。これを受け手

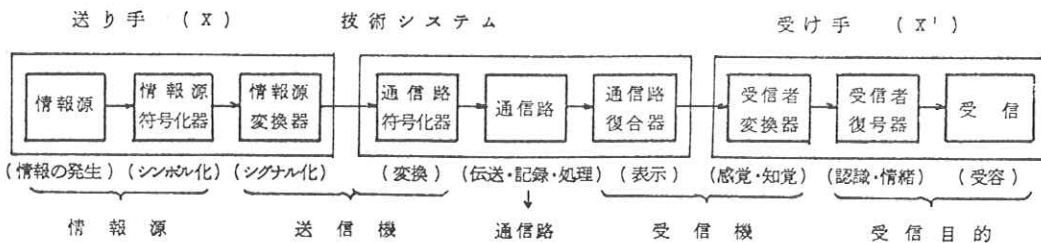


図1 画像通信システムの模型(樋渡)

(X')は感覚器によって受け、記憶をもとにして知覚し、認識し、情緒を発生し、一つの情報として再構成して受けとめる。医療画像の場合にはこの模型は多少修整を要するかも知れないが、患者の内部にある情報を、たとえばX線の強度分布というような形にシグナル化し、写真というような変換(X線強度→フィルム感光膜内の化学変化→光学濃度といった)、記録、表示を一体化した技術システムを通して、医師という受け手がその内部に情報を再構成するというふうに見れば、ほぼこの模型が適用できると考えてよいであろう。いずれにしても、この模型の中の技術システムについて、入力シグナルに対して忠実に出力が表示されているかどうかの評価の対象となり、これが客観評価である。これに対して、受け手を通して画像システムの評価をするのが主観評価ということになる。

主観評価は極度の提案によれば3段階に分かれる¹⁾。その第一段階は視知覚までの段階であって、ここには画像のよしあしという価値判断は含まれない。第二段階は、価値判断を含む範囲であって、いわゆる主観評価というのはこの段階で行われることが多い。たとえば色のよさ、鮮鋭さ、見えのよさといったものがこれに含まれる。最後に第三の段階はテレビのような公衆通信の場合に問題になることであって、社会的集団の中に受け入れられるかどうかという評価である。これは医療画像にはあまり関係のないことであろうが、テレビでは大いに問題になる。

画像情報に含まれる要素と視知覚の関係をあらまし示すと図2のようになる¹⁾。問題は、知覚の段階と、つぎ

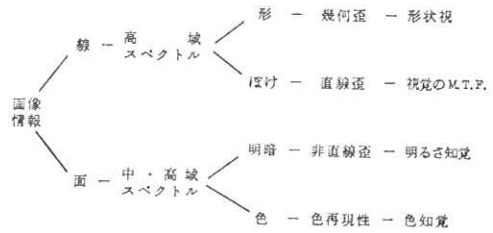


図2 画像情報の要素と視知覚の関係(極度)

の認識あるいは情緒の段階に大きなギャップのあることである。われわれが対一対で他人と会話するとき、非常な雑音の中でも何とか意味をつかむことができる。熟練した医師は、非常にあいまいなX線写真から病変を読みとることができるであろう。のちに述べるように、受像管の上で好ましく感じられる色は、測定学的に忠実な色とはかなり離れたものであることがある。ここに主観評価の持つ意義と同時に、ある種のあいまいさ、ないしはあえていえば問題点があるといえるかも知れない。

3. 心理計測法

主観評価は知覚、認識、情緒といった心理量を測定することによって行うのであるから、心理計測法が問題となる²⁾。

心理計測の一つは、もっとも好ましいと感じられる心理的刺激とか、ある刺激と等価の感覚を与える他の刺激の量、やっと感じることのできる刺激の大きさといった、各個人についてある程度定まった心理量を計るものであって、定数測定法とよばれる。もう一つは、刺激の

表1 各種の心理測定法

定数測定法	同一または同等の判断 閾測定(刺激閾, 弁別閾など) 閾上測定(PSE)	調整法	被験者自身が刺激を調節して閾値を求める方法	
		極限法	実験者が刺激を段階的に変化させ閾値を判断させる方法	
		恒常法	実験者が刺激をランダムに提示し閾値を判断させる方法	
尺度構成法	心理尺度を構成する jnd法 混同モデル 決定論モデル	間隔尺度	jnd法	ちょうど可知差異(jnd)を積み重ねて心理尺度を作る方法
			等分割法	等現間隔法: 全体を見直しつつ等間隔に並べさせる方法 二等分法: 2等分を繰り返して等間隔に並べる方法
			一対比較法	対象の中から任意の2個を取り出してそのいずれか一方を選択させる方法
			系列範疇法	対象をあらかじめ用意したn個のカテゴリーのいずれかに当てはめる方法
		比尺	直接比率推定法	対象からの2個を提示しその感覚印象の比を求める方法
			恒常和法	対象中の2個の感覚の割合に一定の点数を配分させる方法
			比率構成法	倍数法: ある刺激感覚のr倍の刺激を求めさせる方法 分割法: ある刺激感覚の1/r倍の刺激を求めさせる方法
			量推定法	(標準刺激と比べて)刺激感覚量を直接的に答えさせる方法
			量構成法	ある刺激反応をKとしたときそのr倍になる刺激を求める方法

物理的な量に対応して心理的に感じる量を尺度化するものであって、尺度構成法とよばれる。たとえば写真の光学濃度の変化に対してコントラストの感じがどれだけつくか、色度の変化に対して色再現のよさの感じがどれだけ変わるかといったことが尺度構成の対象となる。表1は各種の心理計測法をまとめて示したものである。

コントラストの感じ、鮮鋭さ、粒子のこまかさ、色のよさといった個々の画質要因について、それぞれ主観評価が行われうるが、最終的に、結局どういふ画がよい画なのかという、いわゆる総合評価がありうる。そして画質要因のそれぞれが、総合評価にどのように寄与しているかが近似的にせよ求められれば、画像システムの設計上、大変都合がよいことになる。実際問題としてこれは非常に困難な仕事であって、いまだほとんど体をなしていないといって過言ではないであろう。

4. カラーテレビ画像の 好ましい色再現

筆者は過去数年、カラーテレビ画像の色再現に着目し、どういふ再現色が好まれるかを定量的に求めることを試みて来た。色再現は画質の中の大きな要素であるが、量的にとらえ難いところがあるために、どちらかという画像システム設計者からは敬遠されていたものようである。最近になって受像機の技術が急速に進歩し、ようやく色再現の問題が実際の設計上の問題として着目されるようになって来た。まえがきでも述べたように、カラーテレビの色再現そのものは、直接医療画像の評価には結びつかないであろうが、ここで用いた主観評価の手法は役立ちうるかも知れないので、概略を紹介してみようと思う。

4.1 調整法で求めた好ましい再現色

ここで用いた心理計測の手法は、前章で述べた定数測定法のうち、表1に示した調整法とよばれるものである³⁾。すなわち、受像管に表示される画像の色(色相と彩度)を自由に変えられるようにしておき、被験者が自分で色を調整して、もっとも好ましいと思う色を出すようにする。そしてこの色を測定するのである。受像管の測色は意外に難しいのであるが、ここでは簡便かつかなり精度よく測色できる方法を考案して用いた⁴⁾。

評価の対象にする色として、人間の肌色、草木の緑、および青空の色を選んだ。これは過去に筆者がカラーテレビの視聴者を対象にして、どのような色の再現が重要かという調査を行った結果に基くものである⁵⁾。この中でも肌色の色再現はとくに重要で、肌色が悪いと強い違和感を生ずる。

この種の測定に際しては、観視条件の設定が問題とな

る。きわめて厳密にきめなければならない場合もあるが、実用上はある程度の制限条件をきめておくことですませてしまう場合もある。筆者の実験の場合は、観視距離を画面の垂直寸法の8倍とし、天井から白色蛍光灯で一般照明を施して、被験者位置での水平面照度を約30lxとした。この観視距離は、画面がもっとも鮮鋭に見える距離である。照度は現在の時点で考えると暗すぎる条件であるが、この実験を行った時の受像管の輝度からして、あまりコントラストを低下させないためにはこの程度が適当ではないかと考えた。

試験画像は肌色画像4枚(若い女性の顔3枚とマンガ1枚)、草木の緑画像2枚(芝生と樹木各1枚)、青空画像2枚(天頂付近と地平付近各1枚)の計8枚である。被験者は20才前後の男女学生で、1枚の試験画像について100名~150名程度の人数を集めた。人数としてはこの程度で十分であったが、年齢が偏っているのは問題として残る。年齢によって多少反応が異なる可能性があるからである。試験画像のうち、肌色画像を図3に示しておく。

こうして、多数の被験者について、それぞれが各試験画像に対して好ましいと感じる再現色を求め、これを統計処理した。詳細は省略するが、この実験で求められた結果をまとめるとつぎのようになる。

(1) 肌色再現の好みの範囲は比較的せまい。逆にいうと、肌色が好みの色から少しずれると非常に感じが悪くなるということで、やはり肌色再現の重要性を示している。

(2) 好みの肌色再現色は被験者により異なるが、そのちらばり方は、大体のところ色度図で二次元正規分布的である。もっとも試験画像によっては(例えばマンガの場合)正規分布からずれることもある。

(3) 試験画像により、平均の好みの再現色は異ってくる。同じような若い女性の顔でも、それぞれに好みの色の平均値は異なる。この差は統計的にきわめて有意である。一方ちらばりの方はマンガを除いた肌色画像についてはほぼ同一で、色相方向にせまく、彩度方向に広い。言葉を変えていえば、色相が好みの色からずれると違和感が大きくなり、これに対して彩度が少々変わっても違和感を感じる事が少ないことが推定される。

(4) マンガの場合は人物の画像にくらべて好みの色のちらばりがずっと大きい。これは、マンガの場合には“肌色”という感じが薄れて来て、心理的に忠実な色というよりは“好みの色”という意味合いが強くなっていくことを示している。

(5) 肌色画像の好みの再現色は大体において、日本人の肌色の実測値に近いが、試験画像によってやや黄味がかかった色が好まれる場合もある。これに対してマンガの

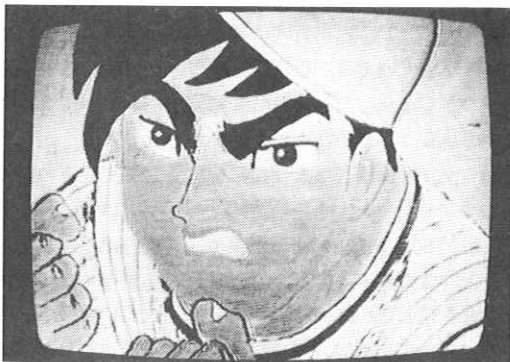


図3 肌色試験画像

場合はどちらかといえば赤味がかった色が好まれ、黄味寄りの色を好む被験者は少ない。

(6) 数人の被験者を使って、綿密に調べてみると、被験者個々の間には明確な好みの差が存在する。

(7) 肌色画像については、被験者の性別によって平均の好みの色が異なる。この差は統計的に有意である。傾向からいうと、男性被験者は黄寄りの色を好み、女性被験者は赤寄りの色を好む。

(8) 草木の緑については肌色の場合にくらべてかなりの範囲が著しく大きい。そして平均値でいうと、芝生の緑はやや黄緑寄りの色、樹木はやや青緑寄りが好まれる。そして彩度はいちじるしく高く、実測値とはまったく異なった色である。

(9) 青空の色の場合にも、好みの色の範囲はいちじるしく広い。そして草木の緑の場合以上に、彩度の高い色が好まれる。天空の色の実測値はほとんど白色の範囲にあって、どうしてこれがあんなにあざやかに青く見えるか信じられない位であるが、このあざやかさ感を画面の上に再現すると非常に彩度の高い色になるのである。

(10) 草木の緑の場合にも青空の場合にも、被験者の性別による好みの差は全く認められない。これは肌色の場合と対照的である。

結局、何度も出てくるように、肌色再現はカラーテレビ画像の色再現の中で最も重要な位置を占める。

4.2 系列範ちゅう法による色再現評価の定量化

調整法によっては、最も好ましい色の色度点というようなものは求まっても、どの程度好ましいのか、あるいは最も好ましい色から離れていった場合にどの程度悪く感じられるのかといった量的なことは求まらない。そこでつぎの段階として、肌色再現の好ましさを定量化することを試みた⁶⁾。ここで用いた方法は尺度構成法のうちの系列範ちゅう法とよばれる方法である。

系列範ちゅう法では、多数の刺激を被験者に与える。たとえばわれわれの場合であれば、一つの画像についてあらかじめ設定したいろいろな肌色を被験者に提示する。そして、それぞれの色が肌色として好ましく感じられるか、好ましくないと感じられるかをいくつかのカテゴリーに分けて評定させる。われわれの場合、カテゴリーを“非常に好ましい”、“相当好ましい”、“やや好ましい”、“どちらでもない”、“やや悪い”、“相当悪い”、“非常に悪い”の7個とした。これを多数の被験者について実施すると、被験者個々によって判断はばらつくから、ある色刺激について、どのカテゴリーにどれだけ判断が落ちたかという度数分布が求まる。判断の分布は、好ましい——好ましくないという心理的尺度の上に正規分布的に落ちると仮定すると、若干の計算によって、各カテ

ゴリーの中心が上記の心理的尺度の上で持つ値が求められる。そこでこの各カテゴリーの中心尺度値を重み係数として、前記の各カテゴリーに落ちた判断の度数分布を積算すると、被験者に与えたそれぞれの色刺激についての平均の心理的尺度値が求まり、これが好ましきの程度を数量化したものになる。

筆者は図3に示した試験画像を用いて、肌色をそれぞれ30種類に変え、いろいろな観視条件の下での肌色再現の好ましきの定量的評価を行った。

30種類の色刺激のうち、10種類を無作為にとり出して、被験者にはそれと告げずに30個の色刺激を与える前に提示した。そして最初に提示したこの10個の刺激に対する評定は練習的なものとして棄却した。これは、実験の結果、最初の5～10個程度の刺激に対しては判断が安定しないことがわかったためである⁷⁾。これを捨てると判断は安定してくる。もっとも、これについては、むしろ最初の判断の方が、好ましきの程度の判断としては適

下がいちじるしく彩度方向に対しては評価の低下はゆるやかである。このほかにこの実験を通じてわかったことを二、三上げるとつぎのようになる。

(1) 周囲光が少々明るくても暗くても、評価はあまり変わらない。測色学的には周囲光の反射が加わって色はかなり変わっていると思われるのに、われわれはこれを排除して色を認識しているように思われる⁸⁾。(この仮説が正しいかどうかはなお検討を要する。)

(2) 平均的に見ると、女性被験者の方が男性被験者よりも低い評価を与える⁹⁾。これはどの肌色画像に対しても一貫して同じである。このことは生理的な差異によるというよりは、むしろ社会的な要因によるものであろう。

5. あとがき

以上、カラーTV画像の画質評価について概観した。内容に偏りがあったことは筆者の浅学のためで、お許し頂きたい。画質評価は古くて新しい問題のようである。これをより完全なものにするためには、まだまだ研究すべきことが多いと思われる。

<文 献>

- 1) 樋渡潤二：画像工学と視聴科学 昭50電気関係学会 関西支部連合大会 特別講演3
- 2) 宮川，渡部編：画像エレクトロニクスの基礎 p.16 コロナ社 (1975)
- 3) 西村，太田：カラーテレビ画像の好ましい色再現 テレビジョン 28 pp.623—632 (1974)
- 4) 西村，浅山：色票とカラー受像管による記憶色の実験 テレビジョン 25 pp.203—209 (1971)
- 5) 西村，浅山：カラーTVの色再現に関する視聴者の着目点 第5回テレビジョン学会全国大会 1—4 (1969)
- 6) 西村，河口：膚色再現の好ましきの定量的評価 テレビジョン 29 pp.38—43 (1975)
- 7) 西村，橋本：系列範ちゅう法による画質評価の信頼性 1975テレビジョン学会全国大会 1—72
- 8) 西村，橋本：テレビ画像の色再現評価に対する観視条件の影響 同上 1—8

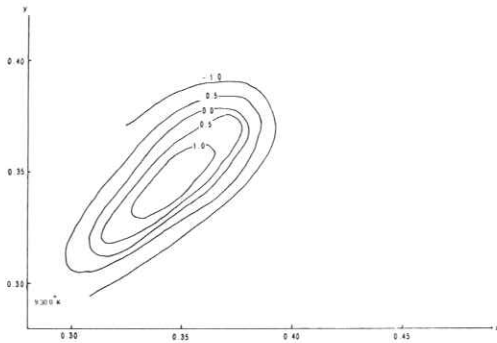


図4 肌色再現の等価値線図
(x y色度図上に示したもの)

確なものであって棄却すべきではないのではないかという考えがある。これはこの種の評価実験に系列範ちゅう法を適用する場合の大きな問題点である。

それはともかく、このようにして求めた色再現の好ましきの数値の例を図4に示す。これは色度図上に、等しい評価を得た色の軌跡を描いたものである。評価値0.0は“どちらでもない”という評価を示し+は好ましい評価、-は好ましくない評価を示す。数値はその程度を示している。定性的には、調整法で求めたのと同じく、色相方向に対して最大評価の色からずれたときの評価の低

画像処理のための応用理論

東芝総合研究所 井上多門

序

画像処理とは対象とする情報の種類が一般には2次元分布の画像であるような情報処理の一分野である。したがって、種々開発されてきている情報処理の一般的な理論がそのままに、あるいは次元を変更するだけで適用できる。しかしながら、実際問題としては、画像は人間の視覚に直接入力されるものであるため、人間の心理と結びついた特有の難しい問題を含んでいる。画像処理を広義にとらえれば、このような人間に輸入された後の情報処理（認識）までも含むものとなり、これらの機能を実行する処理装置についても理論の対象となる。ここでは、このような広義の情報処理についてではなく、人間の行なう画像情報処理に役立つような出力を得る段階までの処理を考えるものとする。このような意味では、前述のように画像処理は多くの場合一般の情報処理技術の2次元問題への適用にすぎないと云うことになる。しかし、現実の処理を実行するハードウェア上の制約を考えると、ここにおいてもいくつかの固有の問題がある。このなかで最も大きな制約を与えるものは、情報処理を行う主体となる現在の電算機システムの形態である。そこにおいては、基本的な処理は電気信号の時系列的な変換として表わされている。このため、本質的には1次元の処理のみが行なわれているが、これに対して画像は2次元の分布である。すなわち、処理されるべき情報と、処理を実行する装置とが基本において表現する次元が異なる。このため、厳密な意味では画像を現在の電算機システムに直接入力することはできないし、また、処理そのものも次元を変更した不自然な展開の型式を用いざるを得ない。したがって、現在のハードウェアシステムで画像処理を行なう場合には、きわめて長い処理時間を要するのが普通である。このような理由で、一般の情報処理の手法を画像処理に適用する場合には、必要な信号をできるだけ効率良く抽出することができ、また、できるだけ単純で迅速処理が可能であるようなアルゴリズムを開発することが必要である。このような事情を考慮しながら、画像処理の応用理論について、特に物理的意味の明確なフーリエ変換領域における手法を中心として報告する。

線 型 性

通常の情報処理の理論でとり扱われる対象は線型のシステムである。ここで線型とは

- (i) 信号に対する雑音の加法性が成立すること。
- (ii) システムに対する入出力間の対応が同様に加法的であること。

を意味するものとする。実際のシステムにおいては、多くの場合、非線型性を示す要素が含まれる。このような非線型性を含む場合に対しても、それぞれ理論を展開することも必要であり、また可能でもある。しかしながら、もし適当な操作によって情報を変換した場合に、近似的にでも線型性が実現されるならば、これに対し通常線型理論による処理を適用することができ便利である。このような例として、(i)の非線型性としての量子雑音を補正する平方根変換について次に示す。画像は情報の媒体として光や放射線のような粒子的な性質を持ったものを用いて形成されることが多い。このような場合、媒体は粒子的な統計にしたがうために統計的な変動がともなって現われる。画面を x, y 座標によって表わし、標本化された (x, y) における単位面積あたりに、ある時間間隔に計測される粒子の数を $m(x, y)$ とする。これは確立変数であり、ポアソン分布として期待値 $\lambda(x, y)$ を用いて、その確率は

$$P(m, \lambda) = \exp(-\lambda) \cdot \lambda^m / m! \quad (1)$$

と表わされる。これに対して、平均および分散はそれぞれ

$$E[m] = \sum_m m \cdot P(m, \lambda) = \lambda \quad (2)$$

$$V[m] = \sum_m (m - \lambda)^2 P(m, \lambda) = \lambda \quad (3)$$

と等しく $\lambda(x, y)$ と得られる。ここで、量子的変動を一種の雑音としてとり扱う場合、この成分を期待値 $\lambda(x, y)$ からの測定値の変動と定義するのが自然である。これを $n(x, y)$ とすれば、

$$n(x, y) = m(x, y) - \lambda(x, y) \quad (4)$$

となるが、これに対しての統計的な性質は、(2),(3)により表わされる。

$$E[n(x, y)] = \overline{n(x, y)} = 0 \quad (5)$$

$$V[n(x, y)] = \overline{n^2(x, y)} = \lambda(x, y) \quad (6)$$

(6)は量子変動が通常の雑音とは全く異なり、雑音の代表的な表現の一つである分散が入力信号 $\lambda(x, y)$ に等しく、如何なる入力信号が与えられるかによって、雑音の統計的性質が影響されるような非線型雑音の一種であることを示している。このような場合、雑音の除去に通常のフィルタリング等の手法を適用すれば、除かれる雑音成分の中に信号成分が含まれるので、その効果は線型雑音に対する場合程顕著ではない。これに対し、測定値 $m(x, y)$ に平方根変換を行なう場合を考える。すなわち、

$$r(x, y) = \sqrt{m(x, y)} = \sqrt{\lambda(x, y) + n(x, y)} \quad (7)$$

を定義すれば、 n/λ の冪に展開することによって次の関係を得る。

$$E[r] = \sqrt{\lambda} \left[1 - \frac{1}{8\lambda} + \frac{1}{16\lambda^2} - \frac{5}{128} \cdot \frac{3\lambda+1}{\lambda^3} + \dots \right] \quad (8)$$

$$V[r] = \frac{1}{4} + \frac{3}{32\lambda} + \dots \quad (9)$$

したがって、このような非線型の変換を行なった後には、情報 $r(x, y)$ は信号 $\sqrt{\lambda(x, y)}$ と、これに対する雑音 $d(x, y)$ の和として表わされ、この雑音の成分に対しては次のような関係が得られる。

$$E[d(x, y)] = \overline{d(x, y)} = O(\lambda^{-\frac{1}{2}}) \quad (10)$$

$$V[d(x, y)] = \overline{d^2(x, y)} = \frac{1}{4} + O(\lambda^{-1}) \quad (11)$$

すなわち、近似的にはあるが、雑音の統計的性質の信号依存性は除かれて、信号に対して加法的な雑音がある場合として表わされる。このため、このような非線型変換を行なった後に、線型理論で行なわれているフィルタリング等の手法を適用すると、雑音除去が効果的である。¹⁾ このように、適当な非線型変換を行なった場合に、加法性が成り立たせることができる場合には、拡張された重ね合わせ (Generalized Superposition)²⁾ が成立すると云う。

擾乱の処理

前章の非線型性の考慮を行なった後には、通常の画像処理の主な問題は、信号に対して重ね合わされる変動の除去と、システムの特性による情報のひずみの補正と考えることができる。前記のように、信号と雑音の関係は線型であれば、観測データ $m(x, y)$ は信号 $s(x, y)$ と雑音

$n(x, y)$ との和となる。

$$m(x, y) = s(x, y) + n(x, y) \quad (12)$$

ここにおいて、右辺の2項を分離するような処理の手法が必要である。このためには、両者の関数としての性質を利用しなければならない。このままの表現では、与えられた (x, y) に対して両者の出現確率が与えられるだけであるので、一方の成分を抽出することは難しい。これに対し、(12)の関係をフーリエ変換して、2次元周波数の領域 (ξ, η) に移すと、両者の性質の違いは顕著となる。すなわち、

$$M(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} m(x, y) \exp[-i(\xi x + \eta y)] dx dy \quad (13)$$

等、対応する大文字によってフーリエ変換を表わせれば、(12)は

$$M(\xi, \eta) = S(\xi, \eta) + N(\xi, \eta) \quad (14)$$

となる。この表現では、一定の規則をもって2次元分布する $s(x, y)$ は比較的低い周波数領域に存在し、一方、 (x, y) 平面内でランダムに分布する $n(x, y)$ はきわめて高い周波数の領域まで平坦にひろがる。このため、前者が優勢な周波数領域の原点に近い領域を通過させるフィルター関数 $W(\xi, \eta)$ を(14)に作用させれば、信号に近い分布 $s'(x, y)$ のフーリエ変換が得られる。すなわち、 $s'(x, y)$ は

$$s'(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} M(\xi, \eta) \cdot W(\xi, \eta) \exp[i(\xi x + \eta y)] d\xi d\eta \quad (15)$$

と得られる。この関係は直接 (x, y) 領域での表現として

$$s'(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} m(x', y') w(x-x', y-y') dx' dy' \quad (16)$$

とも表わされ、デジタル的に表現すれば、さらに

$$s'(x_i, y_j) = \sum_{k, \ell} m(x_k, y_\ell) w(x_i - x_k, y_j - y_\ell) \quad (17)$$

となる。これは画像 $m(x_i, y_j)$ の各点に対して、その周囲に $w(x_i, y_j)$ の重みをつけて平均をとる操作に相当する。通常の画像処理では、この重みづけの分布は非常に経験的な方法で決定されているが、この関数は(14)に示したような両関数の周波数領域における分布の様子から精密に決定されるべきであろう。以上のような変動成分をとり除いて得られる図形は、入力信号に対してシス

テムの特性の影響が加わったはずんだ分布である。線型の範囲では、前章(ii)に示したように入出力間に重ね合わせが成り立つので、システムに対して特殊な入力を与えたときの出力さえ知れば、一般の場合は合成できる。すなわち、任意の入力 $f(x, y)$ に対して

$$f(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x', y') \delta(x - x', y - y') dx' dy' \quad (18)$$

のような合成が可能であるので、これに対する出力 $g(x, y)$ は $\delta(x, y)$ が入力する場合の出力 $h(x, y)$ を用いて

$$g(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' \quad (19)$$

と表わされる。したがって、(15)と同様にフーリエ変換すれば、この関数は

$$G(\xi, \eta) = F(\xi, \eta) H(\xi, \eta) \quad (20)$$

と簡単に表わされる。ここで必要な処理は、 $H(\xi, \eta)$ によって表わされるシステムの影響を少なくすることであるが、これは型的には $1/H(\xi, \eta)$ なる逆フィルターを用いて

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} [G(\xi, \eta)/H(\xi, \eta)] \exp[i(\xi x + \eta y)] d\xi d\eta \quad (21)$$

とすれば実行できる。実際には、このような逆フィルターは周波数の増大とともに発散するので、正確に(21)を実行することは難しい。これに対し、逆フィルターを種々の形の関数で近似して、発散の問題を解決することができる。例えば、 c を高い周波数領域における漸近値を示す定数として、

$$1/H(\xi, \eta) = c - (c - 1) T(\xi, \eta) \quad (22)$$

のように表わす。³⁾ここで $T(\xi, \eta)$ は $|\xi^2 + \eta^2|$ に対する単調減少関数で $T(0, 0) = 1, T(\pm\infty, \pm\infty) = 0$ であるとする。これを用いれば、(21)は

$$f(x, y) = cg(x, y) - (c - 1) \iint_{-\infty}^{\infty} g(x', y') t(x - x', y - y') dx' dy' \quad (23)$$

となり、(21)を直接実行する場合のような困難が生じない。以上述べたように、(15)に示す変動成分の除去も、(21)に表わされるシステムによるひずみの補正も全く同じ型式に表わされ、フーリエ変換領域においてフィルター関数をそれぞれの目的に応じた形に選択することが処理に必要な操作となる。これは、本質的には両者とも入力信号に対する広義の擾乱であり、 x, y 面に垂直に現われる成分が通常の雑音となり、一方、 x, y 面内の変動として表われるのがシステムによるひずみ

であると見ることができるからである。

フーリエ変換領域における処理の例

(i) シンチレーションカメラの画像処理例⁴⁾

シンチレーションカメラによる臓器内のガンマ線源の分布の撮影像は医学診断上貴重な情報を提供するが、これによる像は撮像システムの解像力が悪い上に、低い線量のため量子の変動の成分が非常に大きいので、きわめて見難いものとなる。このような像を処理した例を次に示す。図1は肝臓のシンチレーションカメラによる撮影像の例であり、計算機のラインプリンターによって直接出力したものである。これに対して前述した量子変動を線型化する平方根変換とフィルタリングにより平滑化を行なった結果を図2に示す。さらに、これに対して(22)に示したような非減衰型の逆フィルターを作用させて、解像力の改善を行なった結果が図3である。原像においては強い量子の変動にもとづく雑音と、悪い解像力のため、臓器の中のラジオアイソトープの分布を知ることは名人芸的な訓練を必要とする。これに対し、処理された結果からは容易に必要な情報を抽出することができ、医学診断上このような処理が有効であることがわかる。

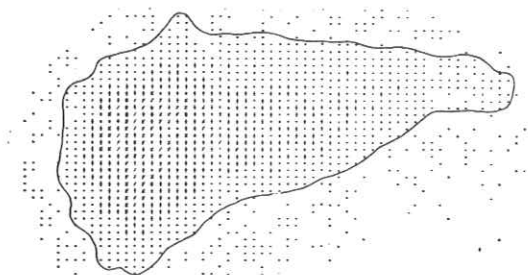


図1. シンチレーションカメラによる肝臓の撮影像

図2. 図1の平滑化分布

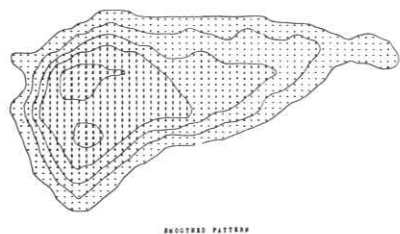


図2. 図1の平滑化分布



図3. 図2の解像力改善分布

(ii) FFTの有効性

前述のように、画像の統計的な性質を利用したフーリエ変換領域における画像処理の方法は有効

なものであるが、実際問題として計算処理時間が長くかかる欠点がある。これは最初に述べたように、現在の情報処理システムが根本において1次元処理を行っているため、2次元画像に対しては特に能率の悪い処理となるからである。このような問題を解決するためには、処理のハードウェアをデータ構造に合わせて並列処理的な機能を持たせることが最も望ましい。一方、純粋にソフトウェアの範囲でこのような考え方を実行したものとして、FFTがある。これは1次元で書けば、フーリエ変換

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp(-i\omega x) dx \quad (24)$$

に対して、領域および帯域に制限をつけることによって、次のようにDFTが得られるが、

$$F_k = \sum_{j=0}^{N-1} f_j \exp(-2\pi i j k / N), \quad k=0, 1, \dots, N-1 \quad (25)$$

このような表現を高速に実行する方法である。これを用いれば、1次元の場合、(25)に示されるようにデータ数Nに対してN²に比例した計算時間がN log Nの程度まで減少する。次元が高くなれば、この効果は一層著しいので、この手法はフーリエ変換の数値計算にさかんに用いられている。しかしながら、この方法はフーリエ変換の手法が用いられる問題の数値計算に常に最善の手段であるとはかぎらない。例えば、この方法によれば(25)に示されるように入力データf(x_j)の数と同数のフーリエ変換領域のデータが計算されるが、これらの値は常にすべて必要とはかぎらない。したがって、処理に不必要な計算を多く含むこともある。このような例を次に示す。図型f₁(x, y)とf₂(x, y)とがどのような相対位置関係にあるかを知るために、これらの関数の相互相関関数を計算することがある。これは、(16)と類似な形に

$$\varphi_{12}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_1(x', y') f_2(x+x', y+y') dx' dy' \quad (26)$$

によって表わされる。この関係は、フーリエ変換された領域では

$$\bar{\varphi}_{12}(\xi, \eta) = F_1(\xi, \eta) \cdot F_2(\xi, \eta)^* \quad (27)$$

と簡単な形となり、FFTなどを用いてこの計算を迅速に行うことが便利のように思われる。さて、この分布から相関の程度を表わすのに便利なx, yそれぞれの平均値を計算するものとすれば、

$$\left. \begin{aligned} \bar{x} &= \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x \varphi(x, y) dx dy}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(x, y) dx dy} \\ \bar{y} &= \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} y \varphi(x, y) dx dy}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(x, y) dx dy} \end{aligned} \right\} \quad (28)$$

として、 $\Phi_{12}(\xi, \eta)$ の全データを用いて計算することができる。一方、この表現は

$$\frac{\partial \bar{\phi}(0, 0)}{\partial \xi} = -i \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x \cdot \varphi(x, y) dx dy, \quad \frac{\partial \bar{\phi}(0, 0)}{\partial \eta} = -i \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} y \varphi(x, y) dx dy \quad (29)$$

の関係から求められるが、これに対しては $\Phi(0, 0)$, $\Phi(\Delta \xi, 0)$, $\Phi(0, \Delta \eta)$ の3点の値を知れば、答えは求められる。したがって、このような計算においてはFFTを用いないので、上記のフーリエ変換領域の3点におけるFilon法などを用いて計算することが有利である。このような手法は衛星から送信される雲の分布の変化の迅速処理に用いられている。⁵⁾

参 考 文 献

- 1) T. Inouye: Nuclear Instruments and Methods 91, 581(1971)
- 2) A. V. Oppenheim: Information and Control 11, 528(1967)
- 3) T. Inouye: Nuclear Instruments and Methods 104, 541(1972)
- 4) T. Inouye: Nuclear Instruments and Methods 124, 215(1975)
- 5) Investigation on Cloud Pattern Processing and Cloud Shift Motion Analysis, Japan Meteorological Agency. (1974)

Xレイ マイクロ システム (I)

— その物理的評価 —

宮 原 諄 二
加 藤 久 豊
富士写真フィルム中央研究所

1. はじめに

Xレイ写真をマイクロ化して、管理、検索の能率化を計り、かつ必要に応じて診断できるシステム(Xレイマイクロシステム)を実現する場合のマイクロフィルムリーダー上に再生されるXレイ画像の画質について検討した。従来、マイクロ写真は主として文書マイクロ、したがって線画(文字・グラフ等)に限られており、再生に要求される画質も線画が判別できる程度で充分であった。しかしながら、Xレイマイクロシステムでは、その診断能力を損なわないようオリジナルXレイ画像の持つ広い濃度域や細かいディテールを忠実に再生しなければならない、この意味で現在、実用化されている文書用マイクロシステムが十分な性能を持つとは言いがたい。

第1図はXレイマイクロシステムのブロック図を示しており、大別して縮小系と再生系より構成される。ここでオリジナル画像と再生画像の診断能を比較して、システムのどの要素が診断能を低下させるか見きわめる必要がある。著者らは、その第一歩として画質の物理的評価を試みた。

すなわち、

- 1) 調子再現性(階調)
- 2) 鮮鋭度(CTF)
- 3) 粒状性

の3項目につき、オリジナル画像と再生画像とを比較して、その劣化が主として縮小系に起因しているか再生系に起因しているかを見きわめた。

以下、各評価項目について解析を述べる。

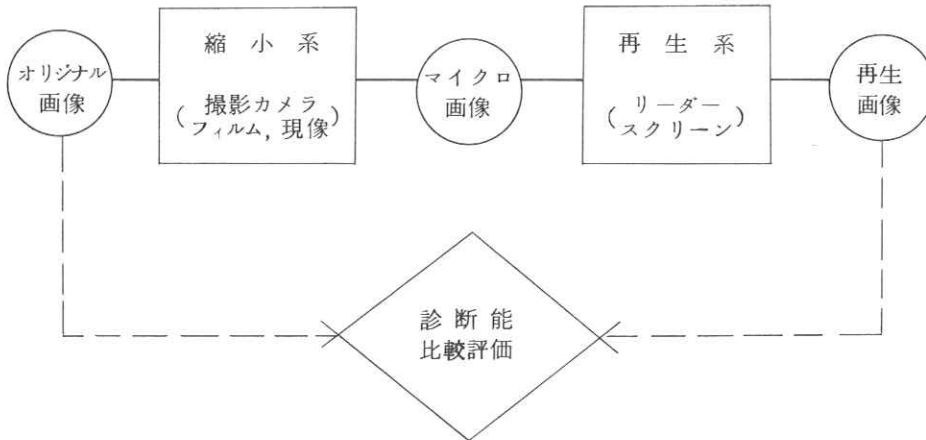


図1. Xレイ・マイクロ・システム

2. 調子再現性 (階調)

第2図にオリジナルXレイ画像の濃度がどのようにスクリーン上の画像の再生輝度に変換されるかを示す。すなわち、オリジナル画像の濃度は縮小系によってマイクロ画像の濃度に変換され、さらにマイクロ・リーダーの再生系で(後面投影型)スクリーン上の再生輝度に変換される。ここでマイクロ画像の濃度として平行光濃度 $D_{//}$ を用いるのはマイクロ・リーダーの光学系が散光濃度よりむしろ平行光濃度を再生する(測定する)ためであり、オリジナル画像の濃度として散光濃度 $D_{\#}$ を用いるのは、通常我々がシャーカステン上で観測する濃度が散光濃度だからである。

縮小系における階調は主として用いる感材とその現像処理によって決まり、よく知られているようなS字型特性となる。一方再生における階調はマイクロ画像の $D_{//}$ と再生輝度(対数スケール) L を用いればその傾き(ガンマ)は常に1で、その最大輝度はリーダーの光源および光学系の明るさとスクリーンの透過率によって決まり、その最小輝度は室光の明るさとスクリーンの反射率によって決まる。Xレイマイクロシステム全体の階調は上記の縮小系と再生系の組合わせとして〔オリジナル画像の散光濃度 $D_{\#}$ 〕対〔マイクロ・リーダースクリーンの再生輝度(対数スケール) L 〕として表わされる(第2図参照)が忠実にオリジナル画像を再生できるためには、その傾き(ガンマ)が1で直線域ができるだけ長い必要があり、それを実現するための各要素の性能を第3図にまとめた。

第4図は階調の実測例を示すもので、縮小系、再生系それぞれに2つの例が示されている。縮小系では中間ネガを必要としないオート・ポジ感材を用いた例(系1)と、まずマイクロネガを作りそれを反転してポジのマイクロ画像を作る例(系2)が示されている。この例から用いる感材によ

って縮小系の調子再現性が大きく変化することがわかる。(註：この例ではたまたま実験できた2つの例を示しただけで、オート・ポジ系がネガ・ポジ系に比べていつもすぐれていると示唆しているわけではない。) 一方、再生系では従来品(通常の文書マイクロ用リーダーの一例)と試作品(著者らが試作したより反射率が低く、より透過率の高いスクリーンと明るい光源とを組合わせたリーダー)の場合を示した。試作品が従来品に比べてきわだってすぐれた調子再現性を有することがよくわかる。

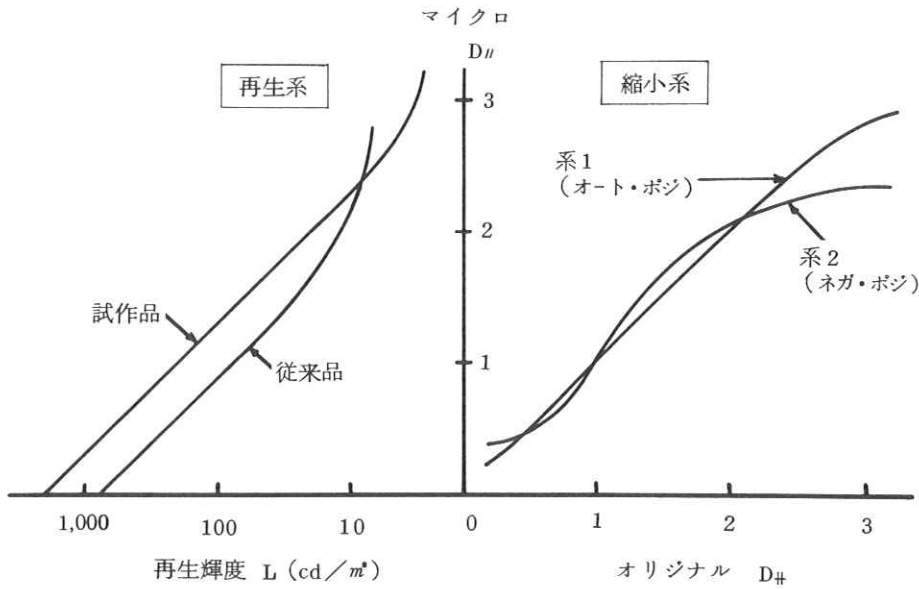


図4. 調子再現性の例

3. 鮮鋭度 (CTF)

鮮鋭度の評価方法としてCTFを用いた。縮小系の鮮鋭度を定める要因は主として感材そのものの鮮鋭度と縮小撮影光学系の鮮鋭度で決まり、再生系のそれは主としてリーダー光学系とスクリーンの鮮鋭度で決まると思われる。Xレイマイクロシステム全体の鮮鋭度は縮小系と再生系のそれをかけ合わせた形で表現できる。

第5図は各種の系についてのCTFの実測例である。縮小系での系1, 系2, 再生系での従来品, 試作品とは第4図で説明したものと同一である。縮小系のCTFの測定は得られたマイクロ画像をマイクロ濃度計で濃度測定して算出し、再生系のCTFはマイクロ・リーダーのスクリーン上の画像

を輝度計で走査して測定した。また空間周波数はオリジナル画像のそれに換算して表示した。第5図における各系の鮮鋭度がXレイマイクロシステム用として十分なものか否かは通常のオリジナルXレイ画像の鮮鋭度がどの程度であるかによって決まる。

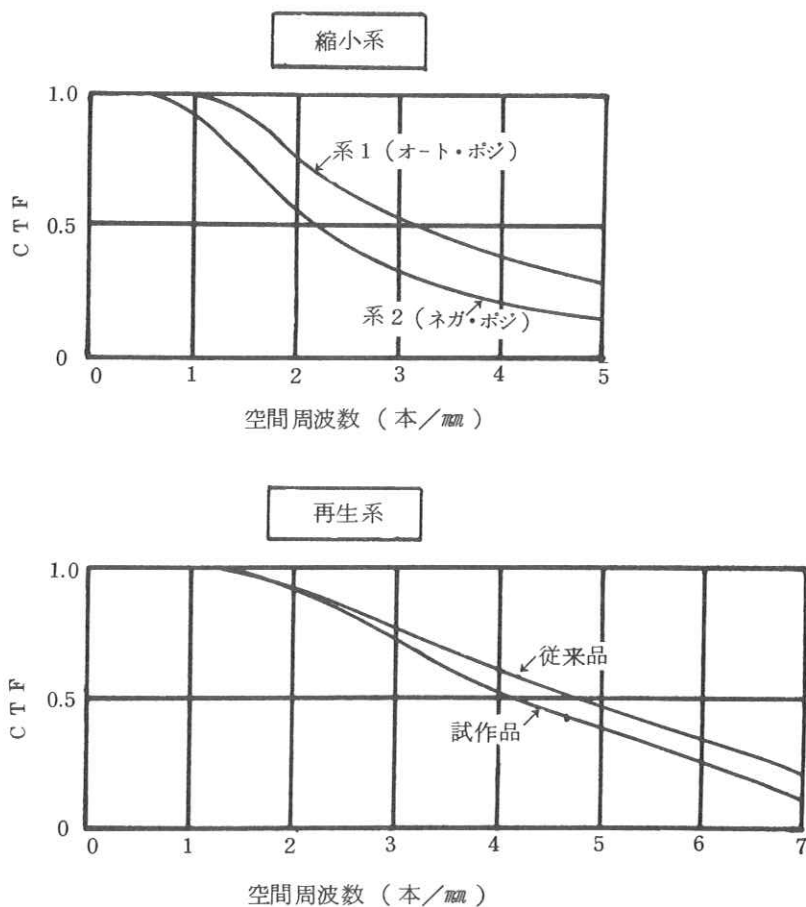


図5. 鮮鋭度の例

第6図は通常のオリジナルXレイ画像のCTFを示す。これによれば空間周波数3~4本/mmでCTFが1/4程度に低下するので、第5図と見比べて再生系のCTFは従来品も試作品も共に充分であることがわかる。

このことは従来の文書マイクロでは、観測者の目の分解能(高々10本/mm)ぎりぎりまで細かい線画が読めることが望ましく、そのように設計されているであろうことを考えれば納得できる。

一方、縮小系に関してはそのCTFは必ずしも充分とはいいがたく、用いる感材によって異なることがわかる。

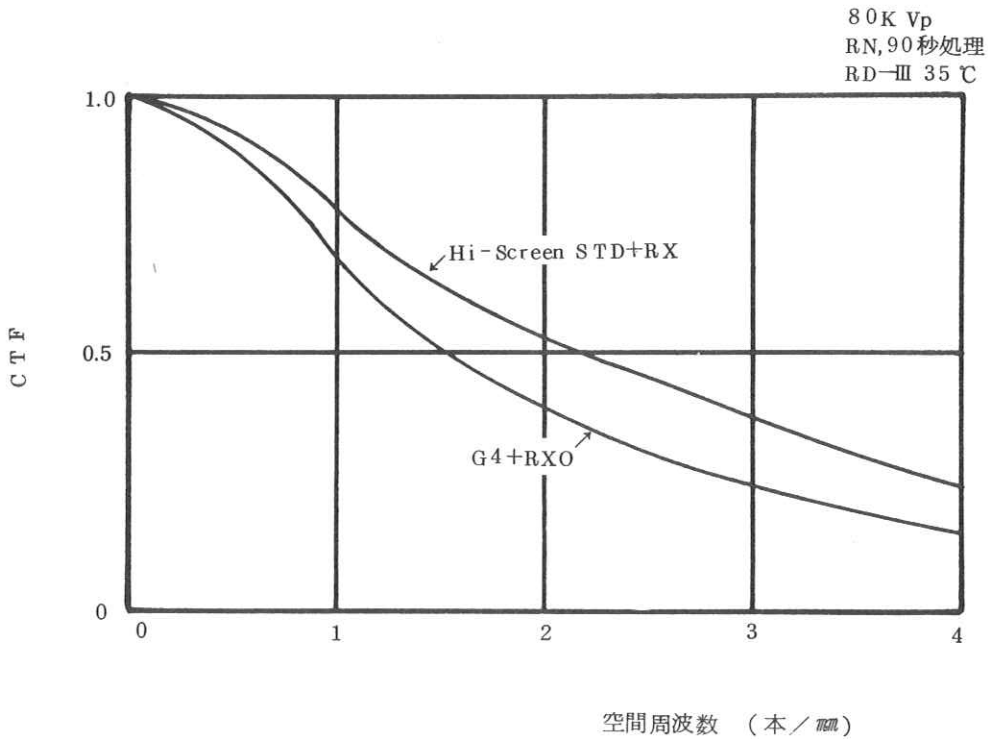


図6. オリジナルX線画像の鮮鋭度

4. 粒状性

粒状性に関しては、鮮鋭度と同様に用いるオリジナルXレイ画像の粒状性に比べて縮小系および再生系のそれが大きいのか、あるいは無視できる程度かを見極める必要がある。縮小系に関してはその粒状性は用いるマイクロ用感材の粒状性によって決まる。オリジナルXレイ画像用の感材(Xレイ・フィルム)は極めて感度が高く、あらゆる写真フィルムの中で最も粒状があらいとんでも過言ではなく、したがってマイクロ化による縮小率(通常は1/10~1/20)を考慮してもマイクロ用感材の粒状性が問題になるとは思われぬ。(あるいは問題にならない感材を充分に選べる。)

一方、再生系に関しては古くからマイクロ写真技術の世界でよく知られているマイクロ・リーダー用スクリーンの「ギラツキ」と呼ばれる現象がある。これはスクリーンの拡散層が光を散乱する

際に細かい光のムラ（あるいは輝点の集まりと考えてもよい）が発生し、観測者が目を動かすにつれてキラキラ動いて観測をさまたげるものである。この「ギラツキ」はスクリーン単体の特性として発生するもので投影された画像が明るい所で著しい。「ギラツキ」は単に観測者の目を疲れさせるだけでなく、画質も著しく低下させるので古くからスクリーン材料の改良が試みられてきたがまだ充分ではなかった。著者は今回の試作品スクリーンでこの「ギラツキ」を大巾に減らすことに成功した。第7図にその例を示す。これは粒状の極めて少い（少なくともスクリーン上では全く観測にかからないほどの）フィルムに記録された画像を従来品のスクリーン（右半分）と試作品スクリーン（左半分）に投影した再生像を写真に撮ったものである。



図 7

第7図では写真撮影や印刷のために「ギラツキ」が鈍ってしまっ、差が充分にわからないが、実際に投影された画像を見れば試作品のギラツキが従来品に比べてきわだって少ないことがよくわかる。

5. 結 論

以上の解析より、次のことが結論できる。

- 1) 調子再現性に関しては縮小系のマイクロ用感材、および再生系のリーダーとスクリーンの特性がシステム全体の性能を左右する。
- 2) 鮮鋭度に関しては縮小系のマイクロ用感材の特性がシステム全体の性能を左右する。
- 3) 粒状性に関しては再生系のリーダー用スクリーンの「ギラツキ」がシステム全体の性能を左右する。

従来、Xレイマイクロシステムを設計するにあたり応々にして感材の性能のみが云々されがちであったが、上記のように再生系、特にそのスクリーンの性能が重要であることが理解される。

12インチ I. I. 間接撮影

東芝・電子事業部 南 原 尾 紀 男 博
東芝メディカル 恒 岡 卓 二

はじめに

東芝では沃化セシウム(CsI)を入力けい光面に採用した12インチ I. I. RT2301を開発した。この I. I. は日本での I. I. 間接撮影の大きな分野になると考えられる胃集検を目標に開発した。従来胃集検に用いられているミラー間接撮影に比べ、被検者の被曝線量が大巾に軽減されるので、今後の普及が大きく期待されている。今回この12インチ I. I. RT2301 およびその I. I. 間接撮影について紹介する。

1. 12インチ I. I. 構成要素の特性

最も大きい特長はCsIを入力けい光面に採用したことである。CsIけい光面はアルミ板にCsIを真空蒸着して膜を形成してから加熱活性化してけい光面にする。写真1.に示すようにCsIがアルミ

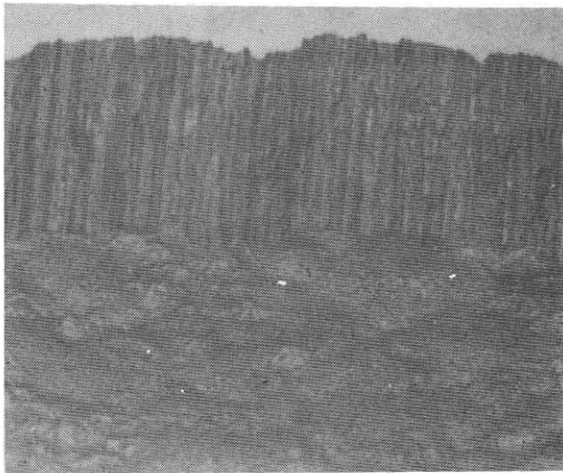


写真1. 入力けい光面電子顕微鏡写真

板上に柱状に隙間なく成長している。これに対し従来の粒子けい光体を用いた場合は粒子間の隙間のため体積充填率が悪い。例えば硫化カドミウム亜鉛けい光体で粒径約 40μ のものを用いた場合に比べCsIけい光面の体積充填率は約2倍に向上した。またCsIけい光面は蒸着条件を適切に選ぶことにより写真1のような柱状結晶面が得られ、けい光面内での光の拡散が防がれ解像度の劣化が少ない。次にCsIのX線吸収率は図1のようにX線診断に使用するX線エネルギー領域で良く、し

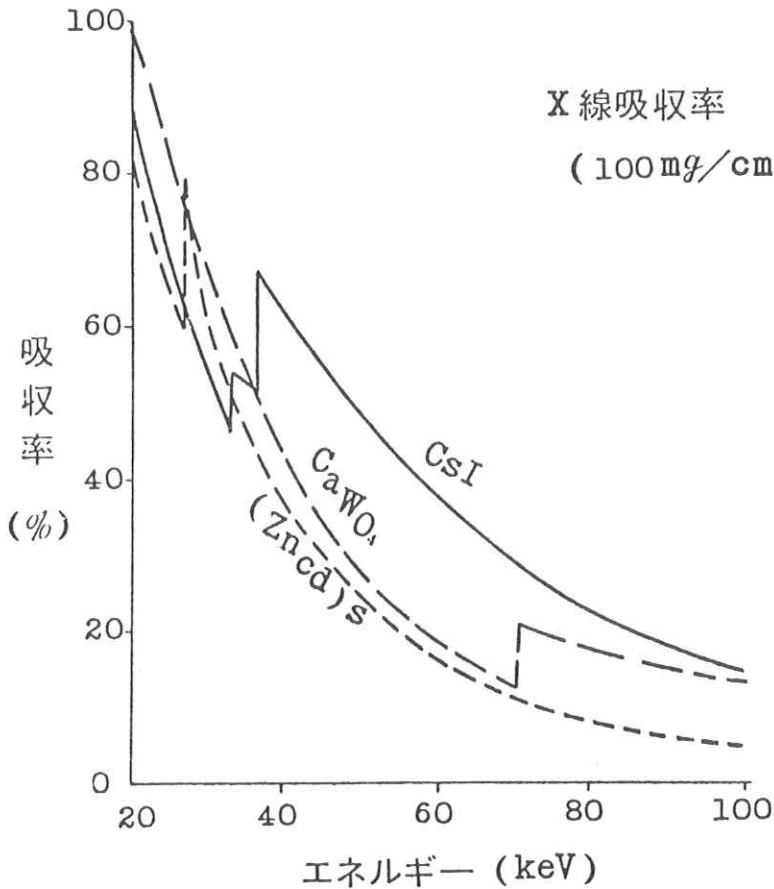


図1. けい光体のX線吸収率

たがって感度の高い量子ノイズの少ない入力けい光面となる。12インチ I. I. の入力けい光面X線吸収特性の測定結果を図2に示す。図2よりX線の線質が1 st HVL 7 mm Al の場合約60

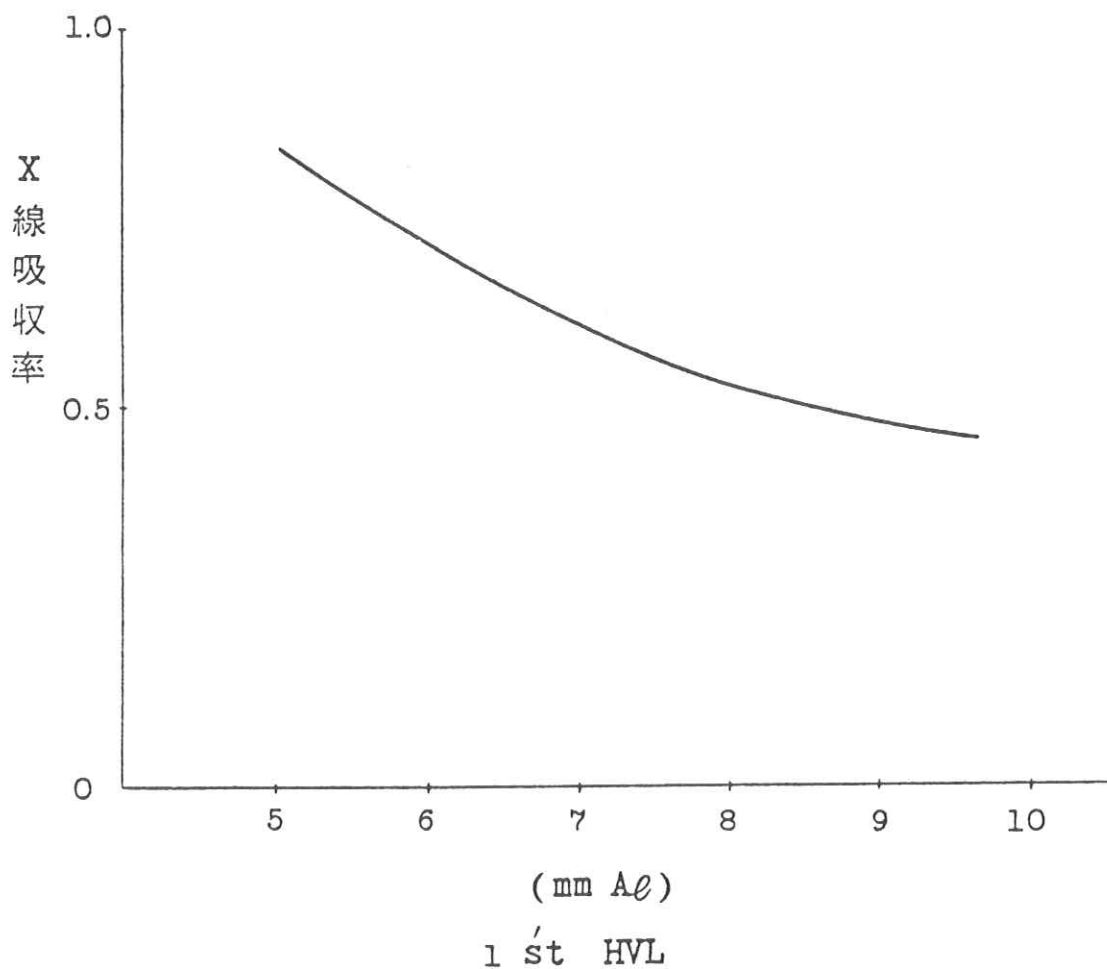


図2. 入力けい光面, X線吸収特性

%吸収することがわかる。尚X線源には附加フィルターとして2.2mm厚のアルミ板を使用した。次にCsIけい光体の発光感度を図3の装置でX線条件をそろえて測定した。CsIけい光体は水溶液を蒸発乾固し砕いて粒子としてから活性化した粒子状のCsIけい光体を使用した。I. I. にSb-Cs光電面を採用したので、光電管もS-11光電面(Sb-Cs)のものを使用した。図4に示すようにCsIけい光体は(ZnCd)Sけい光体に比べ約2倍明るかった。またCsIけい光体の発光スペクトルは図5に示すようにS-11光電面の波長感度分布とよく合っているので効率の良い入力変換素子が得られる。またCsIけい光面は厚膜蒸着面のため、それ自身で面を形成することができ、粒子けい

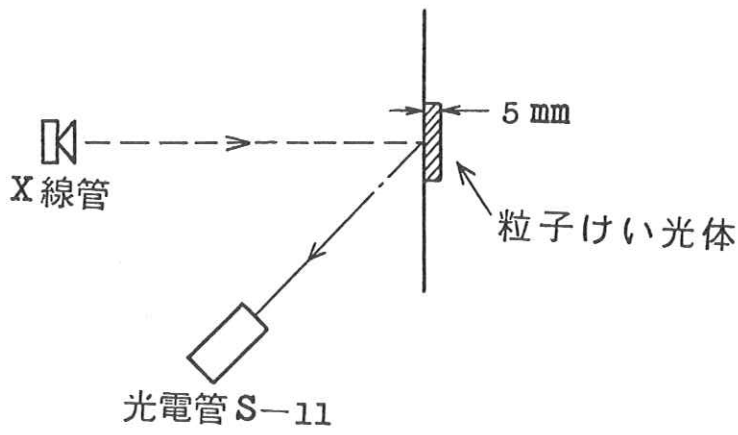


図3. けい光体の発光感度比較

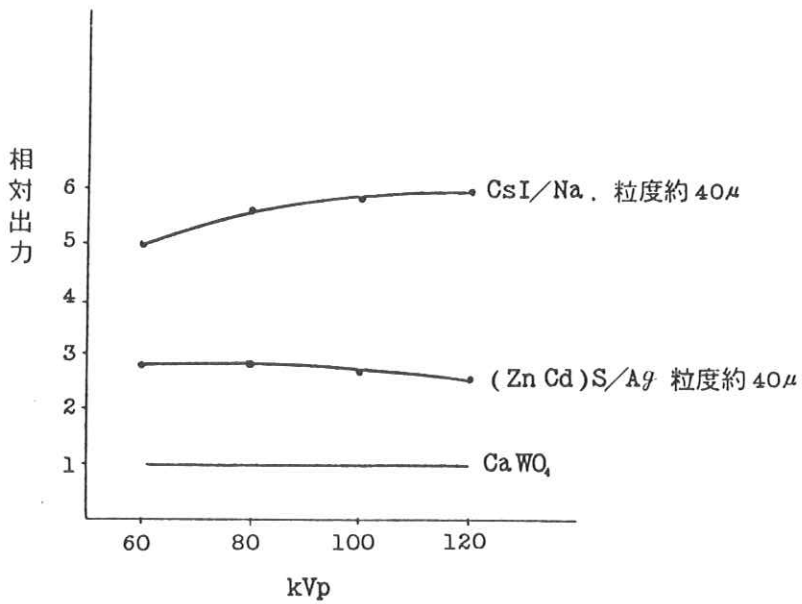


図4. けい光体の発光感度

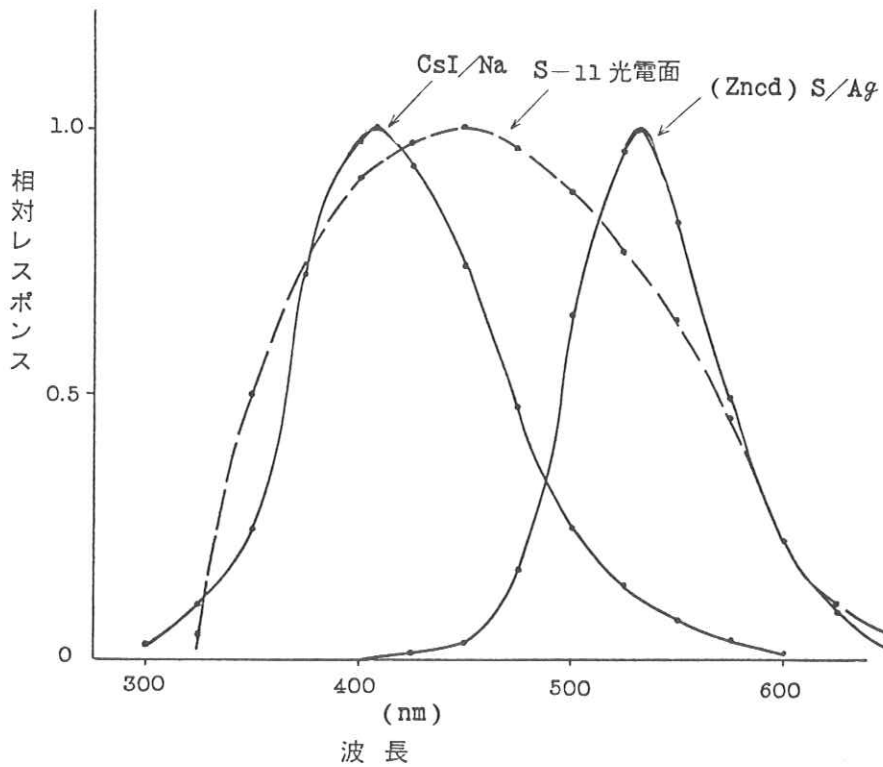


図5. 入力けい光面発光スペクトルおよび光電面波長感度

光体の場合のように光電面との間にガラス基板が不要となる。したがって、光の拡散が少なく、解像度の劣化が少ない。このようにCsIを用いた入力けい光面は多くの優れた特長を持っているので、I. I. の大巾な高解像度化・高輝度化が可能となった。

次に出力けい光面の大巾な解像度の向上を計るため、けい光体の組成、焼成条件等を検討して微粒子けい光体を製造した。この微粒子けい光体を薄く密に塗布するため遠心力(数百G)を用いる塗布法を開発した。

さらに電極系の設計は電極形状寸法を仮定して、電算機で電界を数値計算し、この電界で電子の軌道計算をして出力面での集束面を求めることを繰り返し行い適切な電極形状寸法を求め、これをもとに設計した。

2. 12インチ I.I. の特性

前項のように開発した12インチ I.I. は表1に示すように入力有効径310 mm, 出力像径30 mmのタイプである。MTFはマイクロメディカル製のR-1Wチャートを用いて矩形波レスポンスを求めColtmanの式でMTFに換算し図6を得た。

輝度の線質特性は図7に示すように診断によく用いられるX線エネルギー領域で感度が最大となり好ましい特性である。

出力けい光面の発光スペクトルを図8に示す。I.I.の残光および立ち上り特性を図9に示す。

表1. 東芝12インチ形CSII, RT2301 定格

項 目	単 位	特 性 値
入 力 有 効 径	mm	310
出 力 像 径	mm	30
変 換 係 数	$\frac{cd/m^2}{mR/s}$	min 70 typ 130
解 像 度 (中心部)	lp/cm	min 28
" (周辺部)	lp/cm	min 20
重 量	kg	8
同ハウベ組込形重量	kg	48

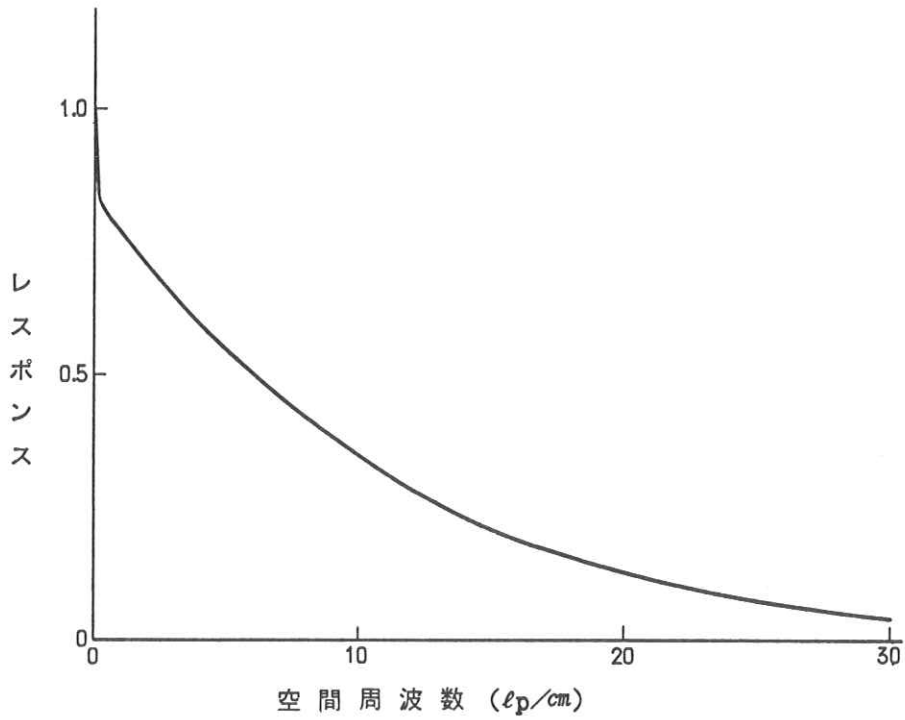


図6. 12インチ I. I. MTF

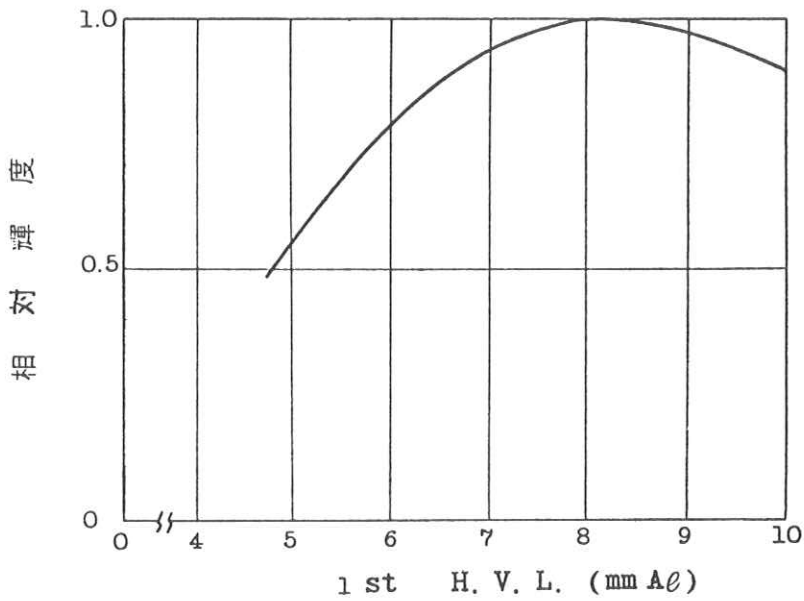


図7. 輝度線質特性

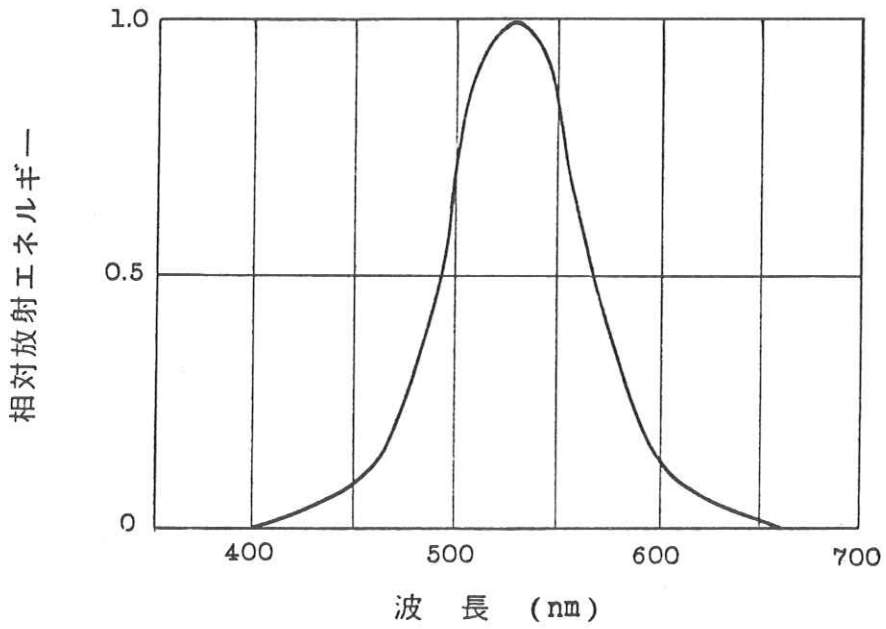


図8. 出力けい光面の分光特性

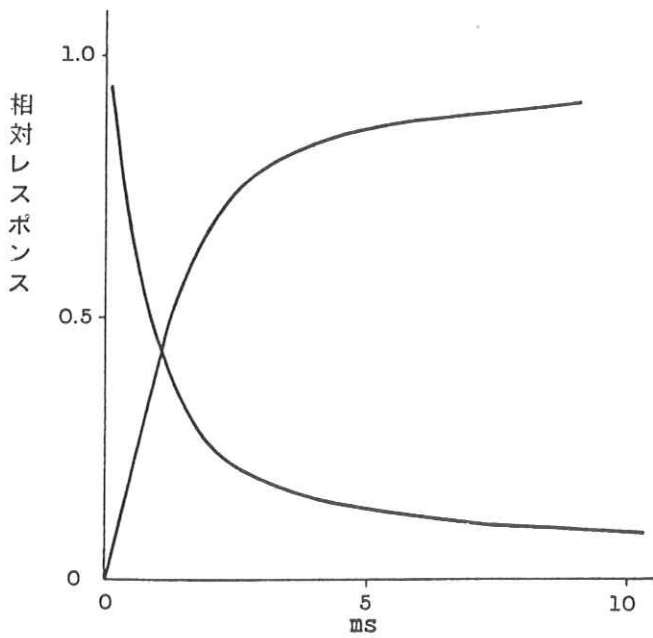


図9. 残光および立ち上り

3. 12インチ I.I. 間接撮影の特性

12インチ I.I. で図10のような I.I. 間接撮影システムを構成した。写真2に解像度チャートをフィルムに撮影した例を示す。中心部で25 lp/cm, 周辺部で20 lp/cm 解像している。尚, X線

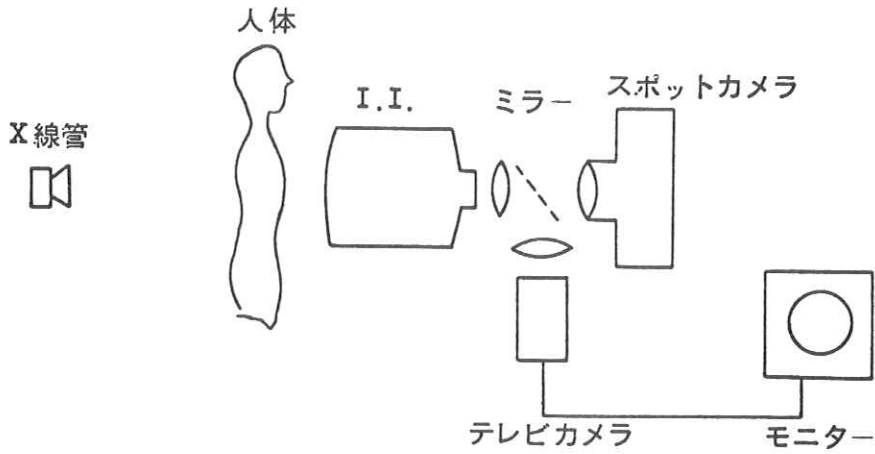


図10. I.I. 間接システム構成図

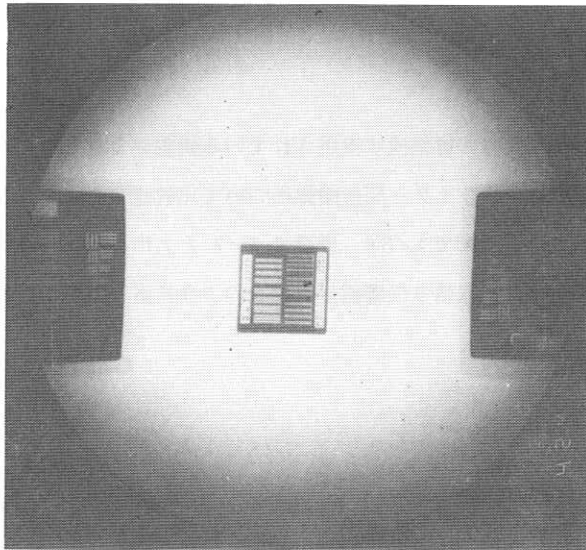


写真2. 解像度チャート撮影例

管の焦点の大きさは1mm×1mmで焦点が大きいと解像度が悪くなる。12インチI.I.の視野が目的とした胃集検に適しているかどうかを同一間接撮影装置に12インチI.I.および同じくCsIを採用したI.I.間接撮影用9インチI.I.を交互に取りつけその実効視野を検討した。その結果表2のように背臥位二重造影では、胃全体の写る割合が9インチの場合50%であるが、12インチの場合98%でほとんど全部写る。また立位充盈像の場合、胃の下端を合わせると噴門まで写らないのが9インチでは53%に対し12インチでは7.5%と少なく胃検診には適切な大きさであると判断される。

表2. 間接撮影の胃の欠像の有無

n = 200	立位充盈像		背臥位二重造影像	
	9インチ	12インチ	9インチ	12インチ
A 胃全体が写る	4.5%	52.5%	50.0%	98.0%
B やゝ欠ける	12.0	24.0	30.5	1.0
C さらに欠ける	30.5	16.0	17.5	1.0
D 胃の下端を入れると噴門が写らないもの	53.0	7.5	2.0	0

(注) 昭和50年日本医学放射線学会総会研究発表No.73より引用。

次に皮膚線量については実際に胃集検に実用されている装置および条件で人体ファントムを用いて12インチI.I.間接撮影およびミラー間接撮影について比較測定をした。装置および条件は表3の通りで結果は表4のように撮影で1/30、透視で1/7と大巾に低減した。12インチI.I.間接の透視撮影を含めた胃集検の1人当り皮膚線量は表5のように直接撮影1枚分以下の皮膚線量でできるようになった。

表3. 装置関係

	I. I. 間接撮影 (あおぞら2号)	ミラー間接撮影 (あおぞら1号)
透視撮影台	DTP-FA-5	DTP-FA-5
イメージ部	12' I. I. RTH2301A スポットカメラCXI-100 TVカメラMTV-20CS (カルニコソ)	ミラーカメラ CXMS-70TV-1 (2'イメージオルシコン)
X線発生装置	KCD-12-04	KCD-12-04
X線管	DRX-188(1.0×1.0 mm ^φ)	DRX-86(2.0×2.0 mm ^φ)
グリッド	5:1クロス28 ℓ/cmW	5:1クロス22 ℓ/cmW
スポットカメラ	レンズ絞り F=9.0	—
フィルム	サクラQF 100%	富士FX 70%
現像機	富士FXプロセサー	富士FXプロセサー
現像液	サクラQFマチック用指定現像液30℃	サクラQFマチック用指定現像液33℃

表4. 人体ファントムによる線量比較

	I. I. 間接(2号車)	ミラー間接(1号車)
撮影	(80KVp) 33mR/枚	(110KVp) 0.98R/枚
透視	(80KVp, 0.1mA) 300mR/min	(110KVp, 0.4mA) 2.03R/min

線量計 Victoreen 555 (プローブ 100MA)

人体ファントム JAMES GIRDLER CO. 製

(寸法等は次ページ図参照)

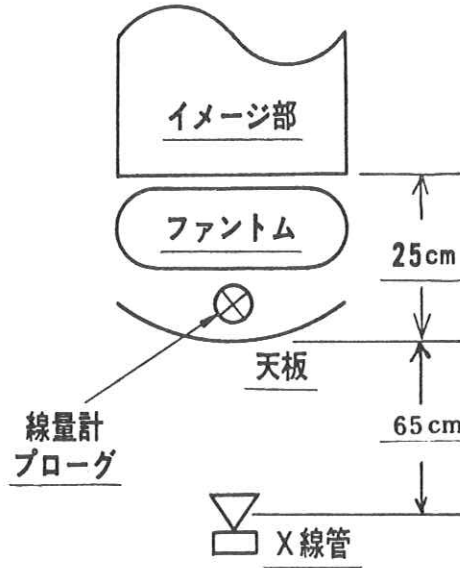
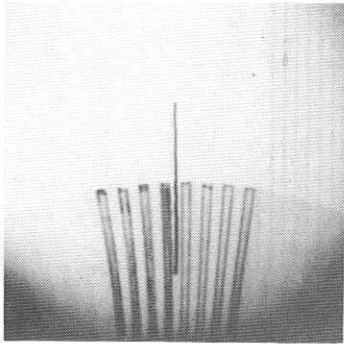


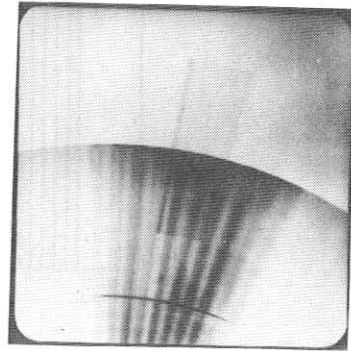
表5. 実用例 (12インチ I.I., Magen)

	独 協 医 科 大 学 リングスタンド・3相1000mA	鹿児島県成人病予防協会 検診車・コンデンサー式	
撮 影	kV	70	80
	mA	100	15
	mA S	1	≒ 1
	皮膚線量 (mR)	170 / 6枚	165 / 5枚
透 視	kV	80	80
	mA	0.25	0.1
	透視時間 (s)	25 / 人	12 / 人
	皮膚線量 (mR)	165 / 人	60 / 人
皮膚線量合計 (mR)		<u>335 / 人</u>	<u>225 / 人</u>

次に胃集検にはあまり関係ないが、I. I.間接撮影の大きな特長の一つに、必要X線量の減少に伴い、X線曝射時間が大巾に減少するため、撮影の動解像度の大幅な向上がある。この特性は9インチでも12インチでも差がないので9インチCsI - I. I.についての例を紹介する。被写体として円板を周速100 cm/sで回転したものを用いて撮影した例で直接撮影とI. I.間接撮影で格段の差があることがわかる。またシネ撮影のように短時間撮影では残光が問題となる。写真4にX線曝射を途中で中止した場合シネフィルム黒化度の残り具合を示す。図11は上記シネフィルムの黒化度の変化を測定したものである。尚、駒スピードは130駒/秒である。

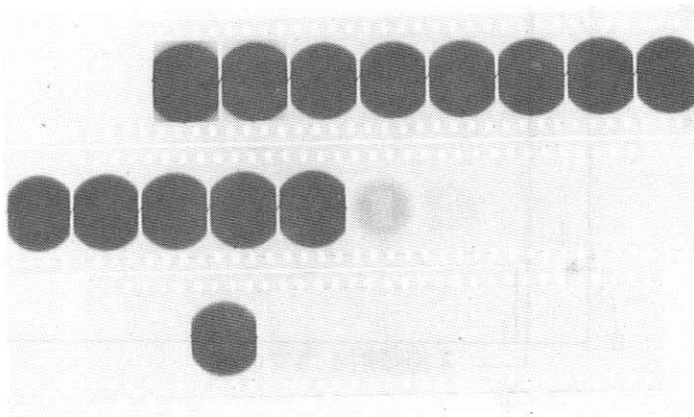


I. I. 間接撮影 (撮影時間 1 mS)



直接撮影 (25 mS)

写真3. 動解像度



第1段目：シネ撮影開始 第2段目：X線曝射途中より中止 第3段目：X線1駒曝射
(駒スピード 130駒/秒)

写真4

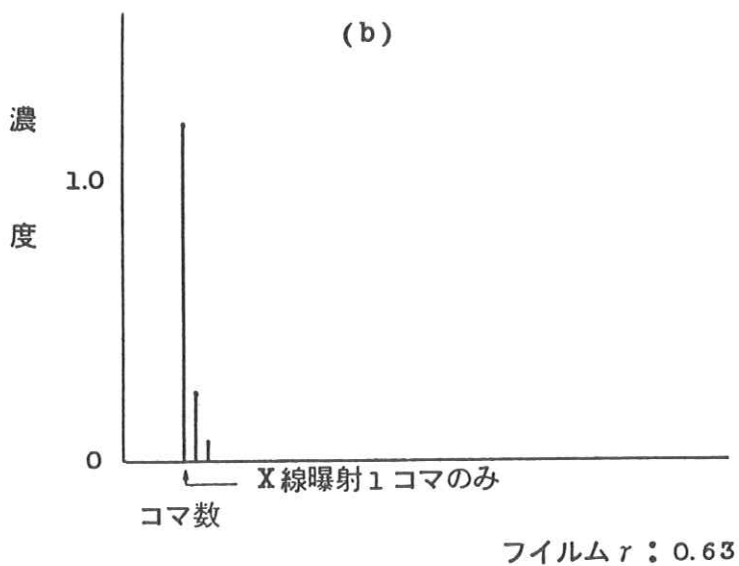
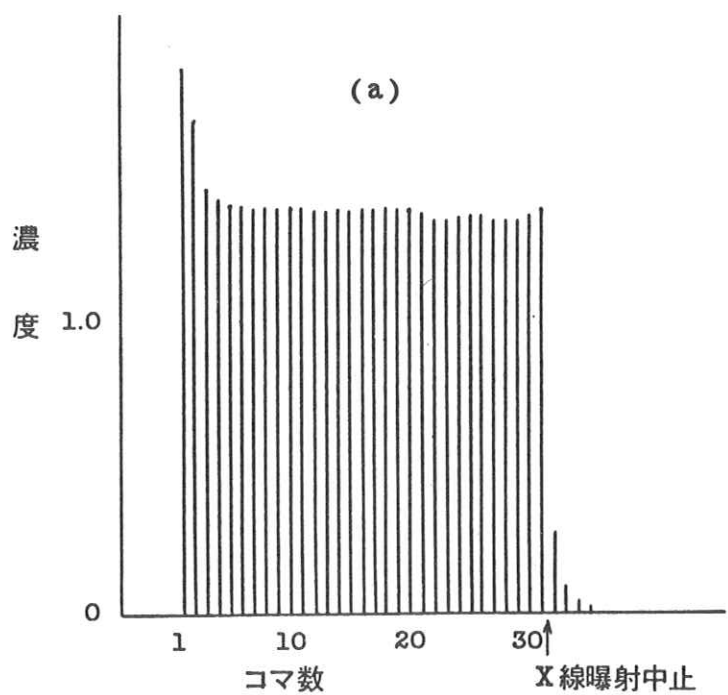


図 11. シネフィルム撮影の濃度変化

次に胃検査の臨床例を写真5に示す。

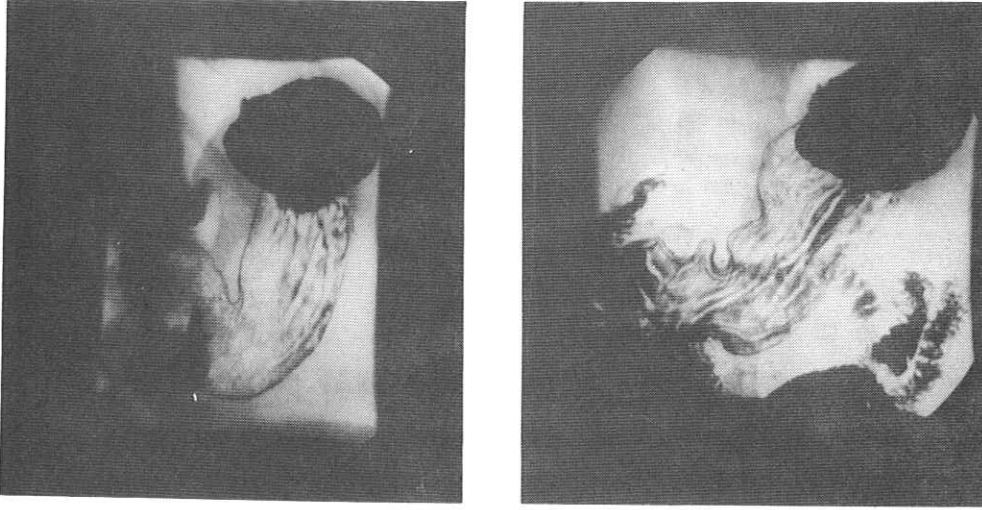


写真5. 胃検査臨床例

4. 結 び

- (1) CsI蒸着けい光面を用いることにより高解像度でノイズの少ない明るいI. I.ができる。
- (2) I. I.間接撮影に應用すると被検者の被曝線量が大巾に軽減される。
- (3) 視野の大きさについて、胃検診には12インチI. I.が適している。
- (4) 必要X線量が大巾に低減されるのでX線の曝射時間が短くなり動解像度が大巾に向上する。

臨床写真例を提供していただきました独協医科大学の堀越教授に謝意を表します。

ACTA Scanner について

津 田 元 久
島津製作所 電子管工場 橋 詰 辰 夫
早 川 毅

はじめに

断層面の情報を得るために古くから医用X線診断装置に種々の工夫が試みられてきた。これらの努力の大半がもたらした結果は断層像をそのまま直視するものではないためおのずとその効果には限界がある。さらに物理的にはX線管から出る放射状のX線束を用いるので、得られる像は被検体の投影像となるため、断層面について精緻な情報が得られにくい弱点がある。よってこの場合には散乱線やFilm上のコントラストの問題を避けることも困難である。

ここに紹介するACTA Scannerは従来とは全く異なる方法でaxial transverseの断層像を求めるものである。すなわちX線束としては放射状に広がるものではなくX線管の窓で細く絞ったnarrow beamを用い、被検体通過後の減弱量に関する情報に数学的な処理(FOURIER変換)を施してaxial transverseな断層像(吸収係数の分布)、正確には吸収係数の相対値の分布を構成しディスプレイするところに大きな特徴がある。

§1 ACTA Scanner とその原理

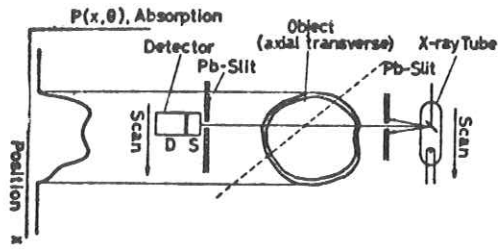
1-1 ACTA Scanner の動作

ACTA Scannerとは被検体各部のaxial transverseな断層像をコンピュータを用いて算出しディスプレイすることができる装置である。¹⁾

まず、その動作について大略説明し、次にその原理を数学的に追っていくことにする。

細く絞ったX線束をFig. 1に示したように被検体の左から右に平行移動して行く。その際被検体によって吸収されたX線量をシンチレータSと光検出器D(フォトマル)で測定する。すなわちX線減弱量対位置のデータが得られる。次にX線管と検出器を被検体のまわりに1°回転させ、同様に減弱量対位置のデータを求める。以下1°毎にこの操作を行い、180回繰り返してFig. 1の如きデ

ータ群が180個得られる。ACTA Scannerでは以上のデータを基にFig. 1におけるような断層像を FOURIER 変換を利用して求める。²⁾



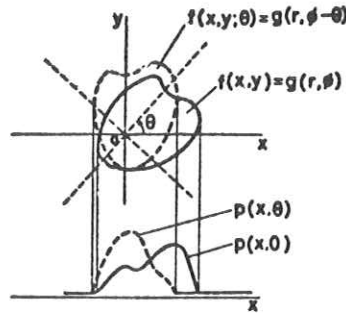
Principal Operations of the ACTA Scanner

Fig. 1

各回転角に対しての減弱量対位置の曲線の FOURIER 変換を求めておく。これらの FOURIER 変換(180個のグループ)は求めるべき断層像の2次元 FOURIER 変換を表わしている(この事実は1-2で証明される)ので、2次元逆 FOURIER 変換することによって断層像が得られるのである。

1-2 ACTA Scannerの原理の解析

解析に当たって次のことは重要である。すなわち X線束は細く絞っており、検出器前にも細い孔を設けてあることから散乱線による影響は無視できるということである。これはある位置における X線減弱量はシンチレータ S と X線管の焦点を結ぶ直線上における吸収の和に等しいことを示している。(下の $p(x, \theta)$ の式(3))



Object Rotated and Projected by X-rays

Fig. 2

実際の ACTA Scanner では、被検体を回転させるのではないが、解析の都合上ここでは被検体を回転させることにする。

求めるべき断層像(ここでは吸収量分布)を

$$z = f(x, y) = g(r, \phi) \begin{pmatrix} x = r \cos \phi \\ y = r \sin \phi \end{pmatrix} \quad (1)$$

とする。上の分布を原点のまわりに θ だけ回転すると次のように表わすことができる。(Fig. 2)

$$z = f(x, y, \theta) = g(r, \phi - \theta) \quad (2)$$

ACTA Scanner では各回転角 θ については次式で表わされる減弱量 $p(x, \theta)$ が測定され

ている。

$$P(x, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y; \theta) dy = \int_{-\infty}^{\infty} g(r, \phi - \theta) dr \quad (3)$$

(3)式の x に関する FOURIER 変換 $P(R, \theta)$ は

$$P(R, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x, \theta) e^{-i2\pi R x} dx \quad (4)$$

$$x : [mm] \longrightarrow R : [1/mm]$$

(4)式は 1° 毎に得られるが、この $P(R, \theta)$ が求めるべき断面像 $Z = f(x, y) = g(r, \phi)$ の 2次元 FOURIER 変換になっている。このことは(4)式を極座標で表示すれば証明される。以下にその証明を記す。

(3)式を(4)式に代入すると、

$$P(R, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, \theta) e^{-i2\pi R x} dx dy \quad (5)$$

上式を極座標で表わすと

$$P(R, \theta) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} g(r, \phi - \theta) e^{-i2\pi R r \cos \phi} r dr d\phi \quad (6)$$

となる。ここで $-\theta$ を θ に置きかえて、 $\phi + \theta = \alpha$ とすると、 $g(r, \alpha)$ は α に関して 2π の周期関数であるから、 $P(R, \theta)$ を書き直すと

$$P(R, \theta) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} g(r, \alpha) e^{-i2\pi R r \cos(\theta - \alpha)} r dr d\alpha \quad (7)$$

(7)式は $g(r, \alpha)$ の極座標表示 2次元 FOURIER 変換が $P(R, \theta)$ であることを証明している。

(証明終り)

以上のことから断層像 $g(r, \phi)$ を求めるには $P(R, \theta)$ の 2次元 FOURIER 逆変換を

してやればよい；

$$g(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty P(R, \theta) e^{i2\pi R r \cos(\theta - \phi)} R dR d\theta \quad (8)$$

θ が 1° 毎であるから $P(R, \theta)$ ($\theta = 0^\circ, 1^\circ, \dots, 179^\circ$) は FOURIER 逆変換用のデータとして用いることができる。

また θ は $0^\circ \sim 179^\circ$ であるが、 $180^\circ \sim 359^\circ$ については $P(x, \theta)$ のデータの向きが逆になる。すなわち、

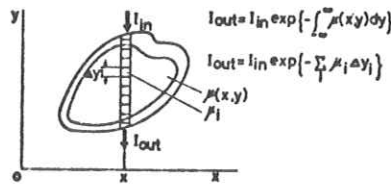
$$\left. \begin{aligned} P(x, \pi + \theta) &= P(-x, \theta) \quad (0 \leq \theta < \pi) \\ P(R, \pi + \theta) &= \int_{-\infty}^\infty P(x, \pi + \theta) e^{-i2\pi R x} dx = P(-R, \theta) \end{aligned} \right\} (9)$$

である。よって(4)式の $P(R, \theta)$ の $R \leq 0$ の部分のデータが $180^\circ \leq \theta < 359^\circ$ については適用される。

なお、ここでは吸収量分布 $Z = f(x, y) = g(r, \phi)$ を求めるべく数式を用いたが、吸収係数の分布を求めるには Fig. 3 において次式がなりたつので本質的な差異はない。

(Fig. 3)

$\mu(x,y)$: Distribution of The Absorption Coefficients
 I_{in} : Intensity of X-rays at Source
 I_{out} : Intensity of X-rays at Detector



Relation Between Absorption and Absorption Coefficient

Fig. 3

$$I_{out} = I_{in} e^{-\int_{-\infty}^\infty \mu(x, y) dy} \quad (10)$$

あるいは

$$\ln \frac{I_{out}}{I_{in}} = - \int_{-\infty}^\infty \mu(x, y) dy \quad (11)$$

ここで

$$\left\{ \begin{aligned} I_{in} &: \text{入射 X 線強度} \\ I_{out} &: \text{被検体透過後の X 線強度} \\ \mu(x, y) &: \text{断層面の吸収係数の分布} \end{aligned} \right.$$

(ii)式の $-\mu(x, y)$ を(i)式の $f(x, y)$ の代りに用いて議論すればよい。

§2 応用と臨床例

ACTA Scannerでは人体の任意のaxial transverseな断層像を得ることができ、さらに従来のX線撮影法では得られなかった微小な吸収係数の差を識別できる。これはひとえにACTA Scannerの手法に起因するものである。数学的には画像の構成精度(吸収係数の分解能と空間的な分解能)をいくらでも向上させることは可能であるが、被曝線量、動作時間、コンピュータの処理能力などにより、限界値が設けられる。現装置における具体的数値を挙げると次の如くである。最高分解能は1.5mm、一つの断面についての走査に要する時間は4~5分(実際には相隣する2枚の断層像が同時に得られる)で直後に断層像を得る。患者の被曝線量は1rad程度、断層面の厚さ7.5mm、使用するX線出力は、120kVp, 15mA等である。

Fig. 4に数個の臨床例を示す。断面像は160×160の画素から成り立っている。これらの像からわかるように患部の大きさや場所を明確に知ることができる。ACTA Scannerではカラーディスプレイ(吸収係数を色に対応)も可能であり、それにより識別をより容易にできる。

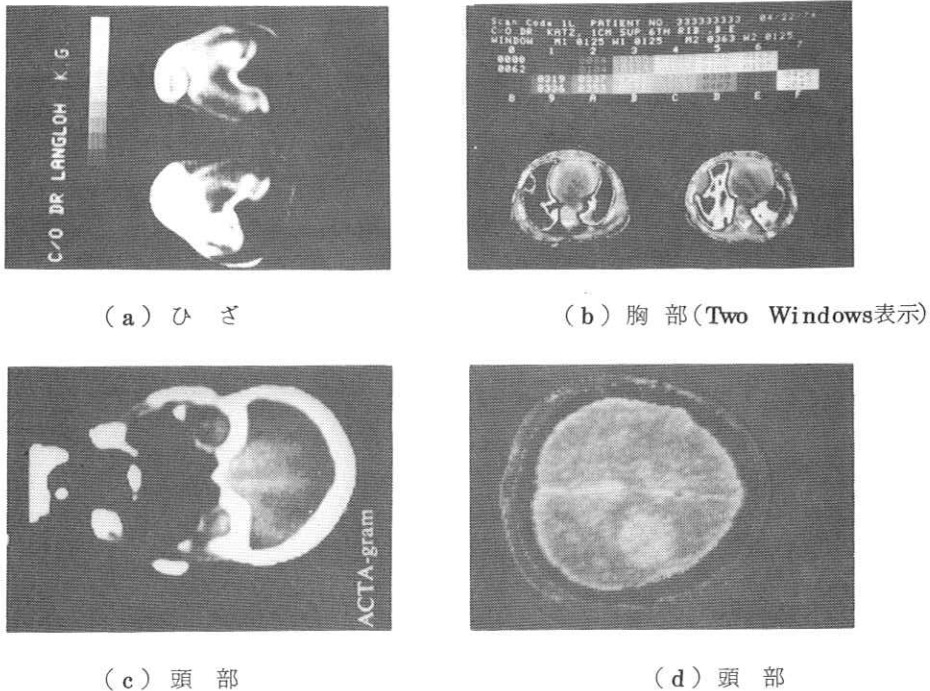


Fig. 4 臨床例

おわりに

本稿では主として ACTA Scanner の原理について記述した。ACTA Scanner と同じような動作で断層像を構成できる装置も他にもあるが、³⁾我々としてはこの ACTA Scanner の手法そのものに着目するとき、医用 X 線診断装置のみでなく、それを含んだ分野にも大きな応用を見出す可能性を期待できるものと信じている。

参 考 文 献

- 1) R. S. Ledley et al Science Vol. 186 No. 4160 18 Oct. 1974 PP207-212
- 2) David B. Kay et al Journal of Nuclear Medicine Vol. 15 No. 11
PP981-986
- 3) The British Journal of Radiology Vol. 46 No. 552 Dec. 1973
PP1016-1051

核医学機器の動態イメージのデータ処理

島津製作所 医用機器事業部
津 田 元 久
若 林 重 興

緒 言

核医学機器はそのデータのもつ性質上、コンピュータによって各種の処理を行ない、診断価値を高めようとする努力が古くから行なわれていた。過去においてはシステム機器の性能上の問題やコストパフォーマンスの点であまり一般化せず、利用価値があるにもかかわらず研究レベルにとどまっていた。

近年、ミニコンピュータ利用の一般化や、その周辺機器の進歩にともなって、それらをベースにした各種の核医学データ処理装置が市販されるようになり各施設での利用が盛んになりはじめ、その臨床応用に関する報告が数多くなされるようになった。特に放射性医薬品（以下 **RI**）の体内における分布または移動の時間的経過を核医学機器で追跡する動態検査の場合にはコンピュータシステムの持つ高速処理機能を利用することの便利さが認められるようになってきた。

以下、主にシンチカメラの動態イメージのデータ処理についてのべる。

核医学データ処理装置

データ処理装置はシンチレーションカメラ、シンチスキャナ、動態機能検査装置等の **in vivo** 機器や、オートウェルカウンタ等の **in vitro** 機器からのデータをオンラインまたはオフラインで採取し、処理を行なう。中でもシンチレーションカメラのデータ処理を行なうことを中心に考えられたシステムでは高速、大量のデータを取扱う必要上、補助記憶装置として磁気ディスク記憶装置を備えているものが多い。図 1 はその例で、島津製核医学データ処理装置シンチパック-200 である。

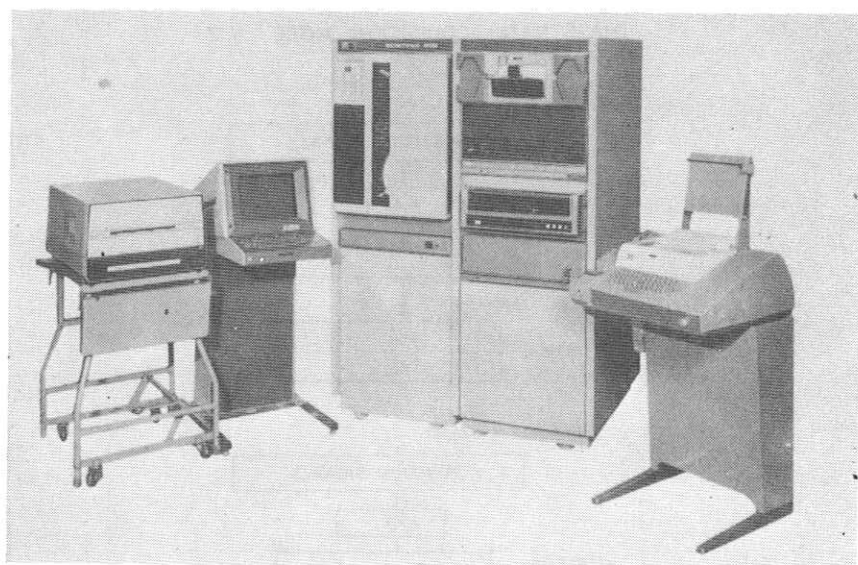


図1. 核医学データ処理装置 シンチパック-200

主な機器構成はミニコンピュータ（日本ミニコンピュータ社製 0-1 12KW～32KW）を中心に、補助記憶装置として可動ヘッド型磁気ディスク記憶装置および磁気テープ記憶装置、システムのオペレーションおよびデータ表示用としてキーボード付蓄積型CRTとそのハードコピーユニット等を持ち、これに核医学機器用インターフェースおよび処理用のソフトウェアが付属する。

データの採取方法

シンチカメラからデータ処理装置へ行く信号はシンチカメラ側でいえばそのCRTの輝点信号、すなわちX、Y位置信号およびアンプラック信号である。X、Y位置信号はアナログ信号であるのでインターフェース内でアンプラック信号のタイミングでそれぞれA/Dし、コンピュータのメモリーを経由して磁気ディスク記憶装置に格納される。

コンピュータへ入力する方法は大別すると、つぎの2つのモードがある。

- 1) リストモード
- 2) ヒストグラムモード

それぞれ長所・短所があり、用途によって使い分けられる。図2は2つのモードについて、その動作を簡単に説明したものである。

IMAGE DATA ACQUISITION MODE

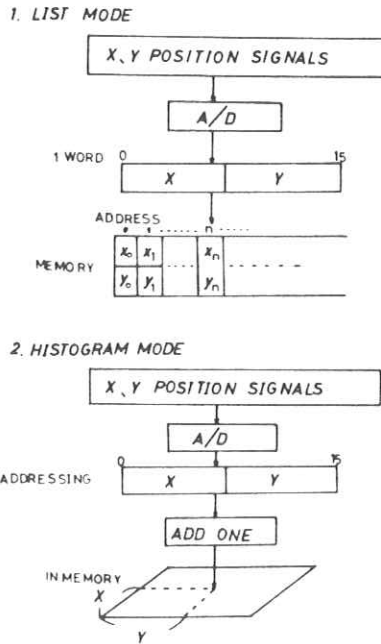


図2. イメージデータの採取モード

リストモードの場合

X, Y位置信号(アナログ信号)がA/D変換され、1語16ビット内にセットされ、それがそのままデータとしてメモリー部に書き込まれる。メモリーへの書き込みは信号の入ってくる順に行なわれる。したがって2次元のRI分布像を作成するためには格納後のデータを再編集する必要があるし、また、全計数量が磁気ディスク記憶装置の容量で制限されるのでそれを考慮に入れて使用する必要がある。しかし、画像マトリックスを 128×128 、 256×256 にすることが容易であり、また、画像の時間単位を数ms台にすることも容易である。

ヒストグラムモードの場合

位置信号がA/Dされて1語16ビット内にセットされるころまではリストモードと同じであるが、このモードはセットされた内容でメモリー部のアドレス指定を行ない、そのアドレスの内容に1を加えて行く。したがって、メモリー内に画像が作成されて行くことになる。このメモリー内の情報を一定時間間隔ごとに磁気ディスクに格納して行けば、後刻、それをそのままタイムフレー

ム画像として読み出すことができる。しかし、画像当りの時間間隔が磁気ディスクの転送スピードで制限をうけたり、メモリー容量のために実用的には64×64マトリック程度でしかタイムフレーム画像が採取できない等の欠点を持つ。可動ヘッド型の磁気ディスクを使用しているシステムの場合、4K画像(64×64)1語16ビット構成で約0.2秒/画像が最高スピードである。

以上のべた2つのモードは用途によって使い分けられている。画像データの場合、心臓等の高速動態にはリストモードを、肝臓、腎臓等のように動態を取扱わないもの、または低速動態の場合にはヒストグラムモードが使用される。

動態イメージのデータ処理

前述のごとく、データの採取モードによって各々得失があるわけであるが、ハードウェアおよびソフトウェアの両方を考え合わせてヒストグラムモードの方が容易であるため、このモードでのデータ採取が多く行なわれている。図3、4は腎臓の例で、図3は30秒間隔で採取された動態イメージの一部を示し、図4はA、B、Cの領域を選びそのタイムヒストグラムを算出したものである。

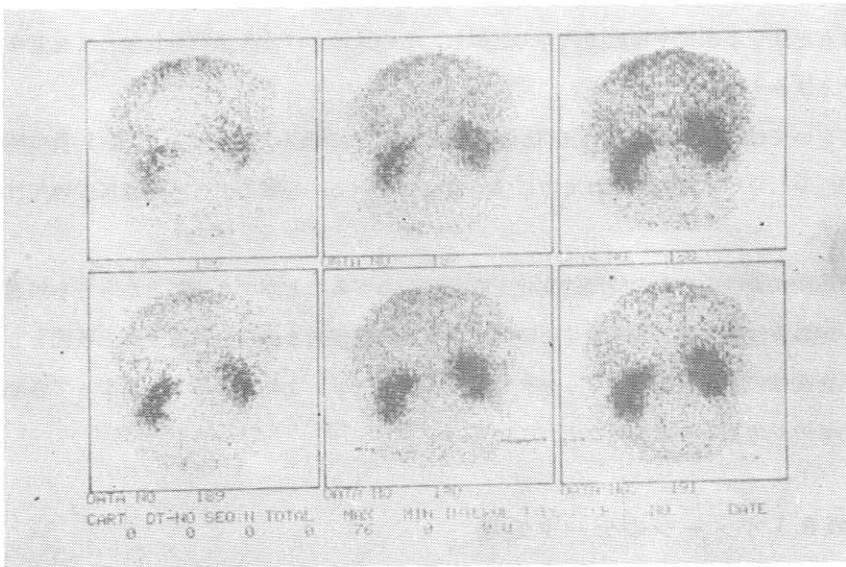


図3. 腎臓のマップ表示：左上から右へ、つづいて左下に移り、右へ行くにしたがって30秒ずつ経過している。

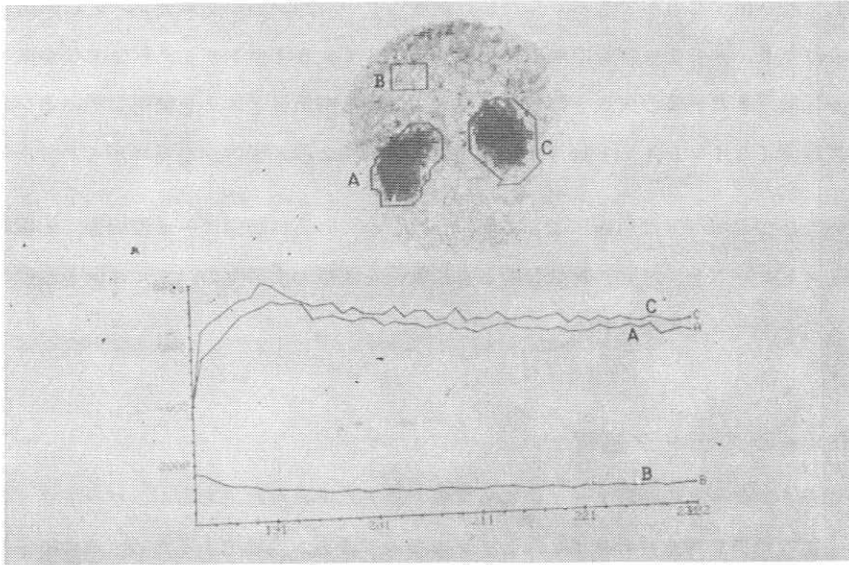


図4. タイムヒストグラム (レノグラム曲線)

得られた曲線を多項式や指数関数等で近似し、その式における各係数を比較して有意な情報を得ようとする試みも行なわれている。

心臓においては **Stewart-Hamilton** の方法や、その他の方法によって **R I** 量の時間的変化から心機能をしらべる報告がこれまでに多くなされている。心臓のデータ処理については章を分けて後述する。

また、局所における **R I** の時間的変化を容易にしらべることができることからさらに進めて、各部位が一定の条件を満足するに要する時間や循環血液量が求まる場合にはそれを要因としてその違いを2次元画像にする機能図 (ファンクショナルイメージ) を作成することによって各部の機能を直接、イメージで見ることがも行なわれている。

心臓の **R I** イメージのデータ処理

人体の動態計測で最も高速を有する部分は心臓である。データ処理装置側から見れば心臓のデータ処理を行なうことができれば他の動態イメージ処理は容易にできるとさえいわれている。**R I** イメージを心電波形の任意位相で写真にとり、それによって心臓の形態をより正確にとらえる試みは1969年仁村²⁾や **Mason** 等³⁾ によって報告され、現在もシンチカメラおよび心電同期装置の構

成で心臓の研究がなされている。この方式をデータ処理装置を使用して行なえば心臓の形態変化に加えてその機能をも容易にしらべることができる。

ここで島津製作所が開発、住友病院で臨床に使用されている例を示す。図5はそのシステムブロック図である。

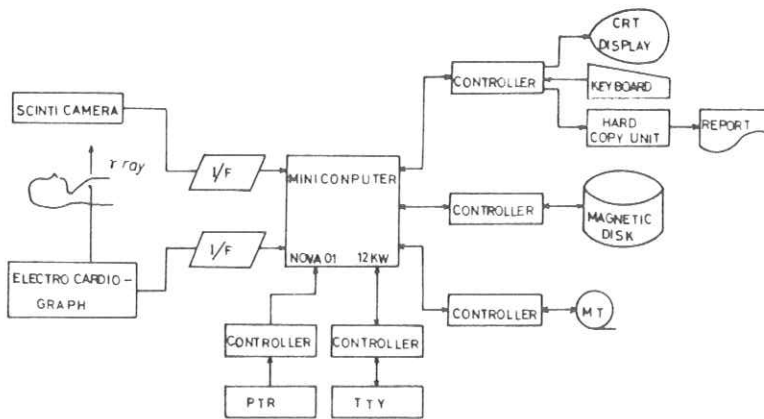


図5. 心臓動態のデータ処理システム

図1のシンチパックー200の構成品に加えて心電波形1チャンネルがシンチカメラデータと同時採取できるようになっている。心電波形(10ms毎のサンプリング)とR Iイメージはリストモードで同時採取され、後刻、心電波形のR波等を基準にして必要な処理を行なう。図6は拡張末期および収縮末期像を作成する状態を示す。心電波形からR波近傍で拡張末期の位相を、T波下降部で収縮末期の位相を指定し、それぞれの位相で数拍~数百拍相当のR Iイメージを集積する。図7はそのようにして得られた左心室像である。

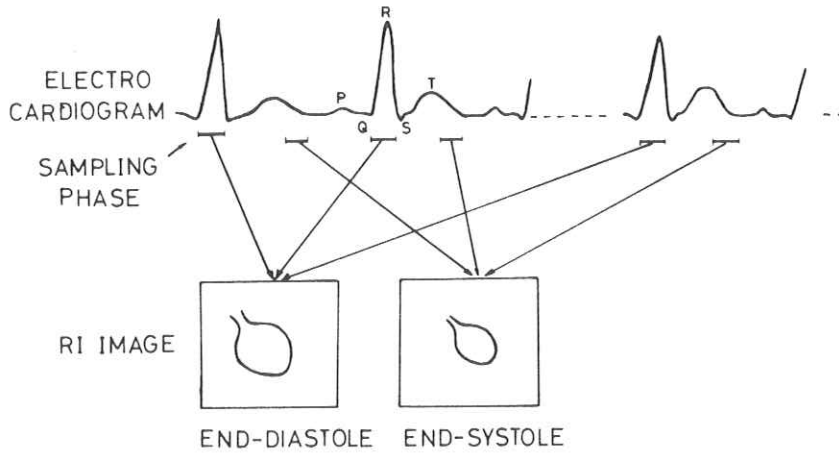


図6. 拡張末期および収縮末期像の作成

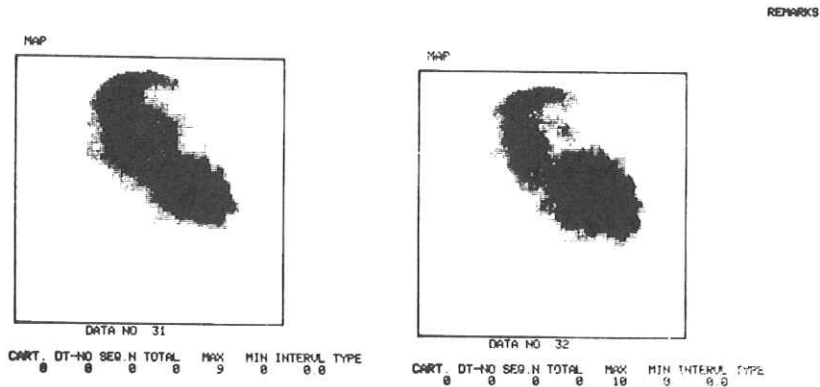


図7. 左心室像：収縮末期(左)，拡張末期(右)

図8は駆出率を求める例を示す。拡張末期および収縮末期のタイムフレーム画像を作成し、それぞれの左心室ROI曲線から駆出率を算出する。図中、EDVおよびESVはそれぞれ拡張末期および収縮末期のROI曲線を示し、E.Fは前述の2曲線から同じ周期における駆出率を(1)式より算出した曲線である。

$$E. F = \frac{EDV - ES V}{EDV} \quad (1)$$

この曲線の平坦部を指定し、その平均値から駆出率を求める。図中、左上の数値がそれを示している。

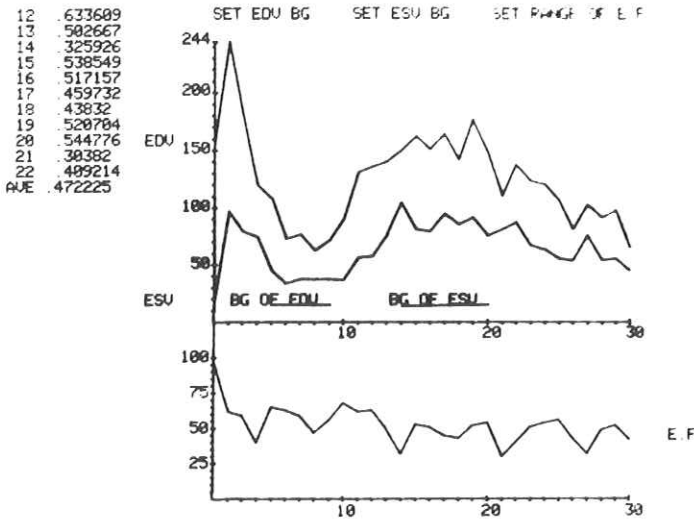


図8. 駆出率の算出処理

一方、左心室の希釈曲線を(2)式に示すガンマ関数によって近似を行ない、重みつき最小2乗法によって諸定数を求めると心拍出量、平均循環時間、ミキシングボリューム等が算出できる。⁴⁾⁻¹²⁾ 詳細な式の説明は省略するが、この方式によれば手計算で行なった Stewart-Hamilton法との相関が0.997であると報告されている。⁷⁾

$$C(t_i) = k(t_i - t_a)^{\alpha} e^{-(t_i - t_a)\beta} \quad (2)$$

ただし、 k, α, β : 定数

t_a : RIが左心室に出現した時間

$C(t_i)$: 時間 t_i における RI 量

図9はR I希釈曲線（凹凸を含む曲線）をガンマ関数で近似した例である。

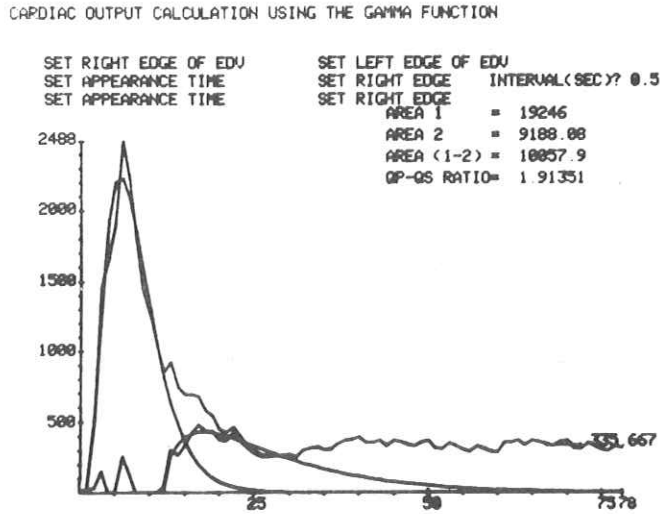


図9. ガンマ関数による近似
 凹凸を含む曲線：生データ
 滑かな曲線：近似結果

このようにR Iの心臓の検査はデータ処理装置を使用すれば心臓の形態から心機能まで簡単にしかも迅速に算出できる。R I検査の持つ無侵襲性と患者の肉体的負担の軽減と相まって、今後ますますさかんになることが期待される。

機能図（ファンクショナルイメージ）

先にもふれたが、臓器をその局所機能の大小によって表現するいわゆる臓器の機能図による診断が外山、飯尾等¹³⁾によりカラーCRTを持つデータ処理装置で実用化されている。

R I集積量の大小を濃淡レベルや色レベルで表現していた従来のR Iイメージと異なり局所機能、たとえば、ピーク到達時間やその他の時間をパラメーターにしたり、さらに進んで血流量等を局所で算出し、それらの大小によって臓器を表示すると異常部位の位置、大きさ、機能が一つの画像でとらえることができる。

これはデータ処理装置なしではできない表現法であり、従来のR I集積量の大小によって異常部

位をみつけたすR I画像とR Iの時間的変化をしらべる動態検査の二つを一つのイメージで表現できる大きな特長があり、今後のデータ処理の一つの大きな方向を示していると思われる。

結 言

以上のべたようにデータ処理装置を使用すれば核医学機器の1回のデータから種々の有意な情報が得られ、今後ますますその必要性が増大するものと考えられる。

しかし、一般的に高価であり、また、臨床プログラムの開発(作成)が全体にわたって完備される必要があるなどの問題点があり、さらにシンチカメラ等の性能向上に充分対応できる性能を持たせるなど改良すべき点がある。これらは今後メーカーが技術者の指導を得て解決していかなければならない。

最後に、今回いろいろご助言、ご指導をいただいた東京都立養育院附属病院飯尾正宏放射部長、外山先生、住友病院内科成田先生、放射線科金尾技師長に深く謝意を表します。

おことわり

ファンクショナルイメージのデータはカラー写真であり、白黒で記載すればその価値が充分表現できない恐れがあると考え、残念ながら今回はご紹介するのを断念した。

参 考 文 献

- 1) 平川顕名, 他“レノグラムのアナログシュミレーション”総合臨床 20, 8, 1971
- 2) 仁村泰治, 松尾裕英, 他“UCG並びにシンチカメラによる心臓血行動態の定量的解析の試み”日本超音波学会論文集, 61-62, 1969
- 3) Dean T. Mason, et al. “Rapid sequential visualization of the heart and great vessels in man using the wide-field Anger scintillation camera” Circulation, Jan., 1969
- 4) Cohn, J. D., et al. “Clinical applicators of indicator dilution curves as gamma functions” J. Clin. Med-69: 675-682, 1967
- 5) Korner, P. I. & J. P. Shillingford. “Further observations of the estimation of valvular incompetence from indicator dilution curves”

Clin. Sci. 15 : 417-431, 1956

- 6) Thompson, H. K., et al. "Indicator transit time considered as a gamma variate" *Circulation Res.* 14 : 502-515, 1964
- 7) C. F. Starmer, et al. "Computer computation of cardiac output using the gamma function" *J. A. Phystology* Vol. 28, № 2, 219-220, Feb. 1970
- 8) W. J. Kostuk, et al. "Left ventricular performance after myocardial infarction assessed by radioisotope angiocardiography" *Circulation*, 242-249, Feb. 1973
- 9) P. Rego, et al. "Scintiphotographic evaluation of patients with suspected left ventricular aneurysm" *Circulation* Vol. 50, Nov. 1974
- 10) P. Steel, et al. "Measurement of left heart ejection fraction and end diastolic volume by a computerized, scintigraphic technique using a wedged pulmonary arterial catheter" *A. J. Cardiology*, Vol. 34, Aug. 1974
- 11) P. Rigo, et al. "Left ventricular function in acute myocardial infarction evaluated by gated scintiphotography" *Circulation*, Vol. 50, Oct. 1974
- 12) M. V. Green, et al. "High temporal resolution ECG - gated scintigraphic angiocardiography" *J. N. M.* Vol. 16, № 1, 1975
- 13) H. Toyama, M. Iio, et al. "Digital color description of functional images by an on-line computer analysis" *Proceeding of 1st world congress of nuclear medicine*, 749-750, 1975

低線量 X 線撮像システムについて

日本電子光学事業部 開発部 渡 辺 英 二

まえがき

新しい X 線撮像システムとして、X 線を任意指定位置に投射可能なビームとして取り出し、これの被写体透過線をシンチレーション検出器により受光して電氣的に画像形成することにより、従来医用に用いられている X 線撮像法に比しはるかに少い X 線投射量で撮像しうるシステムが生まれつつある。

このシステムは、“機械振興協会”により“医療用低線量 X 線撮像システム”として同協会の制度に基づく新機械普及促進事業の一つのプロジェクトに採択され、梅垣洋一郎先生を委員長とする同プロジェクト分科会の審査委員である諸先生方の指導、審査の下にその開発が実施されている。

システム

このシステムは、電子光学系により発生した電子ビームを収束且つ高速偏向し、その投射点より発生する微焦点 X 線をピンホールレンズにより X 線マイクロビームとして取り出されたものを使用する。この X 線ビームは従来の X 線装置の如く、管球より発生した発散 X 線を被写体の観察面に一面に投射するのではなく、被写体を形成する画素区画毎に時間を追って投射してゆき、各点の透過 X 線を計測して X 線陰影像を形成するので、検出器感度比、マイクロビーム投射による散乱減少効果、画素面積拡大による必要 X 線量の減少等が相乗的に作用し、恐らく最少の X 線投射量による画像観察が可能であると考えられる。このシステムのシステム構成を図 1 に、完成予定図を図 2 に示す。

原 理

この方式の原型は、X 線マイクロビームを用いた電子計算機制御ラジオグラフィとして東京大学音声医学研究施設で“高圧 X 線マイクロビーム発生機”を用いて同施設の元施設長・藤村靖教授、現施設長・沢島教授、桐谷助教授、他の方々による数多くの研究成果^{1)~7)}からも知られることで

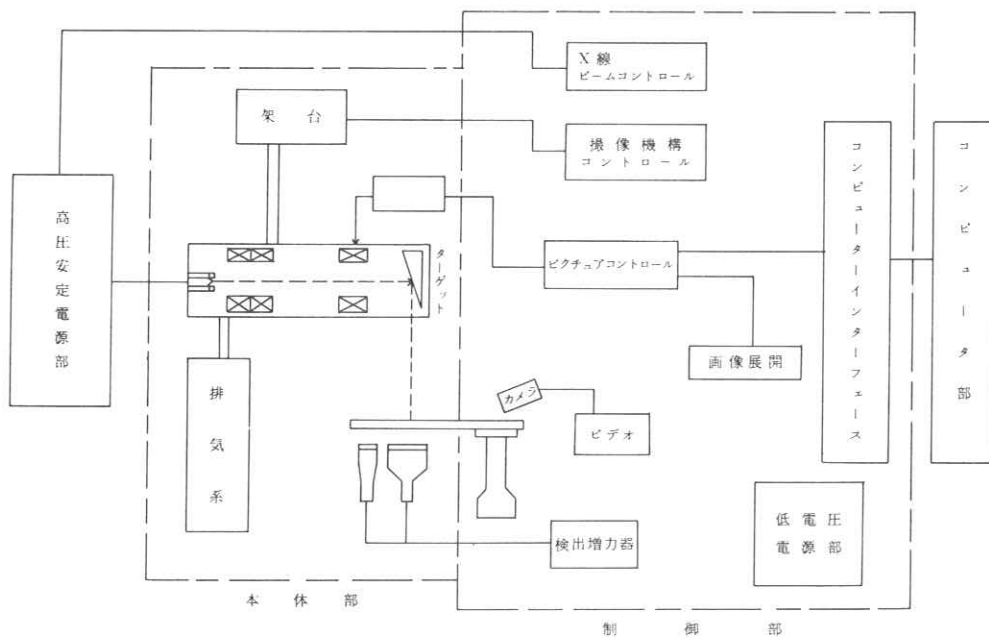


図1. システム構成

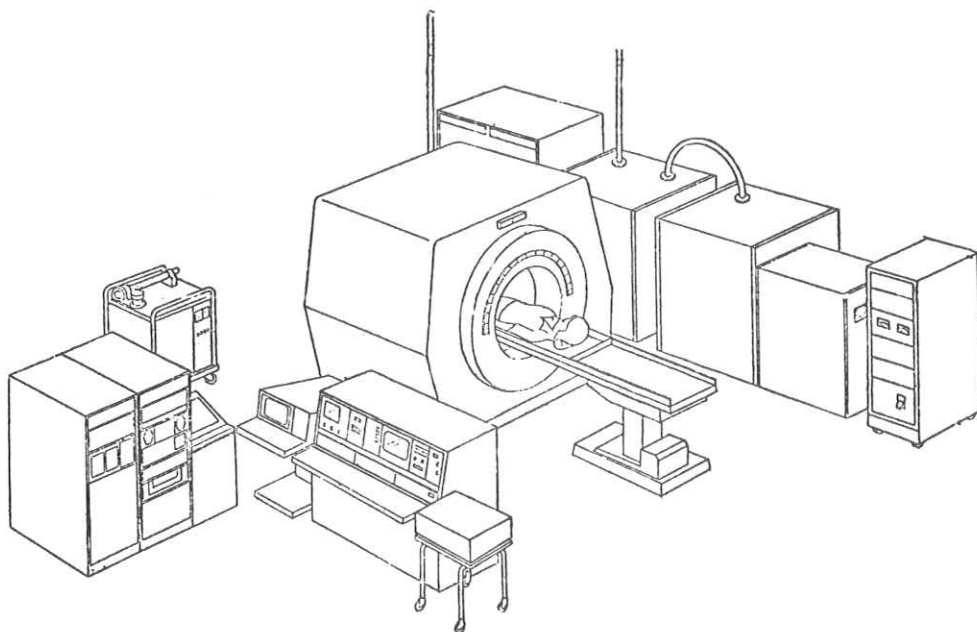


図2. 完成予定図

あり、すでにこの研究会においても報告されたものもある。

低線量画像取得についての予想などは東京大学の装置を使用させていただいたものを引用したことで、開発実施中の“低線量撮像システム”は製作途上でもあるため、このシステムの持つ原理・特徴等は東大音声研の装置によるもので説明する。図3は東大装置の外観を示し、従来のX線発生管とはかなり趣きを異にしたものとなっ

ている。図中に電子線発生部である電子銃部およびX線発生部とそのマイクロビーム化のためのレンズ部、シンチレーション検出器部を矢印で示した。図4は電子光学系を示した。電子銃により発生

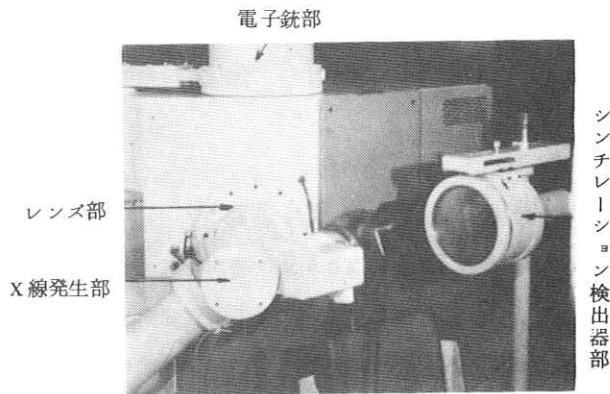


図3. X線マイクロビーム発生機

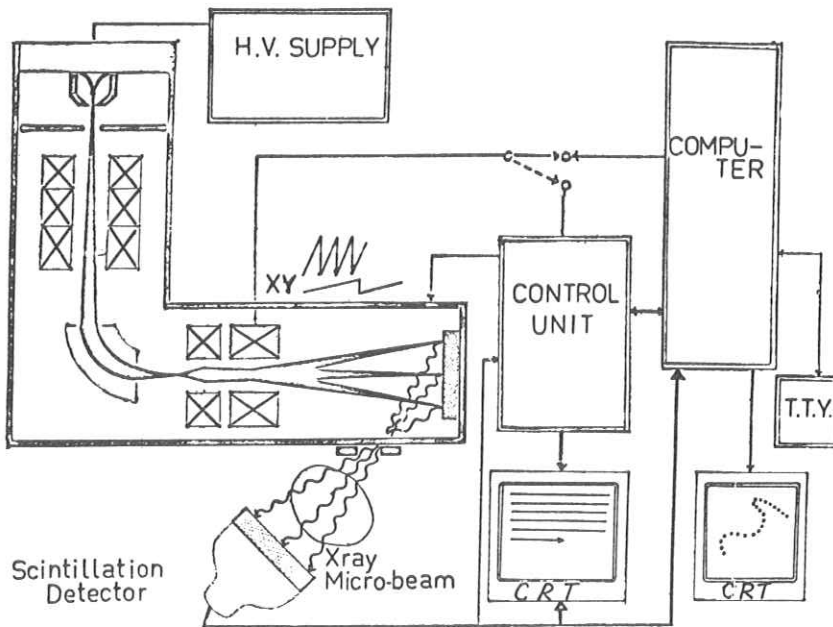


図4. 電子光学系

された点線源電子線は光軸補正、非点修正等を受けた後、第1レンズ、第2レンズによる収束をうけついでタングステンターゲットに突入し、微小焦点X線を発生し、ピンホールレンズによりマイクロビーム化される。途中精密型電磁偏向器がおかれており、これに電子計算機からのXY座標値に対応した偏向電力を加えて電子ビームの偏向制御を行い、座標指定下でのX線マイクロビームが発生される。

電子計算機制御による動点追跡

上述の装置はすでに昭和40年東大音声研にて当時の藤村靖教授、桐谷助教授により開発された微小焦点X線発生機に電子計算機制御型静電偏向を付した研究用X線マイクロビーム発生機にて動点追跡用として成果をおさめ、¹⁾²⁾³⁾この実用機として47年に150KV 1mA(瞬時2mA)の容量を持つものが製作されたものであるが、通常状態におけるX線発生量はX線発生源から約70cmの被写体上に1mmφのビームを投射するとき 10^7 ケ/sec程度のX線光子が得られ、発音器管の研究にあって口腔内の舌の動きを観察する際毎秒100フレームで同時に6点の金属ペレットの追跡がこの春には可能であると先生方から報告されている。⁵⁾⁶⁾

このような着目点についての運動追跡は着目点自身の極く近傍のみをX線マイクロビームが投射する状態で追跡され、他の周辺部分には全くX線が投射されないことから極低被ばく線量での高速追従性を持ち、従来のシネ撮影に比べれば無視できる程の全被ばく線量での長時間観察を可能にしたものであった。この着目点追跡の原理図とX線投射点の動きの様子を図5、図6に示した。

低線量走査X線像

X線マイクロビームを被写体観察面について順次全体に投射し、その位置と信号量とをCRTやTVのスクリーンに展開すれば走査X線像が得られるが、投射X線量が高々毎分数百ミリレントゲン/cm程度であるのでかなりの面積について短時間で撮像する場合には、サブミリ乃至マイクロレントゲン程度での照射線量でも一応の画像が得られることになる。図7はこのような方法で得られた画像の例を示してある。走査X線方式では着目した局所の観察には電子ビーム偏向量や、レンズの位置を制御するのみで精粗任意の像が得られることも特徴として持っている。

低線量端縁像

X線マイクロビームを用いて人体の撮像時に要求される総X線投射量を減らすための一つの試みとして、千葉大学附属病院中央放射線部長の館野先生は骨縁のみにX線マイクロビームを投射して

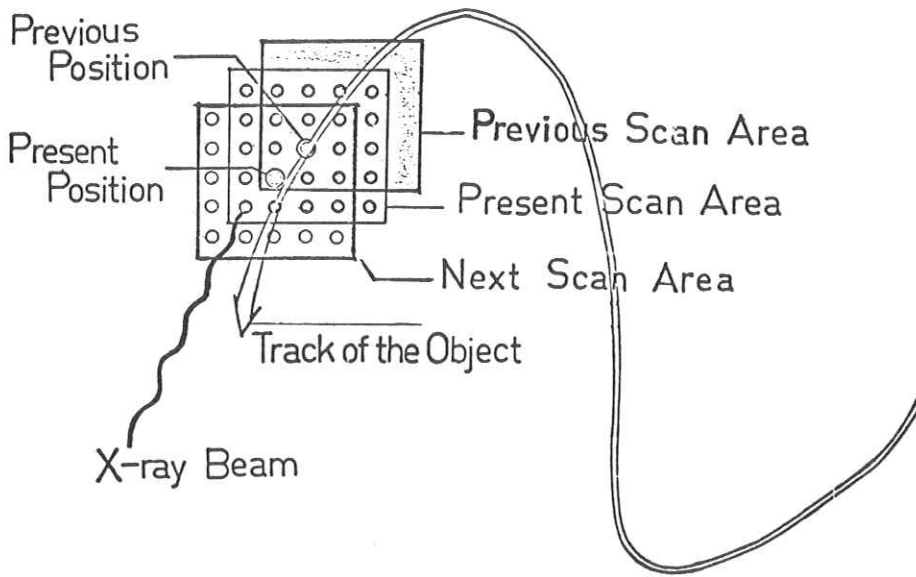


図5. 着目点追跡原理

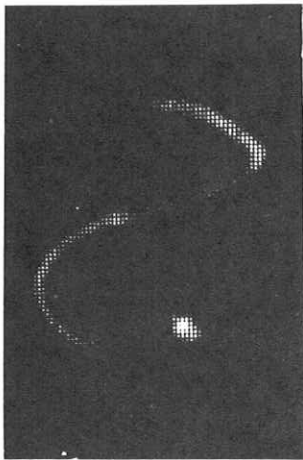


図6. 着目点の動きに従ったX線
マイクロビーム投射飛跡

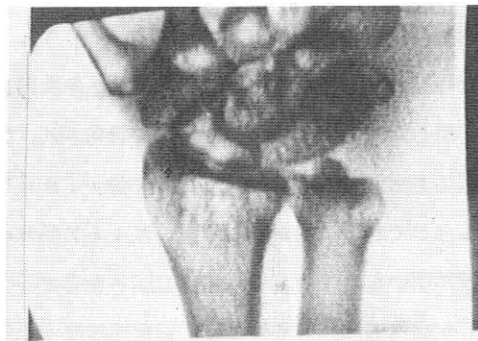


図7. 低線量走査X線像

股関節脱臼診断が可能^{8) 9)}ならんとの予見をすでに48年初頭より持っておられたがこれに関する可能性は早くも49年度には一応予見される迄に至った。その後この研究はコンピュータ制御X線マイクロビームによる幼児股関節脱臼の on-line 直接診断の可能性を示すものとして、東大・千葉大との共同研究成果としても報告されたとうかがっている。図8には骨縁や被写体外縁輪郭のみのX線トレース例として鶏のももによる実験成果を示した。このような端縁部のみのX線照射は従来の面照射によるX線陰影像の撮像概念を変え面から線への変化が診断目的によっては可能となることを示唆し、更に低線量診断への道を開くものといえよう。

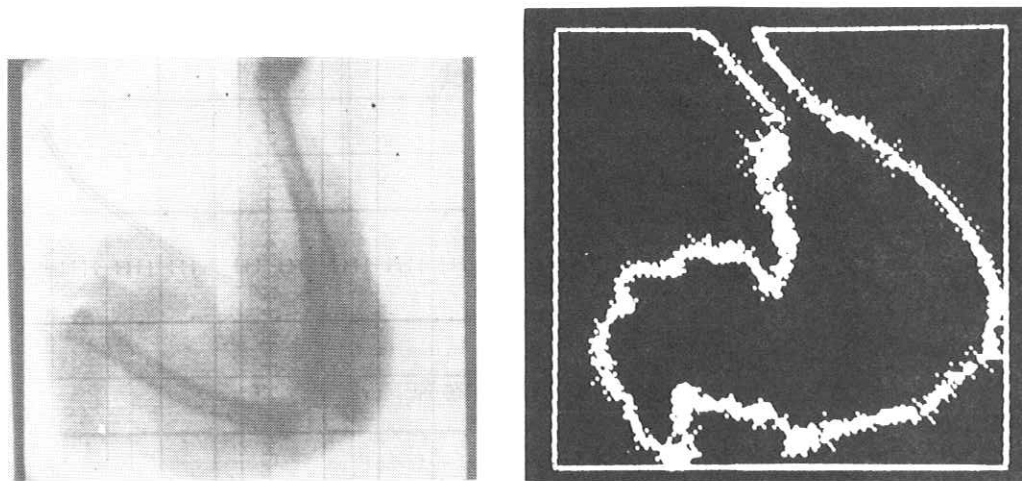


図8. 低線量端縁像

低線量体軸断層像撮影

近時X線をビームとして用いる新たな多次元X線像取得方式としてコンピュータによる画像再生を応用した体軸断層像取得が活発に研究され、又画期的なレントゲン撮像法として実用に供されはじめてきたが、電子線制御によるX線マイクロビーム方式を用いるとこの分野でも又低線量化を行うことができる。図9はこの方式によるX線マイクロビームでの体軸断層取得方式を示しており、一般に用いられている1cm前後の厚みを有するペンシルビームや扇形投射方式のものと異なり、ビームが高速扇形掃引される際、切断面の厚み以外を全く投射することなく、従って、体軸方向にディフューズされない体軸断層情報を得られるので高解像且つ1桁少ない低線量での像取得が期待されている。

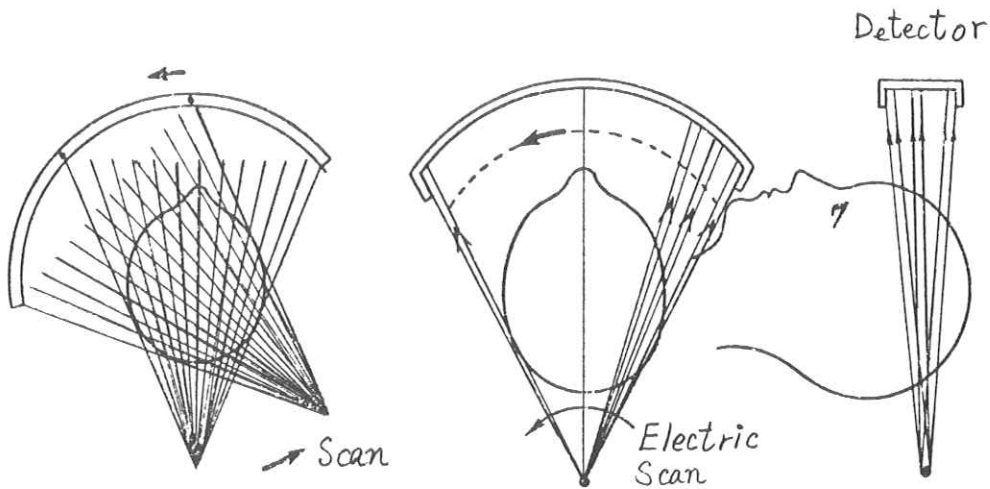


図9. 体軸断層取得方式

要 約

X線を電子光学系を用いて強力なマイクロビームとして発生させ、電子計算機により投射ビームの座標制御を行いつつ被検体の任意の位置に投射し、これをシンチレーション検出器を用いて電気的に高定量をもって受光することにより、陰影像としては従来の装置と比し数オーダー、又体軸断層像に対しても1桁程度少ないX線投射量で撮像可能と見込まれる。

感 謝

このシステムを新機械普及促進事業の一つとして取り上げていただき資金を御用意下さった機械振興協会およびその運用を計っていただいているシステムセンターの間宮様、家森様をはじめとする関係者の皆様、種々の御配慮をいただいている通産省関係機関の皆様と、このプロジェクトの企画から実施までの詳細に亘って御審査と御指導をいただいています放医研臨床研究部長・梅垣洋一郎先生を委員長とする同プロジェクト分科会の委員諸先生に深く感謝申し上げます。

又、各種のデータ取得に御便宜いただいた東京大学音声言語医学研究施設の施設長、沢島教授、および桐谷助教授に厚く御礼申し上げます。

尚、この報告を許可いただいた日本電子渡辺電子光学事業部長、および伊藤開発部長と又装置の物理設計と応用研究を担当し、文中引用例その他に格別の努力をして貰いました開発部藤井研究員に併せて感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 藤 村 靖
“音声研究とオンライン計算機”
「東京医学雑誌」 第75巻, 第5/6号
- 2) O. Fujimura, H. Ishida, and S. Kiritani
“Computer Controlled Dynamic Cineradiography” Ann. Bull.
(Research Institute Logopedics and Phoniatics, University of
Tokyo) No. 2
- 3) O. Fujimura, S. Kiritani and H. Ishida
“Computer Controlled Radiography for Observation of Movements
of Articulatory and Other Human Organs” Comput. Biol. Med.
1973 Vol. 3 PP 371-384 Pergamon Press
- 4) S. Kiritani, K. Itoh and H. Imagawa
“A High Voltage Thin X-ray Beam Scanner for Computer
Controlled Radiography” Ann. Bull. Res. Inst. Logopedics
Phoniatics, Univ. Tokyo, No. 8 1-5 (1974)
- 5) 桐谷 滋, 伊藤憲治, 今川 博, 藤崎博也, 沢島政行
“舌上金属ペレットの自動追跡観測”
音声総合研究委員会・音響学会・研究委員会資料
資料番号 S74-58 (1975-03)
- 6) S. Kiritani, K. Itoh, H. Imagawa, H. Fujisaki and M. Sawashima
“Tongue Pellet Tracking and Other Radiographic Observations
by a Computer Controlled X-ray Microbeam System”
Ann. Bull. RILP. No. 9, 1-14 (1975)
- 7) S. Kiritani, K. Itoh and O. Fujimura
“Tongue-Pellet Tracking by a Computer-Controlled X-ray
Microbeam System”
J. Acoust. Soc. Am, Vol. 57, No. 6, Part 11, June 1975

8) 館 野 之 男

“ X線写真 — その診断目的と画質と被曝線量 ”

放射線科学 No.3 Vol. 17 P. 41~48 S. 49. 3

9) 館 野 之 男

“ 放射線と人間 — 医学の立場から ”

岩波新書 913 P. 193~198

混合計画法による X 線写真画質の評価について

日大 齒・放 西 岡 敏 雄

1. はじめに

OR における最適制御の概念を、放射線科の領域に導入し、X 線写真の画質の良さの判定について、視覚系を含めた総合的評価を試みようとするものである。

一般に、臨床的にすぐれた X 線写真は、被写体の内部構造をより多く再現し、診断情報の示現を有していなければならない。

画質の評価という点では、早くからレスポンス関数などがとり入れられ、HD curve, MTF, Wiener Spectrum 等の物理的単一評価によって判断されている。

しかし、最終的にはどうしても視覚系を含んだ、つまり判断者の心理学的応答までを対象に、総合評価をする必要がある。

こうした目的のため、最適値探索理論で扱われている混合計画法をとりあげ、X 線写真の物理的評価と心理的評価との具体的な一致点を求めた。さらにはその結果を X 線写真の成立過程に反映させようとするものである。

2. 混合計画モデルについて

まず、このような問題を解決するために混合計画モデルを考える。つまり、撮影された X 線写真が、幾つもの物理的因子（例えば、感度、コントラスト、鮮鋭度、粒状性、情報量、被曝量 etc）の混合によって成立されているものと考えれば、このときの混合されているそれぞれの因子の比率は、

$x_i (i = 1, 2, \dots, q)$ である。

ただし、各因子は、

$$\left. \begin{array}{l} 0 \leq x_i \leq 1 \\ \sum_{i=1}^q x_i = 1 \end{array} \right\} \quad (1)$$

の条件下で構成されているものとする。

さらにはこれら物理的因子 $1, 2, \dots, q$ を x_1, x_2, \dots, x_q の比率で混合して撮影された X 線写真を、多くの判定者に評価させる。

そのときの判定者の応答を η とすれば、

$$\eta = f(x_1, x_2, \dots, x_q) \text{ である。}$$

また、ランダムな誤差変動を ϵ とすれば、判定者の応答(評点)は、

$$y = \eta + \epsilon \text{ と考えられる。}$$

ここで ϵ は統計的に独立で $E(\epsilon) = 0, V(\epsilon) = \sigma^2$ の分布に従うものとする、 η なる応答曲面ができあがり、H. Scheffe は、それを線型モデル、あるいは二次モデル etc によって表現されるといっている。ここでは、

$$\eta = \sum_{i=1}^g \beta_i x_i + \sum_{1 \leq i < j}^g \beta_{ij} x_i x_j + \sum_{1 \leq i < j < k}^g \beta_{ijk} x_i x_j x_k \quad (2)$$

の三次モデルを用いて解析した。

3. 実験材料および方法

今回の実験に使用した X 線写真は、日常歯科矯正学の分野において、頭顔部の症例分析および成長発育研究などに用いられている頭部 X 線規格写真(Cephalogram)である。(図1)



図1. 頭部 X 線規格写真

このX線写真の撮影にあたっては、BS、SF、FS、LT-2、MS、LH-2、HS、VP、KZ-SF、New SSの10種の増感紙を使用して撮影した。

この各種増感紙特性の混合比率についての換算は、一般に標準品とされているFSを基準とし、その特性をつまり感度 1/3、鮮鋭度 1/3、粒状性 1/3 として割りあてた場合の、各種増感紙の特性の相対値を算出し、使用した。（表1）

表1. 各種増感紙特性の混合比率

	X ₁	X ₂	X ₃
	感 度	鮮 鋭 度	粒 状 性
増 感 紙	(S)	(M.T.F)	(G)
BS	0.19	0.44	0.37
SF	0.28	0.36	0.36
FS	0.33	0.33	0.33
LT-2	0.45	0.27	0.28
MS	0.46	0.25	0.29
LH-2	0.57	0.20	0.23
HS	0.60	0.15	0.25
VP	0.31	0.38	0.31
KZ-SF	0.70	0.10	0.20
New SS	0.81	0.07	0.12

こうして撮影した10枚のX線写真について、臨床的な画質の良否を判断してくれたグループは、Aグループが矯正学医局員4名、Bグループが歯科学生4名の計8名である。

評価は100点満点で採点してもらい、その採点結果は表2に示した。

表2. A, Bグループの評点結果

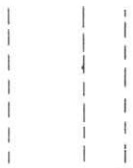
	セフアログラムの各評点者の評価									
	矯正学医局員					院内生				
増感紙	A	B	C	D	平均	E	F	G	H	平均
BS	60	80	100	60	75.0	80	70	80	80	77.5
SF	70	80	80	70	75.0	95	65	90	80	82.5
FS	70	60	70	80	70.0	100	90	80	95	91.3
LT-2	60	70	80	70	70.0	90	80	90	65	81.3
MS	50	70	70	70	65.0	80	70	70	70	72.5
LH-2	50	70	80	70	67.5	80	65	70	90	76.3
HS	50	70	80	70	67.5	75	75	70	60	70.0
VP	70	70	90	70	75.0	50	75	80	85	72.5
KZ-SF	70	70	80	60	70.0	80	80	70	80	77.5
New SS	50	60	60	60	57.5	60	60	50	50	55.0

4. 応答局面の推定について

以上のデータを用いて、応答曲面 η のパラメータを推定するために(2)式のモデルから、

$$y_1 = \beta_1 + \epsilon_1$$

$$y_2 = \beta_2 + \epsilon_2$$



$$y_{123} = \beta_1 \left(\frac{1}{3}\right) + \beta_2 \left(\frac{1}{3}\right) + \beta_3 \left(\frac{1}{3}\right) + \beta_{12} \left(\frac{1}{3}\right)^2 + \beta_{13} \left(\frac{1}{3}\right)^2 + \beta_{23} \left(\frac{1}{3}\right)^2 + \beta_{123} \left(\frac{1}{3}\right)^3 + \epsilon_{123} \quad (3)$$

とし、これより各 β を求めた。(Aグループについて)

$$\bar{\beta}_1 = y_1 = 208.2$$

$$\bar{\beta}_2 = y_2 = 4546.2$$

$$\bar{\beta}_3 = y_3 = 3708.6$$

$$\bar{\beta}_{12} = 4 y_{12} - 2 (y_1 + y_2) = 8880.0$$

$$\bar{\beta}_{13} = 4 y_{13} - 2 (y_1 + y_3) = 6072.5$$

$$\bar{\beta}_{23} = 4 y_{23} - 2 (y_2 + y_3) = 5834.2$$

$$\bar{\beta}_{123} = 27 y_{123} - 12 (y_{12} + y_{13} + y_{23}) + 3 (y_1 + y_2 + y_3) = 22106.9$$

したがって応答曲面 \hat{y} は、

$$\begin{aligned} \hat{y} = & 208.2 x_1 + 4546.3 x_2 + 3708.6 x_3 + 8880.0 x_1 x_2 + 6072.5 x_1 x_3 \\ & + 5834.2 x_2 x_3 + 22106.9 x_1 x_2 x_3 \end{aligned}$$

と推定される。

5. 最適混合条件（最適混合比率の決定）について

応答曲面 \hat{y} を用いて、X線写真の最適条件すなわち、判定者の評点が最大になるような感度、鮮鋭度、粒状性の混合比率、 x_1 、 x_2 、 x_3 を求めることであるから、これは制約条件 $x_1 + x_2 + x_3 = 1$ のもとで \hat{y} の最大値を求める問題である。

最大値の求め方として、ラグランジュの未定係数法、非線型計画法、最適値の探索法（例えば最大傾斜法）などが考えられる。

簡単のため、図式的に最適値を求める近似法を示すと、

因子の混合比率 x_1 、 x_2 、 x_3 は、

$$x_1 + x_2 + x_3 = 1$$

$$x_1, x_2, x_3 \geq 0$$

であるから、図2のような三角形の座標の中に応答曲面 \hat{y} の等高線を描き、その頂点を近似的に探せばよい。

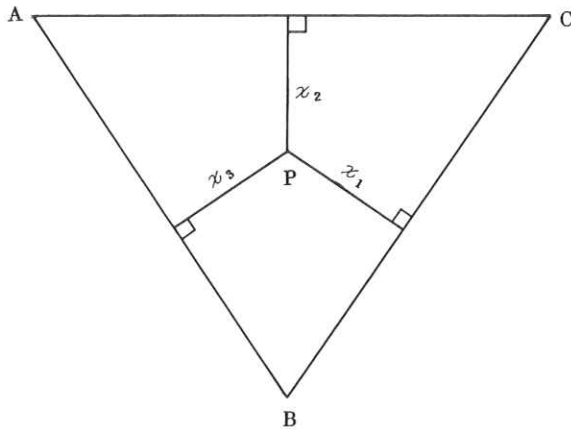


図 2

図 2 のような正三角形の内部（周も含む）の 1 点を P とし、その座標を (x_1, x_2, x_3) とすると、

x_1 は P より辺 BC に下した垂線の長さ、 x_2 は P より AC に下した垂線の長さ、 x_3 は P より AB に下した垂線の長さを表わす。

正三角形の一辺の長さを $2/\sqrt{3}$ とすれば、一つの頂点から、その対辺へ下した垂線の長さは 1 になり、 (x_1, x_2, x_3) は (1) 式の条件を満足する。

応答曲面 \hat{y} の値を求めるには、図 3 のように S 方向および x_2 方向を考えると、長さ S と (x_1, x_2, x_3) の関係は、

$$S = \frac{1}{\sqrt{3}} x_2 + \sqrt{3} x_3 \quad (4)$$

であるから

6. 成 績

このような正三角形の内部に、応答曲面 \hat{y} を等高線で表示するため、 x_2 方向、 S 方向を Δx_2 、 ΔS ずつ小さきざみにとり各きざみごとに \hat{y} を求め、Aグループ、Bグループについての判定結果を等高線で示したのが図4,5である。

ここでは、 $\Delta x_2 = 1/50$ 、 $\Delta S = (2\sqrt{3})/100$ にとり、等高線は \hat{y} の最も小さい所に文字Aを対応させ、逐次高くなるにつれて、B, C, ……Zを対応させた。最も高い所には*を対応させてある。

提示した頭部X線規格写真に対するA, Bグループの応答曲面最大値の計算結果は表3に示した。表3は、今回対象としたX線写真についての総合的評価を表わしている。

つまり、Aグループの評価した、臨床的に最適な画質は、各因子の比率が感度0.21, 鮮鋭度0.46, 粒状性0.33の写真が最も好まれたという事を示している。

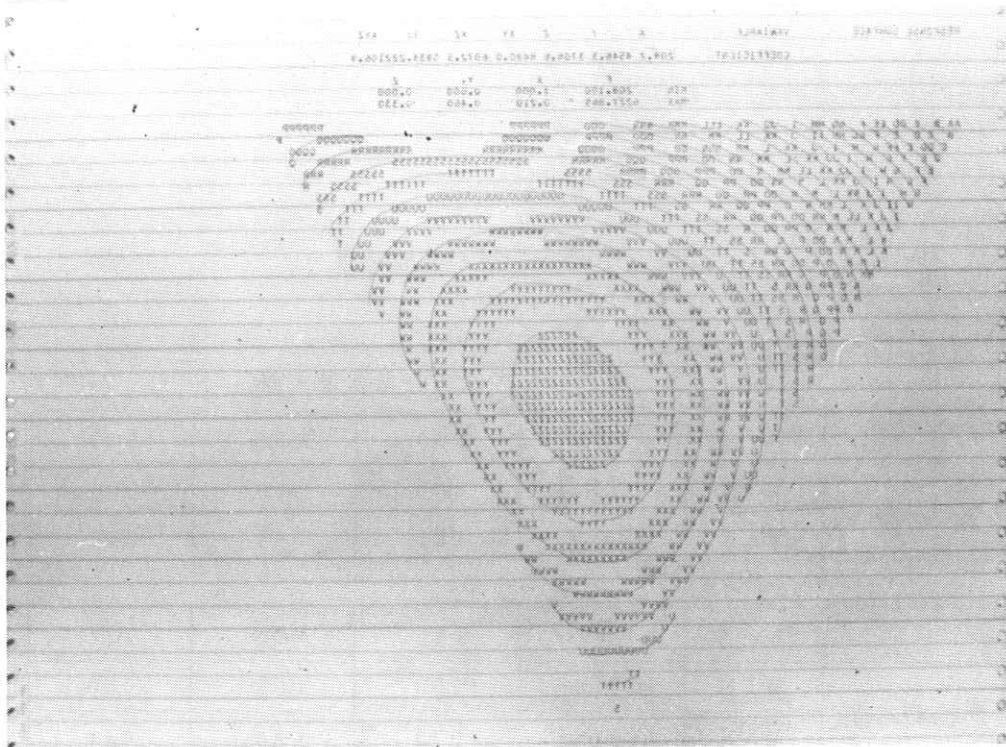


図4. Aグループの評定結果

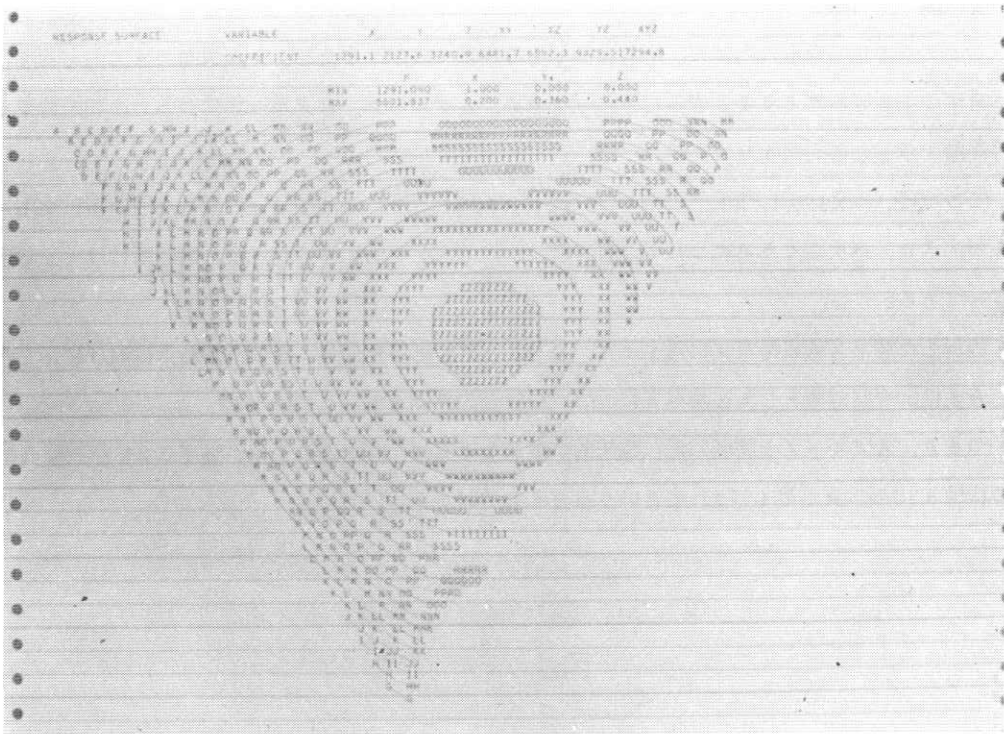


図5. Bグループの評定結果

表3. A, Bグループの応答曲面最大値

	特 性	(F)	(S)	(M.T.F)	(G)
矯正学医局員	MIN	208.19	1.00	0.00	0.00
	MAX	6227.87	0.21	0.46	0.33

$$5\% F_{30}^3 > 7.15$$

	特 性	(F)	(S)	(M.T.F)	(G)
院 内 生	MIN	1291.09	1.00	0.00	0.00
	MAX	5601.84	0.20	0.36	0.44

$$5\% F_{30}^3 > 3.02$$

同様にBグループでの最適条件は、感度 0.20, 鮮鋭度 0.36, 粒状性 0.44 の写真が好まれている。この結果は、とくに頭部 X線規格写真の最適増感紙の設計結果ということにもなる。

尚、三次の混合計画モデルについて、そのあてはまりの良さは、F検定によりいずれも危険率5%であてはまった。

7. まとめ

診断目的と画質との関係において、X線写真そのものが平均以上にコントラスト、MTF etc 物理的因子がよくなければならないが、一方では、病変が発見できてその性質を明らかにすることができれば、多少画質が劣っていても診断には充分寄与できるという考え方もある。

したがって、やはり物理的、心理的の両サイドからの総合評価は必要であり、誰しもが期待している問題であると思われる。この点で混合計画法を採用して今後期待できる結果を得た。

さらには、被曝量などをも加味した混合因子の増加、多次元モデルなどに拡張した解析が望まれるであろう。

参 考 文 献

- 1) Scheffe, H. : Experiment with mixtures, Jour., Roy. Stat. Soc., Ser. B, Vol. 20 (1958), PP 344~360
- 2) Scheffe, H. : The simplex centroid design for experiments with mixture, Jour., Roy. Stat. Soc., Ser. B, Vol. 25 (1963), PP 235~263
- 3) Snee, R. D. : Design and analysis of mixture experiments, Journal of Quality Technology, Vol. 3 (1971), No. 4, PP 159~169
- 4) 日科技連編 : 新版官能検査ハンドブック (1975), PP 328~336
- 5) 日科技連編 : 最新実験計画法 (1973), PP 313~346

R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次	宮 川 正			
顧 問	立 入 弘	竹 中 栄 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
常任委員	佐々木 常 雄	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
委 員	飯 沼 武	木 下 幸次郎	久 保 栄太郎	(代理 松川収作)	
	金 森 仁 志	佐々木 常 雄	竹 中 栄 一	高 野 正 雄	
	佐 柳 和 男	津 田 元 久	恒 岡 卓 二	長谷川 伸	
	滝 沢 正 臣	三 浦 典 夫	矢 仲 重 信	今 川 房之助	
	松 田 一				

編 集 後 記

陽春の候となりました。放射線像研究第5巻3号，4号を合併号の形でお届けします。

第45回研究会は金森先生のお骨折りで京都工繊大を借りて行い，特別講演として同大学・西村先生の「カラー画質評価」をお聞きし，あと実験設備を見せて頂きました。平常の特別講演や見学とは内容が異なりますが，肉眼の性質などもからんで興味深く拝聴いたしました。洛北のおちついた学校で基礎の御研究，喧騒の中の私どもには羨ましく存じました。午後の部も今回は幹事から特別にお願い申上げた演題も交え，出席者50名と盛会でした。厚く御礼申し上げます。

第46回研究会は恒岡さんのお世話で東芝メディカルの会議室を借りて行いましたが，たまたま国鉄ストと重なり，散会後は地下鉄の爆弾電話事件もあって参会の方々には御迷惑をかけました。予定のプログラムは井上多門氏の「放射線像処理」の特別講演と西岡先生の「混合計画法によるX線画質」の御講演だけであとの演題はとり消しとなり，かわりにEMIスキャナの映画，自由討論，実地見学を長時間行いましたが議論百出でした。参加者の少ないことを心配しましたが，大阪から飛行機，郡山から自家用車の方など34名を数え皆満足して帰りました。御心配頂いた東芝の恒岡様，田中様はじめ見学先の東京女子医大の方に御礼申し上げます。

上記の次第で第46回は記事が少なく，今号を合併号としました。また一旦計画が動き始めると，特にプログラム発送後は計画変更がむづかしくなります。足の都合で欠席の方にも，出席の方にも申訳なく存じますが御了承願います。(S. H.)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十年十一月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ケ丘一―五―一

電気通信大学 電子工学科内
電話〇四二四―八三一―二一六―
内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 栄 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線 医学教室内
電話 〇三一八一―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 〇三一八三一―〇九五五