

放射線像研究

VOL. 11. NO. 3. (通巻68号) 1981年8月

* 目 次 *

研究会報告・会告	76 頁
特別講演資料	
医用画像の処理について	80 頁
京都大学オートメーション研究施設 英保 茂 先生	
論 文	
69-2 撮像管の読みとり機構に関する考察	90 頁
電 通 大 長谷川伸, 中村浩二, 谷治行夫, 佐野敏一, 東京高専 浅野光彦	
69-3 平均吸収係数によるコントラストの評価	96 頁
東芝医用機器事業部 杉本 博	
69-4 I I 間接撮影系の画質評価	101 頁
東芝医用機器事業部 青木久敏, 安原 弘	
69-5 レーザスキャンによるX線フィルムからの像再生	107 頁
日立メデイコ 佐藤一弘	

第 69 回 研 究 会 報 告

第 69 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 56 年 8 月 29 日 (土) 10:30~

場 所 株式会社島津製作所共済会館

特別講演 京都大学オートメーション研究施設 英保 茂 先生

出 席 者 約 50 名

プログラム (*印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

医用画像の処理について

京都大学オートメーション研究施設 英保 茂先生

研究発表

- 1) 光学的フーリエ変換による X 線フィルムの粒状性
城西歯大 丹羽克味, 山田英彦
- * 2) 撮像管の読みとり機構に関する考察
電通大 長谷川伸, 中村浩二, 谷治行夫, 佐野敏一, 東京高専 浅野光彦
- * 3) 平均吸収係数によるコントラストの評価
東芝医用機器事業部 杉本 博
- * 4) I I 間接撮影系の画質評価
東芝医用機器事業部 青木久敏, 安原 弘
- * 5) レーザスキャンによる X 線フィルムからの像再生
日立メデイコ 佐藤一弘



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品: 各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管 (第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ: 〒102 東京都千代田区麴町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

会 告

第70回研究会について

第70回研究会を下記のように開催いたします。

日 時 昭和56年12月5日(土)
場 所 東 京

第71回研究会演題伺い

第71回研究会を下記により開催いたしますので演題をお寄せ下さい。

日 時 昭和57年3月13日(土)
場 所 名古屋
演題〆切 昭和57年2月15日(月)
申 込 先 (〒182) 調布調布ヶ丘1-5-1
電気通信大学電子工学科内 電話 0424-83-2161 内420
R I I研究会 長谷川 伸

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
兵 藤 一 行		筑波大学院医科学研究科(大学院生)	
樽 岡 照 知		兵庫医科大学中央放射線部	
	6 6 2	西宮市武庫川町1-1	0798-45-6258
田 中 淳 司		兵庫医科大学附属病院 同 上	
粟 井 一 夫		国立循環器病センター	
	5 6 5	吹田市藤白台5-125	06-833-5012
美 甘 美 嘉 子		近畿大学附属病院	
	5 8 9	大阪府南河内郡狭山町山町西山380	0723-66-0221
洞 田 貫 誠 志		熊本大学附属病院中央放射線部	
	8 6 0	熊本市本荘1丁目1-1	

村瀬研也		愛媛大学医学部放射線医学教定	0899-65-5111
	791 -02	愛媛県温泉郡重信町大字志津川	
上田幸介		愛媛大学医学部附属病院中央放射線部	
		同上	
揚午絨		医用射絨機研究所	
		中華人民共和国北京外郎家園6号	
青木昌生		結核研究所附属病院	
	204	清瀬市松山3-1-24	

————— 所 属 変 更 —————

氏 名	〒	新勤務先および所在地	TEL
河原研二		岡山大学歯学部歯科放射線学教室	
	700	岡山市鹿田町2-5-1	
松本守正	532	大阪市淀川区東三国6-1-30-1203 (自宅)	
須田善雄		群馬大学医学部放射線科	
	371	前橋市昭和5-39-22	
東京歯科大学附属図書館			
	260	千葉市真砂1-2-2	0472-79-2222

訂 正

前号色ページ (P.49) につき次のように間違いがありました, おわびして訂正します。

総会議事録中 次年度繰越金の項

誤
1,578,384円

正
78,384円

nac

ナック

映像システム

株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2 3 2 1-4

診断から治療まで
NECメディカル



NEC varian

取扱機器

- 医療用リニアック ●放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)108 電話03(453)5511(大代表)

●医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

(日立システムズ株式会社)

●東京都千代田区内神田1-1-14日立綜合ビル ●郵便番号101 ●電話(東京)03-292-8111(代表)

Beautiful Color

フジカラー



心臓画像の処理と心機能の計測

英 保 茂*・桑 原 道 義*

1. はじめに

医学および医療現場（臨床）において、X線写真や顕微鏡写真など各種の画像（医用画像）が使用されている。これらの医用画像から診断に有効な各種の情報を引き出すわけであるが、現在は大部分、医師の経験にもとづくパターン認識能力に依存しており、目視や用手法による計測が行われている。近年、電子工学や情報、計算機工学などの発展とともに、計算機を用いた医用画像処理に関する研究が各方面で進められ、実用化されている部分もいくつかある¹。白血球などの自動分類や、X線計算機断層法（Computed Tomography, CT）における成功は、70年代後半の最も大きな成果であるといわれている。

ところで近年、成人病としての心臓病は、ガンや高血圧とともに医療上大きな問題となっており、その検査数も年々増加している。心臓病の検査には心電図をはじめとして各種のものがあるが、体外から形状を知るためには何らかの方法で画像として取り出す必要がある。このImagingの方法によりX線像、RI像、超音波像の三通りの画像が生成される。また心臓は二つの房と二つの室から構成されているが、体全体に血液を供給するポンプの役目をしている左心室の形状や動きが心機能を知る上で重要である。本解説では、左心室画像の自動解析と心機能の計測、表示法について、X線像を中心として述べる。

2. X線左心室造影映画像

心臓のX線造影映画像（シネアンギオカーディオグラム）は直径1~2mmのカテーテルという細い管を上腕や大腿大動脈を切開し左心室などへ挿入後、カテーテルを通じてX線を吸収する造影剤を注入（通常20~40mlを数秒間で注入）すると同時に、X線映画像として35mmフィルムに撮影するものであり、30~150コマ/秒の画像が数秒間撮影される。この画像は同時にビデオテープに録

画されることが多い。X線像は上述のようにカテーテルを心臓に挿入するので、手術に準ずる検査であり、被検者にとっては多少の苦痛を伴うものであるが、後に述べるRIや超音波を用いるものに比べると画質が良く、精密な形状を得ることができる。

撮影された左心室像から容積変化や左心室壁の動きを解析するためには、各画像ごとの左心室の輪郭を検出する必要がある。通常は医師が投影されたフィルム画像上の左心室部分をトレースし、その輪郭線をプラニメータでなぞることにより左心室部分の面積を、さらに容積を実験式で求めている。これらの作業を自動化しようという試みは、1970年代初期より発表されているが、当初はディジタイザなどの入力装置を用いて、医師が左心室壁と思われる部分を手作業で入力し、容積などの計算を計算機で行うものであった²⁻⁶。これらの研究は実用化され、臨床的に各方面で使用されつつあり、また心機能の各種の評価も行われている⁷⁻¹⁰。

左心室輪郭を自動的に検出しようとする研究も種々なされている¹¹⁻¹⁸。濃淡画像から、ある対象物を検出する方法としては、しきい値法によるものと、空間微分を用いるものとに大別される（他にテクスチャを用いる方法もあるが、心臓などの画像に対しては用いられない）。

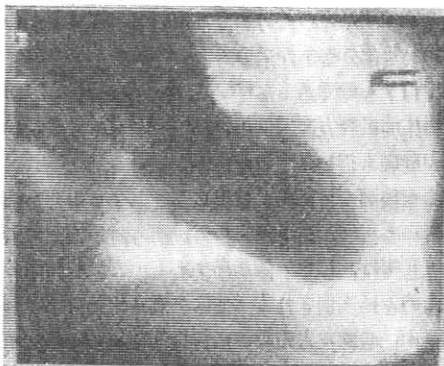
ある値以上（以下）の濃度値を持つ画素を、対象とする臓器内の画素とし、以下（以上）の画素を背景に属するものとみなすしきい値法は、単純な演算で画像を二つの領域にわけることができ、対象物と背景の濃度値が明らかに相異なる場合には有効であるが、X線画像に関しては一つのしきい値では分離できないのが普通である。Chowらは、動的しきい値法¹¹を提案している。これはしきい値をその近傍の濃度ヒストグラムから適応的に決定しようというものであり、左心室X線画像の自動処理としては有名な手法であるが、他の臓器の影を除くために造影剤注入前の画像を差引かななくてはならないこと、ヒストグラムからしきい値を決定するのに時間がかかることなどの欠点があるため、現在では左心室画像の処理としてはあまり用いられていないようである。

* 京都大学 工学部

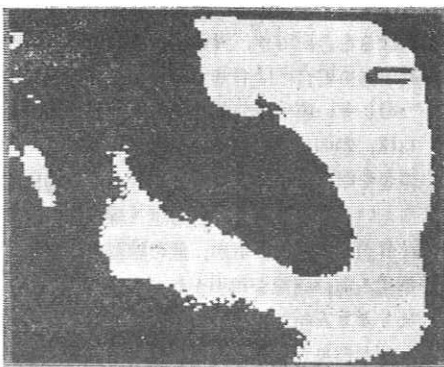
濃度値の空間微分値を用いる手法は、濃度値の変化が臓器の辺縁において大となるという性質を用いているものであるが、この微分値の大となる部分には背景部分（左心室画像の場合、脊柱、肋骨、横隔膜など）の情報も含まれているので、先験的な生理学情報を利用したり、造影剤注入前の画像をあらかじめ差引いておく必要があったりする。また、各フレームの画像は時間的に連続したものであるので、互いに強い関連性があり、これを積極的に利用することが望ましい¹²⁻¹⁸。

これらの輪郭線自動抽出は、フィルム画像をいったんAD変換してデジタル画像を作成したのち計算機処理されるのが普通であるが、直接ハードウェアで処理システムを構成している例もある¹⁷。また、画像入力（デジタル変換）にはビデオ方式がよく用いられるようになってきている。

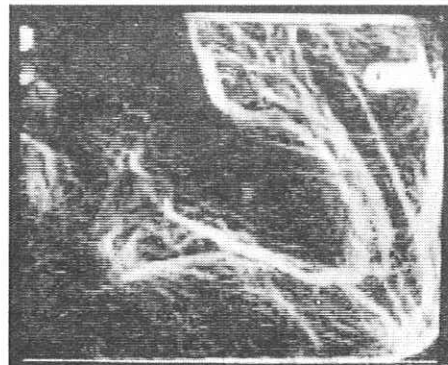
第1図は、X線左心室像のデジタル原画像（128×128画素）であり、第2図は動的しきい値法により求めた左心室部分である。第3図は第1図の微分画像であり、第4図は以下に述べるアルゴリズムにより求めた左心室部分である。



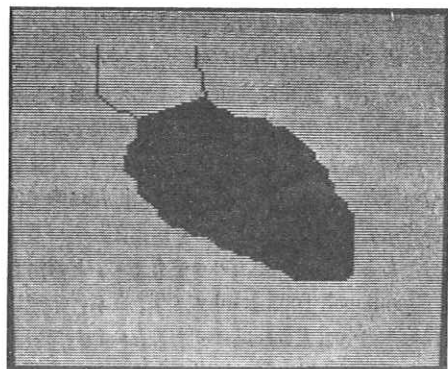
第1図 X線左心室造影像



第2図 動的しきい値法による抽出像



第3図 微分画像



第4図 検出された左心室

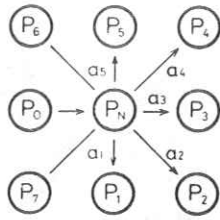
3. 左心室輪郭検出と心機能の表示¹⁶⁻¹⁸

3.1 輪郭検出のアルゴリズム

左心室画像の輪郭線について次の仮定をしておく。

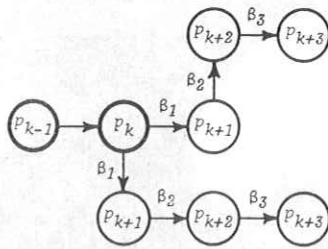
- (1) 輪郭線は得られている画像の濃度値の空間微分に関連する評価関数が最大となる点列から構成される。
- (2) 追跡される輪郭はなめらかであり、急激な方向変化はないものとする。
- (3) 輪郭線は交わることはない。

これらの仮定にもとづいて、輪郭検出アルゴリズムを次のように決めることができる。まず画像の濃度値の空間微分を求め、適当な水平走査線上の最大値を求めて探索開始点とする。次にこの点のすぐ上の行の画素の中から空間微分値の最大となる点を求め、この2点をもとにして第5図および第6図に示すようなアルゴリズムによって逐次輪郭点を追跡していく。すなわち、第5図において P_N を現在の輪郭点、 P_0 を一つ前の輪郭点としたとき、 P_N の8近傍点のうち、次の輪郭点は P_1 から P_5 までの候補点の中から選ばれ、しかも輪郭の進行方向 P_0P_N に対し、直進方向である点 P_3 を第1候補点、 P_2 、 P_4 を第



$$\alpha_3 \geq \alpha_2 = \alpha_4 \geq \alpha_1 = \alpha_5$$

第5図 方向重み係数



$$\beta_1 \geq \beta_2 \geq \beta_3$$

第6図 先読み重み係数

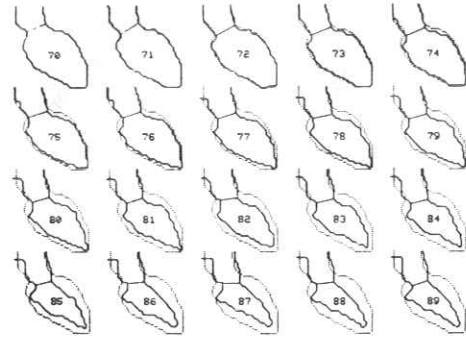
2 候補点, P_1, P_5 を第3 候補点とする。これは重み係数 α_i を考え, P_3 に最大の重みを与え, P_2, P_4 は次の重み, P_1, P_5 の重みを一番小さくし, P_0, P_7 および P_0 は重みを0 とすることである。いま一つの重み係数として探索における先読みの深さを考える。すなわち, 第6 図において $\beta_1 > \beta_2 > \beta_3 \dots$ と選ぶ。このようにすると, 次の輪郭点を選ぶとき, その点の濃度微分値だけでなく, もう少し大域的な情報も考慮に入れることができる。

次のフレームの画像からの輪郭は, 直前に得られた輪郭情報を利用することにより, その検出精度を高めることができる。すなわち, すでに得られた輪郭線の幅を拡大し, かつその値を適当に設定して輪郭を求めようとする微分画像に加え, この画像についてすでに述べたのと同じアルゴリズムによって輪郭線を求める。このようにして順次各フレームから左心室の輪郭線を求めていく。

3.2 輪郭検出結果と心機能の評価

第7 図は, 上述の方法によって得られた連続した100 枚の左心室輪郭線の一部を示したものである。比較のために各フレームの輪郭に拡張終期の輪郭を点線で重ねて示してある。

これらの輪郭線から各種の心機能の定量的な評価が可能である。左心室容積は左心室内部の面積に対応する画素数 A と, 大動脈弁の中心から心尖点までの距離に対応



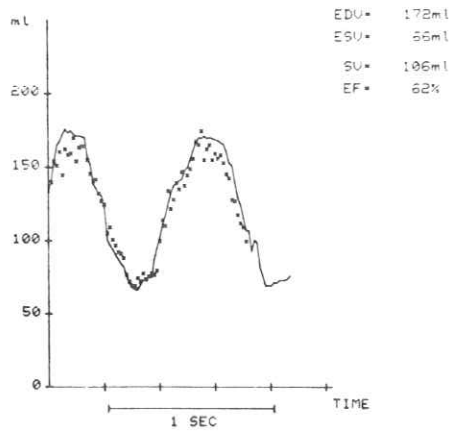
第7図 検出された連続した左心室輪郭線 (収縮期)

する L を用いて, Area-Length 法¹⁹ により, 次式で求められることが多い。

$$V = a \times c \times A^2 / L + b \text{ (ml)}$$

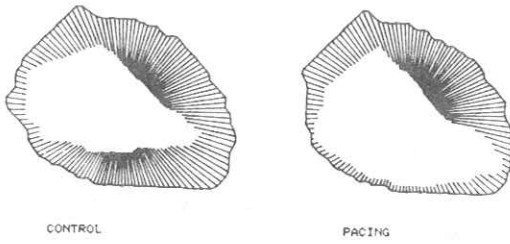
ここで, a および b は撮影方向により決まる定数であり, 第1 図のような右前斜位 (RAO) 30° の場合は, 実験的に $a = 0.687, b = 1.9$ と定めている。また, c は画像の拡大率による補正係数であり, 1 画素の長さを標準格子図を用いて計測することにより求められる。

第8 図は, 計算機が抽出した輪郭線をもとに求めた容積変化曲線であるが, 図中 \times で示したものは医師がプランイメータで求めた容積である。

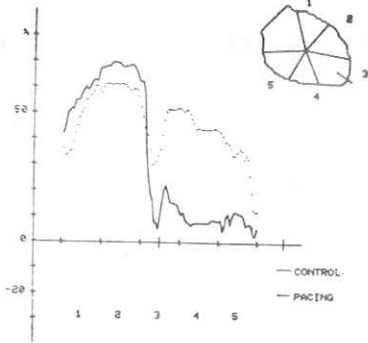


第8図 左心室容積変化

左心室壁の運動異常を見るために, 拡張終期 (ED) と収縮終期 (ES) の図を重ね合わせて評価することがよく行われる。第9 図はその1 例で, 左心室壁の各部分が ED の重心に向かって収縮すると仮定して, 心筋の収縮状況を直線で示したもので, これらの直線の内側の端点をつないだものが ES の輪郭となっている。左は安静状態 (control), 右は心臓に負荷をかけた後の状態 (pacing)



第9図 EDとESにおける左心室壁



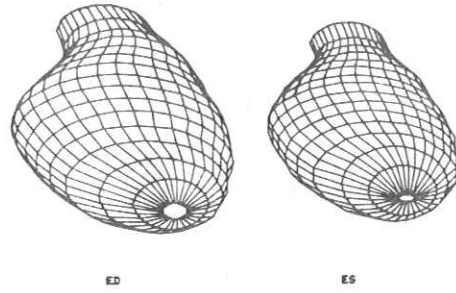
第10図 %-shortening

を示している。この収縮の程度を数量化して示すと、第10図のようになる。これはEDとESにおける左心室壁の各点の重心からの距離の差を、EDにおける距離で割ったもので、%-shorteningと呼ばれる。

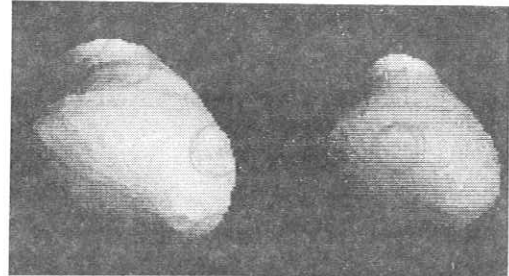
このEDとES像の重ね合わせ方は種々のものが提案されているが²⁰⁻²³、最近ではフィルム上に焼きつけられたマーカーを重ね合わせる手法が用いられている²²。われわれもフライングスポットスキャナを用いて画像入力する際に、マーカーによる位置合わせを行っている。しかしながら、本手法は呼吸運動などによって左心室が移動する場合に問題がある。この呼吸運動による動きを検出するためには、左心室壁上に（体内）マーカーをつければ一番簡単であるが、通常は不可能である。そこでわれわれは、各EDの左心室の形状や位置が同じであり、またESについても同様であると仮定することにより、呼吸の動きの補正を行っている。このような補正は呼吸運動のみでなく、1心周期内の心臓自体の移動や回転に対しても行うべきであるが、体内にマーカーをつけた実験²³によれば、正常な心臓に対しては体外マーカーによる位置合わせのうち、長軸を一致させるのが最も正確であるとのデータがあるが、しかしこれは異常な心臓に対してはあてはまらないようである。

3.3 左心室像の立体表示²⁴⁻²⁷

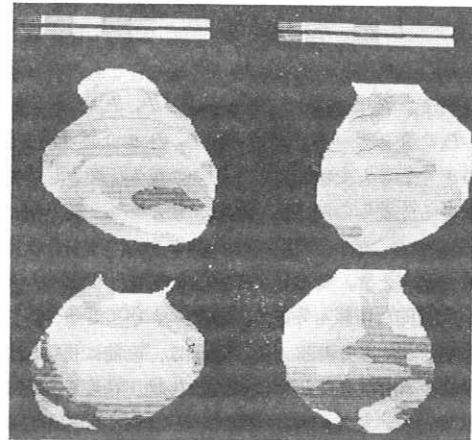
右前斜位と左前斜位の直交2方向から撮影された2平



第11図 左心室立体線画表示 (RAO 30°)



第12図 左心室立体面画表示



第13図 %-shortening (疑似カラー表示)

面X線左心室造影像を用いると、適当な仮定のもとで左心室像の立体構成が可能であり、その立体像面上に心筋の収縮機能を評価するパターンを表示することもできる。第11図は、16×32点の格子点を用いて立体線画表示したEDとESの左心室像であり、第12図はその立体面画表示である。さらに、第13図はEDの立体像の重心からED、ESにおける互いに対応する格子点までの距離を用いて計算した%-shorteningを、90°ずつ回転させた左心室の立体像面上に疑似カラーパターンとして表示したもので、心筋収縮機能を直視できる。

4. 超音波心臓断層像の計算機処理

超音波診断法は無侵襲であり、装置が小型で操作も簡単な上、リアルタイムで人体の軟部組織を観察できることから、X線やラジオアイソトープと共に重要な医療診断法の1つとして広く用いられている。超音波断層像の記録は、写真撮影あるいはTVカメラを用いてビデオテープレコーダ(VTR)に録画されるのが普通であり、その解析も医師の目視や用手法によるものが大部分である。本文はセクタ式電子走査型超音波心臓断層装置からの心エコー信号を直接VTRに録画することにより断層像の記録および蓄積を容易にし、記録された信号をVTRを介して計算機へ入力、処理することのできるシステムと、若干の処理結果について述べたものである。

4.1 システム構成

システムの構成は、図14に示すように、診断装置、VTR、ミニコンピュータシステムおよびインターフェイス回路からなる。診断装置からのエコー信号はVTR記録に必要な同期信号

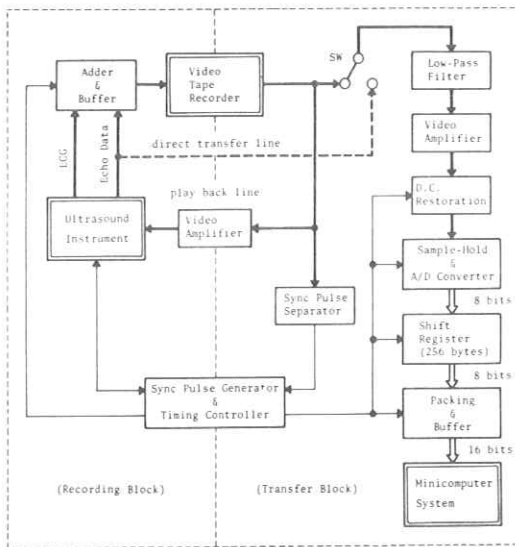


図 14 システム構成図

等を加えた後VTRに記録される。TVの1フィールドに対応する画像は64本の走査線上に断層像ならびにある一定方向の超音波心エコー信号(Mモード信号)等がのっているが、断層像はこのうち56本の走査線からなっている。1秒間に60フィールド分の画像が記録されるが、連続した2フィールドをインタレースすることにより112本の走査線からなる扇角78°の1フレームの画像が得られる。なお各フィールドの第1走査線上にはインタレースするための偶奇の判定のための信号と心電図信号が記録されている。VTRに録画された心エコー信号は、診断装置のモニタ上へ再生して、くり返し観察することができる。

心臓の動態を解析するためには少なくとも、1心拍周期、即ち1秒間程度のデータが必要であるが、これは60フィールドの断層像となり実時間で計算機入力するには高速で大容量のメモリが必要となる。本システムではVTR自体をバッファメモリの一部として利用し、スチル(一時停止)モードを用いて計算機への転送速度のマッチングをとることにより1フィールドの画像ごとに計算機入力している。図15はXYモニタ上に表示されたVTRの一時停止画像(1フィールド画像)である。

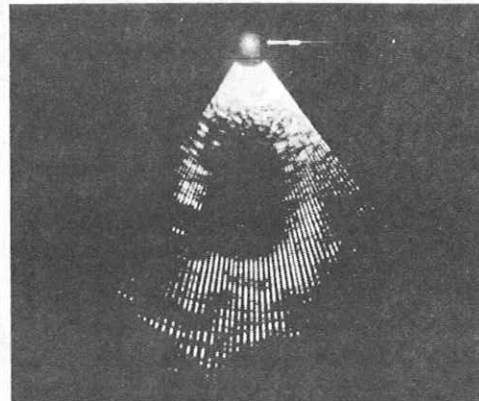


図 15 VTR再生画像(1フィールド)

VTRからの信号は同期信号を検出して、各走査線ごとに取込むが、1走査線当り256点(各点8ビット)のデジタルデータに変換される。VTRをコマ送りすることにより、連続した断層像が順次計算機に入力される。図16に計算機入力された連続40フレームの画像を示す。これらは心尖部からの長軸方向の左心室断層像である。各像は28ラインずつの走査線に、また各ラインは32点ずつのサンプル点に圧縮して表示している。

4.2 計算機処理(心内膜輪郭抽出)

入力された超音波断層像から左心室心内膜辺縁を求める手順を以下に示す。まず図に示すフレームの中から心筋部が比較的明瞭で、心内膜

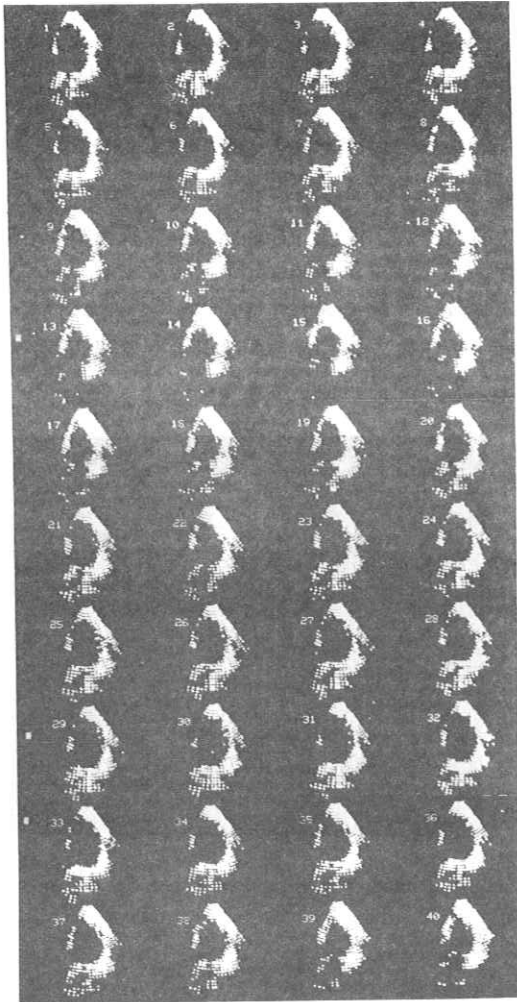


図16 入力画像(40フレーム)

のなめらかな拡張終期付近の1フレームを選ぶ(図17)。この画像に対し、心内膜の抽出を以下のステップで行う。

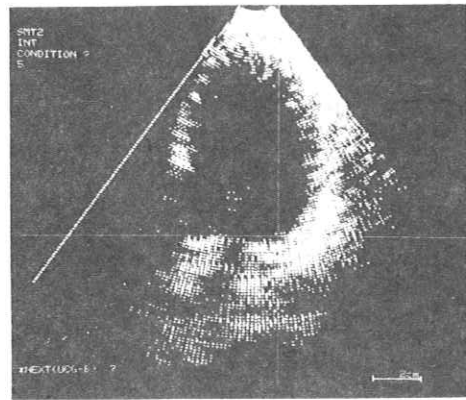


図17 原画像と心内膜近傍の指定

Step 1 原画像に 3×3 の平滑化フィルタ処理を施し、雑音除去を行う。

Step 2 カーソルを用いて心内膜近傍点を指定し(図17参照)、その位置の近傍9点の平均濃度値 m を求める。

Step 3 図18に示す濃度変換を行う。すなわち、 f を入力濃度値とし、変換後の濃度値を g とすると

$$g = \begin{cases} f/d & \text{if } f < m-w \\ k\{f - (m-w)\} + (m-w)/d & \text{if } m-w \leq f \leq m+w \\ 256 + f/d & \text{if } m+w < f \end{cases}$$

ただし $w = 16, d = 5,$

$$k = 128/w + 1/d (= 8.2)$$

と選んでいる。

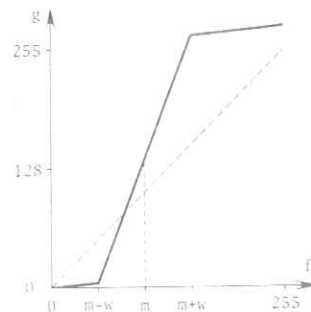


図18 濃度変換

Step 4 変換された画像の微分画像を求める (図 19)。Step 3で行った変換により m を中心とした $2w$ の領域の微分値が大きな値を持つことになる。

Step 5 カーソルを用いて探索開始点と終了点を与え、終了点に向う方向の濃淡値最大点をたどり辺縁線分とする。この操作を数回くり返して心内膜輪郭線とする。

Step 6 輪郭線点列を平滑化し、なめらかな曲線にする。

Step 7 大動脈弁近傍の点をカーソルで入力し、その前後 10 点のうち最短距離の点を結び大動脈弁とする。

Step 8 大動脈弁の midpoint から最も遠い輪郭点を心尖点とし、この 2 点を結び長軸とする。

以上のステップで得られた心内膜輪郭線を原画像に重ねて表示したものを図 20 に示す。

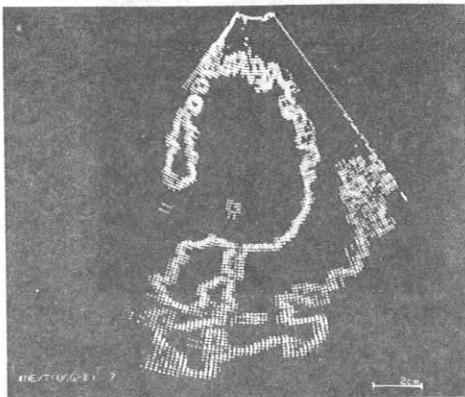


図 19 微分画像

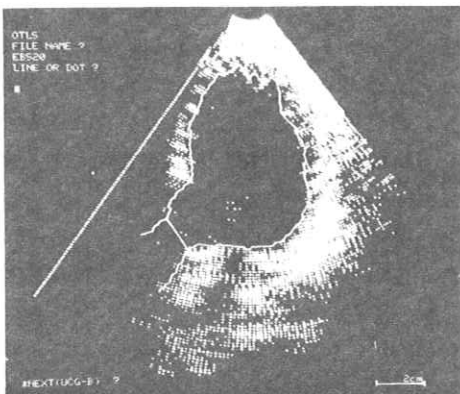


図 20 抽出した心内膜と原画像

第 2 フレーム以後の心内膜輪郭線は前のステップでオペレータが関与していた 2, 5, 7 を次の 2', 5', 7' に変更し、連続自動抽出を行う。

Step 2' 前の輪郭線の平均濃度値を m とする。

Step 5' 前の輪郭線のまわりに 7 画素程度の帯状の探索領域を定め、探索方向は前の輪郭線を参照して定め、前と同様の方法で探索する。

Step 7' 前の大動脈弁の位置の近傍で最短距離となる点を現在の輪郭線上に求め大動脈弁とする。

上述のステップに従って図 16 の画像から心内膜を連続抽出した結果を図 21 に示す。

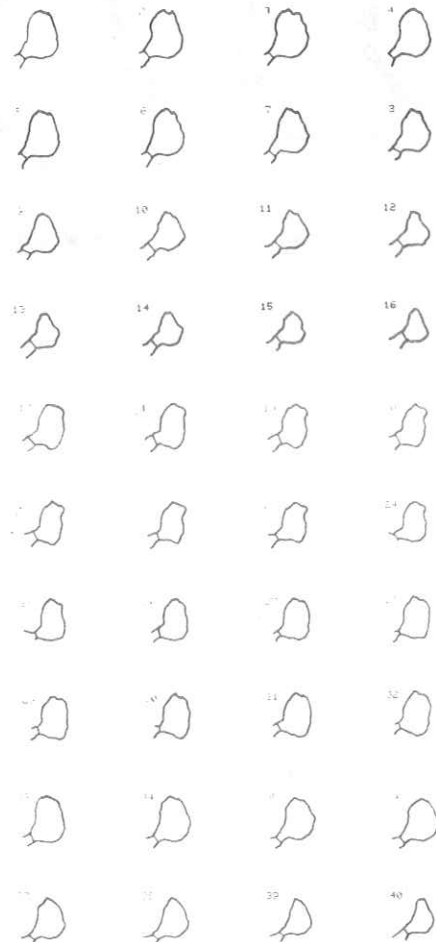
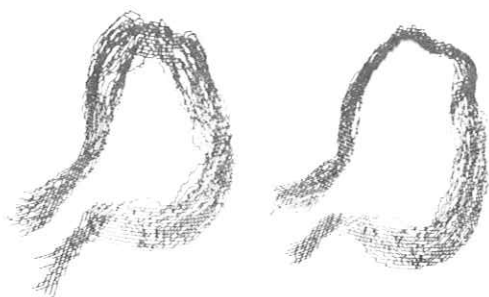


図 21 連続抽出した心内膜辺縁

4.3 心機能の評価

上記のようにして求められた左心室輪郭線から心機能に関する各種の定量的な評価が可能となる。なお心尖部からの左心室長軸像は、X線左心室造影像と同様な左心室輪郭が得られるので、X線左心室造影像の処理で用いられている各種の心機能評価の手法が利用可能である。

図22は抽出した40フレームの心内膜辺縁を重ねて描いたものである。(a)は正常、(b)は心筋硬塞(前壁)の例である。(a)では左心室壁は一様に動いているが、(b)では中隔から心尖部にかけて動きが悪いことがわかる。



(a) 正常例 (b) 心筋硬塞例

図22 心内膜辺縁の重ね合せ

図23は、図22(b)の容積変化と駆出率(EF)を求めたものであり、ECG(心電図)信号も合せて表示されている。なお容積は左心室を回転楕円体と仮定して次式で求めている。

$$V = 8A^2 / 3\pi L \quad [ml]$$

ただし A : 左心室断面積

L : 左心室長軸径

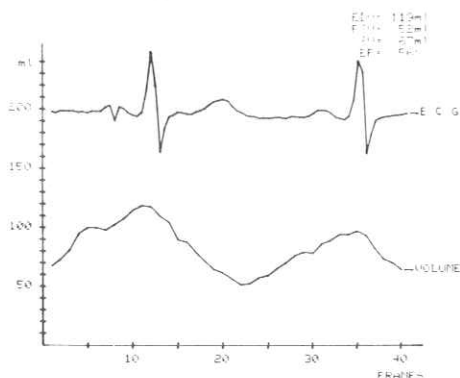


図23 容積変化曲線

図24は左心室の各部位における収縮機能を表すパーセント・ショートニングを表示したものである。これは拡張終期(ED)と収縮終期(ES)における左心室各部位の収縮の割合から求められるものであるが、左心室壁がEDの重心に向かって一様に収縮するものと仮定して

$$(l_d - l_s) / l_d \times 100 \quad [\%]$$

ただし l_d : 重心からEDの輪郭までの距離

l_s : 重心からESの輪郭までの距離

を求めればよい。図の(a)は正常例、(b)は心筋硬塞の例であり、(b)では心筋硬塞部位が極端に低い値を示している。

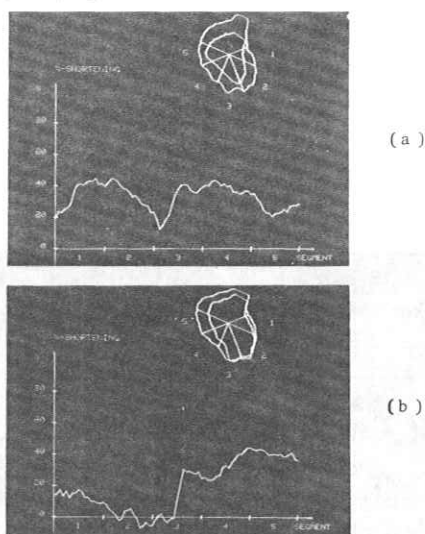


図24 パーセント・ショートニング

(a) 正常例、(b) 心筋硬塞例

5. あとがき

本システムを用いることにより超音波断層像のデータを簡単な装置で高品質に記録でき、計算機へダイナミックレンジの広いデータとして入力できる。また取込まれたデータから辺縁検出などの処理を行うことにより、左心室壁の動態を定量的に解析することが可能である。雑音成分の多いデータに対する前処理フィルタの構成と、プローブの方向を変化させて多方向の断層像からの立体構成について紙面の都合で割愛した。

6. む す び

臨床医学における左心室画像処理を、われわれが開発してきた結果を中心に述べた。上に述べたことから明らかのように、計測手段が異なれば、画像作成上の問題ばかりでなく、画像処理技術の上でも固有の困難さがある。画像処理技術が臨床診断に有効な手段となるためには、これらの個々の問題を一つ一つ解決していかねばならない。また、これらの医用画像処理、計測の研究においては医学者と工学者の密接な協力が要望されている。

参 考 文 献

- 1) K. Preston, Jr. & M. Onoe (ed.): Digital Processing of Biomedical Images, Plenum Press, New York (1976)
- 2) P.H. Heintzen, V. Malerczyk, J. Pilarczyk & K.W. Scheel: On-Line Processing of the Video-Image for Left Ventricular Volume Determination; *Comput. Bio-Med. Res.*, Vol. 4, pp. 474~485 (1971)
- 3) W.K. Wiscomb: A Hardware System for Man-Machine Interaction in the Study of Left Ventricular Dynamics; Roentgen-, Cine- and Videodensitometry (ed. by P.H. Heintzen), George Thieme Verlag, pp. 156~169 (1971)
- 4) R.A. Robb: Computer-Aided Contour Determination and Dynamic Display of Individual Cardiac Chambers from Digitized Serial Angiographic Film; *ibid*, pp. 170~178 (1971)
- 5) M.L. Marcus, W.H. Schuette, W.C. Whitehouse, J.J. Bailey & D.L. Grancy: An Automated Method for the Measurement of Ventricular Volume; *Circulation*, Vol. XIV, pp. 65~76 (1972)
- 6) J.S. Cole, D.D. Brown & D.H. Glaeser: A Semi-automated Technique for the Rapid Determination of Left Ventricular Volume from Left Ventricular Cineangiograms; *Comput. Bio-Med. Res.*, Vol. 7, pp. 575~589 (1974)
- 7) R.W. Brower & G.T. Meester: Computer Based Methods for Quantifying Regional Left Ventricular Wall Motion from Cine Ventriculograms; *Computers in Cardiology*, pp. 55~62 (1976)
- 8) A. Rickards, R. Seabra-Gomes & P. Thurston: The Assessment of Regional Abnormalities of the Left Ventricle by Angiography; *European Journal of Cardiology*, pp. 167~182 (1977)
- 9) W.P. Hood, L.R. Smith, I. Amende, R. Simon & P.R. Lichtlen: Application of a Computerized System for Analysis of Regional Left Ventricular Function; *Computers in Cardiology*, pp. 359~361 (1977)
- 10) R. Balocchi, A. Benassi, W. Bencivelli, D. Pcerotti & G. Valli: A System for Off-Line Analysis of Left Ventricular Angiographic Images by the Use of a Minicomputer; *Computers in Cardiology*, pp. 363~368 (1977)
- 11) C.K. Chow & T. Kaneko: Automatic Boundary Detection of the Left Ventricle from Cineangiograms; *Comput. Bio-Med. Res.*, Vol. 5, pp. 388~410 (1972)
- 12) T. Kaneko & P. Mancini: Straight-Line Approximation for the Boundary of the Left Ventricular Chamber from a Cardiac Cineangiogram; *IEEE Trans. on BME*, Vol. BME-20, pp. 413~416 (1973)
- 13) M. Tasto: Motion Extraction for Left Ventricular Volume Measurements, *IEEE Trans. on BME*, Vol. BME-21, pp. 207~213 (1974)
- 14) P.D. Clayton, L.D. Harris, S.R. Rumel & H. R. Warner: Left Ventricular Videometry; *Comput. Bio-Med. Res.*, Vol. 7, pp. 369~379 (1974)
- 15) C.J. Slager, J.H.C. Reiber, J.C.H. Schuurbijs & G.T. Meester: Contouromat—A Hard-Wired Left Ventricular Angio Processing System; *Comput. Bio-Med. Res.*, Vol. 11, pp. 491~502 (1978)
- 16) S. Eiho, M. Kuwahara, M. Fujita, S. Sasayama & C. Kawai: Automatic Processing of Cineangiographic Images of Left Ventricle; *Proc. 4th IJCP*, pp. 740~742 (1978)
- 17) S. Eiho, M. Kuwahara, M. Fujita, S. Sasayama & C. Kawai: Boundary Detection of Left Ventricle from Cineangiograms and Analysis of Regional Left Ventricular Wall Motion; *Proc. 6th Conf. on Computer Applications in Radiology and Computer-Aided Analysis of Radiological Images*, pp. 221~227 (1979)
- 18) 英保・桑原・藤田・篠山・河合: X線左心室造影映画像の自動処理と左心室機能の表示; *医用電子と生体工学*, 17巻, pp. 427~433 (昭.54)
- 19) J.W. Kennedy, S.E. Trenholme & I.S. Kasser: Left Ventricular Volume and Mass from Single-Plane Cineangiograms: A Comparison of Anteroposterior and Right Anterior Oblique Methods; *American Heart Jour.*, Vol. 80, pp. 343~352 (1970)

- 20) M.V. Herman, R.A. Heinle, M.D. Klein & R. Gorlin: Localized Disorders in Myocardial Contraction, *New England Jour. Med.*, Vol. 277, pp. 222~232 (1967)
- 21) G.W. Hamilton, J.A. Murray & J.W. Kennedy: Quantitative Angiocardigraphy in Ischemic Heart Disease; *Circulation*, Vol. 45, pp. 1065~1080 (1972)
- 22) B.R. Chaitman, J.D. Bristow & S.H. Rahimtoola: Left Ventricular Wall Motion Assessed by Using Fixed External Reference Systems, *Circulation*, Vol. 48, pp. 1043~1054 (1973)
- 23) E.L. Alderman, G.T. Daughters, E.B. Stinson & N.B. Ingels: Use of Intramyocardial Markers as a Standard for Assessing Models of Left Ventricular Wall Motion; *Computers in Cardiology*, pp. 385~388 (1977)
- 24) P.H. Heintzen, R. Brennecke, J.H. Bursch, P. Lange, V. Malerczyk, K. Moldenhaner & D. Onnasch: Automated Video-Angiocardigraphic Image Analysis; *Computer*, Vol. 8, July, pp. 55~64 (1975)
- 25) D.G.W. Onnasch & P.H. Heintzen: A New Approach for the Reconstruction of the Right or Left Ventricular Form from Biplane Angiocardigraphic Recordings; *Computers in Cardiology*, pp. 67~73 (1976)
- 26) J.F. Greenleaf, E.L. Ritman, E.H. Wood, R. A. Robb & S.A. Johnson: Dynamic Computer-Generated Displays of Data From Biplane Roentgen Angiography for Study of the Left Ventricle; *Annals of Bio-Med. Eng.*, Vol. 2, pp. 90~105 (1974)
- 27) 英保・山田・桑原：X線左心室造影の画像処理と心機能の表示：計測と制御，19巻，pp. 923~936（昭。55）

撮像管の電荷読みとり機構

電気通信大学 長谷川伸, 中村浩二
 谷治行夫, 佐野敏一
 東京高専 浅野光彦

1. まえがき

従来ビジコンの解像度は電子ビームの太さで定まるとされ、イメージオルシコンの場合も電子ビームの電子密度分布をフーリエ変換して空間周波数特性を求めることが行なわれてきた。しかし蓄積型撮像管では信号の読みとりすなわち画素容量の充電の大部分は走査ビームの前縁で行なわれるため実効的なビームの太さは電子線の直径より小さいことが予想される。(以下先読み効果と呼ぶ) 一方明暗変化の激しい部分では電子ビームがターゲット上で明部の方に曲がる現象がある。

いずれにしても、非線形現象が伴うため空間周波数による論議は適当でないことが予想されるのでこれに関する実験検討を行った。¹⁾

2. 先読み効果

2.1 読み取り機構

ビジコンを例にとり、画面の x 方向についてのみ扱うこととし、1画素分だけ光入力がある場合(他の画素は暗黒)の出力を考える。通常撮像管の動作は画素を単位として解析されるが入力、読みとりビームとも同程度の広がりを持ち、その細部を検討するのであるから画素の巾よりさらに小さい単位、マイクロエレメント(以下ME)を考えそれらのふるまいの合成として1画素に対する出力を考える必要がある。

図1で1画素分だけ入射光があるとすると各MEは走査直前には入射光量とターゲット電圧とで決まる初期電圧 V_0 をもつ。今電子ビームを一様分布、ビーム巾 a 、走査速度 v とすると各MEには a/v 時間だけ一定の電流が入射する。この間MEの表面電圧 $V(t)$ は刻々変化し、ビームから $V(t)$ に応じた Landing Current がMEを充電しこれが1MEの出力電流となり、全部のMEについて合成したものが1画素の出力となる。電子

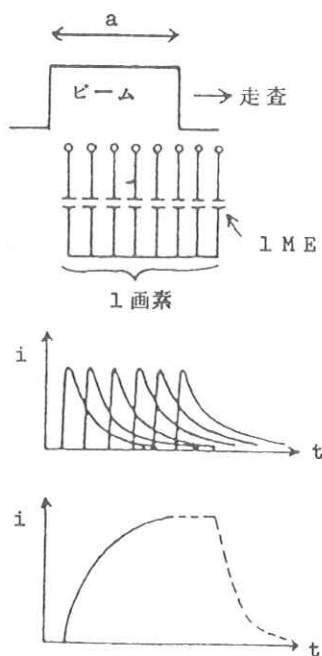


図1. 1MEの信号と画素の信号出力との関係

ビームが Gauss 分布のときは電流 $I_0 \exp(-a^2 t^2)$ の形で入射すると考えればよい²⁾

2.2 実験方法

前記の ME の充電電流を実験的に求めることとした。充放電現象だけをとり出して実験し、また通常ビジコンの電流を 10^{-7} A, 1ME の大きさを 1 画素の $1/20$ とすれば ME の容量は 10^{-4} pF となり、現象がきわめて速いため、時間軸を引きのばして観測を容易にした図 2 のような装置を作った。

G_1 の孔を大きくした 1 インチビジコンのターゲットを金属とし、1 ME の等価容量を外づけとする。実際のビジコン動作では、電子ビームはある密度関数 (ジャスト・ホーカスで Gauss 分布) を持つため走査面上の 1 画素を考えれば電子ビームが通過する間、電流密度が関数分布に従って変化する。そのため簡単な関数発生器を作り、 G_1 電圧を制御してビーム量が時間的に要求される関数分布を持つようにした。スリットを通過する光量は円板にあけた窓の関数にしたがって変化する、

光電流が時間的に関数分布をもち G_1 を制御している。光電管に光のあたっている間はビーム電流が流れ、その間スイッチ S は OFF の状態となる。このときオシロスコープにあらわれる信号波形が ME の信号出力となる。この信号を図 1 のように 20 個加えれば 1 画素の信号出力となる。

2.3 実験条件

実際のビジコン動作でビーム巾と画素の巾を同じとした場合には画素巾 $20 \mu\text{m}$, 1 画素の走査に要する時間は 80 ns , 1 画素の容量 10^{-4} pF となる。またビーム電流を $2 \mu\text{A}$ とする。模擬実験においてまず 1 画素を 20 等分にしたものを 1 ME の大きさとし、1 画素 25 ms とし、ビーム電流を一樣ビームについて $1.6 \mu\text{A}$ とすれば 1 ME の等価容量は 2500 pF となる。ガウス分布ビームの異なるビーム径の場合について実験条件は表 1 のようにした。

2.4 実験結果

写真 1 は 1 ME の出力波形の例を示す。これから図 1 に従って画素の出力を計算し、図 3 を得た。

変調度を見る限りビーム巾を画素の 4 倍としても読みとれることがわかる。

ビーム巾を増すと信号に時間的遅れを生じ、偽解像が見れる。これはガウス分布のすそではビーム不足が著しく信号電流が極端に少ないためと思われる。

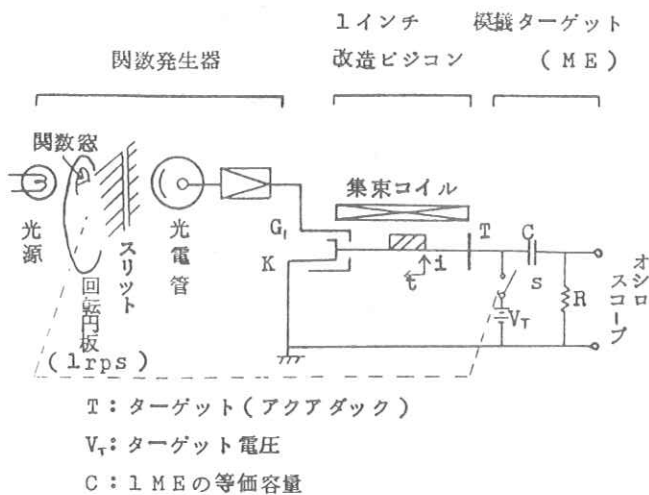


図 2. 実験装置

ビーム巾	ビジコン動作		シミュレーション	
	I	T	I	T
画素と同じ	0.1 μ A	80nsec	2.82 μ A	25msec
" の2倍	0.05	160	1.41	50
" の4倍	0.025	320	0.70	100

I : 1 ME に流れる大電流値

T : 1 ME の走査に要する時間

(1 ME は画素の 1/20)

表 1, 実験条件

上記の先読み効果を実際の撮像管で測定しようとしたが思わしい結果が得られず、走査電子がターゲットの高電位の方向に曲がるビームベンディング（ビーム曲がり）現象が予想され、その測定のために迫られた。この現象について適当な測定方法が見当らなかったため、われわれは新しい測定法を考案し、若干の実験結果を得た。

3.1 ビーム曲がり現象の測定法

ビジコンのビーム曲がりを測定するためにはターゲットにステップ状の電位パターンを記録し、次にビームの位置と読み出した信号の大きさとの

関係を実測すればよい。しかし光学的にナイフエッジを投影する手法で電位パターンを記録した場合、電位ステップとビームの位置関係を正確に知ることは不可能に近い。そこで読みとりビーム自体を使って電位パターンを記録し、測定を行なうこととした。

図 4 に今回行なった測定の原理を示す。ビジコンは通常の方法で調整を行なったのち安定なアナログ回路で偏向・動作させ、デジタル回路の指令で電子ビームおよび照明用の LED のオン・オフを行なって測定した。ただしビジコンは飛び越

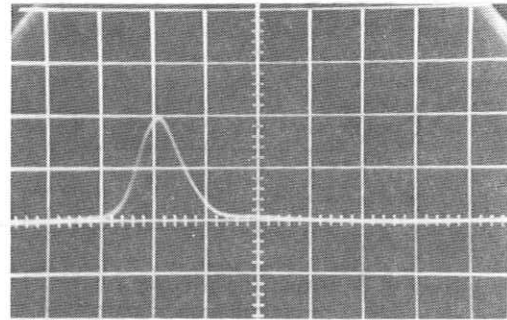


写真 1, ガウスビームの測定例
(縦 : 50 mV/cm, 横 : 5 mS/cm)

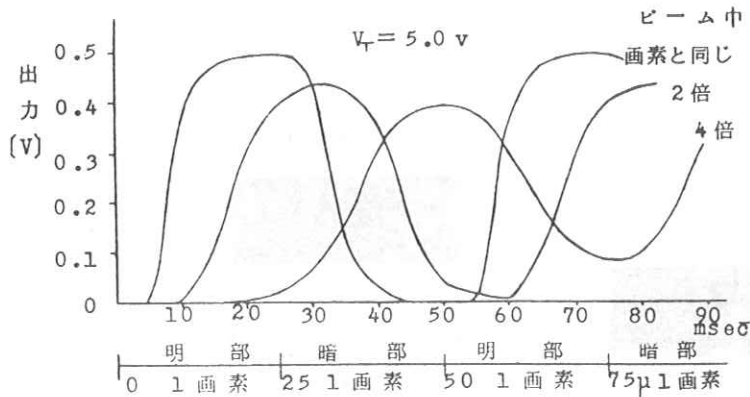


図 3, ガウスビームの場合の画素出力

し走査は行わず，垂直走査の振幅を通常の約 $\frac{1}{2}$ （1インチ管で約5mm，1フィールド当りの走査線数263本，走査線間隔約 $19\mu\text{m}$ ）とした。

次に測定の手順を示す。

- (I) パターン消去 連続13フィールドの間照明を切りビーム走査を行なってターゲット全面を陰極電位に下げる。
- (II) 照明 第14フィールドではビームを遮断，LEDを点灯して全面一様に電位を上げる。
- (III) パターン記録 第15フィールドで画面の半

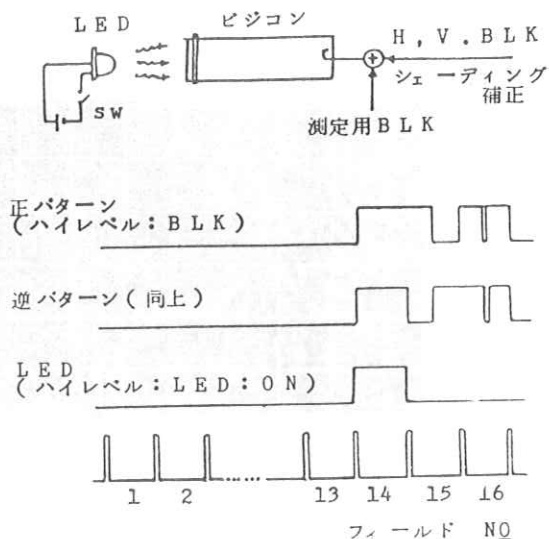


図4. 測定のタイミング

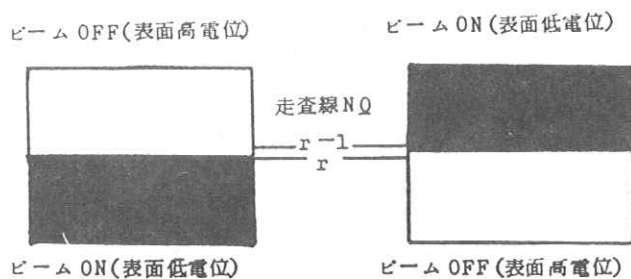


図5. 過程(III)終了後の電位パターン

分だけブランキングを解除してパターンを書きこむ。このさい図5に示す正逆2種類のパターンを用意する。

- (IV) 読み出し 第16フィールドではビームをブランキングし，指定する1走査線のみブランキングを解除して信号を読み出す。
- (V) 検討 正逆の各パターンに対する(IV)の測定値を比較して曲がり量を求める。

次にこの方法でビーム曲がり量を測定できる原理を述べる。図6(a)は面電位が一様でビーム曲がり

がないとした時のビーム到達位置(正しい位置)を示す。正パターン記録において，第 r 走査線は一樣な電位の面を走査するのであるから垂直方向に関して電子は正しい位置に到着し，以下画面の下半分が低電位となる。これに対し，逆パターン記録のさいは画面の上端から順次ビームで電位を記録するため，走査ビームは常にそれより上部の低電位，下部の高電位のパターンを作る電界により力を受け，下方にシフトした位置に到着する。この様子を図6(c)に示す。このパターンの違いに基づき，過程(III)で記録した電荷を(IV)で読み出すとき第 r 走査線の近傍の読み出し値が非対称となる。実際には図7のような信号が得られるため，逆パターンの信号を折り返して点線のように正パターンに重ね，両曲線の横方向のズレを読みこれをビーム曲がり量とする。

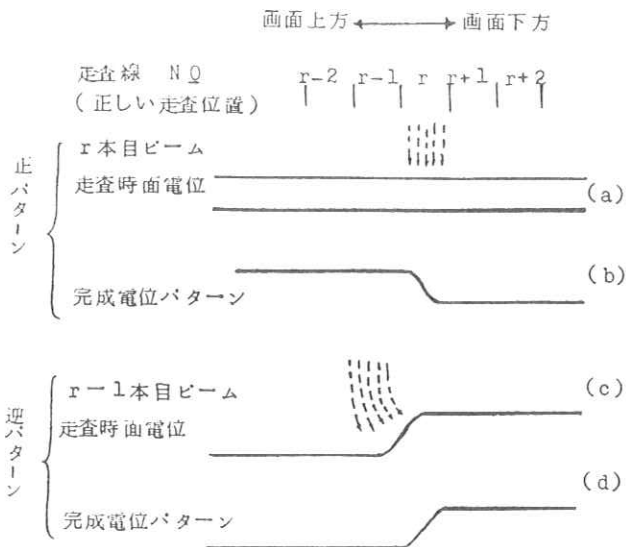


図 6. 正逆パターンの記録

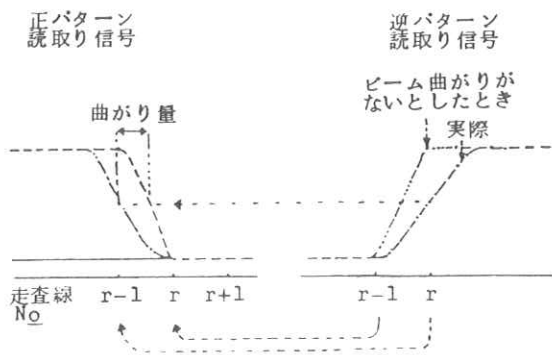


図 7. ビーム曲り量の求め方

3.2 測定結果

供試撮像管としては実験解析の容易さを考慮して静電集束・電磁偏向のビジコン 8134 を選んだ。入射光量を変えつつターゲット中央で ($r=130$) ビーム曲がり量を測定した結果を図 8 に示す。

4. まとめ

以上撮像管の電子ビームについて先読み効果のシミュレーションと電子ビーム曲がりの現象について実験を行った結果を述べた。前者では実際のビームの太さより解像度の良い読みとりが行なわれるとの結果が得られた。後者について得られた結果 (ビーム曲がり数 $\mu\text{m} \sim 10 \mu\text{m}$) は電位分布から計算で求めた値に近く、図 8 の偏向と共に撮像管内で先読み効果よりもビーム曲がり現象の方が支配的であるとの示唆を与える。しかしさらに解像度の良い管を用いて実験を行い、残像など関連する事項³⁾と共に検討する必要がある。

試料を御提供頂いた東芝撮像管技術部橋爪部長、御指導御討論を頂いた上記橋爪氏、東京農工大木内先生、静岡大畑中先生、種々協力を頂いた卒研生吉崎重徳氏、森重祐司氏に感謝申し上げます。

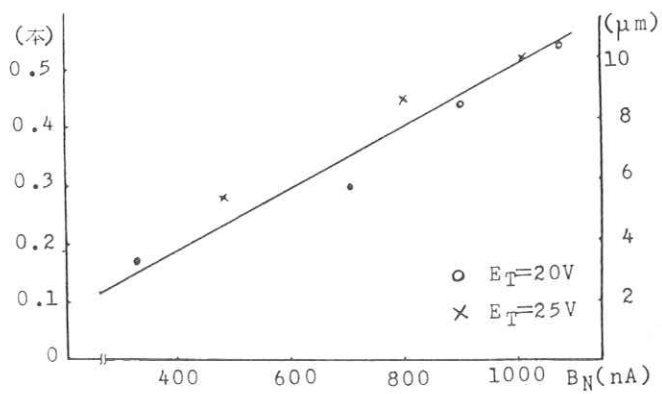


図8. ビーム曲がり量測定結果

文 献

- 1) 佐野・吉崎・長谷川：1974年テレビ全大，
2-6
- 2) 中山・長谷川：東芝レビュー15，1017，
(1960)
- 3) 畑中・青山・安藤：1980年テレビ全大
3-4

平均吸収係数によるコントラストの評価

東芝・医用機器事業部 杉本 博

はじめに

診断用X線装置の各構成要素及びX線曝射条件が、X線写真のコントラストに与える効果を定量的に評価する目的で、吸収X線スペクトルで重みをつけた吸収係数の平均値(平均吸収係数)を導入し、コントラストとの関係式を導いた。さらに、実測値と良い一致をみたので以下に報告する。

1. 平均吸収係数の導入と写真濃度差との関係式

図1に示すように、厚み $(x + \Delta t)$ 、吸収係数 $\mu_0(E)$ のファントム(測定時にはアクリル板を使用)に、厚み (Δt) の吸収係数 $\mu_1(E)$ の別の材質のファントムを埋めこんだファントムを考える。X線は上側より入射すると考え、透過X線は増感紙とフィルムより成る受像系で検出するとする。X線フィルムに記録されるファントム像の黒化度差 ΔD は、フィルムのガンマ値を γ 、増感紙に吸収されるX線のエネルギーを各々 E_0 、 E_1 とし、増感紙の発光効率及びフィルムと増感紙のカップリング等を含む定数を η とすると、次式を得る。(フィルムの特性曲線上の直線部を仮定している)

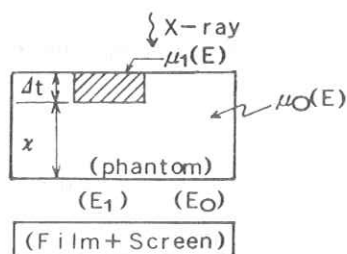


図1. ファントムと受像系の配置

$$\Delta D = \gamma \{ \log(\eta E_1) - \log(\eta E_0) \} \quad (1)$$

E_0 、 E_1 は、ファントムに入射するX線のエネルギースペクトルを $\phi(E)$ とし、増感紙蛍光体のX線吸収効率を $S(E)$ とすると、

$$E_0 = \int \phi(E) \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE \quad (2)$$

$$E_1 = \int \phi(E) \exp(-\mu_0 x - \mu_1 \Delta t) S(E) dE \quad (3)$$

と表わせる。ここで、ファントムからの散乱X線は考慮していない。(2)、(3)式を(1)式に代入すると、 η が消えて、(4)式に示す形となる。

$$\Delta D = \gamma \left[\log \left\{ \frac{\int \phi(E) \exp(-\mu_1 \Delta t - \mu_0 x) S(E) dE}{\int \phi(E) \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE} \right\} \right] \quad (4)$$

Δt が小さいとして、分子の \exp 項を展開すると、

$$\exp(-\mu_1 \Delta t - \mu_0 x) \cong \{1 - (\mu_1 - \mu_0) \Delta t\} \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) \quad (5)$$

(5)式を(4)式に代入すると、

$$\Delta D \cong \gamma \left[\log \left\{ 1 - \Delta t \frac{\int \phi(E) (\mu_1 - \mu_0) \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE}{\int \phi(E) \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE} \right\} \right] \quad (6)$$

(6)式で、 $\phi(E) \exp(-\mu_0(x + \Delta t))$ はファントム透過後の X 線エネルギースペクトルであり、これに $S(E)$ をかけたものは、増感紙の吸収 X 線エネルギースペクトルを示している。第 2 項の Δt にかかる項は、吸収係数を増感紙の吸収 X 線エネルギースペクトルで重み付き平均をしたものである。これを以下の如く定義すると、(6)式は

$$\bar{\mu} = \frac{\int \phi(E) \mu \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE}{\int \phi(E) \exp(-\mu_0(x + \Delta t)) S(E) dE} \quad (7)$$

$$\Delta D \cong \gamma \left[\log \{1 - \Delta t (\bar{\mu}_1 - \bar{\mu}_0)\} \right] \quad (8)$$

さらに、(8)式を展開すれば、

$$\Delta D \cong \gamma \Delta t (\bar{\mu}_1 - \bar{\mu}_0) \cdot \log e \quad (\log e = 0.434) \quad (9)$$

以上のように、 Δt (ファントム厚) と、平均吸収係数差 ($\mu_1 - \mu_0$) の積が、1 に比べて小さければ、黒化度差 (ΔD) は、ファントム厚 (Δt) と、フィルムのガンマ値 (γ) 及び平均吸収係数の差に比例することがわかる。黒化度差より、コントラスト (C) は、

$$C = \frac{|\Delta D|}{2D_0 + \Delta D} \quad (10)$$

で計算される。 D_0 は、吸収係数 μ_0 部分の黒化度

一方 $\bar{\mu}$ は、減弱曲線の接線の傾きと一致する。すなわち、物質による X 線の減弱比は、

$$A(x) = \frac{\int \phi(E) \exp(-\mu x) S(E) dE}{\int \phi(E) S(E) dE} \quad (11)$$

と表される。ここで、 x は減弱物質の厚み、 μ はその吸収係数、 $\phi(E)$ は X 線エネルギースペクトル、 $S(E)$ は検出器の X 線吸収効率である。この式対数をとって微分すると、減弱曲線の接線の傾きが得られる。

$$\frac{d(\ln A(x))}{dx} = - \frac{\int \phi(E) \mu e^{-\mu x} S(E) dx}{\int \phi(E) e^{-\mu x} S(E) dE} \quad (12)$$

これは、(7)式で $\Delta t = 0$ とおいた式と符号が反対であるから

$$\frac{d(\ln A(x))}{dx} = -\bar{\mu} \quad (13)$$

すなわち，減弱曲線の接線の傾きは，平均吸収係数 $\bar{\mu}$ の符号を変えたものと一致する。これは，減弱比を，各厚み毎に

$$A(x) = \exp(-\bar{\mu}x) \quad (14)$$

としていることに他ならない。

2. 測定結果との対応

はじめに，(9)式を確認するため厚さ40mmのアクリル板に，空気，ポリエチレン，ベークライト，デルリン，テフロンを埋めこみ(2~26mm)，写真黒化度差(ΔD)を縦軸に， $\bar{\mu} \Delta t$ を横軸にとり，結果を図3に示す。各測定値が直線上にのっているこ

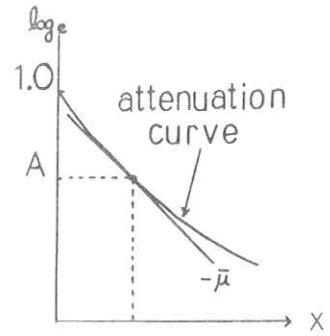


図2. 減弱曲線の接線の傾き

ΔD と $\bar{\mu} \Delta t$

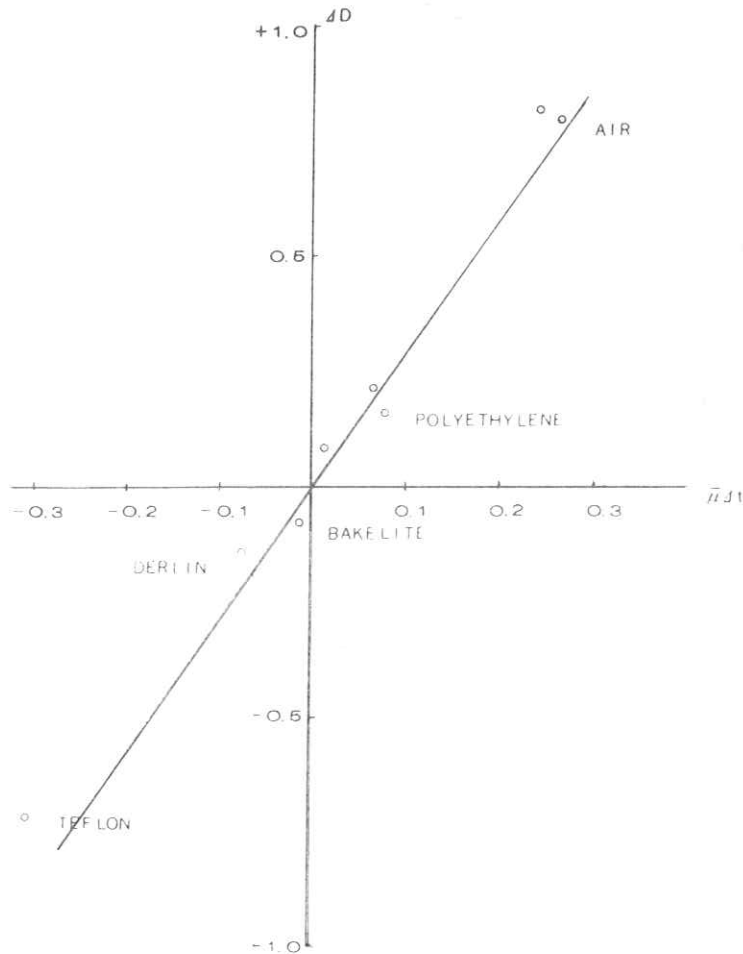


図3. ΔD と $\bar{\mu} \Delta t$ の関係

とから,(9)式が成り立つことが確認される。次いで空気とテフロンについて管電圧60~120 kVの間での平均吸収係数の管電圧特性についての、X線スペクトル測定結果より求めた計算値と、X線フィルムを用いた測定値との比較を図4に示す。散乱X線による効果を可能な限り小さくするために、X線束をスリット状に絞った状態で測定した。テフロンについての低管電圧部分で計算値と測定値との間に多少違いがみられるが、空気については、良く一致している。この結果を横軸に空気とテフロンの厚みをとってプロットした結果を図5に示す。図5の如く表示

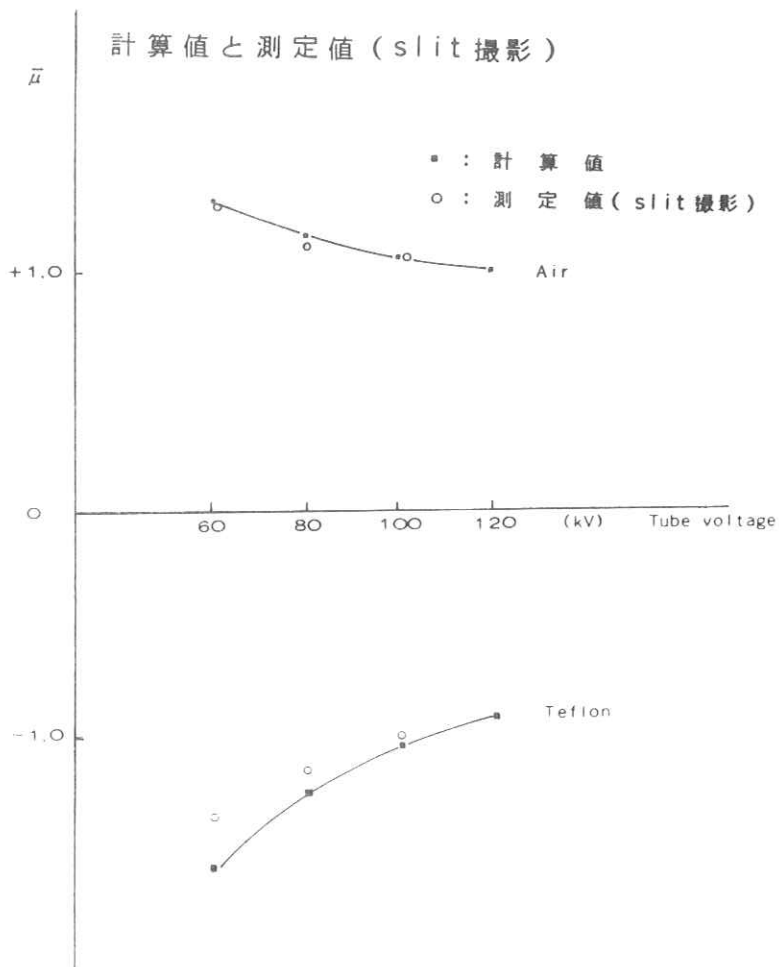


図4. 管電圧特性

した場合、各々の直線の傾きが、 $\bar{\mu}$ に対応する。図4において、管電圧が高くなると、 $\bar{\mu}$ が小さくなっているが、図5ではこれが、直線の傾きが緩くなった形で表示される。すなわち、よく知られているように、同一被写体でも管電圧を上げるとコントラストが下がる効果が、 $\bar{\mu}$ の変化として表わされる。図5において、測定点と直線との差は、測定誤差と、(5)式の展開の高次の項の寄与分との2つの効果によって生じていると考えられる。

次いで、被写体厚をアクリル5cm、10cm、15cmと変えた場合の、変化を示す。通常被写体厚をますと、散乱X線含有率が増加するために、コントラストが低下するが、図6に示すように、被写体厚の増加だけでも、コントラストが低下することがわかる。これは、ビームハードニングの効果のためである。

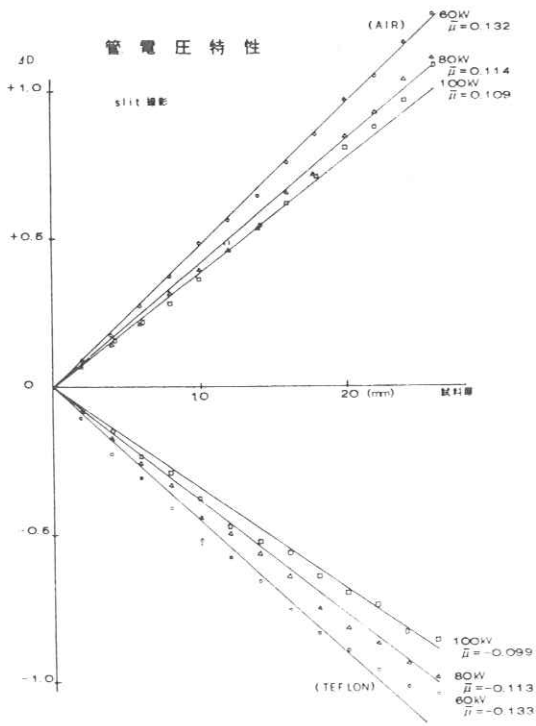


図5. 管電圧特性

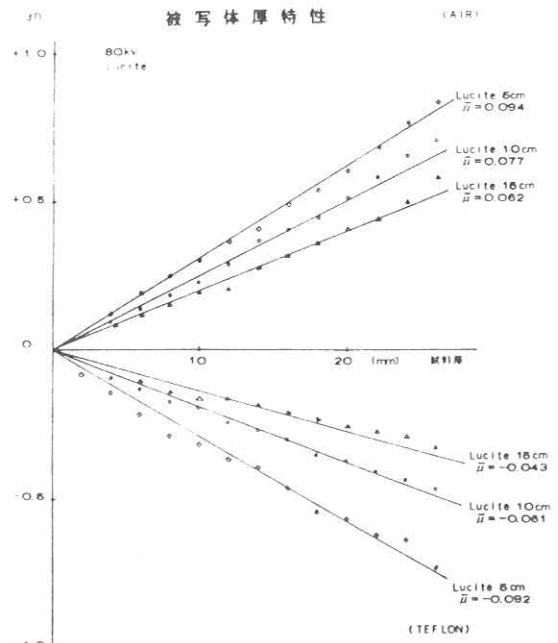


図6. 被写体厚特性

3. 結論

以上のように、平均吸収係数より、X線フィルム上のコントラストを計算しうる。このことは、X線フィルムの処理等によらず、各X線装置のコントラスト評価が可能であることを示している。また平均吸収係数は、X線スペクトル測定法だけでなく、減弱曲線や、図4～図6に示すような Δt を変える方法によっても、計測することが可能である。

I.I. 間接撮影の画質評価

東芝医用機器事業部 青木久敏, 安原 弘

1. まえがき

最近、直接撮影法のX線写真に匹敵するI.I.間接写真を得るためにX線拡大を用いたI.I.間接撮影法が注目されている。X線拡大を用いたI.I.間接撮影法では、X線管焦点サイズと拡大率が画質決定のための重要な要素である。そこで、X線管焦点サイズと拡大率の変化に伴うI.I.間接写真の画質の変化について検討したので報告する。

- E 7 1 1 3 (0.15 / 0.8)
- DR X 2 7 3 5 (0.3 / 0.8)
- DR X 2 7 2 4 (0.6 / 1.2)
- DR X 2 7 0 3 (1.0 / 2.0)
- (5) X線絞り : TF-8ML-2
- (6) Grid : 10:1, 28 lp/cm
Wood
- (7) I.I. : RTP2305B-G4A
- (8) 光学系 : OP-HA93 (特)
- (9) 間接カメラ : ANC-2
- (10) フィルム : SCOPIX RP-1S
- (11) 自現機 : QX-1200

2. 画質評価因子の測定

2.1 測定項目

画質評価のために測定した項目は次に示す通りである。

- (1) 限界解像力
- (2) CTF
- (3) コントラスト
- (4) バーガーファントム

写真

2.2 構成

- (1) 寝台 : DT-ASI
- (2) X線制御器 : DTC-15-3 (改)
- (3) X線発生器 : DG-15F
- (4) X線管 :

2.3 X線管焦点サイズ及び拡大条件

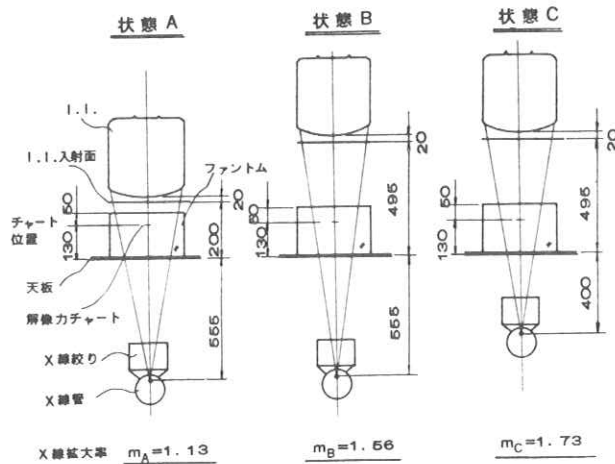


図1. 拡大条件

(1) X線管焦点サイズ

測定に使用したX線管焦点サイズは、0.15、0.3、0.6、0.8、1.0、2.0 mmの6つである。

(2) 拡大条件

拡大条件は図1に示す配置で、拡大率1.13、1.56、1.73の3段階を採用した。尚、ファントムはアクリル樹脂を用いた。

3. 測定結果

3.1 限界解像力

限界解像力はFUNK-38を用いて間接撮影を行ない、間接フィルム上で測定した。

表1に限界解像力の測定結果を示す。

X線管焦点サイズが小さい場合は拡大率の増加と共に限界解像力は向上し、X線管焦点サイズが大きい場合は劣化する傾向がある。

	焦点サイズ	状態A ($m_A=1.13$)	状態B ($m_B=1.56$)	状態C ($m_C=1.73$)
Phantom なし	0.15(mm)	37	46	50
	0.3 (mm)	37	40	40
	0.6 (mm)	34	28	25
	0.8 (mm)	31	22	22
	1.0 (mm)	31	20	18
	2.0 (mm)	25	10	10
Phantom あり	0.15(mm)	25	37	37
	0.3 (mm)	25	31	31
	0.6 (mm)	25	25	20
	0.8 (mm)	25	20	14
	1.0 (mm)	22	18	12
	2.0 (mm)	22	9	8

単位 lp/cm

表1. 限界解像力測定データ

3.2 CTF

図2は拡大率1.13の場合、図3は1.56の場合、図4は1.73の場合のX線管焦点サイズによ

るCTFの測定結果を示したものである。

拡大率が小さい場合はX線管焦点サイズによるCTFの変化も小さいが、拡大率が大きくなるに連れてX線管焦点サイズによるCTFの変化も大きくなる。

焦点サイズ	Material	状態A ($m_A=1.13$)	状態B ($m_B=1.56$)	状態C ($m_C=1.73$)
0.15(mm)	Air	0.141	0.139	0.136
	Teflon	-0.087	-0.086	-0.091
0.3(mm)	Air	0.146	0.153	0.134
	Teflon	-0.091	-0.102	-0.085
0.6(mm)	Air	0.155	0.160	0.160
	Teflon	-0.097	-0.080	-0.080
0.8(mm)	Air	0.150	0.168	0.156
	Teflon	-0.088	-0.086	-0.090
1.0(mm)	Air	0.162	0.163	0.160
	Teflon	-0.104	-0.083	-0.091
2.0(mm)	Air	0.148	0.174	0.160
	Teflon	-0.080	-0.086	-0.080

表2. 平均吸収係数差測定データ

3.3 コントラスト

コントラストはコントラストファントムを用いて平均吸収係数を測定することによって評価した。

表2に平均吸収係数の測定結果を示す。

テフロン材の平均吸収係数は、X線管焦点サイズに無関係にはほぼ一定値を示しているが、空気材の平均吸収係数は僅かながらX線管焦点サイズが小さいとき低下する傾向が認められる。しかし、この変化は約10%前後であり、測定誤差を考えると、現段階では意味がある変化とは認められない。X線管焦点サイズによるコントラストの変化は、今後測定精度を上げて研究する余地があると思われる。

3.4 バーガーファントム写真

図5は拡大率1.13の場合、図6は1.56の場合

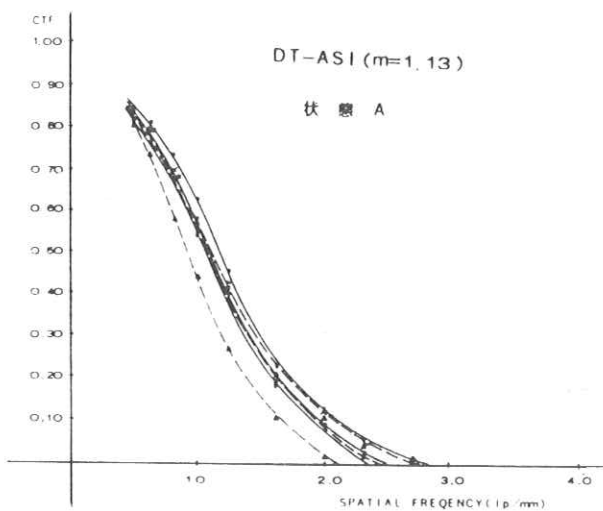


図 2.

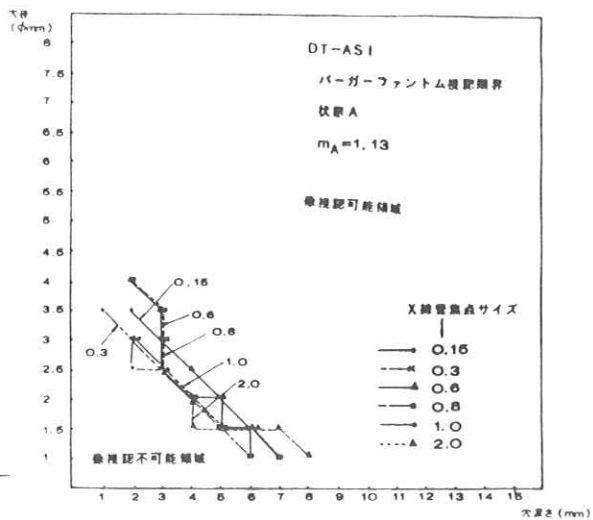


図 5.

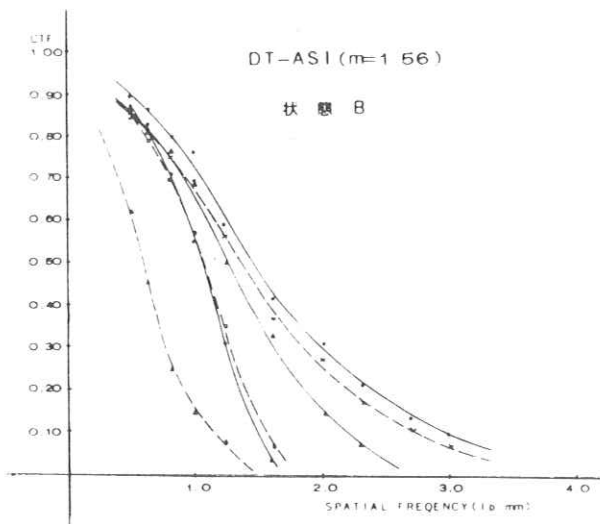


図 3.

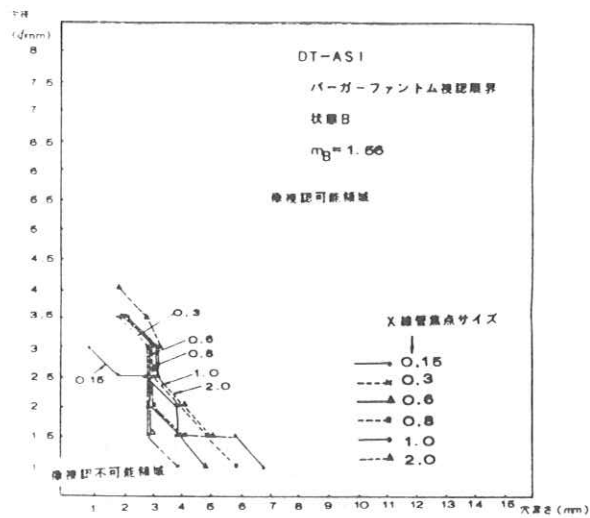


図 6.

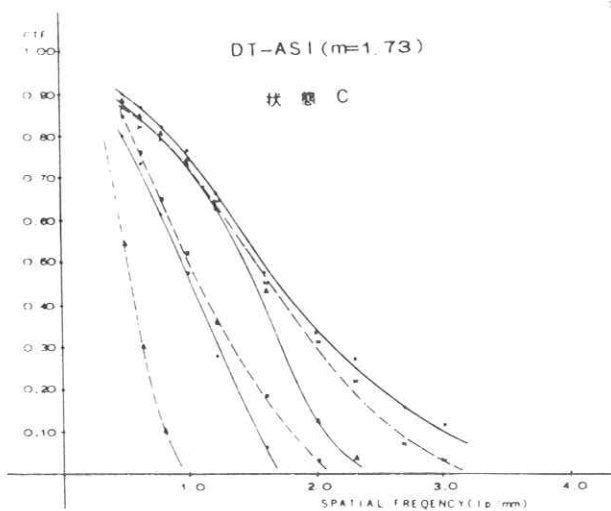


図 4.

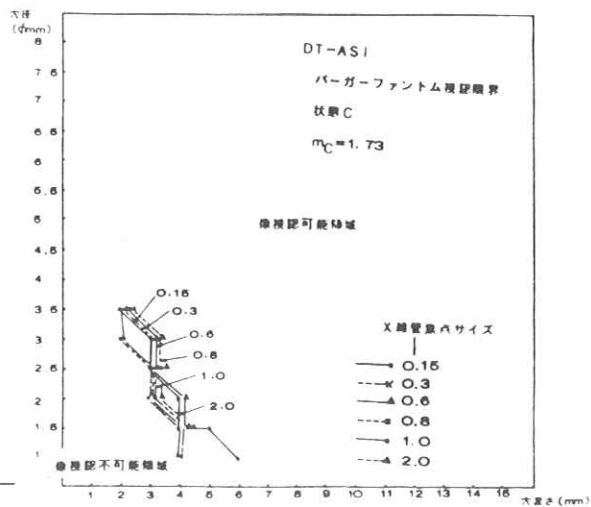


図 7.

図7は1.73の場合のX線管焦点サイズによるバーファントム写真の視認限界の測定結果を示したものである。

X線管焦点サイズによる像視認限界の変化は、拡大率の違いによって異っているが、何れの場合も、その変化は一定の傾向を示さず、ランダムである。バーファントム写真の視認限界の測定は人間の眼による検出であるため誤差が大きいので定量化に問題が残るが、図6、図7、図8に見る限り、像視認限界はX線管焦点サイズには影響されないと考えられる。

以上、限界解像力、CTF、コントラスト、バーファントム写真の視認限界の測定結果を示したが、拡大率及びX線管焦点サイズの変化による画質の変化は、主として限界解像力及びCTFで表現された鮮鋭度の変化によるものであることが明らかとなった。

4. 考 察

拡大率及びX線管焦点サイズによる画質の変化は、主として鮮鋭度の変化によるものであることが明らかとなったので、限界解像力及びCTFの測定結果について、データの妥当性を確認するためにシミュレーションを行なった。

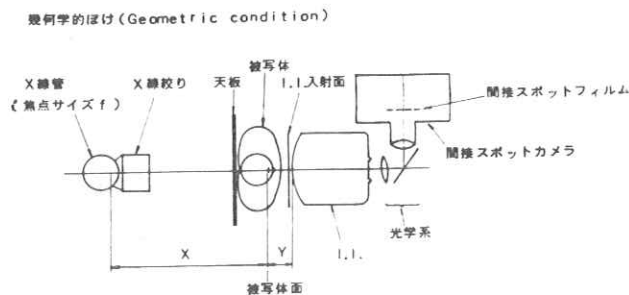


図8.

図8に示す構成において被写体面空間周波数軸でのMTF (Gauss近似), $H_1(\omega)$ は

$$H_1(\omega) = \exp \left\{ -2\pi^2 \left(\frac{f}{3} \right)^2 \left(\frac{Y}{X+Y} \right)^2 \omega^2 \right\} \dots\dots (1)$$

ω : 被写体面での空間周波数 (mm^{-1})

f : X線管の公称焦点サイズ (mm)

X : X線管焦点-被写体面間距離 (mm)

Y : 被写体面-I.I. 入力面間距離 (mm)

I.I., I.I. レンズ, 間接カメラレンズ, 間接カメラフィルムの被写体面空間周波数軸でのMTFをそれぞれ $H_2(\omega)$, $H_3(\omega)$, $H_4(\omega)$, $H_5(\omega)$ とすれば、総合MTF $H(\omega)$ は次式で与えられる。

$$H(\omega) = H_1(\omega) \cdot H_2(\omega) \cdot H_3(\omega) \cdot H_4(\omega) \cdot H_5(\omega) \dots (2)$$

尚、 $H_2(\omega)$, $H_3(\omega)$, $H_4(\omega)$, $H_5(\omega)$ はそれぞれ次式で示す緩和曲線で近似する。

$$H(\omega) = \frac{1}{1 + A(\omega/E)^B} \dots\dots\dots (3)$$

E : 拡大率

A, B : 定数

図9に拡大率1.13の場合、図10に1.56の場合、図11に1.73の場合のMTFシミュレーション結果を示す。

図2と図9、図3と図10、図4と図11を比較すれば、X線管焦点サイズによるMTFの変化の様子が、ほぼ一致していることが確認できる。

限界解像力の変化を確認するためにX線管焦点サイズ1.0mm拡大率1.13の場合の限界解像力に対応するシミュレーション

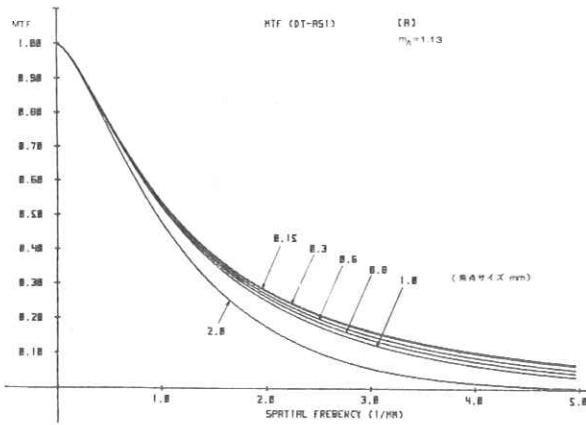


図 9.

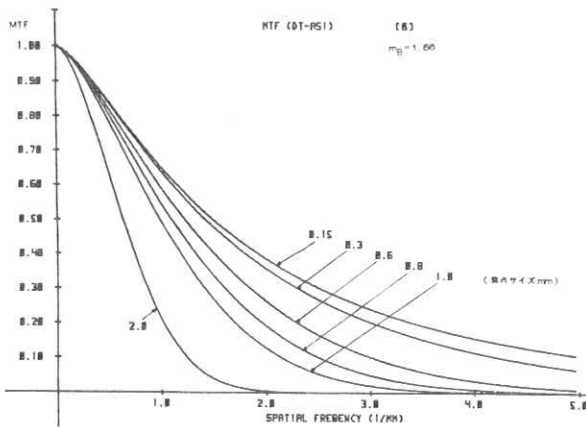


図 1 0.

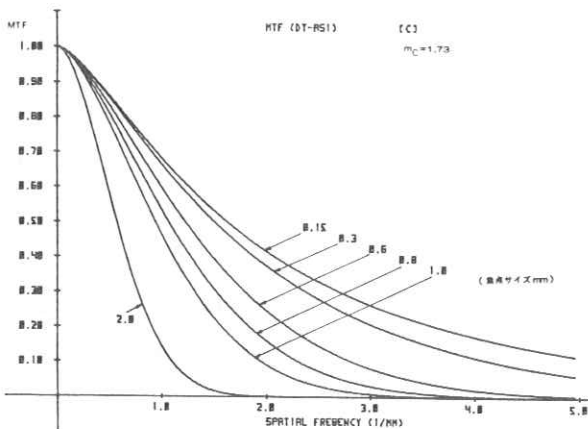


図 1 1.

データの MTF 値を計算し、 $MTF = 0.12$ を得た。この値は、少し大きいと思われるが、この値の検討は今回行なわなかった。MTF シミュレーションデータから算出した各条件での $MTF = 0.12$ に対応する空間周波数の変化を図 12 に示す。表 1 に示す限界解像力の実測データも同時に示す。

シミュレーションと、実測値は良い対応を示していることが確認できる。このことは、鮮鋭度の変化が、主として X 線管焦点サイズ及び拡大率の変化による影響であることを裏付けている。

5. まとめ

- (1) X 線拡大率が小さいとき (1.0 ~ 1.1) には、X 線管焦点サイズによる限界解像力、MTF の変化は小さい。但し、X 線管焦点サイズが 2.0 mm 程度になると拡大率 1.1 程度でも限界解像力は相当劣化する。

- (2) X 線拡大率が大きく

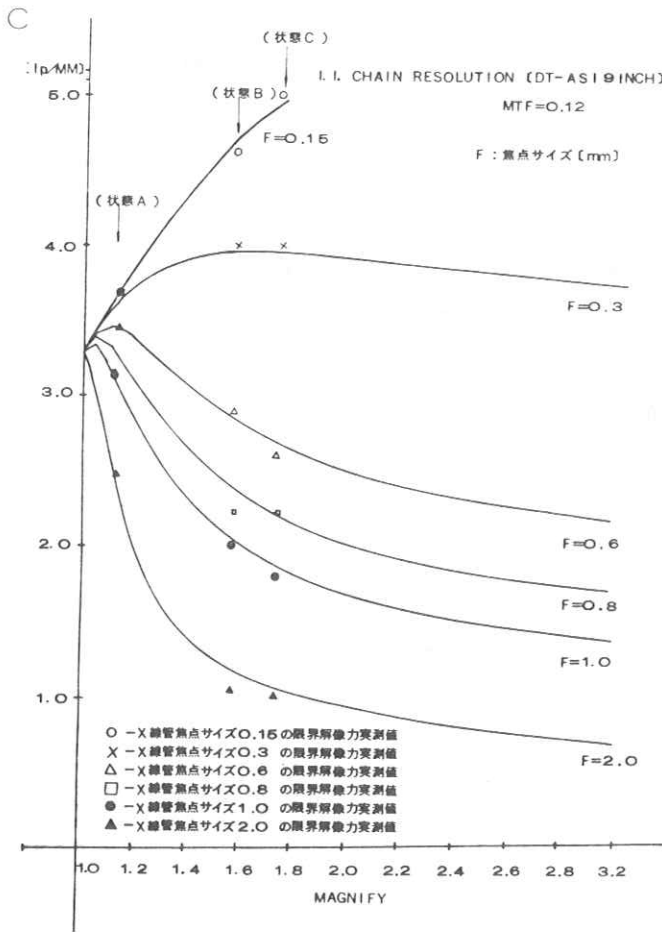


図12.

なると、X線管焦点サイズによる限界解像力、MTFの変化も大きくなる。X線管焦点サイズが0.3mmより小さい場合、拡大率が大きくなるに連れて、それぞれの特性は改善され、0.3mmより大きい場合は劣化する。但し、X線管焦点サイズが0.3～1.0mmでは至適拡大率が存在するため、拡大率を至適拡大率より小さくすると鮮鋭度は劣化する。

- (3) コントラスト及びバーガーファントムによる視認限界は、X線管焦点サイズ及びX線拡大率による影響は少ない。即ち、X線管焦点サイズ

及びX線拡大率による画質の変化の主要因は、鮮鋭度の変化の影響によるものである。

文 献

- 1) 七海暁男 他：12"/9"高解像度I.I.による拡大間接撮影，日医会誌37.(1977. 9)
- 2) 佐柳和男 他：拡大撮影のレスポンス関数と感度，放射線像研究II (1969)
- 3) 幾瀬純一 他：X線シネ造影像の画質解析 東芝レビュー34 2 (1979・2)

レーザー・スキャナによるX線フィルム像の再生

日立メディコ 佐藤 一 弘

1. まえがき

CTが医学の分野に導入されて以来、X線画像の処理に対するコンピュータの応用が広まりつつある。しかしながら、X線画像の処理はCTにおける画像処理に限られるのではなく、画像伝送や記録におけるデータ圧縮、画像データからの種々の数値の計測、あるいは特徴抽出など種々の分野を含む。画像をサンプリングし、デジタル量に変換した後種々の処理を行なった結果は、人間の目に見える形にもどさなければならず、その手段としてはCRTディスプレイ、グラフィックプリンタ、レーザースキャナなどが用いられている。

しかしながら、X線フィルム画像の場合、元の画像と処理後の画像の相互比較のためには同一の媒体（フィルム）上に再現することが重要である。

本実験では、標準X線フィルムをサンプリングするために討作したレーザースキャナ装置を用いてそれを改造することにより画像データをフィルム上に再生するスキャナ装置を討作した。

2. レーザスキャナ

2.1 機能的スキャンによる画像再生

X線フィルム上の画像をデジタル量に変換し、再び同一の媒体上に再生する場合、元の画像をどれだけ忠実に再現するかが、使用する画像データセンシングデバイスを求める上での一つの重要な要素である。X線フィルム画像の解像度は、画像が撮影された条件及び使用フィルムに大きく依存

する。さらに画像のサンプリングにおいても一つ考慮すべき点は、人間の目の視覚受容特性である。一般的なX線システムの上限周波数は 2lp/mm 程度であり、これ以上の高い周波数成分は診断上あまり意味をもたない。しかしながら、人間の目は、観測距離と照度に依存するが、これより若干高い周波数まで解像し、 $5\sim 10\text{lp/mm}$ とされている。これらのことから、再生画像は原画像に含まれる情報を完全に再生することが可能である。本実験で用いた装置では、 2lp/mm の解像度を与えるために、 4lines/mm のサンプリングレートを用いた。

画像を、サンプリングした装置と同一の装置により再生を行なう場合、サンプリングによる量子化誤差が無視できるならば、理論的に原画像と同一の画像を再生することが可能である。再生装置において、再生像の画質に最も大きな影響を及ぼす要素は、レーザービームのスポットの直径と、スポット間の距離である。再生像において良好な低周波特性（平坦度）及び高周波特性（解像度）を与えるスポットの直径及び間隔が存在し、前者は画像の平坦度を決定し、後者は解像度を決定する。しかしながら、これら二者は互いに相反する性質であり、両者を完全に満足する値は存在せず、両者のある程度の妥協が必要である。実験装置では三角あるいはより複雑なサンプリンググリッドも可能であるが、実験では矩形サンプリンググリッドに限定した。

今、レーザスポットの強度分布が二次元正規分布をもち、最大値の半値幅の半径を D とすると、最良の平坦度はスポット間隔 S が、 $1.5 D \leq S < 1.66 D$ のところで得られる。この間隔において強度分布の変動幅は約 13 % である。これに対し高周波特性は S がスポットの直径 $2 D$ 以下 (スポ

ットが密) になると急激に悪化する。 $S = 2 D$ において、 $M = (I_1 - I_2) / I_1$ で定義する変調度 (I_1 : 最大強度, I_2 : 最少強度) は、線状変調パターンにおいては約 88 %, 矩形状変調パターンに対しては約 75 % である。これらを図 1 及び図 2 に示す。

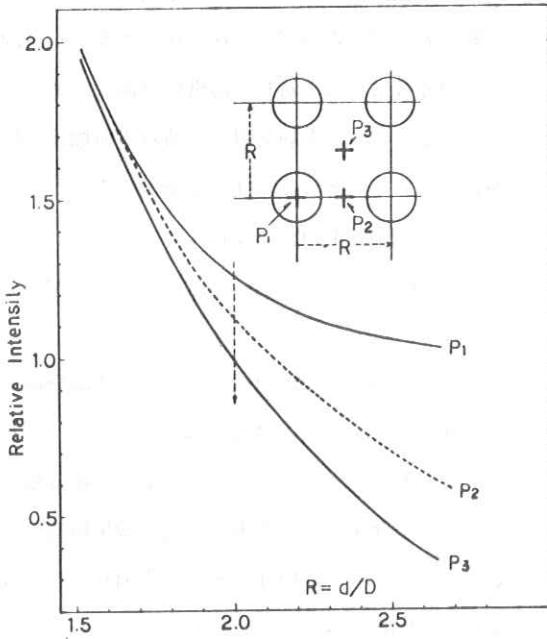


図 1. 矩形サンプリングにおける平坦度

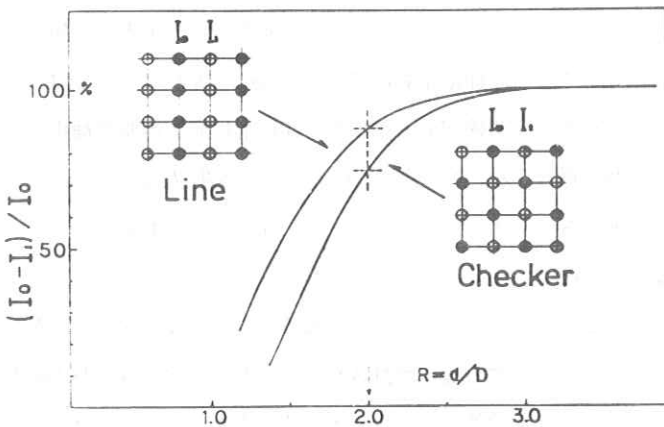


図 2. 矩形サンプリングにおける高域変調度

試作した装置では、画像のサイズは 512 走査線, 512 サンプル/走査線とし、 $250 \text{ } \mu\text{m} \times 250 \text{ } \mu\text{m}$ の画面をカバーしている。又、スポット間隔は $0.5 \text{ } \mu\text{m}$ である。スキャンサイズとスポット間隔が決まると、再生像の画質を決定するもう 1 つのパラメータはビームスポットの直径 $2 D$ である。上述した様に、低周波及び高周波特性は互に相反する性質であり、矩形サンプリングでは両者を同時に満足する値は存在しない。今、 $S = 2 D$ とすると、 $2 D = 0.5 \text{ } \mu\text{m}$ となり、平坦度は最良値 13 % から 26 % に悪化する。実験装置では、レーザビームの直径はコリメータにより調節することが出来

わずかに焦点をずらすことにより、 $0.5 \text{ } \mu\text{m}$ に合わせている。又、レーザビームを一定速度で水平にスキャンする場合、連続発振のレーザ光を変調器により断続しなくてはならない。装置では、隣接したスポット位置まで達する時間が 1 ms に対して、約 $50 \text{ } \mu\text{s}$ の間だけビームを通過させることにより、スポットを正規分布に近似した。

2.2 光学系と機械走査系

一般に、X線フィルムはHe-Neレーザ(632.8 nm)の波長に対してはほとんど感度が無く、これより短い方に感度のピークがある。このため装置には5 mW出力のHe-Cdレーザ(441.6 nm)を用いた。フィルム面上に小さなビームスポットを作り、直径を制御するためにはビームを一度広げ、次にこのビームをフィルム面上に焦点を作る様に集束する必要がある。又、レーザ発振器の出力側に、ビーム強度を制御するための光学式減衰器、及びAcousto-optical変調器を置いてある。この変調器の周波数帯域は、入射ビームの直径に反比例するため、レーザ発振器に近づけてある。X線フィルムは、水平方向スキャンに対してはスポットの位置の接線方向誤差をさけるため、水平方向に対して曲面をもたせて保持する。光学スキャン角度は約30~40度であり、又、X、Y両ガルバノスキャナの間隔は40 mmであり互いに直角に設置されている。

偏向器としては、機械式、音響-光学式及び電気-光学式の3種がある。本装置ではスキャンレートは最高でも10 lines/sec. と比較的遅く又偏向角度が30~40°と大きいものが必要なため、機械式偏向器(ガルバノスキャナ)を用いた。用いたスキャナは容量性位置検出機構をもつ可動鉄片形である。これに比例フィードバック及び微分フィードバックを用いた場合、25×25×3 mmの反射鏡を付加した装置において、偏向角50°帯域幅220 Hzに対して角度精度10 arc sec., 0.1%の直線性を示す。

2.3 光変調系

画像再生装置として動作させる場合、X線フィ

ルムを、サンプリングした時と同じ位置に保持する。又、すでにサンプリングされてテープに記録されているデータは、マイクロプロセッサからD/A変換器を経由してビデオ信号に変換され、光変調器に加えられる。レーザビームはこの変調器を50 μsの間だけ通過し、ビーム強度がビデオ信号により変調を受ける。現在、電気-光学及び音響-光学式光変調器の2種が利用できるが、同一の周波数帯域幅に対して後者は低電力であるという特徴をもつ。実験装置の周波数帯域幅は比較的狭いため、音響-光学式光変調器を用いた(Zenith M-40R acousto-optical modulation, Coherent Associates Model 304 Driver)。

この変調器は光変調用結晶部及び高周波発振器から成る。ビデオ信号は発振器に入力され、40 MHzのRF信号をビデオ信号によって振幅変調した信号を発生する。変調器の周波数帯域幅はDC~3.5 MHz(-3dB)である。入射レーザ光は結晶内で回折を受け、2つのビームに分かれて出力される。1つは振幅変調された光であり、他の1つはほとんど変調されない光で、両者の角度は6 mradである。光変調出力 I と、結晶への印加電圧 V には、 $I = \sin^2(kV)$ 、(k :定数)の関係があるが、この非線形は発振器側で補正される。この変調器の変調度は入射波長400 nm~1100 nmに対して1000:1である。

2.4 マイクロコンピュータ系

レーザスキャナ装置はコンピュータと共に動作する様に設計されているため、次の様な基本的な機能のみを含んでいる。それらはサンプリングクロック発生器、 x (水平)方向用の高速ランプ関

数発生器， y （垂直）方向用低速ランプ関数発生器及び2つのガルバノスキャナに対するコントロールアンプである。 y 軸ゲート信号は x 軸ドライブ信号と同期しているので，1サイクルのゲート信号は1つの機械的スキャンに対応する。レーザービームはこの間に1往復する。1サイクルのゲート信号の間に，スキャナからはピクセル位置を決めるために1024（512×2）個のクロックパルスを送り出す。コンピュータは， y 軸ゲート信号の立下り及び立上りのエッジを検出し，画像サンプリングの場合はサンプリングの開始/終了，画像再生の場合はレーザービームの変調の開始/終了期間を決定する。又，512個のクロックパルスは，各ピクセルに対してA/D変換あるいはD/A変換の開始点を決めるのに用いられる。画像サンプリングでは，512走査線，512点/走査線の総計512×512×8ビットのデータが収集され，磁気テープに記録される。

CPUはZ-80（4MHz クロック）を用いた。マイクロコンピュータには，A/D，D/A変換器及び画像データを記録する12インチ磁気テープ装置が接続されている。さらに32kB RAMメモリ，OS（CP/M）を記憶しておくための8インチ・フロッピーディスクドライブ，コンソールとしてCRTディスプレイが接続されている。テープ上に記録されたデータは，8ビットバイナリで，512バイト/レコードである。

画像再生は次の様にして行なわれる。各 x 軸方向のゲート信号の

$\frac{1}{2}$ の時間内に1レコードデータがテープから読み込まれ，CPUメモリのバッファエリアに収容される。次に残りのゲート信号の $\frac{1}{2}$ サイクル内のクロック信号（512個）に同期して個々のピクセルデータ（1バイト/ピクセル）をD/A変換によりビデオ信号に変換し，光変調機をドライブする。図3に装置全体のブロック図を示す。又，図4にスキャナ本体のブロック図を示す。

3. 実験結果

実験では，図5Aに示す様な胸部X線写真を用いた。先ず，画像をサンプリングし，テープに記録する。次にこのデータを用いて再生を行なった。再生に使用したフィルムが小形のため，原画像の部分のみを再生した。図5Bにその結果を示す。スキャン速度は1 line/sec.であるが，さらに速度を上げることは可能である。サンプリングサイズは250×250mmであり，標準の356×432mm X線フィルムよりわずかに小さい。同一の解像度を保ちながらサンプリングサイズを上げる場合には，走査線数及び1走査線当りのサンプ

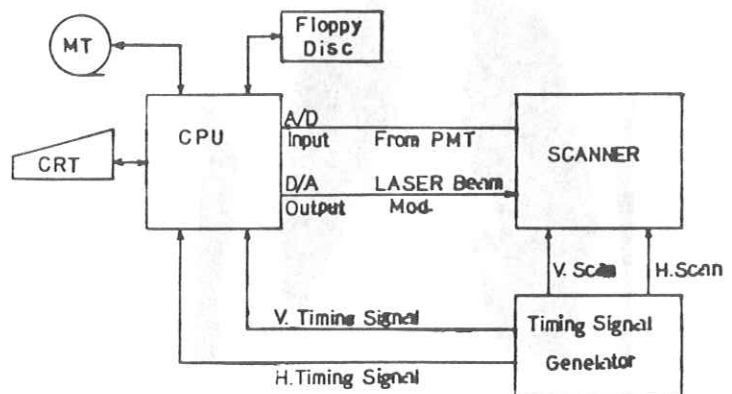


図3. スキャナシステム全体のブロック図

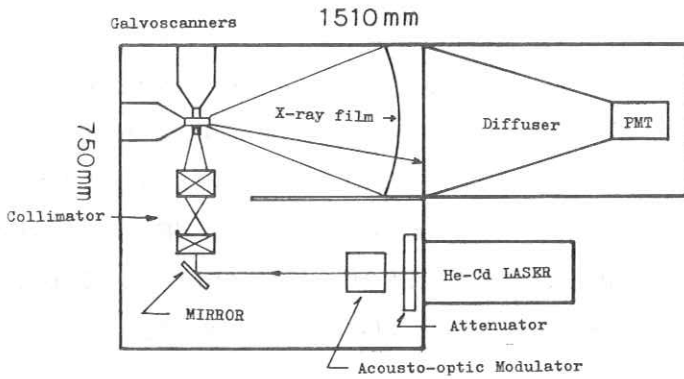


図4. Block diagram of scanner.

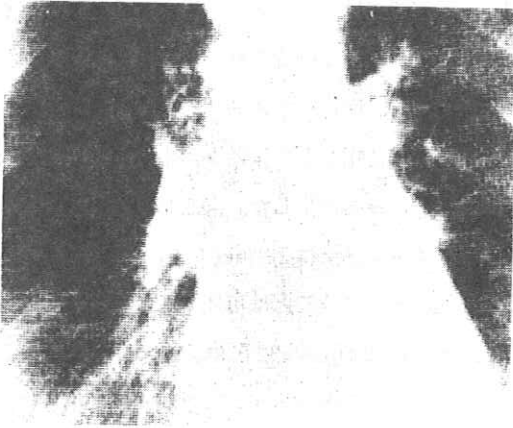


図5.A Original chest x-ray picture used in experiment.



図5.B Reproduced picture.

リング数も同時に増加させなければならない。その場合、スキャナの機械的精度はより重要になりもし各ビームスポット間隔にふらつきがある場合、再生像に明暗の雑音を生じる。例えば、スポット間隔が $S (= 2D)$ に対して $\pm 10\%$ ($0.1S$) 変動すると、再生像での平坦度は 2.6% から約 4.5% に低下する。 $0.1S$ に対応する量は実験装置では $50\mu\text{m}$ であり、これはほぼ装置の限界に近くなる。

4. 結 言

マイクロプロセッサを用いた、レーザスキャナによる X 線フィルムへのサンプリング／画像再生装置を試作した。試作装置では標準の X 線フィルムをサンプルして、妥当な解像度により再生できることを示した。しかしながら、速度については若干遅く (1 line/sec) 検討の余地がある。又、標準の $356 \times 432\text{mm}$ X 線フィルムに対しては、サンプル点をさらに増す必要がある。

文 献

1. L. Beiser : "Laser Scanning Systems",
Laser Applications, Vol. 2, Academic
Press, (1974)
2. K. Takaya and V. Pollak : " Laser
Scanning Systems for the Digital
Transmission of X-ray Pictures
Over Voice Grade Telephone cha-
nnels" , Med. & Biol. Eng. &
Comput., (1978), 16, 316-322
3. K. Sato, K. Takaya and V. Pollak :
" A Laser Scanning System for
Reproduction of X-ray Transpa-
rencies" , 2nd Annual Conference
of the Eng. In Med. and Biol.
Society, (1980), 281-283

R. I. I. 研 究 会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 榮 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
委 員	飯 沼 武	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常雄	
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

今回は島津製作所の施設を借用し、京大英保先生の特別講演をお願いして開催いたしました。講演内容は本誌の資料通りで、心臓画像処理の映画も含め大変参考となりました。英保先生及び島津の御関係の方々に感謝申し上げます。

当会も創立18年を迎え、正会員340名で漸増の傾向にあり、この種の研究会としては異例の息の長い集団となっています。これもひとえに創設の方々の御方針、会員の方々の御協力の賜ものです。最近はこのグループなどから合併してはどうかなどの話も聞かれるようになりました。今後の運営などについて御意見を頂ければ幸いです。

(H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十六年八月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三一―二二六一

内線 四二〇

発行所 R I I 研 究 会

発行者 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八一―五―五四―一

内線 八六七六

印刷所 東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三一八三一―〇九五五