

放射線像研究

VOL 8 . No. 2 . (通巻 55号) 1978年6月

目次

研究会記事・会告	44頁
特別講演資料	
放射線機器用イメージセンサ	
東京農工大 木内雄二	50頁
論文	
56-1 消化器診断装置用 I I フォトタイマの特性	
東 芝 杉本 博, 安原 弘, 大野英丸	58頁
伊東克俊, 栗原哲郎, 小倉一郎	
56-2 断層撮影の総合誤差	
三井記念病院 福井達雄, 望月清朗, 山本英明	66頁
仙貫忠夫, 井上善弘, 木下幸次郎	
56-3 CT画像のレスポンス関数	
京大医学部 小室裕冉, 向井孝夫, 中野善久	74頁
鳥塚莞爾	
京都工繊大 中森伸行, 金森仁志	
前号訂正	48頁

第 5 6 回 研 究 会 記 事

第 5 6 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 5 3 年 6 月 1 7 日 (土) 1 0 : 3 0 ~

場 所 東京大学医学部 好仁会会議室

特別講師 東京農工大学 木内雄二氏

興和株式会社 二羽英明氏 , 滝沢敏夫氏

出席者 3 0 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

* 1) 放射線機器用イメージセンサ

東京農工大 木内雄二氏

2) フライングスポットスキャナとその応用

興和 二羽英明氏 , 滝沢敏夫氏

研究発表

* 1) 消化器診断装置用 I I フォトタイマの特性

東芝医用機器 杉本 博 , 安原 弘 , 大野英丸
伊東克俊 , 栗原哲郎 , 小倉一郎

* 2) 断層撮影の総合的誤差

三井記念病院 福井達雄 , 望月清朗 , 山本英明
仙貫忠夫 , 井上善弘 , 木下幸次郎

* 3) CT 画像のレスポンス関数 (エッジのレスポンス)

京大医学部 小室裕冉 , 向井孝夫 , 中野善久
鳥塚莞爾

京都工繊大 金森仁志

会 告

第57回研究会について

第57回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和53年9月2日(土)
場 所 国立循環器病センター (吹田市)

新 入 会 員

下記の方々を会員として迎えました。

(賛助会員)

日本電気株式会社 〒183 東京都府中市日新町1-10 TEL 0423-64-1111

(会 員)

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
浜 崎 襄 二	1 0 6	東京大学生産技術研究所 東京都港区六本木7-22-1	03-402-6231
横 田 和 丸		同 上	
沢 田 道 人	4 4 6	更生病院放射線科 愛知県安城市御幸本町12-38	
岩 浅 彰		同 上	
伊 東 克 俊	2 1 3	東芝玉川工場放射線設計部 川崎市高津区久本30	044-833-1111
青 木 久 敏		同 上	
大 野 英 丸		同 放射線技術部	
朝 比 奈 清 敬		同 C T 設計部	
仙 貫 忠 夫	1 0 1	三井記念病院放射線科 東京都千代田区神田和泉町1	03-862-9111
望 月 清 朗		同 上	
福 井 達 雄		同 上	
山 本 英 明		同 上	
鎌 倉 敬 子		兵庫医科大学附属病院 兵庫県西宮市武庫川町1-1	0798-45-6258

——— 住 所 変 更 等 ———

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
石 戸 俊 雄	0 3 6	弘前大学短期大学部診療放射線技術学科 弘前市本町 6 6 - 1	01722-2-3111
香 川 威	1 0 1	島津製作所東京支社医用機器事業部 東京都千代田区内神田 1 - 1 4 - 5	
小 寺 吉 衛	5 3 0	大阪大学歯学部 大阪市北区常安町 3 2	06-444-1421
酒 井 光 明	2 1 3	㈱マイクロメディカル 川崎市高津区宮崎 1 4 6 - 1	044-854-0396
星 合 重 男	1 6 0	小西六写真工業(株)Xレイ部 東京都新宿区西新宿 1 - 2 6 - 2	
宮 原 諄 二	2 5 0 - 0 1	富士写真フィルム(株)足柄研究所 神奈川県南足柄市中沼 2 1 0	0465-74-1111
遠 藤 俊 夫	1 0 1	日立メディコ技術本部 東京都千代田区内神田 1 - 1 - 1 4	

——— 会 費 納 入 の お 願 い ———

昭和53年度会費を未納の方はお納め下さい。

納 入 先 郵便振替 東京 1-151980

放射線イメージ・インフォメーション研究会

年度会費 1,500円

昭和53年度総会議事録

第56回研究会当日昼休みを利用して総会を開催し、竹中幹事より昭和52年度会計報告を行い別表の通り承認された。出席者28名。

放射線イメージ・インフォメーション研究会

昭和52年度会計報告

昭和52.4.1～53.3.31

収 入		支 出	
費 目	金 額(円)	費 目	金 額(円)
前年度繰越金	79,680	交 通 費	88,600
賛 助 会 費	480,000	会 合 費	21,460
一 般 会 費	197,000	印 刷 費	409,800
利 子	1,698	通 信 費	150,900
雑 収 入	42,400	事 務 雑 費	40,525
		人 件 費	27,000
		謝 金	30,000
		次 年 度 繰 越 金	32,493
計	800,778	計	800,778

常任委員会議事録

日 時 昭和53年6月17日(土)

場 所 東京大学好仁会会議室

- 議 事
1. 日本電気㈱より賛助会員御入会の申込があり、必要資料等を送ることとした。
 2. 次回研究会は9月2日(土)大阪で行うこととした。
 3. 機関誌寄贈先について検討した。

前 号 訂 正

本誌 Vol. 8. No. 1 (1978年3月発行)に次の通りミスプリントがありましたので、おわびして訂正いたします。

放射線像 Vol. 8. No. 1 35 ページ 17 行目

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

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

同ページ 19 行目

誤
$$h(\omega) \doteq \frac{\pi}{4 \cos(\varphi_1 - \theta_1)} \left\{ h_{sq}(\omega) + \frac{1}{3} h_{sq}(3\omega) \frac{\cos(\varphi_1 - \theta_3)}{\cos(\varphi_3 - \theta_3)} - \frac{1}{5} h_{sq}(5\omega) \frac{\cos(\varphi_1 - \theta_5)}{\cos(\varphi_5 - \theta_5)} \right\}$$

正
$$h(\omega) \doteq \frac{\pi}{4 \cos(\varphi_1 - \theta_1)} \left\{ h_{sq}(\omega) + \frac{1}{3} h_{sq}(3\omega) \frac{\cos(3\varphi_1 - \theta_3)}{\cos(\varphi_3 - \theta_3)} - \frac{1}{5} h_{sq}(5\omega) \frac{\cos(5\varphi_1 - \theta_5)}{\cos(\varphi_5 - \theta_5)} \right\}$$

いずれも [] 内第2項及び第3項の φ_1 の係数が落ちたものです。

コンピュータ コミュニケーション

C&C技術の 確かな実績。

NEC
日本電気

お問合せは：
情報処理・宣伝
TEL(03)454-1111(大代)

NECコンピュータ

情報化時代をになう感材製品



小西六写真互業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電(270)5311 大代表
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731
札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

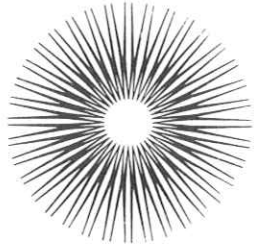


島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京(03)292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高松 31-2726	

世界一の蛍光体技術が生きています



増感紙
蛍光板

大日本塗料株式会社 蛍光品事業部
東京都千代田区丸の内3の2〔新東京ビル〕216-6201

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-251-2377

放射線機器用イメージセンサ

東京農工大学・工学部 木内雄二

はしがき

撮像管はテレビ信号のもとを作るデバイスとして、テレビの発展と共に種々の発明や改良が加えられて現在に至った。はじめ、放送テレビがその主な目標であったが、一応の完成をみている、その技術が様々なテレビ応用に波及し、それぞれの目的に合った撮像装置が要求されて多様化する傾向にある。一方、真空管が固体化され、回路が集積化されるに伴って、撮像管もLSIから超LSIの規模の固体デバイスとなろうとしており、既に一部の実用化が始まっている。イメージセンサという言葉は、こんな状況のもとで、比較的最近使われるようになったもので、広い意味の撮像装置と解釈してよい。

さて、放射線機器には、テレビの初期の時代から、画像を撮像したり増強したりする技術が盛んに行なわれ、そのために各種のイメージセンサが開発され、応用されてきた。放射線機器では多くの場合、光やX線などの量子の微弱な入力情報を、できるだけ人が見易い画像にすることが多く、画像の増強、雑音の軽減、画質の改善あるいは画像情報処理による検知能力の向上などに適したイメージセンサが必要とされる。

ここでは、放射線機器用として現在既に使われているイメージセンサについては、使用する上で特徴的なことのみをのべ、むしろ現在使われていないイメージセンサについても紹介したい。放射線機器についての知識に乏しい筆者にとって、どのような可能性があるかは直ちにはいえないが、必ず将来、種々の使いみちが出てくると思われるので、そのときの参考になれば幸である。

1. 放射線機器でのイメージセンサの問題点

少ない入力量子密度で、できるだけよく見える画像を再生するために、イメージセンサに課せられる問題は、利得、信号対雑音比(SN)、解像度、時間応答、階調(γ 特性)バックグラウンドなどが挙げられよう。これらはそれぞれ性能上、動作上に関連があって両立し難いことがある。後段の信号処理段階で調整できるものもあるが、それをも妨げる元凶は雑音である。

その他、シェーディング、偽似信号、図形歪、キズなども問題になるが、設計と製造上の問題である場合が多い。とはいえ、メーカーの立場からいえば、上記の諸項目をすべて満足させる

ことははなはだ難しく、使用目的によってイメージセンサを選び、不必要な項目は大目に見た方が結局目的にかなった使い方ができるのではないかと考える。

1.1 利得と解像度

いろいろの利得の表現法があるが、ここでは入力が必ずしも可視光ばかりではないので、次のように定義しておく。イメージインテンシファイヤ(II)の場合

$$\text{光子増倍率} = \text{出力光子数} / \text{入力光子数} \quad (\text{いずれも単位時間当たり})$$

撮像管の場合には、出力が電気信号であるから、

$$\text{量子効率} = \text{出力信号に寄与したキャリア数} / \text{入力光子数}$$

単にイメージセンサの利得を上げることはさほど難しくはないが、利得を上げさえすれば、よく見えるというものではない。入力信号が弱い(単位時間にやってくる量子数が少ない)ときのことを考える。一つ一つの量子のやってくる方は、互に独立であると考えるのが妥当で、つまりポアソン分布則に従うので、量子のやってくる時間的なむらには、平均の到来数 N に対し、 \sqrt{N} (標準偏差)となる。これは信号のゆらぎなのだが、見る方にとっては雑音である。信号が $\frac{1}{10}$ になっても雑音は $1/\sqrt{10} \approx 1/3.16$ にしかならないから、入力信号が弱くなればなるほど S/N は悪くなる。一方、隣り合った2つの画素から発する量子数の差を見分けることが画像を認識することにつながるのだが、この差は、前記の雑音に対し K 倍 (K : 視認係数 ~ 5) なければいけない。(1) このような考え方から図1のような視認限界が出てくる。

(2) 実際の高利得のイメージセンサは計算上の S/N が等しければ、理論と等しい視認限界を得る。また図2のように、実際のイメージセンサが理論限界に及ばないのは、イメージセンサの内部あるいは後段で発生する雑音その他バックグラウンドなど画像を悪くする原因による。

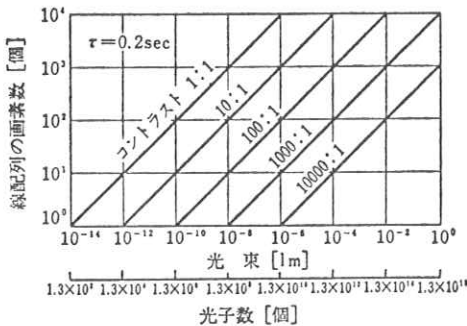


図1. 低照度における解像度
(画素数は解像度とみてよい。 τ は視認時間)

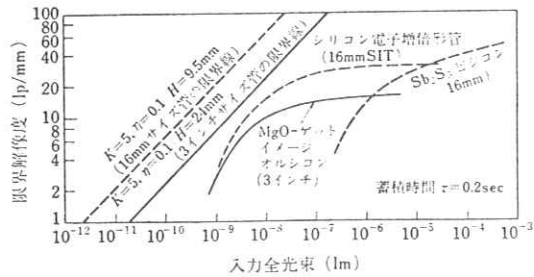


図2. 各種イメージセンサの限界解像度

図2で、量子数の多い領域で解像度が飽和しているのは、イメージセンサ自身の解像度の限界である。実際の解像度はその他γ特性やバックグラウンドなどにも関係があり、もともとコントラストの低い放射線機器の画像の解像度をよくするには総合的な考慮が必要である。

1.2 量子の損失

量子数 N が途中段階で減るようなことがあると SN は \sqrt{N} に比例して悪くなる。その後の段階でいくら利得を上げたとしても SN はそのまま増倍されるだけなので、量子数が最小の段階での SN 以上には良くならない。従って量子の損失をできるだけ防がなければならない。

イメージセンサの光電変換部で量子は、光電面で10分の1、光導電面で数分の1から1位に減る。図3および図4に、各種の光電面および光導電面の量子効率を示す。

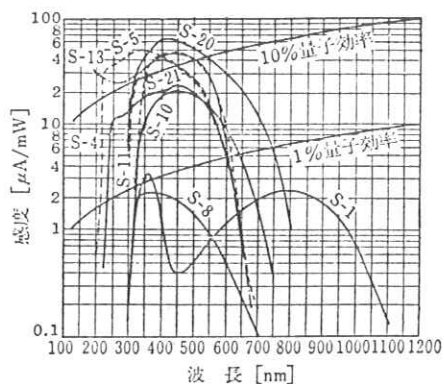


図3. 実用光電面の分光感度特性

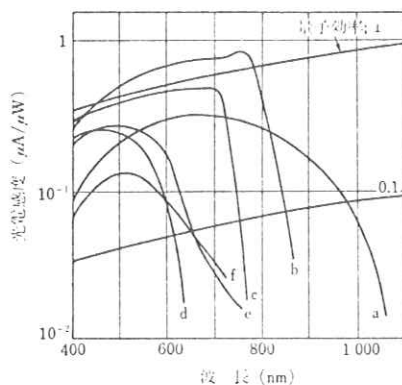
光電面への光学像の結像にリレーレンズを使うと次のような割合で量子数が減る。

$$\frac{E}{E_0} = \frac{RT_L}{4F^2(m+1)^2}$$

ただし、 E は光電面照度、 E_0 は被写体照度、 F はレンズの F 値、 m は像倍率、 R は被写体反射率、 T_L はレンズの透過率で、普通のレンズでは数10分の1の減少となる。更にレンズの周辺光量は、絞りにけられ、傾きの \cos の4乗に比例して暗くなる。明るいレンズを絞って使うとよい。

1.3 蓄積による視認度の向上と時間応答

時間的変化が少ないか、ない画像に対しては、蓄積をすればランダムな雑音が平均化され、信号は累積されるので SN が上がる。雑音電流はショット性るとき、信号電流 i に対し、 $\sqrt{2ei\Delta f}$



- a, シリコンビジコン (Si)
- b, ニュービコン (ZnCdSe)
- c, カルコン (CdSe)
- d, ブランビコン (PbO)
- e, ブランビコンER (PbO·S)
- f, ビジコン (Sb₂S₃)
(標準動作条件)

図4. 各種光導電形撮像管の分光感度特性

で表わされ、 e は電荷素量、 Δf はバンド幅で、 $1/\Delta f$ は観測時間に比例するので、蓄積は観測時間を長くすることに相当する。

テレビでは $1/30[s]$ の蓄積を行なっているのだが、X線テレビなどでは残像の長い撮像管と短い撮像管では雑音の見え方が違う。しかし、速く動く撮像対象には残像の短いものが必要である。間欠X線テレビの短時間に強いX線を間欠照射して平均の線量を減らす方法もこの考えに似ている。テレビ走査以上に速い変化に対しては、イメージディセクタが用いられるが、 S/N は悪くなる。更に高速の変化に対しては、シャッターイメージ管やストリーク管があるが、同時に画像のメモリも必要となる。

2. 実際のイメージセンサ

以下、使用上の特徴のみを述べる。特性についてはそれぞれの技術資料を調べられたい。

2.1 光導電形撮像管

a, ビジコン：最も歴史が古く、最も沢山使われている。それだけに信頼性が高い。沢山使われている理由は第1に安いこと。第2に自動感度調整(ASO)が容易なことである。平均光量が4桁変わっても安定に働くのでITVにはもってこいである。その他の撮像管ではこれができない。感度や残像は余りよくない方である。

b, ブランビコン：カラー放送用としてイメージオルソコンに代った高性能撮像管で、残像が短いのでX線テレビに使われている。図4の分光感度のように感度としては中程度であるが、IIの出力蛍光波長と合っているので総合感度はよい。⁽⁴⁾X線テレビ用には管番の後にXが付いている。ACT電子銃をもったブランビコンは、画面の一部に強い光が入射しても、彗星のような尾を引かない。

c, カルニコン：図4に示すように、可視光域が量子効率がほぼ1で、感度が非常によい。X線テレビにも用いられており、特に残像が適度なため、雑音が軽減されて見えるといわれている。⁽⁵⁾残像が短いFR管も作られている。蓄積能力が大きいので間欠X線テレビに用いても有効である。感度が良過ぎて、入力X線量を減らすことはできるが、余り減すとかえって量子雑音や残像が増加するので、X線量を一方的に減らすことは得策ではない。

d, サチコン：画質がよく低残像なので、放送用携帯カメラなどに用いられるようになった。感度は普通程度で、X線テレビに用いられた報告はまだない。

e, ニュービコン：最高の感度を持つ。図4では量子効率が1を越しているが、最近の製品は大体1となり、その代り残像をよくしている。特に近赤外線にまで感度が伸びているので、白熱電球照明と組み合わせると有効である。まだX線テレビで使った正式の報告はない。規格が

ら見ると残像が多少長い方である。

f. X線ビジコン： 直接X線に感度をもつビジコンで、X線像を撮像するため、ターゲットは、1, 1.5, 3, 5インチの直径のものまでである。特に軟X線に対して効率がよく、生物のX線透視像などに具合がよい。X線管電圧30~50kVのX線に対し、100r/minの線量の時0.1μAの信号電流で標準撮像ができる。⁽⁶⁾

g. シリコン・ビジコン： IC技術を用いて作ったSiダイオード・アレー・ターゲットをもつ。図4のように近赤外に感度をもつ以外、特に性能的な特長はない。直接X線撮像も実験的に試みられた。ターゲットが長寿命で焼付きがないということでテレビ電話に用いられる。

h. 単管カラー用撮像管： 恐らく放射線機器には余り縁がないかも知れないが、今後、カラーITVで盛んに使われるようになり、何か応用の可能性もあると考える。周波数分離、位相分離および3電極の3方式がある。周波数分離の原理は図5のようにあるピッチ(周波数)の黄色ストライプフィルタ(緑, 赤光透過)と別のピッチのシアンフィルタ(青, 緑光透過)を重ねて光を入射させ、ターゲットから信号を取り出す。

それを図6のようにB(青)周波数とR(赤)周波数

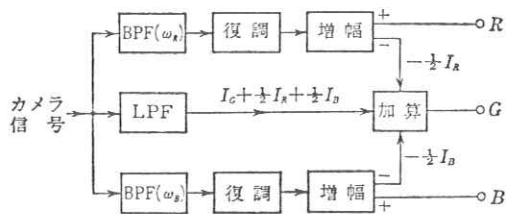


図6. 周波数分離方式の信号処理ブロック図

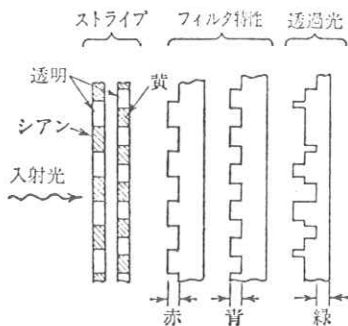


図5. 周波数分離方式の原理

のバンドパスフィルタを用いて色信号を分離する。

位相分離はインデックス信号を用いて、出力信号中の青, 緑, 赤信号の位相を検知し分離する。3電極は信号電極が細かい3組のストライプに分かれ、3色ストライプフィルタと組合せて、別々に色信号を取り出す。

2.2 イメージオルシコン

放送用イメージオルシコンは完全に姿を消したが、決して性能が悪いわけではなく、大形で調整に手間がかかるため放送局での運用上の都合のためである。放射線機器用としては、MgO

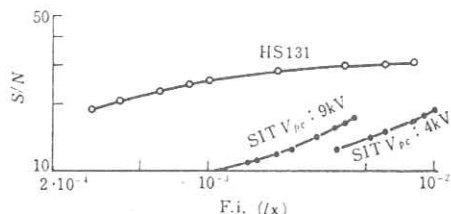


図7. X線用イメージオルシコン(HS131)のSN

ターゲットのイメージオルソコンが高感度で解像度もよく残像も短いので直接X線撮像用に適しており、X線テレビや空港の荷物検査用に使われている。図7はHS131イメージオルソコンのSNを示す⁽⁷⁾

2.3 SIT (Silicon Intensifier Tube)

Siターゲットを光の代りに高速の電子で衝撃すると数千倍の利得がかせげるので、これを利用したのがSITである⁽⁸⁾。図2にその特性を示す通りの超高感度で、人間の眼より感度よく、更にIIを接続したISITもある。

2.4 固体撮像装置

IC技術の発達により撮像管も固体化されるようになった。放射線機器用には未だ無理だが、画素数200×200程度あるいは1次元2000画素程度のもので一部で使われ始めた。いずれ放射線機器用にも試用されると考え

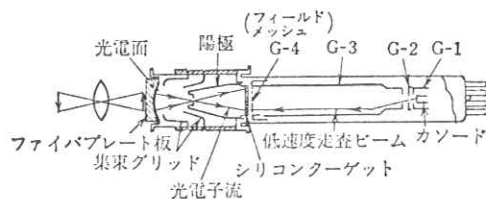


図8. SIT (RCA 4808) の構造

る。光入射窓のついたDIPパッケージに納められた小形のもので、丈夫で図形歪がないなどの特長がある。大別してXYアドレス方式と電荷転送方式とがあり、後者の方が盛んに開発されている。

a, XYアドレス方式： 図9に示すように、光センサをX方向およびY方向にモザイク状に配列して、その一つ一つを順次にシフトレジスタの走査器からのパルスで切替える。光センサはフォトダイオードで容量を持たせておき1フレームを蓄積をする。これで問題になるのはパルスでスイッチする時のスパイク状の雑音で、振幅が信号よりはるかに大きい。これを取除くためビット相関法が考案されたが、完全な除去は困難で、大体SNは30[dB]程度である。これがこのデバイスの問題点である。

b, 電荷転送方式： CCD (Charge Coupled Device)⁽⁹⁾とBBD (Bucket Brigade Device)があり、従来の走査の概念と全く異なり、電荷をパルス駆動で一方向的に転送する。図10は基本的な3相駆動のCCDで、MOS構造をなし、ゲート電

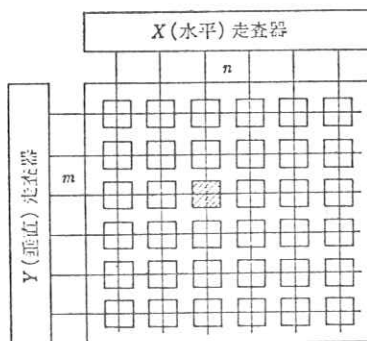


図9. XYアドレス方式の原理図

極がならんでいる。3本1組の電極に順序をつけて3相パルスを加えると、電極直下の電位の井戸の深さが変化し、電荷を左から右の方へ転送してゆく。

種々の改良や変形が考えられ、今では单相、2相、4相駆動のものもあり、また電荷を半導体表面より少し内側で転送し効率をよくした埋め込みチャネル形もある。

一番問題なのは転送効率で、画素数が多いとわずかの転送ミスも段数の幕できくので、出力低下、信号のぼけや歪を生ずる。現在では1段当たり99.99%以上までいっている。

CCDは電荷を1方向に転送する作用をもつもので、従来の走査方法では、2次元の電荷パターンが出力端に近づくに従って混って

しまう。そこで図11、図12のように2通りの画像信号転送法がある。面転送方式は撮像部でできた電荷パターンをいったん光の当たらない蓄積部へ短時間（帰線期間）に移し、それからテレビ走査方式の順序で転送をする。線転送方式は、ラインにたまった電荷を水平1行づつ転送する。

BBDは、電荷を転送する働きは似ているが、動作原理は異なる。2相駆動で、一般にCCDより、転送速度が低く、オーディオ領域での信号の遅延などに用いられる例が多いが、画像の撮像用としても研究開発されている。

3. イメージ管

現在、放射線機器のイメージセンサの主役は何といってもX線I Iである。入力蛍光面がCsIになって、解像度も30 lp/cm以上となり、変換係数も12インチ

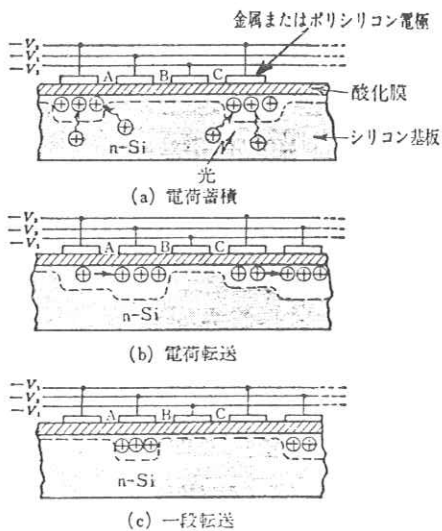


図10. CCDによる電荷転送の原理

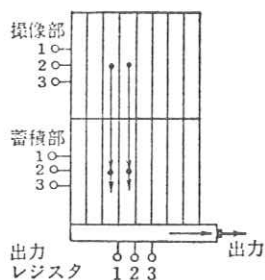


図11. 面転送方式の2次元 CCD エリアセンサ

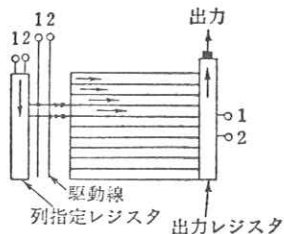


図12. 線転送方式の2次元 CCD エリアセンサ

管で $100\text{Cd}\cdot\text{m}^2/\text{mR}\cdot\text{S}^{-1}$ 前後に達した。管径も大きい方は14インチが作られ、小さい方も種々の用途が開かれている。また、ズーム型も2段、3段、連続などが開発されるなど、X線IIも用途によって沢山の品種ができた。コンピュータによる電子軌道のシミュレーションができるようになったので、今後更に、電極構造の最適化や、管の奥行きを薄くするなどの進歩が期待される。

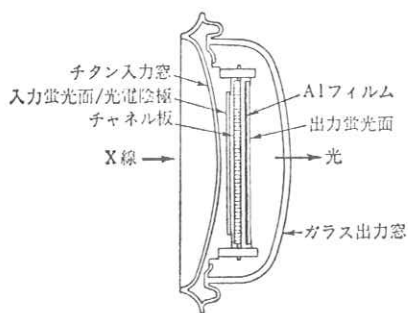


図13. MCP・X線II

管内で 10^4 倍も電子増倍のできる数10〔 μm 〕程度の太さの細管を束ねたMCP

(Micro Channel Plate) のイメージ管への応用も着々進歩し、直径1インチ程度のMCPを使ったイメージ管が実用になっている。大口径のMCPができれば薄形X線IIができるわけで、その試作例を図13に示す。⁽¹⁰⁾

ま と め

放射線機器では画像情報にもとづいて認識や判断をする場合が多く、その信号のもとになるイメージセンサは、今後ユーザとメーカーとの協力により着実な進歩が期待される。

文 献

- (1) Rose : Advances in Electronics 1(1948)131
- (2) 長谷川 : テレビ誌 26 8(1972) 677
- (3) 白水 : テレビ誌 30 4 (1976) 277
- (4) DeHann : Philips Tech. Rev. 25 6/7 (1963/64) 133
- (5) 清水・吉田・相原・木内 : テレビ誌 26 9(1972) 775
- (6) 鈴木・内山 : テレビ誌 28 8(1974) 648
- (7) 高橋 : テレビ誌 28 11(1974) 889
- (8) Guldberg・Dieter・Schroder : IE³Trans ED-18(1971) 1029
- (9) Boyle・Smith : BSTJ 49 (1970) 587
- (10) Iain et al. IE³Trans ED-18(1971) 1107

消化器診断装置用 I I フォトタイマーの特性

東芝 医用機器事業部 杉本 博, 安原 弘, 大野英丸
伊東克俊, 栗原哲郎, 小倉一郎

はじめに

X-TV 寝台で用いられている I I 採光型フォトタイマー制御による X 線写真濃度は, フォトタイマー検出系 (I I) と, 増感紙-X 線フィルム系の X 線エネルギー吸収特性の違い等により, 管電圧及び被写体厚特性があらわれる。これについては, 従来多くの検討が加えられているが, 基本的には各構成要素の X 線エネルギー吸収/透過特性解析が必要であり, この点についての検討は充分行なわれているとは言えない。今回ジャイロスコープ DT-UG 型について X 線スペクトラムを利用した計算機シミュレーションでその特性解析を試み, フォトタイマーに回路的補正を加えたところ, 管電圧, 被写体厚特性について良好な補正が行なえたので, その結果を以下に報告する。

1. 試験装置

X-TV 寝台: DT-UG, X 線制御器: DC-150A (3 相 SCR 制御)

I I: RTH9202 (CSII), フォトタイマー: PT-20A 特

増感紙: LT-II (CaWO₄), フィルム: Fuji-RX

ファントム: MIX-DP (但し, 計算機シミュレーションでは水ファントムで計算)

自動現像機: QX-1200, 濃度計: HD-30

2. 計算機シミュレーション及び測定結果

シミュレーションに用いたブロック図を第 1 図に示す。3 相 X 線装置の X 線管からの出力 X 線スペクトラムを, クラマースの式で近似し,¹⁾

$$f_0(E) = k(E_0 - E) \quad (1)$$

k : 定数, E_0 : 管電圧値に対応する最高光子エネルギー

各構成要素 (X 線管装置固有ろ過, 天板, 水ファントム及び密着板等) による X 線スペクトラムの吸収が, 吸収係数 $\mu(E)$ ²⁾ および構成要素厚 x より次式で得られるとした。

$$f_{i+1}(E) = f_i(E) \exp\{-\mu_i(E)x_i\}$$

$\mu_i(E)$: i 番目の構成要素の吸収係数

x_i : i 番目の構成要素厚

$f_i(E)$: i 番目の構成要素への入射スペクトラム

$f_{i+1}(E)$: i 番目の構成要素からの透過スペクトラム

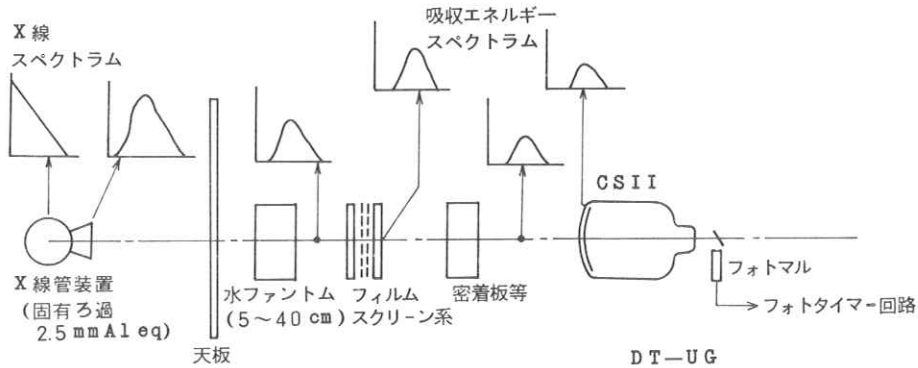


Fig.1 Block diagram

増感紙の発光量は、増感紙の吸収エネルギーに発光効率(η_s)を乗じて求めた。

$$H_s = \eta_s \int_0^{E_0} E \{1 - \exp(-\mu_s x_s)\} f_s(E) dE \quad (3)$$

ここで、発光量(H_s)、増感紙の蛍光体厚 x_s 、蛍光体吸収係数 μ_s 及び増感紙への入射スペクトラムを $f_s(E)$ とおいた。

次いで、この増感紙発光量(H_s)から、X線フィルムのHD曲線近似式を用いてX線写真濃度を求めた。

$$D(H_s) = D_0 + D_m + D_m \sqrt{1 - \exp\left\{-\frac{2}{\pi} \left(\frac{H_s - H_0}{a}\right)^2\right\}} \operatorname{sgn}(H_s - H_0) \quad (4)$$

IIの発光量も、増感紙と同様にして、吸収エネルギーに発光効率(η_I)を乗じて求め、

$$H_I = \eta_I \int_0^{E_0} E \{1 - \exp(-\mu_I x_I)\} f_I(E) dE \quad (5)$$

フォトタイマーへの入力信号は、IIの発光量に比例して検出部(フォトマル)より信号が得られるとした。第2図に、最大値を1に正規化したX線管出力、増感紙(LM)透過及びII透過スペクトラムを示す。平均エネルギー値が変化している点と、増感紙中に含まれるGdのK吸収端(50keV)と、後方散乱X線防止用に密着板に貼られている鉛のK吸収端(88

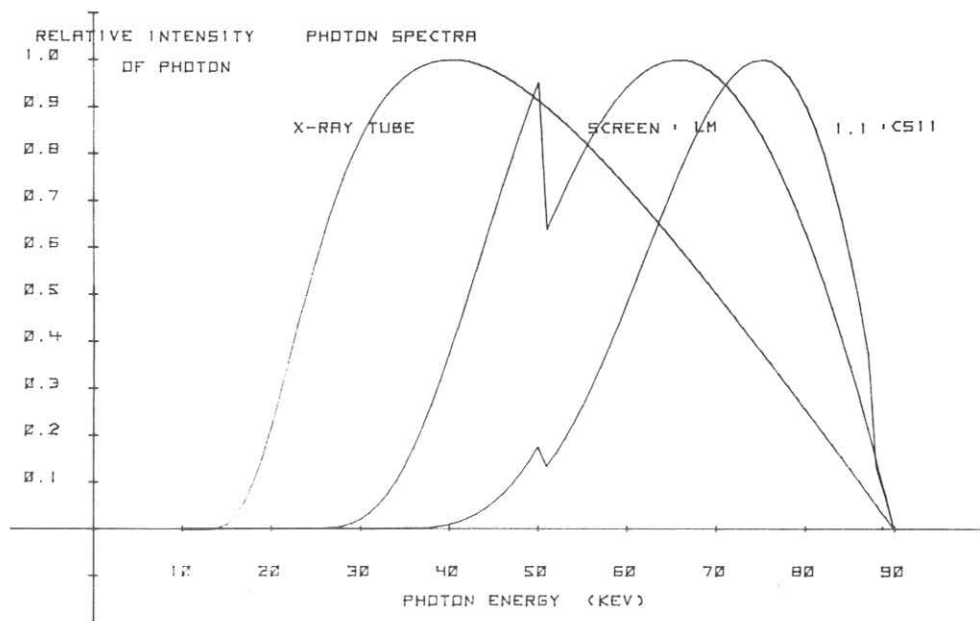


Fig.2. X-ray spectra

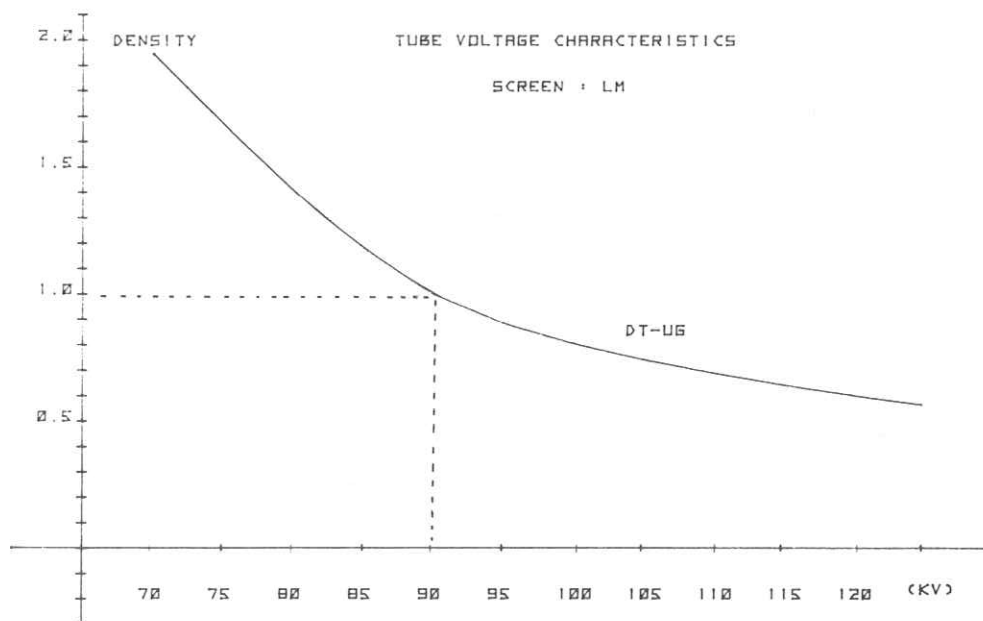


Fig.3. Simulated tube voltage characteristics (screen LM)

keV)によるスペクトルの変化が見られる。ここで計算は1keV毎に行ない、X線管陽極材料のタングステンによるK特性X線を考慮していない。

管電圧特性については、水ファントム厚を15cmとし、管電圧90kVにおけるX線写真濃度を1.0になる様にフォトタイマー回路の比較器レベルを設定したとして、管電圧を70~120kVまで変化させた時の写真濃度変化を、第3図(増感紙LM)、第4図(増感紙DMS)に示し、実測結果を第5図(増感紙LT-II)に示す。ここでDMS及びLT-IIはCaWO₄蛍光体を用いており、LMはGdを主体とした稀土類蛍光体を用いている。すなわち第3図と第4図の相違は蛍光体材料の違いである。計算結果及び実測結果とも右下がり(管電圧増加に伴ない写真濃度の低下)の傾向が見られ、実測では、管電圧波形のリップル、波長及び回路の遅れ時間等の因子が管電圧特性に重畳しているので、シミュレーションの結果は、実測にほぼ一致していると考えられる。

被写体厚特性については、管電圧90kVについて、水ファントム厚15cmの場合のX線写真濃度を、管電圧特性の場合と同様に、1.0に設定したとして、水ファントム厚を5~40cmまで、1cm毎に変えてその写真濃度を計算したものを第6図(LM)、第7図(DMS)に示す。また実測結果を第8図(LT-II)に示す。これらも管電圧特性と同様に右下がりの傾向を示している。

以上管電圧、被写体厚特性ともに計算、実測結果から、X線スペクトラムの平均エネルギーが変化する(管電圧特性については管電圧を上げる事により、被写体厚特性については被写体を厚くする事により、増感紙、IIへの入射X線の平均エネルギーが高くなる。)事により上記特性があらわれる。特に被写体厚特性については、第6、第7図に1.6MMA Lと示した曲線は、仮想的にDT-UG密着板のかわりに、軽量カセット(裏板1.6mm Al)を置いた場合のグラフであり、増感紙-X線フィルムとIIとの間にX線フィルム保持のために置かれる介在物のX線吸収特性に依存している事がわかる。

3. フォトタイマーの補正回路

以上述べたX線々質の変化に起因する特性に、波尾の影響等の要因が加えられたものが、管電圧特性(第5図)、被写体特性(第8図)として測定される。これに対して、

- (1) 管電圧特性については、X線制御器より設定管電圧信号をフォトタイマー回路に入力し、回路の基準比較レベルを補正する。
- (2) 被写体厚特性については、被写体の薄い場合には増巾器の利得を増してX線遮断を早め

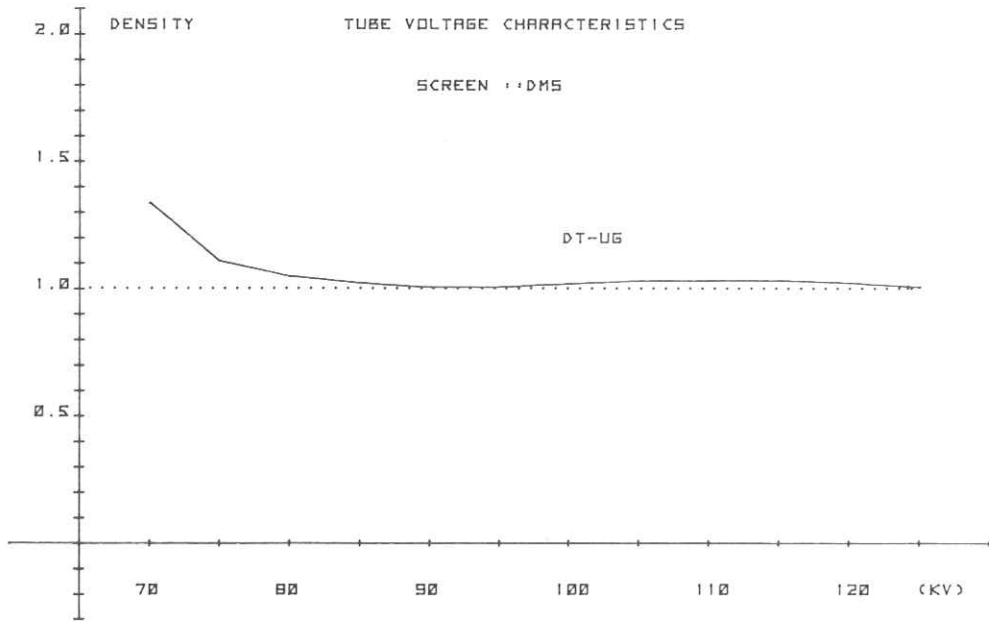


Fig.4 Simulated tube voltage characteristics (Screen DMS)

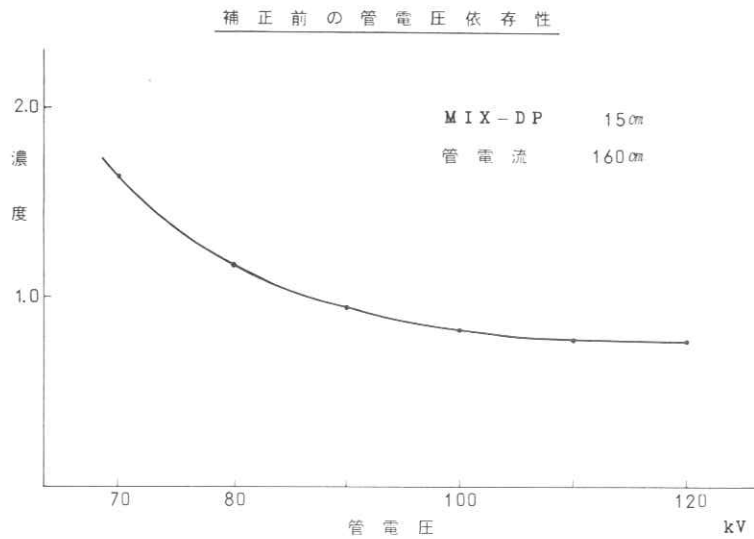


Fig.5 Measured tube voltage characteristics (Screen LT-II)

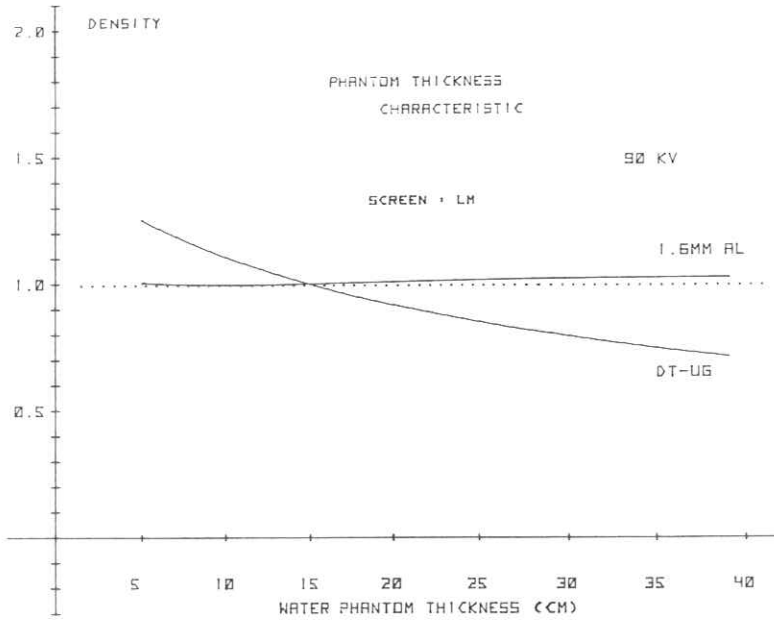


Fig.6 Simulated phantom thickness characteristics
(Screen LM)

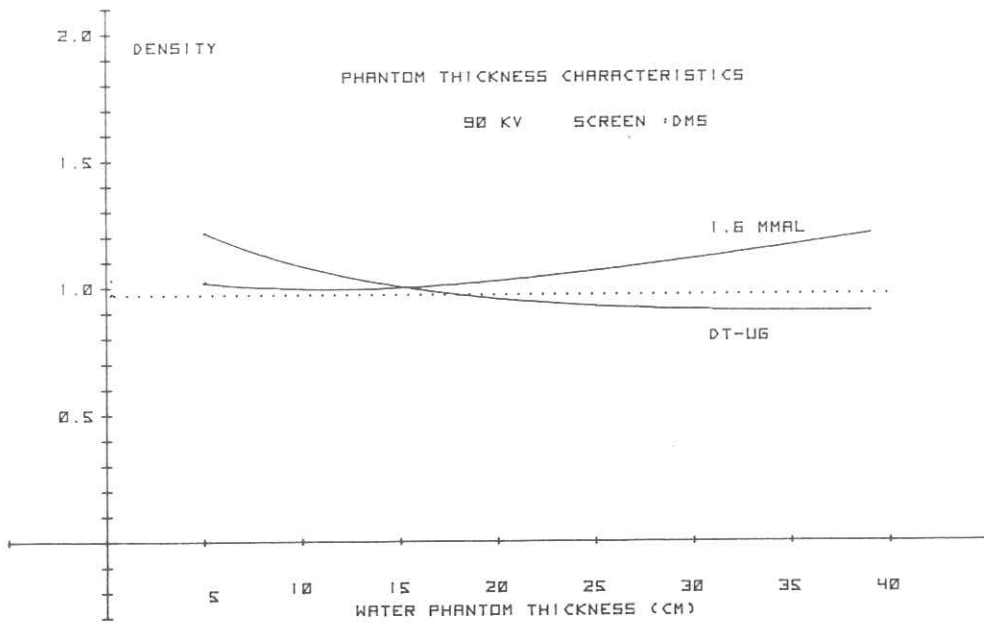


Fig.7 Simulated phantom thickness characteristics (Screen DMS)

て、写真濃度を低くする。

事により、第9図(管電圧特性)、第10図(被写体厚特性)に示す様に、消化器系診断のX線曝射範囲で、管電圧、被写体厚特性を補正する事ができた。

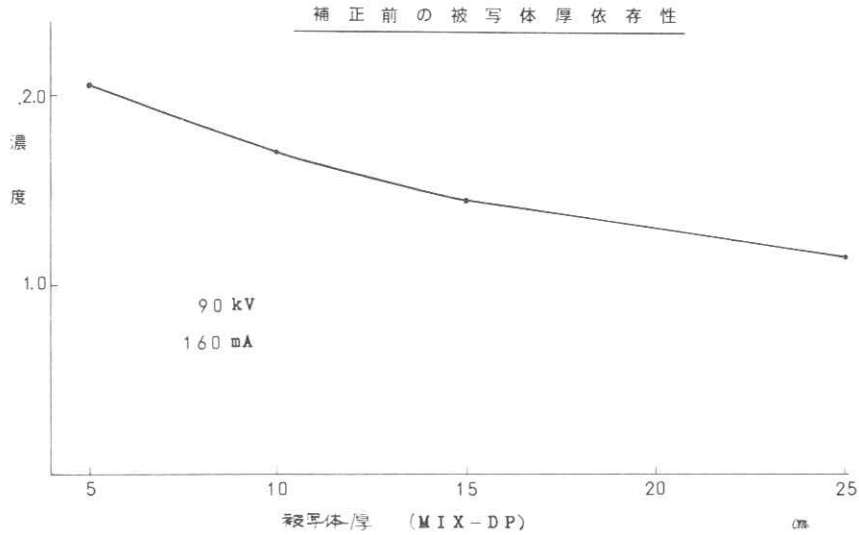


Fig.8. Measured phantom thickness characteristics (Screen LT-II)

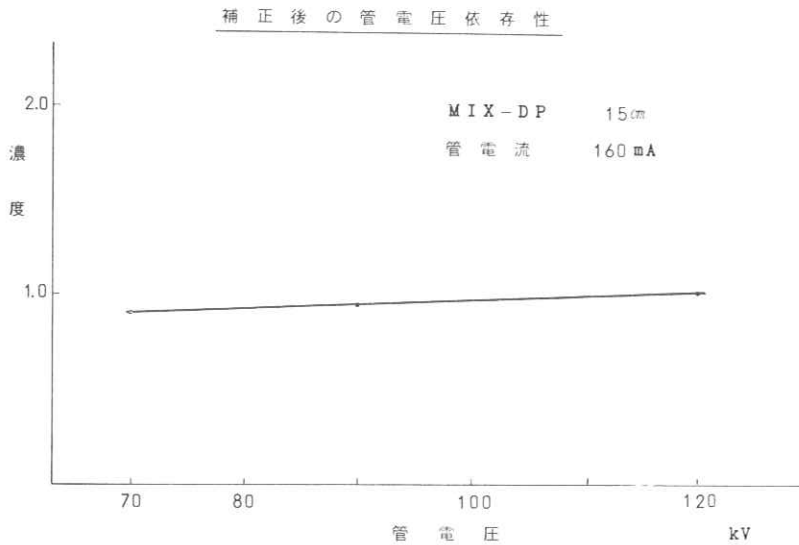


Fig.9. Measured tube voltage characteristics with compensation circuit (Screen LT-II)

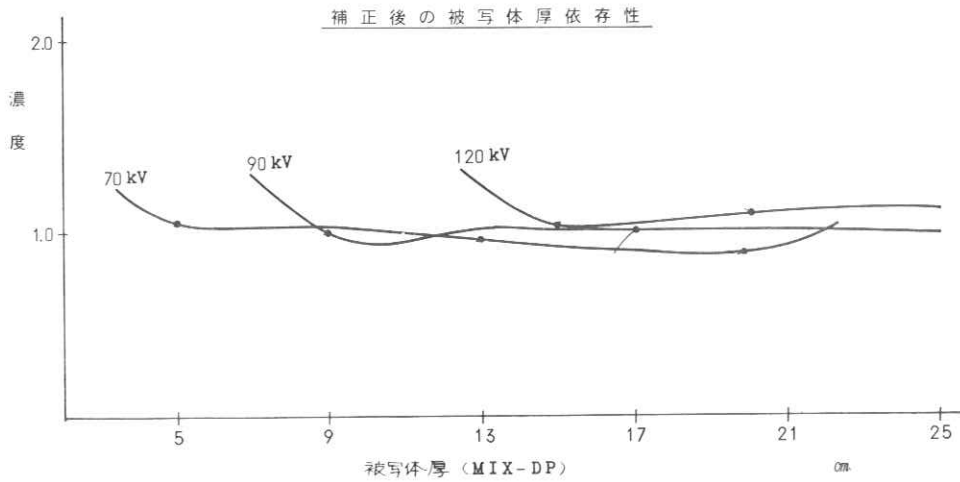


Fig.10. Measured phantom thickness characteristics with compensation circuit (Screen LT-II)

4. 結 び

- (1) X線スペクトラムを利用した計算機シミュレーションにより、II採光式フォトタイマーの管電圧、被写体厚特性の原因の一つが、線質の変化によるものである事が確認された。
- (2) フォトタイマー回路に、補正回路を加える事により、上記特性が大幅に改善される事が判明した。

本発表の要旨は、第34回日本放射線技術学会総会(1978,徳島)にて発表したものです。

本発表の、測定に際し、多大の協力をいただきました 校正病院放射線科 神田技師長、
齊藤副技師長に謝意を表します。

参 考 文 献

- 1) H.A.Kramers : Phil.Mag.46(1923) 836
- 2) E.Storm & H.I.Israel : "Photon cross sections from 0.001 to 100MeV for elements 1 through 100", Los Alamos Scientific Lab. report LA-3753 (1967)
- 3) 杉本, 安原 : 放射線像研究 Vol.8, No.1 (1978) pp.16~22

断層撮影の総合誤差

三井記念病院放射線科 福井達雄, 望月清朗, 山本英明
仙貫忠夫, 井上善弘, 木下幸次郎

1. はじめに

従来断層撮影装置の検査法には、断層面指示位置法・3点曝射法・ピンホール法等がある。それらで求めた測定結果を直接又はMTFの性質を調べて装置の使用条件、各種軌道間の比較、断層厚み及びボケ等を求めていた。我々は、断層撮影系を単純撮影系と総合誤差系に分解して、上記の資料を求める方法を考えたので、その結果を報告する。

2. 断層像劣化の諸因子

断層撮影では単純撮影と比べて非常に複雑な因子が関与している。よって始めに軌道上のX線量の変化を調べる為、図1の配置でスリット撮影(一辺0.7mmの正方形)をした。

2-1 円軌道 撮影の結果は、図2の如くでX線管焦点の分布はA点で双極形で軌道が90度変化すると、B点のように重ねられた形になる。又180度対称でX線量が変化している。円軌道では、全軌道が露光されるべきであるが、本装置では、約20%が末露光である。

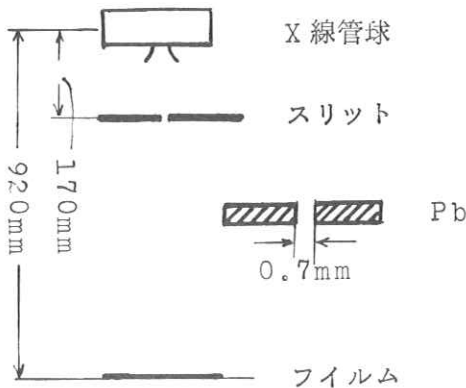


図1. 撮影配置及びスリット

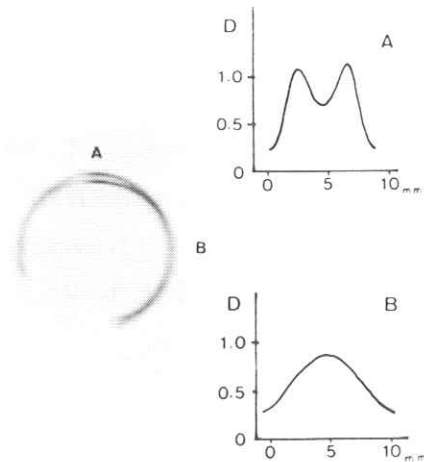


図2. スリット撮影像(円軌道)

2-2 直線軌道 結果を整理すると図3の通りである。下の写真の如く軌道の起始側と停止側とに、X線量の著しい変化がある。

上のグラフはマイクロフォトメーターによって測定したものからX線量一定の部分を除き示したものである。平行移動型直線断層装置のX線量がLambertの法則に従うとすれば、理論的には $\cos^4 \theta$ で変化する。この計算結果を濃度で表わし、実測での平坦部と重ねたのを破線で、スリット撮影の結果は実線で示したものが図4である。このように起始側でX線量が不足し、停止側では著しくX線量が過多である。これは断層装置の機械的な誤差と考えられる。

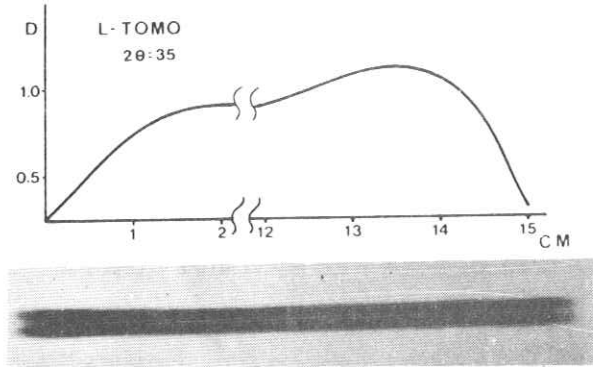


図3. スリット撮影像(直線軌道)

3. 総合誤差

先に述べた如く断層撮影装置では、X線量1つを取り上げても複雑に変化しており、解析は非常に難しい。よって誤差の原因を全て総合したものを総合誤差とした。

総合誤差の原因には、断層撮影時に於ける軌道上の各点のMTFの変化¹⁾、X線管の軌道に追随すべき検出系の追随誤差²⁾、軌道上の各点に於ける速度の変動に起因するX線量³⁾等である。断層撮影によって得られた像は上記の諸原因によって重みづけられたMTFとなる。ゆえに単純撮影像と断層撮影像のMTFより総合誤差という量を定量化して断層装置間の評価及び保守管理の指針とした。

4. 総合誤差の求め方

断層撮影のMTFは単純撮影像で得られたMTFをもった信号を等価的に総合誤差系を通して得られたものが、断層撮影のMTFとなったと置くことができる。これを図5(A)(B)に示す。図5(B)から単純撮影系のMTFを F_N 、総合誤差系のMTFを F_E 、断層撮影系の

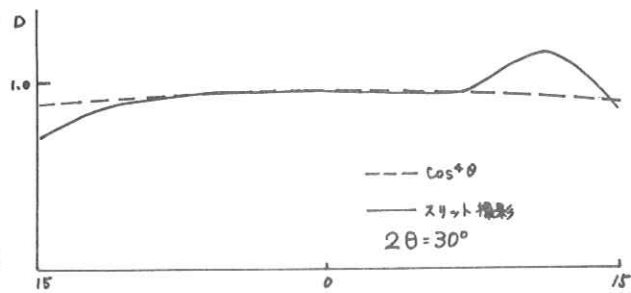


図4. $\cos^4 \theta$ 則との比較

MTFを F_T とすると、実測可能なMTFは F_N と F_T である。 F_E は、 $F_E = F_T / F_N$ として求めることができる。ここで測定された F_N 及び F_T は、いろいろな形をしているが、ここでは、測定したMTFが約15%より大きい所では、ガウス型に近似できることがわかった。

よって、それぞれの部分系のMTFは

$$F_N = e^{-\alpha f^2}, \quad F_T = e^{-r f^2}, \quad F_E = e^{-\beta f^2}$$

とし、未知数 β を求めるために、

$$\alpha f^2 = 1, \quad r f^2 = 1$$

とおくと F_N 及び F_T は、 $1/e$ になる。

$$\therefore \beta = r - \alpha = \frac{1}{f_T^2} - \frac{1}{f_N^2}$$

よって総合誤差系のMTF F_E は

$$F_E = e^{-(r-\alpha)f^2} \quad \text{と求められる。}$$

(レーリーリミット) 3%になる総合誤差値

$\Delta\theta$ は

$$\frac{3}{100} = e^{-(r-\alpha)f_e^2}$$

となり $\Delta\theta = 1/2 f_e$ として求まる。

5. 実験装置と測定

5-1 実験装置 実験に用いた装置は、下記の通りである。

断層撮影装置 島津製作所HL-10型(S46年製) X線管 同社U-10型, Film-Fuji RX 増感紙 東芝RM, 自現機 Kodak社M6A-N, テストチャート 伊藤放射線製S-1(0.5-5.0 Lp/mm)。

5-2 MTFの測定 速度の変化による露光量の変化の影響を防ぐため、テストチャート

を180度反転し、2回測定し、その平均値を用いた。撮影時の配置は、図6で示すようにで

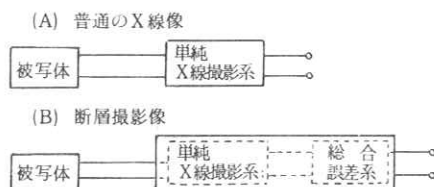


図5. 単純撮影と断層撮影のブロック図

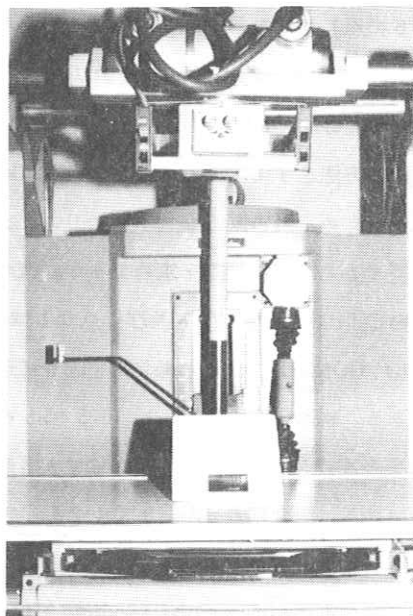


図6. 撮影配置

ある。X線線束とテストチャート平面との交角は60度である。

5-3 撮影条件 下記の通りである。

単 純 撮 影	70kVp	100mA	0.06秒
直線軌道断層撮影	70kVp	20mA	0.5秒
円軌道断層撮影	60kVp	20mA	3.0秒
拡 大 率	1.11倍	焦点	0.5 × 0.5 mm

6. MTFの結果

6-1 直線軌道 振角 = 35度の直線断層のMTF(LT)と単純撮影のMTF(LN)を図7に示してある。単純撮影 $f_{LN} = 1.19 \text{ Lp/mm}$ 、直線断層

$f_{LT} = 1.01 \text{ Lp/mm}$ であって、これより求めた総合誤差は、 $\Delta\theta = 140\mu$ であった。

6-2 円軌道 振角 = 15.2度の円軌道断層のMTF(CT)と単純撮影のMTF(CN)を図8に示してある。 $f_{CT} = 1.04 \text{ Lp/mm}$ 、 $f_{CN} = 1.25 \text{ Lp/mm}$ である。これより求めた総合誤差 $\Delta\theta = 142\mu$ であった。

以上の方法をすでに発表された資料に適用⁴⁾してみるため、名古屋市立大学一岩田らによる資料をもとに総合誤差を求めてみた。焦点0.3 mmのTOMO, CONVEN及び焦点0.1 mmのTOMO, CONVENのレスポンスを図9に示してある。普通撮影の $f_v = 2.65 \text{ Lp/mm}$ である。TOMO $f_T = 2.10 \text{ Lp/mm}$ である。総合誤差 $\Delta\theta = 78\mu$ である。3倍拡大撮影の $f_v = 5.42 \text{ Lp/mm}$ 、TOMO $f_T = 4.49 \text{ Lp/mm}$ である。総合誤差 $\Delta\theta = 33\mu$ であった。

6-3 結果の考察 当科では、従来経験的に直線軌道と円軌道の診断に等しい評価を与えるように振角を決めていた。それが直線35度、円軌道15.2度の振角であった。ここで求めた総合誤差の値、直線140μ、円142μは両方の誤差がほぼ等しくなっており、従来の経験と一致している。又3倍拡大断層撮影の総合誤差は普通断層撮影の約半分となった。我々の結

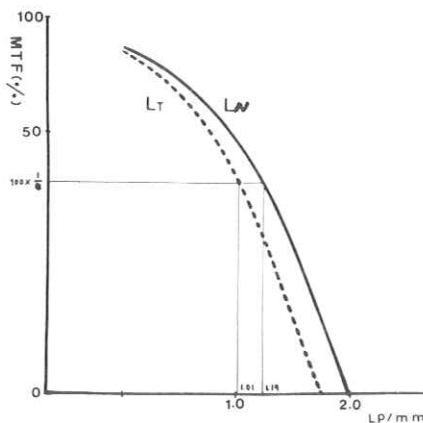


図7. 直線軌道のMTF(35度)

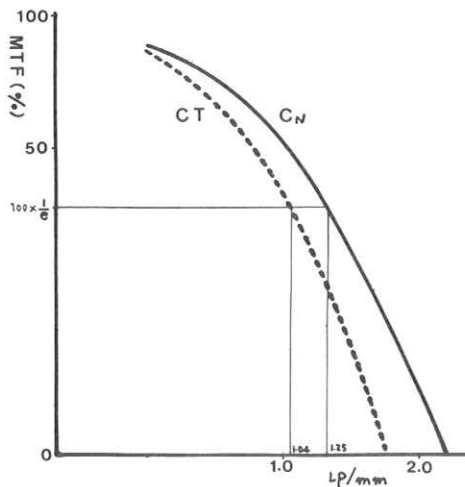


図8. 円軌道のMTF(15.2度)

果と比較すると、総合誤差はX線管焦点の大きさに比べて小さいのでX線管焦点のより小さいものを用いれば、総合誤差は小さくなる筈である。

7. 総合誤差の応用

7-1 多軌道断層の各種軌道間の比較

図10は、川野らの文献⁵⁾より再録したものである。これは円(7°)、ハイポサイクロイダル(32°-16°)、スパイラル(45°-20°)、直線(46°)、円(40°)の普通断層と3倍拡大断層のレスポンスを示してある。

表1は、円(7°)を基準にして求めた軌道間の総合誤差である。3倍拡大断層にすると総合誤差は、普通断層撮影の約半分となる。

又、スパイラル及びハイポサイクロイダルの総合誤差が、直線(46°)、円(40°)に比べて少ない。この数値は一般的な評価(米永、福島)⁶⁾⁷⁾と一致している。

7-2 断層撮影の誤差と断層厚み

図11、図12は、川野らの文献⁵⁾から再録したものである。スパイラル(45°-20°)の普通断層撮影と3倍拡大断層撮影の截面よりそれぞれ0.15, 0.3, 0.6, 0.85 mm離れたレスポンスを示している。

表2は、普通断層撮影と3倍拡大断層撮影の総合誤差と深さの関係を求めたものである。普通断層撮影と3倍拡大断層撮影の深さと誤差の関係はほぼ同じ値になった。図13より総合誤差の値は、0.6 mmより急激に増加している。誤差は、截面に極限に近づいてもゼロにならず、ある一定値になると考えられる。これは測定

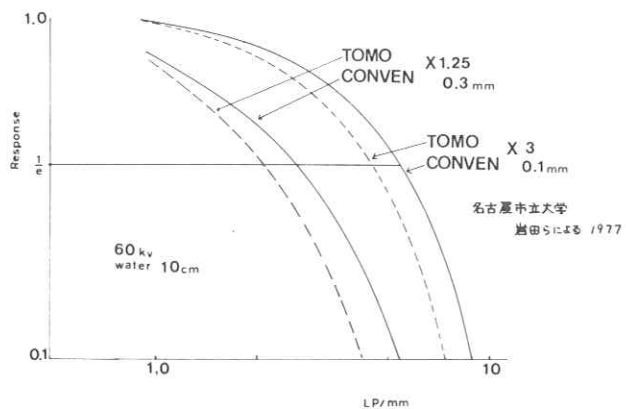


図9. 普通断層と3倍拡大断層のレスポンス

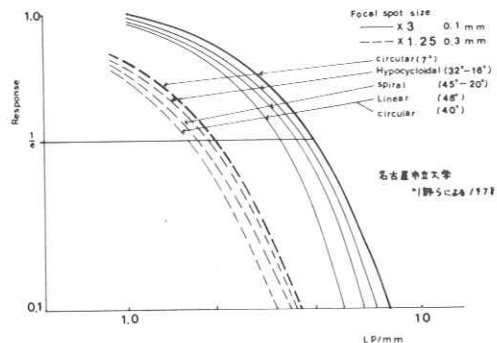


図10. 各種軌道のレスポンス

	×1.25	×3.0
Hypocycloidal (32°-16°)	54 μ	20 μ
Spiral (45°-20°)	76 μ	35 μ
Linear (46°)	97 μ	50 μ
Circular (40°)	97 μ	50 μ

* Circular (7°)を基準とする。

表1. 各種軌道間の総合誤差

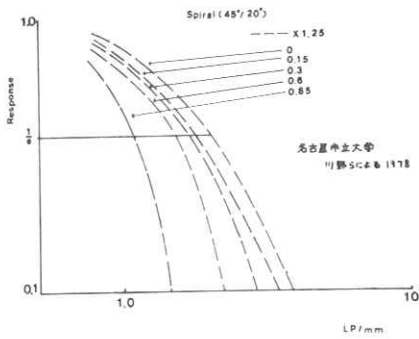


図 1 1 普通断層の截面上及び
0.15, 0.3, 0.6, 0.85 mm 離れた
所の各レスポンス

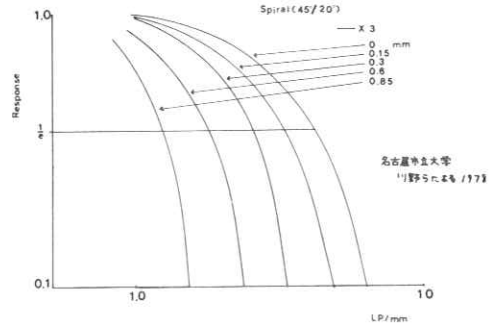


図 1 2. 3倍拡大断層の截面上及び
0.15, 0.6, 0.85 mm 離れた所の各
レスポンス

の精度であると考える。

8) 小水・中西によればボケの最小認識値は 300μ であるといわれているが、図 1 3 の誤差は、これとほぼ等しい。

又誤差 300μ である深さは約 1mm である。これから断層間隔はこの場合 2mm 位で使用されるのではないかと考えられる。これは通常述べられている数 mm という値 (竹中ら文献⁹⁾) とほぼ一致している。よって総合誤差を目安として層間を決めることも可能と思われる。

8. 結 論

断層撮影系を単純撮影系の MTF と総合誤差系の MTF に分解し、レーリーリミットにより総合誤差 Δl を求めたが、当科の断層装置では経験的に求めた直線軌道と円軌道の画質の等しく評価される振角が、総合誤差を用いて評価したものと等しく有効であると思われる。又、名

depth	$\times 1.25$	$\times 3$
Spiral (45°/20°) 0.15 mm	65 μ	50 μ
0.3 mm	80 μ	80 μ
0.6 mm	110 μ	130 μ
0.85 mm	210 μ	210 μ

表 2. 深さによる普通断層と 3 倍拡大断層の比較

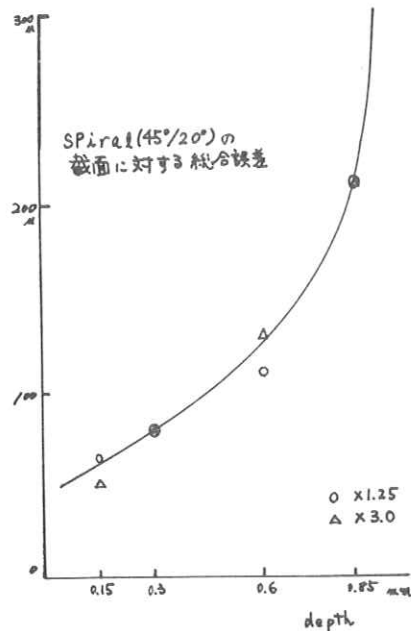


図 13. スパイラル (45°-20°) の截面对する総合誤差

4)5) 古屋市立大学, 岩田らの資料を再録して, 拡大と普通断層の総合誤差を求め, 拡大断層が有効であると本法でも決められた。又, 各種軌道間の比較, 断層深さ及び層間隔についても一応総合誤差のみで一般の評価とほぼ一致する値を得ることが出来た。以上から断層撮影系を単純撮影及び総合誤差系に分解して評価する方法が機械の保守及び軌道の判定等に有効であることが明らかになった。

10) 本報告の一部は, 第34回 日本放射線技術学会総会で発表した。

9. 謝 辞

本実験に当り, 測定器を貸与された東京医科歯科大学歯科部放射線学教室 中村教授, 多大な文献を貸与された東京大学医学部放射線医学教室 竹中助教授に厚く感謝の意を表わします。

文 献

- 1) 内田: 断層撮影像のボケのフーリエ解析 放射線像の研究 Vol.1 4章 P331 '67
- 2) 久保田, 佐藤, 高橋, 南雲, 松原, 白石, 大竹, 高橋: 多軌道断層装置の軌跡実験の装置の試作とその研究について 第33回日本放射線技術学会総会 予稿集 #78 P168, '77
- 3) 中西, 小水: 断層撮影における障害陰影について 断層撮影法研究会誌 Vol.3 №1 '75
- 4) 岩田, 神谷, 川野: 多方向拡大断層撮影法 第33回日本放射線技術学会総会 予稿集 #81 P171 '77
- 5) 川野, 岩田, 神谷: 多方向X線管移動方法による3倍拡大断層像について 第34回日本放射線技術学会総会 予稿集 #85 P174 '78
- 6) 米永, 鈴木, 川村, 小川, 長岡, 石田: 月状骨の断層撮影の検討 第33回日本放射線技術学会総会 予稿集 #74 P160 '77
- 7) 福島, 永井: 直線・大円・ハイボサイクロイダル3軌道による頭部断層撮影について 第33回日本放射線技術学会総会 予稿集 #76 P164 '77
- 8) 小水・中西: 断層厚みについて 断層撮影法研究会誌 Vol.3 №1 '75
- 9) 竹中, 福田, 小鴨: 多層増感紙使用多軌道断層像の画質について 断層撮影法研究会誌 Vol.2 №1 '74
- 10) 山本, 望月, 福井, 千葉, 猪野, 木下: 断層撮影の総合的誤差の研究 第34回日本放射線技術学会総会 予稿集 #84 P172 '78

附 録 ガウス型 M T F の直線化

M T F が, $F_u = e^{-\alpha f^2}$ の形であれば, 両辺の自然対数をとると

$$\ln F_u = -\alpha f^2$$

$$|\ln F_u| = \alpha f^2 \quad (i)$$

(i)の両辺の自然対数をとると

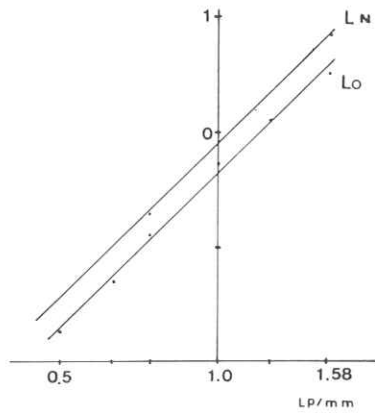
$$\ln |\ln F_u| = \ln \alpha + 2 \ln f \quad (ii)$$

$$\ln |\ln F_u| = F, \quad \ln \alpha = A$$

$$\ln f = f \quad \text{とおくと(ii)は}$$

$$F = A + 2f$$

これに, 単純・断層の測定を代入したものが附録図1の2直線である。



附 録 図 1

による方法

CT画像のレスポンス関係(エッジのレスポンス)

京都大学医学部附属病院 放射線部 小室 裕 冉・向井 孝 夫
 京都大学医学部 放射線核医学科 中野 善 久・鳥塚 莞 爾
 京都工芸繊維大学 電気工学科 中森 伸 行・金森 仁 志

1. 緒 言

一般に画像の空間的解像力評価には変調伝達関数(MTF)が用いられる。CTスキャナーのMTFを測定するには、使用物質のコントラスト、画像ノイズ、サンプル数の限界等問題があり、現在、精密かつ正確なMTF測定として一般的に認められたものはない。

今回、組織等価物質としてプレキシングラスとMix-Dpを選び、水とのエッジレスポンスを利用してMTFを求めた。特に適切なサンプル数を得る目的で、水とファントームとの境界線(エッジ)を画素ラインから少し傾けて、この傾斜角度とエッジレスポンス、またこれから算出したMTFについて検討した。更にスキャナーに設定された2つのスキャンモードに対し、MTFより空間的解像度を比較した。すべての数学的処理は電子計算機を用いた。

2. 実験方法

1) 装置および実験材料

CTスキャナー：CT1010 (EMI社)

電子計算機：Eclipse S/200
 (EMI System
 Computer)

ファントーム：Plexiglass
 (CT値 約130)
 : Mix-Dp
 (CT値 約30)
 サイズはいずれも
 150mm×50×30mm

2) 方 法

スキャン領域内に直径20cmφの水槽を置き、内部に画素ラインと少し傾けて(傾斜角

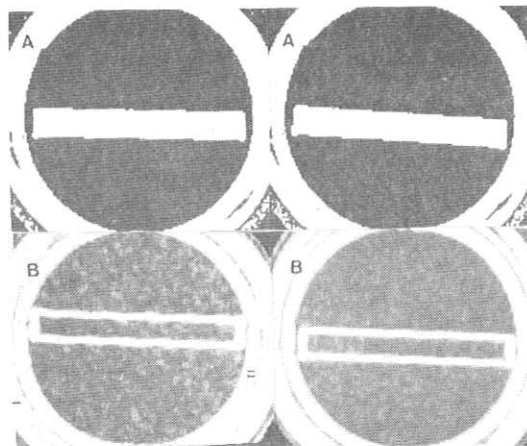


図1. Aファントームのスキャン像
 Bその微分画像

度は漸次変化さす)ファントームを固定し、スキャン像(図1-A)を得た。次いでこの画像に微分操作を行った(図1-B)後、図2に示すように最適画素ラインA-Bを選び、ライン上の微分値を求め以下の計算に用いるデータとした。このデータは、図3に示すように傾斜角 θ を小さくすると微細なサンプリングで線像分布関数(LSF) $l(x)$ を求めることが出来る。ただし画素間隔は被写体上で0.15cmであるため、ライン上での画素番号を左から n とすると n を

$$x = 0.15 n \sin \theta \quad [\text{cm}] \quad \dots\dots\dots (1)$$

で被写体上での座標 x に変換してからMTFを計算せねばならない。以下本文中のLSFの図では、いずれも横軸を画素番号 n のままで表示してある。

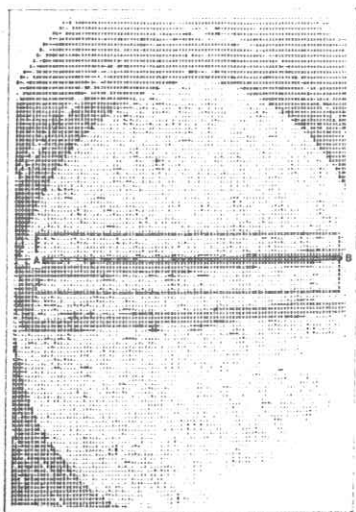


図2. 微分画像のプリント出力、ラインA-BのデータがLSFのデータ

図4に最適画素ラインおよびこれに隣接するラインで得たLSFを示す。Line 2の様な左右対称で完全な波形を持つ画素ラインを最適ラインとした。ファントーム傾斜角 θ を次の方法で求めた。スキャン像のCT値を10等分し、各レベルを記号化した後ファントームエッジに沿って同符号の画素を選び、図5に示すような直線を得た。この直線の勾配は $\tan \theta$ である。 $\tan \theta$ から傾斜角 θ ⁽¹⁾を求めることが出来る。微分法は図6のBの方法を用いた。

得られたLSFから次式によりMTFを算出した。

$$\text{MTF}(\nu) = \frac{\sqrt{\left(\int_{-\infty}^{\infty} l(x) \cos 2\pi\nu x dx\right)^2 + \left(\int_{-\infty}^{\infty} l(x) \sin 2\pi\nu x dx\right)^2}}{\int_{-\infty}^{\infty} l(x) dx} \quad \dots\dots\dots (2)$$

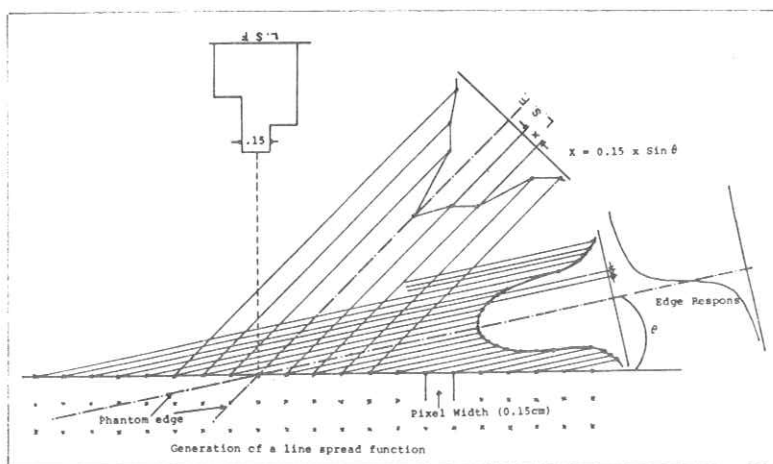


図3. サンプル間隔を微小にする L S F の求め方

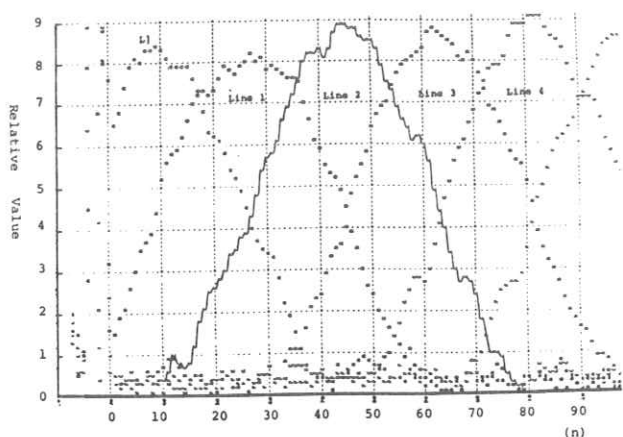


図4. 各画素ラインの L S F . 実線が最適画素ラインの L S F .

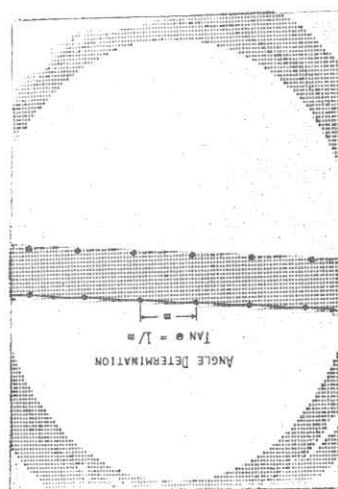


図5. ファントム傾斜角度の算出法

3. 結果

頭部専用EMIスキャナーの空間的解像度を求めるため、低コントラスト物質(2種)を用い電子計算機によりMTFを求め以下の結果を得た。

1) ファントーム傾斜角を変えて求めたLSFを図7(Plexiglass)

図8(Mix-Dp)に示す。表1に各Angleのサンプル数, および傾斜角度 θ を示す。角度が小さすぎるとLSFの両端が切れ, また大きすぎるとサンプル数が少なくなる。この中間が適当な角度である。図8ではLSF全域にわたってこまかい変動が重っているが,

“Partial Volume Phenomenon”⁽²⁾を利用してはさげられない。また統計的ノイズも含まれている。ファントームの傾斜角度を少しずつ変えていけばその中から十分なサンプル数を持ち, しかも左右対称なLSFは容易に得られる。

2) MTF計算結果を図9, 図10に示す。傾斜角が適当ならば多少の角度の差はMTFには表われない。遮断周波数はMacIntyre等の値とほぼ一致し約3.3 lines/cmであった。⁽³⁾

3) 図11で, LSFを3点平均スムージングを施した場合と, もとのデータとを比較する。図12に各々のLSFを用いて得たMTFを示す。この例に示すようにスムージングの有無に

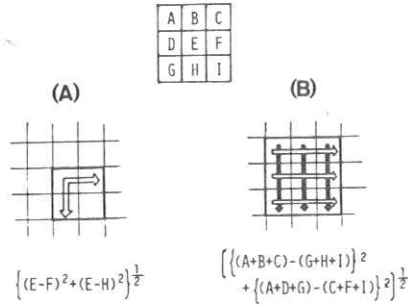


図6. 微分法 B法を用いた。

	ANG.1	ANG.2	ANG.3	ANG.4	ANG.5	ANG.6
GRADIENT (DEG.)	1.3	2.5	2.9	4.4	7.3	7.8
SAMPLE NO.	104	78	69	51	32	23

表1. PlexiglassのLSFにおける角度およびサンプル数

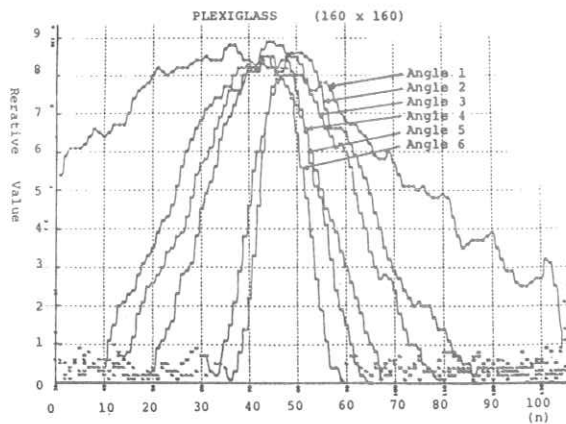


図7. ファントーム傾斜角度別LSF(Plexiglass)

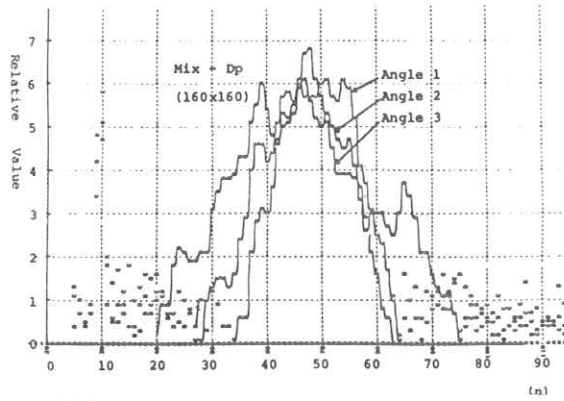


図 8. ファントーム傾斜角度別 L S F (Mix-Dp)

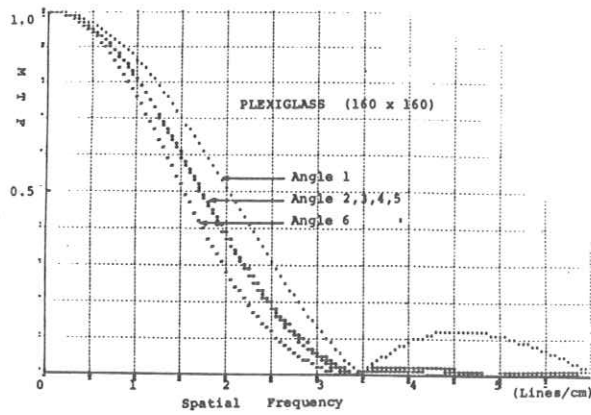


図 9. 傾斜角度別 M T F (Plexiglass)

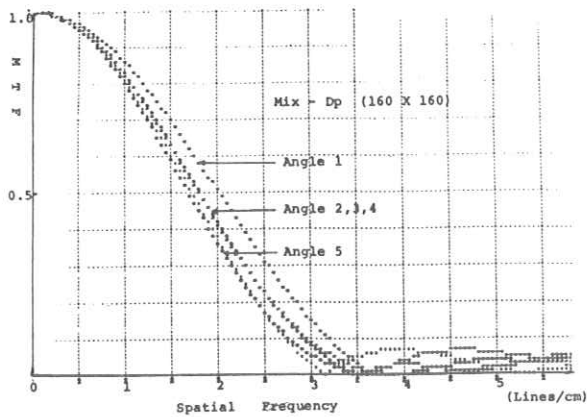


図 10. 傾斜角度別 M T F (Mix-Dp)

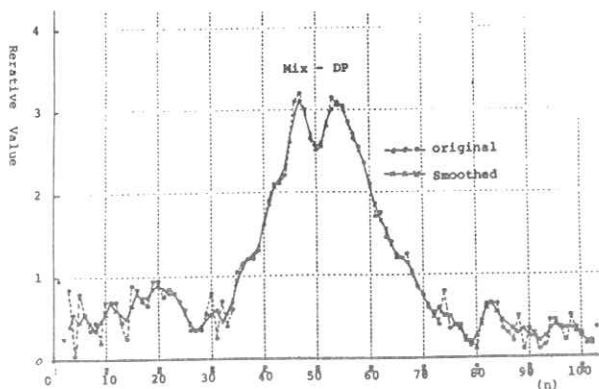


図 11. スムージングの有無による L S F の比較

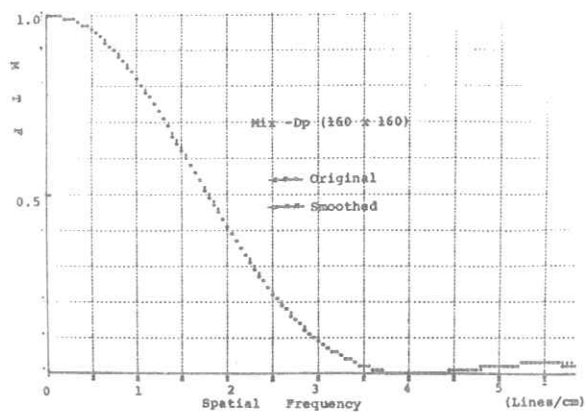


図 12. スムージングの有無による M T F の比較

よる M T F の差は認められず，L S F のデータのこまかい変動は無視することが出来た。

4) Plexiglass と Mix-Dp の L S F を図 1 3 に，その M T F 計算結果を図 1 4 に示す。材質のコントラストによる M T F の差は認められなかった。

5) C T 1 0 1 0 に設定された

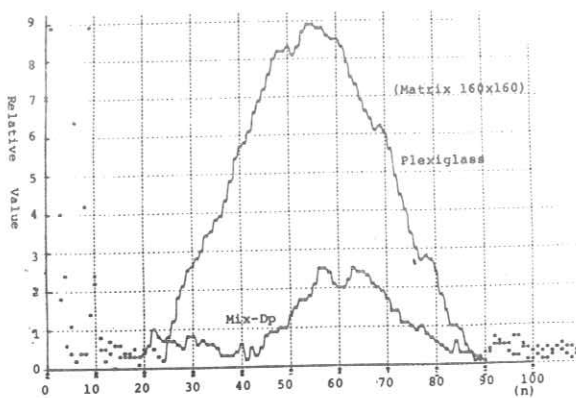


図 1 3. 材質別 L S F

Normal Definitionモード(マトリックス: 160×160, 画素間隔: 1.5mm), およびHigh Definitionモード(マトリックス: 320×320, 画素間隔 0.75mm)について, いずれもスキャン時間80秒, 240度インデックスにてスキャン像を得た。このLSFを図15に, またMTF計算結果を図16に示す。後者の画素間隔は前者の $\frac{1}{2}$ であるにもかかわらず, LSFの半値幅は $\frac{1}{2}$ にならず従ってMTFの計算結果もその解像度は2倍を示さない。遮断周波数は160×160マトリックスで約3.3 lines/cm, 320×320マトリックスで約6 lines/cmであった。

4. 考 察

CTスキャナーの病変描出能力は, その組織の吸収係数の差を解像する能力であり, この解像力はコントラスト, 空間的解像度, ノイズの組み合わせに関係している。特に人体組織内の低コントラスト物質(例えば小さな病変)の解像度は, ノイズの干渉の影響が大きくその評価にはノイズの影響をも加味した空間的解像度として論ずべきである⁽⁵⁾。その内の空間的解像力は実際のコントラストとノイズに無関係な評価法(例えばMTF)が適切と考えられる。

MTFの測定には次のような方法が

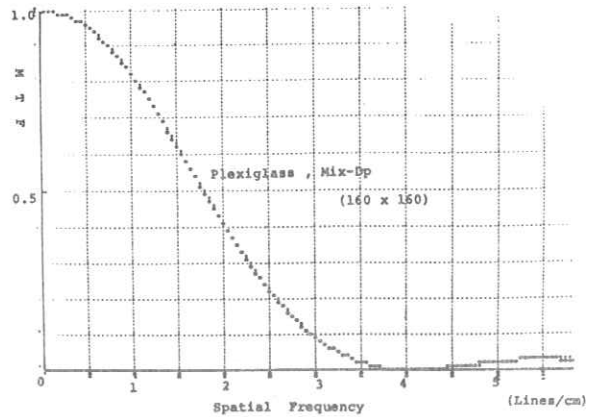


図14. 材質別 MTF

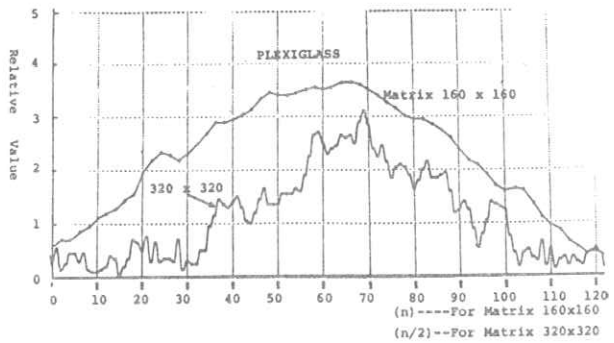


図15. 画素寸法別LSF

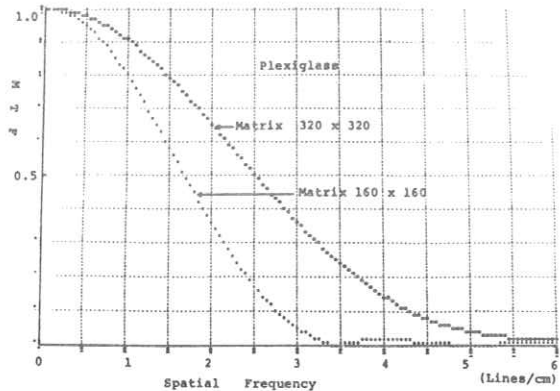


図16. 画素寸法別MTF

ある。

- a) 点または線像分布関数の測定。
- b) エッジレスポンスの測定。
- c) スターファントームによる測定。

LSFの一般形を求める手法としてMacCullogh等は、スキャン領域内の任意の位置で数個の針金の断面像を得て、このデータを作図により結合し得られたLSFよりMTFを求める方法を報告している⁽⁵⁾。本来MTFはLSFの細部形状に敏感で、十分なデータと適切な補間が要求され、単純な操作では十分な精度は得られない。またデータ収集に要する時間的損失も少なくない。MacIntyre⁽³⁾、⁽⁴⁾、沢田等はSiemens Star Phantomを用い、ウエッジの最大幅とそのウエッジが水と混和して見えなくなる半径との関係から遮断周波数を求め、MacIntyreはMTFが 3.1 lines/cm と報告している⁽³⁾。

本実験は“Partial Volume Phenomenon”を利用し、エッジレスポンスからLSFを求めMTFを算出するもので、画素ラインとファントームエッジを小さい角度で交叉させるため、各画素ライン(横方向)のCT値はエッジに沿って連続的な変化を示し、また得られるLSFのサンプリング間隔は微細となる。測定はファントームのスキャンのみで、その後の計算処理はすべて電子計算機で行い、簡便かつ迅速にMTFが得られる。

5. 結 語

- 1) EMIスキャナー(CT1010)のMTFをエッジレスポンスから得たLSFより求め、その実験的意義を認めた。
- 2) 本スキャナーのMTFの遮断周波数は、 160×160 マトリックスで約 3.3 lines/cm 、 320×320 マトリックスで約 6 lines/cm であった。
- 3) LSFに重なった高周波成分のノイズは、MTF計算に影響をおよぼさない。従って、ノイズ干渉の大きい低コントラスト物質にも適用出来る。
- 4) 使用物質のコントラストによるMTFの差は認められなかった。
- 5) 本法はファントームのスキャンのみで、短時間にMTF測定が可能である。

参 考 文 献

- 1) Werner Rheinboldt : Picture Processing by Computer, Academic Press 94~102 (1969)
- 2) Paul F.J.N et al : Computed Tomography of Brain and Orbit, Williams & Wilkins Co. (1975)

- 3) Mac Intyre W. J. et al : Comparative Modulation Transfer Function of EMI and Delta Scanner, Radiology, 120, 189~191, (1976)
- 4) 沢田武志 et al : CT像のレスポンス関数, 日本放射線技術学会雑誌33-2, 135~140, (1977)
- 5) Mc Cullough E. C. et al : Performance Evaluation and Quality Assurance of Computed Tomography Scanner, with Illustrations from the EMI, ACTA and Delta Scanner, Radiology, 120, 173~188, (1976)

R. I. I. 研究会

会長	高橋信次								
顧問	立入弘								
常任委員	佐々木常雄	竹中栄一	津田元久	長谷川伸					
委員	飯沼武志	一岡芳樹	内田勝男	梅垣洋一郎					
	金森仁志	木下幸次郎	佐柳和男	佐々木常雄					
	竹中栄一	高野正雄	滝沢正臣	津田元久					
	恒岡卓二	長谷川伸	松田一	三浦典夫					
	矢仲重信								

編集後記

近年にない暑さですがお元気のことと存じます。予定を変更し、6月17日、東大で開催した第56回研究会の記事をお届けします。

今回は特別講演として画像入力のハードウェアをとり上げ、御専門の農工大 木内教授の放射線機器用イメージセンサ、興和㈱の二羽英明氏のフライングスポット走査器とその応用についての解説をお願いしました。いずれも製造側から応用まで興味のあるお話でした。この欄を借りて御礼申し上げます。

学校も夏休みとなり、講義から解放され、この夏休みこそ何かをものにしようと思いをふくらます季節となりました。期待の甲斐もなく夢がしばむ頃、九月研究会大阪でお目にかゝることを楽しみにしています。

(H)

放射線像研究

発行日 昭和五十三年六月

編集者 長谷川 伸

〒182

調布市調布ヶ丘一丁目五十一
電気通信大学電子工学科内
電話 〇四二四一八三一二二六一
内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹中栄一

〒113

東京都文京区本郷七丁目三十一
東京大学医学部放射線
医学教室内
電話 〇三一八一五五四一一
内線 八六七六

印刷所

東京都文京区湯島二丁目一十七
株式会社 コスモス
電話 〇三一八三一〇九五五