

放射線像研究

VOL 6 . No. 3 . (通巻48号) 1976年9月

目次

研究会記事・会告	79頁
特別講演資料	
医用画像処理	
大阪大学基礎工学部 田村進一・田中幸吉	83頁
論文	
49-1 蛍光X線法による管電圧絶対測定の精度	
京大原子炉実験所 佐藤孝司	97頁
49-2 ROC曲線による希土類増感紙の評価	
阪大病院中放 長畑 弘・若松孝司・片桐敏男・松本 貴	
阪大医短大 山下一也	104頁
49-3 ビジコン形撮像管を用いたX線TVの視認限界	
東芝メディカル 恒岡卓二	111頁

第 4 9 回 研 究 会 記 事

第 4 9 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 1 年 9 月 1 1 日 (土) 1 0 : 3 0 ~
場 所 大阪大学基礎工学部情報工学科
特別講師 大阪大学基礎工学部 田 中 幸 吉 氏
" 田 村 進 一 氏

出 席 者 (敬 称 略)

石渡裕政, 今川房之助, 今里悠一, 内田 勝, 大関修治, 太田 理, 片桐政男, 金
森仁志, 河内千代子, 坂本 清, 佐藤孝司, 杉下 博, 竹中栄一, 田中幸吉, 田村
進一, 近田真視, 津田元久, 堤 直葉, 恒岡卓二, 角田 明, 津山泰子, 富永昌二,
中西省三, 永野一夫, 長畑 弘, 則包直樹, 長谷川伸, 畑川政勝, 服部博幸, 速水
昭宗, 平野和夫, 保坂美津子, 町田節子, 松本誠二, 松本 貴, 山内信治, 山下一
也, 山本義憲, 吉田梨影, 若松孝司, 脇方妙子, 他数名

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

* 医用画像処理 大阪大学基礎工学部 田 中 幸 吉 氏
" 田 村 進 一 氏

研究発表

- * 1) 螢光 X 線法による管電圧絶対測定の精度 京大原子炉実験所 佐藤 孝司
- * 2) R O C 曲線による希土類増感紙系の評価 阪大医療短大 山下 一也
阪大中放 長畑 弘, 若松 孝司
片桐敏夫, 松本 貴
- * 3) X 線テレビ用撮像管 東芝メディカル 恒岡 卓二
- 4) 第 4 回 I C M P (国際医学物理会議) および
第 1 1 回 I C M B E (国際 ME 会議) に出席して 東大医学部放 竹中 栄一

会 告

—— 第50回研究会について ——

第50回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和51年11月27日
場 所 千葉市

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
山 田 裕 保	2 2 9	北里大学病院放射線部 相模原市麻溝台1	0 4 2 7 - 7 8 - 8 4 0 0
執 行 一 幸	8 3 0 - 9 1	久留米大学医学部附属病院中央放射線部 久留米市旭町67	0 9 4 2 - 3 5 - 3 3 1 1

—— 住 所 変 更 等 ——

吉 本 政 弘	7 9 1 - 0 2	愛知大学病院中央放射線部 愛知県温泉郡重信町志津川	0 8 9 9 - 6 4 - 5 1 1 1
---------	----------------	------------------------------	-------------------------

常任委員会議事録

日 時 昭和51年9月11日 5時より
出席者 今川房之助, 内田 勝, 金森仁志, 竹中栄一, 速水昭宗, 長谷川伸
議 事

1. 今回は12月上旬東京で開催, できれば懇親会を併催することとした。
2. 内田委員より日本放射線技術学会に昭和52年より画像部会が設置される予定である旨報告があった。

医用画像処理

大阪大学基礎工学部情報工学科 田村 進一・田中 幸吉

各種の画像処理の試みにおいて開発された新しい技術の芽はルーチンワークの中にその地位を固めつつある。しかしながら画像処理の研究が理想とする目標、たとえば機械による画像の意味の理解とは大きな隔りがあることは否めない。画像処理の目的を大まかに分類するとつぎのようになる。

i) 強調：人間に見易いように画像を加工するもので微分、周波数フィルタ、カルマンフィルタ、各種演算・補正、擬カラー化などが行なわれている。

ii) 計測：粒子の形状分布測定など。

iii) 合成・形成：周辺パターンより画像を合成するEMIスキャナー、3次元画像の形成など。

iv) 認識：画像の中から目標物や病巣を探し出したり、外界世界の構造を解析したりする。

(i)(ii)についてはすでに実用化されている技術がかなりあるが、(iv)に関しては研究段階といえるものが多い。第2回国際合同パターン認識会議(IJ CPR)では、もし複雑な画像を処理しようと思えば機械は対象の関係している状況世界についての知識(world model)を十分持つ必要があり、それをどう表現してうまく機械に組み込むかが大きな問題である、という認識が一般化していた。

1. 画像の強調・補正

画像の空間周波数の概念を用いると高域フィルタでエッジを強調したり、低域フィルタで均一な領域を強調したりできる。図1に空間周波数の例を示す。図1 Aは月着陸船の脚の写真であり、Bはその空間周波数スペクトル、Cは低域フィルタを通したもので、Dは高域フィルタを通したものでエッジが強調されている。

図2はこの原理を利用して細部を強調したものである。aは細部がぼけている元の画像である。これを高域を強調するフィルタを通すとbのように鮮明な画像となる。

図3は画像の強度分布の不均一性をなくして画像を補正したものである。Aのような強度分布を持つ画像をBのような均一強度分布に変えると、鮮明な画像が得られる。Cは犬の心臓のX線像、Eは布目を通して見た戦車の写真である。これらに対し、いまの処理を施すとそれぞれD、Fのよ

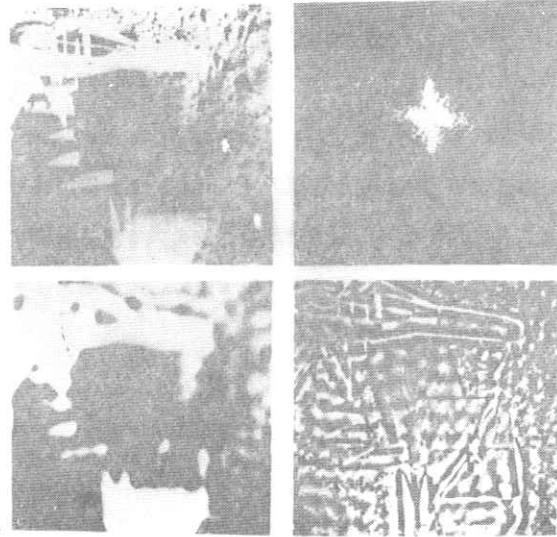
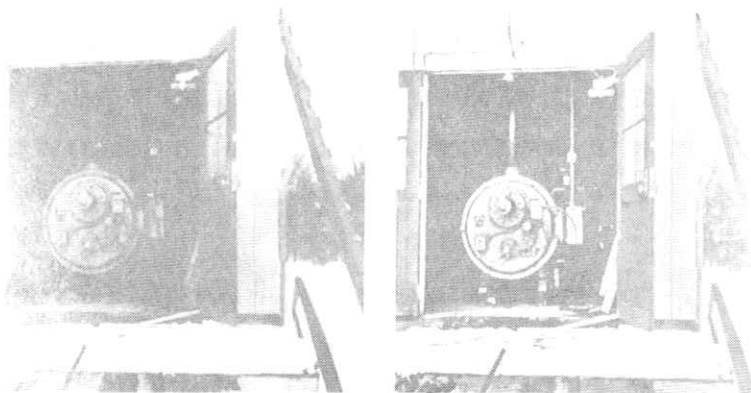


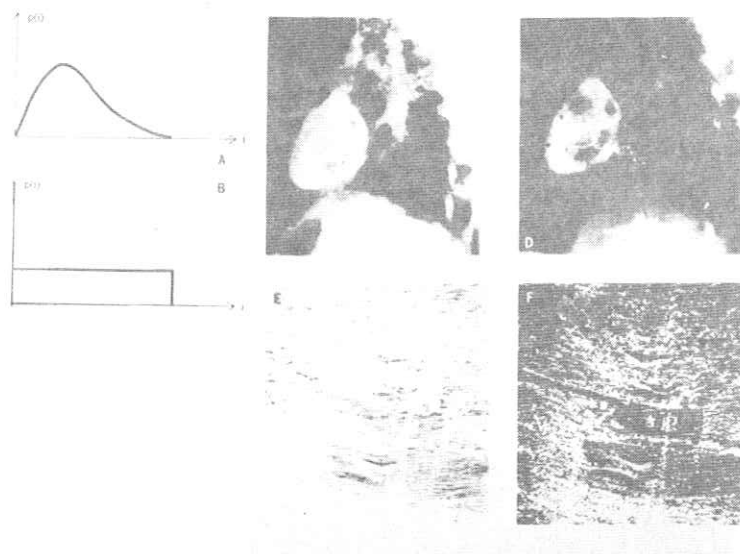
図 1. 空間周波数 $\frac{A}{C} \mid \frac{B}{D}$



(a)

(b)

図 2. 高域フィルタによる細部強調



A		
B	C	D
	E	F

図 3. 強度分布の均一化

うになる。

図 4 a は光学歪みを持った赤外航空写真である。b はデジタル的に歪が補正された画像である。



(a)

(b)

図 4. 歪み補正

2. 蛍光眼底写真における漏出色素の計測

(2)
米国で盲人の16%は糖尿病に起因するといわれている。それゆえ、糖尿病性網膜症の悪性を事前に予測し、薬物および光凝固などの対策を講じ、失明を事前に防止する必要がある。筆者らはこの予測する手段の1つとして蛍光眼底写真を用いることにした。⁽³⁾

処理手順 本処理の目的は診断の基準になる漏出量の何らかの指標を測定することである。指標としては臨床的に取り扱い易い漏出面積を用いた。蛍光眼底写真は蛍光色素フルオレセインを静注後、0.1秒～数秒単位で連続して撮影される。まず入力された時系列画像の処理対象領域を同じにするため、レジストレーションおよびトリミングを行なう。(図5) つぎに、各画像の最低および最高インテンシティ・レベル(雑音を除くため、ある値以上の頻度をそれぞれ持つ)の間の75%以上のインテンシティを持つ点を“1”他を“0”に持つ2値画像をつくる。図6左下が2値化された蛍光眼底写真である。蛍光色素漏出面積の測定には血管部分を取り除く必要がある。そ

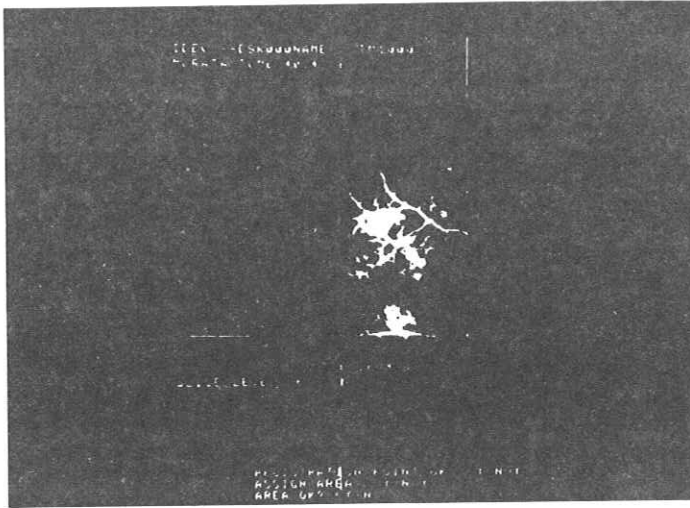
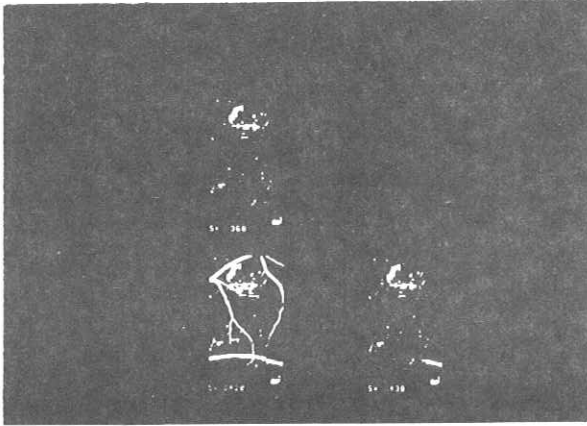


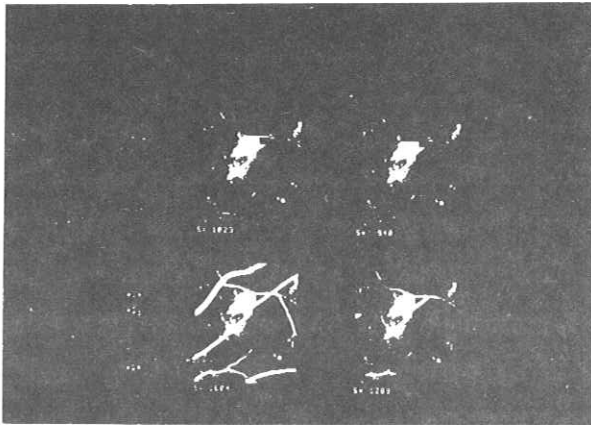
図5. レジストレーションおよびトリミング,
図中×印はレジストレーションのための基準点,
矩形領域がトリミングされた領域

こで血管および漏出色素の混ざった領域をその幅が急激な変化をすることで区切り、区切られた各領域の縦横比が6以上のものを血管と判定し、消去した。この結果を図6右下に示す。この血管の識別はパターン認識の一種であるが、その特徴は血管の走行方向は不定であり、漏出部の形状も

不定形である、ということである。この識別には当然のことながら誤りも多いので、処理図形に人為的な修正を加える。修正はジョイスティックにより行ない、(a)区分された各領域の消去および復活、(b)指定正方形内の図形の消去・復活が行なえる。図6 上左が中間結果(または最終結果)、上右が最終結果である。このようにして蛍光色素漏出速度が得られる。そして、この漏出速度と網膜症の予後との関連が深いことがわかった。



(a)



(b)

左下 = 原画像 左上 = 第1修正結果
 右下 = 自動血管消去結果 右上 = 第2修正結果
 各部分図下のSは面積を示している。

図6. 蛍光眼底写真処理結果

3. 眼底血管の構造解析

眼底血管は人体内で唯一の外界よりはっきり見ることのできる血管である。さらに個人の Identification に使える程、その走行状態が個人個人によって異なり、各種の重要な情報を与える。

処理手順 3.5ミリ眼底フィルムを微分、平滑化の後2値化を行なった。2値化は全画面を4つの部分画面に分割し、各部分画面のインテンシティヒストグラムが全体の80%を超える点をその部分画面の中央での閾値とする。そして画面内の任意の点はこの4つの閾値の荷重平均である局所閾値により2値化するといういわゆる dynamic threshold を用いた。つぎに、主要血管の抽出、細線化の後、特徴点の抽出を行なった。特徴点は端点および分岐点である。さらに短線除去、分岐点統合を行なった。これらの処理結果を図7～図10に示す。そして各分岐点ごとに血管の分岐の数、長さ、方向よりなる血管走行パラメータを求めた。このパラメータをもとに図10の $F_1 \sim F_4$ (このうち F_3 は全くオーバーラップしない画面である)のマッチングを行ない、正しい貼合せ位置が得られた(図11)



図7. 眼底写真

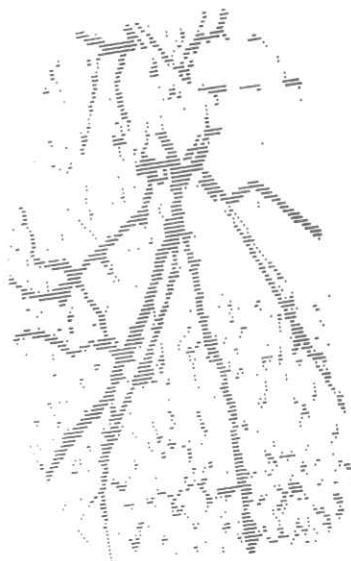


図8. 微分平滑化



図9. 主要血管の抽出

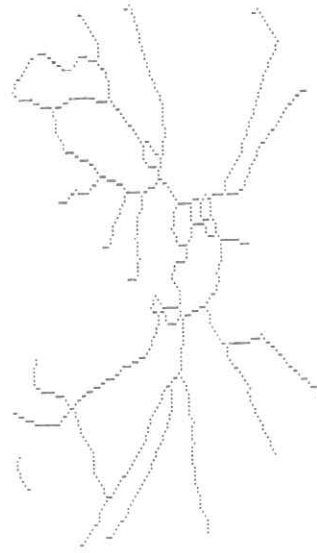


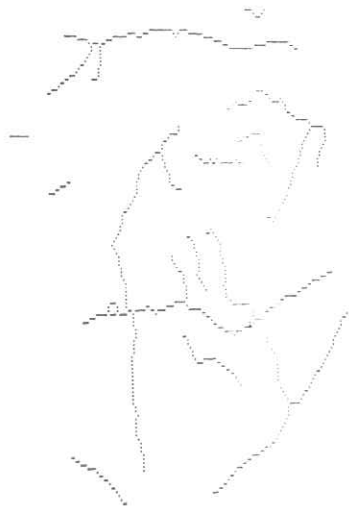
図10 F₁



図10 F₂



図10 F₃



F₄

図1.0. 細線化後の各画像



図1.1. 貼合せ結果

4. 超音波断層像の立体表示⁽⁵⁾

生体情報は本来空間的なものである。従来、この生体情報は1次元ないし2次元的側面のみ観測および表示されることが多く、情報としては不完全であった。超音波断層法においても、断層像は容易に得られるが、その断層像から立体像への再構成は人間の頭の中で行なわれてきた。筆者らの開発した立体画像処理システムは両眼写真手法または特殊立体表示装置により断層像から立体像への再構成を行ない、さらに任意断層像の作成および心室容積の計算を行なえる。

処理手順 心臓を5mm間隔(ときには2.5mm)で走査し、得られた複数枚の超音波断層写真(図1.2、1.3)をFSSでデジタル化し、スムージングの後、境界点抽出(図1.4)および線画化を行なう(図1.5)。線画化断層像のトリミングを行なった後、右眼画像および左眼画像の発生表示を行なう。図1.6および1.7にそれぞれ健状人の拡張期および収縮期の左室、左房、大動脈付近の立体像を示す。これらの両眼画像は、ステレオビューアを用いて立体像として見るができる。

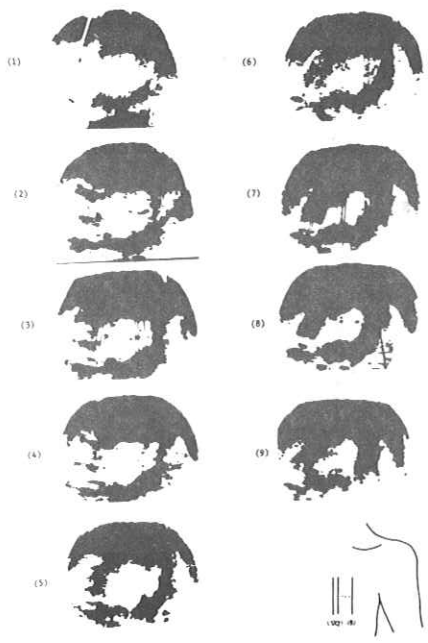


图 1.2. 超音波断層写真

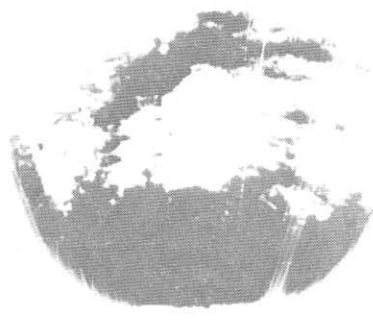


图 1.3. 超音波断層像

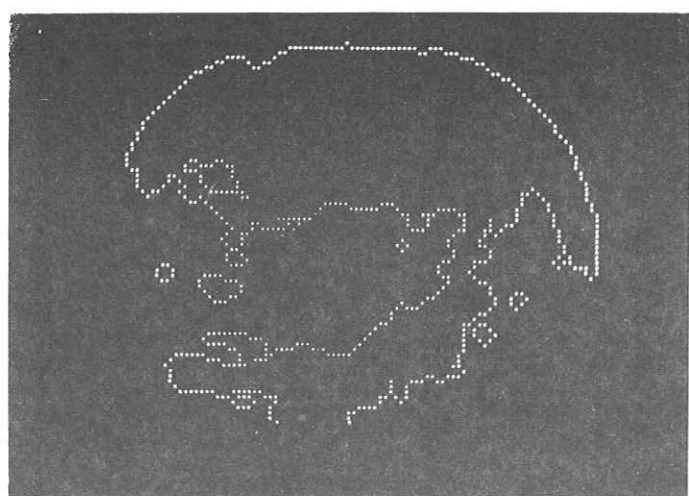


图 1.4. 境界点抽出

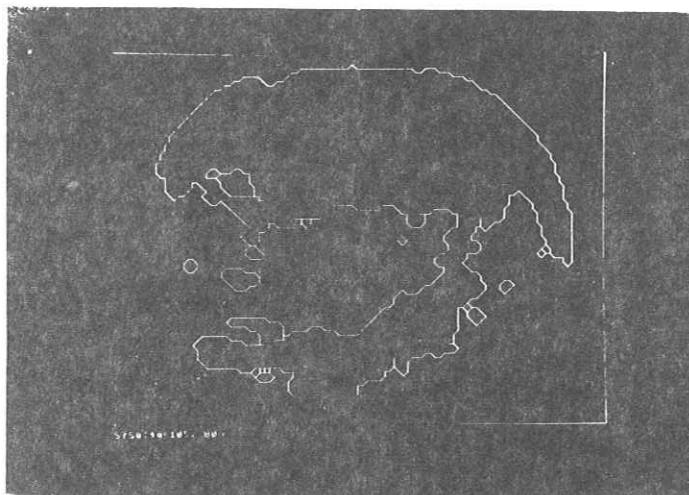


图 1 5. 像 画 化

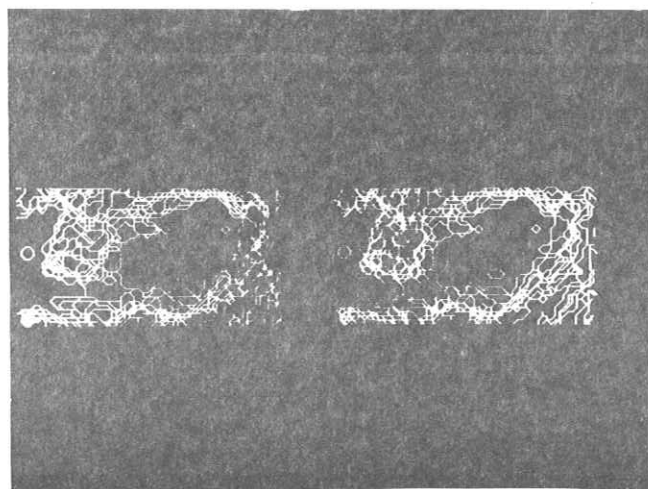


图 1 6. 拡張末期心立体像

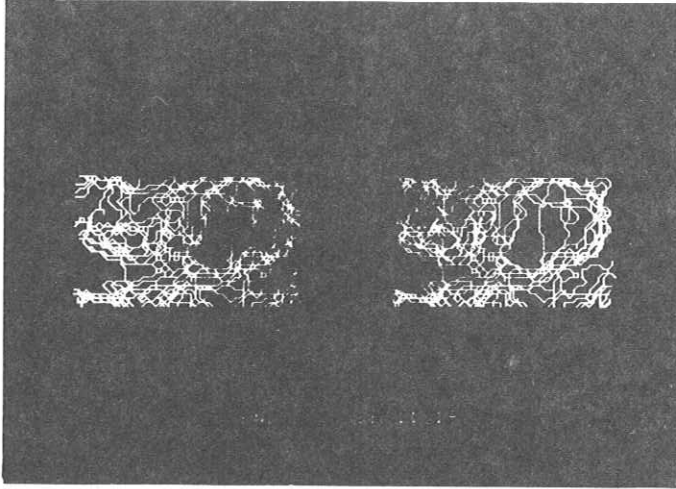


図17. 収縮末期心立体像

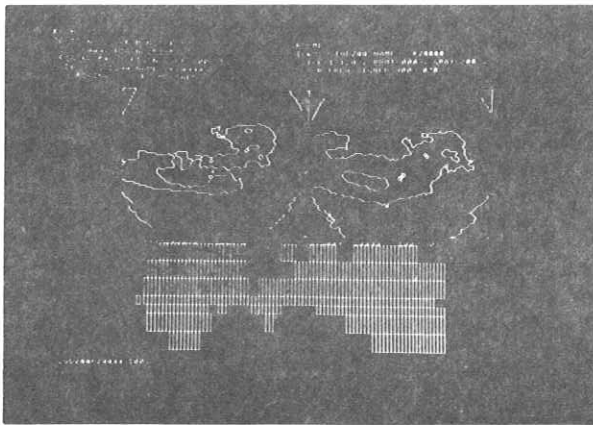


図18. ASD患者の合成断層像
最下部が欠損部である。

任意面断層像の作成 本システムでは入力画像および処理画像共ディスクに蓄積されているので、それを利用し、任意面断層像を合成することができる。図18にASD（心房中隔欠損症）患者の心臓の欠損部の合成画像を示す。上の2枚の断層像でジョイスティックを用いて切断面を指定し、合成を行なう。下が合成断層像をあるスライスレベルで2値化したものである。このような面の断層像は肺の空気のため、直接には撮影できない。断層像がいまの場合7枚でしかも不等間隔であるため合成像が少し不自然にみえる。そこで、各画素がほぼ正方形になるように画素の分割を行ない、さらにスムージングを行なった。それを図19に示す。

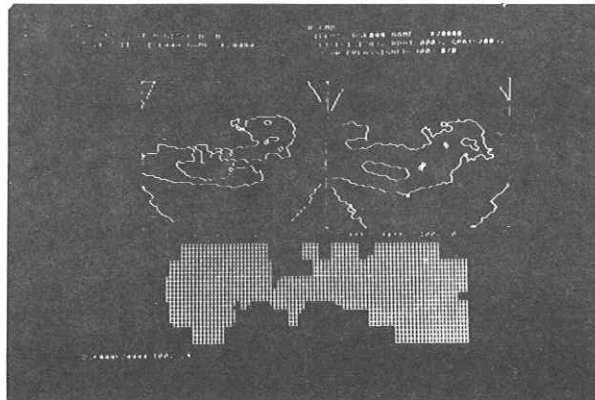


図19. 図18の平滑化

5. 画像の認識法

もし複雑な画像を処理しようと思えば機械は対象の関係している状況世界についての知識（world model）を十分持つ必要がある。現在各種パラメータや関係グラフの形で持ったり、procedure に埋め込む手法がとられているが、今後の大きな研究課題である。知識をもとに対象の認識が行なわれるが、それには階層的な手法と非階層的な手法がある。階層的な手法には top-down 手法と bottom-up 手法がある。top-down 手法の例に胸のしゅようを発見するのに、まず粗い分解能の画面でしゅようの候補部を探し、これをもとに

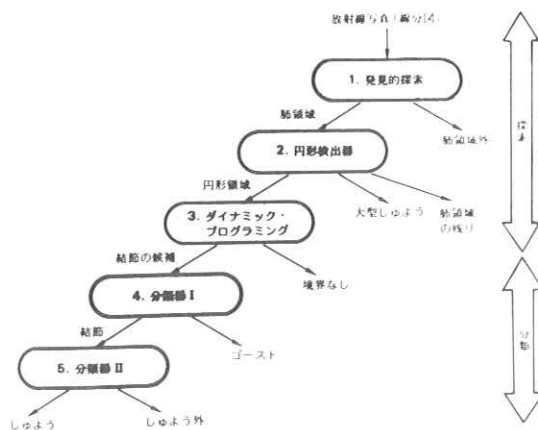


図20. 階層的認識

してつぎに高い分解能の画面で詳しく性質を調べるといふ、いわゆる planning の考えを用いた方法がある。(6) その階層的認識手法を図 20 に示す。

非階層的手法の例としては、NASA が JPL で行なっている火星探査用ロボットの研究がある。図 21 のようなアサーションモデル(知識)をもとに仮説をたて、それを検証するということを繰り返しながら認識を進めるといふやり方である。

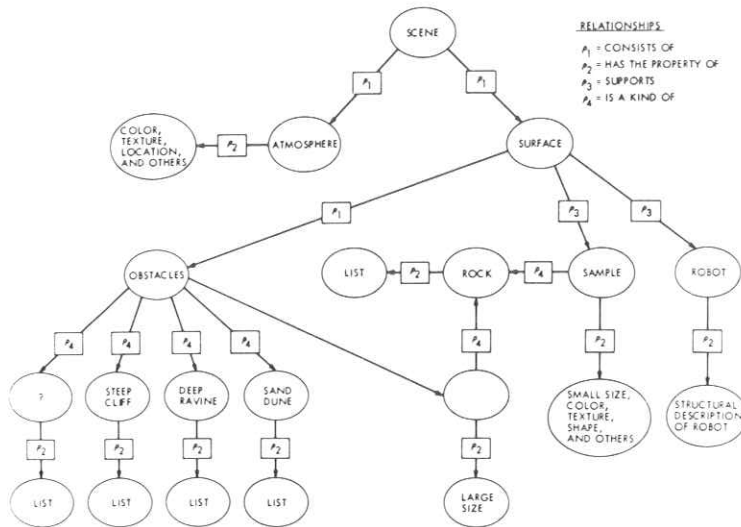


図 21. 戶外風景のアサーションモデル

参 考 文 献

- 1) Narashmham : IFIP '74, P743
- 2) 鹿 野 編 : “糖尿病眼底” 医学書院
- 3) 田 村 他 : 信学技報 Vol.75, No.148, IE75-78, 1975-11
- 4) 富 岡 他 : “血管構造に基づく眼底写真の貼合せ” 情報処理学会大会 '76
- 5) 中 谷 他 : 信学技報 Vol 75, No.148, IE75-81, 1975-11
: 第15回日本ME学会大会, 1976-4
- 6) Ballard and Sklansky : 2nd IJCPR '74, P258

螢光X線法による管電圧絶対測定の精度

京都大学原子炉実験所

佐藤孝司

X線診療においてX線管の印加電圧はX線管から放出するX線の強度、線質を決定する重要な因子の一つであるが、正確にこの管電圧を測定することは難かしく、現在基準とされている電氣的な球間隙法でも測定精度に限界がある。又、球間隙法を実際使用中のX線装置の保守管理に用いることは測定器、高電圧の危険性から見て不可能に近い。

最近、この球間隙法に代わるものとして、X線を物質に照射しその物質から放出する固有の螢光X線を測定して、励起電圧から間接的にX線に印加した電圧を求める方法が、Greeing, Davison^{1,2,3)} Henshaw^{4),5)} 等により試みられ、我が国でも西谷、山田、江副らにより追試が行なわれた。

しかし、この螢光X線法は物質の螢光X線励起エネルギーがいかにか既知であっても、X線管の管電圧がこの励起エネルギーのすぐ上では、一次X線中に含まれる励起エネルギー以上の光子数量が少なく、このため、物質からの螢光X線の発生は極度に少なくなる。その上、散乱X線が同時に混在するため、螢光X線の検出精度が悪く励起エネルギーのCritical pointは見付けにくい。

従って、この方法は多くの散乱X線の中から、いかにかして物質固有の螢光X線を見付けだし、これをもとに一次X線中の励起エネルギー以上の光子の存在を確かめるかにかっている。

このため、X線管の印加電圧を変数としたX線スペクトルと、この照射による物質からの螢光X線の強度関係を調べ、管電圧絶対測定法としての精度を検討した。

1. 螢光X線の発生強度

診断用X線管においてX線管の陽極より発生するX線の強度スペクトル $\Psi(E)$ は、X線管の構造、管電圧 V_ϕ 、管電流 i_ϕ により一義的に決まる。即ち

$$\Psi(E) = K_1 \int_0^{2\pi} i_\phi (V_\phi - E) d\phi + K_2 \int_0^{2\pi} i_\phi (V_\phi - E_k) d\phi \dots\dots\dots (1)$$

で表わされる。ここに第1項は制動X線を第2項は特性X線の発生を示す。

この管電圧、管電流波形は電源周波数、整流方式、変圧器特性、X線管のV-i特性で変化し、又、管球陽極で発生したX線は管球ガラス壁、油層、管球容器窓、附加フィルターで減弱を受けた後、始めて空間に放出される。

この時のX線の諸特性は数値計算により解析できる。^{6,7)}

今、これら解析により得られるX線の放射光子スペクトルを $N_0(E)$ とすれば、このX線が散乱体に入射角 ϕ で入射したとき深さ x におけるX線の光子強度 $N(E \cdot x)dE$ は

$$N(E \cdot x)dE = N_0(E) \exp(-\mu(E)\rho \cdot x / \sin\phi) \dots\dots\dots (2)$$

(但し、 $\mu(E)$ はエネルギー E における質量減弱係数)

散乱体内の薄い層 dx で失われる光子数 $dN(E)$ は

$$dN(E \cdot x) = N(E \cdot x) \cdot dE \cdot \mu(E)\rho \cdot dx / \sin\phi \dots\dots\dots (3)$$

となる。この中で、全減弱係数 μ_T に対するK光電吸収の割合を f とし、更に、K蛍光X線の蛍光効率を η_k とし、 K_{α_1} 、 K_{α_2} 、 K_{β_1} 、 K_{β_2} の配分をそれぞれ P_{α_1} 、 P_{α_2} 、 P_{β_1} 、 P_{β_2} とすれば各蛍光X線の放出係数 R は

$$R = f\eta_k P \dots\dots\dots (4)$$

となる。

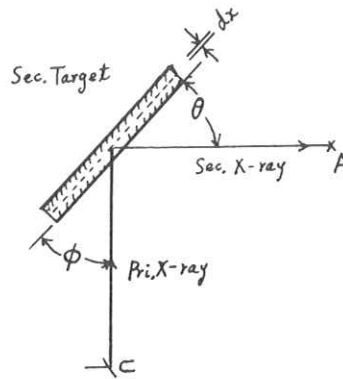


Fig 1.

従って一次X線 $N_0(E)$ が散乱体に入射し、発生する各蛍光X線の光子数は

$$dN_{k\alpha_1}(E \cdot x) = \frac{R \cdot \mu(E) \cdot \rho \cdot dx \cdot N_0(E) dE \cdot \exp(-\mu(E)x \cdot \rho / \sin \phi)}{\sin \phi} \dots\dots\dots (5)$$

で表わされる。

更に、入射X線のスペクトルと散乱体の厚さを考え、散乱体からの蛍光X線の放出角度を θ とすれば、各蛍光X線の光子強度は最終的に

$$Nk\alpha_1 = \frac{R}{\sin \phi} \int_{E_k}^{E_{\max}} \mu(E) \rho N_0(E) dE \int_0^x \exp(-x [(\mu(E) \rho \sin \phi) + (\mu(E_{\alpha_1}) \rho / \sin \theta)]) dx \dots\dots\dots (6)$$

で表わされる。(但し x は散乱体の厚さ)

$Nk\alpha_2, Nk\beta_1, Nk\beta_2$ についても同様に計算することが出来る。

2. 鉛散乱体における蛍光X線の強度

鉛によるK蛍光X線(吸収端88.0 KeV)の管電圧と強度の関係を数値解析した。鉛のX線に対する吸収係数の細分はFig2に示すようにNBS-29をもとにした。配置はX線管ターゲットから50cmの点に鉛板1mmを45°の角度で置き、入射角に対して90°方向に50cmの距離の蛍光X線の光子強度を計算した。なお、散乱体の入射の照射野は入射に垂直面で 0.5×0.5 cm平方とした。

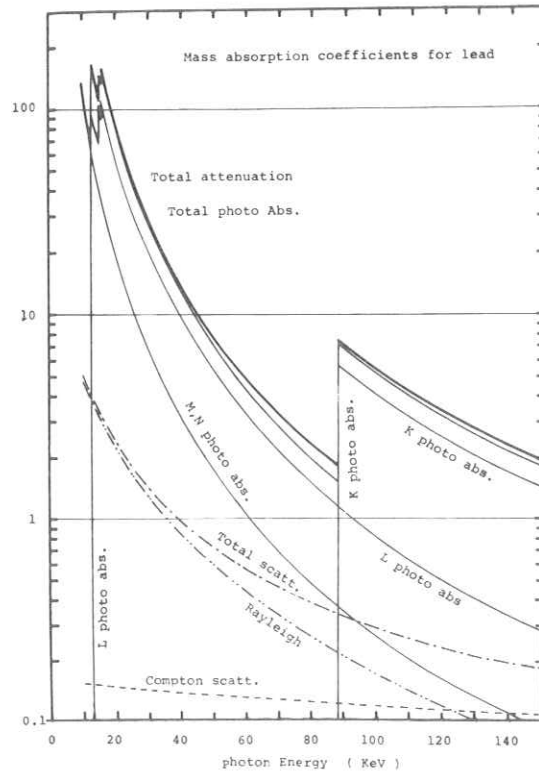


Fig.2. 鉛のX線質量減弱係数の細分

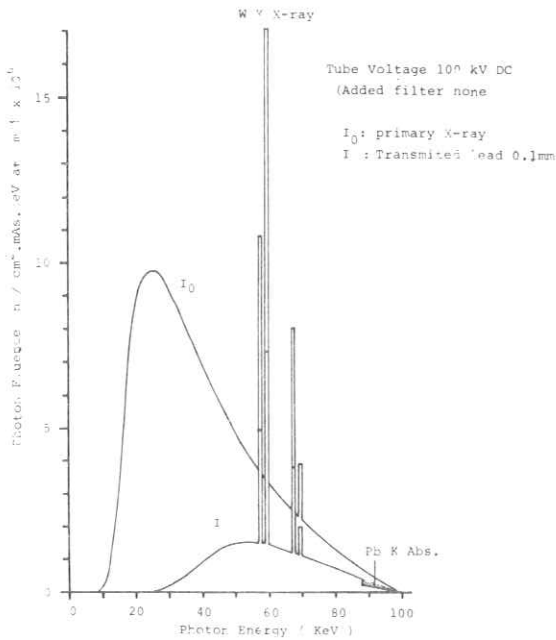


Fig 3. 管電圧100KV(DC)からの
X線光子スペクトルと鉛0.1
mm透過度のスペクトル

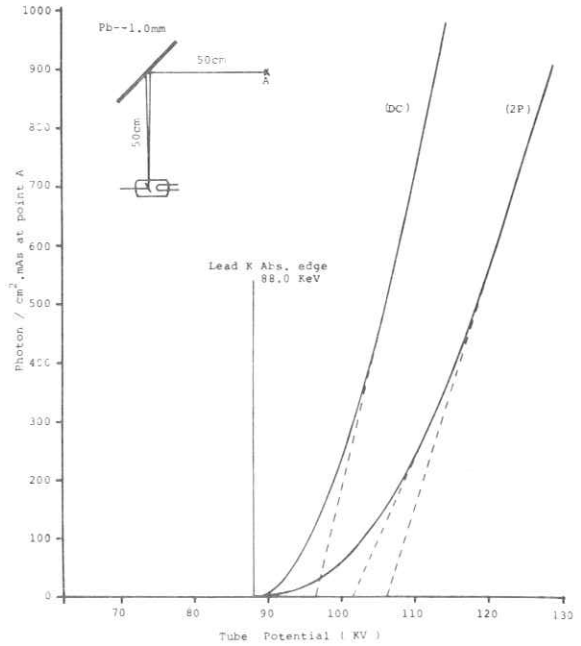


Fig 4. 鉛散乱体からのK蛍光X線の
強度(直線目盛)

Fig 3、Fig 4 は標準X線管(タングステン陽極、油浸式、附加フィルターなし)を直流及び単相全波整流の各管電圧で動作させた場合のX線のスペクトル及びA点におけるK蛍光X線(Total)強度の計算結果を示す。

鉛のK蛍光X線は、管電圧が励起電圧88.0KVを越すと発生するが、この量は管電圧が低いときは極度に少なく明確なcritical pointは見られない。管電圧が十分に励起電圧より高いと蛍光X線の強度は急速に増加する。同じ管電圧でも整流方式により差があり直流波形の方が強く現われる。

この蛍光X線の発生量は(6)式で明らかなように、一次X線中に含まれる励起エネルギー以上のX線光子スペクトルと物質のX線吸収係数の相互関係で決まり、近似的には管電圧と励起電圧の差の2乗にほぼ比例する。

従って、図の蛍光X線の強度を直接に直線で外挿しても励起電圧は求まらない。(点線)

Fig5.はFig4.の蛍光X線強度を平方根で目盛ったもので、ほぼ直線で増加していることがわかる。しかし、正確には、直線からなお若干のずれがあり直線外挿で励起電圧を求めた場合±3%程度の誤差を生ずる。

3. 散乱X線の防害

散乱体からのK蛍光X線を測定する場合、同時にL蛍光X線、Rayleigh散乱、Compton散乱X線が放出され検出される。

管電圧100KV、150KVにおける鉛散乱体からのX線スペクトル分布を数値解析したのがFig6で、鉛からの4本のK蛍光X線の外にX線管球のタングステンの特性X線、鉛のL蛍光X線、Rayleigh散乱、コンプトン散乱のすべてが含まれる。

この中で一番強度の強いL蛍光X線はエネルギーが低く、検出器にフィルターを附加することにより防害をかなり減少させることが出来るが、他のものはエネルギー的にもK蛍光X線と近似し区別がつかないためX線のスペクトル分析を併用しなければならない。特にK蛍光X線の強度が不足するときは問題が残る。

Fig7に今まで広く行なわれている散乱X線の強度を2成分に分解して交点から励起電圧を求める方法(A)と散乱体透過X線と散乱X線の強度比の折点から求める方法(B)を光子数について解析した。これらは線量に換算したものでなく直接に線量計等で得られるものと異なるが算出された値は励起電圧より高い方に大きくずれている。

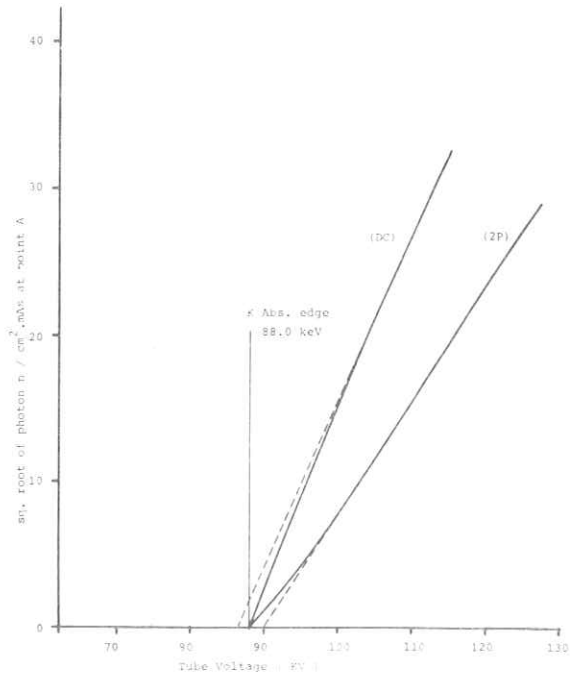


Fig5. 鉛散乱体からのK蛍光X線の強度 (平方根目盛)

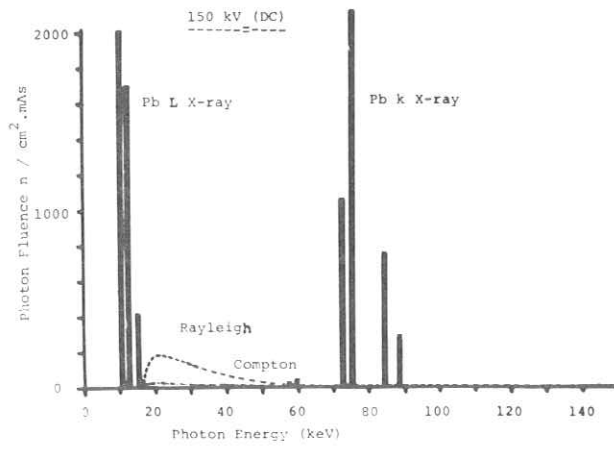
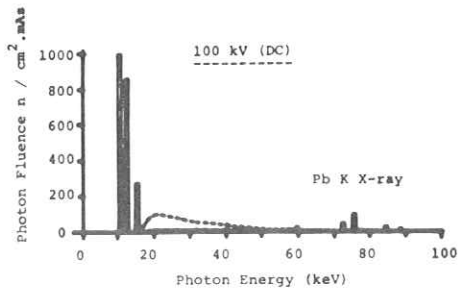


Fig.6. 鉛散乱体からの散乱線のエネルギー分布

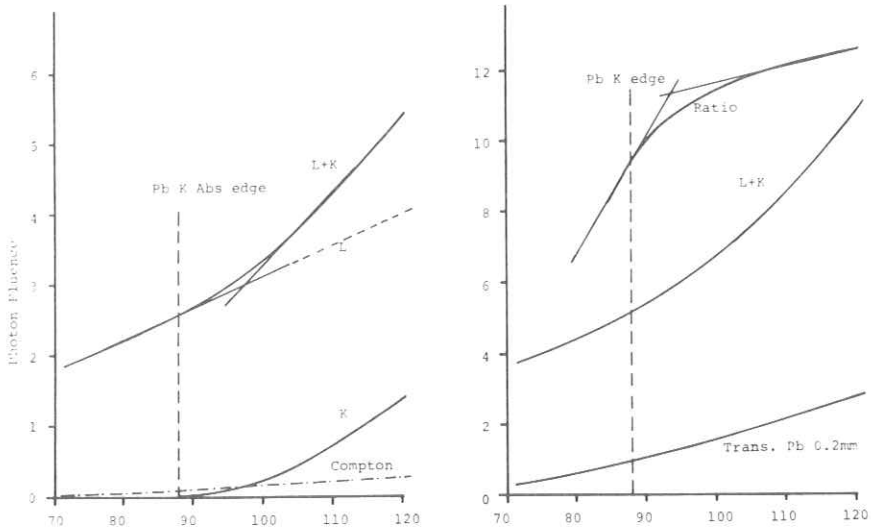


Fig.7. 2成分法、Ratio法による励起電圧の算出

4. 結 果

蛍光X線を利用したX線管電圧測定法は、いかに蛍光X線の励起電圧が正確であっても実際には散乱X線中から蛍光X線の分離が難かしく、たとえ完全に分離できても管電圧のCritical Pointの算出には管電圧波形が関係し平方根近似でも精度は±3%程度になる。

しかも、X線のエネルギー分析等、高度の測定技術が必要となり、現在の球間隙法と精度的にはあまり変わらない。

参 考 文 献

- 1) J.R.Greeing Brit. J. of Applied Physics. Vol 6.(1955)
- 2) M.Davison. D.Reekie. Phy. Med. Biol, Vol 13. (1968)
- 3) E.T.Henshow. Phy. Med. Biol., Vol 17. (1972)
- 4) 西谷. 山田 日本放技会誌(1974)
- 5) 江 副 第30回日本放技学会抄録集(1974)
- 6) 佐 藤 日本放技会誌(1973)
- 7) 佐 藤 日本放技会誌(1974)

ROC 曲線による希土類増感紙の評価

大阪大学病院中放 長畑 弘・若松孝司

片桐敏夫・松本 貴

大阪大学医短大 山下一也

1. はじめに

最近、被曝線量軽減の立場より、希土類増感紙-フィルムが開発され、撮影系に一部適用されている。私たちは、各種増感紙-フィルム系の組合せの ROC 曲線からみた評価とその理論については前回報告した。今回は、希土類系増感紙-フィルムの組合せについて ROC 曲線から見た評価を試みた。

2. 実験の方法

2-1. 試料画像の撮影条件

管電圧：80 KV、FFD：150 cm、濃度：0.65 ± 0.03、附加フィルター：0.5 mm Cu + 1.0 mm Al

2-2. 微小信号

微小信号としては、アクリル樹脂製の 2 mm φ のビーズ数個（X線像としては不透過像）と、2.2 mm 厚のアクリル樹脂板に適当な位置に 2 mm φ の空洞を数個あけたもの（X線像としては透過像）を用いた。前者をビーズ像信号、後者を空洞像信号とした。

2-3. 試料画像の作製方法

ビーズ信号像100枚と、信号なし像100枚、計200枚を1組（ビーズ信号像）。空洞信号像も100枚と信号なし像100枚、計200枚を1組とした（空洞信号像）。このような各組に対して、希土類系増感紙-フィルムの組合せごとに試料画像を作り、次に述べる評定実験によって評価をした。

表 I 各種希土類系増感紙 - フィルムの組合せ及びRMS

screen+film	dev. time	mAs	rel. sensitivity	RMS
GTS + QSO	3'30"	1.3	770	0.072
GTH + QSO	3'30"	0.67	1500	0.051
Lanex+OG-1	3'30"	1.4	700	0.041
G-4 + RXO	3'30"	2.0	500	0.064
G-8 + RXO	3'30"	1.0	1000	0.060

表 II “ 評定 ” 実験の方法

category		rating response					
		I	II	III	IV	V	
s +	T(S s)	T(I s)	T(II s)	T(III s)	T(IV s)	T(V s)	=100
	T(Si s)	$T\left(\frac{I+II+III}{I+IV+V} s\right)$	$T\left(\frac{II+III}{I+IV+V} s\right)$	T(III+IV+V s)	T(IV+V s)	T(V s)	= T(V s)の Vからの累積
	P(S s)	$P\left(\frac{I+II+III}{I+IV+V} s\right)$	$P\left(\frac{II+III}{I+IV+V} s\right)$	P(III+IV+V s)	P(IV+V s)	P(V s)	= T(Si s)/T(s)
n	T(S n)	T(I n)	T(II n)	T(III n)	T(IV n)	T(V n)	=100
	T(Si n)	$T\left(\frac{I+II+III}{I+IV+V} n\right)$	$T\left(\frac{II+III}{I+IV+V} n\right)$	T(III+IV+V n)	T(IV+V n)	T(V n)	= T(V n)の Vからの累積
	P(S n)	$P\left(\frac{I+II+III}{I+IV+V} n\right)$	$P\left(\frac{II+III}{I+IV+V} n\right)$	P(III+IV+V n)	P(IV+V n)	P(V n)	= T(Si n)/T(n)

3. 評定実験

試料画像の観察方法は評定反応の方法で、5つのカテゴリーに分けて観察する(表Ⅱ)

- (Ⅰ) 絶対に信号はない。
- (Ⅱ) おそらくないだろう。
- (Ⅲ) わからない、不明。
- (Ⅳ) おそらくあるだろう。
- (Ⅴ) 絶対にある。

試料画像を観察者が、それぞれ観察し、各カテゴリーごとにふり分ける。表Ⅱに示すように評定反応を観察し、各試行ごとに信号を含む尤度を求めそれにより、 $P(S|s)$ 、 $P(S|n)$ を算出した。

$$\begin{cases} P(S|s) = T(S|s) / T(s) \\ P(S|n) = T(S|n) / T(n) \end{cases} \dots\dots\dots (1)$$

$$\begin{cases} P(N|s) = T(N|s) / T(s) \\ P(N|n) = T(N|n) / T(n) \end{cases} \dots\dots\dots (2)$$

$P(S|s)$ と $P(S|n)$ を求めれば、(2)式もわかるので、(1)式を求めてROC曲線を描く事が出来る。

表Ⅱの $s+n$ は信号のあるもので、 n は信号なしを示している。 $T(S|s)$ の行では、カテゴリーⅠ～Ⅴまでに対するそれぞれの試料画像の数を表わしている。又試料画像は100枚である。

$T(S_v|s)$ の行では、カテゴリーⅤの値から、つぎつぎと累積した値を求めている。

$P(S|s)$ は $T(S_v|s)$ の値のそれぞれをトータルした信号の数、つまり $T(s) = 100$ で割った値である。次に n についても同じ算出方法で $P(S|n)$ が求められる。

このようにして $P(S|s)$ と $P(S|n)$ の値が求められると、カテゴリーⅠ～Ⅴまでの $P(S|s)$ と $P(S|n)$ の値を、それぞれプロットしてROC曲線を描くことが出来る。

4. ROC曲線

図Ⅰは3人の放射線技師の平均値を求めて得たROC曲線である。即ち、図Ⅰ-aはピース像から求めたROC曲線の傾向を示す。図Ⅰ-bは空洞像からのROC曲線で、透過像と不透過像との相対関係を比較することができる。

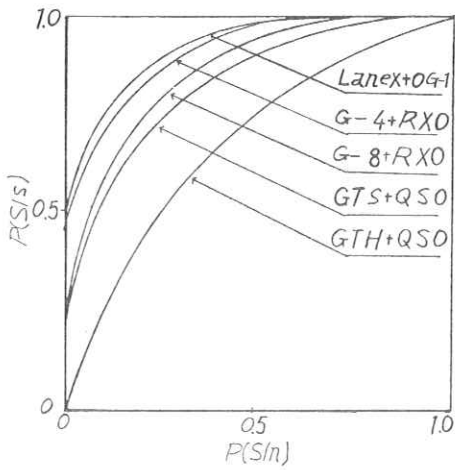


図1-a ROC曲線(ビーズ像)

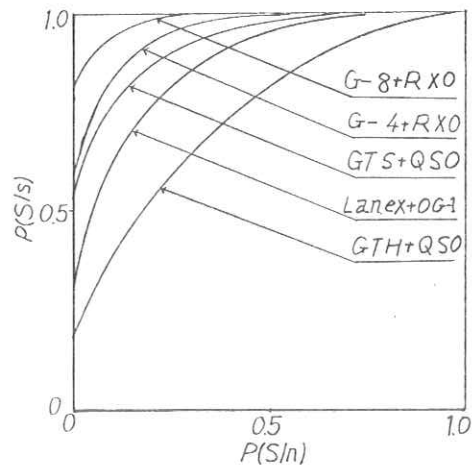
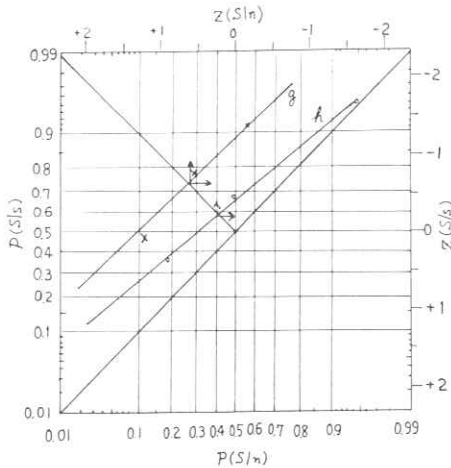


図1-b ROC曲線(空洞像)

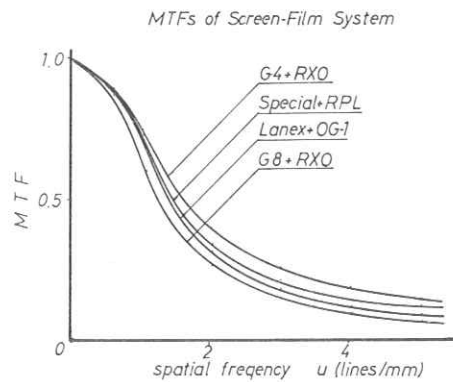
5. d_e' と最大情報量 I_{max} の算出

5-1 d_e' の算出

Green、Swets らの方法により、両正規確率紙上にROC曲線を描く(直線となる)。仮に等しい分散であれば、正の対角線に平行となり、分散が違えば傾斜をもつ。 d_e' は直線が負の対角線と直交する点の z 尺度上の $z(S|n)$ と $z(S|s)$ の差の絶対値として求められる。



図II 両正規確率紙による d_e' の算出
(g :GTS+QSO, h :GTH+QSO)



図III 各種組合せと d_e'

図-I は de' の算出例で g、h を示す。

5-2. 最大情報量 I_{max} の算出

事象 X (入力側: 刺戟) から、事象 Y (出力側: 応答) へ正しく最大に伝達される情報量として求められ、Y の不確定度 H(Y) から X が与えられたときの Y の条件つき不確定度 H(Y | X) を差し引いたものとして定義する。

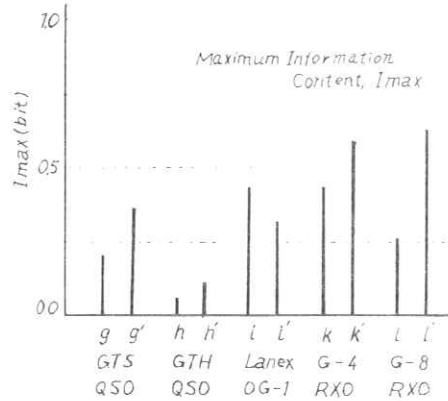


図 IV 各種組合せと I_{max}

$$I_{\max} = H(Y) - H(Y|X)$$

$$H(Y) = - \sum_{j=1}^m P(y_j) \log_2 P(y_j) = P(s) \log_2 P(s) + P(n) \log_2 P(n)$$

$$\left(\begin{array}{l} P(S) = P(s) P(S|s) + P(n) P(S|n) \\ P(N) = P(s) P(N|s) + P(n) P(N|n) \end{array} \right) \text{である。}$$

$$\text{また } H(Y|X) = - \sum_{i=1}^n P(x_i) \sum_{j=1}^m P(y_j|x_i) \log_2 P(y_j|x_i)$$

$$\left(\begin{array}{l} P(x_1) = P(s) \quad P(y_1) = P(S) \\ P(x_2) = P(n) \quad P(y_2) = P(N) \end{array} \right) \text{である。}$$

結局、 $I_{\max} = H(Y) - H(Y|x)$

$$= - \{ P(s)P(S|s) + P(n)P(S|n) \} \log_2 \{ P(s)P(S|s) + P(n)P(S|n) \}$$

$$- \{ P(s)P(N|s) + P(n)P(N|n) \} \log_2 \{ P(s)P(N|s) + P(n)P(N|n) \}$$

$$+ P(s)P(S|s) \log_2 P(S|s) + P(n)P(S|n) \log_2 P(S|n)$$

$$+ P(s)P(N|s) \log_2 P(N|s) + P(n)P(N|n) \log_2 P(N|n)$$

図-I の R O C 曲線から求められるが、正の対角線に対して R O C 曲線上の一番はなれている点をもって $P(S|s)$ と $P(S|n)$ に対するそれぞれの値を求め、前式に代入して I_{max} が求められる。

6. 結果および考察

1) 物理的評価法 (RMS) と、R O C 曲線からみた評価をする場合、図-V に示すようにその

傾向は相関しない場合もある。

2) 感受性の示標としての、 d_e' と I_{max} との間には相関する。

3) 空洞像とビーズ像では空洞像の方が検出能がよい。しかし臨床的な立場からのX線写真からの評価をするとき、ビーズ像の方が(R O C 曲線の傾向)とよく似ている。即ち、ビーズ像(不透過像)の方を評価してもよいと考えられる。

4) 感度が同じ系の比較においては M T F がよいものよりも、粒状性の良いものの方がその識別能もよい。

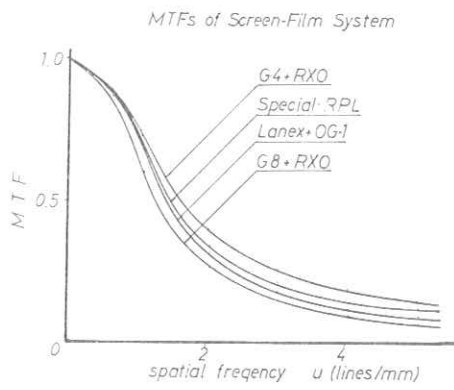


図-V M T F

全体的な傾向としては以上のような事が考えられるが、臨床的な立場からのX線写真と R O C 曲線からみた希土類系の組合せとは比較的有意なことがわかる。又各種希土類系の組合せの傾向は大差がないが、診断目的と部位によって、その使用を考えなければならない。物理的な評価法だけでなく視覚系を評価に入れた総合画質評価を考慮すべきであろう。

参 考 文 献

- 1) GREEN, D. M. , SWETS, J. A. , : Signal Detection Theory and Psychophics. New York, Wiley, 1966
- 2) GOODENOUGH, D. J. , et al : Radiographic Application of Signal Detection Theory
Radiology 105 : 199 - 200 Oct. 1972
- 3) METZ, C. E. , et al : Evaluation of Receiver Operating Characteristic Curve Data in Terms of Information Theory. with Applications in Radiography.
Radiology 109 : 297 - 304 Nov 1973
- 4) GOODENOUGH, D. J. et al : Radiographic Application of Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve. Radiology 110 : 89 - 95. Jan. 1974
- 5) 山下一也他, ROC曲線によるフィルム増感紙系の評価 : R I I 研究会 Vol.6, №.1
1976. 2

ビジコン形撮像管を用いたX線TVの視認限界

東芝メディカル機 恒岡卓二

通常の透視用X線TVにおいて、被写体のX線コントラストとその視認限界空間周波数との関係のチェック法を求めんことを目的とした。雑音源は入射X線の量子雑音のみとし、被写体は静止および等速運動している場合について考えて見ることとした。ビジコン形撮像管6種について計算を行った。

1. 方法

1. 静止被写体の場合

蛍光板のX線透視像やX線TV像を含んだ視覚系の視認限界は、被写体が静止している場合についてはR. H Morgan⁽¹⁾によって次のようにして求められた。

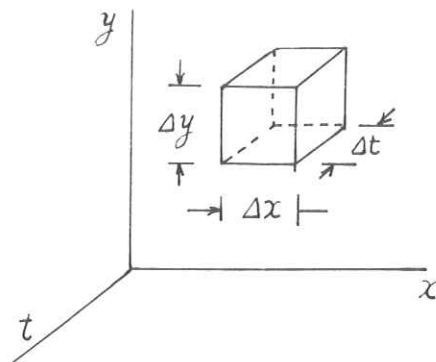


図1

*1
系内に図1のような受光素子を考え、

x, y, t : 空間および時間座標 (mm, sec)

ν_x, ν_y, ν_t : 空間および時間周波数 (cy/mm, cy/sec)

$A_x(\nu_x), A_y(\nu_y), A_t(\nu_t)$: 受光素子の空間および時間MTF

$\nu_{ex}, \nu_{ey}, \nu_{et}$: 受光素子の空間および時間の雑音等価帯域 (noise equivalent passband)

とし。 $\Delta x, \Delta y, \Delta t$ を次の寸法にとるものとする。

$$1/\Delta x = 2 \int |A_x(\nu_x)|^2 \delta \nu_x = 2 \nu_{ex} \dots \dots \dots (1)$$

$$1/\Delta y = 2 \int |A_y(\nu_y)|^2 \delta \nu_y = 2 \nu_{ey} \dots \dots \dots (2)$$

$$1/\Delta t = 2 \int |A_t(\nu_t)|^2 \delta \nu_t = 2 \nu_{et} \dots \dots \dots (3)$$

このときまず受光素子の統計単位^{*2}の数の空間および時間に関する変動分^{*3}のコントラスト C_N ($r.m.q./mean$) を求め、次にこれを k 倍したものを最も見易い大きさの被写体に対する視認限界コントラストとし、さらにこれを系の空間 MTF で割ったものを任意空間周波数の被写体に対する限界コントラスト C_{TO} とする。

$$C_N^2 = \frac{1}{\bar{n} \Delta x \Delta y \Delta t} = \frac{2\nu_{ex} \cdot 2\nu_{ey} \cdot 2\nu_{et}}{\bar{n}} = \frac{(2\nu_{ex})^2 2\nu_{et}}{\bar{n}}$$

$$\therefore C_N = 2\nu_{ex} \cdot (2\nu_{et}/\bar{n})^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (4)$$

ただし \bar{n} : 受光素子内の統計単位数の平均値

このような受光素子が複数段接続された系では、

$$C_{NC}^2 = C_{N1}^2 + C_{N2}^2 + \dots\dots\dots + \frac{1}{2} C_{Nn}^2 + \dots\dots\dots + C_{Nr}^2 \dots\dots\dots (5)$$

$$C_{Nn} = 2\nu_{exc} \cdot (2\nu_{etcn}/\bar{n}_n)^2 \dots\dots\dots (6)$$

ここに

$$\nu_{exc} = \nu_{exn} + \{ \nu_{ex(n+1)} \cdot M_{(n+1)} \} + \dots\dots\dots + (\nu_{exr} \cdot M_r) \dots\dots\dots (7)$$

$$\nu_{etcn} = \nu_{etn} + \nu_{et(n+1)} + \dots\dots\dots + \nu_{etr} \dots\dots\dots (8)$$

添字 c は composite、 n は第 n 段、 r は retina を表わし、 $M_{(n+1)}$ は第 $(n+1)$ 段の第 n 段に対する拡大率を表わす。

結局、空間周波数 ν_x の被写体の視認限界コントラスト C_{TO} は、

$$C_{TO} > k C_{NC} / A_c(\nu_x) \dots\dots\dots (9)$$

Morgan によれば k の値に被写体輝度の広い範囲 ($10^{-4} \sim 300 fL$) にわたって $0.12 \sim 0.19$ となり、ほぼ一定と見做すことができた。

2. 運動被写体の場合

被写体が等速運動をする場合については上記 Morgan の手法に次の 2 点を付加して取扱ってみることとした。

(1) 被写体コントラストの補正

図 1 において被写体が x 方向に等速度 v mm/sec で動いている場合、系の注目受光素子内の平均統計単位数 \bar{n}_v は次式のように減少するものと考えられる。

$$\bar{n}_v = \bar{n} \left\{ \frac{(\Delta x + v \Delta t) \Delta y \Delta t}{\Delta x \Delta y \Delta t} \right\}^{-1} = \bar{n} \left\{ 1 + v \frac{\nu_{exc}}{\nu_{etc}} \right\}^{-1} \dots\dots\dots (10)$$

(2) MTFの補正⁽²⁾

空間周波数 ν_x の被写体が速度 v で x 方向に動く場合系内の注目点は $\nu_t = \nu_x \cdot v$ の時間周波数で入力変化を受けるから、系の時間応答は $A_t(\nu_x \cdot v)$ で表わすことができる。

そこでこの場合の ν_x に対する系の動MTFを $A_v(\nu_x)$ とすれば

$$A_v(\nu_x) = A_x(\nu_x) \cdot A_t(\nu_x \cdot v) \quad \dots\dots\dots (11)$$

で運動被写体に対する動MTFを表わすことができると考える。

3. X線TV系

図2のX線TV系について前出の式(1)~(11)を用いて各空間周波数に対する被写体の視認限界を与えるX線コントラストを計算する。

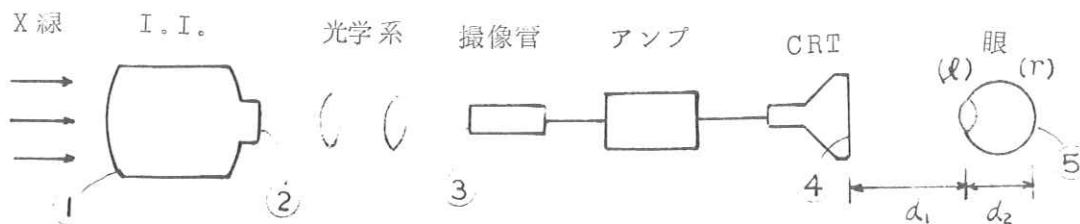


図2

(1) 前提

a、空間MTF……各素子および全系ともにGauss形($\exp(-a^2 x^2)$)とする。

b、時間MTF……アンプおよびCRTは応答が早いから無視する。

I. I. についてはカタログ値を用いる。撮像管については指数関数形の残像特性(e^{-bt})を仮定し、これをFourier変換したものを用いる。これは総合時間MTFで問題となる低い周波数領域ではGaussにほぼ一致する。全系の時間MTFはGauss形とする。

c、眼………眼の ν_{ex} および ν_{et} はMorganに⁽³⁾ならいShadeとKelly⁽⁴⁾のデータを用いる。

MTFは空間・時間ともにGauss形とする。

d、CN………(5)式の各段のCNについてはI. I. 入力蛍光面に吸収されたX線量子によるものが圧倒的に大きいと仮定し他は無視する。またI. I. やCRTの蛍光面、撮像管の光導電面等による空間に固定した粒状性についても今回は対象外とする。

(2) TV系の素子

図2の系の各段の素子として下記の条件を採用した。

a) X線 : 80 kVp, 2 mm Al

- b) I. I. ⁽⁵⁾ : スーパー 9" / 5"、像拡大率 = 0.1、出力像径 = 20 mmφ、
 変換係数 $Gx = 100 \text{ cd/m}^2 (\text{mR/sec})^{-1}$
 入力螢光面の X線吸収率 = 0.65、出力光スペクトル = B4
 空間 MTF = 0.045 at 3 cy/mm (入力螢光面)
 時間 MTF = 0.65 at 200 cy/sec

- c) 光学系 ⁽⁶⁾ :

1次レンズ	2次レンズ
F 1.5	0.75 …… 開放固定
f 100 mm	50 mm

 空間 MTF = 0.4 at 3 cy/mm (撮像管光導電面)

d) 撮像管 :

	ビジコン	カルニコン	ブラッピコン	シリコン ビジコン	サチコン	ニュービコン	注
	8541	E5063	XQ1070	E5036	H8362	S4076X	
レスポンス (400 TV本)	0.45	0.45	0.4	0.2	0.45	0.55	
残像 (50 msec)	0.2	0.1	0.03	0.12	0.06	0.2	

面照度 ($\ell\text{m/m}^2$) at $I_{\text{sig}} = 0.2 \mu\text{A}$

A光源 (2854°K)	1.0	0.63	4.0	0.31	6.7	0.42	
I.I. 出力光 (B4)	5.6	1.6	2.9	0.95	7.6	1.4	*4
感度比 (対 I.I.)	1	3.5	1.9	5.9	0.74	4.0	*4

- e) アンブ ⁽⁷⁾ : $5 \times 10^6 \text{ cy/sec}$

- f) CRT ⁽⁷⁾ : $280 \times 120 \text{ mm}$ (350 mmφ相当)
 40 fL (137 cd/m^2)、ビームスポット径 = 0.42 mm
 $\nu_{ex} = 0.70 \text{ cy/mm}$ 、 $d_1 = 1.3 \times 10^3 \text{ mm}$

- g) 眼 ⁽¹⁾⁽³⁾⁽⁴⁾ : $d_2 = 17 \text{ mm}$
 $\nu_{ex}(r+l) = 30 \text{ cy/mm}$ 、 $\nu_{etr} = 20 \text{ cy/sec}$
 $k = 0.12$

(2) MTFの補正⁽²⁾

空間周波数 ν_x の被写体が速度 v で x 方向に動く場合系内の注目点は $\nu_t = \nu_x \cdot v$ の時間周波数で入力変化を受けるから、系の時間応答は $A_t(\nu_x \cdot v)$ で表わすことができる。

そこでこの場合の ν_x に対する系の動MTFを $A_v(\nu_x)$ とすれば

$$A_v(\nu_x) = A_x(\nu_x) \cdot A_t(\nu_x \cdot v) \quad \dots\dots\dots (11)$$

で運動被写体に対する動MTFを表わすことができると考える。

3. X線TV系

図2のX線TV系について前出の式(1)~(11)を用いて各空間周波数に対する被写体の視認限界を与えるX線コントラストを計算する。

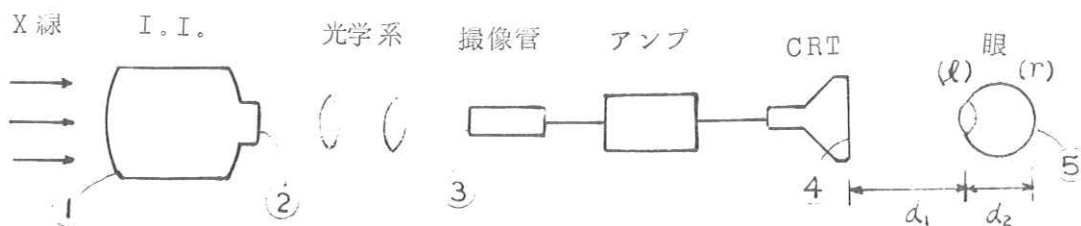


図2

(1) 前提

a、空間MTF……各素子および全系ともにGauss形($\exp(-a^2 x^2)$)とする。

b、時間MTF……アンプおよびCRTは応答が早いから無視する。

I. I. についてはカタログ値を用いる。撮像管については指数関数形の残像特性(e^{-bt})を仮定し、これをFourier変換したものを用いる。これは総合時間MTFで問題となる低い周波数領域ではGaussにほぼ一致する。全系の時間MTFはGauss形とする。

c、眼………眼の ν_{ex} および ν_{et} はMorgan にならいShade と Kelly⁽³⁾ のデータを用いる。⁽⁴⁾

MTFは空間・時間ともにGauss形とする。

d、CN………(5)式の各段のCNについてはI. I. 入力蛍光面に吸収されたX線量子によるものが圧倒的に大きいと仮定し他は無視する。またI. I. やCRTの蛍光面、撮像管の光導電面等による空間に固定した粒状性についても今回は対象外とする。

(2) TV系の素子

図2の系の各段の素子として下記の条件を採用した。

a) X線 : 80 kVp, 2 mm Al

- b) I. I. ⁽⁵⁾ : スーパー9"/5"、像拡大率 = 0.1、出力像径 = 20 mmφ、
 変換係数 $Gx = 100 \text{ cd/m}^2 (\text{mR/sec})^{-1}$
 入力螢光面のX線吸収率 = 0.65、出力光スペクトル = B4
 空間MTF = 0.045 at 3 cy/mm (入力螢光面)
 時間MTF = 0.65 at 200 cy/sec

- c) 光学系 ⁽⁶⁾ :

1次レンズ	2次レンズ
F 1.5	0.75 ……開放固定
f 100 mm	50 mm

 空間MTF = 0.4 at 3 cy/mm (撮像管光導電面)

- d) 撮像管 :

	ビジコン 8541	カルニコン E5063	ブラッピコン XQ1070	シリコン ビジコン E5036	サチコン H8362	ニュービコン S4076X	注
レスポンス (400 TV本)	0.45	0.45	0.4	0.2	0.45	0.55	
残像 (50 msec)	0.2	0.1	0.03	0.12	0.06	0.2	

面照度 ($\ell\text{m/m}^2$) at $I_{\text{sig}} = 0.2 \mu\text{A}$

	A光源 (2854°K)	カルニコン	ブラッピコン	シリコン ビジコン	サチコン	ニュービコン	注
A光源 (2854°K)	1.0	0.63	4.0	0.31	6.7	0.42	
I.I.出力光 (B4)	5.6	1.6	2.9	0.95	7.6	1.4	*4
感度比 (対 I.I.)	1	3.5	1.9	5.9	0.74	4.0	*4

- e) アンブ ⁽⁷⁾ : $5 \times 10^6 \text{ cy/sec}$
 f) CRT ⁽⁷⁾ : $280 \times 120 \text{ mm}$ (350 mmφ相当)
 40 fL (137 cd/m^2)、ビームスポット径 = 0.42 mm
 $\nu_{ex} = 0.70 \text{ cy/mm}$ 、 $d_1 = 1.3 \times 10^3 \text{ mm}$
 g) 眼 ⁽¹⁾⁽³⁾⁽⁴⁾ : $d_2 = 17 \text{ mm}$
 $\nu_{ex}(r+\ell) = 30 \text{ cy/mm}$ 、 $\nu_{etr} = 20 \text{ cy/sec}$
 $k = 0.12$

(3) 計算例

一例としてビジコンを用いた場合の中途経過のみを示す(○印は図2参照)

	I. I.	光学系	ビジコン	アンプ	C R T	眼	総合
ν_{ex} (cy/mm)	1.07 ②	19.6 ③	14.8 ③	0.95 ④	0.70 ④	3.0 ⑤	図2参照
M (図2より)	②/① 0.1	③/② 0.5		④/③ 2.8		⑤/④ 0.013	
		③/① 0.05		④/① 1.4		⑤/① 0.018	
$\nu_{exc}^{-2} =$	0.873 +	1.041 +	1.826 +	0.565 +	1.041 +	3.354	= 8.702

$$\nu_{exc} = 0.34 \text{ (cy/mm)}, \quad A_{xc}(\nu_x) = \exp(-(1.85\nu_x)^2)$$

ν_{et} (cy/sec)	1.91		5.1			2.0	
$\nu_{etc}^{-2} =$	2.74×10^{-5}	+	3.91×10^{-4}		+	25×10^{-3}	$= 2.92 \times 10^{-3}$

$$\therefore \nu_{etc} = 1.85 \text{ (cy/sec)}, \quad A_{tc}(\nu_t) = \exp(-(0.034\nu_t)^2)$$

$$\therefore A_{vc}(\nu_x) = A_{xc}(\nu_x) \cdot A_{tc}(\nu_x \cdot \nu) = e^{-(1.85\nu_x)^2 - (0.034\nu_x \cdot \nu)^2}$$

ビジコン I sig = 0.2 μAを得るための光導電面照度 = 10 lm/m² (A光源)

→ 5.5 lm/m² (I. I. 出力光) → 0.55 mR/sec (I. I. 入力線量率)

→ 7150 量子/mm²/sec (I. I. 入力蛍光面吸収, 80 kVp/2 mmAl) = \bar{n}

以上のデータから静止被写体に対しては(6)→(9)の順でC_{TO}を求める。また運動被写体に対しては \bar{n} の代りに(10)の \bar{n}_v を、A_{xc}(ν_x)の代りに(11)のA_{vc}(ν_x)を用いて同様の手順でC_{TO}を求める。

2. 結果

図2のX線TV系に各撮像管を用いて上述の計算を行った結果図3～図8を得た。横軸は被写体空間周波数、縦軸は被写体のX線コントラスト、曲線は静止被写体(実線)および運動被写体(破線)の視認限界を示す。νとしては10、50、100 mm/secの3種類について計算した。

参考までに80 kVp/2 mmAl + 水20 cmのX線に対して鉛50 μm厚(Funk チャート)のX線コントラストは30%前後でありバリウム造影剤1 mm厚のコントラストは20%弱である。

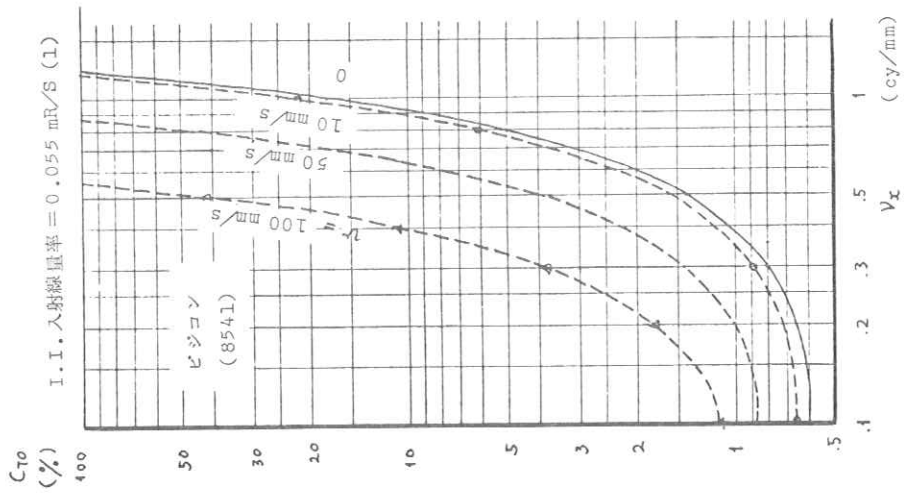


図 3

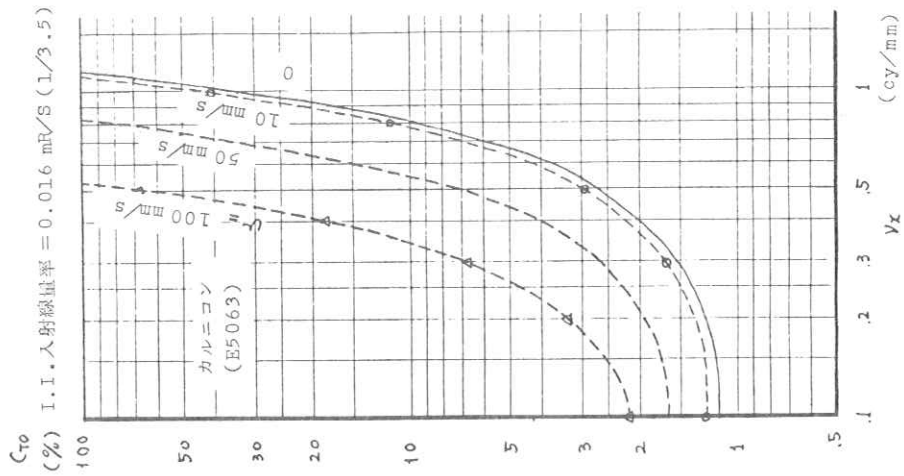


図 4

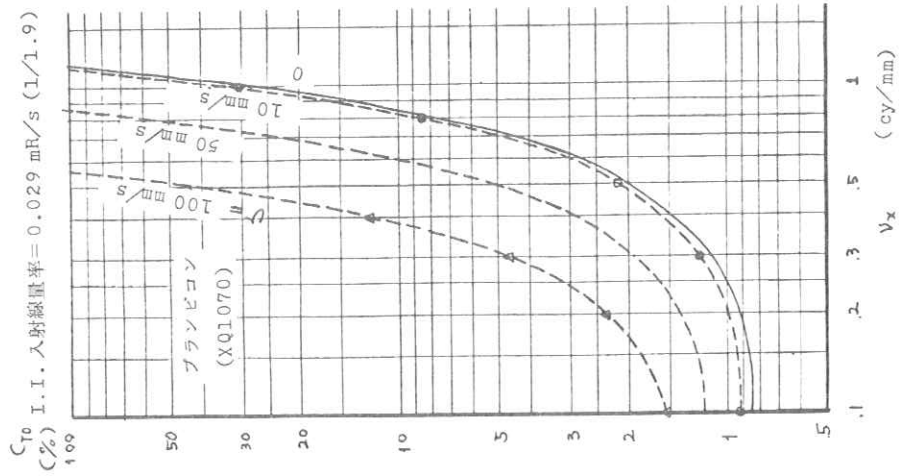


図 5

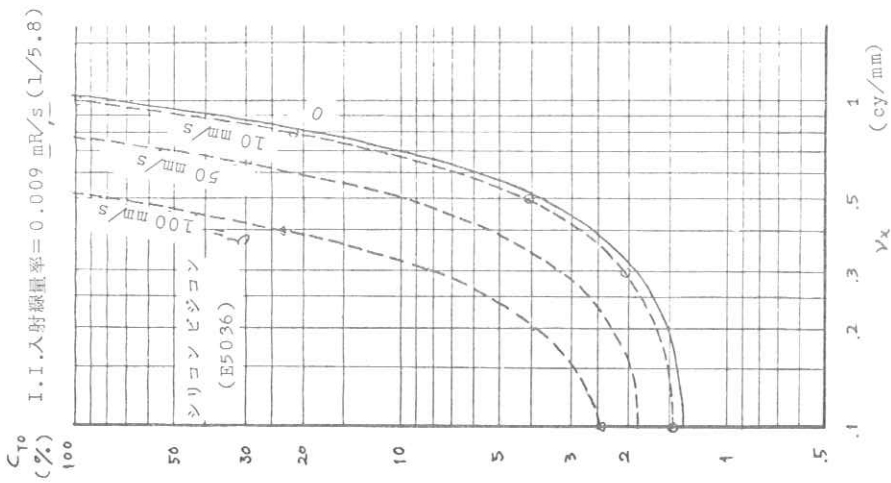


図6

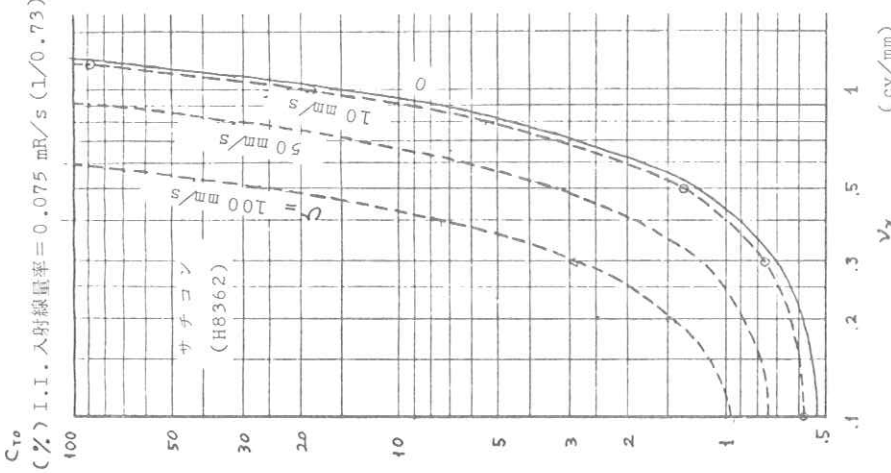


図7

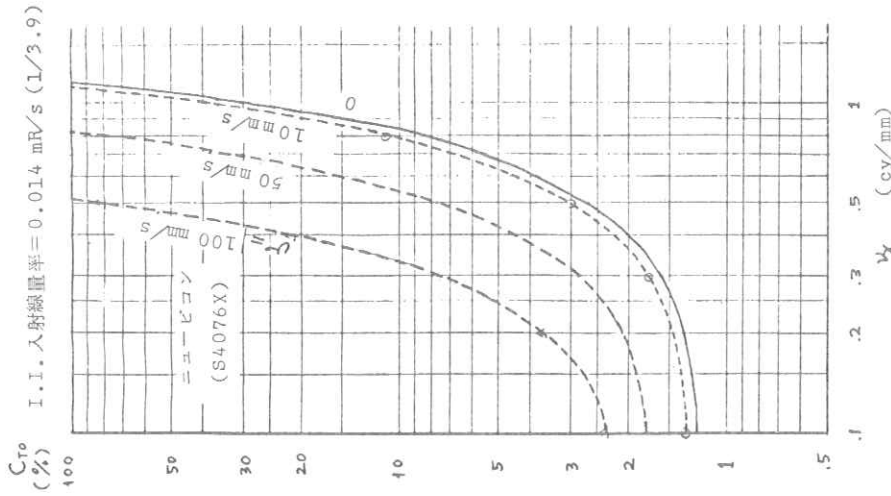


図8

3. 考 察

- (1) 本計算では光学レンズは開放固定とした。そのため撮像管の感度のちがいがその逆比で入射線量率のちがいになるような計算法になっている。実際には光学レンズに絞りをを入れて調整することにより入射線量率を一定とする検討も必要である。そのためにはタンデムレンズ系の F ナンバーと O T F の関係がわかっていなくてはならない。
- (2) 被写体の限界コントラストは撮像管によってかなりちがいが見られる。静止被写体の結果は大体において実感にかなり近いが、運動被写体については少し良く出すぎているように思われる。
- (3) これに対しては次の点を検討する必要がある。
 - a) 本計算は撮像管の $I_{sig} = 0.2 \mu A$ における残像値を用いて行った。実際には画像のハイライト部（例えば胃の場合の肺野空気層等）を $0.2 \mu A$ に設定しても、問題点（例えば二重造影部等）はこれより遙かに小さい電流値となり、したがって残像は格段に長くなり、 ν_{etc} の計算に撮像管の ν_{et} が眼の ν_{et} に比べて同程度あるいはそれ以上に利いて来るのではないか（II (3) 計算例参照）。
 - b) 運動被写体の扱い方や X 線量子以外の雑音の影響についてさらに考慮すべきではないか。
- (4) いずれにしても以上の計算はかなり多くの仮定や前提のもとに行われているので、その結果を実験的にたしかめて見る必要がある。

注：

- * 1. ……ここにいう受光素子（photoreceptor）は視覚を含んだ情報交換（あるいは伝達）系内の空間・時間的 1 素子のことで、必ずしも光を受ける stage に限らない。
- * 2. ……X 線量子、光子、電子、視神経を伝わる刺激あるいはそれらの一群等、空間・時間的に変動する量であって統計的には 1 単位として取扱えるもの。
- * 3. ……系は空間・時間に関して ergodic であり、また空間に関しては等方的であるとする。
- * 4. ……ビジコン以外の撮像管は $\gamma \doteq 1$ であるので、それらの感度比は次の方法で算定した。今それぞれ任意スケールで、

$$I(\lambda) = I.I. \text{ 出力光スペクトル, } P(\lambda) = \text{撮像管スペクトル感度}$$

$$L(\lambda) = A \text{ 光源スペクトル, } M(\lambda) = \text{測光器スペクトル感度}$$

とする。M(λ)には明視視感度曲線を用いる。また各々を絶対値化するための定数をそれぞれ K_I, K_P, K_L, K_M とする。

A 光源および I.I. 出力光で $I_{sig} = 0.2 \mu A$ を得るためには

$$K_L K_P \int L(\lambda) P(\lambda) d\lambda = K_I K_P \int I(\lambda) P(\lambda) d\lambda = 0.2$$

$$\therefore \frac{\text{I.I. 出力光による光導電面照度}}{\text{A光源による光導電面照度}} = \frac{KI KM \int I(\lambda) M(\lambda) d\lambda}{KL KM \int L(\lambda) M(\lambda) d\lambda}$$

$$= \frac{\int L(\lambda) P(\lambda) d\lambda \cdot \int I(\lambda) M(\lambda) d\lambda}{\int I(\lambda) P(\lambda) d\lambda \cdot \int L(\lambda) M(\lambda) d\lambda} \dots\dots\dots (12)$$

積分は400~750mμの波長範囲で行った。ビジコンについてはγ≐0.65であるからこのような方法は用いることができない。したがってカルニコンとビジコンのI.I. 出力光に対する感度比の実測値3.5:1を用いて計算した。

参 考 文 献

- (1) Morgan, R.H. : Diagnostic Radiologic Instrumentation, edited by R.D.Moseley et al., C.C. Thomas Pub., Ill USA(1965), PP 61-91
- (2) 恒岡卓二 : R I I 研記 第28回(S46/8), PP46-51
- (3) Shade, O.H. : J O S A , 46 (1956), PP 721-739
- (4) Kelly, D.H. : J O S A , 51 (1961), PP 422-429
- (5) 日本フィリップス Tech Bullet
- (6) 小早川 嘉 : 映像情報, 9/1973, PP 70-73
- (7) Coltman, J.W. et al., : Proc, IRE, 48 (1960), PP 858-865

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	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 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

9 月研究会の雑誌をお届けします。

今回は速水先生・今川先生はじめ大阪大学医療短大の先生方のお世話で阪大基礎工学部の建物を借りて開催いたしました。特別講演は同学部の田中先生、田村先生にお願いして別稿の内容の通りのお話を伺い、実験室の見学もさせて頂きました。茶菓に至るまで至れりつくせりの御用意を頂いたことも合わせ、紙面を借りて厚く御礼申し上げます。

前回から実施しておりますが、郵便料の節約をはかるため、研究会のプログラムは雑誌にはさみこんで送るよういたします。目につきにくいかと存じますが御協力願います。また原稿を所定の期日にお届け頂くようお願いいたします。

本会与縁の深かったロスマン先生が亡くなりました。哀悼の意を表しますと共に、寒い冬、御自愛の程祈り上げます。
(S . H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十一年九月

編 者 集 長 谷 川 伸

〒 182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二一六―

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 ○三―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―八三―一―〇九五五