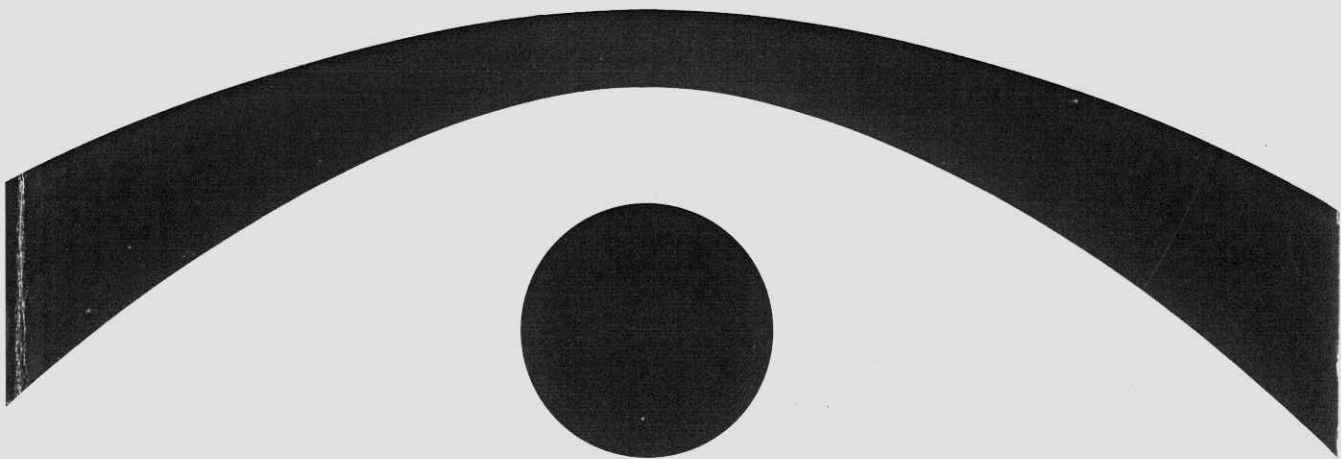


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻80号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 2 No. 2 May 1985



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

顧問 高橋信次先生の逝去を悼む



弔詞 — “大きな星”

高橋先生が亡くなった。いまこのように追悼のことばを書いていると、在りし日の先生のことがつぎつぎと思い出されてくる。それも浜松医大副学長、愛知がんセンター総長として功成り名遂げられた時代でなく、一教授でR I I研究会の会長をしておられた若き時代のことである。

私は一度先生からコッピドク叱られたことがある。R I Iの常任委員会を招集しておきながら、その本人が大遅刻をしたときのことである。重々私が悪いので一言の弁解のことばもない。会長である先生は他の人々の気持をおさめるために、ひどく面責されたのである。なかなかできることではない。いまだにこの教訓は身にしみて肝に銘じている。

その頃R I I研究会にはよく出席された。先生は医学者であるから、われわれ理工学者の述語もその論理も難解であったに違いないと思うのに、演題のほとんどの質問をされた。それも東北弁のタドタドしい特徴ある話し振りは耳にこびりついてはなれない。なかには見当違いのこともあった。しかし岡目八目といったは誠に失礼であるが、すばらしい示唆に富んだ意見が泉のように湧き出てくるさまは、正に驚きに値した。やはり、先生の画像に対する確固とした哲学が然らしめるところであったのだろうといまになって思うのである。

私共にとって偉大な人々がつきからつきへと欠けていく。今度も大きな星が落ちた。人間の持って生れた宿命とは知りながらも悲しみに耐えない。後に続く者は先生の遺徳をしのび、遺産を受け継いで、1 mmでもいいピラミッドを高めて行きたいと心に期するものがある。

先生、R I I研究会はM I I学会になりました。みんなできっと立派な学会にしてみせます。先生安んじて眠って下さい。さようなら。

合掌。

昭和60年 5月

会 長 内 田 勝

略 歴

明治 45 年 1 月 28 日	福島県安達郡二本松町松岡で御誕生
昭和 13 年 3 月	東北帝国大学医学部卒業
13 年 4 月	東北帝国大学医学部放射線医学研究室入局
19 年 5 月	医学博士
21 年 6 月	青森医学専門学校教授（放射線科）
24 年 5 月	弘前大学教授（放射線医学教室）
29 年 6 月	名古屋大学教授放射線医学教室開講
37 年 4 月	第 21 回日本医学放射線学会会長
38 年 4 月	癌治療学会理事
39 年 6 月	世界保健機構放射線専門委員会委員 (Expert Advisory Panel on Radiation)
○ 41 年 7 月	放射線イメージ・インフォメーション研究会会長（59 年 6 月迄）
41 年 8 月	国際放射線防護委員会, ICRP, 第 3 部会委員
42 年 3 月	米国放射線名誉会員
44 年 10 月	第 12 回国際放射線医学会議副会長
46 年 4 月	科学技術庁放射線審議会委員, 委員長
48 年 6 月	国際放射線防護委員会主委員会委員
48 年 8 月	第 13 回核医学会会長
48 年 10 月	第 16 回日本放射線影響学会会長
49 年 6 月	浜松医科大学副学長
49 年 9 月	名古屋大学医学部教授退官, 同大学名誉教授, 癌治療学会名誉会員
50 年 5 月	独逸放射線学会名誉通信会員
52 年 4 月	浜松医科大学病院病院長
54 年 4 月	トロトラスト沈着者健康管理委員会委員長（厚生省）
55 年 1 月	国際放射線防護委員会名誉委員
55 年 3 月	浜松医科大学退官, 名誉教授
55 年 4 月	愛知県がんセンター総長
56 年 12 月	日本学士院会員
58 年 11 月	北米放射線学会客員
○ 59 年 6 月	医用画像情報学会顧問（御逝去迄）
60 年 2 月	弘前大学名誉教授
60 年 4 月	愛知県がんセンター名誉総長
60 年 4 月	二本松市名誉市民
60 年 4 月 2 日	御逝去

（○印は本学会に関連した項目です。）

褒 賞 事 項

昭和 25 年 6 月	東奥賞受賞
33 年 5 月	中日文化賞受賞
47 年 6 月	日本医師会医学賞受賞
52 年 6 月	恩賜賞・日本学士院賞受賞
54 年 11 月	文化功労者顕彰
59 年 11 月	文化勲章受章
60 年 4 月	叙位叙勲（従三位・勲一等瑞宝賞）

先生の御写真, 御経歴等の資料を愛知県がんセンターから提供して頂きました。
ここに感謝します。

医用画像情報学会雑誌

第2巻第2号 1985年5月

目 次

顧問 高橋信次先生の逝去を悼む	内田 勝	
会 告		
総会および研究会の案内 — 83回研究会の演題同い — 特別講演案内 — その他	……	会告 1
特別講演資料		
シリコン系アモルファス半導体と画像工学への応用	仁田 昌二	55
論 文		
⑧ 散乱X線含有率による粒状性の変化	吉田日出輝, 内田 勝, 川崎 雅明	63
○ サイズ分布モトルを持つ拡張されたランダムドットモデル	田中嘉津夫, 内田 勝	70
⑨ 高ノイズ画像における正弦波の検出	犬井 正男, 宮崎 佳一, 小門 宏, 三宅 洋一, 久保 走一	75
⑨ セグメント法による散乱線含有率の測定	稲津 博, 内田 勝	82
個人利用向きの小型計算機による胃X線画像解析システムの開発	福島 重広, 上田 衛	88
会 報		
研究会記事—理事会報告—新入会員名簿—会員移動	……	97
賛助会員名簿	……	102

昭和60年度医用画像情報学会総会および第82回研究会のご案内

昭和60年度医用画像情報学会総会ならびに第82回研究会を下記のように開催します。

- 日 時 昭和60年6月8日(土) 10:00 ~ 17:00
- 場 所 京都工芸繊維大学工学部電気工学科2階第10講義室(地図参照)
郵便番号 606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
(Tel.) 075-791-3211(内線 585, 580)
- 特別講演 10:00 ~ 11:15
立体画像技術としてのホログラフィー
京都工芸繊維大学工業短期大学部写真工学科 久保田敏弘 助教授
- 見 学 11:20 ~ 12:00
京都工芸繊維大学工業短期大学部写真工学科
写真工学科のホログラム撮影装置および各種ホログラムの展示, その他諸設備
を見せていただく予定です。奮って御参加下さい。
- 総 会 13:00 ~ 13:30
議題 昭和59年度事業報告および会計報告
昭和60年度事業計画および予算
その他
- 研究発表 13:30 ~
発表の演題は別紙を参照して下さい。

バックナンバーの買い戻し

前号でお願いしました標記について, まだ一冊もお申し出がなく困っています。さしあって国会図書館への寄贈が必要ですので, 下記のものをお願いします。

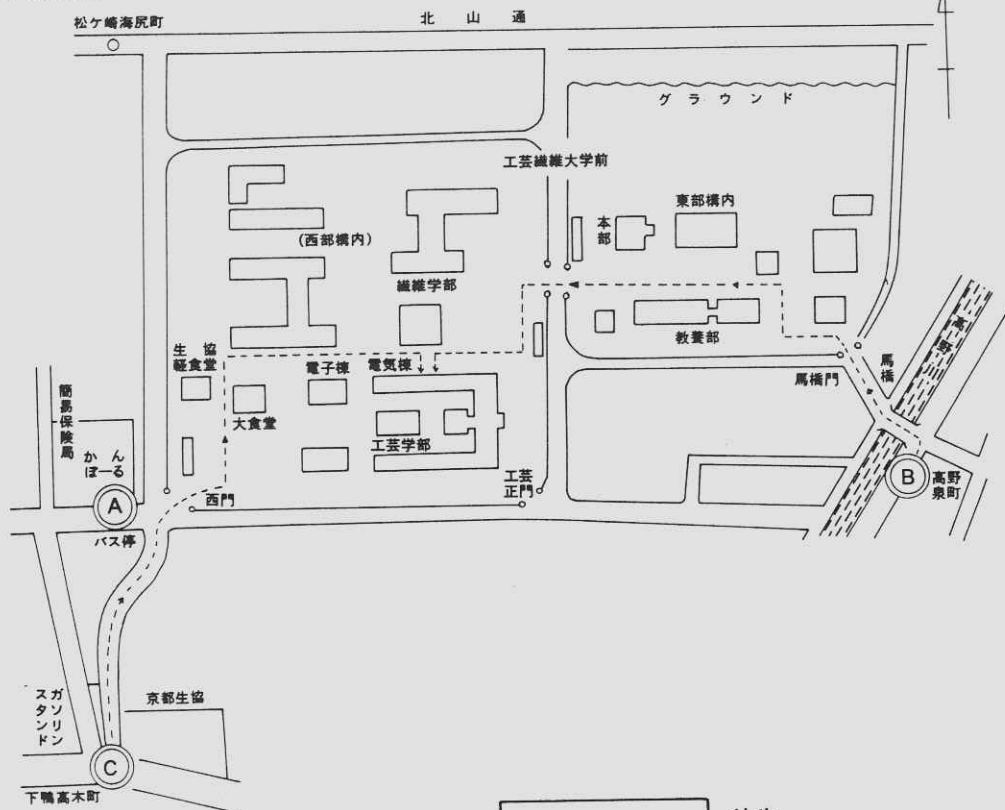
放射線像の研究 1巻

放射線像研究 7巻3号

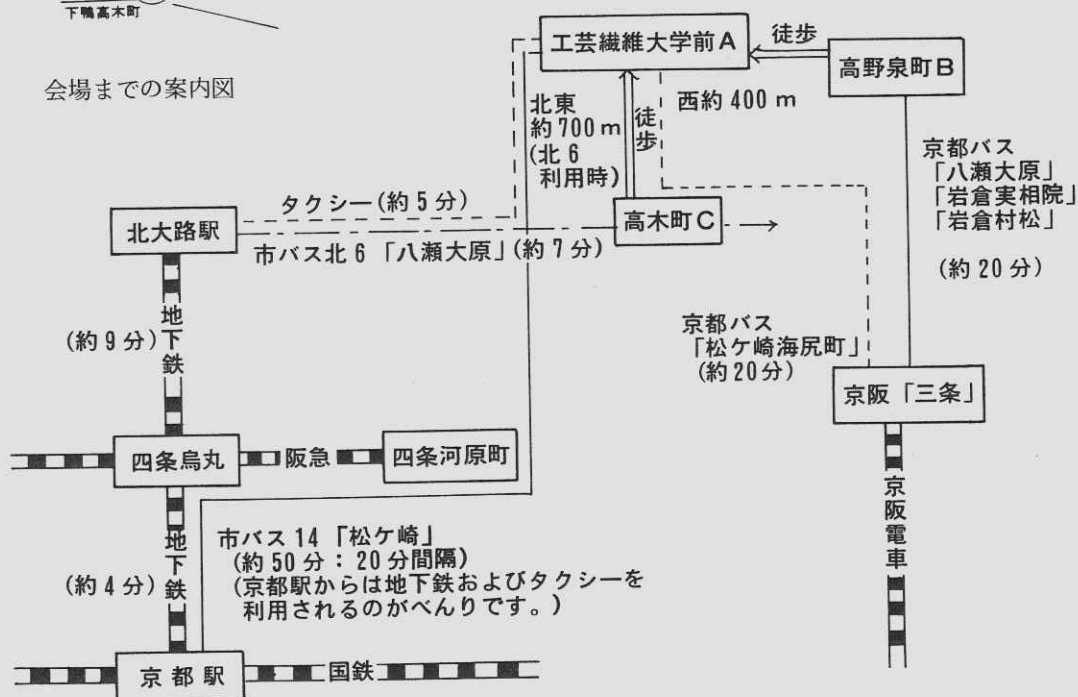
研究会記事 13回~28回(各放射線像研究の最初の頁)

なお「第7回研究記事」をお持ちの方はゼロックスコピーをお送り下さい。

会場案内図



会場までの案内図



第 83 回研究会演題伺い

第 83 回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和60年10月13日 (日)
場 所 仙 台
演題〆切 昭和60年 8 月24日 (土)
申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 医用画像情報学会
TEL 075-791-3211 (内580, 585)
(なるべく、文書でお願いします。)

特別講演会のご案内

(I)

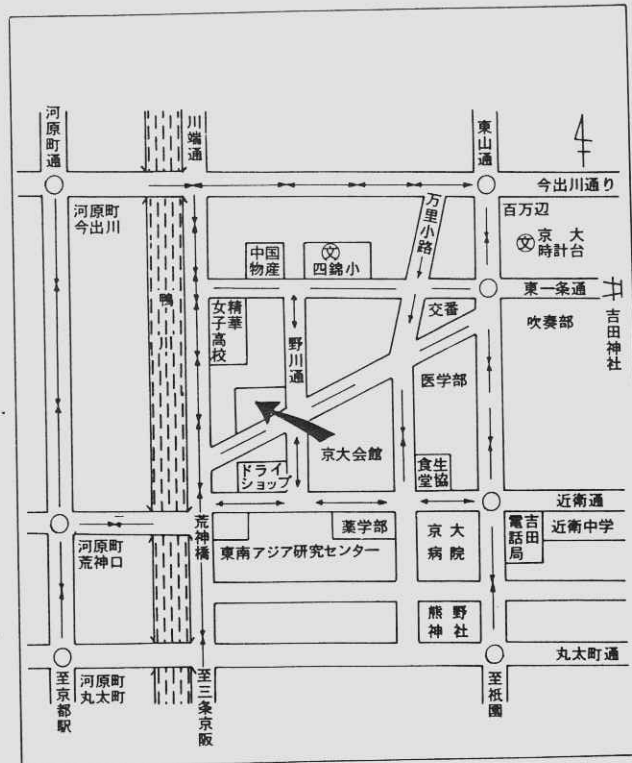
この特別講演会は、本会の国際交流事業として、京都工芸繊維大学主催の講演会に協賛するものです。英語の講演で、通訳はありませんが、奮って御参加下さい。

日 時 昭和60年 6 月 ~~13日(土)~~^{7日(金)} 15時～17時
場 所 京都工芸繊維大学電子工学科 3階会議室
(82回研究会会場の西側の建物です。)
演 題 Optical image processing
(医用画像処理を含む)
講 演 者 天津大学教授(光学) 張 以 謨

(II)

この特別講演会は、本会の国際交流事業として、日本写真学会西部支部主催の講演会に協賛するものです。当日通訳はありませんが、奮って御参加下さい。

日 時 昭和60年 7 月15日 (月) 14時～16時
場 所 京大会館 (〒606 京都市左京区吉田河原町)
(TEL) 075-751-8311
演 題 Photon noise and noise equivalent measures of photographic performance
講 演 者 Dr. A. E. Saunders
(Research Division, Kodak Ltd.)



- ・京都駅より市バス A 2 のりば (206)
 - ・四条京阪より (南座向い) (201) (31) } 東一条下車
 - ・三条京阪南口より 京都バス
 - 5 番のりば 出町柳経由系統 荒神口下車
- 「お願い」上記所在地をお確めの上お越し下さい。

外国人の講演会について

2月16日の理事会で、国際交流事業として、外国人の講演会に必要な費用の一部を補助することが決まりました。候補者があれば、事務局に申し込んで下さい。なお、今のところ、講演会だけの通知を会員全員に発送することは出来ません。会誌に掲載する関係上、下記の表を目安として早い目に、手続きをして下さい。他学会に協賛する方式でも結構です。

申込〆切	3月下旬	7月下旬	11月下旬
会誌発行	5月中旬	9月中旬	1月中旬

シリコン系アモルファス半導体と画像工学への応用

仁 田 昌 二

岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1985年4月13日 受理)

Properties of Silicon-Based Amorphous Semiconductors and Its Application to Image Science

Shoji NITTA

Department of Electrical Engineering, Gifu University, 1-1, Yanagido, Gifu 501-11

(Received April 13, 1985)

Fundamental properties of silicon-based amorphous semiconductors are discussed. Application of these materials to imaging devices such as photo-detectors, xerographic photoreceptors, line sensors and thin film transistors are introduced. Finally, application of amorphous multi-layers or superlattices to X-ray reflectors and X-ray lens are discussed.

1. はじめに

線レンズにアルファス材料が使われようとしている様子について述べる。

グロー放電法などで作られた水素化されたアモルファス・シリコン (a-Si:H と略記する) は太陽電池などへ応用され多くの人に知られるようになってきた。画像関係への応用もさかんで、電子写真用の感光ドラムをはじめ多くの研究がなされている。次節ではアモルファス半導体がどのような性質をもち、特徴をもつか簡単にまとめてみる。§ 3 では、この基本的性質が画像工学にどのように用いられるかについてながめてみる。最後に § 4 で X 線画像工学の夢である X 線反射板と X

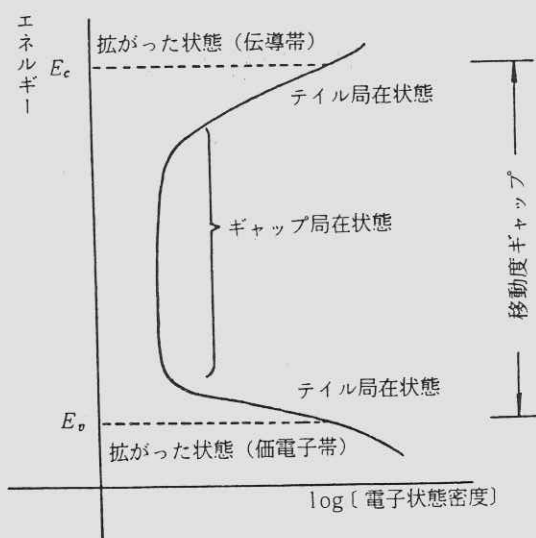
2. 水素化テトラヘドラル系 アモルファス半導体

共有結合で作られるアモルファスは、構成原子の平均配位数 m によって分類することができる¹⁾。3次元の理想的共有結合をもつランダム格子網の平均配位数 m_c は $m_c = \sqrt{6} \simeq 2.45$ である。これを取り囲む $3 > m > 2$ の範囲ではガラスとして存在する。代表的アモルファス半導体である a -

As₂Se₃, a-As₂S₃ や石英ガラスはこの中に入る。 $4 > m > 3$ の物質は超過拘束アモルファスと呼ばれ3次元空間中での拘束が3よりも大きいために物質中に歪みが生じ、そのためにバルク状の物質を作ることができない。純粋なアモルファス・シリコン a-Si はランダム格子網が完全に作られると $m=4$ であり、内部に大きな歪みを作る。この歪みを少なくするために 10^{20} cm^{-3} 程の密度で欠陥を作る。グロー放電法²⁾ によって SiH₄ ガスから作られたアモルファス・シリコンには SiH₄ 中の水素が入り水素化されている。この a-Si:H 中には 10% 前後の水素を含んでおり、このため平均配位数 m は 4 よりも小さくなる。また水素は膜中に出来た欠陥であるダングリング結合を終端し欠陥密度を減少させる働きをもつ。この方法では欠陥密度が 10^{15} cm^{-3} 程度のものが作られている。

a-Si:H や a-Si 中の Si 原子は sp^3 混成して化学結合している。価電子帯は sp^3 結合バンドから出来ており、伝導帯は sp^3 反結合バンドでできている。少量の P 原子や B 原子を a-Si:H 格子網中に混入させると約 $1/3$ がドーパント型として入り、それぞれドナーおよびアクセプタと働く。残りは合金型として Si とともにアモルファス・ランダム格子網を構成する。

アモルファス半導体中で構成元素は化学結合距離と結合角を一定に保ち、いわゆる短距離秩序をもっている。結晶では構造に周期性をもち、X線ブラッグ反射し、結晶内電子のブラッグ反射によってバンドに構造を作る。この周期性は長距離秩序であり、アモルファスには存在しない。このため結晶のように基板を特別に限定されない。また結晶では周期性のために波数 k が良い



E_c と E_v はそれぞれ伝導帯および価電子帯側の移動度端

図1 アモルファス半導体の電子状態密度の Mott-CFO 模型^{3), 4)}

量子数となり、バンドに構造が出来、 k 保存が重要になる。結晶シリコンはバンドが間接ギャップ型になっているため、光学的应用には向かない。アモルファスになると長距離秩序が無くなるため、 k は良い量子数ではなくなるため k を保存する必要がなくなり、光学的遷移が容易になる。このため a-Si:H は光学的应用に向けた半導体になっている。

上記のように欠陥が少なく、光学的に良い性質をもつので良質な光伝導体として働き、太陽電池他への応用が進んでいる。

アモルファス半導体中の電子状態密度の Mott-CFO 模型を図1に示す。エネルギー E_c と E_v では電子状態が広がった状態から局在状態に移る。 $E_c - E_v$ は移動度ギャップと呼ばれる。 E_c または E_v 近くの局在状態は主に長距離秩序を欠くこ

とによって生じたランダム性にもとずき局在した状態でテイル局在状態と呼ばれる。短距離秩序を欠くとさらに局在状態が出来る。これはギャップ状態と呼ばれる。広がった状態でテイル状態にトラップされながら電子が輸送される。a-Si:H中の電子の移動度を測定すると $0.1 \sim 1 \text{ cm}^2/\text{Vs}$ 程度である。テイル状態の影響をのぞくと $10 \text{ cm}^2/\text{Vs}$ 程度である。価電子帯側の正孔の移動度はさらに小さい。しかし光伝導体として太陽電池や電子写真には充分で、また薄膜トランジスタ (TFT) にも使用が可能である。

a-Si:H作製時に不純物ガスとして PH_3 または B_2H_6 を混入するとアモルファス格子中にP

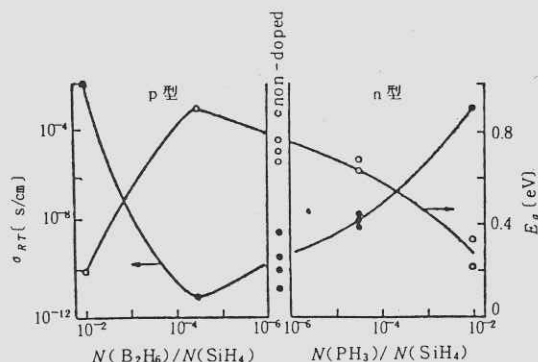


図2 誘導結合型装置内で $\text{SiH}_4:\text{Ar}=1:9$ 内に少量の PH_3 または B_2H_6 を混入して膜を作製したときの室温における電気伝導度と活性化エネルギーの変化

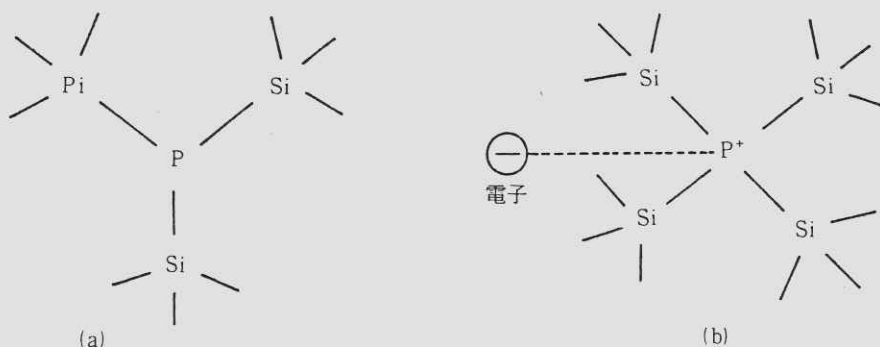


図3 (a)はa-Si中に合金型で入ったリン原子。(b)はドナーとしてa-Si中に入ったリン原子。クーロン力で電子を弱く束縛しておりドナーとして働く

またはBが取り込まれ、それぞれドナおよびアクセプタとして働く図2に示すようにフェルミ準位が変化し、電気伝導度と活性化エネルギーが変化する。結晶中ではすべてのPやBがドナとアクセプタになるが、a-Si:H中では図3にPの場合について示したように合金型とドナ型で入る。良い条件でもドナ型として入るPは不純物Pの1/3程度である。しかしpn制御ができるため素子へ

の応用が大きく進展することができた。

a-Siは SiH_4 だけでなく Si_2H_6 , $\text{SiF}_4 + \text{SiH}_4$, $\text{SiF}_4 + \text{H}_2$, $\text{Si}_2\text{F}_6 + \text{H}_2$ や SiF_2 などのガスを使って作ることが出来る。フッ素が入っているa-Siはa-Si:Fとかa-Si:F:Hの型で表わされる。FやHの含有量によって光学ギャップ E_0 が変化する。10%程の水素を含むa-Si:Hの E_0 は1.8 eV程でc-Siに比較して大きく、太陽電池に

適している。 SiH_4 と炭化水素 CH_4 , C_2H_6 , C_3H_8 , C_4H_{10} , C_2H_4 を混合して用いると $\text{a-Si}_{1-x}\text{C}_x\text{:H}$ を作ることが出来、炭素の含有量に応じて光学ギャップを制御することができる。また SiH_4 と NH_3 または N_2 を用いると $\text{a-Si}_{1-x}\text{N}_x\text{:H}$ を作ることが出来る。これらは a-Si:H よりも大きな E_0 を必要とするときに用いられる。 a-Si:H よりも小さい E_0 を得るためにGeやSnを用いて $\text{a-Si}_{1-x}\text{Ge}_x\text{:H}$ や $\text{a-Si}_{1-x}\text{Sn}_x\text{:H}$ が作られている。

以上のようなシリコン系水素化アモルファス半導体の作製には主に高周波グロー放電法が用いられる。この方法の中でも良く用いられるのが容量結合型の反応室を用いる方法である。この方法では電極の型を設計すれば、種々の型の基板に膜を成長させることができる。屋根瓦の型のガラス上に太陽電池を作ったり、円柱状の電子写真用のドラム上に a-Si:H を成長させることができる。また結晶の膜を成長させるときには基板の結晶性とか格子間隔などがきわめて重要であるが a-Si 等を成長させる基板には多くの金属、絶縁物、半導体が使用できる。プラスチックも成長温度 T_s に耐えれば使用することができる。通常使用される基板温度 T_s は $250\sim 300^\circ\text{C}$ 程度であり、結晶成長のときと比較してきわめて低い温度で膜を成長させることもグロー放電法の特徴である。

3. 画像工学への応用

ここでは画像処理に用いようとしてされている薄膜電界効果トランジスタ、電子写真、光センサ等への応用を概観することにする。

3.1 アモルファス TFT

a-Si:H の移動度は小さいが、計算機のような速度が要求されるものでなければ、応用することが出来る。たとえば液晶の表示パネルに多数のトランジスタを接続して、きめのこまかい画像処理を行おうとすると、一画素当り一つのトランジスタを割当てるために大面積の半導体にトランジスタを作る必要が生じる。大面積の比較的良質な半導体として a-Si:H を中心とするシリコン系アモルファス半導体は魅力ある物質である。

アモルファス TFT (薄膜トランジスタ) は最初 LeComber 達⁵⁾によって試作され検討されたが現在は日本の企業で開発が精力的に進められている^{6) 7)}。

図4に a-Si:H を使ったアモルファス TFT の基本的構造を示す。 SiO_2 などの薄い絶縁物をかいて電極Gから a-Si:H に電界を加え、その影響によるソースSとドレインD間の電流変化を用いる。SとDの間のチャネル長を $1\mu\text{m}$ 程にすることによってMHzでの動作が可能になる⁷⁾。

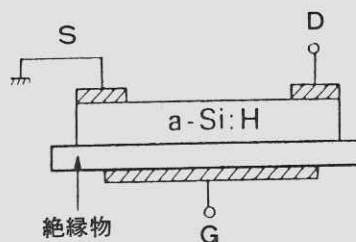


図4 a-Si:H を使ったTFTの基本的構成

このように比較的早い動作が出来るように種々の試作が行われている。

図5にはPドーパ $\text{n}^+\text{a-Si}$ を抵抗体として使

って接続したゲートをもつ CCD を示す⁷⁾。10 μm ピッチで 24 個のゲートをつないだ CCD が 200 kHz で動作できる。

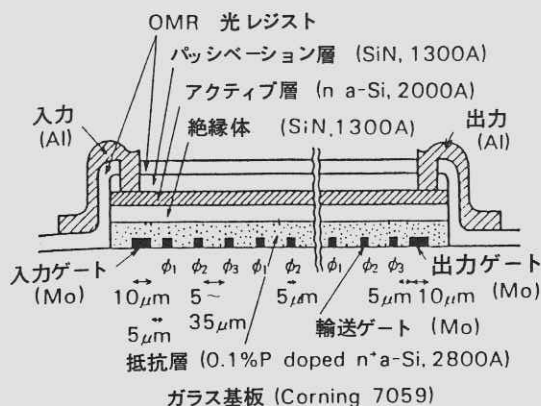


図5 抵抗接続型ゲートをもつ a-Si の CCD の断面図⁷⁾

3.2 電子写真の感光体

電子写真用の感光体として現在までは主に Se 系の物質が使われてきた。a-Si:H が良い光伝導体であり抵抗も比較的大きいこと、摩耗が小さいこと、毒性が無いこと、pn 制御出来ること、Si 以外に C, N, O, Ge, Sn 等を加えてその物性を制御出来るなど電子写真用ドラムや電子写真のデジタル化、インテリジェント化に適した性質を持っている。清水らが最初電子写真用ドラムに a-Si:H を応用して以来、多くの研究がなされている⁸⁾。Si 系材料を使う上でより高抵抗の光伝導体を作る必要があり、また工業化するためには成膜速度を上げる必要がある。

高抵抗化のために Si に C, N, O など光学ギャップ E_g を大きくする元素を混合すること、ま

たフェルミ準位 E_f をバンド・ギャップの中央近くに持ってくるため B を少量ドーピングなどの工夫がなされている。また単層の膜の欠点を解消するために図 6 のような多層膜でドラムを構成する方法が進歩している。清水らの作ったドラムではパッシベーション層が負電荷をドラム表面にのせる時に必要で 300 Å の厚さの a-Si_{1-x}N_x:H を用いている。電荷発生層は光伝導体として電子と正孔を光によって作る。ブロッキング層は基板の金属からの注入をふせぐための層である。正孔の注入を防ぐためには p 型、電子に対しては n 型が用いられるが、正負の両方の電荷に使えるようにするには a-Si_{1-x}N_x:H や a-Si_{1-x}C_x:H が使われる。電荷輸送層と発生層には B をドーピングしてフェルミ準位をギャップの中央へ持っていって a-Si:H (i) が高い抵抗を持っており使用されるが、高速動作をさせるにはドーピングで少し n 型になっている a-Si:H が適している。

長波長での感度を上げるために Ge を混入させた a-Si_{1-x}Ge_x:H が良い性質を持つことが示されている¹⁰⁾。

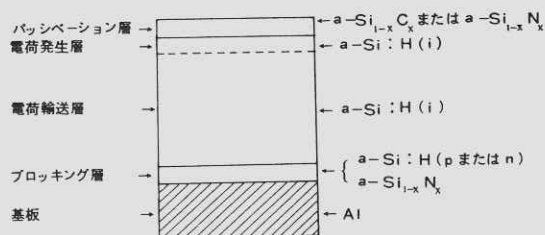


図6 電子写真用多層膜ドラム⁹⁾¹⁰⁾

3.3 光およびイメージ・センサ

a-Si:Hが良い光伝導体であることを使い、青(B)、緑(G)、赤(R)色の色フィルタを使った色センサを図7に示す¹¹⁾。3つのアモルファス pin 光ダイオードを透明導電膜の共通電極と3つの金属電極がはさんでいる。a-Si:Hの抵抗率が大きいので横方向の信号電流が混じる心配がない。a-Si:Hで作った光センサは人間とほとんど同じ光スペクトル応答を持っているので、単結晶 Si 光センサのような感度補正がいらない。この色センサはロボットの色の識別などに応用が期待されている。

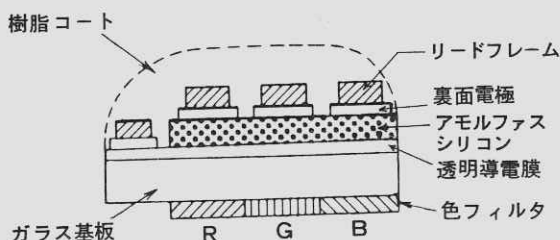


図7 色センサ¹¹⁾

リニア光センサは二次元画像を小さな画素に分け、一列の画素を一度に読み取ろうとするもので、ファクシミリやインテリジェント化した電子写真に用いられる。通常ファクシミリに使われる光センサは単結晶上にCCDを集積させたもので、小さなセンサの大きさに、例えばA4サイズの画や文章を縮小するのに大きなレンズ系が必要である。この縮小のために生じるいくつかの問題点は接触型のリニア光センサにすることで解決できる。このためには大きな長さで均一な良い光伝導体が必要で、a-Si:Hはこの応用にうってつけの材料である。富士ゼロックス社が作ったA4サイズ用

のa-Si:Hリニア光センサは8 bits/mm, 1728-bitsで、A4サイズの文章が23秒で読み取れる¹³⁾。これらのリニア・センサにアモルファスTFTスイッチを組み込むことによって技術的な問題点の解決や低価格化が試みられている。

撮像管を固体化したものがイメージ・センサで家庭用小型ビデオ・カメラ用などに開発されつつある。図8には縦485×横384 MOS イメージ・センサの一画素分の断面図を示す¹⁴⁾。pn接合に蓄えられた信号電荷 n-MOS トランジスタで読まれる。Al 電極や Al 読み取り線は a-Si:H 膜からスキャン回路への光のを防ぐためにも使われている。カラー用イメージ・センサにするために赤、緑、青の色フィルタが接着されている。この2階建のセンサは三次元立体 IC になっている。

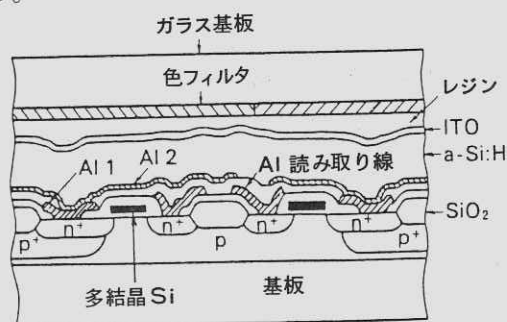


図8 a-Si:Hを使った二階建て光センサーの一画素の断面図¹⁴⁾

4. アモルファス超格子とX線鏡、レンズへの応用

結晶半導体の超格子の研究はIBMの江崎らによって始められ、その物理とともに材料設計の立場から興味を持たれ研究が進められている。結晶の超格子を作るときに格子定数の異なる二つの結

晶がうまくマッチングが取れるかという問題がきわめてきびしい。

アモルファス物質においては化学結合が長距離秩序を満足しなくて良いので異種の原子を層状に積むのに適した材料である。この物質の基本的構造は短距離秩序をもつランダム格子網で表わされ、X線の回折はハローパターンとなり結晶のような結晶面に応じたすどいピークは示さない。このため多層構造をX線の回折に使うときには好ましい物質になっている。アモルファスはガス相から作ることが出来るので、例えばグロー放電法などを用いると大きな均一な膜を作ることができる。また曲率をもった面にも、グロー放電法では電極の型を適切に設計すれば均一な厚みの膜を作ること出来る。また膜をつける基板としても結晶とくらべると著しく多くの材料が使える。現在アモルファス超格子は主にその電子的・光学的性質に注目されて研究が開始されたところであるが、以上のようにX線への応用にも都合のよい物質であることがわかる。

X線回折用の多層膜の基本的構造を図9に示す。基板上に物質aと物質bを交互に付着して多層構造を作る。aの厚みを d_a 、bの厚みを d_b とすると厚さ $d = d_a + d_b$ の周期をもつ超格子が出来る。aとして原子番号の大きなWなどを使い、bとして原子番号の小さなCやSiを使うことによって回折格子としての特徴が出る¹⁶⁾。

ECD社製のX線用の反射鏡で波長 $1.5\text{ \AA}$ 近くで80%程度、それよりも長い所で90~95%の反射率が得られている^{16), 17)}。ECDの1例ではWとSiを1:3の厚みの比で100層積層した超格子を使っている¹⁶⁾。これらをX線の分析機器に

使った場合に従来の方法や、ラングミュア・ブロッジェ膜にくらべて数倍から6倍程の感度が出ている^{16), 18)}。

これらの多層膜の反射率が大きいので、図10のような球面内や楕円球に作った多層膜によって平行X線を作ったり、X線を球面鏡のように絞ったりすることが出来るものと思われる。

現在これらの多層膜はX線分析用としてまず応用されつつあるが¹⁷⁾、今後紫外、軟X線、X線用の分光器用に、またX線天文学さらには医用X線用に応用される可能性が大きい。

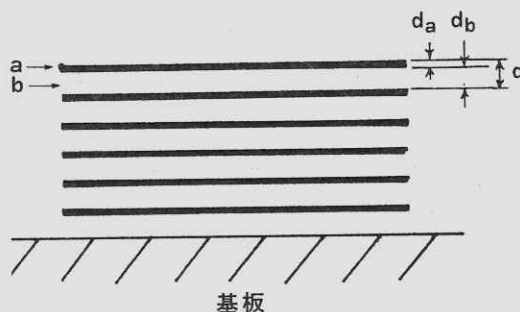


図9 X線用アモルファス多層膜の基本的構造

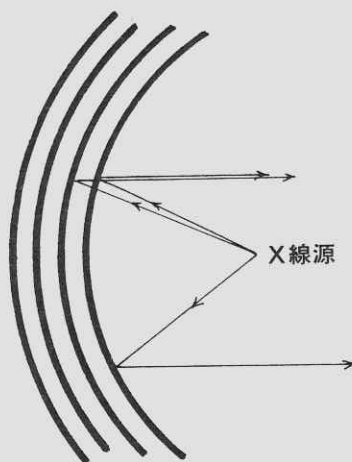


図10 曲面多層膜によって作られる平行X線

日本滞在中のきわめて急がしい中を時間をさいて、X線用多層膜について種々お教えいただいたECD社副社長のE. Eichen博士、またその機会を作って下さいました日本ECD社岩片三幸氏に感謝致します。また、この文を書くようにおすすめていただいた内田 勝博士に感謝致します。

文 献

- 1) J. C. Phillips: J. Non-Cryst. Solids **34** 153 (1979)
- 2) 仁田: 固体物理 **15** 435 (1980)
- 3) N. F. Mott: Phil. Mag. **19** 835 (1969)
- 4) M. H. Cohen, H. Fritzsche, S. R. Ovshinsky: Phys. Rev. Lett. **22** 1065 (1969)
- 5) P. G. LeComber, W. E. Spear and A. Ghaith: Electron. Lett. **15** 179 (1979)
- 6) K. Suzuki, M. Ikeda, M. Kukuchi: Amorphous Semiconductor Technologies & Devices (ed. Y. Hamakawa) p. 252 (Ohmsha, 1983)
- 7) M. Matsumura: ibid. (ed. Y. Hamakawa) p. 236 (Ohmsha, 1984)
- 8) I. Shimizu, T. Komatsu, K. Saito, E. Inoue: J. Non-Cryst. Solids, **35/36** 773 (1980)
- 9) T. Kawamura, N. Yamamoto, Y. Nakayama: Amorphous Semiconductor Tech. & Devices (ed. Y. Hamakawa) 325 (Ohmsha, 1983)
- 10) I. Shimizu: ibid. 300 (1984)
- 11) 桑野, 中野, 竹内: 電子材料 **99** 99 (1982)
- 12) E. Maruyama: Amorphous Semiconductor Tech. & Devices (ed. Y. Hamakawa) 288 (Ohmsha, 1983)
- 13) K. Ozawa, M. Takenouchi, T. Hamano, H. Ito, M. Fuse & T. Nakamura: Proc. Int. Microelectronics Conf. 132 (1982)
- 14) T. Baji, Y. Shimomoto, H. Matsu-
maru, N. Koike, T. Akiyama, A. Sasano, T. Tsukada: Proc. 13th
Conf. Solid State Device 269
(Tokyo, 1981)
- 15) H. Fritzsche: Physics Today **37**
No. 10 34 (1984)
- 16) L. Contardi, S. S. Chao, J. Keem,
J. Tyler, preprint
- 17) E. Eichen: private communication
- 18) J. A. Nicolosi, R. Jenkins: preprint

散乱X線含有率による粒状性の変化

吉田日出輝*・内田 勝**・川崎 雅明***

*熊本大学医療技術短期大学部 〒862 熊本市九品寺4-24-1

**岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

***市立熊本市市民病院 〒862 熊本市湖東1-1-60

(1985年3月30日 受理)

Variation of Wiener Spectra in Contents of Scattered Radiation

Hidetaru YOSHIDA*, Suguru UCHIDA** and Masaaki KAWASAKI***

* College of Medical Science, Kumamoto University, 4-24-1, Kuhonji, Kumamoto-shi 862

** Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University,

1-1, Yanagido, Gifu-shi 501-11

*** Municipal Kumamoto Civil Hospital, 1-1-60, Koto, Kumamoto-shi 862

(Received March 30, 1985)

The visual perception of image signals in radiography are greatly deteriorated because scattered radiation causes a low contrast image. The contrast immediately decreases the value of from 1.0 to 0.3 when the content of scattered radiation changes from 0 to 0.5.

In the report, the Wiener spectra were determined by different a content of the scattered radiation controlled field size. Magnitude of the Wiener spectrum at a large field size ($300 \times 300 \text{ mm}^2$) is lower than those at small ($40 \times 40 \text{ mm}^2$) and slit ($4 \times 300 \text{ mm}^2$) field sizes up to the spatial frequency of 10 cycles/mm. X-ray absorption with a screen at a large field size is 0.361 and at a small field is 0.285. Namely, a lot of X-ray absorption at a large field size leads a low quantum mottle.

1. 緒 言

放射線画像における散乱X線（以下散乱線とする）は、像のコントラストを低下させ、像の識別

に大きな影響を与える。この散乱線の影響を除去して、コントラストを改善するために、一般に、散乱線除去グリッドを使用している。散乱線の多い少ないは、散乱線含有率で表わし、散乱線含有

率は、被写体が5から15cm(水)の厚さで20から90%の値を示す^{1,2)}。このことは、被写体透過X線の数倍にもおよぶ散乱線量をフィルム面に与えていることを意味する。

X線写真では、一般写真に比べてかなり大きな粒状が出現し、観察者の判定に大きな影響を及ぼしている。このX線写真の粒状を、通常、Radio-graphic mottleと称し、Film graininess, Quantum mottle およびスクリーンのStructure mottleの3つの成分に分けている。この成分の解析は、X線写真濃度変動の周波数解析を用いたWiener spectrumで表わす。Film graininessは、乳剤の製造過程および現像過程によって変化し、Quantum mottleはスクリーンのX線吸収量に依存し、また、Structure mottleは、スクリーン中の蛍光体の厚さの不均一によって生じる。³⁻¹⁸⁾

X線写真のWiener spectrumを測定した報告³⁻¹⁸⁾は、数多く見られるが、散乱線に関するWiener spectrumを測定した例は見られない。

本報告においては、散乱線の多少の違いによるX線写真のWiener spectrumを測定し、この値とスクリーンの量子効率とを比較、検討する。

2. 散乱線とWiener spectrum

Fig.1に示すように、スクリーン・フィルムの中心付近のある1点Pについて考える。この点に入射するX線量は、中心軸に沿って被写体に吸収された残りのX線量 i と、中心軸以外で散乱したX線がこの点に到達するX線量 i_s との和である。

一般に、散乱線量は、散乱線含有比 K_s として次式のように表わす。

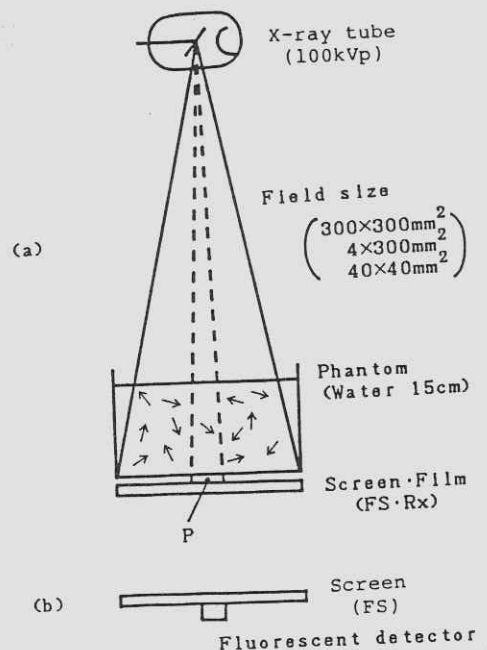


Fig. 1 Schematic illustration for experimental arrangement.

$$K_s = i_s / (i + i_s) \quad (1)$$

土井は、X線量子のゆらぎ k_5 と量子効率 η の関係を追補に示すように述べている。式(A1)において、定数部分 τ , C_{L0} および C_{T0} は、同一のスクリーン・フィルムおよび現像条件の場合一定となる。よって、式(A2)を用いて、

$$k_5 = K \cdot (S/Q) \quad (2)$$

が得られる。ただし、 K は定数とする。式(2)は、スクリーンの感度が高くなるとX線光子のゆらぎが大きくなり、スクリーンによるX線の吸収が大きくなるとこのゆらぎは小さくなることを示している。

一方、写真濃度のWiener spectrumは、次式

によって与えられる。

$$W(u) = \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{2X} \left| \int_{-X}^X \Delta D(x) \cdot \exp(-j 2\pi u x) dx \right|^2 \quad (3)$$

ただし、 $\Delta D(x) = D(x) - \bar{D}$

$$\bar{D} = \lim_{X_A \rightarrow \infty} \frac{1}{2X_A} \int_{-X_A}^{X_A} D(x) dx$$

$W(u)$: Wiener spectrum

u : 空間周波数

X : Wiener spectrumを得るための区間

j : 虚数単位

$D(x)$: X線フィルム上の位置 x の点の写真濃度

x : X線フィルム上の位置

$\bar{D}$: 平均写真濃度

X_A : $D(x)$ の区間

とする。

3. 実験と結果

散乱線量の多少によるX線写真モトルを測定するために、Fig.1に示すような幾何学的配置で両面スクリーン・フィルムにX線を照射する。このとき、X線管電圧は100 kVp, SID (Source image distance: 焦点-像面間距離)を100 cmとして、X線写真濃度が1.0となるようなX線管電流および照射時間を選択する。散乱線量の変化は、被写体に入射するX線の照射野の大小によって行ない、その形は $300 \times 300 \text{ mm}^2$ (以下大照射

野という), $40 \times 40 \text{ mm}^2$ (以下小照射野という) および $4 \times 300 \text{ mm}^2$ (以下スリット照射野という) の3種を用いる。X線装置は東芝KXO-15 (単相全波整流方式), 自動現像機はFuji RN (90秒処理)を用いる。Wiener spectrum測定に用いるマイクロデンシトメータは, SAKURA PDM-5で, Aperture size は $2 \times 1000 \mu\text{m}^2$, 倍率4倍の対物レンズ (NA = 0.1) を使用する。デジタルデータ処理のための写真濃度のサンプリング間隔は $9.2 \mu\text{m}$, サンプリング数は4096, サンプリング長は37.7mmとして, FFT (Fast fourier transformation) アルゴリズムを用いて演算し, 5回測定の平均をとって指数平滑を施し, さらにこれを20回平均してWiener spectrumを得る。この演算は, 式(3)にしたがって計算する。つぎに, スクリーンによって吸収される被写体透過X線光子数および散乱X線光子数を測定するための幾何学的配置をFig.1に示す (Fig.1(a)のスクリーン・フィルムの部分を(b)と置き換える)。X線装置 (X線管電圧100 kVp, X線管電流50 mA, 照射時間0.1 sec), 水ファントム15 cm および蛍光量計 (ALCO: F-11) を用いて, 大照射野および小照射野について, 両面スクリーン (FS) の有無の蛍光量の変化を測定する。おのおのの照射野で得たスクリーンの有無の蛍光量からスクリーンによって吸収されるX線光子数比を, また照射条件からスクリーンの感度比を算出し, Wiener spectrumの結果を検討する。このように, スクリーンに吸収されるX線光子数の検出に蛍光量計を用いると, 発生X線スペクトルのスクリーンに作用する部分だけを検出することができる。

Wiener spectrumの測定結果をFig.2に示す。FS・RxのWiener spectrumは、照射野の大小によって異なった値をもち、10 cycles/mm以下でスリット照射野および小照射野のWiener spectrumが高い値となり、大照射野が低い値となる。また、10 cycles/mmを越えたときの3者のWiener spectrumは、ほとんど同じ値である。すなわち、10 cycles/mm以上の空間周波数領域では照射野の大きさによるWiener spectrumの変化は見られない。Table 1には、同じ100 kVpのX線管電圧で、照射野の大小による像面に

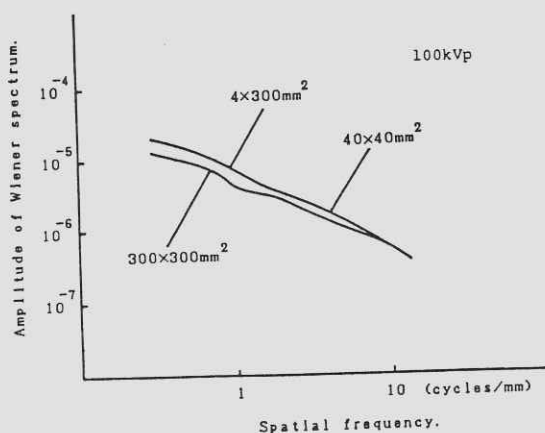


Fig. 2 Wiener spectra of three fields with the combination of FS・Rx.

Table 1 X-ray absorption in screen at 100kVp.

Field size	I_T	$I_{T'}$	A
$300 \times 300 \text{ mm}^2$	95.1	60.8	0.361
$40 \times 40 \text{ mm}^2$	36.5	26.1	0.285

入射するX線光子数の変化およびスクリーンに吸収されるX線光子数を蛍光量計で測定した値を示す。この表の I_T は、同一照射条件で小照射野および大照射野における中心軸付近の被写体透過X線光子数と散乱線光子数との和である。また、同数のX線光子が入射した場合に、 I_T のスクリーン透過後のX線光子数を $I_{T'}$ とする。スクリーン(FS)に入射するX線光子数に対するスクリーンが吸収するX線光子数の割合Aは、小照射野で0.285、大照射野で0.361である。

一方、鉛ディスク(直径3 mm)法で測定した散乱線含有比 K_s は大照射野のとき0.79で、小照射野のとき0.42である。

4. 考 察

前述したように、X線量子のゆらぎは、系の感度に比例し、スクリーンによるX線量子の吸収に反比例する。この実験に用いた照射条件および同一照射条件で照射した水ファントム透過後のX線強度の測定値から、大照射野および小照射野の場合にX線写真濃度1.0を得るに必要なスクリーンに入射するX線光子数の比を求めることができる。このX線光子数の比の逆数は、システムの相対感度を表わす。X線写真濃度1.0を得るに必要な大照射野の照射条件は、X線管電圧100 kVp、管電流50 mA、照射時間0.05 secであり、小照射野の場合は、103 kVp、50 mA、0.12 secである。X線写真濃度1.0といってもこの値を正確に得ることは、困難である。X線写真濃度は、大照射野が0.96、小照射野が1.06である。これらのことから、大照射野と小照射野のX線照射条件の比

I_L/I_S を計算すると、0.448となる。ただし、この値は、両フィルムの濃度差0.1および別途求めたフィルムのガンマ値3.2を用いて補正している*。

つぎに、同一照射条件で大照射野と小照射野の水ファントム透過後のX線強度の比 I'_L/I'_S を蛍光量計で求めると2.61である。この比は、散乱線による全X線光子数の増加を意味する。この I'_L/I'_S とさきの I_L/I_S との積は、濃度1.0を得るに必要なX線光子数の比を表わし、この数値の逆数がスクリーン・フィルムの感度比 S_S/S_L である。同一スクリーンの場合、スクリーンに入射するX線のスペクトルに変化がなければ、スクリーン・フィルムのX線吸収、蛍光およびフィルム感光の変化がなく、 S_S/S_L は1.0である。ここで測定した S_S/S_L は0.855であり、この実験においては、スクリーン面すなわちファントム透過後における大照射野と小照射野のX線スペクトルの変化が認められる。この散乱線の多少によるX線スペクトルの変化は、他にいくつかの報告^{19, 20)}がある。

スクリーンに入射する単色X線のエネルギーが高くなると、スクリーンの線吸収係数が小さくなる。本報告で測定したスクリーンの入射X線光子

数に対するスクリーンに吸収されたX線光子数は、大照射野で0.361、小照射野で0.285であり、その比 Q_L/Q_S は1.27である。よって、量子効率の比 η_S/η_L は $(S_S/S_L) \cdot (Q_L/Q_S) = 1.09$ となり、小照射野のゆらぎが大きい。Fig. 2に示す結果は、上述の通り散乱線の少ないスリットおよび小照射野のWiener spectrumが大照射野のWiener spectrumより10 cycles/mm以下の空間周波数域で高い値を示す。空間周波数0.3 cycles/mmの点において比較すると、散乱線含有比 K_s が0.79（大照射野）のときのWiener spectrumの値は、 $1.14 \times 10^{-5} \text{ mm}^2$ で K_s が0.42（小照射野）のとき $1.81 \times 10^{-5} \text{ mm}^2$ である。すなわち、散乱線含有比が0.79から0.42に変化すると、Wiener spectrumの値は1.59倍となる。

Wiener spectrumの値は、一般に大きな変動を示す。空間周波数0.3 cycles/mmの点でのWiener spectrumの値と、標準偏差の値およびそれらの値を用いて行なった2つの平均値の5%有意検定の結果をTable 2に示す²¹⁾。Fig. 2は、対数目盛で表わしているの、この検定にはWiener spectrumの対数値を用いる。 $T_0 > K_{\frac{0.05}{2}}$

Table 2 The result of significance test with five percentage for Wiener spectra of two field sizes.

	Mean value of WS	Standard deviation	T_0	$K_{\frac{0.05}{2}}$
300×300mm ²	-4.943	0.072	8.24	1.96
40×40 mm ²	-4.742	0.082		

* 基準とする照射条件で得たX線写真濃度を D_0 、それ以外の照射条件で得たX線写真濃度を D_N とすると、同一X線写真濃度にするための照射条件の補正係数 k_X は、次式のように表わす。

$$k_X = 10^{(D_0 - D_N) / r}$$

ただし、 r はフィルムのガンマとする。

のとき2つの平均値は有意水準5%で、有意差があると判定する。Table 2の値を用いると、 $T_0 > K_{\frac{0.05}{2}}$ であるので、空間周波数0.3 cycles/mmの点での大照射野と小照射野の2つの Wiener spectrum は有意差があるといえる。よって、ここに測定したFFTの平均値は、大照射野と小照射野との間に有意差があるといえることができる。

5. 結 論

X線撮影における散乱線の多少がX線写真粒状にどのように影響するかを、水ファントムを用いた実験で得た Wiener spectrum の測定値によって検討した。その結果、散乱線の多い画像が良い粒状性をもつことを示した。

謝 辞

本実験に際し、御協力頂いた熊本市民病院の放射線技師の方々に感謝致します。

追 補⁷⁾

X線量子のゆらぎ k_5 と量子効率 η の関係は、次式により与えられる。

$$k_5 = \eta r^2 C_{T0}^2 / C_{L0} \quad (A1)$$

ただし、 r はフィルムのガンマ、 C_{L0} は、スクリーンの発光のアンサンブル平均、 C_{T0} は、 C_{L0} をX線写真フィルムの透過率に変換した値とする。 η は、吸収されるX線と放出される光との量子数の比を示す。ここで、 r 、 C_{T0} および C_{L0} は、

露光量および写真特性に依存する量であるが、 η は、特定のスクリーンと写真フィルムの組み合わせでは、系固有のX線から光への変換効率を示す定数である。そこで、同一のフィルムを用い、そして黒化度が同じであれば、 k_5 は η に比例する。スクリーンの相対的な量子効率は、スクリーンのX線吸収率および相対感度の2種の実験を行なえば、これの比から求めることができる。この文献では、

$$\eta = S / Q \quad (A2)$$

として η を求めている。ただし、 S はスクリーンの相対感度、 Q はスクリーンのX線吸収率とする。

文 献

- 1) 大塚昭義, 宇津見博基, 東田善治, 藤井伸一, 他: 日放技学誌 33 564 (1978).
- 2) 越智 保, 上野山文男, 白井明子, 宇山茂樹: 日放技学誌 37 773 (1981).
- 3) K. Rossmann: Am. J. Roentgenology 90 863 (1963).
- 4) K. Doi: Jap. J. Appl. Phys. 5 1213 (1966).
- 5) 土井邦雄: 放射線像の研究 (内田 勝, 他編) 2巻 p251 (RII研究会 1969).
- 6) J. C. Dainty and R. Shaw: Image Science (Academic Press, 1974).
- 7) 土井邦雄, 大頭 仁: 応用物理 35 804 (1966).
- 8) 高野正雄: 放射線像の研究 (内田 勝, 他編) 1巻 p147 (RII研究会, 1967).

- 9) 畑中 勇：放射線像の研究（内田 勝，他編）
1巻 p 150（RII研究会，1967）。
- 10) 土井邦雄：放射線像の研究（内田 勝，他編）
2巻 p 24（RII研究会，1969）。
- 11) 土井邦雄：放射線像の研究（内田 勝，他編）
2巻，p 29（RII研究会，1969）。
- 12) 土井邦雄：放射線像の研究（内田 勝，他編）
2巻 p 243（RII研究会，1969）。
- 13) G. T. Barns: Am. J. Roentgen-
ology **127** 819 (1976).
- 14) S. Uchida, D. Y. Tsai and H. Abe:
Jpn. J. Appl. Phys. **19** 2477
(1980).
- 15) G. T. Barns: Med. Phys. **9** 656
(1982).
- 16) K. Doi, G. Holje, L. Loo and H.
Chan: BRH report FDA 82-8187
(1982).
- 17) 田中嘉津夫，内田 勝：応用物理 **52**
260 (1983)。
- 18) 吉田日出輝：日放技学誌 **39** 915
(1983)。
- 19) 中森伸行，金森仁志：日放技学誌 **36**
1 (1980)。
- 20) 佐藤孝司：日放技学誌 **39** 37 (1983)。
- 21) 野中敏雄：基礎の確率・統計学 pp. 5-10
(理工学社，1979)

サイズ分布モトルを持つ拡張されたランダムドットモデル

田 中 嘉津夫 ・ 内 田 勝

岐阜大学電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1-1

(1985年4月5日 受理)

Extended Random Dot Model having Size Distributions of Mottles

Katsuo TANAKA and Suguru UCHIDA

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University

1-1, Yanagido, Gifu-shi 501-11

(Received April 5, 1985)

Analytical expressions of average transmittance and transmittance autocorrelation function of random-dot model which has a size distribution of grain aggregations are presented. The results are expressed by use of extended random-dot model which has been presented by authors. Numerical illustrations of autocorrelations function and Wiener spectrum densities are shown in order to know the effects of uniform distributions of the radius of grain aggregations.

1. ま え が き

フィルム粒状のモデルとして1957年に, Picinbono等^{1,2)}により提案されたランダムドットモデル(RDM)は, フィルム粒状の基本的な実験事実をよく説明するものとして知られ, これまで多くのフィルム粒状の解析に利用されている³⁾。

しかしながら, X線フィルムのような各種モトルを持つフィルムのモデルとしてそのまま用いることは出来ない。よく知られているように, モトルを持つフィルムのウィーナスpekトルは, 一

般にモトルを持たない場合のものに比べ, 低空間周波部において大きな値を持つ。このようなspekトルの理論的モデルとして筆者等は, 従来のRDMに二重ポアソン過程を適用した, 拡張されたランダムドットモデル(ERDM)を提案した^{4,5)}。ERDMに於いては, 適当なモトルおよび粒子のパラメータを与えれば, その透過率の平均値および透過率の自己相関関数は, 解析的に表わすことが出来る。

従来のERDMでは, モトルの大きさは一定と仮定していたが, 実際のフィルムにおいては, モトルの大きさも分布しているものと考えられる。本

論文においては、モトルの大きさが分布を持つ場合の ERDM について報告する。

2. 解 析

モトルを持つフィルム粒状のモデルとして、
Fig. 1 に示されるように、 $x-y$ 平面上に面積 a の円形粒子を、次に述べるような規則で $x-y$ 平面上にランダムに落としたものを考える。モトルを表わすものとして、その中心に対し回転対称である関数 $\lambda(|x-x''|)$ を考える。ここで x'' はその中心 o の位置ベクトルを表わす。まず、中心 o を平均粒子密度 Q のポアソン分布に従って分布させる。次に、円形粒子を、この大きな円の中で平均粒子密度 $\lambda(|x-x''|)$ のポアソン分布に従って、ランダムに落とす。結局、フィルム銀粒子のモデルである円形粒子は、二重ポアソン過程⁶⁾に従って、 $x-y$ 平面上にランダムに分布することになる。本論文では、この粒子の分布関数 $\lambda(|x-x''|)$ が、**Fig. 2** で示されるような確率密度関数 $p(\lambda)$ を持つ、確率変数である場合を取り扱う。そのために、このモデルを **Fig. 1** に示されているように、 N 個の独立した層から構成されているものと考え、 i 番目の層を A_i とする。各層において関数 $\lambda(|x-x''|)$ は決まった関数とする。従って、各層は、 $\lambda(|x-x''|)$ が一定の ERDM と考えることができる。粒子の分布関数 $\lambda(|x-x''|)$ の連続確率密度関数 $p(\lambda)$ を **Fig. 2** のように、離散的な関数で近似すると、層 A_i における分布関数 $\lambda_i(|x-x''|)$ の平均密度は、近似的に $Qp(\lambda_i)d\lambda_i$ 個と考えることができる。従って、この時 A_i 層の透過率の平均値 $\bar{t}$

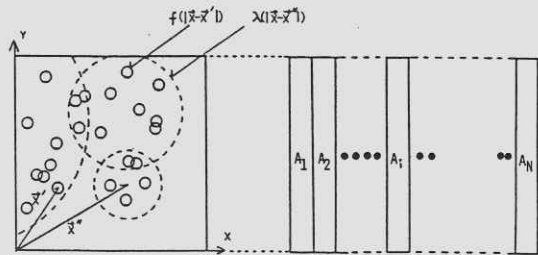


Fig. 1 Extended random-dot model in which mottle has a size distribution and approximation by a N independent sublayers.

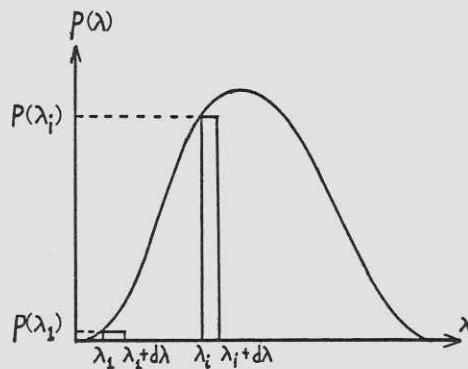


Fig. 2 Continuous distribution of mottle size and its discrete approximation.

は文献(5)の結果を用いて

$$\bar{t} = \exp \left[-Qp(\lambda_i)d\lambda_i \int (1 - \exp(-\int f(|x-x'|) \times \lambda_i(|x'-x''|)dx''))dx'' \right] \quad (1)$$

と表わすことが出来る。ただし $\bar{}$ は集合平均を表わし、 $dx' = dx' dy'$ 、 $dx'' = dx'' dy''$ である。関数 $f(|x-x'|)$ は粒子の透過率分布を表わし、その平均値は中心 x' に対し回転対称とする。各 A_i 層の透過率はそれぞれ独立と考えられるから全層

の平均透過率 $\bar{T}$ は

$$\bar{T} = \bar{t}_1 \cdot \bar{t}_2 \cdots \bar{t}_i \cdots \bar{t}_N \quad (2)$$

と書くことが出来る。(1)式を(2)式に代入すると $\bar{T}$ は

$$\bar{T} = \exp \left\{ \sum_{i=1}^N [-Qp(\lambda_i) d\lambda_i \int (1 - \exp(-\int (1-f(|\mathbf{x}-\mathbf{x}'|)) \times \lambda_i(|\mathbf{x}'-\mathbf{x}''|) d\mathbf{x}') d\mathbf{x}'')] \right\} \quad (3)$$

となる。 $N \rightarrow \infty$ の極限で離散的な確率密度関数は連続的とみなすことができるから、結局、このモデルの平均透過率 $\bar{T}$ は次式で、与えられる。

$$\bar{T} = \exp \left[-Q \int p(\lambda) d\lambda \int (1 - \exp(-\int (1-f(|\mathbf{x}-\mathbf{x}'|)) \times \lambda(|\mathbf{x}'-\mathbf{x}''|) d\mathbf{x}') d\mathbf{x}'') \right] \quad (4)$$

以上、平均透過率を求めたが、透過率の自己相関関数 $\Phi(l)$ も全く同様に求めることができる。結果のみを書くと

$$\begin{aligned} \Phi(l) &= \overline{T(\mathbf{x})T(\mathbf{x}+l_i)} \\ &= \exp \left[-Q \int p(\lambda) d\lambda \int (1 - \exp(-\int (1-f(\mathbf{x}-\mathbf{x}')f(\mathbf{x}-\mathbf{x}''+l_i)) \times \lambda(|\mathbf{x}'-\mathbf{x}''|) d\mathbf{x}') d\mathbf{x}'') \right] \end{aligned} \quad (5)$$

と表わすことができる。ただし、 i は適当な方向の単位ベクトルである。

3. モトルの半径が一様分布している場合

粒子の分布関数 $\lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}''|)$ が一般的な場合、モデルの透過率および自己相関関数は、(4)、(5)式を数値積分することにより求めることができる。しかし、この計算は複雑であり、結果の見通しをつけるのが困難である。そこで、モトルの半径 R が一様分布している場合、即ち $p(\lambda)$ が

$$p(\lambda) = p(R) = \begin{cases} 1/(R_1 - R_2), & R_1 < R < R_2 \\ 0, & R < R_1, R > R_2 \end{cases} \quad (6)$$

で与えられる場合を考える。この場合は、次に示すように、その近似表現を解析的に表わすことが出来る。ただし、モトルの半径は少なくとも粒子の5倍以上、即ち $R_1 > 5r$ とする。ここで r は円盤粒子の半径を表わす。また、円盤粒子は光学的に不透明 $f=0$ とし、さらに、モトルは半径 R の円形でモトル内の粒子の平均密度は一定

$$\lambda(|\mathbf{x}|) = \begin{cases} q, & |\mathbf{x}| < R \\ 0, & |\mathbf{x}| > R \end{cases} \quad (7)$$

とする。上記の条件において、モトルの大きさが一定のERDMの平均透過率、自己相関関数は近似的に簡単な関数で表わすことが出来る。したがって、(4)、(5)式は次式のように表わすことができる⁵⁾

$$\bar{T} = \exp[-Q(1 - \exp(-qa))\bar{A}] \quad (8)$$

$$\Phi(l) = \overline{T}^2 \left\{ \exp[-2Q(1 - \exp(-qa)) - Q(1 - \exp(-2qa + qa\alpha(l/(2r))))] \times A\alpha(l/(2R)) \right\} \quad (9)$$

ただし

$$\alpha(x) = \begin{cases} 2(\cos^{-1} x - x\sqrt{1-x^2})/\pi, & x \leq 1 \\ 0, & x > 1 \end{cases} \quad (10)$$

であり、 $A = \pi R^2$ である。(6)式を(8)、(9)式に代入すると、平均を求める時に出て来る積分が実行でき、その値は解析的に求めることができ、次式のようになる。

$$\overline{T} = \exp[-qa(1 - \exp(-qa))] \times (M_{s1}^2 + M_{s1}M_{s2} + M_{s2}^2)/(3M_c) \quad (11)$$

$$\Phi(l) = \overline{T}^2 \cdot \exp \left\{ [2qa(1 - \exp(-qa))/M_c - qa(1 - \exp(-2qa + qa\alpha(l/(2r))))] \div M_c [M_{s1}^2 \cdot \alpha(l/(2M_{s1}r)) + (1 + M_{s1} \right.$$

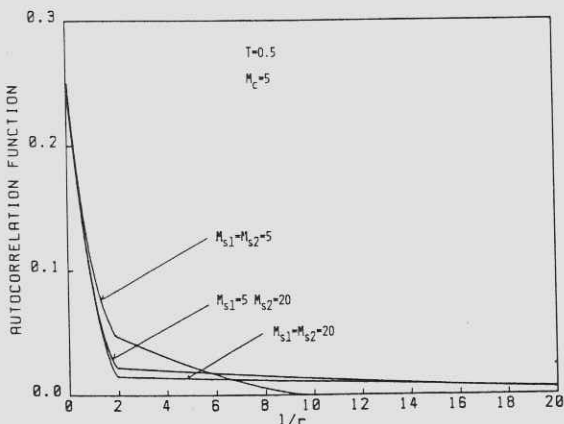


Fig. 3 Autocorrelation functions of transmittance fluctuations.

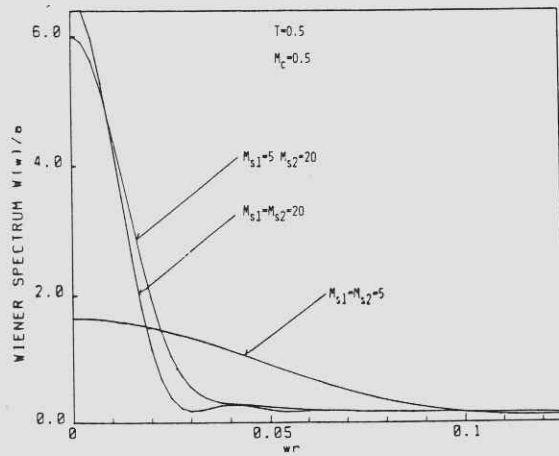


Fig. 4 Wiener spectra of ERDM which has a uniform distribution of mottle radius.

$$\div (M_{s2} - M_{s1})) - [M_{s2}^2 \alpha(l/(2M_{s2}r)) - M_{s1}^2 \alpha(l/(2M_{s1}r))] + l/(M_{s2} - M_{s1})(M_{s2}^3 \beta(l/(2M_{s2}r)) - M_{s1}^3 \beta(l/(2M_{s1}r))) \} \quad (12)$$

ただし、

$$\beta(x) = \begin{cases} 2/(3\pi) [-2\cos^{-1} x + x\sqrt{1-x^2} - x^3 \ln |x/(1+\sqrt{1-x^2})|], & x \leq 1 \\ 0, & x > 1 \end{cases} \quad (13)$$

であり、 M_c 、および M_{s1} 、 M_{s2} は、モトル係数およびモトルサイズと呼ばれる係数であり、それぞれ集群の度合い、集群の大きさを表わし次式で与えられる。

$$M_c = q/Q, M_{s1} = R_1/r, M_{s2} = R_2/r \quad (14)$$

Fig. 3に(11)、(12)式で求めた透過率ゆらぎの自己相関関数 $\Phi(l) - \overline{T}^2$ の数値計算例を $\overline{T} = 0.5$ 、

$M_c = 5$, $M_{s1} = 5$, $M_{s2} = 20$ の場合について示す。比較のために、モトルサイズが $M_{s1} = M_{s2} = 5$ 、および $M_{s1} = M_{s2} = 20$ で一定の場合の数値計算例も示されている。Fig. 4, 5 には上記の場合で、次式で与えられるウィーナースペクトル $W(\omega)$ の数値計算例が示されている。

$$W(\omega) = 2\pi \int [\Phi(l) - \bar{T}^2] \cdot J_0(2\pi\omega l) l dl$$

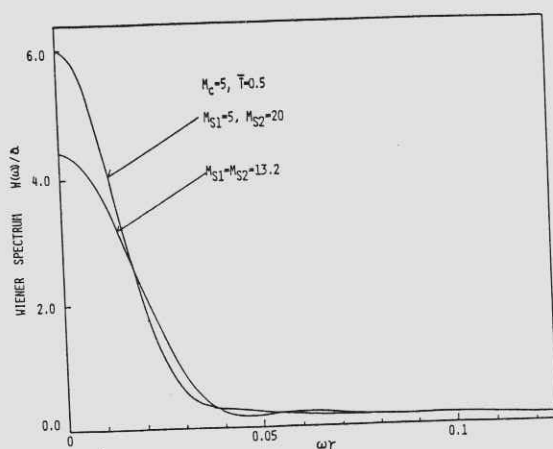


Fig. 5 Wiener spectra of ERDM which has a uniform distribution of mottle radius.

但し、 $J_0(x)$ は零次の Bessel 関数であり、 ω は空間周波数を表わす。Fig. 5 には、モトルサイズが一定で、その値が分布している場合の平均値に等しい、すなわち $M_{s1} = M_{s2} = 13.2$ の場合の数値計算例も示されている。従って、Fig. 5 における、ウィーナースペクトルの差異はモトルの大きさが分布していることによるものである。

4. 結 論

サイズ分布を持つモトルを含むランダムドット

モデルを考え、その平均透過率および自己相関関数の表現を求めた。モトルの半径が一様分布に従う場合については、それらの解析的な近似表現が求められることを示し、数値計算例を示しながらモトルのサイズ分布の影響を調べた。

文 献

- 1) B. Picinbono: Compt. Rend. **240** 2206 (1955).
- 2) M. Savalli: Compt. Rend. **244** 1710 (1957).
- 3) J. W. Goodman: J. Opt. Soc. Am. **57** 493 (1967).
- 4) 田中嘉津夫, 内田 勝: 応用物理 **52** 260(1983).
- 5) K. Tanaka and S. Uchida: J. Opt. Soc. Am. **73** 1312 (1983).
- 6) D. L. Snyder: Random Point Processes p. 818 (Wiley, New York 1972).

高ノイズ画像における正弦波の検出

犬井 正男* 宮崎 桂一**+ 小門 宏**
三宅 洋一* 久保 走一*

*千葉大学工学部

〒260 千葉市弥生町 1-33

**東京工業大学像情報工学研究施設 〒227 横浜市緑区長津田町 4259

(1985年4月5日 受理)

Detection of Sinusoidal Signal in Noisy Images

Masao INUI *, Keiichi MIYAZAKI **, Hiroshi KOKADO **, Yoichi MIYAKE*
and Souichi KUBO *

* Faculty of Engineering, Chiba University, Yayoi-cho, Chiba 260

** Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology,

4259 Nagatsuta-cho, Midori-ku, Yokohama 227

(Received April 5, 1985)

Human visual performance in detection of signal from noisy image is closely concerned with spectra of signal and noise. It is necessary for improving the performance of signal detection to investigate relationship of detectability to amplitude and spatial frequency of sinusoidal signals, because a sinusoidal wave has a single spectrum only. Sinusoidal signals of five amplitude and eight spatial frequencies were generated with a computer. Noise of a screen-film system, a white noise and noise of CT are also generated from corresponding Wiener spectra. Images of signal-plus-noise and noise were displayed on a CRT display of a personal computer. Then ROC experiments were performed for the displayed images. Consequently, relationship between a detectability d_e' and a sinusoidal signal was obtained for three kinds of noise. On the basis of the relationship a model which relates a detectability d_e' to spectra of signal and noise were constructed. Detectabilities predicted by the model showed the good agreement to those measured except for lower spatial frequency signals.

+ 現在, 富士写真フィルム足柄研究所 〒250-01 南足柄市中沼 210

Present address: Ashigara Research Laboratory, Fuji Photo Film Co. Ltd., 210 Nakanuma, Minamiashigara 250-01

1. はじめに

医用X線写真画像のように低解像、高ノイズの画像からの信号検出能力の向上が要望されている。システムを改善するために必要な基礎的研究が数多く行われており、信号およびノイズのスペクトルと検出能力との関係が調べられている¹⁻⁵⁾。従来の研究において、システムとしてスクリーン・フィルム系、CTなどが用いられ、信号として球、円盤、針などが用いられた。本研究において、信号として正弦波を、ノイズとしてスクリーン・フィルム系およびCTのノイズだけでなくホワイト・ノイズも用いた。正弦波は単一周波数成分しか持たないため、他の空間周波数成分とは独立に、各空間周波数に対する視覚系の応答を調べることができる。信号およびノイズのスペクトルと検出能力とを関係づけるモデルとしてSN比のスペクトルなどの積分がよく用いられている^{2,3)}。このモデルの妥当性を調べるため、正弦波信号の空間周波数と同じ周波数の成分をノイズから除いた。これらの信号とノイズをパーソナル・コンピュータ内で発生させ、パーソナル・コンピュータ用モノクロCRTディスプレイ上に表示し、ROC実験⁶⁾を行った。この結果を基礎に、信号およびノイズのスペクトルと検出能力とを関係づけるモデルを作成することを試みた。

2. 画像の作成と表示

信号 s として次式で示される正弦波を用いた。

$$s(x, y) = a \cdot \sin(2\pi u_s x + \theta_s) \quad (1)$$

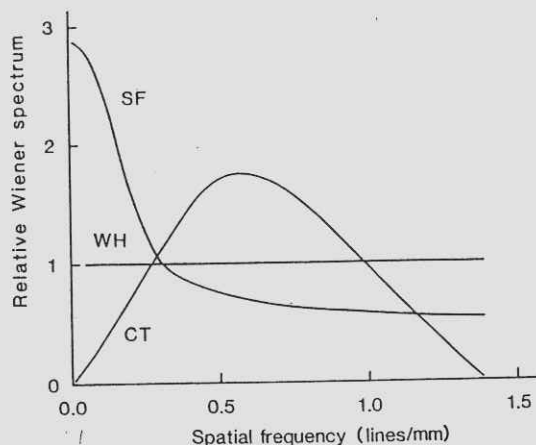


Fig. 1 Noise Wiener spectra of a screen-film system (SF), white noise (WH) and noise of CT (CT)

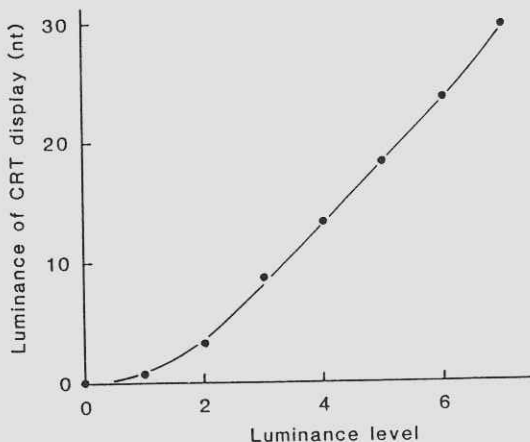


Fig. 2 Luminance of CRT display as a function of luminance level

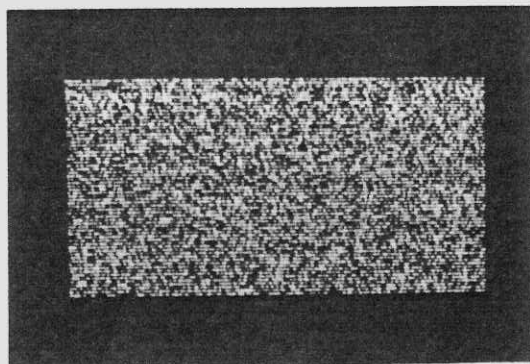


Fig. 3 An example of displayed image

ここで、 x, y は空間座標であり、 a, u_s, θ_s は、それぞれ信号の振幅、空間周波数、位相である。

スクリーン・フィルム系のノイズ、ホワイト・ノイズおよびCTのノイズを、それぞれのウィナー・スペクトルからコンピューターを用いて発生させた。この研究で用いた3種のノイズ・ウィナー・スペクトルをFig.1に示す^{7,8)}。ウィナー・スペクトル Φ は位相成分がないが、ノイズの位相はランダムであるから乱数で位相 θ_n を与え、ノイズ・スペクトル N を、

$$N(u, v) = \sqrt{\Phi(u, v)} \exp(i \theta_n) \quad (2)$$

として求める。ここで、 u, v は空間周波数である。ただし、空間領域におけるノイズ n は実数であるため、 N は偶関数でなくてはならない。 N を逆フーリエ変換することにより、ノイズ n が得られる。しかし、本研究において、信号と同じ空間

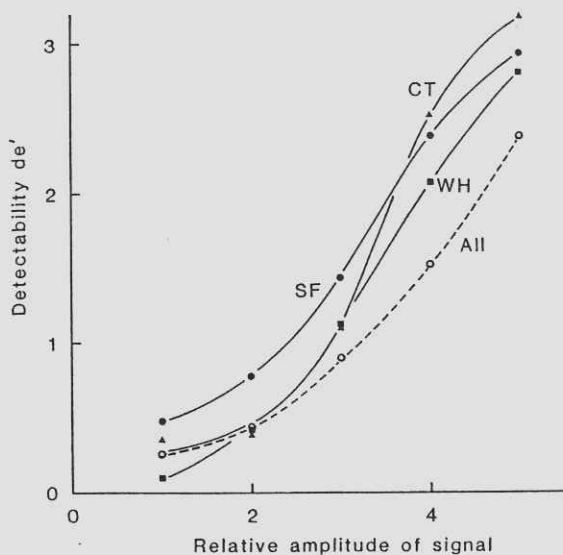


Fig. 4 Detectability de' as a function of amplitude of sinusoidal signal. The solid lines show the result of the observer HM, and the broken line shows that of eighteen observers for noise of a screen-film system. The characters SF, WH and CT are same as those used in Fig. 1.

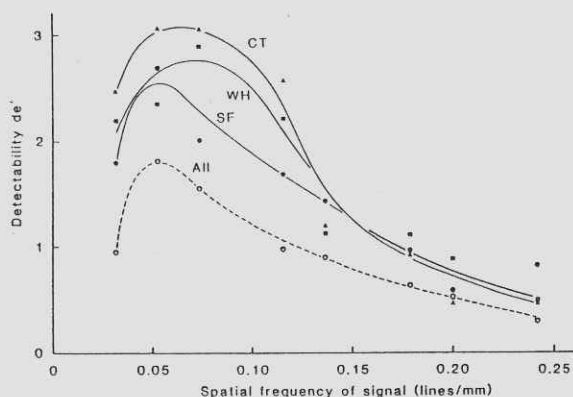


Fig. 5 Detectability de' as a function of spatial frequency of sinusoidal signal. The lines and the characters are same as those used in Fig. 4.

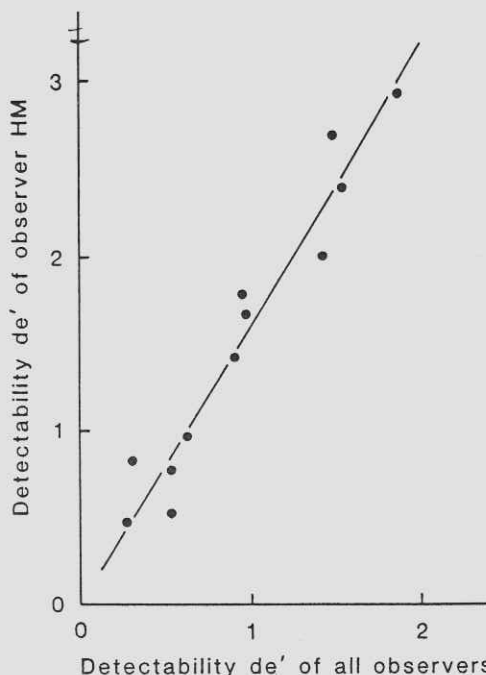


Fig. 6 Relationship between detectabilities of the observer HM and eighteen observers

周波数の成分をノイズから除去するため、

$$N'(u, v) = N(u, v) [1 - \delta(-u_s, 0) - \delta(u_s, 0)] \quad (3)$$

とした。ここで、 δ はDiracのデルタ関数である。このノイズ・スペクトル N' を逆フーリエ変換し、

$$n(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} N'(u, v) \exp [2\pi i (ux + vy)] du dv \quad (4)$$

とした。

信号 s とノイズ n を日本電気製パーソナル・コンピュータPC-8801内で、BASICコンパイラを用いて発生させた。ノイズ n またはそれに信号 s を加え、3 bit すなわち8レベルに量子化したのち、日本電気製パーソナル・コンピュータ用モノクロCRTディスプレイPC-8851上に表示した。このとき、輝度レベルの平均を4になるように、そして、3種のノイズのRMS粒状度を輝度レベルの2単位相当になるように、正規化を行った。表示に用いたディスプレイのレベルと輝度の関係を、Fig.2に示す。表示画像の一例として、波数13の信号をスクリーン・フィルム系のノイズに加えたものをFig.3に示す。CRTディスプレイ上の画像の大きさは横93.2mm、縦45.1mmであり、画素数は横256、縦64であった。

3. ROC実験

12種の正弦波と3種のノイズの組み合わせの画像に対して、ROC実験を行った⁶⁾。一組に対

してノイズだけの画像および信号にノイズを加えた画像をそれぞれ20ずつ用いた。観察は暗室内で観察距離2mで行われ、信号の存在に関する5段階評価を行った。この結果から検知度 de' を求めた。スクリーン・フィルム系のノイズに対する18名の観察者による結果を、Fig.4, 5に破線で示す。平均値とほとんど同じ傾向を示し、平均値より高い値を示す観察者が数人いた。そのうちのひとりMHの検知度と18名の平均値との関係を、Fig.6に示す。両者はほとんど比例しており、相関係数は0.97、比例定数は1.67であった。そのため、この観察者HMにより、スクリーン・フィルム系のノイズだけでなく、ホワイト・ノイズおよびCTのノイズに対するROC実験を行った。観察者HMによる3回の観察から得られた検知度の平均を、Fig.4, 5に実線で示す。

4. 検 討

通常のシャーカステンの輝度を測定したところ1350 ntであった。本研究で用いたCRTディスプレイの輝度は、Fig.2に示されるように、この約1/100である。すなわち、通常のシャーカステン上に濃度2の画像を置いたときの輝度に相当する。RMS粒状度は、輝度レベル2単位相当であるから、輝度に換算すると、Fig.2より、約10 ntである。ただし、このときの1画素の大きさは横350 μ m、縦700 μ m、観察距離は2mであった。この大きさは、明視の距離における画像の44 μ m $\times$ 88 μ mの画素を観察したときに相当する。一方、スクリーン・フィルム系による画像の濃度1から2のRMS粒状度は、走査開口が10

$\mu\text{m} \times 1000 \mu\text{m}$ のとき、約 0.03 である⁹⁾。走査開口の面積にかかわらず Selwyn 粒状度が一定であるとき、この RMS 粒状度は、 $44 \mu\text{m} \times 88 \mu\text{m}$ の走査開口で測定したときに約 0.048 となる。濃度および透過率に関する RMS 粒状度 σ_D および σ_T の間に、粒状度が低いとき、つぎの関係がある。

$$\sigma_D = \frac{\log e}{T} \sigma_T \quad (5)$$

ここに、 T は平均透過率である。輝度が 1350 nt のシャーカステンを用いたとき、濃度に関する上述の RMS 粒状度 0.048 を、式 (5) を用いて輝度に関する RMS 粒状度 σ_L に換算すると、

$$\sigma_L = 1.5 T \quad (6)$$

となる。これより、本研究で用いた輝度に関する RMS 粒状度 10 nt は、スクリーン・フィルム系による画像の濃度約 1.2 のときに相当する。以上より、この実験で用いた輝度および粒状度は、現実に即していることがわかる。

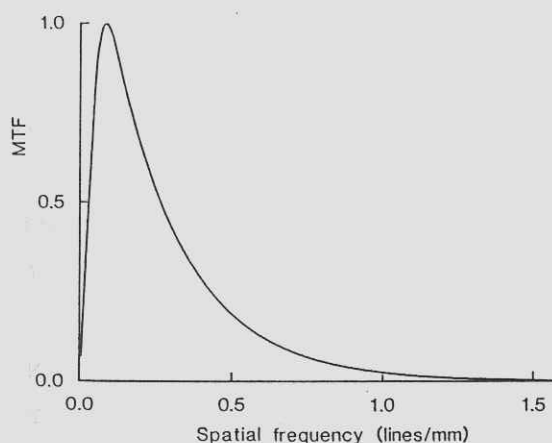


Fig. 7 An MTF of human visual system

信号の振幅と検知度との関係を表わす Fig. 4 は、Burgess らの求めた信号およびノイズの二乗積分値の比に対する検知度の関係と、ほとんど同じである¹⁰⁾。

視覚系の MTF を Fig. 7 に示す。これは、参考文献 2 で用いられた関数を、角周波数約 3 cpd がピークになるように、さらに観察距離 2 m における画像上の空間周波数に対する関数となるように換算を行っている。Fig. 5 をこの図と比べると、検知度のピークを示す空間周波数は視覚系の MTF のピークの空間周波数 0.086 lines/mm よりやや低いが、形状は似ていることがわかる。

本研究において RMS 粒状度が等しいノイズを用いているが、Fig. 4, 5 では、検知度の低い部分を除き、スクリーン・フィルム系のノイズ、ホワイト・ノイズ、CT のノイズの順に検知度が高くなっている。視覚系の MTF が低い値を示す空間周波数領域におけるノイズ・スペクトルは、視覚系によって低く評価されると考えられる。すなわち、その領域における空間周波数成分が多いノイ

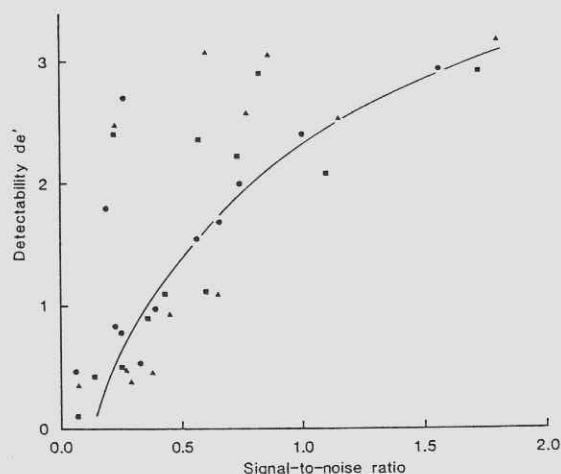


Fig. 8 Relationship between detectability and signal-to-noise ratio defined in the study

ズは、視覚系によって低いノイズと評価されると考えられる。Fig. 1, 7より、スクリーン・フィルム系のノイズ、ホワイト・ノイズ、CTのノイズの順に、視覚系のMTFが低い値を示す空間周波数領域のスペクトルが多い。そのため、この順にノイズが低く評価され、検知度が高くなったものと考えられる。

本研究で用いたノイズには、式(3)に示されているように、信号として用いた正弦波と同じ空間周波数の成分は含まれていない。信号およびノイズのスペクトル S および N の比、すなわちSN比のスペクトルまたはそれに視覚系のMTFを乗じて空間周波数で積分した値によって検知度を予測しようとするモデルがよく使われている^{2,3}。例えば、つぎのようなモデルである。

$$SNR = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \left| \frac{S(u,v)}{N(u,v)} MTF_{vis}(u,v) \right|^2 du dv \quad (7)$$

ここで、 SNR は視覚系で評価されたSN比であり、 MTF_{vis} は視覚系のMTFである。このモデルによると、正弦波信号の空間周波数と等しい空間周波数の成分をノイズに含まないとき検知度は無限大となってしまう、本研究における結果と矛盾する。SN比 SNR と検知度 de' との関係を論ずるとき、信号およびノイズのウィナー・スペクトルが視覚系のMTFによって評価された値の比を、視覚系で評価されたSN比、すなわち、

$$SNR = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |S(u,v) MTF_{vis}(u,v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |N(u,v) MTF_{vis}(u,v)|^2 du dv} \quad (8)$$

とした方がよい。

本研究で用いた画像に式(8)を適用して得られたSN比と検知度 de' との関係を、Fig. 8に示す。ノイズの種類にかかわらず、あるSN比の閾値を通る対数曲線的な関係が得られた。対数的な関係は、Weber-Fechner則によって説明される。この曲線から離れて左上に存在する9点は、いずれも低周波数の正弦波信号に対する値である。Saboyらは、視覚系のMTFは3 cpd以下では一定値となることを指摘した。¹¹⁾ Dooleyらは、このような視覚系のMTFを用いて、電子写真のノイズ・ウィナー・スペクトルから粒状性を推定するモデルを作成し、良好な結果を得た¹²⁾。これらの報告より、本研究において観察者の視覚系のMTFを測定しなかったため断定できないが、視覚系のMTFは低周波領域でFig. 6に示されているより高いのではないかと考えられる。もし、より高い値であるならば、低周波の信号は視覚系によってより高く評価され、Fig. 8における前述の9点は曲線に近づく。

5. ま と め

スクリーン・フィルム系・ホワイト・ノイズおよびCTのノイズ、そして正弦波信号をパーソナル・コンピュータ内で発生させ、ROC実験を行った。視覚系のMTFが低い値を示す空間周波数領域の成分が多いノイズは視覚系によって低いノイズと評価されることがわかった。SN比のスペクトルの積分値を視覚系によって評価されたSN比とすべきでないことを指摘した。これらの結果を基礎に、信号およびノイズのスペクトルから、視覚系によって評価されたSN比を求めるモデル

を作成した。このモデルによって推定された SN 比は、低空間周波数の信号を除き、検知度に対して良好な結果を示した。

実験に協力して頂いた観察者の皆様、特に4320におよぶ画像を観察して頂いた丸山 均氏に、感謝致します。

文 献

- 1) R. Halmshaw: J. Photogr. Sci. **19** 167 (1971)
- 2) G. H. Kornfeld and W. R. Lawson: J. Opt. Soc. Am. **61** 811 (1971)
- 3) M. Wolf: Photogr. Sci. Eng. **24** 99 (1980)
- 4) P. R. Moran: Med. Phys. **9** 401 (1982)
- 5) D. P. Chakraborty and G. T. Barnes: Med. Phys. **10** 467 (1983)
- 6) D. J. Goodenough, et al.: Radiol. **110** 89 (1974)
- 7) 犬井正男, 他: 日本写真学会年次大会要旨集 pp. 76-78 (1982)
- 8) K. M. Hanson, et al.: Trans. IEEE **25** 160 (1978)
- 9) 戸崎安司, 他: 放射線像研究 **12** 156 (1982)
- 10) A. E. Burgess, et al.: J. Appl. Photogr. Eng. **8** 76 (1982)
- 11) R. L. Savoy and J. J. McCann: J. Opt. Soc. Am. **65** 343 (1975)
- 12) R. P. Dooley and R. Shaw: J. Appl. Photogr. Eng. **5** 190 (1979)

セグメント法による散乱線含有率の測定

稲 津 博・内 田 勝*

宮崎医科大学附属病院放射線部 〒889-16 宮崎県宮崎郡清武町大字木原 5200

* 岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1-1

(1985年3月20日 受理)

Measurement of Scatter Fractions by Segment Method

Hiroshi INATSU and Suguru UCHIDA*

Department of Radiology, Miyazaki Medical College Hospital, Kiyotake-cho, Miyazaki 889-16

* Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University,

1-1, Yanagido, Gifu 501-11

(Received March 20, 1985)

A new method measuring the scatter fraction is proposed. In this method, the scatter fraction obtain from the ratio of a peak intensity for segment exposed with the primary radiation to that exposed with the total radiation. Since, the used segment material is very small, the effect such as self absorption of scatter radiation and decrease of radiation field by disk or chart material can be neglected. Therefore, the correct scatter fraction can be measured by the segment method.

1. 緒 言

放射線画像の画質を左右する重要な因子の1つとして、散乱線が存在する¹⁾。散乱線は被写体と放射線の相互作用によって発生し、画像のコントラストを減少させる。散乱線のコントラスト減少効果は、散乱線含有率の補数である直接線含有率に依存する²⁾。したがって、画像伝達系における散乱線含有率を知ることは重要である。

過去、散乱線含有率の測定に関して、数多くの報告がなされている³⁻¹²⁾。しかし、画像伝達系においては、矩形波チャート法²⁾または鉛ディスク法¹²⁾が多く用いられる。これらの方法は、比較的大きな面積の1次線遮蔽体を使用する。このため、遮蔽体の面積分だけ照射野が小さくなり、測定される散乱線含有率は遮蔽体が無いときより減少する。また、遮蔽体を像面近くに置くと、遮蔽体自身が線源側で発生した散乱線を吸収する。したが

って、遮蔽体を置く位置によって測定される散乱線含有率が変化する。

われわれは、前述の問題を解消するため、前に報告したセグメント法^{13,14)}を散乱線含有率の測定に適用した。本論文の目的は、新しい散乱線含有率測定法の提案である。

2. 散乱線含有率

放射線画像系において、散乱線含有率 (F) はつぎのように定義されている。

$$F = \frac{i_s}{i_s + i_p} \quad (1)$$

ここで、 i_s および i_p はそれぞれ出力として検出された散乱線および1次線の強度である。また、直接線含有率 (D) は定義によって、

$$D = \frac{i_p}{i_s + i_p} \quad (2)$$

である。したがって、 F と D の関係は、

$$F = 1 - D \quad (3)$$

である。

一般に、鉛ディスク法は Fig. 1 に示すような実験配置から F を求める。Fig. 1 において、1次線を透過しない鉛ディスクを使用すると、鉛ディスク下で検出される X 線強度は i_s である。また、鉛ディスク周辺の X 線強度は $i_s + i_p$ である。ここで、 i_s の代りに i_p を求めても、式 (3) から F を求めることができる。

ここで、Fig. 1 の鉛ディスクを幅 $2d$ のセグメント (スリット関数の逆向きの分布) で置き換える。簡単のため1次元で考え、セグメントの入力および出力強度分布をそれぞれ $f(x)$ および $g(x)$

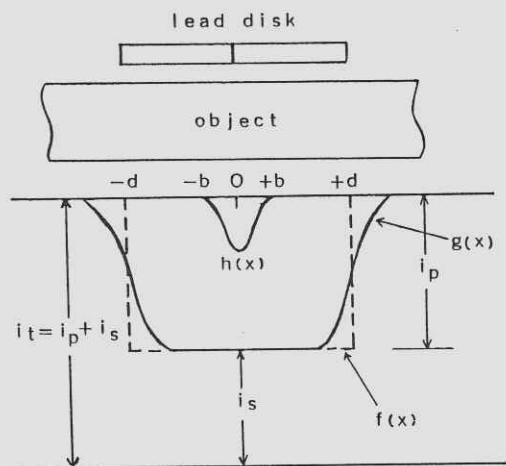


Fig. 1 Illustration of measurement of scatter fraction by disk method. The scatter fraction is defined as the ratio of scatter radiation, i_s , to the total radiation, i_t . Where, $h(x)$, $f(x)$ and $g(x)$ are line spread function, input and output intensity distributions of segment, and $2d$ and $2b$ are width of the segment and line spread function.

とする。ただし、 $f(x)$ はつぎのように定義する。

$$\begin{aligned} f(x) &= i_p & -d < x < d \\ f(x) &= 0 & x < -d, x > d \end{aligned} \quad (4)$$

すると、 $f(x)$ と $g(x)$ の間にはつぎのような関係がある^{15,16)}。

$$\begin{aligned} g(x) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x') h(x-x') dx' \\ &= i_p \int_{x-d}^{x+d} h(X) dX \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、 $h(X)$ は系に δ 関数を入力したときの出力強度分布である。したがって、

$$\int_{-\infty}^{\infty} h(X) dX = 1 \quad (6)$$

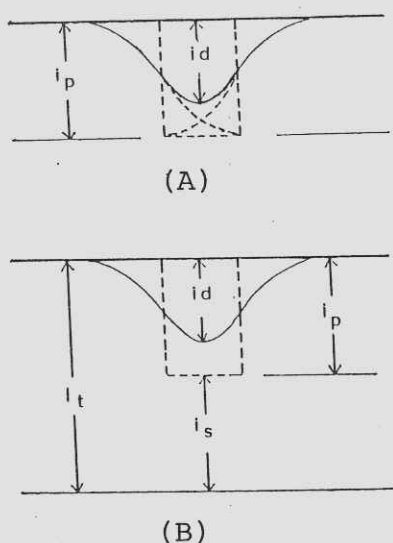


Fig. 2 Output intensity distributions of small segment by primary (A) and total radiation (B). i_d is peak intensity.

である。式 (5) において, $f(x)$ の幅 $2d$ が, $h(x)$ の広がり幅 $2b$ より広ければ,

$$g(0) = i_p \quad d > b \quad (7)$$

であり, 逆に狭ければ,

$$g(0) < i_p \quad d < b \quad (8)$$

である。

そこで, 鉛ディスクの代りに $d < b$ のようなセグメントを置き, その出力強度分布のピーク強度 (i_d) から F を求めることを考える。このときは, Fig. 2 の (B) に示すように全 X 線強度 i_t と i_d の比 (C_t) は

$$C_t = \frac{i_d}{i_t} = \frac{i_d}{i_p + i_s} \quad (9)$$

である。したがって, $i_d = i_p$ であれば $C_t = D$

である。しかし, ここでは $i_d = g(0) < i_p$ であるから, 式 (9) から直接 D を求めることはできない。いま, Fig. 2 の (A) に示すように, 散乱線が存在しないときの i_d と i_p の比を C_p とおき, C_t と C_p の比をとると,

$$\frac{C_t}{C_p} = \frac{i_d}{i_p + i_s} \cdot \frac{i_p}{i_d} = \frac{i_p}{i_p + i_s} = D \quad (10)$$

直接線含有率である。ここで, C_p は,

$$C_p = \frac{i_d}{i_p} \quad (11)$$

である。したがって, C_p および C_t を測定すれば式 (10) と式 (3) から散乱線含有率を求めることができる。

3. 実験方法

3.1 ディスクおよびチャート法

厚さ 5 mm の樹脂板で作成した 1 辺が 30 cm の水槽に水を入れ, 散乱体として使用した。水深は 5 cm である。鉛ディスクは, 直径が 4 mm, 6 mm, 8 mm および 10 mm の 4 種類を使用した。鉛ディスクの厚さは 4 mm である。

チャートは, 空間周波数 0.05 lines/mm および 1.0 から 4.86 lines/mm の範囲に 16 段階の空間周波数が存在する鉛製の矩形波チャート (FUNK Nr. 26146) を使用した。それぞれの空間周波数には 4 本の鉛格子が存在し, 各周波数間には幅 2.5 mm の鉛箔で区切られている。鉛格子の厚さは 0.05 mm である。矩形波チャートの全体寸法は $3.9 \times 11 \text{ cm}^2$ であり, 鉛部分の総面積は 34.8 cm^2 である。

鉛ディスクおよびチャートは水面に接するように水平に配置した。鉛ディスクは照射野中心から長手方向に2個ずつ、矩形波チャートは照射野中心とチャートの中心が一致するように置いた。受光系は中感度増感紙（NS）の後面増感紙と片面

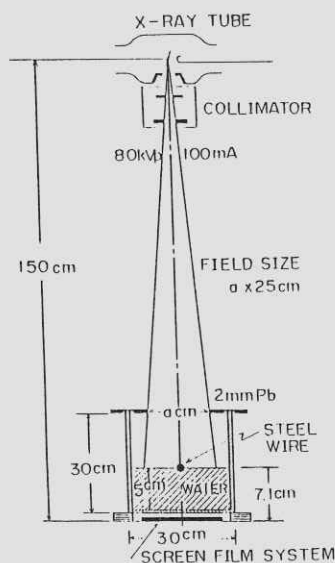


Fig. 3 Experimental arrangement with exposure conditions for total radiation. a is width of the slit shape radiation fields.

乳剤フィルム（Uタイプ）をビニール袋に真空封入して使用した。

実験の幾何学的配置および照射条件をFig. 3に示す。3相12パルスX線装置を使用した。X線管の公称焦点寸法は $0.6 \times 0.6 \text{ mm}$ である。

照射野は、水槽のX線管側に置いた厚さ2mmの鉛板で対向する2辺間を25cmに固定し、他の2辺間（Fig. 2の $a \text{ cm}$ ）を変化させた。したがって、照射野は $25 \text{ cm} \times a \text{ cm}$ の矩形である。 a は1cmから18cmまで8段階に設定した。得られた鉛ディスクおよびチャート像は、マイ

クロデンストメータ（PDM-5）で走査した。走査開口は $20 \times 800 \mu\text{m}$ である。求めた濃度分布はH-D曲線を用いて強度分布に変換した。

4種類の鉛ディスクについて求めたそれぞれの F を、横軸にディスク直径、縦軸に F をとった方眼紙にプロットする。それぞれの F を結んだ直線を延長してディスク直径0における F を求め、真の F 値と仮定した。この方法は外挿法と呼ばれ一般的に用いられている¹²⁾。

チャート法では、空間周波数1.0 lines/mmにおける出力のコントラストを求めた。このコントラストは、チャート自身のコントラストが1であれば直接線含有率であり²⁾、式(3)から F を求めることができる。しかし、実験に使用したチャートのコントラストは1でない。したがって、チャートのコントラストで除して補正する。チャー

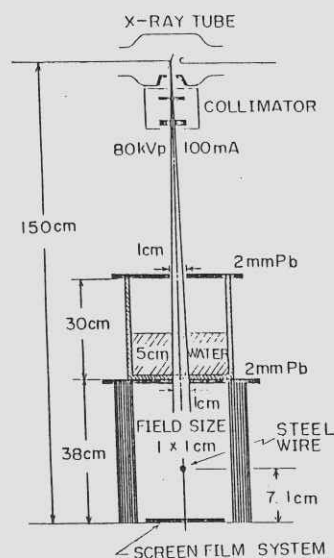


Fig. 4 Experimental arrangement with exposure conditions for primary radiation. Radiation field size is $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

ト自身のコントラストは、Fig. 4 に示すように水槽の両側の鉛板開口を $1 \times 1 \text{ cm}^2$ にして撮影したチャート像から求めた。このとき、散乱体後面フィルム間距離はグレーデル効果を期待して、38 cm にした。空間周波数 1.0 lines/mm を用いたのは 4 本の鉛格子および空間がすべて $1 \times 1 \text{ cm}^2$ の照射野に含まれ、実験が簡単のためである。

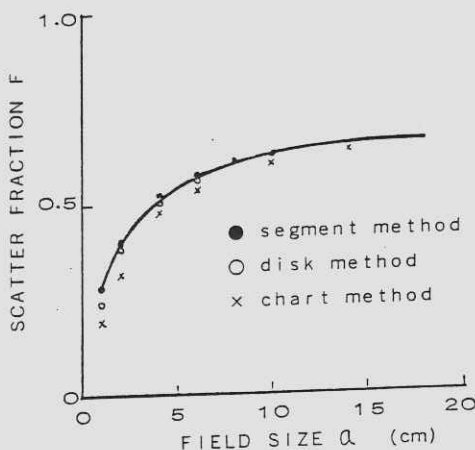


Fig. 5 Dependence of the scatter fraction on width of the slit shape radiation field, a , for different measuring method.

3.2 セグメント法

セグメントとして、直径 0.5 mm 長さ 5 cm の鉄の円柱を用いた。セグメントは照射野中心に、照射野短軸方向と平行に配置した。

散乱体、幾何学的配置および照射条件などの実験条件は、Fig. 3 に示すように鉛ディスクおよびチャート法と同じである。散乱線が存在しないときのセグメントのピーク強度は Fig. 4 に示すように、チャート法と同じ幾何学的配置で撮影した像から求めた。

得られたセグメント像はマイクロデンシトメー

タで走査した。走査条件は前述の通りである。求めた濃度分布を H-D 曲線を用いて強度分布に変換し、ピーク強度を求めた。

4. 結果および考察

矩形照射野の a cm と F の関係を Fig. 5 に示す。セグメント法および鉛ディスク法で測定した F 値は、非常に狭い照射野を除いて良く一致する。しかし、矩形波チャート法で求めた F は全照射野にわたって低い値を示している。その差は、広い照射野 ($a = 10 \text{ cm}$) で 3% とわずかであるが、狭い照射野 ($a = 2 \text{ cm}$) では約 9% と大きい。これは設定した照射野中に占めるチャートの鉛部分の面積の影響と考えられる。 $a = 2 \text{ cm}$ の照射野 ($25 \times 2 \text{ cm}^2$) では、鉛部分の面積は照射野面積の約 32% にもおよぶ。しかし、 $a = 10 \text{ cm}$ の照射野では、約 14% に減少する。これに対して、 $a = 2 \text{ cm}$ の照射野において、鉛ディスク法およびセグメント法はそれぞれ約 3.4% および 2% である。

鉛ディスク法は測定を容易にするため、比較的大きな面積のディスクを使用する。このため、ディスク中心における i_s はディスクの直径によって変化する。したがって、実験方法で述べたように外挿法によって直径 0 における F を推定しなければならない。これに対して、セグメント法は直径が非常に小さいので、鉛ディスク法のような補正の必要がない。また、自己吸収も無視できる。

鉛ディスク法において、系の線像強度分布のばけ幅 $2b$ より小さい直径の鉛ディスクを使用すると、式 (8) および Fig. 2 の (B) に示すように測

定される i_s' は,

$$i_s' = i_s + (i_p - i_d) \quad d < b \quad (12)$$

であり、真の i_s ではなくなる。

セグメント法において、注意する点はつぎのことである。散乱線が存在しないときの i_d を求めるとき、散乱体を取り除いて測定すると線質が変化し、正しい i_d が求まらない。そこで、散乱体を透過した線質による補正が必要になることである。

5. 結 語

セグメントの出力強度分布のピーク強度から散乱線含有率を求める新しい測定法を提案した。この測定法は、1次線遮蔽体として小面積の物体を用いるので、遮蔽体が照射野面積に与える影響および散乱線の自己吸収が無視できる。また、実験および計算も簡単である。したがって、有効な測定法であると考ええる。

謝 辞

本研究の実験にあたって、宮崎医科大学附属病院放射線部および県立宮崎病院放射線科の山田正喜、御手洗輝、下野洋敬、篠崎悌五および金丸国雄の諸氏の御協力をいただいた。ここに深く感謝の意を表する。

文 献

- 1) M. M. Ter-Pogossian (宮川 正, 他訳): 放射線診断の物理, pp. 249-251, (朝倉書

店, 1970).

- 2) 土井邦雄: 放射線像の研究 (内田 勝, 他編) 2巻 p. 90 (RII 研究会, 1969).
- 3) 中村 実: 日放技学誌 17 79 (1961).
- 4) 村田和美, 内田 勝: 放射線像の研究 (内田 勝, 他編) 1巻 p. 86 (RII 研究会 1967)
- 5) 稲津 博, 他: 日放技学誌 28 362 (1973)
- 6) 稲津 博, 他: 日放技学誌 30 266 (1974)
- 7) 大塚昭義, 他: 日放技学誌 32 578 (1977)
- 8) 大塚昭義, 他: 日放技学誌 33 564 (1978)
- 9) 東田善治, 他: 日放技学誌 34 12 (1978)
- 10) 越智 保他: 日放技学誌 37 773 (1981)
- 11) C. E. Dick, C. G. Soares, and J. W. Motz: Phys. Med. Biol. 23 1076 (1978)
- 12) R. A. Schmidt, H. P. Chan, Y. Kodera, et al.: Radiology 146 801 (1983)
- 13) H. Inatsu and S. Uchida: Jpn. J. Appl. Phys. 18 1409 (1979)
- 14) 近藤隆司, 他: 日放技学誌 36 174 (1980)
- 15) 内田 勝, 他: 日放技学誌 34 564 (1979)
- 16) 内田 勝, 他: 放射線画像情報工学 I, pp 155-158 (通商産業研究社, 1980)

〔論 文〕

個人利用向きの小型計算機による胃X線画像解析システムの開発

福 島 重 広 ・ 上 田 衛

京都工芸繊維大学電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1985年3月11日 受理)

Development of A Gastric Radiogram Analysis System by A Small Computer for Personal Use

Shigehiro FUKUSHIMA and Ei UEDA

Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

(Received March 11, 1985)

We developed previously a software system for gastric radiogram analysis on a large computer to study the method of extracting the gastric contour from the standing position-anteroposterior image of a stomach. This system was implemented on a small computer for personal use in order to facilitate the analysis experiment and to evaluate the processing efficiency. This project began with development of an interactive general-purpose image processing system, which is flexible and convenient, in order to study many analyzing possibilities. The gastric radiogram analysis system was implemented using this system. This paper describes the outline of the general-purpose system, and then shows how this system was used in the analysis experiment on gastric radiograms. The gastric radiogram analysis system takes some time to process a large image, as was evaluated for three different sizes, because the general-purpose system is software-based and written mostly in FORTRAN. Therefore, the evaluated time is an upper bound of the process time, which can be reduced by introducing a hardware image processor. However, in this implementation, we were primarily concerned with experimental ease. This was achieved by the system developed on the small computer. The processed examples are also shown.

1. ま え が き

従来から、計算機による胃X線写真の解析の方

法が立位正面充満像を対象として研究されてきて
いる¹⁻³⁾。現在、大きく分けて胃領域の抽出にも

とづく方法（領域法）^{4~8)}と胃辺縁の検出にもとづく方法（エッジ法）^{9~16)}とがあるが、確実な方法はまだ分っていない。著者らは領域法の研究を行い^{4~6)}、大型計算機を用いた解析システムを構成し、その処理例、処理時間、プログラムサイズについて既に報告した⁷⁾。しかし、大型計算機は実験用にも実用にも手軽には利用できないので、これらに適したミニコンやパソコンなどの小型計算機のもとでのシステム開発と評価を行っておく必要がある。そこで、この解析システムを小型計算機に移植し、実験や処理の効率について検討した。小型計算機を用いた研究は他にもエッジ法について報告されているが^{9~11)}、これらは計算機技術が十分に発達していない時期における研究であったため、オペレーティングシステムなどのソフトウェア技術が有効に利用されていない。したがって、解析方法の確立のためにいろいろな試行が必要な胃X線写真に適用するには柔軟性に欠け、そのため、研究の効率が悪い。その後、胃X線写真の画像解析の研究に大型計算機が用いられるようになってきた理由の一つもここにある。著者らはこの問題に対し、まず、解析方法の開発、改良、処理実験が容易に行える汎用画像処理システムを開発することから始め¹⁷⁾、この汎用システムを利用して胃X線写真の解析システムを組み込んだ。したがって、この汎用システムには一般の画像解析研究にも使える各種の機能があるが、その設計の思想と詳細については別の論文で述べる^{18,19)}。なお、この汎用システムは、共用性をめざすシステム²⁰⁾の仕様も参考にして製作したが、個人用計算機²¹⁾向きに負荷を軽減し、利用しやすくした。

本稿では、まず、製作した汎用画像処理システ

ムの概要を述べる。その後で、このシステムを用いた胃X線画像解析の方法と結果を示し、小型計算機における実験および処理の効率について検討する。

2. 製作した汎用システムの概要^{18,19)}

画像解析の方法を見出すためには、通常、対象とする画像クラスの調査、解析方法のモデル化、評価による問題点の明確化、改良へと進み、さらに、再評価と再改良の繰り返しにより方法の精密化をはかる。これは全体の整合をとりながら不確定から確定へと進行する過程である。したがって、単に処理アルゴリズムの集合体であるとか処理効率がよいというのではなく、このような進行過程に合わせて、いろいろな実験と応用が行いやすいシステムにした。

本システムは主記憶 32 キロ語以上のミニコン NOVA と 2.5 メガバイトのディスクを中心とする個人利用向きの小型計算機環境で実行する。プログラムは主として FORTRAN、一部をアセンブラで書いている。特徴的な概略のみを示すと以下のようなものである。

(a) 個々のコマンドについて制御パラメタ値を複数通り固定できる。

(b) 複数個のコマンドの実行順序をマクロコマンドとして定義できる。マクロコマンドは複数個定義でき、マクロコマンドに他のマクロコマンドを含めることもできる。繰り返し、跳び越し、一時停止などの補助コマンドもある。したがって、マクロコマンド定義により処理手順のプログラミングが行える。一時停止時には通常の対話形態に

戻り、ここで、処理の流れを変えることもできる。

(c) システムおよび画像ごとのコマンド履歴が記録され、これを用いてマクロコマンドを定義できる。

(d) FORTRANによるプログラミングを支援するため、画像データへのアクセスインターフェイスルーチンや制御パラメタ値の入力管理ルーチンが用意されている。

以上の機能を利用し、個々のコマンドについて、

- (1) コマンドとパラメタ値を逐一入力して処理をする、
 - (2) パラメタ値固定のみ行い、処理はしない、
 - (3) 固定されていないパラメタ値のみを入力して処理をする、
 - (4) 同様、ただし、固定パラメタに関する情報が呈示される、
- などの対話形態が可能である。また、マクロコマンドは、
- (5) BASIC言語風に定義する、
 - (6) コマンド履歴から定義する
- ということができる。

本システム下における画像解析手順の開発は、

- (1) マクロコマンド定義とパラメタ値固定により、対話的に手順を組み立てる。
 - (2) 利用者プログラムを作成し、コマンドとして登録する。
- という2つの方法により行う。

3. 胃X線画像解析

3.1 対話的処理

上記の汎用システムを用いることにより簡単な

手続きで処理実験ができる。これについてエッジ強調を例として示そう。デジタル画像処理でよく知られているエッジ強調オペレータとしては、画素 (i, j) の濃淡値を f_{ij} とすれば、

濃度勾配：

$$\sqrt{(f_{i+1,j} - f_{ij})^2 + (f_{i,j+1} - f_{ij})^2}$$

ロバーツ勾配：

$$|f_{ij} - f_{i+1,j+1}| + |f_{i+1,j} - f_{i,j+1}|$$

ラプラシアン：

$$f_{i+1,j} + f_{i-1,j} + f_{i,j+1} + f_{i,j-1} - 4f_{ij}$$

などがある²¹⁾。これらはもちろん専用プログラムを作成して本システムに登録してもよいが、四則演算とシフト、平方根、絶対値演算を組み合わせ

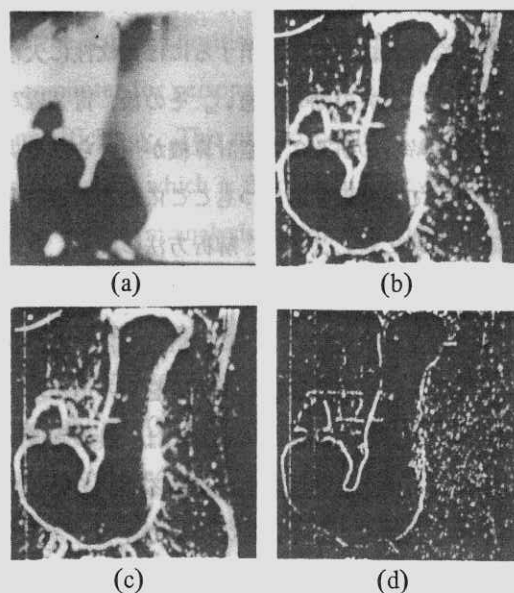


Fig. 1 Edge enhancement.

- (a) The original indirect radiogram.
- (b) The gradient.
- (c) The Roberts gradient.
- (d) The Laplacian.

せてマクロコマンドを作成することによっても実行できる。例えば濃度勾配画像を得るには、デジタル画像データの1行シフト、1列シフト、画素ごとの減算、平方、加算、平方根という演算を組み合わせてやればよい。また、ラプラシアン画像はデジタル画像データの1行シフト、1列シフト、画素ごとの定数倍、加算、減算という演算により得ることができる。本システムにはこれらの画像演算コマンドがあるので、マクロコマンド定義とパラメタ値固定を行なうことによって、上記のような勾配演算は容易に行える。上の各オペレータの間接写真への適用結果をFig.1に示す。

3.2 応用システム

上記のシステムに胃X線画像解析システム⁷⁾を組み込んだ。組み込みは3節の2方法により行った。ソフトウェアの技法としては一般に組み込み手続きの形式化をはかるのがよい。ここでは、応用システムの構成要素が、解析手順全体の流れを記述するトータルシステム記述、まとまった一連の処理を記述する単位機能記述、基本的処理のためのアルゴリズム記述、および、プログラムが複雑になるのを避けるための孫手続き記述の4レベルに分けられることに注目し、なるべく形式的手続きで組み込むために、つぎの方針をとった。

- (1) 孫手続きはライブラリに含めるか、または、呼び出しプログラムと組にする。
- (2) 基本処理アルゴリズムはコマンドにより直接起動されるプログラムとして登録する。
- (3) 単位機能はマクロコマンドとし、パラメタ値は可能な限り固定する。
- (4) トータルシステムは単位機能のさらに上位のマクロコマンドとする。

組み込んだ胃X線画像解析システムはもともとこのような構造化がなされていたので、作業は簡単であった。

Fig.2はトータルシステム記述レベルにおける処理の流れ⁷⁾を示す。同図における各処理単位の機能は以下のである。

- R1) 画像入力および処理領域の切り出し。
- R2) 画像の濃淡分布およびその統計の表示。
- R3) 変動閾値法による画像の二値化。
- R4) 最大面積の連結成分(胃領域)の抽出。
- R5) 胃輪郭線の抽出。
- R6) 胃領域の細線化。
- R7) 距離変換。
- R8) 逆距離変換。
- R9) 胃軸の設定。
- R10) 不要枝の除去

なお、R11は胃輪郭線抽出後の狭義のパターン認識部であるが、これについては別途研究中²²⁾のため、省略した。

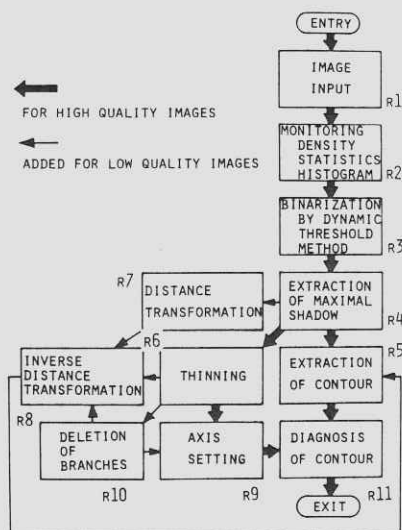


Fig. 2 The processing flow of the gastric radio-gram analysis system.

```

COMMAND = D-THRS
* DYNAMIC THRESHOLD *
PROCESS(1) OR ABORT(2) ? 1
SOURCE PICTURE = 1
DEST1. PICTURE = 2
IMAGE SEGMENT SIZE = 9
THRESHOLD AVERAGE = 60.
THRESHOLD COEFF. OF VARIAT. = .2
AVERAGE REPORT(1) OR NOT(2) ? 1
AVERAGE
...printing of list of average density
for each subregion...

ST. DEVIAT. REPORT(1) OR NOT(2) ? 1
STANDARD DEVIATION
...printing of list of standard deviation
of density for each subregion...

# THRESHOLD
COMMAND =

```

(a)

```

COMMAND = D-THRS.1
* DYNAMIC THRESHOLD *
# THRESHOLD
COMMAND =

```

(c)

```

COMMAND = MODE
* PARAMETER DEFINITION MODE *
MESSAGE(PARAMETER, FIX)
FIX=0 : UNDETERMINED
1 : FIXED
2 : LOOP VALUE
#COMMAND = D-THRS.1
* DYNAMIC THRESHOLD *
PROCESS(1) OR ABORT(2) ? ( 0, 0 ) 1,1
SOURCE PICTURE = ( 0, 0 ) 1,1
DEST1. PICTURE = ( 0, 0 ) 2,1
IMAGE SEGMENT SIZE = ( 0, 0 ) 9,1
THRESHOLD AVERAGE = (0.0000000, 0) 60.0,1
THRESHOLD COEFF. OF VARIAT. = (0.0000000, 0) .2,1
AVERAGE REPORT(1) OR NOT(2) ? ( 0, 0 ) 2,1
ST. DEVIAT. REPORT(1) OR NOT(2) ? ( 0, 0 ) 2,1

#COMMAND = MODE.1
* RUN MODE *
COMMAND =

```

(b)

```

COMMAND = MSSG
FIXED PARAMETERS AND CORRESPONDING MESSAGES
WILL BE PRESENTED.
COMMAND = D-THRS.1
* DYNAMIC THRESHOLD *
PROCESS(1) OR ABORT(2) ? ( 1, 1 )
SOURCE PICTURE = ( 1, 1 )
DEST1. PICTURE = ( 2, 1 )
IMAGE SEGMENT SIZE = ( 9, 1 )
THRESHOLD AVERAGE = (60.00000, 1)
THRESHOLD COEFF. OF VARIAT. = (0.2000000, 1)
AVERAGE REPORT(1) OR NOT(2) ? ( 2, 1 )
ST. DEVIAT. REPORT(1) OR NOT(2) ? ( 2, 1 )

# THRESHOLD
COMMAND =

```

(d)

Fig. 3 Examples of operation for the dynamic thresholding. (The underlines indicate input by the operator.)
 (a) Interactive processing.
 (b) Fixing the parameter values.
 (c) Processing with the fixed parameters.
 (d) Processing with the fixed parameters and with display of the parameters.

```

COMMAND = EDITOR
* EDITOR *
# : 10 TIME
# : 20 INITMT
# : 30 READMT.1
# : 40 RELSMT
# : 50 D-THRS.1
# : 60 SMOCON.1

# : 170 CONTOR.1
# : P
* REGIST MACRO-COMMAND *
COMMAND NAME = SPARS
COMMENT PLEASE.
A SYSTEM FOR PATTERN ANALYSIS....
COMMAND =

```

(a)

```

COMMAND = SPARS
REAL TIME CLOCK
WILL BE PRESENTED.
16:56: 5
* MTO INITIALIZED *
16:56: 6
* LOAD FROM STANDARD FORMAT MT *
IMAGE NUMBER = 0
IMAGE TOO LARGE ---
SAMPLE(1) OR QUIT(2) ? 1
LEFT-TOP CORNER : I,J = 1,1
PITCH = 4
AGAIN(1) OR NOT(2) ? 2
16:56:43
* MTO RELEASED *
16:56:44
* DYNAMIC THRESHOLD *
# THRESHOLD
16:57:56
* SMOOTH THE (0-1) IMAGE
(no input operation here)

17: 0:30
* EXTRACT CONTOUR
OUTPUT FILE NAME = CONT.2
START POINT OF SEARCH = 38 4
17: 0:49
COMMAND =

```

(b)

Fig. 4 Examples of operation using a macro command. (The underlines indicate input by the operator.)
 (a) Defining a macro command.
 (b) Processing by a macro command with fixed parameters.

Fig. 3は胃領域抽出のための変動閾値処理における対話例である。下線は利用者が入力した部分を示している。このプログラムでは、統計量や中間結果を出力するか否かを制御パラメタによって指示するようにしている。したがって、基本的にはFig. 3(a)のように詳細な対話ができるが、処理実験が進み、このような情報が不要になってくれば、Fig. 3(b)のようにしてパラメタ値を固定することにより、実行時の対話の手間を最小にして利用者の誤操作を無くし、評価実験の効率を向上できる。例えば、Fig. 3(c)ではコマンド名の入力だけで処理を実行している。Fig. 3(d)のようにパラメタ値がどのように固定されているかを実行時に表示させることもできる。

Fig. 4(a)は画像入力から胃輪郭線抽出までをマクロコマンドとして定義した例である。各行の始

めの数字は行番号を表し、この昇順にコマンドが実行される。英文字列はコマンド（またはマクロコマンド）名、ピリオドの後の数字はどのパラメタ値固定状態のもとでコマンドを実行するかを指示している。パラメタ値を固定しているので、実行時には、Fig. 4(b)のように磁気テープ上の画像データの番号と、抽出された輪郭線データの格納ファイル名を入力するだけでよい。

Table 1はNOVA01による種々の画像サイズに対する処理時間の例である。画質が良好で、かつ、輪郭線抽出だけを行うのであれば、処理の流れはR 1→R 2→R 3→R 4→R 5となる。したがって、画像サイズが128×128なら処理時間は約18.2分である。それ以外の処理も行う場合、小型計算機環境であるため、細線化²³⁾にかなりの時間を要した（付録も参照）。そこで、この

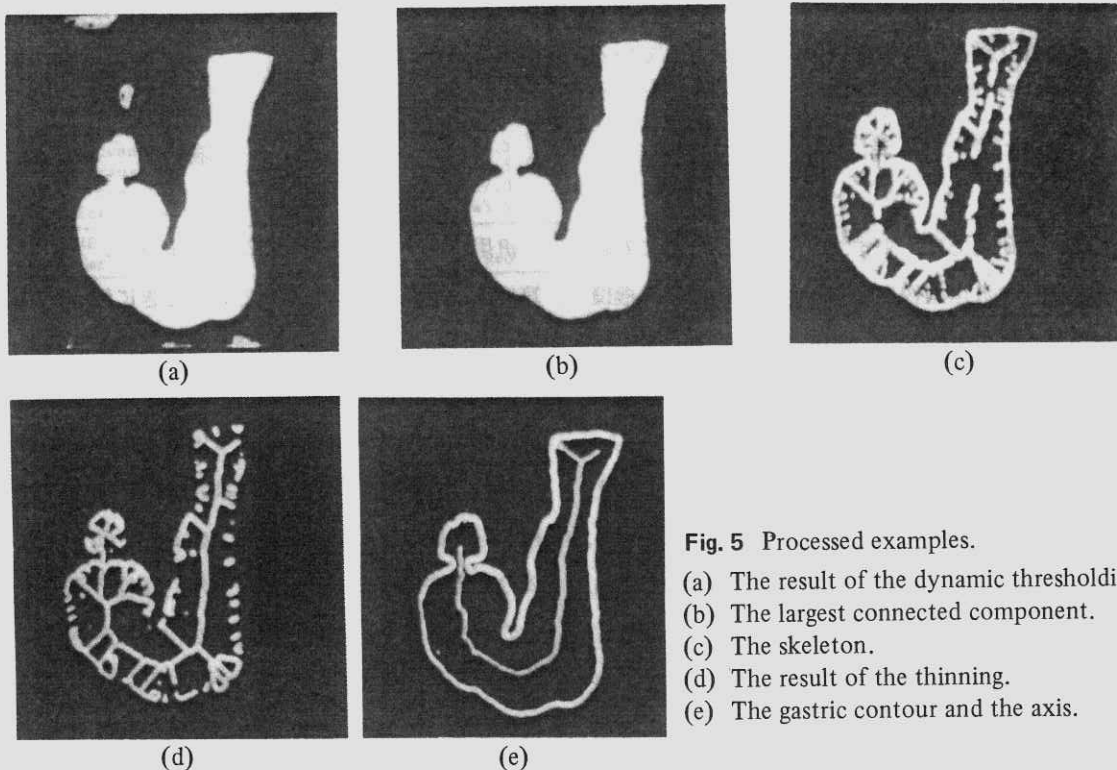


Fig. 5 Processed examples.

- (a) The result of the dynamic thresholding.
- (b) The largest connected component.
- (c) The skeleton.
- (d) The result of the thinning.
- (e) The gastric contour and the axis.

実験の後、距離変換²⁴⁾→スケルトン化²⁴⁾→にじませ処理により領域をあらかじめ細めておいてか

Table 1 Examples of the process time.

routine	image size		
	64×64	128×128	256×256
R1	0.4 min.	0.9 min.	2.3 min.
R2	0.6	1.9	6.8
R3	1.7	4.3	40.6
R4	3.2	10.6	51.2
R5	0.2	0.5	1.3
R6	1.5	13.9	134
R7	0.2	1.0	3.6
R8	0.6	2.7	11.1
R9	0.8	2.7	7.3*
R10	0.8	2.7	5.1*
total	10.0	41.2	263
R1-R5	6.1	18.2	102.2

Note: The figures marked with * include about 1.7 min. for human intervention.

ら細線化を適用するように、方法を変更した。にじませ処理は方形近傍内にスケルトン点を含む画素を抽出することにより行った。Fig.5はFig.1(a)の間接写真をこの方法により処理した例であり、変動閾値処理結果、最大連結領域、スケルトン、細線化結果、胃輪郭線と胃軸が示されている。

4. 考 察

(1) 本研究では、まず、多様な利用形態に対応する柔軟な汎用画像処理システムを小型計算機環境下において実現した。本システムによって、処理アルゴリズムや解析手順の実験が容易に行えるようになった。

(2) Table 1の処理時間はFig.2の方法により小型計算機で処理する場合の上限値を与えており、アセンブラを用いてさらに高速化できる。しかし、その場合はプログラミングの手間が莫大となり、試行錯誤の多い研究段階では却って効率が悪い。高速化がどうしても必要ならば、汎用性のある基

本的な処理にはハードウェアの画像専用プロセッサを用いればよい。その場合でも、利用者プログラムは計算機で実行せざるをえないし、また、柔軟な管理システムは必要である。上の汎用システムはこれらの用途に用いることができる。

(3) 大サイズ画像の処理に時間がかかるという問題に対してはつぎの考え方ができる。

a) 個人用実験システムとしては、多量のデータ処理が必要な場合を除けば、処理時間はあまり問題とならない。

b) マクロコマンドとパラメタ値固定の機能を活用し、まず処理の定義だけを行い、実行はシステムにまかせてしまうようにして、利用者を拘束しない使い方ができる。

c) 同様に、まず小サイズ画像を対象として対話的に処理実験を行い、処理方法が決ったら、進行管理をシステムにまかせて大サイズ画像を処理するということもできる。

5. 結 論

汎用システムを開発したことによって、大型計算機用にプログラムを書いていたときに比べ、いろいろな画像解析方法の開発や処理実験が容易に行え、しかも、小型計算機で実用化するときの処理時間の上限が評価できるようになった。プログラムのアセンブラ部分を書き換えれば、他の計算機でも同様のシステムが実現できる。このシステムの利用法について述べ、さらに、立位正面充満像の解析システムを組み込んで処理実験を行い、画像サイズと処理時間の関係を示した。この結果は著者らの胃X線画像解析方法の効率評価である

と同時に、小型計算機による柔軟性の高い汎用システムの効率評価としても初めてのものである。

付録 汎用アルゴリズムの処理時間

本システムは小型計算機環境で実行するため、画像データの常駐領域がディスク上にとられている。このため、処理に時間がかかる、Table 2 に NOVA 01 の場合の例を示す。なお、フーリエ変換 (FFT) については NOVA 3/D の例も示す。この場合、処理時間は NOVA 01 に較べて 2 分の 1 以下に短くなった。

Table 2 Examples of the process time for general-purpose algorithms.

COMPUTER & function	image size		
	64×64	128×128	256×256
NOVA01			
linear transform	11 sec.		3.7 min.
statistics	11	39 sec.	2.6
histogram	13	34	1.9
distance transform	10	49	3.3
labeling	29	3.0 min.	17.3
thinning	54	11.0	105
Walsh transform			21.5
Haar transform			14.5
slant transform			27.0
Fourier transform	96	8.5	43.5
NOVA3/D			
Fourier transform	45	4.1	19.0

文 献

- 1) 相馬敬司ほか：医用電子と生体工学 11 100 (1973)。
- 2) 杉本奈海夫，上原勝徳：FUJITSU 24 1223 (1973)。
- 3) 相馬敬司，福島重広：医用画像処理（尾上守夫編）pp. 82 - 91（朝倉書店，1982）
- 4) T. Soma and S. Fukushima: Digital Processing of Biomedical Images (ed. K. Preston and M. Onoe) pp. 323-334 (Plenum Press, 1976).
- 5) 福島重広ほか：医用電子と生体工学 15 383 (1977)。
- 6) S. Fukushima and T. Soma: Proc. 4th Int. Joint Conf. on Pattern Recogn. Kyoto p. 894 (1978).
- 7) 福島重広，相馬敬司：医用電子と生体工学 16 198 (1978)。
- 8) 白井良明：電子通信論文誌 J68-D 269 (1985)。
- 9) T. Akatsuka et al.: Proc. 2nd Int. Joint Conf. on Pattern Recogn. Copenhagen p. 324 (1974).
- 10) 森 英雄ほか：医用電子と生体工学 15 457 (1977)。
- 11) H. Mori: Proc. 4th Int. Joint Conf. on Pattern Recogn. Kyoto p. 897 (1978).
- 12) 羽島光俊ほか：放射線像研究 7 33 (1977)。
- 13) M. Hatori et al.: Proc. Int. Symp. on Med. Info. Syst. Osaka 415 (1978).
- 14) C. Gaudeau: Proc. 3rd World Conf. on Med. Info. Tokyo p. 190 (1980).
- 15) 中村鎮雄：電子通信論文誌 J63-D 378 (1980)。
- 16) 中村鎮雄：電子通信論文誌 J66-D 235 (1983)。

- 17) 木村雄太郎ほか：電子通信学会技報
PRL 78-84 (1979).
- 18) S. Fukushima: Proc. 4th Scandi-
navian Conf. on Image Analysis.
Trondheim (1985) Accepted.
- 19) 福島重広, 木村雄太郎：情報処理論文誌 掲
載決定 (1985).
- 20) 高木幹雄, 坂上勝彦：電子通信学会技報
IE 77-63 (1977).
- 21) A. Rosenfeld and A. Kak: Digital
Picture Processing, Chap. 8 (Aca-
demic Press, 1976).
- 22) 福島重広ほか：医用電子と生体工学 20
86 (1982).
- 23) J. Hilditch: Machine Intelligence
4, (ed. B. Meltzer and D. Michie)
pp. 403-420 (Edinburgh Univ.
Press, 1969).
- 24) U. Montanari: J. of the Associa-
tion for Computing Machinery 15
600 (1968).

I 第 81 回 研 究 会 記 事

第 81 回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和¹⁹⁸⁵60年2月16日(土) 10:00~17:00

場 所 岐阜大学工学部 106番教室

出 席 者 約40名

プログラム

特別講演 10:00~11:00

＊ アモルファス シリコン系半導体と画像工学への応用

岐阜大学工学部

仁 田 昌 二 先生

見 学 11:00~12:30

岐阜大学工学部電気工学科

研究発表 13:30~17:00

1) 内視鏡画像の画質評価

千葉大学工学部

川崎 博文, 三宅 洋一, 犬井 正男

久保 走一

オリンパス光学

原 忠義

＊ 2) サイズ分布モトルを持つ拡張されたランダムドットモデル

岐阜大学工学部

田中嘉津夫, 内田 勝

＊ 3) 画像情報の検出におけるノイズの影響

千葉大学工学部

犬井 正男, 宮崎 桂一, 三宅 洋一

久保 走一

4) 反転現象によるnoise limited signal 検出能の評価

宮崎医科大学医学部付属病院

稲津 博

＊ 5) セグメント法による散乱線の測定

宮崎医科大学医学部付属病院

稲津 博

岐阜大学

内田 勝

6) 対話型汎用画像処理のためのパーソナルマシン向きシステムソフトウェアの外部仕様

京都工芸繊維大学工学部

福島 重広

7) 増感紙蛍光体のエネルギー吸収特性を用いたエネルギーサブトラクションの試み (I)

兵庫医科大学病院

伊藤 博

8) スペクトル合成撮影法とその画質 (I)

2管電圧法のX線スペクトルとコントラスト

熊本大学医療技術短期大学部 吉田日出輝

岐阜大学工学部 内田 勝

熊本市医師会地域医療センター 栃原 秀一

9) 倍数露光法と基礎露光法によるLSF

岐阜医療技術短期大学 小島 克之

岐阜大学工学部 杉本 貢, 田中嘉津夫, 内田 勝

10) フィルム濃度走査速度のMTFにおよぼす影響

岐阜大学工学部 蔡 篤儀, 杉本 貢, 田中嘉津夫

内田 勝

11) DR画像の系列依存性による評価

岐阜大学工学部

内田 勝, 鷺見 重治, 蔡 篤儀

岐阜医療技術短期大学

小島 克之

12) スリット法とチャート法によるMTF

岐阜大学工学部

内田 勝, 杉本 貢, 蔡 篤儀

岐阜医療技術短期大学

小島 克之

II 理事会議事録

昭和60年2月16日(土) 12:30~13:20 岐阜大学工学部

出席者 内田会長, 竹中, 長谷川, 三浦, 樋口, 田中(代理), 金森

1. 外国人(今回は米国人)の入会希望者があったので, 英文で入会申込書を作ることにした。
2. 年3回の研究発表会以外に, 国際交流事業として外国人による講演会を開くための予算措置をとることにした。
3. 会誌について, 研究発表で発表したものの以外の投稿論文も受けつける方向で, 投稿規定, 原稿の書き方も再検討することにした。

——新 入 会 員——

☆ 賛 助 会 員

会 社 名	代 表 者	所 在 地	TEL
三 洋 電 器 (株)	戸波 俊二 〒573 (技術本部本部室)	枚方市走谷一丁目 18-13	0720-41-1161
浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)	黒野 剛弘 〒435 (技術部第 4 G)	浜松市市野町 1126-1	0534-34-3311 (ex. 2313)
松 下 電 器 産 業 (株)	新田 恒治 〒570 (中央研究所 研究管理グループ)	守口市八雲中町 3 丁目 15	06-909-1121 (ex. 425)

☆ 正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
宮 坂 和 雄	(株)MTDC 〒160 東京都新宿区西新宿 8-3-31	03-367-1451
津 坂 昌 利	名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒461 名古屋市東区大幸南 1-1-20	052-723-1111 (ex. 256)
稲 村 圭 司	岡山大学医学部付属病院中央放射線部 〒700 岡山市鹿田町 2-5-1	0862-23-7151
井 上 龍 也	同 上	
北 山 卓 一	同 上	
小 橋 利 美	同 上	
永 谷 伊 佐 雄	同 上	
延 原 栄 太 朗	同 上	
三 村 誠 一	同 上	
西 谷 源 展	京都医療技術専門学校 〒604 京都市中京区西ノ京徳大寺町 2 番地	075-811-2008
栃 原 秀 一	熊本市医師会熊本地域医療センター 〒862 熊本市本荘 5 丁目 16-10	096-363-3311
宇 佐 美 公 男	近畿大学医学部付属病院 〒589 大阪府南河内郡狭山町西山 380	0723-66-0221
宮 越 敬 三	同 上	

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
稲 葉 伸 生	山口大学医学部附属病院放射線部	
〒755	宇部市小串 1144	0836-22-2631
上 田 克 彦	同 上	
宇津見 博 基	同 上	
大 塚 昭 義	同 上	
橋 田 昌 弘	同 上	
山 内 秀 一	同 上	
采 井 裕 志	大阪警察病院放射線科	
〒543	大阪市天王寺区北山町 10-31	06-771-6051
海老原 良 幸	同 上	
田 中 淳 司	同 上	
中 塚 輝 夫	同 上	
藤 岡 忠 雄	同 上	
藤 沢 康 雄	同 上	
永 野 淳 子	熊本大学医療技術短期大学部	
〒862	熊本市九品寺 4-24-1	096-363-1111
杉 浦 龍 登	国立療養所再春荘病院	
〒861-11	熊本県菊池郡西合志町大字須屋 2659	096-242-1000
川 崎 雅 明	市立熊本市民病院	
〒862	熊本市湖東 1丁目 1-60	096-365-1711
川 瀬 滋 人	京都大学医学部附属病院放射線部	
〒606	京都市左京区聖護院川原町 54	075-751-3525
佐 治 五 郎	同 上	
谷 口 正 洋	同 上	
人 見 佳 男	同 上	
杜 下 淳 次	同 上	
米 田 和 夫	同 上	
駒 井 良 則	京都大学医学部附属病院放射線科	
〒606	京都市左京区聖護院川原町 54	075-751-3528
服 部 昭	同 上	

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
沢 渡 史 明	京都大学医学部付属病院放射線科	
〒606	京都市左京区聖護院川原町 53	075-751-3526
小 林 顕	東京歯科大学歯科放射線学教室	
〒260	千葉市真砂 1-2-2	0472-79-2222 (ex. 2490)
Van Metter	Kodak Research Laboratories	
Richard Lawrence	2000 Lake Avenue, Rochester, New York, 14650 USA	716-477-4588

——— 会 員 移 動 お よ び 名 簿 訂 正 ———

会 員 名	種別	変更項目	変 更 内 容
シーメンス メディカル システムズ(株)	賛助	代表者所属	営業本部マーケティング部
		電 話 番 号	03-490-2181
伊 藤 熙	正 住 所	〒244	横浜市戸塚区平戸 4-16-15 (自宅)
内 田 勝	正 住 所	〒422	静岡市池田 3875-107 (自宅)
			TEL 542-63-1382
大 山 永 昭	正 勤 務 先		東京工業大学工学部像情報工学研究施設
柄 川 順	正 勤 務 先		国立がんセンター病院内放射線科
倉 田 富 雄	正 勤 務 先		富士市立中央病院
		〒417	富士市依田原新田 40
蔡 篤 儀	正 勤 務 先		岐阜県医療技術短期大学診療放射線技術課
		〒501-32	関門市平賀字長峰 795
			TEL 05752-2-9401
中 江 保 夫	正 追 加		兵庫医科大学附属病院中央放射線部
		〒633	西宮市武庫川 1-1
			TEL 0798-45-6258
野 沢 武 夫	正 追 加		横浜市立大学附属病院放射線部
		〒232	横浜市南区浦舟町 3-46
			TEL 045-261-5656

福 岡 孝 義

正 勤 務 先 富士メディカルシステム㈱

〒106 東京都港区西麻布 2-26-30

富士フィルム TEC ビル内

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和60年4月20日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対すご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。(五十音順)

赤間レントゲン工業㈱	東 芝 メ デ ィ カ ル ㈱
化学オプトニクス㈱	東 洋 メ デ ィ ッ ク ㈱
キ ャ ノ ン ㈱	東和放射線防護設備㈱
小西六写真工業㈱	トムソンジャパン㈱
三 洋 電 機 ㈱	ナガセメディカルサプライ㈱
㈱ 島 津 製 作 所	㈱ ナ ッ ク
シーメンス メディカル システムズ㈱	日 本 電 気 ㈱
シ ャ ー プ ㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
セイコーイー吉安ドジー㈱	富士写真フィルム㈱
中 央 請 機 ㈱	浜 松 ホ ト ニ ク ス ㈱
デュポンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 ㈱
㈱ 東 芝	(計23社)

役 員

会 長 内田 勝（岐阜大）

顧 問 立入 弘，高橋信次

総務理事 金森仁志（京都工繊大）

常務理事 〔企画担当〕竹中栄一（防衛医大），佐々木常雄（名古屋大）

長谷川 伸（電気通信大）

〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工繊大）

理 事 〔大学関係〕磯部 寛（岩手医大），滝沢正臣（信州大），山崎 武（滋賀医大），
和田卓郎（広島大），小西圭介（九州大）

〔会社関係〕佐柳和男（キャノン），杉本 博（東芝），高野正雄（富士フィルム）

津田元久（島津），三浦典夫（化成オプトニクス），矢仲重信（日立）

監 事 小島克之（岐阜医療短大），速水昭宗（大阪大）

編 集 後 記

前号に高橋先生へのお祝いの言葉を掲載したのに，はからずも今回は悲報を出さねばならなくなりました。心から先生のご冥福をお祈り申し上げます。

先日，米国人の入会申込者があり，また国際交流事業も行なうことになり，本会も少しずつ国際化しています。（K）

編 集 委 員	医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌
金 森 仁 志（京都工繊大） 佐々木 常 雄（名古屋大） 竹 中 栄 一（防衛医大） 長谷川 伸（電気通信大）	1985年5月10日 発行 編集兼発行者 金 森 仁 志 発 行 所 医用画像情報学会 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 電話 075 (791) 3 211 （内線 585） 振替 京都 1-32350 印 刷 所 （株）北斗プリント社 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2 電話 075 (791) 6 125（代）

第16回画像工学コンファレンス論文募集

画像工学コンファレンスは1970年の発足以来、関連学会・研究会の共通の研究発表、討論の場として、日本の画像関係の研究開発の発展に大いに寄与して参りました。本年も新たな発展を期し、第16回画像工学コンファレンスを開催することに致しました。また、**85国際画像機器展**（日時：12月10日～12日、場所：都立産業貿易会館）を併催致します。奮ってご応募下さるようお願い致します。

日時 昭和60年12月10日(火)～12日(木)

場所 農協ホール（東京・大手町・農協ビル9階）

趣旨 画像工学は光学、エレクトロニクス、写真・印刷などの広い分野の技術に支えられ、学術・産業・医療・民生にわたる分野の発展に貢献しております。本コンファレンスは技術交流を図ることにより、画像工学分野の研究開発をさらに活発することを目的とします。

構成 招待講演と、応募による一般講演およびポスタ講演により行います。

ポスタ講演では、会場の決められた場所で図表、写真、実物等を示し、興味をもつ聴衆と自由に質疑、討論を交わしながら研究発表を行うことができます。また、オーディオビジュアル機器などを用いたデモンストレーションもできます。

募集論文の性格 論文として未発表のものに限ります。ただし口頭発表や研究速報などは差支えありません。

募集論文の内容 画像の入力・記録・蓄積・伝送・表示・コピー・処理などの基礎・知覚・材料・デバイス・システム・方式・応用・評価に関連する内容を募集対象とします。

応募資格 特に資格を問いません。

応募論文の審査 応募論文はプログラム委員会において、申込時提出の内容概要で審査いたします。また、プログラム編成上、一般講演とポスタ講演との変更をお願いすることがあります。

講演形式・時間 一般講演：質疑応答を含め20分（予定）

ポスタ講演：ポスタ会場での発表討議120分（予定）

講演申込方法 A4横書の400字詰原稿用紙2枚以内（図表なども含め）の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書（コピーでも可）を下記の送付先にお送り下さい。

申込締切 昭和60年7月8日(月)必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・写真・表を含め7000字以内のタイプ原稿を提出していただきます。また、希望によりカラー印刷のページを設けます（ただし実費自己負担）。原稿やスライドの作成方法などの詳細は8月上旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 昭和60年10月21日(月)必着

主催 第16回画像工学コンファレンス実行委員会（担当 応用物理学会・光学懇話会）

加盟学会・委員会 応用物理学会・光学懇話会、テレビジョン学会・画像表示研究委員会・視覚情報研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識と学習研究専門委員会、日本ME学会・医用画像のデジタル処理研究会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会。

送付先・問合せ先 〒105 東京都港区芝大門2-3-14 一松ビル1号館402号室

「第16回画像工学コンファレンス事務局」 ☎03-433-2544（FAX G 2 兼用）

第16回画像工学コンファレンス講演申込書

題 目		講演形式 の 希 望	デモンストレーション 機 器
氏 名		☐ 一般講演	☐ VTR
連絡先 (住所 所属 電話)	〒	☐ ポスタ講演	☐ マイコン・パソコン
		☐ どちらでも可	その他()
			☐ 使用しない
			持込み・借用

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

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

宮崎市高千穂通2丁目2番27号 電話 (0985) 23-3463 23-6466



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Canon

キヤノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111



**総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品**

○ 小西六写真工業株式会社

本社/160 東京都新宿区西新宿1 26 2 ☎03(348)8111(大代)
関西支社 542 大阪市南区周防町28 1 ☎06(252)5246(大代)
名古屋営業所 ☎052(231)6241(代) 福岡営業所 ☎092(451)4811(代)
札幌営業所 ☎011(261)0261(代) 仙台営業所 ☎0222(21)1651(代)
広島営業所 ☎082(244)5246(代) 高松営業所 ☎0878(22)8366(代)

 **SANYO** 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ： 三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL 06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

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

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号

(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03) 490-2181(代表)

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代)  株式会社

光学測定機・ホログラフィー測定機

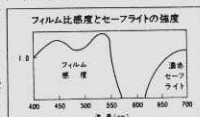
中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメディカルレーディングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は欧米でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様にしています。ですから、CRTの画像コントラストを盛りをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストぞろい。どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン画品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD : 自動現像機用現像液
XMF : 自動現像機用定着液
●デュポンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュポンジャパンリミテッド 放射線製品事業部
〈東日本〉〒107 東京都港区赤坂1-11-11 第39号 第2興和ビル
〈西日本〉〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館

☎Tel. (03) 585-5360

デュポン ジャパン
DU PONT



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 東京都千代田区麹町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

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

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

《 営 業 内 容 》

- 医用放射線機器
- 関連医療用品
- 核医学機器
- 外国製品
- CTスキャナー
- プロジェクト営業
- 医用電子機器
- ファイナンスサービス営業
- 医用システム/コンピュータ
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝
東芝メディカル株式会社
東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎111 ☎03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル

取扱機器



NEC varian

- 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

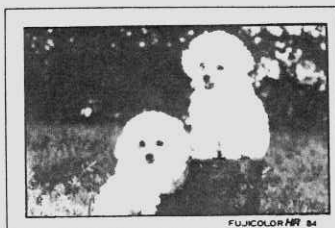


総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

- 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館
- 郵便番号101 ●電話(東京)03-292-8111(代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限りない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571

☎大阪(06)908-1121 (大代表)