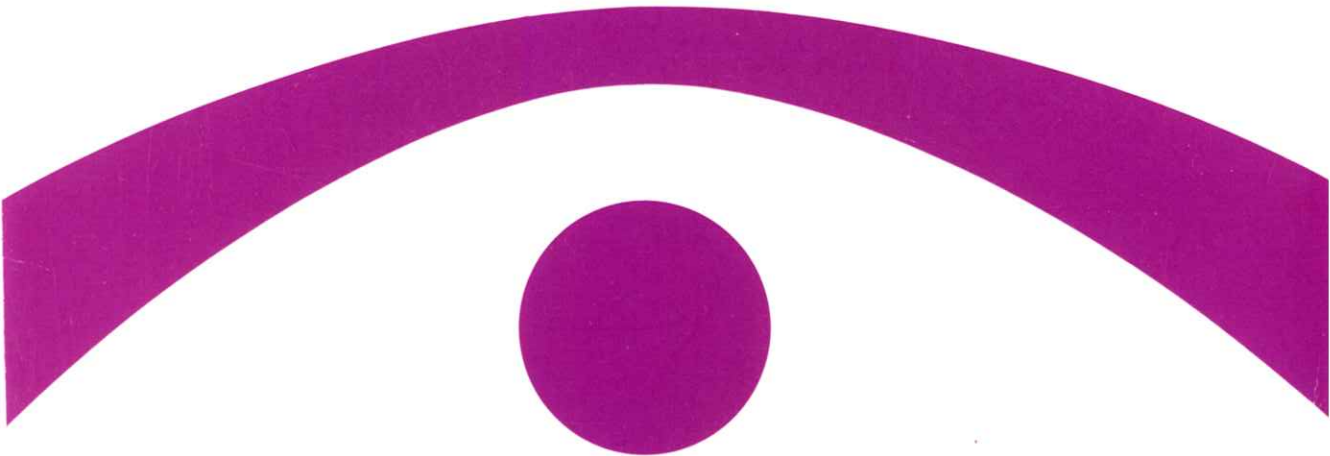


ISSN 0948-1543

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻84号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 3 No. 3 September 1986

A stylized graphic of an eye, composed of a thick purple arc for the upper eyelid and a solid purple circle for the pupil.

医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第3巻第3号 1986年9月

目 次

会 告

第86回研究会の案内	会告 1
第87回研究会の演題伺い — その他	会告 3

特別講演資料

角度制限下でのコンピュータド・トモグラフィー	河田 聡 135
------------------------------	----------------

論 文

A Low Impedance and High Intensity Flash X-ray Generator for Biomedical Radiography

..... Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Eiko TANIFUJI, Toshiaki
FUJIYAMA, Sanae SATO, Shokou OIKAWA, Toru YANAGI-
SAWA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI,
Hiroshi SEINO, Hiroyasu ARIMA, Hisakatsu ENDO, Yoshi-
nori AIZAWA, Yasuaki YUNOKAWA, Keiichiro SUZUKI
and Fumihiko HOSHINO

.....	145
X線フィルム特性曲線の数学モデル	齋藤 誠 156
胃X線画像の類似度	福島 重広・林 恭平 164
X線フィルム粒状とランダムドットモデル	田中嘉津夫・佐々木貴朗 173
画像データの忠実な圧縮について	樋口 清伯・松野 克己 182

会 報

研究会記事 — 理事会議事録 — 総会議事録	191
昭和61年度の表彰選考について	194
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	196
医用画像情報学会会則	198
医用画像情報学会表彰規定	201

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 3 No. 3 September 1986

Contents

Invited Lecture

- Angularly-Limited Computed Tomography Satoshi KAWATA 135

Original

A Low Impedance and High Intensity Flash X-ray Generator for Biomedical
Radiography

- Hiroshi ISOBE, Eiichi SATO, Eiko TANIFUJI, Toshiaki
FUJIYAMA, Sanae SATO, Shokou OIKAWA, Toru YANAGI-
SAWA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI,
Hiroshi SEINO, Hiroyasu ARIMA, Hisakatsu ENDO, Yoshi-
nori AIZAWA, Yasuaki YUNOKAWA, Keiichiro SUZUKI
and Fumihiko HOSHINO 145

Mathematical Model for the X-ray Film Characteristic Curves

- Makoto SAITOH 156

Similarity of Gastric Radiograms

- Shigehiro FUKUSHIMA and Kyohei HAYASHI 164

Granularity of X-ray Films and Random-dot Model

- Kazuo TANAKA and Takao SASAKI 173

On Error-Free Data Compression for Digitized Images

- Seihaku HIGUCHI and Katsumi MATSUNO 182

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

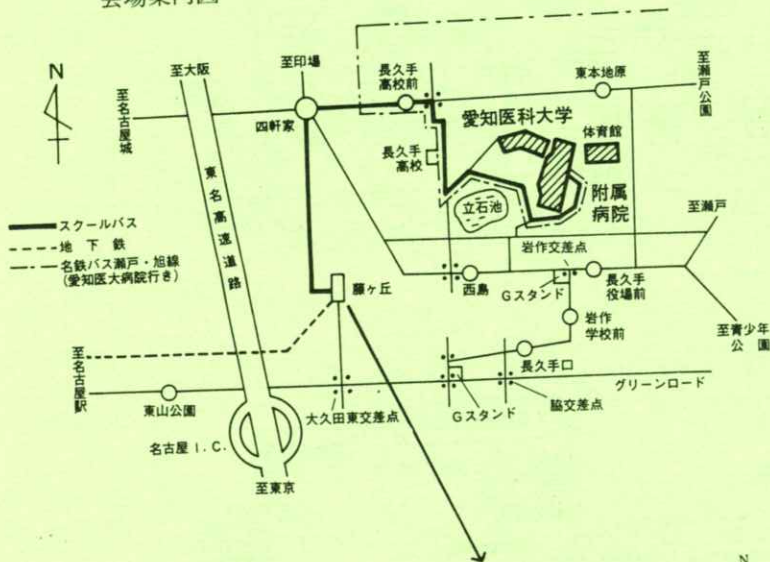
会 告

第86回研究会のご案内

第86回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 昭和61年10月4日(土) 10:30~17:00
 場 所 愛知医科大学 病院棟C-第1講義室(地図参照)
 〒480-11 愛知県愛知郡長久手町
 TEL 05616-2-3311 または 052-246-4811
 特別講演 10:30~11:30
 医用画像処理技術の現状と今後
 名古屋工業大学 情報工学科 鈴木 宣夫 教授
 見 学 11:30~12:30
 愛知医科大学情報処理センター
 研究発表 13:30~
 発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場案内図



愛知医大スクールバス運行表

藤ヶ丘発				
時	平	日	土	曜
7	30	40	50	55
8	00	05	10	20
9	30	35	40	45
10	00	15	30	45
11	00	15	30	45
12	00	15	30	45
13	00	15	30	45
14	00	15	30	45
15	15	45	15	45
16	00	45	00	45
17	05	35	55	45
18	05	25	55	45
19	15		15	30
20	10		10	
21	10		10	

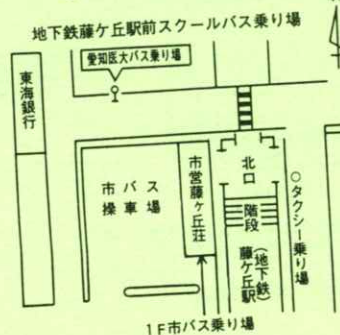
*印の便は、西本郷ヶ原・農協前・堀ヶ丘には止まりません。
 (交通事情により変更することがありますのでご了承ください。)

180X25000

名古屋駅から本学への交通機関

「名古屋」駅から地下鉄東山線に乗り、
 「藤ヶ丘」駅下車。

1. スクールバス(無料) 約15分
2. タクシー 約13分

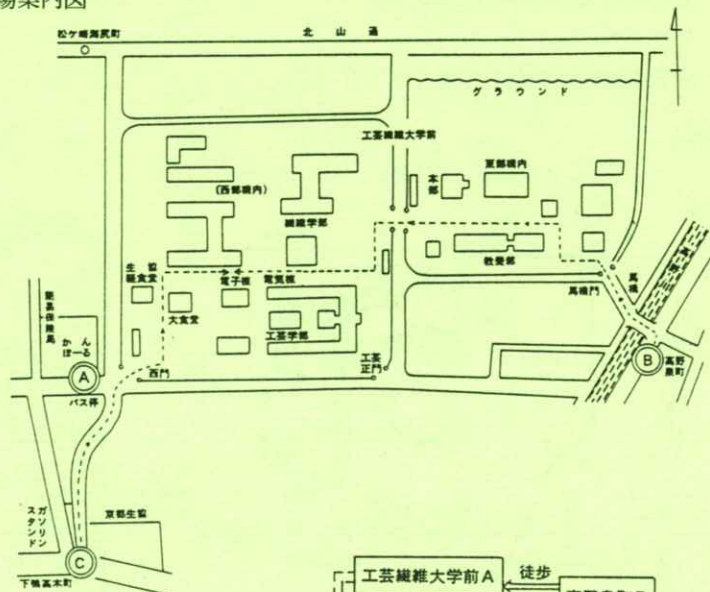


特別講演会のご案内

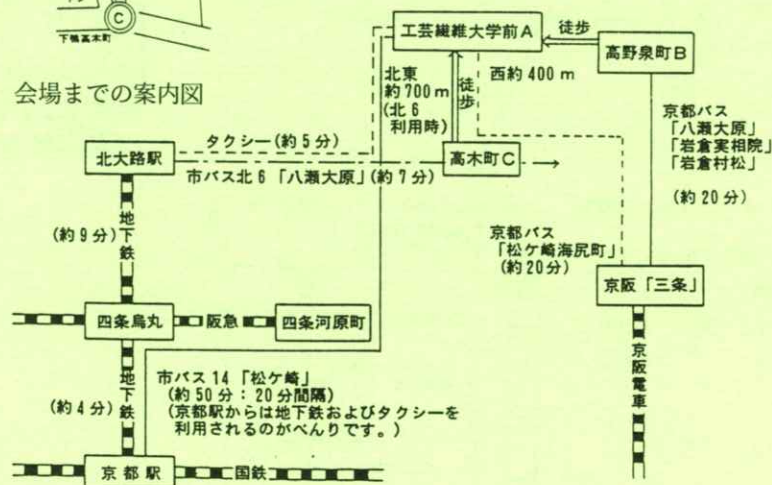
この特別講演会は、本会の国際交流事業として、京都工芸繊維大学主催の講演会に協賛するものです。英語の講演で、通訳はありませんが、奮ってご参加下さい。

日 時 昭和61年9月24日(水) 13時30分～15時30分
 場 所 京都工芸繊維大学電子工学科3階会議室
 演 題 Application of Monte Carlo Method in Diagnostic Radiology
 講演者 シカゴ大学助教授

会場案内図



会場までの案内図



第87回研究会演題伺い

第87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62年1月31日(土)
場 所 東京工業大学
演題〆切 昭和61年12月20日
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教室内 医用画像情報学会
TEL 075-791-3211 (内584, 585)
(なるべく、文書でお願いします。)

—— 投 稿 規 定 の 制 定 ——

昭和59年6月に医用画像情報学会と名称変更して以来、編集委員会を設置して、研究会で発表された内容を編集委員会で審査し、さらに提出された原稿をも審査してから掲載していましたが、60年10月13日の理事会で投稿規定を定めました。

新しく、直接投稿もできるように明文化しましたので、奮って投稿して下さい。

投稿規定を雑誌裏表紙の内側に掲載しましたので、投稿される方は、それを参考にして下さい。
なお、規定の原稿受理年月日を、規定3.1の原稿では定例研究会の日とし、3.2の原稿では事務局到着の日とします。

—— 昭和61年度会費納入と会員勧誘のお願い ——

昭和61年度会費納入を、お願いします。送金には、会誌3巻2号に同封した郵便振替用紙等を利用して下さい。なお、60年度会費未納の方は、62年3月末迄に納入されないと退会扱いとなりますので御注意下さい。

また、60年度には多くの方が本会に加入されました。更に本学会を発展させていくため、会員の皆様の周りに、本会に入会を希望されている方がおられましたら、入会するようお勧め下さい。入会申し込み用紙を会誌に綴じ込みましたので希望者に配付(コピーでも可)していただけるようお願いいたします。

振替 京都1-32350 医用画像情報学会

—— 外国人の講演会について ——

本会では、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しています。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

[特別講演資料]

角度制限下でのコンピュータ・トモグラフィー

河 田 聡

大阪大学工学部応用物理学教室 〒565 吹田市山田丘2-1

(1986年6月19日 受理)

Angularly-Limited Computed Tomography

Satoshi KAWATA

Department of Applied Physics, Faculty of Engineering, Osaka University, Suita, Osaka 565

(Received June 19, 1986)

1. はじめに

コンピュータ・トモグラフィー(CT)技術が成熟期を迎え、その応用範囲が広がるにいたり、得られる投影情報が不完全でありながら、もとの空間分布を再生しなければならないという状況が多く生じてきた。たとえば、

- 1) 障害物により、観察角度の範囲が限られている場合。(Fig. 1(a))
 - 2) 投影方向の角度間隔が広すぎ、投影像の枚数が少なく、再生像において十分な空間分解能が得られない場合。(Fig. 1(b))
 - 3) 観測領域内において、測定波(X線CTならX線)に対し不透明な物質が存在し、測定された各投影像において対応する部分の情報が欠落する場合。(Fig. 1(c))
- 等である。特に、2次元断面だけでなく3次元分布全体を再生しようとするときや、時間的に変動

する物体をフラッシュ撮影して、各タイミングの断層を再生しようとするとき、装置化、測定時間、処理能力等の点で、現状では、投影情報の不足は避け難い。¹⁾

不完全情報からの信号の回復は、最近、広範な自然科学・工学の分野で共通の問題となっている。²⁻⁹⁾これらは、方法論的に2つに分類することができる。ひとつは、逆問題と呼ばれるもので、不備な連立方程式に、何らかの先験情報を付加することにより、決定論的にユニークな解を存在させ、それを適当なアルゴリズムで求めるものである。よく用いられる先験情報は、物体の空間的拡りに対する知識や、その濃度・強度に関する知識である。もうひとつの方法は、不完全な部分の情報を、観測された部分から予測するものであり、この場合、観測物体がある数学的モデル(通常、自己回帰モデル)に従うという仮定が必要となる。この方法は、非決定論的であり、確率的に尤もらしいもの

を選ぶのであるから、測定データが非常に僅かで

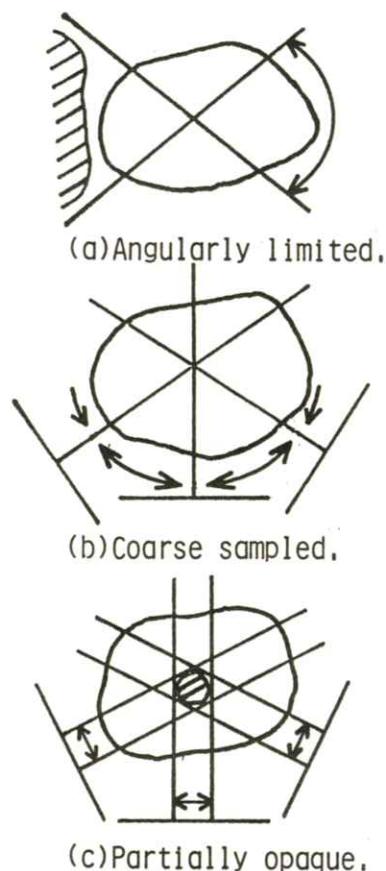


Fig. 1 投影情報の部分的欠落の例

あったり、SN比が低くとも、欠落情報は推定される一方、偽の結果を生ずる恐れもある。

本稿では、紙面の都合上、ひとつ目のジャンルである逆問題についてのみ、述べよう。

2. CTの離散的数学表現

被測定物体の密度（あるいは強度）分布と、その投影データとの関係は、行列表記を用いて、次式で与えられる。

$$H a = p \quad (1)$$

ここで、 a は、その要素が被観察空間における物体の密度（強度）分布を表わすベクトル、 p は各方向からの投影像分布を一行に並べたものを要素に持つベクトルであり、 H はその2つを結びつける行列であり、投影（線積分）の操作を表わす。すなわち、 H の要素は、物体内を通る各ビームを表わしている。

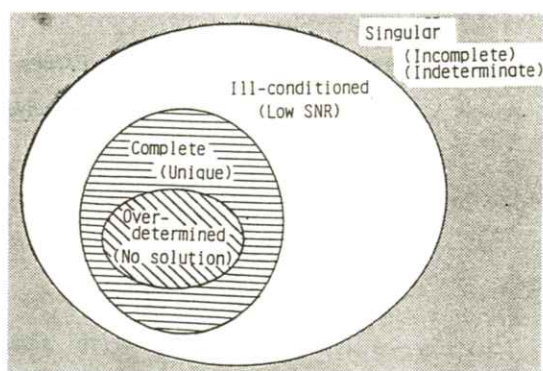


Fig. 2 システムHについての分類

投影データ p から、 a を求める手続きは、再構成（再生，reconstruction）と呼ばれる。もし、投影系が完全であるとき、すなわち、(1)式の H が正則で、その逆行列がユニークに存在し、かつ計測において雑音が含まれないとき、物体 a は、

$$a = H^{-1} p \quad (2)$$

で回復される。(2)式は書き換えると

$$a = H^t (H H^t)^{-1} p \quad (3)$$

となり、これは、投影データ p に、 ρ -フィルタ

* 放射測定 (Emission CT) の場合は、強度がそのまま a, p の要素となるが、吸収測定の場合は、対数を取り、吸収係数密度積が a, p となる。

$(HH^t)^{-1}$ を施した後、逆投影(back projection)を $\hat{a}$ で偏微分して、

H^t を行なうこと、すなわち、フィルタード・バックプロジェクトの操作を示している。¹⁰⁾

ART (Algebraic Reconstruction Technique) や、Fourier synthesis 等も、(2)式に基づく。

もし、観測データが十分にあり、物体内未知画素(体積素)数より多い場合、雑音や誤差により、(2)式を満足する解は存在しなくなる。すなわち、解は不能である。この場合、投影像 p と、推定解 $\hat{a}$ で構成した投影像 $H\hat{a}$ の二乗誤差

$$\varepsilon = \|p - H\hat{a}\|^2 \quad (4)$$

を最小にするような $\hat{a}$ を選ぶ。すなわち、

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial \hat{a}} = -2 H^t (p - H\hat{a}) = 0 \quad (5)$$

より、

$$\hat{a} = (H^t H)^{-1} H^t p \quad (6)$$

(6)式は、投影データ p をまず逆投影し($H^t p$)、それに2次元 ρ -フィルタ($H^t H$)⁻¹を施すことに対応している。(6)式による最小二乗解を与える

方法は、2次元 ρ -フィルタの他に、SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) や ILST (Iterative Least Squares Technique) などが挙げられる。¹⁰⁾

さて、もし、 H が悪条件(ill-conditioned)の場合はどうするか? すなわち、 H は正則ではあるが、条件数が高く、雑音や計算誤差により、解が大きく変わってしまう場合である。この場合、推定解が発散しないよう、そのエネルギー $\|\hat{a}\|^2$ をも抑えた最小二乗法を用いる。

$$\varepsilon = \|p - H\hat{a}\|^2 + r \|\hat{a}\|^2 \quad (7)$$

$$\hat{a} = (H^t H + r I)^{-1} H^t p \quad (8)$$

I は単位行列であり、 $r I$ によって $H^t H$ の対角要素にのみ値を加えることにより、 $H^t H$ の条件を良くし、確実に正則化する。そこで、(8)式は、正則化最小二乗解(Regularized Least Squares Solution)と呼ばれ、 ρ -フィルタに高域抑圧特性を加えた Shepp-Logan フィルタなどが対応する。最小平均二乗誤差規範(Minimum Mean Squared Error: MMSE)、あるいは Wiener フィルターも(8)式に帰着する。MMSEは、信号と雑音を確率過程と見做し、真の物体 a とその推定値 $\hat{a}$ との二乗誤差和

$$e = E \{ \|a - \hat{a}\|^2 \} \rightarrow \text{Min.} \quad (9)$$

を最小化する。(9)式を $\hat{a}$ について偏微分すると

$$\hat{a} = (H^t \Phi_n^{-1} H + \Phi_s^{-1})^{-1} H^t \Phi_n^{-1} p \quad (10)$$

となる。 Φ_n と Φ_s は、信号(物体)と雑音の共分散行列であり、信号と雑音が、互いに無相関な白色過程の場合、(10)式は(8)式に一致する。このとき、(8)式の r は、雑音対信号の分散値を選ぶ。¹⁰⁾

上述の、 H に関する性質、i) 正則・完全な系、ii) オーバーディターミンド系、及びiii) 悪条件系の関係を Fig. 2 に示した。ここで、我々の問題は上述の3つのケースのいずれにも含まれない場合であり、 H が特異(singular)な場合である。すなわち、投影データが不完全なため、 a の要素より p の要素の数が少なく、 H の逆行列は存在しなく、(1)式の解 $\hat{a}$ は不定(indeterminate)と

なる。

不完全系の問題は、信号理論、回折光学、電波天文学等の分野で、従来より非常によく研究されており、その例を Fig. 3 に示す。Fig. 3(a) は帯域制限を受けた信号の周波数応答を示しており、¹¹⁾ (b) は、レンズ、鏡、回折格子等の有効径による回折帯域制限（2次元）を示している。¹²⁾ Fig. 3(c) は、3次元の場合であり、本稿のテーマである角度制限投影データしか得られない場合のCT¹³⁾の他、光学的3次元結像特性、¹⁴⁾コーディド・アパーチャー・イメージング（CAI）、¹⁵⁾ 従来のモーション・トモグラフィー、¹⁶⁾ 及び光学顕微鏡トモ

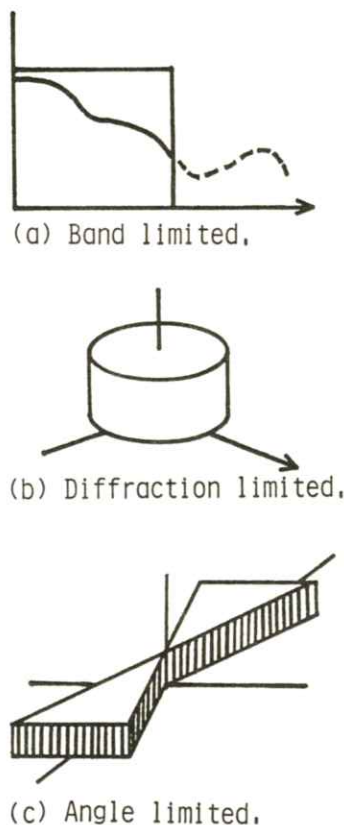


Fig. 3 不完全系の例

グラフィー¹⁷⁻¹⁹⁾等が、この例にあてはまる。

3. 物体絞り拘束

投影系Hが、角度制限等の理由により不備な場合、強引に、(2)、(6)式等で再構成を試みても正しい再生像は得られない。そこで、何らかの先験情報を条件式として、追加することによって解を拘束する。代表的な先験情報として、よく用いられるのは、物体の絞りの制限である。もし、観測物体が有限な大きさをもっていれば(例えば人体)、その事実を利用することにより、解は必ずユニークに決まる。これは Fig. 4 を使って簡単に説明できる。もし、被測定物体 $a(x)$ が Fig. 4(a) に示されるように有限な絞りをもっているとする。すると、そのフーリエ変換 $A(\nu)$ は解析関数となり、任意の ν に対して、Taylor 級数

$$A(\nu) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} A^{(n)}(\nu_0) \frac{(\nu - \nu_0)^n}{n!} \quad (11)$$

は収束する。すなわち、Fig. 4(b) において斜線で示した領域のみしか観測されていなくとも、その中の点 ν_0 のまわりが得られているなら、 $A(\nu)$ の高次微分 $A^{(n)}(\nu)|_{\nu=\nu_0}$ を求めることができ、 $A(\nu)$ の解析性（滑らかさ）より、未知領域を外挿することができる。^{8, 11)} Fig. 4 において、上図は角度制限系の場合、下図は1次元帯域制限系の場合である。

Harris の超解像法（回折制限を超えた分解をもつ画像を回復する方法、²⁰⁾ 及び Inouye の角度制限CTにおける像再生の方法²¹⁾ は、いずれもこの発想に基づいている。

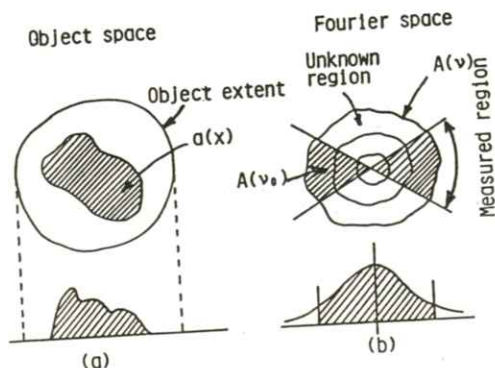


Fig. 4 物体振り拘束による解の一意性の説明図

離散的数学表現でこの拘束を表記してみよう。 $\hat{\mathbf{a}}$ を非拘束下での物体の推定解、 $\hat{\mathbf{a}}$ を振り拘束して求めた推定解とすると、

$$\mathbf{T} \hat{\mathbf{a}} = \hat{\mathbf{a}} \quad (12)$$

ここで $\mathbf{T}$ は振り拘束の操作を示す行列であり、縦長な行列である。その要素は各コラムに1つだけ1で他は零となっている。

(12)式を(7)式に代入してみよう。振り拘束下で最小にすべき正則化二乗誤差規範は次式に置き換わる。

$$\varepsilon = \|\mathbf{p} - \mathbf{H}\mathbf{T}\hat{\mathbf{a}}\|^2 + \gamma \|\mathbf{T}\hat{\mathbf{a}}\|^2 \rightarrow \text{Min.} \quad (13)$$

ε を $\hat{\mathbf{a}}$ について偏微分すると、

$$\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{p} = (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I}) \hat{\mathbf{a}} \quad (14)$$

γ は、前と同じく、雑音対信号の分散化であり、無雑音なら0となる。

4. 反復解法

(14)式において、 $\mathbf{H}$ は常に $\mathbf{T}$ と結合しているため、

(14)式はもはや、フィルタードバックプロジェクションを使って解くことはできない。解は、

$$\hat{\mathbf{a}} = (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I})^{-1} \mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{p} \quad (15)$$

で与えられるが、ここに含まれる逆行列の求め方には配慮が必要である。すなわち、 $\mathbf{H}\mathbf{T}$ なる行列は膨大な要素を有しており（例えば3次元再生で物体が拘束振り内に $100 \times 100 \times 100$ の要素を有しているなら、 $\mathbf{H}\mathbf{T}$ の要素数は1兆個となる）、直接的に解くことは、計算機の容量や、演算時間の点で、現実的に不可能である。(15)式の $\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I}$ が非常に大きい行列でありながら、その中身は極めて疎である点に着目すると、これは反復法で解くのが妥当である。

一般に線形方程式の反復解法は、 $k+1$ 回目の推定値を次式で与える。

$$\hat{\mathbf{a}}_{k+1} = \hat{\mathbf{a}}_k + \alpha_k \mathbf{q}_k \quad (16)$$

α_k は加速あるいは緩和係数と呼ばれ、 $\mathbf{q}_k$ は補正ベクトルと呼ばれる。反復を収束の方向に向かわせるためには、補正ベクトルは、二乗誤差との最小値に向う必要があるが、各反復回における二乗誤差和

$$\varepsilon_k = \|\mathbf{p} - \mathbf{H}\mathbf{T}\hat{\mathbf{a}}_k\|^2 + \gamma \|\hat{\mathbf{a}}_k\|^2 \quad (17)$$

の負の勾配方向にそれを向けてやると、 $k \rightarrow \infty$ において、 ε は最小値に達する。そこで、

$$\begin{aligned} \mathbf{q}_k &= - \frac{\partial \varepsilon_k}{\partial \hat{\mathbf{a}}_k} \\ &= 2 \mathbf{T}^t \mathbf{H}^t (\mathbf{p} - \mathbf{H}\mathbf{T}\hat{\mathbf{a}}_k) - 2 \gamma \mathbf{I} \hat{\mathbf{a}}_k \end{aligned}$$

$$= \mathbf{q}_{k-1} - 2 \alpha_k (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I}) \mathbf{q}_{k-1} \quad (18)$$

を(16)式の $\mathbf{q}_k$ に代入する。これは数値解析における基本的アルゴリズムのJacobi法に一致するが、さらに、CTの反復解法として知られるSIRT法において、反復回毎に物体範囲外を切り捨てていくことは、このアルゴリズムで $\gamma = 0$ とおいた場合に対応する。^{1,10)}

(18)式を(16)式に代入し、 $\gamma = 0$ 、 $\alpha_k = 1$ とし、初期推定値を0とすると、(16)式は次式に書き改められる。

$$\hat{\mathbf{a}}_{k+1} = \hat{\mathbf{a}}_k + \mathbf{T}^t \mathbf{H}^t (\mathbf{p} - \mathbf{H} \hat{\mathbf{a}}_k) \quad (19)$$

ここで、 $\mathbf{H}$ が1次元の帯域制限オペレータ(Fig. 3(a))で、 $\mathbf{a}$ は1次元の有限信号、 $\mathbf{p}$ は、 $\mathbf{a}$ の帯域制限信号と考えると(Fig. 4(a)の下図)。

(19)式は次式に置き換えられる。

$$\hat{\mathbf{a}}_{k+1} = \mathbf{T}^t \mathbf{F}^{-1} (\hat{\mathbf{A}}_k + \mathbf{p} - \mathbf{H}_0 \hat{\mathbf{A}}_k) \quad (20)$$

ただし $\mathbf{F}^{-1}$ はフーリエ変換行列を表わし、 $\hat{\mathbf{A}}_k$ 、 $\mathbf{p}$ 及び $\mathbf{H}$ は $\hat{\mathbf{a}}_k$ 、 $\mathbf{p}$ 、および $\mathbf{H}$ の離散フーリエ変換を表わす。この左の右辺の括弧内は、フーリエ面において、測定部分(Fig. 4(b)では斜線部分)は、各反復回毎に推定値 $\hat{\mathbf{A}}_k$ を $\mathbf{p}$ におきかえ、その他の部分は新しい推定値 $\hat{\mathbf{A}}_k$ を選ぶことを意味する。物体面においては、(20)式右辺第1項に示すように、 $\mathbf{T}^t$ で、拡り制限で拘束し、範囲内を捨てる操作を行なう。

(20)式は、Gerchberg-Papoulisの超解像法²²⁾と完全に一致し、その角度制限CT法への直接的

応用であるTam-Perez MendezのCT再生法¹³⁾に対応する。

(16)式の収束性を高めるためには、補正ベクトル $\mathbf{q}_k$ の長さ、 α_k を最適化する必要がある。これは(17)式の ϵ_k を α_k について最小化すればよく、

$$\frac{\partial \epsilon_k}{\partial \alpha_k} = 0 \quad (21)$$

より、

$$\alpha_k = \frac{\mathbf{q}_k^t \mathbf{q}_k}{\mathbf{q}_k^t (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I}) \mathbf{q}_k} \quad (22)$$

となる。このアルゴリズムは、勾配補正ベクトルを各反復回毎に最小値まで進めることより、最急降下法(Steepest Descent Method)と呼ばれる。X線CTにおける反復法のひとつであるILST法を各反復回毎に物体拡りで制限すると、このアルゴリズムに一致する。ただし、ILSTでは二乗誤差和は信号の共分散行列の逆数の重みつきになっている。

5. 共役勾配法

たとえ α_k を最適化しても、(14)式の $\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{H} \mathbf{T} + \gamma \mathbf{I}$ が高い条件数をもつなら、収束速度は十分速いとは云えず、一般に無限回の反復を必要とする。これはFig. 5の説明図を見れば理解できる。Fig. 5は、ベクトル $\mathbf{a}$ を (a_1, a_2) の2次元とし、 $\hat{\mathbf{a}}_0 = 0$ からはじめて、最小値 $\hat{\mathbf{a}}$ へ最急降下法で反復収束する様子を示している。図中の複数の楕円は、 ϵ_k の等高線である。毎回の反復において、補正ベクトルは、 ϵ_k の負の最急勾配の向きに、最大限の長さをとっている。しかし、 $\hat{\mathbf{a}}_1$ から直交方向に進まなければ、2次元の場合、反

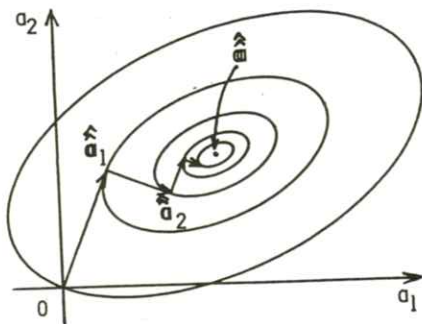


Fig. 5 最急降下法の説明図

復 2 回で $\hat{\mathbf{a}}$ に到達することが可能である。

ここで、何故、最急勾配の方向に次の反復を進めているにもかかわらず、収束が遅いのかという理由を考える必要がある。これは、Fig. 5 が、 $\mathbf{a}$ についての空間であることによる。二乗誤差は $\mathbf{a}$ についてではなく、 $\mathbf{p}$ (と $\mathbf{HT} \hat{\mathbf{a}}$) についてであるから、直交化は $\mathbf{HT} \hat{\mathbf{a}}_k$ の面で行なわなければならない。補正ベクトルを $\mathbf{r}_k$ とし、各反復毎に $\mathbf{p}$ 面で直交化させると、

$$(\mathbf{HT} \mathbf{r}_k)^t (\mathbf{HT} \mathbf{r}_j) = 0 \quad k \neq j \quad (23)$$

となり、かつ $\mathbf{r}_k$ の長さを、

$$\mathbf{q}_{k+1}^t \mathbf{r}_k = 0 \quad (24)$$

により最適化すると、推定解による投影像 $\hat{\mathbf{p}}$ は、

$$\hat{\mathbf{p}} = \mathbf{HT} \hat{\mathbf{a}}_k = \sum_k \alpha_k \mathbf{HT} \mathbf{r}_k \quad (25)$$

で表わされ、(23)、(24)式より、(25)式は、投影像の直交展開であり、有限の反復回 (画素数以下) で必ず解は収束する。雑音を考慮して正規化させるためには、(23)式は

$$\mathbf{r}_k^t (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT} + r \mathbf{I}) \mathbf{r}_j = 0 \quad (26)$$

となる。(23)式及び(26)式は、 $\{\mathbf{r}_k\}$ が $\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT}$ 又は $\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT} + r \mathbf{I}$ に関して共役であるといい、これにより、これらの式に基づいて導かれる次のアルゴリズムは共役勾配法と呼ばれる。¹⁰⁾

共役勾配法の $k+1$ 回目の反復解は

$$\hat{\mathbf{a}}_{k+1} = \hat{\mathbf{a}}_k + \alpha_k \mathbf{r}_k \quad (27)$$

ここで

$$\mathbf{r}_k = \mathbf{q}_k - \beta_{k-1} \mathbf{r}_{k-1} \quad (28)$$

$$\mathbf{q}_k = \frac{\partial \varepsilon_k}{\partial \hat{\mathbf{a}}_k} \quad (29)$$

(24)式より、

$$\alpha_k = \frac{\mathbf{r}_k^t \mathbf{q}_k}{\mathbf{r}_{k-1}^t (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT} + r \mathbf{I}) \mathbf{r}_{k-1}} \quad (30)$$

(26)式より、

$$\beta_{k-1} = \frac{\mathbf{q}_k^t (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT} + r \mathbf{I}) \mathbf{r}_{k-1}}{\mathbf{r}_{k-1}^t (\mathbf{T}^t \mathbf{H}^t \mathbf{HT} + r \mathbf{I}) \mathbf{r}_{k-1}} \quad (31)$$

著者らは、この方法を、角度制限下の $\mathbf{CT}^{10)}$ の他、従来からあるモーショントモグラフィ¹⁶⁾、最近、著者らが開発した光学顕微鏡トモグラフィ¹⁷⁻¹⁹⁾ に応用した。Fig. 6 に、あるファントムに対する各反復法の像回復の様子と、フィルタードバックプロジェクションによる結果を、真値との二乗誤差和の形で示した。¹¹⁰⁾ Gauss-Seidel 法

(SIRT法と同じで、Jacobi 法を改良したもの) で 100 回の反復によって得られる結果が、共役勾配法では約 10 回で得られている。しかも、反復回数が増加するにしたがって、Gauss-Seidel 法や

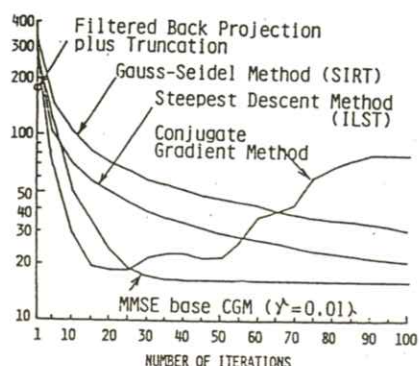


Fig. 6 雑音を含む投影像からの回復度の比較

最急降下法は、収束速度が下がる（原理的に真値への到達には無限回の反復が必要）のに対し、共役勾配法（正則化されていない、すなわち $\gamma = 0$ の場合）では、収束は速いが、逆に、回数を増すと、再び真値から離れている。 $\gamma = 0.01$ で正則化された共役勾配法では、解は、最小値に達した後、変化しておらず、最も有用で、かつ安全であることがわかる。この例ではファントムは拘束域内に41画素をもち、投影データは角度90°以内、5方向で、偏差0.01の雑音成分を含んでいる。

また、共役勾配法における1回の反復に要する計算量は、他の方法の2倍程度である。^{1,10)}

6. 非負拘束

解を拘束する条件を与える先験情報として、物体振りと共に、もうひとつ有効でかつ物理的に必ず成立する情報は、放射強度や物質の密度が非負であるという事実である。物質が存在すると、密度は必ず正であり、存在しないと零であり、負値をとることは、物理的に有り得ない筈である。

非負拘束を物体振り拘束規範(33)式に加えると規範は次式になる。

$$\varepsilon = \|p - HTa^*\|^2 + \gamma \|Ta^*\|^2 \rightarrow \text{Min.} \quad (32)$$

$$\text{Subject to } a^* \geq 0 \quad (33)$$

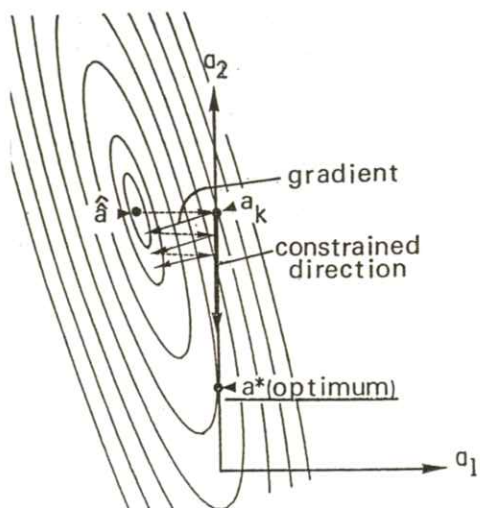


Fig. 7 非負拘束付反復法による収束の様子

(33)式は、 a^* の全ての要素が非負であることを意味し、 a^* は、(33)式の非負条件を満足して(32)式の ε を最小にする解である。この問題は、いわゆる2次計画法のうち最も簡単な場合で、通常、非負最小二乗法(NNLS)によって解かれる。²³⁾ 実際我々は、分光データの超分解ディコンボリューションに、この方法を適用している。²⁴⁾ しかし、3次元トモグラフィー等、 a^* の要素（すなわち未知数の数が膨大な場合、次元を1つずつ下げていく2次計画法は、計算時間の点で全く非現実的である。

前述の反復法に各反復回毎に非負拘束を導入すると、計算量は減る。ただし、共役勾配法では、各反復回毎の補正ベクトルに共役関係が成立する必要があるが、反復時における非負拘束はそれを損うので、むしろ、最急降下法(16), (18), (22)式)

を採用すべきである。このとき、 $k+1$ 回目の反復結果は、(16)式より

$$\mathbf{a}_{k+1} = \mathbf{a}_k + \alpha_k \mathbf{q}_k \quad (34)$$

で与えられるが、もし、 $\mathbf{a}_{k+1}$ の要素、 a_j 、 $j=1, \dots, N$ が負であれば、ただちに、それを零におきかえる。

すなわち、

$$a_j = \begin{cases} a_j & \text{for } a_j \geq 0 \\ 0 & \text{for } a_j < 0 \end{cases} \quad (35)$$

この方法の収束の様子を図示したのが Fig. 7 である。もし初期値として、(33)式の拘束を無視した最小値、 $\hat{\mathbf{a}}$ を選ぶと、それから、拘束下の最小値 $\mathbf{a}^*$ に到達するためには、無限の反復が必要となる (図参照)。そこで、 k 回目の反復において、もし、 $\mathbf{a}_k$ のある要素 a_j に対し、既にそれが零値に達し、かつその方向の最小値への勾配が、負の領域に向っているなら、次の反復では a_j は必ず負値をもつことが明らかであるから、その方向の最小値への探索は止める。すなわち、上の条件を満たす零要素の数だけ次元を下げると、収束は極めて早くなる筈である。Fig. 7 では、 $\hat{\mathbf{a}}$ から $\mathbf{a}_k$ を通って、2 回で最適値に到達する。

この方法は、勾配投影法 (Gradient projection method) と呼ばれ、次式で表現できる。

$$\mathbf{a}_{k+1} = \mathbf{a}_k + \alpha_k \mathbf{D} \mathbf{q}_k \quad (36)$$

ただし、 $\mathbf{D} = (d_{jj})$ の対角行列であり、

$$d_{jj} = \begin{cases} 0 & \text{if } q_j \geq 0 \text{ and } a_j = 0 \\ & j=1, \dots, N \\ 1 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (37)$$

ここで $\mathbf{q}_j$ 、 a_j は $\mathbf{q}_k$ 、 $\mathbf{a}_k$ の j 番目の要素を表わす。さらに、 $\mathbf{a}_{k+1}$ の要素を (35) 式にしたがっておきかえる。

7. おわりに

角度制限を受けて観測された投影データにおける不足情報を、先験情報によって補い元の物体を再構成する方法について、実際に計算する場合を想定し、離散的表現を用いて、概観した。それぞれ独立に、また経験的・直観的に開発されてきた各アルゴリズムを、統一的に記述することができた。多分に、数式に頼ったきらいがあるが、実際の応用例や、画像データ等は、それぞれの参考文献にあるので、そちらを参考にされたい。結局、再生像の画質 (分解能、SN比、直線性等) を決めるのは、計測方法 (どのような投影系を考えるか?) と、再生における規範 (目的関数 (最小二乗誤差和や、正則化最小二乗誤差和等) と拘束条件) であり、アルゴリズムは、計算の手段を決めるだけで、結果を左右しない。しかし、幼拙なアルゴリズムは、無駄な計算時間や記憶容量を費し、現実的に大きな支障をきたす。そこで、アルゴリズムとして最適なものを選ぶことも、重要であると思われる。

文 献

- 1) 河田 聡, 南 茂夫: 信学技報 ED84-24 (1984).
- 2) 数理科学 No. 274 特集: 逆問題 (April 1986).

- 3) H. P. Baltes Ed.: Inverse Source problems (Springer-Verlag, Berlin, 1978).
- 4) H. P. Baltes Ed.: Inverse Scattering Problems (Springer-Verlag, Berlin, 1980).
- 5) Special Issue on Signal Recovery, J. Opt. Soc. Am. **73** (1983).
- 6) Special Issue on Signal Recovery, J. Opt. Soc. Am. **A3** (1986) to be published.
- 7) S. Haykin Ed.: Nonlinear Methods of Spectral Analysis (Springer-Verlag, Berlin, 1979).
- 8) 河田 聡: 応用物理 **55** 2 (1986).
- 9) 河田 聡, 南 茂夫: 分光研究 **35** 24 (1986).
- 10) S. Kawata and O. Nalcioglu: IEEE Trans. Med. Imag. **MI-4** 65 (1985).
- 11) A. Papoulis: Signal Analysis, Chap. 6 (McGraw-Hill, New York, 1977).
- 12) J. Goodman: Introduction to Fourier Optics, Chap. 6 (McGraw-Hill, New York, 1968).
- 13) K. C. Tam and V. Perez-Mendez: J. Opt. Soc. Am. **71** 582 (1981).
- 14) N. Streibl: J. Opt. Soc. Am. **A2** 121 (1984).
- 15) M. Y. Chiu, H. H. Barrett, R. G. Simpson, C. Chou, J. W. Arendt, and G. R. Gindi: J. Opt. Soc. Am. **69** 1323 (1979).
- 16) S. Kawata and J. Sklansky: IEEE Trans. Med. Imag. **MI-4** 153 (1985).
- 17) S. Kawata, Y. Touki, and S. Minami: Proc. SPIE **558** 15 (1985).
- 18) S. Kawata and S. Minami: Acta Histochem. Cytochem. **19** 73 (1986).
- 19) S. Kawata, O. Nakamura, and S. Minami: J. Opt. Soc. Am. **A3** No. 11 (1986) submitted.
- 20) J. L. Harris: J. Opt. Soc. Am. **54** 931 (1964).
- 21) T. Inouye: IEEE Trans. Nucl. Sci. **NS-26** 2666 (1979).
- 22) R. W. Gerchberg: Opt. Acta **21** 709 (1974).
- 23) C. L. Lawson and R. J. Hanson: Solving Least Squares Problems, Chap. 23 (Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1974).
- 24) 中村 収, 河田 聡, 南 茂夫: 分光研究, **35** 218 (1986).

A Low Impedance and High Intensity Flash X-ray Generator for Biomedical Radiography

Hiroshi ISOBE^{*1}, Eiichi SATO^{*1}, Eiko TANIFUJI^{*1}, Toshiaki FUJIYAMA^{*1}, Sanae SATO^{*1},
Shokou OIKAWA^{*2}, Toru YANAGISAWA^{*2}, Haruo OBARA^{*3}, Yutaka OHTA^{*3},
Shogo SUZUKI^{*3}, Hiroshi SEINO^{*3}, Hiroyasu ARIMA^{*4}, Hisakatsu ENDO^{*4},
Yoshinori AIZAWA^{*5}, Yasuaki YUNOKAWA^{*5}, Keiichiro SUZUKI^{*6}
and Fumihiko HOSHINO^{*7}

*1 Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,
3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

*2 Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,
19-1 Uchimaru, Morioka 020, Japan

*3 Department of Radiology, School of Biomedical Technology, Tohoku University,
1-1 Seiry-cho, Sendai 980, Japan

*4 Central Radiation Center, Tohoku University Hospital, 1-1 Seryo-cho, Sendai 980, Japan

*5 Fuji Medical System Co., Ltd., 7-13-8 Ginza, Tokyo 104, Japan

*6 Hokuto Machinery Co., Ltd., 4-6-3 Ohgi-machi, Sendai 983, Japan

*7 Konan Hospital, 4-20-1 Naga-machi-minami, Sendai 982, Japan

(Received June 11, 1986, in final form July 24, 1986)

The construction of a low impedance and high intensity flash x-ray generator for biomedical radiography is described. This generator consisted of the following components: a high voltage power supply, a low impedance transmission line with a high voltage coaxial condenser (120 kV-0.15 μ F), a compressed-gas (SF_6) gap switch with a small-sized trigger device operated by light through a fiber, a trigger delay device, a vacuum pump system, and two evacuated flash x-ray tubes each of a different type with eight coaxial cables. The flash x-ray generator could be used for condenser charging voltages of 50 to 120 kV. The exposure time was almost constant and its value was about 1 μ s. The flash x-ray intensity was determined by the condenser charging voltage and the anode-cathode (A-C) space; the maximum intensities of the Type A and B tubes were about 100 and 200 mR at 1 m/pulse, respectively. The dynamic image analysis of a tennis ball filled with contrast medium was performed by using the trigger delay system.

1. Introduction

Recently, several different types of the flash x-ray sources used in the radiography of various objects have been reported by numerous investigators¹⁻⁷⁾. The flash x-ray generator is used for a new kind of radiography that can be used in biomedical applications to provide new kinds of information unobtainable using traditional radiographic methods⁸⁻¹⁵⁾. However, generally speaking, these flash x-ray sources produced a low intensity due to a low condenser charging voltage of less than 100 kV, because the flash x-ray intensity increased in proportion to the third power of the tube voltage. Thus, clear biomedical images could not be obtained even when using digital radiography.

In particular, for a cardiovascular contrast study, it is known that the exposure time must be adjusted to less than 200 μ s, calculated from a maximum blood flow velocity of about 1 m/s to prevent blurring of more than 0.2 mm.

On the other hand, in order to perform high speed stroboscopic radiography, the high intensity repetitional flash x-ray generator¹⁶⁾ utilizing a high speed camera system is necessary. However, in the case of objects displaying uniform movement (for example, the heart), the high intensity generator utilizing a precision delay system with a small time resolution of about 1 μ s can be employed to obtain delayed radiograms equivalent to stroboscopic radiograms.

For this research, we constructed a single exposure type of low impedance and high intensity flash x-ray generator described below with two new types of tubes and determined its principle of operation. We also succeeded in performing the delayed radiography using the digital radiography system¹⁷⁾.

2. Generator

2.1 Construction

A block diagram of the single exposure type of low impedance and high intensity flash x-ray generator¹⁸⁾ utilizing a precision delay system is shown in **Fig. 1**. This generator consisted of the following components: a high voltage generator, a simple low impedance transmission line with a high voltage coaxial condenser (120 kV–0.15 μ F, made by Shizuki Electric Company, Japan), a compressed-gas (SF_6) gap switch with a small-sized trigger device operated by light through a

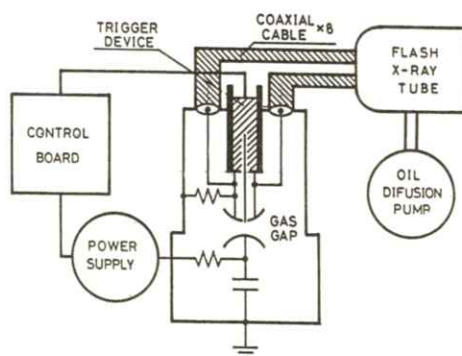


Fig. 1 Block diagram of the low impedance and high intensity flash x-ray generator for biomedical radiography.

fiber¹⁹), a trigger delay system (made by Pulse Electric Company, Japan), an oil diffusion pump, and two evacuated flash x-ray tubes, each of a different type.

In order to obtain a high intensity flash x-ray under a low voltage, a large capacitance of about $0.2 \mu\text{F}$ is necessary since the electrostatic energy increases in proportion to the capacity and the square of the condenser charging voltage. However, the extremely low inductance condenser was quite large, and therefore, a cubic-shaped coaxial oil condenser 0.4 m per side was employed. The electric circuit employed the simplest type of coaxial transmission line with eight coaxial cables to reduce the pulser impedance in order to generate a stable pulse under low voltages. The condenser was usually operated in the range of 50 to 120 kV and was connected to the air gap switch which was triggered by a high energy spark discharge system using a Krytron tube²⁰) with a voltage of 10 kV and a current of 500 A. Coaxial cables were connected to the flash x-ray tube by using a gas insulation connector.

2.2 Power supply

Fig. 2 shows the circuit diagram of the high voltage D. C. power supply. This employed three output terminals for constructing the triple exposure type of flash x-ray generator. However, in this experiment, only one terminal with a measurement circuit for the condenser charging voltage was used (see Fig. 3). Both the voltage and

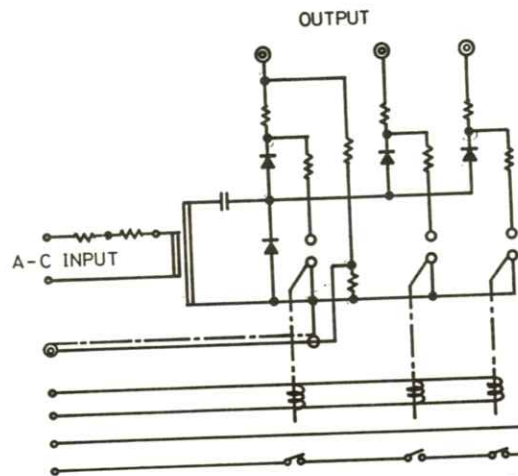


Fig. 2 Electric circuit of the high voltage D. C. power supply.

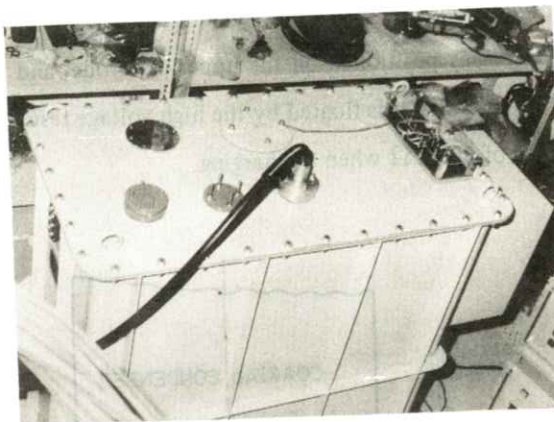


Fig. 3 General view of the high voltage power supply with three outputs.

the current of the secondary circuit of the high potential transformer were controlled by the resistors, and a low potential transformer having a variable transforming ratio was utilized in the primary circuit of the high potential transformer. When charging the condenser, three short gaps were opened by the electromagnetic switches, and the condenser was charged by the voltage doubler rectifier circuit.

2.3 High voltage pulser

The structure of the high voltage pulser is shown in Figs. 4 and 5. The high voltage coaxial condenser was charged through the resistor to prevent the electric shock coming from the rare short (see Fig. 4(a)). The main discharge electrode of the condenser was the lower electrode of the gas gap switch, and the upper electrode was connected to the eight coaxial cables whose characteristic impedance was about $40\ \Omega$; the center of the electrode was the trigger electrode which was fabricated from an automobile spark plug (see Fig. 4(b)). The high speed trigger device was positioned on the upper electrode, and its potential was floated by the high voltage resistor of $500\ \text{k}\Omega$ when discharging.

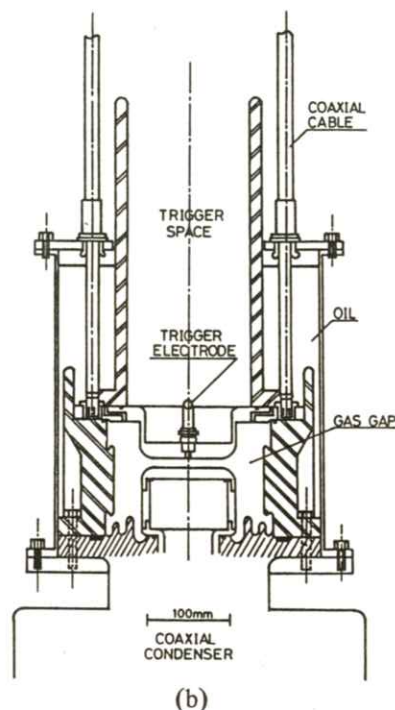


Fig. 4 Structure of the high voltage pulser: (a) lower part (oil bath); (b) upper part (gas gap).

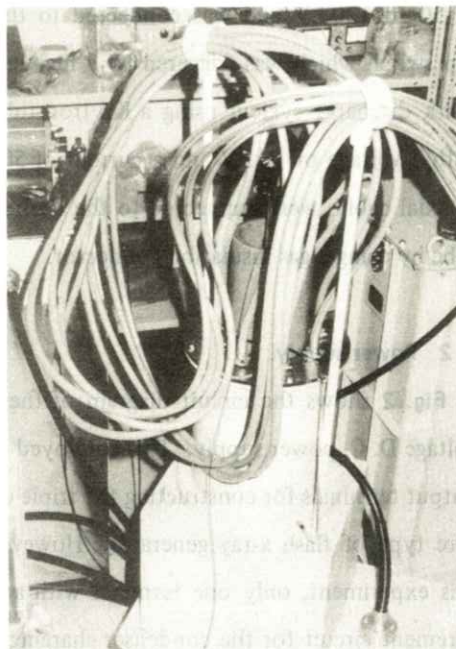
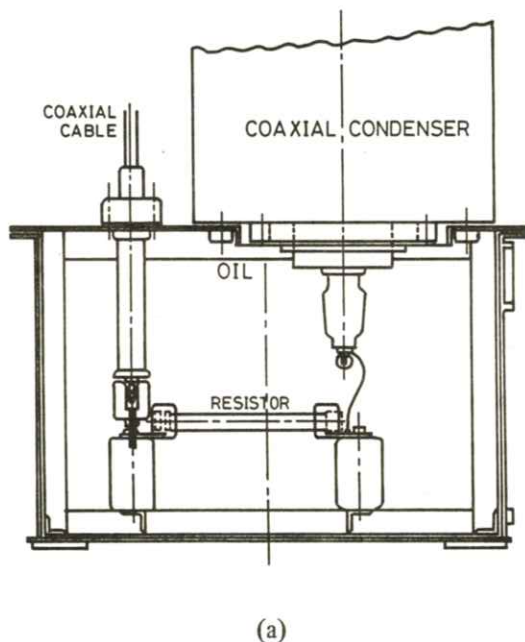


Fig. 5 General view of the high voltage pulser with coaxial cables.

2.4 Impulse switching system

The block diagram of the high speed impulse switching system^{16,19)} is illustrated in Fig. 6. This system employed a light communication

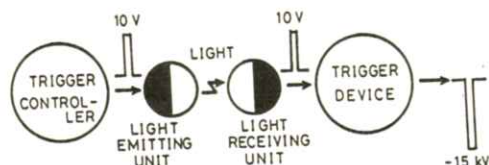


Fig. 6 Block diagram of the high speed impulse switching system.

system to prevent the electrical shock of the impulse voltage and consisted of the following devices: a trigger control system with a time resolution of less than $1 \mu\text{s}$, a light transmission unit (see Fig. 7), a light fiber, a light receiving unit (see Fig. 7), a high current trigger device using a Krytron tube (see Fig. 8), and a gas gap switch filled with SF_6 .

When a short delay pulse of about 10 V from the controller was input to the light transmission unit, the unit converted this electric signal into a light signal. The light signal was then converted into an electric signal again and was amplified about 10 V by the light receiving unit. Finally, when the electric signal was transmitted to the trigger device utilizing a Krytron tube and the newly developed low impedance trigger transformer, its greatly amplified signal of about -15 kV and 300 A stimulated the trigger electrode of the gas gap switch, and the high energy pulser charge began to discharge.

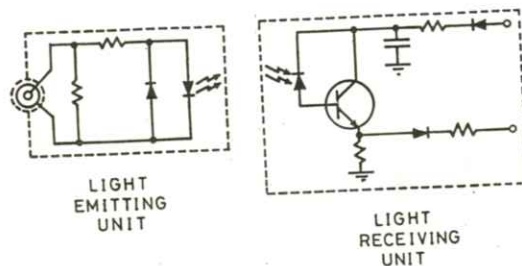


Fig. 7 Circuit diagrams of the light transmission unit and the light receiving unit.

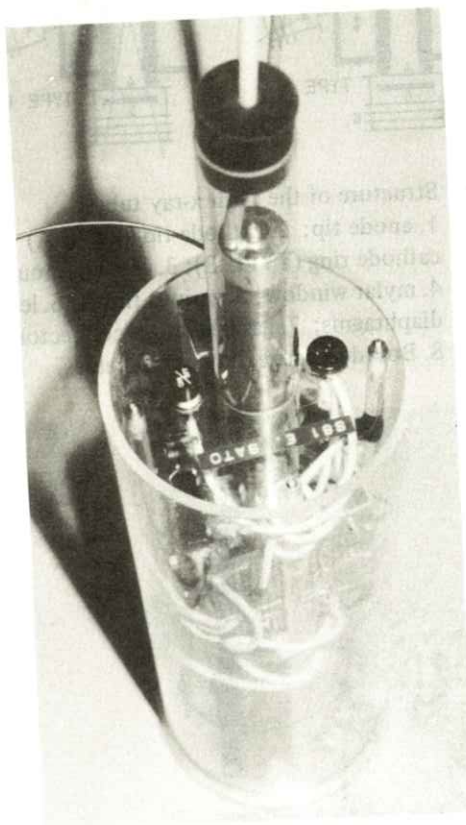


Fig. 8 High speed trigger device.

2.5 Demountable flash x-ray tube

The flash x-ray tubes were of the diode type and were connected to an oil diffusion pump which allowed operation at pressures of less than

approximately 1×10^{-3} Pa (see Figs. 9 and 10). The coaxial cables were connected to the vacuum

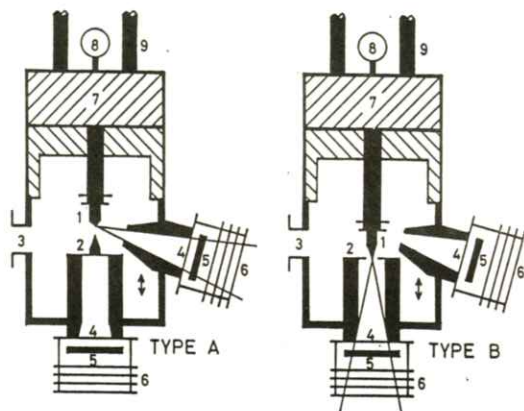


Fig. 9 Structure of the flash x-ray tubes:
1. anode tip; 2. cathode tip (TYPE A)
cathode ring (TYPE B); 3. vacuum mouth;
4. mylar window; 5. various filters; 6. lead
diaphragms; 7. gas insulation connector;
8. Bourdon gauge; 9. coaxial cables.

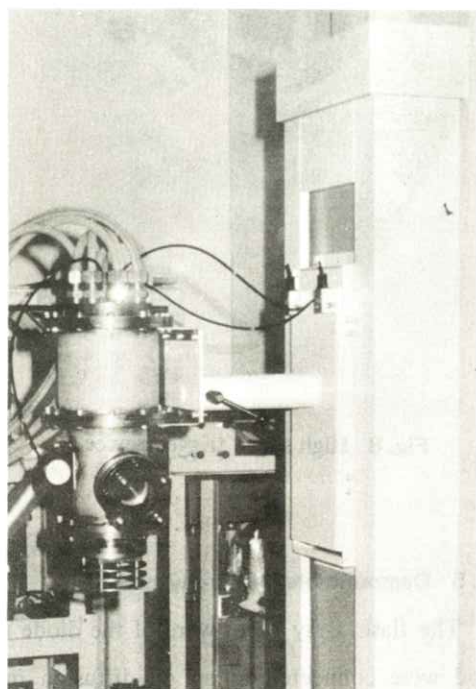


Fig. 10 Combined flash x-ray tube.

vessel by using the gas insulation connector whose pressure was observed on the Bourdon gauge. Each tube had the same vessel and could easily be changed to the Type A or B tube by changing the cathode unit. Both tubes had conical anode tips made of tungsten which could easily be changed. The A-C space was controlled by an adjuster outside of the flash x-ray tube. A plasma protecting disk was placed on the anode rod and was used for absorbing the metal vapour in the plasma. The internal output of the flash x-ray was positioned inside of a 0.25 mm mylar window and used for cutting the scattering beam inside of the flash x-ray tube. Lead diaphragms determined the radiation space and were also used for cutting the scattering beam. Various metal filters were placed between the mylar window and the diaphragms and were used for absorbing the soft components of the flash x-ray spectra.

For the Type A tube which employed a conical cathode made of tungsten mounted on the cathode rod, two combinations of electrodes were selected as follows: (a) normal focusing and a high dose rate; (b) fine focusing and a low dose rate. The maximum intensity of this tube was about 100 mR at 1 m/pulse, and the effective focal spot ranged from 0.2 to 3.0 mm in diameter. For this tube, the flash x-ray quality was controlled by the condenser charging voltage, the insertion of metal filters, and the average voltage of the flash x-ray tube coming from the A-C

space.

For the Type B tube which had a ring cathode made of tungsten positioned on the top of the internal output mouth, the vertex angle of the anode was 30–45° in order to obtain a smaller focus without the pinch-off of the anode tip due to the high electron flow coming from the field emission. The maximum intensity of this tube was about 200 mR at 1 m/pulse, and the effective focal spot ranged from 1.0 to 3.0 mm in diameter. The flash x-ray quality varied according to the condenser charging voltage and the insertion of filters.

Using this generator, various clear flash x-ray images of the human body and moving living organisms can be obtained by controlling the flash x-ray intensity, quality, and the size of the focal spot.

3. Simple theory of operation

Assuming that the tube current and the voltage are the constant (average) values of J and V , respectively, the total intensity of the continuous spectrum I_0 is approximated by an empirical equation of the form:

$$I_0 = AXJV^\alpha T \quad (1)$$

where X is the atomic number of the anode material, T is the duration time, A is some factor, and $\alpha \approx 2.0$. The voltage and the current on the radiation gap are given by

$$V = \frac{ZV_c}{Z + Z_c l / n + Z_0} \quad (2)$$

$$J = \frac{V_c}{Z + Z_c l / n + Z_0} \quad (3)$$

where V_c is the condenser charging voltage, Z is the A-C impedance, Z_c is the cable impedance per a unit length, Z_0 is the pulser impedance, l is the cable length, and n is the number of cables. Eqs. (2) and (3) substituted in (1) gives

$$I_0 = AXV_c^{\alpha+1} \frac{Z^\alpha}{(Z + Z_c l / n + Z_0)^{\alpha+1}} T \quad (4)$$

On the other hand, the flash x-ray intensity of the characteristic spectrum I_k is approximated by an equation of the form:

$$I_k = BJ(V - V_k)^\beta T \quad (5)$$

where V_k is the critical excitation potential, B is some factor, and $\beta \approx 1.5$. Eqs. (2) and (3) substituted in (5) gives

$$I_k = B \cdot \frac{V_c^{\beta+1}}{Z + Z_c l / n + Z_0} \left(\frac{Z}{Z + Z_c l / n + Z_0} - \frac{V_k}{V_c} \right)^\beta T \quad (6)$$

The flash x-ray quality is determined by the average voltage of the tubes and the insertion of metal filters which were placed on the outside of the mylar window. The average voltage of the tube $\langle V \rangle$ is given by

$$\langle V \rangle = \frac{1}{I_0} \int_0^{I_0} V dI = \frac{\alpha + 1}{\alpha + 2} \frac{Z}{Z + Z_c l / n + Z_0} V_c \quad \dots\dots\dots (7)$$

Obviously, the A-C space is the dominating parameter in Z , and, therefore, the continuous and characteristic flash x-ray intensity and the flash x-ray quality vary according to the condenser charging voltage, the cable length, the number of cables, and the A-C space. Generally, the duration time can be expressed as a function of the A-C impedance, and this slightly increases according to increases in the A-C space.

4. Flash radiography

The circuit diagram of the switching circuit for the dynamic measurement of a tennis ball with a contrast medium of Isopaque 280 is shown in Fig. 11. When the ball contacted the switch device, a short electric pulse (trigger pulse) was produced and transmitted to the trigger delay unit through a coaxial cable. Next, an accurate delayed flash x-ray was produced when the de-

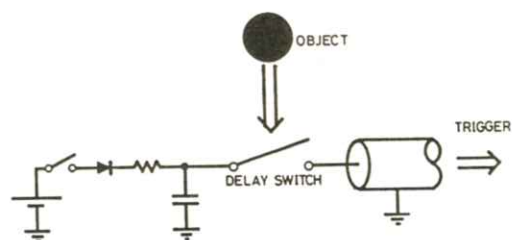
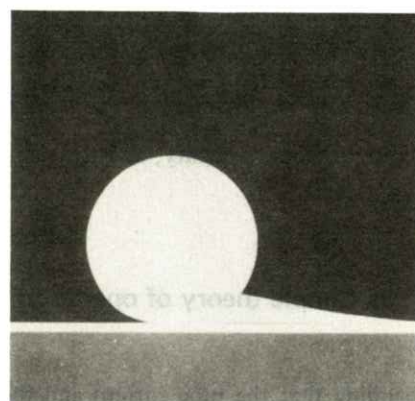


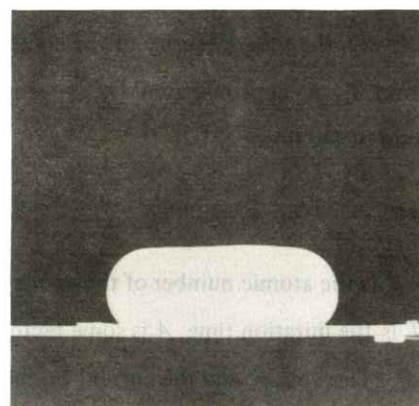
Fig. 11 Switching circuit for the delayed trigger system.

layed pulse was transmitted to the high speed impulse switching system previously described.

Fig. 12 shows the radiograms of a bouncing tennis ball which fell from a 1 m height. These radiograms were obtained by utilizing the FCR system¹⁷⁾ and the Type B tube with a condenser charging voltage of 80 kV, an anode angle of 30°, a cathode diameter of 10 mm, an anode-cathode plane space of 0 mm, no filter, and uniform time intervals of 10 ms. Fig. 12(a) shows a perfect circle due to a complete stoppage because of the delay time of 0 ms. When this ball hit the switch device, its shape became irregular.



(a)



(b)

5. Discussion

This flash x-ray generator produced the highest intensity in the low voltage region of less than 120 kV and could perform high intensity radiography even when using a regular film-screen combination. Due to its large condenser capacity, this generator had a long exposure time of about $1\ \mu\text{s}$ compared to one obtained by using another kind of low impedance flash x-ray generator. However, there was no problem in obtaining the complete stoppage of biomedical objects.

In this delayed radiography, since the ball had a uniform motion from the beginning to the end, it was possible to completely stop the motion at various times using a trigger control system including the high speed impulse switching system with a total jitter of a few μs and a time resolution of less than $1\ \mu\text{s}$.

Finally, concerning the biomedical applications of this single flash x-ray generator, since this instrument has many radiographic functions due to the control of the flash x-ray intensity and the quality (spectrum), the fine focus, and the small time resolution of less than $1\ \mu\text{s}$, future possibilities for biomedical imaging appear to be as follows: (1) dynamic image analysis of high speed motion (e.g., cardiovascular studies) and acceleration (e.g., brain movement) using a small time resolution; (2) three dimensional image analysis using a micro-densitometer; (3) radiography for children using a short exposure time; (4)

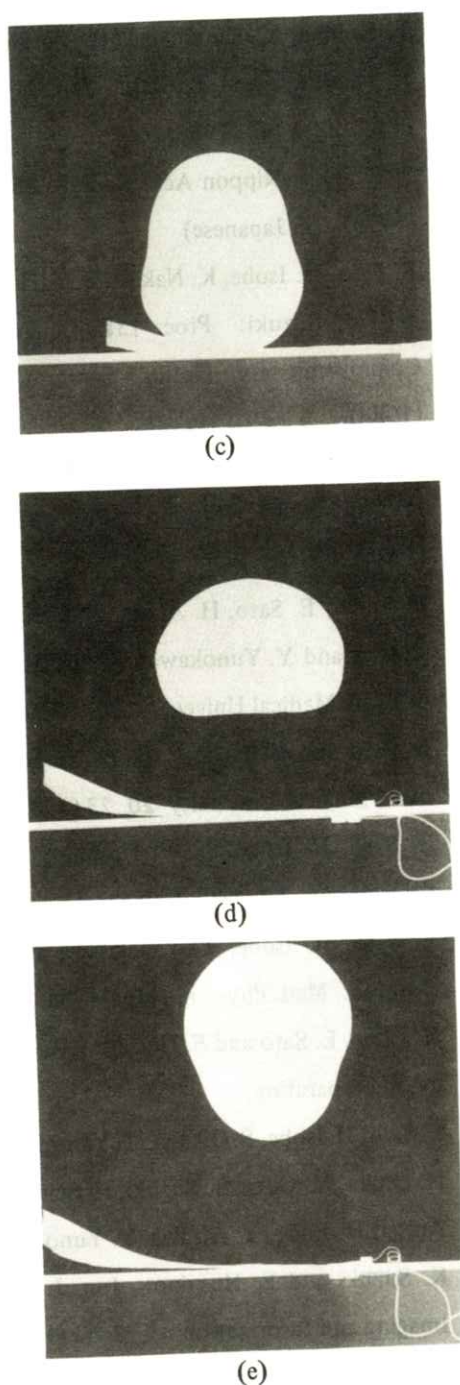


Fig. 12 Radiograms of a bouncing tennis ball with a contrast medium at various times: (a) 0 ms; (b) 10 ms; (c) 20 ms; (d) 30 ms; (e) 40 ms.

the single exposure energy subtraction technique using the spectrum control functions; (5) flash x-ray microscopy using a noble gas²¹⁾; and (6) betaglyphs using a pulsed electron beam source obtained by changing the polarity of the condenser²²⁾.

Acknowledgments

The authors wish to thank Y. Tanimura, P. Langman, K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research. This work was supported by Grants-in-Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the School Promotion Foundation, and the Ministry of Education, Science, and Culture in Japan.

References

- 1) L. Bryant: SPIE **189** 401 (1978).
- 2) S. Roth and I. Freund: Rev. Sci. Instrum. **49** 104 (1978).
- 3) F. Adolfs, F. Müller and E. Schulte: J. Phys. E: Sci. Instrum. **11** 537 (1978).
- 4) R. Gemrer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979).
- 5) Q. Johnson, A. C. Mitchell and I. D. Smith: Rev. Sci. Instrum. **51** 74 (1980).
- 6) E. A. Webster Jr: SPIE **348** 682 (1982).
SPIE **348** 682 (1982).
- 7) S. Iida, K. Sakaue, H. Terauchi, K. Kubota, T. Kojima, Y. Kunitatsu, H. Yoshimoto, N. Ninomiya and M. Den: Jpn. J. Appl. Phys. **22** 1444 (1983).
- 8) S. Suzuki: Nippon Acta Radiol. **35** 515 (1975). (in Japanese)
- 9) E. Sato, H. Isobe, K. Nakadate, Y. Hayashi and M. Suzuki: Proc. 13th Congr. Int. Commission for Optics, Sapporo, 268 (1984).
- 10) H. Isobe, E. Sato, Y. Hayashi, M. Suzuki, H. Arima and F. Hoshino: SPIE **491** 168 (1984).
- 11) H. Isobe, E. Sato, H. Arima, H. Obara, Y. Aizawa and Y. Yunokawa: Annual Report of Iwate Medical University **20** 1 (1985).
- 12) E. Sato and H. Isobe: Annual Report of Iwate Medical University **20** 23 (1985).
- 13) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum. **57** 1399 (1986).
- 14) E. Sato, H. Isobe, T. Yanagisawa and F. Hoshino: Med. Phys., in preparation.
- 15) H. Isobe, E. Sato and F. Hoshino: Radiology, in preparation.
- 16) E. Sato, H. Isobe, S. Oikawa, T. Yanagisawa, H. Obara, Y. Ohta, S. Suzuki, H. Seino, H. Arima, H. Endo, Y. Aizawa, Y. Yunokawa, K. Suzuki and F. Hoshino: Jpn. J. Med. Imaging and Information Sci. **3** 62 (1986).
- 17) M. Sonoda, T. Takano, J. Miyahara and H. Kato: Radiology **148** 833 (1983).
- 18) H. Isobe, E. Sato, T. Yanagisawa and F. Hoshino: SPIE **693**, to be published.

- 19) H. Isobe and E. Sato: Annual Report of Iwate Medical University **20** 11 (1985).
- 20) F. B. A. Früngel: High Speed Pulse Technology Vol. III p. 52 (Academic Press, Inc., New York, 1976).
- 21) T. Angilello, G. Coleman, R. Feder, S. J. La Placa: Science **205** 401 (1979).
- 22) W. P. Dyke, J. P. Barbour, F. J. Grundhauser and F. M. Charbonnier: Proc. 7th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, Darmstadt 227 (1967).

X線フィルム特性曲線の数学モデル

齋 藤 誠

東京都豊島区池袋保健所 〒170 東京都豊島区東池袋 1-39-2

(1986年6月7日, 最終1986年7月28日 受理)

Mathematical Model for the X-ray Film Characteristic Curves

Makoto SAITOH

Tokyo Metropolitan Toshimaku Ikebukuro Public Health Center

1-39-2 Higashi-ikebukuro Toshimaku Tokyo 170

(Received June 7, 1986, in final form July 28, 1986)

Based on assumptions for the film grains sensitivity, we derived the mathematical model for the film photographic density curves that expresses the relation between exposure and photographic density. It is one of the parameters fitting models.

Using the equations obtained by a non-linear least squares method, about 1,300 sets were estimated the standard deviations. In result, a number of them were within 0.01 which is the accuracy of the densitometer.

We attempt to explain here the process provided the mathematical model, the method determined the parameters of it and some results.

1. はじめに

医用X線撮影では、患者の被曝線量を少なくするため、増感紙を使用している。そして実際にフィルムを感光させるのは、入射したX線（被写体を透過したX線）によって増感紙が発光する可視領域の光である。したがって、フィルムに入射する光量と、現像処理によって得られる写真濃度の関係は、X線撮影系というシステムを解析する上

で重要な役割をもっている。

この関係を図示したものは、写真フィルム特性曲線、あるいはこの曲線を最初に研究したHutterとDriffieldの頭文字をとってH-D曲線とも呼ばれている。この論文ではX線撮影用のフィルムを扱ったので、X線フィルム特性曲線（以下、単に特性曲線）とした。

一般写真フィルムを含め、この特性曲線の数学モデルについては、物性論的な立場からも研究さ

れているが、入射光量と写真濃度の直接的な関係を知りたい我々の目的には適していない^{1,2)}。また犬井らの研究もあるが、これらの数式では残差が大きく、傾向をもつため十分な精度を得ることができない⁴⁻⁶⁾。このような理由から、現実には各種の多項式で部分近似をしたり、手作業で曲線を作成し、そこから更に手作業によって数値を読み取ることが行われている⁷⁾。しかし、この方法では個人差が生じ、精度も低いため信頼性に欠ける。

そこで筆者は、フィルムへの入射光量と生成される感光銀粒子の関係について、いくつかの仮定をし、この特性曲線の数学モデルを導いた。そしてこの数学モデルを

一般の両面乳剤のX線フィルム
心臓血管のシネ撮影用フィルム

など、市販されている35種、約1,300組の測定データについて、非線形最小二乗法による解析を行った。その結果、明らかに測定誤差があると思われるデータの組以外では、残差から計算される標準偏差の値が、写真濃度計の測定分解能の0.01以内で、特性曲線を近似できることを確認した。

なお、この数学モデルは、反転フィルム、高露光部に反転部をもつフィルム、一般の写真フィルムにも適用可能である。

この論文では数学モデルを導き出した過程、非線形最小二乗法によって安定にパラメータの値を求める手順、そしていくつかの計算例を示す。

2. 数学モデルの作成

2.1 写真濃度の成り立ち

フィルムに光が入射し、感光材料を構成する銀粒子に一定以上の光量子が作用すると、現像核（潜像核）ができる。この現像核が形成された銀粒子が現像されて黒化し、写真濃度となる。しかし、写真濃度は現像温度、時間によっても変わるで、そういった現像の条件は一定として議論する。ここでは感光理論のように、個々の銀粒子の反応を物性論的に扱うことはしないで、感光から現像までの過程をマクロ的に考察していく。そこで、この過程を銀粒子を溶媒、光量子を溶質とした一種の化学反応と考え、一分子自己触媒反応の類推から、現像可能な銀粒子について次の微分方程式が成立するものとした。これはベルヌーイ型の微分方程式である。

$$\frac{1}{y} \frac{dy}{dx} = \frac{c'}{x} (a - y) \quad (1)$$

ここで a : 銀粒子の総数

y : 感光して現像可能となった銀粒子数

x : 露光量（光量子数に比例）

c' : 定数

右辺の $a - y$ は未感光の銀粒子数（まだ現像核が形成されていない銀粒子数）に相当するので、現像されて写真黒化に寄与する銀粒子数の相対増加率は、

(1) 未感光の銀粒子数に比例し

(2) 露光量に反比例する

ことになる。第2項目は、たとえば、露光強度が一定の場合には次のように考えることができる。つまり、フィルムへの露光量は露光強度の積分値であるから、露光の強度が一定のときは、時間の経過とともに露光量が増加する。したがって、現像可能な銀粒子数は時間の経過とともに増加する。

その結果、未感光の銀粒子数は減少するので、相対増加率は減少する。また、露光時間が一定の場合についても同様な推論ができる。

さて、銀粒子が均一であると仮定すると、写真濃度は単位体積中の黒化銀粒子にほぼ比例するので、結果的に、写真濃度は現像可能となった銀粒子数に比例する³⁾。この比例定数が式(1)の c' であって、銀粒子の大きさや特性、現像温度や現像時間などの条件によって変化する。

以上のことから、方程式(1)を解いた後、 y を写真濃度、 a を写真濃度の変化域に置き換えてもよい。そしてフィルムにはカブリ濃度が存在することを考慮すると、特性曲線の数学モデルとして次の式が得られる。

$$D(H) = \frac{D_{max} - D_{min}}{1 + (sH)^{-c}} + D_{min} \quad (2)$$

ここで D : 写真濃度

D_{max} : 最大濃度

D_{min} : 最小濃度(全カブリ濃度に相当)

H : 露光量

s : 感度因子

c : 反応因子 (a c' に比例)

方程式(1)を解くときの積分定数を b とすると、パラメータ s は

$$s = b^{-\frac{1}{c}} \quad (3)$$

である。こうしておくとも s が感度因子であることが明確になる。

2.2 多分子(多粒子)反応型

式(2)はフィルムを構成する銀粒子の大きさや感度が均一と仮定した場合のものである。しかし、現実の写真乳剤中の銀粒子は均一ではなく、ある範囲で分布していると考えるのが自然である。そ

こでこの分布が、いくつかの級に分けられるものとする、この粒子の分布の割合はその級の銀粒子に当たる光量子の割合となる³⁾。この割合は我々には不明であるが、方程式(1)の定数 c' に含めることができる。すると、各々の級の粒子に対して式(2)が成立する。写真濃度はこれらの平均値として測定されるので、結果的にX線フィルム特性曲線の数学モデルは、級の数 k とすると、

$$D(H) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \frac{D_{max} - D_{min}}{1 + (s_i H)^{-c_i}} + D_{min} \quad (4)$$

という形になる。この数学モデルを便宜上

$k = 1$ のとき 1 分子反応型

$k = 2$ のとき 2 分子反応型

$k = 3$ のとき 3 分子反応型

.....

$k = n$ のとき n 分子反応型

と呼ぶことにする。このうち1分子反応型は、犬井が検討した数学モデルの一つで、ロジスチック曲線とよばれる曲線の式に等しい。したがって、本論文は犬井のモデルについて理論的な解釈を与え、銀粒子の反応がこのロジスチック曲線に従うことの根拠を示したことになる。

2.3 パラメータと曲線の傾向

感度因子の s は積分定数からきたもので、写真濃度形成の開始位置に関係する。この値が小さいフィルムは感度が低く、特性曲線はグラフ上で右にくる。一方、大きな粒子は、光を多く吸収し、反応の割合も多くなり、 c の値が大きくなるので特性傾斜も大きく写真は硬調なものとなる。

また、 s の値が互いに近い値であると、各々の級の粒子感度がそろっていることを意味していて、曲線の傾きが大きく露光域がせまくなる。逆に s

の値に開きがあると、露光域の広いフィルムとなる。もちろん s の値だけで特性曲線の形状、すなわち写真の調子が決まるわけではなく、 s 、 c の両方が関係する。

3. パラメータの算出

パラメータの値は非線形最小二乗法によって求めた。本論文で述べた数学モデルは非線形性が非常に大きく、求めたパラメータの値が最小二乗値ではあるが、最小ノルム解でない場合も考えられる。このような場合、これらを系統的に探し尽くすアルゴリズムは知られていない⁸⁾。

そこで、いくつかの初期値（出発値）について検討し、残差曲線から判断して決定した。また、最小二乗値に安定に収束させるため、Marquardt 法⁸⁾ に手を加えて使用した。

3.1 Marquardt 法とその改良

非線形モデルでは、あらかじめ何らかの方法でパラメータの初期推定値を求め、反復改良によって次々に新しい推定値を求めていく。反復改良に使用する修正ベクトル Δx は、正規方程式と呼ばれる次の式を解いて求める。

$$(A^t A) \Delta x = A^t v \quad (5)$$

ここに A : パラメータのヤコビアン行列で

$$A_{ij} \equiv \frac{\partial f_i(x)}{\partial x_j}$$

$i = 1 \sim \text{データ数}$

$j = 1 \sim \text{パラメータ数}$

x : パラメータのベクトル

v : 残差ベクトルで $v \equiv y - f(x)$

y : 測定値ベクトル

上式から求めた k 次の修正ベクトルを $\Delta x^{(k)}$ とかくと、 $k+1$ 次のパラメータは

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \Delta x^{(k)} \quad (6)$$

と計算する。パラメータの非線形が大きいと、残差平方和

$$S(x) = \sum_{i=1}^n [y_i - f_i(x)]^2$$

が反復の各ステップで減少することは保証されていない。そこで収束の安定化のため、式(5)の正規方程式を直接解くかわりに、

$$(A^t A + \lambda I) \Delta x = A^t v \quad (7)$$

とし、左辺の係数行列の対角要素に λI という付加項を加えて、解ベクトル Δx のノルムを減少させるようにした (I は単位行列)。そして、この縮小因子 λ の調節法として、残差平方和の変化 r

$$r = \frac{S^{k+1}}{S^k}$$

の値によって次の3通りとした。

(1) $r < 1$ 残差平方和が減少したので、 λ の値を10分の1にする。

(2) $1 \leq r \leq 10$ 残差平方和の減少程度に不満があるので λ を10倍にする。

以上の場合には式(6)により新しいパラメータを求め、ヤコビアン行列 A と残差ベクトル v を計算し次の反復に移る。

(3) $r > 10$ 非線形性が大きすぎるので、 λ の値を10倍にして式(7)を解き直す。

なお、 r の出発値は 0.01 とし、収束の判定は残

差平方和の相対比が 10^{-4} 以下とした。現在、このアルゴリズムは次に述べるパラメータの初期値算出法との組合せで、非常によく働いている。筆者のこの特性曲線の数学モデルに限っていえば、この方法は純粋なMarquardt法に比べ、反復回数が約半以下となった。

3.2 パラメータの初期推定値

パラメータの非線形性が大きいこの数学モデルでは、その初期推定値が重要である。1分子反応型では、解析的によい初期値が算出できる。ここでは実用上重要な3分子反応型について、筆者の用いている方法を述べる。

現在のところ、解析的に決定するのではなく、つぎのように暫定的な方法となっている。すなわち、まずFig.1のように、特性曲線の最大傾斜 m とその点 P を求める。 x 軸は露光量の常用対数値である。この点 P の x 座標値を z とし、 z_1 、

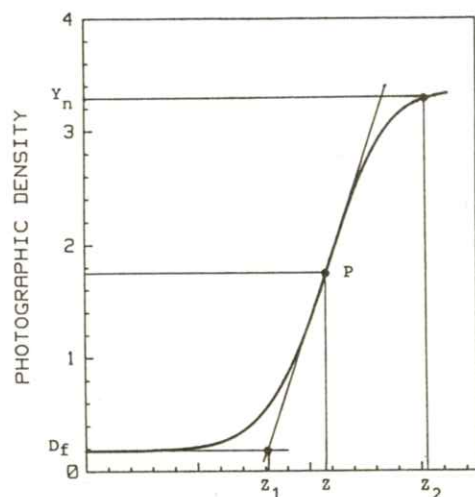


Fig.1 Decide the initial values of parameters. The x -axis is a log scale. y_n is the maximum value of measured photographic density. The P is the place where the gradient is largest.

z_2 は各々

$$D_f = m z_1 + b \quad (8)$$

を満足するものが z_1 、 z_2 は実験で使った露光量の最大値の対数とする。ただし、 D_f は全カブリ濃度の値である。これらの値から、パラメータ s の初期値を

$$\left. \begin{aligned} s_1 &= 10^{-z_1} \\ s_2 &= 10^{-z} \\ s_3 &= 10^{-z_2} \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

とする。また c の値は、多くの特性曲線のデータを解析した結果、全て2とすることにした。最大濃度 D_{max} については測定値のうち最大値を、最小濃度 D_{min} は全カブリ濃度の値を採用した。

これらの初期推定値を式(4)へそのまま適用すると、反復計算の過程で s の値が負になる場合も予想される。そこで s のかわりに

$$\left. \begin{aligned} b_1 &= s_1^{-c_1} \\ b_2 &= s_2^{-c_2} \\ b_3 &= s_3^{-c_3} \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

というパラメータで計算を行ない、収束後 s パラメータに戻すことにした。

4. 実験と解析結果

4.1 実験方法

X線フィルムに露光を与える方法としては、通常のX線撮影同様、X線フィルムを増感紙ではさみ、距離によって露光強度を調節する方法がある。しかしこの方法では、増感紙の発光量を直接測定できないため、特性曲線本来の特性、すなわち光入力と写真濃度の関係ではなく、X線量と写真濃

度の関係を求めてしまう恐れがある。

また、あらかじめ増感紙の発光量を測定して実施することも考えられるが、露光の変動による影響によって、精度が期待できない。

そこで、市販の露光器（センシトメータ）により可視光21段の露光を行なったフィルムを試料とした。この露光器の発光スペクトルは、実際の増感紙のものとは異なっている。またX線フィルムの分光感度も、フィルムの種類によって異なるため、測定したデータからは感度の比較はできない。しかし、特性曲線を式(4)の数学モデルによって近似できるかの検討は十分に可能である。

4.2 解析結果

市販されているX線フィルムのうち、特性曲線の形状が代表的なもの2種について、最小二乗曲

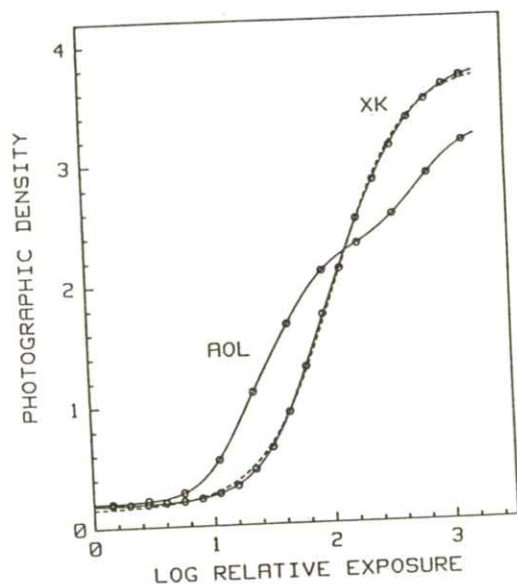


Fig. 2 Calculated curves from the equations obtained by a nonlinear least squares method.
A curve of the unimolecular reaction model is drawn in broken line.
O: measured values points.

線をFig.2に示す。1つはXK、もう1つはタイプと呼ばれるAOLである。XKの破線は1分子反応型、実線が3分子反応型の数学モデルによる結果である。この2つの特性曲線のパラメータはTable 1のような数値である。

Table 1 Values of parameters in the models.

	XK	AOL
D_{max}	3.813	3.301
D_{min}	0.185	0.203
s_1	1.704×10^{-2}	6.460×10^{-2}
s_2	8.086×10^{-3}	2.092×10^{-2}
s_3	4.008×10^{-3}	1.725×10^{-3}
c_1	2.078	2.608
c_2	1.490	2.092
c_3	1.456	1.933

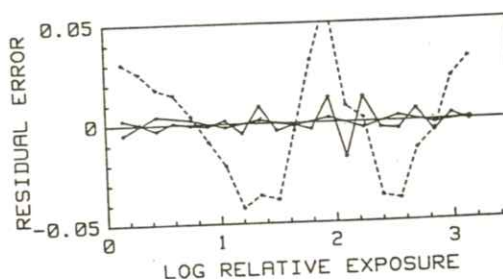


Fig. 3 The residual error curves.
A curve of the unimolecular reaction model is drawn in broken line.

また、Fig.3はこれらの残差曲線である。1分子反応型では残差に傾向が見られ、3分子反応型では残差がランダムになっていて、しかもその大きさが小さく、特性曲線をよく近似していることがわかる。

現在までに測定したデータのうち、露光器によるものでは、明らかに写真濃度計の読み取り誤差

と思われるものを除くと、標準偏差の不偏推定値

$$\hat{\sigma} = \sqrt{\frac{S(x)}{n-k}} \quad (n \text{ はデータ数})$$

の値が、使用した写真濃度計の測定分解能である 0.01 以内のものがほとんどであった。

5. 考 察

特性曲線は入射 X 線量から写真濃度を推定するだけでなく、目的とする写真濃度を得るための撮影条件の決定に使用したり、写真濃度から入射 X 線量や入射光量を知るためのセンサーとしても利用される。

また、曲線の形状を特徴づける平均階調度、最大階調度などを求めて、自動現像機の管理、すなわち撮影系の管理にも使用されている。比較のため、これらの数値を 5 組のフィルムについて、10 人が手作業で求めたところ、最大 0.5 の差のものもあった。これらの一般的な値は 2.3 ～ 3.5 程度であることを考えると、かなり大きいと言える。この差は、特性曲線を描くときと、そこから数値を読み取る際に生じている。つまり手作業ではこの程度の差があった場合、それが実際の特性の差であるかを確認できないことになる。

すでに示した Fig. 3 の残差曲線において、残差がランダムで小さいことを考えると、筆者の数学モデルを利用すれば、この問題は解決できることになる。また、逆に、実験データの評価が可能である。すなわち、この残差曲線に傾向があればその特性曲線のデータには、何らかの問題があると言える。

また、Fig. 4 の破線のように、低濃度部が不足

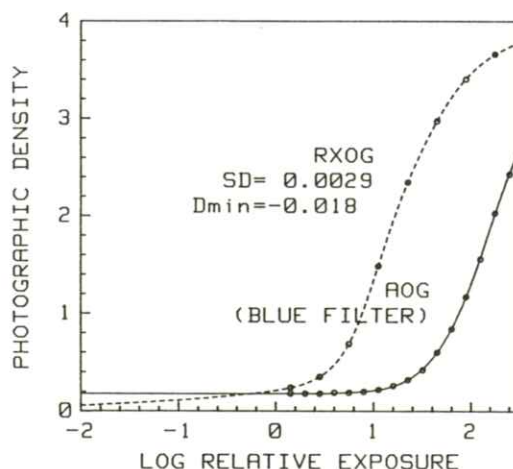


Fig. 4 Not enough data of the part of low photographic density. In this case, the calculated value of fog density is less than experimental value 0.19.

しているデータの場合、手作業では主観により勝手に低濃度部を外挿できる。ところが、最小二乗法は外挿が苦手で、しかもこのようなデータの場合、よい初期推定値を得ることが困難なため、パラメータの値が最小ノルム解にならないことが多い。これは他の数学モデルを利用する際にも一般的で重要な注意事項である。

なお、反転フィルムでは、露光量が増加するにしたがって写真濃度が減少するので

$$D(H) = D_{max} - \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \frac{D_{max} - D_{min}}{1 + (s_i H)^{-c_i}} \quad (11)$$

という形式で使用する。パラメータの初期値推定値は 3.2 の説明に準じて算出すればよい。

6. 結 論

X 線フィルム乳剤中の銀粒子の反応に関する仮

定から、X線フィルム特性曲線の数学モデルを導びいた。これはパラメータ・フィッティングモデルである。光露光器による実験データにこの式を適用したところ、特性曲線を十分な精度で近似可能であることを確認した。

この数学モデルは一般写真用フィルム、反転フィルムにも適用可能である。

また、非線形の大きいこのパラメータを求めるために初期推定値の算出法、および非線形最小二乗法が安定に動作するための方法についても検討し、満足する結果を得た。

謝 辞

本研究にあたり、越谷市立病院技師長 堤直葉女史、小西六写真工業の犬井正男氏を始め、他の多くの施設の方々から貴重なデータを提出していただいた。また森矢達人氏には実験に協力していただいた。厚くお礼申し上げる。

終りに、本研究と論文の執筆にあたり、ご指導い

ただいた内田 勝博士に謹んで敬意を表する。

文 献

- 1) 日本写真学会編：写真工学の基礎—銀塩写真編，pp. 53—59（コロナ社，昭53）
- 2) 菊池眞一：写真化学 新版，pp. 176—177，（共立出版 昭43）
- 3) 笹井明：写真の化学 初版，pp. 40—50（写真工業出版社，昭57）
- 4) 犬井正男 他：日本写真学会誌 39 3（1976）
- 5) 杉本博 他：放射線像研究 8 1 16（1978）
- 6) B. E. Bayer, etc.: Phot. Sci. Eng. 5 1, 35（1961）
- 7) Chan HP, Doi K: Med Phys. 5 443（1978）
- 8) 中川徹，小柳義夫：最小二乗法による実験データ解析，pp. 95—124（東大出版会，（1982））

胃 X 線画像の類似度

福島 重広*・林 恭平**

*京都工芸繊維大学電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

**京都府立医科大学公衆衛生学教室 〒602 京都市上京区河原町広小路

(1986年6月7日, 最終1986年8月5日 受理)

Similarity of Gastric Radiograms

Shigehiro FUKUSHIMA* and Kyohei HAYASHI**

* Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

** Department of Preventive Medicine, Kyoto Prefectural University of Medicine,
Kawaramachi-Hirokoji, Kamigyo-ku, Kyoto 602

(Received June 7, 1986, in final form August 5, 1986)

Similarity of gastric radiograms has been studied experimentally by applying the hierarchical clustering methods. The dendrograms obtained by the methods explain how each cluster was formed. Such dendrograms are presented for two kinds of features extracted (1) by two-dimensional orthogonal transform of the apex-regional image and (2) by geometric measurement and Fourier expansion of the contour of the stomach. It is concluded that the hierarchical clustering may be applicable to information retrieval and classification of pictorial data by morphological similarity.

1. ま え が き

最近, 情報処理技術を利用した医用画像のための画像保管通信システム (PACS) や画像データベースシステムが開発されるようになってきた。このようなシステムに望まれる重要な機能として, 呈示した画像によく似た画像を探し出す, いわゆる

類似検索の機能がある。また, 画像診断学においては, 形態分類の指針がないとき, 計算機が類似性にもとづく分類の案を示してくれるコンサルテーション機能をもっていればきわめて便利である。これらの場合, 「似ている」ということが一意的ではなく, 解釈や主観によって様々な可能性をもつということが問題になる。しかし, 検索や

分類の結果について納得のゆく説明が与えられれば、ひとつの解が得られたことになる。ところで、似たもの同士を集めてグループ（クラス）に分類していくためによく用いられる方法として、統計解析におけるクラス分析がある。この方法では、このような説明が樹状図として与えられる。

本論文では、胃X線画像（立位正面充満像）を対象として行なった2種類の特徴量を用了なクラス分析実験結果にもとづいて、上のような観点から、類似検索・類似分類におけるクラス分析の意義を考える。ただし、ここでは医学的診断結果との合致を第一義とするのではなく、胃の形態に着目して類似性を検討している。

2. 方 法

クラス分析¹⁾には階層的方法と非階層的方法とがあるが、とくに階層的クラス分析は分類結果を示すだけでなく、クラス形成過程を樹状図によって説明できる方法である。樹状図を見れば似たもの同士がどのように集められていったかが分かる。この過程は類似検索を行なう場合の検索過程を与え、また、類似分類を行なう場合の根拠を説明すると考えられる。したがって、ここでは階層的クラス分析を適用した。

似ているということが一意的ではないことに対応して、クラス分析には、

- 1) 分類特徴の選定
- 2) 類似性の尺度
- 3) クラス化の基準

に自由度がある。

分類特徴とは統計解析を適用するために（本論

文の場合は胃X線画像から）抽出または計量する特徴のことであり、数量的に表現される。以下の実験では2通りの方法によって抽出した特徴量を用了。第1の実験では、局所的な関心領域の濃淡画像の2次元直交変換によって特徴量を求めた。これに対し、第2の実験では、胃全体の輪郭線から測定と直交展開によって特徴量を求めた。

類似性の尺度としては一般には標準ユークリッド距離、マハラノビス距離、標本間相関係数が用いられる。また、階層的方法におけるクラス化の基準はクラス間の距離であるが、その定義の仕方によって、最近隣法、最遠隣法、重心法、モード法、メジアン法、群平均法、可変法、ワード法、WPG法がある。実験では、これらについては可能な組み合わせをすべて試みたが、本論文ではそのうち、疾患症例と正常症例を最もよく分離した場合を示す。

クラス分析の計算プログラムとしては商用のもの²⁾を使用した。

3. 実験そのI

3.1 特徴抽出

一般に、画像の2次元直交変換によって、画像をその変換に固有の基底画像系に級数展開したときの各基底画像の寄与を表わす係数が得られる。この中から、濃淡の変化の少ない基底画像の係数だけを抽出すれば、原画像をぼかした程度の情報が得られる。その絶対値は空間周波数の低い成分の寄与の度合いを表わす特徴量として用いることができる。この特徴抽出法を胃X線画像に適用するために、ここでは胃角部を関心領域とし、この領

域をテレビカメラから取り込んで64×64画素、約100濃淡レベルにデジタル化し、さらに濃淡の最大値と最小値とが一定の値(255と0)になるように線形正規化をして処理データとした。有限視野であるために生ずるスペクトル漏れを低減するために³⁾、まず、2次元のハニング窓、

$$W_{ij} = [0.5 - 0.5 \cos \{ 2\pi i / (N-1) \}] \times [0.5 - 0.5 \cos \{ 2\pi j / (N-1) \}]$$

による重み付けを行なった。ここで、 i, j は画素位置を表わし、 $i, j = 1, 2, \dots, N$ 、また、 $N = 64$ である。その後、2次元フーリエ変換を行ない、直流成分の右半円内の35成分の絶対値を求めて特徴量とした。なお、ハニング窓は視覚的には画像の周辺部よりも中央部を重要視する

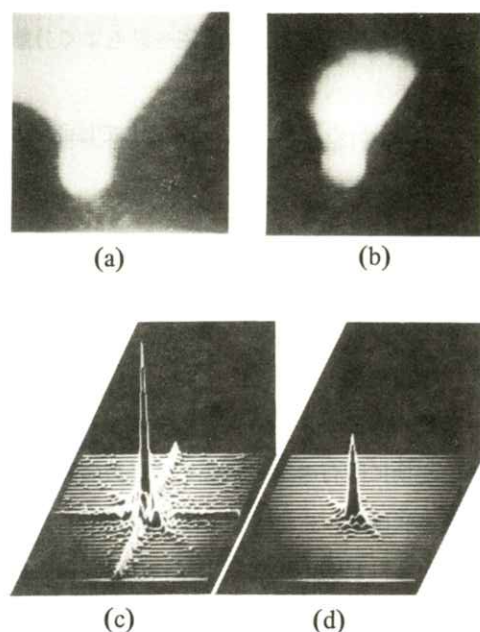


Fig. 1 (a) The original and (b) the Hanning-windowed images of the apex region of a stomach. (c) and (d) show the Fourier amplitude spectral distribution of (a) and (b), respectively.

という意味をもつ。ハニング窓の作用の一例をFig. 1に示す。

3.2 結 果

上述の特徴量を全部用いたクラスタ分析によって求めた樹状図を各クラスが併合されたときのクラスタ間距離(標本間相関係数にもとづく重心間距離)とともにFig. 2に示す。また、実データによる樹状図をFig. 3に示す。同図を見れば、形態のよく似た症例からクラスタ化されていることが分かる。また医学的診断結果ではなく、形態だけに着目すれば、最終的な分類結果も直観とよく合う。胃角部は形態が比較的模式化してい

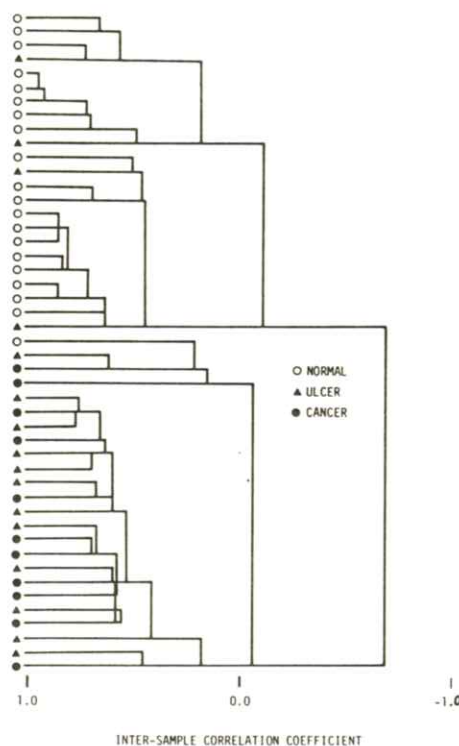


Fig. 2 The result of clustering of the apex-regional images. The circles and the triangles represent the true groups for the samples.



Fig. 3 The result of clustering of the apex-regional images. The real-data illustration for Fig. 2.

るので、診断学においても代表的な形が示されているが⁴⁾、本実験による分類結果はそれともよく合う。例えば、Fig. 3のN群23例のうち19例は正常症例であるのに対し、A群24例のうち23例は直角化、た開、胃角消失などの所見が見られる疾患症例である。

4. 実験そのII

4.1 特徴抽出

胃の輪郭線を閉曲線として計算機に入力し、計算機が同定した特徴点にもとづいて求めた幾何学的測定量と、直交展開にもとづくフーリエ記述子とを特徴量とした。

まず幾何学的測定量としてはFig. 4に記号で示した各特徴点から、

$$GM1 = (\widehat{T_s W P_s} \text{の長さ}) / (\widehat{P_l W_{und} T_l} \text{の長さ})$$

$$GM2 = (\widehat{W P_s} \text{の長さ}) / (\widehat{W W_{und}} \text{の長さ})$$

$$GM3 = \angle T_s W P_s$$

を用いた。これらが閉曲線のサイズに対して不変な量であることに注意する。なお、特徴点の同定

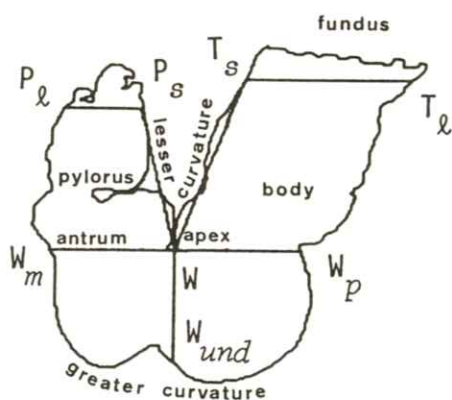


Fig. 4 Anatomy of a stomach and the points detected for the measurement.

方法については文献(5)に詳細を示したので、ここでは省略する。

2次元閉曲線は、任意の始点からの経路長 t の関数として、複素平面上で

$$z(t) = x(t) + y(t)\sqrt{-1}$$

と表わされる。これは閉曲線の周長を周期とする関数になるのでフーリエ級数展開が可能である。

このときの展開係数は級数の低次項から順に、緩やかな変動成分からの寄与を表わし、これにもとづいて定義されるフーリエ記述子を特徴量とすることができる⁶⁾。ここでは、第 k 調波成分の係数を $c(k)$ とするとき、

$$FDk = |c(k+1)/c(1)|, k=1, 2, \dots, 28$$

を特徴量とした。これらは閉曲線の回転とサイズに対して不変な量である。このように、本実験で

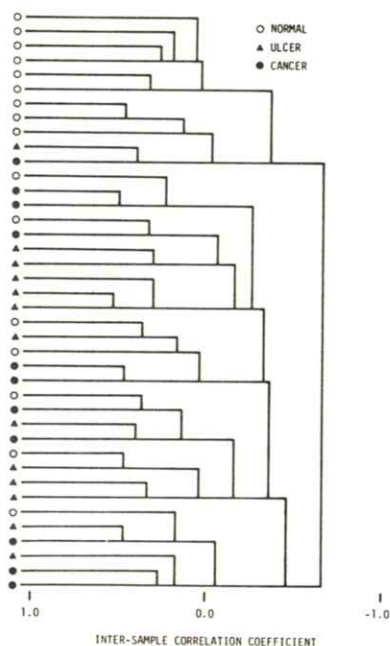


Fig. 5 The result of clustering of the gastric contours by using all features. The circles and the triangles represent the true groups for the samples.

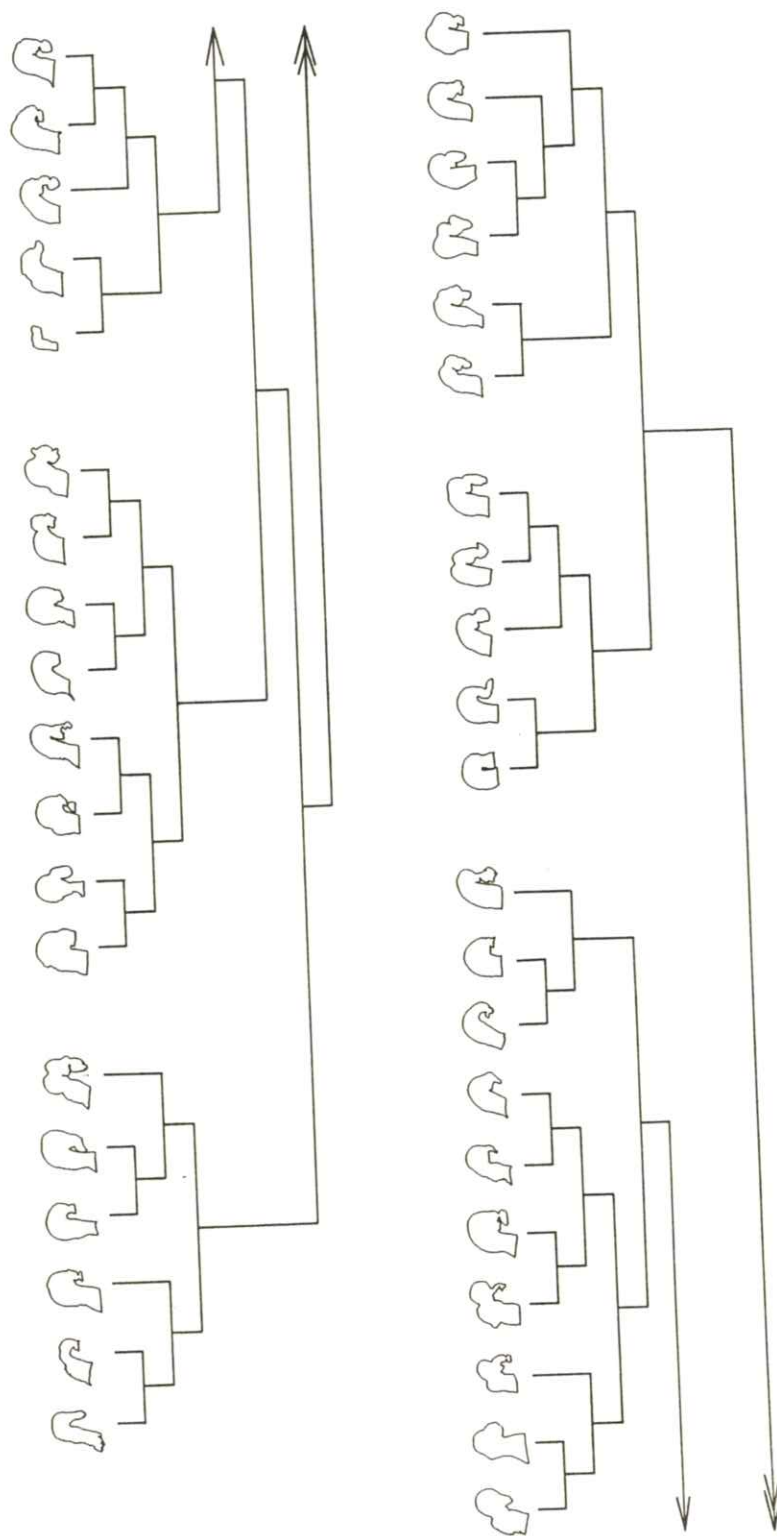


Fig. 6 The result of clustering of the gastric contours by using all features. The real-data illustration for **Fig. 5**.

は閉曲線のサイズの差異は考えないことにした。

4.2 結 果

実験その I と同様に全特徴量を用いてクラスタ分析を行なった結果を Fig. 5 と Fig. 6 に示す。クラスタ間距離としては、標本間相関係数にもとづく最遠隣法による距離を用いている。この場合、正常症例と疾患症例の分離は余り明確ではない。しかし、全特徴量を用いるのではなく、判別分析によって特徴量を選択すれば Fig. 7 と Fig. 8 のようにこれらの分離はかなり明確になる。ここで用いた特徴量は FD 10, FD 1, GM 2, FD19 の 4 つである。また、クラスタ間距離としては、標準ユークリッド距離にもとづくワード法による距離を用いた。このように、分類の指針（この場合は診断）が与えられているときには、最良の分類ができるような特徴量を選択することができるが、形態だけに着目してクラスタ化の過程を見ると、使用した特徴量による結果の優劣はつけがたい。むしろ、本実験の対象については、症例間の形態的類似性が直観的には不明確なため、症例間を分離するような情報が何も与えられない場合にはクラスタ分析に適さないと考えるべきである。しかし、クラスタ化の過程は Fig. 6, Fig. 8 のいずれの樹状図を見ても直観的にはある程度納得できる。したがって、多数の症例を対象とした発見的研究を目指す場合などには、このような結果は専門的な知見を見い出すための第一の手掛りになろう。

5. 結 論

本論文では 2 通りの方法によって抽出した特徴

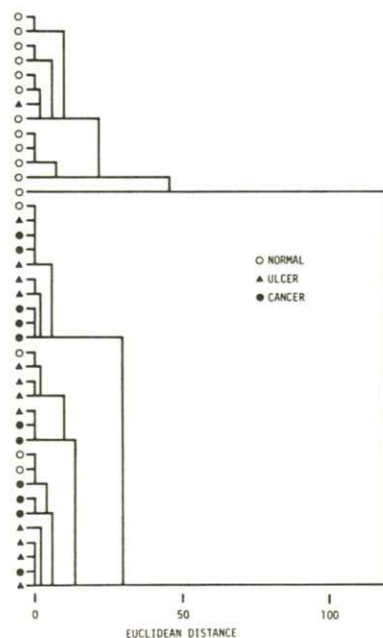


Fig. 7 The result of clustering of the gastric contours by using the selected features. The circles and the triangles represent the true groups for the samples.

量にもとづくクラスタ分析実験について述べた。クラスタ分析の自由度によって結果は多様であり、ここでは疾患症例と正常症例をよく分離した場合だけを示したが、クラスタ化の傾向は他の場合においても大略同様であった。実験結果から、形態に関するかぎりにおいては、階層的クラスタ分析では樹状図にある程度の説得力があり、類似検索や形態分類の指針になると結論される。特定の特徴量について調べるのを目的とするのであれば、関心領域を限定するなどして、なるべくパターンの明確なデータを対象とする方が直観的に理解しやすい結果が得られる。この場合は 2 次元直交変換によって有効な特徴量が得られる。一般に、画像データベースを構成するとき、その検索機能の中にクラスタ分析の機能を含むことは有意義と考えられる。

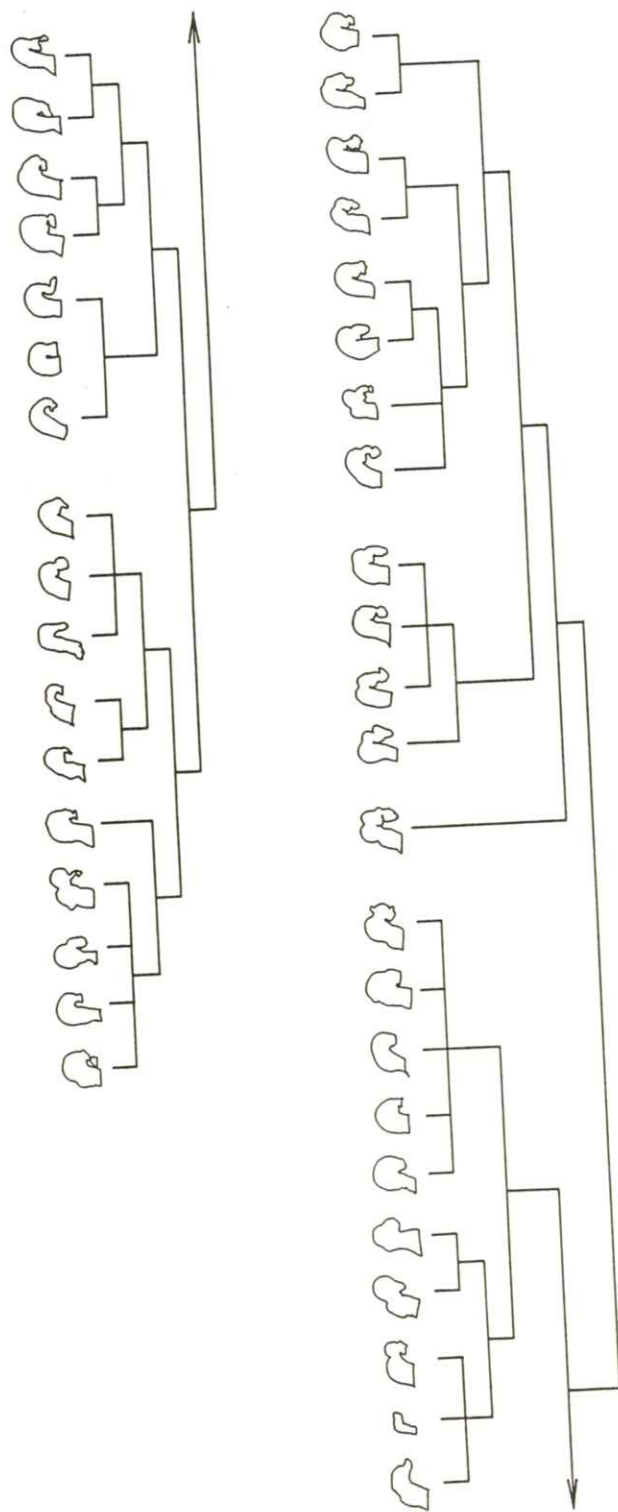


Fig. 8 The result of clustering of the gastric contours by using the selected features. The real-data illustration for Fig. 7.

謝 辞

胃X線写真を提供していただいた京都府立医科大学公衆衛生学教室の川井啓市教授をはじめとする諸先生方に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) 河口至商：多変量解析入門Ⅱ（森北出版，1978）
- 2) FACOM OS IV CLUSTER解説書（富士通，1977）
- 3) F. J. Harris: Proc. IEEE **66** 51 (1978).
- 4) 市川平三郎，他：胃X線診断の実際，文光堂（1965）
- 5) 福島重広，他：医用電子と生体工学，**20**，86 (1982)
- 6) C. W. Richard, Jr. and H. Hemami: IEEE Trans. on Syst., Man, and Cybern. **SMC-4** 371 (1974)

X線フィルム粒状とランダムドットモデル

田中嘉津夫・佐々木貴朗

岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1986年6月7日, 最終1986年7月30日 受理)

Granularity of X-ray Films and Random-dot Model

Kazuo TANAKA and Takao SASAKI

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

(Received June 7, 1986, in final form July 30, 1986)

It is known that the Wiener spectrum of film graininess of X-ray films cannot be explained by the conventional random-dot model (RDM) in low spatial frequencies. It is considered that the cause of this phenomenon is due to the effects of grain aggregations in the developed emulsion. The RDM does not take account of the effects of grain aggregations. In order to analyze the effects of grain aggregations, the RDM is extended by K. Tanaka and S. Uchida. In this paper, measured Wiener spectra of film graininess of X-ray films are compared with the theoretical results of this extended random-dot model (ERDM) and the RDM. Density fluctuations of films are measured by means of the microdensitometer and Wiener spectra are calculated by Blackman-Tukey's method. Microphotographs of films are also compared with computer-generated random-dot patterns. By using these methods, it is concluded that the ERDM is more appropriate than the RDM in describing properties of Wiener spectra of film graininess of X-ray films in low spatial frequencies.

1. はじめに

低空間周波数におけるX線フィルム粒状は、放射線画像の画質に大きな影響を与える。したがってその解析、評価は重要な課題であり、自己相関関数、ウィーナスペクトルはその目的に大変有効な手段である。

フィルム粒状のミクロな理論的モデルとして、Picinbono (1955)¹⁾, Savelli (1957)²⁾ は、雑音理論のショットノイズ理論を二次元に拡張したランダムドットモデル(RDM)を提案した。このモデルは、フィルム黒化銀粒子の三次元的な分布を、 $x-y$ 平面上でランダムに分布する円盤粒子でモデル化したものである。黒化銀粒子はサイ

ズが同じ円盤粒子でモデル化され、その中心はポアソン分布に従って一様に分布するものと仮定している。この近似のもとで、モデルの平均透過率と透過率の自己相関関数は、理論的に計算でき解析的にあらわすことができる。RDMは結果が簡単のため多くのフィルム粒状の解析に利用されている。^{3,4)}

RDMはその後多くの研究者により発展させられ、中でも **Bayer** (1964)⁵⁾ は、RDM を用いれば、円形アパーチャーを通して得られる濃度と粒状性の関係が理論的に詳しく解析できることを示し、さらに **Benton, Kronauer** (1971)⁶⁾ は、モデル粒子の形状を円形に限らず、一般的な形状の場合に発展させた。また、**Berwart** (1967)⁷⁾ は、中高空間周波数におけるRDMの結果は、実際のフィルム粒状のウィーナスpekトルの測定値をうまく説明できることを示した。

一方、実際のフィルム粒状のウィーナスpekトルは、低空間周波数領域では単純なRDMで説明しきれない性質を持つことが知られている。多くの場合、通常のフィルム粒状、あるいは量子モトルを持たないX線フィルム粒状のウィーナスpekトルの測定値は、低空間周波数領域においてRDMから予想されるような平坦な構造を持たず、周波数が低下するにつれそれより次第に増加する傾向を持つ。高野 (1968)⁸⁾、金森等 (1981)⁹⁾ はこの現象の原因として、現像されたフィルム黒化銀粒子は、乳剤中で一様に分布せず、大きさを持つ集落(集団、モトル)を形成していることを挙げている。

田中、内田 (1983)^{10, 11, 12)} は、量子モトルを持つX線フィルムのモデルとして、拡張されたラ

ンダムドットモデル (ERDM) を提案した。このモデルは、集落を持つフィルム粒状のモデルであることから、上記現象のモデルとして利用できることが考えられる。

本論文では、このERDMおよび従来のRDMの結果を、量子モトルを含まないX線フィルムの粒状の測定結果と比較検討する。まず、測定したウィーナスpekトルをRDM、ERDMの理論値と比較する。つぎにフィルムの顕微鏡写真を計算機により作成したモデルの視覚的印象と比較する。これらの手法を用いて、RDMとERDMではどちらがより正確に、量子モトルを含まないX線フィルムの粒状を記述できるかを調べる。

2. RDMとERDMとの比較

まず、従来のRDMとERDMの違いについて簡単に述べる。**Fig. 1 (a)** はRDMの模式図である。このモデルは、乳剤中のフィルム黒化銀粒子の三次元的分布を二次元分布で近似し、かつ粒子の形状はすべて円形で大きさも等しいとしたものである。モデル化された円盤粒子の中心がポアソン分

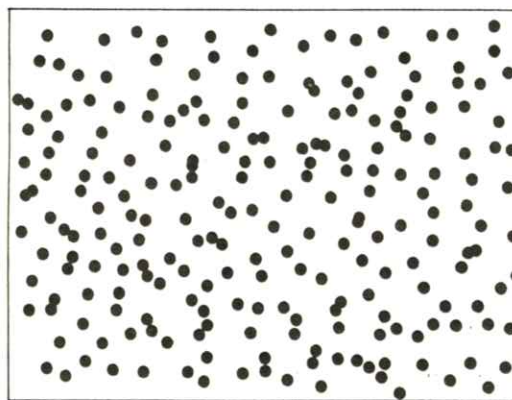


Fig. 1 (a) Illustration of the RDM for photographic grain.

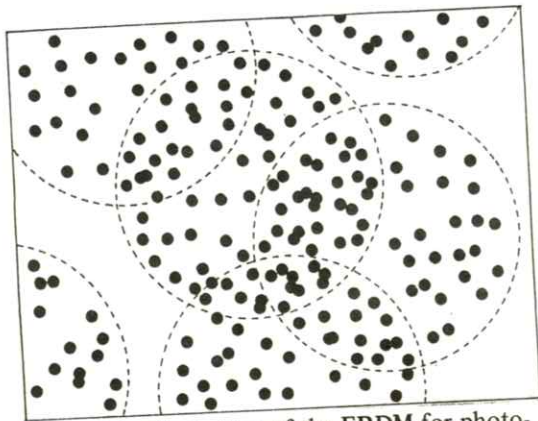


Fig. 1(b) Illustration of the ERDM for photographic grain.

布に従って一様に分布すると仮定すると、平均透過率 $\bar{T}$ と自己相関関数 $\Phi_{tt}(l)$

$$\bar{T} = \exp [-(1-\bar{f}) \nu a] \quad (1)$$

$$\Phi_{tt}(l) = \bar{T}^2 \left\{ \exp [a \nu \times \alpha(l/2r) (1-\bar{f})^2] \right\} \quad (2)$$

ただし、

$$\alpha(l/2r) = \begin{cases} 2/\pi [\cos^{-1}(l/2r) - l/2r (1-l^2/4r^2)^{1/2}] & (l \leq 2r) \\ 0 & (l > 2r) \end{cases} \quad (3)$$

$\bar{f}$: 粒子の平均透過率 ν : 平均粒子密度

a : 粒子の面積 r : 粒子の半径

l : 相関長

と解析的にあらわすことができる。³⁾

一方、Fig. 1(b) は ERDM の模式図である。RDM と同様に、粒子の大きさは全て同じで形状は円形であるが、さらに図のように破線で示す集落を考慮してモデル粒子を分布させる。まず、この集落 (以後大円とする) の中心を $x-y$ 平面上にポアソン分布に従ってランダムに分布させ、

さらにそれぞれの大円の中で粒子 (以後小円とする) をポアソン分布に従ってランダムに分布させる。Fig. 1(b) からわかるように、このモデルは集落を持つモデルと見なすことができる。RDM と同様に、平均透過率と自己相関関数は、

$$\bar{T} = \overline{\exp} \left(-QA \left\{ 1 - \overline{\exp} \left[-(1-\bar{f}) qa \right] \right\} \right) \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \Phi_{tt}(l) = & \overline{\exp} \left(-2QA \left[1 - \alpha(l/2R) \right. \right. \\ & \times \left\{ 1 - \exp \left[-(1-\bar{f}) qa \right] \right. \\ & \times \left. \left. \left(1 - \alpha(l/2r) \right) - (1-\bar{f})^2 \right] \right. \right. \\ & \times \left. \left. qa \alpha(l/2r) \right] \right\} \\ & \times \exp \left(-QA \alpha(l/2r) \right) \\ & \times \left\{ 1 - \exp \left[-2(1-\bar{f}) qa \right. \right. \\ & \times \left. \left. \left(1 - \alpha(l/2r) \right) - (1-\bar{f})^2 \right] \right. \\ & \times \left. \left. qa \alpha(l/2r) \right] \right\} \end{aligned} \quad (5)$$

Q : 大円の中心密度 q : 小円の中心密度

R : 大円の半径 r : 小円の半径

A : 大円の面積 a : 小円の面積

と理論的に計算でき解析的にあらわすことができる。¹¹⁾ つぎに、モトルの強さ (集落の度合) をあらわすものとしてモトル係数 Mc 、およびモトルの大きさをあらわすものとしてモトルサイズ Ms を次式によって定義する。

$$Mc \equiv q/Q \quad Ms \equiv R/r \quad (6)$$

ここで RDM と違い、ERDM の平均透過率(4)、自己相関関数(5)は厳密な表現ではなく近似表現であることに注意しなくてはならない。しかし Ms が大きい ($Ms > 5$) ときは(4)、(5)と厳密な表現との差異は非常に小さい。¹¹⁾ RDM と ERDM の、計算機と $X-Y$ プロットを用いて作成したドット

パターンをそれぞれ Fig. 2(a), (b) に示す。

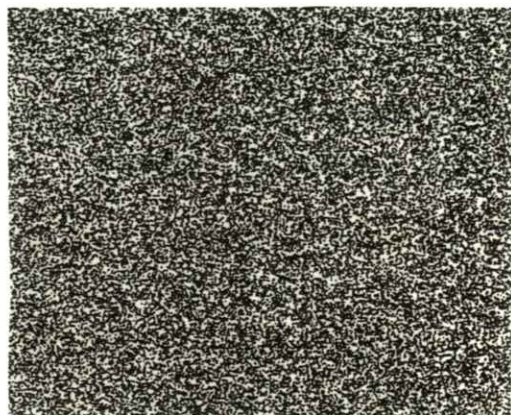


Fig. 2(a) Computer-generated random-dot pattern of the RDM.

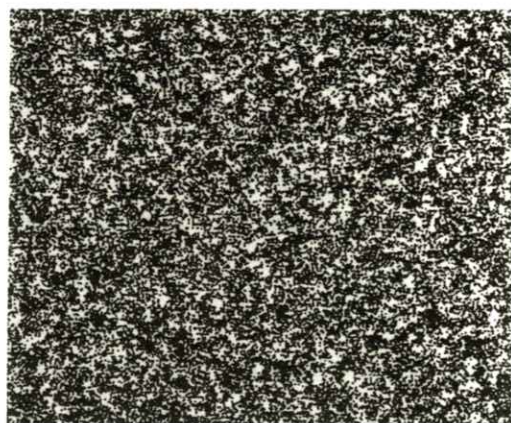


Fig. 2(b) Computer-generated random-dot pattern of the ERDM ($M_c=1$, $M_s=5$).

Fig. 2(a), (b) からわかるように、従来のRDMでは粒子が一様に分布しているが、ERDMでは小円の集落がみられ、集落を持つフィルム粒状のデルになっている。

4. 測定値と理論値、および顕微鏡写真とモデルドットパターンとの比較

RX, AO, Aの3種類のX線フィルムを通常の光で露光、現像し、片面の乳剤を剥離し、また

後に述べるような平均透過率の理論値が0.5になるようにサンプルを作成した。このサンプルの濃度ゆらぎをマイクロフォトメータを用いて測定した。測定したウィーナスpekトルの測定条件は以下の通りである。

濃度ゆらぎのサンプリング総数

4,096 (個)

サンプリング間隔

1.25 (μ)

スリットの大きさ

5 × 700 ($\mu \times \mu$)

得られた濃度ゆらぎの値からBlackman-Tukey法を用いて、サンプルのウィーナスpekトルを求めた。

モデルの透過率ゆらぎの理論値を測定値と比較するために、透過率ゆらぎは平均透過率に比べて十分小さいと仮定して、理論値を透過率ゆらぎの量から濃度ゆらぎの量へ次式を用いて変換した。

$$\Phi_{dd}(l) = (\log_{10} e)^2 / \bar{T}^2 \times [\Phi_{tt}(l) - \bar{T}^2] \quad (7)$$

またモデルのウィーナスpekトルの理論値は、

$$W_d(\zeta) = 2\pi \int_0^\infty \Phi_{dd}(l) \times J_0(2\pi\zeta l) l dl \quad (8)$$

を用いて求めた。ただし $J_0(x)$ は零次のベッセル関数である。

Fig. 3に、フィルムRXのウィーナスpekトルの測定値、およびRDM, ERDMの理論曲線を示す。横軸には空間周波数、縦軸にはウィーナスpekトルをとる。

ここで理論曲線は以下のようにして求めた。まず簡単のために、モデルの円盤粒子は完全に不透明、すなわち $f=0$ と仮定する。ERDMの理論

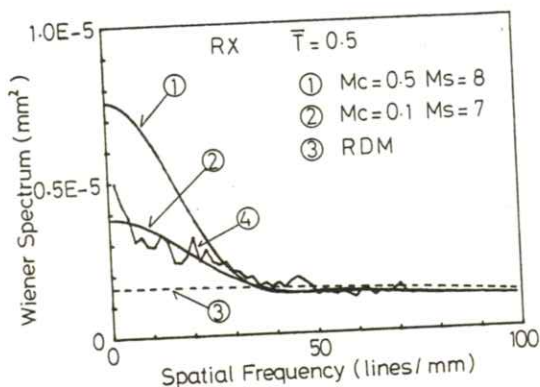


Fig. 3 Wiener spectra of the density fluctuations for film RX.

Curves ①, ② are theoretical values of the ERDM for $r=1.8 (\mu\text{m})$:

① $M_c=0.5$ $M_s=8$; ② $M_c=0.1$ $M_s=7$.

Curve ③ is theoretical value of the RDM for $\nu=0.068 (\mu^2)$.

Curve ④ shows the experimental value (wave line).

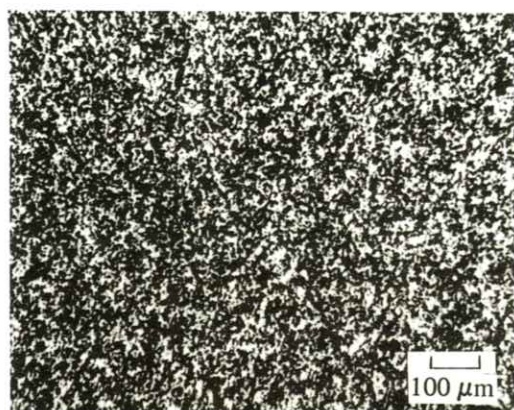
値を求めるためには平均透過率 $\bar{T}$, および小円の中心密度と小円の面積との積 qa が必要である。平均透過率はマイクロフォトメータで測定した濃度から求めることが考えられるが, 黒化銀粒子による光の散乱, およびフィルムのベース濃度などの影響により正確に求めることは困難である。そこで, フィルムの顕微鏡写真(270倍)を撮り, 写真上で粒子が存在する領域の面積と存在しない領域の面積がほぼ同じになるようなフィルムサンプルを作成し, このフィルムサンプルの平均透過率の理論値を0.5とした。

この平均透過率の値0.5, および(4), (5)より M_c , M_s , r の3個のパラメータを変化させ qa を求めながらウィーナースpektrルの測定値に良く合致するような曲線を求めた。その曲線が②($qa=0.038$, $M_c=0.1$, $M_s=7$)である。折れ線④が測定値をあらわす。 qa の値も顕微鏡写真から

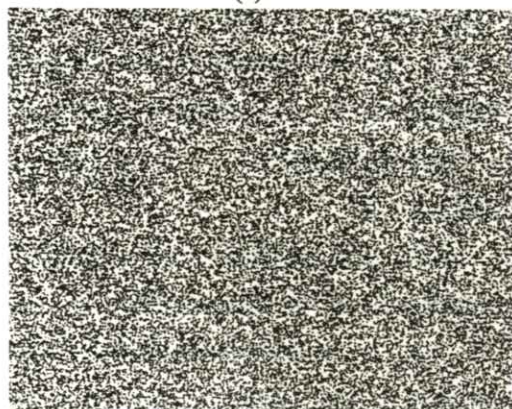
求めることが考えられるが, 実際の粒子の形状は円形ではなく複雑な形状をしており, 重なり方も複雑で正確な値を求める事は困難であった。しかし, 前述のように求めた qa の値は顕微鏡写真から求めた qa の値と大きく矛盾しないことを確かめた。曲線②を求める時に用いた平均透過率と r の値から(1)を用いて, RDMにおける粒子密度 ν を求めることができる。この ν と r を用いて得られた曲線が③である。また, ①の曲線は, M_c の値を5倍にし, M_s の値を少し大きくして($M_c=0.5$, $M_s=8$)他の曲線と比較するための参考理論曲線である。これらの曲線からわかるように, ERDMは低周波領域のスペクトルの上昇をうまく記述している。

つぎに, これらの曲線のパラメータを使って, 計算機とX-Yプロッタにより作成したドットパターンと, フィルムRXの顕微鏡写真との比較, 検討を行う。Fig. 4の(a), (b), (c)がそれぞれ顕微鏡写真, 曲線③(点線)に対応するRDMのパターン, および曲線②のパラメータを用いて作成したERDMのドットパターンである。顕微鏡写真では粒子の集落がみられるが, 従来のRDM(b)においては目立った集落はみられない。しかし, ERDM(c)においては粒子の集落がみられ, (b)に比べて顕微鏡写真により近いドットパターンであると考えられる。

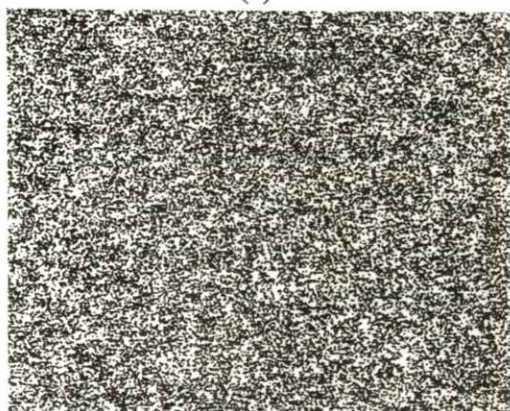
フィルムAOについても同様な比較を行う。Fig. 5において曲線②, ③はそれぞれ測定値に合うERDMの曲線($qa=0.033$, $M_c=0.1$, $M_s=8$), および従来のRDMの曲線を示す。また, 曲線①は M_s の値がかなり大きい場合, すなわち集落の大きさが比較的大きい場合の曲線である。



(a)



(b)



(c)

Fig. 4 Comparison between a microphotograph and computer-generated random-dot patterns for film RX.

(a) a microphotograph

(b) the RDM

(c) the ERDM for $M_C=0.1$ $M_S=7$

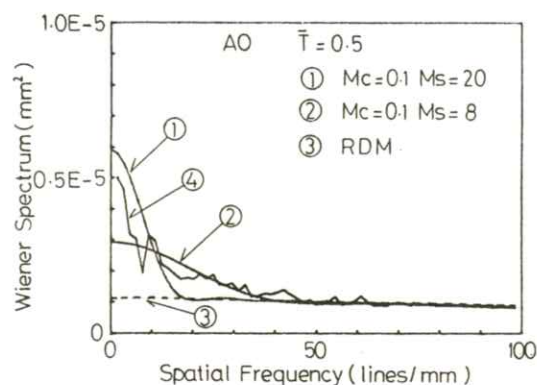


Fig. 5 Wiener spectra of the density fluctuations for film AO.

Curves ①, ② are theoretical values of the ERDM for $r=1.5$ (μm):

① $M_C=0.1$ $M_S=20$ ② $M_C=0.1$ $M_S=8$

Curve ③ is theoretical value of RDM for $\nu=0.098$ ($/\mu^2$).

Curve ④ shows the experimental value (wave line).

これらの曲線によるパラメータを用いて作成したドットパターンと顕微鏡写真とを比較する。Fig. 6 (a), (b), (c), (d) はそれぞれ、顕微鏡写真、曲線③, ②, ①に対応するドットパターンである。フィルムRXと同様に、(c)は(b)に比べればかなり顕微鏡写真のイメージに近い。(d)は、 M_S の値が曲線②の場合より大きい場合である。この場合はドットパターンにおける集落は、顕微鏡写真より若干大きいことがわかる。

最後に、フィルムAについて比較する。Fig. 7において曲線②, ③はそれぞれ測定値に合うERDMの曲線 ($qa=0.053$, $M_C=0.1$, $M_S=5$), 従来のRDMの曲線を示す。また、この比較では M_C の値を10倍にして計算したERDMによる曲線を① ($M_C=1$, $M_S=5$) に示す。Fig. 8 (a), (b), (c), (d) はそれぞれ顕微鏡写真と作成したドットパターンの比較で、従来のRDM (b) よりは (c),

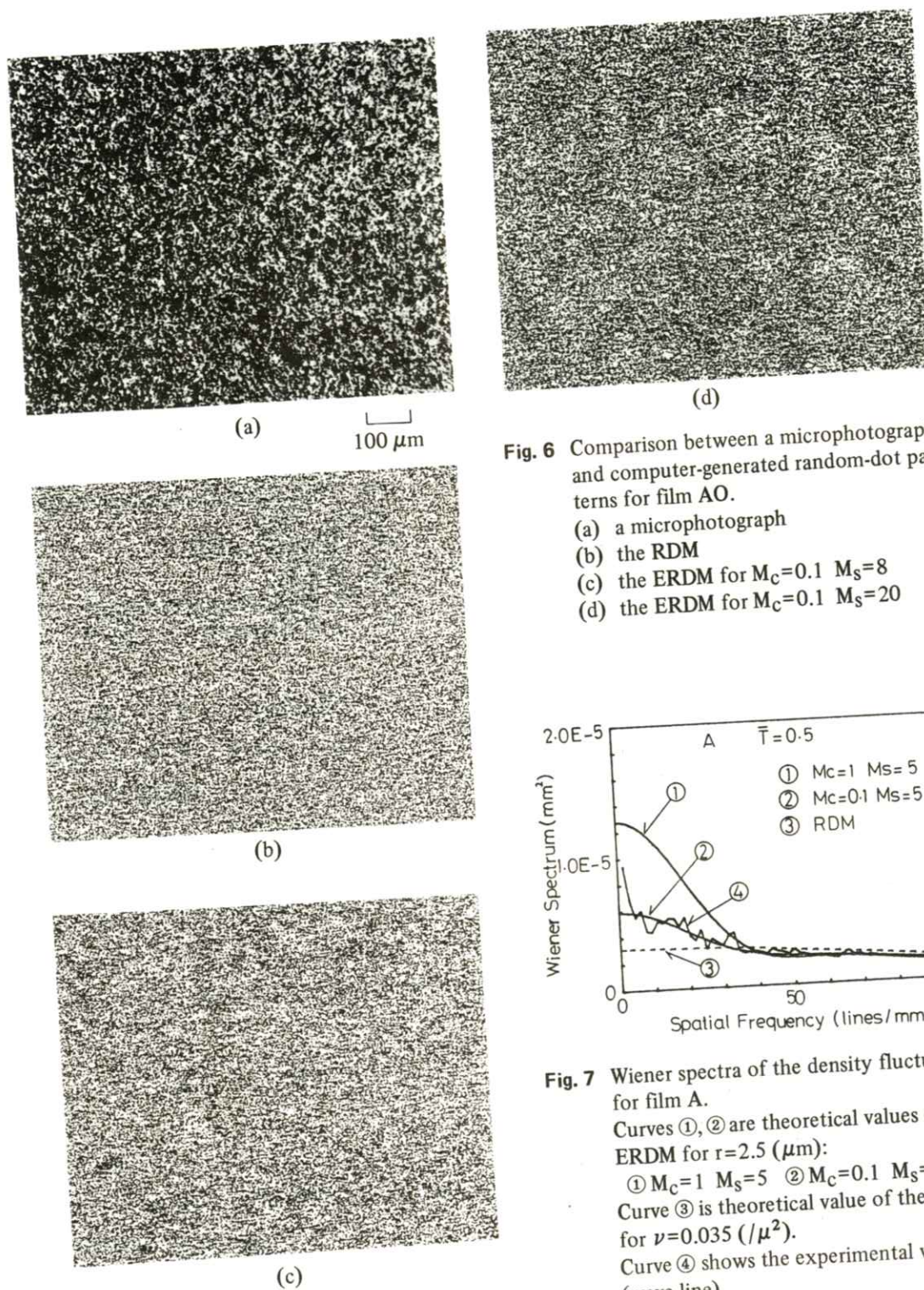


Fig. 6 Comparison between a microphotograph and computer-generated random-dot patterns for film AO.

- (a) a microphotograph
- (b) the RDM
- (c) the ERDM for $M_C=0.1$ $M_S=8$
- (d) the ERDM for $M_C=0.1$ $M_S=20$

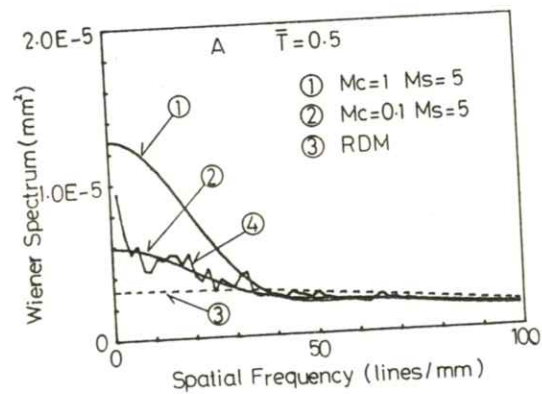


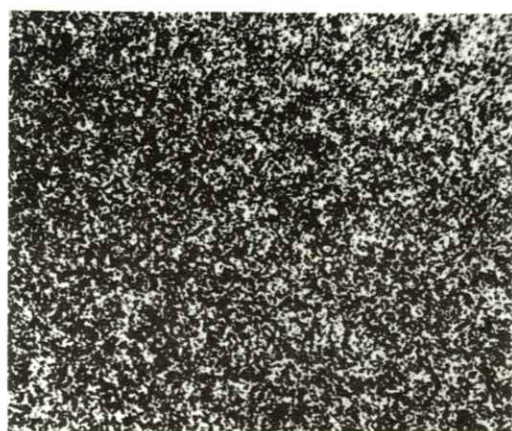
Fig. 7 Wiener spectra of the density fluctuations for film A.

Curves ①, ② are theoretical values of the ERDM for $r=2.5$ (μm):

① $M_C=1$ $M_S=5$ ② $M_C=0.1$ $M_S=5$

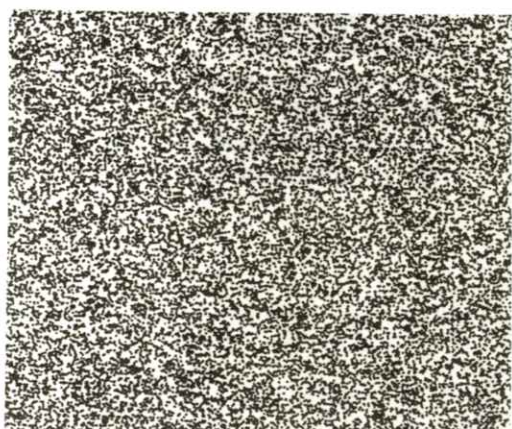
Curve ③ is theoretical value of the RDM for $\nu=0.035$ ($/\mu^2$).

Curve ④ shows the experimental value (wave line).

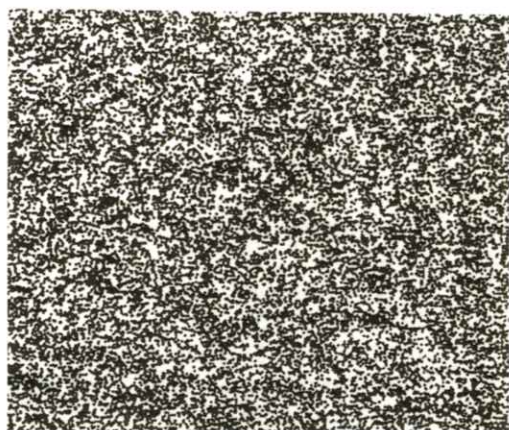


(a)

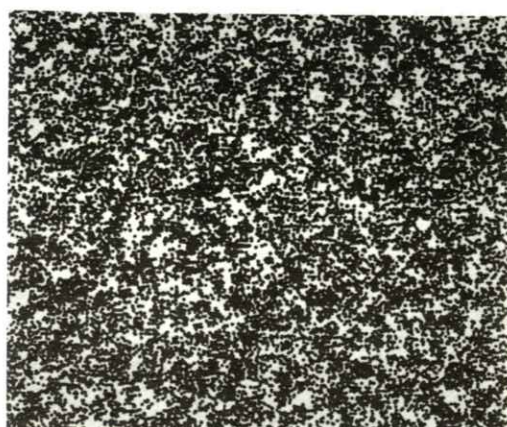
100 μ m



(b)



(c)



(d)

Fig. 8 Comparison between a microphotograph and computer-generated random-dot patterns for film A.

(a) a microphotograph

(b) the RDM

(c) the ERDM for $M_C=0.1$ $M_S=5$

(d) the ERDM for $M_C=1$ $M_S=5$

(d)のほうが顕微鏡写真のイメージに近いことがわかる。曲線②の場合より M_C の値がかなり大きいドットパターン (d) は、顕微鏡写真との比較においては (c) より視覚的印象が似ている。しかし、実際に顕微鏡をのぞいた印象とは異なっているようである。少なくとも従来のRDMのドットパターンより、ERDMのドットパターンのほうが顕微鏡写真に似ている事は結論できる。

5. 結 論

マイクロフォトメータによるウィーナースペクトルの測定、および顕微鏡写真と計算機により作成したドットパターンとの比較の結果、低空間周波数領域において従来のランダムドットモデルより拡張されたランダムドットモデルのほうが、X線

フィルム粒状をより正確に記述できることが分かった。

マイクロフォトメータによる測定値の絶対値を、完全にモデルの理論値と合わせることは、光の散乱、迷光、フィルムのベース濃度等の影響により不可能である。しかし、これらの効果を考慮しても低空間周波数におけるX線フィルム粒状は、従来のランダムドットモデルの理論値より大きいようである。

謝 辞

日頃ご指導頂く常葉学園大学内田勝教授に深謝する。また、測定においてご協力頂いた、岐阜大学大学院安田明弘氏、および写真撮影にご協力頂いた、岐阜大学大学院小島勝章氏に感謝する。

文 献

- 1) B. Picinbono: Compt. Rend. **240** 2206 (1955)

- 2) M. Savalli: Compt. Rend. **244** 1710 (1957)
- 3) L. Celaya and S. Mallick: Opt. Soc. Am. **69** 278 (1979)
- 4) J. W. Goodman: J. Opt. Soc. Am. **57** 493 (1967)
- 5) B. E. Bayer: J. Opt. Soc. Am. **54** 1485 (1964)
- 6) S. A. Benton and R. E. Kronauer: J. Opt. Soc. Am. **61** 524 (1971)
- 7) L. Berwart: J. Photogr. Sci. **17** 342 (1969)
- 8) 高野正雄: 応用物理 **37** 1127 (1968)
- 9) 金森仁志, 中森伸行, 三宅洋一, 山内幸彦: 日本写真学会誌 **44** 472 (1981)
- 10) 田中嘉津夫, 内田勝: 応用物理 **52** 266 (1983)
- 11) K. Tanaka and S. Uchida: J. Opt. Soc. Am. **73** 1312 (1983)
- 12) K. Tanaka and S. Uchida: J. Opt. Soc. Am. **2** 1883 (1985)

画像データの忠実な圧縮について

樋口 清伯*・松野 克己**

* 京都工芸繊維大学電子計算機工学教室 〒606 京都市左京区松ヶ崎

** ソニー(株)芝浦工場 〒108 東京都港区港南1-7-4

(1986年6月7日, 最終1986年7月16日 受理)

On Error-Free Data Compression for Digitized Images

Seihaku HIGUCHI* and Katsumi MATSUNO**

* Department of Computer Science, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606

** Sony Co. Ltd., 1-7-4 Konan, Minatoku, Tokyo 108

(Received June 7, 1986, in final form July 16, 1986)

Data sequences which are encountered in many situations of digital communications and data processing and are not specified as sequences from certain sources, usually display various structural regularities and allow for storage and time-saving techniques of data compression by using the regularities.

In this paper, a scheme of sequential data compression is presented. Its performance is investigated and proved to be asymptotically optimal for memoryless sources. The compression algorithm is used in another compression scheme, whose performance is also investigated and shown to be asymptotically optimal for first-order Markov sources. A simulation study is carried out for the illustration of algorithm developed here.

1. ま え が き

昨今の画像を始めとする各種のデータは大量となり、その保存、管理にも問題が生じて来ている。そこで本論文はこれらのデータの記憶媒体の節約を計ることを目的としたデータ圧縮法について述

べたものである。通常圧縮というときは、主としてデータ伝送において伝送効率を高めることを意味し、このため情報伝送前後における情報間のくい違いを許す形で議論されている。伝送前後のデータ間に許される誤差（受取ったデータにより以降の処理を行う際、殆んど問題にならない程度）

を設け、この誤差の範囲内でデータを圧縮しようとするものである。¹⁾一方、本論文で扱うものは画像データそのものを圧縮し、元に戻したときには原データが完全に得られる、いわゆる忠実な圧縮についてである。対象とするデータは振幅については必要な精度の桁数を有する整数値で、サンプル間隔も十分なものとする。このようにすると整数値の数列が与えられたとき、別なより短かい整数値列に変換する変換器を設計することになるが、もちろん逆の変換器が存在していなければならない。このような目的には情報源の統計的性質などは余り有効とはならず、数値列それ自身がもつ規則性を見つけ、これを最大限に利用して圧縮をより高めなければならない。この方面での研究は数値列の複雑性の測度を導入して、圧縮率あるいは圧縮の限界を論じるもの²⁾や、万能符号化理論を展開するものがある³⁾。本論文では与えられた数値列を適当な長さ L のブロックに分割する。長さ L のブロックに含まれる文字の種類とそれが含まれている個数を求める。いま含まれている文字の個数を固定すれば、この個数だけの文字を含む長さ L のブロックの種類数は決まるから、一定の規則で順序番号を割付け、この順序番号と先の文字の種類とその個数を合わせて符号化する。この原理は2.で、一般化を3.で述べ、より実際的なマルコフ性をもつ情報源への適用を4.において、シミュレーション結果を5.で与える。

2. 圧縮の原理

具体的な説明に先立って、いくつかの記号とその意味をまとめておく。

文字集合 $A = \{0, 1, \dots, \alpha-1\}$: 原データを表わす有限の文字の集合で、情報源が α 値であることを示している。

$l(S)$: 文字系列 S の長さ

$S(i:j)$: 系列 S の第 i 要素から始まり第 j 要素で終る部分列

$Q \cdot R$: 部分列 Q に部分列 R を接続して得られる部分列

$n(x, S)$: 系列 S に含まれる文字 x の個数

例えば、 $l(S) = k$ とすると

$$S = S(1:1) \cdot S(2:k) = S(1:k-2) \cdot$$

$$S(k-1:k)$$

のように書ける。

$$\text{順列の数 } \psi(S) \equiv \frac{l(S)!}{\prod_{j=0}^{\alpha-1} n(j, S)!}$$

簡単のため以下では $\alpha = 2$ 、すなわち2値系列について議論する。 S を長さ L の部分列に分解しその部分列を S_i と表わすと

$$l(S_i) = L \quad 1 \leq i \leq N$$

$$\text{ここに } N = \lceil l(S)/L \rceil \quad \text{ただし } \lceil \cdot \rceil$$

は小数点以下を切上げた整数を表わす。すると

$$S_i = S((i-1)L+1:iL) \quad 1 \leq i \leq N$$

と書けるが、最後の部分列は

$$S((N-1)L+1:l(S)) \quad (\equiv \bar{S}_N)$$

であり、 L に等しい長さかあるいは短い。このとき $\bar{S}_N$ に含まれる1の個数と0の個数を調べ、その多い方を後に付加えて長さが L となるようにする。

$$S_N = \bar{S}_N \cdot \prod_{s=0}^{NL-l(S)}$$

ここで $s = \begin{cases} 1 & n(1, \bar{S}_N) \geq n(0, \bar{S}_N) \text{ のとき} \\ 0 & \text{上記以外のとき} \end{cases}$

また $\prod^n s \equiv \underbrace{s \cdot s \cdots s}_n$ である。

この処置は部分列を出来るだけ偏った形にすると圧縮の効率を上げることができるためである。

2.1 符号化

長さ L の部分列の符号化について述べる。 S_i の符号語を C_i とし、

$$C_i = C_{i1} \cdot C_{i2} \quad (1)$$

と書き、 C_{i1} は S_i 中の 1 の個数を 2 進表示したものとする。 C_{i2} は以下のように定める。ブロック長 L の部分列で 1 の個数を固定する（残りは 0 である）とき、0, 1 の異った配置の総数は順列 $\psi(S_i)$ で与えられる。したがってこれら全ての順列に 0 から $\psi(S_i)-1$ までの数字を一意に割付けることができる。これを順序数とよび、 $Car(S_i)$ と書けば、 C_{i2} は S_i に対する順序数 $Car(S_i)$ を 2 進表示したものである。このとき $l(C_i)$ は

$$l(C_i) = l(C_{i1}) + l(C_{i2}) = \lceil \log_2 (L+1) \rceil + \lceil \log_2 Car(S_i) \rceil \quad (2)$$

であり、第 1 項は 1 の個数を表現するに必要な桁数を表わし、第 2 項は $Car(S_i)$ を表現するに必要な桁数である。 $\psi(S_i)$ は次式である。

$$\psi(S_i) = \frac{l(S_i)!}{n(0, S_i)! n(1, S_i)!}$$

例 この例では接続を表わす $\cdot$ を省略する。

$$S_i = 000001001000100$$

とおくと $L=15$ であり（対数の底が 2 のとき省略）

$$l(C_{i1}) = \log(15+1) = 4$$

$$l(C_{i2}) = \lceil \log\left(\frac{15!}{3!2!}\right) \rceil = 9$$

長さ 15 で 1 の個数が 3 である順列は

部分列	順序数
00 <u>0111</u> 12	→ 0
00 <u>01011</u> 11	→ 1
⋮	
11100 <u>0</u> 12	→ 454

であり、この例の順序数は

$$Car(S_i) = 9!/6!3! + 6!/4!2! + 2!/1!1! = 101 \quad (3)$$

と求められ、これを $l(C_{i2})$ の長さで 2 進表示して $(0011) \cdot (001100101)$
 $= 0011001100101$

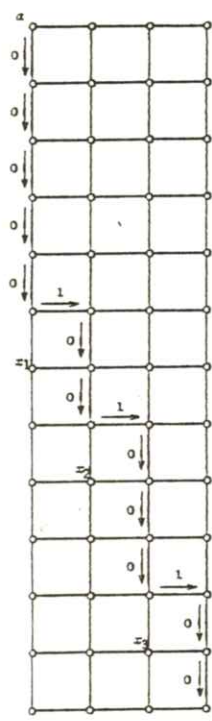


Fig. 1 Calculation of $\psi(S_i)$

が符号語となり、長さは 13 である。（例終）
 ところで符号化では式(3)のように順序数を求めなければならないが、その求め方は次の通りである。上記例の S_i に対して Fig. 1 を参照しながら説明する。この図の横方向の枝は S_i の 1 の個数、縦方向の枝は S_i の 0 の個数だけある。この図で左上の a 点から、右下の t 点へ至る全ての経路を考える。図に記入した矢印は例における S_i である。 a 点から出発し、右および下への動きのみで t 点に達する経路の数は、長さ 15 の系列で 3 個

の1を配置し、残りは0としたときの全てが表わされている。図に戻って S_i の順序数を求めるのであるが、図の x_1 点に注目し、この点を通り右あるいは下へ動いて t 点に至る系列の順序数は全て S_i のそれよりは小さい。その全系列数は式(3)の右辺第1項である。すなわち下方へ6回、右方へ3回をとる順列の数である。同様にして図の x_2 点に上方から達して、 t 点に達する系列の順序数も S_i のそれよりは下位にある。これは式(3)の第2項である。以下同様にして、系列 S_i の1の位置が与えられれば $Car(S_i)$ は容易に計算できる。この算法をまとめて附録1 aに示す。この中で階乗の計算を絶えず実行することは不都合なので次式を用いて予め計算し、表に作っておく。

$$T_{pq} = \frac{(p+q)!}{p! q!} \quad \text{とおくと}$$

$$T_{pq} = T_{p-1,q} + T_{p,q-1}, T_{0q} = T_{p0} = 1$$

なる関係を用いれば容易である。

2.2 復号化

まず S の長さブロック長 L は既知である。そこで第 $(i-1)$ ブロックまで復号されたとして、第 i ブロックを復号しよう。 L を用いて「 $\log(L+1)$ 」を計算し C_i の始めの「 $\log(L+1)$ 」桁を取出せば S_i に含まれる1の個数が知られる。 $n(0, S_i) = L - n(1, S_i)$ から0も分る。 L と0, 1の個数が知られると式(2)の第2項の桁数が得られ、 $Car(S_i)$ を知る。次に式(3)の右辺の各項を求める。図1の x_1 の位置を、 a 点の1つ下に位置付け、点 a から右へ行く系列よりも順序数が下位の全系列数を求める。この数が $Car(S_i)$ よりも大きければ x_1 点を1つ下に移して比較する。

そして始めて小さくなった点に1があることになる。式(3)の計算を逆にしていることになる。この手順を附録1 bにまとめておく。

2.3 圧縮の効率

圧縮比はブロック長 L の部分列 S_i を符号化した C_i の長さとの比

$$R_i = l(C_i) / L \\ = \frac{1}{L} \left[\lceil \log(L+1) \rceil + \log_2 \psi(S_i) \right]$$

で与えられる。全体の比を R として

$$R = \frac{L}{l(S)} \sum_{i=1}^N \frac{l(C_i)}{l(S_i)}$$

である。次の不等式が成立する。

$$\frac{(p+q)!}{p! q!} \leq \frac{(p+q)^{p+q}}{p^p q^q}$$

等号は $pq=0$ のとき、かつこの時に限る。また $x=0$ のとき、 $x^x=1$ とおいた。この不等式を用いて R_i を評価すると

$$R_i < \frac{1}{L} \left[\lceil \log(L+1) \rceil + \log \psi(S_i) + 1 \right] \\ = \varepsilon(L) + h(S_i)$$

ここに $\varepsilon(L) \equiv \left[\lceil \log(L+1) \rceil + 1 \right] / L$

$$h(S_i) \triangleq \frac{n(0, S_i)}{L} \log \frac{L}{n(0, S_i)} \\ + \frac{n(1, S_i)}{L} \log \frac{L}{n(1, S_i)}$$

であり、これを用いると

$$R < \frac{LN}{l(S)} \left[\varepsilon(L) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N h(S_i) \right]$$

が得られる。ところで、今考えている情報源が無記憶で大数の法則が成立すると仮定すれば、その

エントロピーを H として $R \leq H$ である。⁴⁾

ここで

$$\lim_{L \rightarrow \infty} \epsilon(L) \rightarrow 0 \quad \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{LN}{I(S)} \rightarrow 1$$

を用いた。一般に $H \leq R$ であるから $R = H$ が得られる。すなわち、 L, N を大きくすれば情報源の真のエントロピーに近づくという意味で漸近的に最適な圧縮といえる。

3. 多値画像への拡張

前節において2値の場合の圧縮の手順とその効率について検討したが、本節では α 値のときの扱いについて述べる。一般に α 値から β 値への圧縮を考えるのではなく、その間に1段階2値をおき $\alpha \rightarrow 2 \rightarrow \beta$ という変換を考える。これはデータを計算機内あるいはその外部装置に保存しようとするときは $\beta = 2$ と考えてよいから $\alpha \rightarrow 2$ への変換後2.で述べた2値の圧縮を行うことにする。 β への変換は単に β 進表示することで、この段階での圧縮等は考えない。したがって α 値を圧縮が都合よく行えるよう2値に変換することが当面の目的である。このときの大きな問題は α が2のべき乗値でないデータを2値に変換したとき、圧縮の効率が上がるよう工夫する必要がある。

まず例により2値への変換の概略を説明する。

例 6値の系列 S を考える。第 i ブロック S_i

$$\begin{aligned} S_i &= 4 \ 2 \ 2 \ 1 \ 5 \ 1 \ 2 \ 1 \ 5 \ 2 \ 0 \ 2 \ 5 \ 2 \ 1 \\ &\quad 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \\ &\rightarrow 0 \ 1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \ 0 \\ &\quad 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 1 \ 1 \ 0 \ 1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \end{aligned}$$

→の右辺は S_i の各桁を2進表示し縦方向に並べた。→の右辺を (3×15) の行列とみて

(A) [第1行, 第2行, 第3行] は2値系列で、6値までしか使用されていないので次の工夫をする。行列の第1行に1がある列の第2行目は必ら(B) [第1列の転置, 第2列の転置...]も2値系列である。(A), (B)のいずれも場合も元の系列に戻せることは自明である。本来8値なのにず0であるから、 S_i をつぎのビット部分列に分解する。

$$S_{i1} = 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 0$$

$$S_{i2} = 1 \ 1 \ 0 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \ 0 \ 1 \ 1 \ 0$$

$$S_{i3} = 0 \ 0 \ 0 \ 0$$

$$S_{i4} = 1 \ 1 \ 1 \ 0 \ 1$$

$$S_{i5} = 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0$$

$$S_{i6} = 0 \ 1 \ 1 \ 1$$

$$S_{i7} = A$$

S_i を表わす (3×15) 行列により各ビット部分列を説明すると

S_{i1} は行列の第1行

S_{i2} は行列の第1行が0のときの対応する第2行

S_{i3} は行列の第1行が1のときの対応する第3行

S_{i4} は行列の第1行が0, 対応する第2行も0の列の第3行

⋮

S_{i7} は行列の第1行が1, 対応する第2行も1の列の第3行

6値系列では S_{i3} は必ず0のみであり、 S_{i7} は A (空列)である。この2値系列を符号化する。

例終

符号化に当たって情報源の文字が S_i に何個ずつ含まれているかの個数が必要である。1を区切り記号として文字の個数を0のみからなる系列の長さで表わし、これを Q_i とすると

$$Q_i = \left[\prod_{j=0}^{n(0, S_i)} 0 \right] \prod_{j=0}^{\alpha-1} \left[1 \cdot \prod_{j=0}^{n(1, S_i)} 0 \right]$$

と表わせ

$$\sum_{j=0}^{\alpha-1} n(j, S_i) = L$$

$$l(Q_i) = L + \alpha - 1$$

$$n(0, Q_i) = L$$

$$n(1, Q_i) = \alpha - 1$$

である。次に例で得たと同じ手順でビット部分列 S_{ik} を求め

$$M_k \equiv \psi(S_{ik}) = \frac{l(S_{ik})!}{n(0, S_{ik})! n(1, S_{ik})!}$$

および $Car(S_{ik})$ を計算し

$$n(S_i) \equiv \sum_{j=1}^K Car(S_{ij}) \prod_{k=1}^{j-1} M_k$$

を得る。 K はビット部分列の総数である。

この $n(S_i)$ の意味は、10通りあるうちの3番目、15通りあるうちの5番目、8通りあるうちの4番目というとき、 $3 + 10 \times (5 + 15 \times 4)$ の計算を行うことに相当している。10, 15 という値が知られていれば 3, 5, 4 を取出すことができる。

ただし $i > j$ のとき $\prod_{k=i}^j M_k = 1$ とおく。

この結果から、 S_i の符号語 C_i を

$$C_i \equiv C_{i1} \cdot C_{i2}$$

とし、 C_{i1} は Q_i で C_{i2} は $n(S_i)$ を 2 進表示したものである。この C_i に対する復号はつぎの通りである。ブロック長 L および α が既知であるから C_{i1} から α 個の文字が、それぞれ何個含まれているかが知られる。この情報からビット部分列の S_{i1} における 1 の個数と 0 の個数が知られる。附録 1b のアルゴリズムにより S_{i1} が決定される。次に、 S_{i1} の 0 の個数は S_{i2} の長さを、1 の個数

は S_{i3} の長さを与える。また C_{i1} の情報から S_{i2} , S_{i3} の 0 および 1 の個数が与えられるから、 S_{i2} , S_{i3} が決定する。以下この手順を繰返せば、全てのビット部分列を得、したがって S_i が正しく定まる。この場合の圧縮の効率も 2. と同様に扱うことができる。 $\epsilon(L)$ の形だけが異なるから、それだけを書けば

$$\epsilon(L) = \frac{1}{\log \alpha} \left[\log \frac{(L + \alpha - 1)!}{L! (\alpha - 1)!} + 1 \right]$$

$$< \log \frac{L + \alpha - 1}{L} + \frac{\alpha - 1}{L} \log \frac{L + \alpha - 1}{\alpha - 1} + \frac{2}{L \log \alpha}$$

となる。この値は 5. でグラフにして検討する。

通常、情報源は記憶をもっと考えるのが自然であり、以下本節の応用として、このような情報源について考察する。

4. 記憶をもつ情報源への応用

α 値の系列 S が与えられたとしよう。この S から次の α 個の隣接部分列を構成する。
 S において、0 に続く文字をその出現順に並べる。これを $S^{(0)}$ とかく。一般に文字 i が S に現れたとき、その i に続く文字を出現順に並べて、 $S^{(i)}$ とする。

例

$$S' = 1^1 0^2 2^3 1^4 0^5 2^6 1^7 2^8 0^9 1^{10} 3^1 2^2 3^3 1^4 0^5$$

のとき (右肩の数字は後の説明に必要であって本例では無視する),

$$S^{(0)} = 2^3 2^6 1^{10}$$

$$S^{(1)} = 0^2 0^5 2^8 3^{11} 0^{15}$$

$$S^{(2)} = 1^4 1^7 0^9 3^{13}$$

$$S^{(3)} = 2^{11} 1^{14}$$

の4系列がある。この $S^{(i)}$, $0 \leq i \leq 3$ が与えられたとき, S の先頭の文字が1であると知ると, 元の S が再生できる。例終

この $S^{(i)}$ は文字 i が生起すれば, それに続いて生起する文字は α 個がすべて同じように起るのではなく, ある特定の数少ない文字が生起し, その他の文字は殆んどないという性質を表わす系列である。符号化について述べよう。系列 S' の先頭の文字は特別なので「 $\log \alpha$ 」ビットで表現し, これを C_{i1} とする。次に $S^{(i)}: 0 \leq i \leq \alpha-1$ を各 i についてそれぞれ長さ L のブロックに分割する。そして各ブロックの先頭の文字が元の系列 S において出現した順序に接続していく。先の例でいえば $L=2$ とすると $S^{(0)}$ からは22, 11(最後の1はブロック長 L に足りないときは, そのブロック内での最多出現文字を追加して, 長さ L に合わせる)の2つのブロックが出来る。これらの文字の右肩にはそれが S において現れた位置が記してあるから容易につぎの列が得られる。

$$0022112303112100 \quad (4)$$

この系列を3.で述べた方法により符号化して C_{i2} とする。先の C_{i1} とこの C_{i2} とを接続して

$C_i = C_{i1} \cdot C_{i2}$ が求める符号である。式(4)の作り方は復号に際して必要となる順に配列してあるので, 構成は少し複雑となっている。

	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)	(g)	(h)	(i)
$S^{(0)} = \Lambda$	Λ	22	22	22	22	22	2211	2211	2211
$S^{(1)} = \Lambda$	00	00	00	00	0023	0023	0023	0023	002300
$S^{(2)} = \Lambda$	Λ	Λ	Λ	11	11	1103	1103	1103	1103
$S^{(3)} = \Lambda$	Λ	Λ	Λ	Λ	Λ	Λ	Λ	21	21

Fig. 2 Reconstruction diagram of Eq. (4)

復号は C_{i1} あるいは C_{i1} と C_{i2} において, まず C_{i1} から先頭の文字を知り, C_{i2} からは式(4)を得たものとする。この部分の復号は3.で述べた方法に従う。そこで先頭の文字と式(4)から, 例にある隣接部分列を作り出せば, 容易に元の S で復元される。そこで隣接部分列の作り出し方を図2を参照しながら説明する。Fig. 2のステップaでは各隣接部分列は Λ (空列)にしておく。 S の先頭文字は既に知っている(この例では1)から, 1に続く文字を探がすと $S^{(1)}$ は Λ なので, 式(4)の始めの2文字(ブロック長 $L=2$ であるから)を取出して, ステップbに移る。これで先頭1の次の文字が0であると知られる($S^{(1)}$ の最初の0)。この0に続く文字を探がそうとして $S^{(0)}$ を調べるとここは Λ であるから式(4)の第2ブロック22を切出してステップcに移る。このように行先が現在の表にないときは順次式(4)の系列から切出して隣接部分列を完成させていく。特にステップfからステップgへ移るときは, ステップfで0からの行先を求めようとして, $S^{(0)}$ を調べると, このステップ以前に行先として使用してしまった22があるだけなので, 新に式(4)から切出した11を接続したことを表わしている。ステップiで終了した各 $S^{(i)}$ と例で示したものと比較してみると $S^{(0)}$ と $S^{(1)}$ の最後の文字が余分にあるが, これは復号するとき S の長さが分っているので切捨てられるから S の系列を損うことはない。

5. シミュレーションとその結果

3.で導いた符号化法の効率を調べるため, $\epsilon(L)$ をいくつか計算し図示したものがFig. 3で

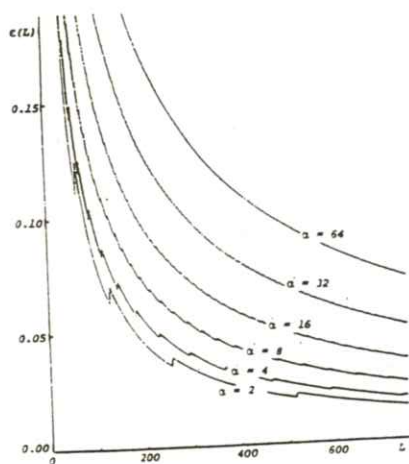


Fig. 3 Residual term $\epsilon(L)$ for α

ある。
画素が2～8値程度で表現されているときには、十分小さくなって圧縮効果が顕著であるが、64値位になるとブロック長 L を大きくしても余り効果は期待できないことが知られる。そこで見方を変えて、マルコフ性を考慮した符号化で実際のデータを圧縮してどのようになるか調べてみた。

Table 1 にこの結果をまとめた。表で系列(A)は画像データベース SIDBA の女性 (girl) で、(B) は月の表面 (moon surface) の写真にそれぞれ対応している。なおこれらのデータは8ビット256レベルであるが、上位4ビットを切出して圧縮した。

Table 1 Compression ratio for various block length

L	16	32	64	128	256
I	0.7370	0.6905	0.6938	0.7259	0.7788
II	0.6858	0.5912	0.5014	0.4389	0.3876
for sequence(A)					
L	16	32	64	128	256
I	0.7294	0.6622	0.6417	0.6684	0.6675
II	0.7200	0.6254	0.5535	0.4965	0.4506
for sequence(B)					

図中 I は 3. の方法を直接使い、II は 4. の方法で得た結果である。系列(A)で $L=256$ のとき、0.3876であり、これはデータ量にして6割強が不要ということになる。なお実データに基づいて単純マルコフ性を考慮して理論的な限界を求めると、系列(A)は0.3575、系列(B)に対しては0.4209である。この値によく近づいていることが判り、この有効性が確かめられる。

6. む す び

データ圧縮を忠実に行う方法を提案した。特に画素値が、その近傍の値と相関をもつと考える方がより自然であることから、この依存性を考慮した符号化法も併せて述べ、この結果は満足すべきものであることを確めた。しかしながら相関を厳密に利用しようとする実数値データとなり忠実な再現はできない。この種の問題には本文でも隣接部分列なるものを導入したが、整数列の可逆な変換を工夫し、それらを組合わせて、データの局所的な規則性、大域的な特長に適応していくようにしなければならないと思われる。これらの今後の課題である。最後に画像データベースは東大生研の御好意によるものでお礼申し上げる。

付 録

符号化、復号化の手順は流れ図風に表わした方が見易く、正確であるので以下のようにまとめておく。記号は本文中のものをを用いている。

Appendix-1a coding scheme

```

p ← n( 0, Si); q ← n( 1, Si);
c ← Car( Si);
Q ← Λ; (* null sequence *)
p ← p - 1;
while p ≥ 0 do {
  if c ≥ ( p + q )! / p!q! then
    { c ← c - ( p + q )! / p!q!;
      q ← q - 1; Q ← Q·1 }
  else
    { Q ← Q·0; p ← p - 1 } }
Q ← Q·(  $\frac{p+1}{q}$  );

```

Appendix-1b decoding scheme

```

j ← 0; c ← 0;
p ← n( 0, Si); q ← n( 1, Si);
p ← p - 1;
while p ≥ 0 do {
  j ← j + 1;
  if Si( j:j ) = 0 then
    p ← p - 1
  else
    { c ← c + ( p + q )! / p!q!;
      q ← q - 1 } }
Car( Si ) ← c;

```

文 献

- 1) T. Berger: Rate Distortion Theory (Prentice-Hall 1971)
- 2) A. Lempel and J. Ziv: IEEE Trans. IT-22 75 (1976)
- 3) J. Ziv and A. Lempel: IEEE Trans. IT-24 530 (1978)
- 4) 国沢, 梅垣編: 情報理論の進歩 (岩波書店 1968)

I 第85回研究会記事

第85回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和61年6月7日(土) 10:00~17:00

場 所 大阪大学歯学部 大講義室

出席者 約55名

プログラム

特別講演 10:00~11:00

角度制限下でのコンピュータイド・トモグラフィー

大阪大学工学部応用物理学科 河田 聡 先生

見 学 11:00~12:00

大阪大学工学部応用物理学科一岡研究室および南研究室

総 会 13:00~13:40

議題 1) 昭和60年度事業報告・会計報告

2) 昭和61年度事業計画・予算案

3) 会則改正および表彰規定の制定とそれに伴う細則の改正

4) その他

特別功労賞および内田論文賞表彰式

研究発表 13:45~17:00

1) X線フィルム特性曲線の数式モデル

東京都・池袋保健所 齋藤 誠

2) 同軸ケーブルを用いた低インピーダンスフラッシュX線装置

岩手医大・物理 磯部 寛, 佐藤 英一, 藤山 敏明,

佐藤 早苗, 谷藤 栄子

岩手医大・R I

及川 昭弘

岩手医大・放射線科

柳沢 融

東北大・医短放

小原 春雄, 太田 温, 鈴木 正吾,

清野 浩

東北大・中放

有馬 宏寧, 遠藤 久勝

富士メディカルシステム

相沢 芳則, 湯ノ川靖章

北斗精機㈱

鈴木勁一郎

広南病院

星野 文彦

3) 逆投影法を用いたTomosynthesisによる顎関節撮影

大阪大学歯学部

徳岡 修, 角田 明, 藤下 昌己,

速水 昭宗, 瀧端 猛

4) 胃X線画像の類似度

京都工繊大・電気

福島 重広

京都府立医大・公衆衛生

林 恭平

5) X線フィルム粒状とランダムドットモデル

岐阜大学工学部

田中嘉津夫, 佐々木貴朗

6) 画像データの忠実な圧縮について

京都工繊大

樋口 清伯

ソニー

松野 克己

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和61年6月7日(土) 12時～13時

場 所 大阪大学歯学部

出 席 者 内田, 竹中, 長谷川, 磯部, 和田, 田中, 樋口, 金森

議 題

1. 昭和60年度事業報告, 決算, 昭和61年度事業予定, 予算案を承認した。
2. 会則変更案を承認した。
3. 表彰規程案とそれに伴う細則改正案(2月の理事会で承認)を総会で報告することにした。
4. 表彰委員長(長谷川常務理事)から選考結果の報告があり, 承認した。
5. 86回研究会を61年10月4日(土)に愛知医科大学で, 87回研究会を62年1月31日(土)に東京工業大学で開催することに決定した。

Ⅲ 総 会 議 事 録

日 時 昭和61年6月7日(土) 13時～13時40分
場 所 大阪大学歯学部
出 席 者 会長以下152名(委任状116名を含む)
議 題

1. 上記理事会議事録1, 2を承認した。会則変更案の趣旨は以下のとおりである。
 - (1) 名誉会員の条項を2章(役員)から3章(会員)に移し、会員を正会員, 賛助会員, 名誉会員の3種類とした。(新会則3章)
 - (2) 常務理事会と理事会のメンバーに会長を加えた。(新会則22条)
 - (3) 細則の改正手続きが2ヶ所に記載してあったので, 1ヶ所にまとめた。(旧会則5条廃止, 新会則34条)

報告事項

1. 上記理事会議事録3を報告した。
改正した会則と表彰規程を会報欄に掲載した。
2. 画像コンファレンス(12月2日～4日, 東京)で竹中常務理事が特別講演を行う予定であることを報告した。
3. 表彰委員長から, 特別功績賞2名と内田論文賞1件の選考経過の報告の後, 表彰式を行なった。

昭和60年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	831,489	印刷製本費	892,200
一般会費	858,100	通信費	214,990
賛助会費	989,200	研究会費	84,450
研究会参加費	55,000	旅費交通費	515,100
雑収入	41,740	会議費	128,355
利息	11,631	人件費	39,000
		国際交流事業費	40,000
		図書雑誌費	70,972
		消耗品費	44,620
		雑費	29,000
		支出合計	2,058,687
		次年度繰越金	728,473
収入合計	2,787,160	支出繰越金合計	2,787,160

監 査 報 告 書

医用画像情報学会
会長 内田 勝 殿

監事 速 水 昭 宗 印

監事 小 島 克 之 印

昭和60年度の収支について、昭和61年5月12日監査を実施した。ここに、その結果を報告する。
会計収支については、帳簿への記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認める。

内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 金	1,000,000
利 息	43,000	繰 越 金	43,000
合 計	1,043,000	合 計	1,043,000

Ⅳ 昭和61年度の表彰選考について

昭和60年5月に内田会長から論文賞の基金の提供を受けたのを機会に、60年6月、10月の理事会で表彰について検討し、本会の事業の一つとして表彰を行なうこと、論文賞の推薦を公募することも定め、これに基づき会誌3巻1号で論文賞の公募を行なった。つぎに61年2月の理事会で表彰規程の新設とそれに伴う細則の一部改正を承認し、それに従って選考を開始した。まず表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出し、同委員長が理事の中から委員を選定した。同日に委員会を開催して、特別功績賞の推薦者2名を決定し、さらに会誌3巻1号の公募に応じて推薦された内田論文賞の候補論文3件を採択した。以後、表彰規程に従って、委員の投票の結果、特別功績賞2名と内田論文賞1件を選定した。

表彰選考委員会委員 長谷川 伸（委員長）、磯部 寛、内田 勝、金森 仁志、
小西 圭介、佐々木常雄、佐柳 和男、竹中 栄一、田中 俊夫、
津田 元久、樋口 清伯、三浦 典夫、和田 卓郎

特別功績賞

(故) 高橋 信次 氏 (浜松医大, 名大名誉教授, 愛知がんセンター名誉総長)

推薦理由

高橋先生は周知の通り、放射線医学において多大の貢献をされました。学術上ではX線回転横断断層装置や原体照射法などの発明、その臨床応用の業績は余りにも有名です。先生は弘前大、名古屋大、浜松医大等で多くの後進の指導に当たり、また浜松医大副学長、愛知がんセンター総長として病院の創設や管理にも尽力され、さらにICRPなどで日本を代表する委員として活躍されました。先生は昭和51年に「X線による生体病理解剖の研究」により学士院賞・恩賜賞受賞のほか文化勲章など多くの賞を受けておられます。

早くから放射線分野で医学・理学・工学者の協力を説かれ、昭和41年から18年間、当会の前身RII研究会の会長をつとめ、講演に討論に運営にと力をつくされたあと、惜しくも昨年逝去されました。当会に功績賞創設の機に先生にこれを贈り、功績をたたえたく存じます。

特別功績賞

立入 弘 氏 (大阪大学名誉教授)

推薦理由

先生の本学会に対する貢献は今更挙げるまでもありません。放射線イメージインフォーマション(RII)研究会生みの親(昭和39年3月)であり、現医用画像情報学会の礎を築かれた学問の師でもあります。

大阪大学教授(現名誉教授)及び診療放射線技師学校校長、後には病院長を兼務されるほどの多忙な傍ら、RII研究会の初代会長として、会則、規約、会計にまで細かな指導と指示を与えられました。研究会が学会となり現在まで発展してきたのも、この基礎があったからこそであります。

また会長を退かれて顧問となられてからも、会の運営、方針などに貴重な意見を賜り、われわれ会員にも常に暖かな励ましと援助を戴きました。

本会が学会として新しく更に発展しようとするこの時にあたり、特別功績賞を贈り、その功をめで感謝の意を表すものであります。

内田論文賞

松本 政雄, 中森 伸行, 金森 仁志: 散乱線を含めたX線スペクトル測定法,
会誌2巻1号, 18-26頁

推薦理由

診断用X線写真の画質研究のための基礎データとして、X線スペクトル測定が必要不可欠である。この測定で最も困難な点は、被写体からの散乱線をも含めて測定せねばならない事である。

る。現在の半導体検出器は、結晶中心に垂直入射するビームだけを対象にして設計されている。これに対して、本研究は、中心から外れた点で、斜入射するビームに対して、検出特性を明らかにして、診断時の幾何学的条件で、増感紙等に入射するビームのスペクトルを、散乱線も含めて測定する方法を開発したもので、X線画像の基礎研究に寄与する所が極めて大きい。

—— 新 入 会 員 ——

☆賛助会員

会 員 名	代表者	所 在 地	電 話 番 号
エックスライド鳥栖研究所	藤崎 和声	〒841 鳥栖市田代大官町845-2	0942-82-6161

☆正 会 員

会員名	勤 務 先 お よ び 所 在 地	電 話 番 号
八木 一夫	東京大学工学部金属材料学科材料組織学研究室 〒181 東京都文京区本郷7丁目3-1	03-812-2111 ex 7161

—— 会 員 移 動 ——

会員名	種別	変更項目	変 更 内 容
稲葉 伸生	正	勤務先	青年海外協力隊事務局訓練所 〒150 東京都渋谷区広尾4-2-24
伊藤 健一	正	勤務先	拓殖大学 〒193 八王子市館町815の1 (0426-65-1111 ex 280, 281)
西谷 源展	正	勤務地	〒622 京都府船井郡園部町小山東町今北1-3 (07716-3-0066)
田原 誠司	正	住 所	〒700 岡山市西長瀬227 (0862-44-1196)
富士写真 フィルム㈱	賛助	代表者	村上 幸男：旧代表者 矢野 昭
コダック・ ナガセメディカル㈱	賛助	会社名	旧社名 ナガセメディカルサプライ㈱

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和61年8月1日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会，事業に対する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㈱

エックスライド鳥栖研究所

化成オプトニクス㈱

キ ャ ノ ン ㈱

小西六写真工業㈱

三 洋 電 機 ㈱

㈱ 島 津 製 作 所

シーメンス メディカル システムズ㈱

シ ャ ー プ ㈱

セイコーイージアンドジー㈱

中 央 精 機 ㈱

デュボンジャパンリミテッド

㈱ 東 芝

東芝メディカル㈱

東洋メディック㈱

東和放射線防護設備㈱

トムソンジャパン㈱

コダック・ナガセメディカル㈱

㈱ ナ ッ ク

日 本 電 気 ㈱

㈱日立メディコ

富士写真フィルム㈱

浜松ホトニクス㈱

松下電器産業㈱

（計24社）

医用画像情報学会会則

昭和59年6月30日制定

昭和61年6月7日改正

第一章 総 則

第1条 本会の名称を医用画像情報学会とする。

第2条 本会は、放射線像等の医用画像に関する基礎および応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及を図り、もって学術の発展に寄与することを目的とする。

第3条 本会は、前条の目的を達するために次の事業を行なう。

1. 年三回以上定期研究会の開催
2. 会誌の発行
3. その他、理事会が適当と認めた事業の遂行

第4条 本会の事務所を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内に置く。

第二章 役 員

第5条 本会の円滑な運営と第一章第2条の目的達成のため会長1名、監事2名および理事若干名を置く。

第6条 会長、監事は、本会の会員中から会員の選挙によって決定し総会の承認を受ける。

第7条 会長は、会を代表する。

第8条 監事は民法第59条の職務を行ない、本会の他の職務を兼ねることはできない。

第9条 理事は、会員が選任する。

第10条 常務理事は、会長が理事中より指名する。

第11条 会長、理事、監事の任期は3年とする。

第12条 顧問は、会長が委嘱しこれを決める。

第三章 会 員

第13条 本会の会員は、正会員、賛助会員および名誉会員とする。

第14条 本会に入会しようとする者は、本会の会員の推薦を必要とする。

第15条 正会員は、第一章第2条の目的に関心を持つ個人で資格は別にこれを定めない。

第16条 賛助会員は、第一章第2条の目的に賛同し、その事業を援助する者、または団体とする。

第17条 名誉会員は、本会に功労のあった人を理事会で定め、総会で承認する。

第18条 正会員、賛助会員の会費は細則に定める。

第19条 会員でなければ、本会の研究発表会に参加することはできない。

第20条 退会は自由とする。

第四章 総会、常務理事会および理事会

第21条 年1回総会を行なう。総会は会員の1/10以上の出席をもって成立する。

第22条 本会の事業を行なうために、会長と常務理事により作られた常務理事会と、会長と理事により作られた理事会を置く。

第23条 常務理事会は、会の運営について審議し、その事業を行なう。

第24条 常務理事会は、会長が欠員であるか、会長に事故があるときには、会長の任務を代行する。

第25条 常務理事会および理事会は、常務理事または理事1/3以上の出席をもって成立する。

第26条 会則の改定などの重要事項は、常務理事会、理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第五章 資産および会計

第27条 本会の資産は、会費および寄付金をもってこれに当てる。

第28条 本会の事業遂行に要する費用は、前条によって生ずる資産をもって支弁する。

第29条 本会の収支決算は、常務理事会が作成し、理事会の審議を経て総会の承認を得るものとする。

第30条 本会の会計年度は、4月1日より翌年3月末日までとする。

第六章 会則の変更ならびに解散

第31条 本会の会則の変更は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第32条 本会の解散は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第33条 本会の解散に伴う残余財産は、理事会の議決を経て処理方法を決定し、総会の承認を得るものとする。

第34条 この会則施行についての細則は常務理事会の決議を経て別に定め、理事会の承認を得るものとする。

—— 細 則 ——

第一章 会 費

第1条 正会員の会費 3,000 円／年，賛助会費 1 口 30,000 円／年（2 分割払い可）とする。

第2条 会費を2年以上滞納したときは原則として退会とみなす。

第二章 役員および委員会

第3条 理事の互選により総務理事 1 名を選出する。総務理事は会務をとりまとめて常務理事会と理事会の運営に当る。

第4条 会務を遂行するために，会長は常務理事の中から次の担当理事を委嘱し，委嘱された理事は若干名の会員とともに委員会を構成することができる。

(1) 庶務 (2) 財務 (3) 企画 (4) 編集

第三章 表 彰

第5条 会則第3条第3号の事業の一環として，本会の目的または事業に関し功績のあった者の表彰を行なう。

第6条 表彰の種類，方法等については別に定める。

医用画像情報学会表彰規定

(表彰の種類)

第1条 表彰の種類は次のとおりとする。

- (1) 内田論文賞
- (2) 特別功績賞

第2条 内田論文賞は、内田 勝君の国会創設の功労を永く賛えるために設けたものであり、医用画像情報学会雑誌（以下「会誌」という）の論文欄に発表された論文のうちから、特に優秀なものを選定して、これに贈呈する。

2. 内田論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの2年間に発表された論文とする。

3. 論文が共著の場合は、著者全員が受賞するものとする。

第3条 特別功績賞は、医用画像情報に関する学術、技術ならびに本会の事業に対し特別の功労があり、その功績が極めて顕著な者を選定して、これに贈呈する。

(表彰の方法)

第4条 受賞者の決定は、表彰選考委員会（以下選考委員会という）の報告に基づき、理事会が行なう。

第5条 内田論文賞は毎年1件以内、特別功績賞は毎年1名以内に贈呈するものとする。但し、理事会が必要と認めた場合は、この定数を越えて贈呈することができる。

第6条 賞を受ける者は、原則として本会の会員とする。

2. 同一人が類似の功績について同一の賞を再度受けることはできない。

第7条 賞は、賞状および賞金とする。

2. 賞は、通常総会において贈呈する。

3. 受賞者の氏名、業績の内容等は、会誌に発表する。

(選考委員会)

第8条 選考委員会は、理事のうちから委員長が指名した委員をもって構成する。但し必要に応じこれに学識経験者若干名を加えることができる。

2. 委員長は、原則として常務理事の互選により決定する。

第9条 選考委員会は、別表に定める選定手続きにより受賞候補者の選定を行なう。

第10条 委員長は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

第11条 選考委員会は、理事会が受賞者を決定したときをもって解散する。

(経 理)

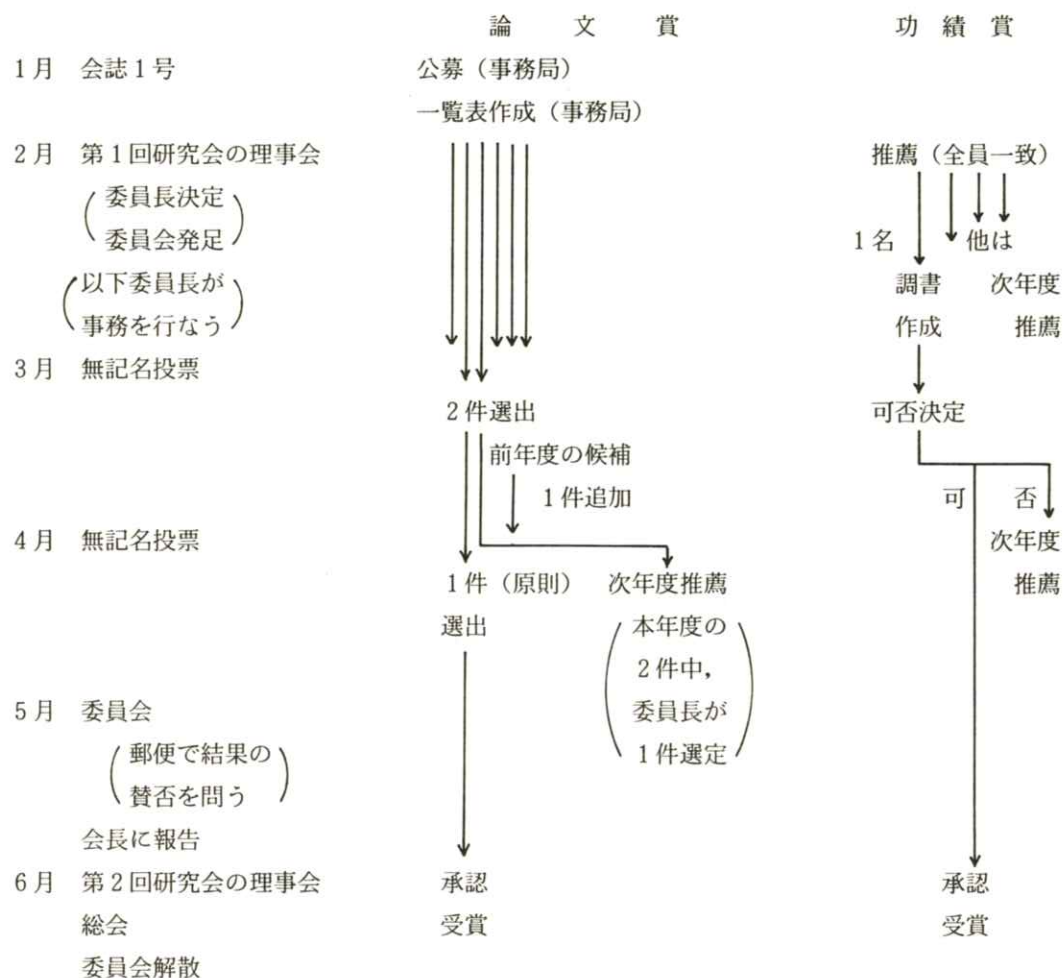
第12条 内田論文賞の経費は、原則として内田 勝君からの寄付金の利子により支弁する。

第13条 特別功績賞の経費は一般会計から支弁する。

(そ の 他)

第14条 この規程（及び第9条に定める選定手続き）の改正は常務理事会の議決による。

受賞候補者選定手続き



役 員

会 長 内田 勝（常葉学園大）
 顧 問 立入 弘
 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）、高野正男（富士フィルム）、
 津田元久（島津財団）、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

3年続きの猛暑のあと、京都では、今年は久しぶりに涼しい祇園祭（7月17日）を迎えた。その後一時は36.7°迄上昇したが、35°を越した日はわずかしがなく、比較的しのぎやすい夏になった。本会は、昨年、日本学術会議認定の連絡学会になったが、次のステップの登録学会にならないと一人前の学会とは云えない。そのために残された条件はただ一つ、会員数が500人を越えることだけである。毎号の会誌に入会申込書をとじ込んだので、新入会員の勧誘と、現会員の会費納入をよろしく願います。（K）

編 集 委 員	医用画像情報学会雑誌 1986年9月10日 発行
金 森 仁 志（京都工繊大）	編集兼発行者 金 森 仁 志
佐々木 常 雄（名古屋大）	発 行 所 医用画像情報学会
竹 中 栄 一（防衛医大）	〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
長谷川 伸（電気通信大）	京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内
	電話 075 (791) 3211 （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) 6125 (代)

入会の手続き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。
なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種別	資格	年間会費
個人会員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	3,000円
賛助会員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき3,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電気工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
(所属部課まで)

TEL

所在地〒

10) 自宅住所〒

TEL

11) 通信先 勤務先 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

— 第17回画像工学コンファレンス —

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、日本の画像工学の研究開発の発展に大いに寄与してまいりました。本年も新たな発展を期し、次のような内容で第17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。

- (1) 我が国関連各分野の第一人者による招待講演
- (2) 特別セッション「メディアミックス時代の画質評価」と
パネルディスカッション「グラフィックス専用マシン」
- (3) 一般公募講演
- (4) 討論が十分にできるポスターセッション
- (5) 親睦を深める懇親会

期 日：昭和61年12月2日(火) 9:20~18:00

3日(水) 9:10~18:00

4日(木) 9:10~17:40

(懇親会 3日(水) 18:10~)

会 場：ニッショーホール(東京・虎ノ門・消防会館2階)

港区虎ノ門2-9-16 ☎03-503-1486

参加費：加盟学会員	9,000円	} 論文集を含みます。
学 生	4,000円	
非 会 員	10,000円	
懇 親 会	4,000円	

申込方法：(1) 申込書に必要事項を記載し、参加費を添えてお申込みください。

(2) 申込期限 昭和61年11月10日(月)

(3) 申込先 東京都港区大門2-3-14 一松ビル
1号館402 〒105

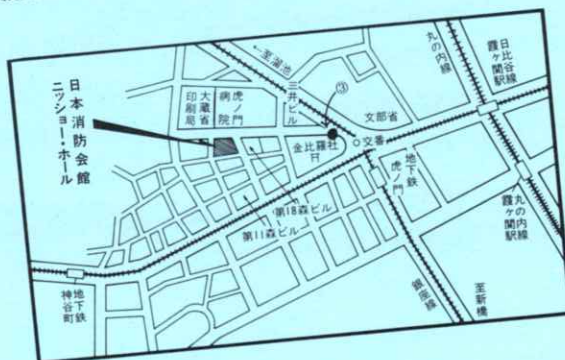
第17回画像工学コンファレンス事務局

☎03-433-2544

主 催 第17回画像工学コンファレンス実行委員会(担当 テレビジョン学会)

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・画像通信システム研究委員会・画像処理画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・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 理解研究専門委員会、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。

さらに、86国際画像機器展(入場無料)を併催いたしますので、関連分野の方々の積極的なご参加を期待いたします。



● = 虎ノ門③番出口

送金方法：(1) 現金書留の場合：申込書と共にお送りください。

(2) 郵便振替の場合：東京7-69769

口座名 「画像工学コンファレンス」

振替用紙の通信欄に、申込書と同じ事項をご記入ください。(申込書の送付は不要です。)個人名は必ずお書きください。

*懇親会参加ご希望の方は、懇親会費も併せてお送りください。*いずれも、参加券と領収書を送ります。

論文集：当日会場でお渡しいたします。欠席の方には終了後、郵送いたします。論文集のみご希望の方には、9,000円で終了後、郵送いたします。

*86国際画像機器展(入場無料)

期 日 昭和61年12月3日~5日

会 場 東京産業貿易会館(港区・竹芝)

主 催 日本画像・計測機器協議会 ☎03-367-0571

*コンファレンス会場と展示会場との間は、無料シャトルバスが走ります。

第1日 12月 2日(火) 9:20~18:00

開会の辞 (9:20~9:30)

安田靖彦実行委員長

1. 特別セッション (9:30~11:00) 座長 日下秀夫 (NHK)

—— メディアミックス時代の画質評価 ——

1-1 標準観察条件と画質評価 (招待) 佐柳和男 (写研)

1-2 画質要因間のバランス (招待) 本庄 知 (富士フィルム)

1-3 画像の主観評価法 (招待) 長谷川敏 (NHK)

休憩(11:00~11:10)

2. 立体計測(11:10~11:50) 座長 古田真澄 (富士通研)

2-1 画像を利用した立体計測法の動向 (招待) 杉原厚古 (東大)

—— 単眼視、多眼視および運動視 ——

3. ポスタ講演レビュー(1) (11:50~12:10)

座長 村上仁己 (KDD)

昼休み(12:10~13:00)

3. ポスタセッション(1) (13:00~14:30) 大会議室 (5階)

(立体画像)

3-1 焦点の異なる数枚の写真からの立体形状再生 岡田勝行

・岡安順一・内山裕之・梶原康司・小瀬輝次 (千葉大)

3-2 並列光演算法の立体視問題への適用

—— Marr Poggio の立体視アルゴリズムの光学的な実行 ——

小野修三・長原達郎・一岡芳樹 (阪大)

3-3 マルチブレイクスホログラムによるX線像立体表示

渡辺 明・大山永昭・本田捷夫・辻内順平 (東工大)

3-4 コーンビーム投影像による骨の3次元再構成

井上壮一・大山永昭・本田捷夫・辻内順平 (東工大)

3-5 CT手法による磁界の映像法

草場 律・斉藤英雄・中島真人 (慶大)、油田信一 (筑波大)

3-6 軸対称体の投影再構成— 投影ノイズ制御による精度の改善 —

川中 彰・高木幹雄 (東大生研)

3-7 再構成やパターン分析の可能な顔面3次元形状の記述法

広田源太郎・山田清道・黒川隆夫・高田健治・土屋雅文 (阪大)

3-8 ファイバースケイティングを用いた3次元物体形状計測における要素平面群の抽出法

中沢和夫・大矢晃久・中島真人 (慶大)、油田信一 (筑波大)

(画像処理システム)

3-9 自動外観検査用画像処理アルゴリズムとその装置化

服部哲郎・中田 誠 (東芝Eng.)

3-10 操作性を重視した自動入力図面の修正システム

大沢 裕・坂内正夫 (東大生研)

3-11 カラー画像対応高速デジタル画像処理装置

政木康生 (ミノルタ)

3-12 イメージプロセッサ (T9506)を用いた画像処理システム

大原睦郎・堀口耕平・國安省史・堀井茂勝・大崎英二 (東芝)

4. 視覚とパターン(14:30~15:30) 座長 深谷俊夫 (化技研)

4-1 紋様と科学 (招待)

小川 泰 (筑波大)

4-2 不完全な画像の認知特性

吉田辰夫・長谷川敏・安田 稔・難波誠一 (NHK)

休憩(15:30~15:40)

5. コンピュータ・グラフィックスの応用(15:40~16:20)

座長 村上 宏 (NHK)

5-1 映像制作とCG (招待) 大瀬政男 (トーヨーリンクス)

6. 画像処理(1) (16:20~18:00) 座長 遠藤隆也 (NTT)

6-1 再帰補間による曲線生成

佐藤 誠 (東工大)

6-2 線図形自動描画システムの開発

加藤徳治・堆 信仁・十文字昌夫 (千葉大)

6-3 複数カメラによるパノラマ合成撮像

奥井誠人・大関健二・村上敏之助 (NHK)

6-4 製版原稿を目的としたテレビ信号のハードコピー化 福元

正俊・三宅洋一・久保走一 (千葉大)、塚田紀繁 (阪田商会)

6-5 ビットオーバーレイ手法を用いたカラーデザインシステム

高倉正樹・竹村英夫

・岩崎圭介・野口要治・山根康邦・賀好宣捷 (シャープ)

第2日 12月 3日(水) 9:10~18:00

7. 画像解析(9:10~10:50)

座長 守屋順次 (電機大)

7-1 車両からみた道路像の解析

桜井勝巳 (慶大)

7-2 Shape from Texture: General Principle

Ken-ichi Kanatani & Tsai-Chia Chou (Univ. of Maryland)

7-3 ステレオビジョンのための画像間対応付けの一手法

石田英二・三石勝敏・木村 匡・野田健一 (農工大)

7-4 降線構造を利用した多値指紋画像の直交変換符号化

水野昇治(日電)

7-5 指紋同定システムの開発 — 画像処理アルゴリズム —

福江潔也・下田陽久・坂田俊文(東海大)

休憩(10:50~11:10)

8. 高品位テレビ(11:10~11:50) 座長 池田宏明(千葉大)

8-1 ハイビジョンの社会へのインパクト(招待)

杉本昌穂(NHK)

9. ポスタ講演レビュー(2)(11:50~12:10)

座長 岩本明人(東芝)

昼休み(12:10~13:00)

9. ポスタセッション(2)(13:00~14:30) 大会議室(5階)

(グラフィックス)

9-1 3次元BD木を用いた高速限定色表示手法

鈴木寿和(東大生研)

9-2 コンピュータ・グラフィックスのための擬似高精細なカラー

画像合成

飯塚昌之・大下秀夫(名工大)

9-3 曲線の制御点の最適化アルゴリズム

佐藤 誠・三輪健司(東工大)

9-4 画像処理用DMAコントローラ

泉 正夫・山根康邦・賀好宣捷(シャープ)

(画像機器)

9-5 Color Image Scanner for 35mm film & Image Reproduction

Processing 大村宏志・平松 明・松村 進(キヤノン)

9-6 フルカラー熱転写プリンタ 三上知久ほか(富士通研)

9-7 顔料インクによる連続階調熱転写記録

美間総一郎(松下電器)

9-8 三角ドットを用いた高品質漢字ドットプリンタ

塩野 充(岡山理大)

(文字画像処理)

9-9 漢字画像の空間周波数スペクトル 下村 武(大阪府高専)

9-10階層システムを用いた印刷英数字認識 工藤昌宏(慶大)

9-11ディザ法による画像と文字データの合成法

中村康弘・松井甲子雄(防衛大)

10. 画像処理(2)(14:30~15:10) 座長 伊藤雅英(東大生研)

10-1 分光情報を利用した画像処理(招待) 河田 聡(阪大)

11. イメージセンサ(15:10~16:10) 座長 白木広光(日電)

11-1 固体イメージセンサの現状と将来(招待) 安藤隆男(静大)

11-2 低価格化構造a-Si密着イメージセンサ

鈴木公平・須田良幸・斉藤民雄・中井敏夫・高山 暁

・森 健一・島田 修・笹岡賢司・坂野達哉(東芝)

休憩(16:10~16:20)

12. パネルディスカッション(16:20~18:00)

座長 大村皓一(阪大)

— グラフィックス専用マシン(最新技術の現状と将来展望) —

パネリスト 石井光雄(富士通研)、鷺島敏之(松下電器)、

成瀬 正(NTT)、新實治男(京大)、吉田隆義(沖電気)

懇親会(18:10~20:00)

第3日 12月 4日(木) 9:10~17:40

13. 画像の符号化(9:10~9:50) 座長 村上仁己(KDD)

13-1 テレビ会議伝送技術の動向(招待) 大久保米(NTT)

14. 画像処理(3)(9:50~10:50) 座長 上田照夫(NTT)

14-1 3次元デジタル画像処理による光学顕微鏡像の修正

前田純治・加藤直之・村田和美(北大)

14-2 映像の幾何学変換用フィルタ 金次保明(NHK)

14-3 楕円体モデルを用いたNOAA衛星画像の幾何学的歪補正法

孫 衛東・高木幹雄(東大生研)

休憩(10:50~11:10)

15. 宇宙画像(11:10~11:50) 座長 沓沢淳之助(NHK)

15-1 ハレーすい星と画像処理(招待)

金田栄祐(東大理)、高木幹雄(東大生研)

16. ポスタ講演レビュー(3)(11:50~12:10)

座長 鶴沢 勇(NTT)

昼休み(12:10~13:00)

16. ポスタセッション(3)(13:00~14:30) 大会議室(5階)

(衛星画像)

16-1 NOAA AVHRR画像の高速幾何補正の方法

細村 宰・下田陽久・坂田俊文(東海大)

16-2 銚子地方における気象衛星NOAAデータによる輝度温度と

実測地表面温度との関係

曾根光男

・古賀和利・橋本 基(山口大)、百田正広(徳山高専)

・坂内正夫・高木幹雄(東大生研)、林 利秋(東海大)

16-13車両動態計測の試み 井上佳昭・小畑秀文(農工大)

16-3 フラクタル次元と低次統計量とを用いた気象衛星NOAA画像の解析 中山 寛・曾根光男・高木幹雄(東大生研)

16-14画像計測による降雪観測データベース

村本健一郎(富山高専)、北野孝一

16-4 イメージ・センサ・システムのモデル化とシミュレーション 江森康文・安田嘉純(千葉大)、難波久男(富士通)

・杉山勝己・水野義嗣・増山敏之・川合隆弘(インテック)

(医用画像)

17. 医用画像(14:30~15:50) 座長 岡田勝行(千葉大)

17-1 医用画像におけるPACSの利用(招待)

竹中栄一(防衛医大)

16-5 核磁気共鳴像(MRI)からの左心室立体再構成

英保 茂・藤田善弘・桑原道義(京大)

17-2 PACSのためのデータ管理・検索方法

— 関係DBによる画像管理と画像データからの検索機能 —

八村広三郎(京大)

16-6 左心室機能の動的解析とその立体表示

浅田尚紀(福井医大)

17-3 超音波Bモード画像からの生体内変位量の推定

秋山いわき・羽山 明・中島真人

16-7 ラジアルカーソル法によるリンパ管の形態画像計測

湯沢史佳・大泉隆司・堀越 力・秋元裕子・南谷晴之(慶大)

(慶大)、油田信一(筑波大)、伊藤貴司(アロカ)

16-8 癌細胞形態変化の画像認識

熊木良成・堀越 力・戸村元久・南谷晴之(慶大)

休憩(15:50~16:00)

16-9 フラッシュX線を用いた高速画像解析

佐藤英一

18. CT画像(16:00~17:20)

座長 山中正宣(阪大)

・磯部 寛・柳沢 融(岩手医大)、星野文彦(広南病院)

18-1 X線CTのレーザープラズマ計測への応用(招待)

阪上幸男(岐阜大)

16-10臨床用大型低インピーダンス高出力フラッシュX線装置の開発と生体の画像構成

磯部 寛

18-2 X線URA-CTカメラのレーザー核融合研究への応用

陳 延偉・宮永憲明

・佐藤英一・柳沢 融(岩手医大)、星野文彦(広南病院)

(画像計測)

・山中正宣・井沢靖和・山中千代衛・田村進一(阪大)

16-11デジタル画像処理による無歯顎・有歯顎の骨梁計測

18-3 投影角制限下における投影からの画像再構成

工藤博幸・斎藤恒雄(東北大)

中島 功(東歯大)、安田嘉純・江森康文・生沢 満(千葉大)

16-12画素時系列の相互相関解析を用いた動画画像処理による速度場計測

三池秀敏

閉会の辞

第18回画像工学コンファレンス実行委員長

優秀ポスタ発表表

日下秀夫プログラム委員長

切……………取……………線……………

第17回

氏 名

画像工学コンファレンス

所属学会 (所属するすべての学会に○印を付けてください)

参加申込書

応物 テレビ 電気 電子通信 ME 画像電子 写真 電子写真
写真測量 情報処理 印刷 レーザー 医療情報 医用画像

昭和61年 月 日

連絡先

〒

(電話番号)

懇親会 (いずれかに○印を) 参加 不参加 未定

Ref.No. _____

送金額

項 目	送 金 額	合 計
加盟学会員 …… 9,000 円		
参加費 { 学 生 …… 4,000 円		
会 員 外 …… 10,000 円		
懇親会費 (4,000 円)		

—「日本学術会議だより」の創刊に当たって—

日本学術会議は、第13期の活動の重点の1つとして、学・協会との連携の強化に努めるため、従来以上に広報活動の充実をはかることとしております。

このたび、その一環として、当会議の活動状況を定期的にお知らせするため、今年5月から四半期ごとに「日本学術会議だより」を各学・協会の機関誌等に御掲載願うことにいたしました。

今後も引き続き御一読いただければ幸いです。

100回を迎えた日本学術会議総会

日本学術会議は、去る4月23、24日の両日、記念すべき第100回総会（第13期の3回目の総会）を開催いたしました。今回の「日本学術会議だより」では、この第100回総会の議事の一環として行われた「脳死をめぐる諸問題」に関する会員間の討論を中心として、同総会の議事内容をお知らせいたします。

当会議は、今後は、今回のような総会の報告のほかに、「第13期活動計画」に盛り込まれた課題について具体的に検討を進めていく各常置・特別委員会の活動状況をも逐次お知らせしていきたいと考えております。

総会報告

日本学術会議第100回総会は4月23、24日の両日に開かれ、「日本学術会議傍聴規則」及び「日本学術会議の運営の細則に関する内規」を決定し、また、「脳死をめぐる諸問題」について意見交換を行った。

第1日、午前。会長より第4部会員田中春夫氏が逝去され、新たに早川幸男氏（名古屋大学）が会員として発令されたとの報告があり、田中第4部長が故田中会員への追悼の言葉を述べ、全員起立して黙禱をささげた。

会長より前回総会以後の経過報告を受けた後、諸委員会、部、研究連絡委員会の報告があった。広報委員会中川委員長より、「日本学術会議だより」を多数の学・協会（387団体、約90万部）の機関紙などに掲載される運びになったことに対して感謝の意が述べられた。高齢化社会特別委員会青井委員長より「高齢化社会総合研究センター」（仮称）の設立についての中間報告があった。平和問題研連川田委員長より、SDI研究への参加をめぐる最近の動きに対して憂慮の念が述べられた。

諸報告の後、会長より「日本学術会議傍聴規則案」が提案され、従来の傍聴についての内規を規則にして公にすることが適切であると説明された。次いで「日本学術会議の運営の細則に関する内規案」が提案された。この大部分は、いままでの諸内規、慣行を整理したものであるが、いくつかの点で新しいものを含んでいる。主な点は①学術会議が勧告などを行う際の取り扱い及び講演会、シンポジウムなどを開催する手続を明確化したこと、②研連委員の在任期間を原則として通算3任期（1任期は3年）までとしたことなどである。

第1日、午後。各部の部会が開かれ、午前中に提案された事項について審議された。これらの提案は第1常置委員会が努力を重ねて作成したものであり、また連合部会及び部会において、各会員の意見を聴き調整したものであるが、この日の部会でさらに慎重な審議が行われた。

第2日、午前。前日提案された案件の審議、決定が行われた。傍聴規則は異議なく決定された（注1）。運営の細則に関する内規も、また無修正で決定された（注2）。新しい内規によれば、日本学術会議の名において行われる公開講演会は、運営審議会において決定し、広報委員会が実施する。この点に関して、その審議中、従来長年にわたって行われてきた学問・思想の自由に関する公開講演会は今後も尊重すべきであるとの発言があり、その趣旨が了承された。

第2日、午後。近藤会長司会の下に「脳死をめぐる諸問題」に関する会員間の意見交換が行われた。これは会員のための一種の勉強会で、第13期から始められた新しいスタイルの総会の持ち方の2回目にあたる。問題の一般的関心の深さを反映して傍聴席は満席となった。勉強会は4会員による講演と、各講演に関連した4名の指定発言者によるコメントよりなり、予定より約30分超過し、3時間半にわたって、異なった分野からの意見開陳が行われ、人文・自然両系よりなる学術会議にふさわしい内容であった（詳細については別掲の「脳死をめぐる諸問題について—総会の討論より—」を参照）。

第100回総会は「脳死」に関する様々な印象を会員に残しつつ、4時半無事終了した。

なお、6時から、第100回総会を記念した会員懇親会が、ロビーでなごやかに開催された。

注1. 今回制定された「日本学術会議傍聴規則」の詳細については、「日本学術会議月報」5月号を参照

注2. 今回制定された「日本学術会議の運営の細則に関する内規」は、総会、部、常置（特別）委員会及び研究連絡委員会のそれぞれの運営に関する諸事項等について規定するとともに、外部から学術会議へ提出された要望等の処理に関する手続、外部に対する学術会議の意思の表出（勧告・声明等）に関する手続及び講演会、シンポジウム等の開催に関する手続等について規定している。

脳死をめぐる諸問題について

—総会の討論より—

日本学術会議第100回総会第2日（4月24日）の午後、総会議事の一環として、「脳死をめぐる諸問題」に関する会員間の討論が行われた。

行われた4件の講演と各講演に関連した指定発言のそれぞれの概要は、以下のとおりであった。

1. 基調報告——医学的見地からみた死の概念

瞳孔が散大し、呼吸と心臓の拍動が永久的に停止したと医師が判断したとき死亡したという。これに対して、最近、脳機能が永久的にまた不可逆的に消失したとき脳死といい、たとえ心臓が拍動していても、これをもって個体死としての治療行為を止めることがある。欧米の多くの国では様々な条件がつきなが

からもこれが認められているが、わが国では法的に認められていない。このような状況下では、医療の現場に好ましからざる問題が生じてきている。一方国際的にも医学・医療の立ち遅れと共にその進歩を停滞させているのではないか、対応が消極的でないかと指摘されている。死の概念についての不一致は国々の宗教、哲学、倫理等の相違に基づくものと考えられ、その善悪、優劣を軽々に論ずる訳には行かない。ただこの概念を多角的に分析する意味から、本総会では多方面の方々の意見を拝聴したい。ただ上述のようにわが国の対応が消極的であるとすると、わが国の医学教育の倫理面における教育理念が欧米諸国とは異なっていることが推定されるのであって、このことによって、わが国の医学・医療の進歩に将来どのような影響が生じてくるか、これは強い関心を持たざるを得ない問題だと考えられる。

人間の機能、これは身体的機能と精神的機能に分けられるが、脳はこの両機能を合せ持っている。脳は身体の中での特殊な位置づけにおかれていて考えられる。心臓や肺などの器官で行う身体的機能は、それらが生きて機能するためには、脳との結びつきとその協調に依存せねばならないとされている。身体を構成する細胞はひたすらに生きる。その上に、脳のたくみに、わきまえかつよく生きる精神的機能が加わって、私たちは生きている。人が死に至る場合に、その死について上述による医学的根拠をもって死を定義するならば、脳死をもってその基準とすることにそれなりの理由があると考えられる。(本間三郎・第7部会員)

指定発言：脳死の問題がわが国において最近医師界はもとより関係各方面において活発に論議されているが、この背景についてまづ医学・生物学的な解説、具体的には次の4つの問題にしばって私見を申し上げたい。①脳死と個体死の関係、②脳死判定基準、③脳死と判定されたあとの医療行為、④脳死と臓器移植。以上のことと関連して脳死のメカニズムの研究とその予防、臓器移植に代るべき新医療技術の開発の重要性などについて強調したい。脳死の問題①②に関しては医師界で十分に審議し合意に到達することが必要であり、それにつづいて③④については更に国民的合意と医師、家族間の理解が必要である。

(寺山 宏・第4部会員)

2. 脳死に関する医療上の問題点

医学は医療に直結する。医学に科学の論理性が求められていることは当然であるが、医療の対象は人間の生命であるから、倫理的な重みが極めて強い。一般的にいうと、倫理観はすべての人に共通ではなく、個々人で、また同じ人でも時を変えれば変動する。医療の行為の意思決定の方法は、医師個人の裁量権にゆだねられているが、新しい課題を抱えて医師が単独では行わない仕組みがつくられている。脳死に関する国民的合意が得られることを医療の現場より望みたいが、そのためには、東洋的な宗教・哲学上の問題の整理と、複数の医師と家族の合意があれば脳死をもって死と判断する法的な擁護が具体化されることを切望したい。(水越 治・第7部会員)

指定発言：最近臨床医学の進歩はまことに顕著なものがあ、人類の健康、福祉の増進に大きく貢献していることは周知のことであるが、現実の問題としてわが国民総医療費の急上昇も決して看過できないものがある。脳死判定後の医療の行為についての医療経済面を取り上げて、脳死を社会的に考える資料として提供する。

また、脳死後、心臓停止に至るまでの期間をある手段により人為的に延長させる方法が発見された。こうなると、生命力をもった個体として蘇えることのない脳死状態を半永久的に、医療の対象とする危険性が生じてきたことになる。ここにもまた、脳死に関する根本的な議論の必要性がある。(曲直部壽夫・第7部会員)

3. 法律上の視点からみた問題の整理

「脳死の判定指針および判定基準」(厚生省脳死研究班・60年12月)には素朴な疑問がある。①角膜反射に關し閉眼不能の

者については同検査の除外例とし、検査対象から外すべきでないか。②前庭反射に關し投薬の影響によって反射がみられない者については、これをすべて同検査の除外例とするのでなければ、反射がないのは薬物の影響によるものではないとする客観的資料・基準を示す必要があるのではないか。③脳幹反射がみられなくとも脳幹機能がすべて消失しているとは限らず、それを確認するために誘発反応をみるという提案が出されているのに、これを採用しないのは何故か。(中 義勝・第2部会員)

指定発言：①脳死判定基準の要素に一定の時間的経過が加えられていることは、判定基準の不確かさを示すものとして、社会的合意を得ることを困難にしている。この現状で、脳死説による臓器移植・レスピレーター取りはずしは、法律上正当化しえない。②法律上の死の概念は医師の合意に従うのではなく、社会的合意によるべきである。しかし、現在の判定基準では国民の常識となりえない。③脳死の客観的基準が確立して、国民の常識として受け入れられるようになるまで待つが、臓器移植・レスピレーター取りはずしについての医療現場の現実的処理に秩序をもたらすための社会的合意に基づく法律的条件の設定に努力するか、今後いずれの方向を選ぶかが、今の私たちに課された問題である。(澤登俊雄・第2部会員)

4. 倫理・宗教等からみた問題の整理

脳死の問題については、日本の宗教界や宗教学界にどのような意見があるか、宗教学会で取り上げたことがないので不明である。この問題については早急に取組みたいと思うが、ここでは私見を述べる。日本人の宗教心では、肉体をホトケとして拝むことや、遺骨をそのまま神仏と見る見方がある。また、先祖供養を重んじて、これを怠るとたたりがあるとの考えも強い。このように死体を宗教的に重視するために、これが臓器移植の障害になっていると考えられる。むしろ、人道主義や博愛慈悲の精神の方向から模索することによって、臓器移植と日本人の宗教心との接点を見出しようとする。(平川 彰・第1部会員)

指定発言：旧・新約聖書においては、人間も宇宙万象も神によって創造されたとされる。人間が死ねば、もとのちに帰る。生命のいきの去ったからだはちりであり、そこには特に霊的・精神的な価値はない。宇宙の万象は神の被造物であって、占星術におけるような霊的存在ではない。このような人間観、世界観は一種の非魔術化のはたらきをなし、その結果人間の体も星々も科学的な観察・操作の対象となる。

この傾向はギリシャにはじまる科学的思考、特に「もの」と「心」の二元論によって強められた。近代科学がキリスト教の影響のもとに生れたとされる所以である。しかし、科学が教会の権力から独立し、自己完結的な歩みを始めるとき、その行きつく先はジャック・モノーの「客観的知識の倫理」に見られるようなニヒリズムではなからうか。

他面、欧米における脳死や臓器移植を考えるとき、他人のために奉仕するというキリスト教倫理の影響があることを忘れてはならない。(中川秀恭・第1部会員)

多数の学協会の御協力により、「日本学術会議だより」を掲載していただくことができ、ありがとうございます。

なお、御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会

(日本学術会議事務局庶務課)

電話 03(403)6291

「日本高齢社会総合研究センター(仮称)の設立についての提言」を公表

昭和61年 8月 日本学術会議広報委員会

本会議高齢化社会特別委員会は、このたび、「日本高齢社会総合研究センター(仮称)の設立についての提言」をとりまとめ、本会議運営審議会の承認を得て、公表いたしました。

今回の「日本学術会議だより」では、この「提言」の概要に加えて、本会議と学・協会とを結び付ける上で重要な役割を果たしている研究連絡委員会の概要等を紹介し、また、本年9月に開催を予定している本会議主催の公開講演会についてお知らせいたします。

「日本高齢社会総合研究センター(仮称)の設立についての提言」(概要)

昭和61年 5月26日

日本学術会議高齢化社会特別委員会

今日、高齢社会への移行の問題が大きく取り上げられているにもかかわらず、我が国の研究体制は国際的にも遅れており、とくに人文・社会科学の分野においてそれがいちじるしい。そこで、この遅れを取り戻して時代の要請にも応えるために、我々は「日本高齢社会総合研究センター」(仮称)の設立を提言したい。

1. 総合研究センターの目的

すでに日本学術会議は、昭和55年、「国立老化・老年病センター」設置についての勧告を内閣総理大臣あてに行っている。この医学・生物学を中心とする研究・診療型センターと緊密な連携を保ちつつ、本「日本高齢社会総合研究センター」は、人文・社会科学を中心として、(1)高齢社会の構造問題、(2)高齢層をめぐる総合政策、(3)高齢者の生活課題を総合的に研究するものである。また、本センターにおける研究は3つの原則、すなわち(1)高齢者主体の原則、(2)地域特性の原則、(3)国際交流の原則を重視する。

2. 当面の研究課題と活動

(1)地域福祉・在宅福祉との関連におけるソーシャルケアのあり方、(2)高齢社会における全年齢層の生涯学習体制の確立、(3)70歳まで働ける雇用体制づくり、(4)健康で自立的な高齢者の社会的役割の重視。またこれら以外に、(5)高齢社会に関する研究者・実務専門家・政策担当者などキーパーソンの養成、(6)高齢者、わけでも75歳以上の後期高齢者の生活実態と生活意識の全国的及び国際的調査、ならびにモデル調査地域における高齢社会化過程の追跡調査の実施も必要不可欠なものである。

3. 総合研究センターの性格

- (1)法律にもとづく独立性の高い法人とする。
- (2)国の出資による基金を基礎として設立されるが、そのほかにも一般寄付、研究受託費などを加えて弾力的に運営する。
- (3)人文・社会科学を中心とする全国的なネットワーク型の中枢的研究センターであって、官庁や大学の付置型ではない。

4. 研究の運用

- (1)研究・調査は総合研究センターの自主研究のほか、受託研

究・委託研究を行い、できれば研究助成も行いたい。

(2)いずれの研究・調査も、必要な研究者で随時編成するプロジェクト・チーム方式によって組織する。

(3)大学、省庁、自治体、企業体、その他の研究機関から、外国人研究者も含めて、短期・長期の流動研究員を受け入れ、研究者と実務家との交流をはかると共に、研究者・政策担当者を養成する。

(4)また必須の活動として、情報セクター「調査室」において高齢者調査と高齢社会化過程の追跡調査を行う。

5. 研究の機構

次の諸セクターから構成される。

(1)研究セクター、(2)情報セクター(調査室・資料室)、(3)研修セクター、(4)公開活動セクター、(5)国際交流セクター

このような構想の下に、本「日本高齢社会総合研究センター」は、高齢社会に関する研究を、人生80年段階の文明史的意味の究明を含めて行っていく。

「中性子回折・散乱研究の推進に関する意見—物理学、結晶学両研連の意見」を发表

本会議物理学、結晶学両研究連絡委員会は、このたび、「中性子回折・散乱研究の推進に関する意見」をとりまとめ、本会議運営審議会の承認を得て、両委員会委員長の連名で、関係機関へ送付した。

<「意見」の概要>

現在、日本原子力研究所において、改JRR-3研究用原子炉の建設が進められているが、この原子炉の利用は、物理学、結晶学はもとより、関連諸分野における中性子回折研究に重要な寄与を果たすものと思われる。

一方、この原子炉には、原研の外に、東京大学物性研究所、東北大学理学部等が多数の各種測定装置を設置する計画がなされている。

物理学および結晶学両研究連絡委員会は、これらの研究機関等によって改JRR-3を利用する中性子ビーム実験装置が設置されることが、我が国の基礎科学の進展に極めて大きな意義をもつことにかんがみ、この計画が遅滞なく達成されるよう、関係各方面の御配慮をお願いする次第である。

研究連絡委員会（略称「研連」）とは？

日本学術会議法により、科学に関する研究の連絡を図り、その能率を向上させることが、本会議の職務の一つとして定められている。そして、そのために必要な事項を調査、審議する目的で、180の研究連絡委員会（以下、「研連」という。）が設置されている。

去る4月の第100回総会では「日本学術会議の運営の細則に関する内規」（以下「内規」という。）が制定されたが、この中で研連については、とくに一章を設け総括的な規定をした。研連については、多くの学・協会の方々にとって関心が深いと考えられるので、上述の規定を中心に関連する規定の大略を以下に紹介する。

1. 研連の職務など

日本学術会議法第15条により、「……科学に関する『研究の領域』及び『重要な課題』ごとに……」研連を設置することが規定されているため、今回の内規においては、研連を「領域別研連」と「課題別研連」の2つに分類し、それぞれの職務を区分している。

(1) 「領域別研連」の職務は、次のとおりである。

関係する学術研究領域についての、①学術の現状及び長期的動向の把握 ②将来計画の立案及び研究条件の整備の検討 ③国内における研究機関又は学術研究団体（学・協会）との連絡調整 ④国際学術団体の国内委員会又はこれに準ずるものとしての職務 ⑤その他

(2) 「課題別研連」の職務は、次のとおりである。

①重要課題についての将来計画の立案及び研究条件の整備の検討 ②複合又は学際分野の研究の促進のための研究の連絡の調整 ③国際的協力事業等に関する国内委員会又はこれに準ずるものとしての業務 ④その他

2. 研連の構成と研連委員の任期

今回の内規では、研連は、関係する日本学術会議会員（以下「会員」という。）のほか、原則としてその研連と関係ある学・協会（正しくは、登録学術研究団体）や他の研連等の推薦により委嘱された者によって構成されることとしている。ちなみに、現在の委員定員総数は2,370人である。

また、研連委員の任期については、日本学術会議法により3年の定めがあるが、任期の通算制限については会員と異なり、法には規定がない。そこで今回の内規では、研連の活性化をはかるという観点から会員と同様の運用を行うことになり、「通算3任期まで」という規定をしている。ただし、会員在任期間や国際学術団体の役員等特別な事由がある場合の期間は除かれ、第12期以前の在任期間は算入しないこととしている。

3. 研連の審議成果の発表

研連での審議の結果、得られた成果については、委員会報告書としてとりまとめられて配布されたり、また、研連主催（関係学・協会との共催が多い）のシンポジウム・講演会等で報告されたりするが、それらの中で重要な事項については、春秋2回の総会の決定を経て、勧告、要望あるいは声明等として、日本学術会議名で外部へ出されることもある。

さらに、今回の内規により、前ページの物理学、結晶学両研連の「意見」のように、緊急を要する時には、おおよそ毎月開催されている運営審議会の承認を経て、研連名で外部へ発表することができるようになった。

なお、今回の内規では、会員の推薦には直接に関係のない研連本来の職務や構成等について定めたものである。第14期の会員の推薦に関係するいわゆる「関連研連」については、見直しを行っている、来る10月の総会で必要な措置をとることとしている。

☆日本学術会議主催公開講演会——「21世紀の学術」——の開催のお知らせ☆

本会議は、このたび学術の成果を国民に還元するという日本学術会議法の趣旨に沿うための活動の一環として、本会議主催の公開講演会を開催することにした。

今回の公開講演会は、本会議の第13期活動計画の中でたてられている3つの重点課題に沿いつつ、21世紀を目指す学術の今後の展望を考えるという構想に基づき、次のように企画されている。

多数の方々の御来場をお願いしたい。

日 時：昭和61年9月27日（土）

13時30分～17時

会 場：日本学術会議講堂

（東京都港区六本木7-22-34）

（地下鉄千代田線、乃木坂駅下車1分）

演題と講演者

1. これからの科学の望ましい在り方

近藤 次郎（日本学術会議会長）

講演要旨：20世紀の科学の発展を回顧し、この趨勢で、これからの科学・技術がどのようなか予測する。1984年のオウエンスのようなSFを描く。そして人間の幸福とは何かをもう一度考え、環境・資源などから見た科学・技術の在り方を考える。

2. 創造的人間とその条件

本明 寛（日本学術会議会員・早稲田大学教授）

講演要旨：学術会議は、「創造的な基礎的研究の推進」に積極的に取り組むことを宣言している。そのため

には個々の人間の創造活動を重視し、創造性の発揮のための条件を明確にする必要がある。そこで人間的立場からこの課題にアプローチしたい。

3. 学術研究における国際性

西川 哲治（日本学術会議会員・高エネルギー物理学研究所長）

講演要旨：加速器などにおける国際協力に関して講演者自身の体験に基づき、その在り方、問題点、今後の展望などについて考える。

◆申込方法：往復はがき（住所、氏名、郵便番号を明記）

◆定 員：300人（先着順）

◆申込締切日：昭和61年9月20日（土）

◆申 込 先：〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議事務局庶務課講演会係

多数の学協会の御協力により、「日本学術会議だより」に掲載していただくことができ、ありがとうございます。なお、御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会

（日本学術会議事務局庶務課）

電話 03（403）6291

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

エックスライド

X-slide
非破壊検査装置

エックスライド 鳥栖研究所

〒841 佐賀県鳥栖市田代大宮町845-21

電話0942-82-6161



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

キャノン株式会社
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☎022(21)1651代
広島営業所☎082(244)5246代 高松営業所☎0878(22)8366代

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

● 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

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 応用機器事業部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎(07435)3-5521(大代) **シャープ株式会社**

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

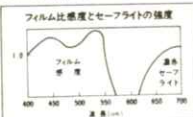
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

デュポンには、
CRTの主治医がいます。



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MRI、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメディカルレーザリングフィルム、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、高品質な画像は従来の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調整をすばやく調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。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が、いかなるご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品としての使用により、より優れた画質を得られます。
MD：自動現像機用現像薬
XMF：自動現像機用定着薬
●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 赤坂ビル 2階和ビル
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 高麗ビル別館

お問い合わせは、お電話で
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
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



東芝

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

- 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)

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

