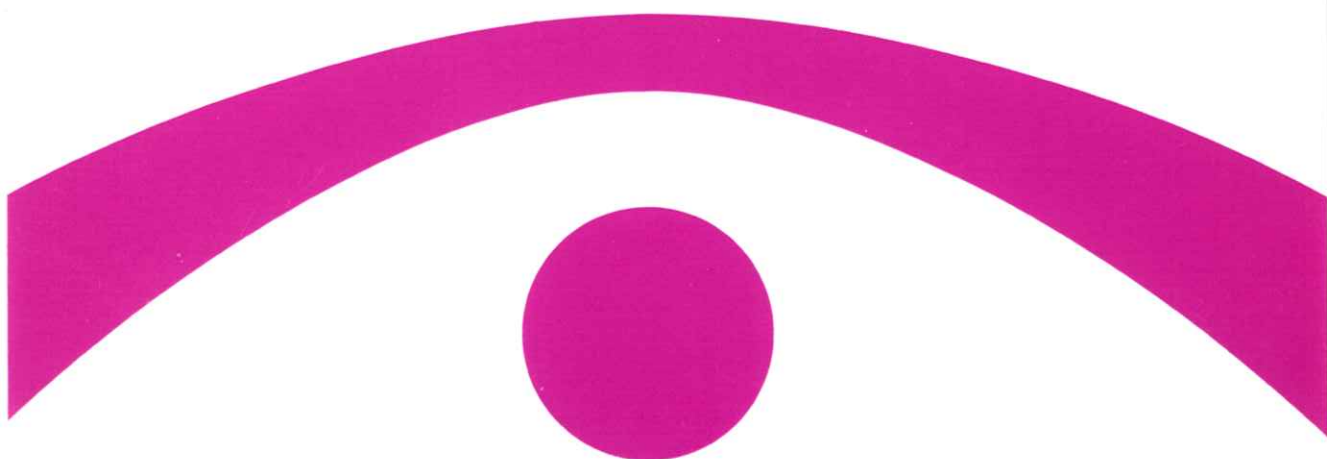


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻104号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 10 No. 2 May 1993



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10巻第2号 1993年5月

目 次

会 告

第106会研究会のご案内	会告	1
平成5年度会費納入のお願い	会告	3
第107会研究会予定および演題同い	会告	3
総会資料(役員改選案)	会告	4

特別講演資料

生体におけるカオス現象	神原武志	51
-------------------	------	----

国際会議報告

Royal Photographic Society 主催の

Symposium "Imaging the Future" 報告	金森仁志	77
---	------	----

論 文

相関を考慮した射影フィルタによる画像復元	樋口清伯, 後藤哲雄	79
階段状被写体における散乱線含有率の測定	稲津 博, 上田正美, 菊屋公明, 内田 勝	89

会 報

研究会記事	97
理事会議事録—新入会員	98
会員移動 — 賛助会員名簿	99

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会内日本複写権センター支部
〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704
Phone 03-3475-4621・5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 10 No.2 May 1993

Contents

Invited Lecture

Chaotic Phenomena in Biological Systems

..... Takeshi KAMBARA 51

International Conference Report

Report on Royal Photographic Society Symposium "Imaging the Future"

..... Hitoshi KANAMORI 77

Original Papers

Image Restoration by Projection Filter Using Correlation Properties

..... Seihaku HIGUCHI and Tetsuo GOTO 79

Measurement of Scatter Fraction for Step Object

..... Hiroshi INATSU, Masami UEDA

Komyo KARIYA and Suguru UCHIDA 89

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 10 No. 2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

平成5年度総会および106回研究会ご案内

平成5年度総会および第106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 平成5年6月5日(土) 10:00 ~ 17:00

場 所 京都工芸繊維大学5号館(旧電気工学科)2階第10講義室(地図参照)

〒606 京都市左京区松ヶ崎 Tel 075-724-7412, 7422, 7436

参加費 会員 500円 非会員 1000円 学生 無料

特別講演 X線スペクトル・画質・被曝線量 金森 仁志 教授

見 学 金森研究室 X線スペクトル測定設備, 他

総 会 13:00 ~ 13:30

議題 1) 平成4年度事業報告, 会計報告

2) 平成5年度事業計画, 予算案

3) 役員改選

4) 名誉会員の推薦

5) その他

内田論文賞表彰式 13:30 ~ 13:40

研究発表 13:40 ~ 17:00 発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場までの交通案内

○ JR京都駅, 阪急烏丸駅から

市営地下鉄「北山」行(約8分間隔, 所要13分, 10分)「北大路」駅下車, 南3番出口を出て北大路通北側からタクシーに乗り, 「工芸繊維大学西門, カンボール前の入口」と言ってお下さい。

または, 「北山」行(所要15分, 12分)終点下車, 東1番口を出て東へ徒歩20分(約1.5 km), または, 2番出口を出て市バス「35」系統「修学院・岩倉」行(9:31発, このバスは「松ヶ崎橋」までです。)に乗り, 「松ヶ崎海尻町」下車(バス時刻は変わるかもしれません)。

○ 京阪出町柳駅から

京都バス 「八瀬大原」「岩倉実相院」「岩倉村松」行「高野泉町」下車, 西へ約200 m。

市バス 「14」系統松ヶ崎行「工芸繊維大学前」下車。

内 図

京大線
京大駅
京大経済学
京大理学
京大医学部
京大病院
京大文理学部
京大法学部
京大工学部
京大農学部
京大薬学部
京大歯学部
京大獣医学部
京大看護学部
京大国際学部
京大グローバル学部
京大環境学部
京大生命学部
京大理工学部
京大工学部
京大農学部
京大薬学部
京大歯学部
京大獣医学部
京大看護学部
京大国際学部
京大グローバル学部
京大環境学部
京大生命学部
京大理工学部

- 告 2 -

平成5年度会費納入のお願い

平成5年度会費納入をお願いします。平成4年6月の総会で報告しましたように、諸般の事情のために平成5年度から正会員の会費を年額4,000円にすることになりました。送金には、会誌10巻2号(本号)に同封した郵便振替用紙,等をご利用下さい。郵便振替口座は、京都1-32350医用画像情報学会です。

第107回研究会予定および演題伺い

第107回研究会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成5年10月8日(金) 午後～9日(土) 午前

場 所 信州大学医学部

〒390 松本市旭3-1-1 Tel 0263-35-4600 (内5279 滝沢先生)

○ 8日午後

特別講演 複合ネットワークによる画像処理 信州大学 滝沢正臣先生

見学会 上記講演関連設備

懇親会 松本市内の予定

○ 9日午前

研究発表

演題締切 平成5年8月10日

申込先 〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会

TEL 075-724-7436(中森), 7412(金森), 7422(山田)

FAX 075-724-7400(学科共通)

(なるべく文書または FAX をお願いします。)

—— 総会資料（役員改選案） ——

会 長 候 補 内 田 勝(静岡理工科大)

理 事 候 補 稲本一夫(大阪大医療短大) 加藤久豊(富士フィルム) 金森仁志(京都工繊大)

金子昌生(浜松医大) 小島克之(常葉学園浜松大) 杉本 博(東芝)

滝沢正臣(信州大) 竹中栄一(関東労災病院) 田中俊夫(京都工繊大)

丹羽克味(奥羽大) 長谷川 伸(電気通信大) 速水昭宗(大阪大)

細羽 実(島津) 松井美楯(コニカ) 松本政雄(大阪府立高専)

三浦典夫(化成オプトニクス) 矢仲重信(日立) 山下一也(大阪大医療短大)

和田卓郎(広島大)

監 事 候 補 津田元久(東京工芸大) 樋口清伯(大阪産業大)

生体におけるカオス現象

神原 武志

電気通信大学電子物性工学科 〒182 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

(1993年3月29日 受理)

Chaotic Phenomena in Biological Systems

Takeshi KAMBARA

Department of Applied Physics and Chemistry

The University of Electro-Communications,

1-5-1, Chofugaoka, Chofu, Tokyo 182, Japan

(Received March 29, 1993)

1. はじめに

自然科学において、これまで多くの注目を集めてきた現象は、同じ変化を繰り返す周期運動であった。古くから研究され、それらのメカニズムもよくわかっている周期運動こそ、自然の望ましい状態であるという考えは、近代科学が発展すると共に自然科学の主流となってしまった。

生体システムについても例外ではなく、心拍数や呼吸数あるいは生理作用などが、規則正しく同じ変化を繰り返している時、健康な状態にあるとされてきた。

しかし、茶碗から立ち昇る湯気の動き、川面に浮かぶあわの流れ、天気や株価の変動、あるいは風邪をひく人の数など、でたらめな現象もたくさんある。これまでの科学には、これらの不規則な

変動を解析するという考えも方法もなかったが、最近になってこれらの変動も何らかの規則に従って起こる現象であることがわかってきた。サイコロを振るのではなくて、決定論的な規則に従って起こるでたらめな変動は、カオス的な変動、あるいはカオスと名付けられ、最近では多くの人々の注目を集めている。

カオスは、相対性理論、量子力学に次いで物理学に第三の革命をもたらすほどの内容を持つ理論に成長しつつある。学界ばかりでなく一般社会においても、カオスは注目を集め始めた。アメリカでは、カオスが新しいパラダイムを形成する科学として、成長していくプロセスを詳しく描いたグリックの「カオス—新しい科学をつくる」¹⁾がベストセラーになっている。

生体システムの研究においても、動物の健康状

態では、周期運動ではなくカオスの変動が主流であり、人間の精神活動においても意味のある活動はカオスをベースにして作られている。という主張が勢いをましている。

1.1 健康とカオスの関係

生物はさまざまな環境のもとで、生存を維持する為に、生体内の生理的状态およびそれを実現する形態を定常に保っている。しかし生物を取り巻く環境は、細かく見ると絶えず不規則に揺らいでいる。このような揺らぎの中で、生物が最適に生活し進化していくためには、その形態的状态も生理的状态も外界の変化に対応して適当な範囲内で揺らぐ必要があることは、納得できる。

問題は、生体内のゆらぎが、ノイズのようにランダム（確率論的）に起こっているのか、あるいは何らかの規則にしたがって（決定論的に）起こっているのか、ということである。周期的運動ばかりを相手にしてきたこれまでの自然科学では、一見すると不規則な揺らぎ運動に何らかの規則性があるなどということは、思いも及ばぬことであった。しかし最近になって、このように一見ランダムな変化にも規則があることが発見され、解析の手法も少しずつ開発されてくると、生体システムで生じている揺らぎも、実は決定論的に決められるカオス的な変動であることがわかってきた。

すなわち、生体システムは、その健康な状態では、カオス的に揺らいでいるが、健康に傷害が生じると揺らぎが周期的になってくる、という考えが確立されつつある。脳波、心拍数、脈波、白血球数、ホルモン分泌量など多くの生理現象において、それらの時間的な変化が健康な時はカオス的な振

動になっており、ある種の健康傷害が生じると、その変化に周期性が増してくることが報告されている²。

心拍数の時間的な変化とその周波数分布の測定結果²を Fig. 1 に示す。上段が健康な人の場合で、心拍数変化は不規則であり、周波数は 0 ~ 0.1 ヘルツの間にまんべんなく分布している (B 図参照、この振動がカオスであることは、3 節に述べる方法でわかる)。下段は心不全の場合で、心拍数は規則的に変化しており、周波数分布も 0.02 ヘルツ付近に一つのピークをもつので (D 図参照)、心拍数変動は $f = 0.02$ の周期振動に近いことがわかる。

Fig. 2 は、人間の胸波の時間変化パターンが、脳の状態によってどのように変わるのかを示

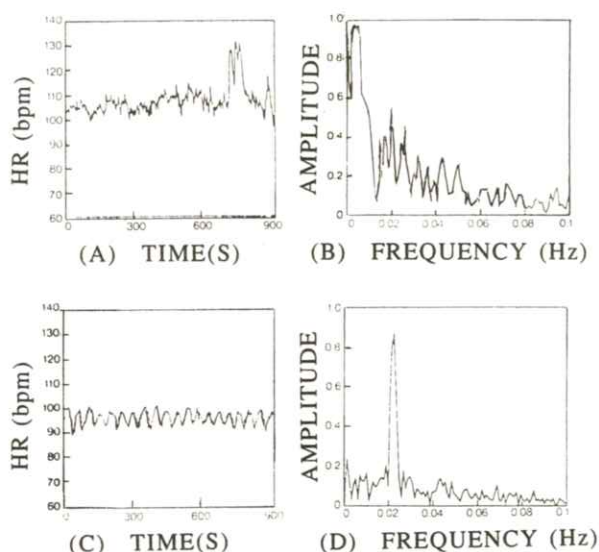


Fig. 1 Heart rate dynamics. **A** and **C** are heart rate in beats for healthy and heart failure subjects, respectively. **B** and **D** are power spectra of the heart rate shown in **A** and **C**, respectively (reproduced from ref. 2).

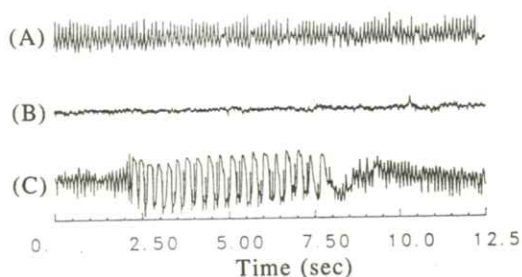


Fig. 2 Electroencephalogram (EEG) of human brain activity recorded from three different stages: (A) eyes closed (alpha rhythm), (B) eyes open (beta rhythm), and (C) epilepsy (petiti-mal) (reproduced from ref. 3)

したものである³。(A)は目を閉じて安静にしている場合(α 波)。(B)は目を開いている状態のもの(β 波)で、共に不規則(カオス的)な振動をしている。(C)はてんかん発作時の脳波で、 α 、 β 波に比べてかなり規則的になっている。

1.2 精神活動とカオスの関係

健康である場合には、いろいろの内部状態がカオス的に変動しているけれども、生物は健康な時にさまざまな活動をしているので、それぞれの活動状態に対応してカオスの振動を区別する必要がある。**Fig. 2**の脳波に示されているように、瞑想している時(α 波)と活発な思考時(β 波)では変動パターンが異なっている。

カオスの種類を区別する有力な方法として、埋め込み法がある。(カオスを解析する方法については、第3節で詳しく述べる。)変動する量 X の時刻 t における値 $X(t)$ と、ある決まった時間 τ だけ後の値 $X(t + \tau)$ を、それぞれ x 、 y 座標として、各時刻ごとに $x-y$ 座標面にプロットしたものが、埋め込み法による相軌道図である。

Fig. 3に、目を閉じた状態で、休んでいる時(A)と、計算している時(B)の脳波の相軌道図を示す。それほど明確ではないけれども、計算している時の方が、複雑になっている。**Fig. 4**には、血流量の変動を示す脈派の相軌道図が、その人の精神状態によって異なるパターンになる様子が示されている⁵。脈波の場合でも、意識が集中するにつれて、相軌道図が複雑になり強いストレスがかかると、単純化する傾向にあるらしい⁵。

カオス間の相違をもっと定量的に表す量として相関次元がある。この量が大きいほどカオスの振動もそれから作った相軌道図も複雑になり、次元が小さくなるほど振動に周期性が増し、相軌道図も単純になる。**Fig. 3**に示された休んでいる時と計算している時のカオスの次元および覚醒と睡眠の各状態における脳波の相関次元数を **Table 1**にのせる。脳の活動が活発になるにつれて次元数が増す傾向にある。

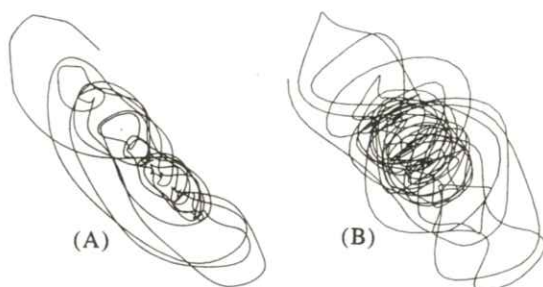


Fig. 3 Three dimensional plotting sets constructed from EEG data recorded from a normal adult subject. (A) A plotting set from a signal obtained from the subject at rest (eyes closed). (B) A set from the same subject performing serial subtractions in steps of seven (eyes closed)(reproduced from ref.4)

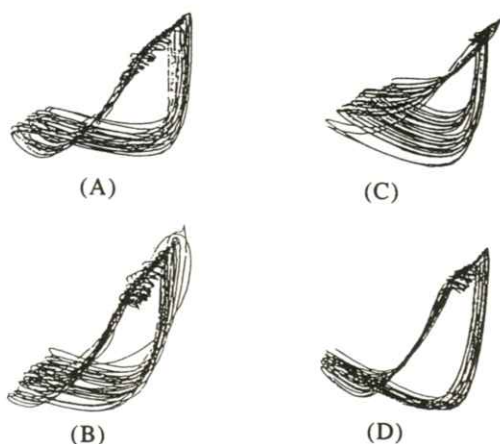


Fig. 4 Plotting sets constructed from pulse data of a normal subject in the four different states of mind: (A) at rest, (B) calculating, (C) tired, and (D) irritated (reproduced from ref. 5)

Table 1 Dimensions of cerebral attractors in the various state of human brains

Brain state	Correlation dimension ν
at rest (eyes closed) ⁴	3.5~4
Performing calculation ⁴	4.8
eyes open (α rhythm) ³	9.7 ± 0.7
eyes closed (β rhythm) ³	6.1 ± 0.5
Sleep stage 2 ³	5.0-5.03
Sleep stage 4 ³	4.05-4.4
Petit-mal ³	2.05

1.3 解説の構成

これまで複雑な変動をする現象について、説明もなしにカオスであるとかないとか、あるいはカオスにも種類があるなどと述べてきた。カオスに関する学問もかなり進んできており、もう少し明

確にカオスの性質やその解析方法を述べられるようにはなっている。本解説では、第2節でカオスの持っている主な性質を説明することによって「カオスとは何か」という問への答としたい。第3節においては、種々の生物現象に現れる変動を解析して、それがカオスであるのかどうか、カオスとしてもどんなカオスなのかを知る手法について述べる。ただし生体のように複雑なシステムにおけるカオスを、十分に解析できる方法はいまだ開発されているわけではないので、ワークショップにおける報告のようなものにならざるを得ない。第4節では、「生体におけるカオスの役割をさぐる」ことを目的として私どもの研究室で行っているささやかな研究について述べる。カオスの生体における意義についても、現段階では確定的なこととは何も言えないけれども、何かありそうであるという感じだけでも持っていただければ幸いである。

2. カオスとは何か

あるシステムの状態がどのように変化をしていくのか見るためには、その状態を表す物理量の時間的な変化を調べればよいわけである。その変化はいくつの特徴的パターンに分類されており、最も複雑な変化に対応するパターンがカオスである。

2.1で、これらのパターンとしてどんなものがあるかを述べ2.2~2.4では他の運動パターンにはないカオス特有の性質について説明する。

生体のように複雑なシステムになると、その状態を表す物理量はかなり多くなるだけでなく、どのような物理量によってその状態を表してよいかわからない場合が普通である。現在の研究レベ

ルは、生体システムの変化のパターンを明確に表現できる段階にはきていない。そのため生体システムとは直接的な関係はないけれども、簡単であるために良く研究されているシステムを例にして、上記の説明を行う。これらの簡単なシステムから得られる知識をベースにして、生体システムの動的性質解明に多くの人々がいどんでいるのが現状である。

2.1 アトラクタ

システムの状態を表す物理量の時間的変化は、静止的、周期的、準周期的、およびカオス的変化と4つのパターンに大別される。通常の場合には、以下の図に示すようにどんな初期条件から出発しても長い時間がたつと、どれか一つの決まったパターンに引き込まれる。そのためこれらの変化パターンはアトラクタと呼ばれそれぞれ、ポイント（平衡）アトラクタ、リミットサイクル（周期）アトラクタ、トーラス（準周期）アトラクタ、ストレンジ（カオス）アトラクタと名付けられている。

2.1.1 ポイントアトラクタ

空気抵抗のある非線形バネに、周期的に変化する外力を加えたシステムは、ダフティング振動子⁶と呼ばれ、その状態はバネの変位 x とその速度 v によって表される。 x の時間的変化は、微分方程式

$$d^2x/dt^2 + K dx/dt + x^3 = B \cos t \quad (1)$$

によって与えられる。空気抵抗 K と外力の強さ B をいろいろ変えることによって、さまざまな変化が現れる。

$K = 1.0$, $B = 0.0$ として初期値 $x = 3.0$,
 $v = dx/dt = 0.0$ を用いて式(1)を解いた結

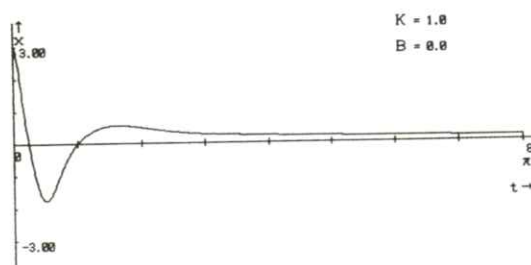


Fig. 5 Behavior of the unforced Duffing oscillator (damping)

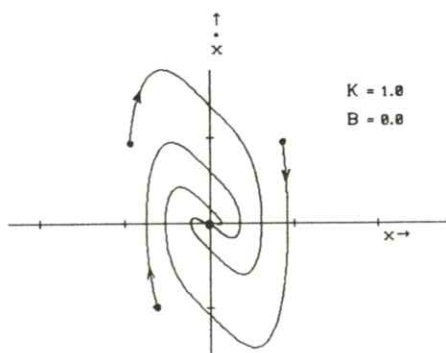


Fig. 6 Phase projection of a point attractor of the unforced duffing oscillator.

果を Fig. 5 に示す。時間が十分にたつと $x = 0$ に落ちつく様子がわかる。初期値をいろいろ変えてみても、すべて $x = 0$ になってしまう。このシステムの状態は、 x と v の値によって完全に与えられるので、 x と v をそれぞれ横と縦軸にして（位相空間）、時間的な変化をプロットしてみたのが、Fig. 6 である。この図でみるとシステムの状態 (x, v) が、時間がたつにつれて平衡点 $(0, 0)$ に吸い込まれていくのでポイントアトラクタという感じがわかると思う。

ポイントアトラクタによって表される運動は、

関係する物理量がそれぞれ決まった値になり変化しなくなる、いわゆる静止状態である。

2.1.2 リミットサイクルアトラクタ

ダフフィング振動子の運動において、空気抵抗 $K = 0.2$ 、外力の強さ $B = 1.0$ とし、初期値 $v = 0.0$ 、 $x = 3.0$ を用いて求めた x の時間変化を **Fig. 7** に示す。 x が、時間がたつと周期的に変化していることがわかる。前と同様に、 (x, v) の位相空間に $(x(t), v(t))$ をプロットした様子を **Fig. 8** に示す。いろいろの初期値から出発しても、時間がたつにつれて一つの決まったサイクル軌道に巻き付いていくことがよくわかる。この

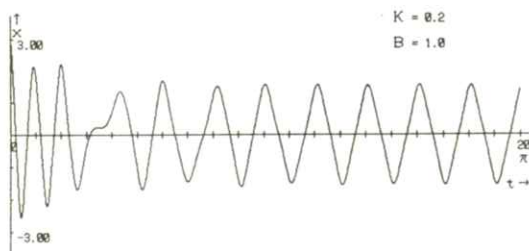


Fig. 7 Behavior of the forced Duffing oscillator (periodic oscillation)

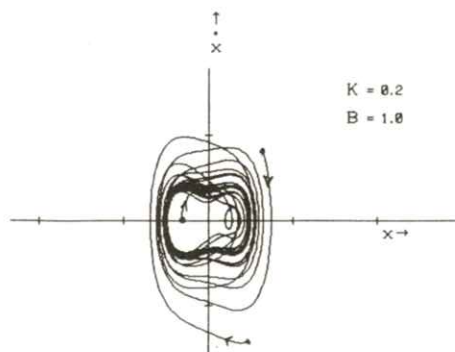


Fig. 8 Phase projection of a limit cycle attractor of the forced Duffing oscillator

場合は、一周して軌道が、元にもどるけれども、一般に n 周して元にもどる n 周期運動もリミットサイクルに含まれる。

2.1.3 トーラスアトラクタ

準周期運動は複数の周期振動が複合したもので、2つ以上の物理量で表されるようなシステムでないと現れない。そのためある種の酵素反応システムにおいて、複数の中間生成物の濃度が時間的に複雑な変化をする場合を考える。ここでは、中間生成物が2種類ある反応で、基質の濃度を周期的に変えた場合に現れる準周期運動を示す。中間生成物の濃度を x, y とし、その時間的な変化は、ブラッセルモデル⁷ の場合に

$$dx/dt = x^2 y - (B+1)x + A + a \cos \omega t, \quad (2)$$

$$dy/dt = Bx - x^2 y, \quad (3)$$

によって決められる。 $A = 0.4$ 、 $B = 1.2$ 、 $a = 0.02$ 、 $\omega = 1.0$ とした場合の濃度 x, y の時間的な変化を **Fig. 9** に、 $x-y$ 平面での動きを **Fig. 10** に示す。位相空間は (x, y, v_x, v_y) の4次

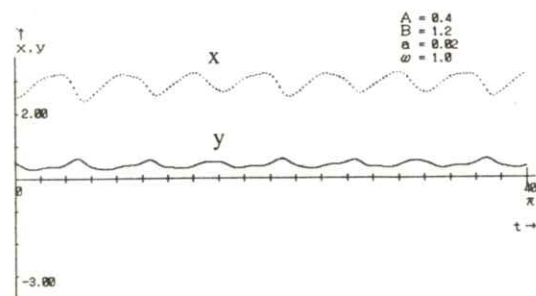


Fig. 9 Behavior of the forced Brussel model described by Eqs. 2 and 3 (quasi-periodic oscillation).

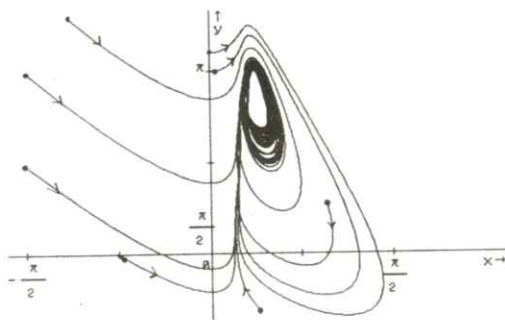


Fig. 10 Phase projection of a torus attractor of the forced Brussel's model.

になるので、状態の動き（軌道）は表現できないが、それはトーラス（円環面）になっている。そのトーラスをx-y平面に射影したものが **Fig. 10** であり、種々の初期値から出発してトーラス面に吸い込まれる感じは出ていると思う。

2.1.4 ストレンジアトラクタ

カオスの運動は、一次元非線形システムで現れるので、ダフィング振動子の式(1)で $K = 0.1$, $B = 11.0$, $x(0) = 3.0$, $v(0) = 4.0$ における解 $x(t)$ を **Fig. 11** に示す。 x の変化は確かに不規則であるけれども、これが通常のランダムな変化とどこが違うかはわからない。例によって、位相空間での軌道を見ればよいわけであるが、少し長

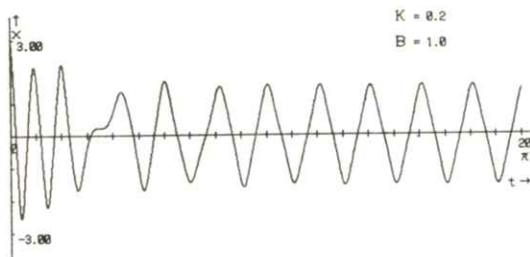


Fig. 11 Behavior of the forced Duffing oscillator (chaotic oscillation).

い時間プロットしていると、空間がほとんど線で埋めつくされて見にくくなる。そこで、外力の周期 $T = 2\pi$ ごとに点を打つことにして、プロットしたのが **Fig. 12** である。まったくランダムな運動であれば、点は空間全体に一樣に分布するけれども、カオスの場合には、**Fig. 12** のように決まったパターンに分布し、いくら長時間プロットしても、墨流しによってできるような美しいこのパターン(A)がくずれることはない。これらの点が打たれる順序はまったく不規則で初期値にも依存す

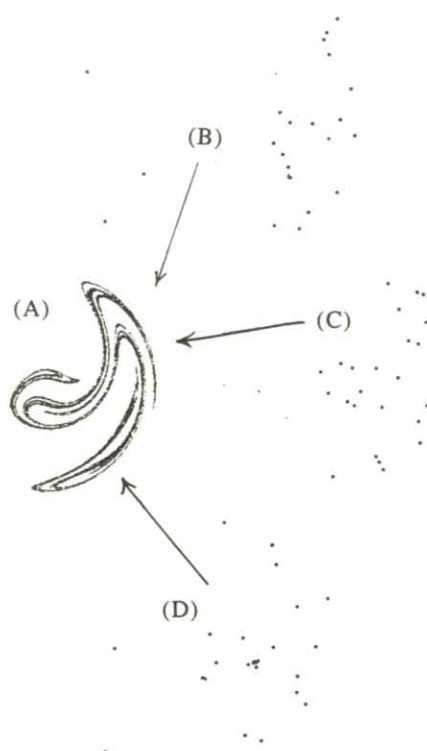


Fig. 12 Poincare sections of the forced Duffing oscillator for the parameter values ($K=0.1$, $B=11.0$) in a chaotic region: (A) strange attractor, (B)~(D) transient plottings obtained with three different initial values (all of them converge upon the pattern of (A) after enough number of plotting.)

る。そのため、違う初期値から出発すると、はじめのうちは違ったパターンが描かれる (B, C, D)。十分長い時間プロットしていると、どんな初期値から出発しても、**Fig. 12** のパターン(A)が得られるのである。したがってアトラクタと言っても、前記3つのアトラクタとは感じが違う。そのため、ストレンジアトラクタと名付けられた。

2.2 決定論的不規則変動

カオスの変動は、前節で見たように定まった方程式に従って出てくる不規則変化であり、確率的に生じるランダム変化とは違う。しかし決定論的にその変化が決まるにもかかわらず、2.3節で示すようにカオスの変動は予測不能である。これがカオスの最も重要な性質である。

細胞膜に存在するある種のイオンチャンネルは、その開閉をカオス的に行なっている可能性が高い⁸。開閉を量 x によって表し、 x は 0 から 1 の間の値をとるとする。 $x = 0$ なら完全に閉じており、 $x = 1$ では完全に開いている。イオンチャンネルの状態変化には決まった時間 τ がかかるので、 x の値は時間 τ ごとに変化する。その場合に、 x の時間的変化は、次に示すような規則によって与えられる。

$$x(n+1) = a_1 x(n) \quad \text{for } 0 < x(n) < d_1,$$

$$x(n+1) = [d_2 - x(n)] / (d_2 - d_1)$$

$$\text{for } d_1 \leq x(n) \leq d_2,$$

$$x(n+1) = a_2 [x(n) - 1] + 1 \quad \text{for } d_2 < x(n) < 1, \quad (4)$$

ここで $x(n)$ は時刻 $t = n\tau$ での x の値であり、

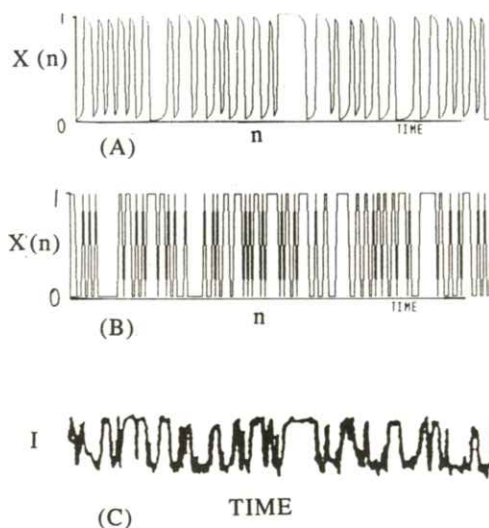


Fig. 13 Gating behavior of an ion channel where $X=1$ and 0 correspond to open and close, respectively. (A) A deterministic gating made by Eq. 4, (B) A stochastic gating by random numbers, (C) An observed ionic current through a single ion channel corresponding to a real gating (reproduced from ref. 9).

a_i , d_i ($i=1, 2$) は定数である。**Fig. 13** に式(4)から求めた $x(n)$ の時系列(A), および $x(n)$ を乱数によって決めた結果(B)を示した。イカ神経軸索にある Na^+ チャンネルの開閉による膜電流の変動の測定値⁹と比較すると、式(4)より求めたカオス的な変化も乱数より求めたものも共によく似ている。このように、状態を表す物理量の変動の外見は、決定論的不規則変動(カオス)と確率論的なものとで区別がつかない。その区別を調べる方法は、第3節「カオスの解析方法」において述べる。

2.3 初期値への鋭敏な依存性(バタフライ効果)

あるシステムがカオス状態にある場合、対応する物理量の時間的変化は、その初期値に強く依存

する。すなわち、2つの変動の軌跡を比べる場合に、それぞれの初期値としてどんなに近い値をとっても、はじめのうちは似ているが、時間がたつにつれて相違が大きくなり、やがて全然無関係な別ものになってしまう。カオス以外の変動状態にある場合では、2.1.1および2.1.2で見たように静止状態や周期状態では、物理量の変化の軌道はどのような初期値から出発しても、時間がたつにつれて決まった軌道に引き込まれていく。他方、準周期状態では初期値の異なる2つの軌道は、どんなに時間がたっても互いに近づきも離れもせず同じ関係を保っている。

2.1でふれたダフィング振動子 ($K = 0.1$, $B = 11.0$) の場合に2つの初期値 ($x(0) = 3.00$, $v(0) = 4.00$) と ($x(0) = 3.01$, $v(0) = 4.01$) から出発した x の変化の様子を Fig. 14 に示す。はじめは重なっているけれども、時間がたつにつれて、ずれが大きくなっていく様子がわかる。

このようなカオスの性質からカオス的変動は、決まった規則に従って起こっているにもかかわらず

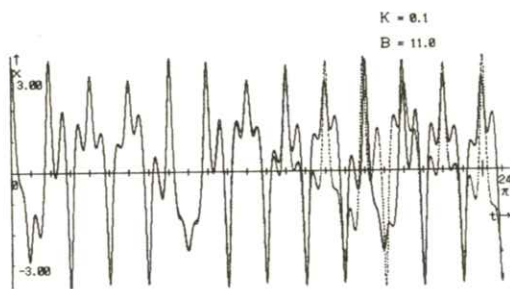


Fig. 14 Sensitive dependence on initial conditions: two chaotic behaviors of the forced Duffing oscillator for the two very close initial conditions ($x(0)=3.00$, $v(0)=4.00$) and (3.01 , 4.01) which are shown with a solid and a dotted curves, respectively.

ず、予測不可能といえるわけである。人間が測定する物理量の精度は、有限であるから初期値として与える値にも必ず誤差が含まれる。たとえ微少な誤差でも、十分な時間の後には、予測できないほどの差異を与えることになる。

この性質を初めて見つけたのは、天候のコンピュータシミュレーションをやっていたE. ローレンツで、ほとんど同じ出発点を発したコンピュータ上の天候が、次第に大きくずれて離れて行き、ついには似ても似つかぬ天候になることを示した¹⁾。比喩的に言えば初期条件の相違が、北京における一匹の蝶々が、羽をはばいたばあいとはばたかなかった場合だけであったとしても、ニューヨークの天候に、快晴とどしゃ降りの雨ほどの違いが現れることになる。そのため、カオスの超鋭敏な初期値依存性の効果を、バタフライ効果と呼ぶこともある。

2.4 自己相似(フラクタル)性

カオス的変動の軌道はフラクタル(非整数)次元をもっている。すなわち位相空間に描かれる軌道は、自己相似的構造をもっている。Fig. 15に

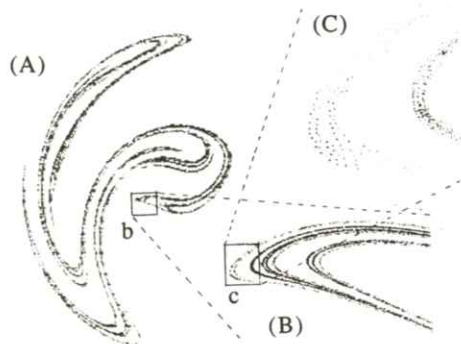


Fig. 15 A self-similar (fractal) structure of a chaos attractor of the forced Duffing oscillator ($K=0.1$, $B=11.0$).

ダフィング振動子 ($K=0.1$, $B=11.0$) の位相空間における軌道のポアンカレ断面を示す (Fig. 12 と同じもの)。図に示すように、その一部を拡大してみると前と同じような構造が現れる。さらにその一部を拡大すると、また同様な構造が現れ、何回拡大しても類似した構造が見られる。これが自己相似性あるいはフラクタル性といわれる性質で、カオスアトラクタはこの性質をいつも持っている。

このようなポアンカレ断面の点は、まったく不規則な順序でプロットされるけれども、十分長い時間たった後の空間分布は、Fig. 15 に見るような入れ子構造になっている。どのようなスケールでながめてみても類似した構造を与える空間分布になっていけば、その軌道はカオス状態にあるといえる。無秩序にランダムな変動では、時間がたつにつれて、空間は一様に埋めつくされていき、このように美しいフラクタル構造が生まれる余地はない。

健康なヒトの心拍数の時間変化を表したグラフも自己相似性に近い構造を持っている²。長い時間スケールで見た心拍数のゆっくりとした揺らぎの様子は、短い時間スケールで見た揺らぎのパターンによく似ている。さらに短いスケールで起こる細かい揺らぎも、長時間揺らぎと似た変動をしていることが観測されている。これまで述べてきたような時間的変動ばかりでなく、生体システムには空間的構造においても、多くの器官や組織において自己相似性に近い性質が見られる。小腸の形態、心臓の血管網、あるいは脳の神経ネットワークなどは、異なる倍率の大小にかかわらず、それぞれよく似た構造が存在していることがわかる²。

このように自己相似性（フラクタル性）は、カオスの性質であるばかりでなく生体システムの特徴を表す重要な性質の一つである。

3. カオスの解析方法

生体システムは、多くの階層から成っており、各階層において多くの要素が非線形的に相互作用をしている複雑なシステムである。したがってこれらの階層の状態がどのような物理量によって、どのように表されるのか、わかっている場合はきわめて少ない。

少数の測定できる量の時間的変化から、それらの量に関係している階層システムの動的性質を知るためには、これまでに開発されている動特性の解析方法だけでは十分でない。しかし、それらの方法によって、複雑なシステムの動的性質にはカオス状態が常に含まれており、しかもそれらのシステムの機能発現にカオスが何らかの役割を果たしていることは、わかってきつつある。

本節では、これまでに開発されている解析方法の主なものを説明し、それらの方法が生体システムに適用されている事例を紹介する。

3.1 通常の方法

生体系にかぎらず多くのシステムの動特性を調べるときに、多用される方法として以下の3つがある。

3.1.1 ポアンカレ断面

考えているシステムの状態が複数の物理量で表されるとき、一つの状態はそれらの物理量やその

時間微分を座標軸とする状態空間内の一点に対応している。状態の時間的変化は、この点が時間経過とともに、空間内を移動する軌道によって表される。多次元空間になると、その軌道を描くことはできないので、適当な二次元平面を決めて、軌道がその平面をつらぬいた点の集まりによって、軌道の性質を知る。これがポアンカレ断面であり、19世紀の数学者ポアンカレによって考案された。

イカ神経軸索の膜電位 V の時間的変化をポアンカレ断面として表した例を **Fig. 16** に示す¹⁰。この場合には、 $(V, dV/dt, I)$ の三次元空間における軌道が、入力 $I = I_0 \sin \omega t = \text{const.}$ の平面とクロスする点を $(V, dV/dt)$ 平面上に投影したものである。 V の周期的振動では有限個の

点(A)、準周期的振動では閉曲線(B)、カオスの振動では有限の平面に広がった点(C)となっている。このようにポアンカレ断面の点の分布から、変動のパターンがわかる。

3.1.2 スペクトル分布

注目する物理量の変化の特徴を見る方法として昔から用いられているのが、周波数の分布を調べる方法である。時間的に変化している物理量をフーリエ変換して得られる量の二乗が、スペクトル強度になる。**Fig. 1** に示したように、周期的変動に近いときは、一つの周波数の強度のみが大きくなるし(D)、カオスの変動の場合には、ランダムに選ばれた多くの周波数において、強度がピークをもっている(B)。

ポアンカレ断面図やスペクトル強度によって変動のパターンは、大概わかるけれども、カオスがどのような規則にしたがって生じているのかは、わからない。それをつきとめる可能性のある方法が、リターンマップである。

3.1.3 リターンマップ

マッピングによるカオス発生のもっと有名な例は、生物の各世代における個体数 X_n を決めるロジスティックマップの規則で

$$X_{n+1} = a(1 - X_n)X_n \quad (5)$$

によって与えられる。 X_n は第 n 世代の個体数が最大1に規格化されている。 a は繁殖力を表す定数でこの値によって X_n にさまざまなタイプの変動が現れる。

X_n の値は、 X_0 より始めて式(5)より順次 $X_1 \rightarrow$

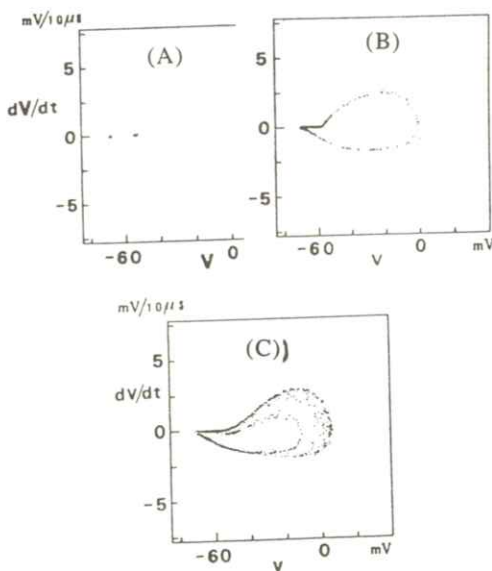


Fig. 16 Poincaré sections of the repetitive firing of action potentials $V(t)$ in squid giant axons during sinusoidal current stimulation: (A) periodic firing, (B) quasiperiodic firing, (C) chaotic firing (reproduced from ref. 10)

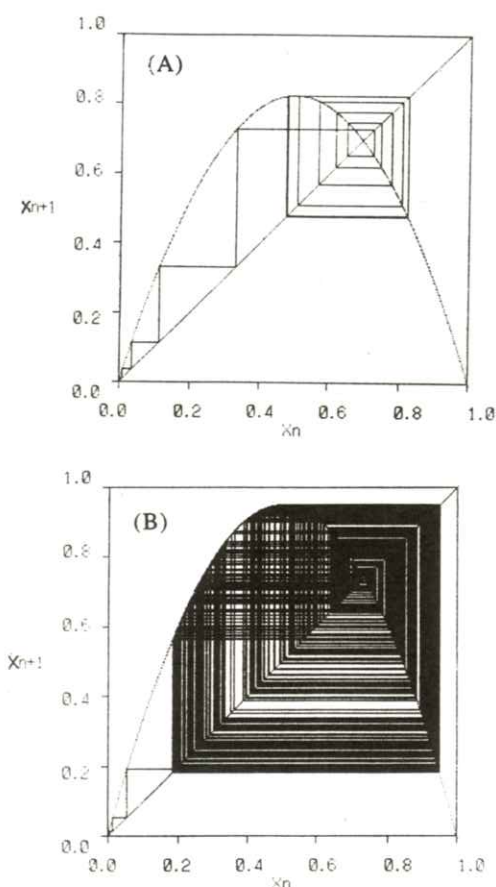


Fig. 17 Logistic mapping of X_n made by Eq. 5: (A) periodic variation of X_n ($a=3.3$), (B) A chaotic variation of X_n ($a=3.8$).

$X_2 \rightarrow \dots \rightarrow X_n$ と求めていけばよいが、Fig. 17 に示すように、 $y = -ax^2 + ax$ という放物線と $y = x$ の直線を用いて、次々に点を写像することによっても、求めることができる。 X_n の値は必ずこの放物線の上のっている。

$a = 3.3$ の場合には、Fig. 17 (A) のように最終的に 2 点の間を往復する周期運動になり、 $a = 3.8$ では (B) 図のように写像はどこまでやっても元にもどらず、カオスの変動になる。繁殖力 a の値を連続的に変えていった場合に、どのような変動パター

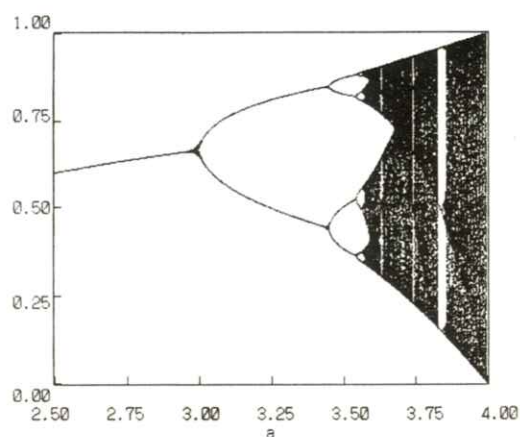


Fig. 18 Bifurcation diagram show in the relationship between the values taken stationarily by X_n and the breeding rate a in the logistic map (Eq. 5).

ンが現れるのかを示したのが Fig. 18 の分岐図である。横軸は繁殖力 a の値、縦軸は個体数の最終的にとりうる値を示しており、それが縦に m 個並んでいれば m 周期の変動を意味する。繁殖力 a が小さい間は X_0 としてどんな値を選んでも、やがて X_n は 0 になる。 a が増すにつれて、0 でない一定値（ポイントアトラクタ）、2 周期、4 周期と周期数が増加していき、やがてカオスが現れる。

このように変化の規則（マッピング関数）がわかれば、変動の内容を解析することができる。注目している物理量 Q の変動を決めているマッピング関数を求める方法が、リターンマップの方法である。 Q_n として $Q(n\tau)$ を使い、 (Q_n, Q_{n+1}) を 2 次元平面にプロットする。 τ はプロットのための一定な時間間隔で、システムに外力を加えている場合には、外力の周期を τ とする。これらの点 (Q_n, Q_{n+1}) の集合から、ある曲線が決まれば、それがマッピング関数となる。

植物ニテラの内節細胞の膜電位 $V(t)$ は、細胞へ

外部刺激として交流電流を与えると、交流の周波数によって種々の変動パターンを示す¹¹。林らにより測定された $V(t)$ の変化と、それより求められたリターンマップのプロット¹¹をFig. 19に示した。プロットされた点の集まりから得られる曲線（図中の太線）が、マッピング関数である。

ひつじの心臓ペースメーカーニューロンの活動電位は、外部電流刺激の周期 T を変えると、さま

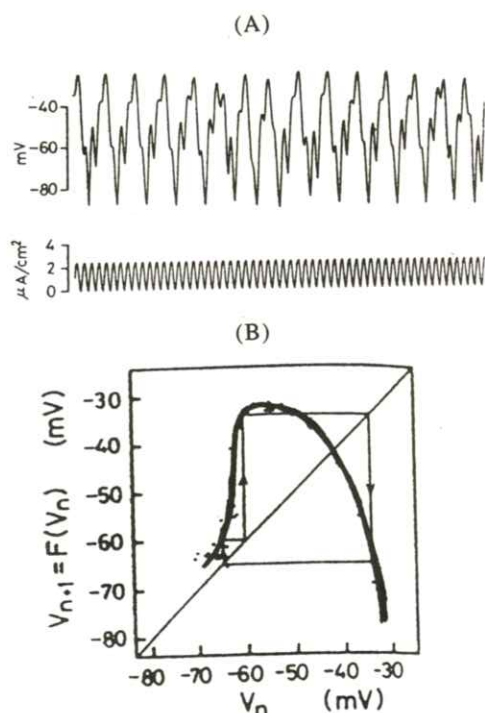


Fig. 19 The self-sustained potential oscillation of the internodal cell of *Nitella* under sinusoidal stimulation: (A) the upper trace is the chaotic oscillation and the lower one is the current stimulus, (B) the return map of the potential V_n and the mapping function (solid curve) obtained by a curve fitting for the points (V_n, V_{n+1}) (reproduced from ref. 11).

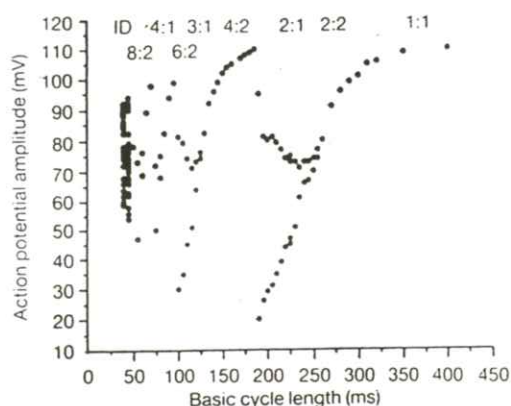


Fig. 20 Bifurcation diagram showing the relationship between pacing action potential amplitudes in a sheep cardiac Purkinje fiber. The region indicated by ID at top corresponds to chaos. (reproduced from ref. 12).

ざまな変動を示す。Fig. 20にChialvoら¹²によって、リターンマップを用いて求められた活動電位の分岐図を示す。

3.2 実測データより動的性質を知る方法

生体は、多くの階層より成る複雑なシステムなので、その状態を表すには、多くの物理量が必要である。しかし、多くの階層において、測定できる量は、一つか二つにすぎない。このような条件にもかかわらず一変数の時系列データのみから、その階層システムの動的性質を推定する方法が、ターケンス¹³によって開発されている。以下にその方法および、その方法を用いて得られるシステムの動的性質を知る2つの量、カオスアトラクタの幾何学的特徴を表すフラクタル次元、およびシステムの力学的特徴を表すリアプノフ指数について述べる。

3.2.1 ターケンスの方法¹³

脳波計や心電図計から得られる電圧 $v(t)$ のような一変数の時系列データ $\{v(t)\}$ から、脳や心臓などのシステムにおける高次元空間のアトラクタ軌道を再構成するために、ターケンスは次のような方法を示した。

システムの動的状態は、状態空間内で点が動いた軌道によって表される。この軌道は、システムの状態を表すのに十分な n 個の物理量の時系列がわかれば描けるが、実際にはわからない。そのため状態空間は m 次元と仮定し、唯一わかっている時系列 $\{v(t)\}$ より、 m 次元空間での軌道を再構築するわけである。時間遅れの大きさとして一定値 τ を使い、再構成状態空間における点 (m 次元ベクトルとして表される) の時系列を、次のように作る。

$$V(t_i) = [v(t_i), v(t_i + \tau), \dots, v(t_i + (m-1)\tau)], \quad (i=1, 2, \dots, N, \dots) \quad (6)$$

状態空間の真の次元が n であるとき、 $m \geq 2n+1$ であれば式(6)によって得られる再構成状態空間の軌道は、真の軌道がもつアトラクタの構造 (2.1 節参照) を保存している¹³。

ネズミの腎臓ネフロンの内圧 $P(t)$ は、Fig. 21 (A), (B) で見るように¹⁶、30秒ぐらいの周期で変化している。Jensen ら¹⁶ は正常ラットの $P(t)$ データを $m=3$ 、 $\tau=5.0$ s とし、高血圧症ラットの $P(t)$ を $m=3$ 、 $\tau=3.5$ s とし、再構成状態空間にプロットした (Fig. 21 (C), (D))。これらの軌道から、高血圧症のラットでは、内圧 $P(t)$ がカオス的に変動していることがわかる。

このように再構成状態空間内での軌道の性質、

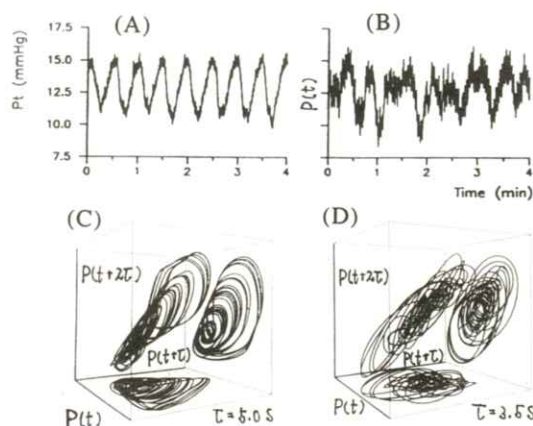


Fig. 21 Typical oscillations in the proximal intratubular pressure P_t , as measured in (A) a normal rat and (B) a spontaneously hypertensive rat. (C) and (D) Reconstruction of 3-dimensional phase portraits from a single time series (A) and (B), respectively, using Takens' method. (reproduced from ref. 16).

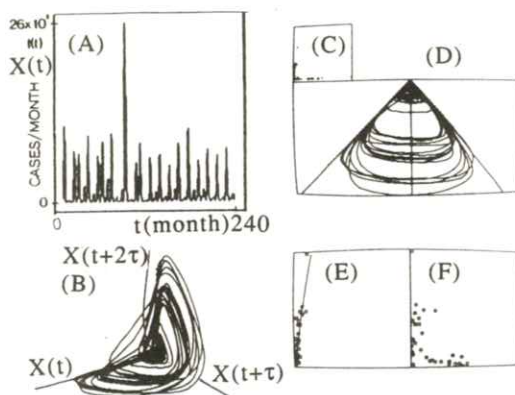


Fig. 22 Recurrent epidemic of measles in New York city during 1928-63: (A) time series of cases per month, (B) orbits reconstructed from the data in (A), (C) Poincaré section, (D) orbits viewed from above, (E) one of the Poincaré sections magnified, (F) return map (reproduced from ref. 17).

すなわちアトラクタのパターンや次元を調べることにより、システムの動的性質がわかることになる。Shaffer¹⁷は、はしか流行のダイナミックスを調べるために、ニューヨーク市における一か月当たりの感染者数 $X(t)$ (Fig. 22 (A)) を $m=3$, $\tau=3$ 日として、再構成空間にプロットした (Fig. 22 (B))。図にあるように、この3次元空間のデータより、ポアンカレ断面(C)やリターンマップ(F)を求め、感染者数の変化はカオス的であると結論している。

ここで問題になるのは、時間遅れ τ と再構成空間の次元 (埋め込み次元) m をどのように選ぶかということである。 τ の最適な決定の規準として (1) $V(t)$ の主要な周期 (スペクトル分布よりわかる) の数分の1, (2) $V(t)$ の自己相関関数が、最初に極小値をとる時刻¹⁴, などが用いられている。

3.2.2 相関次元と埋め込み次元

再構成された状態空間、あるいは実際の状態空間に示される軌道が、どのようなアトラクタに属しているのかは、3次元以上の高次元空間では見ることができない。そのため、アトラクタの性質を示す尺度の一つとして相関次元 ν が用いられている。カオスアトラクタは、Fig. 15 で見たように自己相似的 (フラクタル) な空間構造をもっている。相関次元 ν が非整数値になるとき、そのアトラクタはカオスであるといえる。このように相関次元は、アトラクタの空間的特徴を示すものであり、フラクタル次元とも呼ばれる。

相関次元 ν は、次に示す相関積分 $C(m; r)$ から求められる¹⁵。

$$C(m; r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N^2} \sum_{i, j=0}^N H(r - |V(t_i) - V(t_j)|), \quad (7)$$

$$|V(t_i) - V(t_j)| = \left\{ \sum_{k=0}^{m-1} \{v(t_i + k\tau) - v(t_j + k\tau)\}^2 \right\}^{1/2} \quad (8)$$

ここで、 $H(x)$ はヘビサイドの階段関数で、 $x \geq 0$ で $H(x) = 1$, $x < 0$ で $H(x) = 0$ をとる。この相関積分 $C(m; r)$ は、アトラクタに含まれる点の分布状態を示す量で、距離 r 以内の間隔をもつ点のペアが、どのくらいの割合で存在するかを示している。この割合の r 依存性は、 r の適当な領域で r^ν となる。したがって、相関次元 ν は

$$\nu \ln r = \ln C(m; r) + \text{const}, \quad (9)$$

より求められる。

軌道の点 $V(t_i)$ が直線上に一樣に分布していれば $\nu=1$ となり、平面上に一樣分布していれば、 $\nu=2$ となる。 ν が非整数の場合は、フラクタル状に分布していることになる。

最後に適正な結果を得るために必要な埋め込み次元 m の最小値を推定する方法を述べる。 m を小さな値から順次増しながら、それぞれの m について相関次元 ν を求める。Fig. 23 に示すように¹⁸, ν を縦軸、 m を横軸にプロットして得られる曲線は、 $m \geq m_0$ で水平になる。このときの ν の値が正しい相関次元の値であり、 m_0 の値が適正な ν を与える最小の次元である。通常は、埋め込み次元として m_0 の値を用いる。この埋め込み次元数は、そのシステムの動的性質を表すのに必要な物

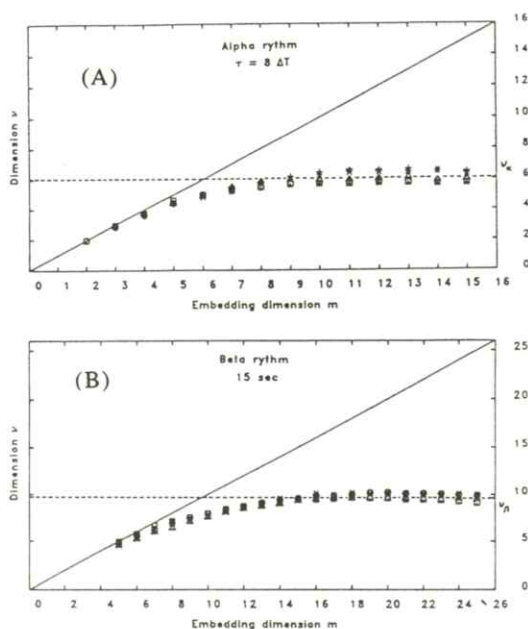


Fig. 23 Relation between correlation dimension v and embedding dimension m in EEG of human brain activity recorded from two different stages: (A) alpha rhythm (eye closed), (B) beta rhythm (eyes open) (reproduced from ref. 3).

理量の数（力学次元）に対応している。

Fig. 23は、Babloyantz とDestexhe³によって求められた、ヒト脳波の α 波（目を閉じて安静状態にあるときの脳波）と β 波（目を開いて思考しているとき）についての計算結果である。得られた相関次元と埋め込み次元（ m_0 ）の値は、 α 波で 6.1 ± 0.5 と10、 β 波で 9.7 ± 0.7 と15となっている。

3.2.3 リャプノフ指数

状態空間に現れたアトラクタの空間的構造（自己相似性など）は、前節の相関次元（フラクタル次元）によって推定されるけれども、状態の時間的変化の様子はこれではわからない。

カオスのもう一つの重要な性質として、2.3節で述べた軌道の初期値への鋭敏な依存性がある。この性質を知るためには、状態空間内で、非常に近い2点から出発した軌道が、時間の経過と共にどのように離れていくかを調べればよい。

この間隔の広がり、時間 t に指数関数（ $\exp(\lambda t)$ ）的に依存しており、この指数 λ をリャプノフ指数と呼んでいる。リャプノフ指数が正の時、軌道の間隔は時間とともに広がっていくので、システムはカオス状態にあるといえる。

実測の時系列データ $\{V(t)\}$ から、リャプノフ指数を求めるために、次のような方法が開発されている¹⁸。式(6)を用いて再構成された状態空間内のアトラクタ軌道（ m 次元空間の点群）において、時間の経過と共に各点間の間隔がどのように変化していくかを考える。アトラクタ内の1点 $V(t_0)$ を中心として微小距離 ε 以内にある他の点 $V(t_k)$ を M 個（ $k = 1 \sim M$ ）選び出す。距離は式(8)によって求められる。時間が s だけたつた後には、これらの点はそれぞれ $V(t_k + s)$ に移動している。 $t = 0$ における中心点 $V(t_0)$ から各点までの変位ベクトル $X_k(0) = V(t_k) - V(t_0)$ と、 $t = s$ での変位ベクトル $X_k(s) = V(t_k + s) - V(t_0 + s)$ を比べれば、時間の経過による間隔の伸び具合がわかる。距離と時間の間隔、 ε と s を十分に小さくしておけば、 $X_k(0)$ と $X_k(s)$ の関係は線形的となり、ある行列 A_0 を用いて

$$X_k(s) = A_0 X_k(0), \quad (k = 1, 2, \dots, M) \quad (10)$$

と表すことができる。さらに $t = 2s$ における変位ベクトル $X_k(2s)$ と $X_k(s)$ を関係付ける行列を

A_1 , $X_\ell(Ns)$ と $X_\ell((N-1)s)$ を結ぶ行列を A_{N-1} とする。 $t=0$ とそれから時間 Ns だけたった後の変位ベクトル $X_\ell(0)$ と $X_\ell(Ns)$ の間の関係は、

$$X_\ell(Ns) = B_N X_\ell(0), \quad (11)$$

$$B_N \equiv A_{N-1} A_{N-2} \cdots A_1 A_0, \quad (12)$$

で与えられる。行列 A の具体的な求め方は文献18に説明されている。

さて、リヤプノフ指数(λ)は、この行列 B_N の固有値 $\mu_\ell(N)$ ($\ell=1, 2, \dots, N$)を用いて

$$\lambda_\ell = \lim_{N \rightarrow \infty} (1/N) \log |\mu_\ell(N)| \quad (13)$$

より得られる。数値計算によって、これらを具体的に求める方法については、文献19を参照されたい。

このようにして得られた M 個のリヤプノフ指数 $\{\lambda_\ell\}$ は状態空間の直交する M 個の方向への伸び率に対応している。したがって、ある方向のリヤプノフ指数が正であれば、時間の経過と共に2点の間隔はその方向に広がっていく。最低限、最大リヤプノフ指数が正であれば、考えているアトラクタはカオスであるといえるわけである。

脳のテンカン発作時における最大リヤプノフ指数 $\lambda_{\max}$ と埋め込み次元 M の関係が、Krystal and Weiner²⁰によって求められている(Fig. 24)。脳波の比較的規則的な部分については $\lambda_{\max}=0.94$ 、不規則な部分では $\lambda_{\max}=2.65$ となり、いずれにしても発作時の脳波は低次元のカオス的な変化をしていることがわかる。

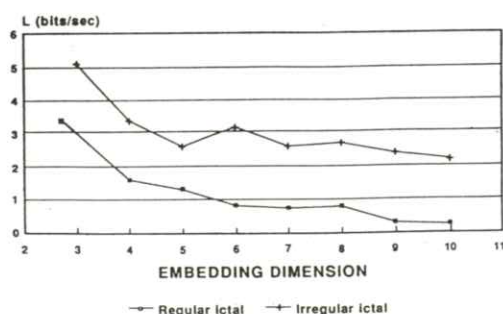


Fig. 24 The largest Lyapunov exponent L vs. embedding dimension m for a regular appearing ictal EEG segment and an irregular appearing ictal segment with $\tau=40$ msec (reproduced from ref. 20).

4. 生体システムにおけるカオスの役割をさぐる

私どもは、味覚および嗅覚システムにおいて、刺激入力から味あるいは匂いの認識とその記憶までに行われる各種の情報処理のメカニズムを解明する目的で、研究を行なっている。研究の方法は、システムの各階層ごとに、生理的データに基づいて数理モデルを作り、コンピュータシミュレーションによって、各階層における情報処理のメカニズムを追求する、というものである。

味覚および嗅覚システムの階層として次の5つを考えている。

- (1) 味および匂い物質により受容細胞が刺激され、その膜電位が変化するプロセス。(化学刺激から電気信号への変換はどのようなメカニズムで行なわれるのか)
- (2) 受容器の膜電位変化が、求心性神経細胞のパルス発火パターンに変換されるプロセス。(化学刺激のどんな性質がコード化されるのか)
- (3) 求心性神経から送られたパルスパターンが、

孤束核や嗅球などの中断核の神経ネットワークに、ニューロン発火の時空パターンを生じさせるプロセス。(入力パルスパターンの情報が、どのような出力時空パターンとして表現されるのか)

- (4) 中断核から送られた味あるいは匂いの情報を表すパルスパターンによって、中枢神経システムにおいて味あるいは匂いを識別し認識するプロセス。(時空パターンをどのように識別し、それをどのように記憶と比較して認識するのか)
- (5) 中枢神経システムにおいて識別されたパルスパターンを記憶し、またそれを想起するプロセス。(どのようなシステムでどのようなメカニズムで、記憶と想起が行なわれるのか)

これらの各プロセスにおける情報処理において、カオスがどこかで現れ、それらのカオスが重要な働きをするらしいことが、だんだんわかってきた。本節では、上記の研究に関連して現れたカオスについて述べ、そのプロセスにおけるカオスの役割について考察する。

4.1 生体膜の膜電位振動

味および匂い物質への受容細胞の応答は、それらの物質の作用によって、細胞膜を通過しているイオン流に変化が起こることによって生じる。この変化は、膜の性質に大きく依存するので、生体膜の状態とイオン流の関係を調べることは、受容細胞の応答メカニズムを明らかにするために必要である。

生体膜の主要成分である脂質二分子膜を用いて、**Fig. 25** (A)に示すような装置により、両溶液間の電位差を測定すると、**Fig. 25** (B)に示すような電

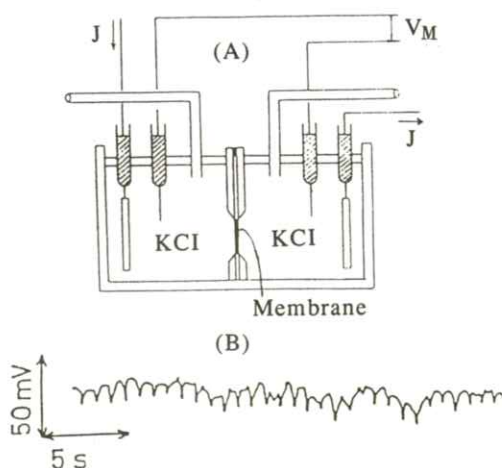


Fig. 25 (A) Equipment for measurement of self-sustained oscillations of the potential difference V_M across a lipid membrane. (B) An observed oscillation of V_M (reproduced from ref. 21).

位の自励発振が見られる^{21, 22}。私どもは、この発振が膜のゲル状態と液晶状態間の相転移によるものと考えて、モデルを作った。イオン流に伴う H^+ イオンの膜表面への吸着によるゲル状態の安定化、 H^+ の脱離による液晶状態の安定化のために、両溶液相のイオン濃度や温度を調整すると、相転移とイオン流の方向転換が交互に起こるようになり、自励発振が続くことを示した²³。

膜を通過する外部交流 ($J = J_0 \sin 2\pi\omega t$) を加え、その振幅 J_0 と周波数 ω を変えていくと、ある領域で膜電位変化はカオス的になる。**Fig. 26** は、膜表面近傍における H^+ イオンの濃度 X の時間変化を求めるのに、初期条件として $\tau_0 = 0.95$ で $X = 0$ および $\tau_0 = 0.952$ で $X = 0$ を用いて $X(t)$ をプロットしている。はじめはほとんど同じであるが、時間がたつにつれて差が現れてくる。これから、この膜電位振動はカオス状態にあることがわかる。

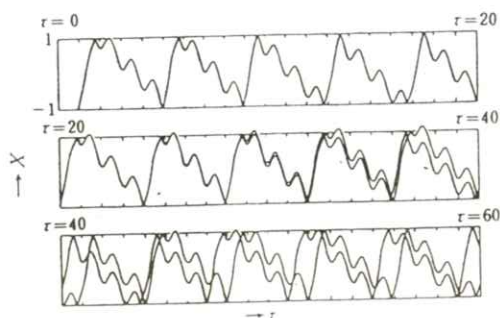


Fig. 26 Divergence of chaotic oscillations of proton concentration X from adjacent starts at $\tau=0.95$ and 0.952 in the phase transition model of lipid bilayer membrane.

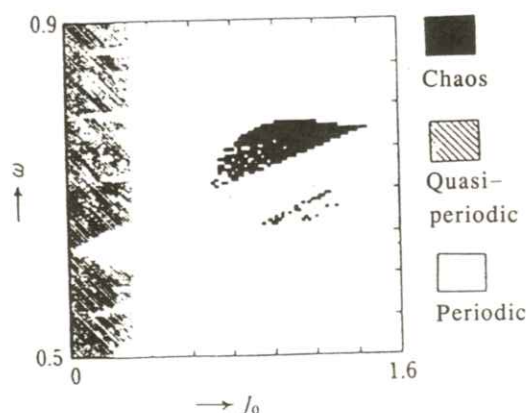


Fig. 27 The phase portraits for the various dynamical behaviors of the lipid bilayer model as a function of amplitude J_0 and frequency ω of the applied current.

振幅 J_0 と周波数 ω の値によって、どのような振動が現れるのかを **Fig. 27** に示した。膜の組成や溶液のイオン濃度を変えると、カオスの現れる領域は、この図とはかなり異なってくる²⁴。

実際の受容細胞や神経細胞には、外部電流がかかっているわけではないが、隣接する細胞間では、相手の細胞のイオン流が外部電流と同じ働きをす

る。2つの異なるイオン流間の相互作用によって、カオスの膜電位変化が生じることも、少し違う生体膜モデルを用いて確かめた^{25,26}。

細胞の膜電位変化は、生体システムにおける情報処理のための基本要素である。この膜電位変化にカオスが現れるメカニズムは、かなりよくわかってきたけれども、細胞の機能にとってカオスがどのような役割を果たしているのかは、まだ不明である。

4.2 イオンチャンネル集団による膜電位

細胞の膜には、多数のイオンチャンネルが含まれており、そこを通過するイオン流によって細胞の内と外の電位差（膜電位）の値が決まる。通常のイオンチャンネルは、そのゲートの開閉をカオス的にに行なっている（**Fig. 13**参照）。このようなイオンチャンネルを多数含む細胞の膜電位が、どのような変化をするのか、**Fig. 28** に示するような細胞膜モデルを用いてシミュレーションを行なった。

モデルでは、細胞をいくつかの領域（神経細胞

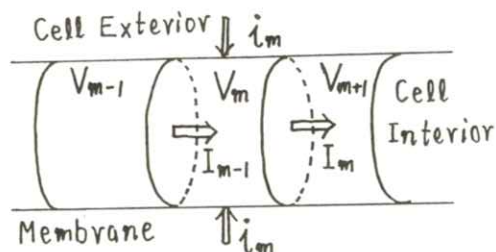


Fig. 28 The compartment model of cell. V_m and i_m are the potential difference and electric current across the membrane of m th compartment, and I_m is the internal current from the m th compartment to the $(m+1)$ th one.

の樹状突起、細胞体、軸索などに対応)に分け、各領域には多数のイオンチャンネルが含まれているが、膜電位 V_m はそこでは同じとする。 m 番目の領域において、膜を通過して流れる電流 i_m と細胞内でその領域から隣接領域へ流れる電流の和は0となるので、隣接領域とこの領域の膜電位(V_{m-1} , V_m , V_{m+1})の間にカップリングが生じる。さらに、イオンチャンネルの開閉を決める規則(式(4))が、膜電位にわずかながら依存すると考えると、膜電位を介して各イオンチャンネルの開閉のタイミングにカップリングが生じる。ただし、一つ一つのチャンネルは、カオス的に開閉を繰り返していることに変わりはない。

イオンチャンネルが開いているときのイオン透過率(σ)、細胞内液の電気伝導度(λ)、およびイオンチャンネル開閉の膜電位への依存強度(ε)の3つのパラメータを適当に変えると、**Fig. 29**に示すように、各領域の膜電位が周期的に変わったり、カオス的に変わったりする。このように、カオス的変動をする要素の集団においても、要素間の結合によって集団的にそろった活動を生じることができる。

イオンチャンネルの種類を変える(モデルではゲート開閉の規則、式(4)の a_1 , a_2 を変える)と、これまで周期的に変化していた膜電位が、カオス的に変化したり、一定値に落ちついてしまったりする²⁷。どちらのチャンネルの開閉も個々にはカオス的で、見た目には違いがないけれども、チャンネルが集団として関与する細胞の性質(膜電位)に対しては、大きな差異が生じている。

Fig. 13に示したように、イオンチャンネルの開閉が決定論的にランダムであったとしても、それ

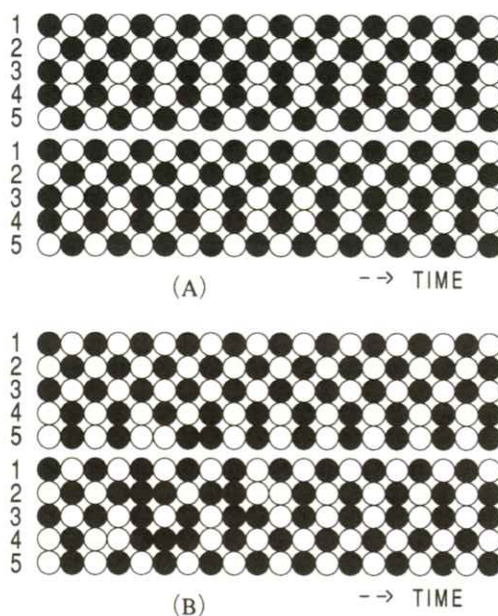


Fig. 29 Variation patterns of the membrane potentials ($V_m - V_r$) ($m=1\sim 5$) in the cell model shown in **Fig. 28**. (A) periodic variation, (B) chaotic variation. (open circle for $V_m > V_r$ and solid circle for $V_m < V_r$).

らのチャンネルが集団として関与する膜電位の変化パターンは、個々のチャンネルがどのような規則で開閉しているかによって大きく違ってくる可能性がある²⁷。

カオス的不規則性と確率論的不規則性の本質的な相違は、前者が状況の変化に応じて、その不規則性の性質を変える余地があるのに対して、後者にはそのような余地がないことである。その理由は、カオスは不規則であるといっても、それは何らかの決定論的規則に従って生じるからである。

イオンチャンネル開閉の規則を少し変えて、ロジスティック写像(**Fig. 17** 参照)のように式(4)を $x(n)$ の2次式にすると、チャンネルの開閉がパ

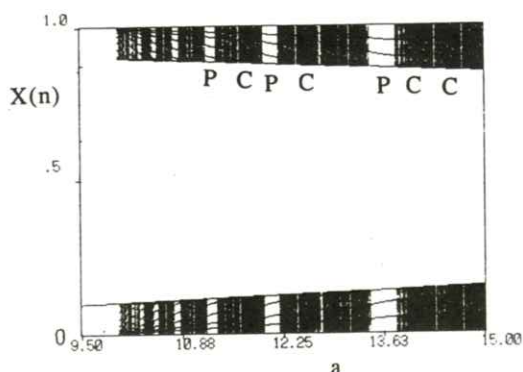


Fig. 30 Gating behavior of an ion channel whose gating rule is given by the quadratic equation. The values taken stationarily by $X(n)$ change depending on the value of a , where P and C denote periodic and chaotic gatings.

ラメータの値によって、カオス的なものだけでなく、周期的なものも現われる。式(4)で、 $0 < x(n) < d_1$ の式を $x(n+1) = -ax(n)\{x(n) - 2d_1\}$ に、 $d_2 < x(n) < 1$ の式を $a\{x(n) - 1\}\{x(n) - 2d_2 + 1\} + 1$ に代えて、 $d_1 = 0.2$ 、 $d_2 = 0.8$ の場合に、 a を変えて得られる $x(n)$ の変化パターンを **Fig. 30** に示した。黒くなっている領域(C)では、チャンネルがカオス的に開閉しているけれども、線が上下 N 本ずつの領域(P)では、周期 $2N$ で周期的に開閉している。

このような性質をもつイオンチャンネル集団を含む細胞膜では、個々のチャンネルが孤立しているときはカオス的に開閉していても、環境（このモデルでは σ 、 λ 、 ϵ の値）を適当に選ぶと集団ではそろって開閉する場合が生じる²⁷。しかし、チャンネルが確率論的に開閉している場合には、チャンネル間に協調性が生まれることは決してない。絶えず不規則に揺らいでいる環境の中で、生物

がたくましく生きていくためには、環境の変化に柔軟に対応できなければならない。したがって、生体内部においても、各階層ごとに状態が揺らいでいる必要がある。しかし、生体が一つの統一されたシステムとして行動するためには、各階層ごとにまた各階層間で協調性のある動きをすることが、不可欠である。この揺らぎ（不規則性）と協調性が両立できる状態としてカオスが選ばれたのではないか。細胞レベルから個体さらに個体群レベルまで、あらゆる階層でカオス現象が見られる理由の一つは、カオスの決定論的不規則性という性質にあるのではないか。

4.3 嗅覚ネットワークモデルの応答特性

Freeman²⁸ は、嗅覚システムの中継核である嗅球の電位振動を調べるために、ウサギの嗅球に微小電極を刺入して、**Fig. 31** のような振動パターンを得た。呼吸による低周波成分を除いたバースト成分に、ウサギが嗅いだ匂いの情報がのこっていることを Freeman は見つけた。すなわち、入力待ちのとき、バーストはカオス的になっており、知っている匂いを嗅ぐとリミットサイクルに近い低次元のカオスになる。知らない匂いを嗅いだ場

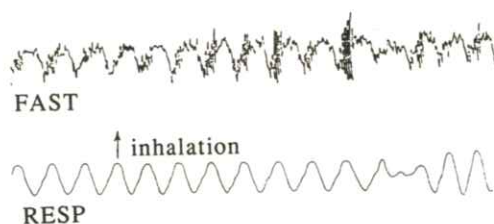


Fig. 31 Olfactory EEG of the olfactory bulb of rabbit. (A) EEG bursts, (B) basic oscillation due to respiration (reproduced from ref. 28).

合は、カオス状態であるが、入力待ちとは違ったカオスである。

これらの結果から Freeman²⁹ は、入力待機時のカオスは、多種類の入力に柔軟に応答できるような状態に嗅球があること、および知らない匂いへの対応時のカオスは、柔軟に学習できる状態にあることを示していると推定している。

私もは、Freeman の考えたカオスの役割をより具体的に確かめるために、嗅覚システムがカオス状態になっているときとそうでないときで、入力信号へのシステムの応答がどのように違うかを調べてみた。嗅覚の神経回路モデルとしては、Fig. 32 に示してある Freeman³⁰ のモデルを用いた。各サブシステムの構成ニューロン（図中の丸）は、神経細胞の樹状突起と軸索を含んだモデルによって表される。

ニューロン間の結合定数(K)やフィードバックの強度(L)を変えると、各ニューロンの振動は、周期

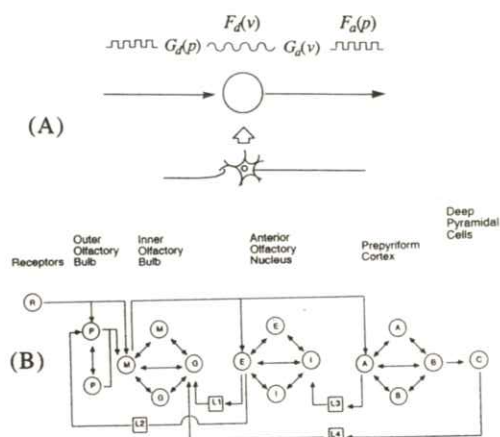


Fig. 32 The neural model of olfactory system given by Freeman²⁸. (A) the model of neuron group, (B) the model of olfactory system.

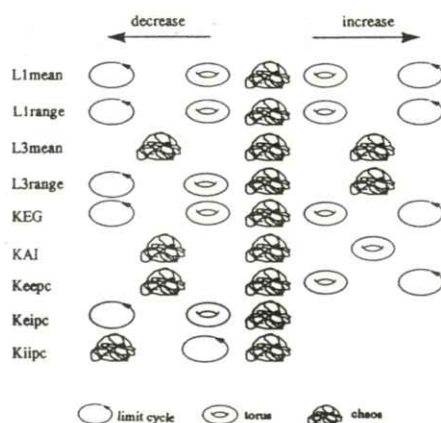


Fig. 33 Dependence of the dynamical behavior of the system on the various parameters L and K of connection between neurons.

的になったり、準周期的やカオス的になる。その結果を Fig. 33 に示す。

ネットワークシステムが準周期状態およびカオス状態になっているときに、パルス的な入力をリセプター R から入れると、システムの応答にどのような相違があるのか、調べてみた³¹。結果は、Fig. 34 に示すように、入力がある間は、どちらの状態でもシステムはほぼ周期的な振動状態になるけれども、入力がなくなった後の応答に大きな差が現れた。入力前にシステムがカオス状態にある場合には、入力がなくなると短い時間で、元のカオス状態に戻るが、システムが準周期状態にあった場合には、入力が切れてもなかなか元に戻れない。Fig. 34 の振動は、嗅覚モデル (Fig. 32) におけるニューロン A の膜電位の時間的変化を示したものであるが、他のニューロンの膜電位も同様な応答を示している。したがって Fig. 34 に示された応答特性はシステム全体の特性と考えられる。

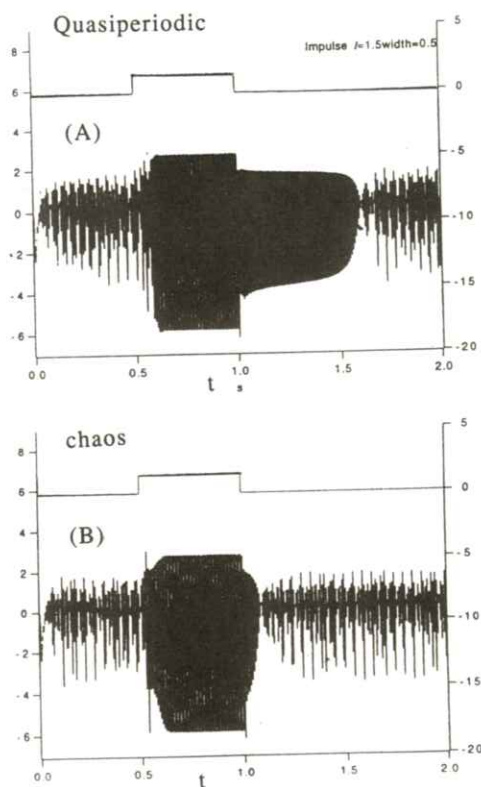


Fig. 34 Response behavior of the olfactory system: Variation of the membrane potential oscillation pattern in a neuron due to the injection of an impulse current into the receptor R. (A) response of the system in a quasi-periodic state, (B) response in a chaotic state.

通常の嗅覚システムでは、パルス入力は短い間隔で次々にやってくるので、システムがいつまでも前の入力の影響を受けては、情報処理ができないわけである。脳のニューラルネットワークが、入力待機の場合にカオス状態になっている一つの主要な理由は、応答の速さにあると考えてよさそうである。

4.4 神経ネットワークにおけるパターンのカオスの想起

受容細胞によって膜電位変化という形で表された味や匂いの情報は、求心性神経によってパルスパターンに変換され、大脳皮質に送られる。一つの味にさまざまな応答をする多くの受容細胞から集められた味情報は、皮質の神経ネットワーク上で、時間的および空間的に変化する時空発火パターンとして表現される。

このような発火パターンの意味を知る（認識する）ためには、記憶に蓄えられているすでに意味付けされたパターンとの比較が必要になる。非常に多くの比較を行なう場合、意味付けされた多くのパターンが、まったく不規則にカオス的に想起される方が、決まった順番で出てくるよりもはるかに早く、入力と類似のパターンを見つけることができる。さらに記憶部位から送られてきた多くのパターンが、通常はカオス的に想起されているけれども、入力されてきたパターンとの同期によって、一つの決まったパターンの想起頻度が高くなったり、高頻度で周期的に想起されることが識別であると考えられる。

このような同期がどのような条件で起きるのかを調べるために、野沢により考察された神経ネットワークモデル³²を用いてシミュレーションを行っている。このネットワークモデルでは、埋め込んだ複数のパターンが、発火条件を変えることによって周期的に想起されたり、カオス的に想起されたりする。このようなネットワークに、入力信号に対応した時空パターンを生じる別のネットワークを結合する。結合の仕方によっては、決まったパターンが周期的に現れるようになる。しか

し、現状では、入力信号を変えた場合に周期的に想起されるパターンと入力パターンの間に、対応がとれるまでになっていない。味覚、嗅覚システムの神経ネットワークシステムの構造を反映するようなモデルを作って、さらにシミュレーションを続ける必要がある。

さらに、このような同期によって入力パターンの識別が行なわれたとしても、この入力パターンのもつ情報の意味を知るためには、味や匂いそのものの識別だけでなく、それらに関連した事柄（安全性、好悪、身体の動きなど）との関係を見つける必要がある。これらの事柄には各カテゴリーごとにニューラルネットワークが存在し、そこで各事柄（例えば、好悪のカテゴリーでは、とても好き、かなり好き、・・・、すぐ吐き出すほど嫌い）に対応するパターンがカオス的に想起されている。それら味や匂いと関連する各カテゴリーから、含まれるパターンの内の一つが、入力された味パターンに同期して想起される。この同期して想起されたパターンの集まりによって、入力した味や匂いの意味付けが行なわれる。4.2節で述べたように不規則に変化している多くの要素が、相互作用によって協調的に変化するためには、各要素の不規則な変化は決定論的なもの、すなわちカオス的な変化となる必要がある。

この節で述べてきたカオスの役割は、まだ具体的なネットワークモデルによって証明されていることではないけれども、私どもは、このような考えに従って研究を進めていけば、味覚、嗅覚システムの情報処理のメカニズムがわかってくるのではないかと思っている。

5. お わ り に

生体におけるカオス現象は、細胞から個体、さらに個体群まで、生物のあらゆる階層において現れる不変的な現象である。このように、どこにでも現れるということは、カオス的な変動が生命にとって、何か本質的な機構であることを示唆している。

しかし、生命とカオスの関係に関する研究は、最近始まったばかりであり、明解な説明ができる状態にないのが、現状である。カオスそのものの研究が、簡単なシステムについて、ようやく具体的な解析手法を用いて、行われるようになってきた段階である。生体のような複雑なシステムについては、そこに現れる種々の変動パターンが、カオスであると同定することで、精一杯であり、その意味の解明は手探りの状態にある。

生体におけるカオスの意義について、多くの研究者がそれぞれ仮説を立てて、単純化した生体システムのモデルを用いて、その仮説が具体的に成立する条件や実際の生体における実現性を調べている。

このように、まだこれから発展が期待される分野についての解説なので、きちんと整理されたものにはならないことは、やむを得ないかもしれない。したがって、生体システムにとってカオスが重要な役割を果たしている可能性を、少しでも感じていただければ、本解説の目的は達せられたものと思う。

最後に、医用画像情報学会の第105回研究会における講演およびその報告資料として、日頃考えていた事柄をまとめる機会を与えてくださいまし

た電気通信大学電子工学科の長谷川 伸先生に心からお礼申し上げます。

4節において紹介した研究を共にやってきた方々や、また本解説の作成で図その他の資料を作成いただいた方々である、日立基礎研究所の内藤正美先生、東京都立大学物理学科の淵上信子先生、電気通信大学神原研究室の榎森与志喜、八木沢亨一、黒沢理人、薄葉紀明、高谷敏彦、山藤 健、星野 修、塩沢正純、木村義慎の皆様に感謝いたします。

文 献

- 1) J. グリック：カオスー新しい科学をつくる
(大貫昌子訳) (新潮文庫, 東京 1991)
- 2) A. L. ゴールドバーガー, D. R. リグニー,
B. J. ウェスト：日経サイエンス **20**, No 4
57 (1990)
- 3) A. Babloyantz and A. Destexhe: Temporal
Disorder in Human Oscillatory Systems ed,
L. Rensing, U. van der Heiden, and M. C.
Mackey pp. 48-56 (Springer-Verlag, Berlin,
1987)
- 4) P. Rapp et al.: The Ubiquity of Chaos ed. S.
Krasner pp. 10-22 (Am. Assoc. Adv. Sci,
1990)
- 5) 田原孝：からだの科学 **No. 161**, 94 (1991)
- 6) J. M. T. Thompson and H. B. Stewart:
Nonlinear Dynamics and Chaos pp. 1-12
(John Wiley and Sons, New York 1986)
- 7) K. Tomita: Phys. Rept. **86** 114 (1982)
- 8) L. S. Liebovich and T. I. Tith: J. Theor. Biol.
148 243 (1991)
- 9) A. M. Correa, F. Bezanilla, and R. Latorre:
Biophys. J. **61** 1332 (1992)
- 10) G. Matsumoto, K. Aihara, M. Ichikawa, and
A. Tasaki: J. Theor. Neurobiol. **3** 1 (1984)
- 11) H. Hayashi, M. Nakao, and K. Hirakawa:
Phys. Lett. **88A** 265 (1982)
- 12) D. R. Chialvo, R. F. Gilmour Jr, and J. Jal-
ife: Nature **343** 653 (1990)
- 13) F. Takens: Dynamical Systems and Turbu-
lence, Lecture Notes in Mathematics **898**
366 (Springer-Verlag, Berlin, 1981)
- 14) A. M. Fraser and H. L. Swinney: Phys. Rev.
A33 1132 (1986)
- 15) P. Grassberger and I. Procaccia: Physica **9D**
189 (1983)
- 16) K. S. Jensen, N. H. Holstein-Rathlou, P. P.
Leysec, E. Mosekilde, and D. R. Ras-
mussen: Chaos in Biological Systems eds.
H. Degn, A. V. Holden, and L. F. Olsen pp.
23-32 (Plenum Press, New York 1987)
- 17) W. M. Schaffer: Chaos in Biological Sys-
tems eds. H. Degn, A. V. Holden, and L. F.
Olsen pp. 233-254 (Plenum Press, New York
1987)
- 18) M. Sano and Y. Sawada: Phys. Rev. Lett. **55**
1082 (1985)
- 19) I. Shimada and T. Nagashima: Prog. theor.
Phys. **61** 1665 (1979)
- 20) A. D. Krystal and R. D. Weiner: Proceedings
of the Conference on Measuring Chaos in
the Human Brain eds. D. Duke and W.

- Pritchard PP. 113-127 (World Science, Singapore, 1991)
- 21) K. Toko, N. Nakashima, S. Iiyama, K. Yamafuji, and T. Kunitake: Chem. Lett. **1986** 1375
 - 22) T. Ishii, Y. Kuroda, T. Omochi, and K. Yoshikawa: Langmuir **2** 319 (1986)
 - 23) K. Yagisawa, M. Naito, K. Gondaira, and T. Kambara: Biophys. J. **64** No. 5 (1993)
 - 24) K. Yagisawa, M. Naito, and T. Kambara: Submitted to Phys. Rev. A
 - 25) 内藤正美, 淵上信子: エレクトロニクス 1993年 1月号 42
 - 26) N. Fuchikami, N. Sawashima, M. Naito, and T. Kambara: Biophys. Chem. in press (1993)
 - 27) Y. Kashimori, Y. Kimura, and T. Kambara: Submitted to Phys. Rev. A
 - 28) W. J. Freeman and G. V. Di Prisco: Behav. Neurosci. **100** 753 (1986)
 - 29) C. A. Skarda and W. J. Freeman: Behav. Brain Sci. **10** 161 (1987)
 - 30) W. J. Freeman: Biol. Cybern. **56** 139 (1987)
 - 31) 高谷敏彦, 榎森与志喜, 内藤正美, 神原武志: 第7回生体・生理工学シンポジウム論文集 pp. 111-114 (1992)
 - 32) 野沢浩: 信学技報 **NLP92-36** 11 (1992)

Royal Photographic Society 主催の Symposium “Imaging the Future” 報告

京都工芸繊維大学 金森 仁 志

Royal Photographic Society (英国写真学会) は、原則として、4 年毎の国際会議 (ICPS) の無い年に、毎年 9 月に、テーマを決めて、シンポジウムを開催している。場所は、ほとんどがケンブリッジ大学で、たまに、バース (英国の温泉保養地) になることもある。昨年 (1992 年) は、標題のようなテーマで、9 月 21 日～25 日に、ケンブリッジ大学で開催された。出張願を出すために、無理に和訳すれば「未来をイメージする」となるが、imaging に画像と想像の二つの意味を込めてあるので訳さない方がよい。

1 日目の、21 日には、登録とレセプション、2 日目の最初に招待講演があって、あと一般研究発表が続いた。参加者約 100 名、参加国 12 ヶ国、論文数 33、会場は一つという、小規模のシンポジウムで、1 件の発表に 25 分かけた。それでも、最初 30 分の予定が、論文数が予想を上回ったため、5 分だけ短くなったのである。日本人の参加者は筆者を含めて 5 人 (うち 3 人は MII の会員)、米国の会員 Dr. Metter (Kodak) も参加された。筆者は滝川氏 (阪大医短) と全行程を共にした。

招待講演と、一般講演のセッション名の件数を表 1 に示す。招待講演では、画像の未来予測として、多種の医用画像の将来の発展性を強調したことが印象に残った。医用画像は、画像応用分野で大きなウェイトを占めていることを改めて認識した。一般講演では、直接、X 線像に関係あるものとして、筆者のグループの 3 件 (MI I の研究会でも発表したもの) の他に 1 件あった。ドイツの Herrman 等の、胸部の X 線画像にノイズを加えて、ROC 法で評価する研究であった。これらは全部、23 日に集中していた。その他、23 日にはカメラフィルムの粒状に関する発表が 3 件、25 日には、主として CCD、TV 関係の発表があった。この会議の全論文は、**Journal of Photographic Science Vol. 41, No. 3** (1993 年 6 月号) に掲載の予定である。

どこの国でも、写真学会で取り扱うのは、感光材料、ゼラチン、等、化学系のテーマが多いので、我々物理系の画像工学のテーマは 3、4 年に一回しか現れない。三度目の正直という諺のとおり、筆者は、このシンポジウムに、三度目の計画で、やっと参加できた。1982、1989 年には、Abstract を作ったのに参加できなかった。

ケンブリッジ大学は、多くのカレッジから成る。古いカレッジはケム川に沿って並んで居り、ケム川と校舎との間の芝生 (back という) の美しさは有名である。会議参加者は、クレアカレッジの

学生寮に泊まり、backを横切って、10分程歩いて旧市内の会場に到着した。会場は、多くの物理学者を育てた旧キャベンディッシュ・ラボラトリーのすぐ近くであった。レセプションと3度の食事を、中間のクレアカレッジでとった。学生寮は個室で、勉強部屋と寝室の2部屋がある。英国の古い大学は学生の勉強環境をいかに留意しているかを感じさせられた。共同シャワーの他に浴槽があるので有難かった。前に参加した経験者から聞いて、洗面器を持って行ったので、日本式の風呂に入ることができた。

9月下旬というのに、天候が悪く、肌寒く、寮では少し暖房を入れた。晩には、チャペルでの音楽会、食後講演、宴会等の行事があり、親睦を深めるのに役立った。1986年に本会の国際交流講演会（京都）で講演して頂いた **Dr. Sauders** とも再会し、旧交を暖めた。（本シンポジウムについて、いつも、彼からダイレクトメールが来ていた。）

このシンポジウムでは、医用画像の論文が少なかったが、MII学会に関連したこの程度の小さな国際会議の実現を期待したい。

筆者は21年前に、一年間、スイスのチューリッヒ工科大学へ出張したので、欧州へ行く度に、チューリッヒへ寄ることにしている。今回は、イギリスへ行く前に、6年ぶりに、5回目の訪問を行った。空港、中央駅、市電の料金システムが大きく変わっていたのでとまどったが、美しい風景は昔のままで、ほっとした。州立大学の下のレントゲンの下宿（筆者は2度目）を尋ね当てて、滝川氏と共に感激したことをつけ加えておく。

表 1. 日程

9月21日（月）	
登録、レセプション	
9月22日（火）	
Invited paper	
Images of the Future	
TR Wright (Kodak Ltd. Harrow, UK)	
Photomechanisms	8 件
パイプオルガン・リサイタル	
9月23日（水）	
Photometry	6 件
Image quality	5 件
Afterdinner talk	
Colour talk	
R Ruoo (Crosfield Ltd. UK)	
9月24日（木）	
Colour reproduction	6 件
Applied photography	3 件
カクテルパーティー、シンポジウムディナー	
9月25日（金）	
Electronic imaging	5 件



ケンブリッジ大学の名門 Kings College

[論文]

相関を考慮した射影フィルターによる画像復元

樋口 清伯*・後藤 哲雄**

* 大阪産業大学情報システム工学科 〒574 大東市中垣内 3-1-1

** 三菱電機通信機製作所 〒661 尼崎市塚口本町 8-1-1

(1992年10月11日, 最終 1993年2月10日 受理)

Image Restoration by Projection Filter Using Correlation Properties

Seihaku HIGUCHI* and Tetsuo GOTO**

* Department of Information Systems Engineering, Osaka Sangyo University

3-1-1, Nakagaito, Daito-shi 574

** Mitsubishi Electric Corporation

8-1-1, Tsukaguchi-honmachi, Amagasaki-shi 661

(Received October 11, 1992, in final form February 10, 1993)

New filter being derived from the modification of projection filter is proposed and its performances are also investigated. It takes the correlation coefficients among the pixels into account in the case of designing the filter algorithm, then the mean square error between the original image and the image obtained by this restoration method decreases. When the space to be projected is different from the range space of the conjugate form of the matrix which generates blurred image, the proposed filter can reduce the zebra lattice which is caused by the projection filter.

1. は じ め に

医学を含め多くの分野で二次元の画像データが極めて多様に取り扱われている。その代表的なものの一つにX線撮影データがある。しかし、観測される画像は必ず、実際のものをそのままに表してはいない。なぜなら、その画像は対象を直接観

察していなかったり、物理量に正しく変換することが出来なかったり、ノイズが付加されたりするからである。例えば、X線撮影の際に被験者が動いた例を考えてみよう。人体を通過したX線は骨の部分は減衰されそれ以外の部分を乾板にくっきりと写し出す。普通乾板を露光するのには有限な時間を要する。その時間内に被験者が動けば本来

余り露光されないはずの、骨に相当する部分も露光され、またそれ以外の部分で骨の周辺は露光量が減り、輪郭がはっきりしない現象となる。この画像は実際のものを測定できる物理量に変換する際に、うまくいかなかった例である。このような画像を得た場合、どのように正しい画像を得れば良いだろうか。まず始めに思いつくのは撮影を再びやり直すことである。しかし、この方法は以下の理由から行わない。一つ目は、この例の場合X線を使って撮影を行うことを考えたが、二度X線を当てると被曝量が増えるからである。被曝量が見直されている昨今、この方法は余り好ましくない。二つ目はCTスキャナのように、はじめから相対的に動いているものの撮影を行いたい場合があるためである。動いているものを撮影する限りは、先はその問題は解決しない。

ではどの様に正しい画像を得れば良いであろうか。このときに浮上するのが得られた正しくない画像を元の正しい画像に変換しようとする画像処理による方法である。この方法は光学的に行うことも可能であると思われるが、柔軟性に乏しい。昨今では高機能の計算機が手近に利用できるようになり、信号処理の立場から処理手順（アルゴリズム）を開発工夫することにより簡便でかつ様々な処理が行えるようになってきた。今回この論文では、このような画像処理の中で従来考えられてきた射影フィルタ²⁻⁵⁾を改良し、より正しい元の画像を得る方法として相関を考慮する方法を提案する。

2. 射影フィルタとその性質及び特徴

まずこの章では、射影フィルタが導かれる基盤となっている画像空間と、射影フィルタ及びその性質を述べる。

これから本論文で述べようとしているフィルタの基礎として、画像の空間関係を **Fig. 1** のように表す。ここで H_1 は原画像空間、 H_2 は劣化画像空間を表している。原画像を f で表すと、 f は原画像空間 H_1 に属する。また、劣化画像を g で表すと、 g は劣化画像空間 H_2 に属する。また、 S は原画像空間の中のある部分空間を表している。この S がどのような部分空間かは後に決めていくが、それはこの論文に残された問題点ともなる。劣化画像としてはまずノイズが付加されていない場合を考える。**Fig. 1** は原画像 f が劣化過程 A によって劣化画像 $Af = g$ と劣化すること、またその g が復元過程 B によって $Bg = f_0$ と復元されることを表している。この復元画像 f_0 を原画像 f と一致させるのが画像復元である。

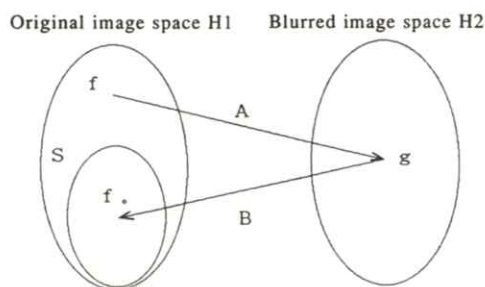


Fig. 1 Space relationship denoted by matrix between original image and blurred image

しかし、劣化によって失われる情報があるとき、復元画像を原画像に完全に一致させるのは不可能である。そこで原画像空間 H_1 の中にある部分空間 S を設けてこの部分空間の中の原画像だけは全て完全に元に戻すように部分空間 S を選ぶという

のが射影フィルタの立場である。つまり劣化過程 A によって f の情報が落ちないような範囲で S を選ぶのである。以下射影フィルタを考察する。

劣化過程 A によって情報が失われる部分空間は $N(A)$ と表せるので、 A によって情報が失われない部分空間はこれに直交する部分空間として $R(A^*)$ になる。 S はこれに含まれていれば良いので次のように表せる。

$$R(A^*) \supset S \quad (2.1)$$

ここで $N(A)$, $R(A^*)$ は

$$N(A) = \{ X \mid Ax = 0, x \in R^n \}$$

$$R(A^*) = \{ A^*x \mid x \in R^n \}$$

で定義され、それぞれ零化空間、値域を表す。 S はなるべく大きな部分空間を選ぶ方が正しく復元できる部分空間が大きくなるので射影フィルタでは普通 $S = R(A^*)$ となるように部分空間を選ぶ。

部分空間 $R(A^*)$ に含まれる原画像 f は劣化されても完全に復元できる。では、部分空間 $R(A^*)$ に含まれない原画像 f についてであるが、これについては部分空間 $N(A)$ に含まれているので完全に復元することはどうしてもできない。そこでこれらの f については、原画像に完全に復元することを諦め、できるだけ元の元に近い元に復元したい。射影フィルタではこの元を部分空間 $R(A^*)$ の中から選ぶことにしている。部分空間 $R(A^*)$ の中で原画像に最も近い元は原画像から $N(A)$ に沿った $R(A^*)$ への射影である。であるから射影フィルタでは部分空間 $R(A^*)$ に含まれない原画像 f に関しては、原画像 f から $R(A^*)$ への直交射影に復元することを考えて

いる。定式化して考えると、まず劣化画像 g は

$$g = Af \quad (2.2)$$

となる。また一方、原画 f が $R(A^*)$ に入っているかないにかかわらず、原画像の $R(A^*)$ 上への直交射影に復元され则认为てよいので、 P を $R(A^*)$ への直交射影とすると、

$$f_0 = Pf \quad (2.4)$$

と復元画像 f_0 は表せる。(2.3)と(2.4)から

$$f_0 = B A f = P f \quad (2.5)$$

となり、

$$B A = P \quad (2.6)$$

がノイズが付加されない場合(2.6)を満たす B を射影フィルタとしている。ノイズが付加される場合は

$$B A = P \quad \text{の条件で} \quad E_n \| B n \|^2 \quad \text{を最小} \quad (2.7)$$

を満たす B を射影フィルタとしている。

このため射影フィルタの特徴をまとめると次のようになる。

- (1) (2.7) のように劣化過程以外の情報を用いずに復元する。
- (2) 復元画像において輪郭のボケがない。これは平均という情報を用いていないからであって、同時に特異な部分も抽出しようとする作用がある。またこれも同じ原因であるが、それと同時にノイズの影響は依然強く残るのである。

- (3) 完全に解ける。つまり必ず解が存在する。
- (4) 原画像 f が $R(A^*)$ に含まれない場合、必ずしも良い画像を復元しているとは言えない。つまり、原画像 f の $R(A^*)$ 上への直交射影というのは、 $R(A^*)$ の中では原画像に数値的に最も近いが、この距離が視覚的に見た近さになっているという保証にはならないのである。
- (5) 劣化過程が行に最大階数を持つ場合などは一般逆フィルタになる。

3. 画像の画素間の相関

前章では射影フィルタの性質及び特徴を述べた。射影フィルタは輪郭のボケが生じないフィルタであるが、それだけでは十分なレベルまでノイズが軽減されない場合が多い。これに様々な他の情報を盛り込み、ノイズを軽減する手法²⁾⁻⁷⁾が有効となる。そのひとつに部分射影フィルタ⁶⁾のように原画像の存在する部分空間を特定する方法がある。本論文では画像の画素間の相関を用いてこのノイズを軽減する手法を提唱する。

そこで本論文の手法を説明する前にまずシミュレーションに用いる画像の画素間の相関について述べておく。まず画像として確率モデル化しそれについて理論的な画像の相関を求める。そしてその相関のパラメータを実際の画像から求めることにする。まず最初に画像の確率モデルであるがこれを一次のマルコフ過程とし次式で表す。

$$x_{n+1} = \rho x_n + \nu_n \quad (3.1)$$

ここで x_{n+1} は x_n の隣にある画素を表し、 ρ 及び ν_n はこれから求めるべき相関のパラメータであ

る。また画像は一次元ベクトルの集まりとして考えることを前提として、一次元のモデルとして考える。

この(3.1)より隣あう二画素間の相関は

$$\begin{aligned} E_x[x_n x_{n+1}] \\ &= \rho E_x[x_n^2] + E(\nu_n) E_x[x_n] \\ &= \rho \sigma_x^2 \end{aligned} \quad (3.2)$$

となる。ここで $E_x[\cdot]$ は画素についての平均をまた、 σ_x^2 は画素の分散をあらわしている。また、画素については平均を $\mu = E_x[x_n] = 0$ としている。(3.2)より i 画素離れた画素の相関は

$$E_x[x_n x_{n+i}] = \rho^i \sigma_x^2 \quad (3.2)$$

となる。よって画素を並べた列ベクトルを f とすると相関行列 R は次のように求められる。

$$\begin{aligned} R &= E_f[f f^*] \\ &= a \begin{bmatrix} 1 & \rho & \rho^2 & & \\ \rho & 1 & \rho & & \\ \rho^2 & \rho & 1 & & \\ & & & \ddots & \\ & & & & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.3)$$

ここで $E_f[\cdot]$ は画像ベクトルについての平均を表す。また、 f^* は f の共役転置を表す。また(3.2)において σ_x^2 と表していた分散はここでは a と表した。つまり、ここでは画像の相関行列は(3.3)で表すこととし、式中のパラメータ a 及び ρ^2 を決定した。

実際にシミュレーションに用いる画像としてはSIDBAのgirlの顔の部分を用いる。具体的にはこの部分画像はgirlの全画像の左上から(85, 85)の点から縦に40画素、横に50画素を切りとった部分であり各々8ビット256階調の濃淡で表されている。実際の画像より相関を求めるなどの統計処理を行うときは、標本点の大きさによるその推定量の信頼性に注意しなければいけない。そこで、本論文ではパトリットのウインドと呼ばれる窓関数⁸⁾を用いた。このようにすると実際の画像の相関は次の式で求められる。

$$\begin{aligned} & W(i) E_x [(x_n - \mu)(x_{n-i} - \mu)] \\ &= W(i) \frac{1}{n-i} \sum_{n=1}^{n-i} (x_n - \mu)(x_{n-i} - \mu) \\ &= \frac{N-i}{n} \frac{1}{N-i} \sum_{n=1}^{N-i} (x_n - \mu)(x_{n-i} - \mu) \\ &= \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-i} (x_n - \mu)(x_{n-i} - \mu) \end{aligned} \quad (3.4)$$

ここで $W(i)$ で表したのがパトリットウインドである。また n が標本の大きさを表している。

(3.4)に従って先のgirlの部分画像の相関を計算し、(3.3)における a は3000、 ρ は0.97を得た。

4. 一般化逆行列とムーアペンローズの逆

本章では基礎として一般化逆行列とムーアペンローズの逆の定義を述べる。⁹⁾

一般化逆行列は行列が正則でない場合に逆行列を拡張したものである。これはある A に対して、

$$AXA = A \quad (4.1)$$

なる X で定義し A^- とかく。この X は一意であることは期待されない。(4.1)に加えて次の、

$$XAX = X \quad (4.2)$$

$$(AA^-)^* = AA^- \quad (4.3)$$

$$(A^-A)^* = A^-A \quad (4.4)$$

を条件とすれば X は一意に決まりかつ必ず存在するが、この4式で決まる X をムーア・ペンローズの逆、または疑似逆と定義し A^+ とかく。 $A = BC$ を A の最大階数分解とすれば A^+ は次のように求まる。

$$A^+ = C^* (CC^*)^{-1} (B^*B)^{-1} B^* \quad (4.5)$$

5. 相関を用いた手法

本章では提唱するフィルタを導出する。

射影フィルタは復元画像を部分空間 $S = P(A^*)$ の中に求めている。2.(4)でも説明したとおりこの部分空間 $R(A^*)$ は必ずしも元画像に近くない。この点を改善しようというのが本論文の論旨である。すなわち復元画像としては S への射影行列を P として Pf を考える。しかし、必ずしもこれに一致することはないという立場をとる。復元画像が Pf に一致するのが最大の目的ではない。原画像 f に近づくのが最大の目的であるからである。そのため平均的に Pf に一致させることを考える。この方がより原画像に近づく復元画像も期待できるからである。実はこの「平均的に」という操作は画像に関する相関という情報を要求しており、復元の情報が一つ増えている。

このような操作を考える場合次のように評価式

をたてることができる。

$$\begin{aligned} E_f \|BAf - Pf\|^2 \text{ を最小にする } B \text{ の中で} \\ E_n \|Bn\|^2 \text{ を最小} \end{aligned} \quad (5.1)$$

またパラメトリック射影フィルタを基礎とすると

$$E_f \|BAf - Pf\|^2 + r E_n \|Bn\|^2 \text{ を最小} \quad (5.2)$$

となる。パラメトリック射影フィルタをもとに相関を用いたフィルタは既に発表済み¹⁾であるが、ここでは対比をしました解を簡単にする。

(5.2)をそのまま解くと煩雑になるので等価な方程株に導きそれを解く。(5.1)の最初の条件とその次の条件とを組み合わせ以下のような評価関数に書き換える。最初の条件はtr(トレース)を使って、

$$\begin{aligned} J_1 &= E_f \|BAf - Pf\|^2 \\ &= E_f \{ \text{tr} \{ (BA - P)f \{ (BA - P)f \}^* \} \} \\ &\quad - \text{tr} \{ (BA - P)R(BA - P)^* \} \end{aligned} \quad (5.3)$$

と表せる。これをBについて変分すると($B \leftarrow B + \epsilon A$ とおく)

$$\begin{aligned} \frac{\partial J_1}{\partial \epsilon} \Big|_{\epsilon=0} &= 2 \text{Re} [\text{tr} (BARA^* \\ &\quad - PRA^*) A^*] = 0 \end{aligned} \quad (5.4)$$

となる。Aは任意とできるので

$$BARA^* = PRA^* \quad (5.5)$$

とできる。また、この方程式を拘束条件としてノイズの自乗平均ノルムを最小にする条件式はラグ

ランジュの未定行列をCとして次のように書き換えられる。

$$\begin{aligned} J &= E_n \|Bn\|^2 + 2 \text{Re} [\text{tr} \{ (PRA^* \\ &\quad - BARA^*) C^* \}] \\ &= \text{tr} (BQB^*) + 2 \text{Re} [\text{tr} \{ (PRA^* \\ &\quad - BARA^*) C^* \}] \end{aligned} \quad (5.6)$$

BとCの変分に対する条件式を求める。Cに対する変分は勿論(5.5)である。Bに対する変分は($B \leftarrow B + \epsilon A$ とおく)

$$\begin{aligned} \frac{\partial J_1}{\partial \epsilon} \Big|_{\epsilon=0} &= 2 \text{Re} [\text{tr} \{ A (QB^* \\ &\quad - ARA^* C^*) \}] = 0 \end{aligned} \quad (5.7)$$

である。Aは任意とできるので

$$BQ = CARA^* \quad (5.8)$$

とできる。よって(5.5)(5.8)の連立方程式の解が評価式の解となる。しかし(5.8)の方程式は依然解にくい。それは、QとARA*の零空間の関係が明確でないからである。よって $N(ARA^*) = N(RA^*)$ (付録(A1)で証明)をもちいて(5.8)の右辺を変形しよう。まずCARA*を次の(5.9)のようにおけばこの関係より任意のCにDが求まり、任意のDに対してCが求まる。

$$CARA^* = (D - P)RA^* \quad (5.9)$$

つまり、CARA*と(D-P)RA*は等価である。したがって、(5.8)を(5.9)を使って次のように書き換える。

$$BQ = (D - P)RA^* \quad (5.10)$$

(5.10)は C というパラメータに代えて D というパラメータを導入した。(5.10)を(5.5)に辺々加えて

$$BU = DRA^* \quad (5.11)$$

$$U = ARA^* + Q \quad (5.12)$$

とする。この(5.5)と(5.11)を新しい連立方程式とする。付録(A2)に示すが $N(U) \subset N(DRA^*)$ なのでこの方程式は解け、解は

$$B = DRQ^*U^- + W(I - UU^-) \quad (5.13)$$

となる。 W はサイズの決められた任意の行列となる。この(5.13)を(5.5)に代入すると

$$DRA^*U^-ARA^* + W(I - UU^-)ARA^* = PRA^* \quad (5.14)$$

となる。煩雑なので

$$V = RA^*U^-ARA^* \quad (5.15)$$

とおくこと、(5.14)の左辺第二項は0となること(付録(A3)で証明)を合わせると(5.14)は

$$DV = PRA^* \quad (5.16)$$

となる。やはり付録(A4)で証明するように $N(V) \subset N(PRA^*)$ となるのでこの方程式は解を持ち解は

$$D = PRA^*V^- + Y(I - UU^-) \quad (5.17)$$

で与えられる。 Y はサイズの決まった任意の行列

を表している。さらに、この(5.17)を(5.13)に代入すると復元フィルタ B の解が求まる。解は、

$$B = PRA^*V^-RA^*U^- + Y(I - VV^-)RA^*U^- + W(I - UU^-) \quad (5.18)$$

となるが $(I - VV^-)RA^*V^-$ は付録(A5)に示すように0となるので

$$B = PRA^*V^-RA^*U^- + W(I - UU^-) \quad (5.19)$$

となるのである。まとめて書くと、復元フィルタ B は次のようになる。

$$\begin{aligned} B &= PRA^*V^-RA^*U^- + W(I - UU^-) \\ U &= ARA^* + Q \\ V &= RA^*U - ARA^* \end{aligned} \quad (5.20)$$

である。

(5.20)の解については射影行列 P について考慮しなければならない。このフィルタの評価式の出発が射影フィルタである以上、相関行列 R を単位行列 I に近づければ射影フィルタに近づくことが考えられる。この点について、結果から言えば、 R がどんな形であっても(すなわち I でなくとも) P が $R(A^*)$ への直交射影行列である限り(5.20)は射影フィルタである。理由は評価式(5.1)の第一条件で射影行列 P を $R(A^*)$ への直交射影にとる限り $BA = P$ を満たす B が必ず存在するからである。そのため平均をとるまでもなく個々の値が $BA = P$ を満たし第一条件の $E_f \|BAf - Pf\|^2$ は0となって相関に関わる要因はない。ゆえに、(5.20)は P が $R(A^*)$

への直交射影のとき、射影フィルタとなるのである。これらの関係からこの実験に関しては P が $R(A^*)$ への直交射影以外のものを選ぶ。この選び方がこの第一の手法の一つの鍵である。

第二の手法については詳しい導出は参考文献 1 に譲りその結果を次に示す。

$$B = PRA^*U^{-1} + W(I - UU^{-1})$$

$$U = ARA^* + Q \quad (5.21)$$

第一及び第二の手法で得られた解 (5.20), (5.21) は A が行に最大階数を持つとき (4.5) より次のように簡単になる。

$$B = PRA^*(ARA^*)^{-1} \quad (5.22)$$

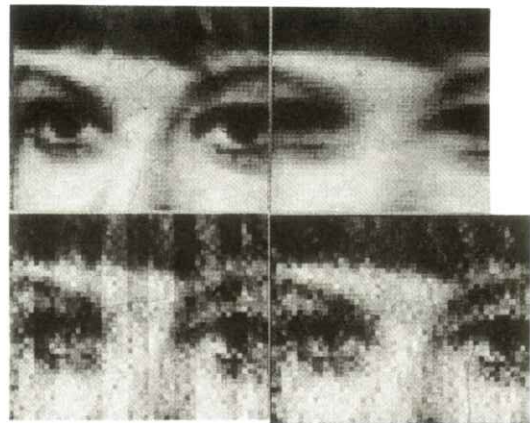
$$B = PRA^*U^{-1} \quad (5.23)$$

$$U = ARA^* + rQ$$

(5.22) が第一の手法, (5.23) が第二の手法の解である。

6. 実験と考察

実験で用いる画像は前述の **girl** の部分画像である。この画像を横一列ずつ処理し、50次元のベクトルの40本の集まりとみる。**Fig. 2 a)** に原画像を示す。劣化画像は流れ画像で横方向に9画素の平均をとったものに分散が3の正規乱数を付加したものをを用いる。正規乱数については画像に無相関なもので計算機内で48ビットの精度で0から1までの疑似一様乱数を発生させ、それを12回足し6を引いたものを標準偏差倍して所要の分散の疑似正規乱数を得た。これを **Fig. 2 b)** に示す。これらの画像は256階調で処理したがハードコピー



a) original image	b) blurred image
c) restored image without correlation	d) restored image with correlation

Fig. 2 Simulation results

の過程を経て、本論文の画像は全て原稿の段階ではほぼ16階調になっていることをつけ加えておく。

次に射影行列について述べる。射影行列はこれを画像のベクトル空間にとることを考えた。これは原画像を行のベクトルの集まりとして考えたときその基底をもとめ、その基底がこの原画像空間を張っていると考えた。このようにして P を決定したときの問題は、実際に原画像を求められないのにどのようにしてこの P を求めるかである。ここではこれについて言及しない。もともと P は $R(A^*)$ 以外のものという点より出発しているので、 P は原画像空間にこだわらないからである。この P についてさらに深い研究が必要と思われる。

実験に関しては第二の方法は既報¹⁾なので第一の方法のみを**Fig. 2**に示す。**a)** は原画像を示す。**b)** は劣化画像を示す。これは原画像を横方向に9画素の平均をとり先のノイズで分散が3のもの

を示す。 c)は原画像空間に射影する P をもちいて、しかし相関は用いていない場合の復元画像である。 d)は原画像空間に射影する P を用いて、かつ相関も用いた場合の復元画像である。(3.3)式中のパラメータ a 、 ρ はそれぞれ3節で算出した30000、0.97である。 c)、 d)を比較すると適切な表示とはいえないが、肝心な点つまり c)には縦縞のようなものが現れるのに対して d)ではこれが現れないという顕著な違いがみてとれる。 c)は射影フィルタの性質を持つものと考え、相関によってこの縞が取り除けるという効果がある。これが本フィルタの大きな成果である。復元画像と原画像の誤差の自乗の平均をグラフにしたのがFig. 3である。これによると相関のパラメータ ρ がほぼ0.97、つまり原画像の相関に似たときに誤差は減るのである。この ρ は前もって知ることが出来ないで仮定した ρ で復元を行い、それから ρ を求め再び復元するという操作を繰り返さなければならない。この実験では流れが9の場合を行っているが、流れを5にした場合相関をなくしても縦縞のようなものはでない。このような場合は相関の効果はあまり無いのである。

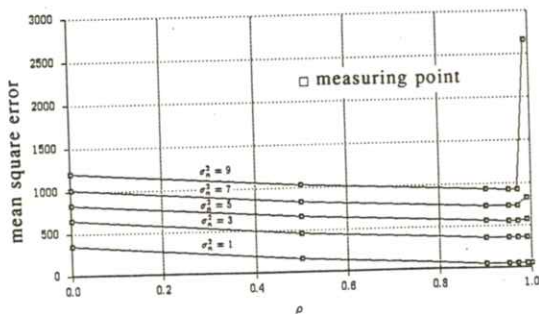


Fig. 3 Restored error vs. correlation coefficients

7. おわりに

以上をまとめると第一の手法の特徴は次のようになる。(1) P を $R(A^*)$ 以外にとる必要がある。(2) P を原画像間で射影する行列とすると(a)射影フィルタで発生するような縦縞がとれる。(b)そのとき誤差が小さいのは相関のパラメータ ρ が原画像のそれと一致する付近である。(3)流れがないときは相関は効果無く、また縦縞が発生しないときもあまり相関をかけた効果はない。

今後は射影行列 P の決め方と今回は行わなかった画像の縦方向の相関を取り入れる方法を考察する必要がある。

付 録 (証明)

(A1) $g \in N(ARA^*)$ とし R を共役転置対称とすると

$$0 = (ARA^*g, g) = (R^{\frac{1}{2}}A^*g, R^{\frac{1}{2}}A^*g)$$

故に $R^{\frac{1}{2}}A^*g = RA^*g = 0$ である。

$$N(ARA^*) \subset N(RA^*)$$

逆は明かであるから

$$N(ARA^*) = N(RA^*)$$

(A2) $N(U) \subset N(RA^*)$ をまず証明する。 $g \in N(U) = N((ARA^*) + Q)$ とし、 R 、 Q を共役転置対称の正定行列とする。

$$\begin{aligned} 0 &= (Ug, g) \\ &= ((ARA^* + Q)g, g) \\ &= (RA^*g, A^*g) + (Qg, g) \end{aligned}$$

R 、 Q が正定なら $RA^*g = Qg = 0$ でなければならない。故に

$$N(U) \subset N(RA^*) \cap N(Q)$$

逆は明かであるので

$$N(U) = N(RA^*) \cap N(Q) \quad (1)$$

よって $N(V) \subset N(RA^*)$ が成り立ち命題も証明される。

(A3) (A2) の (1) より直交補空間をとると $R(U) = R(AR) \oplus R(Q)$ 。よって $R(AR) \subset R(U)$ である。これから $AR = UX$ を満たす X が存在する。これから $(I - UU^-)AR = (I - UU^-)UX = 0$ となる。この式が成り立つので左辺第二項は 0 となる。

(A4) $V = RA^*U^-ARA^*$ であるので $g \in N(V)$ とすると $0 = (AVg, g) = ((U^-)^{\frac{1}{2}}ARA^*g, (U^-)^{\frac{1}{2}}ARA^*g)$ となるので $ARA^*g = 0$ となる。ここで R と U^- は共役転置対称の正定行列とする。よって $N(V) \subset N(AV) \subset N(AARA^*)$ 。逆は明かであり

$$N(V) = N(AV) = N(AARA^*) \quad (2)$$

(A1) より $N(V) = N(RA^*)$ 。よって成立する。

(A5) $V = RA^*U^-ARA^*$ である。 $f \in N(V^*)$ に対して、(A1) の直交補空間より $ARf = ARA^*g$ なる g がある。この g は $g \in N(AV)$ となる。(何故なら $(AV^*) = AV$ であるから)。(A4) の (2) より $g \in N(AARA^*)$ である。さらに (A1) より $g \in N(AR)$ となるので $N(V^*) \subset N(AR)$ 。逆は明かであるので $N(V^*) = N(AR)$ 。この直交補空間をとれば $R(V) = R(RA^*)$ となる。ここで U^- は共役転置対称であるとした。これより $RA^* = VX$ を満たす X が存在する。これを使うと $(I - VV^-)RA^* = (I - VV^-)VX = 0$ と

なる。

参考文献

- 1) 樋口清伯, 後藤哲雄: 医画情誌 **7** 119 (1990)
- 2) 小川英光: 信学会誌 **71** 491 (1988)
- 3) 小川英光: 信学会誌 **71** 593 (1988)
- 4) 小川英光: 信学会誌 **71** 739 (1988)
- 5) 小川英光: 信学会誌 **71** 828 (1988)
- 6) 小川英光, 原 昌司: 信学論誌 **71A** 519 (1988)
- 7) 小川英光, 山下幸彦: 信学論誌 **74D2** 150 (1991)
- 8) 添田 喬: 信号処理の基礎と応用 3 版 p. 142 (日新出版 1982)
- 9) 児玉慎三, 須田信英: システム制御のためのマトリクス理論 2 版 p. 127, p. 325 (計測自動制御学会 1984)

階段状被写体における散乱線含有率の測定

稲津 博*・上田正美*・苅屋公明**・内田 勝***

* 宮崎医科大学医学部附属病院放射線部 〒889-16 宮崎郡清武町大字木原5200

** 立命館大学理工学部電気工学科 〒603 京都市北区等持院北町56-1

*** 静岡理科大学総合技術研究所 〒袋井市豊沢2200-2

(1993年2月6日, 最終1993年3月8日受理)

Measurement of Scatter Fraction for Step Object

Hiroshi INATSU*, Masami UEDA*,

Komyo KARIYA**, and Suguru UCHIDA***

* Department of Radiology, Miyazaki Medical College Hospital,

5200, Kihara Kiyotakecho, Miyazaki-gun, Miyazaki. 889-16

** Department of Electricity, Faculty of Science and Engineering, Ritsumeikan University,

56-1, Tojiin-Kita, Kyoto, 603

***Laboratory of Synthetic Techniques, Shizuoka Institute of Science and technology,

2200-2, Toyosawa, Fukuroi, 437

(Received February 6, 1993, in final form March 8, 1993)

The scatter fraction near the boundary for various stepped phantoms was measured using the segment method. If the difference in thickness of both sides of the step were great, the measured distribution of scatter fractions near the boundary of stepped phantoms were similar to boundary. However, if the difference in thickness of both sides of the step become smaller, the measured values of scatter fraction near the boundary of the stepped phantoms were almost equal to that near the center of each step.

1. 緒 言

被写体との相互作用で発生する散乱線は放射線画像のコントラストを低下させる重要な因子であ

る¹⁾。周知のように、放射線画像のコントラストは散乱線含有率の補数である直接線含有率に依存する²⁾。したがって、放射線画像伝達系における散乱線含有率の変化を知ることは重要である。こ

のため、散乱線含有率に関して多くの研究報告がある³⁻¹²⁾。

放射線画像系における散乱線含有率はX線エネルギー、照射野および被写体の厚さなどに依存する。このため、照射野および被写体の厚さと散乱線含有率の関係は詳細に研究されている^{3, 4, 8, 13)}しかし、これらは均等な被写体に関する研究であり、厚さが不均等な被写体における像面の散乱線含有率はあまり研究されていないようである。

実際の臨床における被写体は厚さおよび吸収係数が不均等で複雑に変化している。このため、像面に到達する散乱線も複雑に変化していると考えられる。したがって、従来研究されてきた均等な被写体における散乱線含有率の計測だけでは、放射線画像のコントラストを詳細に解析することはできない。しかし、人体のような複雑な構造における散乱線含有率の測定は非常に困難である。そこで、不均等でしかも比較的簡単な構造である階段状被写体に関して、像面における散乱線含有率を測定することを試みた。

本論文の目的は階段状被写体を撮影したとき、像面のそれぞれの場所、とくに階段の段差付近における散乱線含有率の変化を明らかにすることである。まず、散乱線含有率の測定方法について考察する。つぎに、像面における散乱線含有率の変化について述べる。

2. セグメント法による散乱線含有率の測定

放射線画像伝達系では、散乱線含有率測定の手段として鉛ディスク法¹²⁾が多用される。階段状被写体の散乱線含有率を測定するためには、後述

する実験上の理由から鉛ディスクを像面近くに配置する必要が生じる。しかし、鉛ディスクを像面近くに配置すると、鉛ディスク自身が散乱線を吸収するため測定値に誤差を生じる¹⁴⁾。また、鉛ディスク法では比較的大きな面積のディスクを使用するので、階段の段差(境界)付近の散乱線含有率を細かく測定できない。そこで、われわれが開発したセグメント法^{15, 16)}を用いて散乱線含有率を測定した。

放射線画像系において、散乱線含有率(F)はつぎのように定義されている。

$$F = i_s / (i_p + i_s) \quad (1)$$

ここで、 i_p および i_s はそれぞれ出力として検出された直接線および散乱線の強度である。また、直接線含有率(D)は、

$$D = i_p / (i_p + i_s) \quad (2)$$

である。したがって、 F と D の関数は、

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

セグメント法は、**Fig. 1**に示すように鉛ディスクの代わりに細いセグメントを用い、その出力強度分布のピーク強度(i_d)から F を求める。いま、**Fig. 1**の(B)に示すように全X線強度 i_t と i_d の比(C_t)は、

$$C_t = i_d / i_t = i_d / (i_p + i_s) \quad (4)$$

である。ここで、 $i_d = i_p$ であれば $C_t = D$ である。しかし、セグメント法では直接線遮蔽体が非常に細いので $i_d \neq i_p$ であるから、式(4)から直接 D を求めることはできない。いま、**Fig. 1**の(A)

に示すように、散乱線が存在しないときの i_d と C_p の比を C_p とおき、 C_t と C_p の比をとると、

$$C_t / C_p = i_p / (i_p + i_s) = D \quad (5)$$

である。ここで、 $C_p = i_d / i_p$ である。である。したがって、 C_p と C_t を測定すれば散乱線含有率を求めることができる。セグメント法に関する詳細および測定精度については、他の論文¹⁷⁾に述べた。

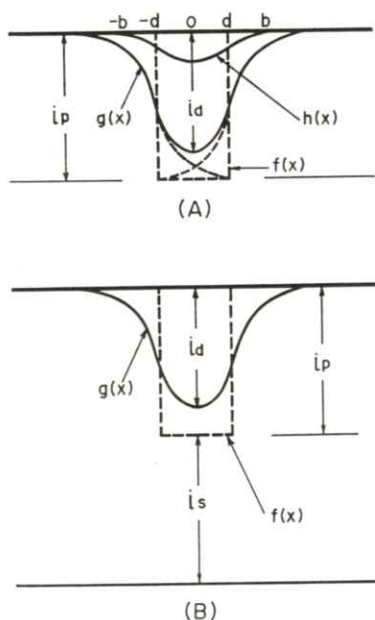


Fig. 1 Output intensity distributions of small segment by primary (A) and total radiation (B). Where, i_d is peak intensity, and $h(x)$, $f(x)$ and $g(x)$ are the line spread function (LSF), input and output intensity distribution of small segment, and $2d$ and $2b$ are the width of the small segment and the LSF, respectively.

3. 実 験

3.1 セグメント位置と散乱線含有率

直接線を遮蔽するセグメントとして、直径1mmの鉛の針金を用いた。一般に、均等な被与体における散乱線含有率の測定は直接線遮蔽体をファントムの表面(X線管側)に配置して測定する。階段状被写体ではファントムに段差があるため直接線遮蔽体であるセグメントをファントム表面に配置すると、セグメントが不連続になる箇所ができる。また、階段状被写体の実験にアクリル樹脂のファントムを使用するため、セグメントをファン

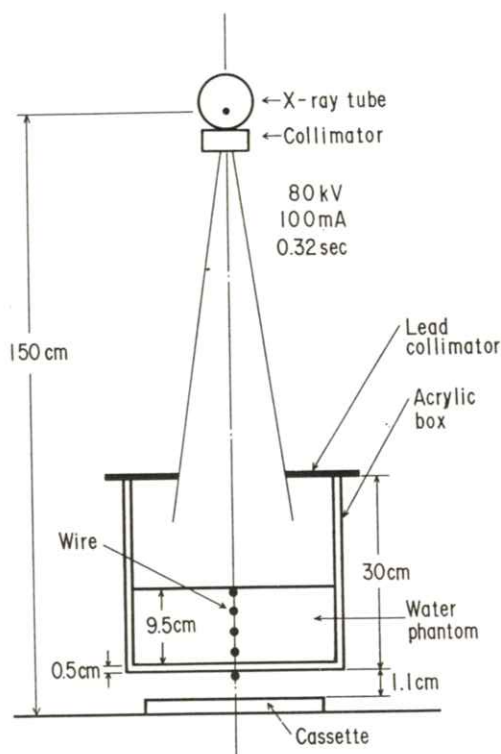


Fig. 2 Diagram of the experimental configuration with exposure conditions for studying the relation between the depth of segments and measured values of the scatter fraction.

トムの中間に置くとセグメントとアクリルの間に空間ができる。このような理由から、セグメントをファントム底面に配置する必要がある。しかし、セグメントをファントム底面に配置すると、セグメントよりX線管側の被写体で発生した散乱線をセグメント自身が吸収し、測定される散乱線含有率の値が不正確になることが予想される。そこで、被写体深さ方向で、セグメントを置く位置と散乱線含有率測定値の関係を調べた。**Fig. 2**に示すように鉛の針金を水ファントムの表面直下、底面のカセット側およびその中間に配置し、像面における散乱線含有率を測定した。直接線による鉛の針金のコントラスト (C_p) は、**Fig. 4**と同様に照射野を $1 \times 1 \text{ cm}^2$ に絞り、グレーデル効果を期待してカセット被写体底面間距離を40cmにして求めた。

3.2 階段状被写体

階段状被写体の実験ではファントムとしてアクリル樹脂を使用する。アクリル樹脂を使用する第1の理由は製作上の容易さである。第2の理由は、水ファントムを使用すると、アクリル樹脂などで作成した階段状の容器を必要とするので、階段の境界付近でファントム材質が部分的に変化するためである。

中心X線は階段の段差の境界面に入射させた。また、階段 (t_1 および t_2) に入射する線量に対称にするため、X線管の長軸を境界線と平行に配置した。中心X線束を境界にして片方 (t_1) を厚さ5cm一定とし、反対側 (t_2) を0, 0.2, 1 および3cmと変化させた。セグメントとして、直径1mmの鉛の針金を使用した。**Fig. 3**に実験配置お

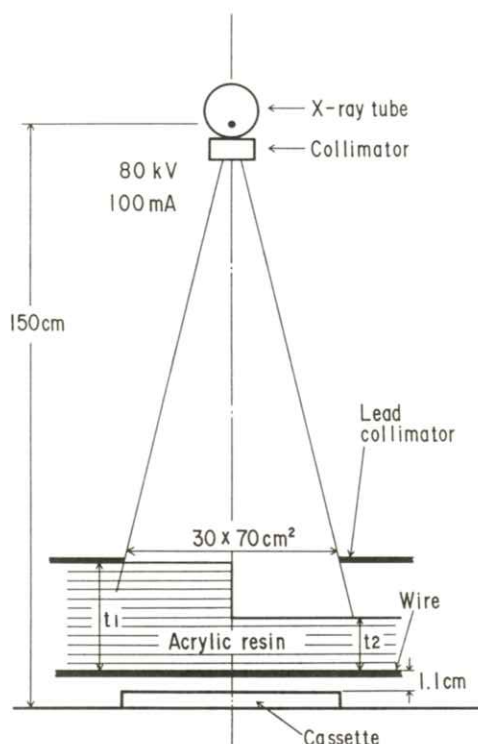


Fig. 3 Diagram of the experimental configuration with exposure conditions for measurement of scatter fraction in stepped phantom.

および照射条件を示す。

使用した増感紙-フィルム系は中感度増感紙の後面 (Konica NS) と片面乳剤フィルム (Konica U) の組み合わせである。X線照射したフィルムはタンク現像法で処理した。処理したフィルムはマイクロデンシトメータで走査した。走査スリット面積は $20 \times 800 \mu\text{m}^2$ である。求めた濃度分布は同時現像して求めたフィルム特性曲線を用いて有効露光量に変換し、鉛針金部分のピークX線強度および鉛針金周辺の全X線強度を求めた。

散乱線含有率の測定点は、**Fig. 3**および**6**に示すように階段の段差境界面を原点として t_1 (—)

および t_2 (+) 側にそれぞれ 0.2, 0.8, 2, 4, 6, 8 および 10 cm である。また、直接線による鉛の針金のコントラストは Fig. 4 に示すような実験配置から求めた。

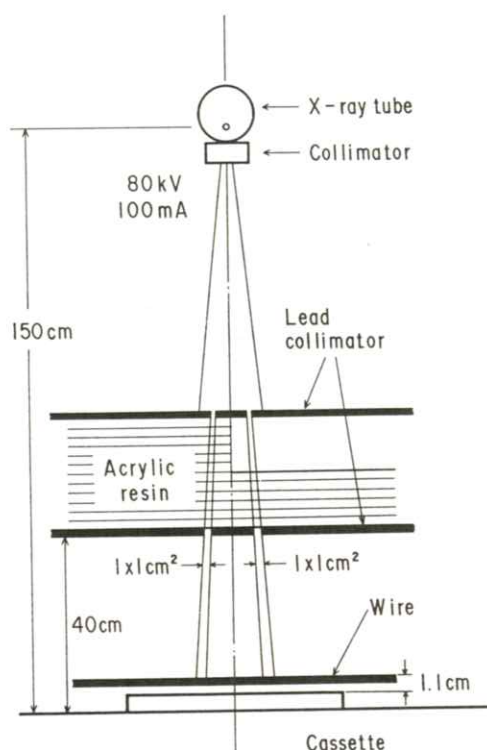


Fig. 4 Diagram of the experimental configuration with exposure conditions for measurement of segment contrast. Radiation field size is $1 \times 1 \text{ cm}^2$

4. 結果および考察

セグメント位置と散乱線含有率の測定結果を Fig. 5 に示す。散乱線含有率の値は10回の独立した実験結果の平均値である。分散分析の結果、ファントムの表面にセグメントを置いて求めた散乱線含有率に対して、それぞれの深さで求めた測

定値は有意差がない。したがって、セグメント法ではセグメント位置によって、散乱線含有率は変化しない。

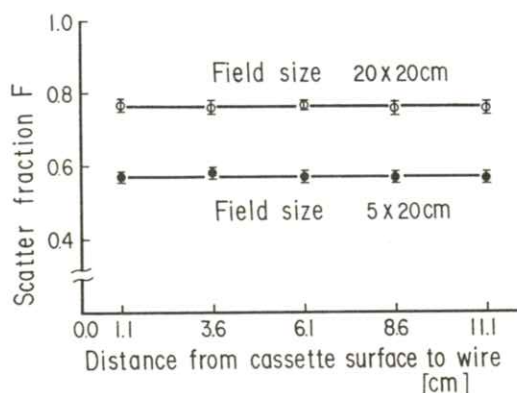


Fig. 5 Measured values of the scatter fraction for each depth of segment (wire). There is no significant difference between the scatter fraction at 1.1 cm and the phantom surface.

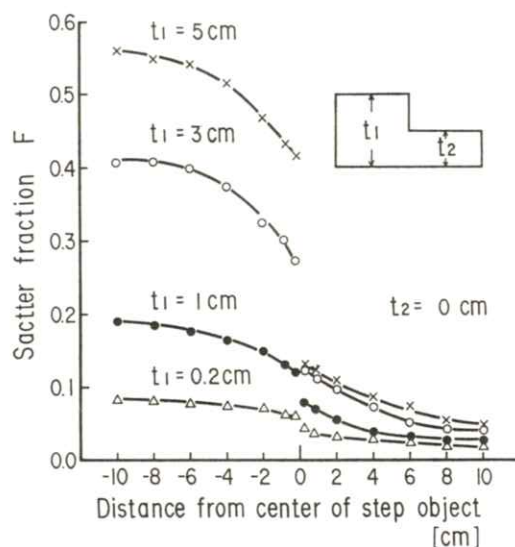


Fig. 6 Values of the scatter fraction measured for edge phantoms of various acrylic resin thicknesses.

Fig. 6 に階段状被写体の t_1 が1, 3および5 cmで、 t_2 を0 cmにしたときの散乱線含有率の分布を示す。このような均一被写体のエッジ部分では、散乱線含有率がエッジ部分で急激に変化する。この結果は過去の経験的常識とよく一致する。

Fig. 7 に t_1 を5 cm一定にし、 t_2 が0, 0.2, 1および3 cmのときの散乱線含有率の分布を示す。 t_2 が薄い(0および0.2 cm)とき、 t_1 側では**Fig. 6**と同様に階段の境界面に近づくにしたがって散乱線含有率の値は低下する。また、 t_2 側では境界面から離れるにしたがって散乱線含有率は低下し、一定値に近づく。しかし、 t_2 の厚さが厚く(1 cm)になると、 t_1 側における階段境界面付近の散乱線含有の低下の度合いは減少する。 $t_2 = 3$ cmでは、 t_1 側の境界面近くの散乱線含有率は境界から離れた位置での散乱線含有率とほぼ等しい。また、 t_2 側の散乱線含有率は境界面から4 cmの場

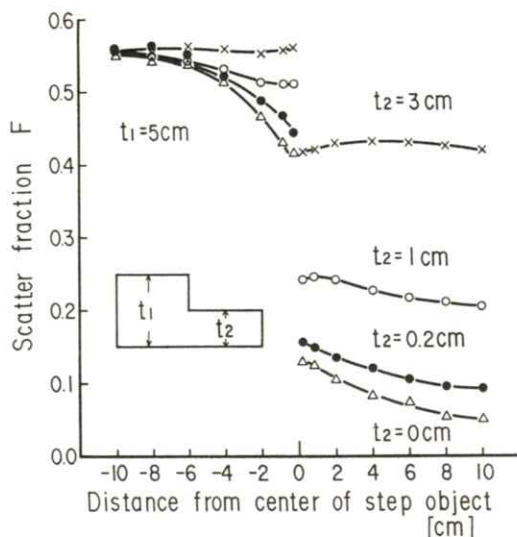


Fig. 7 Values of the scatter fraction measured for stepped phantoms of various step thicknesses.

所で最大値を示し、境界面に近づくにしたがってわずかに減少する。しかし、この減少は画像に大きな影響を及ぼすほどではない。このような現象が生じる理由はつぎのように考えられる。階段状被写体の厚さが厚くなると、厚い方の階段では、境界付近だけが薄い方の階段からの散乱線の影響を受ける。逆に、薄い方の階段では、厚い方の被写体からの散乱線が境界面からかなり離れた位置まで到達するためと考えられる。

Fig. 8 は **Fig. 7** から書き換えた階段状被写体における直接線含有率、すなわちコントラストの状態を示している。Fig. 8 から、階段状被写体の一方(t_2)が薄い(0.2 cm)とき、 t_1 側では境界面に近づくにしたがって微小物体のコントラストは向上し、 t_2 側では逆にコントラストが低下する。しかし、階段 t_2 の厚さが厚い(3 cm)ときには、 t_1 側では境界面付近でコントラストがわ

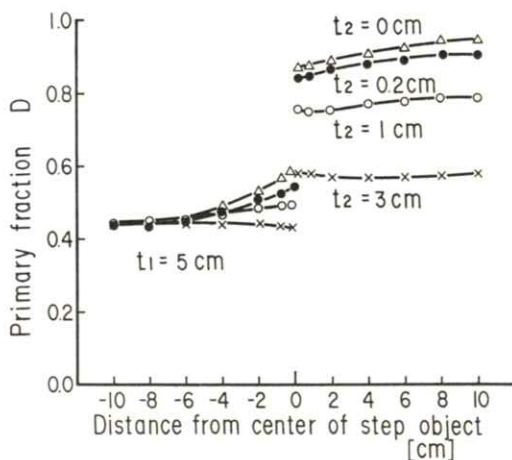


Fig. 8 Values of the primary fraction measured for stepped phantoms of various step thicknesses. The primary fraction represents the contrast of a small object in a large phantom.

ずかに低下し、 t_2 側では逆にコントラストがわずかに向上する。このことから、階段状被写体中における散乱線は相互に複雑に影響しあっていると考えられる。

5. 結 語

階段状に変化する被写体の像面における散乱線含有率をセグメント法を適用して実験的に求めた。その結果つぎのようなことを明らかにした。

セグメント法において、細い針金状の直接線遮蔽体を用いると、遮蔽体自身による散乱線の吸収は無視できる。したがって、セグメントを像面近くに配置して散乱線含有率を測定できる。また、遮蔽体の面積が鉛ディスクと比較して非常に小さいので、種々な形状または不均質な被写体における散乱線含有率の変化を細かく測定することができる。つまり、セグメント法を用いると、厚さや吸収係数において定常な被写体だけでなく、非定常な被写体における散乱線含有率を鉛ディスク法のように場所に制限されることなく細かく測定することができる。

階段状被写体の段差境界面付近の散乱線含有率の分布状態を実験的に明らかにできた。段差が小さいとき、段差境界付近における散乱線含有率はそれぞれの境界から離れた部分の散乱線含有率とわずかに異なる。

セグメント法による散乱線含有率または直接線含有率の測定は前述のような優れた特性をもっている。したがって、人体またはそれに近い被写体における散乱線含有率または直接線含有率が測定できるので、臨床画像のコントラストの改善およ

び解析に有効な手段である。

謝 辞

本研究の実験にあたって、宮崎医科大学医学部附属病院放射線部の山田正喜および御手洗輝両氏の御協力をいただいた。ここに、深く感謝の意を表する。

文 献

- 1) M. M. Ter-Pogossian (宮川 正, 他, 訳)
: 放射線診断の物理, pp. 249-251 朝倉書店, 東京 1970)
- 2) 土井邦雄: 放射線像の研究 (内田 勝, 他, 編) 2 巻 p. 90 (RII研究会 1969)
- 3) 中村 実: 日放技学誌 **28** p. 79 (1961)
- 4) 村田和美, 内田 勝: 放射線像の研究 (内田 勝, 他 編) 1 巻 p. 86 (RII研究会 1967)
- 5) 稲津 博, 他: 日放技学誌 **28** 362 (1973)
- 6) 稲津 博, 他: 日放技学誌 **30** 266 (1974)
- 7) 大塚昭義, 他: 日放技学誌 **32** 564 (1977)
- 8) 大塚昭義, 他: 日放技学誌 **33** 578 (1978)
- 9) 東田善治, 他: 日放技学誌 **34** 12 (1978)
- 10) 越智 保, 他: 日放技学誌 **37** 773 (1981)
- 11) C. E. Dick, C. G. Soares, and J. W. Motz:
Phys. Med. Biol. **23** 1076 (1978)
- 12) R. A. Schmidt, H. P. Chan, Y. Kodera, et al.: Radiology **146** 801 (1983)
- 13) 菅原 努, 中村 実: X線撮影と散乱線
pp. 149-157 (三田屋製作所 東京 1963)
- 14) 稲津 博, 上田正美, 他: 日放技学誌 **47**

709 (1991)

15) H. Inatsu and S. Uchida: Jpn. J. Appl. Phys.

18 1409 (1979)

16) 近藤隆司, 他: 日放技学誌 **36** 174 (1980)

17) 稲津 博, 内田 勝: 医画情誌 **2** 82

(1985)

I 第105回研究会記事

第105回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成5年2月6日(土) 10:30 ~ 16:20

場 所 電気通信大学 電子工学科会議室

特別講演 10:30 ~ 11:30

生体におけるカオス現象

電気通信大学教授 神 原 武 志 先生

見 学 11:30 ~ 12:30

同上研究室

研究発表 13:20 ~ 16:20

1) 制動放射X線スペクトルの計算モデルの比較

中森伸行, 山野 要, 山田正良, 金森仁志

京都工繊大

2) 階段状被写体における散乱線含有率

稲津 博, 上田正美, 内田 勝*, 荻屋公明**

宮崎医大病放射線部, * 静岡理工大, ** 立命館大

3) 矩形波チャートによるMTF測定時の散乱線解析

一実測値とモンテカルロシミュレーションの比較一

津坂昌利, 加藤秀起*, 澤田道人**, 柘植達矢**, 小田耕司**,

藤田広志***, 小山修司

名大医技短, * エスエス技研, ** 安城更正病院放技科, *** 岐阜大

4) 最適濃度の空間周波数依存性

尾崎吉明, 窪田英明*, 松本政雄**, 金森仁志***

京都科搜研, * 滋賀大, ** 大阪府立高専, *** 京都工繊大

5) エントロピー法によるMR画像評価

上田正美, 稲津 博, 内田 勝*, 荻屋公明**

宮崎医大病放射線部, * 静岡理工大, ** 立命館大

6) 新生児頭部超音波エコー画像の拍動抽出

福沢理行, 山田正良, 中森伸行, * 狐塚善樹, 金森仁志

京都工繊大, * 三木市民病院小児科

7) 骨X線写真における骨梁パターンのニューラルネットワーク解析

藤田広志, 芦田 修, * 石田隆行, ** 山下一也, ** 滝川 厚
岐阜大, * 大阪中央病院放科, ** 大阪大医技短

8) 2048×2048 マトリックスⅡ / TV-DR の被曝線量と画質特性の関係

小倉敏裕, 寺沢 操, 鶴田重彦, * 藤田広志
癌研究会病放診科, * 岐阜大

9) Ⅱ / TV-DR を用いた上部消化管集団検診

—DR化の問題点について—
小倉敏裕, 寺沢 操, 鶴田重彦, * 藤田広志
癌研究会病放診科, * 岐阜大

Ⅱ 理事会報告

日 時 平成5年2月6日(土) 12:00 ~ 13:00

場 所 電気通信大学

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 磯部(代理), 田中, 樋口(代理), 金森(代理)

- 議 題
1. 平成5年6月5日の総会に提案するために, 改選役員の案を決めた。
 2. 総会で提案する名誉会員の案を決めた。
 3. 平成5年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。
長谷川委員長が役員の中から, 次の16名を表彰選考委員に指名した。
内田, 金森, 竹中, 佐々木, 速水, 田中, 樋口, 磯部, 滝沢, 和田, 三浦,
杉本, 中西, 矢仲, 津田, 小島。
会誌10巻1号で内田論文賞を公募した結果4件の推薦があった。この4件の選
考を表彰委員会に委嘱した。
 4. 第107回研究会を10月8日, 9日に信州大(松本市)で開催することを確認した。

—— 新 入 会 員 ——

☆正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
440	中屋 良宏	国立がんセンター東病院放射線部 〒277 千葉県柏市柏の葉6-5-1	TEL 0471-33-1111
441	細羽 実	㈱島津製作所医用機器事業本部技術部 〒604 京都市中京区西ノ京桑原町1	TEL 075-823-1282 FAX 075-841-3881

—— 会 員 移 動 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
323	八木 一夫	勤務先	三重大学工学部機械工学科 〒514 津市上浜町1515	TEL 0592-32-1211 内3870
134	佐久間貞行	勤務先	テルモ研究開発センター 〒259-01 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500	TEL 0465-81-4205 FAX 0465-81-4114
174	竹村 尚三	勤務先	㈱東芝小向工場小向地区健康管理センター 〒210 川崎市幸区小向東芝町1	TEL 044-548-5011
326	安原 弘	勤務先	㈱東芝那須工場放射線技術部 〒324 栃木県大田原市下石上1385	TEL 0287-26-6372
160	鈴木 宣夫	勤務先	中部大学工学部電子工学科 〒487 春日井市松本町1200	
251	浜崎 襄二	勤務先	東亜大学大学院総合学術研究科 〒751 山口県下関市一の宮学園町2-1	
312	宮崎 吉行	勤務先	加野病院 〒811-31 福岡県粕屋郡古賀町花見南1-2-15	TEL 092-944-1212

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

平成5年4月1日現在の本学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，その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

化 成 オ プ ト ニ ク ス ㈱	東 和 放 射 線 防 護 設 備 ㈱
コ ニ カ ㈱	ト ム ソ ン ジ ャ パ ン ㈱
三 洋 電 機 ㈱	㈱ ナ ッ ク
シーメンス旭メディテック㈱	日 本 コ ダ ッ ク ㈱
㈱ 島 津 製 作 所	日 本 電 気 ㈱
シ ャ ー プ ㈱	浜 松 ホ ト ニ ク ス ㈱
築 地 ソ フ ト ㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
中 央 精 機 ㈱	富 士 写 真 フ ィ ル ム ㈱
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 ㈱
㈱ 東 芝	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム ㈱
東 洋 メ デ ィ ッ ク ㈱	

（計21社）

役

員

- 会 長 内田 勝（静岡理工科大）
- 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（関東労災病院）、長谷川 伸（電気通信大）、
速水昭宗（大阪大）
- 理 事 〔庶務担当〕 田中俊夫（京都工繊大）、〔財務担当〕 樋口清伯（大阪産業大）
- 〔大学関係〕 磯部 寛（元岩手医大）、稲本一夫（大阪大）、
佐々木常雄（元名古屋大）、滝沢正臣（信州大）、
山崎 武（元滋賀医大）、山下一也（大阪大）、和田卓郎（広島大）
- 〔会社関係〕 杉本 博（東芝）、高野正雄（富士フィルム）、中西 猛（島津）、
松井美楯（コニカ）、三浦典夫（化成オプトニクス）、
矢仲重信（日立）
- 監 事 小島克之（常葉学園浜松大）、津田元久（東京工芸大）

編 集 後 記

今年も暖冬のおかげで、京都の底冷えを経験せずにはすみました。ここ10年あるいは20年位、夜でも、以前のように、体の芯から冷え込むようなことはなくなったようで、風邪を引きやすい筆者にとっては好都合なことです。次回の研究会では、久しぶりに筆者の研究室を公開します。多数御参加下さい。（K）

編 集 委 員

医用画像情報学会雑誌

平成5年(1993)年5月5日発行

金 森 仁 志（京都工繊大）
佐々木 常 雄（元名古屋大）
竹 中 栄 一（関東労災病院）
長谷川 伸（電気通信大）
山 田 正 良（京都工繊大）

編集兼発行者 金 森 仁 志
発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科内
電話 075-724-7412, 7422, 7436
ファックス 075-724-7400（学科共通）
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）

第24回画像工学コンファレンス論文募集

—Japan Imaging Technology '93—

画像工学コンファレンスは、1970年に第1回が開催されてから今回で24回を迎えることになりました。その間、関連学会・研究会の共通の研究発表・討論の場として、日本の画像関係の研究開発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第24回画像工学コンファレンスを開催することにいたしました。各関連学会・研究会の会員諸氏からの積極的な発表・応募をお願いします。

日時 1993年12月 8日(水)・9日(木)・10日(金)

場所 ABC会館ホール(東京・港区・芝公園)

構成 招待講演と応募による一般講演(口頭発表、ポスタ発表)によりおこないます。ポスタ発表とはポスタ会場の決められた場所で図表・写真・実物等を示し、興味を持つ聴衆と自由に質疑・討論を交わしながら研究発表をおこなうものです。招待および一般講演については「募集論文の内容」欄の項目に沿って約10セッションにまとめる予定です。また本年は『新製品・新システム開発事例』に関する特別セッションを設ける予定です。講演はすべてオーディオビジュアル機器、三次元スライドなどを用いたデモンストレーションができます。なおポスタ発表のなかで優秀な発表に対して賞を贈ります。

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

募集論文の内容 画像に関する諸技術: ①画像入力、ディスプレイ、記録、印刷等に関する画像エレクトロニクス技術 ②視聴覚、画像符号化、画像計測、画像処理、コンピュータビジョン、三次元画像、コンピュータグラフィックス、映像表現等に関する画像情報技術 ③放送・通信・医用・産業・教育などの分野への応用

応募資格 とくにありません。

参加費 1万2千円(加盟学会会員) 1万5千円(非会員) 6千円(学生) 論文集を含みます

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

発表形式・時間 口頭発表: 質疑応答を含め20分(予定) ポスタ発表: ポスタ会場での発表討議90分(予定)

講演申込方法 A4横書でタイトル・著者・図表などを含め2枚以内の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書(コピー可)を下記の送付先にお送りください。

講演申込締切 1993年7月16日(金) 必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・表・写真を含め7000字以内のカメラレディ原稿(タイプまたはワープロ)を提出していただきます。また、希望によりカラー印刷のページを設けます(ただし実費自己負担)。

原稿やスライドの作成方法などの詳細は8月中旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 1993年10月29日(金) 必着

主催 第24回画像工学コンファレンス実行委員会

(担当 電子情報通信学会・パターン認識理解研究専門委員会・画像工学研究専門委員会)

加盟学会・委員会 応用物理学会日本光学会、テレビジョン学会・情報ディスプレイ研究委員会・視聴覚技術研究委員会・画像通信システム研究委員会・画像処理コンピュータビジョン研究委員会、画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子情報通信学会・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、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、計測自動制御学会・パターン計測部会、日本非破壊検査協会、日本医用画像工学会、SPIE日本支部、三次元映像のフォーラム。

送付先・問い合わせ先 〒105 東京都港区浜松町2-12-14 第2日化ビル 連企画気付

「第24回画像工学コンファレンス事務局」☎03(3433)2543 FAX 03(3433)3904

題目			第24回画像工学コンファレンス講演申込書	
〒			所在地	
発表形式の希望 ☐ ポスタ ☐ 口頭 ☐ どちらでも	使用機器 ☐ VTR (VHS) ☐ スライド (35mm) ☐ OHP ☐ パソコン(PC) ☐ 三次元スライド ☐ その他 ()	☎:	機関名	
		FAX:	所属	
			連絡者氏名	
			様	

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	4,000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30,000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 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 724-7422 (山田) 7436 (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

会員番号

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)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

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。)

日本医学物理学会 (JAMP)
第10回研究発表会のお知らせ

日 時：1993年7月22日(木)，23日(金)

会 場：東京医科歯科大学5号館

内 容：1 特別講演

井上照剛先生(九大工)：生体と磁気

井川洋二先生(東医歯大)：がん遺伝子の本来の機能

2 シンポジウム

「医療用可搬媒体の標準化の動向—標準化はできるか?—」を予定

3 一般講演

問合せ先：〒113 東京都文京区湯島1-5-45

東京医科歯科大学歯学部歯科放射線教室内

日本医学物理学会第10回研究発表会事務局

TEL 03-3813-6111 (内線5261)

FAX 03-5684-4234



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

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル 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

Konica

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

- 本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2
- 東京 1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2
- 関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1 千代田生命館新ビル

- 名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル
- 仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル
- 福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
- 札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
- 広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
- 高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3 大正海上高松ビル

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 TEL06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

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)

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

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器

医療事務用エレクトロニクス関連機器

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

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 TEL(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

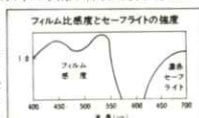
中央精機株式会社

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



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンの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でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



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

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

お問い合わせ、資料請求はお電話で
Tel. (03) 585-5360

デュポン ジャパン



医療と健康に奉仕する東芝

- 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



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号
TEL 03(815)7211(大代)



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 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

NEC

ネパックス



NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



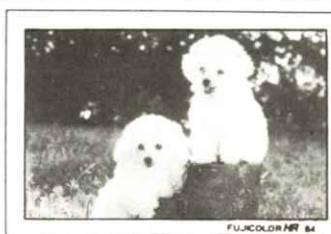
総合医療機器の

株式会社 日立メディコ

● 東京都千代田区内神田 1-1-14 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)

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

YMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



横河メディカルシステム

本社／〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112(代表)

東北支社(022)224-7011	北海道支店(011)241-7613	京都支店(075)231-3308
東部支社(03)223-8511	北関東支店(048)651-0301	関西支店(06)831-7811
中部支社(052)586-1665	東京支店(03)223-8511	兵庫支店(078)251-4881
西部支社(06)831-7811	東東京支店(03)5687-0681	中国支店(082)230-1131
九州支社(092)271-9800	南関東支店(045)662-4078	四国支店(0878)51-5875

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）。

6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

