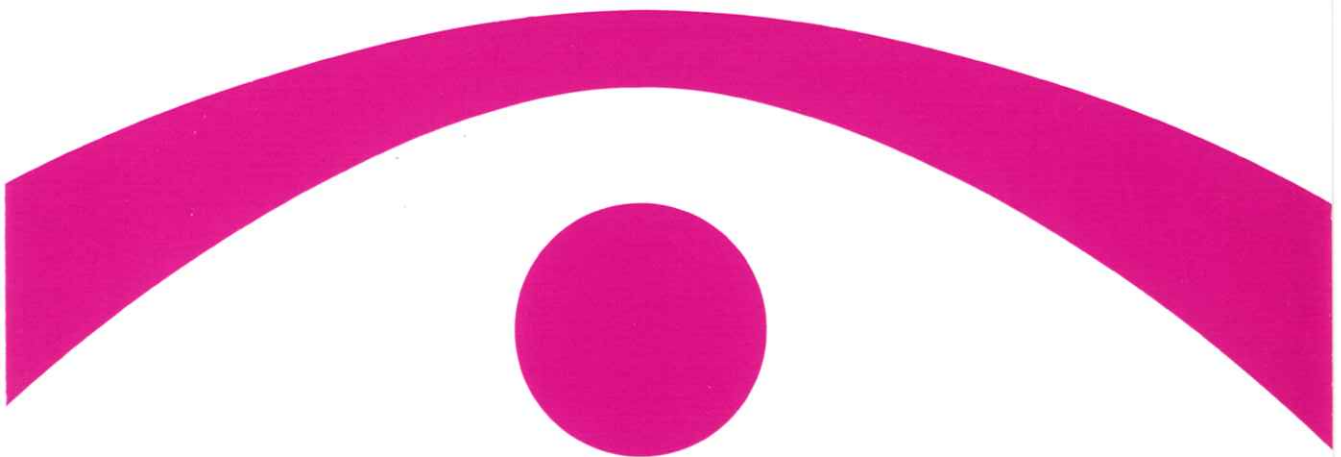


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻103号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 10 No. 1 January 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1号 1993年1月

目 次

会 告

第105会研究会のご案内	会告	1
第106会研究会予定および演題伺い	会告	2
内田論文賞候補論文の公募について	会告	2

特別講演資料

放射線画像評価の系譜	山下 一也	1
ニューラルネットワークとその医用画像解析への応用	藤田 広志	22

論 文

心筋SPECT画像のためのコンピュータ診断支援システムの構築：

画像前処理とニューロパラメータの効果

篠田光生，藤田広志，片渕哲朗，植原敏勇，西村恒彦 38

会 報

研究会記事	46
理事会議事録－新入会員	48
会員移動－賛助会員名簿	49

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. 1 January 1993

Contents

Educational Lectures

- Genealogy of Evaluation of Radiographic Image Quality
..... Kazuya YAMASHITA 1
- Neural Network and Its Applications to Medical Image Analysis
..... Hiroshi FUJITA 22

Original Papers

- Development of a Computer-Aided Diagnostic System for Myocardial SPECT Images:
Effects of Image Preprocessing and Neuro Parameters
..... Mitsuo SHINODA, Hiroshi FUJITA, Tetsuo KATAFUCHI,
Toshiisa UEHARA, Tsunehiko NISHIMURA 38

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 10 No. 1)

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

第 105 回 研 究 会 の ご 案 内

第 105 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 2 月 6 日 (土) 10:00 ~ 16:20

場 所 電気通信大学 電子工学科会議室 (西 2 号館 513)

調布市調布ヶ丘 1 - 5 - 1

特別講演 10:30 ~ 11:30

生体におけるカオス現象 電気通信大 神 原 武 志 教授

見 学 11:30 ~ 12:00

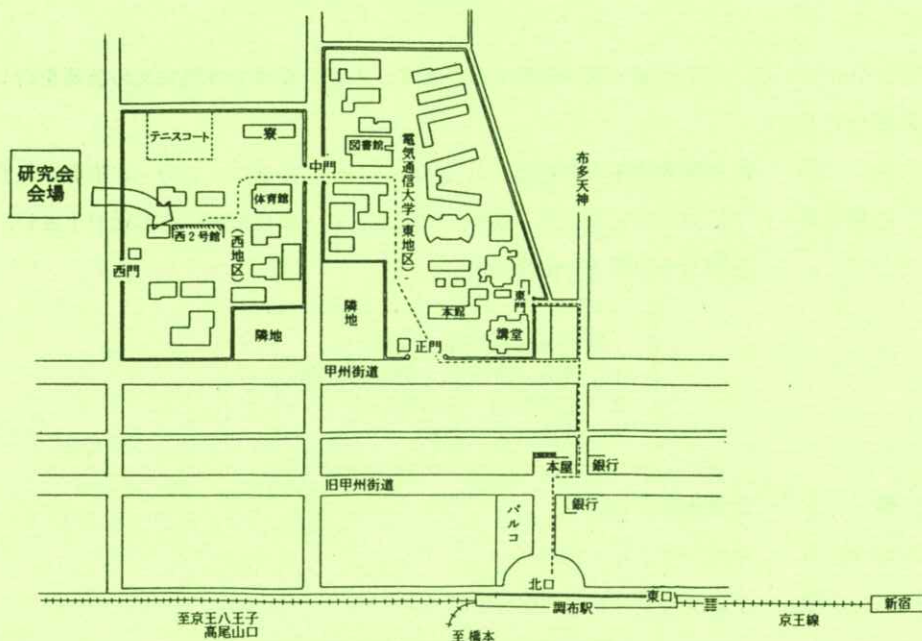
同上研究室

研究発表 13:00 ~ 16:20

発表の演題は別紙を参照して下さい。

問い合わせ先 電気通信大学 長谷川 伸 先生

TEL 0424-83-2161 (内線 3421)



交通機関

・電車

新宿駅 (京王線) — 特急 15 分, 急行 20 分 — 調布駅 (北口) — 徒歩 7 分
— 電通大正門, 門から徒歩 5 分

新宿発 特急 (八王子行) 10 分毎

急行 (高尾山口行) 10 分毎

第 106 回 研究会 演題 伺い

第 106 回 研究会 を下記のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成 5 年 6 月 5 日 (土)

場 所 京都工芸繊維大学

特別講演 未定

見学会 未定

演題申込締切 平成 5 年 4 月 17 日

〒 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, 深見)

FAX 075 - 724 - 7400 (学科共通)

(なるべく文書または FAX でお願いします。)

— 内田論文賞候補論文の公募について —

昨年に引き続いて、本年は第 8 回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

1. 対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol. 9.No1 ~ Vol. 9. No3 (3 冊) に掲載された論文
2. 応募要領 下記の事項を B5 版 (縦長) に記入して、事務局宛にてお送り下さい。
自薦でも他薦でも結構です。

内田論文賞の推薦について

1. 著者, 論文名, 巻, 号, 頁
2. 推薦理由 300 字以内
3. 推薦者名 捺印

3. 選 考 選考委員会で行う。
4. 締 切 日 平成 5 年 1 月 16 日
5. 表 彰 平成 5 年 6 月 5 日の総会で行う。

平成 4 年度会費納入のお願い

平成 4 年度会費未納の方は、至急納入下さるようお願い致します。未納の方には、本号にもう一度郵便振替用紙を同封しました。郵便振替口座番号は京都 1 - 32350 医用画像情報学会です。会費は年 3,000 円です。

放射線画像評価の系譜

山 下 一 也

大阪大学医療技術短期大学部 〒560 豊中市待兼山町1-1

(1992年10月10日受理)

Genealogy of Evaluation of Radiographic Image Quality

Kazuya YAMASHITA

College of Bio-Medical Technology, Osaka University

1-1 Machikaneyama-cho 560 Toyonaka OSAKA, JAPAN

(Received October 10, 1992)

1. はじめに¹⁻⁴⁾

1890年、二人のスイス人が、ケンブリッジ大学で、写真の感度を数値化するため科学的な測定法を研究・考案し、併せて光学濃度を定義した。近代的なセンシトメトリーの出立である。

周知のようにそれは、縦軸に透過率の逆数の対数を取り写真濃度軸として目盛り、横軸には与えた露光量を対数値で、比露光量として目盛った曲線である。これが写真感光材料の特性曲線である。この研究の完成は、1903年であったといわれているが、後年、この曲線を二人の考案者、Ferdinand Hurter と Vero Charles Drifffield の名を冠して H & D 曲線と称した。

Fig. 1 は、二人が実験に用いた H & D 回転円孔板 (セクター) である。この円孔板の中心から一定の幅で、角度が半減するように順次孔を切り

抜いている。これをテストする乾板のまゝで手回しで2秒間露出する。光源は、鯨蠟 (イギリスの標準蠟) で、1時間に蠟が、約8グラム燃えるときの炎の高さが45mmになったときの明るさを1メートルの距離で受けるとしている。これが1燭光の明るさである。これで露光したテスト乾板を指定の現像液で処理すると、セクターによって階段状の写真濃度が得られることになる。これをブゼン光度計で濃度を測定し、露光量にたいする

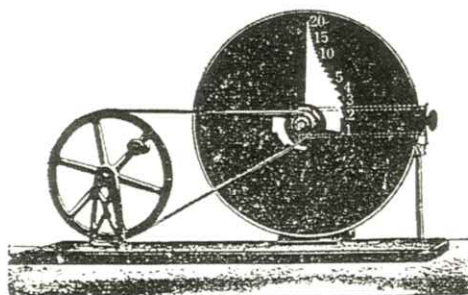


Fig. 1 H & D 式回転円孔板

濃度値の関係をグラフに示したのが、Fig. 2である。横軸のC. M. S. という単位は、Cは1カンデラ (candera) で1燭光、Mは距離で1メートル (meter)、Sは露光時間で1秒 (second) を意味している。このCMSは露光量の単位として、いまでもしばしば用いられている。この曲線の各部分に、足部とか直線部、肩部などの名称を与えている。この直線部の延長線と横軸の交点をイナーシャ (inertia) と名付け、感度決定の基準点とした。この結果では、用いた感光材料の感度は、 $(34/0.2) = 170$ が得られる。

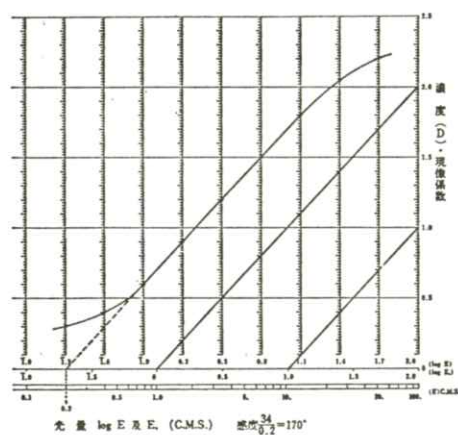


Fig. 2 H & D式による特性曲線に描き方と感度の決定法

X線画像の画質評価は、このH & D曲線の動向を評価することから始まったと考えても過言ではない。それは第一にX線画像が、入力X線強度を像変換システム (X線蛍光増倍管や蛍光板、イメージング・プレートなどがあるが、ここでは増感紙/フィルム系) によって出力可視光強度に変換し、写真濃度分布の2次元以上の広がりとして形成される。つまり、形成画像の基本的性質：画質は、H & D曲線で最初に表現できることは明らか

である。第二に入力X線強度に対して出力可視光強度が比例することも明らかであるから、その系を線形に取り扱うのにH & D曲線を利用することは合理的な手法であると考えられるからである。

以下、X線画像の画質評価の歴史的な流れと変遷を追っていくことにする。

最初に、X線フィルムのセンシトメトリー (以下、X線センシトメトリー) について、その歴史的な発展の経緯を簡単にみていく。つぎに画像・画質の評価を鮮鋭度、粒状度、そしてコントラストを中心にして、適当な時代区分に分け、その発展の系譜をたどっていくことにしたい。

2. X線センシトメトリー発展の経緯⁵⁻¹³⁾

① X線露光法と称して高濃度測定用濃度計を考案し、センシトメトリーを行った：R. B. Wilsey, H. A. Pritchard (1920)

—このWilsey らの実験は、X線を用いたX線センシトメトリーとしては、最初のものである—

② 特性曲線の数式化が三つの仮定のもと、初めて提案される：F. E. Ross (1920)

(a) 乳剤のすべてをn群にわけろ。(b) その群の銀の量は等しい。(c) 感度係数Kは、ある因子rとともに増す。

$$D = D_m \left[1 - \frac{1}{n} \sum_{s=0}^{s=n-1} e^{-Kr^s I \cdot t} \right]$$

—この式で、Sは、各群の順序数、 D_m は、極大濃度。この式は、とくに露光不足の部分によく一致するといわれている。現在では、特性曲線の数式化は広く報告されているが、1920年の時点で、このような精度の高い手法が、開発されていたことは注目されてよい—

③吸収体としてアルミニウム階段を用い、強度スケール法の形式で「A Logarithmic Step Table for X-rays」が報告された：G. M. Corney, H. E. Seemann (1947)

④放射線画像のための新しいステップ・ウェッジの考案：H. E. Seemann, B. Roth (1960)

—Fig. 3は、Seemannらが考案したステップ・ウェッジである。これらの一連の研究は、つぎに述べるブーツストラップ法の開発につながる。また、このステップ・ウェッジの底面に銅板を張り付けたアイデアは、今日ではいろんな実験に応用されている。

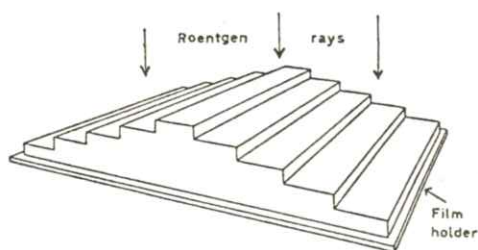


Fig. 3 対称形ステップ・ウェッジ（底面に0.053 cmの銅板を貼付）

⑤コバルト-60のガンマ線を使ったセンチメートル：V. G. McIninch, H. M. Cleare (1960)

⑥「Bootstrap method」の考案：Eastman Kodak 社 (1963)

—このブーツストラップ法は、X線センチメートルの分野では、すでに日常的に用いられている。

Fig. 4は、その説明図である。露光を倍数したステップ像ともとのステップ像から得られた2本の曲線をちょうどブーツの紐のように編み上げていき、一個のH & D曲線を組み立て、その上アルミニウムの段差による露光の歪みまで相殺するという巧妙な手法は見事である。これによって、X線センチメートルやH & D曲線への日常的関心

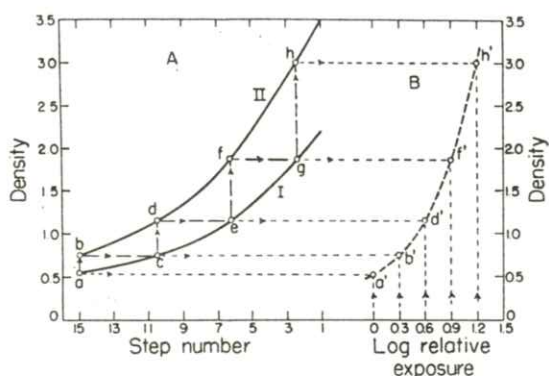


Fig. 4 ブーツストラップ法の仕組み

が高くなった事実は見逃せない—

⑦強度スケール（距離）法によるX線センチメートルの画期的な考案：A. G. Haus, K. Rossmann ら (1970)

—このRossmannらによってシカゴ大学で考案された強度スケール法のX線センチメートル装置である。本当の意味でのX線センチメートルはこれで完成した、と私は考える。

Fig. 5 がその全体像である。左端に丸く見えるのがX線発生装置とX線管。その前に円形のセクターが見える。そして、そこから右の方にレールが敷かれてあって、その上を短冊型のフィルム・キャリアが、距離の逆自乗則にしたがって走行したり、停止したりする。露光と距離、そしてフ

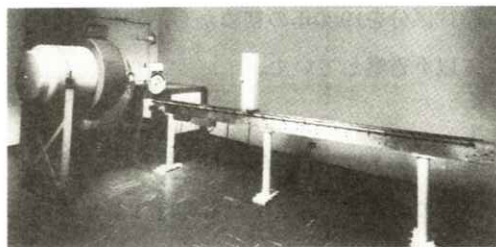


Fig. 5 シカゴ大学の強度スケールX線センチメートル装置

フィルムの移動が、完全に同調して動作するところに大きな特徴がある。私もこの仕組みを物まねして、天井走行で作って使用している(1981)ー

⑧日本放射線技術学会方式X線センシトメトリー：日本放射線技術学会・総合委員会(X線センシトメトリー班)(1984)

日本放射線技術学会では、1984年に **Table 1** のようなX線センシトメトリーの方法を規格化している。すこし露光点が少ないことと、距離が長いことに問題がないとはいえないが、臨床の現場で簡単にできるX線センシトメトリーの距離法として用いられているー

Table 1 日放技学会方式X線センシトメトリーの諸条件

距離の二乗逆比例の諸条件および比露光照射距離							
	1	2	3	4	5	6	7
距離	40.1~320 cm	320	226.1	160.4	113.5	80.3	56.9
比露光量	1.0	2.9	3.98	7.95	15.9	31.6	63.1
log RE	0.00	0.30	0.60	0.90	1.20	1.50	1.80
測定基準点	JIS 一級準尺、反復誤差は最大5.0 mm 以内の精度確保 X線管球の焦点マークとし照射野の中心と焦点を一致させる						
照射電圧	45~50 keV (60~80 kV)、第一半価層 6~7 mmAl						
照射野	照射野 3.0 mmAl+0.5 mmCu (基本)						
照射野寸法	3.0×3.0 cm 多量照射面 3.0 mm 以上鉛板で遮蔽						
照射野位置	2.0×2.0 cm 3.0 mm 以上の鉛板で照射野外を遮蔽する						
照射時間	照射より最低 25 cm 以上、床より 100 cm 以上離す						
カセット位置	0.1~0.8 sec (相対誤差を避ける臨床上一般の時間)						
露光位置	ビームホルダー式(真空パック) 露光に鉛板等吸収物を置かない						
露光位置	露光光(一連の露光は一枚のフィルムに連続的に与え材料を作成する)						
観察計	相対値測定(線質依存性の少ない適当な感度のもの)						
露度計	ANSI PH 2.19-1976 規格(全被照面積・三点平均)						
現像	±0.5℃、低濃光線から処理する。フィルムの取扱及び保管は完全な暗黒状態にする						
試料	増感紙・フィルム 製造後一年以内、増感紙は未使用のもの(同一実験は同一乳用)						
現像液	市定液・作成後1時間経過後は1時間ウォームアップして使用						

* 規定は各道試薬室に対し、最低三回以上実験規定をおこなう
G (平均露度) $D_0(2.0+G)-E_0(0.25+G)/\log RE \log RE(ANSI)$

3. 画質評価法の変遷とその流れ

時代区分を1920年の初めから、20年区切りにして、以下省察していく。

3.1 第1期(1921年~1940年)¹⁴⁻²⁶⁾

画質の属性を、ここでは鮮鋭度：解像特性としてのMTF、そして粒状性：雑音特性としてはウィナースペクトルを考え、それらを中心に歴史的

な流れを追っていくことにする。

1920年頃から、とくに1930年代に入って、X線の医学・医療への応用が盛んになっていくにしたがって、医療画像やその画質への関心も高くなっていった。これは技術が発展したり進歩するときの法則にもそった、当然の成り行きと考えられる。したがってこの時代、この面での多くの研究がなされ、その成果が報告されている。

すでに1938年の時点で、今日でも十分に適用できる **Jerman** によるX線画像の属性評価の分類が提案されている(**Table 2**)。ここにはいわゆる3大属性としては、鮮鋭度、コントラスト、粒状性があげられ、それぞれが何によって影響を受けるのかが克明に説明されている(ただし、粒状性については、**K. Rossmann** による)。

Table 2 JermanによるX線画像の属性評価の分類

1. 大 き さ	ひずみ：画像および被写体に対する主X線軸の方向が傾いているとき 拡大：焦点-被写体-フィルム間距離
2. 鮮 鋭 度	幾何学的：焦点の大きさと形状、拡大率 運動による：X線管、カセツ、被写体(曝射時間内の動き) 写真学的：フィルムや増感紙の粒子およびその内部散乱、スクリーン・フィルムの密着性 散乱による不鮮鋭：X線の物質透過性による
3. コントラスト	X線コントラスト：管電圧、散乱線とX線の透過性の差による 検出器コントラスト：フィルム、スクリーン、現像条件、検出器特性
4. 粒 状 性	心理的粒状性：graininess 物理的粒状性：granularity 表示系(フィルム、CRT) X線像の粒状性** 検出器の粒状性(増感紙、2D-や1D-検出器) 量子雑音による粒状性 表示系の均一性
5. 均 一 性	X線入射の均一性 検出器の均一性 表示系の均一性
6. アーチファクト	X線系(X線管、カセツ、フィルムやカセツ移動装置)、データ収集系、 再構成系(プロセッサを含む)、現像系、表示系の不備によるもの

臨床的にみれば、X線診断は最終的に画像で行うことは否定できないし、診断の目的を十分に再現した画像で、必要以上に被曝線量を大きくしないで得られた画像が、良いとするのが今日ではごく普通の常識である。

①顕微鏡で像を観察し、粒状が判別できなくなる距離で評価する「Jones & deisch法」を提案した(消失距離法)。後年、定量的扱いができるよ

うに改善された(1950)。現在では可変拡大率法(スクリーンに投影し、投影像の拡大率を変化させて粒状を評価する)にまで拡張されて、広く用いられている：L. A. Jones (1920)

— Fig. 6 は、歴史的に最初に行われた Jones の粒状性の実験装置の仕組みである。S1 から出た

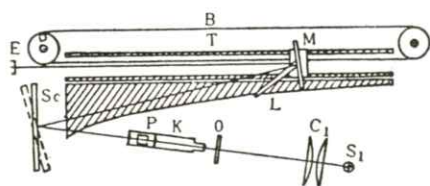


Fig. 6 Jones & Deisch の装置の略図

光は、コンデンサCを通り、ステージ上のサンプル0に達する。つぎに顕微鏡Kは画像を拡大して、スクリーン上Scに投影する。観察者は、観察窓Eから鏡Mに写るスクリーン上の像を見ながら像の粒状の不均一性が消える距離を求めて、粒状性を評価することになる。この場合の観察距離は、2フィートから16フィートまで変更でき、鏡を自由に動かすことによって、それを調節する。たとえば、6フィートが消失距離であれば、その感光材料は、3フィートのそれに比べて、2倍の心理的粒状性をもつことになるという次第である。

また、Fig. 7 は、それをさらに一般的にしたもので、最初サンプルは、観察窓に接近させておき、それを段々遠ざけていくと、粒状パターンはしだいに小さくなって、やがて見えなくなる。

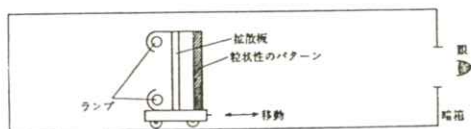


Fig. 7 消失距離法の略図

このときの距離を消失距離と定義する。この消失距離か、このときの像の投影倍率で評価しようというものである—

② X線写真のコントラストと鮮鋭度を定める要素として、増感紙/フィルム系の密着不良や増感紙蛍光体の粒状と大きさなどについて論じる：Bronkhorst (1927)

③ 鉛の小片を撮影して、その識別限界を求めた：H. Chantraine (1933)

④ アルミ階段の段差の厚さと、増感紙の輝度の関係からコントラストを求めた：H. Klug (1935)

⑤ 金属スリットのスリット像の半値幅から鮮鋭度の計測法(細隙法、後の半値幅法)を提案した：P. Wiest (1935)

— Fig. 8 は、現在でも拡張されて用いられている Wiest の細隙法といわれるものである。これは、一定の幅をもつ金属スリットを増感紙/フィルム系の上にのせて撮影し、その濃度分布を取り出し、最大の濃度Sの1/2の濃度レベルでの分布の幅(半値幅)でもって評価しようとするものである。

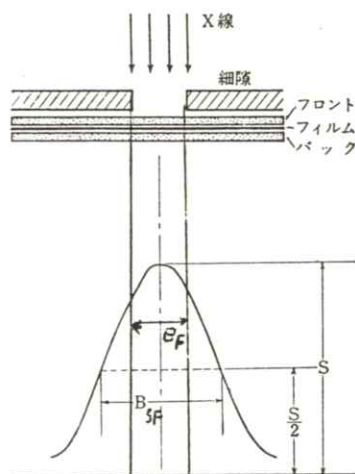


Fig. 8 細隙法 (半値幅法)

結局、図において B_{SF} から B_F を引いた値でもって、その増感紙／フィルム系の不鮮鋭度とした。これは、濃度分布で計算したところと、スリットの幅と最大濃度の取りかたに問題があると考えられる—

⑥金属網目像を比較して解像力を評価した：

Heilbron (1936)

⑦金属エッジのエッジ像の傾斜角度を鮮鋭度の目安とした：K. Würstlin (1936)

—この Würstlin の方法も大変ユニークである。

Fig. 9 において、エッジ像の濃度分布の最大、最小濃度の中間点における分布の接線が横軸との間でなす傾斜 ($\tan \alpha$) で表わす。もちろん α が大きいほど鮮鋭度が優れていることになる。あるいは、接線が最大濃度レベルと最小のそれと交わる2点間の距離 a の大きさを表わすこともできる。

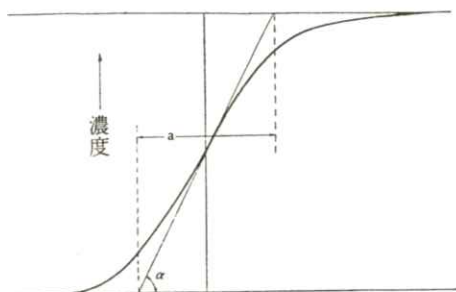


Fig. 9 傾斜角度法

もちろん、 a が 0 になれば、最大の鮮鋭度になる。この方法では、写真濃度やガンマによって値が変化するので適当な方法で補正する必要があることや、濃度分布を X 線強度分布に変換する必要があることなどの問題がある—

⑧十分に厚い鉛板に多くの孔を打ち抜き、孔の濃度で評価する。打ち抜き法（巣板法）の提案：

K. Juris, G. Rudlinger (1937)

—この方法も、簡便法として最近まで比較的広く用いられたものである—

⑨エッジ像の形（肩と脚）から鮮鋭度を定義した：H. Nitka (1938)

—古典的な画質評価のなかでも、一番最近まで用いられていたものである。Würstlin の方法では、曲線の足や肩の部分の形や影響を全然考慮にいれていなかった。**Fig. 10** のように、曲線の勾配は同じでも、足や肩の部分が異なっていることがしばしばある。ここでは、 a の方が鮮鋭度は良いことになるが、このような欠点を排除する目的で考えられたのが、この Nikta の不鋭面積法である。

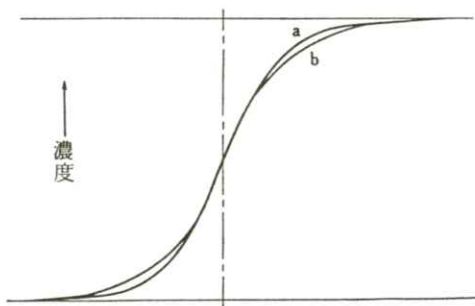


Fig. 10 濃度分布の脚と肩の部分の変化

Fig. 11 のように最大濃度と最小濃度の中間点に垂線を立て、曲線と垂線とが囲む面積 F_1 と F_2 の

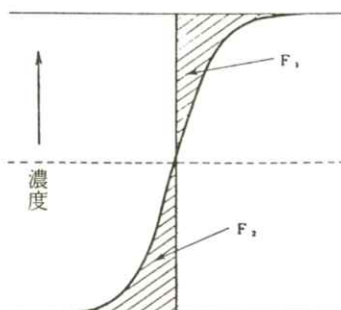


Fig. 11 不鋭面積法

和をもって、鮮鋭度の評価にしたもので、面積が0のとき鮮鋭度は最高で、面積が大きくなればなるほど悪くなっていく。この方法では、実験を注意深くやれば、かなりの精度で鮮鋭度が得られるが、やはり濃度分布で計算しているところに問題があると考えられる—

⑩スリット像の中央部分とスリット外のX線強度（光量）の比で、鮮鋭度を定義した（鮮鋭度指数）：G. Spiegler & G. Rudinger (1938)

—歴史的には Nikta の方法と並んで有名な方法の一つである。Fig. 12 のように、ある幅の狭い金属スリットのX線像は、フィルムだけのときには、そのスリットと同じ形の狭い矩形形状の濃度分布が得られ、増感紙を使うと図のように、頂きが丸く鈍った分布になる。そこで、スリットの無いときの光量（同時に併撮したアルミステップから換算する） J_0 とスリット像中央の光量 J との比： J/J_0 を鮮鋭度指数として評価するものである。スリット中央の光量が大きければ大きいほど鮮鋭度は優れているとする。

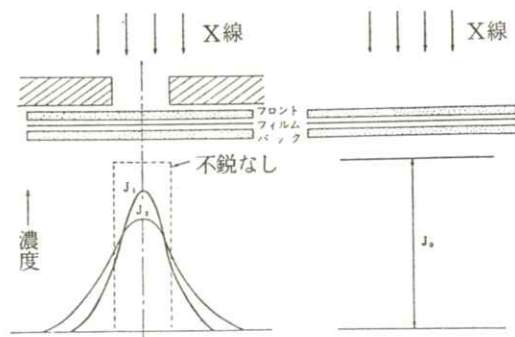


Fig. 12 鮮鋭度指数法

⑪写真像の濃度を連続的に測定し、その微小な濃度の変動を統計処理する方法（Selwyn の定数：G 値）を提案した：E. W. H. Selwyn (1939)

$$G = \sqrt{A} \cdot \sigma(D)$$

ここで、 A は走査アパーチャーの面積、 $\sigma(D)$ は標準偏差、 G は粒状度（ G 値）である。

一粒状模様を統計的変動と考えて、それを標準偏差に関連させた着想はすばらしい。ただ、単一評価尺度であることのため得られる情報が少ないこと、金属銀粒子間の相関性が考慮されず無視されていることなどの問題がある。しかし、今日では RMS (root mean square) 粒状度として一般化し、日常的に用いられている—

3.2 第2期 (1941年～1960年)²⁷⁻⁶⁷⁾

この時代は、画質評価の定量的扱いをどうするかを具体的に模索を始め、ついにMTFやウィナー・スペクトルの理論と方法を獲得し、近代的画質評価の扉を押し開いていった時代である。

① Burger's ファントムの考案：コントラスト・ディテール・ファントムの先駆をなすもので、高いコントラストと低いコントラストをもつ構造が一連の小さな孔として配列されている：G. C. E. Burger (1949)

—主観評価法における客観的測定に先鞭をつけたもので、主観的・心理的評価値を定量的に扱った評価法の一つ。Fig. 13 (a) が、そのファントムを示したものである。縦方向は、孔の直径が大きくなっていき、横方向は孔の深さが段々に深くなるように作られている。1 mm から 8 mm までの 0.5 mm 段差で 15 段階、合計 225 個の孔があげられている。典型的なコントラスト・ディテール・ファントムといえる。このファントムの優れているところは、高いコントラストを持つ構造と、低いコン

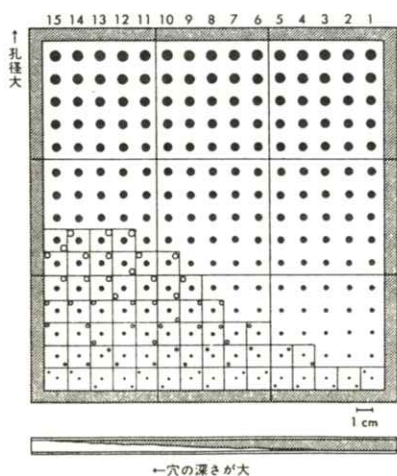


Fig. 13 (a) Burger's ファントム

トラストを持つ構造が大変うまく配列されていて、最小分解能と最小認知能が判定できる仕組みになっていることである。このファントムを用いた実験の一例を示したのが、Fig. 13 (b) (c) (d) である (山下一也, 1958, 1959)。

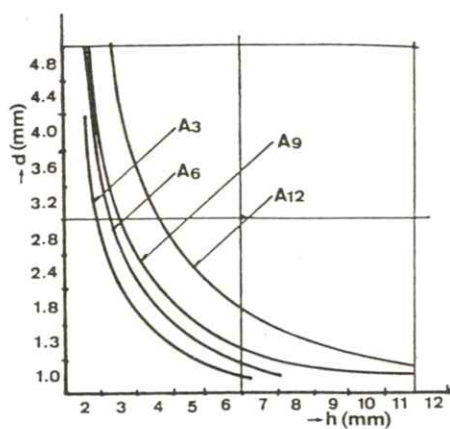


Fig. 13 (b) Burger's ファントムを用いた実験例。散乱体厚さと視認の関係

この実験は、Burger ファントムを用いて散乱線の影響による認知と分離の程度を調べたものである。図(b)で、散乱体の厚さが3 cmのときにく

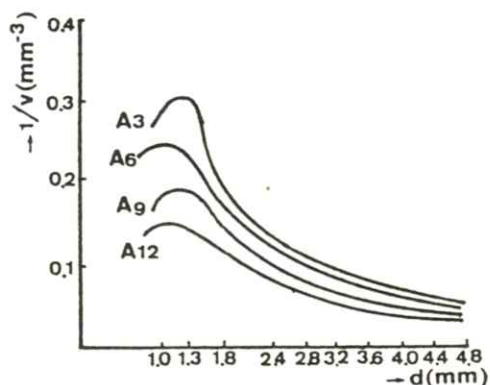


Fig. 13 (c) 視認可能範囲の孔の容積と孔の直径

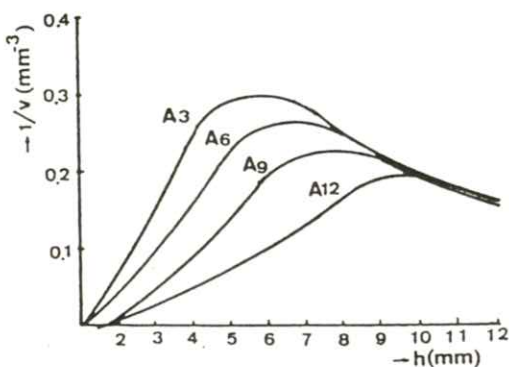


Fig. 13 (d) 視認可能範囲の孔の容積と孔の深さ

らべ、厚さが12cmになると、孔の見えにくくなる範囲が広がっていくことが分かる。これを定量的に計量するために、見える見えないの境目の孔の容積を計算し、その逆数を縦軸にとり、横軸には孔の直径をとったもの(c)、孔の深さをとったもの(d)で示した。直径が1.0 mmから1.5 mmの所で、見え得る孔の容積は、いずれの場合も最小となる。また、深さが4.5 mmから9.5 mmの間の比較的広い範囲で、見え得る孔の容積は、散乱体の厚さが厚くなっていく順に大きくなっていくことが分かる。このことは、孔の識別が直径よりも深さに大きく

影響を受けることを意味している—

②エッジ像から得られるS状濃度曲線の広がり
と、その曲線の直線部の勾配から鮮鋭度を表す指
標を求め、アキュタンスと名付けた：G. C. Hig-
gins, L. A. Jones (1952)

—これは「Higginsのアキュタンス」と称せられ
たものである。ちなみに「acutance」の「acu-」
というのは「鋭い」という意味。ただ、やはり単
一評価尺度であることに問題はあが、心理的な
鮮鋭さと比較的よく対応する—

③2本の細隙をその間隔だけ離れたチャートを
X線露光し、細隙で得られた2本の蛍光量分布の
中央の明るさが細隙中央の最高値の $1/2$ になっ
たとき、解像限界とした：江藤秀雄 (1952)
—有名な江藤秀雄の解像力評価法である。Fig. 14
はその説明図で、この評価法の特徴は、2本の同
じ幅の金属スリットをその幅だけあけたチャート
を使っていることと、2本のチャート像が交わる
部分が、スリット像のピークの明るさの $1/2$ にな
ったところをもって解像限界としたことである。
やはり単一評価尺度であるから、ものの細かさや
粗さに対応した評価はできない—

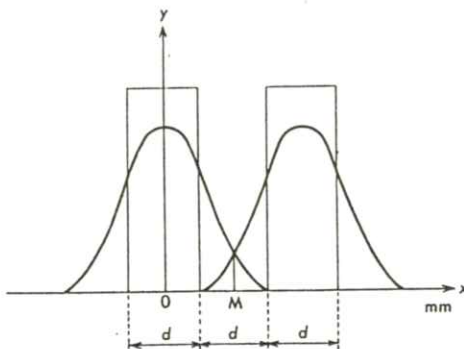


Fig. 14 二つの細隙像と分解能

1951年から1955年にかけて、光学像における
「解像力不信論」が、内外の関係学会などで論じ
られるようになった (1951年：アメリカのNBC
(国立標準局) 主催の光学像評価シンポジウム、
1955年：日本応用物理学会)。それは「解像力が
レンズ、写真の性格やよさを正しく表さない」と
したものである。そして、解像力の致命的欠陥と
して、

(a) 解像力は工業量であって、測定法によって
得られる値がまちまちである。

(b) 解像力が高いということとシャープである
こととは、必ずしも一致しない。

の2点が上げられた。

この問題の突破口を開いたのがレスポンス関数
である。このレスポンス関数には、つぎのように
多くの呼び名がある (ちなみに、response function
は和製英語)。

(a) 空間周波数 (伝達) 特性

(b) OTF: optical transfer function 一位相を
問題にするとき

(c) MTF: modulation transfer function 一位
相を問題にしないとき

(d) コントラスト伝達関数

(e) Fourier スペクトル

(f) 空間周波数スペクトル

(g) 変調伝達関数

などである。とくに注釈をいれない限り同義語で
ある。1961年に国際光学会議像評価問題分科委員
会 (The Subcommittee for Image Assessment Prob-
lems of the International Commission for Optics
(1961)) で、「MTF」を用いることが奨めら
れている。以下、ここではMTFとする。

MTFは、入力側（被検体側）のコントラストと、出力側（像画側）のコントラストとの増減率が、各空間周波数に対してどのように変化するかをみたもので、Fourier 解析法が、その数学的・理論的背景にあることは周知のことである。

また、Fourier 積分・Fourier 変換を光学系に最初に導入した先駆者は、P. M. Duffieux (1946) である。これは通信理論を光学系に適用する理論を確立したものであるとすべきで、C. D. Shannon が「通信の数学的理論：情報理論」を世に問う2年も前のことであった。

この時期のMTFの測定法から見ていくことにする。

(A) MTFの測定法

①点像の強度分布から写真的に測定した：L. A. Jones (1945)

②点像の強度分布から光学的に測定した：W. Herriott (1947), E. Ingelstam (1954)

③電気系と光学系を対応させて、光学に適用し、具体的に測定した：O. H. Schade (1948-1954)

④理論的に光学系での重要性を強調し、測定法を考案した：H. H. Hopkins (1955), P. Lindberg (1954)

一このように最初は、当然ながら光学系のレンズのMTFを計測することから始まっている。ここには初期の主な研究を2, 3あげたが、写真法、光電法、マスキング法、チャート走査法などに分類されていたようである。やがて、これらの基本的な手法が、光学系のフィルムのMTF、そしてX線系の解像特性の各種測定法に発展・拡張されていったものと考えられる一

測定法を、コントラスト法とFourier 変換法に大別して、以下順を追って述べていく。

(1) コントラスト（チャート）法

①強度が矩形波状に変化し、いくつかの空間周波数をもつチャートを用いて光学的チャート像の濃度分布を求め、それを有効露出量に変換した分布の振幅から矩形波MTFを算出し、正弦波MTFへ換算・補正する方法を開発（coltmanの補正式）：J. W. Coltman (1954)

②正弦波のチャートをフィルムに密着して点光源で焼きつける方法：J. A. Eyer (1958)

③レンズで正弦波チャート像をフィルム上に縮小撮影する方法：E. Ingelstamら (1956), R. L. Lamberts (1959)

④矩形波の露光量分布を用いて矩形波レスポンス関数を得て、Coltman の補正式で換算し、MTFを求める方法：大上進吾 (1956), R. E. Stapleton (1960)

⑤粒状のパターンをフィルムに焼きつけ、元のパターンと焼きつけたパターンのそれぞれのパワースペクトルの比の平方根からMTFを求める方法：大上進吾 (1960)

一初期には、このような研究が目についた。とくに、coltman の補正式が最大の収穫であった。このcoltmanは、画像・画質をやっているものによって忘れ難い名前になっている。この補正式が考案されたからこそ、X線系で容易にMTFが測定できるようになったといっても過言ではない。

よく知られているように、光学系では正弦波状に変化する光強度を得るのは簡単であるが、X線強度分布を正弦波状に作り出すのは難しい。そこで、矩形波チャートによって矩形波レスポンス関

数を得て、Coltmanの補正式で正弦波レスポンス関数に補正するのである。しかし、これが定着していったのは、1960年代に入ってからのものである。Fig. 15は、矩形波チャートの一例。いろんな種類があるので、目的によって使い分ける。

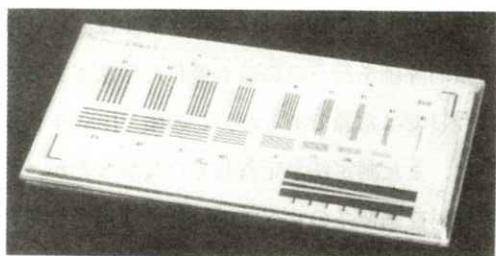


Fig. 15 矩形波チャートの一例

(2) Fourier変換(スリット)法

①透過形の正弦波チャートをつくり、関数は面積形マスクにしてアナログ1次元 Fourier 変換機を製作し、MTFを測定した(マスクング法)：

H. C. Montgomery (1948)

②スリット像を走査チャートで走査し、その光電出力を直接電氣的に周波数分析する方式(電氣的Fourier変換法)：H. D. Polster (1955)

③線像に透過率が正弦波状に変化する格子を重ね、フーリエ交換する方法(光電的マスクング法)：K. Hacking (1958)

④画像の線像強度分布と点像強度分布について解析：R. C. Jones (1958)

⑤スリット像を走査チャートで走査する方式で、光電出力にパルス変調を利用し、精度を向上させた(チャート走査法)：村田和美 (1959)

⑥1個の光電管で2枚のチャートの透過光量を取り出し、その直流成分(和)と交流成分(差)を求め Fourier 変換する方式の開発(チャート走

査法)：小柳輝次 (1958-1959)

⑦スリット像を走査チャートで走査し、その強度分布を光電管で電気出力に変換し、sine-cosine potentiometer で Fourier 変換する(電氣的積分法)：J. M. Naish (1959)

—これらの諸研究は、基本的には光学系のレンズの特性を対象にしているが、文献的にはこの時代に Fourier 変換法(スリット法)によってフィルムや感材のMTFの計測はほとんど行われていない。ただ、⑦の Naishの方法が、今後の Fourier 変換法に適用されることが予想される—

コントラスト法と同様に、X線系に Fourier 変換法が導入されたのは、やはり1960年代に入ってからである。

(B) 画像雑音特性：Wiener スペクトルの測定法

前に述べたように、1940年前後に、現像後の感光材料にみられる粒状構造の定量化が、Selwynによって問題提起されたことがあった(E. W. H. Selwyn, 1939-1943)。そして、この分野にMTFと同じく fourier 解析の理論的適用がなされたのは、1955年以降になる。

X線画像の粒状構造の荒れを、心理的粒状性(graininess)で表す方法には、一般に、

(a) 前述したように、拡大倍率の逆数か、その距離で示す。

(b) 一定の標準試料と粒状模様とが一致するときの試料の拡大倍率の逆数で示す。

(c) 平行の2本線チャートを撮影し、認め得るチャートの大きさで示す。

などがある。

この心理的粒状性から物理的粒状性(度)(gra-

nularity) へ発展させるために、多くの研究が積みあげられていくことになる。

①ある写真濃度のネガフィルムを印画紙の焼きつける(ポジ)と、反射濃度で0.4-8.0の範囲でもっとも粒状性が目立ち、0.6で最大になったという: E. W. H. Selwyn (1943)

②二次元自己相関関数によって評価する光学的自己相関器の開発: E. R. Kretzmer (1952)

③ Fraunhofer 回析の原理を利用した方法: P. croce (1955), 田村稔 (1957)

④マイクロデンシトメータで写真を走査して電氣的波形に変え、これを周波数分析器に入れて透過率の変動のパワースペクトルを求め、評価した。粒状の荒れを通信系における雑音に比肩し、この新しい評価法を Wiener スペクトルと呼称した: B. Picinbono (1955), 大上進吾 (1955)

⑤自己相関関数と粒状度の関係を理論的に体系化した: A. Marriage (1956)

⑥試料をマイクロデンシトメータで走査し、得られた濃度分布から計算で自己相関関数を求める: 大上進吾 (1956), H. J. Zweig (1956)

⑦自己相関関数と Wiener スペクトルの数学的関係を提示した: 田村稔 (1957)

⑧木下型二次元相関器の開発: 木下幸次郎 (1957)

⑨マイクロデンシトメータのアパーチャの大きさを換えて得られる標準偏差の変化曲線から、自己相関関数を求める: A. Marriage (1956-1957) —このように、つぎつぎと報告がなされたが、文献的にはまず、自己相関関数を求め、それによって粒状の統計的性質を明らかにしていく様子がうかがわれる。大きく分けて、その方法には3つあ

る。光学的自己相関器を用いるもの、Fraunhofer 回析によるもの、マイクロデンシトメータを用いるもの、などなどである。

とくに、④の Picinbono や大上の方法は、今日の Wiener スペクトルをマイクロデンシトメータで測定した最初のものとして高く評価されている—
いうまでもなく Wiener スペクトルは、粒状度の定量的評価を行うのに最も優れた手法であることは今日では常識であるが、この頃(1950年代末期)は、まだ測定法が定着していなかったが、やがて放射線画像系のすべての分野に適用されていくことになる。

3.3 第3期(1961年~1980年)

医療放射線系では、1960年代の初めから中ごろにかけて日本の研究者の活躍がめざましく、医用画像情報学会(Medical Imaging and Information Sciences, M I I 学会)の前身である放射線イメージ・インフォメーション研究会: R I I 研究会(1963年: 昭和38年に発足)に集結した多くの研究者・技術者らはその成果を「放射線像の研究 I —レスポンス関数」(1964-1966)と「放射線像の研究 II —解析と評価」(1967-1969)として上梓、1967年と1969年に集約・発刊している。この出版は、日本における放射線画像研究に大きく影響を与えた。

そして、増感紙/フィルム系のコントラストの動向、解像力や鮮鋭度の定量化に MTF や Wiener スペクトルが適用され、実用化していくことになった。

現在では、蛍光板、X線管焦点、散乱線、拡大像、断層像などのX線画像系だけでなく、核画像

系やデジタル画像系の評価にも広く、このMTFが適用されている。また、Wienerスペクトルは完全に一般化し、NEQ(u)やDQE(u)などの評価法へも拡張されて、画像評価の領域をさらに広げていった。

(A) MTF評価法の確立

[a. 測定法]⁶⁸⁻⁷⁸⁾

- ① X線診断系におけるMTFの測定：R. H. Morgan (1962)
 - ② 蛍光板を使用してX線撮影系のMTF：K. Rossmann (1962)
 - ③ エッジ・レスポンスの一次導関数から線像強度分布を求める：K. Rossmann (1963)
 - ④ X線を細隙ビームにし、その強度を時間とともに正弦波状に変化させる方式で、増感紙/フィルム系のMTFを測定：M. Hofert (1963)
 - ⑤ モアレ・パターンを用いたインコヒーレント光学システムの評価：A. Bouwers (1965)
 - ⑥ マイクロデンストメータにおけるスリットの効果、エッジ像からMTFの自動的計測：R. A. Jones ら (1965-1969)
 - ⑦ X線画像の画質評価のための新しいチャートの開発：田本祐作ら (1965-1970)
 - ⑧ MTF計算上のトランケーション・エラーの精度：G. Sanderson (1968)
 - ⑨ MTF計算上のトランケーション・エラーを減少させる手法：K. Doi ら (1972)
 - ⑩ スリット像のデジタル・Fourier変換をコンピュータで計算させる K. Doi ら (1975-1982)
- このように時代を追ってみていくと、Morganに始まって、シカゴ大学のRossmannらに至る経

緯のなかで、MTFの測定法はほとんど、確立したものと考えられる—

Fig. 16 は、Rossmann, Doiらの「MTF計測の手順」である。トランケーション・エラーを最小限にするための2本のスリット像、1本は倍像露光をしている。別にX線センシトメトリーによってステップ像を作成する。つぎにそれらをマイクロデンストメータで走査し、それぞれの濃度分布を求め、それを形通り有効露光量に変換する。正規化して2本のスリット強度分布をつなぎ合わせる。ついでFourier変換してMTFを求めるという手順である。Fig. 17は、増感紙/フィルム

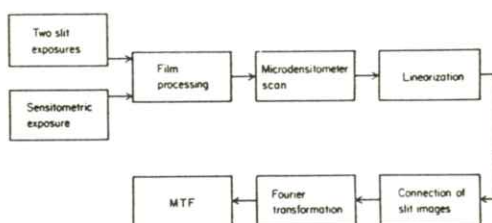


Fig. 16 MTF (Fourier 変換法) 計測の手順

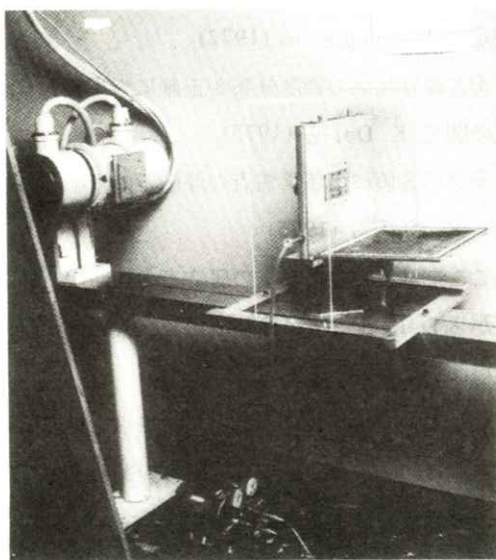


Fig. 17 MTF (Fourier 変換法) 計測のためのスリット撮像装置

系でのスリット像を撮像する装置である。スリットはケネルチウムという特殊な金属で、幅は10 μ m、深さは2mm。増感紙とフィルム全体をバキュームカセットに装填し、完全に密着させる。もちろんスリットと管焦点とは理想的に整合させている。

〔b. X線管焦点〕⁷⁹⁻⁸⁵⁾

①0.3mmの鉛スリットでX線管焦点のレスポンス関数を測定：金森仁志ら(1964)

②放射線状のスリット像のための正弦波マスクで管焦点の測定：K. Doi (1965)

③点像強度分布の Fourier 変換によってX線管焦点を測定し、偽解像の存在を証明した：内田勝(1965)

④X線強度分布を蛍光板で光強度分布に変換し、光学的に Fourier 変換しX線管焦点のレスポンス関数を求めた：土井邦雄(1965)

⑤管焦点の強度分布の形と、対称・非対称の場合のMTFとの関係：竹中栄一ら(1967)

⑥スターテスト・パターンによるX線管焦点の測定：P. Spiegler ら(1972)

⑦X線管焦点の強度分布が正確に測定できる装置の開発 K. Doi ら(1975)

⑧RMS値による管焦点の評価と血管影との関係：K. Doi ら(1975)

—ここでは、完全に日本の研究者の独断場。残念ながら Doi (土井)は頭脳流出で、大部分の研究の場はシカゴ大学である—

そして、1980年代に入ると、管焦点を単純に測定するということではなく臨床との関わりのなかで、管焦点のMTFの研究がすすんでいく。たとえば血管との相関や拡大撮影・立体撮影などの特殊管焦点の開発などに結びついて研究がなされて

いくようになる。

〔c. 増感紙／フィルム系〕⁸⁶⁻¹¹⁰⁾

この増感紙／フィルム系でも日本人研究者の報告が目立つが、とくにシカゴ大学一派の K. Rossmann [1963~], K. Doi [1963~] らの研究成果には目を見張るものがある。

①増感紙／フィルム系の解像特性の問題 (K. Rossmann: 1963, 1964, 1966, 1968, R. H. Morgan: 1964, 土井邦雄 (K. Doi): 1964, 1966, 1968, W. F. Berg: 1965, 竹中栄一: 1971, 稲津博: 1972)

②増感紙／フィルム系のクロスオーバー光の問題 (G. Sanderson: 1975, G. U. V. Rao: 1979, K. Doi: 1981)

③増感紙／フィルム系への斜入X線の問題 (P. C. Bunch: 1975, R. E. Wayrynen: 1977, V. Higashida: 1983)

④特性X線や蛍光X線による不鋭の問題 (C. J. Vyborny: 1978, B. A. Arnold: 1979)

⑤両画乳剤フィルムが原因とされる非線形や、増感紙の前画・後画がまったく非対称の場合の問題 (K. Rossmann: 1964, 1968, G. Lubberts: 1969, K. Doi: 1973, K. Strubler: 1973)

—ここでは、増感紙／フィルム系を問題別に総括的に並べて見た。1980年代の初めには、増感紙／フィルム系に関わるあらゆる問題点が洗いだされてしまったと考えられる。1992年の時点で問題になっている「非対称増感紙／フィルム系」の問題も基本的には、⑤でかなり理論的にも実験的にも、綿密な研究が行われている—

〔d. その他〕

拡大とX線管焦点¹¹¹⁻¹²²⁾、散乱線¹²³⁻¹²⁶⁾、

測定系と治療系¹²⁷⁻¹³⁰⁾，核画像系^{131, 132)}，X線TV¹³³⁻¹³⁶⁾，X線CT¹³⁷⁻¹³⁹⁾，その他¹⁴⁰⁻¹⁴⁴⁾および現像処理系など多数あるが，別の機会にまとめて報告させていただくことにしたい。

(B) Wiener スペクトルによる評価法の

確立¹⁴⁵⁻¹⁶²⁾

1970年以降，画像雑音，あるいは画像モトルの分析的研究が格段にすすむ。そして，その計測法もほぼ確立されていくことになる。

①画像モトルが，X線光子の統計的ゆらぎによる量子モトル，フィルムの粒状性，増感紙の構造モトルの3要素で構成されていると報告：K. Roßsmann (1962, 1963), K. Doi (1966, 1969), G. T. Barnes (1982)

一とくに，土井は，各粒状の Wiener スペクトルを独立に正規化して求める。そして各スペクトルの形や空間周波数領域での広がりの違いからスペクトル成分を算出して，3要素の画像への寄与率を求め量子モトルが，全体の83～92%であると報告している Table 3。

Table 3 画像モトルへの寄与率

screen	m	n	radiographic mottle	quantum mottle (λ_q)	structure mottle (λ_s)	film graininess (λ_g)
A	10	10	110 (100)	91 (83)	9 (8)	10 (9)
B	20	12	130 (100)	114 (88)	6 (4)	10 (8)
C	20	30	310 (100)	286 (92)	14 (5)	10 (3)

これは，土井邦雄の有名な粒状度：画像モトルの画像への寄与率の研究成果である。このように量子モトルの寄与が，圧倒的に大きいことを実験的に示した。これはシステムを低感度化する以外に改善の余地がないと考えられ，大きな反響を呼んだ。

②多種類の増感紙／フィルム系の組み合わせによって，3要素の寄与率を再検討した結果量子モ

トルの寄与率は，62～72%であったと報告：高野正雄 (1974, 1975)

一土井報告に対する突破口を見出す形で高野正雄から出されたものである。それでも62%から72%と量子モトルの寄与率が大いという事実には変化はない。ただ，受光系の高感度化への改善の余裕ができたことは成果といえる。

③拡大撮影すれば雑音は，記録系に対してX線像が拡大するため実質的に減少すると報告：K.

Doi (1977)

④撮影対象が高い空間周波数領域の骨梁像において，雑音は骨梁の細部識別に大きく影響をもつ：H. K. Genant (1978)

⑤アナログ法による Wiener スペクトルの測定装置の開発：K. Doi (1982)

一粒状度に関する大変重要な研究が，次々と報告されるなかで，シカゴ大学で Wiener スペクトルの測定装置が開発された。そのアナログ法による Wiener スペクトルの測定装置のダイアグラムの概略を示したのが Fig. 18 である。基本的にはマイクロデシントメータと同様に回転する光学系があり，一定のフィルタ帯減幅をもった波形解析装置，そして記録計から構成されている。フィルム

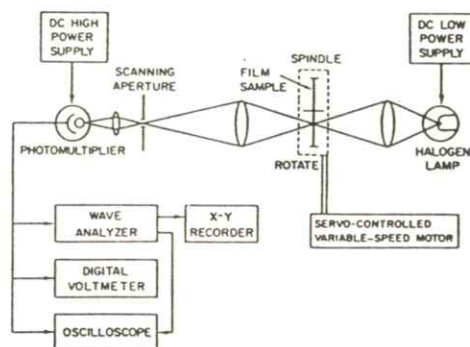


Fig. 18 Wiener スペクトル測定装置

サンプルを回転軸に取り付け、サンプルに光束が当たっている間は、回転軸は回転し、その透過光はアパーチャの後方にあるフォトマルに集められる。これは光りのスポットがサンプルを環状に走査していることになる。そして、透過光のゆらぎは、電氣的なゆらぎに変換され、波形解析装置で雑音パワー・スペクトルとして取り出され、それをX-Yレコーダーで記録する、というものである—

⑥ディジタル・Fourier変換によるWienerスペクトルの測定装置の開発と測定：M. DeBelder (1968), J. M. Sandrik (1982)

⑦ディジタル・Fourier変換にWienerスペクトルの測定法を確定：R. F. Wagner (1975, 1977, 1979)

—1982年と1986年の2回に分けて、当時のBRH (Bureau of Radiological Health)、現在DRH (Device and Radiological Health) から「増感紙／フィルム系のMTFとWienerスペクトル」と題した報告書が、シカゴ大学ロスマン放射線像研究施設 (Director: K. Doi) の主導のもとに、出版される。Wagnerらの研究は、この報告書の基礎を形作ったといえる。これでもって、MTFとWienerスペクトルの基本的な計測法は確立されたものとみてよい^{163, 164)}—

1980年代初め画像雑音は、Wienerスペクトルで評価することを確定したといえる。

4. ま と め

(1) 評価の系譜という大層なテーマで、評価法の歴史の変遷とその流れを比較的丁寧を追ってみた

が、残念ながら「系譜」というにふさわしい「変遷と流れ」の体系化はできなかった。時間的にも能力的にもこれが、私の限界かもしれない。

(2) したがって、MTFやWienerスペクトル以外の評価法（とくに主観評価法）が充分に取り上げられなかったのは、そのように時間的能力的な問題が理由であるが、もしさらに充電する機会と時間が与えられたら、必ずこれらの評価法にも目を行き届かせたいと、念願している。

(3) ただこれまでのところを、私なりの偏見と独断でまとめてみると、

第一に、MTFやWienerスペクトルは理論的な土台がとてもしっかりとしていること、第二に、あれこれと試行錯誤しながらも確固とした「方法論」が、出来上がっていくことの見事さ、第三に、単に医療系にこだわらず、あらゆる分野の「知識・技術」を貪欲に導入していき、骨太い骨格を作りあげていったこと、そして第四に、1960年代にはいって、心強いことに日本人研究者のかなりの活躍がみられること。

などである。

(4) 最終的に、私のこの「画質評価の系譜」は、「総合評価」で終えることになっている。つまり「客観評価」の流れと、「主観評価」の流れの合流点で、たぶん画質評価の全体像が見えるのではないかと、私は期待している。おそらく前者の流れのキー・ワードは「NEQ(u)」であり、後者のそれは、たぶん「Fuzzy」ではないかと、手前ミソと偏見によって推測しているところである。果たしていかがであろうか¹⁶⁵⁻¹⁷⁰⁾。

(5) 発表の機会を与えていただいた内田先生、金森先生ほか多くの先生がたに心から感謝する。

文 献

- 1) F. Hurter and V. C. Driffield: J. Soc. Chem. Ind. London **9** 455 (1890)
- 2) 菊地真一他共編：科学写真便覧（上）初版22丸善（1960）
- 3) 中山八郎：写真の科学 第6版 80 東京写真専門学校出版局（1982）
- 4) 保積英次：センシトメトリーの実際 初版4刷 4 共立出版（1975）
- 5) R. B. Wilsey: Test of X-ray Intensifying Screen **7** 196 (1920)
- 6) F. E. Ross: イーストマンコダック報告 **93** 4 161 (1920)
- 7) G. M. Corney and H. E. Seemann: Non-destructive Festing **6** 24 (1947)
- 8) H. E. Seemann and R. Roth: Acta. Radiol. **53** 215 (1960)
- 9) W. C. Brandsma et al: Photographic Science and Engineering **1** 9 (1957)
- 10) V. G. McIninch and H. M. Cleare: Photographic Science and Engineering **4** 78 (1960)
- 11) Sensitometric Properties of X-ray Films: Radiography Markets Division, Eastman Kodak Company **27** (1963)
- 12) A. G. Haus and K. Rossmann Radiology **94** 673 (1970)
- 13) 日本放射線技術学会・総合委員会（X線センシトメトリー班）：日放技学誌 **40** 59(1984)
- 14) H. Franke: Röntgenstr. **58** 80 (1938)
- 15) L. A. Jones and N. Deisch: J. Franklin Inst. **190** 957 (1920)
- 16) L. A. Jones and G. C. Higgins: J. Opt. Soc. Am. **41** 41,64 (1951)
- 17) W. Bronkhorst: fortschr. Röntgenstr. Ergänzt. **39** 1 (1927)
- 18) H. Chantraine: Fortschr. Röntgenstr. **47** 437 (1933)
- 19) H. Klug: fortschr. Röntgenstr. **52** 91 (1935)
- 20) P. Wiest: Zeits. tech. Physik. **16** 53 (1935)
- 21) L. G. Heilbron: Fortschr. Röntgenstr. **54** Kongr. (1936)
- 22) K. Würstlin: Fortschr. Röntgenstr. **54** 519 (1936)
- 23) K. Juris and G. Rudinger: Fortschr. Röntgenstr. **56** 548 (1937)
- 24) H. Nitka: Phys. Zeits. **39** 436 (1938)
- 25) G. Spiegler und G. Rudinger: Fortschr. Röntgenstr. **57** 56 (1938)
- 26) E. W. H. Selwyn: PHot. J. **75** 571 (1935), 79 79 (1939)
- 27) G. C. E. Burger: Acta. Radiol. **31** 193 (1949)
- 28) 山下一也他：日放技学誌 **14** 199(1959)
- 29) G. C. Higgins and L. A. Jones: J. Smpte **58** 277 (1952)
- 30) 江藤秀雄：日本医放会誌 **12** 30(1952)
- 31) 保田広監訳：写真レンズとレスポンス関数 1 (1961)
- 32) 宮川正監訳：放射線診断の物理（M. M. Ter-Pogossian）232（朝倉書店，東京，1970）
- 33) P. M. Duffieux: L'Intégral de Fourier et ses Applications à l'optique: Rennes (1946)

- 34) C. E. Shannon: Bell System Tech. J. **27** 379 623 (1948)
- 35) L. A. Jones and R. N. Wolfe: J. Opt. Soc. Am. **35** 559 (1945)
- 36) W. Herriott: J. Opt. Soc. Am. **37** 472 (1947)
- 37) E. Ingelstam and P. J. Linberg: NBC Circular **526** 171 (1954)
- 38) O. H. Schade: RCA Rev. **95** 245, 490, 635 (1948)
- 39) O. H. Schade: J. SMPTE **56** 137 (1951)
- 40) O. H. Schade: NBC circular No. **526** 231 (1954)
- 41) H. H. Hopkins: Proc. Roy. Soc. **A231** 91 (1955). [I] (No. 20)
- 42) P. Lindberg: Opt. Act. **1** 80 (1954). [I] (No. 17)
- 43) J. W. Coltman: J. Opt. Soc. Am. **44** 468 (1954). [I] (No. 15)
- 44) J. A. Eyer: J. Opt. Soc. Am. **48** 938 (1958). (No. 41)
- 45) E. Ingelstam: J. Opt. Soc. Am. **46** 707 (1956). [II] (No. 41)
- 46) R. L. Lamberts: J. Opt. Soc. Am. **49** 425 (1959)
- 47) 大上進吾: 生産研究 **8** 324 (1956)
- 48) R. E. Stapleton: J. of Photo. Sci. **8** 14 (1960)
- 49) 大上進吾: 応用物理 **29** 8 (1960)
- 50) H. C. Montgomery: Bell. Sys. Tech. J. **17** 406 (1948)
- 51) H. D. Polster: Eng. Rep., Perking-Elmer (155)
- 52) K. Hacking: Nature **181** 1158 (1958)
- 53) R. C. Jones: J. Opt. Soc. Am. **48** 934 (1958)
- 54) 村田和美: 応用物理 **28** 276 (1959)
- 55) 小柳輝次: 加工研・資 **13** (1958)
- 56) J. M. Naish: Opt. Act. **6** 152 (1959). (No. 45)
- 57) E. W. H. Selwyn: Phot. J. **83** 227 (1943)
- 58) E. R. Kretzmer: Bell. Sys. Tech. J. **31** 751 (1952)
- 59) 田村稔, 久保田広: 応用物理 **26** 92 (1957)
- 60) B. Picinbono et al: Opt. Act. **2** 106 (1955). (No. 22)
- 61) 大上進吾: 電子工業 **7** (4) 22 (1958)
- 62) A. Marriage and E. Pitts: J. Opt. Soc. Am. **46** 1019 (1956)
- 63) 大上進吾: 生産研究 **8** (10) 10 (1956)
- 64) H. J. Zweig: J. Opt. Soc. Am. **46** 812 (1956)
- 65) 田村稔: 日本写真学会誌 **20** 67 (1957)
- 66) 木下幸次郎: 光学ニュース No.29 (1957)
- 67) E. Pitts and A. Marriage: J. Opt. Soc. Am. **47** 327 (1957)
- 68) R. H. Morgan: Am. J. Roentgenol. **88** 175 (1962)
- 69) K. Rossmann: J. Opt. Soc. Am. **52** 774, 116 2 (1962a, 1962b)
- 70) K. Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 178 (1963)
- 71) M. Höfert: Acta Radiologica **1** 1111 (1963)
- 72) A. Bouwers: in Diagnostic Radiologic Instrumentation: Modulation Transfer Function 3 C. C. Thomas, Springfield, Illinois (1965)
- 73) R. A. Jones: Photo. Sci. Eng. **9** 335 (1965), **11** 102 (1967), **13** 200 (1969)

- 74) 田本祐作, 久保栄太郎: さくらXレイ写真研究 **20** 18 (1969)
- 75) G. Sanderson: Phys. Med. Biol. **13** 661 (1968)
- 76) K. Doi et al: Phys. Med. Biol. **17** 241 (1972)
- 77) K. Doi et al: Phys. Med. Biol. **18** 863 (1973)
- 78) S. Uchida and D. Y. Tsai: Jpn. J. Appl. Phys. **18** 1571 (1979)
- 79) 金森仁志, 他: 日医放会誌 **24** 935 (1964) Jpn. J. Appl. Phys. **4** 227 (1964)
- 80) K. Doi: Oyo Buturi **34** 190 (1965a), Am. J. Roentgenol. **94** 712 (1965b)
- 81) 内田勝: 応用物理 **34** 97 (1965)
- 82) 竹中栄一他: 日本医放会誌 **27** 58 (1967)
- 83) P. Spiegler and W. C. Breckinridge: Radiology **102** 679 (1972)
- 84) K. Doi et al: Med. Phys. **2** 268 (1975)
- 85) K. Doi and K. Rossmann: Med. Phys. **2** 301 (1975), **4** 154 (1977)
- 86) K. Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 179 (1963a)
- 87) K. Rossmann: Phys. Med. Biol. **9** 551 (1964)
- 88) K. Rossmann and G. Lubberts: Radiology **96** 235 (1966)
- 89) K. Rossmann and G. Sanderson: Phys. Med. Biol. **13** 259 (1968)
- 90) R. H. Morgan et al: Am. J. Roentgenol. **92** 426 (1964)
- 91) 土井邦雄: 応用物理 **33** 50, 721 (1964)
- 92) 土井邦雄: 応用物理 **35** 559 (1966)
- 93) 土井邦雄: 極光X-Ray **22** 47 (1968)
- 94) K. Doi et al: Phys. Med. Biol. **17** 241 (1972)
- 95) K. Doi et al: in HHS Publication, FDA **82** 8187 (1982)
- 96) W. F. Berg and A. Spuhler: Jap. J. Appl. Phys. 4 Supple. **1** 196 (1965)
- 97) 竹中栄一: 日本医放会誌 **31** 607 (1971)
- 98) 稲津博他: 日放技学誌 **27** 379 (1972)
- 99) G. Sanderson and H. M. Cleare: Photo. Sci. Eng. **18** 251 (1974)
- 100) G. U. V. Rao and P. P. Fatouros: Med. Phys. **6** 226 (1979)
- 101) K. Doi et al: Radiology **139** 707 (1981)
- 102) P. C. Bunch: Ph. D. dissertation, University of Chicago (1975)
- 103) R. E. Wayrynen et al: Invest. Radiol. **12** 195 (1977)
- 104) Y. Higashida et al: Radiology **149** 571 (1983)
- 105) C. J. Vyborny et al: J. Appl. Photo. Eng. **4** 172 (1978)
- 106) B. A. Arnold and B. E. Bjarngard: Med. Phys. **6** 500 (1979)
- 107) K. Rossmann et al: J. Opt. Soc. Am. **54** 187 (1964)
- 108) K. Rossmann and Sanderson: Phys. Med. Biol. **13** 259 (1968)
- 109) G. Lubberts: Am. J. Roentgenol. **105** 909 (1969)
- 110) K. Doi: Phys. Med. Biol. **18** 863 (1973)
- 111) K. Strubler et al: Phys. Med. Biol. **18** 219 (1973)
- 112) 内田勝: 応用物理 **35** 708 (1966)
- 113) 沢田武司, 他: 日放技学誌 **31** 241 (1975)

- 114) S. C. Orphanoudakis et al: Med. Phys. **5** 1 (1978)
- 115) 綾川良雄, 他: 日本医放会誌 **27** 575 (1967)
- 116) 奥村寛。他: 日本医放会誌 **27** 590 (1967)
- 117) 綾川良雄: 日本医放会誌 **28** 400 (1967)
- 118) K. Doi and K. Sayanagi: Jap. J. Appl. Phys. **9** 834 (1970)
- 119) 佐久間貞行, 他: 日本医放会誌 **30** 205 (1970)
- 120) K. Rossmann et al: Phys. Med. Biol. **17** 648 (1972)
- 121) K. Doi et al: Radiology **113** 723 (1974)
- 122) K. Doi and Rossmann: Radiology **114** 435 (1975)
- 123) 土井邦雄, 秋本治英: 極光 X-Ray **22** 48 (1968)
- 124) 稲津博, 他: 日放技学誌 **28** 362 (1973)
- 125) 稲津博: 日放技学誌 **30** 266 (1974)
- 126) 倉光一雄, 山下一也: 日放技学誌 **31** 215 (1975)
- 127) 速水昭宗: 日本医放会誌 **27** 1173 (1967)
- 128) 竹中栄一, 他: Radioisotopes **16** 73 (1967)
- 129) S. Uchida: Jap. J. Appl. Phys. **7** 90, 91, 306 (1968)
- 130) S. Uchida: Am. J. Roentgenol. **105** 185 (1969)
- 131) R. N. Beck: J. Nucl. Med. **13** 704 (1972)
- 132) J. C. Erhardt et al: Radiology **117** 433 (1975)
- 133) R. D. Moseley et al: Am. J. Roentgenol. **92** 418 (1964)
- 134) 佐々木常雄, 他: 日本医放会誌 **27** 272, 598 (1967)
- 135) 小林昭智, 他: 日本医放会誌 **34** 861 (1974)
- 136) R. G. Gould et al: Med. Phys. **5** 27 (1978)
- 137) E. C. McCullough et al: Radiology **120** 173 (1976)
- 138) W. J. MacIntyre et al: Radiology **120** 189 (1976)
- 139) C. J. Bischof et al: Med. Phys. **4** 163 (1977)
- 140) 土井邦雄: 応用物理 **34** 663 (1965)
- 141) 山下一也: 日放技学誌 **24** 180 (1968)
- 142) 下野哲勇: 日放技学誌 **30** 19 (1974)
- 143) 佐藤伸雄: 日放技学誌 **31** 313 (1975)
- 144) 稲津博: 日放技学誌 **32** 573 (1977)
- 145) K. Rossmann: J. Opt. Soc. Am. **52** 1162 (1962)
- 146) K. Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 863 (1963)
- 147) 土井邦雄, 大頭仁: 応用物理 **35** 804 (1966)
- 148) K. Doi: in Television in Diagnostic Radiology p.313 Aesculapius, Birmingham (1969)
- 149) G. T. Barnes: Med. Phys. **9** 656 (1982)
- 150) 大上進吾, 高野正雄: 日本写真学会誌 **29** 149 (1966)
- 151) 高野正雄: 日本写真学会誌 **31** 209 (1968)
- 152) 高野正雄: 富士 X-レイ研究 **102** 4 (1974)
- 153) 高野正雄: 日放技学誌 **31** 355 (1975), **24** 215 (1968)

- 154) K. Doi and H. Imhof: Radiology **122** 479 (1977)
- 155) E. A. Sickles et al: Radiology **125** 69 (1977)
- 156) H. K. Genant and K. Doi: Curr. Probl. Radiol. **7** 1 (1978)
- 157) K. Doi et al: in HHS Publication FDA 82-8187 1 (1982)
- 158) M. DeBelder and DeKerf: Photo. Sci. Eng. **11** 373 (1967)
- 159) J. M. Sandrik et al: Appl. Opt. **21** 3597 (1982)
- 160) R. F. Wagner and K. E. Weaver: Proc. SPIE **56** 198 (1975)
- 161) R. F. Wagner: med. Phys. **4** 157 (1977)
- 162) R. F. Wagner and J. M. Sandrick: in The Physics of Medical Images: Recording System Measurements and Techniques p. 524 American Institute of Physics, New York (1979)
- 163) K. Doi et al: in HHS Publication FDA 82-8187 1 (1982)
- 164) K. Doi et al: vol. II HHS Publication FDA 86-8257 1 (1986)
- 165) J. C. Dainty and R. Shaw: Image Science p. 156 (1974)
- 166) 若松孝司, 山下一也: 日放技学誌 **39** 891 (1983)
- 167) 若松孝司, 他: 日放技学誌 **40** 20 (1984)
- 168) T. Murofushi and M. Sugeno: Fuzzy Sets and Systems **29** 201 (1989)
- 169) 菅野道夫, 室伏俊明: 日本ファジィ学会誌 **12** 174 (1990), **12** 370 (1990), **13** 250 (1991), **13** 452 (1991), **13** 973 (1991), **14** 81 (1992), **14** 244 (1992)
- 170) 山下一也, 他: 日放技学誌 **48** 616 (1992)

〔出典〕

- 1) 写真レンズとレスポンス関数: カメラ工業技術研究組合 (JCRA Circular 1) (1961) — 全般を参照した。
- 2) K. Doi et al: in HHS Publication FDA 82-8187 1 (1982) — Referencesを参照した。
- 3) K. Doi et al: vol. II HHS Publication FDA 86-8257 1 (1986) — Referencesを参照した。
- 4) ICRU Report 41: Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems (1986) — Referencesを参照した。

ニューラルネットワークとその医用画像解析への応用

藤 田 広 志

岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1992年10月10日受理)

Neural Network and Its Applications to Medical Image Analysis

Hiroshi FUJITA

Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu City, Gifu 501-11, Japan

(Received October 10, 1992)

This review article consists of three parts: (1) introduction to artificial neural networks, (2) practice of the neural network, and (3) applications of the neural network to the medical image analysis.

1. はじめに

筆者がニューラルネットワークに最初に興味をもったのは、1989年11月末にシカゴで開催された第75回北米放射線学会(RSNA)のときである。RSNAではこの年に初めてニューロ関係の演題が出現し、3題が報告されている。それらのタイトルは、病変部の検出へのアプローチ(Newmanら)、医用画像認識と診断という意志決定への応用(Asada, Doiら)、そして、胸部X線写真診断への応用(Grossら)であり、大変に興味をそえられるものであった¹⁾。シカゴ大学の土井教授の助言も、「今後有望な手法に有り得るので、勉強しておく」とのこと、帰国後さっそく書

籍や文献を調べた次第である。すでに何冊かの参考書が出版されており、学会誌や商業誌などの特集もいくつか見つかった。ただ、医用画像処理への応用については全く解説されておらず、まだこれからという段階のようであった。また、ニューラルネットワーク計算のための市販のソフトウェアなどが存在することが分かってきた。そんな折に、NECのニューラルネットワークのためのソフトとハードを入手できた。そして、4月の新しい卒業研究の複数のテーマに組み入れ、ニューロの医用画像処理への応用の研究を開始することになった。

このように筆者のニューロ研究の歴史はまだ浅く、しかもニューロの基礎的な研究ではなく、「医

用画像処理への応用」に徹している。したがって、本稿で十分な解説ができるとは到底考えられず、詳細は成書を参考にさせていただきたい。参考文献（2-23）は、書店で見られるすべてではないが、筆者が所有しているものである。似通ったタイトルが多いが、こんなに数があるので、仕方が無いであろう。

さて、以下3部構成でニューロの初歩と応用について、難しい式の引用は用いないで解説を試みることとする。

2. 入門 ニューラルネットワーク

2.1 従来型とニューロコンピュータとの比較

現在の汎用コンピュータは、ほとんどすべてノイマン型コンピュータと呼ばれるもので、一般に演算装置、記憶装置、入出力装置、制御装置から構成されている。これは、1936年にチューリングが発表した理論的基礎に基づくもので、「チューリングマシン」と呼ばれる機械の実用化されたものに他ならない。米国ペンシルベニア大学のエッカートとモークリーによる、真空管を1万8千本も使った世界最初のコンピュータであるエニアック（1946年）に代表されるコンピュータを第1世代として、トランジスタによる第2世代、ICによる第3世代、LSIによる第3.5世代、そして、VLSIによる第4世代と移り変わってきている。また、超高速演算可能なスーパーコンピュータが出現している。さらに、1982年からの10年間は、これまでの新しい論理素子の研究ではなく新しいコンピュータの概念が研究されており、並列推論マシン開発を目指す第5世代コンピュータ

開発が行われた。

ノイマン型コンピュータは、“人工頭脳”と呼ばれた時期もあり、人間の脳を代行して何でもできそうに思われた。しかし、人工頭脳を実現するには、現在のコンピュータはまだ非力であることがしだいに分かってきた。また、人間の脳と比べるときわめて左脳的で、論理的思考には優れているが、人間の右脳的な直感的思考は全く不得意である（Fig. 1 & Fig. 2）。

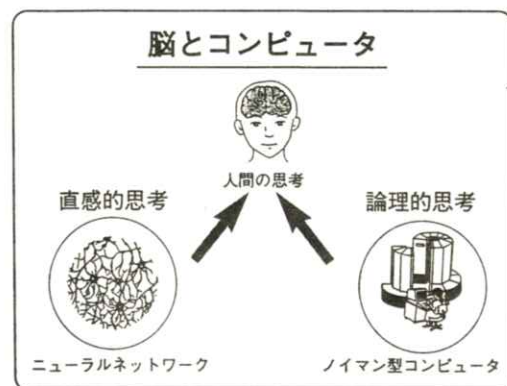


Fig. 1 Human brain and computer¹⁴⁾

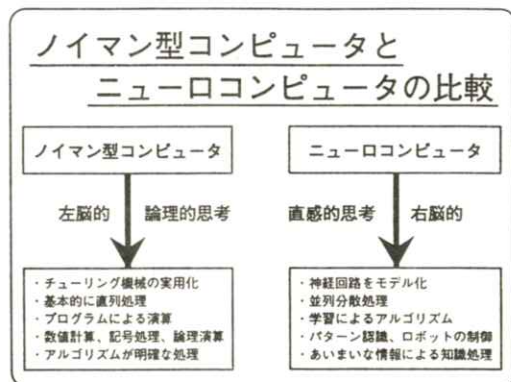


Fig. 2 Comparison between conventional computer and neurocomputer

これに対して、ニューラルネットワーク（神経回路網）のモデルに基づく「ニューロコンピュータ」は、人間の脳の仕組みに学んで設計し、あたかも人間が考えるように思考し判断することを目指すコンピュータであり、長年研究が続けられてきている。ニューロコンピュータの特徴は(Fig.2), まず、学習が可能である点である。“考えるコンピュータ”であり、めんどろなプログラミングの必要がない。ニューロの部分「ブラック・ボックス」として取り扱ってもよいのである。中身はニューロの専門家に任せておけばよく、応用に興味があるユーザには好都合である。したがって、あいまいな情報による知識処理ができ、人工知能(AI)でいうルールをアルゴリズムで記述しなくてよい。むしろ、記述できないような対象にこそ、ニューロは威力を発揮する。また、並列分散処理型で、ノイマン型コンピュータが不得意であったパターン認識に適している。従来の情報処理が「硬い情報処理」であるとする、ニューロは「柔らかい情報処理」であると呼ばれることがある。では、このようなすばらしい機能をもったニューラルネットワークは、どのように作られてきたものであろうか？

2.2 ニューロンのモデル

生体のニューロン（神経）は Fig. 3 のような構成であり、人体には140億個ぐらいあると試算されており、1個とニューロンにはシナプス（結合点）が千～1万個あるとされている。ニューロンを工学的に見れば、多入力1出力素子で、多数決素子と呼ばれる。その工学的モデルは、1943年のマッカロックとピッツのものが基本的かつ古典

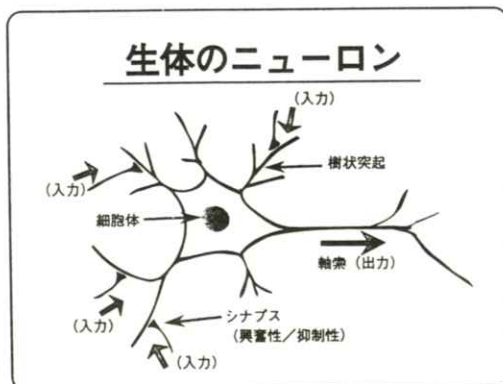


Fig. 3 Biological neuron

的で有名である（しきい素子モデル）。現在のニューラルネットワークでよく使用されているモデルは、Fig. 4 のような構造であり、加算部、非線形処理部、出力部から成っている。このモデル

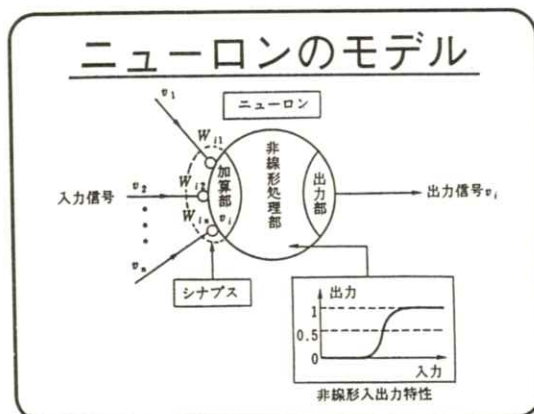


Fig. 4 Artificial neuron¹⁸⁾

で重み（荷重，W）に正の値を与えれば、その信号はニューロンを興奮させる方向に働き、逆に負の値を与えれば、その信号はニューロンを抑制させるように働く。また、重みが0であれば、このシナプス是非接続状態となる。このような重み付けされた多数の入力信号は加算部で合計され、合計値があるしきい値を超えれば信号が出力される。マッカロックらのモデルでは、出力が0か1のみ

であったが、図のモデルではシグモイド関数を使い、0と1の間のアナログ的な値を取り得るように改良されている。このようなモデルのもう一つの特徴は、重みとしきい値の変化によって、学習が実現されることである（ニューロ素子の学習）。これまでに、多くの学習法が考案されている。

このように単純なニューロンモデルが多数集まって、高密度な結合を形成し（ニューラルネットワーク）、そこには特定の中枢情報処理装置がないにもかかわらず、全体として複雑な知的情報処理が実現され（コネクショニズム）、ニューロコンピュータと成る。

2.3 パーセプトロン

1958年に、米国の心理学者であるローゼンブラットは、実際の脳の構造からヒントを得て、ニューラルネットワークのモデルを作り、パターン認識をする学習機械として「パーセプトロン」を考案した（Fig. 5）。これは、ニューロ素子が3層に配置されたもので、それぞれ感覚層（入力情報獲得）、連合層（情報の加工）、反応層（出力部）

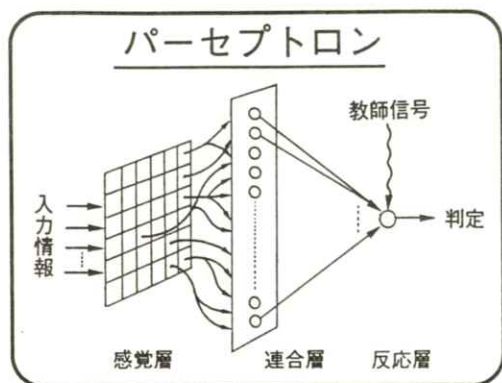


Fig. 5 Structure of perceptron devised by Frank Rosenblatt in 1958¹⁴⁾

と呼ばれる。ここでは、ニューロンのしきい素子モデルが使われ、反応層でのみ学習が行われた。すなわち、反応層における結合の荷重としきい値が可変となっている。後に、人間の小脳皮質が実際にこのようなパーセプトロン構造であることが分かり、生理学により工学の考え方が証明された。パーセプトロンは“考えるコンピュータ”と呼ぶことができ、その出現は、1960年代の「第1次ニューロブーム」を引き起こした。しかし、人工知能界の“大親分”であるミンスキーが、ババートと共著でパーセプトロンという本を発表し、パーセプトロンの限界を示したためブームが去っていった（ミンスキーの“断罪”といわれる）。

そして、1970年代の「冬の時代」をむかえる。この時代には研究者の数は激減しているが、じっくりとしたニューロ研究が行われ、日本人研究者で甘利の自己組織化ネットワークの理論（1972年）、中野の連想記憶モデル（1972年）、甘利の神経統計力学（1974年）、福島のコグニトロン（1975年）などがある。再度ニューロの花が開くのは、1980年代である。

2.4 現代のニューラルネットワーク

現在は「第2次ニューロブーム」の時代であるが、この先駆的な業績となったのは、米国の物理学者ホップフィールドが1983年に発表した「ホップフィールド・モデル」である。また、1986年には、米国のラメルハートらによるバックプロパゲーション（誤差逆伝搬）という学習モデルが発表された。そして、1987年の第1回国際ニューラルネットワーク会議をきっかけに、世界的なニューロブームが再び引き起こされた。

ホップフィールドのモデルは相互結合型といわれるタイプで、あるニューロ素子が他のすべての素子と結合しているものである (Fig. 6a)。彼は、

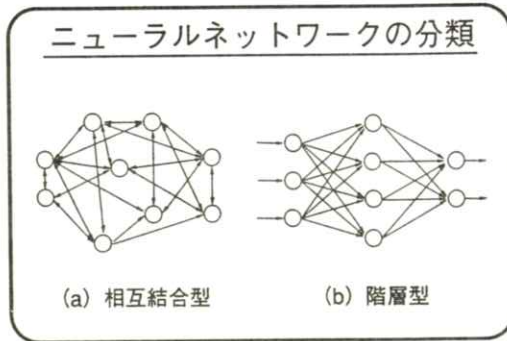


Fig. 6 (a) Interconnection and (b) layered neural networks¹²⁾

ニューラルネットワークの状態を評価するために、ネットワークの状態の関数としてエネルギーを定義し、物理学とのアナロジーで、このエネルギーが最小または極小のところが、このネットワークの平衡状態になることを数学的に示している。

その応用例として有名なのが、「巡回セールスマン問題」である (ホップフィールド & タンク, 1985年)。これは、セールスマンが各都市を一巡する旅行をするとき、各都市を1回のみ訪問するための最短経路を求める問題である (Fig. 7)。

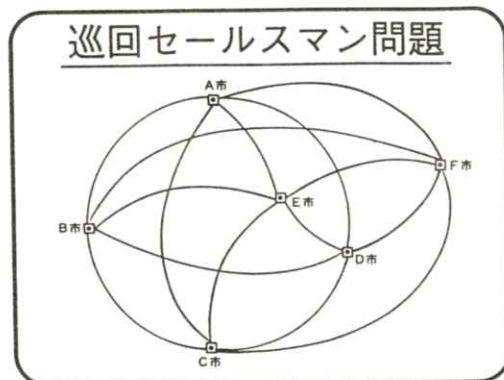


Fig. 7 Traveling salesman problem (TSP)¹⁴⁾

これは、現在の高速コンピュータでも1年ぐらいかかる計算量であるが、ニューラルネットワークを用いると、必ずしも最短の経路ではないが、数秒で最短に近い経路を計算してくれる。後述のパソコンでの例を Fig. 8 に示す。A~Vの22の都

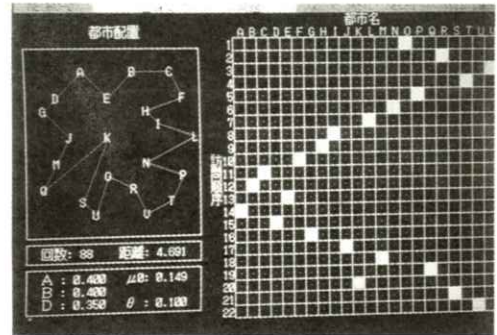


Fig. 8 Demonstration of solving the TSP using Hopfield-network software (NEURO-07 with "Dou-Kan", NEC)

市を巡回するもので、行は巡回の順番を示す番号に相当し、列は各都市に相当する。全部で 22^2 個のニューロンが設定されている。各ニューロンは0か1の値をもち、図中では、(1, 0)のニューロンが1の値をもつから、1番目の訪問都市となる。2番目は、Rである(2, R)。近似解で有り得ることもあり、これはきわめて人間的で、必ずしも完全な解でなくても、限られた時間内では実用上問題ない場合が多い。その後、ホップフィールドのネットワークを改善し、確率的要素を取り入れた「ボルツマンマシン・モデル」なども提案されている。

一方、ラメルハートらのネットワークは、パーセプトロンのように階層型であり (Fig. 6b)、これは現在のニューラルネットワーク構造の主流になっている。入力層と出力層の間に中間層 (隠れ層) があり、図では1層であるが、1層以上に設

定することもある。このモデルでは、教師信号との比較により出力に誤差のあることが分かったとき、その誤差をフィードバックして、出力層と中間層の荷重としきい値を変化させていくもので（Fig. 9）、バックプロパゲーションと呼ばれて

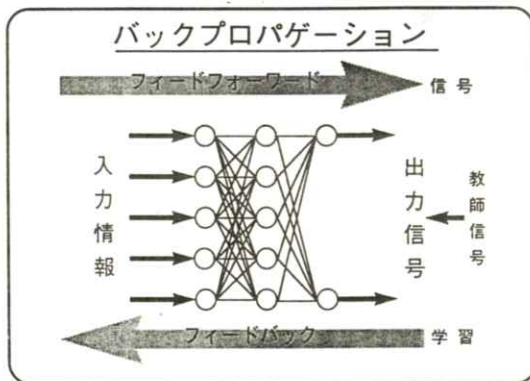


Fig. 9 Back-propagation network structure (D. E. Rumelhart, et al., 1986)

いる。パーセプトロンのように出力層だけでなく、中間層の荷重も変え、パーセプトロンの学習の限界が解決されている。

良い応用例を示すことが、提唱モデルの有効性を示す最良の方法であるが、ラメルハートらのモデルに対しては、米国のセイノフスキーらが1987年に、「ネットワーク（NETalk）」と名付けられた英語のテキスト音声変換に応用し、多くの人々の関心と呼んだ。Fig. 10のような構造で、出力は音声発生装置に入力される。学習が初めのうちは赤ん坊のような発音であったのが、学習の進捗とともにだんだん発音が明瞭になってきた。未学習の単語に対しても、正解が85%であり、ただか300余りのニューロンでこれだけのことが可能なのだから、将来はすばらしいものができそうだと期待されるきっかけとなった。実際人間のもつ

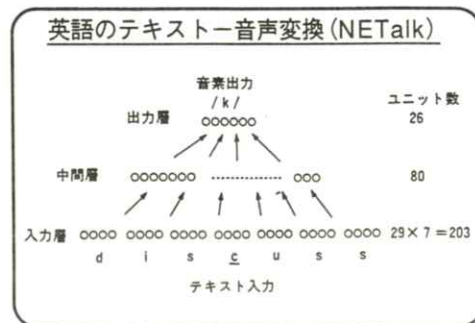


Fig. 10 The NETalk back-propagating neural network (T. Sejnowski and C. Rosenberg, 1987)⁶⁾

ニューロンは100億以上もある。もっとも、すべてを有効に使用しているかは疑問であるが！他の応用例として、同じくセイノフスキーらの潜水艦と岩礁の識別例や、わが国では、富士通のニューロロボットの例などがよく引用される。

3. ニューラルネットワークの実際

3.1 ニューロコンピュータの実現

ニューラルネットワークのモデルに基づき、ニューロコンピュータを実現するには、

- (1) ソフトウェアシミュレーション
- (2) ボードレベルエミュレーション
- (3) 真のニューロコンピュータ

の3つが考えられる。(1)は、ニューラルネットワークモデルをプログラム化し、汎用コンピュータで実行するものである。(2)は、専用プロセッサを汎用コンピュータに付加して、シミュレーションソフトの演算を高速化して実行するものである。(3)は、ニューラルネットワークの超並列処理をハードウェア化し、ニューロンと同数の専用処理ユ

ニットを並列に動作させるものであり、本命である。ニューロンの数はまだ少ないが、しばしば試作品が発表される。さらなる今後の開発が望まれる。

現在、われわれの研究室で使用しているのは、ワークステーションで(1)を、パソコンで(2)を実行させている。パソコンで(1)を実行させ、画像処理に応用しようとする、莫大な計算時間が必要になる。初期の頃はパソコンで始めたが、最近はワークステーションの利用が多くなってきた。

Fig. 11 は、パーソナルニューロコンピュータ

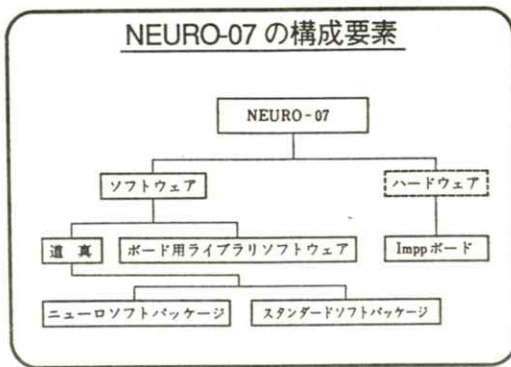


Fig. 11 Component of NEURO-07 personal neurocomputer system (NEC)⁸⁾

「NEURO-07」というNEC製のパソコン用のニューロシステムの構成図である^{6,8)}。ニューロエンジンボードとして、Impp ボード (PC-9800-75) と呼ばれる画像処理プロセッサ・ボードを使用しており、ニューロ計算を高速化させている。Impp ボードは、大量データに対する繰り返し処理を、高速に行うためのオプションボードで、画像処理や行列演算等の数値演算処理、パターン認識処理が行える。Fig. 12 は、Impp ボードの概観である。初期のものに比べ、イメージメモリが拡張され (1Mワード、1ワード=18ビット)、外部電源が

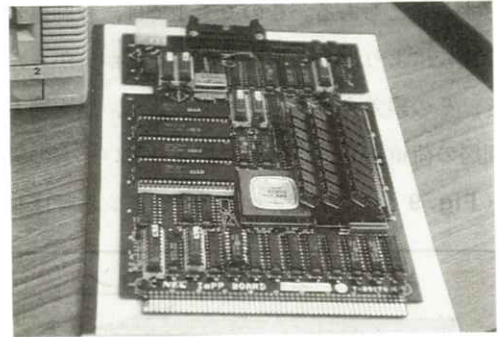


Fig. 12 Neuro-engine board (Impp board, NEC)

必要ない。ニューロソフトウェアは、階層型のバックプロパゲーションを用いるものが「道真 (みちざね)」で、ホップフィールド型のものが「道灌 (どうかん)」である。C言語 (MS-C) で書かれている。付属の文字認識のデモソフトを走らせたときの1画面を、Fig. 13 に示す。入力

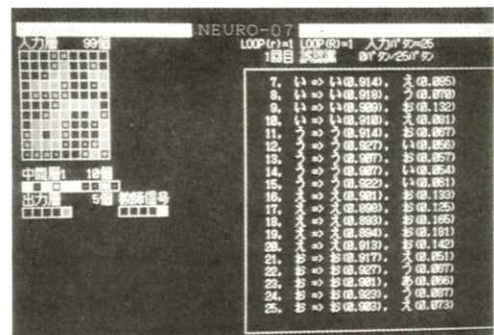


Fig. 13 Demonstration of Japanese character recognition using back-propagating network software (NEURO-07 with “Michi-Zane”, NEC)

層が 9×11 で99個、中間層が10個、出力層が「あ〜お」の5文字の認識に設定されている。第1候補と第2候補が出力されており、ほぼ0.9以上の出力値 (最大1.0) で第1候補が正解になっている。

Fig. 14は同じくパソコン用（NEC PC-9800）のニューロボードと専用電源で、マイテッ

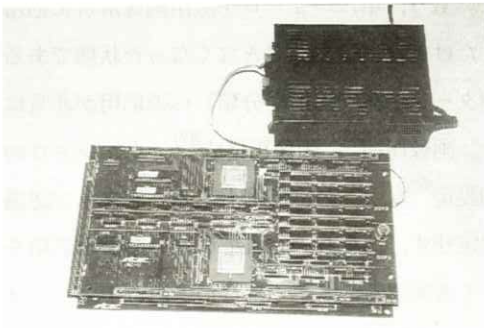


Fig. 14 Neuro-board (“Neuro Turbo”, Mitech) for NEC-made personal computer

ク製のニューロ・ターボと呼ばれている製品である。データ・メモリ容量の最大は、3.1MBである。Fig. 15は、付属のソフトのCRT画面の

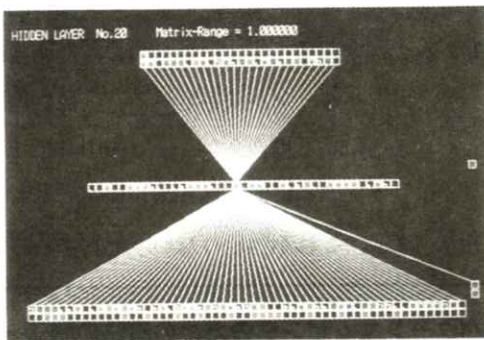


Fig. 15 Graphical demonstration of weight values by use of Neuro Turbo system

ハードコピーで、指定されたニューロンに関する荷重（結合係数）値としきい値を、入力層上段と出力層下段に表示する機能である。図中では、中間層20番目のニューロンが指定されている。正負は赤と青で区別される。

Fig. 16はsunタイプのワークステーション用

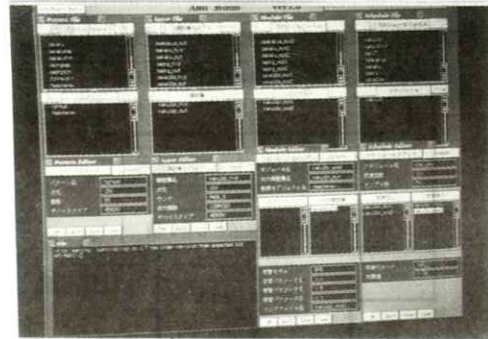


Fig. 16 “Ami-Mado (Net-Window)” neuro software (Nippon Steel Co.) for sun-made workstation

のソフトで、新日本製鐵が開発したX-ウィンドウ上で動く“網窓”である。各種パラメータ等の設定が、このようなウィンドウ上で行える。パソコンレベルのニューロよりも、大きなマトリックス画像（パソコンでは32×32ぐらいが限度）が処理できる。

“ニューロコンピュータ”の性能は、設定可能なニューロン数とシナプス結合数、そして、学習時と実行（認識）時のそれぞれの速度（リンク/秒）で主に決定される。通常学習時は、実行時の2～3倍時間を要する。前者はメモリ容量で、後者はプロセッサの性能によって制約される。また、設定可能な階層の数にも制限がある。市販のシステムを利用して応用する場合には、これらの点を考慮する必要がある。

3.2 ニューロの実行手順

上記のようなニューロコンピュータによる実行手順（バックプロパゲーション学習）を、Fig. 17に示す。ニューロによる処理は、①学習と②認識（評価）に大別される。「学習」過程として、

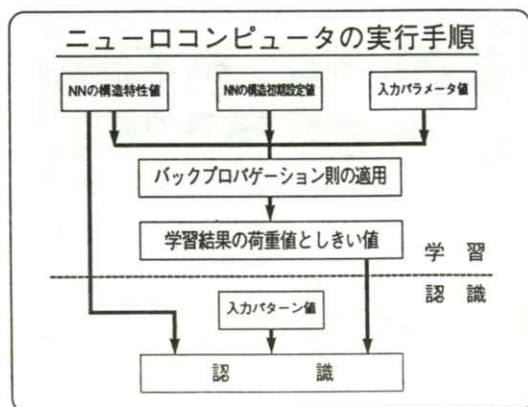


Fig. 17 Procedure for executing the back-propagating neuro software

まず中間層の層数，各層のニューロン数，シグモイド関数など，「ニューラルネットワーク(NN)の構造特性値」設定が必要である。また，シナプス結合の荷重値やニューロンのしきい値の「初期設定値」決定を行う。そして，入力パターン値や教師信号値など「入力パラメータ値」を設定する。学習の結果として，ニューロの構造特性値は当然であるが，荷重値としきい値が保存される。そして，「認識」過程では，学習で使用しなかったパターンも含めてテストが行われる。

4. 医用画像解析への応用

4.1 医用画像情報処理への応用の現状

ニューラルネットワークの応用分野は非常に広く，あらゆる分野といっても過言ではない。電子情報関連の学会で，ニューロの基礎から応用のテーマを見つけるのは簡単である。しかし，医用画像処理への本格的な応用については，まだまだこれからだと筆者は思っている。とはいっても，

参考文献(24-48)に示すように，医用画像情報関連の学会誌等に多くの論文が最近掲載され始めた。もう，単にニューロを医用画像解析に応用しただけでは，論文ができなくなった状態である。パターン認識(検出や分類)への応用が非常に多く，画像圧縮³³⁾，画像再構成³⁷⁾，ウィンドウの自動設定⁴²⁾などへの応用例もある。パターン認識に限定せず，あまりやられていない領域の応用をうまく考案するのも悪くはないと思う！また，ほとんどの応用例が，バックプロパゲーション則を用いる階層型のニューラルネットワークによるものである。

4.2 ブラックボックス

ニューロコンピュータは，空間的あるいは時間的なパターンの非線形変換装置である。何らかの空間パターンを入力すると，ニューロン間の配線状態，シナプス荷重，ニューロンの非線形関数によって，出力パターンが決定される。画像処理にニューロを応用する場合，ニューロの中身は「ブラックボックス」的に取り扱うのが通常である(Fig. 18)。これが物足りないとい批判されるこ

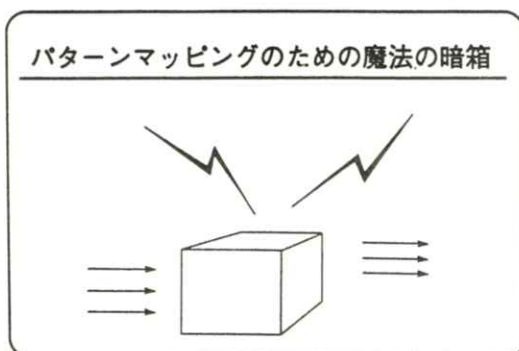


Fig. 18 The magic black box for pattern mapping¹⁹⁾

ともあるのだが、従来のテクニックでできないことが、ニューロでできればこれはこれで良いのではないかというのも道理である。研究者が自分の信ずる方法でやればよいのである。

4.3 パターン分類

階層型のニューラルネットワークによる画像のパターン分類は、Fig. 19のように実行される。

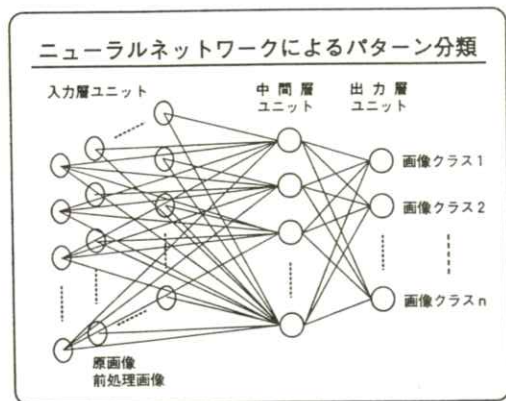


Fig. 19 Image classification using back-propagating neural network

入力層の各ニューロン（セル）には、原画像かその処理画像（前処理）を入力する。しかし、画像の直接入力ではニューロの学習が巧みいかず、その代わりに画像の特徴量を計算して、その値を入力する場合もある。むしろ、この方が一般的であるともいえる。出力層には、画像の分類あるいは識別に必要な数のニューロンを設定する。中間層のニューロン数は、経験的・実験的に決定する必要がある。あとは、バックプロパゲーション学習則にしたがって、学習データ（画像など）で十分に訓練させる。そして、学習によって得られた荷重値やしきい値を用いて、未学習の認識用データを認識させればよい。

筆者らは最近、このようなパターン分類の適用例として、①心筋SPECT画像におけるブルズ・アイ画像の診断支援システムの構築^{40, 44, 48}（後述）、②乳房X線画像における腫瘍の良悪性の判別（Fig. 20 参照）⁴³、③X線骨画像における骨粗鬆症診断のためのパターン分類⁴⁷に関する研究を行っている。

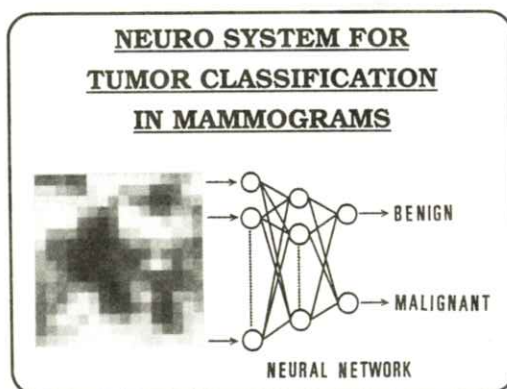


Fig. 20 Tumor classification in digital mammo-grams using neuro system⁴³⁾

4.4 ブルズ・アイ画像の解析

ここでは、虚血性心疾患の診断に使われるブルズ・アイ画像のパターン認識への適用例を説明する^{40, 44}。Fig. 21 は、われわれのこの目的を図示している。すなわち、名医の豊富な医学的知識と経験に基づく画像診断を（上段）、人工ニューラルネットワークの「学習」という手段で診断を訓練させ（下段），“名医”と同じような診断を行えるシステムを構築し（BullsNet）、コンピュータ診断支援システムとして利用しようとするものである。特に、医師の直感的な診断プロセスで、言語で記述できにくい（アルゴリズム化が困難）場合に有用な手段になり得る。われわれのこの研究が日経新聞等に紹介されたが（'92.5. 23）、そ

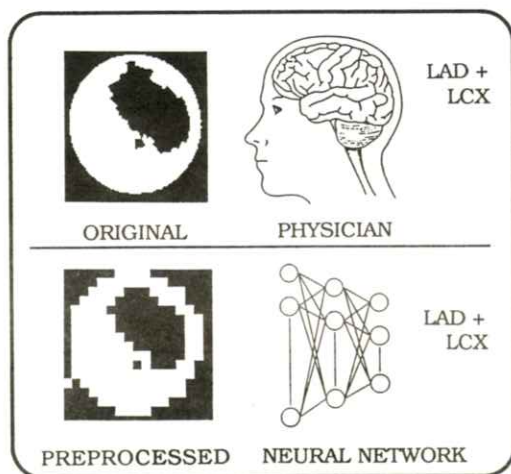


Fig. 21 An application of neural network to the medical-image diagnosis in SPECT bull's-eye images

の見出しは、「名医顔負け電算機」「電算機が名医の診断」「電算機で症例予習」などとなっており、究極の目的ではあるがまさにニューロならではの特徴をよく表している。

システムで使用したのは、ブルズ・アイの原画像ではなく、前処理として、①マトリックス数の減少、および、②グレイ・レベル数の減少を行った画像であり、これらをニューロへの入力とした。また、ブルズ・アイ画像には2種類あり、障害の広がりを示す「EXTENT 画像」と、その程度を示す「SEVERITY 画像」である。前者を2値化処理（Fig. 21 参照）、後者を6値化処理した。マトリックス数は、検討の結果 16×16 を使用した⁴⁸⁾。システムのパターン認識部は、専門医の診断過程にしたがい、「EXTENT ニューロ部」と「SEVERITY ニューロ部」の2段階で構成されている（Fig. 22）。EXTENT ニューロの認識結果が、0.9以上の確信度（出力層のセルの値で定義、図中CL）であるならば、それを最終結果とし

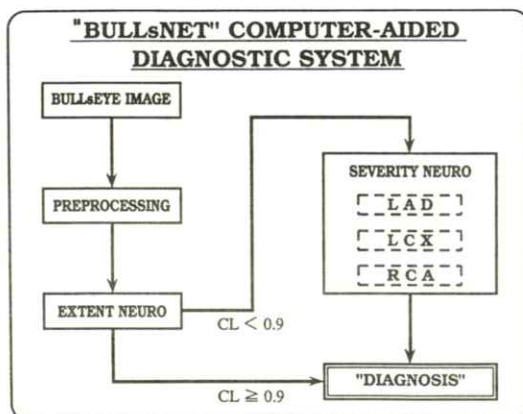


Fig. 22 BullsNet system (CL: confidence level)⁴⁴⁾

て採用し、0.9以下ならば“自信のない”結果として、SEVERITY ニューロ部に進み、詳しい解析を行いその結果を最終の認識結果とさせた。

EXTENT ニューロの構造を、Fig. 23 に示す。

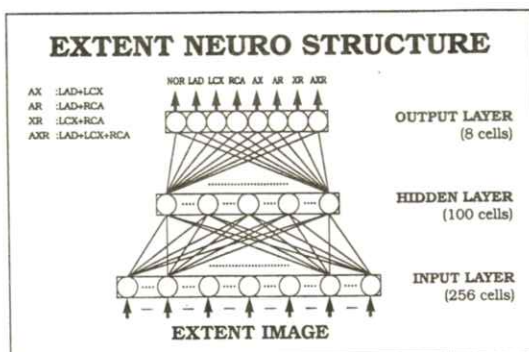


Fig. 23 Extent neuro structure in the BullsNet system^{40,44)}

入力層のセル数は、 16×16 画素、すなわち256個である。中間層のセル数は、実験的に100個とした。また、出力層のセル数は、正常（NOR）と7種類の障害で、計8個のセルとなる。ここで、LAD, LCX, RCAは3本の主要冠動脈のうちの

どれか1本の1枝障害を表し、AX, AR, XR はこれらのどれか2本の組み合わせで2枝障害, AXR は3枝障害を表す。SEVERITY ニューロ部は、LADニューロ、LCXニューロ、RCAニューロで構成され、プルス・アイ画像のそれぞれの支配領域の画素値が入力される。画像データベースとして74例を収集し、冠動脈造影検査による確定診断の結果を、本システムにおける正しい診断（ゴールド・スタンダード）とした。

EXTENT ニューロのみの認識結果と、SEVERITY ニューロを併用した場合の結果を、Fig. 24

RESULTS : PERCENT CORRECT RECOGNITION

EXTENT ONLY			EXTENT PLUS SEVERITY
PHYSICIANS			
II(3m)	II(2yr)	III(10yr)	
69%	79%	83%	plus 6-10%
NEURAL NETWORKS			
77%			85%

Fig. 24 Results of percent correct recognition in the BullsNet system^{40,44)}

に専門医とわれわれのニューロ・システムについて示した。EXTENT 画像のみの場合には、RI 経験3ヶ月の研修医で69%、経験2年の医師で79%、経験10年のベテラン医師で83%の正診率であった。一方、ニューロでは77%の認識率で、経験2年の医師に相当している。SEVERITY 画像を併用した場合には、医師では6-10%の正解率の増加が見られた。ニューロでは、85%の認識率で、やはり経験2年の医師に匹敵している。

4.5 ニューロと他の技術との融合

今後、ニューロはさらに大きく発展すると予想されるが、ニューロだけですべての問題を解決するのは困難である。Fig. 2 にノイマン型コンピュータとの比較を示したが、両者は互いに相補いながら人間の脳のように共存すべきものである。また、既存の他の技術や手法との融合が必要である。

人工知能の分野では、従来のルール・ベースに基づくエキスパートシステムと、ニューラルネットワークを融合することが行われており^{18, 49)}、“エキスパート・ネットワーク (expert network)” と呼ばれる⁴⁹⁾。Fig. 25 は、先日、筆者がニューラル

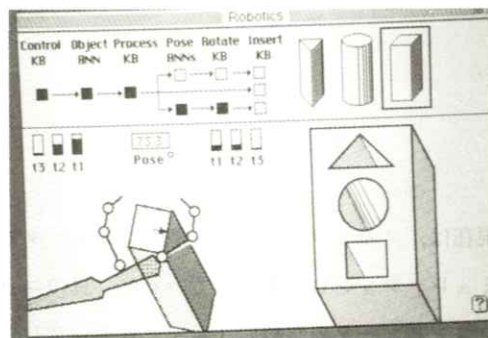


Fig. 25 Demonstration of hybrid system of knowledge-based (KB) system and artificial neural network (ANN)⁵⁰⁾

ネットワーク国際会議 (IJCNN '92, 米国ボルチモア) に参加した際に、展示会場で購入したマッキントッシュ用の「NueX」(Charles River Analytics Inc.) と呼ばれるソフトのデモ画面である(特別なデモソフトで、システムソフトには標準では付いていない。会場で特別に頼んで入手したもの)。このソフトは (Robotics, または, Hybrid Robotic System と呼ばれる), まさしく

上記の知識ベースのエキスパートシステム（図中で、KB と表現）と、ニューラルネットワークシステム（図中で、ANN と表現）を融合して、一つの統合型エキスパートシステムを構築するものである。物体（三角柱、円柱、四角柱）をマジックハンドで取り上げ、角度等を計測し専用の収納箱に収納するシステムで、4つのKBと2つのANNで構成されている。このソフトは、NASからの研究費の援助を受けて作られており⁵⁰⁾、スペースシャトルや宇宙ステーションでの操作制御への応用を想像するとよい。

また、エアコンや洗濯機にニューロ&ファジィとして応用されているように、ニューロ技術とファジィ技術の融合も盛んに研究されている²¹⁾。

5. おわりに

現在は、ニューロをノイマン型コンピュータでシミュレーションして実現しているが、真のニューロコンピュータのための「ニューロチップ」の研究が盛んに行われている。光ニューロチップなどが実用化されれば、画像でも実に高速に処理されることであろう。医用デジタル画像を1枚ポン！とニューロシステムに入力すれば、CRT上に病名を出力してくれる賢い診断システムができるのも、夢ではないと思われる（Fig. 26）。

最近の新聞に次のような記事が載っている。

「次は直感コンピュータ。通産省8カ国と共同研究」（朝日、'92.9.13）。直感コンピュータとは、人間の右脳の能力をもつましくニューロコンピュータのここのようだ。また、「4次元コン

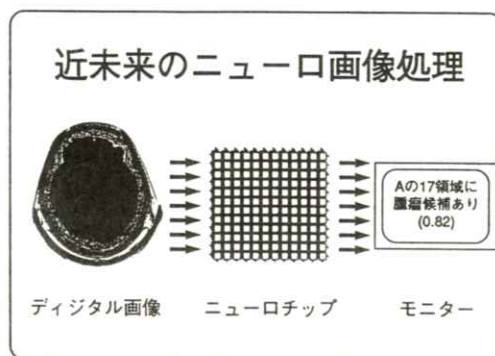


Fig. 26 Neuro image processing in “near future”

ピュータ”の心臓部の光素子の開発に、日米両国政府が技術協力に基本合意」（中日、'92.10.13）。これもニューロコンピュータのことをいっているようで、新語が続出である。これだけ、ニューロに対する期待が大きい証拠である。さらに、これらは第6世代コンピュータとして、ニューロの粋をはるかに越えた“何か！”になりそうである。

以上、十分な解説が行えなかったが、少しでもお役に立てば幸いである。技術の進歩が非常に早く、5年もたてば、本稿の内容もかなり古く感じられるであろう。それはむしろ楽しみなことであり、そのときには、上記の夢がかなり現実に近づいていることと思う。

文 献

- 1) RSNA'89 Scientific Program: Radiology **173(P)**, p. 348 (No. 1055), p. 349 (No. 1056), p. 464 (SPACE 313) (1989)
- 2) D. E. Rumelhart, J. L. McClelland, et al.: *Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition, Vol. 1: Foundations* (The MIT Press, Cambridge, MA, 1986)
- 3) J. L. McClelland, D. E. Rumelhart, et al.: *Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition, Vol. 2: Psychological and Biological Models* (The MIT Press, Cambridge, MA, 1986)
- 4) 麻生英樹：ニューラルネットワーク情報処理－コネクショニズム入門，あるいは柔らかな信号に向けて－（産業図書，東京 1988）
- 5) D. E. ラメルハート，J. L. マクレランド，他：PDP モデル：認知科学とニューロン回路網の探索（甘利俊一監訳）（産業図書，東京 1989）〔文献 2 と 3 の訳本〕
- 6) 中野 馨監修，飯沼一元編，ニューロンネットワークグループ，桐谷 滋著：入門と演習ニューロコンピュータ（技術評論社，東京 1989）
- 7) 相磯秀夫，甘利俊一，他：ニューロコンピューティングへの挑戦（三田出版会，東京 1989）
- 8) 菊池豊彦：入門ニューロコンピュータ（オーム社，東京 1990）
- 9) （社）日本工業技術振興協会ニューロコンピュータ研究部会編：ニューロコンピューティングの基礎理論（海文堂，東京 1990）
- 10) 中野 馨（編著）：ニューロコンピュータの基礎（コロナ社，東京 1990）
- 11) 今井兼範：ニューラルネットワーク－コレクション－（共立出版，東京 1990）
- 12) 山田 博：脳とコンピュータ（NTT 出版，東京 1990）
- 13) 前田民雄：ニューロシミュレーションによる文字認識（ニューロコンピュータの可能性を見る）（山海堂，東京 1990）
- 14) 甘利俊一：ニューロコンピュータ（読売新聞社，東京，1991）
- 15) 阿江 忠：VLSI ニューロコンピュータ－21 世紀のアーキテクチャを目指して（共立出版，東京 1991）
- 16) 松本 元，大津展之（共編）：ニューロコンピューティング（脳とコンピュータ 1）（培風館，東京 1992）
- 17) 八名和夫，鈴木義武：ニューロ情報処理－基礎と応用－（海文堂出版，東京 1992）
- 18) 久間和生，中山 高：ニューロコンピュータ工学（工業調査会，東京 1992）
- 19) J. デイホフ：ニューラルネットワークアーキテクチャ入門（桂井 浩訳）（森北出版，東京 1992）
- 20) ブランコサウシェク，マリナサウシェク：ニューラル超並列情報処理（市古喬男監訳）（オーム社，東京 1992）
- 21) 船橋誠壽：ニューロコンピューティング入門（オーム社，東京 1992）
- 22) 松岡清利（編著）：ニューロコンピューティ

- ングー基礎と応用－（朝倉書店，東京 1992）
- 23) R. ヘクト・ニールセン：ニューロコンピューティング（袋谷賢吉訳）（トッパン，東京 1992）
 - 24) J. M. Boone, V. G. Sigillito, and G. S. Shaber: Neural networks in radiology: An introduction and evaluation in a signal detection task, *Med. Phys.* **17** 234-241 (1990)
 - 25) J. M. Boone: X-ray spectral reconstruction from attenuation data using neural networks, *Med. Phys.* **17** 647-654 (1990)
 - 26) M. Ozkan, H. G. Sprengels, and B. M. Dawant: Multi-spectral resonance image segmentation using neural networks, *Proc. of International Joint Conference on Neural Networks 1990 (IJCNN'90)*. San Diego, CA, IEEE Catalog No. 90CH2879-5, I429-I434 (1990)
 - 27) N. Asada, K. Doi, H. MacMahon, et al.: Neural network approach for differential diagnosis of interstitial diseases, *Proc. of SPIE (Medical Imaging IV: Image Processing)* **1233** 45-50 (1990)
 - 28) N. Asada, K. Doi, H. MacMahon, et al.: Potential usefulness of an artificial neural network for differential diagnosis of interstitial lung diseases: Pilot study, *Radiology* **177** 857-860 (1990)
 - 29) J. M. Boone, W. G. Gross, and V. Greco-Hunt: Neural networks in radiologic diagnosis I. Introduction and illustration, *Invest. Radiol.* **25** 1012-1016 (1990)
 - 30) W. G. Gross, J. M. Boone, V. Greco-Hunt, and B. Greenberg: Neural networks in radiologic diagnosis II. Interpretation of neonatal chest radiographs, *Invest. Radiol.* **25** 1017-1023 (1990)
 - 31) U. Raff and F. D. Newman: Lesion detection in radiologic images using an autoassociative paradigm: Preliminary results, *Med. Phys.* **17** 926-928 (1990)
 - 32) 田村進一：ニューラル・ネットワークと画像認識, *Med. Imag. Tech.*, **8** 428-433 (1990)
 - 33) 松本哲也，米倉達広，鳥脇純一郎：4層ニューラルネットワークによる画像圧縮の一方法と医用X線像への応用, *Med. Imag. Tech.*, **9** 424-428 (1991)
 - 34) 浅田尚紀，土井邦雄：コンピュータ支援による間質性肺疾患の鑑別診断の試み, *Med. Imag. Tech.*, **9** 429-433 (1991)
 - 35) 木戸 淳，竹内 寛：肺正面，側面の自動認識, *Med. Imag. Tech.*, **9** 434-438 (1991)
 - 36) 呉 簡丹，井上雅裕，竹谷 尚，他：ニューラルネットワークによる膝蓋骨亜脱臼の自動識別, *Med. Imag. Tech.*, **9** 460-463 (1991)
 - 37) C. E. Floyd: An artificial neural network for SPECT image reconstruction, *IEEE Trans. Med. Imag.*, **MI-10** 485-487 (1991)
 - 38) W. -C. Lin, E. C. -K. Tsao, C. -T. Chen, et al.: Neural networks for medical image segmentation, *Proc. of SPIE (Medical Imaging V: Image Processing)* **1445** 376-385 (1991)
 - 39) J. S. DaPonte and J. A. Parikh: Detection of liver metastasis using the backpropagation

- algorithm and linear discriminant analysis, Proc. of SPIE (Applications of Artificial Neural Networks II) **1469** 441-450 (1991)
- 40) H. Fujita, T. Katafuchi, T. Uehara, et al.: Application of artificial neural network to computer-aided diagnosis of coronary artery disease in myocardial SPECT bull's-eye images, J. Nucl. Med. **33** 272-276 (1992)
- 41) U. Raff and F. D. Newman: Automated lesion detection and lesion quantitation in MR images using autoassociative memory, Med. Phys. **19** 71-77 (1992)
- 42) 大橋昭南, 南部恭二郎: ニューラルネットワークを応用したMR画像の表示ウィンドウの自動設定, 医用電子と生体工学 **30** 111-120 (1992)
- 43) 藤田広志, 堀田勝平, 遠藤登喜子, 他: ニューラルネットワークによるマンモグラフィ腫瘍陰影の良悪性の判別, Med. Imag. Tech., **10** 55-58 (1992)
- 44) H. Fujita, T. Katafuchi, T. Uehara, et al.: Neural network approach for the computer-aided diagnosis of coronary artery diseases in nuclear medicine, Proc. of International Joint Conference on Neural Networks 1992 (IJCNN'92). Baltimore, MD, IEEE Catalog No. 92CH3114-6, III215-III220 (1992)
- 45) Y. Wu, K. Doi, M. L. Giger, et al.: Computerized detection of clustered microcalcifications in digital mammograms: Applications of artificial neural networks, Med. Phys. **19** 555-560 (1992)
- 46) S. -C. B. Lo, M. T. Freedman, J. -S. Lin, et al.: Computer-assisted diagnosis for lung nodule detection using a neural network technique, Proc. of SPIE (Medical Imaging VI: Image Processing) **1652** 572-580 (1992)
- 47) 藤田広志, 石田隆行, 山下一也, 他: 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, 医用電子と生体工学 **30** 印刷中 (1992)
- 48) 篠田光生, 藤田広志, 片渕哲朗, 他: 心筋SPECT画像のためのコンピュータ診断支援システムの構築: 画像前処理とニューロパラメータの効果, 医画情誌 **10** 印刷中 (1993)
- 49) R. C. Eberhart and R. W. Dobbins (Eds.): Neural Network PC Tools: A Practical Tools, Chap. 3 & 9 (Academic Press, San Diego 1990)
- 50) J. M. Mazzu and A. K. Caglayan: A hybrid neural network system for robotic object recognition and pose determination, Proc. of 1992 International Simulation Technology Conference, Houston, Texas (1992)

心筋SPECT画像のためのコンピュータ
診断支援システムの構築：
画像前処理とニューロパラメータの効果

篠田 光生*・藤田 広志*・片渕 哲朗**

植原 敏勇***・西村 恒彦***

*岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

**国立循環器病センター放射線診療部 〒565 大阪府吹田市藤白台5-7-1

***大阪大学医学部バイオメディカル教育研究センター生体情報部門
〒565 大阪府吹田市山田丘2-2

(1992年6月6日, 最終1992年11月12日受理)

Development of a Computer-Aided Diagnostic System
for Myocardial SPECT Images:
Effects of Image Preprocessing and Neuro Parameters

Mitsuo SHINODA*, Hiroshi FUJITA*,

Tetsuro KATAFUCHI**, Toshiisa UEHARA***, Tsunehiko NISHIMURA***

*Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-11, Japan

**Department of Radiology, National Cardiovascular Center,

Fujishirodai 5-7-1, Suita, Osaka 565, Japan

***Osaka University Medical School

Yamadagaoka 2-2, Suita, Osaka 565, Japan

(Received June 6, 1992; in final form November 12, 1992)

We are developing a computerized system that can aid in the physician's diagnosis in the detection and classification of coronary artery diseases. The technique employs a multi-layer feed-forward neural network with a backpropagation algorithm to analyze ^{201}Tl myocardial SPECT bull's-eye images. In this study, the effects of image preprocessing, matrix sizes, and some neuro parameters have been investigated by use of EXTENT images. Tests with images of 32x32 matrix along with

inverse processing resulted in best recognition rate, but 16x16 matrix can be considered enough due to several reasons, such as reduced training time and data volume and improved result with an inclusion of SEVERITY images. The number of hidden units was changed and it was found that the one-hundred units for our case are reasonable. Increasing the hidden layer from a single to double with 10x10 or 20x20 cells was effective in terms of training time at least with the same correct recognition rate. Our study indicated that the order of image data for the training process has to be considered for improvement of the recognition.

1. はじめに

コンピュータ技術の発達により、医用画像の自動診断も夢では無くなってきた。現在、計算機による画像の支援診断の立場から、研究が盛んに進められている^{1, 2)}。

われわれは、心筋 SPECT (single photon emission CT) 画像³⁾における極座標表示である“ブルズ・アイ” (bull's eye) 画像のためのコンピュータ診断支援システムの開発を行っている。第一段階として、ブルズ・アイ画像における病変部の広がりを表す“EXTENT”画像の認識(診断)を対象に、階層型のニューラルネットワークを用いたシステムを構築し、有用な結果が得られた⁴⁾。さらに、病変部の程度を表す“SEVERITY”画像を併用して、複数のニューラルネットワークによるシステムを構築し、EXTENT 画像単独のシステムに比べて認識率を向上させている⁵⁾。これらの研究はすべてパソコンレベルで実行されており、メモリーの制約により、前処理の効果(特に、マトリックス数)についての検討がなされなかった。また、ニューラルネットワークの設定可能なパラメータ(中間層の層数とセル数、荷重の初期値)の効果や、学習データの順序に関する効果につい

ても検討すべき問題が残されている。そこで、本研究では、新たにワークステーションを用いて、EXTENT 画像に関してこれらについて種々の検討を行い、今後システムを構築していく上で必要となる基礎的な研究を行った。

2. ニューロウィンドウシステム〈網窓〉

今回の研究でわれわれが使用した〈網窓〉は、UNIX 上の X-window のアプリケーションとして設計された新日本製鐵㈱が作成した市販のソフトウェアで、任意の形態の多層ニューラルネットワークをウィンドウオペレーションを通して記述・実行できるシステムである⁶⁾。そして、そのオペレーションフェーズとして、つぎの4つのフェーズがあげられる。

- ① ネットオブジェクト(細胞層、パターン)の設定
- ② ネットモジュールの設定
- ③ ネットワークスケジュールの作成
- ④ ニューラルネットの実行

ここで①～③は、いわばニューラルネットワークの「設計図」を作成するフェーズであり、各種のパラメータ(細胞層パラメータ、パターンパラ

メータ、モジュールパラメータ、スケジュールパラメータ)を作成する。モジュールパラメータにおいては、学習モデルの選択、忘却パラメータ、学習速度パラメータ、しきい値パラメータの決定を行う。本研究ではバックプロパゲーション学習則を用いたが、Hebb 学習、パーセプトロン学習など他のいくつかの学習法についても選択できる⁶⁾。スケジュールパラメータにおいては、初期化モード、荷重の初期値の決定を行う。本研究では初期化モードについては、ある設定した初期値 p に対して、 $-p \sim +p$ の間の乱数で初期化される「RAND2」を選択した。この他にも、初期値のまま一定 (CONST)、ファイルからロード (FILE)、0 ~ 初期値の間の乱数で初期化する (RAND) などがある。

これに対し④では、①~③で作成された「設計図」を基にネットワークの実態を確保し、実行を行う。ネットワークの実行は、ネットモジュールの置かれたデバイス (ホストマシンの主記憶、あるいはベクトルアクセラータ) 上で行われる。

また、〈網窓〉には、ウィンドウシステムで設計したネットワークを記述したC言語によるソースプログラムを出力する機能がある。出力されたプログラムには、

- ①ネットワークの確保
- ②初期化 (データのローディング)
- ③学習モード、教師などの設定
- ④実行
- ⑤終了 (ネットワークの解放)

などの処理が、ニューロライブラリの〈パーツ層関数〉を用いて記述されている。

3. 実験方法

3.1 入力画像

本研究に用いた画像は、これまでの研究に使用してきたデータベース上のもので^{4, 5)}、大阪府吹田市の国立循環器病センターのR I (ラジオアイソトープ) 部にて収集されたものである。ブルズ・アイ画像は、運動負荷心筋 SPECT 像から、circumferential profile analysis (円周分布解析) によって作成される。得られた画像は診断を容易にするために、正常例と比較して異常部分だけを描出させる表示法が用いられており、今回はその中の EXTENT 画像のみを使用した。これらの画像を、カラーイメージスキャナー (エプソン GT-1000) を用いて、ブルズ・アイ画像の円形部とその周辺 (正方形領域) を 96×96 マトリックスでデジタル化し、パソコン (NEC PC-9801 VX21) に取り込んだ。そして、通信ソフトウェア「hterm」により、RS-232C を通じてワークステーション (富士通 S-4/1、または、新日本製鐵 NS SUNSP/2) に転送した。EXTENT 画像は元来 2 値画像であるため、2 値化処理を行った。

3.2 前処理

前処理における画素数減少の効果をみるために、近傍のピクセル値の単純な平均化処理によって、 96×96 の“オリジナル”より、① 48×48 、② 32×32 、③ 16×16 、④ 8×8 の 4 種類の異なったマトリックス画像を作成した。これらのマトリックスを用いたときのニューラルネットワークの入力におけるセル数は、それぞれ、① 2304、② 1024、③ 256、④ 64 となる。また、2 値反転

処理や、反転処理プラス背景を黒く処理した画像を作成した。

3.3 ニューロパラメータと学習

中間層の層数は1として、中間層の次元（セル数）を1～755まで変化させた。また、中間層の層数を2として認識率を調べた。さらに、ニューロパラメータの一つである荷重値の初期値の設定を、0.1, 0.05, 0.01と変化させ、認識率を調べた。

すべての実験の学習と認識（評価）はデータベース上の74枚の画像を用い、これらを学習用58枚と評価用16枚に3通りの組み合わせに分け、それぞれケースA, B, Cとして実験を行った^{4, 5)}。学習順序の効果をみるために、学習させる順序を5種類に変化させ、認識実験を行った。学習回数はすべての場合につき200回とした。学習曲線の一例を、Fig. 1に示す。他の例も同様な傾向で

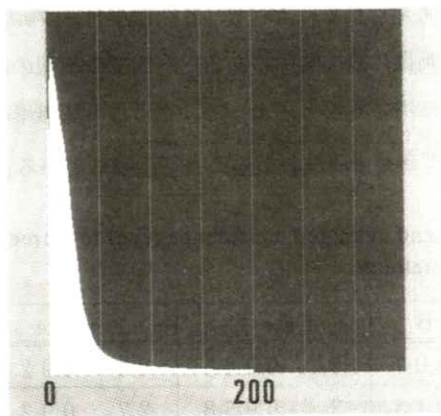


Fig. 1 Effect of the number of training iterations (horizontal axis) on the summation of the squared errors (vertical axis).

あり、縦軸の誤差2乗和の値が200回ではほぼ零であり、学習が十分であることがわかる。このとき、学習用データはすべてにおいて正しく認識された。

以上の前処理の効果以外の実験に関しては、入力データはすべてFig. 2の(e)に示した画素数 16×16 の画像を用いた。また、中間層の次元の効果、学習順序の効果については、ケースBを用いた。他の実験はすべてのケースについて実験を

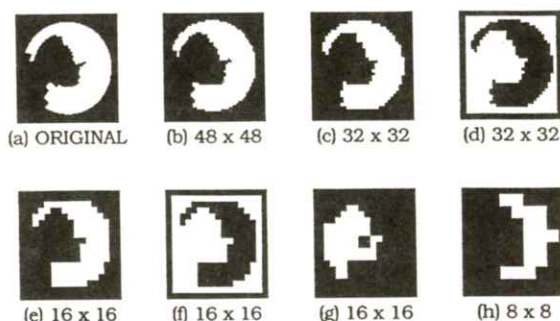


Fig. 2 Effects of matrix sizes and image processings (inversion or background blackening).

行った。なお、出力のセル数は8で、これはパターン分類を行おうとしているNOR（正常）、LAD、LCX、RCA（一枝障害：3本の主要冠動脈のうち、どれか一つに障害がある場合）、 $AX=LAD+LCX$ 、 $XR=LCX+RCA$ 、 $AR=LAD+RCA$ （2枝障害：主要冠動脈のうち、2本の血管に障害がある場合）、および、 $AXR=LAD+LCX+RCA$ （3枝障害：3本の主要冠動脈のすべてに障害がある場合）に対応している。ここで、LADは左前下行枝、LCXは左回旋枝、RCAは右冠動脈の英文略語である。

4. 結果と考察

4.1 前処理の効果

Fig. 2 に、オリジナル画像 (a) に対して、マトリックスを減少させた結果の一例を示す。(d) と (f) は、それぞれ (c) と (e) を白黒反転させた画像である。また (g) は、(f) の背景部を白黒反転させたもので、病変部のみ白となっている。これらを用いて学習を行い (荷重の初期値 = 0.1), 各グループに対して認識を行った結果を Table 1 に示す。各グループとも、16例の評価パターンに対する誤認識数を示し、また、ニューロの出力値 (各セルとも 0 ~ 1 の値をとる) の平均値 (16枚の評価用画像の中で正解の場合のみ) を、確信度の平均値として示した。

実験前の予想としては、画素数を大きくしていけば認識率が上がっていくと考えたので、48×48 が一番良い結果が得られると考えたが、結果は画素数32×32が一番良い結果になった。画素数をあまり大きくすると、ニューロは逆に判断が困難になるようで、今回試みた処理の中で、最も認識率が悪くなった。画素数32×32は、16×16よりも学習時間が約4倍長くなるという点、データが大きくなるという点 (4倍)、認識率の良い (d) と (f) の結果を比べても誤認識画像数がA~Cのト

タルに対して1枚分のみの差である点を考慮すると、限定された症例からの実験ではあるが、16×16で十分といえる。さらに、SEVERITY 画像をシステムに取り入れれば認識率が上がるという結果が⁵⁾、最近のわれわれの実験で明らかになっていることから、限定された症例からの結果ではあるが、16×16で十分であると結論づけられる。マトリックス8×8は、処理例 Fig. 2 の (h) から、明らかに情報量のロスが起こり得る⁴⁾。

画像の前処理法については、32×32、または16×16の中で、2値反転させたもの (Fig. 2 の d と f) が良い結果になった。この反転処理は、円の外の背景と病変部を白 (1) としたものであり、正常部を黒 (0) とする処理である。このような反転処理されたパターンに対してニューロの認識率が良くなった原因として、ブルズ・アイ画像の円形状のパターンの外側 (バック) が病変部の認識に何らかの影響を及ぼしているためと考えられる。よって、この結果は、ブルズ・アイ画像に直接関係のある円形内部の情報のみを解析に用いることによって、さらなる認識率の向上ができる可能性があることを示唆していると思

Table 1 Number of incorrectly recognized images and averaged confidence level for three cases in each of different preprocessing methods.

	matrix size	Case A		Case B		Case C		Average	
(b)	48 × 48	4	0.921	4	0.907	2	0.945	3.3	0.924
(c)	32 × 32	3	0.893	3	0.913	2	0.958	2.7	0.921
(d)	32 × 32	3	0.903	2	0.884	2	0.965	2.3	0.917
(e)	16 × 16	3	0.841	4	0.922	2	0.945	3.0	0.903
(f)	16 × 16	2	0.874	4	0.934	2	0.955	2.7	0.921
(g)	16 × 16	3	0.860	4	0.916	2	0.951	3.0	0.909
(h)	8 × 8	1	0.851	4	0.904	4	0.987	3.0	0.914

われる。

Fig. 2 の (f) の背景部をさらに黒く反転させた画像が (g) である。そして、これらの認識結果と平均確信度はほぼ等しかった。(Table 1)。(e) は正常部のみが白で、(g) は逆に病変部のみが白であり、認識対象の意味の上からの“反転処理”に相当するので、このような等価な結果が得られたと考えられる。

4.2 中間層の次元と層数の効果

中間層の次元を変化させたときの認識率と確信度の平均値の変化のグラフを、Fig. 3 に示す。こ

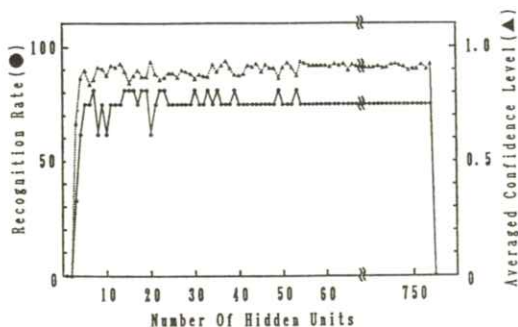


Fig. 3 Variations of correct recognition rate (●) and averaged confidence level (▲) with respect to the number of hidden units.

れより、中間層の次元が2～5の間に認識率・平均確信度ともに急激に立ち上がり、中間層の次元が53までは、認識率は68.8%、75.0%、または81.3%で、平均確信度は0.666～0.948の間で振動した。次元が54から約500までは、認識率は一定値75.0%をとり、平均確信度もほぼ一定の値を

とった。500以後は、認識率は75.0%と81.3%で振動し、755で急激に0%に落ちた。これは、当初コンピュータメモリの関係だと考えられたが、実際はニューラルネットワークの問題であると思われる。ニューラルネットワークを設計するときは、この安定状態を見つけてその範囲内で次元を決めなければならない(少ない方が学習時間が短くなり有利)。しかし、いつも次元54から500の間で安定するわけではなく、学習データの種類によって異なるので、いくつか実験して安定な状態を見つけなければならない。これまでの研究では次元を100として学習を行ってきたが^{4, 5)}、これらはほぼ妥当な値であったといえる。中間層の最適セル数の自動的決定法の報告例があるが⁷⁾、このような手法が一般化されることが望まれる。

層数を2にした実験においては、それぞれの中間層の次元を10としたものと20にしたものについて行った。結果は層数が1のものと比較して、1つ誤認識が増えたり減ったりしたケースもあったが、ほぼ同じ結果になった。しかし、200回の学習時間は層数1、次元100のものと比べると、次元10のもので88%、次元20のもので78%減少した。この理由として、コネクション数の減少が上げられる。層数が1のときは、 $256 \times 100 + 100 \times 8 = 26400$ 個である。また層数が2で各次元が10のときは、 $256 \times 10 + 10 \times 10 + 10 \times 8 = 2740$ 個であり、各次元が20のときは、 $256 \times 20 + 20 \times 20 + 20 \times 8 = 5680$ 個である。

コネクションの数が大きく減少しても認識率が変化しなかったのは、中間層を2層にしたことでパターン識別能力がさらに増大することに起因していると考えられる⁸⁾。よって、本研究の結果か

らは中間層1層より2層のほうが、学習時間の低減と認識能力の向上の観点から良いといえる。しかし、セル数をさらに変化させて、認識率を検討しておく必要がある。

4.3 初期値の効果

認識結果を **Table 2** に示す。この結果より、初期値の変化は平均確信度にある程度の影響を与えるが、その差はあまり大きくない。また、認識率には全く影響しないことがわかった。

4.4 学習順序の効果

試みた学習順序は、

順序1…… NOR, LAD, LCX, RCA, AX,
XR, AR, AXR

順序2…… NOR, LCX, RCA, LAD, XR,
AR, AX, AXR

順序3…… NOR, LAD, AX, LCX, XR,
RCA, AR, AXR

順序4…… NOR, LAD*, LCX, RCA, AX,
XR, AR, AXR

順序5…… AXR, AR, XR, AX, RCA,
LCX, LAD, NOR

である。順序1は正常、1枝障害、2枝障害、3枝障害のカテゴリー順にデータを並べたもので、本論文の4.1～4.3で使った順序と同じものである。順序2と3はカテゴリーごとに並べ変えたものの、順序4はカテゴリーの並び順は順序1と同じで、LADのデータ群の中においてのみ順序を変化させたものである。順序5は順序1のカテゴリーを全く逆に並べたものである。

認識結果を、**Table 3** に示す。同じ学習データを用いたにもかかわらず、学習させる順序によって誤認識数と平均確信度が異なり、順序2の誤認識数が他よりも多くなった。平均確信度の差は比較的小さい。どの組み合わせが最適であるかということは、すべての組み合わせについて実験しなければわからないが、今回の実験で、学習データ

Table 2 Number of incorrectly recognized images and averaged confidence level for three initial values of weight in three cases.

initial value	Case A			Case B			Case C			Average	
0.1 0	3	0.8 4 1	4	4	0.9 2 2	2	2	0.9 4 5	3	3	0.9 0 3
0.0 5	3	0.9 1 0	4	4	0.9 3 3	2	2	0.9 5 3	3	3	0.9 3 2
0.0 1	3	0.9 1 5	4	4	0.9 2 6	2	2	0.9 5 0	3	3	0.9 3 0

Table 3 Number of incorrectly recognized images (NIRI) and averaged confidence level (ACL) for different orders of images in training process in Case B.

	Order 1	Order 2	Order 3	Order 4	Order 5
NIRI	4	6	4	4	4
ACL	0.9 2 2	0.9 2 1	0.9 1 6	0.9 2 1	0.9 0 2

の順序は認識率に影響を与えることが明らかである。今後は、データベースの量をもう少し増加させた上で、系統的に順序の異なる学習データをいくつか作り、実験を行う必要がある。また、学習データ58枚の内、3枝障害のAXRのみ2枚で、他はすべて8枚ずつであった。これらの症例の障害ごとのデータ数の比率についても、検討が必要である。

5. ま と め

本研究では、ワークステーションを用いて、画像前処理とニューロパラメータが、診断支援システムの性能にどのような効果を及ぼすかについて、基礎的な検討を行った。限定された症例数内での検討ではあるが、結果を以下のように要約することができる。

1. 画像のマトリックス数については、 32×32 で最も良い結果が得られたが、認識率の向上の割合が小さいこと、学習時間やデータ量が4倍増加すること、また、SEVERITY画像を取り入れることによるシステムの改善を考慮すると、 16×16 で十分といえる。画像の前処理法については、2値反転した場合（正常部のみを黒（0レベル））に良い結果が得られた。

2. 中間層の次元（セル数）は認識率に大きな影響を与えることがわかった。しかし、この最適値は学習データの種類などに依存するので、認識率と平均確信度が安定する次元を実験的に決定する必要がある。今回の実験では、次元100は適切な値といえる。中間層を2層に増加したときには、認識率はほぼ同じ結果であった。しかし、学習速

度が格段に速くなり（78～88%減少）、有用である。荷重の初期値は今回行った値においては、認識率に影響を与えなかった。

3. 学習順序は、認識率にある程度影響を与えることがわかった。今後は、一つの学習データ順序だけでなく、系統的にいくつか作って実験し、さらなる考察が必要である。

参 考 文 献

- 1) 土井邦雄, 桂川茂彦, M. L. Giger, 他: 日放技学誌 **45** 653 (1989)
- 2) 鳥脇純一郎: Med. Imag. Tech. **10** 1 (1992)
- 3) 西村恒彦編著: 心筋 SPECT 図譜 (永井書店, 大阪 1988)
- 4) H. Fujita, T. Katafuchi, T. Uehara, and T. Nishimura: J. Nucl. Med. **33** 272 (1992)
- 5) H. Fujita, T. Katafuchi, T. Uehara, and T. Nishimura: Proc. of International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN'92 Baltimore), III215-III220 (IEEE Catalog No.: 92CH3114-6, 1992)
- 6) ニューロシミュレータ ウィンドウシステム《網窓》Version 1.0 オペレーティング&プログラミング・マニュアル (新日本製鐵株式会社, 東京 1991)
- 7) 松永 豊, 中出美彰, 山川 修, 他: 信学論 (D-II) **J-74-D-II** 1118 (1991)
- 8) 久間和生, 中山 高編著: ニューロコンピュータ工学 p. 48 (工業調査会, 東京 1992)

I 第 104 回研究会記事

第 104 回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成 4 年 10 月 10 日 (土) 14:00 ~ 11 日 (日) 12:00

場 所 新潟大学医療技術短期大学部

教育講演 10 日 14:00 ~ 17:00

放射線画像評価の系譜

大阪大学医療技術短期大学部 山下 一也先生

ニューラルネットワークとその医用画像解析

岐阜大学工学部 藤田 宏志先生

研究発表 11 日 9:00 ~ 12:00

1) 周波数解析による管電圧波形の評価

— 単相, 三相, 定電圧装置における検討 —

千田浩一, 有馬宏寧

東北大病院放射部

2) ピンホール写真を用いた X 線管焦点位置の決定

窪田英明, 尾崎吉明*, 松本政雄**, 金森仁志***

滋賀大, *京都科捜研, **大阪府立高専, ***京都工繊大

3) 最小識別濃度差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***

京都科捜研, *滋賀大, **大阪府立高専, ***京都工繊大

4) 基礎研究用フラッシュ X 線装置 F X G 16 J の性能評価

佐藤英一, 志子田有光, 寒河江康朗, 木村真悟, 大泉貞治, 小野政敏*,

斎藤弘美*, 佐々木勝秋*, 秋津武志*, 玉川芳春*, 及川昭弘**,

有馬宏寧***, 柳沢融****, 水戸谷完爾*****

岩手医大物理, *岩手医大中放, **岩手医大 RI, ***東北病院大放射部,

****岩手医大放科, *****東日本機電開発

5) フラッシュ V U V 源の軟 X 線放射特性

寒河江康朗, 佐藤英一, 大泉貞治, 太田 温*, 林 保臣**, 玉川芳春***,

柳沢 融****

岩手医大物理, *東北大医短, **八戸高専, ***岩手医大中放, *****岩手

医大放科

6) 高周波グリッドパルサG P 10 K L の試作

佐藤英一, 寒河江康朗, 志子田有光, 木村真悟, 大泉貞治, 佐々木勝秋*,
秋津武志*, 玉川芳春*, 小原春雄**, 太田 温**, 及川昭弘***,
有馬宏寧****, 柳沢 融*****, 水戸谷完爾*****
岩手医大物理, *岩手医大中放, **東北大医短, ***岩手医大R I,
****東北大病院放射部, *****岩手医大放科, *****東日本機電開発

7) 高周波グリッドパルサG P 30 K S の試作

佐藤英一, 志子田有光, 寒河江康朗, 木村真悟, 大泉貞治, 玉川芳春*,
柳沢 融**, 水戸谷完爾***
岩手医大物理, *岩手医大中放, **岩手医大放科, ***東日本機電開発

8) X線断層装置における回転機構の情報伝達特性

第1報: 歯科用パノラマX線装置の場合

丹羽克味, 大坊元二, 奥村泰彦*, 山田英彦*,
奥羽大歯歯放, *明海大学歯歯放

9) X線断層装置における回転機構の情報伝達特性

第2報: 多軌道断層装置の場合

大坊元二, 丹羽克味
奥羽大歯歯放

10) 非相称システムのMTF

岡田弘治, 若松孝司*
近畿大病院中放, *国立療養所宇多野病院

11) 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
大阪産大工

12) ファジィ理論によるDSA画像のミスレジストレーション・アーチファクト
の低減法

上田 傑, 倉又雄一, 藤田秀樹
近畿大病院中放

13) 文字自動認識技術を用いたPACS構築の検討

倉西 誠, 小西 稔, 吉田 寿, 嘉戸祥介, 伊藤 一, 中村 衛, 大山永昭*,
山口雅浩*, 吉本賢祐*, 松井美楯**, 山中康司**
富山医薬大病院放, *東工大像情報工学研, **コニカ医用画像S G

Ⅱ．理 事 会 議 事 録

日 時 平成 4 年10月11日（日） 12:20～13:00

場 所 新潟大学医療技術短期大学部

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

議 題

1. 第106回研究会を6月5日（土）に京都工繊大で開催することにした。事務局が担当する。
2. 第107回研究会を信州大学医学部（松本）で開催することに決定し，滝沢理事に依頼することになった。（その後の打ち合せの結果，10月8日（金），9日（土）に決定した）。
3. 会誌10巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。

新 入 会 員

☆正会員

No	氏 名	勤務先および所在地	電話，FAX
433	佐藤 弘史	大分医科大学付属病院放射線部 〒879-55 大分県大分郡狭間町医大ヶ丘1-1	TEL 0975-49-4411
434	山内 徹	大分医科大学付属病院放射線部 〒879-55 大分県大分郡狭間町医大ヶ丘1-1	TEL 0975-49-4411 内 3014
435	松本 信衛	奥羽大学歯学部歯科放射線学講座 〒963 郡山市富田町三角堂 31-1	TEL 0249-32-8931
436	倉西 誠	富山医科薬科大学付属病院放射線部 〒930-01 富山市杉谷 2630	TEL 0764-34-2281 FAX 0764-34-1463
437	松村 滋	横河メディカルシステム㈱画像情報技術部 〒191 日野市旭ヶ丘 4-7-127	TEL 0425-85-5959 FAX 0425-85-5740
438	溝尻 勲	立命館大学理工学部電気電子工学科 〒603 京都市北区等持院北町 56-1	TEL 075-465-1111 FAX 075-465-8238
439	中村 伸枝	岡山大学歯学部付属病院歯科放射線科 〒700 岡山市鹿田町 2 丁目 5-1	TLL 086-223-7151

————— 会 員 移 動 —————

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話、FAX
234	沼野 真澄	勤務先	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
277	古瀬 司	勤務先	(株)ジェイマックスシステム 〒061-32 石狩郡石狩町花川南8条2-152 コスモ花川ビル2F	TEL 0133-73-7350 FAX 0133-73-3571
72	小田 正記	勤務先	創価大学生命科学研究所 〒192東京都八王子市丹木町1-236	TEL 0426-91-9470

—— 替 助 会 員 名 簿 ——

平成4年12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）

エックスライド鳥栖研究所	東洋メディック(株)
化成オプトニクス(株)	東和放射線防護設備(株)
コニカ(株)	トムソンジャパン(株)
三洋電機(株)	(株) ナック
シーメンス旭メディテック(株)	日本コダック(株)
(株) 島津製作所	日本電気(株)
シャープ(株)	浜松ホトニクス(株)
セイコー・イージーアンドジー(株)	(株) 日立メディコ
築地ソフト(株)	富士写真フィルム(株)
中央精機(株)	松下電器産業(株)
デュボンジャパンリミテッド	横河メディカルシステム(株)
(株) 東芝	

(計23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）
〔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）
- 理 事 〔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

第104回研究会では、新潟の関谷先生、松井先生に、2日間の休日を返上してお世話頂きました。その上に、懇親会では、新潟の郷土の味も楽しむことができました。厚く御礼申し上げます。

本会誌の英文名が長過ぎて不便でしたので、第10巻1号（本号）から、Japanese Journal of を除くことにしました。これは日本語名と一致するのですっきりしました。本号以後の論文を引用するときは、Med. Imag. Inform. Sci. と略記して下さい。（K）

編 集 委 員

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

金 森 仁 志（京都工繊大）
佐々木 常 雄（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）

1993年1月5日発行

編集兼発行者 金 森 仁 志

発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工芸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）

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。)

ー 共同主催国際会議閣議了解得る ー

平成4年9月 日本学術会議広報委員会

平成5年度の日本学術会議の共同主催国際会議6件については、平成3年5月の第111回総会において決定されましたが、政府としても、本年6月30日の閣議において、これらの会議を日本で開催すること及び所要の措置を講ずることを了解しましたので、お知らせします。

平成5年度の共同主催国際会議の閣議了解

1. 日本学術会議では、昭和28年9月の国際理論物理学会議、昭和30年の国際数学会議の開催以来、平成3年度までに123件、本年度も6件の国際会議を関係の学会と共同して開催し、我が国のみならず世界の学術水準の向上に努めてきたところである。平成5年度にも、下記の6会議の共同開催を既に平成3年5月に決めているが、本年6月30日、政府全体としても、これらの会議の開催とこれについての所要の措置（会場・警備・入国手続き上の配慮・予算措置等）を講ずる旨の閣議了解を行った。

（平成5年度開催会議）

- ・アジア社会科学研究協議会連盟第10回総会
平成5年9月5日から11日（川崎市・かながわサイエンスパーク）
- ・第15回国際植物科学会議
平成5年8月23日から9月3日（横浜市・横浜国際平和会議場）
- ・第7回太平洋学術中間会議
平成5年6月27日から7月3日（沖縄県宜野湾市・沖縄コンベンションセンター）
- ・第24回国際電波科学連合総会
平成5年8月23日から9月3日（京都市・国立京都国際会館）
- ・第21回国際純粋・応用物理学連合総会
平成5年9月20日から25日（奈良県奈良市・奈良県新公会堂）
- ・第6回国際気象学大気物理学協会科学会議及び第4回国際水文科学協会科学会議合同国際会議
平成5年7月11日から23日（横浜市・横浜国際平和会議場）

（閣議了解の内容）

〔各国際会議ごとに了解〕

1. （各会議名）を（共同主催学会名）と共同して平成5年度に我が国において開催すること。
 2. 関係行政機関は、上記会議の開催について所要の措置を講ずること。
2. なお、国際会議共同主催の申請から決定までのスケジュールはおおむね次のようになっている。
- ・会議開催3年前（年末まで）申請募集
 - ・会議開催2年前（2-3月頃）
関係部会、運営審議会附置国際会議主催等検討委員会でのヒアリング等

（3-4月頃）

運営審議会での決定、総会への報告

・会議開催1年前

（6-7月頃）

閣議了解（政府としての共同主催正式決定）

共同主催学会との合意書締結、組織委員会の発足

現在本年年末締切りの平成7年度共同開催会議の募集を広報しているところである。（詳細は、日本学術会議月報をご覧ください。）

日本学術会議主催公開講演会

本会議では、毎年公開講演会を開催しています。この講演会は会員が講師となり、一つのテーマを学際的に展開しています。この秋には二つの講演会の開催が決まりましたので、お知らせします。多数の方々のご来場をお願いします。入場は無料です。

I 公開講演会「20世紀の意味と21世紀への展望」

日時 平成4年10月5日（月）13:30-16:30

会場 日本学術会議講堂

演題・演者

「国際政治の観点からー『長い平和』は持続可能か」

永井陽之助 第2部会員

（青山学院大学教授）

「文明論的観点から」 弓削達 第1部会員

（フェリス学院大学学長）

「科学・技術の観点から」 伊達宗行 第4部会員

（大阪大学理学部長）

II 公開講演会「医学からみた日本の将来」

日時 平成4年11月28日（土）13:30-16:30

会場 金沢市文化ホール 大集会室

金沢市高岡町15-1 TEL 0762-23-1221

演題・演者

「子どもたち」

馬場一雄 第7部会員

（日本大学名誉教授）

「成人病」

五島雄一郎 第7部会員

（東海大学教授）

「医療技術の開発」

渥美和彦 第7部会員

（東京大学名誉教授）

「食物と栄養」

内藤博 第6部会員

（共立女子大学教授）

「医療制度の将来」

下山瑛二 第2部会員

（大東文化大学教授）

物理学研究連絡委員会報告 「物理学研究の動向と将来への課題」

7月24日の運営審議会において標記の報告の公表が承認された。1970年代から1980年代にわたって、日本の物理学の研究動向、研究環境を、かなり厳しい批判的スタンスで蒐集した客観的データに基づいて分析し、1990年代における日本の物理学の課題を展望しようとする野心的な報告である。日本の物理学研究・教育の将来を論ずるための不可欠の資料といえる。A4版112ページにまとめられており、日本物理学会の協力を得て、同学会会誌別刷の形で関係者に公開される予定である。

本報告は、もともと第14期物理学研究連絡委員会が、久保亮五委員長の提案に基づいて「物理学の研究・教育に関する調査小委員会」（委員長岡野介京大基研所長、幹事中井浩二高エネ研教授、委員小林俊一東大理、鈴木洋上智大理I、玉垣良三京大理、平田邦男山梨大教育、小沼通二慶大理の各教授）を設置してデータの蒐集・分析・要約を1990年7月から1991年5月にわたって精力的に行い、1990年6月20日の物理学研究連絡委員会全体会議に提出されたものである。第14期物研連任期終了に伴い、報告書及び今後の進め方についての取扱いを次期物研連への引継事項とした。これを受けて、第15期物理学研究連絡委員会は1992年5月22日の全体会議において本報告の取扱いについて協議し、公表を決定して中嶋貞雄委員長を通じて7月7日の第4部会での了承を求め、運営委員会に提案することとなった次第である。

本報告書が、日本の物理学の研究・教育に関心を寄せる多方面で活用されることを期待したい。

物理学研究連絡委員会報告 「理論物理学の研究体制の充実について」

7月24日運営審議会において標記の報告の公表が承認された。湯川秀樹博士のノーベル賞受賞にちなんで初の全国共同利用研究所として設置された京都大学基礎物理学研究所と一般相対論のユニークな研究で知られる広島大学理論物理学研究所は、1990年に統合され、内外の期待を集めつつ、理論物理学の総合的研究を目指す拡充・強化された基礎物理学研究所として再発足することとなった。しかし、現実には分野間の均衡が十分でなく、また北白川と宇治に建物が分離されている等、統合の実を十分に挙げ得ない現状である。

1992年5月22日の物研連全体会議は、このような状況の改善が速やかに改善され、理論物理学における日本の輝かしい伝統が復活されるよう、関係各方面に報告、支援を要請することとなった。

材料工学研究連絡委員会報告 「繊維工学研究・教育に関する諸問題」 産・学協力による繊維工学研究と教育の振興

我が国の繊維産業はかつて、日本を支える大産業であった。石油危機、貿易摩擦などによって低迷を余儀なくされた時期もあったが、今日では先端産業の要素技術ともなっ

て、その裾野を拡大し、また新合繊に象徴されるような高度機能商品を開発し、日本は世界のトップレベルを行く繊維技術国となった。現在繊維産業の従業員数は280万人、総取引額は約64兆円に達し、日本産業の中でも上位を占める基幹産業となっている。

この繊維産業を支える繊維科学技術教育を見ると、かつて国立大学には3つの繊維学部と、染色化学・加工学を含めて19の繊維関連学科があったが、産業構造の変化と共に改組転換されて、今日では繊維系学生の定員50人と激減するに至っている。大学院教育では、繊維学研究科の名称は一時期全廃された。その後、産・学の強い要望によって、平成3年に信州大学工学研究科に、繊維生物機能科学、繊維機能工学、繊維極限材料工学の3大講座が唯一設置されるに至った。

ところが、繊維産業の将来は、世界人口の増加、発展途上国の1人当たりの繊維消費量の増加から、繊維需要は膨大な成長力を秘めている。さらに、消費者主導型経済社会となって、ファッションにも、色、柄、デザインに加えて高機能性と加工技術が重要となってきている。また、繊維素材から最終商品までをシステム化した生産・物流技術、産業資材用途の拡大、地球環境改善への用途開発への期待高性能スーパー繊維による航空・宇宙、海洋、原子力、土木・建築分野への貢献、光ファイバーによる情報通信分野、中空糸による人工腎臓、酸素濃縮などヘルスケア分野、海水脱塩造水など先端分野でも重要な産業として自立しつつある。

こうした繊維産業発展の基礎となる高度技術の開発を促進し、その力を次世代へと継承させるためには、高度に訓練・教育された人材の育成が不可欠である。我が国にとって、繊維科学技術の研究・教育機構の再構築は焦眉の急となっている。これに対して、欧州ではEC統合を控え、各国の特徴に応じ産学協力し、繊維系大学の単位互換制度を指向するなど、繊維技術教育の再活性化に成功している。米国では繊維関連大学が十数校もあり、その中でノースカロライナ州立大学を繊維科学技術教育のセンターとして、ニューヨーク州立ファッション工科大学をアパレル・ファッション教育のセンターとして位置付けて、全世界へ人材を送り出している。

我が国で、産学協力して設立する機構としては、全国繊維関連大学、研究所、及び地域産業を結ぶ役割を持ち、我が国の優れた繊維工学知識の世界への発信と、国際的人材育成への寄与のため、欧州、米国と並ぶ、東アジアの繊維科学・技術の中心機構として活動することが望まれる。

この活動は、我が国に全世界の人々から期待されている国際貢献の一つとなろう。

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 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291

秋の総会開催される

平成4年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は去る10月21日から23日まで、第115回総会を開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、同総会の議事内容及び総会中に発表した会長談話等についてお知らせします。

日本学術会議 第115回総会報告について

日本学術会議第115回総会（第15期・第4回）は、10月21日～23日の3日間開催されました。

総会の初日は、会長からの前回総会以降の経過報告に続いて、運営審議会附置委員会、部会、常置委員会、国際対応委員会、特別委員会の各委員長、部長からの報告がありました。また、本年9月27日から10月11日までの間、二国間学術交流委員会の代表団がアメリカ合衆国を訪問し、アメリカ合衆国の学術の現状を視察するとともに、大統領補佐官を始めとする連邦政府機関の関係者、国立科学財団の関係者、その他関係機関の関係者との意見交換を行い、多大なる成果が得られたとの訪米報告が行われました。午後からは各部会が開催され、国際対応委員会や研究連絡委員会の在り方等について審議が行われました。

なお、二国間学術交流の成果等に関する「平成4年度日米学術交流について」の会長談話を21日付けで発表しました。

総会2日目は、学術分野における国際貢献に關しての自由討議が行われ、国際貢献の意義、方針等について活発な討議が行われました。本件については、日本学術会議第15期活動計画の中に重点目標として掲げられており、また、昨年秋の第113回総会において内閣官房長官から、学術研究の分野で我が国がどのような国際的貢献をなすべきかについて全学問領域から総合的に検討し、意見を出すよう求められ、以来、日本学術会議としては重要案件として審議してきたものです。

午後からは、米スペースシャトル「エンデバー」で微小重力実験に取り組んだ毛利衛さん、向井千秋さん、土井隆雄さんの三宇宙飛行士を招き、実験成果等の報告をしていただくとともに会員との意見交換が行われました。

なお、「学術分野における国際貢献について」の会長談話を22日付けで発表しました。

総会3日目は、文化としての学術特別委員会を始めとする各特別委員会、各常置委員会が開催されました。

平成4年度日米学術交流について(会長談話)

平成4年10月21日

- 1 本年度の日本学術会議の二国間学術交流事業として、9月27日から10月11日までの2週間にわたり、私を団長とし、各部所属の会員7名、その他事務局2名、計10名で構成する代表団がアメリカ合衆国を訪問した。
- 2 今回の日米学術交流は、21世紀に向けて我が国の学術の発展向上を図るためには、日米両国の緊密な連携協力が不可欠であることから、アメリカ合衆国の学術研究の現状と動向について調査するとともに、関係機関の責任者等と忌憚ない意見交換を行うためであった。なお、この機会に、いわゆるビッグ・サイエンスの象徴ともいべきSSC、NASA、NIH等の現地視察を行った。
- 3 連邦議会の会期末で1993年度予算案の調整等のため極めて多忙な時期であったにもかかわらず、いずれの機関においても、トップ又はそれに準ずる責任者が自ら出席するなど、代表団は温かく誠意あふれた応接を受け、関係者の日本の学術への期待が極めて大きいことが印象的であった。代表団の感想として特記すべき点をいくつか挙げれば、次のとおりである。
 - (1) アメリカ合衆国の学術政策の基盤は、確固たるものがあり、これに割り当てられる国家予算のスケールも大きい。これは、学術に対する同国の期待の大きさを表すものである。例えば、1863年にリンカーン大統領のイニシアティブで設立された科学アカデミーは、政府からの独立を前提とし、政府、議会の諮問に応えるなど、政府、議会との緊密な連携の下に、国民並びに人類の福祉の向上に寄与しているが、その後設立された工学アカデミー、医学会とともに、総額約250億円余に上る予算を毎年政府から受け取っている。これは、日本学術会議の使命と今後の発展を考える上で参考となるものである。

(2) 学術の国際協力については、日米両国は、経済力、先端科学技術の水準から見ても、世界の中で指導的役割を果たすべき立場にあり、両国の学術交流を中心として新しい時代の知識と技術を創造し、人類の発展に寄与していく必要がある、との認識がアメリカ合衆国の関係者にあり、我が国としても、このことを考慮すべきである。

(3) 日本政府が本年4月に決定した科学技術政策大綱における国家予算の倍增計画については、アメリカ合衆国の関係者は、大きな期待と好意をもって注目している。

(4) S S C、宇宙開発などのビッグ・サイエンスについては、それぞれの計画が学術における開拓者精神とでもよぶべき情熱をもって推進されていることを、認められた。特に、3名の日本人宇宙飛行士達との懇談は感動的ともいふべき印象を残した。

また、S S C計画への資金面での参画問題については、我が国の学術研究の基盤自体が不十分であり、これの充実強化が優先的課題であること、欧州やアジア諸国等との協力をどう考えるか、S S C計画自体への国民の理解をどう促進するか、など今後早急に検討しなければならない課題があること、などの当方の説明に対して、これを傾聴する姿勢が見られた。

4 今回の日米学術交流の間に形成された代表団の一致した認識は、冷戦終焉後の新しい世界秩序形成過程における諸課題の一つとして、学術のあらゆる領域にわたっての国際協力が今後ますます重要性を持つということであった。そのことは、今回の代表団へのアメリカ合衆国側の対応からも十分窺われるところであった。

5 代表団としては、今回の訪米の結果について、総会、運営審議会、その他の関連の委員会等において会員に報告するとともに、政府関係者に対しても、必要に応じて報告を行う予定である。その上で、日本学術会議会員はもとより、政府並びに国民の間で、我が国の学術に関する国際協力・貢献の在り方について十分な論議が行われるよう強く期待するものである。

6 終わりに、今回の代表団の訪米に当たり、格別の御協力をいただいたアメリカ合衆国側関係者及び在アメリカ合衆国日本大使館の関係者に対し、ここに深い感謝の念を表するものである。

学術分野における国際貢献について(会長談話)

平成4年10月22日

現在、我が国の国際的な貢献が強く求められており、各方面でその方策が討議されているところである。日本学術会議としては、平成3年10月の第113回総会において、時の坂本三十次内閣官房長官から、学術研究の分野で我が国がどのような国際的貢献をなすべきかについて全学問領域から総合的に検討するよう求められ、以来、特別委員会を設けて検討するとともに、今回の第115回総会においても、会員全員による討議を行った。

今回の総会での討議を踏まえ、私としては、次の点を強調したい。

1 本来学術の国際貢献とは、日本における学術研究の成果を広く世界に伝達・発信し、学術の進歩に貢献することである。

2 海外から研究者が進んで来日し、優れた研究成果を挙げられるような高水準の研究施設を整備するとともに、外国人が日本の文化・学術を吸収する能力を高められるような諸条件を整備・充実する必要がある。

3 上記2を実現するためには、省庁の枠を超え、官民の総力を結集して、必要な資金の確保、人材の養成等についての基本方策を策定し、推進する新しいシステム(例えば学術協力機構)が必要である。

上記の趣旨を踏まえ、本会議としては、具体的な貢献策について提案すべく、全力を挙げて検討し、速やかに結論に達したいと考えている。

日本学術会議主催公開講演会

本会議では、毎年公開講演会を開催しています。この講演会は会員が講師となり、一つのテーマを学際的に展開しています。平成4年度最後の公開講演会が決まりましたので、お知らせします。多数の方々の御来場をお願いします。入場は無料です。

公開講演会「科学技術を通じての国際貢献」

日時 平成5年2月22日(月) 13:30~16:30

会場 日本学術会議講堂

演題・演者

「日本の科学技術」

西澤潤一 第5部会員
(東北大学学長)

「社会科学と自然科学との学際研究を通じての国際貢献」

松田武彦 第1部会員
(産能大学学長)

「日本の貴重な体験の伝授」

猪瀬 博 第5部会員
(学術情報センター所長)

「21世紀の科学技術」

近藤次郎

日本学術会議会長

[申込み先] はがきに、住所・氏名・郵便番号を明記し、2月15日までに下記宛てお申し込みください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議事務局「公開講演会係」

☎ 03-3403-6291 内線 227,228

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 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291



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 T E L 03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) T E L 06(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28-1千代田生命館堂筋ビル

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 仙健ビル

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 T E L 06-447-1171
〒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 ☎(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

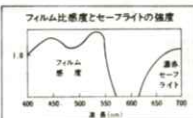
中央精機株式会社

〒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、超音波の分野で有名な、デュボンのメディア・カルコーディングフィルム、MRF 31とMRF 32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。MRF 31とMRF 32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、デュボンの映像技師にお任せください。いすも技術力豊かなスペシャリストが、いすもご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュボ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 : 自動現像機用標準液
XMF : 自動現像機用定露液
●デュボンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュボ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1-11-11 539号 第2興和ビル
〈西日本〉〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興銀ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュボン 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



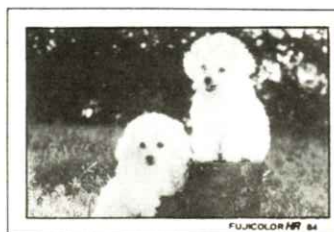
総合医療機器の

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



技術革新への限らない挑戦

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。

