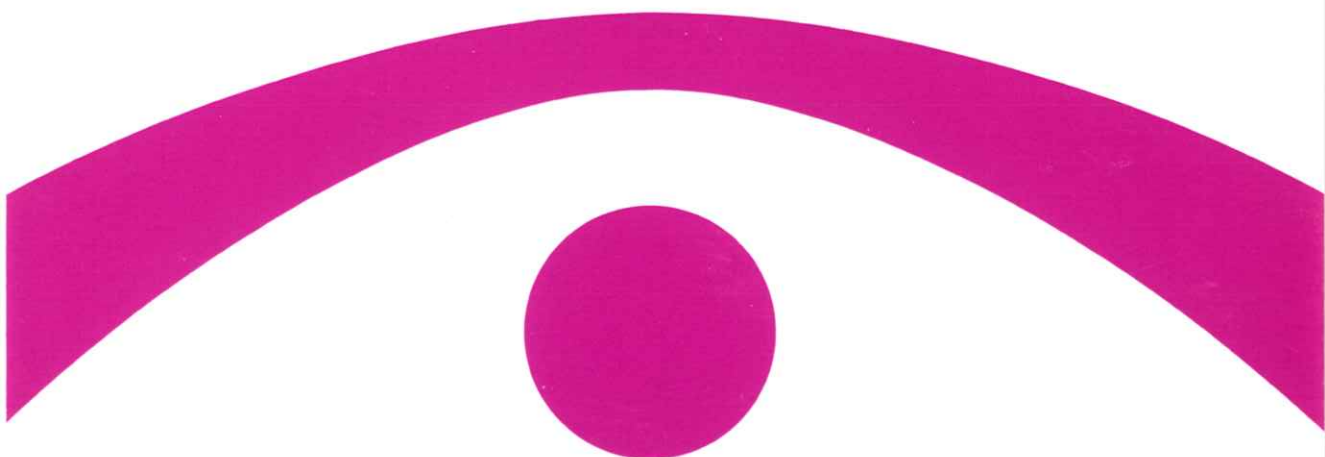


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻105号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 10 No. 3 September 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3号 1993年9月

目 次

会 告

第107回研究会のご案内	会告	1
平成5年度会費納入のお願い	会告	3
第108回研究会予定および演題伺い	会告	3

特別講演資料

X線スペクトル・画質・被曝線量	金森仁志	103
-----------------------	------------	-----

論 文

ニューラルネットワークによる骨粗鬆症診断のためのX線骨梁像の解析 芦田 修, 藤田広志, 石田隆行 山下一也, 滝川 厚, 松原友子	111
ニューラルネットワークによる医用X線画像処理法の基礎的研究: ボケ画像の回復 堂下晃広, 藤田広志, 津坂昌利	119

会 報

研究会記事	129
理事会議事録 — 総会議事録	130
平成5年度内田論文賞の表彰選考について	132
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	133

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.3 September 1993

Contents

Invited Lecture

X-Ray Spectra, Image Quality and Patient Dose

..... Hitoshi KANAMORI 103

Original Papers

Analysis of Radiographic Trabecular Patterns

for Osteoporosis using Neural Networks

..... Osamu ASHIDA, Hiroshi FUJITA, Takayuki ISHIDA, Kazuya YAMASHITA,
Atsushi TAKIGAWA, and Tomoko MATSUBARA 111

Basic Investigation of Medical Radiographic

Image Processing using Neural Networks

Restoration of Blurred Images

..... Akihiro DOUSHITA, Hiroshi FUJITA, and Masatoshi TSUZAKA 119

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 10 No. 3)

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 01944

Phone (508) 744-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

第107回研究会のご案内

第107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10月8日(金) 15:00～17:00

9日(土) 9:00～12:00

場 所 信州大学医学部附属病院(地図参照)第1会議室(2F)

〒390 松本市旭3-1-1

TEL 0263-35-4600

参加費 会員500円, 非会員1,000円, 学生無料

10月8日(金)

15:00～16:00

特別講演 講師 滝沢 正臣 先生(信州大学):

題目 複合画像ネットワークと画像処理

16:00～17:00

施設見学

17:30～19:30

懇親会 三河屋(地図参照) 会費 6,000円(予定)

TEL 0263-32-0339

松本市中央3-8-14

10月9日(土)

9:00～12:00

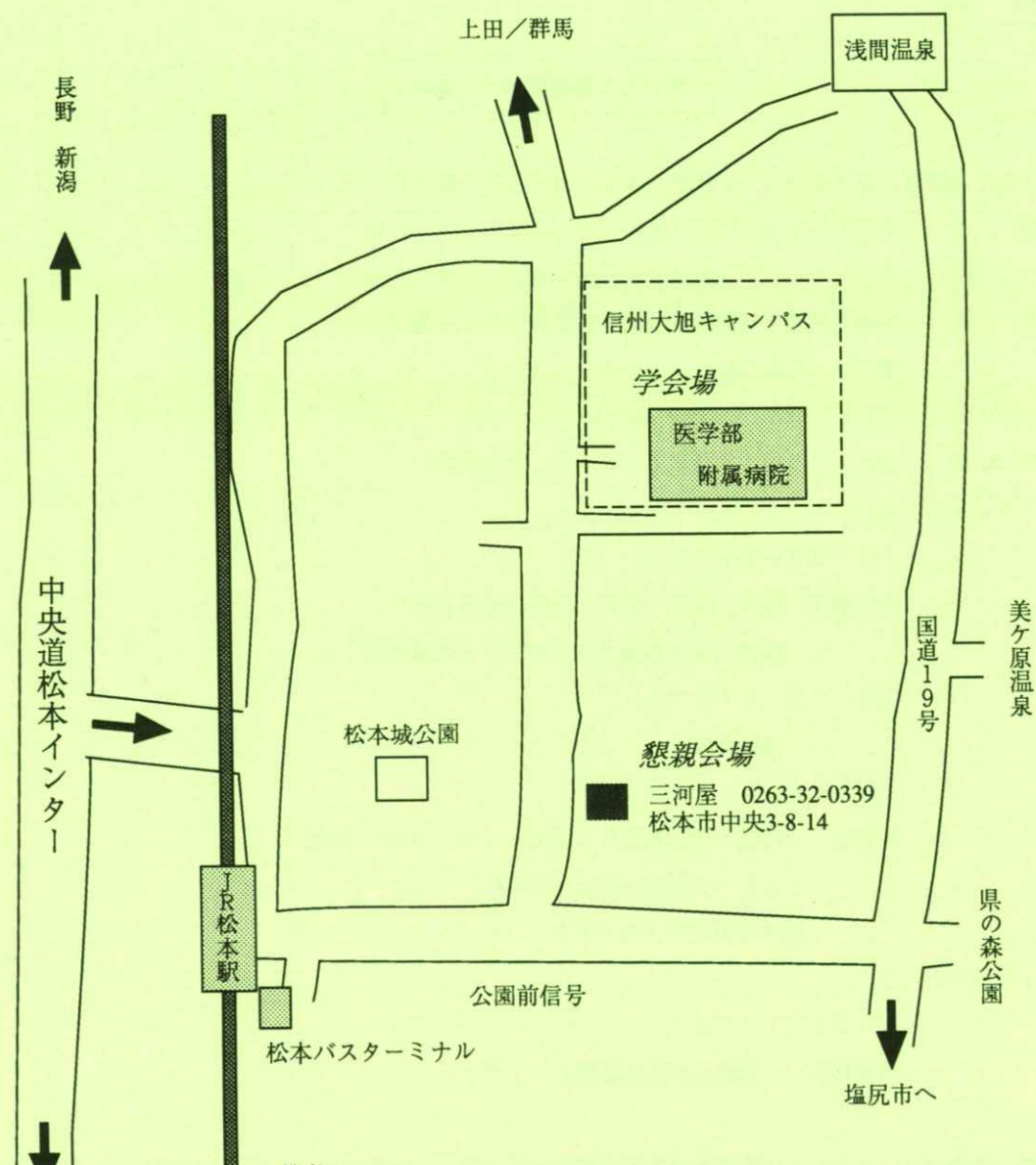
研究発表 演題は別紙を参照してください。

尚、懇親会につきましては席数予約の関係がありますので、参加者は、10月1日までに、下記にご連絡下さい。

信州大学医学部放射線医学教室 滝沢 正臣

TEL 0263-35-4600 内線5278/5277

FAX 0263-35-5657 (教室直通)



備考

1. バス案内 松本バスターミナル 1番乗り場から浅間線 10分間隔 約10分 信大病院下車
2. マイカー案内 中央道松本インター経由 東へ 7分 松本駅前経由 駅前大通り直進 1キロ 公園前交差点 左折 直進 1.5キロ 信大病院 右折 (病院の駐車場に入ってください)
3. 宿泊は市内 プエナビスタ, 東急イン, スピカイン, サンルート, ツーリスト, マウント, グリーンホテル, 浅間温泉, 美ヶ原温泉など 各自手配してください

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(前号)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108回研究会予定および演題伺い

第108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6年2月5日(土)

場 所 (財) 癌研究会癌研究所

〒170 東京都豊島区上池袋1-37-1 TEL 03-3918-0111

特別講演 I I / TVDR (2000) の臨床評価と問題点(仮題)

内科部長 藤井 彰 先生

癌研におけるPACSについて(仮題)

物理研究部長 伊藤 彬 先生

見 学 上記講演の関連施設

演題締切 平成5年12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。

X線スペクトル・画質・被曝線量

金森 仁志

京都工芸繊維大学電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1993年7月5日受理)

X-Ray Spectra, Image Quality and Patient Dose

Hitosi KANAMORI

Department of Electronics & Information Science,

Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

(Received July 5, 1993)

1. 緒 言

標題には三つの主題を併記したが、X線スペクトルの研究を中心に説明し、画質・被曝線量については、スペクトルと直接関係する部分だけを述べる。

周知のとおり、医用X線画像の研究の目的は画質の向上と人体被曝線量の減少である。この研究のためには、まず、最も基礎的なデータとして、被写体透過前後のX線スペクトルが必要になる。医学診断で使用するのは主として連続X線で、光子エネルギーの範囲は10～150 keVである。この領域でのスペクトル測定が正確にできるようになったのは1970年代の終り頃からである。診断用X線スペクトルの研究を表1のように4期に分けることができる。第1期は、診断用よりも広いエネ

ルギー範囲を対象としたX線スペクトル研究の集大成の時期(1962, 昭和37年迄)。第2期は、診断用スペクトル研究にとっての暗黒時代(1970, 昭和45年迄)、第3期は希望が見えはじめた時代(1976, 昭和51年迄)、第4期は本格的な研究がはじまる時代である。1984(昭和59)年までの事項は、1985(昭和60)年4月の日医放物理部会教育講演用テキスト¹⁾に列挙、解説してあるので、簡単に述べて、後半で、筆者の研究室で行なった成果を列挙する。

2. 診断用X線スペクトル研究の歴史

2.1 第1期(初期)

X線(特に連続X線)スペクトルの歴史をふりかえると、まず、結晶回折を利用した測定結果が

出現した。^{2,3)}この方法は、医学診断用よりも低い光子エネルギー範囲に適用できるが、診断領域では入射・反射角が微小になるので、誤差が大きい。たとえば、LiF結晶（格子間隔 0.201nm）を使った場合、50keV、100keV に対して Bragg 角度はそれぞれ 3.54° 、 1.77° となる。

1925（大正14）年に、Kulenkampff が結晶回折を用いて測定し、振動数の1次関数としてスペクトルの実験式を発表した。⁴⁾ この結果を Kramers が古典量子論を使って説明した。⁵⁾ これは使い易い1次式であるから、この式を使って被写体等での減弱を計算して、診断、等への応用を論ずるようになった。1932（昭和7）年には、減弱曲線からスペクトルを逆算する方法が提案されたが、精度は不十分であった。⁶⁾ この方法は、診断用で使うように短時間で大電流を流してX線を発生させる場合には、線量測定だけの実験でデータがとれるので便利である。竹井グループ（九大・医短）では、この方法でスペクトルの精度を上げる研究を発表している。⁷⁾ 1950年代に、R I の γ 線ピークの測定用に、NaI シンチレータが開発され、診断領域の測定結果も現れた。^{8~10)} これは、MeV 以上の光子エネルギーでは分解能が良いが、診断領域では分解能が悪く、測定結果の補正が困難であった。ICRU レポート¹¹⁾には、NaIシンチレータで測定した診断領域でのスペクトルが纏めてあるが、そのまま利用できるものではなかった。一方では、量子物理学を用いて、制動放射断面積を表す式が数多く発表され、Koch-Motz が1959（昭和34）年にまとめて刊行した。¹²⁾ これらの公式の中で、Schiff の式¹³⁾だけは、多くの計算結果が発表されていたが、10

～300 MeV の高エネルギーのものであった。

2.2 第2期（暗黒時代）

筆者は、1957（昭和32）年からX線の研究に従事し、約2年を経過した頃に、X線を医学診断に応用するのに、基礎的なことは何も分かっていないと云うことがわかってきた。特に、X線スペクトルと画質評価法とは、今日までの研究テーマとなっている。その後、1963（昭和38）年に、一応論文をまとめて雑誌に投稿しはじめた。その中で、X線管電圧波形と線量減弱曲線との関係の導き出すためにどうしてもX線スペクトルが必要になったので、kulenkampff の式で計算して JJAP に

表1 診断用X線スペクトル研究の推移

	実験	理論計算
第1期 (~1962)	X線発見 (Röntgen, 1895) 結晶回折 (Ulrey, 1918) (Kulenkampff, 1922) 減衰曲線から (Silberstein, 1932) NaI シンチレータ (Lindell, 1954) (Hettinger, Starfelt, 1958) ↓ まとめ ICRU 10b (1962)	古典量子論 (Kramers, 1923) 量子理論 (Schiff, 1951) ↓ 制動放射の式のまとめ (Koch Motz, 1959)
第2期 (~1970)		
第3期 (~1976)	Si (Li) Ge (Li) (Storm, Israel, Lier, 1971) Si (Li) (神保、齊藤、高久 1973,74)	診断用領域の量子理論を用いた計算 (Storm, 1972) モンテカルロ計算実用化
第4期	Ge (Li) (Svahn, 1977) 補正法 (Seelentag, 1979) スペクトルカタログ4冊 (1979-81)	制動放射スペクトルの経験式 (Birch, 1979) (Tucker, 1991)

投稿した。しかし、Koch-Motz の公式集¹²⁾が出たすぐあとであったから、Kulenkampff の式を使ったと云う理由で拒否された。この頃、現内田会長を含めて、先輩の研究者が、何人か、同じ目にあったと聞いている。Koch-Motz の公式集¹²⁾は極めて難解で、入れるべき数値の分からない係数も混じっていた。当時、これを使いこなせる人は、理論物理の中でもこの方面の専門家に限られており、医学物理関係者の中には使える人は居なかった。一方、実験でスペクトルを求めようと思っても、結晶回折法はより低エネルギーに適し、NaI シンチレータはより高エネルギーに適していたので、診断用エネルギー領域では、実験的に求めることも不可能に近かった。このような、暗黒時代（第2期）は1970(昭和45)年迄続いた。筆者はスペクトル研究をあきらめて、画質評価の研究を行っていた。正確なスペクトルが分からずに、半価層、等の間接的な量だけで、X線の線質やX線像の画質、等を論ずるのは、全く物足りない感じがしたのは筆者だけではなかったであろう。

2.3 第3期（曙光）

NaI シンチレータに一個のX線光子が入るとそのエネルギーを吸収して発光する。この光を光電子増倍管で検出・増幅してパルスを発生させる。概算では、1個の光電子を発生させるには約1 keVのエネルギーが必要であるから、50 keVの光子に対して約50個の光電子しか発生しないので、統計変動で $\sqrt{50}$ 個の標準偏差が生じ、半値幅は約 $50 \text{ keV} \times (\sqrt{50}/50) \times 2$ で10 keV以上となる。これに対し、1971(昭和46)年に Storm 等が、

Si, Geの半導体検出器を用いてスペクトルを測定した。^{15~17)}これは、半導体がX線光子を吸収して電子・正孔対を作ることを利用している。

1個の電子・正孔対を作るのに必要なエネルギーは1 eV以下であるから、50 keVの光子では 5×10^4 以上の対が発生するので、分解能がNaIシンチレータに比べて格段に良くなる。Storm等はこの実験結果を、彼等自身の量子論での計算結果¹⁸⁾と比較して、実験結果は、量子論とKramersの計算結果の間に来ることを発表した。その後、Kramersの式を使った論文も掲載されるようになった。こうして暗黒時代（第2期）は終わり、ようやくスペクトル研究に希望が見えてきて第3期に入った。

RII 研究会では、神保、杉本等が真先に、Si (Li)を用いたスペクトルを発表した。^{19, 20)}筆者はこのデータを見て、タングステンのK α 線とK β 線とがきれいに分離していたことに感激し、スペクトル研究を再開しようと心に決めた。一方では、計算機が高速、大型化してきたので、モンテカルロ計算ができるようになってきた。RII研究会では、畑中が水ファントム中での散乱を扱った結果を発表した。²¹⁾モンテカルロ法については、解説的な論文^{22, 23)}が出たので一般に普及してきている。

2.4 第4期（画像への応用）

1977(昭和52)年に、Svahnが学位論文(Sweden, Lund 大学)を公表した。²⁴⁾これにはGe(Li)検出器を使うときの実験法が詳細に述べてあるので、その後多くの論文で引用されている。1979(昭和54)年には、Seelentagが

検出器のレスポンスをミニコンピュータで補正する方法 (Stripping 法)²⁵⁾ を発表し、純 Ge 検出器も市販されるようになり、分解能も 1 keV 以下になり、測定の精度がますます向上した。一方では、理論計算用として、1979 (昭和54) 年に、Birch-Marshall が診断用エネルギー領域で実験データとよく合うような半経験式を発表した。²⁶⁾ 1978~81 (昭和53~56) 年には、スペクトルのカタログが4種類刊行された。^{27~30)} モンテカルロ計算はますます盛んになり、多くの論文が出ている。特に Chan-Doi (Chicago 大学) 等と Carlsson 夫妻 (Linköping 大学) 等の論文数が群を抜いている。このようにして、実験的にも理論的にも診断用 X 線スペクトル研究を遂行する条件がようやく整ってきた。

筆者のグループも、1977 (昭和52) 年にスペクトル研究を再開した。最初はモンテカルロ計算を行っていた。1979 (昭和54) 年秋から1985 (昭和60) 年秋迄、日医放物理部会大会の度毎に、「X 線スペクトル研究会」を開催して情報交換を行った。1981 (昭和56) 年に、筆者の研究室でも、ようやく、純 Ge 検出器の第1号を購入し、実験をはじめた。現在、3台の X 線発生装置に対応して、3台の純 Ge 検出器が稼働している。

3. 筆者の研究室の成果

3.1 測定のための基礎研究

3.1.1 ビーム軸合わせ

X 線スペクトルを測定するために、X 線管焦点と Ge 検出器の中心を結ぶビーム軸を、正確に、再現性よく設定せねばならない。そのために、焦

点の位置と検出器の感度中心を求めなければならない。さらに、斜入射する散乱線を測定するために、斜入射特性も求めた。

(1) 焦点位置³¹⁾

一般にピンホール写真で焦点の形状を測定するが、同じピンホールを使って同じフィルムに陽極と管球窓の可視光の像を重ねて撮影して、陽極上の焦点位置と窓の中心からのずれを正確に決定した。これは、特に、ビームストッパを使って散乱線を測定するのに有効である。

(2) Ge 検出器の感度中心と斜入射特性

Svahn の方法²⁴⁾ で、²⁴¹Am の γ 線で Ge 結晶面を走査して、感度中心と有効領域を求めた。これと同時に斜入射特性も測定した。³²⁾ その結果、直径36mmの Ge 結晶に対して **3.1.2** の垂直入射に対する補正を適用しても、20°の入射角なら中心部の直径24mmの範囲が有効領域として使えることがわかった。この検出器を **3.3.1** の散乱線測定に使用している。

3.1.2 Ge 検出器のレスポンスマトリックス

診断用で使用する 150 keV 迄の入射光子について、1 keV 毎に、1 keV の間隔でレスポンスマトリックスを求めた。透過、K エスケープ、コンプトンエスケープを補正するものである。³²⁾ 4 個の Ge 検出器について、購入する度毎に計算した。

3.2 直接線スペクトル

3.2.1 管電圧脈動率との関係

(1) 測定法³³⁾

現存の測定装置では、透視状態のような小電流長時間放射でないとスペクトル測定ができない。X線光子1個を吸収して発生した電流パルスのパイルアップ(重なり)を防止するためである。管電圧脈動率を大きくするためには管電流が大きくなりすぎるので、短い高電圧ケーブルの被覆をはがして、静電容量を小さくして、この難点を解決した。

被写体の厚さ、管電圧、等のパラメータを広範囲に変えねばならないので、有効径の大きなGe結晶と、多くの直径のコリメータ(検出器の前に入れる)を用意して、計数率を調整して効率よく測定できるようにした。

(2) 線質の逆転³³⁾

管電圧脈動率を大きくすると線質が軟らかくなるのが常識であるが、これに反して脈動率が50%を越えると逆に硬くなることを見出し、この原因が管電圧波形にある事をつきとめた。

(3) 線量の逆転³⁴⁾

管電圧脈動率を大きくすると、mAs値あたりの線量が小さくなるのが常識であるが、非飽和モードでは、脈動率80%よりも100%の方が線量が大きくなる事を見出した。この原因は100%の方がmAピーク値が大きいためである事をつきとめた。非飽和モードではスペクトル測定ができないので、線量測定とBirch²⁶⁾の式を用いた計算でこの現象を確認した。

(4) 被曝線量逆転³⁵⁾

(3)の現象の結果として被曝線量も逆転する。単

相2パルス装置では、X線管のV-I特性の効果も加わって、撮影時には、管電流が大きいほど被曝線量が少なくなることがわかった。

3.2.2 軟X線スペクトル

診断用よりも低い光子エネルギー(6~30 keV)の軟X線スペクトルを測定して、画質(コントラスト、ラチチュードが対象)と結びつける研究を行っている。

(1) 測定法

Ge検出器のレスポンスマトリックスを、入射光子エネルギー0.2 keV毎に、0.2 keVの隔間で求めて、主としてKエスケープを補正するのに成功した。X線光子はGe結晶の表面で吸収されるので、マトリックスは結晶の寸法が変わっても変わらない。³⁶⁾

自己整流型のX線発生装置では、管電流を変えても、管電圧波形もスペクトルも変わらないことを確かめたので、コリメータ直径と管電流と両方を調整して、パルス計数率を調整した。³⁷⁾

(2) 厚さ・濃度曲線³⁸⁾

コントラストとラチチュードを論ずるには、被写体の厚さ・濃度曲線を求めればよい。そのために、ステップの写真を撮影して濃度を測定すればよい。この厚さ・濃度曲線をX線スペクトルから導き出した。

軟X線写真では、増感紙を使わずにフィルムに直接撮影する。そこで、まず被写体の厚さを変えて透過したX線のスペクトルを測定した。次に、フィルム乳剤に吸収されたスペクトルを測定し、吸収効率スペクトルを求めた。これと被写体透過(フィルム入射)X線スペクトルから、乳剤での

吸収エネルギーで求め、吸収エネルギーの減弱曲線を求めた。これとフィルム特性曲線（吸収エネルギーと濃度の関係）とを組み合わせ、厚さ・濃度曲線を求めた。これは実験曲線とよく一致した。従来の方法で、照射線量から厚さ・濃度曲線を作っても、実験値からはずれた。

3.2.3 X線写真粒状のウィナースペクトル³⁹⁾

増感紙モトルを量子モトルと構造モトルに分離するために、単位面積あたりの吸収X線光子数の濃度依存性を使う方法を提案した。この光子数をスペクトル測定から求めて、分離に成功した。

3.2.4 Koch-Motz の制動放射断面積を用いた計算⁴⁰⁾

Koch-Motz の表¹²⁾の中の3BNラベルの式を用い、さらに陽極に入射する電子のエネルギー分布をモンテカルロ法で計算し、陽極中でのX線吸収を考慮して、制動放射スペクトルを計算した。この結果は、Fewell等のカタログ³⁰⁾中の実験で求めたスペクトル全般にわたってよく一致した。Birchの式²⁶⁾に対抗して、最近Tucker等が別の経験式⁴¹⁾を提案し、論争が続いていたが、本研究の結果、Birchの式は陽極角度が 17° 付近のとき、Tuckerの式は 10° 付近のときに使えることが判明した。

3.3 散乱線スペクトル

3.3.1 画像上の一点に入射する散乱線と直接線の分離

円錐形コリメータを使って散乱線と直接線の合計のスペクトルを測定し、円錐形コリメータとビ

ームストップバを使って散乱線スペクトルを測定し、散乱線と直接線を分離することに成功した。この方法は管電圧70 kV以下、入射角度 20° 以下の場合には誤差が無視できることを、モンテカルロ計算で確かめた。⁴²⁾ この方法を用いて、グレーテル法とグリッドの散乱線除去効果を検討する予定である。

3.3.2 画像のコントラストと被曝線量の関係⁴³⁾

散乱X線は画像のコントラストを低下させるが被曝線量を減らす効果がある。この両者の関係を直接図示して、両者がバランスするような撮影条件を求めるためのcontrast-dose diagramを提案した。この関係を、X線スペクトルを測定して説明しようと試みている。

3.3.3 CT像に及ぼす散乱線の効果

第3世代、第4世代の単層CTについて、円筒形ファントムに対して散乱線の画像への影響が相当大きいことを、モンテカルロ法で確かめた。⁴⁴⁾ 現在単色X線および連続X線を用いた3次元CTについて、球状ファントムのCT像への散乱線の影響を研究中である。

4. 結 言

以上に述べたように、X線スペクトルと画像とを結びつける研究は、筆者の研究室だけではなく、国内でも、外国でも、地道に、少しずつ進展している。今後の研究の発展を期待したい。

謝 辞

X線スペクトルの研究を遂行するにあたり、昭和30年代には中堀孝志、木村幾男両先生に、昭和50年代には、X線スペクトル研究会の皆様方、特に加藤二久、小西圭介、豊福不可依、西沢邦秀、原田康男氏に、多くの示唆を頂いた。また、Koch-Motz の式については上原周三氏に御教示⁴⁵⁾を頂いた。国際的には、Prof. Carlssonの御夫妻、Prof. Doi (土井邦雄氏)、Dr. Hubbel、Dr. Fewell、Dr. Seelentag、他、多くの方々に貴重な文献と資料をお送り頂き、Medical Physics 国際会議で貴重な御討論を頂いたりした。ここに深甚の謝意を表する。最後に、本研究に協力された方々、現在協力中の多くの方々に謝意を表する。

文 献

- 1) 金森仁志 : 日医放物理部会誌 Suppl. 21 33(1985)
- 2) C. T. Ulrey : Phys. Rev. **11** 401(1918)
- 3) H. M. Terrill and C. T. Ulrey : X-ray Technology (Van Nostrand, New York, 1930)
- 4) H. Kulenkampff : Ann. d. Phys. **69** 548(1922)
- 5) H. A. Kramers : Phil. Mag. **46** 836(1923)
- 6) L. Silbesdrstein : J. Opt. Soc. Amer. **22** 265(1932)
- 7) 川上弘泰、竹井 力 : 日医放物理会誌 **5** 2号 1(1985)
- 8) B. Lindell : Acta Radiol. **41** 353(1954)
- 9) G. Hettinger and N. Starfelt : Nucl. Instr. **3** 25(1958)
- 10) G. Hettinger and N. Starfelt : Acta. Radiol. **50** 381(1958)
- 11) ICRU Report 10b, 1962 : Physical aspects of irradiation, pp.76-86(NBS Handbook 85, 1964)
- 12) H. W. Koch and J. W. Motz : Rev. Modern Phys. **31** 920(1959)
- 13) L. I. Schiff : Phys. Rev. **83** 252(1951)
- 14) E. Storm, H. I. Israel and D. W. Lier : Bremsstrahlung emission measurement from thick tungsten targets in the enegy range 12 to 300keV, (Los Alamos Scientific Laboratory Report LA-4624, UC-34, Physics, TID-4500, 1971)
- 15) H. I. Israel, D. W. Lier and E. Storm : Nucl. Instr. Meth. **91** 141(1971)
- 16) E. Storm and D. W. Lier : Health Phys. **23** 73(1972)
- 17) E. Storm, H. I. Israel and D. W. Lier : Advances in X-Ray Analysis **15** 339(1973)
- 18) E. Storm : Phys. Rev. **A5** 2328(1972)
- 19) 神保昌夫、斉藤雄督、高久祐治 : 放射線像研究 **3** 75(1973)
- 20) 杉本 博、神保昌夫、藤田仁志、斉藤雄督、吉田 宣、高久祐治 : 放射線像研究 **4** 211(1974)
- 21) 畑中 勇 : 放射線像の研究1巻 pp.80-86(RII研究会、1967)
- 22) D. E. Raeside : Phys. Med. Biol. **21** 181(1976)

- 23) J. J. Battista and M. J. Bronskill : Phys. Med. Biol. **23** 1(1978)
- 24) G. Svahn : Diagnostic x-ray spectra (Thesis Univ. Lund 1977)
- 25) W. W. Seelentag and W. Panzer : Phys. Med. Biol. **24** 767(1979)
- 26) R. Birch and M. Marshall : Phys. Med. Biol. **24** 505(1979)
- 27) T. R. Fewell and R. E. Shuping : Handbook of mammographic x-ray spectra (HHS Publication (FDA) 79-8071, 1978)
- 28) W. W. Seelentag, W. Panzer, G. Drexler, L. Platz and F. Santner : A catalogue of spectra for the calibration of dosimeters (Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH, München, 1979)
- 29) R. Birch, M. Marshall and G. M. Adran : Catalogue of spectral data for diagnostic x-rays (HPA, Scientific Report Series 30, London, 1979)
- 30) T. R. Fewell, R. E. Shuping and K. R. Hawkins : Handbook of computed tomography x-ray spectra (HHS Publication (FDA) 81-8162, 1981)
- 31) H. Kubota, Y. Ozaki, M. Matsumoto and H. Kanamori : Med. Phys. **20** No.4 in press(1993)
- 32) 松本政雄、中森伸行、金森仁志 : 医画情誌 **2** 18(1985)
- 33) M. Matsumoto, H. Kubota, H. Hayashi and H. Kanamori : Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. **7** 58(1990)
- 34) M. Matsumoto, H. Kubota, H. Hayashi and H. Kanamori : Med. Phys. **18** 921(1991)
- 35) H. Kubota, Y. Ozaki, M. Matsumoto and H. Kanamori : Med. Phys. **20** No.4 in press(1993)
- 36) 尾崎吉明、松本政雄、山田正良、金森仁志 : 医画情誌 **7** 71(1990)
- 37) Y. Ozaki, M. Matsumoto, H. Kubota and H. Kanamori : Ionizing Radiation **18** No.3 64(1992)
- 38) Y. Ozaki, H. Kubota, M. Matsumoto and H. Kanamori : J. Photogr. Sci. **41** in press(1993)
- 39) H. Arimura, M. Yamada, M. Matsumoto and H. Kanamori : J. Photogr. Sci. **40** 6(1992)
- 40) N. Nakamori, K. Yamano, M. Yamada and H. Kanamori : Jpn. J. Appl. Phys. **32** in press(1993)
- 41) D. M. Tucker, G. T. Barnes and D. P. Chakraborty : Med. Phys. **18** 211(1991)
- 42) H. Hayashi, M. Matsumoto and H. Kanamori : Ionizing Radiation **16** No.3 93(1990)
- 43) A. Takigawa, T. Ishida, K. Yamashita, M. Matsumoto and H. Kanamori : J. Photogr. Sci. **41** in press(1993)
- 44) H. Kanamori, N. Nakamori, K. Inoue and E. Takenaka : Phys. Med. Biol. **30** 239(1985)
- 45) 上原周三 : 放射線 **15** No.3 3(1989)

〔論文〕

ニューラルネットワークによる 骨粗鬆症診断のためのX線骨梁像の解析

芦田 修*・藤田 広志*・石田 隆行**・山下 一也***

滝川 厚***・松原 友子*

* 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** 健康保険組合連合会大阪中央病院放射線科 〒530 大阪市北区曽根崎2-8-2

*** 大阪大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒560 大阪府豊中市待兼山町1-1

(1993年2月6日, 最終1993年6月16日受理)

Analysis of Radiographic Trabecular Patterns for Osteoporosis using Neural Networks

Osamu ASHIDA,* Hiroshi FUJITA,*

Takayuki ISHIDA,** Kazuya YAMASHITA,***

Atsushi TAKIGAWA,*** and Tomoko MATSUBARA*

* Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu 501-11, Japan

** Department of Radiology, National Federation of Health Insurance Societies, Osaka Chuo Hospital
Sonezaki 2-8-2, Kita-ku, Osaka 530, Japan

*** Department of Radiological Technology, College of Bio-Medical Technology, Osaka University
Machikaneyama-cho 1-1, Toyonaka-ku, Osaka 560, Japan

(Received February 6, 1993, in final form June 16, 1993)

The purpose of our study is to apply a neural-network technique to detect changes of trabecular patterns due to osteoporosis on skeletal radiographs. Regions of interest (ROIs) (64x64 pixels, 6.4x6.4mm²) near the center of the vertebral body were extracted from digitized bone radiographs. After the background-trend correction was performed by a curve fitting technique, texture measures were calculated, such as standard deviations (total, horizontal, and vertical directions), maximum and minimum pixel values, and conditional entropy, which were used as input data to the input layer of the neural network. The network was trained with a back-propagation

algorithm to discriminate textural differences between the normal and the diseased cases (2 outputs), or between the normal, early stage, 1st stage, 2nd stage and 3rd stage (5 outputs). A data base of 44 bone radiographs was collected. Half of the cases was used as the training set, and the other half as the testing set. The neural networks with 2 outputs and 5 outputs correctly classified about 86% and 66% of the cases at maximum, respectively. It was found to be most difficult to detect the early-stage image data; the correct recognitions of about 95% and 76% at maximum were obtained for 2 outputs and 5 outputs cases, respectively. Our results suggest that the neural-network analysis is useful to discriminate textural variations of trabecular patterns and is effective for computer-aided diagnosis system of osteoporosis.

1. はじめに

最近、骨がもろく折れやすくなる「骨粗鬆症」が増加しており、特に老人病として社会問題となってきた。この症状の代表的な診断法として、骨塩定量による手法がある。また、X線写真による腰椎骨の骨陰影濃度や骨梁観察による方法も用いられ、慈大式分類（伊丹指数）が国内で広く用いられている^{1, 2)}。この分類では、正常（健常）の0度に対して、病的状態が、0.5度（初期）、1度（軽度）、2度（中等度）、3度（重度）に分類され、1から3度は治療対象とされている。具体的には、0.5度では骨濃度の低下と、骨梁の細小化が見られ、1度では横の骨梁が減少し、縦の骨梁が目立つようになる。2度では横の骨梁減少がさらに進み、縦の骨梁も粗になり、3度では横の骨梁がほとんど消失し、縦の骨梁も不明瞭で全体にぼやけた感じを示す（Fig. 1 参照）。これらは、専門医の肉眼による観察で診断されるもので、主観的であり、特にこれらの分類の境界領域ではあいまいさが大きく、診断結果に影響する。

そこで、最近、滝川ら³⁾と石田ら^{4, 5)}は、

スペクトル法によるX線フィルムの骨梁像の解析を試みている。その結果、画像のパワースペクトルのRMS値と1次モーメントをとった2次元特徴空間表現によって、正常から初期と軽度から重度の2つのグループ分けが可能になると報告している^{4, 5)}。また、Ishidaらは、フラクタル解析も骨梁像の解析に有用であると報告している⁶⁾。骨粗鬆症診断のためのコンピュータ画像処理に関する研究は、これら本論文の共著者らによるもの以外にはみられず、広く骨画像の解析という意味では、歯科X線写真における骨解析や⁷⁾、手のCR（コンピュータドラジオグラフィ）写真による骨年齢の解析が⁸⁾、最近報告されており、骨画像（骨梁パターン）の解析は今後ますます注目される領域であると考えられる。

また、石田らの研究の延長として、われわれは文献9に速報として報告したように、画像のパターン認識などに多くの適用例がみられるようになったニューラルネットワーク解析により¹⁰⁾、骨粗鬆症の正常・異常の認識を行った。その結果、かなり良好な認識率を得ており、骨粗鬆症の画像診断支援システムの一部に、ニューラルネットワ

ークを用いることの有用性が示された。本研究の目的は、この文献9の詳細とその後の検討結果を報告することである。特に、骨粗鬆症の単なる正常と異常の識別に加え、異常をさらに0.5度、1度、2度、3度の4段階に識別させる試みを行った。また、背景トレンド除去の2次近似曲線による検討、ニューラルネットワークの中間層の層数の検討、また、新たな特徴量の検討などを行った。

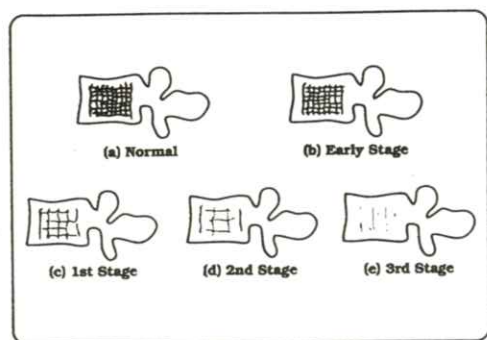


Fig. 1 Illustrative explanation of changes of radiographic trabecular patterns due to osteoporosis

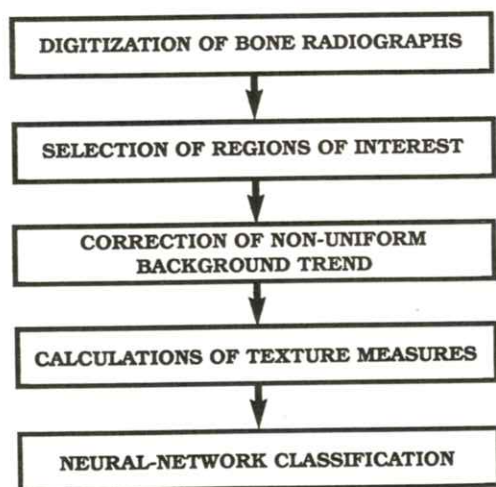


Fig. 2 General scheme for neural-network analysis of trabecular patterns in bone radiographs

2. 方 法

本研究で行った骨梁パターン解析の概略を Fig. 2 に簡単に示し、以下に順に説明する。

デジタルX線骨画像の作成は、CCDカメラ (FCD-10 [B/W], 池上通信機), ズームレンズ (AF-NIKKOR [30-70mm], ニコン), 画像処理装置 (TVIP-2000 PC, 日本アビオニクス), および、ホストコンピュータ (PC-9801FA, NEC) で構成されるシステムを用いた。サンプリング間隔を、正確に0.1mmとするために、骨梁像を光学的に拡大し、三角スケールで計測した。第3腰椎骨側面像の椎体部分に引いた対角線の交点を中心に、64×64ピクセル (6.4mm×6.4mm) の領域を抽出し、本研究の検査対象領域とした。このとき、レンズの絞りや処理装置でダイナミックレンジを調整した。また、抽出画像データに対して、1次関数近似、または、2次関数近似によって「背景トレンド除去」の処理を行った画像を作り、トレンド除去なしの画像を用いた場合の認識率と比較した。2次関数近似によるトレンド除去処理後の正常、

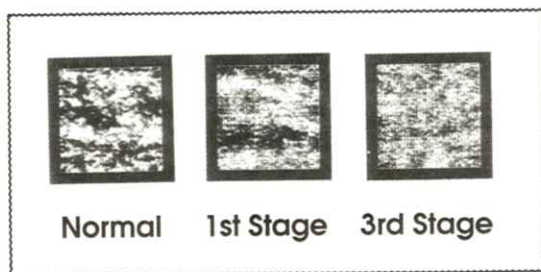


Fig. 3 An example of three types of trabecular patterns on digitized bone radiographs after background-trend correction

1度、および、3度の識別が容易な典型的な画像の例を、Fig. 3に示す。濃度の変動の大きさが正常から3度に行くに従って、小さくなり平坦になっていくことがわかる。

ニューラルネットワーク (NEURO-07, NEC) には、入力層、中間層、出力層の各1層の3層、また、中間層を2層にした4層で構成される階層構造のものを用い、バックプロパゲーション法によって学習を行った。入力層のセル数は、画像データの縦方向、横方向、および、全体の標準偏差と、最大値・最小値の計5個とした⁹⁾。

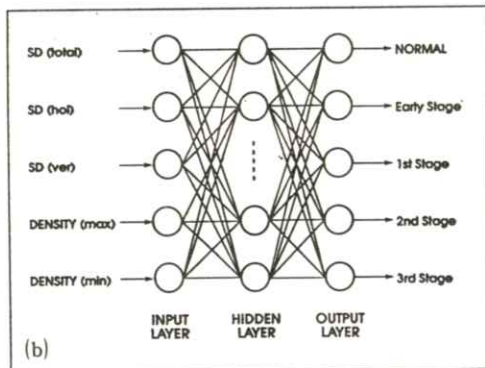
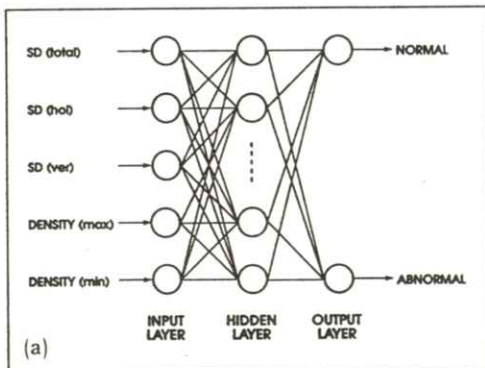


Fig. 4 Architectures of neural networks employed for (a) two-outputs and (b) five-outputs cases (SD: standard deviation, hol: horizontal direction, ver: vertical direction, DENSITY: pixel value).

また、その他の特徴量として、画像の条件付きエントロピー、対象度、偏平度などを計算した。出力層のセル数は、正常 (健常) と異常 (0.5~3度) に対応する2個 (Fig. 4 (a))、または、異常を慈大式分類による4段階に分け、5個に設定した (Fig. 4 (b))。中間層のセル数は1層のとき2層のとき、ともに可変で、実験的に最適値を決定した。

骨X線画像のデータベースとして、専門医によるX線写真診断の結果が、正常のものを24例、初期を6例、軽度を8例、中等度を4例、および、重度を2例、合計44例を用いた。ニューラルネットワークによる解析では、これらを2等分し、一方を学習用データに、他方を認識用データとして使用した (ジャック・ナイフ法)。そして、学習用と認識用データを交換して実験し、認識率の平均を求めた。

3. 結果と考察

認識結果を、Table 1にまとめて示す。ここで、ニューラルネットワークの構造は3層で、入力層のセル数は5つ (画像データの縦方向、横方向、および全体の標準偏差と、画素値の最大値と最小値) とした。中間層のセル数は実験的に様々に変化させ、最適値と考えられる6とした。出力層のセル数は、2 (2出力) または5 (5出力) とした。また、学習回数は1,000回である。○×は、学習時と認識時における、初期症状データの有無を表している。

Table 1 の上段半分に示したように、正常・異常の2出力では、すべてのデータを用いたとき

には平均82%の認識率を得た。また、学習ファイルから初期症状データを取り除いたファイルで学習し、認識を行った結果は、平均86%の認識率となり、わずかではあるが向上がみられた。この結果から、初期症状データが学習に影響を与え、むしろ学習を困難にしていることがわかる。そして、このような初期症状データを必ずしも学習ファイルに加えなくても良いことを示唆している。さらに、初期症状データを認識ファイルからも取り除いた場合には、正解率が平均95%となり、かなり高い認識率となっている。この結果から、初期症状データの認識もかなり困難であることがわかる。

Table 1 の下段半分に示したように、異常のものを0.5度、1度、2度、3度と4段階に分けた5出力で、学習・認識を行った。その結果、平均64%の認識率を得た。また、このとき正常と異常の認識のみを考えたときには、平均84%の認識率を得ており、これは2出力の認識率とほぼ同じ結果である。次に、2出力のときと同様に、初期症状データを取り除いたファイルで学習した。こ

Table 1 Recognition rates are summarized for 2 (normal and abnormal) and 5 (normal and four different types of abnormals) outputs cases

No. of Output Cells	Early-Stage Data of Learning Files	Early-Stage Data of Recognition Files	Recognition Rate (5 outputs)	Recognition Rate (2 outputs)
2	○	○		82%
	×	○		86%
	×	×		95%
5	○	○	64%	84%
	×	○	64%	84%
	×	×	74%	95%

○: With Early-Stage Image Data
×: Without Early-Stage Image Data

のときの認識率は、初期症状データを含めて学習したときの結果と同じであった。しかし、学習ファイルと認識ファイルの両方から初期症状データを取り除いたときの認識率は、平均74%（正常・異常のみのときは95%）となり、10%の認識率の向上が得られた。この結果からも、2出力のときと同様に初期症状データの識別が困難であり、全体の認識率に大きな影響を与えていることがわかる。このように、ニューラルネットワークにより5段階の識別を行うことは、ある程度の正解率で可能であることが示された。また、5出力の認識結果を正常・異常のみで考えた場合、2出力とほぼ同様の認識率を得た。

以上は、2次曲線近似法による背景トレンド除去処理を行ったデータについての実験結果であったが、除去処理なしのデータについても2出力の認識を行った。その結果、学習・認識ファイルともに初期症状データを含んだときには72%の正解率で、学習・認識ファイルともに初期症状データを除いたときでも87%に留まった⁹⁾。また、1次関数近似による背景トレンド除去処理を行ったデータよりも、2次曲線近似による背景トレンド除去処理を行ったデータの方が、認識率がわずかながら良くなる傾向にあった。したがって、2次曲線近似による背景トレンド除去処理は、本実験に有用な前処理法であるといえる。

中間層を2層に増やし、4層構造のニューラルネットワークにより、学習・認識を行ったが、認識率に大きな変化はみられなかった。

特徴量の追加として、条件付きエントロピーを加えた6入力の学習・認識を行った結果も、認識率に2～4%の上昇はあったが、認識率の大きな

改善にはならなかった。その他の特徴量として、画像の縦方向・横方向の対象度、偏平度を5つの特徴量に加えた9入力の学習・認識なども行ったが、同様に大きな認識率の向上はなかった。

また、画像の横方向の条件付きエントロピーと全体の標準偏差の2入力による学習・認識を試みた（2次曲線近似による背景トレンド除去処理で、初期症状データを含む条件）。この結果、2入力とかなり少ない情報量であったにもかかわらず、2出力で77%の認識率を得ることができた。このことから学習・認識の際、2入力のように少ない特徴量であっても、適切な組み合わせによっては、高い認識率を得る可能性が示された。この2つの特徴量の2次元特徴空間図を、Fig. 5に示す。

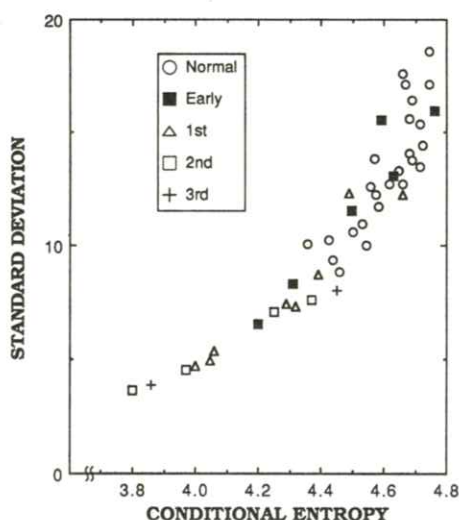


Fig. 5 A 2-D plot showing the distribution of texture measures of standard deviation and conditional entropy.

本研究の初期の段階において、抽出された画像をニューラルネットワークへ直接入力する解析（2出力）を試みた。ただし、使用したニューロボードのメモリの制約によって、64×64画素（8

ビット）の入力は不可能であるため、①16×16画素（3ビット）に圧縮する、②中心部の24×24画素の領域を取り出す、③特定部分のライン（64画素）を複数個取り出して入力とすることなどを種種検討した。しかしながら、テストの結果はせいぜい60～70%の認識率となり、上述の特徴量を入力する方法に比べ非常に劣っており、適切な特徴量を抽出することの重要性が示された。

「はじめに」で記述したように、石田らは本論分と同一臨床データを用いてスペクトル解析を行っている^{4, 5}）。この研究と本研究との比較を以下に議論する。①スペクトル解析法では特徴空間を表示する過程までしか行われず、最終的なパターン分類のためには識別処理がさらに必要である。ニューラルネットワークでは、これらが自動的に行われる。②このため、正解率の直接的な比較はできないが、スペクトル解析に基づく2次元特徴空間（パワースペクトルのRMS値と1次モーメント）の結果と比較すると、ニューラルネットワークによる手法の方が、簡単な統計データを用いたにもかかわらず、正常と異常との識別の度合いが良さそうである。

本研究で用いた特徴量の2次元（簡単のため）特徴空間として、(a)背景トレンド除去処理前と、(b)背景トレンド除去処理後の、縦方向と横方向の標準偏差の関係をFig. 6に、最大ピクセル値と最小ピクセル値の関係（背景トレンド除去後）を、Fig. 7に示す。Fig. 6 (a) (b)からわかるように、背景トレンド除去によって、データの散布状態がよくなり、認識率が向上される。また、Fig. 6とFig. 7では、正常データと異常（1度以上）データは比較的分類されているが、初期

症状データは両サイドに広く分布しており、識別が困難であることが裏付けられている。以上は、特徴量を2次元空間で観察したものであるが、本研究のようなニューラルネットワーク解析では、これらの5つの統計量による5次元特徴空間にお

いて、学習操作によって特徴ベクトルの識別が行われるようになり、カテゴリーを対応づけるパターン識別機構が自動的に形成されると解釈できる。すなわち、学習によって、複雑な特徴量空間の識別論理が自動的に最適化される点は、ニューラルネットワーク解析の大きな利点であり、従来の手法に比べて解析が容易になる。特に、ニューラルネットワークは記号論理化が困難な感覚的な知識や直感的な知識に基づく要素が多い専門医による複雑な判断論理を作り上げる強力な手段であり、診断支援システム（エキスパートシステム）構築上の有用なツールと成り得る。

今後さらに認識率を向上させるためには、以下のような項目について検討が必要と思われる。①他の特徴量の考慮と追加、および、それらの組み合わせの検討が必要である。また、医師が実際に診断をするときによく用いられる骨塩定量なども11)、骨梁像解析の情報の追加項目として、検討する必要がある。最近、シカゴ大学のDoiらのグループによって、骨梁パターンの解析と骨塩定量値の併用が有効であることを示す報告がなされている12)。②現在取り扱っている画像データは、種々の制約があったため椎体部分のかなり狭い領域(6.4 mm × 6.4 mm)であり、もう少し大きな領域に対する解析が必要である。あるいは、その周辺の情報も考慮することが必要と考えられる。これらの点をさらに検討することによって、認識率の向上が期待できる。

4. 結 論

ニューラルネットワークを用いた骨梁像の解析

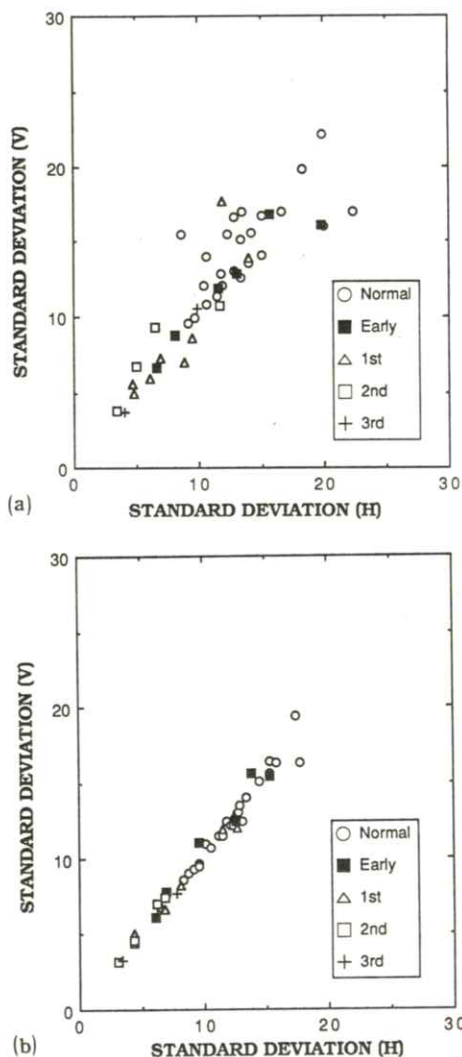


Fig. 6 2-D plots showing the distribution of texture measures of standard deviation in vertical (V) and horizontal (H) directions for images (a) without and (b) with background-trend corrections.

として、骨粗鬆症の正常と異常の鑑別（2出力）、および、正常と異常の4分類（5出力）の鑑別の自動化を試みた。

その結果、2出力では最大約86%の正解率、5出力では最大約66%の正解率であった。ニューロの入力に用いられた有効な特徴量は、抽出された画像の縦方向、横方向、および全体の標準偏差、ピクセルの最大値と最小値、条件付きエントロピーなどのような、基礎的な統計量であった。このとき、背景のトレンド除去処理は、認識率の向上に約10%寄与した。また、初期症状データの学習や認識が困難であることが示され、このデータを除去した場合には、2出力で約95%、5出力で最大76%の正解率となった。

基本的に、骨粗鬆症のためのコンピュータ診断支援システムにニューラルネットワークを応用することは有用であると結論される。今後、さらなる性能の向上のためには、異なった特徴量の検討

やその組み合わせの検討、画像情報量の追加の検討、その他の診断情報の追加の検討、データベースの充実などがあげられる。

文 献

- 1) 林泰史：X線フィルムから診断する骨粗鬆症（ライフ・サイエンス、東京 1986）
- 2) 伊丹康人、大畠襄：日整会誌 **38** 487（1964）
- 3) 滝川厚、石田隆行、山下一也、他：日放技学誌 **47** 1659（1991）
- 4) T. Ishida, A. Takigawa and K. Yamashita: Spectral analysis of trabecular patterns, Proc. of IMEKO TC7 Int. Symp. on AIMaC'91, pp. 199-204 (1991)
- 5) 石田隆行、山下一也、滝川厚：医画情誌 **9** 32（1992）
- 6) T. Ishida, K. Yamashita, A. Takigawa, et al.: Jpn. J. Appl. Phys. **32** 1867 (1993)
- 7) P. F. van der Stelt and W. G. M. Geraets: IEEE Trans. Biomed. Eng. **38** 334 (1991)
- 8) E. Pietka, M. F. McNitt-Gray, M. L. Kuo, et al.: IEEE Trans. Med. Imag. **10** 616 (1991)
- 9) 藤田広志、石田隆行、山下一也、他：医用電子と生体工学 **30** 297（1992）
- 10) 藤田広志：医画情誌 **10** 22（1993）
- 11) 福永仁夫：日放技学誌 **47** 643（1991）
- 12) P. Caligiuri, M. L. Giger, M. J. Favus, et al.: Radiology **186** 471 (1993)

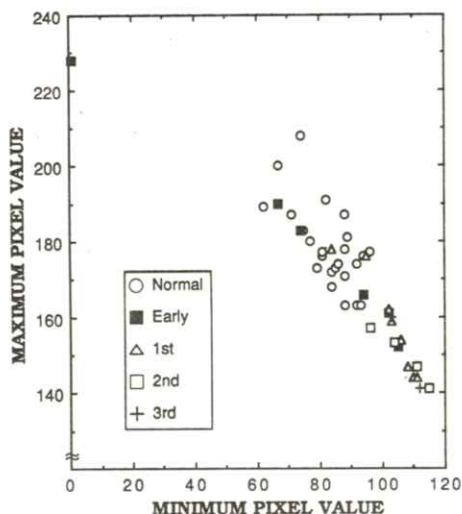


Fig. 7 A 2-D plot showing the distribution of texture measures of maximum and minimum pixel values.

〔論文〕

ニューラルネットワークによる医用X線画像 処理法の基礎的研究：ボケ画像の回復

堂下 晃広*・藤田 広志*・津坂 昌利**

* 岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** 名古屋大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒461 名古屋市東区大幸南1-1-20

(1993年6月5日, 最終1993年7月9日受理)

Basic Investigation of Medical Radiographic Image Processing using Neural Networks: Restoration of Blurred Images

Akihiro DOUSHITA*, Hiroshi FUJITA*
and Masatoshi TSUZAKA**

*Department of Electronics and Computer Engineering, Faculty of Engineering,
Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-11, Japan

**Department of Radiological Technology, Nagoya University College of
Medical Technology, Daiko-Minami 1-1-20,
Higashi-ku, Nagoya 461, Japan

(Received June 5, 1993, in final form, July 9, 1993)

Neural-network approach to the restoration of blurred and/or noisy radiographic images is presented. Basic study was performed using a flower image, which was blurred by a Gaussian filter. A multi-layer, feed forward neural network with a back-propagation algorithm was designed to restore the degraded images. The effects of the network parameters, such as the number of neurons in each layer, on the restoration capability were experimentally investigated. The digital image restoration system based on the neural network was successful to improve the image quality with optimum network parameters. The structure consisting of 5×5 input neurons, 10 hidden neurons, and one output

neuron was most effective in our study. The network applied to the chest radiographs also showed a good performance. It was found that additional noise decreases the restoring capability. The preliminary results demonstrate the potential of an artificial neural network to restore the degraded radiographs.

1. はじめに

作成された画像は、撮像・表示・記録系に存在するボケや雑音などの要因によって画質が劣化する。このような劣化画像の回復 (restoration) の方法として、逆フィルタやウィーナ・フィルタによる手法が代表的である¹⁾。また、樋口らは、相関を考慮した射影フィルタによる手法を、最近提案している²⁾。しかし、一般に画質劣化のモデル化が難しく、応用に際しては雑音と画像の統計的性質を十分調べておく必要があり¹⁾、理論式の導出やめんどろな計算、あるいはある種の仮定の設定が伴い、苦勞が多い割には実用的に困難な問題点が多く存在する現状である。

最近話題を呼んでいるニューラルネットワークの画像分野への応用は、パターン認識に関するも

のが非常に多いが³⁾、この手法をいわゆる画像処理に応用することも可能である。その一手法として、“画像エネルギー”を定義し、その最小化問題として、ホップフィールドモデルあるいはシミュレーティッドアニーリング法により解を求め、画像回復を行う手法が開発されている^{4,5)}。これに対して本論文では、階層型ニューラルネットワークを用いた、学習によって容易に形成される画像回復のための“ニューロ・フィルタ”を提案する。そして、一般画像を用いてボケ画像の回復を中心とした基礎実験を行い、また、医用X線画像への応用例を示すことが本研究の主な目的である。

2. 実験方法

2.1 ニューロ・フィルタの構成

2.1.1 ニューラルネットワークによる処理方法

コンピュータドラジオグラフィ (CR) に代表される単純X線写真のデータの大きさは、2000×2000以上のマトリックス (ピクセル数) が必要であり、一般に大容量である。これに対してニューラルネットワークで扱うことのできるマトリックスは、ワークステーションレベルでせいぜい128×128程度が限界である。このため、一度に画像一枚のデータを読み込み、ニューラルネットワークによる画像全体の処理を行う方法 (全体処理、

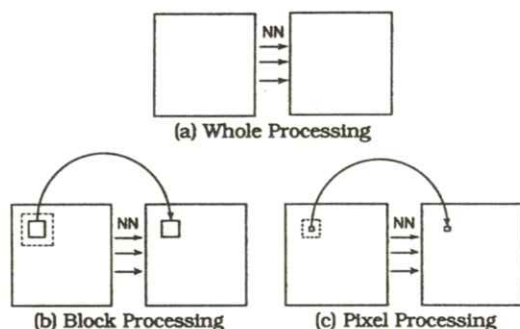


Fig. 1 Three methods for neural-network (NN) image restoration. Whole processing is ideal, but block or pixel processing is practical at present.

Fig. 1 (a)) は、現在のところ不可能である。

よって、本研究ではまず、画像データの圧縮処理でしばしば用いられるような、大きな画像を小さな領域に分割してブロック単位に処理を行う方法（ブロック処理、 Fig. 1 (b) ）について、実験を試みた。しかし、しばしばブロック状のアーティファクトが観察されることがあるため、本手法は今後の検討課題とし、本論文の対象から除外することにした。

そこで、今回われわれが重点的に行った手法として、ピクセル単位での処理方法（ピクセル処理、 Fig. 1 (c) ）を考案した。この処理は、関心のあるピクセル（図中の小さな実線の正方形）とその周囲のピクセルの情報（図中の破線）をニューラルネットワークに入力して、画像処理された1つのピクセル情報を出力するものであり、これをすべてのピクセルに対して順次実行するものである。このような手法を用いて、ニューラルネットワークによる画像回復の可能性の検討を、以下のように行った。

2.1.2 ニューラルネットワークの構造

ニューラルネットワークの構造は階層構造であり、3層構造のものを用いた。 Fig. 2 に示すように、上述のピクセル処理では、ボケ画像から処理しようとするピクセルの周辺の $m \times m$ (m は奇数)の領域（マスク）の m^2 個のピクセル値を取り出し、ニューラルネットワークの入力層の各セルに与える。このとき、ピクセル値を0～1の実数値に正規化する必要がある。ニューラルネットワークの出力層の1個のセルには、その $m \times m$ のマスクの中心点の処理された値（0～1の実数値）

を出力するようにする。このときには、正規化とは逆の手順でピクセル値に変換する。これを1ピクセルごとにスキャンしてゆき、すべてのピクセル値を出力し、ニューロ処理された画像を生成する。以上は、ボケ画像を入力し回復された画像を出力する「処理時」のときの説明である。

これに対して説明の順序は逆になったが、「学習時」には、ボケ画像をニューラルネットワークの入力に、ボケのない「理想画像」を教師画像としてニューラルネットワークの出力に、それぞれ正規化されたピクセル値を与える。そして、バックプロパゲーション・アルゴリズムによって、出力信号と教師信号との誤差が最小になるように各ニューロン（セル）間の荷重と閾値が、設定された学習の繰り返し回数の中に、変更されてゆく。

このような3層ニューラルネットワークにおいて、入力層のセル数 m^2 と中間層のセル数について、実験的に最適値を決定した。検討した入力層のセル数は、81 (9×9)、49 (7×7)、25 (5×5)、9 (3×3) である。また、中間層のセル数は、10、20、30セルと変えて実験を行い、処理結果を比較した。

今回の研究でわれわれが使用したニューラルネットワークは、UNIX 上のX-windowのアプリケ

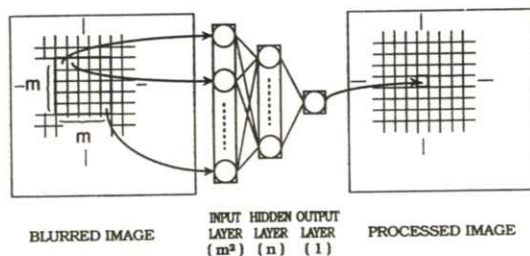


Fig. 2 A method of image restoration using neural network by means of pixel processing.

ーションとして設計された〈網窓〉というソフトウェア（新日本製鉄製）である⁶⁾。このウィンドウシステムは、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、実行することのできるシステムである。本研究ではバックプロパゲーション学習法で学習を行ったが、このとき、3つのパラメータの設定が必要である。1つは前回の学習のときのセルの結合の重み係数 α であり、残りの2つは、バックプロパゲーションの学習方程式における学習係数 (β_1 , β_2) を表すものである⁶⁾。ここでは、 $\alpha = 1.0$, $\beta_1 = 1.0$, $\beta_2 = 0.1$ とした。なお、このソフトウェアはワークステーション S-4 / IX (富士通製, SUNワークステーション I P X と同等) で実行させた。

2.2 実験用画像

2.2.1 花画像による基礎実験

Fig. 3 (a) に示すような花の画像を用いて基礎実験を行った。この画像は、マッキントッシュ用の市販のソフトウェア adobe photoshop のサ

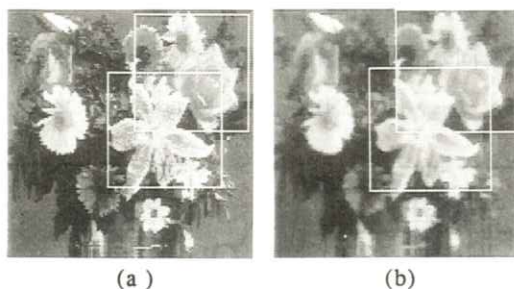


Fig. 3 Original (a) and blurred (b) images of flowers employed for a basic study. The regions in the upper right and center square boxes are used for training and processing, respectively.

ンプルデータ (RGB各8ビット, 500×362 マトリックス) から、 128×128 マトリックスの領域をグレイスケール8ビットにして取り出したものである。さらに同ソフトウェア付属の「ぼかし」フィルタにより作成したボケ画像を、Fig. 3 (b) に示す。このぼかしフィルタは、局所領域のピクセルにガウス分布関数の重みをつけて平滑化するフィルタであり、そのパラメータとして、半径0.8ピクセルとした。なお、本論文で示すすべての写真はビデオプリンタ出力によるものであり、必ずしも結果が最適に表現されているとは限らないことを付記しておく。

花の原画像 (Fig. 3 (a)) からは、学習用の教師画像 (右上部分) と処理用の理想画像 (真中部分) として異なった領域の 64×64 マトリックスの画像を取り出し (ただし、一部重複させた)、また、ボケ画像 (Fig. 3 (b)) からは、学習用 (右上部分) と処理用 (真中部分) にそれぞれ原画像に対応した領域の 64×64 マトリックスの画像を取り出し、実験に用いた。

2.2.2 胸部X線画像への応用

胸部X線画像への応用として、CRによって作成された 2000×2000 マトリックスで10ビットの階調をもつ画像を使用した。これを間引き処理によって 500×500 マトリックスで8ビットの階調に落として実験に用いた (Fig. 4 (a))。ボケ画像の作成については、花の画像と同じように、「ぼかし (ガウス)」フィルタによってボケ処理を行った (Fig. 4 (b))。なお、このときに用いたパラメータは半径0.6ピクセルである。そして、

Fig. 4 (a) の原画像から胸部の右側 (左肺野)

と胸部の左側（右肺野）の 64×64 マトリックスの領域を、それぞれ教師画像と処理用の理想画像として取り出した。また、Fig. 4 (b) のボケ画像から対応する領域を取り出し、それぞれ学習用と処理用の入力画像に用いた。

花の画像による実験と同じように、ニューラルネットワークの構造は3層構造のものをを用い、ピクセル処理を行った。その入力層は25セル（ 5×5 の入力マスクサイズ）、中間層は20セル、出力層は1セルとした。一連の実験において、画像データをニューラルネットワークで取り扱うときに、前述のようにピクセル値を正規化する必要がある。花画像のピクセル値は、ほぼ0～255まで分布していたので、0を0に、255を1.0に対応させて正規化したが、胸部X線画像では、花の画像とは異なりコントラストが非常に低く、およそ150～230の間に分布していた。よって胸部X線画像では150を0に、230を1.0に対応させて正規化を行い、実験に用いた。

また、本応用実験では、付加ノイズが存在するときのボケ回復の効果を検討した。すなわち、ニューラルネットワークに入力する画像として、上述したボケ画像にノイズを付加して、ボケとノイズの両方がのった画像を作り、実験を行った。このとき用いた「ノイズ付加フィルタ」は、前述のphotoshopにより実行した。これはノイズのピクセル情報をガウス分布に従って配分するフィルタで、そのパラメータはノイズのピクセル情報の標準偏差であり、ここでは8とした。このとき、胸部画像のピクセル値はほぼ128～255の範囲に分布したため、128を0に、255を1.0に対応させて正規化を行い、実験を行った。

3. 結果と考察

3.1 花画像による基礎実験

入力層のセル数の検討結果は、25セル（ 5×5 ）のときが、もっとも良い処理結果であった。入力層のセル数とは、処理しようとするあるピクセルの周辺のマスキングサイズ m の2乗であり、ボケ画像のボケの広がりに関連して設定する必要があると思われる。すなわち、ボケが大きいほど、広いマスクが必要になる。

また、中間層のセル数の検討では、10セル、20セル、30セルの変化に対して、ほとんど画質の変化はみられなかった。ただし、学習時間は、中間層10セルのときが最も短く、有利である。これは、中間層10セルのときのほうが、中間層20セルや30セルのときに比べて、セルどうしの結合の総数が少なくなり、学習時間が短くなるからである。また、保存すべきニューラルネットワークのデータ量（荷重値など）も少なくなる。例えば、中間層30セルのときのセルどうしの結合の総数は、 $25 \times 30 + 30 \times 1 = 780$ となるのに比べて、中間層10セ

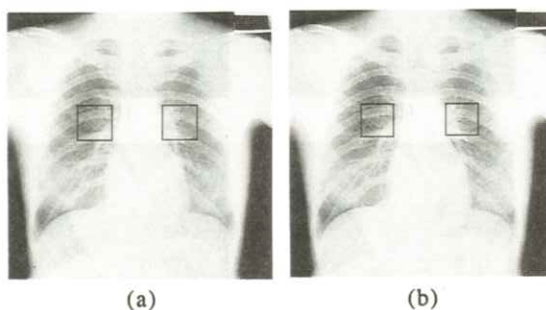


Fig. 4 Original (a) and blurred (b) images of the chest employed for an application study. The regions in the right and left square boxes are employed for training and processing, respectively.

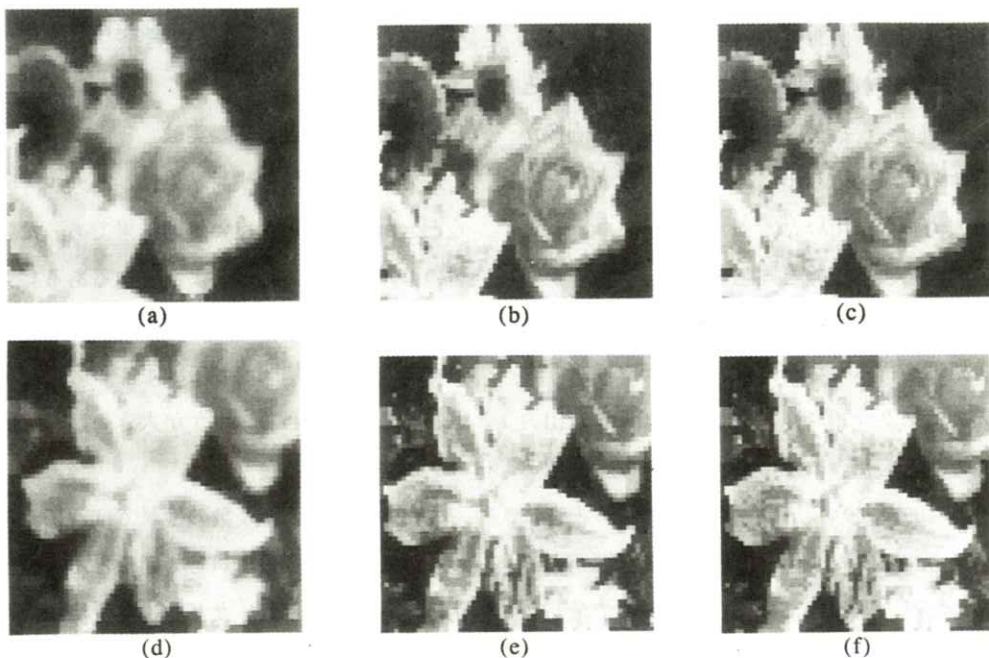


Fig. 5 An example of flower-image restoration using the neural network. (a) and (d) are blurred images for training and processing, respectively. (b) is a processed image after the training of 1000 iterations. (c) is a "teacher" image. (e) is a processed image using the trained neural network. (f) is an "ideal" image.

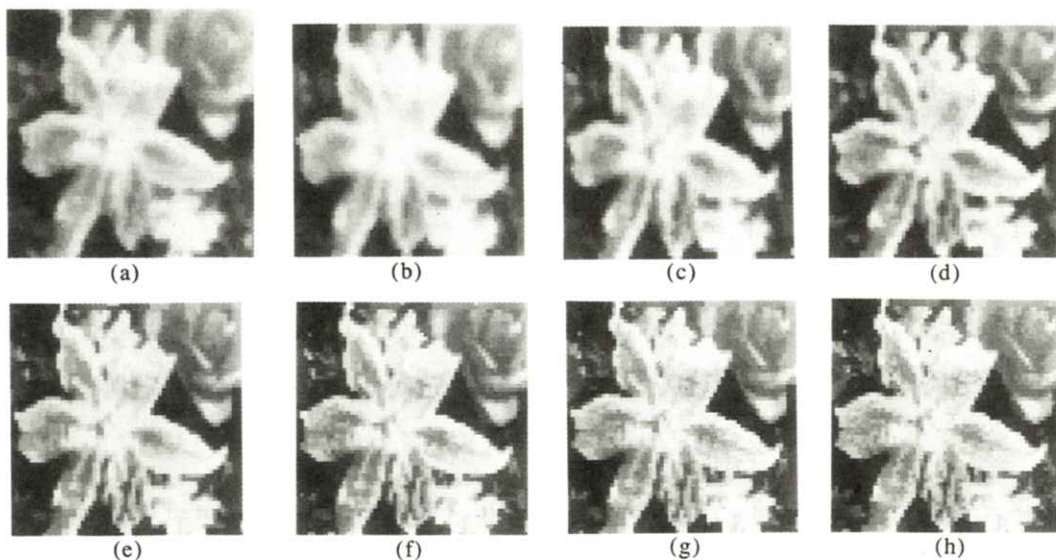


Fig. 6 Effects of training on the quality of flower images. (a) and (h) are blurred and ideal images, respectively. (b) to (g) are processed images after the training of 1, 2, 10, 100, 1000, and 10000 iterations.

ルのときの結合の総数は、 $25 \times 10 + 10 \times 1 = 260$ となり、大幅に少なくなる ($1/3$)。実際、学習回数1000回の際の学習時間は、中間層30セルの際が約5時間に対して、中間層10セルの際には約2時間であった。よって、さらに中間層のセル数を減らすことによって、処理された画質を維持したままで学習時間が短縮されることが考えられる。上述の学習のための処理時間は長いように感じられるが、学習後のニューラルネットワークによる処理時にはほとんどリアルタイムで処理されるので、あまり問題とはならない。

パラメータとして、入力層25セル、中間層20セル、出力層1セルにおいて、学習回数1000回の際の学習と処理の様子を、**Fig. 5** に示す。この図において、(a)、(d) がそれぞれ学習用、処理用にニューラルネットワークに入力するボケ画像であり、(c) が (a) に対して学習時に用いた教師画像である。(f) は処理用に入力する画像 (d) に対応する“理想画像”である。1000回学習させてから、学習用に入力した画像 (a) を、その学習済みのニューラルネットワークに処理させたものが (b) である。(c) の教師画像のように、ボケがよく回復されているのがわかる。また、処理用に入力するボケ画像 (d) を、その学習済みのニューラルネットワークに処理させたものが (e) である。学習では用いられなかった (e) の画像でも、十分ボケが回復され (f) の“理想画像”と区別がつかない。

また、学習回数に対応する画像回復の処理能力を調べるために、学習回数を変えて処理させたものを、**Fig. 6** に示した。(a) は **Fig. 5** (d) と同じ画像で、処理用に入力したボケ画像である。

(h) は **Fig. 5** (f) と同じ画像で、“理想画像”である。そして、(b) が学習回数1回の際の処理結果で、(a) よりもボケがひどくなっている。

(c) から (g) がそれぞれ学習回数2, 10, 100, 1000, 10000 回の際の処理結果である。これらから明らかなように、学習回数が2回, 10回 (c), (d) と徐々にボケが回復されてゆき、100回 (e) ではかなり改善され、1000回と10000回 (f), (g) では (h) の理想画像とはほとんど区別がつかない。

さらに、そのときの学習の様子を学習曲線として **Fig. 7** に示す。このグラフは、縦軸に教師信号の値 (理想出力) と実際の出力値との誤差2乗和をとり、横軸に学習回数を表したものである。

Fig. 6 と比較すると、学習の進行に伴い、誤差2乗和も減少していることがわかる。特に、学習回数が少ないほど、変化 (低下) の割合が大きく、ボケの回復の程度が大きいことが示されている。そして、学習回数1000回の際よりも、10000回のほうがわずかに誤差2乗和は少ない。しかし、上述のようにその画質はほとんど変わらないため、

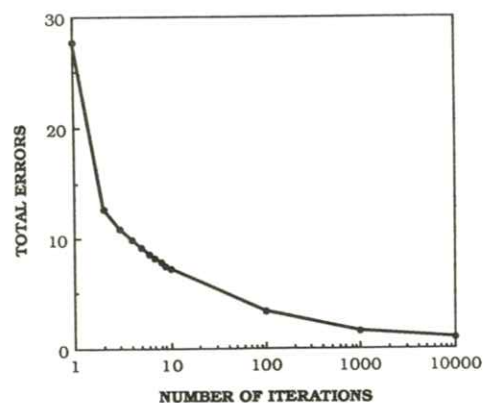


Fig. 7 Training curve representing the relationship between the summation of squared errors and training iterations.

学習は約 1000 回で十分であるといえる。

3.2 胸部 X 線画像への応用

上述のように、階層型ニューラルネットワークによるボケの回復処理は、基本的に有効であることが明らかにされた。ここでは、胸部 X 線画像を用いたときの実験結果を記述する。

学習回数を変えて処理させた結果を、Fig. 8 に示す。この図において、(a) が処理用にニューラルネットワークに入力したボケ画像である。(b) から (g) がそれぞれ学習回数 1, 2, 10, 100, 1000, 10000 回のときの処理結果、そして、(h) が“理想画像”である。これらからもわかるように、学習回数が 1, 2 回 (b), (c) のときは入力画像 (a) よりもボケてしまっているが、学習回数が 10, 100, 1000, 10000 (d), (e), (f), (g) と増えると、ボケが回復されてゆき、肋骨のエッジが明瞭になってくるのがわかる。そして、学習回数 10000 回 (g) になると、(h) の“理想画像”とほとんど変わらないほどにボケが除去されているのが明らかである。

付加ノイズが存在するときの結果として、学習回数 1000 回のときの学習・処理の様子を、Fig. 9 に示す。同図において、(a), (d) はそれぞれニューラルネットワークに入力するボケとノイズののった学習・処理用の画像である。(c) は (a) に対する教師画像であり、(f) は処理用に入力する画像 (d) に対応するボケもノイズもない“理想画像”である。1000 回学習させてから、学習用に入力する画像 (a) をその学習済みのニューラルネットワークに処理させたものが (b) である。また、処理用に入力する画像 (d) をその学習済みのニューラルネットワークに処理させたものが (e) である。

(b), (e) どちらもニューラルネットワークに入力するボケとノイズ両方ののった画像 (a), (d) と比べると、ノイズは除去されているが、ボケは Fig. 8 の結果の付加ノイズのない場合のようには十分に回復されていないことが示されている。実際、(c) や (f) と比べると、肋骨の部分のエッジはあまりはっきりしていないのがわかる。ボケのみの画像の回復に対して、ノイズの存在が大きくなると回復が難しくなっていることが明らかである。また、(a) に対して 10000 回学習させてから、(d) をニューラルネットワークで処理させたものを、1000 回学習したときのものとは比べたが、ほとんど画質は変わらなかった。この結果より、学習は 1000 回で十分であり、これ以上の画像の回復は難しいことが明らかであった。さらなる画質の改善のためには、ニューラルネットワークのパラメータの変更や、別の手法による復元法を考案することが必要であると考えられる。

4. 結 論

今回われわれが行った一連の基礎研究によって、ニューラルネットワークにより劣化画像の回復のための画像処理が可能であることがわかった。特に、関心のあるピクセルとその周囲のピクセル情報を入力して、ニューロ処理されたひとつのピクセル情報を出力する“ピクセル処理”が有効であった。

本研究で示したように、階層型ニューラルネットワークによる画像回復の処理法は、画質劣化のモデルや性質などの検討や理論式の導出というわ

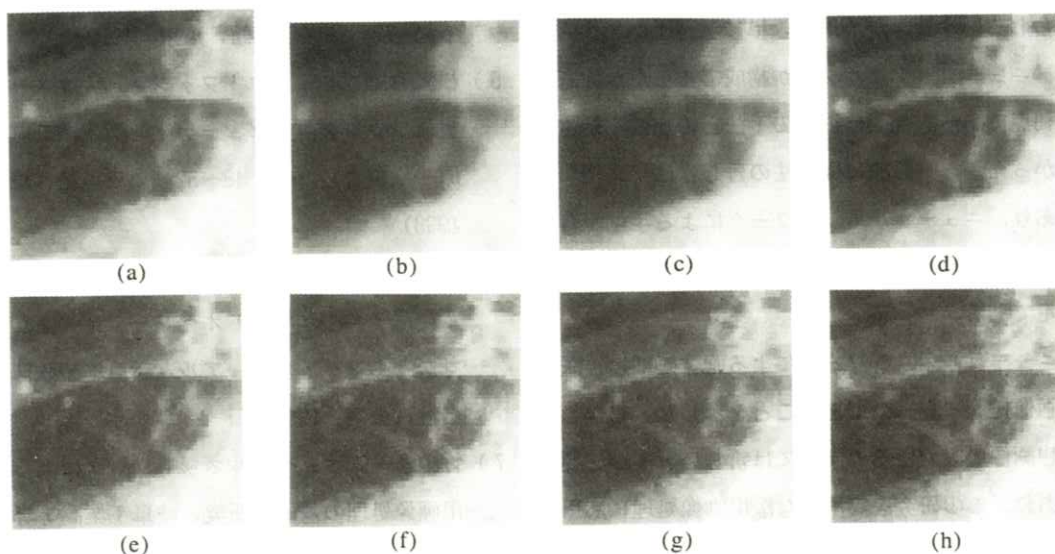


Fig. 8 Effects of training on the restoring capability of chest images. (a) and (h) are blurred and "ideal" images, respectively. (b) to (g) are processed images after the training of 1,2,10,100,1000, and 10000 iterations.

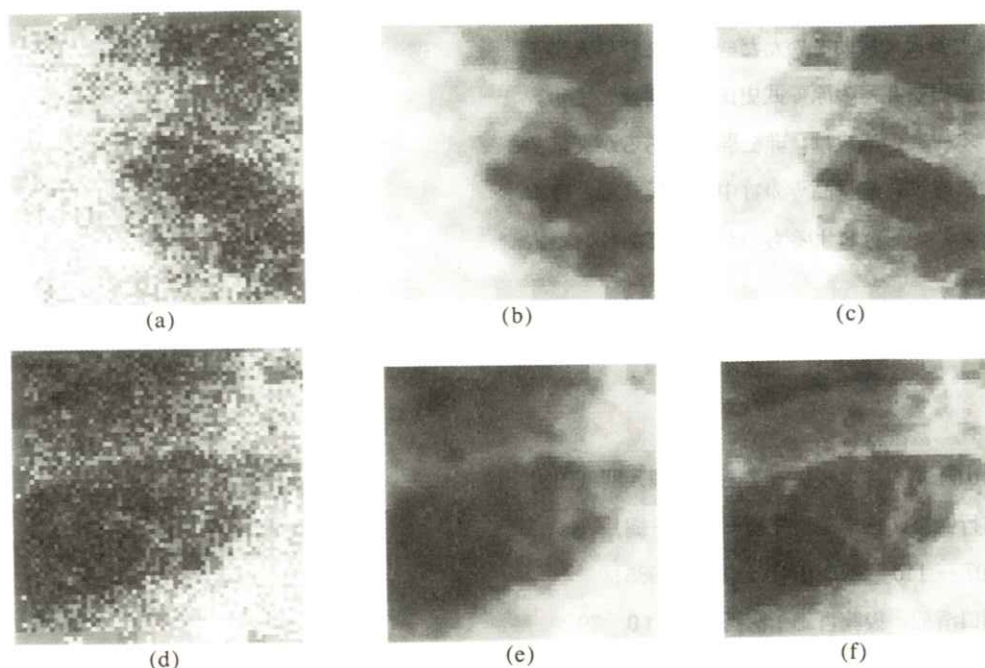


Fig. 9 An example of chest-image restoration using the neural network. (a) and (d) are blurred and noise-added images used for the training and processing, respectively. (b) is a processed image after the training of 1000 iterations. (c) is a "teacher" image. (e) is a processed image using the trained neural network. (f) is an "ideal" image.

ずらわしい手続きが不用で、単に学習操作によって「ニューロ・フィルタ」が構成できる点が大きな利点である。今回は従来の手法との比較を示さなかったが、一般的に従来法の難しさは「常識」であり、ニューラルネットワークによる手法が有効になる可能性が高い。これらは、今後検討する予定である。

ニューラルネットワークによる画像処理は、医用画像処理にも有効であることを示した。しかし、理想画像の設定とその学習には新しい考案が必要であり、この研究を実用的な医用画像処理に応用する手法については、現在検討中である。

謝 辞

実験上多大な援助をいただきました岐阜大学工学部・藤田研究室の原 武史氏に感謝致します。また、本研究の成果は、非公開ではあるが文献7に示すように、岐阜高専の竹中孝一氏（現、日本ユニシス）の研究によるものが多大であり、感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 松山隆司：コンピュータ画像処理入門（田村 秀行監修，日本工業技術センター編） pp. 107～110（総研出版，東京 1985）
- 2) 樋口清伯，後藤哲雄：医画情誌 **10** 79（1993）
- 3) 藤田広志：医画情誌 **10** 22（1993）
- 4) 大森隆司：ニューロコンピューティング（松 本元・大津展之共編，脳とコンピュータ1） pp. 72～76（培風館，東京 1992）
- 5) 松葉育雄：ニューロ・ファジィ・カオス—新世代アナログコンピューティング入門—（合原一幸編著） pp. 48～52（オーム社，東京 1993）
- 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（新日本製鉄株式会社，東京 1991）
- 7) 竹中孝一：ニューラルネットワークによる医用画像処理の基礎的研究，岐阜工業高等専門学校電気工学科（藤田研究室），卒業論文 1991年3月

I 第106回研究会記事

第106回研究会を下記のように開催しました。

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

特別講演 10:00~11:00

X線スペクトル・画質・被曝線量 京都工芸繊維大学教授 金森仁志 先生

見 学 11:00~12:00

金森研究室, X線スペクトル測定設備, 他

研究発表 13:40~17:00

1) 特性線を含んだX線スペクトルの計算

山野要, 中森伸行, 山田正良, 金森仁志

京都工繊大

2) X線写真粒状のウィナースペクトルの管電圧依存性

有村秀孝, 池田隆晴, 井狩武史, 中森伸行, 松本政雄*, 窪田英明**,

金森仁志

京都工繊大, *大阪府立高専, **滋賀大

3) ビジュアルプログラミングによる心筋SPECT画像診断のための教育システムの開発

原武史, 藤田広志, 片淵哲朗*, 石田良雄*, 植原敏勇**, 西村恒彦**

岐阜大工, *国立循環器病センター, **大阪大医

4) ニューロ医用画像処理法の基礎的研究

堂下晃広, 藤田広志, 津坂昌利*

岐阜大工, *名大医短

5) マンモグラフィの腫瘍の良悪性の鑑別: 特徴量を入力としたニューロ解析

蔡篤儀, 藤田広志*, 堀田勝平**, 遠藤登喜子***, 木戸長一郎**,

石垣武男***

岐阜高専, *岐阜大工, **愛知がんセ, ***名大医

6) Basic Investigation in Computerized Detection of Microcalcifications on Mammograms

Nader Riyahi-Alam, Hiroshi Fujita*, Tokiko Endo, Tohru Kirito*, Takeshi

Hara*, Katsuhei Horita**, Mitsuru Komizu***, Mitsuru Ikeda, Choichiro Kido**, and Takeo Ishigaki

Dept. of Radiology, Nagoya Univ. School of Medicine

*Dept. of Electronics & Computer Eng., Gifu Univ.

**Dept. of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hosp.

***Dept. of Radiology, Shiga Medical Univ.

7) 単色X線を用いた3次元CTでの散乱線の影響

井上光二, 金森仁志, 宇山親雄*

京都工繊大, *国立循環器病センター

8) 連続X線を用いた3次元CTでの散乱線の影響

井上光二, 金森仁志, 遠藤真広*

京都工繊大, *放医研

9) 新生児頭部超音波エコー画像の拍動抽出II

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

10) KエッジサブトラクションX線像の画像処理

山口高弘, 深川浩志, 鈴木洋一, 長谷川伸, 兵藤一行*, 安藤正海*,

武田徹**

電通大, *高エネルギー研, **筑波大

II 理事会議事録

日時 平成5年6月5日(土) 12:00~13:00

場所 京都工芸繊維大学

出席者 内田, 長谷川, 田中, 樋口, 稲本, 速水, 松井, 山下(代理), 金森

- 議題
1. 平成4年度事業報告, 決算, 平成5年度事業予定, 予算案を承認した。
 2. 会長, 理事, 監事候補者を10巻2号会告4頁の原案どおり決定した。ただし, 三浦典夫氏が化成オプトニクス社を退社したので, 同社青木雄二氏と交代したいとの申し出があった。審議の結果, これを諒承した。
 3. 名誉会員に磯部寛氏, 佐々木常雄氏, 山崎武氏を推薦することにした。

4. 第108回研究会を平成6年2月に東京で開催することにして、竹中、長谷川常務理事に企画を依頼した。
5. 総務理事予定者を選出し、会長が常務理事予定者とその担当を委嘱した。総会で、理事が原案通り選出されたならば、正式に就任することを申し合わせた。

報 告 1. 表彰委員長（長谷川常務理事）から選考経過の報告があった。

Ⅲ 総会議事録

日 時 平成5年6月5日（土）13:00～13:30

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 150名（委任状111名を含む）

議 題 上記理事会議事録1, 2, 3を承認した。

報告事項 表彰委員長から内田論文賞1件の選考経過の報告の後、表彰を行った。

平成4年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	2,374,355	印刷製本費	876,942
一般会費	892,176	通信費	220,069
賛助会費	840,000	研究会費	95,008
研究会参加費	63,500	旅費交通費	575,080
雑収入	4,944	会議費	119,677
利息	24,740	人件費	33,000
		国際交流事業費	0
		図書雑誌費	55,659
		消耗品費	79,499
		雑費	8,185
		支出合計	2,063,119
		次年度繰越金	2,136,596
収入合計	4,199,715	支出繰越金合計	4,199,715

監 査 報 告 書

医 用 画 像 情 報 学 会

会長 内 田 勝 殿

監事 津 田 元 久 ㊞

監事 小 島 克 之 ㊞

平成4年度の収支に付いて、平成5年5月22日に監査を実施しました。ここに、その結果を報告します。会計収支に付いては、帳簿の記載、領収書の取得など適正に処理されていることを認めます。

平成4年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 金 費	1,000,000 30,000
繰越金及び利息	114,171	支 出 合 計	1,030,000
		次 年 度 繰 越 金	84,171
収 入 合 計	1,114,171	支出繰越金合計	1,114,171

IV 平成5年度内田論文賞の表彰選考

1. 論 文

著 者：深川浩志，鈴木洋一，山口高弘，長谷川伸，兵藤一行，安藤正海，杉下靖朗，

垣花昌明，大塚定徳，武田徹，秋貞雅祥，西村克之，豊福不可依，竹中栄一

論 文 名：KエッジサブトラクションX線テレビシシステム

掲 載：会誌第9巻，2号，83～90ページ

2. 推薦理由

心臓診断への応用を目的としたエネルギー差分方式のX線テレビシステムの試作結果を述べている。すなわち造影剤の含むヨウ素のK吸収端の僅か上および僅か下の単色X線を短い時間間隔で交互に照射し、得られた画像ペアを差分処理して骨、臓器などを消去し、心臓と共に動く血管の血流の様子を実時間で観察できるシステムを開発し、犬を使った動物実験の結果を示している。

外国数箇所と同じ目的の研究があるが、何れも被検体（患者）を機械的に走査し、且つ1度に1枚の像しか得られないのに比べて本方式は画期的であり、将来大形化の上ヒトの診断への実用化への手法を提供する優れた論文である。

新 入 会 員

No	氏 名	勤務先及び所在地	電 話, F A X
442	武 田 徹	筑波大学臨床医学系 〒305 茨城県つくば市天王台1-1-1	T E L 0298-55-9541 F A X 0298-53-3658
443	深 川 浩 志	㈱インテック F A システム部 〒930 富山市下新町3-23	T E L 0764-32-1285 F A X 0764-42-0638
444	鈴 木 洋 一	電気通信大学電子工学科 〒182 調布市調布ヶ丘1-5-1	T E L 0424-80-7694 F A X 0424-80-3801
445	伊 平 和 史	㈱東芝医用機器技術研究所 〒324 栃木県太田原市若草下石上1384	T E L 0285-26-6201
446	濱 田 松 治	大阪医科大学附属病院放射線科 〒569 大阪府高槻市大学町2-7	T E L 0726-83-1221
447	西 端 豊	大阪医科大学附属病院放射線科 〒569 大阪府高槻市大学町2-7	T E L 0726-83-1221
448	秋 田 和 彦	大阪医科大学附属病院放射線科 〒569 大阪府高槻市大学町2-7	T E L 0726-83-1221
449	斎 藤 秀 敏	東京都立医療技術短期大学一般教養科 〒116 東京都荒川区東尾久7-2-10	T E L 03-3819-1211
450	有 村 秀 孝	㈱島津製作所医用機器研究所 〒604 京都府京都市中京区西ノ京下合町11	T E L 075-823-3250 F A X 075-823-3290
451	上 田 延 寿	ニチメンデータシステム㈱ 〒111 東京都台東区柳橋2-19	T E L 03-3864-7699 F A X 03-3864-7566

— 会 員 移 動 —

No	氏 名	変更項目	勤務先及び所在地	電 話, F A X
50	内 田 勝	自宅住所	〒880-13 宮崎県東諸県郡綾町南俣 3707-1	T E L 0985-77-3226 F A X 0985-77-3226
110	小 寺 吉 衛	勤 務 先	近畿大学工学部電子情報工学科 〒729-17 東広島市高屋うめの辺1	T E L 0824-34-8683 F A X 0824-34-7011
賛助	デュボン ジャパン リミテッド	所 在 地	〒106 東京都港区本麻布3丁目 4-26	T E L 03-5421-1356 F A X 03-5421-1363
216	中 出 貴 英	勤 務 先	兵庫県立高齢者脳機能研究センター 〒670 兵庫県姫路市西本庄620	T E L 0792-95-5511 F A X 0792-95-8199
59	大 島 正 明	勤 務 先	旭化成情報システム(株) 〒104 東京都中央区入船1-8-2	T E L 03-3507-2316
95	鶴 田 重 彦	勤 務 先	財東京都予防医学協会 〒162 東京都新宿区市谷砂土原町 1-2	T E L 03-3269-1152 F A X 03-3269-7562
188	辻 内 順 平	自 宅	〒132 東京都江戸川区松江 7-27-14-702	
148	島 田 栄 一	勤 務 先	国立宮崎東病院放射線科 〒880 宮崎市田吉4374-1	
賛助	トムソン シーエス 会 社 名 エフ ジャパン(株)		〒102 東京都千代田区麴町5-7 T B R ビル	T E L 03-3264-6346 F A X 03-3264-6698

— 賛 助 会 員 名 簿 —

平成5年7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 (株)	トムソンシーエスエフジャパン(株)
コ ニ カ (株)	(株) ナ ッ ク
三 洋 電 機 (株)	日 本 コ ダ ッ ク (株)
シーメンス旭メディテック(株)	日 本 電 気 (株)
(株) 島 津 製 作 所	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
シ ャ ー プ (株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
中 央 精 機 (株)	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 (株)
(株) 東 芝	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム (株)
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)	

(計19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〕 松本政雄（大阪府立高専）
理 事	〔大学関係〕 稲本一夫（大阪大），金子昌生（浜松医大）， 小島克之（常葉学園浜松大），滝沢正臣（信州大）， 丹羽克味（奥羽大），山下一也（大阪大），和田卓郎（広島大） 〔会社関係〕 青木雄二（化成オプトニクス），加藤久豊（富士フィルム）， 杉本 博（東芝），細羽 実（島津），松井美楯（コニカ）， 矢仲重信（日立）
監 事	津田元久（東京工芸大），樋口清伯（大阪産業大）

記 後 集 編

今年の梅雨は後半になって雨が続き、涼しくなり、すごしやすくなりました。長期予報では夏の暑さも短期間だけということで、この予報が当たって欲しいものです。先日の総会で、あと3年間事務局を続けることに決まりました。よろしくお願いします(K)。

-135-

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 工学学部 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。)

「学術分野における国際貢献についての基本的提言」を採択

平成5年5月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、去る4月21日から23日まで第116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同総会で採択された「学術分野における国際貢献についての基本的提言」等についてお知らせいたします。

日本学術会議第116回総会報告

日本学術会議第116回総会（第15期・第5回）が、4月21日～23日の3日間にわたって開催された。

総会の初日の午前は、会長からの前回総会以降の経過報告に続いて、各部、各委員会等の報告が行われた。次いで、今回総会に提案されている2案件について、それぞれ提案説明がなされた後、質疑応答が行われた。

午後からも提案案件に対する質疑応答が行われた後、引き続き各部会が開催され、午前中に提案説明された総会提案案件の審議が行われた。

総会2日目の午前は、前日提案された2案件及び緊急に提案された1案件の審議・採決が順次行われた。

まず、「国際対応委員会の改組について(申合せ)」が採択された。これは、学術の国際化の急速な進展に伴い、国際学術団体及び国際学術協力事業への対応の重要性がますます増大してきており、日本学術会議としてもその職務を遂行する上で、学術の国際化に関する状況の迅速かつ的確な把握が不可欠であるという観点から、より広範囲にわたる国際学術情報の収集と、それに基づく適切な対応ができるよう、国際対応組織の充実強化を図るために、必要な措置を講じたものである。

次いで、「学術分野における国際貢献についての基本的提言」が採択された。本件については、日本学術会議第15期活動計画の中の重点目標として掲げられており、また、一昨年秋の第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、日本学術会議における重要案件として鋭意審議してきたものである。

提言は、1. 学術分野における国際貢献の意義、2. 学術分野における国際貢献の在り方、3. 学術分野における国際貢献を進めるための提案という構成内容になっており、日本学術会議は、今後とも、本提言に基づき、具体的な諸課題について検討していくこととしている。

最後に、上記の提言に基づき、日本学術会議は、国際貢献のための新しいシステムを構築するための具体的方策を直ちに検討し、その速やかな推進を図るという内容の「学術分野における国際貢献についての基本的提言に関する附帯決議」が採択された。

また、「学術分野における国際貢献についての基本的提言」に関する会長談話を22日付けで発表した。

午後からは、現在、常置委員会、特別委員会で審議されている懸案事項について、自由討議が行われた。

総会3日目は、午前は各特別委員会、午後は各常置委員会・国際対応委員会がそれぞれ開催された。

なお、近藤会長が、4月22日に河野内閣官房長官と、また、同27日に宮澤内閣総理大臣とそれぞれ会見し、「学術分野における国際貢献についての基本的提言」を手渡すとともに、同提言について報告した。

学術分野における国際貢献についての基本的提言（抜粋）

（前文略）

1. 学術分野における国際貢献の意義

（本文略）

2. 学術分野における国際貢献の在り方

（本文略。項目のみ）

- (1) 対等・互恵の原則に基づいた国際学術協力の強化
- (2) 国際学術協力の積極的発議等
- (3) 人材育成への協力による国際貢献の推進
- (4) 我が国の学術情報の提供・紹介の促進
- (5) 学術に関する国際団体への対応強化

3. 学術分野における国際貢献を進めるための提案

前節で述べた我が国の学術分野における国際貢献の在り方を踏まえ、これを推進していくために、以下の事項を提案する。

(1) 我が国からの情報提供機能等の充実・強化

① 学会の支援・育成

我が国の学会は、高等教育研究機関や産業界の研究発表の場として重要な役割を果たしてきた。また、研究者相互の活発な国際交流等を通じて、情報の提供に努めているところである。しかしながら、ほとんどの学会は、資金の不足から、必要な活動も十分にできない状況にある。

学術分野における国際貢献という観点において、非政府機関（NGO）としての学会の果たす役割は極めて大きく、それらが有する情報提供機能を最大限に発揮できるよう、学会の支援・育成を図る必要がある。

② アジア地域における学術研究に関する連携の強化

我が国と地理的・歴史的・文化的な関係の深いアジア地域の学術の発展に資するため、アジア地域の科学者や学術研究機関の間の学術研究ネットワークを拡充・強化することが必要である。また、将来的には、アジアの学術振興のための国際的な組織の在り方について、関係各国の科学者と協議していく必

要がある。

(2) 国際学術交流のための支援の充実

① 学術研究機関の整備等

新しい知識の創造と発展は、優れた研究者が集い、切磋琢磨するところから生まれるものであり、研究者の未知への挑戦に対して最も適切な施設・資金・支援システムなどの研究環境を提供することが必要である。したがって、全世界の研究者が日本で研究することに魅力を感じ、充実した研究生活を送れるように、学術研究機関の整備及び適切な運営を図るべきである。

② 来日研究者・留学生への支援の充実

学術分野における国際貢献の第一歩として、各国の人材育成への協力、とりわけ来日研究者・留学生の支援に十分な配慮がなされなければならない。したがって、内外における日本語教育の充実や、来日研究者・留学生の住居、日本人研究者・学生や地域の人々との交流を可能とする交流施設など生活・文化施設の整備・充実は早急に図るべきである。

③ 海外派遣研究者への支援の拡充

国際学術交流は、相手国の国情に応じた総合的配慮の下に行われる必要がある。したがって、その国の研究者との恒常的な連携・協力を維持するとともに我が国からの海外派遣研究者が必要とする各種情報の提供や連絡・調整などでもできる人材の当該国への配置など、海外派遣研究者の支援体制の拡充を検討する必要がある。

(3) 学術分野における国際貢献のための新しいシステムの構築

国際的な学術協力については、我が国においても、既に多くの機関がその努力を重ねているところである。しかしながら、投入されている資金等そのための支援は、質・量ともに、未だ国際的な要求に応える水準にまで達しているとは言えない。しかも、現在個別に推進されている学術協力の相互の連絡・調整は、必ずしも十分ではなく、我が国の総力を挙げてこれを推進しているとは言えない状態にある。

また、今後ますます増えていくと思われる各種の国際的な学術協力プロジェクトの立案や協力、参加、推進については、これまで以上に、科学者の総意を反映しつつ、総合的かつ適切な判断を機動的になし得る場を確保しなければならない。

さらに、我が国が国際的な学術協力のための諸施策を強力に推進するためには、科学者の力のみならず、政府・産業界の協力、更には国民の理解等総合的な支援が必要である。

これらの問題点を改善し、学術分野において国際社会の期待に応える貢献をなし得るように、国民の理解の下に、諸課題の整理、必要な資金の確保・配分等を行う新しいシステム（例えば「学術協力機構」）を構築するなど、今後真剣に検討を進める必要がある。

終わりに

日本学術会議は、人類共通の資産としての学術の発展こそが人類の繁栄と世界の平和の礎となるとの見地から、本提言を取りまとめたものである。

なお、日本学術会議は、今後とも、本提言に基づき、内外の科学者を始め、広く関係各方面の意見を聴きながら、具体的な諸課題について引き続き検討していくことを付言したい。

平成5年(1993年)度共同主催国際会議

日本学術会議では、我が国において開催される学術関係国際会議のうち毎年おおむね6件について、学・協会と共同主催している。

本年もまた、6件の国際会議を共同主催することとしており、その概要は、次のとおりである。

◆第7回太平洋学術中間会議(6月27日～7月3日)

太平洋地域の住民の繁栄と福祉に直接関わる学術上の問題に関する研究を進展させるため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として宜野湾市(沖縄コンベンションセンター、沖縄都ホテル、メルパルク沖縄)において開催される。

参加予定人数500人(国外300人、国内200人)参加予定国数29か国。

◆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(7月11日～23日)

気象学、大気物理学及び陸水・水文科学に関する研究を進展させるため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として横浜市(横浜国際平和会議場)において開催される。

参加予定人数1,500人(国外700人、国内800人)、参加予定国数68か国。

◆第15回国際植物科学会議(8月23日～9月3日)

植物科学に関する研究を進展させるため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として横浜市(横浜国際平和会議場)において開催される。

参加予定人数4,000人(国外1,500人、国内2,500人)、参加予定国数81か国。

◆第24回国際電波科学連合総会(8月23日～9月3日)

電波科学に関する研究を進展させるため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として京都市(国立京都国際会館)において開催される。

参加予定人数1,200人(国外800人、国内400人)、参加予定国数49か国。

◆アジア社会科学研究協議会連盟第10回総会

(9月5日～11日)

アジア・太平洋地域における社会科学の教育、研究、訓練及び普及を促進するため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として川崎市(かながわサイエンスパーク)において開催される。

参加予定人数120人(国外60人、国内60人)、参加予定国数17か国。

◆第21回国際純粋・応用物理学連合総会(9月20日～25日)

物理学を進展させるため、討論を行い、最新の研究情報を交換することを目的として奈良市(奈良県新公会堂)において開催される。

参加予定人数300人(国外150人、国内150人)、参加予定国数41か国。

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(代)



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 千代田生命衛堂ビル

- 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 ☎(0542)71-4535

光学測定機・ホログラフィー測定機

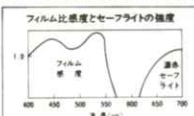
中央精機株式会社

〒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、デュポンのメタカルコーティングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は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目盛りをわずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストをアサイン。ご要望にも、正確・迅速にお応えします。



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

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

お問い合わせ、資料請求はあまで
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
☎ 111 ☎ 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
- アイヤー管 (第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管
- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

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



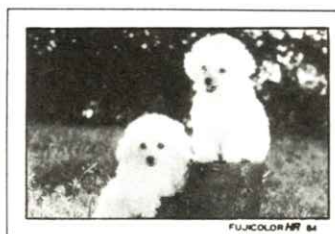
総合医療機器の

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

yms 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	西国支店 (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。

