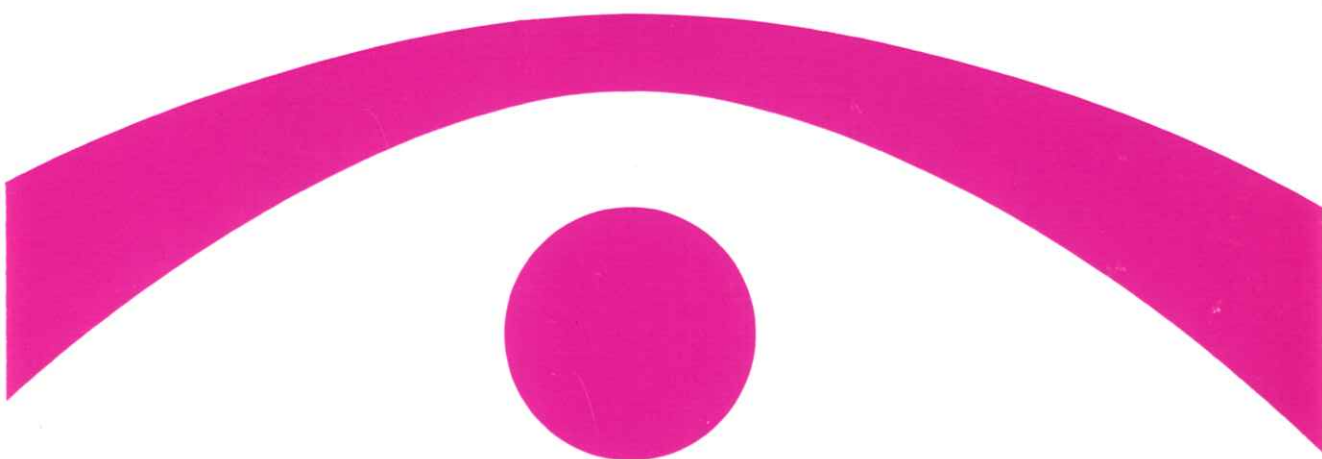


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻108号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 11 No. 3 September 1994



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11巻第3号 1994年9月

目 次

会 告

第110回研究会のご案内	会告 1
平成6年度会費納入のお願い	会告 3
第111回研究会予定および演題伺い—外国人の講演について	会告 4

研 究 速 報

胸部X線CT画像のスライス面の自動分類 —特徴抽出による方法— 宇野光雄, 津坂昌利, 藤田広志 澤田道人	87
胸部X線CT画像のスライス面の自動分類 —遺伝的アルゴリズムを用いた方法— 原 武史, 藤田広志, 津坂昌利 澤田道人	91
濃度勾配解析に基づくマンモグラム微小石灰化検出フィルタの開発 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子 堀田勝平, 木戸長一郎, 石垣武男	96

論 文

パソコンによる心臓機能の計測: MRI画像からの心室容積の計算 蔡 篤儀, 渡辺英司, 小島克之, 藤沢 功 加川憲作, 富田政明, 荒川迪生	101
エントロピー法による磁気共鳴断層画像の評価 上田正美, 稲津 博, 荻屋公明, 内田 勝	108
超音波画像における心臓疾患のコンピュータ支援診断システムの構築: 統計特徴量による解析 蔡 篤儀, 福岡大輔, 小島克之, 藤沢 功 加川憲作, 富田政明	116

会 報

研究会記事	124
理事会議事録 — 総会議事録	125
平成6年度内田論文賞の表彰選考について	127
新入会員 — 会員移動 — 賛助会員名簿	128

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. 11 No.3 September 1994

Contents

Original Letters

- Automated Classification of Slice Positions for Chest X-ray CT Images:
An Approach by Feature Extraction
..... Mitsuo UNO, Masatoshi TSUZAKA,
Hiroshi FUJITA, and Michito SAWADA 87
- Automated Classification of Slice Positions for Chest X-ray CT Images:
An Approach by a Genetic Algorithm
..... Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA,
Masatoshi TSUZAKA, and Michito SAWADA 91
- Development of Detection Filter Based on Density Gradient
Analysis for mammographic Microcalcifications
..... Kenichi HIRAKO, Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO,
Katsuhei HORITA, Choichiro KIDO, and Takeo ISHIGAKI 96

Original papers

- Automated Measurement of Ventricular Volumes in MRI
..... Du-Yih TSAI, Eiji WATANABE, Katsuyuki KOJIMA,
Kou FUJISAWA, Kensaku KAGAWA,
Masaaki TOMITA, and Michio ARAKAWA 101
- Evaluation of Magnetic Resonance Images by Entropy Method
..... Masami UEDA, Hiroshi INATSU,
Komyou KARIYA, and Suguru UCHIDA 108
- Feature-Based Image Analysis for Classification of
Echocardiographic Images
..... Du-Yih TSAI, Daisuke FUKUOKA, Katsuyuki KOJIMA,
Kou FUJISAWA, Kensaku KAGAWA, and Masaaki TOMITA 116

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 11 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.

222 Rosewood Drive

Danvers, MA 01923, USA

Phone: (508) 750-8400

Fax: (508) 750-4744

第 110 回 研 究 会 ご 案 内

第110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6年10月7日（金），8日（土）

7日；13時～18時；特別講演，

18時30分～；30周年記念式典および懇親会

8日；9時～12時：研究発表，12時～13時：理事会

場 所 宮崎観光ホテル；東館2階，初雁の間

〒880 宮崎市松山1-1-1

TEL 0985-27-1212（代表），0985-32-5920（予約直通）

FAX 0985-25-8748

特別講演 7日（金）；13:00～14:00

1）学会30年を思う

医用画像情報学会会長

内 田 勝 先生

14:00～16:00

2）ファジー推論とその応用（仮題）

九州工業大学教授

山 川 烈 先生

16:20～18:00

3）核医学における画像診断

－基礎および最近の臨床検査について－

宮崎医科大学放射線科講師

星 博 昭 先生

懇 親 会 7日（金）；18:30～20:00

宮崎観光ホテル；東館2階，大虹の間

会費；5,000円

研究発表 8日（土）；9:00～12:00

見 学 8日（土）；14:00～

シーガイア・オーシャンドーム（ドーム開閉型人工海浜）造波装置。造波装置および内部施設見学コース料金；1,200円

人工海浜で水泳およびショーを見られる方は入場料（1日チケット；4,200円，ナイトチケット（午後16時以降入場）；2,800円）が必要です。ただし，1日チケットを購入すれば，見学科金は要りません。

ドーム内は室温29°に調節されています。軽装で入場して下さい。

日南海岸観光；定期観光バス，13時宮交シティ発。青島，堀切峠，サボテン公園。

所要時間：4時間程度

宮崎観光ホテルの宿泊申込方法（学会員特別割引） シングル；10,000円（朝食付き）

申込方法；宮崎観光ホテル予約係（0685-27-1212代表）に電話で直接申し込んで下さい。その際，必ず医用画像情報学会と申し出て下さい。早めに予約して下さい。満室になることがあります。

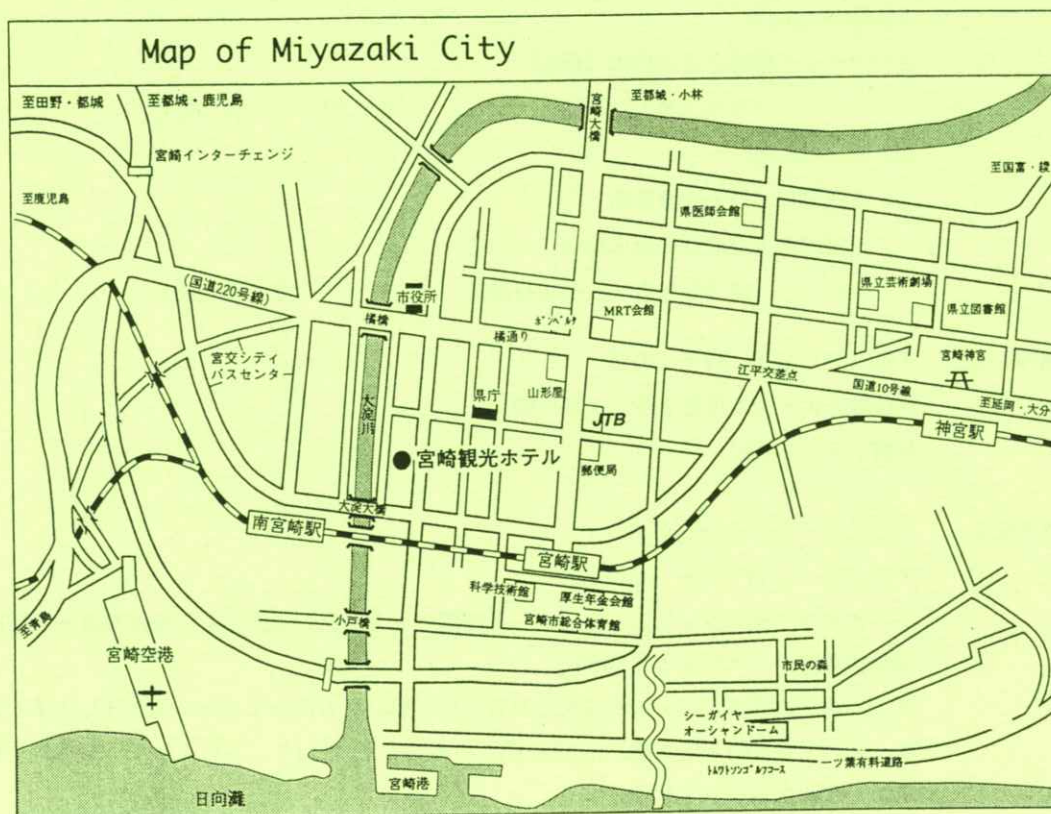
宮崎観光ホテルへの交通のご案内

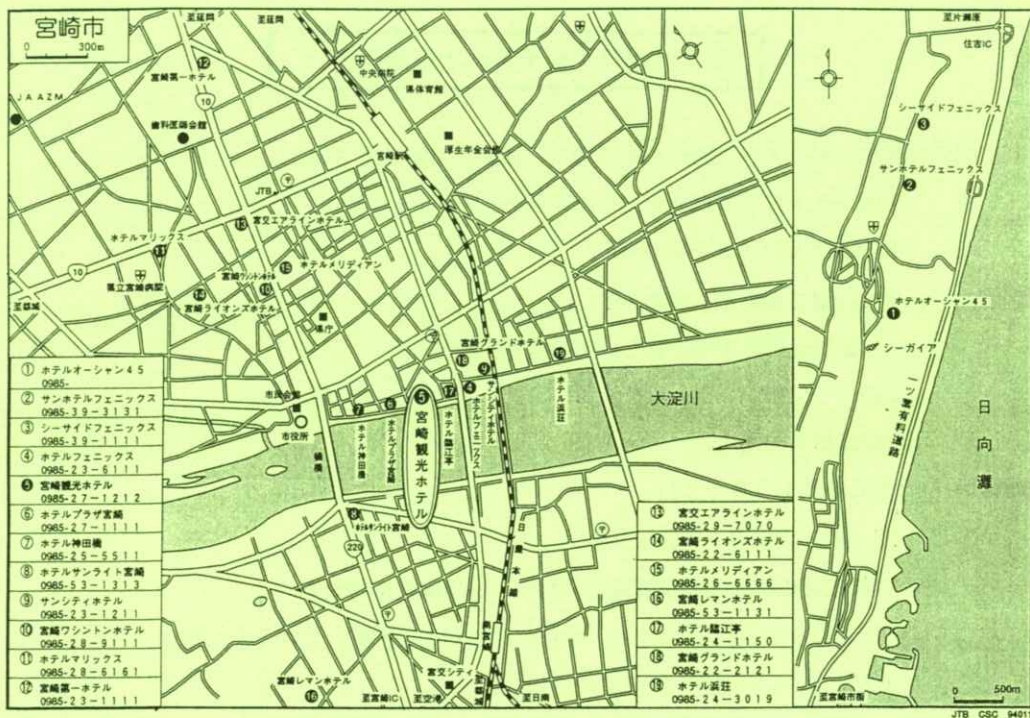
1) 宮崎空港から バス（宮崎駅行き乗車）25分（360円），橋通り1丁目下車
大淀川沿いに徒歩5分。 タクシー 15分（2,800円）

2) 宮崎駅から（宮崎駅前宮崎交通営業所から乗車，ほとんどのバスが行きます。）
バス 15分 橋通り1丁目下車，大淀川沿いに徒歩5分
タクシー 8分（650円）

連絡先：宮崎医大病院中央放射線部 稲津 博

TEL 0985-85-1510 FAX 0985-85-3101





平成6年度会費納入のお願い

平成6年度会費納入をお願いします。会費は年額4,000円です。郵便振替口座は、本年5月から、京都01010-7-32350 医用画像情報学会に変わりました。未納の方には、本号にも振替用紙を入れました。行き違いで納入された方は御容赦下さい。

第111回研究会予定および演題伺い

第111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7年1月28日(土) 10:30～

場 所 電気通信大学(東京都調布市)

特別講演 「この眼で確める」は確か?

－ 3次元錯視現象と新しい型の視覚効果 －

電通大 情報システム学研究科 出 澤 正 徳 教授

見 学 上記講演の関連施設

演題締切 平成6年12月13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。

——— 外国人の講演会について ———

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

申 込 切	3 月 下 旬	7 月 下 旬	1 1 月 下 旬
会 誌 発 行	5 月 中 旬	9 月 中 旬	1 月 中 旬

胸部X線CT画像のスライス面の自動分類 —特徴抽出による方法—

宇野 光雄*・津坂 昌利**・藤田 広志*・澤田 道人***

*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

***安城更生病院放射線技術科 〒446 安城市御幸本町12-38

(1994年6月4日, 最終1994年7月1日 受理)

Automated Classification of Slice Positions for Chest X-ray CT Images: An Approach by Feature Extraction

Mitsuo UNO*, Masatoshi TSUZAKA**

Hiroshi FUJITA*, and Michito SAWADA***

*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

***Department of Radiology, Anjo Kosei Hospital, Miyuki-honmachi 12-38, Anjo 446, Japan

(Received June 4, 1994, in final form July 1, 1994)

We present a procedure to automatically classify the slice positions in chest X-ray CT images for the purpose of increasing the true-positive candidates of lymphnodes and also decreasing the false-positive ones detected by our algorithm developed previously. Image features determined from the position and the shape of vessel and trachea on the CT slices were extracted in our approach. The classification of the slices into three categories (A to C) was successful by use of the trachea information. Detailed classification into nine categories in terms of the vessel information was fairly

good for A and B categories (93%), but it was difficult to classify in the C category, which demonstrates the necessity of a new approach to the C as shown in the following paper of this issue.

1. はじめに

肺ガンを診断する際には、まず胸部X線単純写真が用いられるが、より精密に診断できるX線CTも有用である。最近ではヘリカルCTによる集団検診の試みもなされている。胸部X線CT画像において、肺ガンの所見である縦隔部のリンパ節の検出はしばしば困難であるため、これを自動検出するためのアルゴリズムの開発が望まれており、われわれは最近これらについて成果を報告している^{1,2)}。その結果は、専門医によって指摘された診断リンパ節数30(画像10枚)に対して、真陽性率73%(22/30)、検出もれ数(見落とし数)8、画像1枚当たりの偽陽性数1.5(15/10)であった。そして、より検出率を高め、さらに、偽陽性数を減らすためには、リンパ節の解剖学的位置情報に基づく知識処理を加えたアルゴリズムの開発が必要であると結論付けている。

そのためには、スライス面ごとにリンパ節の存在位置を示したリンパ節地図³⁻⁵⁾を利用することが考えられる。ただし、連続したCTスライス面の順序は既知であるが、各スライス面が解剖学的にどの位置に相当するかは未知であるため、コンピュータに認識させる必要がある。そこで、本研究では、収集したCTスライス像をリンパ節地図を参考に血管や気管の形態により9分類することとし、これらの自動分類を試みた。そして、この9分類にスライス面を認識させるために、血管

や気管の位置関係や形状の特徴を利用した。

2. 方 法

2.1 CT画像データ

本研究で用いた画像は、画素数512×512、符号付き16ビットの胸部X線CT画像81例である。1人当たりの画像データ(スライス数)はおおよそ7枚であり、それらは肺尖部から1cmおきに撮影されたものである。また、各画像の縦隔部として、画素数約200×200(縦×横:縦は個体差により変動し、横は200で一定)の領域を自動抽出し^{1,2)}、また、分類のためにウインドウ処理(Window Level=40, Window Width=300)を施す。

2.2 気管の抽出

第1段階として、気管の状態(位置、形状)により、3分類することを試みた。まず、気管部を抽出するために2値化処理(閾値:CT値=-850)を行い、続いてラベリングを行った。この画像には、肺野の一部も含まれるため、これを除去する必要がある。そのために気管の位置情報から、(1) 画像の上下方向にはほぼ中央に抽出範囲を定め、(2) 左右方向には肺野上部のスライス画像は気管が1本であるため中央に定め、また、(3) 肺野下部のスライス画像は気管が2本に分岐して広がりをもつことから抽出範囲を広く定めた。この処理のみではまだ気管以外の部分が残るので、さ

らに形状的情報として、気管断面の円形度が高い（0.53以上）という特徴を用いた。気管は、(1) 1つ検出される場合（分岐前）と、(2) 2つ検出される場合（分岐後）がある。前者(1)を円形度と気管の縦と横の長さの比（円形度0.68以上、かつ縦横比0.6以上をA、他をB）によって、A分類（気管上部画像）とB分類（気管分岐部画像）に区分し、後者(2)をC分類（気管分岐後画像）とした（Fig. 1参照）。

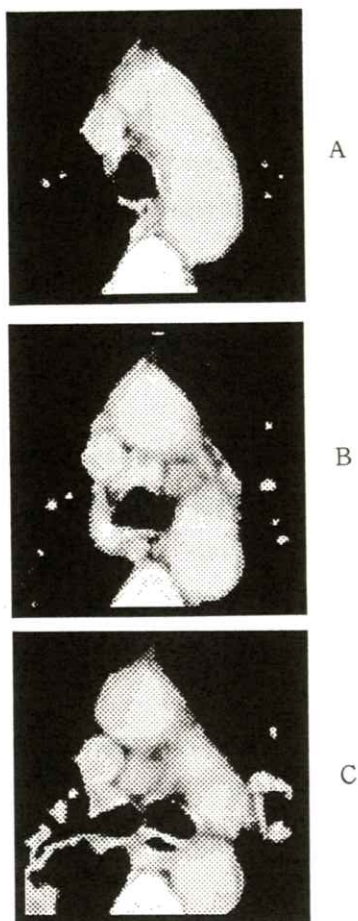


Fig. 1 Typical examples of three classifications, A to C, in terms of trachea. A: the upper part of trachea, B: branch part of trachea, and C: the lower part of trachea after branch.

2.3 血管の抽出

気管の状態のみでCT画像のスライス面の詳細な分類を行うことは困難であるため、次の段階として、血管の検出を行った。CT画像は造影剤注入により血管のCT値が上昇するが、中には造影剤濃度の低い画像もあり、血管のCT値に大きなばらつきがみられる。よって、絶対的な2値化処理ではなく、その患者のすべてのスライス画像に対する縦隔部のCT値の平均（*ave*）による相対的な2値化処理を行った。この場合の2値化処理は閾値が1つの通常処理ではなく、画素値の範囲を定め、その範囲内と範囲外を2値化するものである。血管のCT値の通常範囲は100~180であるが、下限を“ $[ave \div 5] \times 10 + 50$ ”と定めた。ただし、 $[]$ は*ave*が正のとき小数点以下切り捨て、負のとき切り上げを意味する。また、この値が100以上の場合は100と設定した。この式は、造影剤濃度の低い4症例の画像に対して実験的に算出したものであるが、症例が少ないため、再考する必要があると思われる。続いて、ラベリングを行い、面積と円形度の特徴量によって血管の抽出を行った。血管を抽出する条件は、面積（ピクセル数）300以上かつ円形度0.4以上、または面積1500以上とした。前者は円形度が高い上行・下行大動脈を抽出するためであり、後者は面積が大きい他の血管、例えば大動脈弓などを抽出するための特徴量である。

3. 結果と考察

第1段階の3分類では、すべての画像81例（A分類：21例、B分類：7例、C分類：53例）に

対して、正しく分類することができた。Fig. 1の例では、気管の特徴量である面積をS、円形度をC、縦と横の比をRとすると、A : S = 414, C = 0.83, R = 1.05, B : S = 404, C = 0.64, R = 0.59, C : 左 S = 236, C = 0.75, 右 S = 205, C = 0.81である。

第2段階の9分類において、A分類 (No. 1 ~ No. 4) では21例中20例正しく分類でき [正解率 95 %], B分類 (No. 4 と No. 5) では7例中6例が分類できた [正解率 86 %]。合計すると26/28で [正解率 93 %], 良好な結果が得られた。これらは比較的血管の位置関係に特徴があり、比較的分類しやすいものであった。正しく分類できなかったケースのうち、1枚は代表的なあるスライス面と次のスライス面の中間に相当するスライス画像であり、もう1枚は造影剤濃度の低い画像であった。C分類 (No. 4 ~ No. 9) においては、その中でNo. 4は2例中2例、No. 5においては、10例中8例分類できた。しかし、No. 6以降は血管構造が複雑で特徴量の抽出が難しく、分類できなかった。

4. おわりに

閾値処理、ラベリング、面積・円形度などの特徴量により、気管、血管を検出し、それらの形状、位置関係をもとにスライス面の自動分類を試みた。これらの処理では、血管影の位置関係に特徴がある気管分岐前の画像 (A, B分類) に適用できた [正解率 93 %]。気管分岐後の画像 (C分類) になるほど心臓部に近づくことから血管構造が複雑になり、この手法では困難であった。

本来の目的であるリンパ節の検出率を高め、偽

陽性数を少なくするためには、スライス面の分類の正解率をより高めなければならない。特徴量による自動分類を補う方法として、遺伝的アルゴリズムによる方法と融合した分類方法を行っており⁶⁾、比較的良好な結果が得られている。

謝 辞

研究を遂行する上で、御協力いただいた岐阜大学工学部の原武史氏に深く感謝いたします。また、胸部X線CT画像データの提供に協力いただきました安城更生病院の放射線科の岡江俊治部長、呼吸器科の高木英志部長、読影にご協力いただきました名古屋大学医学部第一内科の島浩一郎先生に心から謝意を表します。

文 献

- 1) M. Tsuzaka, H. Fujita, M. Sawada, et al.: Radiology **189(P)** 318 (1993)
- 2) 津坂昌利, 藤田広志, 宇野光雄, 他: 名古屋大学医療技術短期大学部紀要 **6** 49 (1994)
- 3) 土屋繁裕, 中川 健: INNERVISION **8** 12 (1993)
- 4) 高島 力, 鈴木正行, 伊藤 広: 日本医放会誌 **44** 1235 (1985)
- 5) 河野通雄, 木村修治編: 放射線診断学 p.276 (金芳堂, 京都, 1993)
- 6) 原 武史, 藤田広志, 津坂昌利, 他: 医画情誌 **11** 91 (1994)

胸部X線CT画像のスライス面の自動分類 —遺伝的アルゴリズムを用いた方法—

原 武史*・藤田 広志*・津坂 昌利**・澤田 道人***

*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

***安城更生病院放射線技術科 〒446 安城市御幸本町12-38

(1994年6月4日, 最終1994年7月1日 受理)

Automated Classification of Slice Positions for Chest X-ray CT Images: An Approach by a Genetic Algorithm

Takeshi HARA*, Hiroshi FUJITA*

Masatoshi TSUZAKA**, and

Michito SAWADA***

*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

***Department of Radiology, Anjo Kosei Hospital,
Miyuki-honmachi 12-38, Anjo 446, Japan

(Received June 4, 1994, in final form, July 1, 1994)

We have developed an automated classification method for slice positions in chest X-ray CT images, which is based on the template matching by applying a genetic algorithm (GA), in order to increase the true positives and to reduce the false positives of mediastinal lymphnodes detected by our detection algorithm. Combining the GA method with a feature extraction one which we have already reported yielded 96% classification rate.

1. はじめに

われわれは、肺ガンの画像所見である縦隔部のリンパ節を検出するためのアルゴリズムの開発について報告している^{1,2)}。その結果では、真陽性率が73%、画像1枚当たりの偽陽性数は1.5個で、さらなる性能向上のためには、解剖学的情報に基づく知識処理を加えたアルゴリズムの開発が必要であるとされた。

このような目的への第一歩として、縦隔部のリンパ節の発生位置が解剖学的に解っていること、特にスライス面ごとの発生位置については、日本肺癌学会の「リンパ節の部位と命名」に基づいたシェーマ（以下，“リンパ節地図”）が作成されていることなどを利用して³⁻⁵⁾、与えられたスライス面を該当するリンパ節地図に自動分類することが必要となる。その実行手順として、まず、リンパ節地図を参考に、左腕頭静脈横走レベルから左房レベルまでの画像を、典型的な9種類に分類する方法（以下、9分類）を試みた。

本論文では9分類について取り扱うが、特徴抽出を用いて分類する方法を本誌別項で報告している（以下、分類法1）⁶⁾。しかし、この方法では、血管影が明瞭である気管上部、気管分岐部付近においては93%の正解率であったが、気管分岐後の部位に対しては問題点が多かった。そこで本研究では、気管分岐後の分類を行うために、新たに遺伝的アルゴリズム（Genetic Algorithm, 以下、GA）を利用した画像間のパターンマッチング^{7,8)}に基づく分類法を開発し（以下、分類法2）、2つの分類法を組み合わせることで正確な9分類を行うことを検討した。

2. 方 法

本研究で用いた画像は、肺ガン患者の胸部X線CT画像81例であり、造影剤によりエンハンスされて撮影されている。患者1人当たりのスライス数は約7枚であり、肺尖部付近から1cmおきに撮影されたものである。画像データは、画素数512×512、16ビットである。また、各画像の縦隔部は画素数約200×200（縦×横：縦は個体差により変動し、横は200画素で固定）で既に抽出されており^{1,2)}、分類のためにウインドウ処理（Window Level=40, Window Width=300）を行った画像を用いる。

分類法1 縦隔部の2値化とラベリングを行い、円形度により気管を抽出する。気管の状態により3つに分類（A：気管上部画像、B：気管分岐部画像、C：気管分岐後画像）を行ったのち、A、Bと分類されたものについて、血管の面積、気管からの位置によりそれぞれNa.1～Na.4、Na.4とNa.5へ分類を行う⁶⁾。

分類法2 分類法1によりCと分類された画像について、Na.4～Na.9への分類を行う。画像の類似性に基づく分類のため、6種類の典型的なスライス面画像（参照画像、Fig. 1-a）を用意し、これと分類対象の患者の画像（観測画像、Fig. 1-b）とのテンプレートマッチングを行った⁹⁾。ただし、その探索部分にGAを用いている。分類は、観測画像と複数の参照画像とのそれぞれ最小の類似度（類似度は常に正であり、完全にマッチングすると0）を求め、その結果、観測画像は其中最

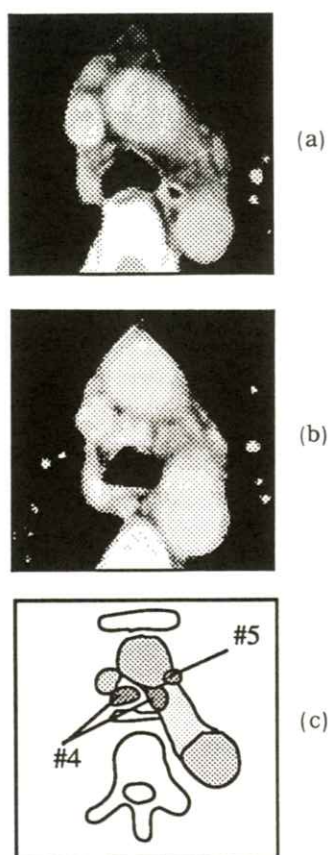


Fig. 1 An example of slice images in the classification

- (a) A slice image used as a reference No.4
- (b) A slice image used in the classification
- (c) A lymphnodes map corresponding to images (a) and (b)

小の類似度を示した参照画像の分類とされる。GAの適応度には、画像間の残差2乗和平均（完全にマッチングすると0）による画像間の類似度を用いた。

類似度は、参照画像中の切出し位置（ x, y ），横軸および縦軸方向のそれぞれの拡大または縮小量（ $zoom-x, zoom-y$ ）の4つの変数をもつ4次元空間内の量として表すことができる。このとき、最大にマッチングするときの各変数を求

める“多次元空間内の最小値を求める問題”としてとらえることができるが、変域が多次元に存在しているため、解を求めることは困難である。したがって、その実用上の最適解を求めるためGAを利用する。ここで、変数（ $x, y, zoom-x, zoom-y$ ）はそれぞれ独立に遺伝子を持ち、GAにより生成され、淘汰、交配、突然変異の遺伝的手法が適用される。また、それぞれの変数には最大値、最小値を事前に与えておくことにより、それらの間の値をとることができる。また、処理時間短縮のため 4×4 画素の平均値を1画素とする縮小した画像について実行した。

以下に、GAによる実験の手順を示す。

ある世代の遺伝子すべてに(a)~(c)を行い、その結果を用いて(d), (e)を行う。

- (a) 参照画像を（ x, y ）の値より、観測画像の幅、高さで切り出す（以下、切出画像）。
- (b) 切出画像を横軸方向、縦軸方向にそれぞれ（ $zoom-x, zoom-y$ ）倍拡大（縮小）する。
- (c) 観測画像と切出画像より、その遺伝子対の適応度を求める。
- (d) 最大の適応度を示す遺伝子より、参照画像における観測画像の位置を示し、その世代の検索結果にする。
- (e) 各遺伝子について、淘汰、交配、突然変異を行い、次世代の遺伝子とする。

統合法 与えられた患者のCT画像は、肺尖部付近より連続して与えられる。したがって、9分類の前後は入れ替わることがないため、分類法1, 2を次のように統合し分類することを考案した。

与えられた患者の i 枚目のCT画像 $m(i)$ を、 $n\{m(i)\}$ へ分類する手法を以下に示す。

(I) A分類、B分類の画像は分類法1で分類する。

(II) C分類の画像 $m(i)$ について、 $n\{m(i-1)\}$ と $n\{m(i-1)\}+1$ と分類されている参照画像との類似度を分類法2により求め、類似度の高い分類を与えられた面の分類 $n\{m(i)\}$ とする。

(II)を繰返し用いる。ただし、以下の例外処理がある。

(III) $m(i)$ の分類を求めるとき $n\{m(i-1)\} = n\{m(i-2)\}$ であれば $m(i)$ の参照画像には $n\{m(i-1)\}+1$ と $n\{m(i-1)\}+2$ を用いる。

(IV) C分類の画像は、少なくともNa4、Na5分類の画像を参照画像とする。

3. 結果と考察

画像81枚中、分類法2で用いる典型例6枚を除いた75枚の分類を試みた結果は、統合した場合は85%であった。これは、分類法2のみで全ての分類を行った場合の分類精度が69%であったことと比較して、分類法の統合は有効であることを表している。また、リンパ節地図でのリンパ節の存在位置が近いことより、それぞれ、Na7またはNa8、Na8またはNa9と7つに分類できれば正解とした場合は96%であった。分類ができなかった2枚の画像は、参照画像のスライス間を示す画像と造影が不十分な画像であった。

GAを用いたテンプレートマッチングの利点は、認識手順をブラックボックス的に扱える点である。

これにより特に画像の特徴量を求めることなく、典型的な参照画像が用意できればパターン認識が可能であり、かつ、GAの初期パラメータのみ調整すれば、従来のテンプレートマッチング法よりも高速に探索できる。

4. おわりに

GAによるテンプレートマッチングの方法を従来の方法に組み合わせることで、スライス面の9分類を行う手法について示した。その結果、96%の分類精度を得ることができた。さらなる分類精度の向上の一手段として、より細かいスライス間隔の参照画像を用意し分類を行うことが必要であり、現在計画中である。また、9分類の結果を、さらにリンパ節地図 (Fig. 1-c, #4: 気管気管支リンパ節, #5: 大動脈下リンパ節) へ分配し、与えられたスライス面上で、解剖学的にリンパ節の存在しない場所を削除し、かつ、存在の可能性のある場所を指摘するための位置情報を提示する方法を開発する予定である。

謝 辞

本研究の協力者である、岐阜大学工学部・宇野光雄氏に感謝します。また、画像を提供いただいた、安城更生病院放射線科・岡江俊治部長、呼吸器科・高木英志部長、読影にご協力いただいた名古屋大学医学部第一内科・島浩一郎先生に心より感謝します。

文 献

- 1) M. Tsuzaka, H. Fujita, M. Sawada, et al.:
Radiology **189(P)** 318 (1993)
- 2) 津坂昌利, 藤田広志, 宇野光雄, 他: 名古屋
大学医療技術短期大学部紀要 **6** 49 (1994)
- 3) 高島 力, 鈴木正行, 伊藤 広: 日本医放会
誌 **44** 1235 (1985)
- 4) 土屋繁裕, 中川 健: INNERVISION **8**
12 (1993)
- 5) 河野通雄, 木村修治編: 放射線診断学 (金芳
堂, 京都, 1993)
- 6) 宇野光雄, 藤田広志, 津坂昌利, 他: 医画情
誌 **11** 87 (1994)
- 7) 長尾智治, 安居院猛, 長橋 宏: 信学論 (D
II) **J-76-DII** 557 (1993)
- 8) 原 武史, 藤田広志: 投稿中
- 9) 河田 聡, 南 茂夫: 科学計測のための画像
データ処理 (CQ出版社, 東京, 1994)

濃度勾配解析に基づく マンモグラム微小石灰化検出フィルタの開発

平子 賢一* ・ 藤田 広志* ・ 遠藤登喜子**

堀田 勝平*** ・ 木戸長一郎**** ・ 石垣 武男**

*岐阜大学工学部電子情報工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1-1

**名古屋大学医学部放射線医学教室 〒466 名古屋市昭和区鶴舞町 65

***愛知県がんセンター病院放射線診断部 〒464 名古屋市千種区鹿子殿 1-1

****県立愛知病院 〒444 岡崎市欠町字栗宿 18

(1994年6月4日, 最終1994年7月8日 受理)

Development of Detection Filter Based on Density Gradient Analysis for Mammographic Microcalcifications

Kenichi HIRAKO*, Hiroshi FUJITA*, Tokiko ENDO**,
Katsuhei HORITA***, Choichiro KIDO****, and Takeo ISHIGAKI**

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

**Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine,
Nagoya-shi 466, Japan

***Department of Diagnostic Radiology, Aichi Cancer Center Hospital,
Nagoya-shi 464, Japan

****Aichi Prefectural Hospital, Okazaki-shi 444, Japan

(Received June 4, 1994, in final form, July 8, 1994)

We have developed a new automated-detection algorithm for clustered microcalcifications on digital mammograms. In our technique, the vectors of density gradient were firstly calculated within the area of breast which was segmented automatically. Second, three "circular-shape" filters were developed to extract the specific features for microcalcifications pattern from the vectors. The sen-

sitivity and specificity of our algorithm were 81% and 63% with 0.53 false detection per image for our database of 100 mammograms.

1. はじめに

近年、乳癌は増加の傾向が認められている。これに伴って今後X線画像による乳癌検診の大幅な増加が予想され、診断医の補助を目的とする画像診断支援システムの開発が要望されている。なかでも乳癌の悪性疾患を極めて高率に表す所見である、微小石灰化のコンピュータ自動検出の研究は、欧米を中心に活発に行われている¹⁾。そして、われわれもいくつかの報告を行っている²⁻⁴⁾。本誌に最近報告した文献3の手法では、乳房内のトレンドの影響を抑えるために、多項式曲線を用いてこのトレンド分布を近似し、除去処理を行った。しかし、症例によってはトレンド除去処理が不十分なケースもあり(腫瘍影付近など)、また全体的に処理時間の点からも短縮が必要とされた。そこで、本論文では、このようなトレンド成分の影響を受けずに、かつこれまでよりも短時間処理が期待できる新しい手法について報告する。

2. 方 法

新たに開発した微小石灰化検出処理は、乳房領域の抽出、信号強調、微小石灰化パターン検出、解析の4つの処理に分けられる。以下、順に説明する。

2.1 乳房領域抽出と信号強調処理

乳房X線写真(25.4 cm×20.3 cm)を、0.1 mmのサンプリング間隔、10ビットの濃度分解能でデジタル化し、2510×2000画素のデジタル画像を得る。そして、まず251×200画素の縮小画像を作成し、これを用いて乳房領域のみを抽出する。すなわち、縦1ラインごとに濃度分布を調べ、乳房領域とその周辺領域との境界を自動検出する³⁾。これ以後の処理は、この領域内のみを解析の対象とする。続いて、検出対象となる微小な石灰化の信号をあらかじめ強調するため、非鮮鋭マスクを用いて高周波成分の強調処理を、乳房領域内について行う。

2.2 石灰化パターン検出処理

この処理では、信号強調処理後の画像の濃度分布に対して、(1) 1画素ごとに濃度勾配を算出する。この勾配は大きさと方向をもったベクトルである。続いて、(2) この濃度勾配分布から、典型的な微小石灰化のベクトルパターンと類似したパターンをもつ部分のみを抽出する。

(1) 濃度勾配の計算

この処理では、微小石灰化信号の一つの特徴である濃度が急激に変化する場所を明確にするものであり、いわゆる微分処理を行う。ある画素(i, j)における濃度値を $f(i, j)$ とする。その8近傍の画素値を用いると、 x 方向と y 方向の1次微分、 $\Delta_x f(i, j)$ と $\Delta_y f(i, j)$ は、それぞれ次のよ

うになる。

$$\Delta_x f(i, j) \equiv f(i+1, j-1)/2 + f(i+1, j) + f(i+1, j+1)/2 \\ - \{f(i-1, j-1)/2 + f(i-1, j) + f(i-1, j+1)/2\} \quad (1)$$

$$\Delta_y f(i, j) \equiv f(i+1, j-1)/2 + f(i, j-1) + f(i-1, j-1)/2 \\ - \{f(i+1, j+1)/2 + f(i, j+1) + f(i-1, j+1)/2\} \quad (2)$$

このとき、デジタル画像における勾配の大きさ G と方向 θ は、それぞれ

$$G = \sqrt{\{\Delta_x f(i, j)\}^2 + \{\Delta_y f(i, j)\}^2} \quad (3)$$

$$\theta = \tan^{-1}\{\Delta_y f(i, j)/\Delta_x f(i, j)\} \quad (4)$$

で計算される。式(1)と式(2)はソーベルの勾配と呼ばれるもので、小領域で平滑化処理が行われた後に差分処理が行われ、ある程度雑音に強いという特徴がある⁵⁾。また、式(3)は計算の高速化のためには、各成分の絶対値の和でよい。なお、式(4)の方向は、22.5度間隔の16方向の一つに近似的に置き換える。

(2) 微小石灰化パターン検出

デジタル画像上における類円形の微小石灰化は、周辺の組織に比べて吸収値が高く（画像上、濃度値が低い）、中心に向かってほぼ一定に落ち込む「円錐形の穴」のような構造をもつと仮定できる。この構造(a)と、対応するベクトルパターン(b)を表示すると、Fig. 1 のようになり、以下これを“基本ベクトルパターン”と呼ぶ。石灰化の大きさは微小なほど悪性度が強く、統計的には0.2～0.3mm前後に集中するといわれている。これは今回の原画像でいえば、直径がおおよそ3～7画素

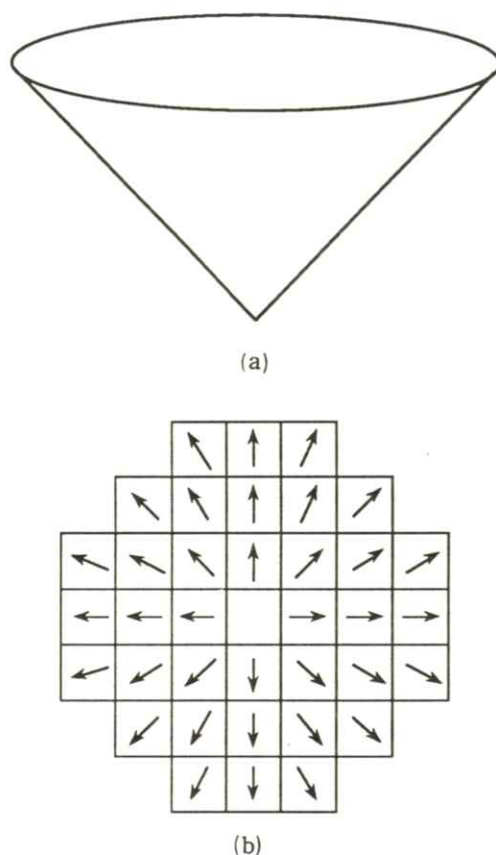


Fig. 1 (a) Structure of a circular calcification, (b) Vector pattern of the circular calcification in (a)

の類円陰影に相当すると考えられる。このような特徴をもつ微小石灰化を検出するために、以下のような微小石灰化パターン検出フィルタを考案した。

この検出フィルタは、Fig. 2 (a)～(c)に示すように、大きさの異なる3つの“リング状”のフィルタからなる。小さい方からFilter A, Filter B, Filter Cと呼び、それぞれの直径は、3画素、5画素、7画素である。(d)は3枚のフィルタを重ね合わせ、また、基本ベクトルパターンを記入した

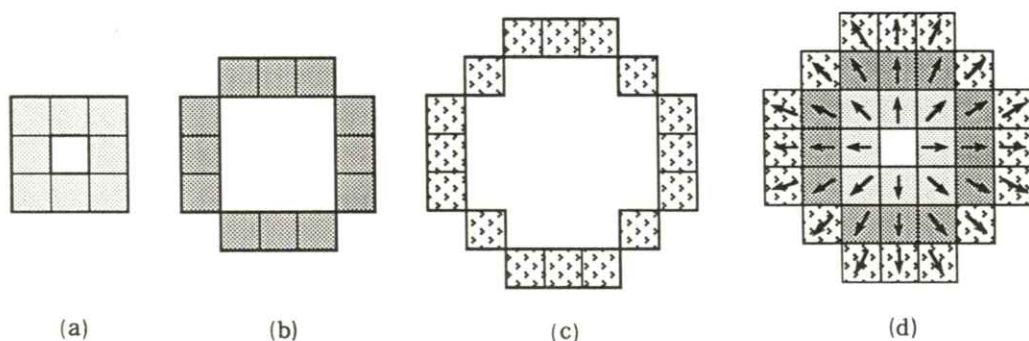


Fig. 2 Three filters of different diameters (a)~(c), and their composed filter (d) with vector pattern in Fig. 1 (b).

ものである。この3枚のフィルタを用いた演算を、乳房領域内にて画素単位に順次実行させる。このとき、各フィルタごとに、(1) 基本ベクトルパターンとの勾配の方向性の一致度、および、(2) 方向性も考慮して勾配の大きさを特徴量として計算する。Table 1は各フィルタに対する方向係数を表し、方向dが0とは一致したときで、d=8は180度異なるときである。その中間のdは、22.5度単位の差を表している。(1)の特徴量は、各フィルタ内のすべての画素に対して、方向係数の和で計算され、(2)のそれは、方向係数と大きさの積の和で求められる。経験的に、これらの閾値をそれぞれ、0.8125と3.6に本実験では設定した。

候補の抽出には、Filter AとFilter Bの条件を

同時に満たしたもの、または、Filter BとFilter Cの条件を同時に満たしたものを、最終的に微小石灰化候補として抽出する。

2.3 解析処理

解析処理は、「高吸収領域の決定」、「形状分析」、「クラスタ検出」の3つの処理から成り立つ。高吸収領域の決定とは、乳房領域内の濃度ヒストグラムで画素値の低い方から18%にあたる濃度値を閾値と定めて、腫瘍などの高吸収領域を取り出す処理である。これは、腫瘍内部の微小石灰化は、外部のそれと比べてコントラストが比較的低いためである。この情報は、次の2値化の閾値決定に反映される。

形状分析では、信号強調処理後の画像を各微小石灰化候補ごとに2値化処理する。そして、各候補の円形度(= $4\pi \times \text{面積} \div \text{円周長}^2$)により判断して、先の石灰化パターン検出処理では削除できなかった線成分などの偽陽性候補を削除する処理を行う。

最後に、クラスタ検出とは、最終的に残った候補の存在位置から、各候補間の距離を求めてクラ

Table 1 Direction coefficients for three filters. d represents the degree of coincidence between the basic vector pattern [Fig. 1 (b)] and the candidate pattern.

d Type	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Filter A	1	3/4	1/2	1/4	0	-1/4	-1/2	-3/4	-1
Filter B	1	5/6	2/3	1/3	0	-1/3	-2/3	-5/6	-1
Filter C	1	7/8	3/4	3/8	0	-3/8	-3/4	-7/8	-1

スタの条件に合うもののみを指摘する処理である。本実験では、専門医の判断により 50 mm² のなかに 3 個以上の微小石灰化が存在するとき、クラスタとして検出した。

3. 結果とまとめ

実験では、学習用データ 30 症例を用いてチューニングを行い、新たに認識用データ 100 症例（クラスタあり 41，なし 59）について行った。その結果、画像 1 枚あたりの偽陽性数（FP）が 0.53 個のとき、真陽性率（TP）が 81% であった。われわれの従来法では、同一データに対して、FP が 0.33 個のとき TP が 65.1% であった。また今回の真陰性率は 63% であった。ここで、真陽性率が上がったのは、比較的淡い石灰化を高確率に検出できるようになったことが原因である。一方、偽陽性数は従来法に比べて増加したが、これは、石灰化と良く似たパターンをもつ陰影を（例えば、血管と血管が交差している箇所など）、まだ多く誤検出することが原因である。ただし、これらは閾値の設定によってある程度変動するので、現在 ROC 解析を検討中である。

以上のように、大きさと方向をもった濃度勾配の 2 次元ベクトル画像に、新しく開発した“三重円”構造の微小石灰化検出フィルタを使用した。本手法は、従来のわれわれの方法に比べて、乳房領域に存在する背景のトレンドの影響を受けにくいという利点が確認された。また、スピードの点で従来の手法より優れたものになった。しかしながら、方向係数の設定やフィルタの形状、より微細で低コントラストな微小石灰化検出⁴⁾への対応

など、今後検討すべき問題が残されている。

謝 辞

本研究を実施するにあたり、ご討論いただきました藤田研究室の諸氏に感謝いたします。また、本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（小畑班）の助成によって行われました。

文 献

- 1) M. L. Giger: Computer-aided Diagnosis, in Syllabus: A Categorical Course in Physics. Technical Aspects of Breast Imaging, edited by A. G. Haus and M. J. Yaffe, p.p.283-298, 2nd edition, (RSNA Pub., Oak Brook, IL, 1993)
- 2) 遠藤登喜子, 木戸長一郎, 井口弘和, 他: 新医療 18(11) 116 (1991)
- 3) 桐戸 徹, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 11 7 (1994)
- 4) N. Riyahi-Alam, H. Fujita, T. Endo, et al.: 医画情誌 11 46 (1994)
- 5) 南 敏, 中村 納: 画像工学 (テレビジョン学会編), p.89 (コロナ社, 1989)

パソコンによる心臓機能の計測： MRI 画像からの心室容積の計算

蔡 篤儀*・渡辺 英司*・小島 克之**・藤沢 功***

加川 憲作***・富田 政明***・荒川 迪生***

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

** 常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科 〒431-21 浜松市都田町1230番地

*** 岐阜大学医学部附属病院第2内科 〒500 岐阜市司町40

(1994年2月5日, 最終1994年3月4日受理)

Automated Measurement of Ventricular Volumes in MRI

Du-Yih Tsai*, Eiji WATANABE*, Katsuyuki KOJIMA**, Kou FUJISAWA***,
Kensaku KAGAWA***, Masaaki TOMITA***, and Michio ARAKAWA***

* Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-04, Japan

** Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and
Informatics, Tokoha-Gakuen Hamamatsu University, 1230, Miyakodacho,
Hamamatsu-shi, Shizuoka 431-21, Japan

*** Second Department of Internal Medicine, Gifu University School of Medicine,
Tsukasa-machi 40, Gifu 500, Japan

(Received February 5, 1994; in final form March 4, 1994)

An accurate and efficient method for automated measurement of right and left ventricular volumes in magnetic resonance imaging is proposed. The method can be divided into four major stages. They are preprocessing, adaptive thresholding, 2-dimensional boundary extraction, and 3-dimensional display and volume calculation. A simulation study using a generated sphere with known dimension and an anatomic specimen study using an excised pig heart were performed to validate the accuracy of our algorithm for computerized measurement, followed by a clinical study of a healthy-volunteer heart. The measurement results were compared to that obtained with manual tracing by two human experts. Our preliminary results show that the proposed method provides acceptable accuracy and is clinically applicable.

1. ま え が き

心臓血流パターンの検出と心室の容積計測は、心臓の機能を評価する上で重要である。特に、心室容積の経時変化の測定は不可欠である。従来、心室の容積計測は医師の用手法によって描かれた2次元の1心拍数以上にわたっての心室輪郭線から、近似的に求めるのが一般的である。そして、得たデータを用いて、心室容積の経時変化曲線を描き出す。しかし、この方法は医師に大きな負担を与え、また医師の経験年数や計算による誤差の諸問題が残る。

近年、コンピュータの普及と高機能化と共に、心室輪郭の自動抽出手法に関する研究も見られるようになった^{1, 2)}。しかし、輪郭線周辺の画像濃度値の差が小さく、通常のしきい値による方法では、正確な輪郭抽出が困難である。また心室容積を計測するソフトウェアは、ワークステーションなどの大規模なシステムとしては存在するが、高価であるために一般の医療施設に導入するのが困難である。

そこで、本研究では、安価なパソコンを使用し、前処理や適応しきい値法を用い^{3, 4)}、2次元画像から心室の輪郭を自動的に抽出し3次元表示を行うと共に、心室容積を計測する一方法を示す。本研究では、まず断層画像間に補間画像を作ることによって3次元画像を得ることのできるソフトウェアを作成し、関心部分の体積または容積計測を可能にする。次に、われわれが提案するシステムの性能を評価するため、立体球の等間隔スライス画像から、球の体積を測定し真値と比較する。また、核磁気共鳴画像(MRI)装置で撮像された豚摘

出心のMRI画像に対し、心室の3次元表示と心室容積計測を行い、水浸法(water displacement method)による左右両心室容積の算出結果と比べる。さらに、臨床例にも適用し、専門医の用手法による容積計測結果と比較し、本計測システムの心臓機能評価への有用性を示唆する⁵⁾。

2. 方 法

Fig. 1に、本研究で提案する計測法の流れを示す。計測用画像は、MRIスキャナ(Signa Advance, General Electric 1.5T)により撮影された写真から、イメージスキャナ(GT-6000, Epson)を通じ、フレームバッファに取り込む。計測に使用したパソコンはPC-9801FS2(NEC)であり、拡張メモリーシステム(Melco EMJ-4000R)と数値演算プロセッサも用いる。出力機器にはビデオプリンタ(SCT-CP120, 三菱電機)を用いる。入力画像のサイズは256×256

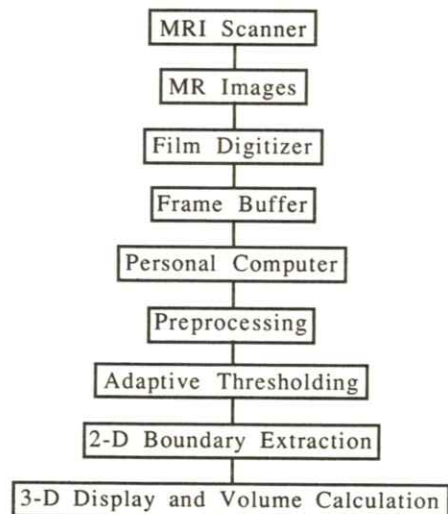


Fig. 1 Block diagram of volume measurement procedure.

画素で256階調とした。計測・処理用プログラムは、C言語で作成した。

2.1 対象画像

本論文の計測手法および計測アルゴリズムの性能を評価するために、まず、立体球の疑似スライス画像を用いてシミュレーション実験をし、そして、豚摘出心のMRIスライス画像を用いてファントム実験をし、さらに、ヒトのMRI画像を用いて計測実験を行った。

2.1.1 立体球の疑似スライス画像

MRIスライス画像の代わりに図形用ソフトウェアである「花子」により画像を作図した。これらの画像は、直径10cmの球を縮尺1/2、1cm間隔の条件でMRI装置で撮影したものと仮定した(以下疑似MRI画像という)。疑似MRI画像をイメージスキャナによりパソコンに取り込んだ。

2.1.2 豚摘出心のMRIスライス画像

仔豚の心臓部のMRIスライス画像を得る方法について述べる。Fig. 2(a)に示す豚摘出心を、

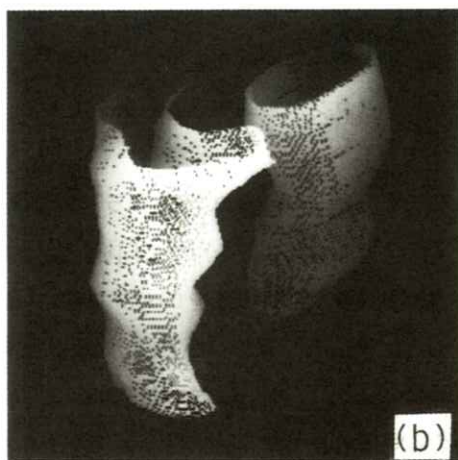
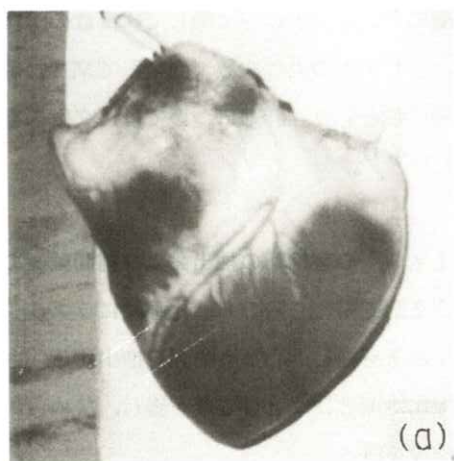


Fig. 2 (a) Photograph of an excised pig heart sample. (b) 3-D image reconstructed using slice images shown in Fig. 3. Viewing angles are: $x=150^\circ$, $y=30^\circ$, and $z=30^\circ$.

まず紙の箱に固定してMRI装置(repetition time = 32msec; 20 frame/beat)の中に置き、つぎに cine mode で1cm(スライス間隔とスライス厚みは、それぞれ3mmと7mm)ごとにスライスして心短軸像を撮影した。Fig. 3にこの豚摘出心のス

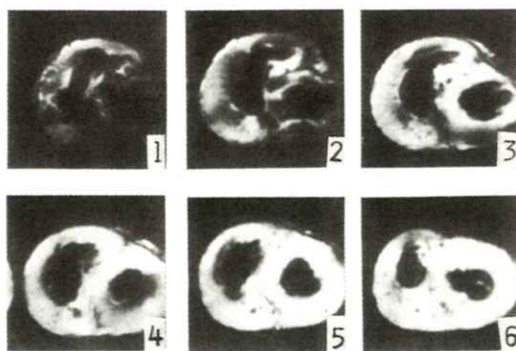


Fig. 3 Six consecutive MR slices of the pig heart as shown in Fig. 2(a).

ライス画像を示す(心電図は外部から入力した)。シネMRIの撮像が終わってから、豚摘出心の

両心室にシリコンゴム (silicon rubber) を注入し両心室の型取りをした。そして、水浸法で型取りしたシリコンから両心室の容積を求めた。

2.1.3 ヒトの心臓のMRIスライス画像

2.1.2 で述べた装置を用いて同様の条件で、健康人の心臓の水平断層像を6～8スライス撮影した (Fig. 4)。その撮影は心電図の同期下で double oblique 法を用い、心室長軸方向と垂直に、心尖部から心基部の方へ同間隔で行った。スライス間隔とスライス厚みは、それぞれ3mmと7mmであった。

Fig. 5 にこの健康人のスライス画像を示す。

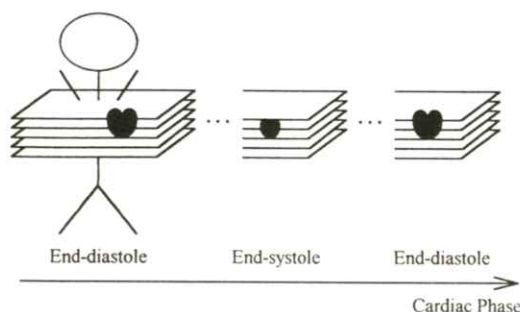


Fig. 4 Time sequence of ventricular MRI images.

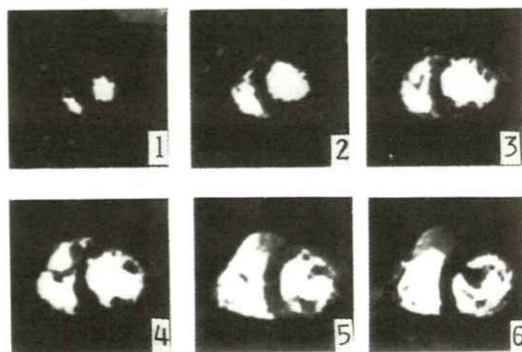


Fig. 5 Six consecutive MR slices of a human heart.

2.2 計測システムの構成

心室容積計測システムは、(1)「前処理」、(2)「適応しきい値法による画像2値化」、(3)「心室輪郭の抽出および補間画像の作成」、(4)「心室容積計測および3次元表示」の4つのサブシステムから構成されている。以下に順を追って説明する。

2.2.1 前処理

心室周辺の背景画像に対しコントラストを強調するため、前処理として対数2乗関数による階調変換を行う。

2.2.2 適応しきい値法による画像2値化

MRI画像の心室周辺の画像濃度値の差が小さく、通常のしきい値による方法では、正確な心室の抽出が困難である。本研究では、笹川ら^{3,4)}が提案した、“しきい値を変えながら2値化したときの平均隣接数が極大となる値を適切なしきい値として決定する”平均隣接数2値法を基に、心室部分の抽出を行った。3×3の2値パターンにおいて、中心が1であるとき、その8近傍の1の数を隣接数と呼ぶ。また、あるしきい値に対する2値画像において、1の点に関して隣接数の総和を求め、これを1の点の総数(面積)で割った値を平均隣接数という。詳細については、文献を参照されたい^{3,4)}。

2.2.3 心室輪郭の抽出および補間画像の作成

2.2.2で得た心室の2値化画像にラプラシアンフィルタを施し、心室の輪郭を抽出する。さらに、細線化処理とひげとり処理を施し、なめらかな輪郭画像を得る。

通常の空間分解能はスライス分解能より小さいので、スライス分解能と空間分解能が等しくなるようにスライス間を補間し、解剖学的矛盾を生じさせないようにする⁶⁾。本研究では、距離値画像による補間法を用いる⁷⁾。この方法は、距離値画像の距離の情報を利用し、上下画像の影響により補間画像の画素値を決定し、2枚の画像間をなめらかにつなぐ補間画像を作成する特徴をもつ。

2.2.4 心室容積計測および3次元表示

テレビの画面やその他の平面画像が、画素 (pixel: ピクセル) に分解して表現できるのと同じように、立体も微小な立方体画素 (voxel: ボクセル) の集合と考えることができる。体積を計測する基本的な考え方は、まず計測しようとする立体をボクセルに分解し、そのボクセルの数を数える。この間に関心領域の補間部分を含む全スライスのボクセルを計算し、1ボクセル当たりの体積を掛けることによって関心領域の体積が求められる。また、容積計測において作成したデータをもとに、計測された立体の3次元表示も可能にするソフトウェアを作成した。

3. 結果と考察

3.1 立体球

Fig. 6 に本研究の計測システムによる3次元表示を示す。また、このシステムによる球の体積の計測結果は 512 cm^3 であり、公式による理論値は、 $V = (4/3) \pi r^3 = (4/3) \pi \cdot 5^3 = 523.6\text{ cm}^3$ である。本研究で作成したソフトウェアによる計測の誤差率は、 -2.2% であった。誤差の原因は、Fig. 6 中

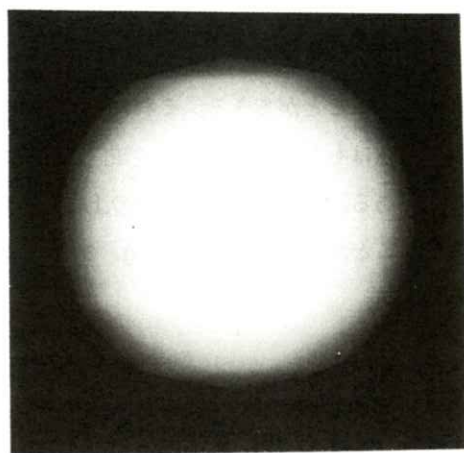


Fig. 6 A reconstructed 3-D sphere image using our proposed algorithm.

の立体球の頂点 (面でない) を1枚のスライス画像とみなし補間を行い、頂点に近い部分が直線的になっているため、本物の球に比べ体積が減少していると考えられる。この誤差の原因を実証するため、球と同様に立方体の計測も行なった。計測誤差は 1.1% で、許容誤差範囲内といえる。当然のことながらスライス厚を薄くすれば、計測誤差は小さくなる。実際の心室の形状は、断面スライス間に急激な変化がない。したがって、本計測システムは、心室の計測に十分に高い精度を得ることができると思う。

3.2 豚摘出心

Fig. 3 のスライス画像による3次元表示を Fig. 2 (b) に示す。2枚のスライス画像間の補間画像は、前に述べた方法で19枚作成した。本計測システムによる計測結果は、右心室と左心室の容積それぞれ 49.8 cm^3 と 40.2 cm^3 であり、水浸法による容積算出は、それぞれ 55 cm^3 と 44 cm^3 であった。

水浸法の結果に対する誤差はそれぞれ-9.5%と-8.6%である。誤差の原因として1つの大きな要因を挙げることができる。それは心シネMRIによる方法はもともと過小評価の傾向があるということである。なぜなら、心室像の上と下の部分が欠けることがある（例えば、Fig. 3の1のスライス像）。

3.3 臨床例

Figs. 7 (a), 7 (b), 7 (c) に、それぞれ本計測システムの画像処理による自動輪郭抽出方法と、

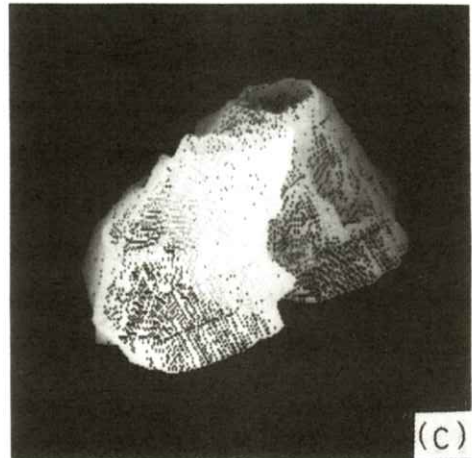
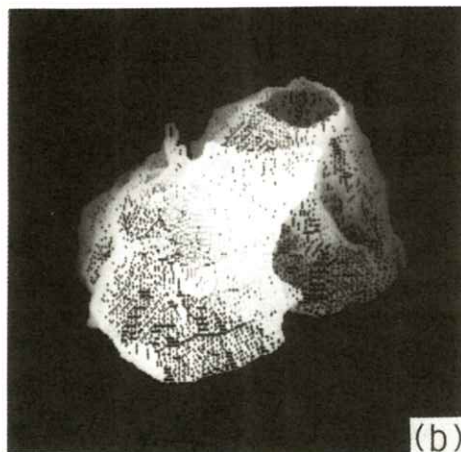
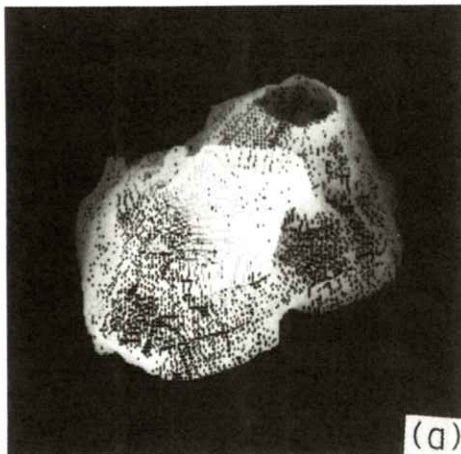


Fig. 7 3-D image reconstructed using slice images shown in Fig. 5. Viewing angles are: $x=150^\circ$, $y=30^\circ$, and $z=30^\circ$. The images obtained with (a) proposed automated boundary detection algorithm, (b) experienced clinician A's hand-tracing result, and (c) experienced clinician B's hand-tracing result.

2名の専門医の用手法による心室輪郭抽出から得た心室の、3次元像を示す。全体的に、形状はかなり一致している。左右両心室の総容積は、それぞれ 153.2 cm^3 , 140.0 cm^3 , 144.8 cm^3 である。用手法による結果に比べ、自動輪郭抽出方法は過大評価になっている。2名の専門医による結果の平均値 ($(140.0 + 144.8) / 2 = 142.4$) に対する誤差は、7.6%である。誤差の原因としては、自動輪郭抽出方法を用いた場合は、左心室と右心室の間の心室中隔部分の濃度値と心室の濃度値の差が小さいとき、心室中隔部分が左心室の一部として誤認識される、と考える。この欠点を対処するためには、連結状態の画像を正確に分割する手法の開発を行わねばならない。また、計測結果から、専門医間で非常に高い相関をもつことがわかった。

この結果も本計測システムの有用性を示唆している。

本実験では、撮影した画像をハードコピー（写真）の形で出力し、その写真をイメージスキャナ装置でパソコンに取り込む方法をとったが、撮影で得るデジタルなデータを直接パソコンに取り込む方法を採用すれば、誤差はさらに減少できると考える。

4. む す び

本研究ではパソコンによるMRI画像からの心室容積計測の一方法を示した。この方法には、人の介入なしでも満足し得る正確な容積計測を期待できる。また、心機能評価のための計測ツールとしての本方法の可能性を示した。

今後の課題としては、(1)連結状態の画像を正確に分割する手法の開発、(2)測定誤差をさらに小さくするための補間法の改良、(3)臨床例を増やすこと、などがある。

文 献

- 1) 岡田稔, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 他: 信学技法 MBE 89 (1989)
- 2) 岡田稔, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 他: Med. Imag. Tech. 10 49 (1992)
- 3) 笹川耕一, 黒田伸一, 池端重樹: 信学論 (D-II) J73-D-II 360 (1990)
- 4) 笹川耕一, 黒田伸一, 池端重樹, 他: 信学論 (D-II) J76-D-II 2185 (1993)
- 5) D. Y. Tsai, E. Watanabe, K. Fujisawa, K.

Kagawa, M. Tomita, M. Arakawa, and K. Kojima: to be published in special IMTC/94 issue of the IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement (1994)

- 6) 内野正文, 山崎孝正, 大石仁志, 他: Med. Imag. Tech. 7 344 (1989)
- 7) 周藤安造, 黄徳文, 古旗賢太郎, 他: Med. Imag. Tech. 6 3 (1988)

エントロピー法による磁気共鳴断層画像の評価

上田 正美*・稲津 博*
苅屋 公明**・内田 勝***

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

**立命館大学 (BKC) 理工学部電気電子工学科 〒525 草津市野路町 1916

***静岡理科大学総合技術研究所 〒437 袋井市豊沢 2200-2

(1993年2月6日, 最終1994年6月30日 受理)

Evaluation of Magnetic Resonance Images by Entropy Method

Masami UEDA*, Hiroshi INATSU*, Komyou KARIYA** and Suguru UCHIDA***

*Department of Radiology, Miyazaki Medical College Hospital, 5200,

Kihara Kiyotake-cho, Miyazaki-gun, Miyazaki 889-16

**Department of Electrical and Electronics Engineering, Faculty of Science and Engineering,

Ritsumeikan University (BKC), 1916, Noji-cho, Kusatsu 525

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

2200-2, Toyosawa, Fukuroi 437

(Received February 6, 1993, in final form June 30, 1994)

The relationship between the number of signals averaged, slice thickness, and image quality in a magnetic resonance imaging system were assessed using the relative efficiency of transmission, η , and the conditional entropy, $H_x(Y)$, using the entropy method. The value of η is the measurement related to both contrast and noise of the images. $H_x(Y)$ represents the noise component. The value of η increased in form of a S curve as the number of signals averaged was increased.

By contrast, the relationship between the slice thickness and the value of η was approximately linear. Also, the value of $H_x(Y)$ decreased as the number of signals averaged and the slice thickness were increased.

The evaluation of image quality by η agreed well with visual observation. Thus, η and $H_x(Y)$ were effective for the evaluation of magnetic resonance images.

1. 緒 言

現在, MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置の性能評価には NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 及び AAPM (American Association of Physicists in Medicine) の基準¹⁻³⁾が存在する。しかし, これらの基準は製作者側における装置の性能測定および使用者側における日常的な装置の品質管理を目的にしている。したがって, MR (Magnetic Resonance) 像の画質についての評価法はまだ確立されていない。一般に用いられる評価法には, SNR (Signal-to-Noise Ratio), 組織間コントラストおよび空間分解能などが存在する。これらのうち空間分解能はピクセルサイズではほぼ決定される⁴⁾ことから評価の必要性は低い。このため, MR 画像はおもに信号強度と雑音に着目した SNR, あるいは信号強度の差に着目した組織間コントラストを個々に測定することによって評価されてきた。しかし, MR 画像を総合的に評価するには両者を包含したような評価法が必要である。

本論文で用いるエントロピー解析法は, 1978 年に内田らによって放射線系に導入された画像評価法である⁵⁾。そして, 現在までに放射線領域の様々な分野に適用され⁵⁻¹²⁾, 雑音と信号を包含した総合的単一評価ができることが確認されている。そこで, 今回エントロピー解析法を用いて MR 画像の評価を試みた。MR 像の画質は TR (Time to Repeat), TE (Time to Echo), フリップ角, 加算回数, スライス厚さなど多くのパラメータの影響を受ける。これらのパラメータのうち, 本論文では加算回数とスライス厚さに着目して評価した。

本論文の目的はエントロピー解析法を用いて MR 画像を評価することである。評価はおもに MR 画像のコントラストと雑音に関して行なう。最初にコントラストと雑音の両方に関係する伝達効率 η を用いて総合的に解析する。つぎに雑音だけに関係する条件付エントロピー $H_x(Y)$ を適用して解析する。

2. エントロピー解析¹³⁻¹⁴⁾

事象の離散的な生起確率が $P_i (i=1, 2, \dots, k)$ であるとき, エントロピー (H) は定義¹³⁻¹⁴⁾によって

$$H = - \sum_{i=1}^k P_i \log_2 P_i \quad [\text{bits}]$$

である。今, 雑音が存在する系において, 入力のエントロピーを $H(X)$, 出力のエントロピーを $H(Y)$, 入力と出力の複合事象のエントロピーを $H(X, Y)$ としたとき, 伝達情報量 $T(X; Y)$ は

$$T(X; Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y) \quad \dots (1)$$

であらわされる。また, このとき二つの条件つきエントロピー $H_y(X)$ および $H_x(Y)$ が存在する。このうち, $H_x(Y)$ は入力が既知であるとき出力がどのくらいあいまいかを示す量であり, 雑音成分と考えられる。 $H_x(Y)$ はつぎの式で求められる。

$$H_x(Y) = H(Y) - T(X; Y) \quad \dots \dots \dots (2)$$

また, 伝達効率 (η) をつぎのように定義する。

$$\eta = \frac{T(X;Y)}{H(X)} \times 100 (\%) \dots\dots\dots (3)$$

式(1)および式(2)の関係を Fig. 1 に示す。

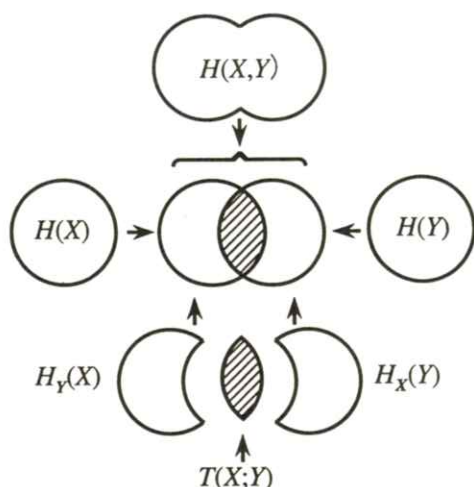


Fig. 1 Venn diagram representing the relationship between input and output entropy, joint entropy, conditional entropies, and transmitted information.

実際のエントロピーの計算は、入力と出力の関係を示す同時頻度表を作成し（Table 2 参照）、頻度をそのまま利用して計算した。そして、式(1)、式(2)および式(3)から $T(X;Y)$ 、 $H_X(Y)$ および η を求めた。

3. 実験方法

本研究において、離散入力 X は濃度を 5 段階に変化させた硫酸銅水溶液である。離散出力 Y は各濃度の硫酸銅水溶液を MR 装置で撮像したときの出力信号値である。

実験では直径 6 cm の円柱状の容器に硫酸銅水溶液を封入し、ファントムとした。硫酸銅水溶液の濃度は 1.76 mM から 2.0 mM まで 0.06 mM 間隔で 5 段階に変化させ、5 種類のファントムを作成した。一般に、MRI では静磁場および RF (Radio frequency) パルスの不均一性などの影響のため画像の均一性は悪い。このため、5 種類のファントムを同時に撮像すると、撮像位置によってファントムの信号強度が変化する。したがって、1 ファントムずつ頭部用受信コイルの中心に置き撮像した。

使用した MRI 装置 (Toshiba MRT-200/RX) の磁場強度は 1.5 テスラである。本装置は通常、撮像毎に APC (Auto Power Control) および AGC (Auto Gain Control) が自動設定される。このため撮像毎に信号値が変化する。実験では、同一加算回数または同一スライス厚さにおいて APC および AGC の値が一定になるよう固定した。

本実験でのデータ収集マトリクスは 256×256 である。しかし、モニター上にはデータ補間されて 512×512 マトリクスで表示される。このデータ補間による誤差を取り除くため、 256×256 の生データをオンラインで画像ワークステーション (Konica IWS) に取り込み 256×256 マトリクスの MR 画像を作成した。そして、この画像データを用いてエントロピー解析を行なった。Fig. 2 に示すように、ファントム画像中央に 21×21 ピクセルの関心領域 (ROI) を設定し、ROI 内の各画素の信号値を計測した。

実験は加算回数およびスライス厚さに関して行ない、伝達効率 η および条件付きエントロピー $H_X(Y)$ を求めた。Table 1(a) および (b) にそれぞ

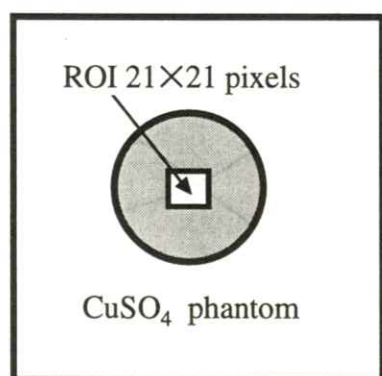


Fig. 2 The signal was measured using a region of interest (ROI) containing 21×21 pixels, in the center of the phantom image.

Table 1 Experimental conditions on number of signals averaged(a) and slice thickness (b).

(a)	Pulse sequence	Spin Echo
	TR/TE	200/20 (msec)
	Matrix	256×256
	Slice thickness	10 (mm)
	Field of view	250×250 (mm)
	Number of signals averaged	1, 2, 4, 8
(b)	Pulse sequence	Spin Echo
	TR/TE	200/20 (msec)
	Matrix	256×256
	Slice thickness	2.5, 5, 7.5, 10 (mm)
	Field of view	250×250 (mm)
	Number of signals averaged	4

Table 2 An actual example of data matrix and entropy calculations. Number of signals averaged=8

		Input X				
		5	4	3	2	1 Σ
414		1				1
415		1				1
416		3				3
417		6				6
418		13				13
419		14				14
420		14				14
421		44				44
422		34				34
423		47	1			48
424		55	3			58
425		42	3			45
426		38	7			45
427		41	11			52
428		26	20			46
429		17	33			50
430		20	29			49
431		12	39			51
432		7	35			42
433		2	34			36
434		2	37	1		40
435		2	35	10		47
436			31	13		44
437			33	12		45
438			27	28		55
439			24	29		53
440			14	27		41
441			13	35	1	49
442			8	36		44
443			2	40		42
444			1	41	1	43
445				38	3	41
446			1	40	12	53
447				27	12	39
448				21	18	39
449				19	24	43
450				8	35	43
451				7	36	43
452				3	39	42
453				3	49	52
454				2	38	40
455				1	40	42
456					24	3
457					30	5
458					29	11
459					20	10
460					8	25
461					11	32
462					5	42
463					2	46
464					2	38
465					1	36
466					1	41
467						34
468						25
469						28
470						24
471						12
472						9
473						6
474						6
475						4
476						3

Output Y

れの実験における撮像条件を示す。

4. 結 果

Table 2に実際のエントロピー計算の一例を示す。これは加算回数 8 回のときの同時頻度表とエントロピー計算例である。他の条件においても同様に計算を行なった。

Σ	446	445	443	320	422	2076
Mean	424.5	433.7	443.2	453.5	465.0	
SD	3.61	4.12	4.01	4.00	3.98	

SD: Standard Deviation

$H(X) = 2.322$ bits, $H(Y) = 5.776$ bits

$H(X,Y) = 6.332$ bits

$T(X,Y) = 1.766$ bits

$H_X(Y) = H(Y) - T(X,Y) = 4.010$ bits

$\eta = 76.1\%$

Fig. 3にエントロピーの計算結果を示す。(a)は加算回数と伝達効率 η および条件付きエントロピー $H_X(Y)$ の関係である。(b)はスライス厚さと η および $H_X(Y)$ の関係である。Fig. 3(a)に示すように η の値は加算回数の増加とともに増加する。これに対して、 $H_X(Y)$ の値は η とは逆に加算回数の増加とともに減少する。Fig. 3(b)に示すスライス厚さと η の関係では、スライス厚さ7.5 mmまではスライス厚さの増加とともに η の値は直線的に増加する。しかし、スライス厚さ10 mmでは η 値の増加の割合は減少する。このことは、 η 値における上限値の存在を予測させる。また $H_X(Y)$ の値はスライス厚さの増加とともに減少する。

Fig. 4に日常的な品質管理として行なわれているSNRおよびCNR (Contrast-to-Noise Ratio)の測定結果を示す。測定値は加算回数1回およびスライス厚さ2.5 mmの値で正規化した。ここでのノ

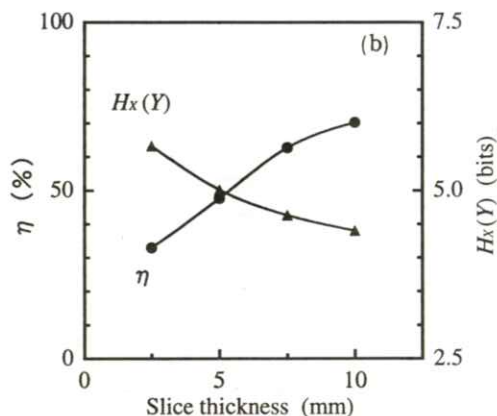
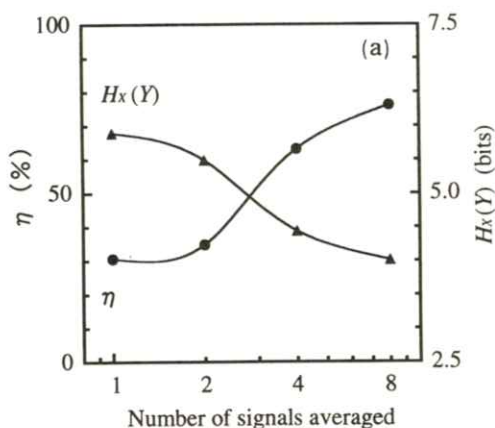


Fig. 3 Relative efficiency of transmission η and conditional entropy $H_X(Y)$ versus number of signals averaged (a) and slice thickness (b).

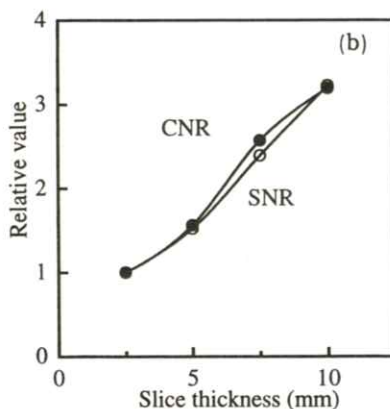
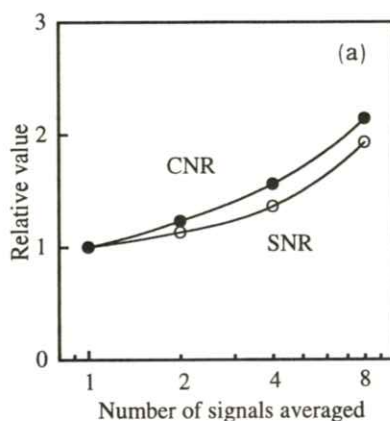


Fig. 4 Relative contrast-to-noise ratio and signal-to-noise ratio versus number of signals averaged (a) and slice thickness (b).

イズの計測はファントム外の四隅に ROI を設定し、ROI 内の標準偏差の平均をノイズとした。

Fig. 5 に、Table 1 に示す条件で撮像した頭部の臨床 MR 画像を示す。Fig. 4 および Fig. 5 において、それぞれ(a)は加算回数、(b)はスライス厚さを変化させたときの結果および画像である。

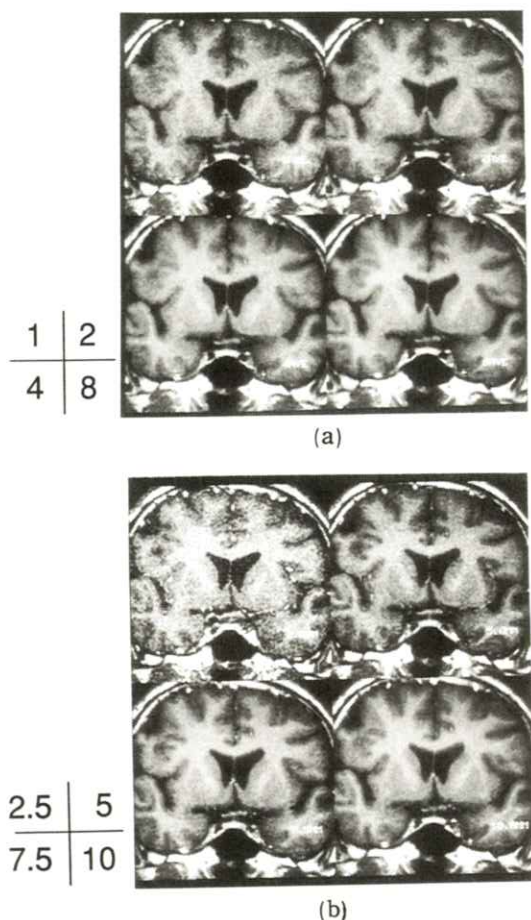


Fig. 5 Comparison of clinical MR head images.
(a) When number of signals averaged = 1, 2, 4 and 8.
(b) When slice thickness = 2.5, 5, 7.5 and 10 mm.

5. 考 察

5.1 伝達効率 η による評価

加算回数およびスライス厚さに関して η を解析する。伝達効率 η の値は出力データのバラツキと隣接する出力データの平均値の差の両方に依存する。前者が小さいほど、そして後者が大きいほど η の値は高くなる。これを MR 画像におきかえると雑音が小さいほど、また組織間コントラストが大きいほど η の値が高いことになる。つまり、 η は雑音とコントラストの両方を包含した画質尺度である。

Fig. 3(a)において加算回数と η の関係が S 字状であるのに対し Fig. 4(a)の加算回数と SNR および CNR との関係は指数関数状であり明らかに異なる。この原因はつぎのように考えられる。まず、 η と SNR および CNR では雑音を計測した ROI の設定位置が異なる。これは雑音に着目すると、 η では画像信号のバラツキと画面全体に一樣にかかるバックグラウンドノイズの両方が評価の対象となる。これに対し、SNR および CNR ではバックグラウンドノイズだけが評価の対象となる。このため両者の曲線の形状に差が生じたと考えられる。

一方、Fig. 3(b)のスライス厚さと η の関係が示す曲線と Fig. 4(b)のスライス厚さと CNR および SNR が示す曲線はほぼ同じ傾向を示した。また Fig. 3(a)および(b)で示した η による評価は、Fig. 5(a) および(b)の臨床写真から受ける画質の良否の印象とよく一致する。したがって、 η は MR 画像評価のよい指標である。

5.2 条件付きエントロピー $H_x(Y)$ による評価

条件付きエントロピー $H_x(Y)$ は系の雑音特性を示す測度であり、 $H_x(Y)$ の値が大きいほど系の雑音は大きい。Fig. 3(a)では加算回数の増加とともに $H_x(Y)$ の値は η とは逆転して小さくなっている。これは加算回数が増加すると画像信号のパラツキが減少し雑音が少なくなることを示している。同様に、Fig. 3(b)ではスライス厚さの増加とともに $H_x(Y)$ の値が小さくなり雑音が減少する。つまりスライス厚さにほぼ比例して収集信号量が増え画像信号のパラツキが減り、雑音が改善される。

以上のことから $H_x(Y)$ はMR画像の雑音を総合的に評価するよい指標である。

5.3 エントロピー法と従来法の比較

η および $H_x(Y)$ と従来から用いられているSNRおよびCNRとの相違点を次に示す。まず第一に、SNRおよびCNRが一つの信号レベルにおける雑音を参照するのに対し、 η および $H_x(Y)$ は数段階（本実験では5段階）の信号レベルにおける雑音を参照する。このことは η および $H_x(Y)$ がSNRおよびCNRに比べより総合的な評価法であることを示す。第二に、SNRおよびCNRの値は相対値であり単位はない。しかし、 η および $H_x(Y)$ の単位は%およびbitでいずれも絶対値である。このことはエントロピー法では測定の定量化が可能であり、実験系を定量的に比較できることを示す。

6. 結 論

MR画像における加算回数およびスライス厚さと画質の間の関係をエントロピー法における伝達効率 η および条件付きエントロピー $H_x(Y)$ を用いて評価した。 η は画像のコントラストと雑音の両方に関係した測度である。 $H_x(Y)$ は雑音を表わす。

η の値は加算回数の増加とともにS字状に増加する。これに対して、スライス厚さと η の関係は、スライス厚さ7.5 mmまではスライス厚さの増加とともに η の値は直線的に増加し、検出能の向上を示す。しかし、スライス厚さ10 mmでは η 値の増加率が減少し、これ以上のスライス厚さにおける η 値の飽和が予測できる。また、 η による画像評価は人間の視覚的印象とよく一致する。

一方、 $H_x(Y)$ の値は加算回数およびスライス厚さの増加とともに減少し、雑音の減少を示す。

したがって、 η および $H_x(Y)$ はMR画像の評価測度として有効である。

文 献

- 1) NEMA Standard Publication. MS 1 (1988)
- 2) NEMA Standard Publication. MS 3 (1989)
- 3) R. R. Price, L. Axel et al: Med. Phys. **17** 287 (1990)
- 4) S. M. Mohapatra, J. D. Turley et al: Med. Phys **18** 1141 (1991)
- 5) S. Uchida and D. Y. Tsai: Jpn. J. Appl. Phys. **17** 2029 (1978)
- 6) S. Uchida and D. Y. Tsai: Jpn. J. Appl. Phys.

18 1571 (1979)

- 7) S. Uchida and H. Fujita: Jpn. J. Appl. Phys.

19 1403 (1980)

- 8) S. Uchida, K. Ohtsuka and H. Fujita: Jpn. J.

Appl. Phys. **20** 629 (1981)

- 9) S. Uchida, M. Hatagawa and H. Fujita: Jpn.

J. Appl. Phys. **21** 315 (1982)

- 10) S. Uchida, H. Fujita and H. Inatsu: Jpn. J.

Appl. Phys. **21** 319 (1982)

- 11) H. Kanamori and N. Nakamori: Jpn. J. Appl.

Phys. **21** 944 (1982)

- 12) H. Fujita and S. Uchida: Jpn. J. Appl. Phys.

21 1238 (1982)

- 13) C. E. Shannon and W. Weaver: The Mathe-

matical Theory of Communication (Univ. of

Illinois Press, Urbana, 1949)

- 14) 内田 勝, 大塚 昭義, 藤田 広志: 日放

技学誌 **36** 498 (1980)

超音波画像における心臓疾患のコンピュータ支援 診断システムの構築：統計特徴量による解析

蔡 篤儀*・福岡 大輔*・小島 克之**・
藤沢 攻***・加川 憲作***・富田 政明***

*岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

**常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科 〒431-21 浜松市都田町1230番地

***岐阜大学医学部第2内科 〒500 岐阜市司町40

(1994年6月4日, 最終1994年7月2日, 受理)

Feature-Based Image Analysis for Classification of Echocardiographic Images

Du-Yih TSAI*, Daisuke FUKUOKA*, Katsuyuki KOJIMA**, Kou FUJISAWA***,
Kensaku KAGAWA***, and Masaaki TOMITA*

*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-04, Japan

**Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and
Informatics, Tokoha-Gakuen Hamamatsu University, 1230, Miyakoda-cho,
Hamamatsu-shi, Shizuoka 432-21, Japan

**Second Department of Internal Medicine, Gifu University, School of Medicine,
40, Tsukasa-machi, Gifu 500, Japan

(Received June, 4, 1994; in final form July 2, 1994)

In this paper, the classification of echocardiographic images is studied by making use of some texture features, including the angular second moment, the contrast, the correlation, and the entropy which are obtained from a gray-level cooccurrence matrix. Features of these types are used to classify two sets of echocardiographic images—normal and abnormal (cardiomyopathy) hearts (18 and 13 samples, respectively). The minimum distance classifier and the evaluation index are employed

to evaluate the performance of these features. Implementation of our algorithm is performed on a PC-386 personal computer and produces about 90% correct classification for the two sets of echocardiographic images. Our preliminary results suggest that this method of feature-based image analysis has potential use for computer-aided diagnosis of heart diseases.

Keywords: image processing, echocardiographic images, pattern matching, cardiomyopathy

1. ま え が き

超音波診断法は非侵襲であり、またアプローチの仕方に自由度があって、空間分解能は劣ものの、X線では得ることのできない詳細な解剖学的情報を提供してきた。心臓においてもその特性は発揮され、医師は心臓の壁、弁の構造、心室・心房・大血管接続などの情報を手にいれることができるようになった¹⁾。

心臓超音波検査法による心臓機能の正常・異常の診断は、多く存在する診断法の中でも比較的簡単なものである。しかし、正常・異常の鑑別は、医師個人の主観や経験年数に依存しているため、その判断基準のあいまいさは否めない。したがって、コンピュータを用いた画像情報処理により、人間では得にくい定量的な情報を抽出・分析し、その結果を“第2の意見”として医師に示すことによって、診断結果のばらつきを減少させることのできる手法が望まれる^{2,3)}。

そこで、本研究では、コンピュータによる心臓超音波画像の特徴を抽出し、データ解析結果の情報を読影医に提供するシステムの開発を行う。その第1段階として、本論文では、拡張型心筋症を対象に、統計的特徴量を用いた正常・異常の診

断支援システムを構築する。

2. 方 法

本研究で用いたシステムのアルゴリズムを Fig. 1 に示す。各手順について以下に概説する。

2.1 入力画像

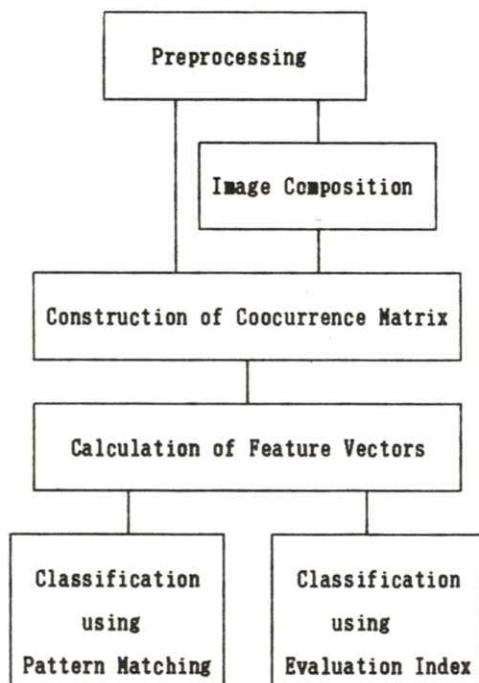


Fig. 1 Bolck diagram of our method.

実験用試料は、岐阜大学医学部附属病院第2内科で超音波診断装置SSH-160A（東芝）を用いて採集したものである。使用したトランスデューサーは2.5 MHzの、送受信とも1個のプロープである。検査法は経胸壁Bモード心エコー図法である。症例はあらかじめ正常か異常かが診断されており、正常18例、異常13例から構成されている。そして1例ごとに拡張末期と収縮末期の、2枚からなる。なお、画像は全て同じ条件の下でSuper Sonoprinter TP-8700（東芝）を用いて出力される。

2.2 前処理

左心室周辺の背景画像に対しコントラストを強調するため、前処理として階調ヒストグラムの平滑化を行う。

2.3 画像の合成

同一症例の拡張末期と収縮末期の2枚の画像から差分画像および加算画像を作成する。差分画像とは、拡張末期画像から収縮末期画像を引いた画像を、また加算画像とは、両画像を足した画像をいう。このようにして合成した画像から特徴ベクトルを抽出し、画像合成による効果を調べる。

2.4 濃度共起行列

2次元画像特有のテクスチャ解析法として、濃度（または階調）共起行列がある^{4,5)}。これは、空間的位置と階調値分布の双方についての相関を表現する行列である。この解析法は、局所的な階調変化の様子を画像上のあらゆる点について統計的に調べ、変化の様子を総括的に見ることでできる手段の、代表的なものの1つである。

濃度共起行列は、Fig. 2に示すように定義される⁵⁾。画像は量子化されているものとし、画素 (x, y) における階調値を f_1 、 $(x+m, y+n)$ における階調値を f_2 とする(Fig. 2(a))。 m, n をいったん固定し、 (x, y) を画像全体に動かしつつ、 (f_1, f_2) の組み合わせについての分布を行列で表す(Fig. 2(b))。行列の各要素は、対応する画素の数である。さらに対角要素に関して対称位置

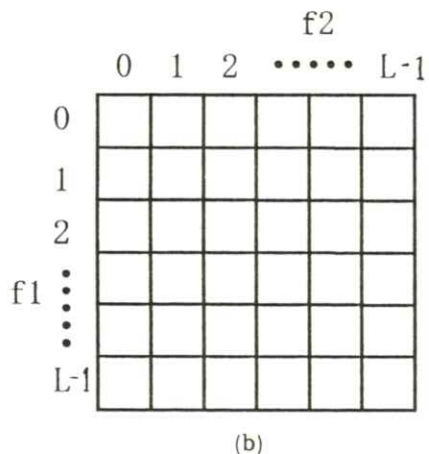
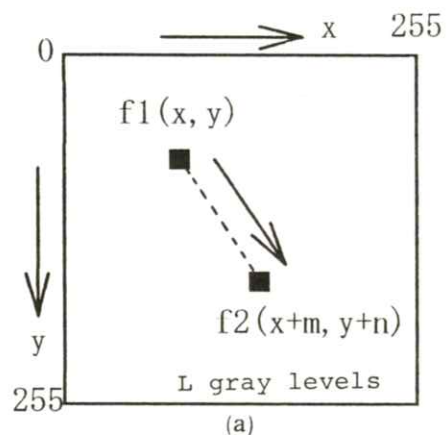


Fig. 2 (a) Explanation of how to construct a gray-level co-occurrence matrix; (b) A layout of a gray-level co-occurrence matrix.

にある要素を互いに加算して対角行列にし、全ての要素の値を全要素数で割り正規化して、濃度共起行列を得る。

本研究では、超音波画像の濃度共起行列を計算するとき、以下示すような条件を用いた。

(1) 階調数

濃度共起行列は、階調数 256 の画像に対して 256×256 の正方行列となる。そのため、濃度共起行列を求めると非常に大きなデータとなる。そこで、階調数を 10 と 15 の 2 つの階調数に圧縮して、 10×10 と 15×15 の行列を作成する。

(2) 方向

あらゆる方向に関して濃度共起行列を求めるのが理想であるが、計算量と作成される行列の数が膨大になるため、ある程度方向を限定する必要がある。また心臓超音波画像は扇型をしており、画像のテクスチャもそれに従っている。これらのことを考慮して、濃度共起行列を作成する方向は画像の縦方向とした。すなわち、対象となる 2 画像の x 軸方向の座標は同一であるとする。

(3) 2 画素間の距離

(2) の理由から、対象となる 2 画素の距離は y 軸方向の座標の差に等しい。これについては 3 および 5 画素とした。

2.5 統計的特徴の抽出

2.4 に述べた方法で作成した濃度共起行列は、 (x, y) と $(x+m, y+n)$ を結ぶ直線方向の画像の構造を明確に示している。その方向の濃度の変化が緩やかな画像では濃度共起行列の対角要素の値が大きくなり、画質の木目が細くなるにしたがって、対角線上の右上から左下へと値が散ら

ばっていく。したがって、この共起行列の状況を総合的に表現する特徴ベクトルを作ることが必要で、次の 4 種類の統計量を計算し、それらによってテクスチャを特徴づける。

$$\text{2 次モーメント} \quad Q_1 = \sum_{f_1 f_2} P(f_1, f_2)^2 \quad (1)$$

$$\text{コントラスト} \quad Q_2 = \sum_{f_1 f_2} (f_1 - f_2)^2 P(f_1, f_2) \quad (2)$$

$$\text{濃度相関} \quad Q_3 = \frac{\sum_{f_1 f_2} f_1 f_2 P(f_1, f_2) - \mu_1 \mu_2}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (3)$$

$$\text{エントロピー} \quad Q_4 = - \sum_{f_1 f_2} P(f_1, f_2) \ln \{P(f_1, f_2)\} \quad (4)$$

ここで、

$$\mu_1 = \sum_{f_1} f_1 \sum_{f_2} P(f_1, f_2) \quad (5)$$

$$\mu_2 = \sum_{f_2} f_2 \sum_{f_1} P(f_1, f_2) \quad (6)$$

$$\sigma_1 = \sum_{f_1} (f_1 - \mu_1)^2 \sum_{f_2} P(f_1, f_2) \quad (7)$$

$$\sigma_2 = \sum_{f_2} (f_2 - \mu_2)^2 \sum_{f_1} P(f_1, f_2) \quad (8)$$

である。ただし、 $P(f_1, f_2)$ は Fig. 2(b) の行列の要素 (f_1, f_2) を行列全体の生起個数によって正規化したものである。

2.6 ユークリッド距離を用いた最短距離判別法

本研究では、正常・異常の判別にパターンマッチングの手法の 1 つである最短距離判別法を用いる⁶⁻⁸⁾。最短距離判別法とは、ある任意パターンと各分類パターン（クラス）との特徴空間上での距離を求め、任意パターンはその距離が最小となる分類パターン（クラス）に属すると、決定す

る方法である。本論文では、パターン間の距離としてよく用いられている、ユークリッド距離を利用した。ユークリッド距離の詳細については、文献を参照されたい⁶⁻⁸⁾。

2.7 Evaluation Index の計算

試料から抽出された4種類の統計的特徴のそれぞれの平均値を evaluation index と定義し、拡張型心筋症の鑑別を行うために用いた。この指標を用いることにより正常・異常の程度を定量的に表すことができる。

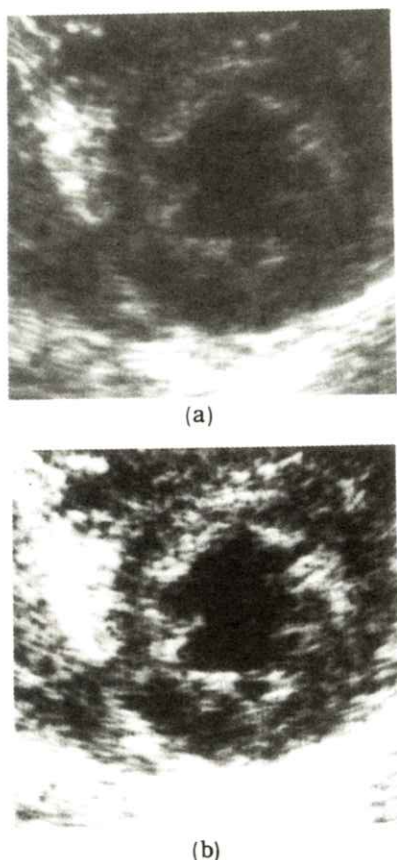


Fig. 3 Effect of preprocessing. (a) Original image; (b) Preprocessed image using the histogram equalization.

3. 結果と考察

原画像に対して前処理としてのヒストグラム平滑化フィルタをかけた一例を **Fig. 3** に示す。(a)と(b)は原画像と前処理後画像である。図から画像のコントラストは向上しているのが確認できる。今回の実験ではコントラストの向上だけを図ったが、その他の画質改善の手法の適用による効果が期待できると考える⁹⁾。

Fig. 4に一異常例の原画像および合成画像を示す。(a)と(b)は収縮末期画像と拡張末期画像、(c)と(d)は差分画像と加算画像である。これらの画像から求めた evaluation index の計算結果を **Table 1** に示す。この表からわかるように、 $Q_1 \sim Q_4$ の統計量のうち、正常・異常の判定に対してもっとも有効な特徴が Q_2 (コントラスト) である。その次が Q_1 (2次モーメント；画像の一樣性を示す) であるが、差分画像には正常・異常の特徴値の違いがみられない。また、加算画像の場合の Q_1 と Q_2 値は、それぞれ拡張末期画像と収縮末期画像のそれと同程度の大きさをもつ。したがって、加算画像では、拡張末期画像と収縮末期画像とに含んでいる有効な特徴が同時に存在するといえる。なお、今回の実験に用いた症例の計算結果から、 Q_3 (濃度相関) と Q_4 (エントロピー) の特徴量は、拡張型心筋症の正常・異常の判別には有効的であるとはいえない。

拡張末期画像と収縮末期画像の特徴量を用い、最短距離判別法による正常・異常の判別結果を **Fig. 5** に示す。(a)と(b)は特徴 Q_1 と Q_2 の場合の判別結果である。最短距離判別法から求めた直線を正常・異常の境界線とすれば、いずれも判別率

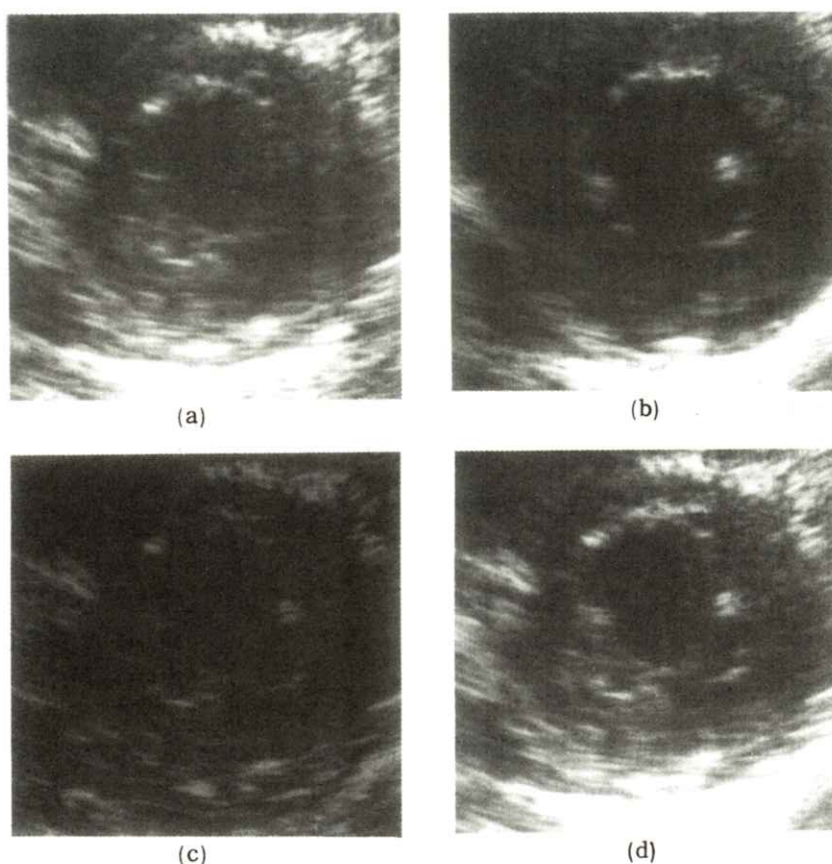


Fig. 4 An example of abnormal case (cardiomyopathy). **(a)** and **(b)** are images at end-systole and end-diastole, respectively. **(c)** and **(d)** are subtraction image and summation image, respectively.

Table 1 Evaluation indices of the normal and abnormal hearts (cardiomyopathy).

	end-diastole				end-systole			
	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4
normal	0.21	29.26	-0.50	9.54	0.18	38.39	-0.51	9.84
abnormal	0.29	19.24	-0.52	8.74	0.31	19.58	-0.52	8.64

	subtraction image				summation image			
	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4
normal	0.08	82.83	-0.51	11.02	0.21	34.88	-0.51	9.64
abnormal	0.08	64.16	-0.50	11.13	0.29	18.89	-0.51	8.67

は70%未満であった。Fig. 6に差分画像(a)と加算画像(b)の判別結果を示す。特徴量の2次元特徴空間は、縦方向のコントラストと横方向の2次モーメントである。判別率は、それぞれ84%と87%であった。収縮末期画像と拡張末期画像から別々に抽出した画像特徴量を用いる場合に比べて、差分画像または加算画像の画像特徴量を用いたほうが、かなり良い判別結果を得ることができた。

Fig. 5とFig. 6は、濃度共起行列を計算するとき用いた2画素間の距離が5画素に相当し、圧縮後の階調数が15である場合の結果である。距離が3画素に相当する場合は、実験結果をみる限り、その違いはほとんど現れない。しかし極端に距離間隔を広げたり狭めたりすると、画像の木目の細かさ等の特徴を表現できなくなると考えられ、これらの値の前後が適当であるといえる。階調圧縮後の階調数が多いほど圧縮前の画像の特徴を多く保持しているので、判別は良くなるはずである。しかし、本実験では階調数の10と15の違いはほとんどみられない。その理由は、階調数が変化しても、この程度の解像度と階調数では濃度共起行列がほぼ同じ傾向を示し、その濃度共起行列から求まる統計量もほとんど変化しないからであると考えられる。階調数を多くし過ぎると共起行列のサイズと処理時間が著しく増加し、階調数を少なくし過ぎると画像の特徴を表現しきれなくなる。階調数は10～20程度が適切であるといえる。

4. む す び

心臓超音波画像による拡張心筋症の診断を行う際、コンピュータを用いた画像情報処理により、

人間では得にくい定量的な画像特徴を抽出し、読影医に提供するための1つの手法を示した。収縮

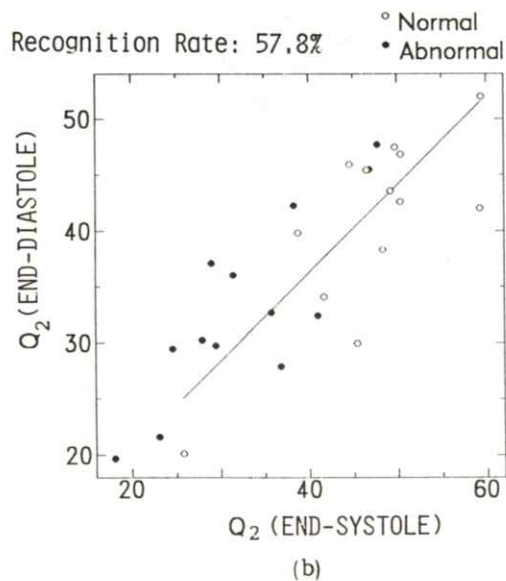
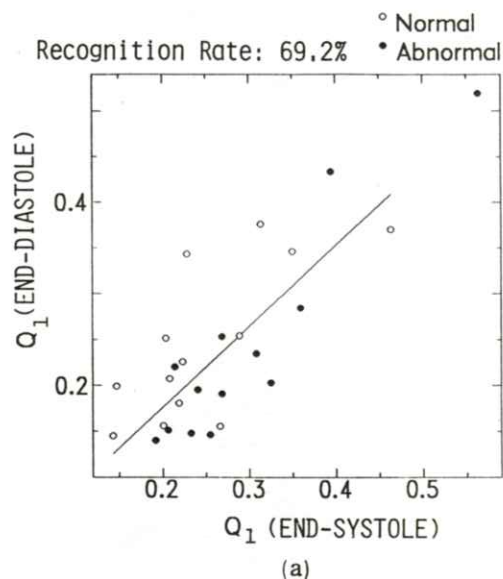


Fig. 5 Classification results using the minimum distance classifier. (a) In the case that the feature of image uniformity expressed in terms of angular second moment is used. The recognition rate is 69.2%. (b) In the case that the feature of contrast is used. The recognition rate is 57.8%.

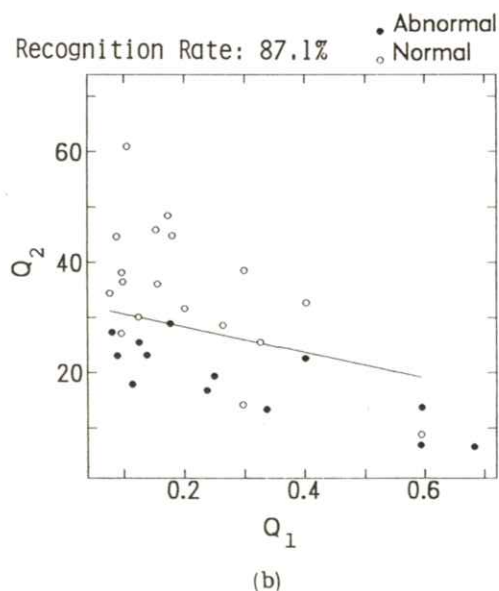
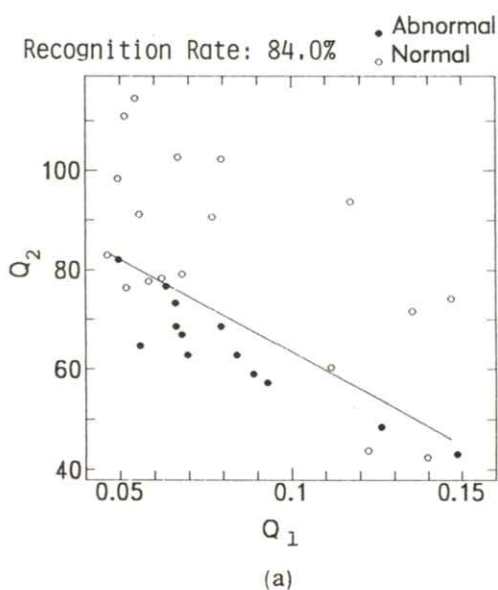


Fig. 6 Classification results using the minimum distance classifier. Two feature vectors of the angular second moment and the contrast are used for classification. (a) and (b) show the results of the subtraction image and the summation image. The recognition rates are 84.0% and 87.1%, respectively.

末期画像と拡張末期画像から別々に抽出した特徴量を用いるよりも、加算画像または差分画像の合成した画像特徴量を用いたほうが、高い判別率を得ることができた。とくに、加算画像では Q_1 と Q_2 の組み合わせで87%の高い判別結果を示した。

医師が診断に際して利用する情報は通常明確には限定できないが、コンピュータでは入力画像、システムに組み込まれた情報および特徴量以外のものは使わないので、用いる情報の範囲ははっきりしている。その意味で上述した診断支援システムの用途は期待できる。

今後の課題としては、(1)濃度共起行列の作成条件の最適化の検討、(2)並列処理による非線形分割解析、(3)さらに多くの臨床例への適用、等がある。

文 献

- 1) 小塚隆弘：画像医学プロGRESSシリーズ1：心臓超音波（中山書店、東京 1992）
- 2) 土井邦雄：Innervision 9 16 (1994)
- 3) 鳥脇純一郎：Med. Imag. Tech. 12 171 (1994)
- 4) 高木幹雄，下田陽久：画像解析ハンドブック pp. 518-519（東京大学出版会、東京 1991）
- 5) 長尾 真：パターン情報処理 pp. 63-64（コロナ社、東京 1993）
- 6) 尾崎 弘，谷口慶治：画像処理—その基礎から応用まで pp. 244-250（共立出版、東京1989）
- 7) 安居院 猛，長尾智晴：画像の処理と認識 pp. 99-107（昭晃堂、東京 1992）
- 8) R. C. Gonzalez and R. E. Woods: Digital Image Processing pp. 580-583 (Addison-Wesley Publ., Massachusetts 1992)
- 9) 溝尻 勲，角田広樹：電学論 C 113 972 (1993)

I 第109回研究会記事

第109回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成6年6月4日(土) 10:30~17:00

場 所 大阪大学医学部講義棟3階E講堂

特別講演 10:30~11:30

新阪大病院の医療情報システム

阪大病院医療情報部助教授 武田 裕先生

見 学 11:30~12:30

阪大病院放射線部

研究発表 14:00~17:00

1) X線スペクトルを用いた散乱X線除去用グリッドの評価

西川幸秀, 滝川 厚*, 山下一也**, 石田隆行***, 松本政雄*,
金森仁志

京都工繊大, *阪大医, **川崎医療短大, ***シカゴ大

2) グリッドによる散乱線除去効果のモンテカルロ計算

角尾卓紀, 中森伸行, 滝川 厚*, 山田正良, 金森仁志
京都工繊大, *阪大医

3) 3次元CTスキャナでの散乱X線の計算機シミュレーション

須藤 透, 中森伸行, 井上光二, 山田正良, 金森仁志
京都工繊大

4) フロント乳剤とバック乳剤の増感紙構造モトルの管電圧依存性

有村秀孝, 井狩武史, 池田隆晴, 窪田英明*, 松本政雄**, 滝川 厚**,
中森伸行, 金森仁志
京都工繊大, *滋賀大, **阪大医

5) クロスオーバー効果を考慮したフロント乳剤とバック乳剤の量子モトル

井狩武史, 有村秀孝, 岡本光秀, 窪田英明*, 松本政雄**, 滝川 厚**,
中森伸行, 金森仁志
京都工繊大, *滋賀大, **阪大医

6) 超音波画像における心臓疾患のコンピュータ支援診断システムの構築: 統計特徴量
による解析

蔡篤儀, 福岡大輔, 小島克之*, 藤沢 功*, 加川憲作**, 富田政明**

岐阜高専, *常葉学園浜松大, **岐阜大医2内

7) マンモグラフィにおける微小石灰化クラスタのコンピュータ自動検出

平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 堀田勝平**, 木戸長一郎**, 石垣武男*

岐阜大工, *名大医放, **愛知がんセ

8) マンモグラフィにおける腫瘤陰影のコンピュータ自動検出

松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子*, 上田 斉, 堀田勝平**, 木戸長一郎**, 石垣武男*

岐阜大工, *名大医, **愛知がんセ

9) X線CT画像のスライス面のコンピュータ自動分類

原 武史, 宇野光雄, 津坂昌利*, 藤田広志

岐阜大工, *名大医技短

10) 異常検出とその領域推定について

樋口清伯

大阪産業大

II 理事会議事録

日 時 平成6年6月4日(土) 12:30~13:30

場 所 大阪大学医学部(吹田市)

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 田中, 松本, 稲本, 小島, 速水, 丹羽, 山下(代理), 金森

議 題

1. 平成5年度事業報告, 決算, 平成6年度事業予定, 予算案を承認した。
2. 理事交代候補者を11巻2号会告3頁の原案どおり決定した。ただし任期は前任者の残任期間(平成8年の総会迄)とした。
3. 名誉会員に三浦典夫氏, 矢仲重信氏, 山下一也氏を推薦することにした。
4. 第111会研究会を平成7年1月末又は2月初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。

報 告

1. 表彰委員長(長谷川常務理事)から内田論文賞の選考経過の報告があった。

Ⅲ 総会議事録

日 時 平成6年6月4日(土) 13:30～13:50
 場 所 大阪大学医学部(吹田市)
 出席者 128名(委任状104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5年度決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	2,136,596	印刷製本費	714,820
一般会費	1,294,088	通信費	182,546
賛助会費	1,140,000	研究会費	100,000
研究会参加費	36,000	旅費交通費	437,780
雑収入	3,296	会議費	177,760
利息	32,786	人件費	19,000
		国際交流事業費	0
		図書雑誌費	59,310
		消耗品費	21,404
		雑費	10,721
		支出合計	1,723,341
		次年度繰越金	2,919,425
収入合計	4,642,766	支出繰越金合計	4,642,766

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 樋 口 清 伯 ㊞

平成5年度の収支に付いて、平成6年4月30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5年度内田基金会計報告

収 入 の 部		支 出 の 部	
国 債	1,000,000	基 賞 金 費	1,000,000 30,000
繰越金及び利息	115,534	支 出 合 計	1,030,000
		次 年 度 繰 越 金	85,534
収 入 合 計	1,115,534	支 出 繰 越 金 合 計	1,115,534

IV 平成6年度内田論文賞の表彰選考

1. 論 文

著 者：芦田 修，藤田広志，石田隆行，山下一也，滝川 厚，松原友子

論 文 名：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

掲 載：会誌第10巻，3号，111～118ページ

2. 推薦理由

著者らはこれまで、骨粗鬆症のスペクトル解析、フラクタル解析について研究してきた。本論文はその延長としてニューラルネットワークを用いて骨梁像の正常、異常の認識を行ったものである。

正常と異常の鑑別（2出力）、および正常と4段階の異常の分類（5出力）を試みた結果、2出力では約86%、5出力では約66%の正解率を得て、ニューラルネットワーク解析がコンピュータ支援診断に有効であることを示した。実験で用いた装置が比較的小規模なシステムであることも一つの特徴になっている。

本論文はコンピュータ支援診断と画像工学に寄与するものである。

——— 新 入 会 員 ———

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
462	芦 田 修	㈱日立製作所オフィスシステム事業部自動機 設計部第2グループ 〒488 愛知県尾張旭市 晴丘町池上1番地	TEL 0561-53-6111 FAX 0561-54-5018

——— 会 員 移 動 ———

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
419	川 村 義 彦	勤務先	日本医科大学付属千葉北総病院中央 画像検査室 〒270-16 千葉県印旛郡印旛村鎌刈 地先	TEL 0476-99-1832 FAX 0476-99-1928
389	石 田 隆 行	勤務先	Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago 5841 South Maryland Avenue MC 2026 Chicago, ILLINOIS 60637, USA	TEL 312-702-3520 FAX 312-702-0371
274	船 木 新 寿 自	宅	〒184 東京都小金井市緑町2-5-54 -A205	TEL 0423-88-2284

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
291	松 岡	順之介 勤務先	北九州老人病院 〒806 北九州市八幡東区西本町2丁目1-17	TEL 093-661-5915
276	古 川	宗 自 宅	神戸市西区学園東町7-36-11	TEL 078-792-8187
191	恒 岡	卓 二 自 宅	〒311-41 茨城県水戸市大塚町ケア レジデンス水戸新館300号	TEL 0292-55-3336
438	溝 尻	勲 勤務先	立命館大学理工学部電気電子工学科 〒525-77 滋賀県草津市野路町1916	TEL 0775-61-2662 FAX 0775-61-2663
賛助(株)	ナ ッ ク	所在地	〒106 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル9F	TEL 03-3403-0711 FAX 03-3403-0714

賛 助 会 員 名 簿

平成5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)

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)	トムソン-C S F ジャパン(株)
コ ニ カ (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)
中 央 精 機 (株)	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
デュボンジャパンリミテッド	(株) 日 立 メ デ ィ コ
(株) 東 芝	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)	横 河 メ デ ィ カ ル シ ス テ ム (株)

(計16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（大阪大）
- 理 事 〔大学関係〕 稲津 博（宮崎医大），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），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），
横内久猛（日立）
- 監 事 津田元久（東京工芸大），樋口清伯（大阪産業大）

編 集 後 記

京都では、1週間早く7月11日に梅雨があけて、連日36～37℃の猛暑が続いていますが、その分米が豊作になるよう期待しています。第109回研究会では、新装成った阪大病院に目を見張りました。次回の宮崎（23年ぶり）の30周年記念研究会に期待しています（K）。

編 集 委 員

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

金 森 仁 志（京都工繊大）
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）
山 田 正 良（京都工繊大）

編集兼発行者
発 行 所
〒606
印 刷 所
〒606

平成6（1994）年9月5日発行

金 森 仁 志

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 01010-7-32350

（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	4,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内
医用画像情報学会 会員係
電話（075）724-7422（山田）7436（中森）

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴(姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 1 9 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。)

第7回 学協会共通問題に関する討論会

学協会は今後いかにあるべきか

——学術の国際化と教育・研究現場の変貌への対応——

日本工学会政策委員会

平成6年4月20日(水)東京・赤坂の鹿島Kビルにおいて、第7回「学協会共通問題に関する討論会」が開催された。その概要をお知らせいたします。

第Ⅰ部「国際化に対する大学の教育・研究改善への諸問題」についての、日本学術会議各常置委員長による第15期審議検討の報告、文部省の学術法人に対する行政施策についての説明を受けて、第Ⅱ部パネル討論会「変革期に直面する学協会の行方」が行われた。

各パネラーから学協会とは何のためにあるかについて、現状報告と共に、熱のこもった提言があり、最後に次のような総括がなされた。

1. パラダイム変化への対応

現在、人類にとって世紀を画する転換期にある。学術は人類の知的資産として共有されまた、それは応用や技術化を通じて、社会・経済の発展に寄与するものと認識されるべきものである。そのために国際交流は必須の要件となっている。

世界的変革のうねりの中で、わが国は科学技術において、世界の最先端に位置することとなったが、その諸制度は明治以来の欧米先進諸国へのキャッチアップを目指す体制のままであり、抜本的改革が求められる。

2. 科学者・技術者集団としての学協会

個人の創意によって科学技術は進歩する。その集団としての学協会は、未来を担う若者が、科学技術へ夢と情熱と志を持つための社会的環境作りに努力することが求められている。新しい知識の創造と広く次世代の人類へと伝承されて行くべき科学技術活動支援の場としての学協会の立場を認識する必要がある。

3. 学協会の社会的地位

学協会の会員は、科学者のステータスとして認められ、そのサークルとしての学協会の時代から、その知識を国際的に共有し、広く社会に浸透させて社会の発展に役立たせる責務がある時代へと変化して来ている。

したがって、学協会は学術に関する非政府機関(NGO)として、科学的見地からの活動と会員のボランティアによる非営利機関として位置づけされる。

学協会のこうした地位のために、学協会への社会的優遇措置がはかられるべきである。

4. 学術団体への支援強化

学協会の現状は、国際会議開催への資金、制度的障害、論文誌への財務負担、国際会議代表派遣への個人の過大な負担等、多くの諸問題が存在する。

学協会活動は、未来の社会基盤を形成するためのものであり、国民の社会的負担の対象とされるべきである。したがって、税制上の優遇、活動対象によっては国費の配分、公益増進法人対象の拡大、さらには学術法人法(仮称)の制定による支援が必要である。欧米諸国並の優遇を早急に実現すべきである。

5. NGOとしての学協会活動

国際貢献において、わが国は政府以外のボランティアによるNGO活動への経験に乏しい。したがって、今後NGO活動による社会の安定的発展がますます求められるようになることから、学協会もそれに対応する体制を整える必要もある。こうした問題意識と専門性の高い専従者の育成も重要であり、NGOとしての社会的地位、組織、資金の確保を目指して体制整備をすることが求められる。

6. 学協会と産業界との接近

学協会の会員構成は、電気学会の例では、産業界70%、大学30%、論文発表は大学70%、産業界30%であり、工学系学協会は、大体こうしたパターンと思われる。社会に対する草の根活動による寄与によって、青少年が科学に関心を持つようになり、社会の人々の理解も進み、会員も増加する。地域における産業界と密着した学協会の支部活動が学協会の社会的地位を強固とするものとなろう。

また、工学教育協議会活動は、理工学を含めて活動することを望む。

7. 日本学術会議と学協会

日本学術会議は、わが国の内外にわたる科学者の代表機関である。約1,000の学協会（会員数約240万人）から推薦された会員が活動している。その目的とするところは、科学の向上発展を図り、行政、産業および国民生活に科学を反映浸透させることである。世論を背景に、長期的、科学的視点で人類社会の福祉に貢献することが使命である。

学協会は推薦する会員を支援し、研究連絡委員会活動を強化して、日本学術会議とより一体感を持った活動をなすべきである。

第15期から16期への移行にあたり、以上の論議を踏まえて、次の二つの課題「学術団体活性化」「アジア・太平洋地域学術協力」を特別委員会設置の上、早急に審議し、方策を立案されることを要請する。

〔日本工学会の立場〕

文部省長谷川学術情報課長の説明によれば、学術法人として社会的活動の地位の認定をされているのは126団体、人文社会科学等8%、自然科学系92%である。

その中で、工学系は全体の約半分を占める。

学術法人法制定運動参加の学協会は256団体となり、延べ会員数は、100万人を超すと思われる。

日本工学会は、工学だけでなく、その広がり大きさから、学術団体全体の活動に配慮しつつ活動をすべき責務があるようである。

〔日本学術会議報告〕

第3常置委員会「日本の学術研究教育の課題——国際化・学際化・開かれた大学」

第4常置委員会「わが国における学術団体の現状」

第6常置委員会「国際学術交流・協力の飛躍的發展のために」

以上が討論会において配布された。

第15期最後の総会開催される

平成6年6月 日本学術会議広報委員会

今回の日本学術会議だよりでは、5月25日から27日まで開催された第118回総会の概要と同総会で採択された「新しい方式の国際研究所の設立について(勧告)」、「公的機関の保有する情報の学術的利用について(要望)」、「女性科学研究者の環境改善の緊急性についての提言(声明)」についてお知らせします。

日本学術会議第118回総会報告

日本学術会議第118回総会(第15期・第6回)が、5月25日～27日の3日間にわたって開催されました。

総会の初日(25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ました。次いで、今回総会に提案されている13案件について、それぞれ提案説明と質疑応答が行われました。午後からは、各部会が開催され、総会提案案件の審議及び各部会個別案件について審議が行われました。

総会2日目(26日)の午前は、前日提案された13案件のうち、9案件の審議・採択が順次行われました。

まず、「日本学術会議会則の一部を改正する規則」、「日本学術会議の運営の細則に関する内規の一部改正」、「日本学術会議の行う国際学術交流事業の実施に関する内規の一部改正」、「副会長世話担当研究連絡委員会の運営について(申合せ)の一部改正」及び「第16期における研究連絡委員会委員の在任期間等に関する規定の適用について(申合せ)」について一括して討論が行われ、採決の結果、いずれも可決されました。これらの会則、内規等の改正は、

1. 運営審議会の構成員等の見直し

常置委員会と運営審議会の連絡を緊密にし、運営審議会の議論をより充実させるため、常置委員会委員長が常時運営審議会に出席することとし、併せて、運営審議会の構成員の見直しを行うこと。

2. 第7常置委員会の設置及び第16期に向けての研連の見直し

国際対応委員会の改組について(申合せ)(平成

5年4月22日第116回総会決定)に沿って第7常置委員会を設置し、併せて、各部等での検討結果を踏まえ、第16期へ向けての研連の見直しを行うこと。

3. 研連委員の在任期間等関係

研連委員の在任期間に関する運営内規の解釈をより一層明確化するとともに、将来に向けての研連活動の継続的発展・活性化を図るため、研連委員の在任期間等についての関係規定を整備すること。

を趣旨とするものです。

次に、「運営審議会附置会員推薦手続検討委員会の設置」についての討論・採決が行われ、可決されました。これは、会員推薦制度導入以来、今回で4度目となり、会員推薦手続の過程において、幾つかの問題点がみられたことから、これらの諸問題について審議するため、新たな委員会を運営審議会に附置するものです。

続いて、「新しい方式の国際研究所の設立について(勧告)」、「公的機関の保有する情報の学術的利用について(要望)」、「女性科学研究者の環境改善の緊急性についての提言(声明)」についての討論・採決が行われ、可決されました。午後は、「第6常置委員会報告～国際学術交流・協力の飛躍的発展のために～」、「人口・食糧・土地利用特別委員会報告～21世紀の人口・食糧問題に対する全人類の取組に向けて～」、「学術国際貢献特別委員会報告～学術国際貢献のための新たなシステムについて～」及び「死と医療特別委員会報告～尊厳死について～」の4件の対外報告について討論が行われ、それぞれ承認されました。

総会3日目(27日)は、午前は各常置委員会及び国際対応委員会が、午後は各特別委員会がそれぞれ開催されました。

新しい方式の国際研究所の設立について (勧告) (抄)

近年、学術の国際交流がますます盛んになるとともに、新しい方式の研究所が世界の国々に設立されている。それらの新しさは、固有の研究員をほとんどたず、国内外から招請した客員研究員による共同研究を企画し実行する点にある。この方式にふさわしい分野としては、自然科学のみならず、人文科学、社会科学を含め様々な領域が考えられるが、理論構築を主眼とする研究領域においては、研究テーマを学際的、機動的に選択する上で特に有効である。これは、また国を異にする若手研究者が相集い、生活と研究ないし研修を共にする場としても大きな効果を生むであろう。実際、世界的には、この意味で成果をあげている新研究所も少なくない。

さらに、いま国際貢献が基礎科学においても強く求められているが、それは、学術研究の推進と相互に強め合うべきものであって、このためにも新しい方式は最適である。

こうした観点から、新しい方式の国際研究所の設立が必要であり有用であるとの結論に達したので、ここにその設立を勧告する。

公的機関の保有する情報の学術的 利用について (要望) (抄)

研究者が学術研究のために必要とする情報には、極めて広範囲なものが含まれており、その内容は、学問分野によっても多種多様である。学問分野によっては、公的機関の保有する情報が学術研究にとって極めて重要ないしは不可欠な意味をもつことになる場合も少なくないが、多くの場合に、かかる公的機関の保有する情報を学術情報として利用することには困難が伴っている。それは、公的機関の保有する情報の少ない部分が公開されておらず、学術情報としての利用についてもその開示を求めることができないからである。

このような公的機関の保有する情報の学術的な利用のためにも、まず基本となるのは、国民の基本的な権利に基づく公的機関の保有する情報の公開制度である。この制度の確立によって、公的機関の保有する情報の学術情報としての利用も同時に保障されることになるからである。公的機関としては、国家機関及び地方公共団体機関を挙げることができるが、国家機関の保有

する情報についての公開制度が設けられていないことは、学術研究にとっても特に重大な障害となっている。国民の「知る権利」を中心とする基本的権利を保障するための国家機関の保有する情報の公開制度は、学術研究にとっても極めて重要な意味をもっているといえることができる。国民の基本的な権利を保障するために、また学術研究の推進のためにも、原則公開を基本とした確かな内容を持つ国の情報公開制度の確立が不可欠であると考えられるので、ここに情報公開法の制定を要望する。

なお、公的機関の保有する情報の学術的利用については、情報の保存及び研究者による非公開情報の利用についての検討が必要である。

女性科学研究者の環境改善の緊急性 についての提言 (声明) (抄)

女性の社会的地位の向上を目指す取組が、国際的にも国内的にも種々行われているが、日本学術会議においても第10期及び第12期に女性科学研究者の地位の向上に関する「要望」を決議した。今期、すなわち第15期の発足に当たり、日本学術会議は「女性研究者の地位の向上」に留意することを再確認し、今期の活動計画の一つにこの課題を取り上げ審議してきた。その結果、女性科学研究者の地位の向上の必要性は理念的には一般化したものの、科学者全体の対応の遅れもあって、その地位は実質的に余り改善されていないことが明らかになった。

このため、特に基礎科学分野における科学研究者不足の事態が目前に迫っている現在、我が国における科学の調和のある発展のために、第10期、第12期での男女平等の視点を前提としつつ、日本学術会議は、改めて女性科学研究者の環境改善の緊急性を指摘するとともに、関係方面に環境改善の促進を強く訴えるものである。

「日本学術会議だより」について御意見、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 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 大阪府南区周防町28-1 千代田生命館5階ビル

- 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

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

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

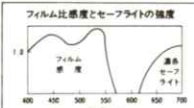
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)

**デュボンには、
CRTの主治医がいます。**



鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野で有名なデュボンのメディカルレーザリングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は欧米でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラストを盛る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。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いどんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



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 興和ビル別館

TEL (03) 585-5360

デュボンジャパン
DUPONT

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
- クラリストロン 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

ネバックス

NEC



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

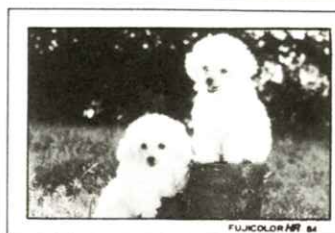


総合医療機器の
株式会社 日立メディコ

- 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



FUJICOLOR HR 35

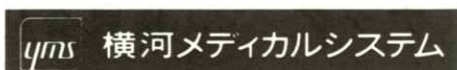
フィルムもプリントも

フジカラーHR

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



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