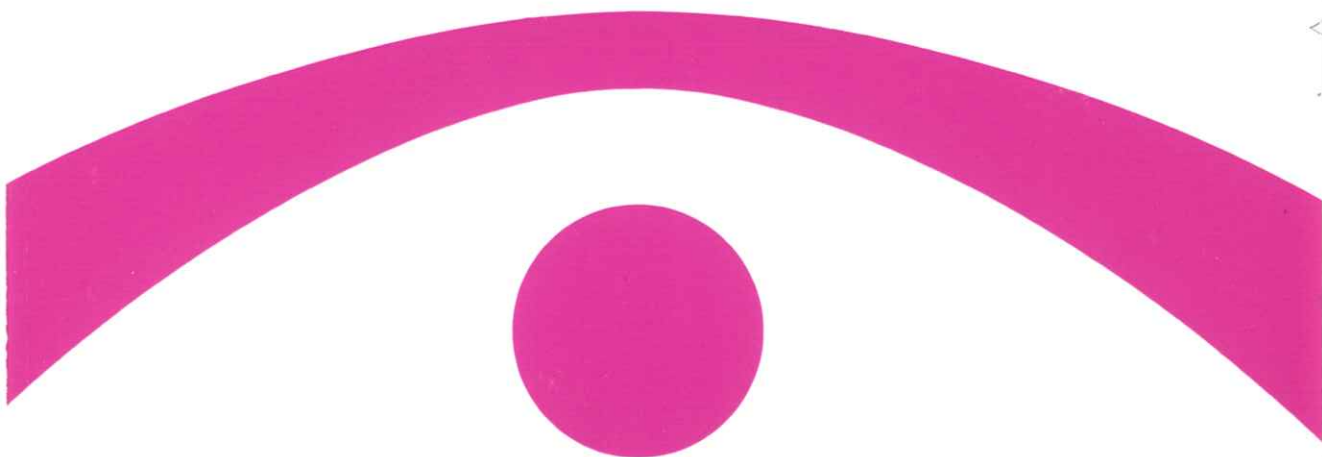


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻113号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.13 No. 2 May 1996



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13巻第2号 1996年5月

目 次

会 告

平成8年度総会および第115回研究会ご案内	会告	1
第116回研究会予定および演題同い・会費納入願い	会告	3
総会資料(役員改選案)・総会資料(会則改正案)	会告	4
日本医学物理学会開催案内	会告	5

研究速報

胸部X線写真における結節状陰影の自動検出 — 偽陽性候補の削除 — 徐 静, 原 武史, 藤田 広志, 吉村 仁, 松本 常男	45
乳房X線写真における微小石灰化クラスターの自動検出 — 異なる施設の画像データへの対応 — 平子 賢一, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤登喜子, 堀田 勝平	54

論 文

超音波画像処理を用いた心筋症の支援診断システム 蔡 篤儀, 渡辺 伸司, 小島 克之, 富田 政明	61
---	----

技 術 資 料

モンテカルロ法による乱数検定 — 言語間比較 — 小島 克之, 齋藤 肅, 蔡 篤儀	70
ダイナミックレンジ圧縮を適用したマンモグラムCADにおける乳房辺縁領域の強調処理 原 武史, 李 鎔範, 藤田 広志	78

10 会 報

研究会記事	83
理事会議報告	84
新入会員会員移動 — 賛助会員名簿	85

複写をされる方に

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、著作権者から複写権の委託をうけている次の団体から許諾を受けて下さい。

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

ただし、アメリカ合衆国における複写については、下記へ。

Copyright Clearance Center, Inc. / 222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

Phone: (508) 750-8400 Fax: (508) 750-4744

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 13 No.2 May 1996

Contents

Original Letters

- Automated Detection of Lung Nodules in Digital Chest Radiography:
Decreasing False-Positive Candidates
..... Jing XU, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA,
Hitoshi YOSHIMURA, and Tsuneo MATSUMOTO 45
- Automated Detection of Clustered Microcalcifications on Mammograms:
Strategy for Image Data from Different Facilities
..... Kenichi HIRAKO, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA,
Tokiko ENDO, and Katsuhei HORI 54

Original Paper

- Computerized Analysis for Discrimination of Cardiomyopathy
in Echocardiographic Images
..... Du-Yih TSAI, Shinji WATANABE, Katsuyuki KOJIMA,
and Masaaki TOMITA 61

Technical Reports

- A Test of Random Numbers by Using Monte Carlo Method
— Comparison of Various Programming Languages —
..... Katsuyuki KOJIMA, Susumu SAITOH, and Du-Yih TSAI 70
- Breast Peripheral-Area Enhancement Processing for Mammogram CAD
by using Dynamic-Range Compression
..... Takeshi HARA, Yongbum LEE, and Hiroshi FUJITA 78

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol. 13 No. 2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In order to photocopy and work from this publication, you or your organization must obtain permission from the following organization which has been delegated for copyright for clearance by the copyright owner of this publication.

Except in the USA

Japan Reprographic Rights Center / c/o The Copyright Council of the Academic Societies

704-42-6 Akasaka 9-chome, Minato-ku, Tokyo 107, Japan

Phone: 03-3475-4621-5618 Fax: 03-3403-1738

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc. / 222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923. USA

Phone: (508) 750-8400 Fax: (508) 750-4744

会 告

平成8年度総会および第115回研究会ご案内

平成8年度総会および第115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。

月 日 平成8年6月7日(金)
場 所 京都工芸繊維大学1号館3階会議室
〒606 京都市左京区松ヶ崎
参 加 費 会員 500円 非会員 1,000円 学生 無料
特 別 講 演 10:00~11:20
「コンピュータ上での人体表現」
京都工芸繊維大学 電子情報工学科 黒川 隆夫 教授
見 学 会 11:20~12:00
上記の講演に関連した設備
総 会 13:00~13:30
議題 平成7年度事業報告、決算報告
会則の変更
役員改選
平成8年度事業計画、予算案
名誉会員の推薦
その他

内田論文賞

表彰式 13:30~13:40

研 究 発 表 13:40~17:00 発表の演題は別紙参照してください。

問い合わせ先 京都工芸繊維大学 中森 伸行

TEL. 075 (724) 7438, FAX. 075 (724) 7483

E-mail:nakamori@dj.kit.ac.jp

交通のご案内

・ JR京都駅、阪急烏丸駅から

市営地下鉄「北山」行(約8分間隔、所要15分、12分)「北山」駅下車。

一 徒 歩: 1番出口を出て、東へ20分(約1.5km)

一 タクシー: 2番出口を出て北山通り北側で乗車。「工芸繊維大学中央門」までと言ってください。

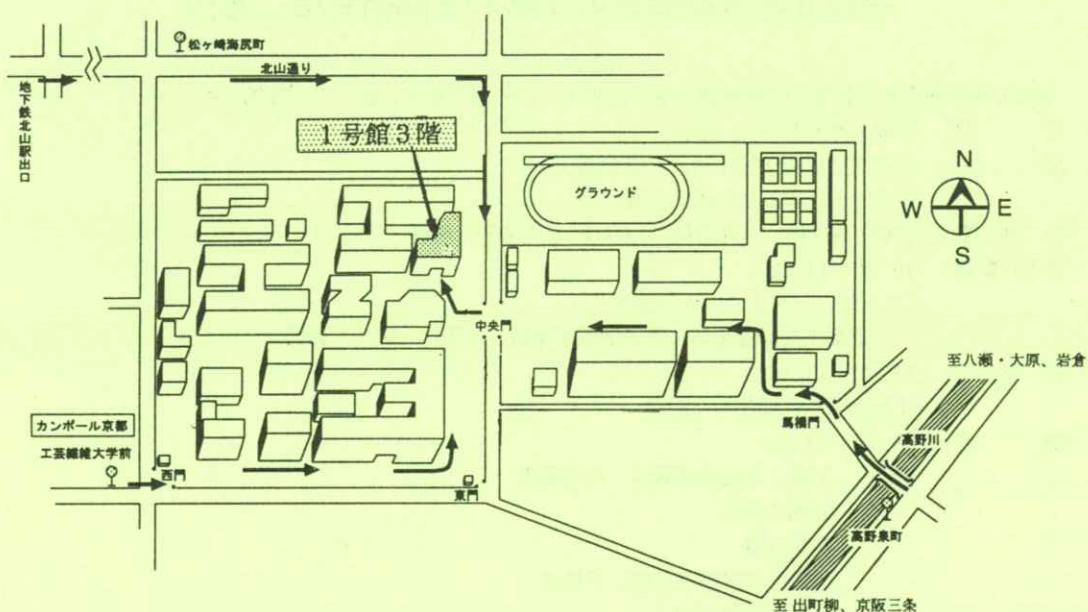
一 市 バス: 2番出口を出て市バス「35」系統「修学院・岩倉」行(9:31発、このバスは「松ヶ崎橋」
までです。)に乗り、「松ヶ崎海尻町」下車。(バス時刻は変わるかもしれません。)

・ 京阪出町柳町から

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

市バス「4」系統深泥池行「工芸繊維大学前」下車。

会場案内図



第116回研究会予定および演題伺い

第116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8年10月11日(金)午後～12日(土)午前

場 所 岐阜大学工学部

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

TEL 058-293-2742 (藤田広志教授直通)、FAX 058-230-1895 (情報コース事務室)

e-mail : fujita @ fit.info.gifu-u.ac.jp

11日(金)午後

特別講演「バーチャルリアリティの現状と医療・看護への応用」

岐阜大学工学部 教授 小鹿 丈夫 先生

見学会 小鹿研究室(VR)・藤田研究室(CAD)を予定

懇親会 会場未定(鶴飼い観光船での懇親会を計画中)

12日(土)午前

研究発表会

演題締切 平成8年8月10日

申 込 先 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
医用画像情報学会
TEL 0492-85-5111
FAX 0492-87-6657
(文書又はFAX でお願ひします)

平成8年度会費納入のお願い

平成8年度会費納入をお願いします。正会員の会費は年額4,000円です。送金には、会費13巻2号(本号)に同封した郵便振替用紙をご利用下さい。事務局が移転しますので、郵便振替番号が00120-0-582178に変わりましたので御注意下さい。

— 総会資料(役員改選案) —

会長候補 金森仁志(福井工業大)
理事候補 青木雄二(化成オプトニクス)、稲本一夫(大阪大)、稲津 博(宮崎医大)、奥村泰彦(明海大)、
加藤久豊(富士フィルム)、小池功一(日立メディコ)、小島克之(浜松大)、杉本 博(東芝)、
滝川 厚(広島県立保健福祉短大)、滝沢正臣(信州大)、中森伸行(京都工芸繊維大)、
丹羽克味(明海大)、藤田広志(岐阜大)、星 博昭(岐阜大)、細羽 実(島津)、
松井美楯(コニカ)、松本政雄(大阪大)、山田英彦(明海大)、和田卓郎(松本歯科大)
監事候補 津田元久(東京工芸大)、樋口清伯(大阪産業大)

— 総会資料(会則改定案) —

会則・第4条を次のように改める。

第4条 本会事務所の所在地は細則で定める。

会則・第9条を次のように改める。

第9条 理事は、会員が選任する。ただし、理事のうち2名以内は、会長の指名により選任することができる。

細則・第四章第7条を新設する。

第四章 事 務 所

第7条 会則第4条の事務所の所在地は、埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内とする。

日本医学物理学会開催案内

学会名： 日本医学物理学会 第13会研究発表会

期 日： 1996 / 7 / 22 医用画像の通信規格 DICOM と電子保存規格に関する講習会

7 / 23 研究発表、懇親会

7 / 24 研究発表会

場 所： 大阪大学医学部内、銀杏会館（〒565 吹田市山田丘2-2）

連絡先： 日本医学物理学会第13回研究発表会事務局

〒560 豊中市待兼山町1-20

大阪大学医学部保健学科 医用工学講座

企画実行委員長 稲邑 清也

TEL 06-855-1281 (ext. 261), 06-857-1890

FAX 06-843-1381

E-mail i64640a@center.osaka-u.ac.jp

胸部X線写真における結節状陰影の自動検出
—偽陽性候補の削除—

徐 静*・原 武史*・藤田 広志*
吉村 仁**・松本 常男***

* 岐阜大学工学部電子情報工学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** コニカ株式会社技術研究所

〒191 日野市さくら町1

*** 山口大学医学部放射線医学教室

〒755 宇部市小串1144

(1996年1月27日, 最終1996年3月5日受理)

**Automated Detection of Lung Nodules in Digital Chest Radiography:
Decreasing False-Positive Candidates**

Jing XU*, Takeshi HARA*, Hiroshi FUJITA*,
Hitoshi YOSHIMURA** and Tsuneo MATSUMOTO***

*Department of Electronics and Computer Engineering,

Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-11, Japan

**R & D Center, Konica Corporation,

Sakura 1, Hino 191, Japan

***Department of Radiology, Yamaguchi University

School of Medicine,

Ogushi 1144, Ube 755, Japan

(Received January 27, 1996, in final form, March 5, 1996)

The purpose of this paper is to develop a new algorithm to decrease the number of false-positive candidates which were obtained with a previous detection scheme, based on a genetic-algorithm (GA), for lung nodules in digital chest radiography. The algorithm consists of the following three steps. Firstly, the candidates with the marginal area just outside the lung were eliminated by the histogram analysis. Secondly, the Gaussian operator was used to enhance the bone edge of the candidates. After analyzing the kurtosis of orientation-amplitude histogram and entropy of interpolative difference signal of central region, the candidates including the shadows of bones were eliminated. Thirdly, the modified Laplacian-Gaussian operator which suppresses the high-frequency noise and the low-frequency components was used to enhance the nodules. After this filtering, the candidate area was divided into three rectangular regions (R1, R2 and R3). Three features, which consist of the entropy of interpolative difference signal in R1, the ratio of variances between R2 and R1, and that between R3 and R1, were used to eliminate false-positive candidates of the shadows of vessels and others. The 341 candidates (7 true-positive and 334 false-positive candidates) from 20 clinical chest images (10 normal and 10 abnormal cases) were analyzed and 297 false-positive ones were eliminated by our method. In other words, we were able to decrease the number of false-positive candidates from approximately 17 to 1.9 per image without reducing any true nodules.

1. はじめに

近年、工場や車などから発生する大量の排気ガスが大気を汚染している。また、喫煙者は依然として多く、肺ガンの死亡率が胃ガンを抜いて第一位になりかねない状況である。こうした背景により肺ガンの早期発見を目的とした検診の数が増加しており、それに伴い医師の画像読影の負担が増加すると予想される。X線写真の画像診断は、医師の主観により行われており、医師の読影に関する知識や経験、体調の変化などは診断精度に影響を及ぼす。特に胸部X線単純撮影では、ガンの所見がその他の陰影と重なることが多いため、読影は困難であることが多いといわれている¹⁾。しかしながら、肺ガンをなくすためには、医師の読影精度を維持・向上すること

が必要とされ、われわれは医師の画像診断を補助することを目的としたコンピュータ診断支援システム (Computer-Aided Diagnostic System : CAD) を開発しており、その要素技術の検討を行っている。その一手法として、胸部X線写真において肺ガンを最も疑うべき所見である結節状陰影を検出するためのシステムとして、遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm : GA) を適用した新しい手法を開発している²⁻⁵⁾。しかし、その結果では画像1枚当りの偽陽性数が17個とまだ多く、肺ガンのCADシステムへ適用するためには、その削除アルゴリズムの開発が必要とされていた。

今まで、いくつかの研究グループから偽陽性候補の削除に関連する研究が報告されている。鳥脇ら⁶⁾

は異常陰影候補領域に対して平滑化2階差分線形フィルタを適用し、位置分析、面積分析、濃度値分析、血管影分析を行うことにより精細に分析する方法を提案している。Matsumoto ら⁷⁾は領域成長法、背景トレンド除去、濃度勾配分析などの方法による解析を行っている。高畠ら⁸⁾は同心五重円を設定し、そこで得られたパラメータを判別分析する方法を提案している。また、Giger ら⁹⁾はモルフォロジフィルタ群を用いて削除処理を行う方法を提案している。

本論文では、われわれのGAの手法に基づいた結節状陰影検出システムを用いて、正常例10症例を含む20症例の画像から検出された341候補に対して、その中に含まれる偽陽性候補を削除する新しい手法を提案するものである。まず、偽陽性候補を細かく観察したところ、多く誤認識しているのは骨の陰影、肺血管の陰影、およびそれらが重なっている陰影であるため、このような偽陽性候補を削除するための新しい処理を開発した。ここでは、肺の周辺領域を含む偽陽性候補に対してはヒストグラム解析、骨の陰影を含む偽陽性候補に対してはエッジ画像の解析、血管の陰影とその他の偽陽性候補に対しては領域分割、内挿差エントロピー、および分散比

による解析をそれぞれ行った。

2. 実験画像

2.1 入力画像

胸部間接X線写真(約10cm×10cm)をレーザディジタイザを用いてサンプリング間隔0.1mm、濃度分解能10 bitでデジタル化を行い、1024×1024画素の画像を得た。GAの手法に基づいた検出システム²⁻⁵⁾によって抽出された候補の領域(大きさ128×128画素)を、本実験の入力画像とする。

異常例10例と正常例10例の計20症例の画像に対する検出システムの結果は、真陽性率が70%、画像1枚当りの偽陽性数が約17個であった。このときの候補の総数は341個(真陽性7個と偽陽性334個)であった。**Fig. 1(a)**に真陽性陰影の一例を示す。

2.2 X線写真上の特徴

偽陽性候補を観察した結果、以下のような特徴をもつ候補であることがわかった。

- (A) 肺野の周辺領域を含む候補 [**Fig. 1(b)**]。
- (B) 骨の陰影(鎖骨や肋骨)を含む候補 [**Fig. 1(c)**]。
- (C) 多方向へ伸びる血管の陰影 [**Fig. 1(d)**] や、

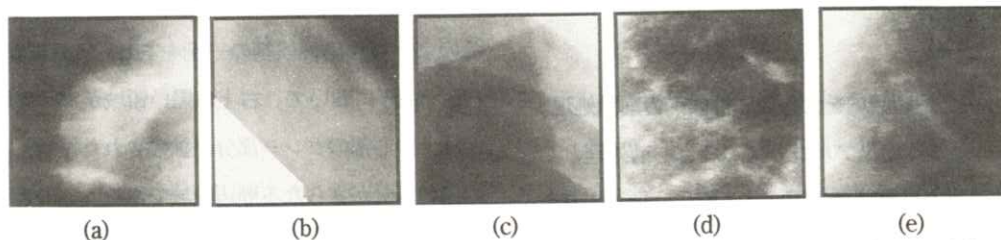


Fig. 1 Examples of typical candidates from 20 clinical chest images which were detected by GA-based algorithm. (a) is a true-positive candidate. (b) - (e) are false-positive cases due to content in the marginal outside region of lung area, rib shadow, shadow of vessels, and rib-vessel crossing, respectively.

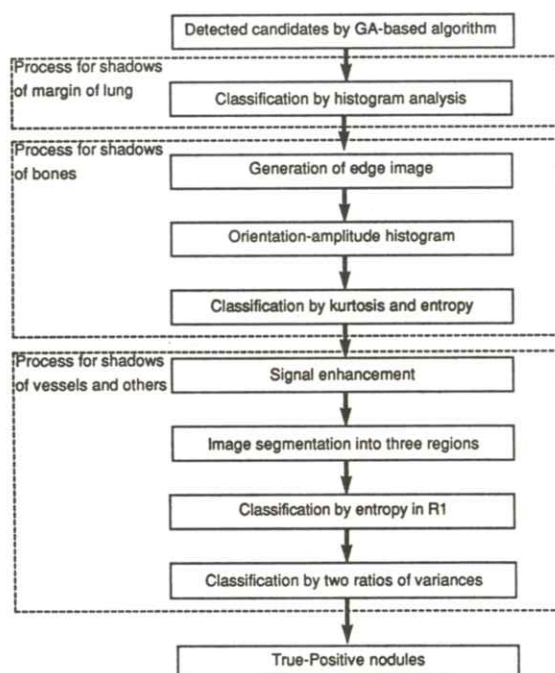


Fig. 2 Overview of the algorithm to decrease false-positive candidates

その他の肺の正常構造を含む候補（例えば、骨と血管の交差陰影 [Fig. 1(e)]）。

したがって、このような候補を削除するための処理をそれぞれ構築した。

3. 方法

本研究で開発した処理手順を Fig. 2 に示し、以下、順に説明する。

3.1 肺の周辺領域を含む偽陽性候補の削除処理

GAに基づく検出アルゴリズムでは、前処理として検出領域を肺野部分に限定する際に、抽出された肺の辺縁の外側部分もいくらか含んだ領域の決定（拡張）を行っている。これは抽出された辺縁部の

外側にも肺野の一部が含まれることが多く、ここにも結節状陰影が存在する可能性があるためである。具体的には、肺野領域の輪郭上を、 64×64 画素の正方形のマスクを走査することにより領域を拡張した。このマスクの大きさは、検出アルゴリズムの探索領域の大きさによるものである。しかしながら、この拡張された領域の肺野以外の部分からの偽陽性候補が多く検出されるという問題が生じた。このような偽陽性候補の一例を Fig. 1(b) に示す。Fig. 1(b)において、右上の黒い領域が実際の肺野領域、中心部のグレー部分が拡張された領域、左下の白い部分がさらなる周辺領域である。このような偽陽性候補の削除のために、ここでは画素値のヒストグラムにおいて、画素値が0から140までの範囲で示される領域が全面積の4%以上を占める候補

を削除した。

3. 2 骨の陰影を含む偽陽性候補の削除処理

〈1〉 Gaussian operatorによるエッジ画像の作成

骨の陰影は直線や曲線で表現されるため、それらを認識するにはエッジを抽出する方法が有効であると考えられる。そこで、Gaussian operator¹⁰⁾を用いてエッジ画像を作成した。その特徴は平滑化すると同時に濃度変化の激しいエッジを強調することである。

ガウス関数は

$$h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (1)$$

で表われ、画像 $f(x, y)$ をガウス関数 $h(x, y)$ で平滑化した後の画像を $g(x, y)$ とする。 $g(x, y)$ を x 方向、 y 方向にそれぞれ微分すると、エッジ画像の強度は $e(x, y)$ 、方向は $\theta(x, y)$ になる。ここで、 $e(x, y)$ と $\theta(x, y)$ は

$$e(x, y) = \left[\left(\frac{\partial g}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

$$\theta(x, y) = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1} \left(\frac{\partial g}{\partial y} / \frac{\partial g}{\partial x} \right) \quad (3)$$

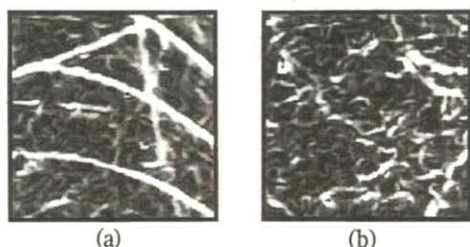


Fig. 3 Examples of edge enhanced images, (a) with sharp lines and (b) without sharp lines, corresponding to Figs. 1 (c) and (d), respectively.

で表わされる。

Fig. 1(c), (d) の画像に対応するエッジ画像の例を、Fig. 3(a), (b) にそれぞれ示す。Fig. 3(a) には骨の直線または曲線が見られるが、Fig. 3(b) にはそれが見られない。

〈2〉 方向-強度ヒストグラムの尖度の計算

式 (2) と式 (3) に基づいて方向-強度ヒストグラムを作成し、その尖度によりエッジ成分の解析を行う。例として、Fig. 4 に Fig. 3 のエッジ画像に対応する二つのヒストグラムを示す。ここで、横軸は方向 (単位: 度)、縦軸は方向ごとの強度の和である。Fig. 3(a) は鋭い骨の直線または曲線が存在するため、方向-強度ヒストグラムにおいて強いピークが存在する (Fig. 4(a))。一方、Fig. 3(b) は鋭い直線または曲線が存在しないため、エッジはいろいろな方向へ分散され方向-強度ヒストグラムでは強いピークが存在しない (Fig. 4(b))。

ここで、尖度 β はデータ分布の急峻さを表わすものであり、

$$\beta = \frac{M_4}{M_2^2} \quad (4)$$

$$\text{ただし、} M_k = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (w_i - \bar{w})^k, \quad (k=1, 2, \dots) \quad (5)$$

で計算される。ここで、 M_k は k 次モーメント、 w_i は方向ごとの強度の和、 $\bar{w}$ はそれらの平均値、 i は角度 (0 度から 179 度まで 1 度刻み) に対応する整数値、 $n = 180$ である。例えば、Fig. 4(a) の尖度は 3.57 であり、Fig. 4(b) のそれは 2.66 である。

〈3〉 中心領域内の内挿差エントロピーの計算

真結節状陰影が存在する候補の中心領域は濃度

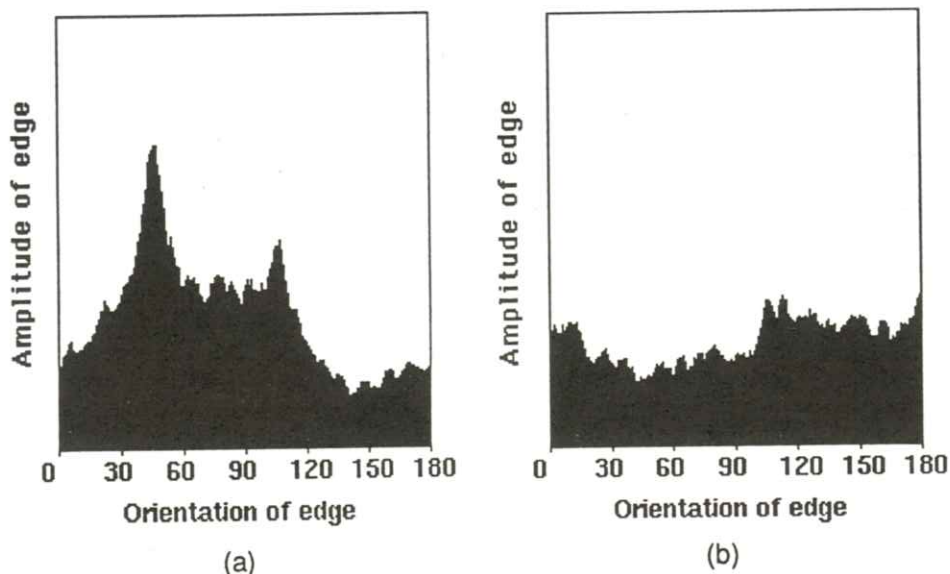


Fig. 4 Orientation-amplitude histograms ((a) and (b)) of edge images corresponding to Figs. 3 (a) and (b), respectively.

変化が少なく、逆に存在しない候補のそれは大きい。そこで、中心領域内 (32×32 画素) における内挿差エントロピーを求めることによって分類できると考えられる。

内挿差エントロピー H は

$$H = - \sum_{\bar{x}-x=-1023}^{1023} P(\bar{x}-x) \log_2 P(\bar{x}-x) \quad (6)$$

ただし、

$$P(\bar{x}-x) = \frac{1}{\sqrt{2} \sigma} \exp \left(-\frac{\sqrt{2}}{\sigma} |\bar{x}-x| \right) \quad (7)$$

で表わされる。ここで、 x は中心領域内の画素値 x の平均値、 P は内挿差信号の分布、 σ は内挿差信号の標準偏差である。

〈4〉特徴量による分類

Fig. 5 に尖度と内挿差信号エントロピーによる

分類を示す。横軸は尖度、縦軸は内挿差信号エントロピーであり、 $\blacktriangle$ は偽陽性候補、 $\circ$ は真陽性候補 (7 個)、直線は識別関数を表わす。ここで、直線より右上方の候補は偽陽性として削除した。

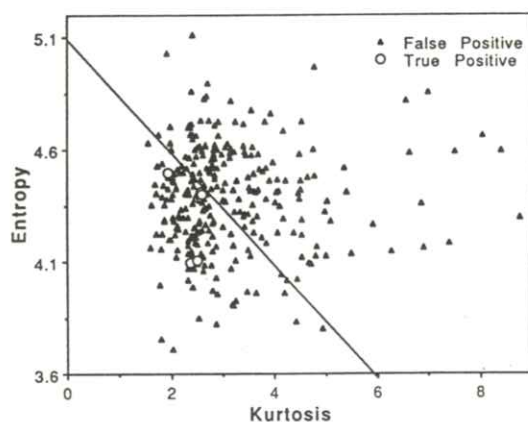


Fig. 5 Relationship between kurtosis and entropy of interpolative difference signal

3.3 血管の陰影を含む偽陽性候補とその他の偽陽性候補の削除処理

〈1〉信号強調処理

変形Laplacian-Gaussian operatorでフィルタリング処理を施す。この処理では、ある高周波数成分の雑音を抑制すると同時に、ある低周波数成分の背景トレンドをも抑制することができるため、結節状陰影を強調することができると思われる。変形Laplacian-Gaussian operatorは変形ガウス関数の2階微分処理であり、

$$g(x, y) = (1 - \frac{r^2}{2\sigma^2}) \exp(-\frac{r^2}{2\sigma^2}) \quad (8)$$

$$\text{ただし、} r^2 = (\sqrt{(x-a)^2 + (y-b)^2} - A)^2 \quad (9)$$

で表わされる。ここで、変形ガウス関数は

$$h(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp(-\frac{r^2}{2\sigma^2}) \quad (10)$$

である。したがって、式(8)によりフィルタ処理を行い信号を強調した。ここで、 σ は標準偏差、 σ が大きいほど低周波数成分が抑制され、 a, b はフィルタの中心位置である。パラメータ A を変化されると、ガウス関数の形を変形することができ、ここでは、 $A = 2.0$ を用いた。

〈2〉領域分割

候補領域をFig. 6に示すように、R1, R2, R3からなる三つの領域に分割した。それらの大きさは、 32×32 画素、 $64 \times 64 - 32 \times 32$ 画素、 $128 \times 128 - 64 \times 64$ 画素である。

〈3〉R1内部の内挿差エントロピーの計算と分類

真陽性候補については、R1は結節状陰影の内部であることが多いためその濃度変化は少なく、逆に、血管がいろいろな方向へ伸びる候補のそれは大きいと考えられるため、領域内の内挿差エントロピーによる分類を行った。これにより、血管の陰影からなる偽陽性候補を削除することができる。

〈4〉R1, R2, R3内の分散比 $v2/v1, v3/v1$ の計算と分類

候補内に結節が存在するとき、R2, R3は主にその周辺部となり、R1の濃度変化はR2, R3のそれより低いと考えられるので、その二つとの分散比を用いて候補の内部と周辺の濃度関係を表わし、分類を行った。これにより、その他の偽陽性候補を削除することができる。

4. 結果と考察

正常例10枚を含む20症例の画像から検出された341個の候補(真陽性7個と偽陽性334個)について実験を行った。その解析処理の結果、偽陽性候補の297個(87.1%)を削除することができ、真陽性候補数を44個(真陽性7個、偽陽性37個)と判断した(Table 1)。すなわち、真陽性を一個も減らす

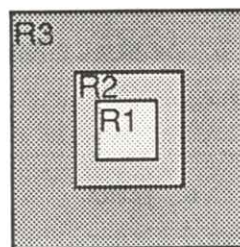


Fig. 6 Image segmentation of the candidate area into three regions

R1: 32×32 pixels

R2: $64 \times 64 - 32 \times 32$ pixels

R3: $128 \times 128 - 64 \times 64$ pixels

Table 1 Results of decreasing false-positive candidates

	the number of reduced false-positive candidates
margin of lung	47
Shadows of bones	155
vessels	43
Others	52
Total	297

ことなく、画像1枚当りの偽陽性数を約17個から1.9個に減少させることができた。しかし、信頼性の高いシステムを完成させるためには、対象データ数を増やし、ここで決定したパラメータの有効性を確認する必要がある。

ここで明らかになった問題には、つぎのようなものがある。エッジ画像を利用した骨の陰影を含む偽陽性候補を削除する処理では、肺の境界部のエッジも同時に強調されるため、それを含む候補も削除されてしまった。よって、結節状陰影が肺のエッジ部に存在すれば、真陽性候補も削除される可能性があり、別途の処理が必要であると考えられる。また、今回の実験に利用したデータベースには骨と血管の交差陰影を含む偽陽性候補の数が少なかったため、それらを削除する処理は行わなかったが、今後これらを削除するための独立した処理過程が必要であると考えられる。

5. むすび

本手法では、別のアルゴリズムによって検出された偽陽性候補がもつX線写真上の特徴を分析して、肺の周辺領域に存在する候補、骨の陰影を含む候補、血管の陰影とその他の候補の三種類に分け、そ

れら候補のエッジ画像、内挿差信号エントロピーと領域内の分散比を利用して、偽陽性候補を削除するためのアルゴリズムを開発した。

その結果、感度が70%のときに真陽性候補を一個も減らすことなく、画像1枚当りの偽陽性数を約17個から1.9個に減少させることができた。しかしながら、臨床応用可能な肺癌の診断支援システムへ発展させるためには、さらなる研究の継続が必要である。

今後の課題としては、(1) 症例を増加して実験する、(2) フィルタの性能を改善する、(3) 削除できなかった偽陽性候補を分析してさらに有効な特徴量を検討する、(4) 骨と血管の交差陰影を削除する処理を検討する、ことが挙げられる。

参考文献

- 1) 川上義和, 阿部庄作: 胸部X線写真の解きかた, pp.209-236 (文光堂, 東京 1993)
- 2) 原 武史, 藤田広志: JAMIT Frontier '95 講演論文集, pp.80-83 (1995)
- 3) T. Hara, H. Fujita, M. Tsuzaka, et al.: Proc. of International Conference on Virtual Systems and Multimedia '95 (ISSN 1341-6650) pp.349-354 (1995)
- 4) H. Fujita, T. Hara, J. Xu, et al.: Radiology **197(P)** 426 (1995)
- 5) 原 武史, 藤田広志, 吉村 仁, 他: (投稿中)
- 6) 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼 武 編: 医用X線像のコンピュータ診断, pp.107-111 (シュプリンガー・フェアラーク東京 1994)
- 7) T. Matsumoto, H. Yoshimura, K. Doi, et

- al.: Invest. Radiol. **27** 587 (1992)
- 8) 高畠博嗣: 札幌医誌 **59** 591 (1990)
- 9) M. L. Giger, N. Ahn, K. Doi, et al.: Med. Phys. **17** 861 (1990)
- 10) 南 敏, 中村 納: 画像工学—画像のエレクトロニクス—, p.107 (コロナ社, 東京 1989)

乳房X線写真における微小石灰化クラスタの自動検出 —異なる施設の画像データへの対応—

平子 賢一*・藤田 広志*・原 武史*
遠藤登喜子**・堀田 勝平***

* 岐阜大学工学部電子情報工学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

** 国立名古屋病院放射線科

〒460 名古屋市中区三の丸4-1-1

*** 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

(1996年1月27日, 最終1996年3月1日受理)

Automated Detection of Clustered Microcalcifications on Mammograms: Strategy for Image Data from Different Facilities

Kenichi HIRAKO*, Hiroshi FUJITA*, Takeshi HARA*,
Tokiko ENDO** and Katsuhei HORITA***

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

**Department of Radiology, Nagoya National Hospital,
Naka-ku, Nagoya-shi 460, Japan

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

(Received January 27, 1996, in final form, March 1, 1996)

We are developing an automated detection scheme for the clustered microcalcifications in digital mammograms. This scheme is part of an overall package for computer-aided diagnosis (CAD) system. When different cases (databases) are used for testing, it is required to readjust many parameters of the scheme for these new cases. One of the solutions to facilitate this procedure is proposed mainly for the case that the imaging characteristic in terms of contrast is different. By measuring the contrast of microcalcifications from selected samples, the relationship between the contrast and the background pixel value was determined, and then the contrast correction curve was produced. The curve for the second case was set to adjust the contrast difference between the two databases to match the first case. We demonstrated that our technique by use of contrast correction curve was effective when 32 mammograms from a different institution were tested.

1. はじめに

近年の生活様式の欧米化に伴い、本邦における乳がんの発生頻度には急速な増加傾向が認められており、乳がんの取り扱いが日常の診療で重要な部分を占めるようになってきた。そして、乳がん検出のための信頼性のある画像診断法として乳房X線写真（マンモグラム）が用いられている。われわれは、写真読影の際に予想される診断医の病変部検出の見落としや、主観的判断による思い違いを防止するために、画像診断の補助的な役割を担うコンピュータ診断支援（Computer-Aided Diagnosis : CAD）システムの開発を行っている^{1, 2)}。マンモグラムにおける乳がんの重要な所見として、腫瘍陰影と微小石灰化クラスタがあげられるが、なかでも早期乳がんによく見られる微小石灰化クラスタに関しては、われわれはフィルムをデジタル化する方式を中心に既に基本的な検出システムをほぼ完成させている³⁻⁶⁾。そこで、次のステップとして、実用化に向けての本格的な臨床テストを、他施設データベースも含めて開始する時期に入っている。

画像データとしてのマンモグラムは、収集された施設によって受光系（増感紙—フィルムなど）、撮影条件、現像処理条件などが異なるため、施設間の画質が大きく異なることが予想される。特に、一般的に低コントラストで寸法が小さい微小石灰化像に関しては、その検出への影響は大きい。まず考えられる最も基本的な対応策は、その施設の多数の画像データからチューニング用に数十枚の画像を選び、それをもとに各処理過程に存在するしきい値を最適化する方法である。しかし、チューニング用に利用可能な画像データが制限されていたり、また、CADシステム全体のしきい値が多いため、これらをすべて変動させながら最適な値を探すことは非常に負担のかかる作業である。

そこで本報告では、これまでとは異なる施設で撮影された画像データ（フィルム）に対して、われわれのCADシステムのいくつかの処理の中のコントラスト補正処理⁶⁾を有効に操作することによって、良好な微小石灰化クラスタの検出が期待できる一手法を提案する。そして、その手法の有効性を、新

たに用意した数十例の他施設データを基に実験的に立証する。

2. 異なる画像データベースへの対応

上述のように、他施設で撮影された画像データは、撮影条件、増感紙—フィルム系などの相違によって、これまで使用していた同一施設内の画像データと比べて、画質が異なることが予想される。われわれのシステムでは、濃度勾配と3重リングフィルタ解析に基づく微小石灰化像の検出法を導入しており^{3, 4)}、特に濃度勾配のベクトル方向成分の特徴量を重要視した検出を行うため、このような問題点による影響を極力抑えることができる。しかし、3重リングフィルタ解析および可変リングフィルタ解析で計算される強度特徴量^{4, 6)}や形状解析⁶⁾で求められるコントラストの特徴量はこれらの影響を少なからず受けるため、その対応が必要である。そこでわれわれは、これまで使用してきた施設（以下、施設Aとする）で収集された画像データと、それとは異なるある施設（以下、施設Bとする）で収集された画像データに対して、以下のような実験を行った。

2.1 マンモグラムの作成条件

まず、施設Aと施設Bで使用しているマンモ撮影装置、フィルム、自動現像機などの詳細を記す。

(1) 施設Aのマンモ撮影系

1. マンモ撮影装置

Siemens MAMMOMAT- II

2. 撮影条件

26~32kV、管電流と撮影時間はオート

3. スクリーン—フィルムの組み合わせ

スクリーン：Kodak Min-R

フィルム：Fuji MI-MA

4. 自動現像機

Fuji STM-9000

現像時間：90秒、現像温度：35.0度

(2) 施設Bのマンモ撮影系

1. マンモ撮影装置

Philips mammo DIAGNOST UC/
CYTOGUIDE

2. 撮影条件

26~30kV、管電流と撮影時間はオート

3. スクリーン—フィルムの組み合わせ

スクリーン：Fuji HR MAMMO FINE

フィルム：Fuji MI-NP

4. 自動現像機

KONICA SRX-503

現像時間：45秒、現像温度：34.5度

2.2 実験方法

施設Aと施設Bの画像データのそれぞれから、微小石灰化クラスタが存在しているフィルムを2枚ずつ抽出し、それらを同一のレーザフィルムディジタイザ（Konica LD-4500）を使用してサンプリング間隔が95.8ミクロン、濃度分解能が12ビットの条件でデジタル化した。これにより作成されたデジタル画像を、以下“施設A画像”、および“施設B画像”と略す。次に、これらの画像から明らかに微小石灰化像⁷⁾（直径が0.8mm以下と定義する）であるとわかっている領域を切り出し、その微小石灰化像のコントラストと微小石灰化像周辺の平均画素

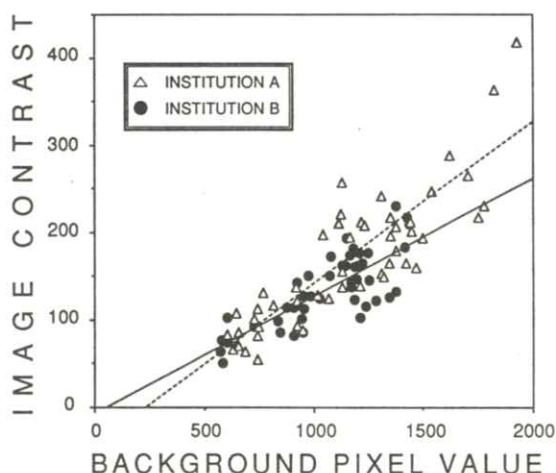


Fig. 1 Relationship between image contrast and background pixel value of microcalcifications on mammograms obtained from institutions A and B.

値（背景ピクセル値）の関係を調べた。ここで、本論文におけるコントラストを、微小石灰化像の最小画素値と背景ピクセル値との差で定義した。Fig. 1 にその関係を表すグラフを示す。△が施設A画像、●が施設B画像の分布を表す。図中の点線と実線は、それぞれ、施設A画像と施設B画像の分布を1次関数で近似したものである。この図から、両施設の画像ともに、微小石灰化像のコントラストはその背景の組織成分に大きく依存していることがわかる。また、施設A画像に比べて、施設B画像上の微小石灰化像のコントラストが若干小さくなる傾向にある。さらに、微小石灰化像の背景画素値が700付近では、両者のコントラストがほぼ同一であるが、周辺画素値が1500付近では、施設A画像の微小石灰化像のコントラストが約230であるのに対して施設Bのそれは約180であり、その差は50もある。これは施設B画像でいえば、微小石灰化像自体のコ

ントラストの約30%にあたる。

2. 3 コントラスト補正曲線の最適化

われわれの最新のシステムでは、上述のような微小石灰化像の存在領域の相違が、そのコントラストに及ぼす影響を抑制するために、コントラスト補正曲線⁶⁾を使用した全体的な画素値の変換処理を行っている。本論文では、施設B画像を解析する際に、画像（データベース）の画質の相違が検出に及ぼす影響を軽減し、また、施設A画像用にチューニングされたしきい値を変更せずに使用するための一手法として、コントラスト補正曲線を施設A画像用に最適化されたコントラスト補正曲線との整合を考慮しながら施設B画像用に最適化して使用する方法を提案する。

施設A画像用のコントラスト補正曲線は、周辺画素値が1200付近の微小石灰化を基準とし、他領域の微小石灰化像のコントラストがこれと同レベル（約180）に補正できるように、Fig. 1の実験結果を基に最適化し、これに合わせて各処理過程のしきい値のチューニングを行っていた。

施設B画像用のコントラスト補正曲線も同様に最適化するが、ここでは施設A画像用に最適化した各処理過程のしきい値を変更せずに使用できるように、以下のように最適化することを試みる。

施設B画像上における微小石灰化像のコントラストが、施設A画像の基準のコントラスト（約180）と同じになるのは、周辺画素値が1400付近である。よって、施設B画像用のコントラスト補正曲線は、周辺画素値が1400付近の微小石灰化像を基準として、他領域の微小石灰化のコントラストを約180に

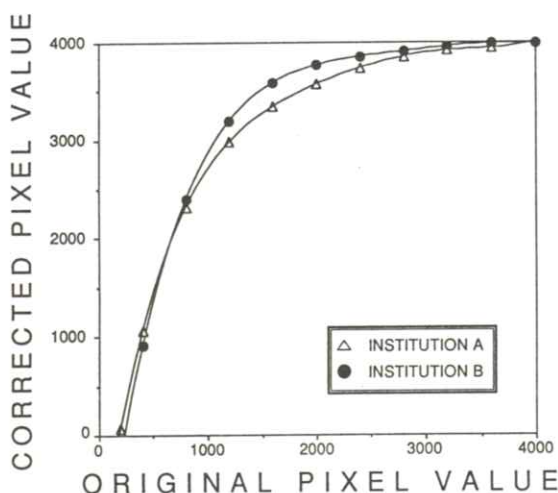


Fig. 2 Contrast correction curves, representing the relationship between corrected pixel value and original pixel value, for mammograms obtained from two institutions.

補正できるように、**Fig. 1**の実験結果を基に最適化する。

このようにして作成したコントラスト補正曲線を**Fig. 2**に示す。△上を通る曲線が施設A画像用、●上を通る曲線が施設B画像用に最適化したコントラスト補正曲線を表している。施設Bにおけるコントラスト特性が施設Aよりも低いので(**Fig. 1**)、この図における補正ピクセル値は施設Bの方が大きくなっている。

3. 検出実験の結果と考察

施設B画像32枚(微小石灰化クラスタを計11個含む)を、前述の実験と同一の条件でデジタル化し、以下の三つの異なる条件で微小石灰化クラスタの検出実験を行った。なお、この32枚の画像には、コントラスト補正曲線の最適化のために使用した

2枚の画像は含まれていない。

条件1では、コントラスト補正曲線、および各処理のしきい値は施設B画像用に変更せずに、施設A画像用にチューニングしたものを使用する。ここでチューニングした各処理のしきい値とは、3重リングフィルタおよび可変リングフィルタの強度特徴量のしきい値、およびコントラストのしきい値の三つである。条件2では、コントラスト補正曲線は施設A画像用に最適化したものを使用するが、各処理のしきい値は施設B画像用にチューニングしたものである。条件3では、コントラスト補正曲線は前章で述べた方法によって施設B画像用に最適化し、各処理のしきい値は施設A画像用にチューニングしたものをそのまま使用する。

このような実験の結果、条件1では画像1枚当たりの偽陽性(False Positive, 以下FP)数が0.75個のときクラスタ単位の真陽性(True Positive, 以下TP)率が78.5%であった。条件2ではFP数が0.66個のときTP率が85.7%であり、またFP数が1.03個のときTP率が92.9%であった。条件3ではFP数が0.91個のときTP率は92.9%であった。すなわち、TP率が90%以上要求されるCADシステムを仮定した場合には、他施設データに対して最適なコントラスト補正曲線を作成した条件3がもっとも成績が良く、また、条件2に比べてシステムの最適化も容易であった。このように、既存のデータベースとは画質の異なる他施設データに対して解析を行ったときに、コントラスト補正が大きな効果を発揮したことを確認した(実際、施設B画像用に用いたフィルムの階調特性は、施設A用のそれと比べて低いことがその後わかった⁸⁾)。ただし、コントラスト

補正は形状の特徴量を表す方向特徴量や円形度のしきい値には直接影響しないため、場合によってはこれらのしきい値を微調整する必要があるかもしれない。また、本格的なシステムの性能評価を行う場合には、ROC 解析などを検討する必要がある。

今回は基礎実験であり、コントラスト補正曲線の作成には、施設 A、B 画像からそれぞれ 2 枚ずつ抽出して使用した。この際、抽出した画像は、乳腺の退縮度がほぼ同じで、微小石灰化のクラスタ化状態が類似した画像を意識的に選択し、両者の条件差が小さくなるように留意した。上述の結果のように、本手法が良好に作用していることから、このような配慮が成功したと言える。しかし、本格的な実験の際には、施設ごとに模擬石灰化を含んだファントムを撮影し、同一条件でデータ収集を行い、同様な実験を実施することが必要である。また、適当な材料によるステップウェッジのようなファントムを使用して補正を加えることも考えられる。

従来より容易になったとはいえ、システム（コントラスト補正曲線）の最適化には依然として多少の所要時間がかかる。また、画質が大きく異なり、コントラスト補正のみでは十分に対処できない場合には、本論文のような手法では十分とは言えない。そこで、次のような手段の検討が必要である。すなわち、コントラスト、解像特性、ノイズ特性（粒状性）の画質の 3 要素の組み合わせの異なるいくつかの代表的なサンプルを準備し、それぞれに対する最適化をあらかじめ行っておき、実施上では簡単なファントムの撮影でこれらの各要素を計測し適切に対処する方法である。

4. まとめ

CAD システムの実用化にとって大きな問題となる他施設データへの対応の一手法を提案した。すなわち、既存の施設の画像データ用にチューニングしたしきい値を変更せずに使用できるように調整しながら、コントラスト補正曲線を他施設の画像データ用に最適化して使用する方法を考案した。この手段は、従来の直接的なしきい値のチューニング法と比較して、準備段階としての操作が容易であり、また、今回の実験で検出性能面での有効性を確認した。今後その利用価値が大きくなるものと期待される。今回は 1 施設のデータベースに対してのみ実験を行ったが、今後はさらに他の施設のデータを収集し、大規模実験により、画質の相違の程度や今回の手法のさらなる有効性を検証していきたい。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、画像データを提供していただきました聖隷検診センターの水谷礼子先生に深謝いたします。また、種々の援助を賜りました名古屋大学医学部の池田 充先生、石垣武男先生、県立愛知病院の木戸長一郎先生に深謝いたします。なお、本研究の一部は厚生省がん研究助成金（鳥脇班）によって行われました。

文 献

- 1) H. Fujita, T. Endo, T. Matsubara, et al.: Proc. SPIE **2434** 682 (1995)
- 2) 藤田広志, 遠藤登喜子, 原 武史, 他: 映像情報 (M) **28** 3月号 357 (1996)
- 3) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情

誌 (速報) 11 96 (1994)

- 4) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 信学論

J75-D-II 1334 (1995)

- 5) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情
誌 12 82 (1995)

- 6) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: Med.
Imag. Tech. (投稿中)

- 7) L. O. Sherry, W. F. Bahaa, F. W. Peter, et
al.: Radiology **169** 329 (1988)

- 8) 私信 (澤田道人)

超音波画像処理を用いた心筋症の支援診断システム

蔡 篤儀*・渡辺 伸司*・小島 克之**・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 静岡県浜松市都田町 1230 番地

*** 岐阜大学医学部第2内科

〒 500 岐阜県岐阜市司町 40

(1996年1月27日, 最終1996年3月4日受理)

Computerized Analysis for Discrimination of Cardiomyopathy in Echocardiographic Images

Du-Yih TSAI*, Shinji WATANABE*, Katsuyuki KOJIMA**, 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 431-21, Japan

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

(Received January 27, 1996, in final form, March 4, 1996)

In this paper, the discrimination of ultrasonic heart (echocardiographic) images is studied by making use of texture features which are obtained from a gray-level cooccurrence matrix. Features of these types are used as inputs to the input layer of a neural network (NN) to discriminate three sets of echocardiographic images—normal heart, dilated cardiomyopathy (DCM), and hypertrophic cardiomyopathy (HCM) (18, 13,

and 6 samples, respectively). The performance of the NN classifier is compared to that of a minimum distance (MD) classifier and fractal dimension (FD). Our results show that the NN produces about 83%, the MD and FD produce about 76% and 70% correct discrimination (three outputs), respectively. These results indicate that the method of feature-based image analysis using the NN has potential utility for computer-aided diagnosis of the DCM, HCM, and other heart diseases.

keywords: image processing, pattern matching, texture features, echocardiographic images

1. まえがき

超音波診断法は非観血・非侵襲でアプローチの仕方が自由である。また、体内の組織・器官の状態をリアルタイムで映し出し、観察することができるという利点がある。空間分解能は劣るが、X線では得ることのできない詳細な情報を医師に提供してきた。上記の特性は心臓疾患の診断にも発揮され、広く用いられてきた¹⁾。

心臓超音波診断法による心臓疾患の診断は、多くの診断法のなかでは比較的簡単である。しかし実際の医療現場において、心臓機能の正常・異常の判断は、その医師個人の主観や経験に依存しており判断の基準は曖昧である。そのためコンピュータによる画像解析により人間の判断だけ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り、診断結果のバラツキを減少させることのできる手法の開発が望まれている^{2, 3)}。

著者らはすでにユークリッド距離を用いた最短距離判別法を用いて支援診断システムの構築を試みた⁴⁾。今回はそれに続き、更にニューラルネットワークおよびフラクタル次元による判別を行い、従来の方法と比較する。

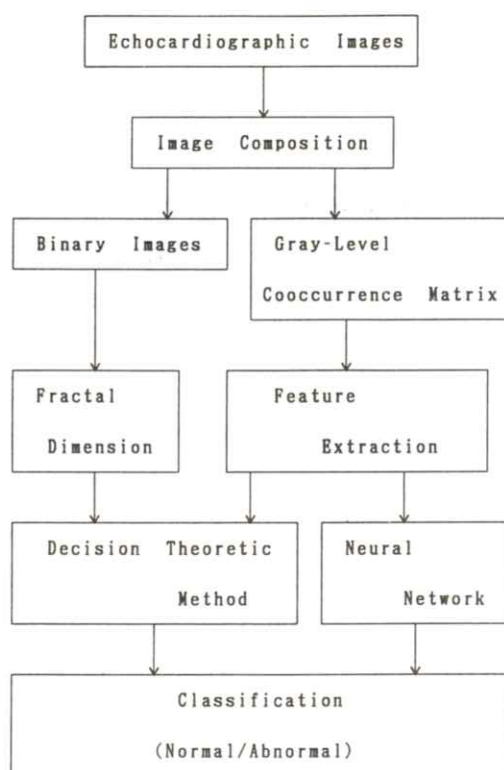


Fig. 1 Flow chart of our system.

2. 方法

本研究では画像から濃度共起行列を作成し統計的特徴量を抽出した。そして抽出した特徴量を、線形判別法とニューラルネットワークを用いて判別

した。また、最近新たなテクスチャ解析の手法として注目されているフラクタル次元を用いた判別も試みた⁵⁾。全体のアルゴリズムを Fig. 1 に示す。

2. 1 超音波画像

使用した超音波画像は、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) を用いて採取したものである。使用したトランスデューサーは2.5MHzであり、送受信ともに1個のプロープである。検査は経胸壁Bモード心エコー図法を用いた。症例は正常例18例、拡張型心筋症 (DCM) 13例、さらに肥大型心筋症 (HCM) 6例を加え、合計37例を判別に使用した。症例はあらかじめ医師により正常、DCM、HCMのどれかに分類されている。また、それぞれの例は拡張末期と収縮末期の2枚の画像で構成する。画像はSuper Sonoprinter TP-8700 (東芝) を用いて全て同じ条件のもとで出力した。

2. 2 画像の合成

本研究では、同一症例の拡張末期、収縮末期の画像からその移動部位を抽出するために2枚の画像を合成し1枚の合成画像を作成した。本研究で作成した合成画像は次の通りである。

(a) 加算画像

同一症例の2枚の画像 (拡張末期、収縮末期) の同位置の画素に注目し、階調値を比較し高い方を出力画像の階調値とする画像である。2枚の画像 $f(x,y)$ と $g(x,y)$ の加算画像 $a(x,y)$ は次式で定義する。

$$a(x,y) = \max \{f(x,y), g(x,y)\} \quad (1)$$

(b) 差分画像

同一症例の2枚の画像の同位置の画素に注目し、その階調値差分の絶対値を出力画像の階調値とする。2枚の画像 $f(x,y)$ と $g(x,y)$ の差分画像 $s(x,y)$ は次式で定義する。

$$s(x,y) = |f(x,y) - g(x,y)| \quad (2)$$

(c) 平均画像

同一症例の2枚の画像の同位置の画素に注目し、その階調値の平均を出力画像の階調値とする。2枚の画像 $f(x,y)$ と $g(x,y)$ の平均画像 $m(x,y)$ は次式で定義する。

$$m(x,y) = \frac{f(x,y) + g(x,y)}{2} \quad (3)$$

使用した画像の一例を Fig. 2 に示す。

2. 3 支援診断システム

本研究で目標とした支援診断システムは、基本的に Fig. 3 に示すようになる。特徴量を入力し線形判別法やニューラルネットワークを用いて正常・DCM・HCMのどれかに分類し、分類されたクラスのカテゴリ名を出力する。また、DCMとHCMを1つの異常グループとみなし、特徴量が入力されたとき正常または異常のどちらかを出力する2出力についても判別を行った。

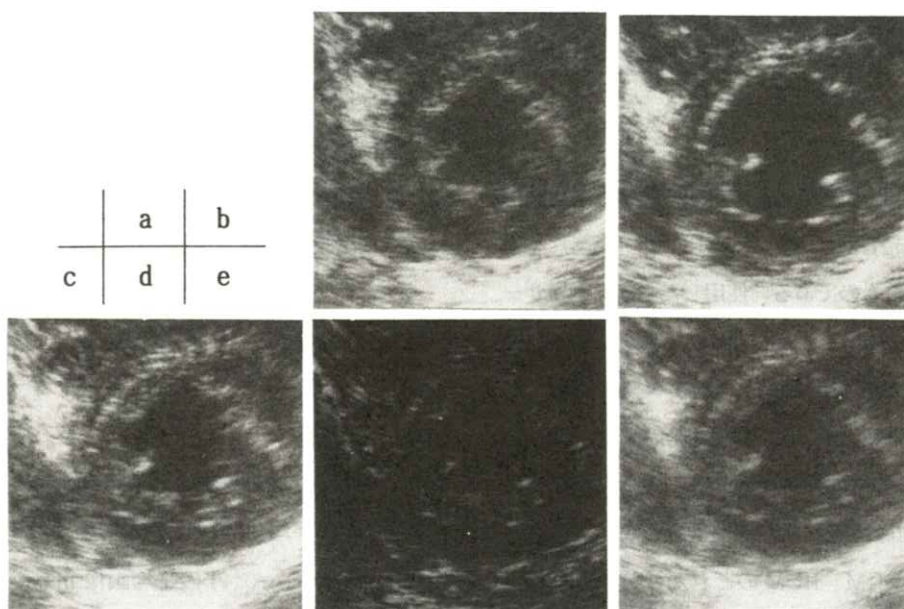


Fig. 2 An example of normal case. (a) and (b) are images at end-systole and end-diastole, respectively. (c), (d), and (e) are addition, subtraction, and average images, respectively.

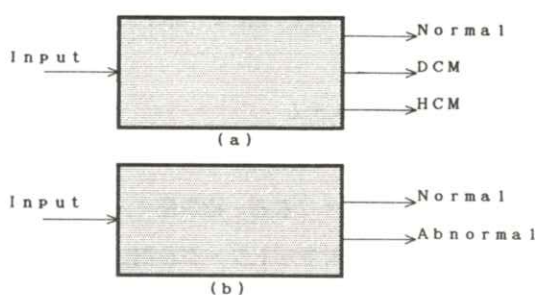


Fig. 3 Concept of our computer-aided systems. (a) three outputs, (b) two outputs.

3. 統計的特徴量による判別

本研究では画像から作成した濃度共起行列を用いて特徴量を抽出し、線形判別法（ユークリッド距離法）および非線形判別法の一つであるニューラルネットワークで判別を行った。

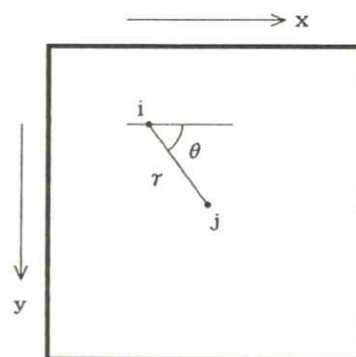


Fig. 4 Explanation of how to construct a gray-level cooccurrence matrix.

3.1 濃度共起行列

濃度共起行列は画像中の任意の特定の位置関係にある2つの画素の濃度（階調値）対に関する統計量である⁵⁾。Fig. 4において、ある画素の階調値が

iであったとき、その画素から一定の変位(距離 γ , 角度 θ)だけ離れた画素の階調値がjであったとする。このとき濃度共起行列の対応する項に(i, j)の階調値の組み合わせ数を累積していく。この操作を画像全体で行った後、行列の全要素の総和が1になるように正規化する。この場合、濃度共起行列は、濃度iの画素から一定の変位(距離 γ , 角度 θ)だけ離れた画素の階調値がjである確率となる。本研究では階調値、距離と角度は以下のようにした。

(a) 階調値

一般に階調値がLレベルの画像から濃度共起行列を作成すると、行列のサイズは $L \times L$ の正方行列となる。使用した超音波画像は64階調であるのでそのまま共起行列を作成すると画像1枚当たりのデータ量が膨大になる。そこで、共起行列を作成する前に画像の15値化を行い 15×15 の共起行列を作成した。

(b) 距離

画素間の距離が極端に長すぎたり短すぎたりすると画像の特徴の表現が困難になると考えられるため、画素間の距離は5で一定とした。

(c) 角度

共起行列を作成する際、あらゆる方向について作成するのが理想であるが、計算量や情報量が膨大になるため、ある程度方向を限定する必要がある。超音波画像が扇型であることを考慮し、画素間の角度は0, 45, 90, 135度の4方向とした。

3.2 濃度共起行列から抽出される特徴量

本研究では濃度共起行列から以下に示す12種類の特徴量を抽出した：

Q₁: angular second moment

Q₂: contrast

Q₃: correlation

Q₄: entropy

Q₅: sum average

Q₆: sum entropy

Q₇: difference variance

Q₈: difference entropy

Q₉: variance

Q₁₀: inverse difference moment

Q₁₁: information measure of correlation A

Q₁₂: information measure of correlation B

また、濃度共起行列から抽出した12種類の特徴量を3つのグループに分類して判別を行った。各グループに属する特徴量は次のとおりである。

グループA: Q₁~Q₄

グループB: Q₅~Q₈

グループC: Q₉~Q₁₂

3.3 線形判別法

線形判別法としてはユークリッド距離を用いた最短距離判別法を用いた⁶⁾。最短距離判別法とは未知パターンと各クラスの標準パターンとの特徴空間上での距離をそれぞれ求め、未知パターンをその距離が最小となるクラスに分類する方法であり、ユークリッド距離は最も基本的な距離の1つである。

12種類の特徴量を3つのグループに分け、グループごとに判別を行った。1つのグループごとに、特徴量を2種類(例えばQ₁とQ₂)組み合わせでシステムに入力した。使用した37例の画像の中

から任意に1つを取りだし未知パターンとする。そして残りの36例でそれぞれ正常、DCMとHCMの標準パターンを作成し、線形判別法を用いて判別した。残りの36例についても同様な処理を行い全体の判別率を算出した。

3.4 ニューラルネットワーク

ニューラルネットワークは生物の神経系の仕組みを工学的に実現したものであり、並列分散処理を得意とする^{7, 8)}。ユークリッド距離を用いた線形判別法は、線形関数でクラス間を分割できる場合は判別可能である。しかし、非線形関数を用いなければクラス間を分割できない場合、線形判別法で判別するのは不可能である。そこで、本研究ではニューラルネットワークを非線形判別法の一種とみなして判別を行い、線形判別法で判別した場合の結果と比較した。本研究で採用したニューラルネットワークはフィードフォワード結合型でバックプロパゲーション則に従い学習を行った。ニューロンの入出力特性を決める非線形関数はシグモイド関数を用いた。

ニューラルネットワークによる判別も線形判別法の場合と同様にグループごとに行った。1つのグループに属する特徴量を4種類とし、1つの特徴量につき角度が0, 45, 90, 135度の4方向あるので入力セル数は16個になる。出力セル数は2出力のときは2個、3出力のときは3個になる。中間層は1層とし、中間セル数は5~35の範囲で変化した。本研究で使用した37例の画像を任意に2つのグループに分類し、片方を学習グループとしてニューラルネットワークに入力して学習を行った。

そしてもう片方を認識グループとして学習終了後のニューラルネットワークに入力し認識させた。学習回数は10000回とし、シグモイド関数の傾き係数は0.75、修正係数と忘却係数はそれぞれ0.2と1.0とした。

4. フラクタル次元を用いた判別

フラクタル次元は新たなテクスチャ解析の手法として注目されている特徴量である^{5, 9)}。フラクタルはMandelbrot⁹⁾によって1975年に提案されたもので、1次元、2次元…のような整数次元からはみ出した非整数次元をまとめてフラクタルとよんでいる。フラクタル次元が画像の複雑さを定量的に示している点に注目し、フラクタル次元による判別を試みた。

基本的にフラクタル次元は2値画像より算出する。画像の2値化を行う際のしきい値は人間が1枚ずつ画像を見て決定してもよいが、画像の数が多い場合は多大な時間と労力が必要となるため、しきい値の設定を自動化するのが望ましい。そこで、自動しきい値設定法として以下に示す4つの方法を用い、それぞれの性能の比較評価を行った。

- (1) 積分分割法
- (2) 平均隣接法
- (3) 大津の方法
- (4) 差分を用いた方法

(1) ~ (3) は画像1枚につき1つのしきい値を設定する手法である。これに対し(4)は画像中の1画素ごとにしきい値を設定する手法である。これらの手法の詳細については文献を参照されたい^{10~13)}。

濃度共起行列から求めた統計的特徴量の場合は

特徴量が12種類あったので、システムには2種類組み合わせて入力したが、今回はフラクタル次元だけ入力し、線形判別法を用いて判別を行った。

5. 結果と考察

Table 1 に線形判別法による結果を示す。グループAでは Q_1-Q_2 , Q_2-Q_3 , Q_2-Q_4 の3つの組み合わせで2出力のときそれぞれ86.5%, 86.5%, 83.8%の判別率を得た。この結果から Q_2 (contrast) が判別に有効な特徴ベクトルであるといえる。

グループBでは2出力で Q_5-Q_6 を除いて全体的に80%以上の判別率を得た。

グループCでは Q_9-Q_{10} , Q_9-Q_{11} , Q_9-Q_{12} の組み合わせで2出力のときそれぞれ78.4%, 86.5%, 83.8%の判別率を得た。このことから Q_9 (variance) が判別に有効であるといえる。

以上のすべての結果から Q_2 (contrast), Q_7 (difference variance), Q_9 (variance) が12の特徴量のなかで、判別に最も有効であると考えられる。

ニューラルネットワークによる判別の結果を**Table 2**に示す。2出力で最大94.4%, 3出力で最大83.3%と非常に高い判別率が得られた。

フラクタル次元による判別結果を**Table 3**に示す。表中のMethods (1), (2), (3), (4) はそれぞれ積分分割法, 平均隣接法, 大津の方法, 差分を用いた方法である。大津の方法と差分を用いた方法で2値化したとき, それぞれ75.7%, 83.8%の判別率が得られ, 積分分割法と平均隣接法よりも有効であるといえる。

以上に示した結果は, 全て加算画像から得たものである。差分画像と平均画像では加算画像ほど良い

Table 1 Discrimination rates for various combinations of texture features, using the decision theoretic method.

Discrim. Rate (%) Combination	No. of Outputs	
	2	3
$Q_1 - Q_2$	86.5	75.5
$Q_1 - Q_3$	64.9	43.2
$Q_1 - Q_4$	70.3	54.1
$Q_2 - Q_3$	86.5	67.6
$Q_2 - Q_4$	83.8	64.9
$Q_3 - Q_4$	73.0	54.1
$Q_5 - Q_6$	75.7	54.1
$Q_5 - Q_7$	81.1	62.2
$Q_5 - Q_8$	86.5	64.9
$Q_6 - Q_7$	86.5	64.9
$Q_6 - Q_8$	83.8	62.2
$Q_7 - Q_8$	92.0	67.6
$Q_9 - Q_{10}$	78.4	60.0
$Q_9 - Q_{11}$	86.5	64.9
$Q_9 - Q_{12}$	83.8	64.9
$Q_{10} - Q_{11}$	48.6	32.4
$Q_{10} - Q_{12}$	56.8	48.6
$Q_{11} - Q_{12}$	64.9	54.1

結果は得られなかった。これは差分画像の場合、画像全体の階調値が低く、また平均画像では画像が全体的にぼけるため、有効な特徴量の抽出が困難になるためであると考えられる。

線形判別法で判別を行う際、処理時間は画像が37例あっても数秒程度であるが、ニューラルネットワークで学習を行う場合、学習回数10000で学習の所要時間は約40分かかる。しかし認識は数秒程度であるのであらかじめ学習させておけば集団検診のような大量のデータを扱う場合でも充分対処できる。

Table 2 Discrimination rates for various numbers of cells in the hidden layer, using a neural network.

Discrim. Rate (%) Features Used	2 Outputs				3 Outputs			
	Number of Cells				Number of Cells			
	5	15	25	35	5	15	25	35
Q ₁ -Q ₂ -Q ₃ -Q ₄	94.4	94.4	94.4	94.4	83.3	77.8	77.8	77.8
Q ₅ -Q ₆ -Q ₇ -Q ₈	83.3	83.3	83.3	83.3	77.8	61.1	66.7	72.2
Q ₉ -Q ₁₀ -Q ₁₁ -Q ₁₂	77.7	72.7	94.4	94.4	83.3	72.2	66.7	83.3

Table 3 Discrimination rates for various methods of thresholding employed in the determination of fractal dimension. Methods (1), (2), (3) and (4) are integral segmentation, mean adjacent number, Otsu, and difference methods, respectively.

Discrim. Rate (%) No. of Output	Thresholding Method			
	(1)	(2)	(3)	(4)
2	43.2	54.1	75.7	83.8
3	21.6	29.7	62.2	70.3

6. むすび

本研究では超音波画像を対象に、人間の判断だけでは得にくい画像の特徴をコンピュータを用いた画像処理により抽出し、その解析結果を医師に提示する手法を提案した。

濃度共起行列から抽出した12種類の特徴量を使用した場合、線形判別法では2出力で最大92.0%、3出力で最大75.5%の判別率が得られた。非線形判別法の一つであるニューラルネットワークでは2出力で最大94.4%、3出力で最大83.3%の判別率が得られ、ニューラルネットワークが線形判別法より

も判別に適していることを示した。

フラクタル次元による判別結果は、2値化の方法が判別率に大きな影響を及ぼすことを示唆した。

今後、他の心臓疾患についても同様なシステムが開発されれば、一層の実用性の向上が期待できる。

文 献

- 1) 小塚隆弘：画像医学プロGRESSシリーズ1：心臓超音波 p.10 (中山書店、東京 1992)
- 2) 土井邦夫：Innervision 9 16 (1993)
- 3) 鳥脇純一郎：Med. Imag. Tech. 12 171

(1994)

- 4) 蔡 篤儀, 福岡大輔, 小島克之, 他: 医用画像
情報学会雑誌 **11** 116 (1994)
- 5) 高木幹雄, 下田陽久: 画像解析ハンドブック
p.528 (東京大学出版会, 東京 1991)
- 6) 舟久保登: 情報・電子シリーズ11: パターン認
識 p.15 (共立出版, 東京 1991)
- 7) 菊池豊彦: 入門ニューロコンピュータ p.8
(オーム社, 東京 1990)
- 8) 萩原将文: エレクトロニクス実践シリーズ:
ニューロ・ファジィ・遺伝的アルゴリズム
p.93 (産業図書, 東京 1994)
- 9) 広中平祐 監修: フラクタル幾何学 p.42 (日
経サイエンス, 東京 1991)
- 10) 安居院猛, 中嶋正之: 基礎情報工学シリーズ
18: 画像情報処理 p.130 (森北出版, 東京
1991)
- 11) 笹川耕一, 黒田伸一, 池端重樹: 信学論, **D-**
II-J73, 360 (1990)
- 12) 大津展之: 信学論, **D-II-J63**, 349 (1980)
- 13) 芹川聖一, 下村輝夫: 電学論 **C**, **115** 752
(1995)

モンテカルロ法による乱数検定 — 言語間比較 —

小島 克之*・齋藤 肅*・蔡 篤儀**

* 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

** 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

(1995 年 6 月 6 日, 最終 1996 年 2 月 28 日 受理)

A Test of Random Numbers by Using Monte Carlo Method
—Comparison of Various Programming Languages—

Katsuyuki KOJIMA*, Susumu SAITOH* and Du-Yih TSAI**

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

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

(Received June 6, 1995; in final form February 28, 1996)

Computer-generated random number is a kind of pseudo-random number. So far various tests of random numbers have been performed. However, comparisons of random numbers generated by different programming languages have not been made. Generally, random numbers are often used when simulation is conducted using a computer. Therefore it is important to compare the variation of random numbers

resulting from different programming languages used. In the present study, the comparison among three types of programming languages, namely, the C, Pascal and the Basic, is made by calculating number π using Monte Carlo method.

Keywords: random numbers, pseudorandom numbers, test of random numbers, Monte Carlo method, numerical integration, simulation, programming language, C, Pascal, Basic

1. まえがき

コンピュータで発生する乱数は疑似乱数である。乱数そのものの検定は種々行われているがプログラム言語間での比較は行われていない。コンピュータでシミュレーションを行うときは、多くの場合乱数を用いる。そこで、プログラム言語の間で乱数にどれ位の相違があるかを比較することは重要である。この研究では一般によく用いる Borland International, Inc. の Turbo C, Version 2.0 と Turbo Pascal, Version 6.0 および日本電気株式会社の N88-日本語 Basic (86) (MS-DOS 版) 6.0 についてモンテカルロ法を用いて円周率 π を計算し、言語間における乱数の検定をし、比較した。また、モンテカルロ法と数値積分 (シンプソン法) との比較も行った。

用いた CPU は i486SX (PC-9821Cs2 model S2, 日本電気) である。

なお、Fortran は乱数発生 of の命令を持っていない¹⁾ ので比較の対象とはしていない。

2. コンピューターで発生する乱数^{2,4)}

2.1 乱数発生

乱数の発生法には大きく分類して平方採中法と合同式法の2つがある。合同式法には、(1) 乗算合同式法、(2) 加法合同式法および (3) 混合合同式法の3つがある。多くの場合乗算合同式法を用いる。

C⁵⁾ では周期 2^{32} の乗算合同式法を用いて、疑似乱数を発生している。Pascal^{6,7)} と Basic⁸⁾ では発生方法については明確には示していないが、乗算合同式法によると推測できる。

2.2 乱数分布

乱数の分布には、(1) 一様分布、(2) 正規分布、(3) 指数分布、(4) ポアソン分布、(5) アーラン分布、(6) 2 項分布等がある。C, Pascal および Basic で発生するのは一様分布であり、今回の研究も一様分布について行った。

2.3 乱数の検定

乱数の検定方法としては代表的な方法として

(1) 式に示す χ^2 検定がある。

$$\chi^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - x)^2}{x} \quad (1)$$

ここで、 i は出現する現象、 y_i は観察される回数、 x は理論的な回数である。これ以外に等確率性の検定 (度数検定)、ランダムネスの検定 (間隔検定とポー

カー検定) 等がある。

この研究ではシミュレーションで多く用いるモンテカルロ法で、乱数の検定をした。モンテカルロ法の精度を高めるための一般的手法としては、(1) 主部の分離、(2) 加重標本化、(3) 層別標本化、(4) 負相関の方法、(5) ヘイバーの方法、(6) 条件付きモンテカルロ法等があるが⁹⁾、ここではこれらの方法は用いていない。

3. モンテカルロ法

ここで用いたモンテカルロ法は円周率 π の値を計算し、正確な π の値と比較する方法である。発生する一様乱数は 0～1 の範囲であるから、2 組の乱数にすると、1×1 の正方形の中に均一に分布することになる。したがって、正方形の面積と 1/4 円の面積の比は、分布する乱数の数に比例する (Fig. 1)。

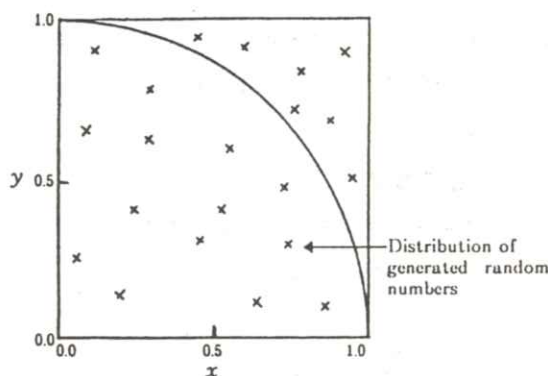


Fig. 1 Calculation method of number π using Monte Carlo method.

いま、1/4 円の中に分布する乱数の組数を a 、円外に分布する乱数の組数を b 、発生した乱数の総組数を $n (=a+b)$ とすると、次の (2) 式と (3) 式の関

係が成り立ち、円周率 π を求めることができる。

$$\frac{\pi}{4} : 1 = a : a + b, \quad (2)$$

$$\therefore \pi = \frac{4a}{a+b} = \frac{4a}{n}. \quad (3)$$

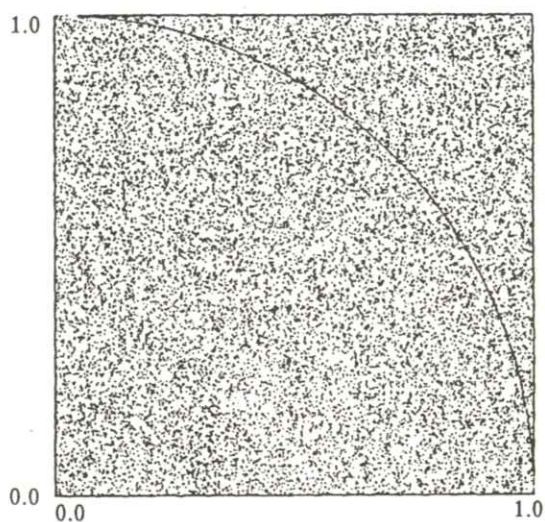
これは広義の多重積分に相当する。

4. 3つの言語による計算結果

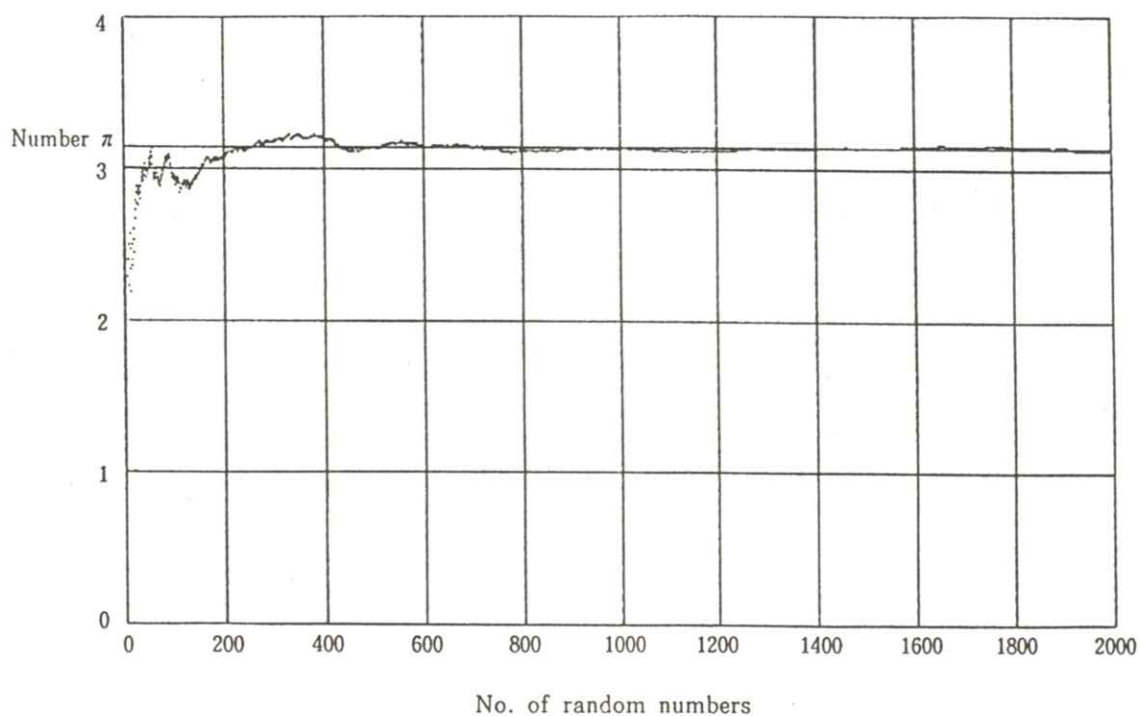
一般的に使用されている代表的な言語である C、Pascal および Basic について乱数を発生し、モンテカルロ法で π を計算し、正確な π の値と比較して、3つの言語の間における乱数の精度を比較した。なお、Fortran は乱数発生 of the command を持っていないので除外した¹⁾。比較はそれぞれのプログラム言語の計算精度まで含んだものであり、したがって、プログラムの組み方も精度に影響する。そこで3つの言語におけるプログラムの組み方は、できるだけ同等であるようにした。

4.1 モンテカルロ法で求めた π の値

発生した乱数が、1 辺が 1 の正方形 (半径が 1 の 1/4 円) に分布する様子を Fig. 2 (a) に示す。用いた言語は Basic である。発生した乱数の数は 20×10^3 個 (10×10^3 組) である。発生した乱数の数と計算した π の値の関係を Fig. 2 (b) に示す。C と Pascal においても Fig. 2 (b) はほぼ同様の結果を示す。1000 個 (500 組) を越すと π の値はほとんど変化がない。2000 個 (1000 組) まで計算した π の値を 50 個 (25 組) おきに出力した結果を Table 1 (a) に示す。また 2 乗誤差の平均の平方根



(a)



(b)

Fig. 2 Random numbers generated by Basic language.

(a) The distribution of 20×10^3 points (10×10^3 sets).

(b) The relationship between the number of generated random numbers and the value of π .

Table 1 (a) The relationship between the number of random numbers calculated by the Monte Carlo method and the value of π .

No. of random number	Number π		
	C	Pascal	Basic
50	3.21849	2.88000	3.04000
100	3.04144	3.12000	2.96000
150	3.07058	3.20000	2.96000
200	3.11398	3.06000	3.06000
250	3.11532	3.13600	3.13600
300	3.08899	3.16000	3.17333
350	3.09926	3.12000	3.21143
400	3.13932	3.14000	3.19000
450	3.10040	3.12000	3.11111
500	3.10634	3.11200	3.13600
550	3.11790	3.10545	3.16364
600	3.12005	3.12000	3.14667
650	3.12004	3.11385	3.14462
700	3.15169	3.12000	3.13714
750	3.15223	3.14667	3.12000
800	3.17988	3.17000	3.11500
850	3.19668	3.17647	3.11529
900	3.17900	3.16889	3.12889
950	3.18772	3.15789	3.13684
1000	3.19116	3.15600	3.12800
1050	3.19809	3.16952	3.12381
1100	3.19671	3.16000	3.12000
1150	3.18254	3.15478	3.11304
1200	3.17391	3.15333	3.12000
1250	3.16050	3.15840	3.12640
1300	3.15369	3.16615	3.12923
1350	3.13965	3.17926	3.12593
1400	3.13579	3.17429	3.13143
1450	3.14078	3.16690	3.13931
1500	3.13474	3.15733	3.13867
1550	3.13762	3.16645	3.13806
1600	3.15111	3.16750	3.14500
1650	3.14774	3.15879	3.15394
1700	3.14810	3.15294	3.14353
1750	3.14157	3.15657	3.15429
1800	3.14052	3.16222	3.15111
1850	3.14603	3.16757	3.14378
1900	3.14218	3.16211	3.14526
1950	3.15086	3.16718	3.12410
2000	3.15810	3.16800	3.12800

Table 1 (b) The relationship between the number of random numbers calculated by the Monte Carlo method and the value of root mean square error σ .

No. of random number	Root mean square error σ		
	C	Pascal	Basic
50	0.319992	0.493246	0.523320
100	0.232749	0.353016	0.386871
150	0.204818	0.288660	0.345064
200	0.178732	0.251506	0.303171
250	0.160625	0.226053	0.271597
300	0.147672	0.206402	0.248109
350	0.137451	0.191164	0.230652
400	0.128704	0.178856	0.216851
450	0.121768	0.168680	0.204713
500	0.116221	0.160332	0.194348
550	0.110950	0.153063	0.185365
600	0.106474	0.146858	0.177586
650	0.102421	0.141407	0.170624
700	0.098768	0.136415	0.164425
750	0.095462	0.131816	0.158875
800	0.092682	0.127712	0.154034
850	0.090657	0.124069	0.149578
900	0.088846	0.120847	0.145458
950	0.087052	0.117713	0.141598
1000	0.085692	0.114745	0.138027
1050	0.084471	0.112128	0.134722
1100	0.083359	0.109598	0.131692
1150	0.082058	0.107210	0.128907
1200	0.080723	0.104977	0.126292
1250	0.079208	0.102888	0.123814
1300	0.077748	0.100955	0.121424
1350	0.076307	0.099268	0.119178
1400	0.074936	0.097728	0.117058
1450	0.073634	0.096145	0.115026
1500	0.072401	0.094631	0.113096
1550	0.071240	0.093154	0.111260
1600	0.070127	0.091786	0.109508
1650	0.069070	0.090471	0.107841
1700	0.068052	0.089167	0.106257
1750	0.067074	0.087908	0.104735
1800	0.066137	0.086732	0.103288
1850	0.065239	0.085647	0.101886
1900	0.064380	0.084590	0.100537
1950	0.063556	0.083579	0.099253
2000	0.062784	0.082677	0.098031

Table 2 (a) The relationship between the number of partitions and the value of π , calculated by numerical integration (Simpson method) .

No.of partition	Number π			Equation
	C	Pascal	Basic	
2	3.13333	3.13333	3.13333	$\int_0^1 \frac{1}{1+x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
4	3.14157	3.14157	3.14157	
6	3.14159	3.14158	3.14159	
8	3.14159	3.14159	3.14159	
10	3.14159	3.14159	3.14159	
12	3.14159	3.14159	3.14159	
14	3.14159	3.14159	3.14159	
16	3.14159	3.14159	3.14159	
18	3.14159	3.14159	3.14159	
20	3.14159	3.14159	3.14159	
2	2.97607	2.97607	2.97607	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
4	3.08360	3.08360	3.03958	
6	3.11013	3.11013	3.06752	
8	3.12119	3.12119	3.08301	
10	3.12701	3.12701	3.09297	
12	3.13051	3.13051	3.09994	
14	3.13280	3.13280	3.10512	
16	3.13440	3.13440	3.10912	
18	3.13556	3.13556	3.11231	
20	3.13645	3.13645	3.11492	
.	.	.	.	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
980	3.14158	3.14158	3.14093	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
982	3.14158	3.14158	3.14093	
984	3.14158	3.14158	3.14094	
986	3.14158	3.14158	3.14094	
988	3.14158	3.14158	3.14094	
990	3.14158	3.14158	3.14094	
992	3.14158	3.14158	3.14094	
994	3.14158	3.14158	3.14094	
996	3.14158	3.14158	3.14094	
998	3.14158	3.14158	3.14095	
1000	3.14158	3.14158	3.14095	

Table 2 (b) The relationship between the number of partitions and the value of root mean square error σ , calculated by numerical integration (Simpson method) .

No.of partition	Root mean square error σ			Equation
	C	Pascal	Basic	
2	0.008259	0.008259	0.008256	$\int_0^1 \frac{1}{1+x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
4	0.005840	0.005840	0.005838	
6	0.004769	0.004769	0.004767	
8	0.004130	0.004130	0.004128	
10	0.003694	0.003694	0.003692	
12	0.003372	0.003372	0.003371	
14	0.003122	0.003122	0.003121	
16	0.002920	0.002920	0.002919	
18	0.002753	0.002753	0.002752	
20	0.002612	0.002612	0.002611	
2	0.165525	0.165525	0.165522	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
4	0.124021	0.124021	0.137484	
6	0.102879	0.102879	0.120125	
8	0.089678	0.089678	0.108076	
10	0.080475	0.080475	0.099081	
12	0.073603	0.073603	0.092033	
14	0.068224	0.068224	0.086313	
16	0.063868	0.063868	0.081551	
18	0.060249	0.060249	0.077504	
20	0.057181	0.057181	0.074009	
.	.	.	.	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
.	.	.	.	
980	0.008184	0.008184	0.011295	$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx$ $= \frac{\pi}{4}$
982	0.008175	0.008175	0.011284	
984	0.008167	0.008167	0.011272	
986	0.008159	0.008159	0.011261	
988	0.008150	0.008150	0.011250	
990	0.008142	0.008142	0.011238	
992	0.008134	0.008134	0.011227	
994	0.008126	0.008126	0.011216	
996	0.008118	0.008118	0.011205	
998	0.008109	0.008109	0.011193	
1000	0.008101	0.008101	0.011182	

σ を Table 1 (b) に示す。これは次に示す標準偏差の計算式 (4) 式

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{x} \int_{-\frac{x}{2}}^{\frac{x}{2}} \{f(x) - \overline{f(x)}\}^2 dx} \quad (4)$$

と同様の計算である。この式で x の関数 $f(x)$ の平均を $\overline{f(x)}$ として、この場合平均 $\overline{f(x)}$ は最終的には π でなければならないとはわかっているのので、 $\overline{f(x)}$ に π を入れて計算しており “2乗誤差の平均の平方根” と呼ぶ。

この結果でみる限り精度は、C, Pascal および Basic の順に良いことになる。しかし実用的には大きな差はないとみなせる。精度の相違は C では 16 けたで、Pascal では 11 けたで、Basic では単精度で 6 けたで計算していることも影響していると考えられる。(C と Pascal では実数計算では単精度と倍精度の区別はない。)

4. 2 数値積分で求めた π の値

数値積分 (シンプソン法) を用いて計算した、分割数と π の値および 2 乗誤差の平均の平方根 σ の関係を Table 2 の (a) と (b) に示す。数値積分に用いた式は (5) 式

$$\int_0^1 \frac{1}{1+x^2} dx = \frac{\pi}{4} \quad (5)$$

と (6) 式

$$\int_0^1 \sqrt{1-x^2} dx = \frac{\pi}{4} \quad (6)$$

である。

(5) 式では 20 分割もすれば十分に π の値が求ま

り、また (6) 式では 1000 分割もすれば π の値が求まる。C と Pascal の精度はほぼ同一であり、Basic はそれよりも少しわるいといえる。これはモンテカルロ法のとくと同様に有効けた数が関係していると考えられる。

このことから広義の多重積分としてのモンテカルロ法は、収束が遅いといえる。

5. むすび

C, Pascal および Basic についてモンテカルロ法を用いて π を計算し、言語間における乱数の検定をし、比較した。また数値積分 (シンプソン法) との比較もした。

その結果、C, Pascal および Basic の順に精度は良いが、実用的にはほとんど影響がないとみなしてよい。また、モンテカルロ法は数値積分と比較して収束が遅いこともわかった。

今回は Basic については単精度だけで倍精度については検討していないが、計算精度に関する今までの研究から¹⁰⁻¹²⁾、大きな差はないとみなしてよい。

なお、Fortran は乱数発生 の命令を持っていない¹⁾ ので比較の対象とはしていない。

文 献

- 1) 電子計算機プログラム言語 Fortran JIS X 3001 1982
- 2) 吉田茂：経営情報学講座 13 経営シミュレーション 付章 (オーム社、東京 1988)
- 3) 関根智明、高橋磐朗、若山邦紘：OR ライブラ

- リー 20 シミュレーション 第6章 (日科技連出版社, 東京 1990) .
- 4) 津田孝夫: モンテカルロ法とシミュレーション—電子計算機の確率論的应用— 第2章 (培風館, 東京 1990)
 - 5) Borland International: *Turbo C 2.0* リファレンスガイド pp. 327, 330, 331, 397 (マイクロソフトウェア アソシエイツ, 東京 1988)
 - 6) Borland International: *Turbo Pascal 6.0* プログラマーズガイド pp. 156-158 (ボーランドジャパン, 東京 1990)
 - 7) Borland International: *Turbo Pascal 6.0* ライブラリリファレンス p.143 (ボーランドジャパン, 東京 1990)
 - 8) NEC パーソナルコンピュータ PC-9800 シリーズ *Software Library N88-日本語 BASIC (86) (MS-DOS版) 6.0* リファレンスマニュアル pp. 203, 209 (日本電気 1988)
 - 9) 津田孝夫: モンテカルロ法とシミュレーション—電子計算機の確率論的应用— 第4章 (培風館, 東京 1990)
 - 10) K. Kojima, D. Y. Tsai, K. Tanaka and S. Uchida: 常葉学園浜松大学研究論集 No. 4 193 (1992)
 - 11) 小島克之, 蔡篤儀, 田中嘉津夫, 内田勝: 医用画像情報学会雑誌 9 126 (1992)
 - 12) K. Kojima, D. Y. Tsai, K. Tanaka and S. Uchida: *Proceedings of the XIII IMEKO World Congress from Measurement to Innovation, Volume 2, Torino, 1994* p. 910 (International Measurement Confederation, Padua, 1994)

[技術資料]

ダイナミックレンジ圧縮を適用したマンモグラムCADにおける 乳房辺縁領域の強調処理

原 武史・李 銘範・藤田広志

岐阜大学工学部電子情報工学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(1996年3月12日受理)

Breast Peripheral-Area Enhancement Processing for Mammogram CAD by using Dynamic-Range Compression

Takeshi HARA*, Yongbum LEE*, and Hiroshi FUJITA*

*Department of Electronics and Computer Engineering,

Faculty of Engineering, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, 501-11, JAPAN

(Received March 12, 1996)

We are developing a computer-aided diagnostic system (CAD) which can detect masses and clustered microcalcifications on digital mammograms. In indicating the computer results to the physicians on an ordinary cathode-ray tube monitor, an automated windowing method has been applied to enhance the shadow of mammary glands. The area near the breast skin lines was difficult to evaluate, because most of pixel values in those areas were ignored by the method. Therefore, the improvement of contrast-correction process is required for the CAD. The purpose of this paper is to describe the dynamic-range compression technique which could make observers easier to recognize the regions in high and/or low density area, and is also to apply the method to the display stage of annotated images in our mammogram CAD.

1. はじめに

われわれは、現在乳ガンの画像診断時における医師の読影負担を軽減することを目的としたコン

ピューター診断支援システム (Computer-Aided Diagnostic system: CAD) を開発している。その技術として、病変部 (腫瘍陰影や微小石灰化像) の

自動検出部、およびそれらの良悪性鑑別部の開発を行っているが、臨床的に利用できるシステムとするためには、最終的に検出結果をどのように表示し、また、コンピュータとCRTを利用したデジタル画像の利点を活かしながらのように診断効率の向上につなげるかが重要であると考えられる。そこで、われわれは、乳房X線画像において視覚的に認知しがたいとされる乳房の辺縁部の識別を容易にするために、商用のコンピューテッド・ラジオグラフィ (Computed Radiography, CR) で用いられている可視領域を広げるための画像処理技術であるダイナミックレンジ圧縮処理¹⁻³⁾を適用し、画像の表示方法の検討を行った。本稿ではその処理法の概要と乳房X線画像のCADへの適用法を述べる。

2. ダイナミックレンジ圧縮

ダイナミックレンジ圧縮とは、画素値を非線型に変換して画像のダイナミックレンジを圧縮することにより、可視不良域にあたる濃度域 (一般に低濃度部や高濃度部) を可視域に移動させる処理法である。一般の階調処理と大きく異なる点として、可視不良域に存在する高周波信号に対しては、ボケマスクを利用した処理により、そのコントラストをほとんど変えることなく可視域に濃度を移動させることがあげられる。以下にダイナミックレンジ圧縮の処理手順を示す。

- (a) 原画像の平滑化
- (b) 濃度変換関数の作成
- (c) (b) に基づく平滑化された画像の濃度変換
- (d) 原画像と変換された画像との加算

単純な1次元プロファイルを例にして、その処理

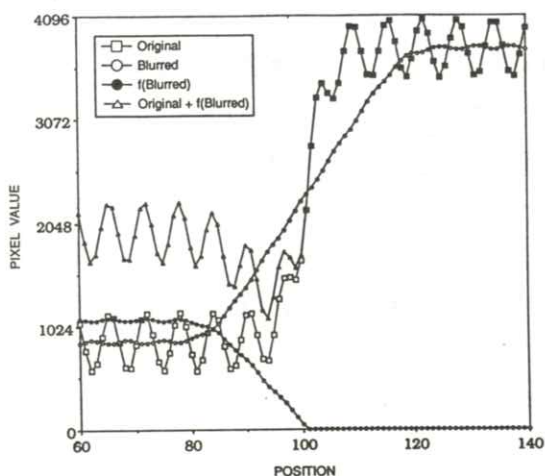


Fig. 1 Example of original, blurred, transformed and final processed signals

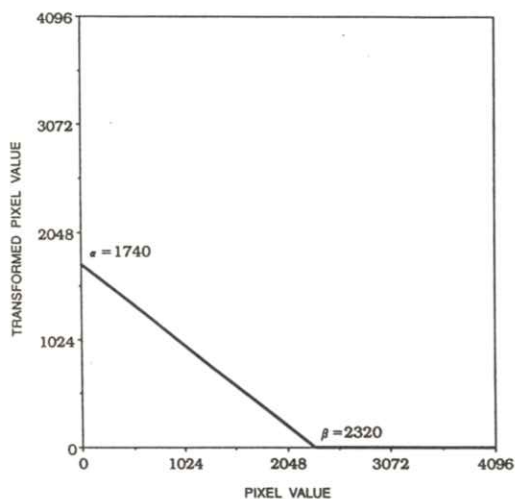


Fig. 2 Example of a transformation function being defined in terms of α and β

の概略を Fig. 1 に示す。まず、原画像 (Fig. 1 □) が、ある大きさのボケマスクで平滑化される (Fig. 1 ○)。平滑化された値を入力として、Fig. 2 に示すような変換関数で変換する (Fig. 1 ●)。この場合の変換関数は、2変数 α と β (正の整数値) で決定

される。原画像と変換された値、 $f(\text{Blurred})$ 、とを加算することにより、低画素値の領域が全体に上方向にもち上げられ、全体のダイナミックレンジが圧縮されている様子が分かる (Fig. 1 Δ)。ここで、ボケマスクのサイズは、平滑化信号に含まれる周波数成分を設定するものであり、そのマスクサイズが小さすぎると変換関数の傾きが負であるため高周波成分の損失が生じる。また、変換関数の α と β は、それぞれ処理後の画像におけるおおむねの最低画素値と可視不良域を決定する値であり、画像ごとに決定する必要がある。

一般の階調処理を原画像 (Fig. 1 $\square$) に施す場合、注目する領域においてウィンドウ幅を設定し、その幅を越える値は無視して表示するため、領域以外は全く表示されない。一方、ダイナミックレンジ圧縮処理では、画素値の変換により画素値が集中するため、広い領域をコントラストを保存したまま表示することが可能である。

3. 平滑化処理の改良

Fig. 1 における POSITION 100 付近の処理結果に見られるように、原画像において画素値が急激に変化する辺りでは処理結果が下に引かれる現象が見られ、それは特にボケがおおきくなるにつれて顕著であった。これは原画像にはない成分であり、ボケの広がりのために本来画像のない領域にも変換値の影響が現れるためである。その改善のために、メディアンフィルタを利用したボケ画像を作成し、単純平均による平滑化処理と比較した。その処理結果を Fig. 3 に示す。Fig. 1 と比較してボケ画像のエッジへの追従がよく、下に引かれる現象はほとん

ど見られなくなった。実際の臨床画像については、単純平均では偽画像が発生するが、メディアンフィルタを利用してボケ画像を作成した際には、それは抑制されることが文献 3 に報告されている。

4. マンモグラム CAD への適用と結果

われわれが開発しているマンモグラム CAD システムにおいて結果を表示する際には、画像のウィンドウレベルとウィンドウ幅を自動的に変化させることにより、乳腺組織が存在する領域のコントラスト強調を行い、腫瘍陰影や微小石灰化陰影を視認しやすくしている。しかしながら、その処理は同時に観察できるダイナミックレンジを小さくすることになるので乳房の辺縁部など高濃度部が描出されず、その中の構造を識別することが困難になることが多い。そこで、上述のダイナミックレンジ圧縮の適用を試みた。

入力には、乳房 X 線写真をレーザスキャナでディ

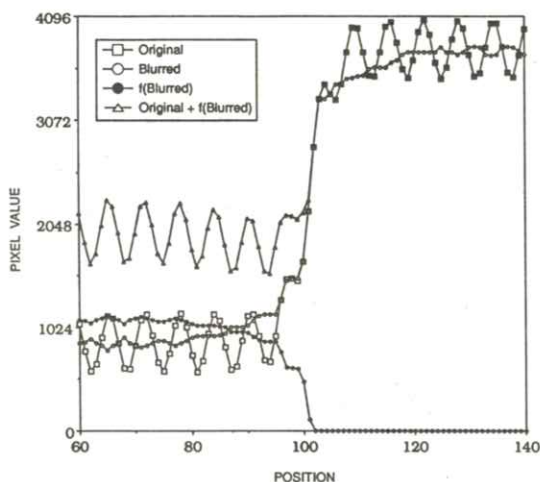


Fig. 3 Improvement in dynamic-range compression in Fig.1 by using Median filter for making a blurred image

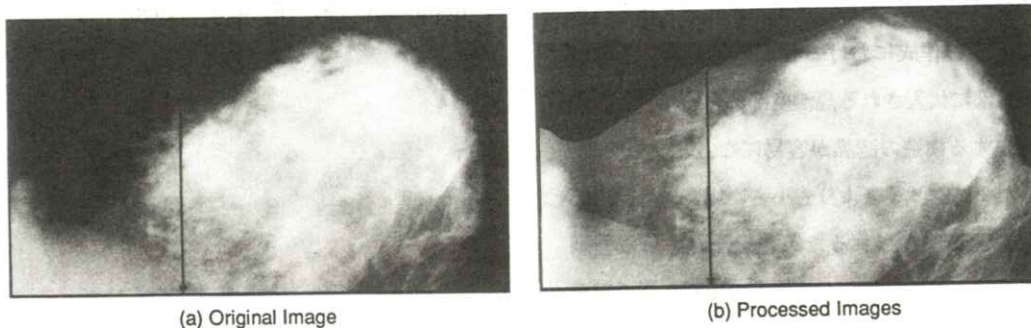


Fig. 4 Original (a) and processed (b) images by dynamic-range compression technique

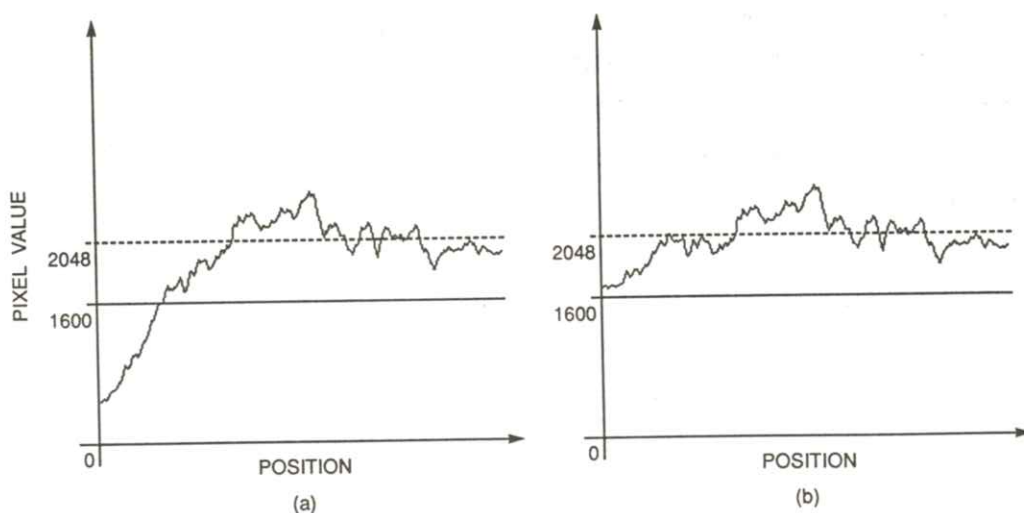


Fig. 5 Profiles (a) and (b) at positions represented by the bold lines on images in Fig. 4 (a) and (b)

デジタル化したデータを用いた。ここで、サンプリング間隔0.1mm、濃度分解能12bitの画像において3×3画素の平均を1画素としたデータを利用した。なお、画像中の乳房領域は別のアルゴリズムで自動的に抽出されている。原画像をFig. 4 (a)に、ダイナミックレンジ圧縮を適用した画像をFig. 4 (b)に示す。また、Fig. 4 (a), (b)の太線上のプロファイルを、Fig. 5 (a), (b)にそれぞれ示す。Fig. 4 (b)では辺縁部が明るく表示され、またその中の構造も

よく確認できる。ここで、マスクサイズは121×121(約36mm×36mm)、 $\alpha=1600$ 、 $\beta=2048$ であり、この場合、可視不良域に相当する画素値2048以下の領域が α の値以上に変換されている。

5. まとめ

画像の高濃度部や低濃度部における構造の認識を容易にするための処理手法であるダイナミックレンジ圧縮技術を説明し、マンモグラムCADへの

適用法を検討した。また、メディアンフィルタによるボケ画像の作成における利点を示した。その結果、辺縁部に代表される高濃度部において、その内部に存在する構造の認識が容易になった。しかし、利用したマスクサイズよりも小さい場合には、高周波信号のみが保存されるため辺縁部の十分な強調はできなかつたり、コントラストの反転などの現象が見られた。また、変換関数における α と β は経験的に決定する必要がある、今後は、それらの値を画像ごとに自動設定する手法を検討することが必要となると考えられる。これらの値によっては、強調したい乳房の周辺領域のみならず、内部にも高濃度の領域が存在した場合には処理の対象領域となるため慎重な設定が必要となると考えられる。これは、文献4)に示されるように、スキンラインからの距離に応じた処理が有効である可能性が高い。また、最終的には、臨床的に利用する条件において、医師の評価をも含めた表示方法の検討が重要である。

文 献

- 1) 日本放射線技術学会専門委員会CRの画像処理検討班編：放射線医療技術学叢書(6) CRの実用画像処理 p.76-p.83 (日本放射線技術学会出版委員会 京都, 1993)
- 2) 石田正光：富士メディカルレビュー No.1 p.26-p.30 (1993)
- 3) 中沢正行, 土野久憲：Konica Tech. Rep. 9 35 (1996)
- 4) U. Bick, M. L. Giger, R. A. Schmidt, et al.:

I 第114回研究会記事

月 日 平成8年1月27日(土)

場 所 東京都豊島区東池袋4-7-7

かんぽヘルスプラザ東京たんちょうの間

特 別 講 演 10:00~11:30

「F C Rの技術と将来」

富士フイルム(株) 宮台技術開発センター研究部長 加藤 久豊

国際会議報告 11:30~12:00

第10回放射線研究国際会議 京都工芸繊維大学 金森 仁志

研 究 発 表 13:00~16:30

- 1) 現像処理条件とストリップ幅がL S Fに及ぼす影響について
丹羽克味, 大坊元二, 鈴木陽典, * 奥村泰彦, * 山田英彦
奥羽大園学, * 明海大園学
- 2) 検出位置による一次線含有率の変化
小縣裕二, 松本政雄, 滝川 厚*, 中森伸行**, 金森仁志**
大阪大医, * 広島県立保健福祉短大, ** 京都工繊大
- 3) 一次線含有率の管電圧依存性
小縣裕二, 松本政雄, 滝川 厚*, 中森伸行**, 金森仁志**
大阪大医, * 広島県立保健福祉短大, ** 京都工繊大
- 4) ファジィ測度モデルによる乳房ファントム画像の総合評価
天野貴司, 荒尾信一, 北山 彰, 山下一也, 真田泰三*, 末森真二*
逸見典子**, 大倉保彦**
川崎医短大, * 川崎医大付属病院中放, ** 倉敷成人病放射線部
- 5) R O C解析によるT₁強調MRI画像の評価
荒尾信一, 天野貴司, 北山 彰, 板谷道信, 山下一也, 古城 剛*,
浮田智子*
川崎医短大, * 川崎医大付属病院中放

- 6) KエッジエネルギーサブトラクションX線TVシステムにおける画質改善について
永井 豊, 長谷川伸*, 安藤正海**, 兵藤一行**, 坂井悠二***, 武田 徹***
電気通信大, *東京工芸大, **高エネルギー研, ***筑波大
- 7) 超音波画像処理を用いた拡張心筋症の支援診断システム
渡辺伸司, 蔡 篤儀, 小島克之*, 富田政明**
岐阜高専, *常葉学園浜松大, **岐阜大医2内
- 8) 散乱X線と直接線スペクトルの分離測定 (4)
石川 憲, 西川幸秀, 窪田英明*, 尾崎吉明**, 松本政雄***, 中森伸行, 金森仁志
京都工繊大, *滋賀大, **京都科捜研, ***大阪大医
- 9) 胸部結節状陰影の自動検出における偽陽性候補の識別
徐 静, 原 武史, 藤田広志, 松本常男*, 吉村 仁**
岐阜大学工学部, *山口大学医学部, **コニカ技研
- 10) 乳房X線写真における微小石灰化クラスタの自動検出
— 異なった施設の画像データへの対応 —
平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 遠藤登喜子*
岐阜大学工学部, *国立名古屋病院

Ⅱ 理事会報告

日 時 平成8年1月27日(土) 12:00~13:00

場 所 かんぽヘルスプラザ東京

出席者 内田, 竹中, 長谷川, 小島, 丹羽, 松井, 和田, 田中(代理), 松本, 金森

- 議 題
1. 平成8年6月7日の総会に提案するために, 役員改選の案を決めた。
 2. 総会に提案する名誉会員の案を決めた。
 3. 同総会に, 会則の変更を提案することにして, 文案の作成を田中常務理事に依頼した。
 4. 平成8年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。長谷川委員長が役員の中から次の19名を表彰選考委員に指名した。

内田, 金森, 竹中, 速水, 田中, 松本, 青木, 稲津, 稲本, 小島, 杉本, 滝沢, 丹羽,
細羽, 松井, 横内, 和田, 津田, 樋口

5. 第117回研究会を関東地区で開催することに決定し, 長谷川常務理事に準備を依頼した。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話, FAX
481	橋 口 満	鹿児島市医師会病院放射線室 〒 890 鹿児島市鴨池新町 7-1	TEL 099-254-1125 FAX 099-259-1694
482	川 田 秀 道	久留米大学病院画像診断センター 〒 830 福岡県久留米市旭町 67	TEL 0942-35-3311 FAX 0942-32-6278
483	平 子 賢 一	三洋電気(株) 〒 493 愛知県葉栗郡木曽川町黒田西町南 20-11	TEL 0586-86-8874
484	星 博 昭	岐阜大学医学部放射線医学教室 〒 500 岐阜県岐阜市司町 40	TEL 058-265-1241 FAX 058-265-9028

会 員 移 動

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話, FAX
107	窪 田 英 明	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒 560 大阪府豊中市待兼山町 1-20	TEL 06-855-1281 FAX 06-843-7090
217	中 西 省 三	勤務先	大阪通信病院放射線科 〒 543 大阪市天王寺区烏ヶ辻 2-6-40	TEL 06-773-7439
233	丹 羽 克 味	勤務先	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒 350-02 埼玉県坂戸市けやき台 1-1	TEL 0492-85-5511 TEL 0492-87-6657
4	青 木 雄 二	勤務先 内所属	化成オプトニクス(株)メディカルサプライ技術部 〒 250 小田原市成田 1060	
155	杉 本 博	勤務先 内所属	(株)東芝医用機器事業部医用機器第 4 担当 〒 105-01 東京都港区芝浦 1-1-1	TEL 03-3457-3166 FAX 03-5444-9344
242	長谷川 伸	勤務先 内所属	東京工芸大学芸術学部映像学科 〒 164 東京都中野区本町 2-9-5	TEL 03-5371-2707 FAX 03-5371-2707
81	金 森 仁 志	勤務先 連絡先	福井工業大学工学部 〒 910 福井市学園 3-6-1 自宅 〒 606 京都市左京区下鴨北園町 29	TEL 0776-22-8111 FAX 0776-22-8117 TEL 075-781-7685 FAX 075-781-7685

174	竹村尚三	連絡先	自宅	TEL	0468-53-3094
			〒238 神奈川県横須賀市望洋台5-3		
181	田中俊夫	勤務先	学校法人 明浄学院	TEL	06-622-5512
			〒545 大阪市阿倍野区文の里3-15-7	FAX	06-622-9210
30	稲津博	勤務先	NBUメディカルカレッジ	TEL	0975-33-9200
			〒870 大分市大手町1丁目1番45号	FAX	0975-38-4711

賛助会員名簿

平成8年4月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対す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)	トムソンーCSF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)	浜松ホトニクス(株)
島津製作所(株)	(株) 日立メディコ
中央精機(株)	富士写真フィルム(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13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 (福井工業大)
常務理事	〔企画担当〕 竹中栄一 (関東労災病院), 長谷川 伸 (東京工芸大), 速水昭宗 (大阪大)
	〔庶務担当〕 田中俊夫 (明浄学園)
	〔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 (松本歯科大)
	〔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 (日立メディコ)
監 事	津田元久 (東京工芸大), 樋口清伯 (大阪産業大)

++++++ 編 集 後 記 ++++++

本年3月末をもって30年余り勤務した京都工芸繊維大学を停年退官し、4月から福井工業大学へ勤務して居ます。本会事務局を引き受けてから4期12年が過ぎました。この間、内田会長殿の御指導と、理事、会員、賛助会員、及び事務局のスタッフの方々の御協力のもとに、大過無く勤めることができました。厚く御礼申し上げます。X線発見満100年に、停年退官と事務局退職ができたことはよい思い出となる筈です。(K)

編 集 委 員

金 森 仁 志 (福井工大)
竹 中 栄 一 (関東防災病院)
長谷川 伸 (東京工芸大)
速 水 昭 宗 (大阪大)
山 田 正 良 (京都工繊大)

医用画像情報学会雑誌

平成8(1996)年5月5日発行

編集兼発行者 金 森 仁 志
発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内
電 話 075-724-7422, 7483
ファックス 075-724-7400 (学科共通)
振替 京都 01010-7-32350
印 刷 所 (株) 北斗プリント社
〒606 京都市左京区下鴨高木町38-2
電話 075 (791) 6125 (代)

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。

なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話(075) 724-7422(山田) 7436(中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先

勤務先

自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)



安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MOD

化成オプトニクス株式会社/メディカルサプライ事業部

〒105 東京都港区芝公園1-8-12 TEL.03(3437)5383 FAX.03(3437)5320

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 千代田生命衛堂筋ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

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

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

〒141 東京都品川区東五反田3丁目20番14号

高輪パークタワー

電話(03)5423-8366

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

宇都 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)

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)

Together with the Technology of Medical Science



～優れた製品を優れたサービスと共に提供する～

- ・放射線計測器
- ・医用電子機器
- ・分析機器
- ・X線骨密度測定装置
- ・バイオ関連商品

東洋メディック株式会社

本社：東京都新宿区神楽坂1-15

03-3268-0021

大阪支店：大阪市西区北堀江1-8-12

06-535-5741



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシファイアー管（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

● 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

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

GEYMS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



YOKOGAWA

GE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
営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2 ☎(03)3223-8531代
東日本支社(048)858-1414 西部支社(06)831-7811
東部支社(03)3223-8511 九州支社(092)271-9800
中部支社(052)586-1665

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、編集委員会で必要と認めたもの

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。

