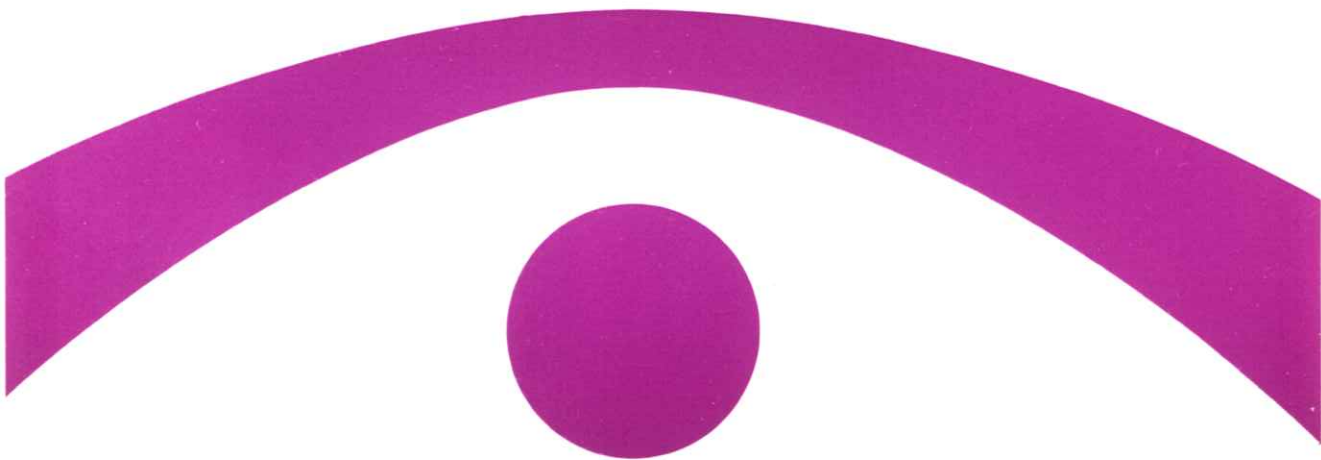


# 医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻120号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.15      No.3      October      1998



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences  
Homepage : <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp//mii/>

New

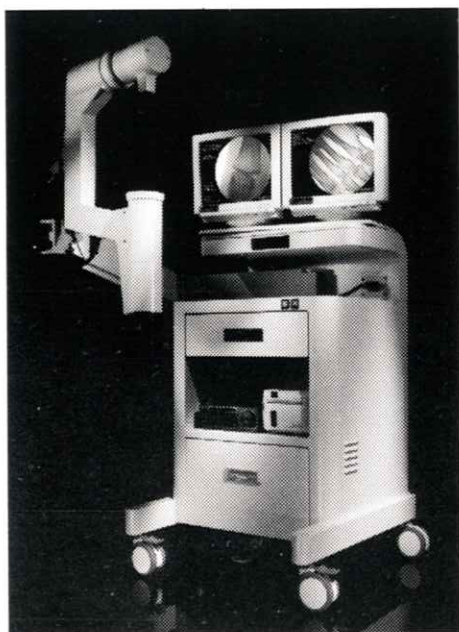
外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

# FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

QDRシリーズX線骨密度測定装置で世界をリードする  
米国HOLOGIC社から、手の外科第2弾、  
「フルオロ・スキャンIII」外科用X線装置、新登場。



すべては新時代の  
テクノロジー

高精細ナイトビジョンII.1による

**超高画質**

フットペダルによる

**シンプルな操作性**

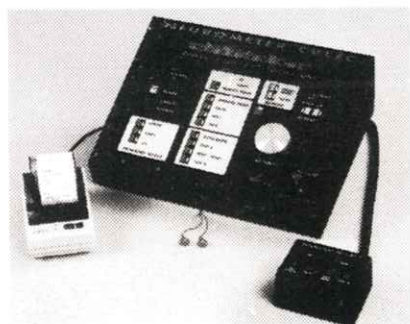
低被曝線量が実現する

**最高の安全性**

機動力を発揮する

**コンパクト&ポータブル**

## NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

大形有髄繊維(Aβ繊維)、小  
形有髄繊維(Aδ繊維)、無髄  
繊維(主としてC繊維)を個別  
に定量評価が可能。無痛でし  
かも神経選択性をもった、こ  
のCPT検査技法は、これまで  
困難だった診断をより確  
実なものにしています。



For All Your Tomorrows

**TOYO MEDIC**

■米国・HOLOGIC社/NEUROTREN社 日本総代理店

**東洋メディック株式会社**

本社 〒162 東京都新宿区東五軒町2-13 TEL. (03) 3268-0021 (代表)

大阪支店・名古屋支店・福岡支店・新潟営業所・仙台営業所・高知出張所・広島出張所・札幌営業所(平成10年4月開設予定)

# 医用画像情報学会雑誌

15巻 第3号 1998年10月

## 目 次

### 会 告

|                       |      |
|-----------------------|------|
| 秋季(第122回)大会のご案内       | 会告 1 |
| 特別企画シンポジウム            | 会告 5 |
| 断層映像研究会プログラム          | 会告 6 |
| 春季(第123回)大会の予定および演題伺い | 会告 8 |

### 巻 頭 言

|                 |             |     |
|-----------------|-------------|-----|
| 21世紀に向かって ..... | 松本 政雄 ..... | 123 |
|-----------------|-------------|-----|

### 特別講演資料

|                                                                                                    |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 口腔領域画像診断におけるパノラマX線撮影の意義<br>..... 大庭 健 .....                                                        | 124 |
| 医用3次元画像システム: THE DIGITAL HOLOGRAPHY™ SYSTEMの技術<br>..... 本田 凡, 高橋 成明, S.J.Hart,<br>R.J.Rankin ..... | 135 |

### 研究速報

|                                                                                      |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 遺伝的アルゴリズムによるファジィ推論の最適化とその医用画像への適用<br>..... 蔡 篤儀, 渡邊 伸司, 小島 克之, 高木 規宏,<br>富田 政明 ..... | 146 |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----|

### 論 文

|                                                                                 |     |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 画像の適応圧縮<br>..... 樋口 清伯 .....                                                    | 152 |
| デジタル画像処理による食道癌の効率的検出<br>..... 小縣 裕二, 西岡 左智, 橋爪由美子, 松本 光弘,<br>井ノ上信一, 稲本 一夫 ..... | 159 |

### 技術資料

|                                                                                |     |
|--------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 微小石灰化クラスタの自動検出における動的しきい値法を用いた偽陽性候補の削除<br>..... 加藤 元浩, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤登喜子 ..... | 171 |
|--------------------------------------------------------------------------------|-----|

### 会 報

|                         |     |
|-------------------------|-----|
| 平成10年度総会および年次大会記事 ..... | 179 |
| 理事会議事録-総会議事録 .....      | 181 |
| 平成9年事業報告 .....          | 182 |
| 平成10年事業計画 .....         | 185 |
| 平成10年度受賞者 .....         | 186 |
| 新入会員-会員移動-賛助会員名簿 .....  | 189 |

## 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 Science

Vol.15 No.3 October 1998

## Contents

### Preface

Go to 21st Century

..... Masao MATSUMOTO ..... 123

### Invited Lecture

Significance of panoramic radiography

in the diagnosis of jaw lesions

..... Takeshi OHBA ..... 124

The Technology in the Digital Holography™ System

Chika HONDA, Shigeaki TAKAHASHI,

S.J.HART and R.J.RANKIN ..... 135

### Original Letter

A Method for Optimization of Fuzzy Reasoning using Genetic

Algorithms and Its Application to Recognition of Medical Images

..... Du - Yih TSAI, Shinji WATANABE, Katsuyuki KOJIMA,

Norihiro TAKAGI and Masaaki TOMITA ..... 146

### Original Papers

Adaptive Compression Scheme for Multi-valued Images

..... Seihaku HIGUCHI ..... 152

Efficient Detection of Esophageal Cancers by Using Digital Image Processing.

— The Application of Fluoroscopic Images with Video Input System —

..... Yuji Ogata, Sachi Nishioka, Yumiko Hashidume,

Mituhiko Matsumoto, Shinichi Inoue, Kazuo Inamoto ..... 159

### Technical Report

Elimination of False-positive Candidates by Dynamic Thresholding Technique

in an Automated Detection of Clustered Microcalcifications

..... Motohiro KATO, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA

and Tokiko ENDO ..... 171

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.15 No.3)

### Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 0283

---

#### Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

## 会 告

### 秋季（第122回）大会のご案内

秋季（第122回）大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。今回は第27回断層映像研究会（断映研、前日の13日から）との連続開催です。MIIの参加登録だけで断映研にも出席できます。受付でMIIの参加者であることをお伝え下さい。

日 時 1998年11月14日（土） 9：00～17：00

場 所 アクトシティ浜松研修交流センター 4階 401会議室（午前）

〒430-0928 浜松市板屋町108番地の1（浜松駅前） TEL 053(451)1112  
（案内図1, 3）

アクトシティ浜松コンgresセンター 4階 41会議室（午後）

〒430-0928 浜松市板屋町111番地の1（浜松駅前） TEL 053(451)1112  
（案内図1, 2, 3）

連絡先 浜松大学経営情報学部 小島克之教授

〒431-2102 浜松市都田町1230番地

TEL 053(428)6735 FAX 053(428)2900

E-mail kojima@hamamatsu-u.ac.jp

参加費 会員：1,000円，非会員：1,000円，学生：無料

13日（金）18：00～20：00

懇親会（断層映像研究会と合同で開催）

会場：マイン・シュロス（浜松地ビールレストラン）

〒430-0928 浜松市板屋町494番地（浜松駅前） TEL 053(452)1146  
（案内図4）

会費 5,000円

懇親会申込先：浜松大学経営情報学部 小島克之教授

できるだけ11月5日（木）までに、郵便、ファクスまたはE-mailでお願いいたします

14日（土） 9：00～17：00

午前 9：15～12：15

研究発表会

会場：アクトシティ浜松研修交流センター 4階 401会議室  
（案内図1, 3）

午後 14:00~14:45

断層映像研究会の特別講演

会場：アクトシティ浜松コンgresセンター 4階 41会議室

(案内図1, 2)

(断層映研のプログラム参照)

15:00~17:00

シンポジウム

会場：アクトシティ浜松コンgresセンター 4階 41会議室

主テーマ 「コンピュータ支援診断(CAD)の現状と将来」

(詳細は会告5頁またはプログラムをご覧ください)

午前と午後で会場が異なりますので、お間違えのないようご注意下さい。断層映像研究会のプログラムは、会告6~7頁にあります。

宿泊申込先：JTB浜松支店に申し込みますと団体料金で宿泊できます。

(案内図5)

アクトシティ浜松の駐車場を利用したときは、駐車料金の割引があります。

### — お問い合わせ、申し込み先 —

**J T B 浜 松 支 店**

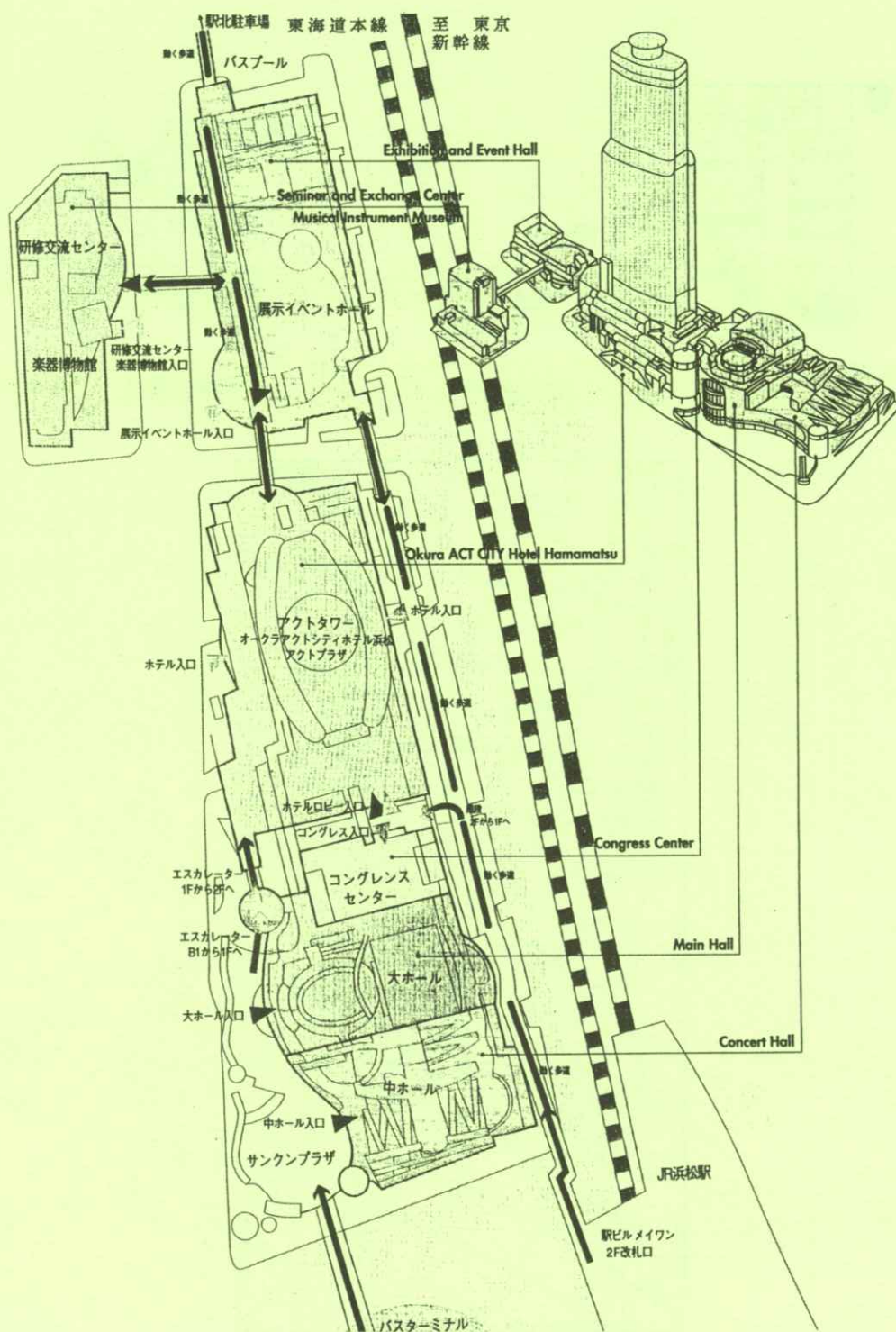
〒430 浜松市鍛冶町312-18

TEL 053-454-6981 FAX 053-452-0941

「医用画像情報学会・断層映像研究会」係

飯尾・広瀬・本目

営業時間 10:00~18:00(日・祝を除く)



案内図 1



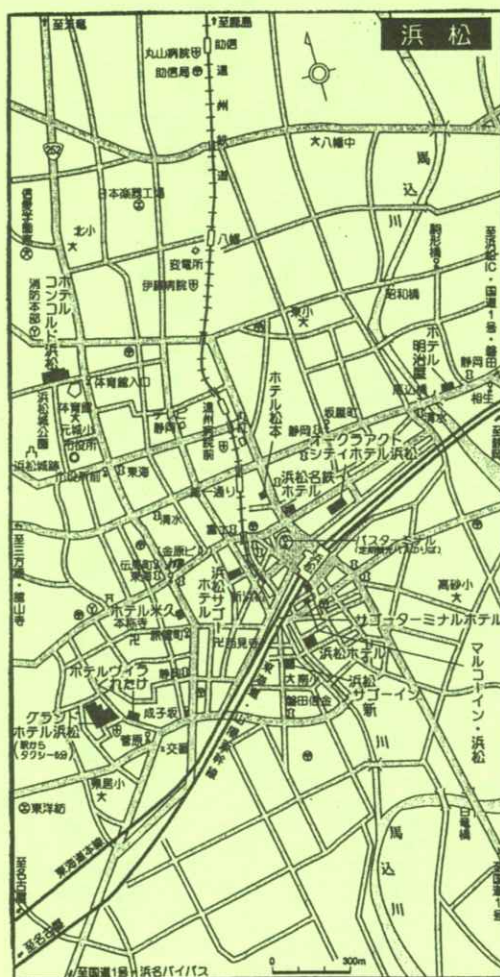
案内図 2



案内図 3



案内図 4



案内図 5

## 特別企画シンポジウム

秋季（第122回）大会において、下記のシンポジウムを行うこととなりました。多くの会員のご参加、ご討論を期待しております。

日 時 平成10年11月14日（土）15：00～17：00

場 所 アクトシティ浜松コンgresセンター 4階 41会議室  
（案内図1、2）

コンピュータ支援診断（CAD）の現状と将来  
「CADはここまで進歩した、将来像は？」

- (1)医学・医療の自動化（コンピュータ化）はなぜ必要か。
- (2)CADの画像診断や治療の変革にどう対応してゆくか。
- (3)CADの定義と名称。

Computer As a Diagnostician ?

- (4)CADにできること、できないこと。
- (5)究極（最高）のCADとはどんなものか。
- (6)放射線部における診断精度（誤診）の管理。
- (7)CADに対する法規則の問題。
- (8)CADと医師診断のCompetition.

Second opinion, Third opinion の集約法。

- (9)CADの論理・数理と神の摂理。

座 長：前滋賀医科大学放射線科 山 崎 武

シンポジスト：

- 1) 名古屋大学大学院工学研究科 鳥脇 純一郎
- 2) 国立名古屋病院放射線科 遠藤 登喜子  
（両先生によるテーマ1～8について、合同講演形式）
- 3) 岐阜大学工学部応用情報学科 藤田 広志  
（マンモグラムCADの現状）
- 4) 医用画像情報学会名誉会長 内田 勝  
（テーマ9について）

## 第27回断層映像研究会プログラム

場 所 アクトシティ浜松コンgresセンター 4階 41会議室  
(案内図1, 3)

11月13日(金)

9:25~9:30 開会の挨拶

9:25~10:30 一般演題1 座長 高橋元一郎(浜松医科大学)

一般演題2 座長 片田 和広(藤田保健衛生大学)

10:30~10:50

教育講演1. 脳の発達と奇形

福岡大学放射線科

宇都宮英綱

10:50~11:10

教育講演2. 機能画像による脳研究-PET, MEGを用いて-

国立長寿医療研究センター生体機能研究部

伊藤 健吾

11:10~11:20 コーヒーブレイク

11:20~11:40

教育講演3. 頭蓋内髄膜病変のMRI

杏林大学放射線科

土屋 一洋

11:40~12:00

教育講演4. AIDSの脳病変

東京都立駒込病院放射線科

鎌田 憲子

12:00~13:00 昼食(世話人会)

13:00~13:15 総会

13:15~14:00 特別講演 I

MRI of the Liver: Techniques and Contrast Agents

MRI Services, Department of Radiology,

University of North Carolina

R. C. Semelka

座長 山田 龍作(大阪市立大学)

14:00~14:20

教育講演5. 肺癌のHRCT, Dynamic CT,  $^{201}\text{Tl}$  SPECTの診断

埼玉医科大学医療センター放射線科 鹿島田明夫

14:20~14:40

教育講演6. 胸膜病変のCT, MRI

長崎大学放射線科

芦沢 和人

14:40~14:50 コーヒーブレイク

14:50~15:40 一般演題3 座長 竹田 寛 (三重大大学)  
一般演題4 座長 荒井 保明 (愛知県がんセンター)

15:40~16:00

教育講演7. 腎の新しい画像診断

東京慈恵会医科大学放射線科 田中 宏

16:00~16:20

教育講演8. 骨盤内疾患のMRI: 良性疾患における役割

島根医科大学放射線科 杉村 和朗

16:20~17:40 ポスターセッション1 座長 石口 恒男 (名古屋大学)

ポスターセッション2 座長 星 博昭 (岐阜大学)

18:00~20:00 懇親会

11月14日 (土)

9:25~11:30 フィルム・リーディング・セッション

司会 沼津市立病院放射線科 藤本 肇

焼津市立総合病院放射線科 深谷 哲昭

11:30~11:50

教育講演9. 消化管の内視鏡と画像診断

熊本大学中央放射線部 土亀 直俊

11:50~12:10

教育講演10. 血管内超音波

国立循環器病センター放射線部 栗林 幸夫

12:10~13:00 昼食

13:00~14:00 ホーム・グラウンド・セッション

座長 金子 昌生 (浜松医科大学)

13:00~13:15 一般演題5

13:15~14:00 ホーム・グラウンド・レクチャ

MR動態画像研究 浜松医科大学放射線科 竹原 康雄

14:00~14:45 特別講演 II

MRI of the Abdomen: Imaging Approaches

MRI Services, Department of Radiology,

University of North Carolina

R. C. Semelka

座長 平松 慶博 (東邦大学)

14:45~14:50 第27回断層映像研究会閉会の挨拶

## 春季（第123回）大会の予定および演題伺い

春季（第123回）大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11年1月30日（土）

場 所 大阪大学医学部保健学科

〒565-0871 吹田市山田丘1-1 第1講義室

連絡先 大阪大学医学部保健学科 松本 政雄 助教授

〒565-0871 吹田市山田丘1-1

TEL 06-879-2578

FAX 06-879-2578

特別講演 「ラジウム発見 100年－日本での初期ラジウム利用」

大阪大学医学部 教授 稲本 一夫 先生

見学会 大阪大学医学部保健学科の説明と見学

大阪大学医学部 助教授 松本 政雄 先生

演題締切 平成10年11月30日

申込先 明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会

〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1

TEL 0492-85-5511

FAX 0492-87-6657

（文書又はFAXでお願いします）

## 21世紀に向かって

松本政雄

もう間近に21世紀が迫ってきています。当然ではありますが20世紀は西暦2000年12月31日で終わります。このような大きな世紀の変わり目に、われわれはいま生きています。そして、20世紀に栄えた現代文明も変わり目にあります。すなわち、私見ではありますが、西洋の資本主義的な科学文明が行き詰まり、崩壊の危機にあります。その危機とは、環境破壊、地球温暖化、経済危機、食料危機、人口爆発、エネルギー危機など数え上げればきりがありません。21世紀はこのような危機を乗り越えたところから始まりますが、われわれがこの危機を無事に乗り越えられるのかも問題であります。もし、無事に乗り越えられれば、新しい21世紀は、東洋の共生的な波動文明の時代になるのではないかと思います。ここでいう「共生」とは、環境破壊や地球温暖化を起こさないように、われわれも自然の一員として、自然と共に生きるという意味であり、「波動文明」とは、われわれも含めて、すべてのものが波動的性質（原子レベルの波動性）をもち、その波動を介して一つにつながり、相互に共鳴、干渉し合いながら、生きているという認識の基に作られる文明であります。すなわち、より具体的に本学会の研究領域で考えるならば、現在の放射線機器、超音波装置、MRIといった機器から、全く侵襲がなく、人体の発する波動に共鳴するような波動機器(MRA, LET, MAX, MIRS, QRS, BICS, SE-5, ディメンショナル・Sなど)を用いた診断治療手段に変化していくものと思われます。この波動機器は、医療分野だけに留まらず、農業・食品・住環境・エネルギーなどの産業にも応用できるもので、現在、徐々にその利用が拡がり始めています。われわれの学会もこのような波動機器をも取り込みながら、21世紀へ向けて、より一層の発展を望みます。会員の皆様方からのご意見、ご希望をお寄せいただき、それらを広く汲み上げられるように努力していきたいと思っておりますので、よろしくお願いいたします。

## 口腔領域画像診断におけるパノラマX線撮影の意義

大 庭 健

九州歯科大学歯科放射線学講座

(最終1998年6月21日受理)

### Significance of panoramic radiography in the diagnosis of jaw lesions

Takeshi OHBA, D.D.S., D.M.Sc.

Department of Dental Radiology, Kyushu Dental College

(in final form June 21, 1998)

#### Abstract

The orthopantomograph, an apparatus for panoramic radiography of the jaws, was introduced by Paatero in 1954. It has been widely used, not only in dentistry but also in otorhinolaryngology, for the radiological diagnosis of jaw lesions. Many investigations have been reported its usefulness for the radiological examination of jaw lesions.

The present report concerns the significance of the panoramic radiography in the diagnosis of jaw lesions. Panoramic radiographs obtained from the clinical cases were reviewed in this report. The value of the panoramic radiography in dental mass surveys, using a prototype panoramic x-ray machine the PTM 2001 modified for photofluorography, is also introduced.

In 1995, the Japanese Ministry of Health Welfare began to examine the feasibility of periodontal disease examinations as a routine check up for the elderly. The PTM 2001 offered good possibilities with regard to periodontal examination of the elderly because of its low-radiation, short time needed, and low cost.

This new panoramic radiography might be used for mass surveys or mass screenings of periodontal disease in the future.

## 1. はじめに

オルソパントモグラフィによるパノラマX線撮影は上下顎を総覧的に描写する方法として1954年にPaateroにより開発されたものである。パノラマX線撮影は曲線断層撮影であり、しかもフィルムと増感紙の組み合わせで行うX線撮影法であるため、画質は口内法X線撮影よりも劣るという欠点がある。しかしながら、10数秒の撮影時間で上下顎のX線像が1枚のフィルムに描写され、しかも生殖腺の被曝線量は口内法におけるものの1/10以下であるという利点がある。

歯科においても口腔領域病変の画像診断として、口内法X線撮影やパノラマX線撮影に加えてCTやMRIが積極的に施行されているのが現状である。本稿においては、歯科における基本的な画像検査法であるパノラマX線撮影を、口内法X線撮影はもとよりCTやMRIと対比し、パノラマX線撮影の診断的意義について考察したい。また、本論に入る前に診断学の精神をも復習してみたい。

## 2. 診断学の理念

“診断”とは英語で“diagnosis”という。“diagnosis”はギリシャ語では“見極める”という意味を持つ。“diagnosis”は“dia-”という接頭語と、“gnosis”という名詞により合成されている。“dia-”は英語の“completely”に相当する。“gnosis”も英語の“knowledge”に当たる。そこで、“診断”とは、完全無欠の知識のもとに病態の本質を見極める行為と解される。

## 3. 診断学の論理

画像診断の進め方を論理的に体系づけると図1に示すとおりである。存在診断とは診断に際して最初に行う作業であり、病変が存在するか否かを判断する行為である。病変が存在した場合、その病変はどのような性質のものであるかを判断するのが質的診断である。そこで、理想的な質的診断とは病理診断に近い診断を行うことである。質的診断が決まれば必然的に治療方針も決定する。

論理的な診断は存在診断と質的診断を行うことで十分であるが、臨床的にはこれだけでは満足はいく診断とは言えない。なぜならば、病変の性質は同一であっても、病変の大きさ、病変の存在部位および病変の進展範囲の違いにより、治療法や予後が大いに異なる可能性がある。病巣の大きさは小さくとも、病巣が生命維持に必要な重要な領域に存在する場合には治療は容易ではない。そこで、病巣の存在部位あるいは進展範囲を明確にすることは臨床的には大変重要なことである。このように病巣の存在部位を明確にすることを部位診断という。

### 画像診断の進め方

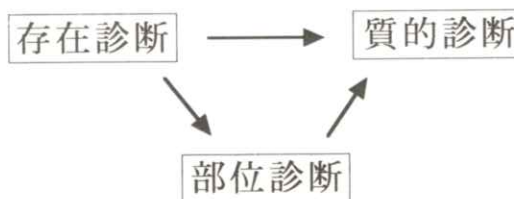


図1. 診断の機構図

#### 4. パノラマX線撮影の歴史

1949年, Paateroは細隙撮影法と断層撮影法の原理を応用した“Pantomography”という画期的なX線撮影法を考案した。Pantomographyは実際にはX線管を固定して被写体と曲面状のフィルムを等線速度で回転させて行う撮影法である。Pantomographyは固定1軸方式のPantomographyとも称され、最初のPantomographyは1950年に試作され、1951年に初めてワシントン大学歯学部設置された。

“Pantomography”という名称の由来は、“panoramic tomography”という用語を合成省約したものである。1950年PaateroがPantomographyという用語を初めて使用して以来、Pantomographyはpanoramic radiographyを表わす呼称名として広く使用されている。

1955年, BlackmanもPaateroのPantomographyと同一原理の“Rotagraphy”という撮影法を発表した。本邦においては1958年に西連寺がPantomographを試作し、撮影法を追試している。Pantomographyの場合、回転軸が固定1軸方式であるため、臼歯部のX線像に難点があることを指摘した。

1957年, Hudson, Kumpula, Dicksonらは米国空軍の協力により固定1軸方式に代わる2軸変換方式のPantomographyを開発した。2軸変換方式とは撮影中に被写体を側方へ移動することにより、顎骨の左右側に回転軸を2カ所、相対的に設置するという方式である。

固定1軸方式のPantomographyでは被写体

を回転させていたのに対し、2軸変換方式では被写体は固定し、X線管と平面状のカセットを同時に移動させて撮影する。2軸変換方式によるPantomographyの場合、撮影中、被写体が側方へ移動する間はX線は曝射されないのが特徴である。未感光部分は上下顎の正中部に相当するため、前歯部が連続したX線像として描出されないという欠点があった。

1958年, Paateroは2軸変換方式によるPantomographyよりも更に進んだ3軸変換方式の“Orthopantomography”を開発した。2軸変換方式の場合、撮影の途中で被写体を側方へ移動しなければならないという煩雑さがあったが、3軸変換方式による撮影の場合には被写体は終始固定して行えるという便利さがある。

3軸変換方式によるOrthopantomographyの場合、X線が上下顎歯列に対して正放線状に入射するというこゝで、“Pantomography”に“ortho-”という接頭語を付けたのである。ちなみに“ortho-”という接頭語はギリシャ語で、“正しい”とか“整える”という意味を持つ。

Orthopantomographyの場合、以前はフレキシブル・カセットか金属製の曲面状のカセットが広く用いられていたが、現在は金属製のフラット・カセットを使用する機種が多い。

#### 5. オルソパントモグラフィーの原理

オルソパントモグラフィーの原理図を図2に示す。今、 $O_1$ なる回転軸を中心にしてX線管を65°回転して左側上下顎臼歯部のX線像を得る。回

転軸は $O_1$ から $O_2$ に移り、 $O_2$ を中心にして $102.5^\circ$ 回転することにより上下顎前歯部のX線像が得られる。回転軸は更に $O_2$ から $O_3$ に移り、 $O_3$ を中心にしてX線管を $65^\circ$ 回転し右側上下顎臼歯部のX線像を得る。

回転軸が $O_1, O_2, O_3$ へと円滑に移動できるのは、X線管とcassette holderを連結している軸に設定されているguiding pinがguiding plateに設けられている特殊な軌道を移動することによる。X線管とcassette holderとは同一軸上にある。

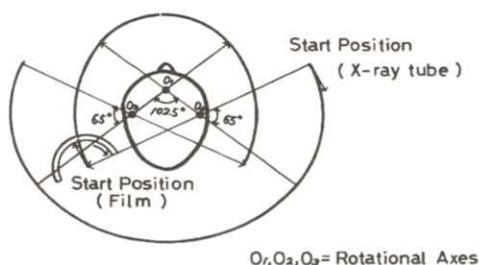


図2. オルソパントモグラフィーの原理図

るので、各回転軸を中心にして等角速度で回転するが、フィルム自体は被写体上を走るX線の線速度にフィルム上の像の拡大率を乗じた速度に等しい線速度で自転する。そこで、フィルムの線速度は被写体における撮影部位の違いにより異なる。すなわち、前歯部と臼歯部撮影時のフィルムの線速度を比較した場合、臼歯部撮影時の線速度は前歯部撮影時におけるものよりも早い。ちなみに、現在のパノラマX線撮影における断層軌道は連続方式をとるものが多い。

## 6. パノラマX線撮影の存在診断としての価値

10枚法による口内法X線写真を図3に示す。下顎歯の根尖部にX線透過像と不透過像の混在した病変が認められる。口内法X線写真だけでは病変が他の部位にも存在するか否かは明確ではない。図4は同一症例のパノラマX線写真である。パノ



図3. 口内法X線写真

ラマX線写真により、病変は下顎歯の根尖部に局限していることが明らかである。

図5は左側上顎の腫脹を主訴とした症例のパノラマX線写真である。左側上顎洞はわずかにX線



図4. 図3に示した症例のパノラマX線写真



図5. パノラマX線写真

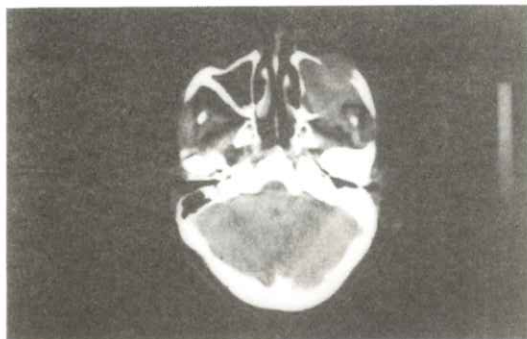


図6. 図5に示した症例のCT画像

不透過像を呈しているが、上顎洞の外形は明瞭に描出されている。図6は同一症例のCT画像である。左側上顎洞前壁の一部と後壁の大部分が破壊していることがCT画像で明らかである。本症例のように、上顎洞前壁や後壁が部分的にしか破壊していないような症例においては、パノラマX線診断には限界がある。

## 7. パノラマX線撮影の質的診断としての価値と限界

図7に示すパノラマX線写真において、右側下顎第二小臼歯部歯槽骨に境界明瞭で周囲に辺縁硬化像を伴った球形のX線透過像が認められる。このようなX線所見は典型的な嚢胞を意味するものであり、本症例の場合、パノラマX線写真だけで残留嚢胞と診断できる。図8は同一症例の口内法X線写真であるが、パノラマX線写真と同様の所見を呈している。

図9のパノラマX線写真において右側下顎歯槽骨はX線不透過像を呈しているが、セメント質由来の病変であるのか、あるいは骨由来のものであるのかは明確ではない。また、病変による骨膨隆があるか否かについてもパノラマX線写真だけでは判断は不可能である。図10のCT画像により、

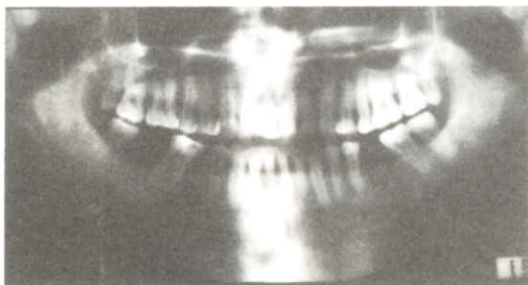


図7. パノラマX線写真

high density massは海綿骨の増殖により生じたものであり、セメント質由来のものではないこと



図8. 図7に示した症例の口内法X線写真

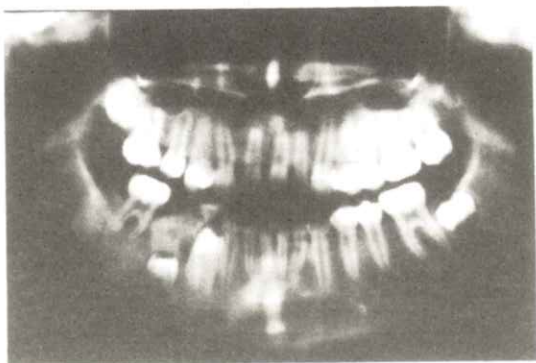


図9. パノラマX線写真



図10. 図9に示した症例のCT画像

が明らかである。また、骨の膨隆は認められないことから、骨腫のような腫瘍性病変ではないこともCT画像から明らかである。

## 8. パノラマX線撮影の部位診断としての価値と限界

図11の口内法X線写真において右側上顎臼歯部歯槽骨は骨破壊所見を呈しており、しかも病巣内の歯はfloating teethの所見も呈している。口内法X線写真により本症例は悪性腫瘍であることは十分に疑われるが病変の進展範囲は明確ではない。図12は同一症例のパノラマX線写真である。右側上顎臼歯部歯槽骨の骨破壊は上顎洞底まで進展していることがパノラマX線写真により明らかである。上顎に生じた悪性腫瘍の場合、歯肉原発であるのか、上顎洞原発であるかにより治療方針や予

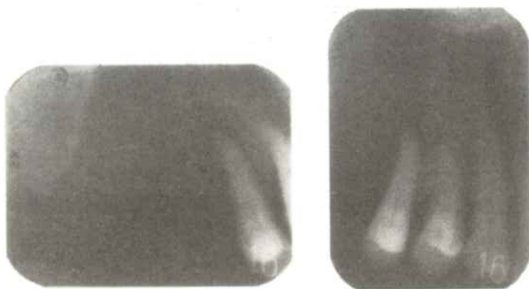


図11. 口内法X線写真



図12. 図11に示した症例のパノラマX線写真

後は異なる。本症例の場合、パノラマX線写真により上顎歯肉癌と診断した。

右側下顎の腫脹を主訴とした症例のパノラマX線写真を図13に示す。パノラマX線写真において右側下顎枝の骨破壊は疑われるが、骨破壊の範囲は明確ではない。図14のCT画像において、右側下顎枝を破壊した病変は頰側方向のみならず、咽頭側へも進展していることが明らかである。

## 9. パノラマX線撮影の現状

パノラマX線撮影の現状をパノラマX線フィルムの使用枚数から推測してみたい。表1は1974年から1989年まで我が国において使用されたパノラマX線フィルムの枚数を示したものである。



図13. パノラマX線写真

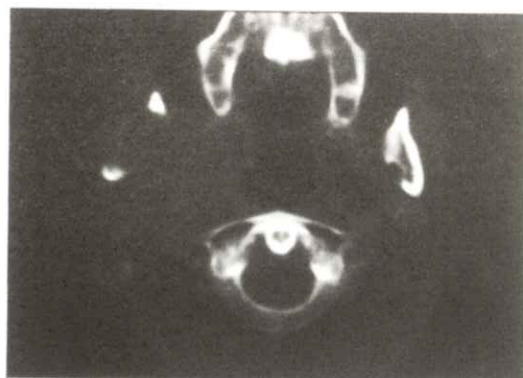


図14. 図13に示した症例のCT画像

パノラマX線フィルムの使用枚数は1980年に急速に増加し、1985年には1,000万枚を突破している。1989年までは多少の減少はあるものの、パノラマX線フィルムの使用枚数は1,000万枚を維持している。

表2は我が国において生産されたパノラマX線

表1. パノラマX線フィルムの使用枚数

我が国におけるパノラマX線  
フィルムの使用枚数(×10<sup>4</sup>)

| 年度   | 枚数    |
|------|-------|
| 1974 | 165   |
| 1980 | 964   |
| 1985 | 1,123 |
| 1987 | 1,140 |
| 1989 | 1,109 |

丸山ら(1989年)による

表2. パノラマX線撮影装置の生産台数

我が国におけるパノラマX線撮影装置の生産台数

| 年度   | 台数    | 販売台数  |       |
|------|-------|-------|-------|
|      |       | 国内    | 国外    |
| 1989 | 4,010 | 2,560 | 1,450 |
| 1990 | 3,465 | 2,357 | 1,108 |
| 1991 | 3,619 | 2,512 | 1,107 |
| 1992 | 3,003 | 2,088 | 915   |
| 1993 | 3,125 | 2,316 | 809   |
| 1994 | 2,717 | 2,173 | 544   |

株式会社モリタの協力による

撮影装置の経年的推移を示したものである。1989年の4,010台を最高に、パノラマX線撮影装置の生産台数は経年的に減少傾向を示している。1994年には生産台数は著しく減少し、2,717台となっている。

パノラマX線撮影装置の生産代数で興味あることは、生産台数は著しく減少の途にあるものの、国内における販売台数は2,000台を維持していることである。国外における販売台数は1994年には544台となり、最高の販売台数を示した1989年の約1/3まで激減していることは興味あることである。国外におけるパノラマX線撮影装置の販売代数の激変の原因は何であるかは明確ではないが、パノラマX線撮影の利用に関する概念が国内外により多に異なりつつあることは明らかである。

## 10. パノラマX線撮影の将来

表3は平成7年度に厚生省が示した我が国における総合健康診査の項目である。平成6年度までは基本健康診査から子宮癌までの6項目が検査の対象になっていた。平成7年度からは検査項目として上記6項目に新たに歯周疾患と骨粗鬆症が追加された。

平成9年度には、厚生省は8020者のデータバンクの構築事業として、80歳以上の高齢者の歯の状態と健康状態を調査するため、岩手、新潟、愛知、福岡の4県をモデル地区として指定した。調査研究内容は、①一般健康診断、②80歳の生活・健康状況調査、③歯科医師検診、④身体機能測定などとした。③の歯科医師検診の詳細は表4に示す通りである。

歯および口腔内の診査は探針や視診により行うことができるが、歯槽骨の状態を診査するにはX線検査が不可欠である。X線検査の中でも、集団検診に適したパノラマX線撮影が利用されることは大変合目的である。パノラマX線撮影は操作が簡単であり、しかも少ない被曝線量で顎骨の総覧

表3. 総合健康診査項目

### 総合健康診査の項目

- ・ 基本健康診査
- ・ 胃がん検診
- ・ 肺がん検診
- ・ 大腸がん検診
- ・ 乳がん検診
- ・ 子宮がん検診
- ・ 歯周疾患検診(仮称)
- ・ 骨粗鬆症検診(仮称)

(平成7年厚生省)

表4. 歯科医師検診項目

### 調査研究内容

#### 歯科医師検診

- ① パノラマX線撮影
- ② 歯の状態
- ③ 歯周組織の状態
- ④ 補綴物の状態
- ⑤ 補綴物の必要度
- ⑥ 嚥下の状況
- ⑦ 唾液の採取
- ⑧ 舌苔の採取
- ⑨ カンジダ

X線写真が得られるという利点がある。

図15は1990年に朝日レントゲン工業株式会社が開発したI.I.間接パノラマX線撮影装置PTM2001である。本装置は顎骨病変の集団検診を見据えて開発されたものであり、本体はX線管、I.I.および間接撮影用カメラから構成されている。図16はPTM2001により撮影された乾燥頭蓋骨のパノラマX線写真と通常のパノラマX線撮影装置により得られたパノラマX線写真を比較したものである。PTM2001においては幅10cmで長さ45.7mのロール状の間接撮影用フィルムを使用し、8.5×17cm大のパノラマ写真がスポット像として連続的に得られる仕組みになっている。そこで、最終的には1本の間接撮影用のロール・フィルムで

250コマ以上のパノラマX線像が得られる。

PTM2001により得られるパノラマX線写真のコストは通常のパノラマX線写真の約1/3であり、経済効果は大である。PTM2001による被曝線量は通常のパノラマX線撮影におけるものの1/10以下である。撮影時間もカセットの交換は不要であるため、通常のパノラマX線撮影よりも短くてすむ。また、本装置では座位で撮影するため、高齢者であっても撮影中、容易に静止状態を保つことができる。更に本装置は車に搭載可能であるため、遠隔地における検査も可能である。

歯周疾患が将来、本格的にパノラマX線撮影により検査されるようになった場合には、PTM2001のような間接パノラマX線撮影装置が活用

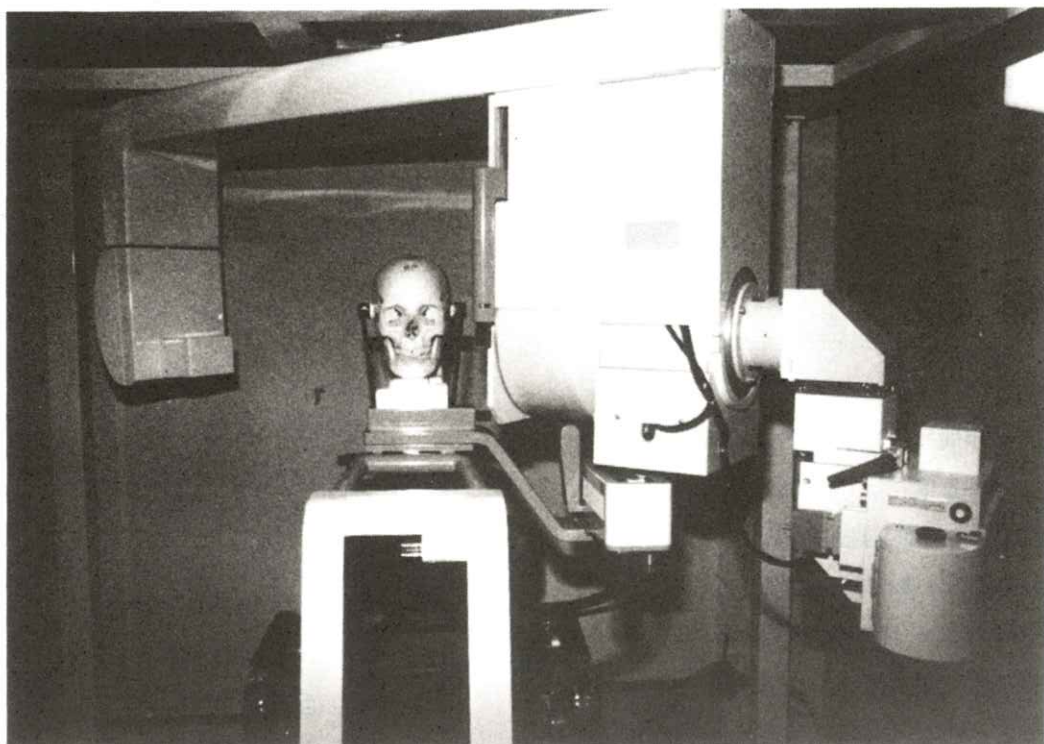


図15. I.I 間接パノラマX線撮影装置

されるべきである。PTM2001による検査は、集団検診において要求される①信頼性（精度）、②安全性（被曝）、③経済性（費用）および④簡易性（時間）などの条件をほぼ充足している。すなわち、診断能（信頼性）に関しては通常のパノラマX線撮影におけるものと有意差はなく、被曝線量（安全性）は通常のパノラマX線撮影の1/10以下である。また、コスト（経済性）に関してはフィルム代は通常のパノラマX線フィルムの約1/3であり安価である。撮影に要する時間（簡易性）もカセット交換の必要性がないため、通常の

パノラマX線撮影におけるよりも著しく短くてすむ。

## 11. おわりに

我が国においては、まだまだパノラマX線撮影に期待するものがあることを強調させて頂いた。将来は是非、顎骨病変のスクリーニング法としてI.I.間接パノラマX線撮影法が活用されることを切望する次第である。そのためには、存在診断としてのパノラマX線撮影の価値を向上させるためのデジタル画像化が必須となる。

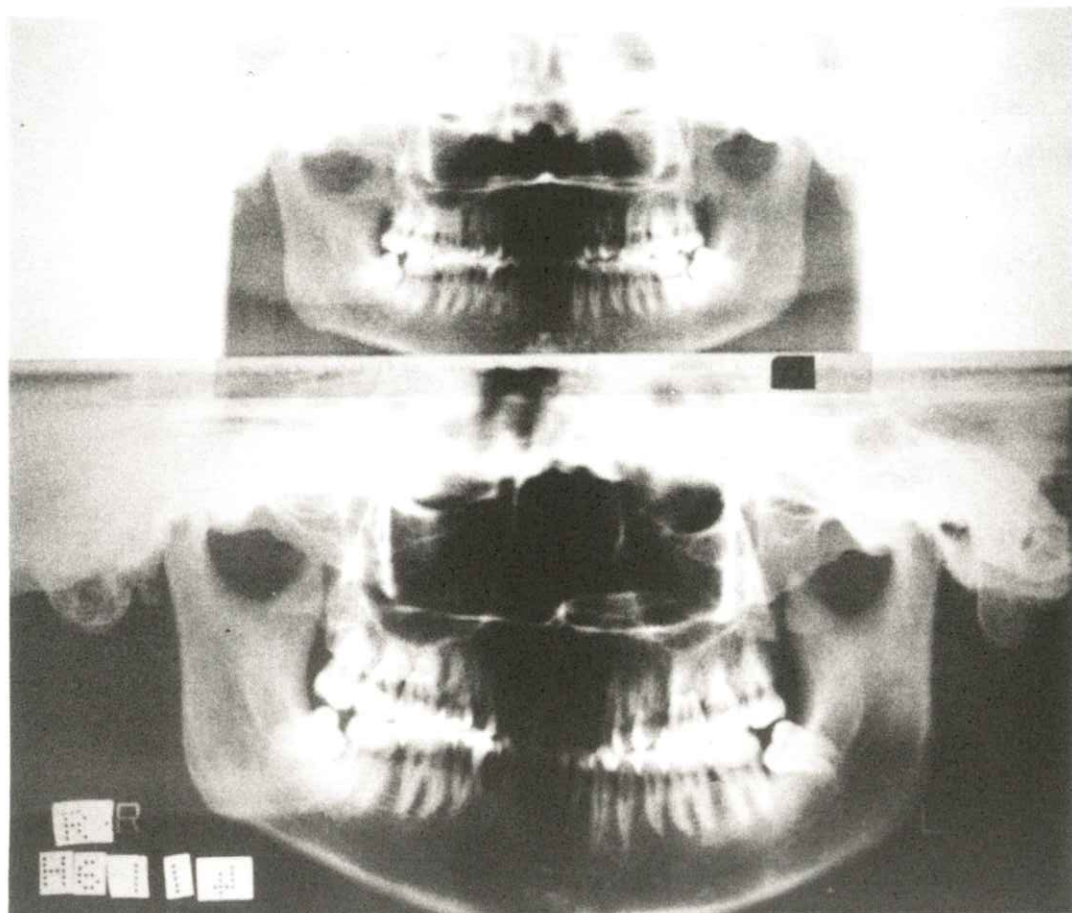


図16. 間接パノラマX線写真（上段）と通常のパノラマX線写真（下段）の比較

歯科においても、今やCTやMRIが画像診断の  
主役をなしている。しかしながら、パノラマX線  
撮影にはまだまだ十分には生かし切れていない長  
所がある。パノラマX線撮影の長所を冷静に認識  
し、今後とも画像診断の一翼としての価値をいか  
んなく発揮すべく努力が必要である。

### 参 考 文 献

- 1) O. E. Langland, R. P. Langlais, W. D.  
McDavid, and A. M. DelBalso :  
Panoramic Radiology, 2nd ed.  
(Lea & Febiger, Philadelphia, 1989)
- 2) J. Düker : Röntgendiagnostik mit der  
Panoramashichtaufnahme.  
(Hüthig, Heidelberg, 1992)
- 3) F. A. Pasler : Color Atlas of Dental  
Medicine. Radiology  
(Thieme, New York, 1993)

医用 3 次元画像システム：  
THE DIGITAL HOLOGRAPHY™ SYSTEMの技術

本田 凡, 高橋 成明\*, S.J.Hart\*\*, R.J.Rankin\*\*

コニカ株式会社中央研究所

\*MG開発センター

〒191-8511 東京都日野市さくら町 1

\*\*Voxel, 26081 Merit Circle, Suit 117

Laguna Hills, CA92653 U.S.A

(最終1998年 6 月21日受理)

The Technology in the Digital Holography™ System

Chika HONDA, Shigeaki TAKAHASHI\*, S.J.HART\*\*  
and R.J.RANKIN\*\*

Central Laboratory and \*MG Development Center Konica Corporation

No.1 Sakuramcahi, Hino - shi, Tokyo 191 - 8511

\*\*Voxel, 26081 Merit Circle, Suit 117, Laguna Hills, Ca92653 U.S.A

(in final form Jun 21, 1998)

Voxel has developed the Digital Holography™ System that consists of three elements, the Voxcam®: holographic camera, the Voxbox®: light box and Voxfilm® media: holographic film, which together enable a user to produce and examine Voxgram®: true three-dimensional medical image. In this system, a volumetric multiple-exposure hologram of MR or CT data is automatically made and used for the creation of a copy hologram, an image hologram to be observed on a Voxbox viewer in which the light source is a halogen lamp instead of a laser light source. In this paper, the new medical holographic system is introduced, and the technologies used here are discussed.

## 1. はじめに

ホログラフィは1948年にガボールによって光の波面記録技術として発明され、1963年にはリースがレーザ光を用いて実用的なホログラフィ技術の基礎を築いた。その後、白色光源でホログラム画像が表示できるイメージホログラムやレインボウホログラムが考案され、また景色など大きな対象物が撮影できるホログラフィック・ステレオグラム（マルチプレックスホログラムとも呼ばれる）などが開発されている<sup>1)</sup>。

このホログラフィ技術を応用した医用立体画像表示には、ホログラフィック・ステレオグラムと断面多重層記録ホログラムの2つの表示方法が適用されてきている<sup>2)</sup>。ホログラフィック・ステレオグラムについては、1969年に笠原らがまずこの技術を医用画像表示に適用した<sup>3)</sup>。そして1972年のX線CTの出現から医用立体画像表示の検討が活発になり、1976年には国立ガンセンターの池田と東工大の辻内らが中心となって“医用ホログラフィックディスプレイ研究会”を発足させ、1983年に第21回日本医学総会でホログラフィック・ステレオグラムの医用画像を展示した<sup>4)</sup>。その自動ホログラム合成装置が研究組合医療福祉機器研究所で開発された<sup>5)</sup>。

一方断面多重層記録ホログラムは、1983年にヒギンスがX線CT断面画像を用いて断面多重記録ホログラムを発表し<sup>6)</sup>、鈴木もその画像作成を試みている<sup>7)</sup>。1990年代に入り、米国カリフォルニア州のVOXEL社はその技術をシステム化し、「デジタル・ホログラフィ・システム」

を開発した。既に米国ではこのシステムのFDA認可がおりている。

本稿ではこのシステムの紹介すると同時に、ここで用いているホログラフィ技術の特徴について概説したい。

## 2. The Digital Holography™ Systemの構成

VOXEL社のデジタル・ホログラフィ・システムの構成は、自動現像機を内蔵したホログラフィ・カメラの“VOXCAM®”，専用のライトボックスの“VOXBOX®”，そして専用のホログラフィ・フィルム（半切サイズの銀塩フィルム）の“VOXFILM®”などが主要なものである<sup>8)</sup>（Fig. 1）。このシステムでの画像作製の流れは、従来のX線CTやMRIなどのデジタル医用画像の2次元スライス画像を作製する「レーザーイメージャでフィルムに露光し、自動現像機で現像処理した後に、シャウカステン上で画像を観察する」（Fig. 1の下の流れ）とほぼ同様である。すなわち、X線CTあるいはMRIのデジタル画像データをスキャナーからあるいは磁気テープ等から読みこみ、自動現像機を内蔵したVOXCAMでホログラム撮影及び現像処理を行い、VOXBOX上で医用ホログラム画像（本システムではVOXGRAM®と呼んでいる）を観察する（Fig. 1の上の流れ）。このホログラム立体画像はフィルムの前後に15cmほど飛び出し、暗い背景にクリアな白い3次元画像が浮かび上がり、まさに“3次元のX線写真”といえよう。

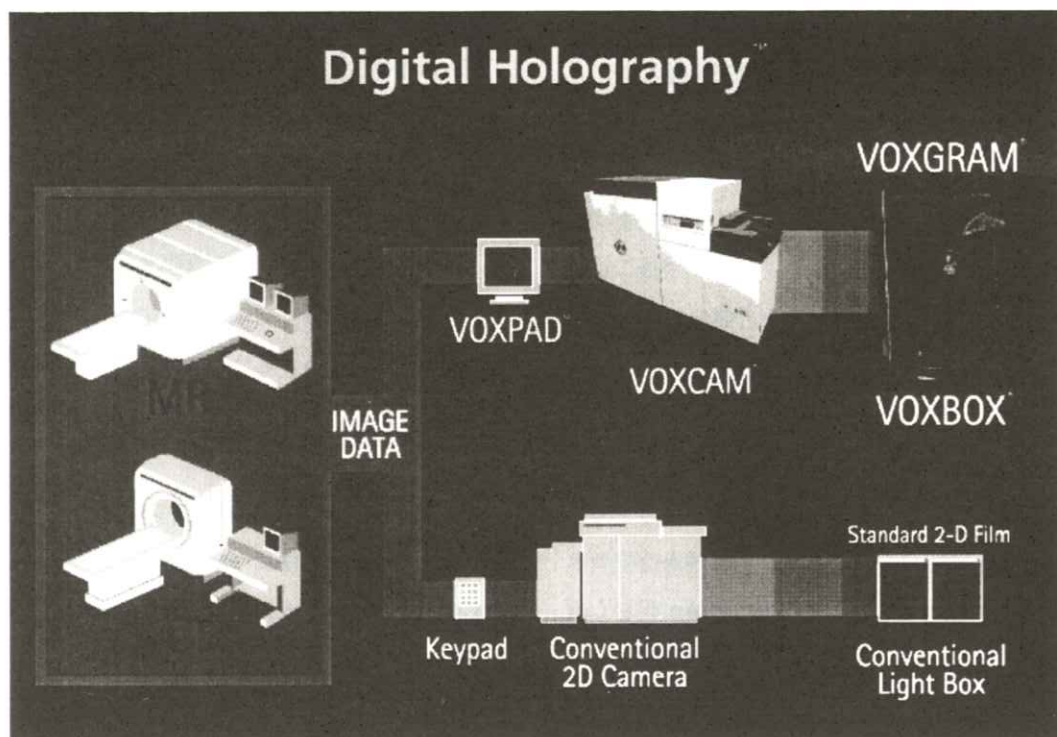
### 3. 本システムの臨床での評価と特徴

本システムは既に米国の約40の医療施設で臨床評価が行われており、150を越す報告や記事が発表されている。例えば骨盤骨折診断において、単純X線写真及びCTとの比較から、本システムの診断では隠れて見えない骨折が発見されるなどの優位性が確認された<sup>9)</sup>。また脊椎への「モクネジ」挿入する手術計画に本システムが有効であることが報告されている<sup>10)</sup>。そしてMRIの頭部血管画像へ適用した時、CRT上でのMIP'sによる立体表示に比較して血管が細ることなく末梢血管までクリアに描写されること<sup>11)</sup>、さらに

超音波画像への応用例が報告されている<sup>12)</sup>。

本システムの特徴は以下のようにまとめられる。

- ①特殊な眼鏡をかけずに前後左右上下の立体視ができ、画像がフィルム前面に飛び出して見えるので、あたかも手で実物を観察するように見える。
- ②ホログラム自身の特性から再生画像の表面から内部を透視することができるので、画像細部の3次元的位置関係を容易につかむことができる<sup>1)</sup>。
- ③観察しているフィルムを裏返すことにより、被写体の観察方向を前後逆にすることができ、被写体の裏側からも見る事ができる。



**Fig. 1** The Digital Holography™ System as it will be used in a typical radiology suite. The Voxcam® and Voxbox® are analogous to conventional two-dimensional cameras and light boxes.

- ④実物大表示では中空に浮かんだ画像に直接に物差しをあてて長さの測定ができ、また実際に用いる手術器具をあてて手術計画を行うことができる。
- ⑤X線CTやMRIなどのモダリティーの異なる3次元画像を重ね合わせて観察することができ、例えば脊椎中に神経が走行する状態を明瞭に確認することができる。
- ⑥スキャンデータ情報を変換や加工なしで用いており、信頼性が高い。

#### 4. 本システムで採用した技術

本システムの最も特徴的なホログラフィ技術は、X線CTやMRIなどのスライス画像を用いてホログラム画像を形成する「断層面多重露光ホログラム (Volumetric multiple exposure transmission holography<sup>10)</sup>)」技術である。かつてこの方法では7~10枚程度のスライス画像の多重露光しかできなかった<sup>13)</sup>。しかし今回この壁を打破して200枚の多重露光を可能にしたことが、本システムのオリジナリティである。

また本システムの表示方法にイメージホログラムを採用した。このことにより、フィルム面上に浮かびあがる3次元画像に直接物差しをあてて、長さ計測をすることができる。更に透過位相型ホログラムを採用することで、再生画像が明るく現像処理安定性の高いホログラムが得られる<sup>14)</sup>。

VOXBOXは、レーザ光源を用いずにハロゲンランプの光源で、明瞭なホログラム画像が得られる設計を行った。

今回、本システム専用のホログラフィ・フィル

ムを開発した。このフィルム設計では、上記の本システムで採用したホログラフィ技術を勘案すると同時に、システムとしての自動化への対応を行った。

ここで、本システムで採用した上記ホログラム作製技術、ライトボックスの構造、そして専用フィルムの設計の考え方について概説する。

##### 4.1 断層面多重露光ホログラムの作製方法

過去に試みられた断層面多重露光では、写真フィルムに焼きつけたX線CT断層画像を用いていた<sup>7)</sup>。本システムにおいては液晶面上の断層画像を直接にアルゴンレーザ光に置き換えて、その画像を実際の距離間隔に対応する位置に移動させながら多重露光を行う (Fig. 2)。すなわち1枚目のスライス画像をレーザ光でスクリーンに投影し、フィルム面上 (VOXGRAM) にホログラム露光 (物体光と参照光を同時に露光) を行う。次にそのスクリーンを一定距離動かして、2枚目のスライス画像を同一フィルム上にホログラム露光の重ね焼きを行う。こうしてスライス画像の間隔を実体の間隔と対応させて、次々と多重露光を行う。

ここで本システムの10画像を越える多重露光を可能とする露光方法について概略説明したい。まず使用するホログラム感材の特性曲線から、最高濃度の10%濃度となるレーザ露光量を得る。その光量で前もってフィルム全面にレーザ露光を行ったあとに、参照光と物体光で弱いホログラム露光を行う。その時に得られる回折効率 $\eta$ から、露光した単位エネルギー当たりの回折効率比 $d\eta/$

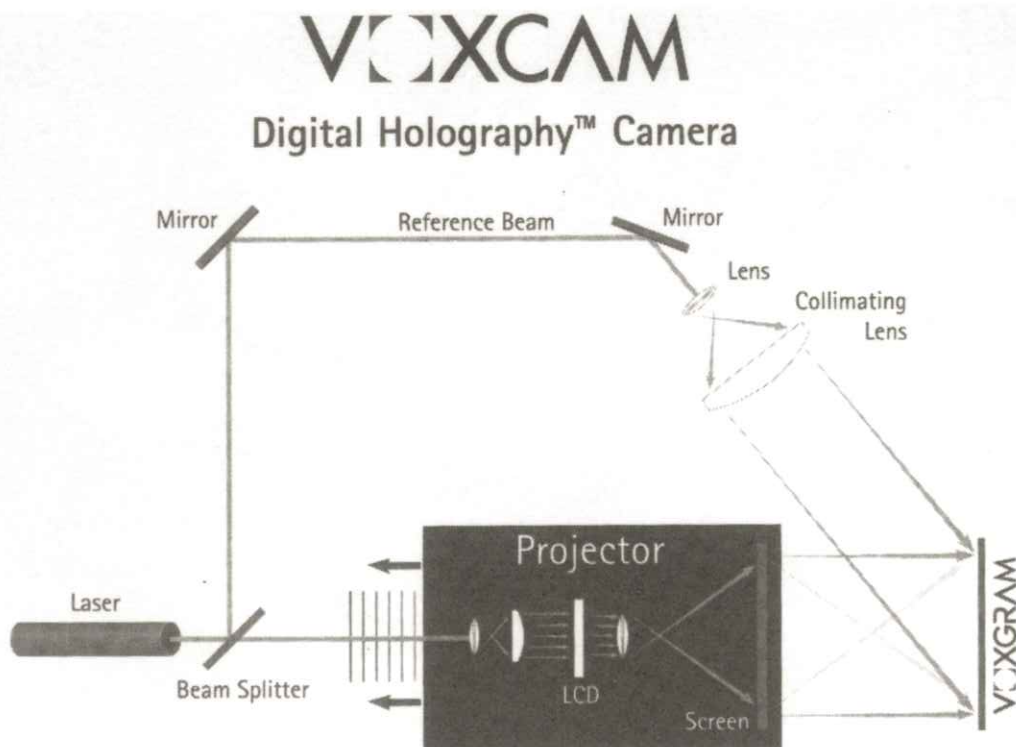
$dE$ を求める。次に最高濃度の20%濃度が得られるレーザ光で前露光を行ったあとに、弱いホログラム露光を行って、回折効率比 $d\eta/dE$ をもとめる。こうして順次、各露光エネルギーでの前露光を行ったあとの単位露光エネルギー当たりの回折効率比 $d\eta/dE$ をもとめてFig. 3を得る。尚、回折効率 $\eta$ は、ホログラムに照射する参照光の強さと、その照射で得られるホログラム再生像を描く回折光の強さの比である。

この曲線の下面積は、回折効率が飽和するまで露光したときに得られる全回折効率に相当する。ここで、 $N$ 個のスライス像を $N$ 回露光してホロ

グラムを作製するとき、 $N$ 個の等面積に曲線の下部を分割し、それぞれの露光エネルギー量で $N$ 回露光すれば各スライスが同じ明るさの立体画像が描かれることになる。このようにして多重露光の露光条件が見出される<sup>15)</sup>。

#### 4.2 イメージホログラムの作製

ホログラム画像がフィルム面から10cm以上離れたところに再生されるものをフレネルホログラムと呼ばれ、フィルム面上に再生画像が形成されるものをイメージホログラムと呼ばれる<sup>16)</sup>。イメージホログラムであるVOXGRAMでは、3



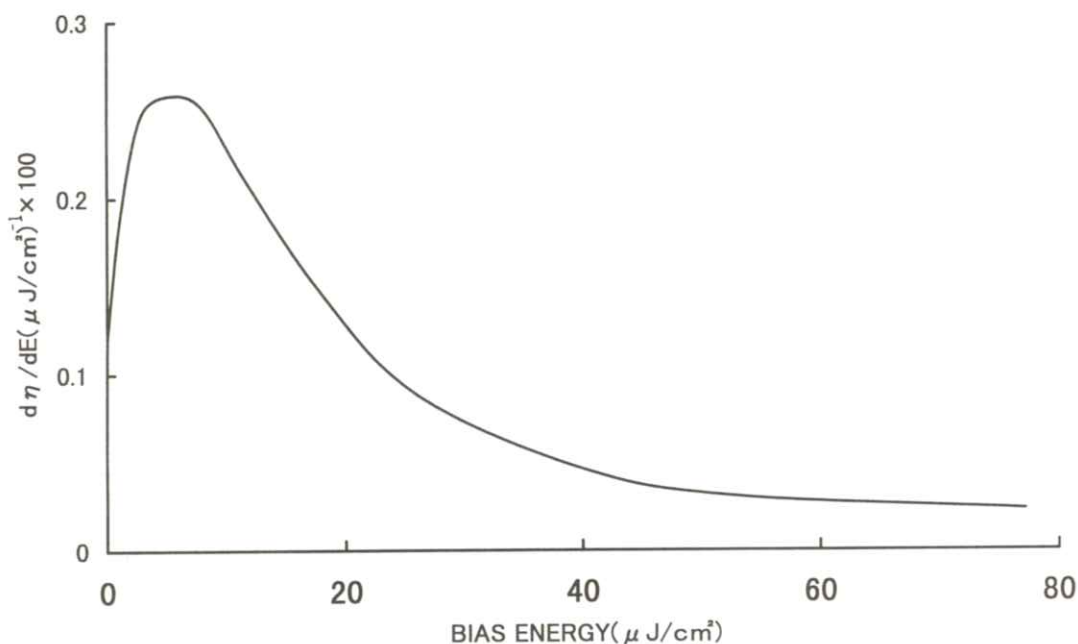
**Fig. 2** Schematic for making a volumetric multiple - exposure hologram of a MR or CT scan (simplified). A hologram of the first slice is made, the projector moves a distance corresponding to the gap between slices, a hologram of the second slice is superimposed, and this is repeated for each slice in the examination.

次元画像の前半分がフィルムから飛出し、後半分がフィルムの後ろに描かれる。本システムではマスターホログラムとしてフレネルホログラムが多重露光で得られ、そしてこのマスターホログラムを用いてイメージホログラムであるコピーホログラムが得られ、これをVOXBOX上で観察する。この2度のホログラムの作製は、自動現像機内蔵のVOXCAM内でコンピュータ制御によって自動的に行われる。本システムでは多重露光で得られたマスターホログラムを用いて簡単に多数のコピーホログラムを複製することができる。

#### 4.3 ライトボックスの構造

Fig. 4 に示すように、VOXBOXはハロゲンランプの光源を用い、この光を平行光にするフレネルレンズ、本システム用の回折格子、そしてルーバーから構成される。ルーバーは回折格子によって回折しない0次の直進光を遮光し、斜め下方向の1次回折光を通過させてホログラムに照射させる。

イメージホログラムでは、画像はフィルム上に再生される。このときフィルム面近傍では白色光源でも画像は鮮明であるが、再生画像がフィルムから離れると透過光が虹状に色分解され、画像に



**Fig. 3** The variation in diffraction efficiency  $d\eta$  for a faint probe grating recorded on a holographic film pre-exposed with bias energy  $E$ . Note that the curve extends until the film is holographically saturated, that is, until a level at the highest bias energy where subsequent gratings reach a predetermined minimum value. The area under the curve corresponds to the total energy applied to the film until its diffraction efficiency is saturated.

ニジミが生じる。本システムでは以下の方法でこの画像のニジミを解消した。

ライトボックス内の回折格子で平行光の白色光は虹色にまず分解される。回折する角度は回折格子のピッチ間隔と入射する光の波長に依存し、すなわち赤色光は回折角度が大きく、青色光の回折角は小さい。ここで用いられる回折格子はVOXGRAMを作製するときと同じ参照光の角度と同じ波長のレーザ光で作製する。したがってボックス内の回折格子で虹色に分解された白色光は、次にVOXGRAMでそれぞれの波長に依存して逆方向に回折されることにより、もと白色光

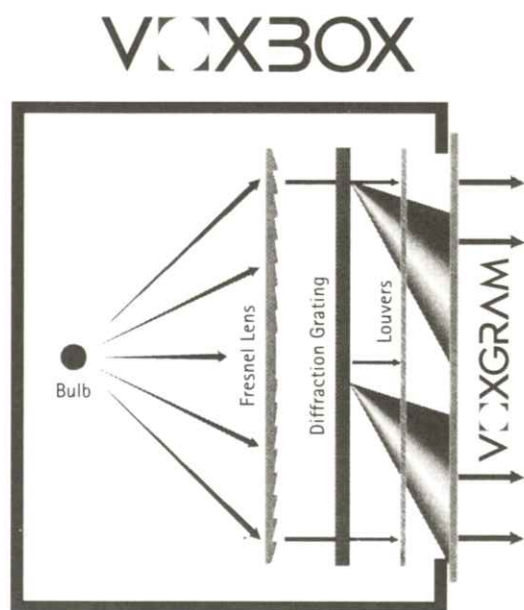


Fig. 4 Schematic for the prototype Voxbox, a white - light viewer for holograms (simplified). Holographic light box optically reconstructs the full aperture hologram with ordinary white light.

にもどる。こうしてVOXBOXに掛けたVOXGRAMで虹色のニジミのない白色の鮮明な3次元画像が観察される。

#### 4.3 専用ホログラムフィルムの設計の考え方

ノイズが少なく回折効率の高い画像（明るい再生像）をえるために、ハロゲン化銀粒子の粒径分布の狭い単分散乳剤を採用した<sup>8)</sup>。そして多重露光を行っても感度の低下の少ないハロゲン化銀乳剤の高感度化と、安定な自動現像処理性を付与するための最適な乳剤膜厚設計を行った。本専用フィルムは従来のX線フィルムに用いられている175ミクロンの厚さのポリエステルベースを用いた半切サイズのフィルムであり、取扱いは従来のX線フィルムと全く同様に行うことができる。VOXGRAM内での自動搬送に耐えうるようにフィルムの裏面はマット加工を行っている。なお、本システムで得られたホログラムの画像保存性は、従来のX線フィルムの画像保存性と同等以上である<sup>17)</sup>。

## 5. おわりに

ヘリカルCTの出現以来、医用画像の立体表示は急速に展開しつつある。本システムで採用しているホログラム表示は“理想的な3次元表示技術”ともいわれている<sup>18)</sup>。今回紹介したVOXEL社のホログラム技術の源流は古いものではあるが、10回以上の多重露光を達成し、そしてコンピュータ制御システムによって、画像データの受け取りからホログラム画像作製までの時間を約20分まで短縮した。本ホログラム技術

の医療領域での貢献を期待したい。

## 文 献

- 1) 久保田敏弘：ホログラフィ入門 第1版，朝倉書店，東京(1995)
- 2) 鈴木正根，関一寿，斉藤隆行：電子通信学会技術報告，画像工学，IE-77，p.21(1977)
- 3) T.Kasahara and Y.Kimura: Japan J. Appl. Phys., **8** 124(1969)
- 4) 池田茂人：映像情報 (M)，p.1128(1979)
- 5) 辻内順平：ホログラフィ 第1版，裳華房，東京(1997)
- 6) H.T.Higgins: British J. Photogr., **21** 1111 (1983)
- 7) M.Suzuki, M.Kanaya and T.Saito: SPIE Appl. Holography, **523** 38(1985)
- 8) 本田凡, S.J.Hart and R.J.Rankin: Optics, No.217, 125(1997)
- 9) D.D.Robertson et al.: J. Computer Assisted Tomography, **19** 967(1995)
- 10) E.C.Benzel et al.: Neurosurgery, **37** 711 (1995)
- 11) J.Hunter et al.: Proceedings of the Am. Soc. XV Symposium Neuroradiology, Neuroradiology 37 - Supplement, 69 (1995)
- 12) M.A.Vannan et al.: J. Am. Soc. Echocardiography, **8** 567(1995)
- 13) 笠原正：テレビジョン，**26** 983(1972)
- 14) H.I.Bjelhagen: "Silver - Halide Recording Materials for Holography

and Their Processing" 2nd ed., Springer, New York(1994)

- 15) S.J.Hart: WO 94/12913
- 16) 辻内順平編：ホログラフィックディスプレイ 第2版，産業図書，東京(1993)
- 17) 本田凡，永島利晴，高橋成明：日本写真学会誌，**61** 98(1998)
- 18) 辻内順平：Medical Imaging Technology, **16** 90(1998)

## 【補 足】

本稿をより理解して戴くために，ホログラフィについて若干補足をしておきたい。詳しくは参考文献にあげた1)5)14)16)などの専門書を参照願いたい。

### 1. ホログラムの露光とホログラフィフィルムの解像力

ホログラム画像を記録するには，レーザ光源からのレーザビームを2つの光路に分け，一つのレーザ光を感光材料に参照光として斜め方向から照射する。もう一つのレーザ光を被写体に照射して，その被写体から反射してくる球面波のレーザ光が物体光として感光材料に照射する(Fig. 5)。この光路の異なる二つのレーザ光が重なり，その光路長差による光の位相差から，互いに強め合いそして弱め合うことで干渉縞が形成する。

この干渉縞が感光材料に露光され，現像処理後により画像情報が記録される。干渉縞の間隔は $1\mu\text{m}$ 以下から数 $\mu\text{m}$ であり，この値の逆数をと

ればこの干渉縞を記録するハロゲン化銀フィルムの解像力は1000本/mm以上を必要することが理解できる<sup>16)</sup>。したがってホログラフィフィルムに用いている乳剤のハロゲン化銀粒子は、カラーフィルムやX線写真フィルムに用いられているハロゲン化銀粒子より1~2桁小さい粒径である。

## 2. 画像の再生

光は波としての性質をもっているので、光が空間中を伝播中に障害物にあたると、その陰の部分に回りこむ現象が生じる。これを光の「回折」と呼んでいる<sup>5)</sup>。ここで数 $\mu m$ 幅のスリットが周期的に並んだ格子（回折格子）を光が通過すると、光の回折現象に起因して、光の進行方向がこの格子によって曲げられる。この曲がる角度は入射する光の波長と回折格子のスリット幅によって決定

# CONVENTIONAL HOLOGRAPHY

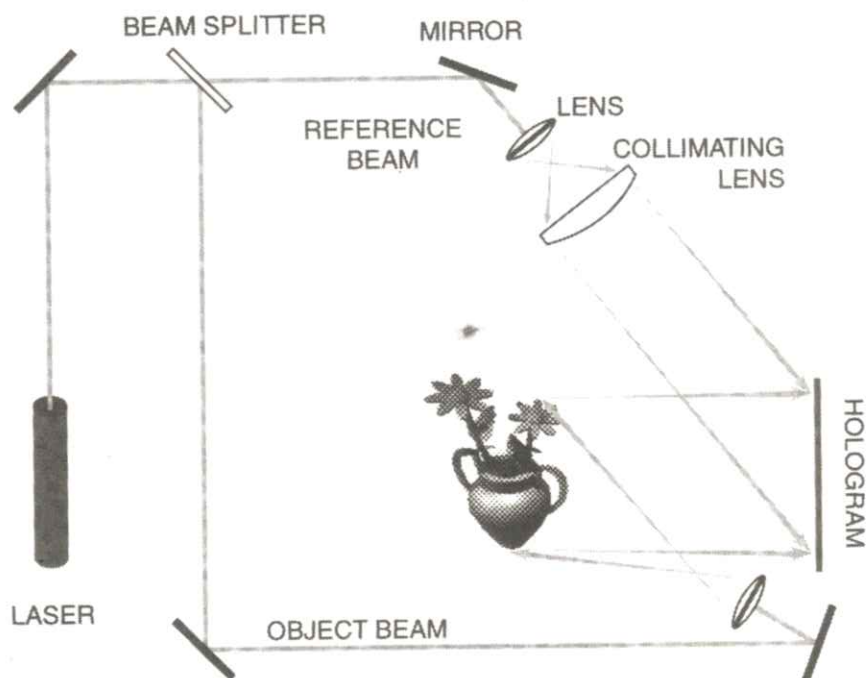


Fig. 5 Conventional holography schematic. A conventional hologram is produced by splitting an incident coherent laser light source into reference and object beams. The reference beam projects directly onto the holographic film, whereas the object beam diffusely reflects off the object and then onto the holographic film, creating interference pattern.

される。

ホログラムでは連続的に  $1\ \mu m$  から数  $\mu m$  に変化する幅をもつ干渉縞が形成され、回折格子と同様の作用を示す。すなわち参照光をホログラムに照射すると、干渉縞によって照射光の進行方向が露光時の物体光と同じ進行方向に曲げられる結果、3次元画像が再生される<sup>16)</sup>。

### 3. 透過型ホログラムと反射型ホログラム

ホログラム露光において、フィルム面に対して物体光と参照光が同じ方向から露光する方法と、フィルムの前後の互いに異なる方向から露光する方法とがある。画像を再生する時に、前者は観察者に対してフィルムの後ろから参照光をあてて、透過してくる回折光による画像を見ることから「透過型ホログラム」といわれ、後者は観察者と同じ方向から光をあてて、反射してくる光の回折光による再生像を見るので、「反射型ホログラム」と呼ばれている。この相違は乳剤層中に干渉

縞を形成する角度に起因する。即ち透過型ホログラムの場合は干渉縞がフィルムベースに対してほぼ垂直方向に形成し、反射型ホログラムの場合にはフィルムベースにほぼ平行して形成する(Fig. 6)。

ここで銀塩ホログラフィフィルムは、現像処理後に乳剤層が収縮する<sup>14)</sup>。この時、反射型の場合は現像処理後に干渉縞の幅が狭くなる一方、透過型の場合はほとんど変化しない。干渉縞は回折現象と直接に結びついていることから、処理後に干渉縞の幅が変化しにくい透過型のほうが、反射型より処理安定性に優れているといえよう。

### 4. 位相型ホログラムと振幅型ホログラム

ホログラム露光後の現像処理の方法によって、位相型あるいは振幅型のホログラムに分けられる。位相型は干渉縞が「ハロゲン化銀粒子」で構成され、振幅型は「現像銀」で構成される。後者の振幅型は、従来のX線写真など黒白写真と同様に「現像／定着／水洗」という処理でホログラムが

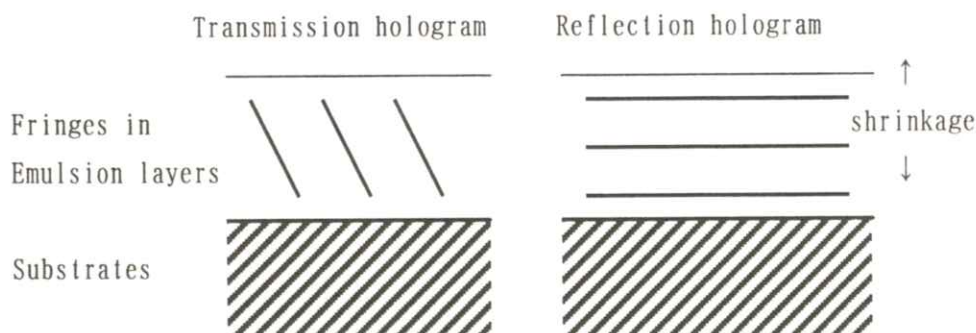


Fig. 6 Schematic for cross sections of emulsion layers in transmission and reflection holograms. The spaces of fringes in reflection hologram are easily changed by shrinkage after developing process.

得られる。前者の位相型の場合は、現像までは同じであるが、そのあとに現像銀を漂白処理で取り去って、ハロゲン化銀粒子の干渉縞が残される<sup>14)</sup>。

位相型の場合はハロゲン化銀粒子とそれを取り囲むゼラチンとの光の屈折率の差によって進行する光の位相差で回折現象が生じ、振幅型は現像銀とその回りのゼラチンとの進行する光の吸収差、つまり振幅の差で回折現象が生ずる<sup>16)</sup>。位相型の場合は照射光が銀粒子によって吸収されない。つまり回折効率の高い、すなわち明るい再生画像が得られる。

## 5. 回折効率 $\eta$

再生像の明るさを表すパラメーター。画像再生するためにホログラムに照射する参照光の強度( $I_R$ )と、それによって再生される画像の光強度( $I$ )との比率。に位相型ホログラムでは数10%であり、振幅型ホログラムでは高々数%と言われる<sup>16)</sup>。

$$\eta = \frac{I}{I_R} = \frac{\text{再生されたホログラム画像の光強度}}{\text{再生するための照射光の強度}}$$

[研究速報]

## 遺伝的アルゴリズムによるファジィ推論の最適化とその医用画像への適用

蔡 篤儀, 渡邊 伸司\*, 小島 克之\*\*, 高木 規宏\*, 富田 政明\*\*\*

岐阜工業高等専門学校電気工学科

〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

\*岐阜工業高等専門学校専攻科電子システム工学専攻

〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

\*\*浜松大学経営情報学部経営情報学科

〒431-2102 浜松市都田町1230番地

\*\*\*平田病院

〒511-0068 桑名市中央町1-32

(1998年6月21日, 最終1998年9月2日受理)

## A Method for Optimization of Fuzzy Reasoning using Genetic Algorithms and Its Application to Recognition of Medical Images

Du - Yih TSAI, Shinji WATANABE\*, Katsuyuki KOJIMA\*\*,  
Norihiro TAKAGI\* and Masaaki TOMITA\*\*\*

Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology

Motosu - gun, Shinsei - cho, Gifu, 501 - 0495, Japan

\*Course of Electronic System Engineering,

Advanced Course for Engineering, Gifu National College of Technology,

Motosu - gun, Shinsei - cho, Gifu, 501 - 0495, Japan

\*\*Department of Administration and Informatics,

Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu

1230, Miyakoda - cho, Hamamatsu - shi, Shizuoka 431 - 2102, Japan

\*\*\*Hirada Hospital

Chuou - cho, 1 - 32, Kuwana - shi, Mie 511 - 0068, Japan

(Received June 21, 1998, in final form September 2, 1998)

We describe a method for optimizing the membership functions (MSF's) of fuzzy rules using genetic algorithms (GA's) and apply this GA-based fuzzy reasoning to discriminate heard diseases from echocardiograms. The method is to use Gaussian-distributed MSF's obtained from texture features of the echocardiograms. The standard deviations of the MSF's acting as parameters are optimized through training process using the GA. In the GA-based training, a two-step fitness function for selection phase is employed in order to increase the accuracy of the classification. The results of our experiments are very promising.

## 1. はじめに

ファジィ理論がアメリカのZadehによって1965年に提案されてから30年以上になる。その応用分野も多岐にわたり、ファジィ理論の医療分野への適用の試みも行われている<sup>1)</sup>。

われわれは、これまで行ってきたニューラルネットワーク(以下, NN)による画像識別手法<sup>2)</sup>の性能比較評価のため、ファジィ推論を用いた識別手法を試みている。このファジィ推論による画像判別法は、処理時間が短く、判別結果もNN手法と同等であったが、ファジィ・ルールのメンバーシップ関数に正規化されたガウス分布を用いているため、分布の端の周辺にある症例が誤認識されやすいという問題点があった。

そこで本研究では、この問題点の解決を念頭においた判別率の向上を目的として、最適探索法として知られている遺伝的アルゴリズム(以下, GA)によるガウス分布型メンバーシップ関数の最適化の方法を提案する。また、この手法を医用画像に適用してその有効性を明らかにする。さらに、従来の手法と比較し検討する。

## 2. GAによるメンバーシップ関数の最適化

### 2.1 メンバーシップ関数

本研究では式(1)に示すような、ガウス分布型メンバーシップ関数を用いる。

$$f(x) = \exp \left\{ -\frac{1}{2} \left( \frac{x - \mu}{\sigma} \right)^2 \right\} \quad (1)$$

ただし、 $\mu$ は平均値で、 $\sigma$ は標準偏差である。式(1)から明らかとなり、あるカテゴリーに属する多数の画像データから抽出した、ある特徴量の平均および標準偏差がわかれば、Fig. 1に示すようなファジィ・ルールのメンバーシップ関数を決定することができる。しかしながら、画像デー

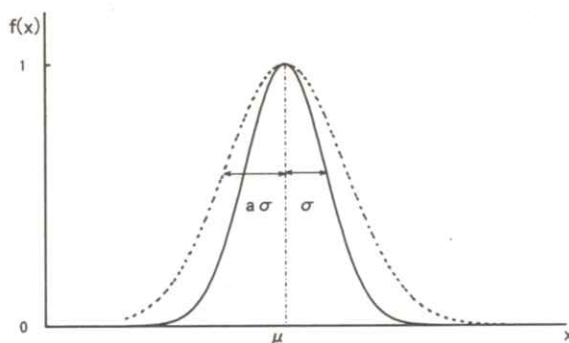


Fig. 1 Gaussian-distributed membership functions, where  $\mu$  and  $\sigma$  are mean and standard deviation.

タ数が限られている場合は、このメンバーシップ関数で、必ずしも同一カテゴリーの特性を完全に反映できない。そこで、本研究では、式(2)に示すように、標準偏差に係数 $a$ をかけることによって、メンバーシップ関数の幅を、GAに基づく学習法で調整し最適化する。

$$f(x) = \exp \left\{ -\frac{1}{2} \left( \frac{x - \mu}{a\sigma} \right)^2 \right\} \quad (2)$$

## 2.2 ファジィ・ルールの遺伝子コード化

本研究では簡略化ファジィ推論法<sup>3-5)</sup>を用いる。簡略化ファジィ推論法におけるファジィ・ルールの例を式(3)に示す。

$$\begin{aligned} \text{Rule } i: & \text{ If } x_1 \text{ is } a_{i1} \text{ and, } \dots, \\ & \text{ and } x_M \text{ is } a_{iM} \text{ then } y \text{ is } w_i. \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、 $i$  ( $i=1, 2, \dots, M$ ) はルール番号、 $x_1, \dots, x_M$  はファジィ推論への入力変数、 $y$  は推論出力、 $a_{i1}, \dots, a_{iM}$  は各入力変数について定義されたファジィ・ラベルである。また、 $w_i$  はファジィ・ルール後件部実数である。

ファジィ・ラベルはFig. 2に示すようにして、遺伝子(または個体)を構成する。 $N$ 個のルールがあって、それぞれのルールに $M$ 個のメンバーシップ関数を用いているのであれば、図に示

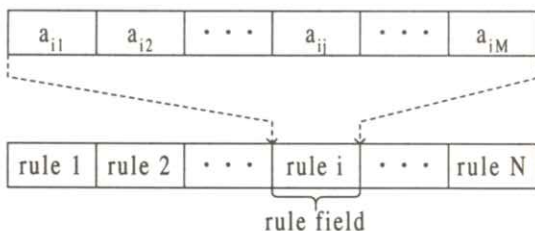


Fig. 2 Configuration of an individual consisting of  $N$  fuzzy rules.

しているように、1列にして、これを一つの遺伝子とすることができる。この一つの遺伝子の中に $M \times N$ の染色体が存在する。本研究では各染色体を一つの変数と考える。また各変数を8 bitsとする。

## 2.3 GA操作

GAは基本的にGenerate - and - Test型のアルゴリズムで、3種類の遺伝的操作、すなわち選択、交叉、および突然変異を使用する<sup>6)</sup>。また、GAの処理手順は、(1)初期集団の生成、および(2)終了条件が満たされるまでのループ、すなわち(a)適応度の評価、(b)選択、(c)交叉、および(d)突然変異となる。ここでは、初期集団として、乱数を用いて200個の遺伝子を生成する。また、複数評価関数を用いて遺伝子の適応度を算出して優良遺伝子を選択する。さらに、各染色体ごとに1点交叉を行う。また、突然変異は10%の確率で発生させる。さらに、50世代まで繰り返す。以下に、新しい世代の遺伝子の選択手順を示す。

- (1)親個体群(200個)のうち、適応度の上位160個を親として交叉させ、次世代の子160個を生成し、残りの40個は淘汰される。
- (2)親とした160個の遺伝子(個体)のうち、上位40個は次世代の個体群に加わる。

## 3. 医用画像への適用

### 3.1 方法

提案した最適化手法の応用例の一つとして、心疾患自動判別システムを構築した。ここで用いた対象画像は、ヒトの心臓超音波画像45例で、そ

の内訳は正常23例，拡張型心筋症（DCM）12例，肥大型心筋症（HCM）10例である。本実験ではDCMとHCMをまとめて異常カテゴリーとし，正常と異常の2種類のカテゴリーを扱う。これらの画像は超音波診断装置SSH-160A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は2.5MHzの，送受信とも1個のプロープで，検査法は経胸壁Bモード心エコー法である。各症例は，あらかじめ診断医によって正常，DCM，HCMのどれかに分類されている。一つの症例につき収縮末期と拡張末期の画像が2枚あるが，判別実験ではこれら2枚の画像から1枚の合成画像を作成し実験に使用した。収縮末期と拡張末期の画像の同位置の輝度を比較し，高い方を合成画像のその位置における輝度とする<sup>7)</sup>。Fig. 3に実験で使用した超音波画像の1例を示す。(a)は収縮末期，(b)は拡張末期，そして(c)はその合成画像である。合成画像から濃度共起行列を作成して4種類の統計的特徴量，すなわち2次モーメント，コントラスト，相関，エントロピーを抽出した<sup>8)</sup>。

Fig. 4にGAによるメンバーシップ関数の最適化の手順を示す。まず，学習用画像から得た特

徴量の平均値および標準偏差を用いてメンバーシップ関数を作成する（このとき係数 $a=1$ とみなす）。次に200個の遺伝子（被最適化係数 $a$ ）をランダムに作る。ここで，各係数 $a$ は8bitsで表現する。そして，評価関数を用いて遺伝子の適応

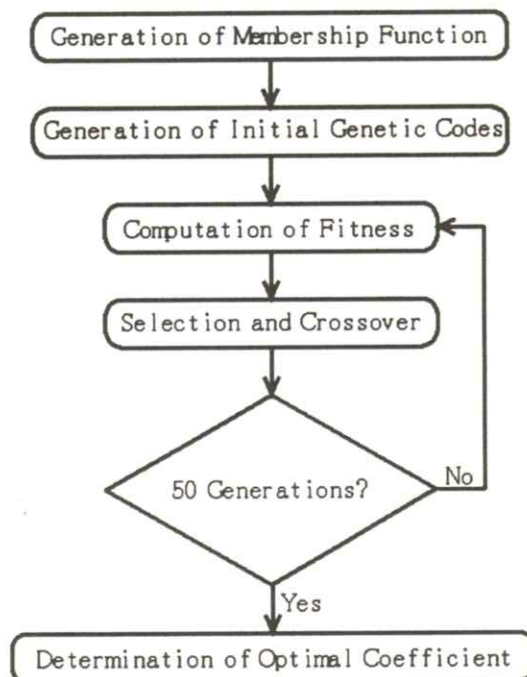


Fig. 4 Procedure of optimization using genetic algorithms.

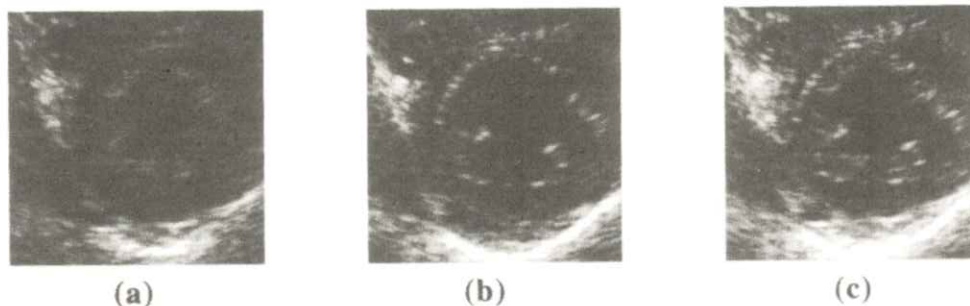


Fig. 3 An example of echocardiograms. (a) end - systole, (b) end - diastole and (c) composite images.

度を算出した後、1点交叉と突然変異を行う。このようにして同様のことを50回繰り返す。最後に、もっとも適応度の高い遺伝子の染色体を最適解とする。最適化したメンバーシップ関数を用いて、自動判別システムを構築する。Fig. 5に示すように、判別用データを判別システムに入力し、max-min合成法で判別を行う<sup>9)</sup>。例えば、ある未知データを入力したとき、図のように正常の確信度(ファジィ・ルールの後件部の値)が0.2、異常の確信度が-0.4になったとする。この場合、両者の絶対値を比較し、認識用の未知データは異常であると判別する。

本研究では以下に示す二つのcaseについて、それぞれ実験1と2を行う。

case1: 式(2)の $a$ は全て1とし、最適化はしない。

case2: 最適化を行う。

#### 実験1

- (1) 45例の超音波画像から1例を取り出し、判別用データとする。残りの44例を学習デ

ータとして、メンバーシップ関数を作成する。

- (2) case1では、係数を全て1とし、case2ではGAによる最適係数を求める。
- (3) 得た最適係数で最適メンバーシップ関数の形を決定する。
- (4) 判別用画像データを正常と異常のどちらかに分類する。
- (5) 残りの44例についても同様の処理を行い、平均判別率を求める。

#### 実験2

- (1) 45例のデータを学習用データ24例と認識用データ21例に分ける。
- (2) 実験1と同様。
- (3) 実験1と同様。
- (4) 実験1と同様。
- (5) 同様の処理を50回行い、平均判別率と標準偏差を求める。

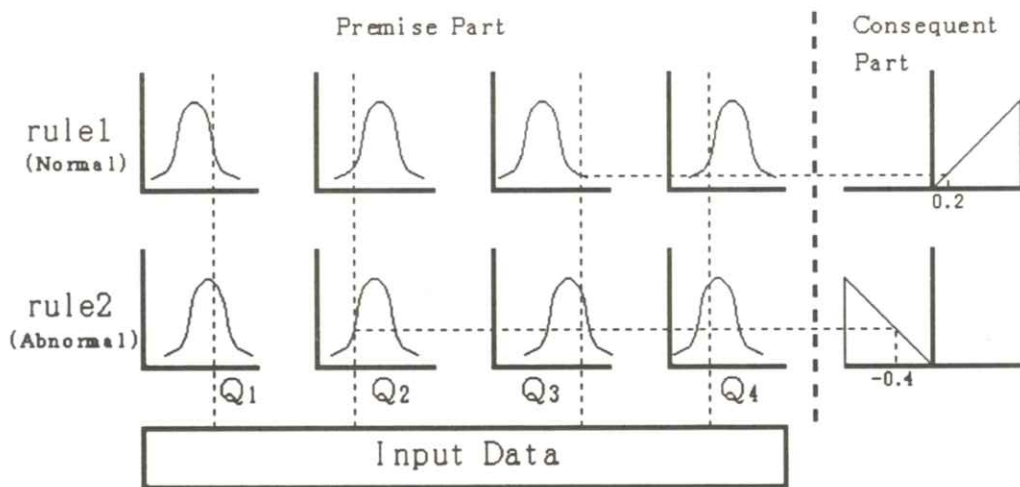


Fig. 5 Fuzzy reasoning using eight Gaussian - distributed membership functions.

### 3.2 実験結果

**Tabel 1** に実験 1 と 2 における判別率を示す。表中の MAX, MEAN, SD は、それぞれ実験 2 の場合の最大判別率、平均判別率、標準偏差である。実験 1 において、GA による最適化を行わない場合は 93.7% であったが、GA による最適化を行った場合、97.8% まで判別率が向上した。実験 2 においても同様の傾向がみられ、GA による最適化を行わない場合と行う場合の平均判別率は、それぞれ 90.5% と 95.6% であった。実験 1 が実験 2 より少し良くなる理由として、実験 1 での学習例が多いことが考えられる。また、case 2 が、case 1 に対し 4 ～ 5% の判別率の向上は、コンピュータ支援診断システムの実用化の面から意味のあることと言える。これらの結果から、GA によるメンバーシップ関数の最適化は、有効であることを示唆した。

### 4. ま と め

本論文では、GA によるファジィ推論の最適化の一手法を提案した。そして、本手法を心疾患の自動判別システムに適用し、その有効性を明らかにした。本手法の特徴としては、(1)ファジィ・ルールの前件部のメンバーシップ関数に正規分布

を用いたこと、そして、(2)GA 操作で、複数評価関数を用いて遺伝子の適応度を算出して優良遺伝子を選択したこと、等が挙げられる。今後は三つ以上のカテゴリーへの対応や、簡略化したファジィ・ルールの後件部のメンバーシップ関数の再検討を行う必要がある。

### 文 献

- 1) 有田清三郎：メディカル・ファジィのはなし（日刊工業新聞社・東京1992）
- 2) 渡邊伸司，蔡 篤儀，小島克之，他：信学技報 **DSP97-187** 39(1998)
- 3) 菅野道夫：ファジィ制御（日刊工業新聞社・東京 1996）
- 4) 前田幹夫，村上周太：計測自動制御学会論文集 **24** 191(1988)
- 5) 大木 誠，森山敏明，大北正昭：信学論(D-II) **J81-D-II** 127(1998)
- 6) 北野宏明：人工知能学会誌 **7** 26(1992)
- 7) D. - Y. Tsai and M. Tomita：IEICE Trans. Fundamentals **E78-A** 589(1995)
- 8) D. - Y. Tsai and M. Tomita：IEICE Trans. Fundamentals **E78-A** 1649(1995)
- 9) 寺野寿郎，浅居喜代治，菅野道夫：ファジィシステム入門（オーム社，東京 1987）

**Table 1** Classification rates.

|        | Classification rate(%)<br>* (Experiment 1) | Classification rate(%)<br>(Experiment 2) |      |     |
|--------|--------------------------------------------|------------------------------------------|------|-----|
|        |                                            | MAX                                      | MEAN | SD  |
| case 1 | 93.7                                       | 90.5                                     | 90.5 | 0   |
| case 2 | 97.8                                       | 95.8                                     | 95.6 | 0.8 |

SD: standard deviation

## 画 像 の 適 応 圧 縮

樋口 清伯

大阪産業大学情報システム工学科

〒574-8530 大阪府大東市中垣内3-1-1

(1998年6月21日、最終1998年8月3日受理)

## Adaptive Comperssion Scheme for Multi-valued Images

Seihaku HIGUCHI

Department of Information Systems Engineering, Osaka Sangyo University

3-1-1 Nakagaito, Daitoshi, Osaka 574-8530

Yamadaoka 2-15, Suita, Osaka 565-0871, Japan

(Received June 21, 1998, in final form August 3, 1998)

To realize the data compression scheme for multi-valued images, each pixel value is expressed with binary code. Several binary codes such as the natural binary code, folded binary code and Gray code are widely known. In particular, Gray code where each pair of adjacent codewords differ in one bit position, has the useful properties.

In this paper, Gray code is discussed in order to realize the adaptive data compression algorithm. The most left bit of codeword represents whether the ammount of remaining bit is the expression to its compliment in the mean of natural binary code or not. Along the same way, successive bit is also obtained. Therefor upper order bit has the information about the amplitude of the remaining lower order bits.

We derived the adaptive compression procedure based on above properties. Smulation studies were carried out for girl image(SIDBA) and X-ray image to show the effectiveness of our approach.

## 1. はじめに

画像データの圧縮を考える際には、可逆なタイプと非可逆なタイプの二つに分けられる。可逆とは圧縮されたデータから元のデータが歪みなく復元されることであり、非可逆とは許容される範囲内の歪みを認めた復元といえる。前者は診断に用いる医用画像や各種の物理計測で得られたデータに対し適用され、僅かな歪みによる誤診断や誤判断による危険性を回避するための手法であり、後者は制度の劣化につながるが、視覚的に十分耐え得るあるいは分解能の観点から必要以上の情報を要求しないという手法である。

一般にデータ圧縮はデータ間に大きな依存性（強い相関）がある時に可能である。この依存性を抽出しモデル化できると、効率よい圧縮ができ、逆にこれが見抜けなときにはランダムな画素値をそのまま用いることで好結果は期待できない。

実際に圧縮するときに用いられる手法についても二つに分けて考えることができる。<sup>1)</sup>

### 1) 画像生成のモデルを用いる圧縮

この範疇には画像を2次元定常確率場における実現値とみて結合確率密度関数を導入し、圧縮手法を導く、特にマルコフ場はよく用いられている。また画像を構成する要素（建物、道路、河川、人物等）に注目し、これらのもつ幾何学的な特徴を取り入れた圧縮手法も研究されている。

### 2) 変換を利用した圧縮

コサイン変換、KL (Karhunen Loeve)変換、ウェーブレット変換等により画像のもつ周波数あ

るいは固有関数に対する係数を効率よく特定の数少ない成分に集中させ圧縮する手法である。

本論文では、可逆な圧縮を採り上げ、上記1)の手法に基づく圧縮手順を提案する。

以下2. ではグレイコードを見直すことにより多値画像（ビットプレーン）への変換過程を説明し、3. では前章で得たビットプレーンを利用した適応化について述べ、4. は圧縮のシュミレーションとその検討である。

## 2. 多値画像の2値画像への変換

各画素は8ビット、したがって10進で0から255までの値をとるものとする。この数をグレイコードに変換する過程を説明し、その意味について考える。Fig. 1は具体例（画素値は185）による変換過程を示している。Fig. 1において、0,1からなる2進数の右側カッコ内の数はその10進での値を表している。以下の記述においても同様である。さらに右の2のべき乗は以下の説明に用いる閾値である。先ず第1行は考えている画素値が185なので、その自然2進表現である。最左ビットが1なので、この値は閾値128 ( $=2^7$ ) 以

|                 |           |           |
|-----------------|-----------|-----------|
| 1 0 1 1 1 0 0 1 | ( 1 8 5 ) | $2^7$     |
| 1 0 0 0 1 1 0   | ( 7 0 )   | $2^6$     |
| 1 1 1 0 0 1     | ( 5 7 )   | $2^5$     |
| 0 0 1 1 0       | ( 6 )     | $2^4$     |
| 0 1 1 0         | ( 6 )     | $2^3$     |
| 1 1 0           | ( 6 )     | $2^2$     |
| 0 1             | ( 1 )     | $2^1$     |
| 1               | ( 1 )     | $2^0$     |
| binary          | decimal   | threshold |

Fig. 1 Encode process to Gray codeg

上であることを示している。最左ビットが1のときは、残りの低位7ビットの0と1を反転し第2行とする。これは10進で70である。この計算は

$$\begin{array}{r} 11111111 \text{ (255)} \\ -10111001 \text{ (185)} \\ \hline 01000110 \text{ (70)} \end{array}$$

であり $2^7$ 以上の時は超過分 $185-2^7$ の値だけ $2^7-1$ から差し引いたことに相当する。つまり

$$2^7 - 1 - (185 - 2^7) = 255 - 185 = 70$$

であり、 $2^7$ を超える部分を127と128の間を軸として反転したことになる。続いて第2行から第3行へは、上記の説明における閾値 $2^7$ を $2^6$ と置き換えて導かれる。ところで第4行の最左ビットが0であるため閾値16( $=2^4$ )を超えていないので何ら操作せずに次の行に送る。以上の手順で求めた各行の最左ビットを並べた

$$11100101$$

が求めるグレイコードである。<sup>2)</sup>なおこの導出過程を辿れば隣り合う2数のグレイコードのハミング距離は1であるという性質がでる。この手法をパスカル風の手続きで記述し付録とする。このFig. 1の導出過程からも説明できる簡便な求め方として以下の方法が知られている。

$b_i$  は0あるいは1とし、自然2進のビット列を

$$b_{n-1} \ b_{n-2} \ \cdots \ b_0 \quad (1)$$

と表したとき、次式で $g_i$ を求める。

$$g_{n-1} = b_{n-1}$$

$$g_{i-1} = b_i \oplus b_{i-1} \quad (i = n-1, n-2, \dots, 1) \quad (2)$$

ここに $\oplus$ は排他的理論和を表す。このときビット

列

$$g_{n-1} \ g_{n-2} \ \cdots \ g_0$$

がグレイコードを与える。また逆に

$$b_{n-1} = g_{n-1}$$

$$b_{i-1} = g_i \oplus g_{i-1} \quad (i = n-1, n-2, \dots, 1)$$

により自然2進を得る。

グレイコードがデータの反転操作の繰返しで求められることを詳しく説明した。この中間操作がデータ圧縮に有効に働くことを以下3.において説明する。

### 3. 圧縮方式の導出

画像は二次元的な広がりをもつが、左上から右上へサンプリングしていき、順次下方へ走査を移して離散的二次元( $N, M$ )データを得る。

各画素は256レベル(8ビット)とすれば( $i, j$ )要素 $v_{i,j}$ は

$$v_{i,j} = \sum_{k=0}^7 b_k^{i,j} 2^k \quad (3)$$

と表せる。ここで $b_k^{i,j}$ は0あるいは1である。対応

$$v_{i,j} \Leftrightarrow \{b_k^{i,j} \mid 0 \leq k \leq 7\} \quad (4)$$

において、左から右への対応付けを符号化、右から左への対応付けを複号化という。式(4)は自然2進表示との対応を表しているが、先に導入したグレイコードについても、式(3)と表現したときには

$$b_k^{i,j} = g_k^{i,j} \quad (k=0, 1, 2, \dots, 7)$$

とする。 $g_k$ の添え字( $i, j$ )は( $i, j$ )要素を対象としていることを特に示すためにつけてある。

$$\{b_k^{i,j} \mid 1 \leq i \leq N, 1 \leq j \leq M\}$$

は0,1からなる2次元配列で $k$ 次ビットプレーン

という。

まず自然2進のビットプレーンの一部をFig. 2に示す。Fig. 2(a)はある走査線上のサンプル画素50個を図示したもので、画素値が128以上のときは1，その他のときは0とした，つまり式(4)の $2^i$ の係数に相当する7次のビットプレーンの一部が図の下に記してある。このプレーンを除いた残り7ビットからなる画素値をFig. 2(b)に図示し，この図の下に画素値が64以上のときは1，他は0とした6次のビットプレーンの一部が記してある。以下同様に5次，4次，…とビットプレーンが構成される。Fig. 2(a)から(b)を求める際には画素値が128以上のときは128を引き去ることに注目すると，(b)において見られるように振幅は大きく変動し，特に不連続的に

変化する点では，6次のビットプレーン上で1から0あるいは0から1へと変化することになる。結局ビットプレーンがランダム化することになり，高い圧縮率を期待することはできなくなる。このランダム化を避ける立場から2.で述べたグレイコードを採り上げる。Fig. 3にこの符号化の過程を示す。なお，Fig. 3で対象とする画像はFig. 2と同じである。Fig. 3(a)から(b)への変換は画素値が128以上のときは127と128の間で反転する形となりFig. 2(b)に比べFig. 3(b)では連続性が保存されているといえる。それはまた，図の下に記入したビットプレーンを見比べてもランダムさが少なく圧縮に都合がよい。

本論文で考察することは次の2点である。

- 1) Fig. 3(a)でレベル128を過ぎる点(画像は50サンプルあるが左から2番目，あるいは21番目)，

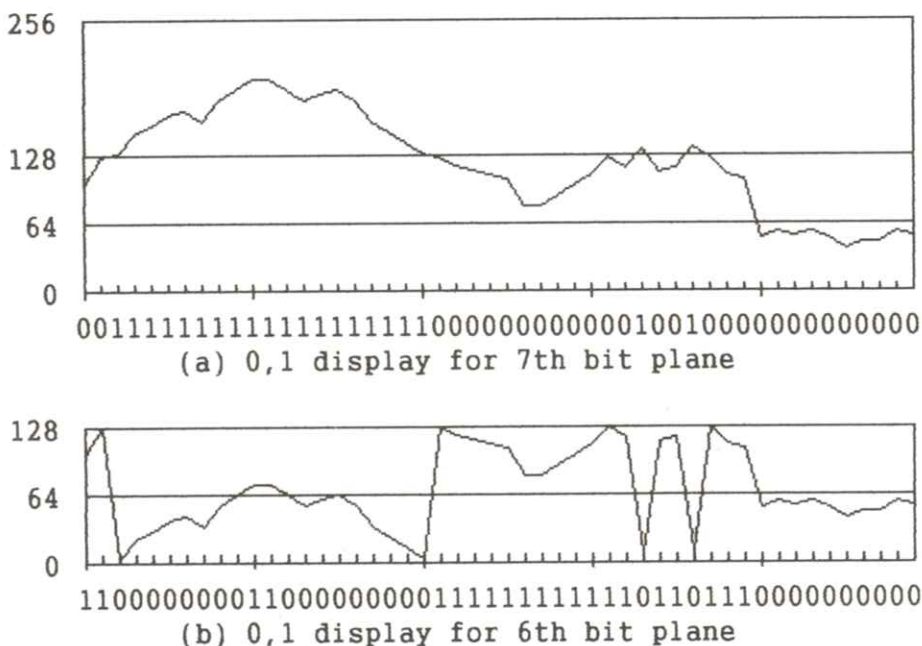


Fig. 2 Natural Binary generating Process.

すなわち7次のビットプレーンから1から0, 0から1に変化するところを考えると, 値が128以上は反転される。したがってこれらの点の近傍(1から4番目あるいは19から22番目の画素)は127に近い値になっている。このことはFig. 3(b)で64以上は1とするから, 6次のビットプレーンでは1となる確率が大きくなる。

2) Fig. 3(a)でレベル128前後をとる部分(左から32~40番目付近)では7次のビットプレーンにおいて, 1と0がランダムに発注することになる。この部分に対しても6次のビットプレーンで1をとる確率が大きくなる。

以上は7次のビットプレーンの情報から6次のビットプレーンが予測できることを意味する。同様の論議が6次から5次, 5次から4次, 4次から3次に対してもできる。しかし対象とする画像はFig. 3(a), (b), (c)に示すように順に小さくなるため, さらに低次での予測は困難である。

引き続き, 上記2点に対する適応化について説明する。いずれの場合にもウインドウ(窓)を用意する。1)に対してはウインドウ  $W_0$  を導入する。例えば  $W_0$  は111000および000111で, 長さ6の部分列である。添え字3は1あるいは0の数を表している。 $k$ 次ビットプレーンを走査し, 上記

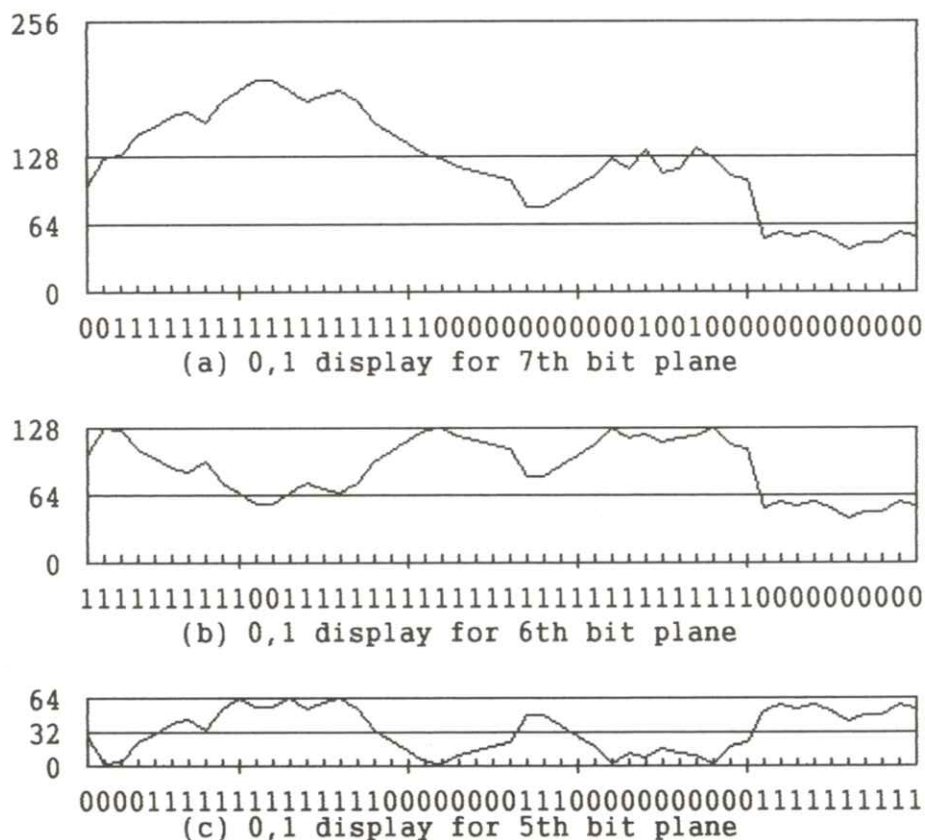


Fig. 3 Gray code generating Process.

部分列のどちらかが見つければ、その同じ位置に対応する $k-1$ 次ビットプレーンの6個の点において1をとる確率を大きくする。2)に対してはウィンドウ $W_{n,m}$ を用いる。これは長さ $n$ のビットプレーンの中で1から0および0から1への変化の合計回数が $m$ 以上存在するところを検出する。例えば0101は長さ4で変化の回数は3である。検出できれば $n$ 個に対応する部分の下位ビットプレーンの確率を変更する。

#### 4. シミュレーションとその検討

3.において述べた手法によりシミュレーションを行った。まず画像をビットプレーンに分解し、注目画素の上、左上、左の3画素位置を条件として条件付き確率を計算する。周りが111のとき注目点か1となる確率、同様に周りが110のとき1となる確率のように求める。条件は $2^3$ の8通りである。また二つのウィンドウは $W_{2,4}$ と固定し、ウィンドウで検出した区間の確率は上記条件付きを30%変更している。すなわち、条件111のとき1である確率を30%増加し、その分を条件111で0となる確率から減じる。これを全ての条件について行う。この設定の下で、SIDBAの画像Girlおよび股関節のX線写真にたいし算術圧縮<sup>3), 4)</sup>によるシミュレーションを行い、圧縮率は62.41%, 45.02%を得た。ビットプレーン毎にウィンドウの幅、確率の変更幅を種々に変えると圧縮率はさらに改善されるが(Girlでは60%を下回る)。これは対象画像に依存しており、また試行錯誤的な結果であり一般的ではないが、しかし可能性は持っているといえる。したがって、画

像から簡単な計算で上記諸量を見積もることは今後の課題である。

#### 4. む す び

データ圧縮によく利用されるグレイコードの生成の方法を調べることによりビットプレーンで画像を表現したとき、上位プレーンの情報が下位プレーンの圧縮に有効であることに注目しその可能性を追求した。その有効性は本文中で述べたが、適応パラメータの決定については十分な考察が行えず今後の課題とした。

#### 参 考 文 献

- 1) テレビジョン学会編：画像情報圧縮 p.75 (オーム社 東京 1992)
- 2) N. S. Jayant and Peter Noll : Digital Coding of Waveforms p.177 (Prentice - Hall New Jersey 1984)
- 3) C. B. Jones : **IEEE** Trans. on IT - 27 p.280 (1981)
- 4) 樋口清伯, 橋本栄一郎 : 医画情誌 9 p.41 (1992)

#### 付 録

$N$  画像のビット数  
 $f$  画素値  
 $T$  スレショルド  
 $b_n$  ビット成分  
 $T := 2^N 0;$   
 $f_N = f 0;$

```

for  $n := N$  downto 1 do
  begin
    if  $f_n \geq T/2$ 
      then
        begin
           $b_n := 1$ ;
           $f_{n-1} := T - f_n - 1$ 
        end
      else
         $b_n := 0$ ;
         $T := T/2$ 
      end
    end
  end

```

(a) Encode Procedure

```

 $T := 1$ ;
 $f_1 = 0$ ;
for  $n := 2$  to  $N+1$  do
  begin
     $T := T*2$ 
    if  $b_{n-1} \geq 1$ 
      then
         $f_n := T - f_{n-1} - 1$ 
      else
         $f_n := f_{n-1}$ 
      end
    end
  end

```

(b) Decode Procedure

**デジタル画像処理による食道癌の効率的検出  
—ビデオ入力システムによる透視像の活用—**

小縣 裕二, 西岡 左智, 橋爪 由美子\*  
松本 光弘\*\*, 井ノ上 信一\*\*, 稲本 一夫

大阪大学医学部医用物理学講座

〒565-0871 吹田市山田丘1-7

\*金沢大学医学部放射線診療技術学講座

〒920-0942 石川県金沢市小立野5-11-80

\*\*大阪大学医学部附属病院放射線部

〒565-0871 吹田市山田丘2-15

(1998年6月21日、最終1998年8月4日受理)

**Efficient Detection of Esophageal Cancers  
by Using Digital Image Processing.  
— The Application of Fluoroscopic Images  
with Video Input System —**

Yuji OGATA, Sachi NISHIOKA, Yumiko HASHIDUME\*,  
Mituhiko MATSUMOTO\*\*, Shinishi INOUE\*\* and Kazuo INAMOTO

Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Osaka University

Yamadaoka 1 - 7, Suita, Osaka 565 - 0871, Japan

\*Division of Clinical Radiological Technology, Faculty of Medicine,

Kanazawa University

Kodatsuno 5 - 11 - 80, Kanazawa, Ishikawa 920 - 0942, Japan

\*\*Department of Radiology Osaka University hospital

Yamadaoka 2 - 15, Suita, Osaka 565 - 0871, Japan

(Received June 21, 1998, in final form August 4, 1998)

In order to detect esophageal cancers efficiently, we constructed a video input system with a personal computer. The first, images of fluoroscopy are recorded on S-VHS video tapes, and then these images are transferred to the computer for adding some image processing techniques. This system could be applied to most of the routine x-ray TV systems. It is true that fluoroscopic images of the x-ray TV are inferior to its radiographic ones. We studied how to improve the less quality fluoroscopic images to be equal to radiographic images. For this purpose we used image processing techniques on pictures of the video fluoroscopic image. As the result, it would be beneficial for detection of small pathologic lesion. This trial was succeeded to improve the image quality and beneficial for detection of a small cancer lesion in esophagus. Efficient use of the fluoroscopic image on video tape and decrease of number of radiography at the examination will diminish the patient burden because radiation dose at the radiography is higher than that of the fluoroscopy. We believe our system will be widely used to the gastrointestinal examinations in near future.

## 1. はじめに

わが国の死因の第1位は、悪性新生物（癌）である。中でも胃癌は男女とも、国際的に比較しても著しく高率である。また近年、大腸癌、直腸癌の増加傾向も見られる。これら消化管癌を早期発見するため、消化管X線検査は、医療機関における診療のみならず、集団検診、人間ドック等に行われている。消化管X線検査は成熟した技術と考えられ、透視・撮影が何の疑いもなく行われている。しかしこの消化管X線検査を変革することが出来ないだろうか。

今回我々は、消化管X線検査の検査状態の把握、確認に使われる透視像に着目した。透視像は、運動像の解析等<sup>1-3)</sup>の特別な場合以外、記録に残されることはほとんどない。この透視像をビデオテープに記録し、ビデオを介してコンピュータに入力し、画像処理を加えれば、診断情報の増加が

はかられ、結果として、消化管癌の効率的検出ができるのではないかと考えた。研究の第一歩として、食道造影検査概要、その内容の解析、ビデオ入力システムの構築、食道の画像診断に必要な画質、透視像の画素サイズの計測、透視像の画像処理、被曝線量の測定について報告する。

## 2. 食道造影検査の概要

通常、食道造影検査は、胃造影検査の一部として行われている。解剖学的にみると、食道はほぼ一定の大きさの臓器で、長さ約20~25cmの筒状である。そのままの状態では、周辺臓器とX線吸収の値は変わらず、食道の形態を把握することはできない。そこで造影剤〔硫酸バリウム製剤(以下バリウム)〕を服用させ、食道の充満(充盈)像、および二重造影像〔バリウム(陽性)と空気(陰性)の2種類の造影剤を併用し、コントラストを強調する造影法〕を撮影している。

検査は通常立位で行われる。飲み込んだ造影剤は重力の影響を受け、急速に食道を通過してしまう。このため、充満像の撮影のタイミングは難しい。通常被検者は、いったんバリウムを口に含み、検査者（術者）の合図に合わせて飲み込む。この際に検査者は、透視下で造影剤の量、通過の状態、および形状変化の有無を確認する。これを何度か繰り返した後、それまでより少し多めのバリウムを飲ませ、タイミングを合わせ撮影を行う。

このように透視は、食道の機能、大きな病変の有無をみる他、撮影を行うための位置合わせの手段としても使われている。しかし透視像では、急速なバリウムの移行をじっくり観察することができない。その上、撮影像に比べ画質が悪いため、小さな病変を発見することは難しい。また集団検診・人間ドック等では、検査者と読影者が異なることが多く、この透視像が最終診断に寄与することは少ない。

撮影は、正面、第1斜位(LPO)、および第2斜位(RPO)の3方向で行っている。また、充満像、二重造影像、およびこれらの中間の充満像＋二重造影像の3つの造影状態を撮影する。

### 3. 食道造影検査の解析

#### 3.1 食道造影検査のタイムスタディ

食道造影検査は、前述のプロセスで食道の辺縁、および粘膜面に出てくる形態的变化をとらえるが、より詳細に食道造影検査の実状を把握するために以下の調査を行うことにした。

#### 3.2 方法

実際に行っている食道透視撮影の画像をビデオテープに記録し、時間因子（検査、透視、撮影）、撮影条件などの食道造影の内容を解析した。

検査時間(examination time)は、最初に透視像が記録されてから胃部の検査に移るまでの時間。透視時間(fluoroscopic time)は、このうちX線が照射され透視像が記録されている合計時間。また、透視像のうち造影剤により造影されている合計時間を、造影時間(enhanced time)とする。

また、充満(filling)、充満＋二重造影(filling + double contrast)、および二重造影(double contrast)は、次のように分類した。飲み込んだバリウムは重力の影響を受け、急速に食道を通過しようとするが、下部食道に生理的狭窄があるため、すぐには胃に流れ込まず、一時的に食道の中を完全に充満する。この状態を撮影したのが、充満像である。次にバリウムの一部が胃へ落下し、食道の上部は二重造影に、下部は充満像になっているのが、充満＋二重造影像である。さらにバリウムが落下し、結果として食道全体が二重造影になっているのが二重造影像である。

#### 3.3 時間因子の解析結果

1997年2月～4月に、大阪大学医学部附属病院で上部消化管検査（ルーチン検査）を受けた18人の食道造影検査のVTR録画を解析した。時間因子すなわち18人の検査時間、体位別の透視時間、造影時間、および撮影回数をTable 1に示す。

**Table 1** The comparison of examination time and number of exposure at esophagus examination in 18 cases

| No.      | Age  | Sex | Examination time [sec] |      |      |     |       |               |     |     |       |     | Number of exposures |     |       |  |
|----------|------|-----|------------------------|------|------|-----|-------|---------------|-----|-----|-------|-----|---------------------|-----|-------|--|
|          |      |     | Fluoroscopic time      |      |      |     |       | Enhanced time |     |     |       |     |                     |     |       |  |
|          |      |     | total                  | F    | LPO  | RPO | total | F             | LPO | RPO | total | F   | LPO                 | RPO | total |  |
| 1        | 75   | M   | 78                     | 24   | 17   |     | 41    | 18            | 8   |     | 26    | 2   | 2                   |     | 4     |  |
| 2        | 69   | F   | 124                    | 18   | 35   |     | 53    | 15            | 12  |     | 27    | 2   | 2                   |     | 4     |  |
| 3        | 55   | F   | 85                     | 7    | 25   |     | 32    | 4             | 18  |     | 22    | 3   | 2                   |     | 5     |  |
| 4        | 66   | M   | 124                    | 17   | 24   | 19  | 60    | 9             | 16  | 15  | 40    | 2   | 2                   | 1   | 5     |  |
| 5        | 74   | F   | 81                     | 31   | 6    |     | 37    | 21            | 3   |     | 24    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 6        | 62   | F   | 145                    | 41   |      | 21  | 62    | 18            |     | 15  | 33    | 4   |                     |     | 4     |  |
| 7        | 61   | F   | 81                     | 19   | 13   | 9   | 41    | 10            | 13  | 8   | 31    | 2   | 1                   |     | 3     |  |
| 8        | 55   | F   | 104                    | 36   | 6    | 5   | 47    | 30            | 2   | 1   | 33    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 9        | 24   | F   | 100                    | 39   | 6    | 6   | 51    | 15            | 5   | 4   | 24    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 10       | 54   | F   | 94                     | 26   | 8    | 15  | 49    | 9             | 6   | 10  | 25    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 11       | 62   | F   | 68                     | 21   | 7    | 7   | 35    | 17            | 7   | 7   | 31    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 12       | 73   | M   | 89                     | 22   | 9    | 11  | 42    | 5             | 2   | 7   | 14    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 13       | 43   | F   | 62                     | 20   | 7    | 7   | 34    | 11            | 3   | 4   | 18    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 14       | 65   | F   | 86                     | 29   | 10   | 8   | 47    | 12            | 3   | 4   | 19    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 15       | 65   | M   | 117                    | 49   | 5    |     | 54    | 38            | 4   |     | 42    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 16       | 28   | M   | 65                     | 18   | 6    | 8   | 32    | 10            | 2   | 1   | 13    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 17       | 48   | F   | 96                     | 24   | 5    | 5   | 34    | 11            | 1   |     | 12    | 2   | 1                   | 1   | 4     |  |
| 18       | 37   | F   | 138                    | 54   | 13   | 8   | 75    | 45            |     | 3   | 48    | 3   | 2                   | 1   | 6     |  |
| A.V.     | 56.4 |     | 96.5                   | 27.5 | 11.9 | 9.9 | 45.9  | 16.6          | 6.6 | 6.6 | 26.8  | 2.2 | 1.2                 | 0.7 | 4.2   |  |
| $\sigma$ | 14.7 |     | 23.8                   | 11.8 | 8.4  | 5.0 | 11.5  | 10.7          | 5.2 | 4.6 | 9.8   |     |                     |     |       |  |

F: Frontal position      LPO: Left posterior oblique position      RPO: Right posterior oblique position

### 3.3.1 検査時間

食道造影検査1件当たりの検査時間は、最短62秒～最長145秒で平均約96.5秒である。

### 3.3.2 透視時間

透視時間を体位別に解析すると、正面での透視時間には、7秒～54秒（平均27.5秒）とかなり個人差がある。これは、18例中15例（No. 4～18）が予め正面像でバリウムの飲み込み方、通過状態、および形状の変化を十分確認した後、撮影を行っているため長くなっている。第1斜位と第2斜位では、透視時間、および撮影のタイミングがほとんど一定している。これは、注目すべきことである。術者は、すでに正面で位置、状態、形状をある程度把握しており、斜位に体位変換したことを

確認後、透視下で位置を合わせ、すぐに撮影を行う。その結果、透視時間、および撮影のタイミングは、ほぼ一定する。

### 3.3.3 造影時間

造影時間の最短は12秒、最長48秒で平均造影時間は約27秒である。

### 3.4 撮影のタイミングの解析結果

造影形態による撮影のタイミングをFig. 1に示す。

充満像には個人差がないが、充満+二重造影、および二重造影の撮影のタイミングには、ばらつきがある。これは、一度に飲み込むバリウムの量、食道の機能（蠕動運動）、食道粘膜へのバリウム

の付着状態などに個人差があるためと考えられる。すなわち、充満状態以後は、症例ごとに、タイミングを合わせて撮影しなければならない。しかし、バリウムが流れ出た後の二重造影像を撮影する場合は、充満像と比較して時間的に少し余裕があるため、個人差を透視像で確認し、撮影を行うことは可能である。

## 4. ビデオ入力システムの構築

### 4.1 食道造影検査のデータ量

前述の3.3時間的因子の解析結果より、必要なデータ容量が計算できる。ビデオデータ(640×480画素, 8bit)を入力すると、1画面当たりのデータ量は次の通りとなる。

$$\begin{aligned} 640 \times 480 \times 8 &= 2,457,600 \text{ [bit]} \\ &= 307,200 \text{ [B]} \\ &= 300 \text{ [kB]} \end{aligned}$$

また、1秒間(30画面)のデータ量は次の通りとなる。

$$300 \times 30 = 9000 \text{ [kB]}$$

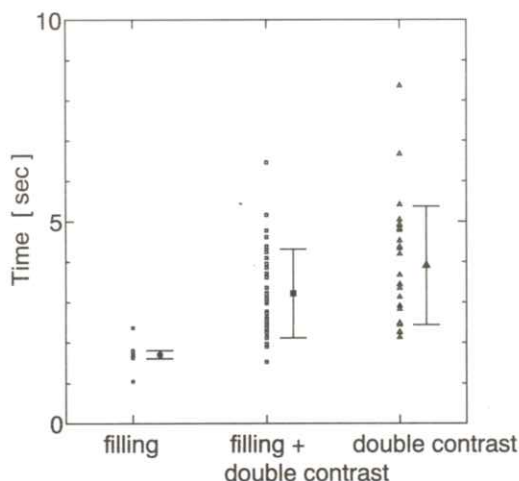


Fig. 1 Exposure timing of esophagography.

$$= 8.79 \text{ [MB]}$$

となる。ただし、1 [B] = 8 [bit], 1 [kB] = 1024 [B], 1 [MB] = 1,024 [kB] で計算した。

検査時間は62~138(平均96.5)秒であることから、1検査の全データ量は約545~1210(平均850)MBが必要と計算される。しかし1検査当たりの造影時間は12~48(平均27)秒であることから、実際に必要なデータ量は約105~420(平均240)MBである。もし、データ入力時に1/6の可逆圧縮を加えると約18~70(平均40)MBとなる。従って大規模な記憶装置を装備したシステムは必要なく、パーソナルコンピュータ(以下PC)でも充分対応できる。

### 4.2 ビデオ入力システムに必要な条件

調査に使用するビデオ入力システムを構築する際、将来VTR像を診断に供していくことも考え、以下の条件のもとに構築した。

- (1) 一般に市販されている物品だけでシステムが構成できること
- (2) できるだけ安価であること
- (3) 操作が容易であること
- (4) アプリケーションを含めビデオデータの取り扱いが容易であること
- (5) 高速処理が可能であること
- (6) 解析に必要なデータ容量が確保できること

### 4.3 構築したビデオ入力システム

今回構築したシステムをFig. 2に示す。このシステムは、PC (Power Macintosh 7600/120

[Apple] )に圧縮・伸長ボード(Power VIDEO PCI [INTERWARE] )を装着し、S-VHSビデオレコーダー(SVO-9500MD [SONY] )を接続し、モニター (PVM-14550M [SONY] )で画像を確認する。さらにこのシステムでは、ビデオから圧縮・伸長ボードを通しPCへのデータ転送時間は、ほぼリアルタイムで行える。

## 5. 食道造影検査の画質

### 5.1 標本化・量子化レベルの検討

#### 5.1.1 方法と装置

食道透視像の解析に望ましい画質を知るため、別途に入手した確定診断のついている食道X線フィルムを用いて検討した。食道X線フィルムの入力には、PC (Power Macintosh 8500/120

[Apple] )用のスキャナー (ScanTouch110 [Nikon] )に透過原稿ユニット(AT-10 [Nikon] )を装着し、デジタル化した。デジタル化の条件は、標準化レベル7段階〔1, 2, 3, 4, 6, 8, 10(画素/mm)〕・量子化レベル4段階〔5, 6, 7, 8(bits/画素)〕と変えて出力した。出力は、高画質デジタルプリンター (PICTROGRAPHY3000 [FUJII] )で専用紙に印刷した。画質の視覚評価は医師3名(放射線科医, 外科医, 内科医)で行い、原画像(フィルム)と比較して、①まったく差異が認められない, ②実質的差異が認められない, ③画質の劣化がわずかに認められる, ④偽画像がわずかに認められる, ⑤偽画像が明らかに認められるの5段階で行った。

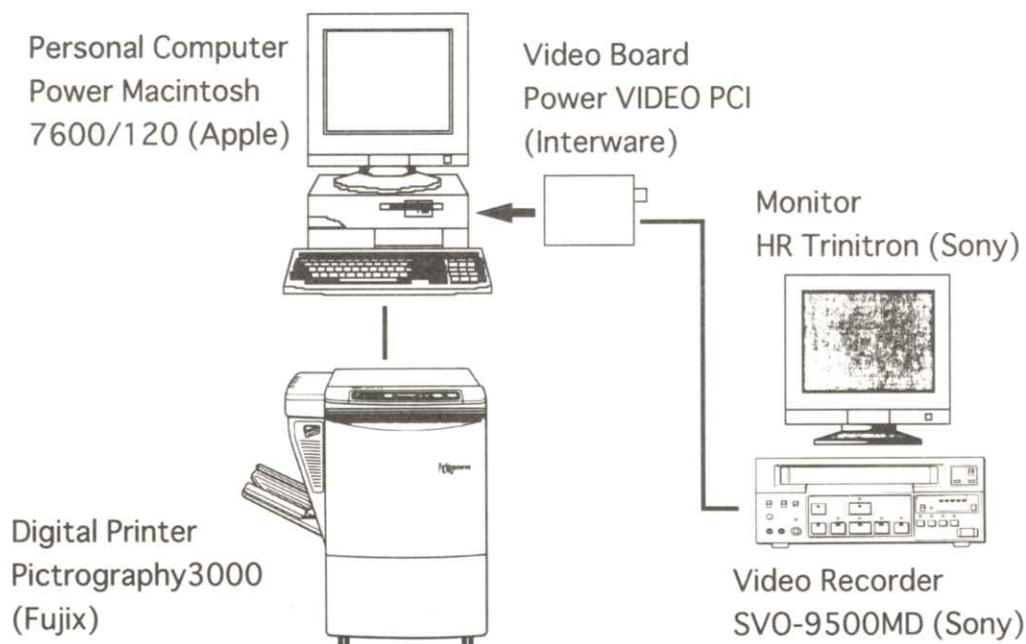


Fig. 2 Machine components of video input system.

### 5.1.2 結 果

確定診断のついでにX線写真をデジタル化し、標本化・量子化のレベルと診断能の関係を調べた。その結果をTable 2に示す。量子化レベルが8 bitの場合、標本化レベルは、3画素/mm (0.33 mm) 以上であれば、原画と実質的な差はなく、診断に支障をきたすことはない。しかし、2画素/mm (0.50mm) 以下になると、画質の劣化が認められた。

## 5.2 透視像の画素サイズ計測

### 5.2.1 方法と装置

消化管X線検査装置(東芝製I.I.-DR装置: DDX-1000A)を用い7,10,14 inch I.I.における透視像の画素サイズを、基盤状スケール(10 mm Cross Line)を用いて計測した。

### 5.2.2 結 果

透視像の画素サイズは、I.I.が14 inchで約0.69 mm (1.45画素/mm)、10 inchで約0.53mm

(1.89画素/mm)、7 inchで約0.36mm (2.78画素/mm)であった。

## 6. 透視像の画像処理

### 6.1 方 法

ビデオ入力システムを用いて食道造影検査の透視像をPCに入力した。この透視像に、階調処理、エッジ強調処理、および加算処理の画像処理を施した。

### 6.2 階調処理の結果

PCに入力された撮影像、および透視像をFig. 3に示す。(a)は撮影像、(b)は透視像(原画)、(c)は(b)の反転、(d)は(c)+レベル補正、(e)は(d)+トーン( $\gamma$ )カーブ補正である。

撮影像(a)と比較してみると、(b)の透視像の画質は十分でない。しかし、透視像に画像処理を加えることにより、画質を改善できる。(d),(e)像では、上部の二重造影像において粘膜走行の見え方に改善が見られる。また、食道下部の充満像

Table 2 Results of comparison with esophagus X-ray

|                                    |   | Sampling level ( pixels/mm) |   |   |   |   |   |    |
|------------------------------------|---|-----------------------------|---|---|---|---|---|----|
|                                    |   | 1                           | 2 | 3 | 4 | 6 | 8 | 10 |
| Quantization level<br>(bits/pixel) | 8 | × ×                         | × | ○ | ○ | ○ | ◎ | ◎  |
|                                    | 7 | × ×                         | × | △ | ○ | ○ | ○ | ◎  |
|                                    | 6 | × ×                         | × | △ | △ | ○ | ○ | ◎  |
|                                    | 5 | × ×                         | × | × | △ | ○ | ○ | ○  |

- ◎ : No difference found
- : Substantially equivalent
- △ : Slight deterioration of image quality observed
- × : Faint artifacts observed
- × × : Obvious artifacts observed

では、心臓・脊柱等と重なった食道の辺縁部の描出に著しい改善が認められる。透視像にレベル補正、トーン( $\gamma$ )カーブ補正のような階調処理を施すだけでも、明らかな描出能の向上が見られる。

### 6.3 階調処理+エッジ処理の結果

階調処理を施した画像に、さらにエッジ強調処理を加味した結果が、Fig. 3 (f)である。この像で食道の輪郭部、および粘膜像が強調されているのがよくわかる。エッジ処理により、食道の形態的变化は捕らえやすくなった。しかし、エッジ強調処理はノイズや空気の泡のような異物がある場合、この異物の輪郭も強く強調され、結果として偽病変を生む危険性があるので、原画像とよく対比して考えることが必要である。

### 6.4 時間フィルター処理の結果

透視像では、X線の線量率が低いため、ノイズが問題となる。このノイズについては、DSA (Digital Subtraction Angiography)で行われている時間フィルター処理等を行うことにより、ノイズの低減をはかることができる。Fig. 4 に時間フィルターの例を示す。(a)は透視像(反転+レベル補正)の加算1回、(b)は加算2回、(c)は加算4回、(d)加算8回の像である。加算回数が増えるほどノイズが減少しているのがよくわかる。(e)は、(d)+エッジ強調、(f)は、(d)+エッジ強調(輪郭部のみ)を施した像である。Fig. 3 (f)に比べ、Fig. 4 (e)、(f)は、空間フィルター処理を加えたことによりノイズが目立たなくなっていて、撮影像に近い画像といえる。

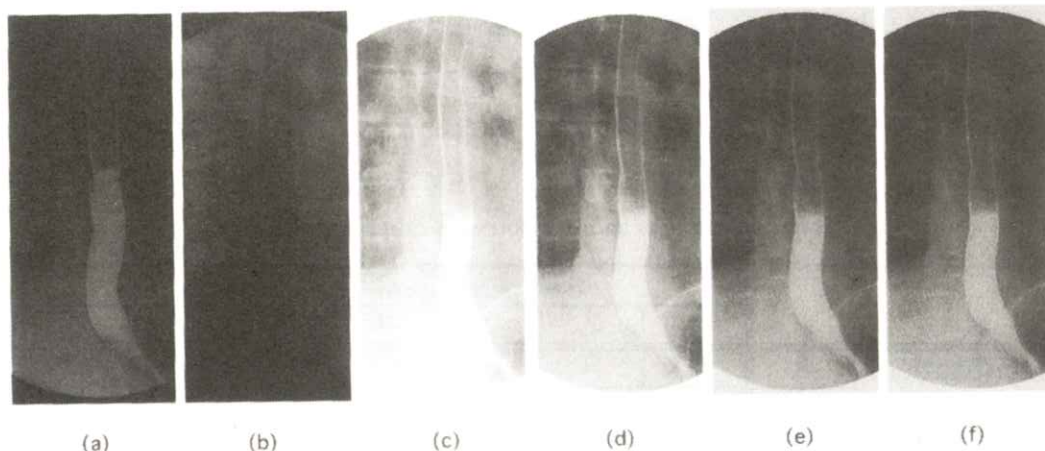


Fig. 3 The images with video input system and processing images.

- (a) Radiographic image
- (b) Fluoroscopic image(original)
- (c) Fluoroscopic image(invert)
- (d) (c) with adjust levels
- (e) (d) with adjust ( $\gamma$ ) curves
- (f) (e) with sharpen filters

## 7. 撮影時および透視時の線量測定

### 7.1 方法と装置

撮影時、および透視時の照射線量を、アクリルファントム（20cm）、ラドカル社製電位計（Radiation Monitor 9015）、および指頭形電離箱線量計（6cc）を用いて測定した。

### 7.2 結 果

#### 7.2.1 出力条件と照射線量率

透視時における管電圧・管電流の変化による照射線量率の変化をFig. 5に示す。Fig. 5より各管電圧とも管電流の増加にともない、照射線量率が直線的に増加することがわかる。

同一管電圧（60kV）、および管電流時間積

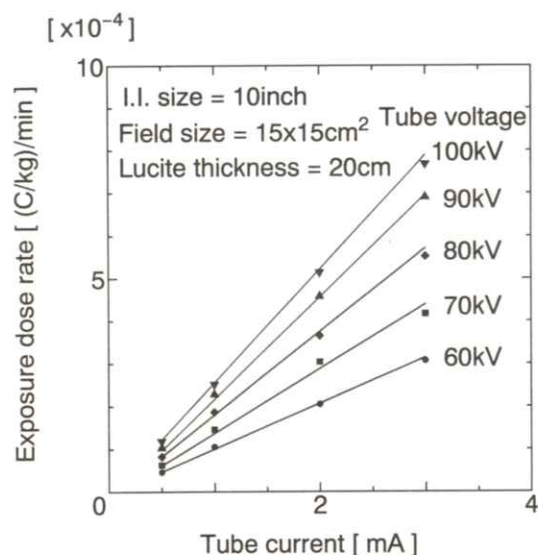


Fig. 5 Plot of the exposure dose rate as a function of the tube current, for various tube voltage (fluoroscopy mode).

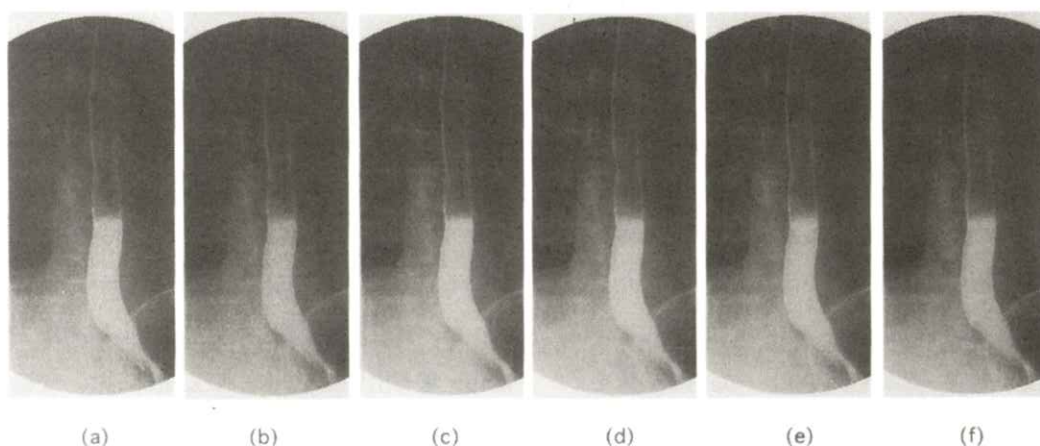


Fig. 4 Fluoroscopic images with time filters and sharpen filters

- (a) Fluoroscopic images with adjust levels and ( $\gamma$ ) curves (addition = 1 image)
- (b) addition = 2 images
- (c) addition = 4 images
- (d) addition = 8 images
- (e) (d) with sharpen filter
- (f) (d) with sharpen edges filter

(mAs)における撮影、および透視の照射線量の比較をTable 3に示す。Table 3より管電流時間積が同一なら、線量率の異なる撮影時、および透視時の照射線量は等しいといえる。

## 7.2.2 撮影時と透視時の照射線量

アクリルファントム20cmを用いて、オートモードでの撮影時(フォトレンジ0)、および透視時の照射線量を比較した。撮影条件は96kV-120mA-0.033secで、その時の照射線量は $16.1 \times 10^{-6}$  [C/kg] (62.4 [mR])であった。透視時の出力条件は95kV-2.4mAで、照射線量率は $5.79 \times 10^{-4}$  [(C/kg)/min] (2245 [mR/min]) =  $9.65 \times 10^{-6}$  [(C/kg)/sec] (37.42 [mR/sec])であった。

この結果より、撮影1回分の被曝線量と透視約1.67秒の被曝線量が等しいことがわかった。

## 8. 考 察

食道造影検査の解析の結果、食道が脊柱と重なることなくその全容が写し出される第1、第2斜位像で撮影のタイミングがほぼ一定していたことは興味ある結果である。このことは、斜位に体位変換し、透視(造影)開始後、一定時間の像をビ

デオ像より自動的にフリーズして得ればよいことを示す。何故ならば、撮影のタイミングは検査者が診断に最も供する像として撮影していることを示し、それが一定していることは、その時間に自動的に画像を取り出すことができると考えてよいからである。

従来ビデオ入力システムは、検査時間全体をVTRに記録・保存しようと考えられていた。そのため大規模な容量の記録装置が必要で、非現実的であった。しかし造影時間12~48(平均27)秒に絞り込み、かつ1/6可逆圧縮すれば18~70(平均40)MBとなり大規模な記憶装置を必要とせず、通常のPCでも対応でき、現実的なものとなる。本システムは、ビデオ信号(NTSC)が取り出せる装置であれば、すべてのX線TV装置に接続できる。また、PCに少し大きな容量の記憶装置があれば、圧縮・伸長ボードがなくても対応できるので、特殊な装置を必要としない。

過去において消化管(胃、大腸)における、フィルムをデジタル化する方法<sup>4-6)</sup>、デジタル透視像<sup>7-8)</sup>では、診断に必要な画質についての報告がある。しかし、食道での報告はない。そこで我々は、食道の透視像の解析に望ましい画質(標本化・量子化レベル)について検討した。食道の

Table 3 Result of compare exposure dose Radiography vs Fluoroscopy

|             | tube current<br>(mA) | exposure time<br>(sec) | current time<br>product (mA·s) | exposure dose<br>(C/kg) |
|-------------|----------------------|------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| Radiography | 60.00                | 0.05                   | 3.00                           | $4.09 \times 10^{-3}$   |
| Fluoroscopy | 0.50                 | 6.00                   | 3.00                           | $3.88 \times 10^{-3}$   |
| Radiography | 60.00                | 0.10                   | 6.00                           | $8.39 \times 10^{-3}$   |
| Fluoroscopy | 0.50                 | 12.00                  | 6.00                           | $8.66 \times 10^{-3}$   |

(Tube voltage: 60kV, I.I. size: 10 inch, Field size:  $15 \times 15\text{cm}^2$ , Lucite thickness: 20cm)

形状は比較的単純で、造影剤によりコントラストも強い。そのため胸部に比べ、量子化・標本化レベルとも、あまり高精細な画像を必要としないことがわかった。(Table 2)

Kastanらは大腸粘膜の描出に少なくとも0.4 mm (2.5画素/mm) の画素サイズが必要であると述べている<sup>4)</sup>。大腸粘膜と食道粘膜を一概に比較できないが、我々の結果とほぼ等しい。また、Feczkoらは、消化管診断では二重造影ですでに高いコントラストを有する等の理由から、階調数(量子化レベル)を多くする必要がないと述べている<sup>5)</sup>。しかし、標本化レベル3画素/mm (0.33mm) では、量子化レベルが8 bitでは原画と実質的な差はないが、7 bitではわずかな画質の劣化が認められている。このことから、標本化レベルがあまり高くない場合は、階調数が多い方が画質の低下をとらえにくいといえる。

14,10,7 inch I.I.の画素サイズの測定結果から、7 inch I.I.の画素サイズは約0.36mm (2.78画素/mm) で、原画像と比較し実質的差異は認められないレベルで、ほぼ診断に必要な情報量を満たしている。10 inch以上のI.I.の場合、画素サイズは0.5mmより大きくなり、画質の低下が認められ、十分とはいえない。この点は、10~14 inch I.I.も使用している現状からみれば、不満が残る。しかし、現在のS-VHSビデオシステムをハイビジョン仕様に変更出来れば、画素サイズは約1/2になり、飛躍的に改善され、14 inch I.I.でも画素サイズを約0.35mm(2.86画素/mm)にすることができ、解像力の問題は解決できる。

画像処理については、胃癌の萌芽的病変をデジ

タル画像処理で強調することの意義を報告し、有効な画像処理方法を研究してきた<sup>8-11)</sup>。食道造影検査における透視像の活用については、階調処理とエッジ処理との組み合わせによる強調、時間フィルタ処理によるノイズ軽減が効果的である。しかし、より診断能の高い画像を得るための画像処理の方法については、引き続き検討する必要がある。画像処理については、ある程度自動化が可能と考えられる。1検査当たりの処理時間はデータ転送も含め10分程度なので、十分に実用化できると考えている。

被曝線量については、撮影1回分の被曝線量と透視約1.67秒の被曝線量が等しいことがわかった。言い換えると、透視1分間の被曝線量は、撮影約36回分に相当する。このことより、患者の被曝を低減するには、撮影回数を少なくすることも有効であるが、透視時間を短くすることが非常に有効であることがわかった。

現段階では、このシステムは精密検査ではなく、集団検診や人間ドック等の一次スクリーニング検査に応用され则认为。透視像の画質、および画像処理法のさらなる改良が行われるなら、ビデオ入力システムを利用し、透視像だけで一次スクリーニング検査が可能になる。

胃癌では、早期胃癌X線像の診断基準は確定しているが、依然として見逃しも多い。見逃しを避けるため、過度の体位変換、濃度の濃いバリウムの使用など様々な努力がなされている。しかし、このことは、透視時間の延長、撮影枚数の増加を引き起こしている。食道だけでなく胃など消化管X線検査全般に、ビデオ入力システムを積極的に

活用し、デジタル化を進め、画像処理を活用していけば、現在のような濃いバリウムによる検査でなく、もっと薄いバリウムでの検査も夢ではない。また、透視像の積極的活用により、不必要な体位変換を避け、検査時間が短縮されれば、被検者はより快適に消化管X線検査を受けることが可能になると考える。

## 9. ま と め

検査中の透視像をビデオに記録し、PCに入力するビデオ入力システムを用いて食道癌の効率的検出を試みた。このシステムは、現在使用されているほとんどのX線TVシステムで、使用することが可能である。記録には市販のビデオテープが利用できるため、コスト面でも有利である。透視像は撮影像に比べ画質的に優れているとはいえないが、時間分解能に優れており、画像処理を施すことにより、診断情報を提供できる。今後、透視像の高画質化が可能になれば、集団検診や人間ドック等の一次スクリーニング検査では、撮影を必要とせず、透視像のみでの診断も可能になる。食道部は他臓器との重なりが少なく、構造が単純であり、造影剤によりコントラストが高くその上、病変は辺縁部、および粘膜像の形状の変化として現れることが多く、画像として捕らえやすいという特徴がある。将来的には、コンピュータによる食道部の自動検出も容易である。この特徴をうまく利用することで、コンピュータ診断支援システム(CAD)の構築にもつなげられると考える。

## 謝 辞

本研究は、平成7年～平成9年度科学研究費補助金（一般研究（A））により行われた。

## 文 献

- 1) 嶋田守男：日医放 **53** 931(1993)
- 2) 嶋田守男：日医放 **53** 1040(1993)
- 3) Lorenzo P.Gomez, Jul Mejuto and Juan J. Vidal : Computer Methods and Programs in Biomedicine **39** 43(1992)
- 4) Kastan DJ, Ackerman LV, Feczko PJ : Radiology **162** 853(1987)
- 5) Feczko PJ, Ackerman LV, Kastan DJ, et al : Gastrointestinal Radiology **13** 191 (1988)
- 6) Gross GW, Ehrlich SM, Wang Y : AJR **154** 779(1990)
- 7) Steiner E, Mueller PR, Hahn PF, et al : Gastrointestinal Radiology **14** 193(1989)
- 8) Rowlands JA, Hynes DM, Edmonds EW : Med. Phys. **16** 553(1989)
- 9) Imamoto K, Umeda T, Inamura K : Advances in Gastrointestinal Radiology **2** 25(1992)
- 10) 稲本一夫：医画情誌 **9** 110(1992)
- 11) 稲本一夫, 梅田徳男, 稲邑清也：日医放 **52** 1505(1992)

## 微小石灰化クラスタの自動検出における 動的しきい値法を用いた偽陽性候補の削除

加藤 元浩, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤 登喜子\*

岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

\*国立名古屋病院放射線科

〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1

(1998年1月31日, 最終1998年7月23日受理)

## Elimination of False - positive Candidates by Dynamic Thresholding Technique in an Automated Detection of Clustered Microcalcifications

Motohiro KATO, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA and Tokiko ENDO\*

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

1-1 Yanagido, Gifu-shi 501-1193, Japan

\*Department of Radiology, Nagoya National Hospital

4-1-1 Sannomaru, Naka-ku, Nagoya-shi 460-0001, Japan

(Received January 31, 1998, in final form, July 23, 1998)

We have been developing a computer-aided diagnosis (CAD) system for detecting clustered microcalcifications on digital mammograms. The purpose of this study is to revise our detection algorithm in order to be able to eliminate false-positive candidates in case that many false positives (FPs) are mis-detected in a mammogram. We devised a re-analysis procedure using dynamic thresholding technique to the case with many FPs. The threshold value was automatically determined by grey-level histogram analysis in a breast region and some cluster features. The sensitivity of our revised algorithm was 91.0% with 0.63 false-cluster detection per image (0.98 FP per image without this revision at the same sensitivity) in our database of 268 mammograms, which demonstrates the effectiveness of our proposed technique.

## 1. はじめに

近年、生活様式の欧米化に伴い、わが国における乳癌の罹患率は増加傾向にあり、21世紀には女性の癌死因のトップになるであろうと予測されている。現在、主な乳癌診断法として、乳房X線写真（以下、マンモグラム）による検査法が定着してきており、診断医の補助を目的とするコンピュータ診断支援システム（computer-aided diagnosis : CAD）の開発が盛んに行われるようになってきた<sup>1-5)</sup>。マンモグラムにおける乳癌の2大所見として、腫瘤陰影と微小石灰化がある。なかでも、微小石灰化によって診断されるものには、早期乳癌ともいえる非浸潤性のものが多く含まれるため、微小石灰化像を検出することは非常に重要である。特に、微小石灰化像が狭い領域に密集して存在する（クラスタ化）所見が見られる場合は、癌組織が同部位に存在する可能性が高くなる。

われわれは、すでにこの微小石灰化クラスタを検出する基本的なシステムをほぼ完成させており<sup>6-12)</sup>、大量のデータベースを用いた実験を行う段階に入っている。しかし、われわれの検出システムでは、一枚の画像から多くの偽陽性候補を誤検出してしまうことが問題となっており、診断医の読影補助を目的とするシステムとしては、診断医の負担を大きくしてしまう恐れがある。また、検出システムの信頼性の低下につながることから、この問題を早急に解決する必要がある。

そこで、本研究の目的は、われわれの従来の微小石灰化クラスタ検出システムにおいて検出され

たクラスタ候補を、動的なしきい値の調整によって候補を絞り込み、偽陽性候補として削除するように検出システムを改良することである。そして、この改良されたシステムを用いて、268枚のマンモグラムについて実験を行い、その有効性を確認する。

## 2. 偽陽性候補削除処理

われわれの従来の微小石灰化クラスタ検出システムでは、濃度勾配と3重リングフィルタ解析法を導入している<sup>6-10)</sup>。検出システムではコントラスト補正処理<sup>9, 10)</sup>によって、写真的に低濃度領域に存在する非常に淡い微小石灰化像の検出性を向上させている。本研究に用いた微小石灰化クラスタ検出処理の流れをFig. 1に示す。なお、図中の太い実線内の「再検討 (re-analysis)」の部分が、本研究で追加した部分である。

### 2.1 偽陽性候補が多く検出される画像

われわれの検出システムでは、Fig. 2に示すように、クラスタ領域を雲状の枠で表示している。Fig. 2(a) およびその乳腺領域付近の拡大画像(b)に示す検出位置はすべて偽陽性候補であり、乳腺の領域および胸筋領域に広がってコンピュータが指摘したクラスタ領域 (Fig. 2(a) の中心および上部の雲状に表示された領域) が分布している。このように一枚の画像から多くの偽陽性候補を検出してしまう場合がしばしばある。種々の検討の結果、この状態が起こるのは、Fig. 3に示す乳房領域内の濃度ヒストグラムが左寄りの場合、すなわち、画像全体に写真濃度が小さく（白く）、

さらに、乳腺組織の退縮による“しわ状の陰影”や血管などの線状陰影が多く含まれる場合に多いことがわかった。この状態では、コントラスト補正処理によって、必要以上にコントラストが強調されるため、偽陽性数が増加すると考えられる。コントラスト補正処理は、特に低濃度領域のコントラストを強調するように設計されており、この領域に存在する非常に淡い微小石灰化像に対する

検出性能を向上させる目的で使用されている。そして、実験に使用した多くの画像データに対して、この処理は良好に機能しているため、偽陽性数が増加する直接の原因は、“しわ状の陰影”などの線状陰影と、一部の画像に現れる濃度ヒストグラムの偏り方にあると考えた。

このように濃度ヒストグラムに左寄り特徴のある画像では、偽陽性候補が極端に多く検出される可能性があり、Fig. 2(a)のように10ヶ所以上の領域を指摘する場合もある。さらに、検出されたクラスタ候補については、一つのクラスタに属する微小石灰化像の数が少なく、悪性度（付録参照）が低く判定されることが多い。

そこで、Fig. 2(a)のように一枚の画像から多くの候補を指摘してしまう場合に対して、可変リングフィルタ解析で計算される強度特徴量<sup>8, 10)</sup>と形状解析で求められるコントラストの特徴量<sup>10)</sup>のしきい値を標準よりも自動的に高く設定して検出候補の再検討処理を行い、クラスタ候補を絞り込むという方法を考案した。

## 2.2 しきい値の設定法

一枚の画像から多くの偽陽性候補が検出された場合の特徴をまとめると、

- (1) 乳房領域内の濃度ヒストグラムが左寄りである。
- (2) 一つのクラスタに属する微小石灰化像の数が少ない。
- (3) クラスタの悪性度が低く判定される割合が高い。

の三つとなる。そこで、これらを考慮して、

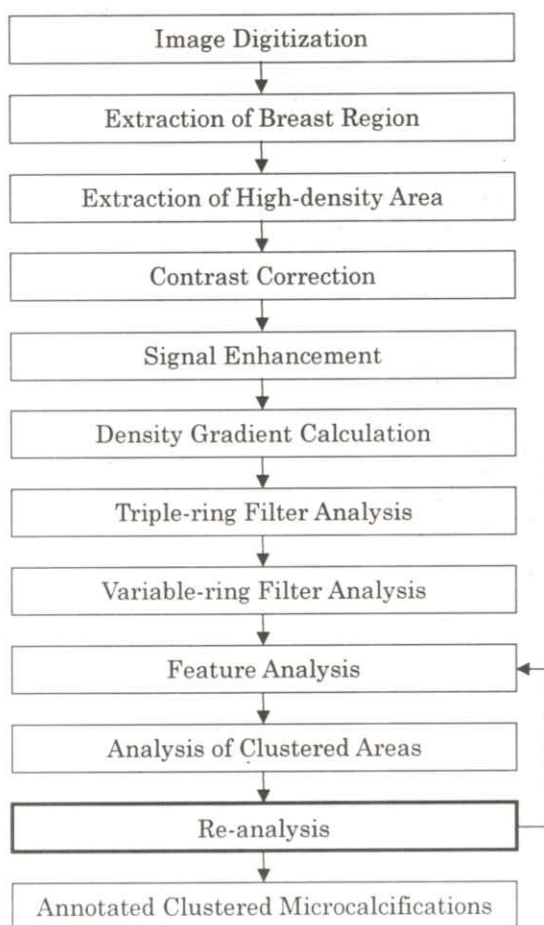


Fig. 1 Flowchart of our clustered microcalcifications detection system, in which re-analysis part was newly developed.

Table 1 のような3条件を設定する。ここで、  
「(II) 3個の微小石灰化」とは、われわれのシステムにおいて微小石灰化像がクラスタ化していると判断する最小の数である<sup>10)</sup>。

Table 1 Three conditions for re-analysis procedure

- |       |                                                                                     |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| (I)   | the number of detected clusters is more than 10.                                    |
| (II)  | the number of detected clusters consisting of 3 microcalcifications is more than 4. |
| (III) | average number of microcalcifications in the detected cluster area is less than 5.  |

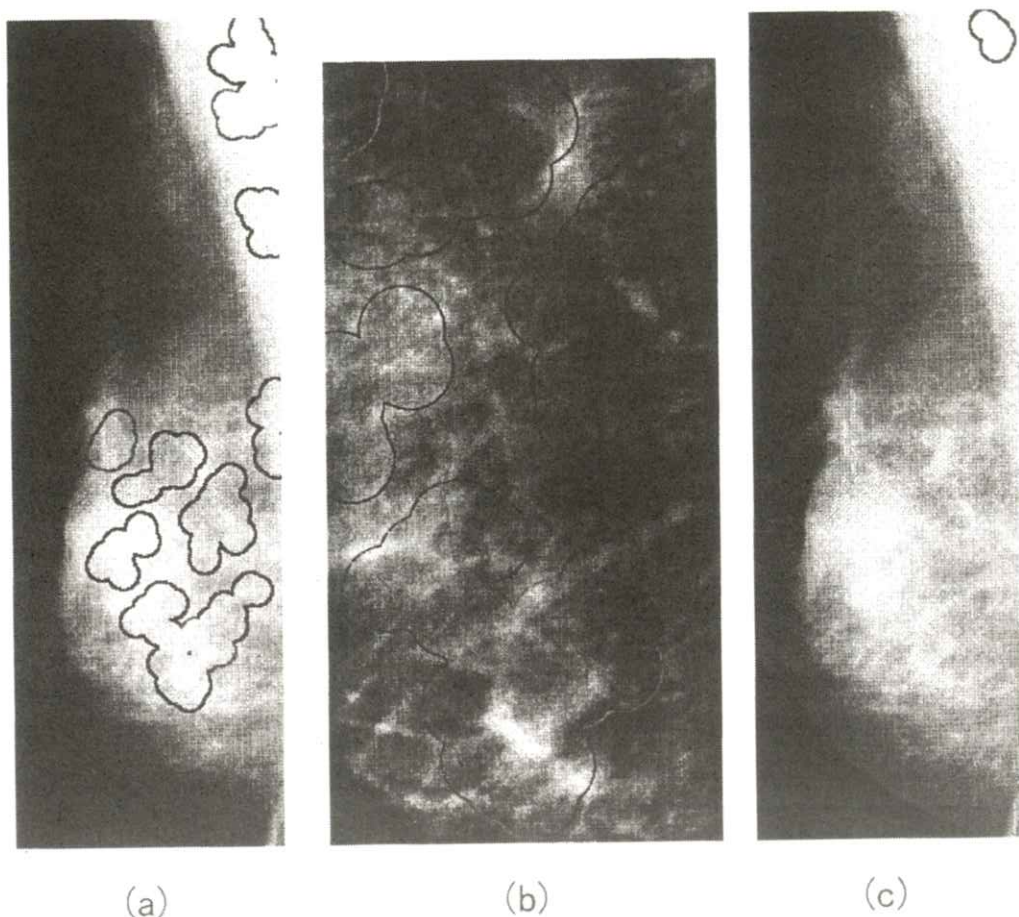


Fig. 2 An example of a mammogram (a), in which many false positives (FPs) are mis-detected.  
(b) is an enlarged image of (a) in mammary gland region.  
(c) is the same image as (a) with revised result, in which only one FP is left.

これらの条件を、濃度ヒストグラムの変りの相違によって、次のように組み合わせる (Table 2)。Fig. 3 のしきい値Aよりも低濃度にある画素の割合が、10%未満ならば再検討処理を行わず、10%以上20%未満ならば、3条件のうち三つすべてを満たした場合に再検討処理を行い、20%以上40%未満ならば二つ以上、40%以上ならば一つ以上満

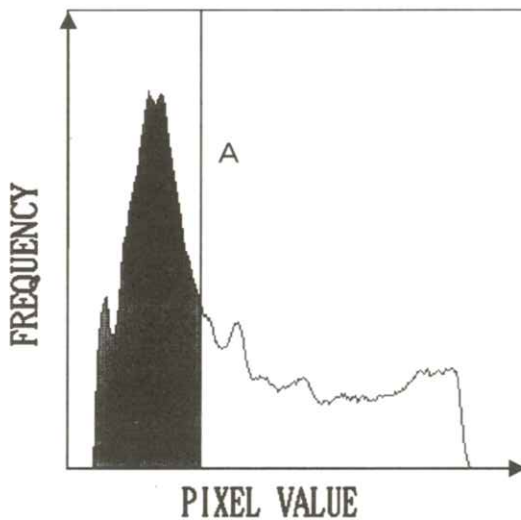


Fig. 3 Density histogram for the image shown in Fig. 2. A is a threshold value employed for re-analysis procedure.

たした場合に再検討処理を行うように設定する。ここで、これらの割合は実験的に決定し、真陽性候補を削除しないように配慮した。なお、Aの値は、コントラスト補正曲線<sup>10)</sup>の傾きが1になるときのピクセル値である。

次に、それぞれの条件を満たした場合、しきい値の調整を行う (Table 3)。しきい値は、上記 (I)～(III)の3条件を一つ満たすごとに5%増加、さらに、検出されたクラスタの悪性度 (付録参照)の平均が55以上75未満ならば5%増加、0以上55未満ならば10%増加させる。つまり、調整後のしきい値は標準のしきい値に比べて、最小5%最大25%の幅で高い値に設定される。この再検討処理は、条件を満たすものがなくなるまで繰り返される (ただし、最大3回まで)。

例えば Fig. 2(a) の場合、3条件のうち (I)と (II)の二つを満たし、クラスタの平均悪性度が7であったので、標準のしきい値に比べて20%高くなる。その結果、Fig. 2(c)のように、胸筋領域以外の偽陽性候補が削除された。

さらに Fig. 4(a) に、真の微小石灰化クラスタ

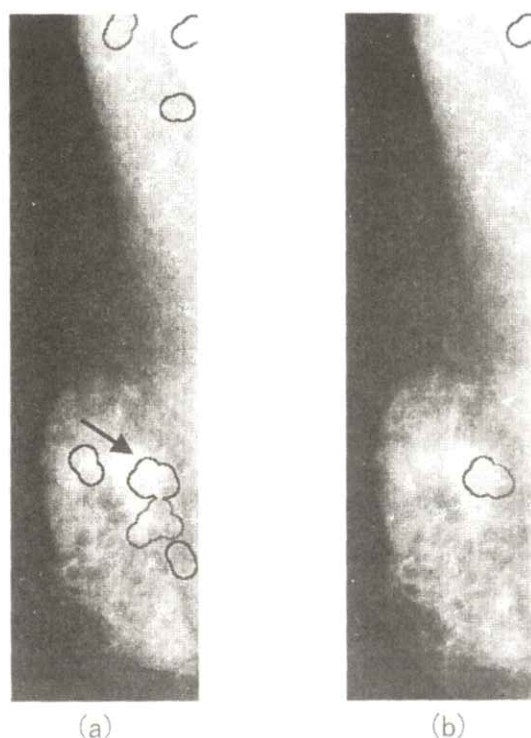
Table 2 Decision criteria of re-analysis

| Percentage of low-density pixels in histogram analysis | Number of satisfaction of the condition in Table 1 |   |   |
|--------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|---|---|
|                                                        | 1                                                  | 2 | 3 |
| less than 10                                           | ×                                                  | × | × |
| more than 10 ~ less than 20                            | ×                                                  | × | ○ |
| more than 20 ~ less than 40                            | ×                                                  | ○ | ○ |
| more than 40                                           | ○                                                  | ○ | ○ |

○ : necessity of re-analysis    × : unnecessity of re-analysis

**Table 3** Adjustment value[%] of threshold

| Average of malignancy             | Number of satisfaction of the<br>condition in Table 1 |        |        |
|-----------------------------------|-------------------------------------------------------|--------|--------|
|                                   | 1( 5%)                                                | 2(10%) | 3(15%) |
| more than 75                      | 5%                                                    | 10%    | 15%    |
| more than 55 ~ less than 75 ( 5%) | 10%                                                   | 15%    | 20%    |
| more than 0 ~ less than 55 (10%)  | 15%                                                   | 20%    | 25%    |



**Fig. 4** An example image (a) involving a true cluster of microcalcifications (shown by an arrow) with many false positives and its revised result (b) in which a true cluster and only one FP are indicated.

領域を含む例を示す。微小石灰化クラスタは

**Fig. 4(a)** の矢印の位置に存在し、その他の指摘箇所はすべて偽陽性候補である。この例の場合、再検討処理によって偽陽性候補が削除され、**Fig. 4(b)** に示すように真のクラスタ領域と1個の偽陽性候補が最終的な検出位置となった。

### 3. 性能評価

本手法の有効性を確認するため、268枚のマンモグラム（150症例データベースより抽出）を用いて微小石灰化クラスタ単位の検出性能を比較した。従来のシステムによって偽陽性候補が多く検出された画像は268枚のうち21枚あり、偽陽性候補の検出個数は157個であった。そのうち17枚が再検討処理によって自動的にしきい値が調整され、92個の偽陽性候補が減少した。また、微小石灰化クラスタ単位の検出性能は、再検討処理を加えない場合で、真陽性（true-positive）率 91%（61/67）における1画像当たりの偽陽性（false-positive）数は0.98個（262/268）であったのに対して、本手法により偽陽性候補を削除した場合、同一真陽性率（91%）における偽陽性数は0.63個（170/268）であり、真陽性率を減少させること

なく、偽陽性候補を削除できることを確認した。特に効果的に偽陽性候補を削除できたものは、低濃度型のマンモグラムで、しわ状の陰影が多く見られた症例であった。ただし、今回の実験では確認されなかったが、良性で散在型のクラスタでは、領域の狭いクラスタの集合として判断された場合に、再検討処理が行われ、誤って偽陽性候補として削除してしまう可能性があると考えられる。

#### 4. ま と め

一枚の画像から多くの偽陽性候補を誤検出してしまう問題を解決するため、動的に決定されたしきい値を用いて再検討処理を行い、偽陽性候補を削除した。このしきい値は、濃度ヒストグラム、および検出されたクラスタの特徴から決定し、真陽性候補を削除しないように配慮した。そして、改良された検出システムを用いて、268枚の画像による比較実験をすることによって再検討処理の有効性を確認した。しかし、散在型のクラスタを誤って削除する可能性があるため、今後、大規模なデータベースについて比較していく必要がある。

#### 謝 辞

本研究の遂行にあたり、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、愛知県がんセンターの岩瀬拓士先生、コニカ(株)中央研究所の吉村 仁氏に感謝いたします。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) 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(シュプリンガー・フェアラーク東京。東京1994)
- 2) 藤田広志: 日乳癌検診学会誌 **5** 135 (1996)
- 3) 土井邦雄: 日乳癌検診学会誌 **5** 148 (1996)
- 4) 金 華栄, 小畑秀文: 信学論(D-II) **J75-D-II** 1170 (1992)
- 5) 大久保なつみ, 磯部義明, 山本眞司, 他: ME誌 **32** 112 (1994)
- 6) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **11** 96 (1994)
- 7) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **12** 82 (1995)
- 8) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: 信学論(D-II) **J75-D-II** 1334 (1995)
- 9) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: 医画情誌 **13** 54 (1996)
- 10) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: Med. Imag. Tech. **14** 665 (1996)
- 11) N. Ibrahim, H. Fujita, T. Hara, et al.: Phys. Med. Biol. **42** 2557 (1997)
- 12) 加藤元浩, 藤田広志, 原 武史, 他: 投稿中

#### 付 録

微小石灰化クラスタにおける悪性度の定量化方法  
われわれの微小石灰化クラスタ検出システムでは、クラスタの良悪性鑑別における所見に基づいて悪性度を算出している<sup>10, 12)</sup>。なお、われわれの検出システムでは、専門医の判断により、50

mm<sup>2</sup>領域に検出された微小石灰化候補が3個以上存在するとき、クラスタ領域として定義している。まず、以下に示す特徴量(1)～(6)を求める。

- (1)検出システムが指摘した微小石灰化像の数
- (2)それぞれの石灰化像の重心と重心を結ぶ直線距離の平均
- (3)検出の段階で作成される2値画像<sup>10)</sup>の面積(画素数で定義)
- (4)(3)で定義した石灰化像の面積の標準偏差
- (5)石灰化像の円形度の平均

円形度 $C$ は、(3)で用いた2値画像をもとに、2次重心モーメントを用いて計算される特徴量であり(面積と円周長で定義される円形度よりも、形状が小さいときの一致性がよい)、円形度 $C$ は円形に近いほど1に近くなり、不整になるほど0に近くなる。2次重心モーメントを $M_t$ 、石灰化像の面積を $A$ 、領域の重心座標を $G(i_g, j_g)$ とすると、円形度 $C$ は次式で計算される。

$$C = \frac{A^2}{2\pi M_t} \quad (A1)$$

$$M_t = \sum_i \sum_j \{ (i - i_g)^2 + (j - j_g)^2 \} f(i, j) \quad (A2)$$

ただし、 $f(i, j)$ は、2値画像を示し、領域内で1、背景では0である。ここで、各微小石灰化に対して計算された円形度の平均値が小さいほど、そのクラスタ領域の悪性の程度はより高いものと考えられる。

#### (6)クラスタ領域の密度

クラスタ領域の密度 $D$ は、クラスタ領域の面

積を $A_c$ 、石灰化数を $N$ とした場合に、次式で計算される。

$$D = \frac{N}{A_c} \quad (A3)$$

次にそれぞれの特徴量について、悪性の場合に得点が高くなるように、それぞれ、(1)30点、(2)10点、(3)5点、(4)10点、(5)20点、(6)25点の配点を与えて個別に特徴評価を行い、それらの配点を合計して悪性度を0～100の値で数量化する。

## I 平成10年度 総会および年次（第121回）大会記事

平成10年度 総会および年次（第121回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成10年 6月20日（土）  
場 所 田辺製薬株式会社 東京事業所会議室

6月20日（土）

特別講演

「口腔領域画像診断におけるパノラマエックス線撮影の意義」

九州歯科大学 歯科放射線学講座 教授 大庭 健 先生

「医用3次元画像システム：The Digital Holography™ Systemの技術」

コニカ株式会社 中央研究所 本田 凡 先生

見学会

- ・ X線写真供覧（口腔領域に発生する疾患のX線写真）
- ・ 医用3次元画像システム

総 会

議題

- ・ 平成9年度事業報告，決算報告
- ・ 平成10年度事業計画，予算案

授賞式

- ・ 医用画像情報学会賞，功績賞，内田論文賞，金森奨励賞

研究発表会

- 1) CdZnTe検出器を用いた乳房撮影装置のX線スペクトル補正(2)  
松本政雄、山本明秀、金森仁志\*、吉田 真\*\*  
阪大・医・保健、\*福井工大・工・電気、\*\*東洋メディック(株)
- 2) CdZnTe検出器で測定したCT装置のX線スペクトル補正(2)  
松本政雄、山崎隆治、金森仁志\*、吉田 真\*\*、岡本英明\*\*\*  
阪大・医・保健、\*福井工大・工・電気、\*\*東洋メディック(株)、\*\*\*大阪成人病センター
- 3) X線写真に対する視覚のエッジ強調効果  
長谷川敏康、浅井義行\*、窪田英明\*\*、松本政雄\*\*、金森仁志  
福井工大・工・電気、\*近畿大学病院・放、\*\*阪大・医・保健

- 4) コーンビームCT装置で散乱線が画像に及ぼす影響と画質の改善について  
塚本和也、中森伸行、角尾卓紀、吉田靖夫、遠藤真広\*、日下部正宏\*\*  
京都工繊大・工芸、\*放射線医学研、\*\*ソニー中研
- 5) ノンスクリーンフィルムのLSF測定  
山田英彦、奥村泰彦、丹羽克味  
明海大・歯・歯放
- 6) 変形したビットプレーンを用いた画像圧縮  
樋口清伯  
大阪産大
- 7) 遺伝的アルゴリズムによるファジィ推論の最適化とその医用画像への適用  
蔡 篤儀、渡辺伸司\*、小島克之\*\*、富田政明\*\*\*  
岐阜高専・電気、\*富士ソフトABC、\*\*浜松大・経営情報、\*\*\*平田病院
- 8) 乳房腫瘍陰影の良悪性鑑別システムの開発  
森川聡久、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子\*  
岐阜大・工・応用情報、\*国立名古屋病院・放
- 9) 乳房腫瘍陰影におけるスピキュラ自動検出のための多段型振り子フィルタの開発  
森川聡久、五藤三樹、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子\*  
岐阜大・工・応用情報学科、\*国立名古屋病院・放

## Ⅱ 第121回理事会議事録

日 時 平成10年 6月20日（金） 12：30～13：30

場 所 田辺製薬株式会社 東京事業所会議室

出席者 金森、奥村、小島、滝川、津田、樋口、松本、山田、丹羽、  
内田名誉会長、竹中顧問、長谷川顧問

### 議 題

- 1) 平成 9 年度事業報告、決算報告を承認した
- 2) 平成10年度事業計画、予算案を承認した
- 3) 丹羽表彰選考委員長より表彰選考結果の報告があり、平成 9 年度受賞者を次のように決定した。医用画像情報学会賞：竹中榮一氏、長谷川伸氏、功績賞：田中俊夫氏、内田論文賞：山田英彦氏ら、受賞論文は「増感紙の直接 L S F 測定」、金森奨励賞：浅井義行氏ら、受賞論文は「心理物理的解析を用いた X 線写真粒状の評価」
- 4) 秋季(122回) 大会の進行状況について、小島理事より説明があった。MIIとして「C A Dの現状と将来」(仮題) と題するシンポジウムを行う事を決定し、その企画を小島、藤田両理事に依頼した
- 5) 平成11年度年次(第124回) 大会の開催を、癌研の小倉先生にお願いすることとした
- 6) 星理事辞任後空席となっていた医系大学関係理事に九州歯科大学の大庭教授を承認した

## Ⅲ 平成10年度 総会議事録

日 時 平成10年 6月21日（土） 13：30～14：00

場 所 田辺製薬株式会社 東京事業所会議室

出席者 4 4 名

### 議 題

- 1) 平成 9 年度事業報告、決算報告を承認した
- 2) 平成10年度事業計画、予算案を承認した

### 報告事項

表彰委員長から医用画像情報学会賞 2 名、功績賞 1 名、内田論文賞 1 件、金森奨励賞 1 件の選考結果報告の後、表彰を行った

## IV 平成9年度事業報告

### ○ 平成9年度年次(第118回) 大会

平成9年6月6日、7日

東京工芸大学工学部 津田元久教授 長谷川伸教授

出席者 104名(うち委任状76名)

特別講演

東京工芸大学工学部 畑田豊彦教授

「3次元画像情報の表示と人間の受容特性」

東京工芸大学工学部 久米祐一郎教授

「3次元空間との対話の為のヒューマンインターフェーデバイス」

研究発表演題数 12題

平成9年度受賞者

医用画像情報学会賞 内田 勝氏

功績賞 津田元久氏、速水昭宗氏

内田論文賞 山田正良氏、福澤理行氏、池田博昭氏

狐塚善樹氏、桜井 隆氏、児玉壮一氏

「新生児頭部超音波エコー動画像の評価」

雑誌 医用画像情報学会誌 14巻2号発行

### ○ 秋季(第119回) 大会

平成9年10月3日、4日

浜松大学経営情報学部 小島克之教授

出席者 23名

特別講演

浜松医科大学医学部 高橋元一郎助教授

「IVRCT/Angioの現状と将来」

研究発表演題数 8題

雑誌 医用画像情報学会誌 14巻3号発行

### ○ 春季(第120回) 大会

平成10年1月31日

京都工芸繊維大学工学部 中森伸行助教授

出席者 39名

特別講演

京都工芸繊維大学工学部 田村 博教授

「仕事のメディア、暮らしのメディア」

研究発表演題数 10題

雑誌 医用画像情報学会誌 15巻1号発行

## 平成9年度 決算報告書

| 収入の部   |            | 支出の部    |            |
|--------|------------|---------|------------|
| 前年度繰越金 | ¥2,925,890 | 印刷製本費   | ¥856,220   |
| 一般会費   | ¥1,116,293 | 通信費     | ¥293,095   |
| 賛助会費   | ¥810,000   | 研究会費    | ¥92,900    |
| 研究会参加費 | ¥50,000    | 旅費交通費   | ¥556,500   |
| 雑収入    | ¥43,849    | 会議費     | ¥104,723   |
| 利息     | ¥1,804     | 人件費     | ¥75,000    |
| 会長事務費  | ¥3,897     | 消耗品費    | ¥92,000    |
|        |            | 内田論文賞賞金 | ¥20,000    |
|        |            | 会長事務費   | ¥50,000    |
|        |            | 雑費      | ¥25,550    |
|        |            | 支出合計    | ¥2,165,988 |
|        |            | 次年度繰越金  | ¥2,785,745 |
| 収入合計   | ¥4,951,733 | 支出繰越金合計 | ¥4,951,733 |

## 平成9年度 内田基金会計報告

| 収入の部   |            | 支出の部    |            |
|--------|------------|---------|------------|
| 内田基金元金 | ¥1,030,000 | 郵便局定額貯金 | ¥1,030,000 |
|        |            | 支出合計    | ¥1,030,000 |
|        |            | 次年度繰越金  | ¥0         |
| 収入合計   | ¥1,030,000 | 支出繰越金合計 | ¥1,030,000 |

1996年6月17日付で定額貯金(利率1.2%)

## 平成9年度 金森基金会計報告

| 収入の部   |          | 支出の部    |          |
|--------|----------|---------|----------|
| 金森基金元金 | ¥500,000 | 郵便局定額貯金 | ¥500,000 |
|        |          | 支出合計    | ¥500,000 |
|        |          | 次年度繰越金  | ¥0       |
| 収入合計   | ¥500,000 | 支出繰越金合計 | ¥500,000 |

1996年9月6日付で定額貯金(利率1.2%)

## 監査報告書

医用画像情報学会

会長 金森 仁志 殿

監事 津田 元久



監事 樋口 清伯



平成9年度の収支について、平成10年5月9日に監査を実施しました。  
ここに、その結果を報告します。会計収支については、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。

## V 平成10年度事業計画

### ○ 平成10年度年次(第121回) 大会

平成10年 6月20日

明海大学歯学部

奥村泰彦教授

特別講演

九州歯科大学

大庭 健教授

コニカ(株)中央研究所 本田 凡先生

雑誌 医用画像情報学会誌 15巻 2号発行

### ○ 秋季(第122回) 大会

平成10年11月14日

浜松大学経営情報学部 小島克之教授

断層映像研究会との連続開催

シンポジウム「CADの現状と将来」(仮題)

雑誌 医用画像情報学会誌 15巻 3号発行

### ○ 春季(第123回) 大会

平成11年 1月30日(予定)

大阪大学医学部

松本政雄助教授

特別講演

大阪大学

稲本一夫教授(予定)

雑誌 医用画像情報学会誌 16巻 1号発行

## 平成10年度 予算案

| 収 入 の 部 |            | 支 出 の 部 |            |
|---------|------------|---------|------------|
| 前年度繰越金  | ¥2,785,745 | 印刷製本費   | ¥860,000   |
| 一般会費    | ¥900,000   | 通信費     | ¥290,000   |
| 賛助会費    | ¥840,000   | 研究会費    | ¥90,000    |
| 研究会参加費  | ¥50,000    | 旅費交通費   | ¥560,000   |
| 雑収入     | ¥40,000    | 会議費     | ¥110,000   |
| 利息      | ¥2,000     | 人件費     | ¥60,000    |
|         |            | 消耗品費    | ¥100,000   |
|         |            | 内田論文賞賞金 | ¥20,000    |
|         |            | 金森奨励賞賞金 | ¥10,000    |
|         |            | 会長事務費   | ¥50,000    |
|         |            | 雑費      | ¥30,000    |
|         |            | 支出合計    | ¥2,180,000 |
|         |            | 次年度繰越金  | ¥2,437,745 |
| 収入合計    | ¥4,617,745 | 支出繰越金合計 | ¥4,617,745 |

## VI 平成10年度受賞者

### 医用画像情報学会賞

竹中 榮一 氏

竹中榮一先生は、昭和33年来、東京大学、防衛医科大学において放射線医学の研究、教育、診療に従事され、平成3年3月に退官されました。この間本学会の基礎というべき放射線学診断学（X線映画、X線TVの臨床応用、血管撮影）、ガンの放射線治療、画像形成と画質など、医学放射線全般にわたり、優れた研究成果をあげられました。

本学会については昭和39年、前身の放射線イメージインフォメーション研究会の設立に力をつくされ、以来27年の長きにわたり常任委員、常務理事として会を育てることに尽力されました。とくに昭和45年から57年に至る13年間は同研究会の事実上の幹事長、財務部長として年間4回の研究会開催、その他庶務万端、会計全般を取り仕切って会の運営発展に力を尽くされました。

### 医用画像情報学会賞

長谷川 伸 氏

長谷川伸先生は、昭和29年来、東芝においてテレビジョンならびにX線テレビ撮像の研究開発、昭和42年からは電気通信大学、東京工芸大学において画像工学の研究、教育に従事され今日に至っております。この間、本学会の基礎というべき画像工学全般にわたり、優れた研究成果をあげられました。

先生は昭和43年に本学会の前身である放射線イメージインフォメーション研究会に入会され、昭和45年以来常任委員、常務理事として27年の長きにわたり本会を育てることに尽力されました。とくに昭和45年から57年に至る13年間は同研究会の事実上の総務部長、編集委員長として年間4回の研究会開催と会誌の発行を取り仕切って、会の運営発展に多大な貢献をされるとともに、画像工学に顕著な業績を残されました。

## 功 績 賞

### 田中 俊夫 氏

田中俊夫先生は30年余にわたり京都大学と京都工芸繊維大学に勤務され、写真化学の教育と研究に多大の貢献を残されました。

本学会については、前身のRII研究会がMII学会に改組・改称された昭和59年当初から、平成8年の退官まで10数年間、内田会長（現・名誉会長）のもとで事務局を担当された金森総務理事（現・会長）の片腕として、庶務担当の常務理事を勤められ、会則や表彰規程、英文入会案内書を始めとする諸規程の立案・整備など、主として庶務の面で学会運営に尽力されました。

以上のように田中俊夫先生は、本会運営上多大の功績を上げられました。

## 内 田 論 文 賞

論文著者 山田英彦・奥村泰彦・大坊元二・丹羽克味

論 文 名 「増感紙の直接LSF測定」

巻、号、頁 第14巻1号 96～103ページ

### 受賞理由

増感紙フィルム系で測定されたMTFは、ほとんど増感紙そのもののMTFと考えられている。しかし本論文は、増感紙の像をフィルムに写し込む過程で画像が劣化することを見出したものである。

著者らは増感紙面のスリット像を直接測定する装置を開発しLSFを測定した。その結果、増感紙とフィルムを組み合わせで求めたLSFは、直接増感紙面から求めたものより幅がかなり広く、フィルムは増感紙の像をぼかして転写していること、そしてこの原因は増感紙からの発光が増感紙とフィルムの間隙やフィルムのゼラチン層内で多重反射を起こすためであることを明らかにした。この現象を技術的に克服することは、感度と鮮鋭度を同時に満足させる新しい増感紙の開発に繋がるもので、医用画像工学に大きく寄与するものである。

## 金 森 奨 励 賞

論文著者 浅井義行・尾崎吉明・窪田英明

論文名 「心理物理的解析を用いたX線写真粒状の評価」

巻、号、頁 第14巻2号 83～95ページ

### 受賞理由

本論文は、X線写真粒状の新しい評価尺度として、物理的に求めたウィナースペクトルを視覚のMTFを使って心理物理的に修正し、二次元の積分をして求める心理物理的RMS粒状度を提案し、その濃度依存性が実際に肉眼で粒状を観察した主観評価結果を適切に表していることを示した優れた論文である。また、空間周波数の積分範囲は、フィルム観察距離が25cmの場合、 $0 \sim 4.0 \text{ mm}^{-1}$ でよいことを明らかにした。さらに評価を簡便化するため、その断面である心理物理的ウィナースペクトルを使って等価空間周波数を見出した。本法を導入した結果、従来から指摘されていた物理評価結果と主観評価結果の矛盾を解決し、肉眼で感じる粒状の程度を定量化することが可能となったことは、X線写真の画質の向上の研究に大きく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          |
|-----|---------|-----------------------------------------|-----------------|
| 517 | 大 倉 保 彦 | 大阪大学医学部医学系研究科<br>〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7 | TEL 06-879-5111 |

## 会 員 異 動 届

| No. | 氏 名     | 変更項目    | 勤務先および所在地                                                                   | 電話・FAX                               |
|-----|---------|---------|-----------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
| 254 | 東 田 善 治 | 勤務先     | 九州大学医療技術短期大学部<br>診療放射線技術学科<br>〒812-0054 福岡県福岡市東区馬出3-1-1                     | TEL 092-642-6723<br>FAX 092-642-6723 |
| 418 | 岩 永 秀 幸 | 勤務先     | 山口大学医学部付属病院放射線部<br>〒755-8505 山口県宇部市小串1144                                   | TEL 0836-22-2631                     |
| 417 | 入 沢 佳 弘 | 勤務先     | 長岡赤十字病院放射線科<br>〒940-0095 新潟県長岡市日赤町2-6-1                                     | TEL 0258-28-3600<br>FAX 0258-28-9000 |
| 110 | 小 寺 吉 衛 | 勤務先     | 名古屋大学医学部保健学科<br>〒461-8673 愛知県名古屋市東区<br>大幸南1-1-20                            | TEL 052-719-1554<br>FAX 052-719-1509 |
| 510 | 橋 爪 由美子 | 勤務先     | 金沢大学医学部保健学科<br>〒920-0942 石川県金沢市小立野5-11-80                                   | TEL 076-265-2537<br>FAX 076-234-4366 |
| 249 | 久保田     | 昇 担 当 者 | コダック株式会社<br>ヘルスイメージング事業部<br>〒135-0016 東京都江東区東陽2-2-20 東陽駅前ビル                 | TEL 03-5683-4625<br>FAX 03-5683-7757 |
| 473 | 五 藤 三 樹 | 勤務先     | 沖縄職業能力開発短期大学校情報処理科<br>〒904-2141 沖縄県沖縄市池原2994-2                              | TEL 098-934-6282<br>FAX 098-934-6287 |
| 389 | 石 田 隆 行 | 所属変更    | 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科<br>〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町<br>学園台555-36                     | TEL 0823-70-4583<br>FAX 0823-70-4542 |
| 441 | 細 羽     | 実 勤務先   | 株式会社島津製作所システム事業センター<br>〒101-0054 東京都千代田区神田錦町1-3                             | TEL 03-3219-6325<br>FAX 03-3219-6262 |
| 476 | 島 西     | 聡 勤務先   | 東芝医用システムエンジニアリング株式会社<br>技術部コネクティビティ担当<br>〒115-0045 東京都北区赤羽2-16-4<br>セキネビル3F | TEL 03-3598-5739<br>FAX 03-3598-5738 |

## お詫び

前号第15巻2号の会員異動届におきまして、東田善治先生のお名前ならびにご住所が誤植しておりました。ここに深く陳謝いたします。

尚、東田先生の正しいお名前、ご住所は、今号に掲載させていただきました。

## 賛助会員

平成9年9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)  
コニカ(株)  
シーメンス旭メディテック(株)  
島津製作所  
(株)ジーシー  
中央精機(株)  
東芝  
東洋メディック(株)

トムソン-CSFジャパン(株)  
日本コダック(株)  
浜松ホトニクス(株)  
(株)日立メディコ  
富士写真フィルム(株)  
(株)モリタ  
横河メディカルシステム(株)  
(株)ヨシダ

## 役 員

|      |                                                                                                         |           |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 会 長  | 金森 仁志 (福井工業大)                                                                                           |           |
| 名誉会長 | 内田 勝                                                                                                    | 名誉顧問 立入 弘 |
| 顧 問  | 竹中 榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)                                                                            |           |
| 総務理事 | 丹羽 克味 (明海大)                                                                                             |           |
| 常務理事 | 〔企画担当〕中森 伸行 (京都工繊大)、松本 政雄 (大阪大)                                                                         |           |
|      | 〔庶務担当〕奥村 泰彦 (明海大)                                                                                       |           |
|      | 〔財務担当〕山田 英彦 (明海大)                                                                                       |           |
| 理 事  | 〔大学関係〕稲津 博 (NBU)、稲本 一夫 (大阪大)、小島 克之 (浜松大)、<br>滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)、滝沢 正臣 (信州大)、<br>藤田 広志 (岐阜大)、和田 卓郎 (松本歯大) |           |
|      | 〔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)、<br>小池 功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、<br>松井 美楯 (ユニカ)            |           |
| 監 事  | 津田 元久 (東京工芸大)、樋口 清伯 (大阪産業大)                                                                             |           |

## 編 集 後 記

今年はエル・ニーニョとラ・ニーニャとかのおかげで、台風の発生が少ないようです。とはいえ過日の台風五号や七号のように、大都市を直撃すれば大きな被害が発生します。一方台風が来ないために水不足に悩む地方もあり、世の中万事平穏にはいかないようです。

我々の学会もすべての会員の皆様に満足していただける学会運営が出来ているだろうか、ふと考えることがあります。

平成10年度年次大会は明海大の奥村先生のお骨折りで、東京で開催され多数の参加者がありました。この場を借りて感謝致します。

秋季(第122回)大会は、小島先生のお世話で浜松において断層映像研究会と連続開催の形で行われます。多数の参加と活発な討議を期待しています。(丹羽)

ホームページ <http://www.fjt.into.gifu-u.ac.jp//mii/>

### 編 集 委 員

丹 羽 克 味 (明海大)  
竹 中 榮 一 (関東労災病院)  
長谷川 伸 (東京工芸大)  
松 本 政 雄 (大阪大)  
藤 田 広 志 (岐阜大)

### 医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成10年(1998)10月8日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味  
発 行 所 医用画像情報学会  
〒350-0283 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  
TEL 0492-85-5511(内437)  
FAX 0492-87-6657  
印 刷 所 (有)リュウワ印刷  
〒350-0831 埼玉県川越市府川223-5  
TEL 0492-22-5677

## 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, 0 0 0 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 3 0, 0 0 0 円<br>(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：〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

◎ 勤務先、住所等の変更があった場合は、異動届にご記入の上、事務局までお送りください。

# 医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

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 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 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ください。)

# 医用画像情報学会会員（勤務先、所属、住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名 印

新勤務先、所属名称 ふりがな

勤務先住所〒

TEL

FAX

新住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

## 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。

# Konica

## 環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

- 直接撮影用フィルム
- 間接撮影用フィルム
- 画像記録用フィルム
- 複製用フィルム
- スクリーン
- マンモシステム
- 非イオン性尿路・血管造影剤

- X-レイ自動現像機
- オートフィーダ
- レーザーイメージャ
- フィルムチェンジャ
- デライトシステム
- イメージファイリングシステム
- ダイレクトディジタイザ

### コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル  
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウェアセンタービル  
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2  
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋広小路ビル

関西支店・メディカルイメージング部 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル  
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル  
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル  
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル  
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

## 光と語る。



光の技術集団、浜松ホトニクス。  
光技術を通じて医学に、ひいては人間社会  
に貢献するため、今日もたゆまぬ研究開発  
を続けています。

### HAMAMATSU

#### 営 業 品 目

- 光電子増倍管
- 光源
- 撮像管
- 半導体光センサ
- 画像処理、計測装置

### 浜松ホトニクス株式会社

本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141  
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

# KYOKKO

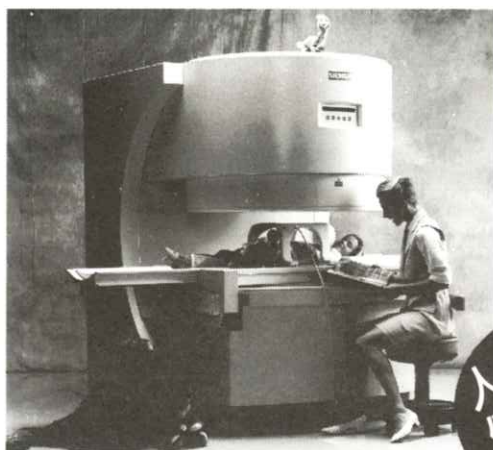
## 安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

### 化成オプトニクス株式会社

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

# SIEMENS



## 世界初のオープンタイプMRI

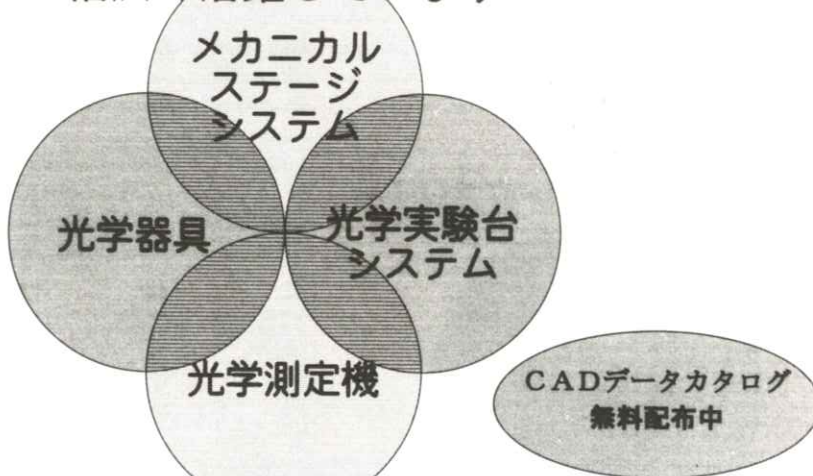
- イージーアクセス、フリーコミュニケーション実現
- どんな部位でも、マグネットの中心でイメージング可能
- 前後左右に自由に可動するフリーテーブル機構採用
- 関節を動かしてのモーションスタディに最適 ● 新型フラット型アクティブシールド傾斜磁場コイル採用 ● 広範囲にわたる磁場均一性実現 ● 最新アプリケーション対応

人に優しい **MAGNETOM Open**

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3-20-14 高輪パークタワー  
TEL.03-5423-8411

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で  
幅広く活躍しています



# 中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

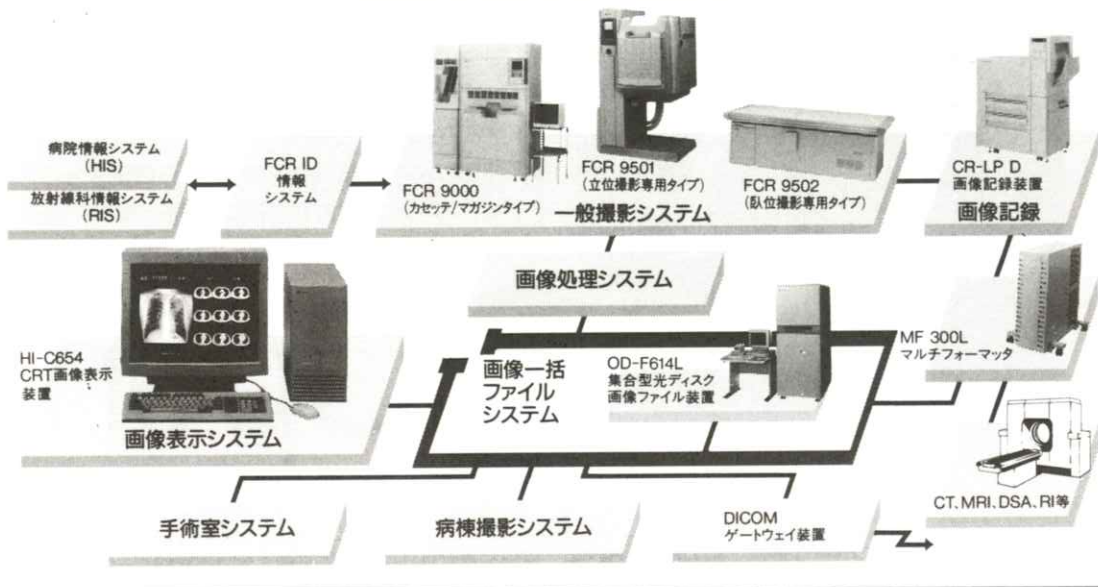
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

## FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

### FUJI E-DMSネットワーク Expanding

●高画質で安定した診断画像の提供。●豊富なラインアップで診断目的に合わせたシステムの構築および拡張が自在。●FCRやCT・MRIなど各種診断画像・情報を一括して光ディスクに保管、画像の一元管理を実現。

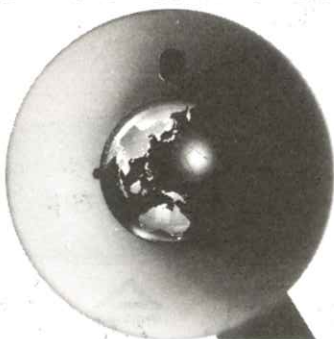


富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 104 ☎東京(03)3545-3321代



GE Medical Systems

## インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか。それらをいち早く察知し、各拠点が協力しながら、その解決策を探り、最新鋭の技術で具現化します。私たちの活動に国境はありません。GE横河メディカルシステムは、国際的に卓越した製品、イメージ、サービスをお届けします。

### CT

全身用コンピュータ  
断層撮影装置  
ProSeed EF  
ProSeed Accell EI  
Lemage  
Legato  
PreSage  
CTLuminex  
Eiz  
CTMAX640  
CTHiSpeed Advantage

### MR

磁気共鳴  
断層撮影装置  
SINGA Advantage I, ST  
SINGA Advantage I, DT  
Sierra  
MRVectra II  
GE Independent  
Console (IC)  
NUCLEAR

### NUCLEAR

核医学画像診断装置  
OPTIMA  
MAXXUS  
Starcam4000XR/T/XC/T  
ADVANCE

### X-RAY

X線撮影装置  
アトミックスL/C LP  
アトミックスL/C  
アトミックスL/CV/LCN  
アトミックスAPM/RPM-IFC  
アトミックスDXLX  
センタラ70MR  
センタラ7600T/600TFD/  
センタラHF  
ステノスコプ7800/6000  
ステノスコプLE  
AMX-4  
GM-1215  
フリンタ900/700

### ULTRASOUND

超音波診断装置  
LOGIQ700  
LOGIQ500  
RTS6000シリーズ  
RT4600  
RTfine  
RT50

### NETWORK

画像処理・画像管理  
Advantage Windows  
Dataview



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  
営業本部/☎165 東京都中野区大和町1-4-2  
東部支社 (03)3223-8511 西部支社 (06)368-1551

# **THOMSON-CSF JAPAN K.K.**

## 取扱品目

- |            |            |                 |
|------------|------------|-----------------|
| ● X線Ⅱ管     | ● 高解像CRT   | ● カラープラズマディスプレイ |
| ● 大電力三・四極管 | ● TWT      | ● クライストロン       |
| ● その他特殊電子管 | ● SAWフィルター | etc.            |

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部 TEL: 03-3264-6346

FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニクス社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

## HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？  
生命の尊さ・・・

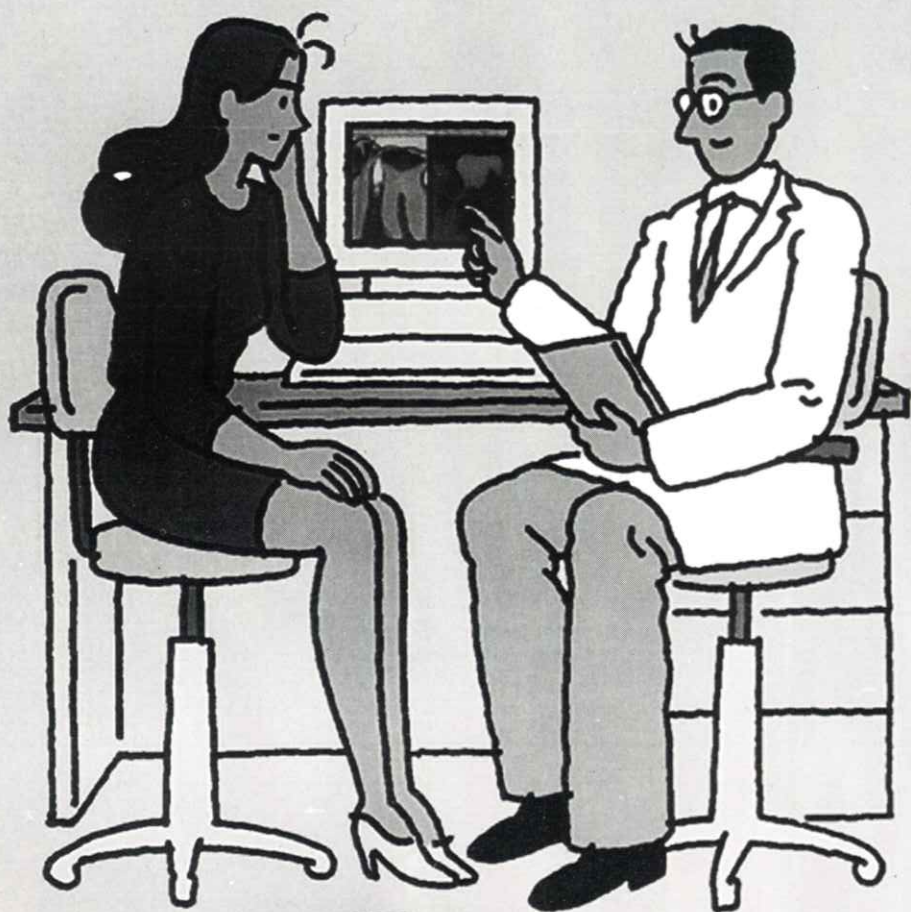
立場は違っても、  
環境が違っても、  
大切なものは同じです。  
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社 日立メディコ

〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館 ☎(03)3292-8111(代表) ●北海道(札幌)261-5651 ●東北(仙台)221-6311  
●茨城(水戸)25-5815 ●千葉225-5321 ●北関東(大宮)643-1487 ●東京3293-1651 ●官公需部3293-1666 ●東京西(立川)  
28-0051 ●横浜311-5601 ●静岡255-5271 ●北陸(金沢)62-3391 ●名古屋571-9106 ●京滋(京都)256-3092 ●大阪312-8091  
●神戸241-8181 ●中国(広島)243-8816 ●四国(高松)51-4508 ●九州北(福岡)713-5115 ●九州南(鹿児島)23-5721

手に取るように説明できる、  
患者さんにやさしいシステムです。



保険  
適用

患部が実際どのようになっているのか。  
それをどのように治療するのか。  
コンピュレイは、患者さんの知りたいことを、  
納得いくまで説明するのに最適なデジタルX線画像解析システムです。  
患部をリアルタイムで見ることができ、しかも高密度・鮮明画質。  
さらにあらゆる角度からの情報を収集できるので、明快的説明ができます。  
コンピュレイは信頼のコミュニケーション治療を実現する  
先進の画像解析システムです。

デジタルX線画像解析システム【コンピュレイ】

COMPUWAY



株式会社 ヨネタ

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941