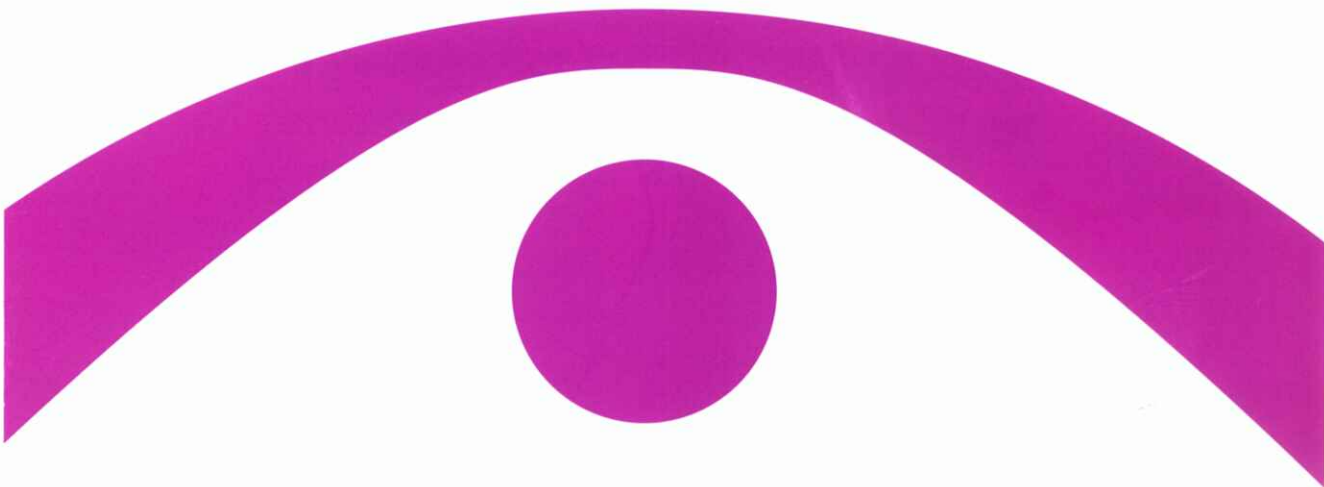


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻129号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.18 No.3 September 2001



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://kiso.dj.kit.ac.jp/~mii/>

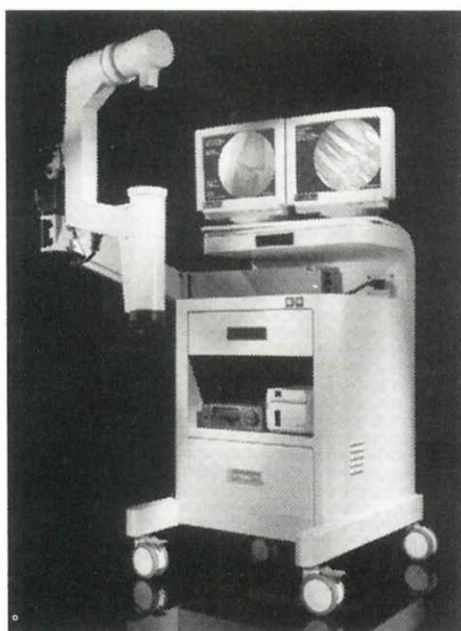
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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/NEUOTRON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

18巻 第3号 2001年9月

目 次

会 告

平成13年度秋季（第131回）大会のご案内	会告 1
平成13年度春季（第132回）大会の予定および演題伺い	会告 4

巻 頭 言

進歩の陰に	畑川 政勝	113
-------	-------	-----

特別講演資料

離島診療所支援情報ネットワークにおけるデジタル画像の有用性	崎原 永作	114
21世紀の人間ドックー仮想内視鏡（VE）とCD-ROM	稲本 一夫	120
診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構	山本 皓二, 高田 孝広, 永岡 宏朋 永澤 直樹	125

論 文

高次局所自己相関特徴を用いた胸部X線CT画像上の腫瘍陰影の自動検出	李 鎔範, 中川 俊明, 原 武史 藤田 広志, 伊藤 茂樹, 石垣 武男	135
Performance Evaluation of a CAD System for Detecting Masses on Mammograms by Using the MIAS Database	Shenglan LI, Takeshi HARA, Yuji HATANAKA Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO and Takuji IWASE	144

技術セミナー

初学者のための失敗しないROC解析法入門（VOL. 2）	白石 順二	154
------------------------------	-------	-----

国際会議報告

CARS2001に参加してーCAD（コンピュータ支援診断）システムに関する報告ー	松原 友子, 原 武史, 畑中 裕司 篠原 範充, 藤田 広志	168
IASTED-SPPRA報告	小島 克之, 蔡 篤儀	171

会 報

平成13年度総会および年次（第130回）大会記事, 第130回理事会議事録
平成13年度総会議事録, 平成12年度事業報告, 平成12年度決算報告書
平成12年度内田基金会計報告, 平成12年度金森基金会計報告, 監査報告書
平成13年度事業計画, 平成13年度予算案, 平成12年度受賞者
新入会員 会員異動届 賛助会員

Medical Imaging and Information Science

Vol.18 No.3 September 2001

(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.18, No.3)

Contents

Preface

Behind the Advance Masakatsu HATAGAWA 113

Invited Lectures

- Effectiveness of Digital Images in Information Network
for Assisting Isolated-island Clinics Eisaku SAKIHARA 114
- New Type Multiple Health Checking System in 21 Century
—Virtual Endoscopies and CD-ROM Kazuo INAMOTO 120
- Development of a Secure Networking System among Healthcare Professionals working
at National Hospitals, University Hospitals, or Clinics to Improve Community Health Care
..... Koji YAMAMOTO, Takahiro TAKADA
Hiroto NAGAOKA and Naoki NAGASAWA 125

Original Papers

- Automatic Detection of Nodules on Chest X-ray CT Images
Using Higher-order Autocorrelation Features
..... Yongbum LEE, Toshiaki NAKAGAWA, Takeshi HARA
Hiroshi FUJITA, Shigeki ITOH and Takeo ISHIGAKI 135
- Performance Evaluation of a CAD System for Detecting Masses on Mammograms
by Using the MIAS Database
..... Shenglan LI, Takeshi HARA, Yuji HATANAKA
Hiroshi FUJITA, Tokiko ENDO and Takuji IWASE 144

Technical Seminar

- Beginner's Guide for Successful ROC Analysis (VOL.2) Junji SHIRAISHI 154

International Conference Reports

- Report of CAD (Computer-aided Diagnosis) Systems in CARS2001
..... Tomoko MATSUBARA, Takeshi HARA, Yuji HATANAKA
Norimitsu SHINOHARA and Hiroshi FUJITA 168
- Report of IASTED-SPPRA
..... Katsuyuki KOJIMA and Du-Yih TSAI 171

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President : Hitoshi Kanamori, PhD

MIJ Editorial office :

Editor-in-Chief : Hiroshi Fujita, PhD

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

Tel : +81-58-293-2742, FAX : +81-58-230-1895, e-mail : fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp

MIJ Society office :

Executive Director : Yoshie Kodaera, PhD

Department of Radiological Technology, Nagoya University School of Health Sciences

Daiko-Minami 1-1-20, Higashi-ku, Nagoya 461-8673, Japan

Tel : +81-52-719-1554, FAX : +81-52-719-1509, e-mail : kodaera@met.nagoya-u.ac.jp

会 告

平成13年度 秋季（第131回）大会のご案内

秋季（第131回）大会を下記のように開催しますので奮ってご参加ください。

日 時：平成13（2001）年10月20日（土），21日（日）

場 所：財団法人愛媛県総合保健協会 2F会議室

〒790-0814 愛媛県松山市味酒町1丁目10番地5

連絡先：財団法人愛媛県総合保健協会事業部 大石茂雄先生

TEL：089-941-7882 FAX：089-943-4961

E-mail：post@oishi.com

参加費 会員：1,000円，非会員：2,000円，学生：無料

プ ロ グ ラ ム

10月20日（土）

16：00～17：00

研究発表

- 1) 50 μ mサンプリング間隔の乳房X線画像を利用した微小石灰化像の良悪性鑑別システムの開発
原 武史，藤田広志，遠藤登喜子*，岩瀬拓士**，笠井 聡***，
加野亜紀子***，吉村 仁***
岐阜大・工・応用情報，*国立名古屋病院・放射，
愛知県がんセンター病院・乳腺外，*コニカ(株)
- 2) Frequency analysis of CSF Flow on cine MRI in normal pressure hydrocephalus
Tosiaki Miyati, Hiroshi Fujita*, Mitsuhiro Mase**, Toshio Kasuga,
Tatsuo Banno** and Kazuo Yamada**
Kanazawa University, *Gifu University, **Nagoya City University
- 3) MRIにおけるRFパルス特性改善を目的としたRFパルスに関する研究
久場 匡，山口弘次郎，梅沢栄三，小原 健
藤田保健衛生大・衛生

17:00~17:30

特別講演 1

「肺がんデジタル検診の舞台裏」

財団法人愛媛県総合保健協会事業部主幹 大石茂雄先生

17:30~18:00

愛媛県デジタル健診システム、検診車など見学

18:30~20:30

懇親会（場所は未定）

10月21日（日）

9:00~11:00

研究発表

- 4) MRIのSAR低減を目的としたRFパルスに関する研究

安田成臣, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原 健

藤田保健衛生大・衛生

- 5) MRIにおけるスライス厚と信号強度特性評価

伊藤栄里子, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原 健

藤田保健衛生大・衛生

- 6) MRIの磁気標識特性評価に関する研究

山口弘次郎, 武藤晃一, 梅沢栄三, 小原 健

藤田保健衛生大・衛生

- 7) Measurements of MTF and SNR(f) using a subtraction method in MRI

Tosiaki Miyati, Hiroshi Fujita*, Toshio Kasuga, Kichiro Koshida,

Shigeru Sanada and Harumasa Kasai**

Kanazawa University, *Gifu University, **Nagoya City University

- 8) 新生児頭部エコー像の三次元表示

山本 覚, 福澤理行, 山田正良

京都工芸繊維大・工芸・電子情報

- 9) 局所的なパターンに基づく画像検索

中川俊明, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子*

岐阜大大学院・工, *国立名古屋病院・放射

11:00~12:00

特別講演 2

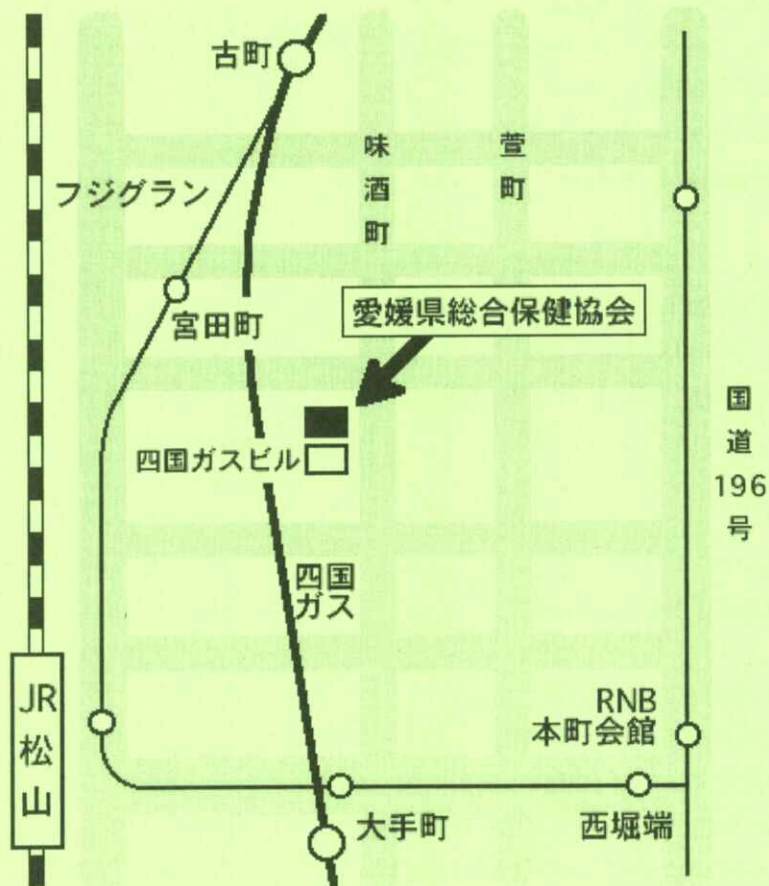
「デジタル画像に求める画質」

愛媛大学医学部放射線医学教室 教授 池添潤平先生

会場までの交通のご案内

- ・ JR松山駅より東へ徒歩10分
- ・ 松山空港より松山市駅、道後温泉行きバス
JR松山駅下車東へ徒歩10分
- ・ 松山観光港より横河原行き電車
大手町駅下車北へ徒歩5分
- ・ 松山市内路面電車利用時、大手町駅下車北へ徒歩5分

<会場案内図>



平成13年度 春季（第132回）大会の予定および演題伺い

平成13年度 春季（第132回）大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せください。

日 時 平成14（2002）年1月25日（金）

場 所 別府ビーコンプラザ（予定）

〒874-0828 大分県別府市山の手町12-1

TEL：0977-26-7111 FAX：0977-26-7100

<http://www.coara.or.jp/~b-con/>

連絡先 NBUメディカルカレッジ 稲津 博先生

〒870-0023 大分市大手町1-1-45

TEL：097-533-9200 FAX：097-538-4711

E-mail：inazu@med.nbu.ac.jp

1月24日（木）

夕方 懇親会 翠山荘住所

〒874-0904 別府市南荘園町25組

TEL：0977-21-1411 FAX：0977-22-5829

1月25日（金）

午前 特別講演

内容未定

午後 研究発表会

前日（24日に）懇親会を予定しています。

演題締切 平成13年11月15日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL：052-719-1554 FAX：052-719-1509

E-mail：koderam@met.nagoya-u.ac.jp

（文書，FAXまたはEメールでお願いします）

[巻頭言]

進 歩 の 陰 に

畑 川 政 勝

最近各社よりフラットパネルデテクターを搭載した撮影装置が次々と発売されはじめた。また従来よりある揮性性発光体を用いたCRも各社より販売されている。これらは、ほとんど単純撮影を対象としており、一つの病院に複数台数設置されるものである。

ここで問題となるのは、各社さまざまな装置から作り出される画像の画質の違いである。基本的な検出器の違いによるものから、周波数処理など画像処理に関するもの、さらには拡大率などプリンターに関するものまで、多種多様の違いが生じる。このように装置によって画質が異なった場合、過去の画像との比較で問題を生じる。診断は一枚の写真だけで行うのではなく、数日前、数年前の画像と比較し病変が変化したかどうかを見る場合がほとんどである。その病院に同じ装置しかない場合は問題がなかった。しかし複数メーカーの異なる装置が導入されたとすると、その運用には頭を悩ませる。特に単純撮影では画像が混在することは問題となる。これを避けようと思えば、同じメーカーの同一製品を購入すればよい。しかし、いつも同じ製品ばかり買うわけにもいかないし、時代の進歩にも付いて行けない。例えば、新しい機器としてフラットパネルデテクタ搭載のブッキー専用型を導入したとする。この装置で膝の臥位と立位のオーダーがあった場合、まずフラットパネルで臥位を撮影後、CRなどで立位を撮影しなければならない。同じオーダーの同じ部位でも異なる装置で撮影することになり画像が混在してしまう。この心配のために最新型の装置の導入を見合わせるか否かである。

単純撮影というのは必ずしも進歩が良いとは限らないところで、常にコンスタントな画質が要求される部門でもある。このような要求に対して、われわれはどのように対応すればよいのか。このような現場の声にも応えていただける実践的な研究への取り組みも、MII会員諸氏には是非ともお願いしたいものである。

(大阪市立大学医学部附属病院)

[特別講演資料]

離島診療所支援情報ネットワークにおけるデジタル画像の有用性

崎原 永作

沖縄県立中部病院地域・救命救急診療科・〒904-2293沖縄県具志川市宇宮里208-3

(現所属：沖縄県福祉保健部医務福祉課・〒900-8570沖縄県那覇市泉崎1-2-2)

(2001年1月24日受理)

Effectiveness of Digital Images in Information Network for Assisting Isolated-island Clinics

Eisaku SAKIHARA

Department of Emergency Medicine, Okinawa Chubu Hospital

Miyazato 208-3, Gushikawa, Okinawa 904-2293, Japan

(Presently, Medical and Welfare Division, Department of Health and Welfare, Okinawa Prefectural Government

Izumisaki 1-2-2, Naha, Okinawa 900-8570, Japan)

(Received January 24, 2001)

1. はじめに

全国有数の離島県、沖縄においてマルチメディアを用いた離島支援システムの構築は離島医療行政の悲願であり、早くから医療情報ネットワーク作りの試みが県や個人のレベルでなされてきました。そして、平成7年に全県立病院、全県立離島附属診療所間をパソコン通信で結ぶ医療情報システムが確立しました。今年で6年目をむかえる本システムは3年毎にバージョンアップを行い、デジタル画像の画質の向上により、医療情報の量が飛躍的に増し診療相談の際にやり取りされる情報の質も高くなり、診断やアドバイスがより自信を持って行えるようになったと多くの医師から良い評価を得ています。しかし、本システム以外のこれまでのマルチメディアを用いた離島支援策は十分な成果を上げたとは言えません。特に昭和56年に導入された静止画像電送装置が当時の最先端の高価な装置であったにも関わらず、結果的にはほとんど活躍できずに姿を消したのはまことに残念なことであり、その原因として当時のコンピュータ技術が画像転送を行うのに、まだまだ成熟してお

らず、時期尚早であったとの見方がある半面、実際に利用する側の現場の視点が欠けていたことがもっと大きな要因であるとの指摘があります。この指摘は、今後も「遠隔医療」支援において、ますます役割が大きくなって行くであろう科学技術の現場への導入の際に直面する問題であると思われます。

そこで、離島県沖縄の医療状況を紹介し、そこでは何が必要とされているのか、なぜ以前の静止画像電送装置は現場で使って貰えなかったのかを検証し、その教訓を踏まえて、せっかくの研究の成果である「デジタル画像技術」が有効に活用されるのに不可欠なものは何であるのか、一緒に考えてみたいと思います。

2. 沖縄の地理的状況

沖縄県は(ユーラシア大陸の東の端の太平洋に浮かぶ島々からなり、日本の九州から台湾までの千キロを越えて連なるいわゆる琉球弧の南半分を占めています。)東西千キロ、南北四百キロの広い海域に百六十の島々が点在する日本有数の離島県であり、そのうちの四十の離島が有人離島であり

ます。沖縄本島を本州のほぼ中央にある名古屋に重ねてみますと、沖縄の東の端の南北大東島は東京都の三宅島の東方海上に位置し、西の端の与那国は大分県に達します。気候は亜熱帯海洋性気候で一年を通して温暖ですが、年に7～8回の台風の襲来があり、その度に船や飛行機等の交通手段が途絶し、島々は孤立してしまいます。このような広い海域をカバーするために、沖縄県は全県を五つの保健医療圏に分け、各医療圏毎にその圏域の中核病院として、県立総合病院を設置し、その県立病院の附属の形で、人口三百人以上の島に十七ヶ所の県立診療所を設置しています。その他町村立診療所の3ヶ所を合わせると、離島診療所は二十ヶ所ということになります。

県立病院は親病院として、離島診療所の医師が学会や休暇などで島を空ける際に代診の先生を派遣したり、診療相談にのったりと離島支援をこれまでも行って来ています。この県立病院と附属の離島診療所の繋がりが、沖縄県の離島医療支援の土台になっており、この上に今日の医療情報ネットワークは構築されたのです。離島診療所の状況は、現在離島診療所への医師の派遣システムは自治医科大学を中心として、主に卒後3年目から7年目の若い医師が診療所に勤務しています。

診療所の医師は、その島にとって唯一の医師として島で発生する全ての疾病に対応しなければならず、まだまだ修練を積みなければならない若い医師にとって、その島の全医療を背負うストレスはかなりのものです。また、医師一人体制ですので、島にいる限り24時間待機状態であり、プレッシャーが肩に重くのしかかって浅い眠りの日々が続く、そのうえ島から容易にでることができません。

離島勤務医師の活動内容は多岐に渡り、突発事故や急病等の救急医療と慢性疾患のマネジメントなどの日常診療と予防、リハビリ、在宅医療などの生活を守る活動等の日常診療の他、集団検診や健康教室での講演、予防接種などがあり、最近では介護保険も加わりますます仕事の量が増えてきています。また、ひとたび重症患者が発生しま

すと、診療所には入院施設もマンパワーもないため大きな病院に送り出さざるを得ません。交通手段が限られているため、ヘリコプターによる緊急搬送を余儀なくされ、一年間の搬送件数は県全体で二百件をゆうに越えており、これも離島医療の大きな課題であります。

沖縄県はこのような一人体制の離島診療所を強固な親病院と附属診療所関係を築くことによって、総合病院のマンパワーでカバーしていこうと考えました。しかし、親病院自体に人員の余裕がなく、病院の日常業務をこなすのに精一杯で、必ずしも十分な支援を行ってきたとは言えません。そんな、離島診療所支援の施策として、沖縄県では早くから離島医療情報ネットワークを構築しようとの動きが始まっていました。

3. 離島医療支援の歴史

1981年、静止画像電送装置を17ヶ所、県立病院と附属離島附属診療所に設置し、電話回線による画像電送コンサルテーションの確立を目指しました。ところが当時のコンピュータ技術では画像処理が重すぎた事、機器を設置しただけでヒューマンネットワークを育てなかった事などで余り使われずに実用レベルに達したとは言えませんでした。その後、自治医科大学卒業医師達により、個人レベルでネットワークを構築しようとの試みが為され、1995年について全県レベルの事業として、パソコン通信による離島・僻地保健医療情報ネットワークの運用が開始されました。県立中部病院の地域・救命救急診療科をパソコン通信のホストとして全県立病院と全離島診療所を結ぶものでした。このシステムは3年ごとにバージョンアップされ、後で述べます『リスク』に受け継がれ、今では離島に赴任する医師にとって欠くことのできない情報網になっています。

1999年、1年間の実験運用としていわゆるテレパソロジー、テレラジオロジーが開始されました。この実験に伴い情報インフラが整備され、回線はアナログからデジタルになり、離島診療所からインターネットにフリーアクセスできるようになり

ました。しかし、実験のメインであった、テレバス、テレラジは離島診療所にとって、情報インフラの整備とインターネット接続以外には何もたらませんでした。実験終了後、無償譲渡されたテレバス、テレラジはカバーがかり現在ほとんど使用されていません。

それは20年前の静止画像電送装置の時の状況とかなり似ています。その原因として、そもそもテレバス（病理診断）が診療所の医療状況に全く合致していないこと、テレラジにしても診療所のレントゲン装置で撮れる画像では放射線専門医に読影を依頼するのには無理があること等が挙げられます。また病院側においても新しい支援を行う体制を整える事が考慮されておらず、支援側の放射線診断医、病理医の負担が増すだけの全くのボランティアであることなど、それに関わる人々を取り巻く状況に対する配慮が全く欠けています。このような現場の意見が反映されない状態が、いつまで繰り返されるのかとうんざりしていた矢先、ついに2001年からへき地医療支援機構が全国に創設される事になりました。離島医療の現場で必要とされている事を施策として取り上げ、関係部局と調整し問題を解決していく事が期待されている、離島医療を統括する部門になる予定です。

4. RISCの現状

それでは、1995年からはじまって、今年で6年目に入る離島診療所支援システムの紹介をいたしますが、サーバーのある県立中部病院の離島支援室をリモート・アイランド・サポート・センター『リスク』と呼んでいます。RISCは平成5年から2年間行った「パソコンを使った離島支援ネットワークの確立の研究」から始まります。情報過小になりがちな離島の支援ネットワークの構築がテーマで、電子掲示板、電子メールとCD-ROMによる文献検索が支援内容でした。

パソコンを利用するメリットは取り交わされた情報が失われない。電子会議などは一度に多数が参加できる。自分の都合の良い時間帯にアクセスできる。蓄積されたデータを再利用できること

などがあげられます。そして、この研究のもう一つの目的としてノウハウのたまったデータを駆使して離島の実情にあった医療の形、離島医療指針を作り上げることとしました。

離島医療情報ネットワークの機構としては、6ヶ所の県立病院と20ヶ所の離島診療所にパソコン通信用の電話回線を新たに付設し、パソコンとその周辺機器を接続して、パソコン通信による電子会議室や電子メールなどで情報支援を行っていました。99年には県立病院間は専用回線で結ばれ、離島診療所はISDN回線になり、全県立病院と診療所の情報インフラが完成し、中部病院を介してインターネットへもいつでも行けるようになりました。診療所のパソコンから電子会議室に入っていくには、アイコンをクリックし、ログイン画面からテーマ別の会議室に入っていきます。

個人メール、教育、お知らせなどの会議室があり、教育からさらに各診療科の会議室に入り、それぞれの会議室で情報をやり取りします。また、参加者制限の会議室もあり、そこでは安心して、言いたいことを存分に語り合うことができます。

実際には中部病院の救命救急センターを受診する年間三万六千の救急症例から、興味深い症例を提示したり、離島診療所での日常の診療での疑問点の相談やそれに対する専門医の返事、自分の島で起こった出来事の紹介、離島医療をよりよくするための討論会など多彩な情報が飛び交い、コミュニケーションの手段として、充分に定着していると言えます。そして、離島支援ネットワークが稼働したこの五年間で貴重な症例や離島医師の創意工夫等が多数蓄積され、新任の医師の離島医療ガイドブックとしても活用されているようです（Fig.1,2,3,4）。

しかし、本システムも専任の管理者を置いている訳ではなく、救急センターでの本来の業務の合間をぬってのネットワーク管理ですので、十分な時間が取れる訳はなく、貴重な症例群を利用しやすい形に整理できていたとは言えません。また離島からのコンサルトにも迅速に対応していない状況は、管理者として身の縮む思いの毎日でありま

す。一日も早く片手間ではない、専任の管理者を置くべきだと思います。

5. 離島医療支援センターとへき地医療支援機構

離島医療の充実、さらなる発展のためには離島医療の拠点部門の創設は不可欠であります。拠点部門は離島医療の専門家による離島医療行政の担うだけでなく、離島医療支援を行う機能を兼ね備えることが必要でしょう。かねてより離島医療支援センターとして離島医療従事者の間で早期の実現が叫ばれていたところではありますが、厚生労働省が平成13年度より各県に一ヶ所づつ設置するとの方針を固めた僻地医療支援機構がそのまま沖縄における離島医療支援センターとなりましょう。僻地医療支援機構による離島支援は医療情報支援と診療支援の両方を行うこととなります。離島で急患の発生に備えて24時間体制で急患ヘリコプター搬送や搬送に際しての添乗医師の派遣、患者の受け入れ等を含めた、離島医療に関するすべての範囲を統括する部門となるでしょう。離島医療計画を策定し、計画を実行する。離島医療の担い手である研修医を育てて送り出す。そのための研修のカリキュラム作成作業が必要です。育てる場として支援機構が僻地の支援をする病院に設置されるのは合理的なことです。また、離島に送り出した後、離島と支援機構を結ぶ離島医療情報ネットワークの運営こそが支援機構の重要な仕事になるでしょう。

6. 離島医療支援情報ネットワークの今後

さて、科学技術の進歩に伴い、情報通信環境は飛躍的に良くなっていくはずですが、今日の大掛かりな装置が必要な高精細画質がハンディカメラで取れるようになるでしょう。通信回線も大容量の情報が送れるようになるため、瞬時に大きな画像を送る事ができるようになるでしょう。また、動画伝送が主体となって大病院で行った心臓の検査が動画で診療所で見ることが出来る日もそう遠くないでしょう。レントゲンやCT等は直接読影セ

ンターに繋がっていて、撮影の後は自動的に伝送されて、放射線専門医による読影の結果が直ちに返ってくる。どの医療機関にかかってもこれまでの検査や画像のデータが参照できる。それは、これまで孤軍奮闘の観があった離島医療が離島医療支援機構という支援母体を持ち、ネットワークを関係する部門間に張り巡らせることにより、遠く隔たった医療機関が、あたかも一つの医療機関であるかのように機能しそのネットワークの中にある医療情報や人的資源を共有してそれぞれの場所でチーム医療を行うというパラダイムシフトが起こる瞬間であります。連動するはずの離島関連の事業間で担当部局が違うために生ずる食い違いが個々の事業をちぐはぐなものにして、離島施策が重大な機能不全に陥っている状況を打破するには関係部局が同じ目標の実現に向けて、共鳴するほどの強固なヒューマンネットワークを構築することが必要であり、その第一歩が効果的なコミュニケーション手段を用いることであります。そして、時間と距離の制約を超える情報ネットワークは医療情報の交換のみならず、ヒューマンネットワークを構築するためのコミュニケーションのツールとしても最も有効であると言えます。

沖縄という離島県の厳しい条件下で働く離島医師を支援するという出発点から始まった離島医療情報ネットワークは、6年目を迎えて離島医療従事者にとってなくてはならないもののとの評価をいただいたが、これは離島医療支援に留まらず、全国の僻地で展開されている僻地医療支援にも十分な効果を発揮する強力なツールであると言えます。

そして、新しいシステムを導入する際に決して忘れていけないことは、その地域の状況に新システムが合っているのかを充分吟味した上で導入を決定することと、支援とは単に医療支援だけに留まらず、医療従事者が僻地で医療人としてよりよく生きていくために必要なあらゆる支援を指すと認識することです。



Fig.1 典型的な腸閉塞のレントゲン像

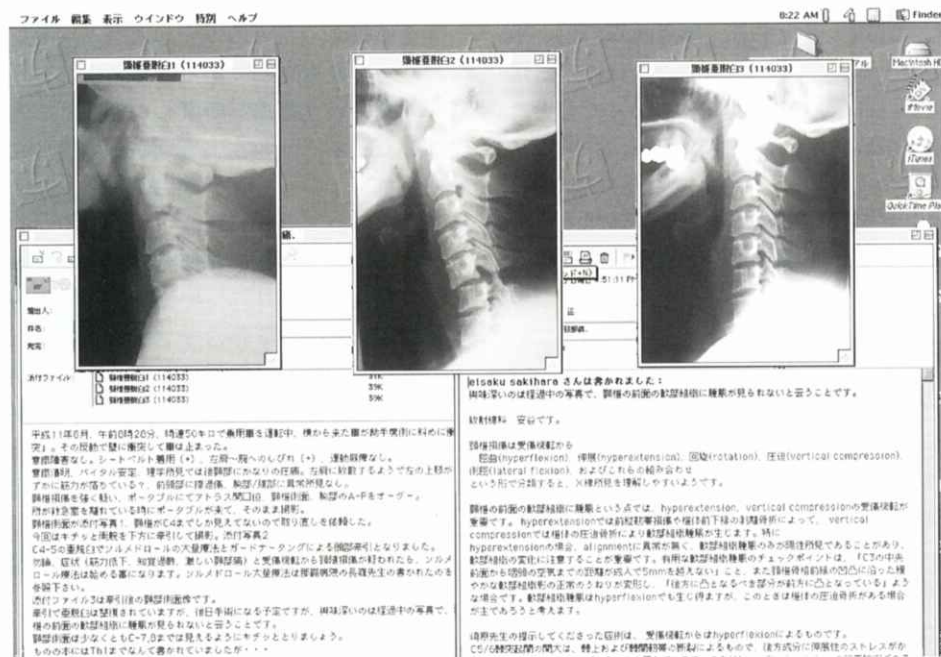


Fig.2 見逃しやすい頸椎下部の亜脱臼の症例

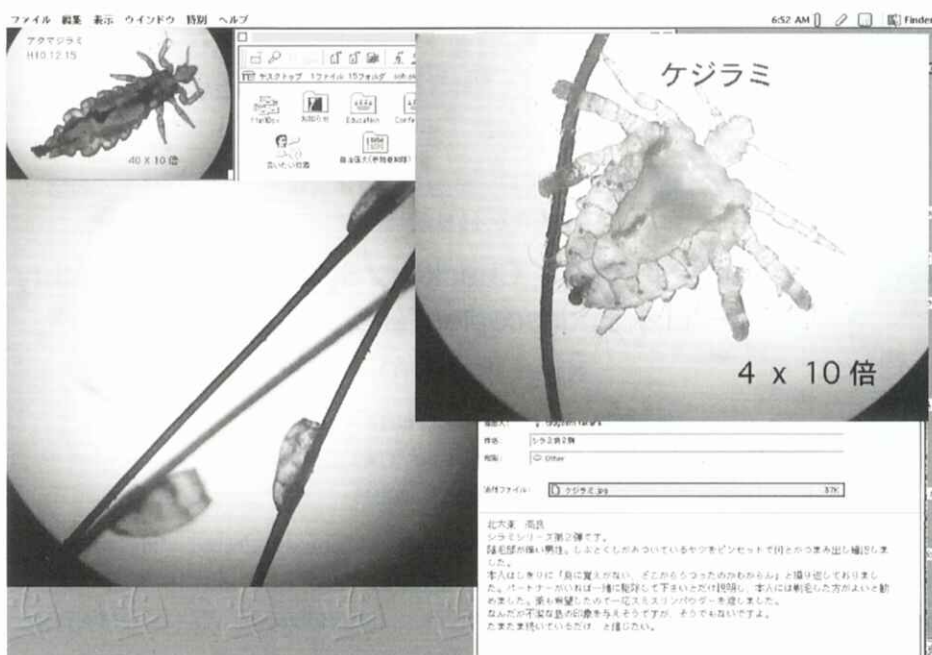


Fig.3 シラミの顕微鏡写真

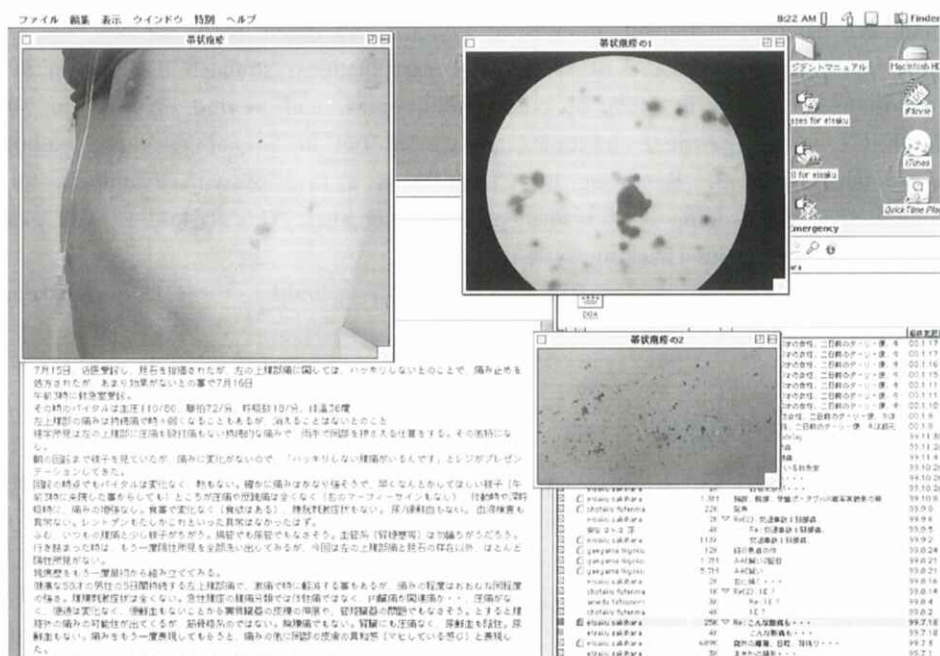


Fig.4 急性腹症を疑われた帯状疱疹

[特別講演資料]

21世紀の人間ドック — 仮想内視鏡 (VE) とCD-ROM

稲本 一夫

医誠会病院ソフィア健康増進センター・〒533-0022 大阪市東淀川区菅原6-2-25
(2001年6月2日受理)

New Type Multiple Health Checking System in 21 Century —Virtual Endoscopies and CD-ROM

Kazuo INAMOTO

SOPHIA Health Improvement Center

6-2-25, Sugahara Higashiyodogawa-ku, Osaka 533-0022, Japan

(Received June 2, 2001)

Abstract: The new type multiple health checking system (human dock) has been developed by Iseikai Hospital, Osaka, Japan. It has several features. The first one is high quality imaging diagnoses using Electron Beam CT (IMATRON), Multidetector CT (SOMATOM PLUS 4), MRI, Ultrasound and Electron Endoscopies. The second is clinical application of CT virtual endoscopies for stomach and colon composed by the multidetector CT. The third is recording of each examinee's data including imagings on a CD-ROM for personal usage after changing from DICOM format to JPG. In last 18 months, 1000 personals are examined by this system. We detected malignant diseases of stomach and others in 6, cerebral aneurysm in 2, coronary calcification in 26.4% of IMATRON examinations, stomach diseases in 60% of gastric endoscopies, polyps in 90% of colon endoscopies, and uterine myomas in 30% of pelvic MRI. CT virtual gastric endoscopies are carried out in 5 examinees and pathological findings are detected in 3. Reporting by CD-ROM is a favorite with examinees for their health improvement by reading it at his/her personal computer. This system is well evaluated as a revolution in the health checking system.

Key words: Health checking system, Electron beam CT, Multidetector CT, Virtual endoscopies, CD-ROM.

1. 人間ドックの現状

厚生労働省の1998年のデータでは、20歳以上の人の内、健康診断・人間ドックを受けたことがある人が61.9% (男性67.8%, 女性41.7%) で、日本人は自己の健康管理に熱心である姿が浮かびあがってきている。

わが国は健康管理システムが非常に整っている。行政ベースと個人ベースに分けてみる。

● 行政ベース

☆地域保健：保健所、保健センターが一般住民、自営業者、農業従事者を対象に行う住民検診

☆学校保健：学校で幼稚園児、学童、生徒、学生、教職員を対象に行う学校検診

☆産業保健：職場で雇用者、パートタイマーを対象とする企業検診

● 個人ベース

人間ドック：個人の費用または健保組合の援助で受診している。

住民検診は戦前の結核検診から出発しているので、個人を対象とするより、集団の健康状態の把握と改善に力点が置かれている。非常に安価で無料で行われるので、検査内容は一時代前にならざるを得ない。もちろん最新の画像診断はない。検査機関側の都合が優先するので、複雑な日程表となる。とりわけ専門医の不足があり、非常勤に頼らざるを得ず、そのため毎日できず、日程指定をせざるを得ない。

人間ドックは1954年（昭和29）に東京国立第一病院（現国立国際医療センター）で始まった。最初は宿泊型（4-5日）であった。1970年には米国より自動化検診システムが導入され、半日（3-4時間）で検査が行えるようになった。最近では1日か1泊の人間ドックが多くなっている。人間ドックの発展には健康保険組合の受診料援助が果たした役割は大きく、サラリーマンの成人病対策に大きな効果をもたらしてきた。現在年間200万人程度の受診者がいる。

日本病院会が行った人間ドックの全国集計では、健常者は30%（1984）から15.8%（1998）に減少している。とくに生活習慣関連の6項目のうち肥満、高コレステロール、高血圧、肝機能異常の異常頻度は前年に比し増加している。日本人全体が不健康な状態に移行しているといってもよい。

人間ドックも50年近い歴史となると制度疲労を起している。1日（半日、日帰り）ドックでは検査の水準を保持するため制定された総合健診優良基準があるが、それが足かせになって時代遅れになり、最新の医学の進歩に対応していない。とくに新しい画像診断（CT、MRI）を採用していない、腫瘍マーカーなど新しい検査項目はオプションになっているなど検査手段の陳腐さが目立つ。検査記録提供はペーパー方式で画像そのものの提供はないなどの問題がある。1泊型の病院ドックでは脳、心臓の検査を行っているところもあるが、病院業務を優先させる結果、検査日時を制限せざるを得ず、印刷された結果のみで、医師の説明はオ

プションになっているところもある。

人間ドックの問題点と改善すべき点をまとめてみると次のようになる。

- (1) 検査項目の固定化：基準検査項目設定の悪影響をさけねばならない。
- (2) 腫瘍マーカーの欠如、画像診断の不足など、時代遅れを解消せねばならない。
- (3) 受診者への説明を十分に行い、検査成績を一次予防に生かせねばならない。
- (4) 検査成績の蓄積と結果の連続性に配慮し、データ提供体制の見直しをはかる必要がある。

2. 新しい人間ドックの発足

従来の人間ドックを徹底解析した結果、ソフィア健康増進センターは次のコンセプトで人間ドックを発足させることにした。

- (1) 高品質・最新画像診断：超高速CTを使用する心臓冠動脈硬化症の早期発見と心筋梗塞の予防、超伝導MRIにより脳血管の描出と脳疾患の早期発見、内視鏡・VE（仮想内視鏡）による質の高い消化管診断。
- (2) コースの多様化：総合（スーパー）、脳、心肺、大腸、レディースと顧客の選択肢の増加。
- (3) 快適性：一般外来と離れた専用施設を設ける。ただし高額医療機器（CT、MRI）は病院にあるのを使用する。すべての検査は半日（午前中）で終わるようにする。
- (4) 懇切丁寧：受診者の説明は内科医のみならず、放射線科医、婦人科医、泌尿器科医も行う。
- (5) 画像も含めた検査結果はCD-ROMで提供して、家庭のパソコンでみることができ、救急時にも役立つ。

3. 人間ドックの成績

3.1 受診者数

発足以来1年半（2001.7）ですでに1000名を越す受診者が訪れた。もっとも多いのは50-59歳の働き盛りだが、30-39歳の若年者、40-49歳の多い

のも当センターの特長である。これはCD-ROMで個人の診療情報を提供することが受けたのかもしれない。

3.2 検査成績

検査成績を約1年間（2000.12）のデータでみる。

がんの早期発見：悪性腫瘍発見数は、胃がん4、腎がん1、前立腺がん1で、総受診者620人の0.97%となっている。全国平均（1999年日本病院会）の人間ドックのがんの発見率は0.23%なので、短期間とはいえ成績がよい。

頭頸部病変：頭部MRIの有所見率は35%で、その大半は加齢による脳底部一頭頂部の小梗塞の多発（ラクナー梗塞）である。頭部MRAでは5.6%の有所見率で、動脈硬化性変化19人、脳動脈瘤2人を数えている。脳動脈瘤例には本院脳外科でステント充填術を施行し、脳出血を未然に防止することができた。頸部エコーでは総頸動脈の動脈硬化性変化を主とした有所見者が34%みられる。意外と思われるのは、甲状腺エコーの有所見率が36%もあることで、とりわけ嚢胞の存在を伴った甲状腺の機能低下症をみた。

心筋梗塞、狭心症の予防：医誠会病院は人間ドックの開設と時を同じくして超高速電子ビーム式CT（イマトロンC-150XP）を導入した。同装置は従来のCTと異なり、電子線をタングステン・ターゲットに当てX線を発射するメカニズムを有している。そのためX線管球回転方式より超高速で撮影できる。心電図と同期させ、拡張期、収縮期に合わせ、撮影することも可能である。ドック用の単純撮影は0.1秒で撮影しているが、冠状動脈の断面を静止画で描出することが可能である。最近マルチディテクターCTでも心臓のCT像を得られると言っているが、イマトロンより遅く、比較すると右冠状動脈のぶれは大きい。冠状動脈の断面で得られる情報の最大のものは、石灰沈着である。動脈硬化が進行すると血管壁にカルシウムが沈着する。石灰沈着と動脈狭窄は平行することが実証されているので、石灰化指数が100以上の際には循環器科へ紹介している。心臓イマトロ

ン検査は26.4%の有所見率があり、PTCAを行った方もいる。イマトロンは従来の循環器系検査と異なり、直接的に冠状動脈硬化症を描出できるのは受診者への説明する効果は大きく、以後の処置について納得してもらえ、以前からイマトロンの画質は悪いと誤って信じられているが、3mm、6mmスライスでみる限りそのようなことはない。肺のCT像では小さい肺がんの描出のみならず、喫煙の間質性変化も描出できるので受診者の生活指導に大きな威力を発揮している。

消化管検査：従来の人間ドックでは、上部消化管のバリウム検査は必須のものであった。私たちのドックでは思い切ってバリウム検査を廃している。内視鏡検査を行うのである。最近の内視鏡は細くなり、術者の腕もよくなっているので、短時間で検査を終えることができる。簡単に生検もできるので良悪性の鑑別もつく。内視鏡の有所見率は60%であり、ヘリコバクターピロリ菌の陽性率は41%になっている。内視鏡検査は懸念された受診者の拒絶反応も少なく、むしろバリウム検査より短時間で終わり、楽であるとの声も聞かれる。下部消化管検査は別の日に行っている。注腸検査は行わず、大腸内視鏡検査のみである。この検査は数時間をかけて大量の水を飲んで洗腸が必要で、同一日に行うと受診者の疲労感も激しいので、別の日におこなっている。大腸内視鏡では90%の有所見率だが、とりわけポリープを発見することが多い。ポリープ摘出は後日「日帰り手術センター」で行い、出血が懸念される時は1泊の入院をさせている。

婦人科：婦人科医による女性生殖器のチェックも大きな特色である。骨盤MRIで30%の有所見率だが、その多くは子宮筋腫である。

腹部CT：イマトロンと同時期に入ったマルチディテクターCTのSIEMENS SOMATOM PLUS 4. VOLUME ZOOMが使われている。この装置は4列同時に撮影できるため、短時間（0.5秒/回転）で薄いスライス（0.5mm）を高画質で撮影可能である。本装置は腹部CTで鮮明な画像が得られ、腹部臓器の病変検出に役立っている。マルチディ

テクターCTの威力は3次元画像を作成することである。しかし周辺機器の問題で決して短時間で作成することはできない。とくに日常の仕事に忙しい放射線技師にそのことを要求するのは難しい。そこで私たちは臨床検査技師1名をその専任に当て、3D画像の作成に当たらせている。とりわけ力をいれているのは胃や大腸の仮想内視鏡である。CT像をもとに、まるで消化管の中を内視鏡でみるような画像を作成することができる。これを研究段階で留めることなく、実際にドック検査に取り入れることを本年3月より実施している。

3.3 胃VEドック

直接内視鏡を行うことなく、胃3DCTと血液ペプシノーゲン測定、ピロリ菌尿素呼吸試験の3者を組み合わせて、そのうちいずれかに所見があれば直接内視鏡を行うよう指示している。VEは開発途上にあり、多量の画像データを処理することから長時間（2時間半）を要し（現在は30分に短縮）、得られた画像の質的問題も多い。実際の症例を重ねていき、病理所見との対比が求められる。すでに5例に施行し、3例に病的変化をみた。受診者にとってはCT装置の上で寝て1回の息止めデータ収集が終わり、非常に楽である。将来直接内視鏡にかわる時代がくるであろう。

3.4 受診者への説明

もっとも評価されたのは納得いく説明である。私たちは従来の人間ドックを研究した結果、受診者は検査結果の説明に満足していないことを知った。放射線画像は読影結果を内科医が受診者に伝えることが多かった。私たちは放射線科医が画像診断のフィルムを見せて直接受診者に説明する方式を採用した。この方法は大変好評を博している。仮に正常であっても脳MRIや心CTをつぶさに説明することで、検査結果をよく知ってもらう効果がある。放射線科医が診断の結果を説明することは、裏方であった放射線科医が診療の第一線に出てくることであり、そのことで放射線科医のもつ専門性が一般に理解され、地位向上にもつながる。

それに内科医の説明の負担軽減にもつながっている。その結果、納得して二次検査へ移行する人が多くなり、本センターが医誠会病院のゲートウェイとしての役割を果たす効果をもたらしている。

3.5 検査報告

発足以来、検査報告はCD-ROMで提供している。市販のCD-R（650MB）に臨床検査、画像、診断結果をすべて貼り付けている。一般にホームページを作成するのに使われているのと同じ方法である。このためには人間ドックの診療は電子カルテ化している。臨床検査データは病院のオーダリングシステムより転載しているが、一部の生理データ（身長、体重等）は臨床検査技師が手入力している。医師の診断、放射線画像、超音波診断等はすべてファイルメーカを用いて入力している。内視鏡、超音波画像はMOまたはFDで採取しJPGに変換して入力している。放射線画像はもっとも問題で、IMATRON、MRI、SIEMENS CTよりCD-RWまたはMOで採取し、胸部X線像（FCR）はスキャナで取り込んでいたが、現在サーバーを使って直接取り入れている。これらのデータは病院に隣接するマンションの一室にある「電脳工房」に集められ、受診者個人のデータベースとなり、専任の職員によってCD-Rに焼き付けられる。いまのところ紙の報告書も同時に作られているので、結構手間暇がかかる。最初は検査後3週間を要したが、いまは10日前後となっている。初期に見学にきた人たちは画像サーバもなくよくやっていると感心されたが、私たちはとにかく実行することが第一で、それから改善すればよいと始めた。ずいぶん無駄も多く回り道もしたが、結構勉強になった。

その過程で学んだことを以下に記す。

- (1) DICOMは決して共通規格ではない。S社のDICOM、G社のDICOMがあって相互乗り入れは難しい。
- (2) 一連の画像データがバラバラにでてくることがある。これは数ヶ月ばかり要したが、修正された。
- (3) メーカは画像データのネットは考えているが、

- データベース化は考えていないように思える。
- (4) 展示会でみられるPACSは決して現実の姿ではない。セットアップするには大変な苦勞がある。くるまを買ってきてすぐ動かせると思ったら大間違いである。
 - (5) DICOMはあくまで医用画像の世界であり、一般に使用しようとするれば、JPGに変換せねばならない。もちろん圧縮がかかるが、CT、MRIに関しては画質低下の心配はない。
 - (6) デジタル画像の元祖であるCRは、このようなプロセスに乗らず、出力されたフィルム画像をスキャナで取り込まなければならないのは、まことに皮肉である（いまは改善）。

4. 今後の方向

電腦画像盤と称されるこのCD-ROMはなかなかの評判で、マスコミでも取り上げられ、人間ドックの営業成績の向上に貢献している。おそらくわが国で最初の画期的な個人医療データベースではないかと考えている。よく標準化・・・と関係者

から聞かされるが、家庭のパソコンで見られることは、すでに立派な標準化がなされていると思う。メーカーの方々に要望したいのは、コンテンツはわれわれが改良するが、いかにそれを手早くCD-ROMに作成する手法を創出していくか、画期的な記録媒体を考えていただくかであり、それをわれわれは待ち望んでいる。このような個人データの移転方式は病診連携へも広がる可能性がある。インターネットで行う方法も当然考えられるが、個人情報の秘密保持、改ざんされない等で、携帯メディアは生き残るだろう。

5. おわりに

最後に私たちの部門がソフィア健康増進センターと称していることについて説明したい。ソフィア(SOPHIA)は古代ギリシアに語源をもち、「知恵とか賢さ」を意味する。知恵、賢さを生かした人間ドックを運営するのが、ソフィア健康増進センターなのである。

[特別講演資料]

診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構

山本 皓二, 高田 孝広, 永岡 宏朋, 永澤 直樹

三重大学医学部附属病院医療情報部・〒514-8507 三重県津市江戸橋2-174

(2001年6月2日受理)

Development of a Secure Networking System among Healthcare Professionals working at National Hospitals, University Hospitals, or Clinics to Improve Community Health Care

Koji YAMAMOTO, Takahiro TAKADA, Hirotomo NAGAOKA and Naoki NAGASAWA

Edobashi 2-174, Tsu, Mie 514-8507, Japan

(Received June 2, 2001)

Abstract : Fostering a cooperative society between family physicians and specialists will be a key to improve the community healthcare. To accomplish this, however, may not be a simple story in Japan, since most of the clinicians working at private clinics have been educated as specialists of some disciplines and are sometimes competitors with each other. Because of the difficulty of preserving the quality of social insurance, the cost-effectiveness of healthcare system has been pursued and the importance of family medicine was recognized. And the primary care has become one of the key educational subjects. The communication system among family physicians and specialists to support the above cooperative society should also be a fundamental infrastructure in future, however, it is rather difficult to create such a system at present since most of the clinics and hospitals have computer systems of their own which were developed without the concept of community healthcare. In this paper we will describe about our project to develop such a communication system which is started this April, 2001 at Mie prefecture. It is stated that keeping privacy of each clinic and a patient has the crucial importance to get the approval to the development of the system.

1. はじめに

日本では、今、少子高齢化が進む中で医療費を抑え国民に安心して過ごせる地域社会を提供することが求められている。このため、厚生省（現、厚生労働省）では昭和60年から医療機関の統廃合も含めた供給体制の見直しと医療機関の役割分担の明確化を図る作業を開始した。平成7年には地域医療の担い手であるかかりつけ医の重要性を厚生白書の中で初めて触れている。また、DRG/PPS

に見られる包括支払い制度、競争原理の導入による医療の効率化の追求、医療の標準化、など現在の医療を取り巻く環境は厳しい [1,2]。インターネットの普及に伴って患者自身も自分の病気に関する専門知識を得ることが容易となり、医療に対する患者自身の目が厳しくなったことも医療に大きな変革を求めてきている。診療に対するセカンドオピニオンを求めることも珍しくなくなるであろう [3,4]。医療は法的には患者と医師（あるいは医療機関）との間の契約行為であるが、このこ

とを今まで認識されることは少なかった。しかしこれからの医療では、契約行為であることがより明確に認識されるようになり、医師は患者に対して自分が行う治療方法を説明し患者自身が決定する形態が増えることが予測されている [5]。ここでは、常に評価された事実に基づく医療 (EBM) を求められることになるであろうし [6]、行った医療行為を第三者あるいはグループによって評価し、質を向上させる努力が医療提供者側に要求されるであろう [7]。このことは地域医療の担い手であるかかりつけ医 (家庭医) も例外ではない。ところで家庭医に対してアメリカ医学界では次のような資質を必須としている。それは、①Accessibility: 地域住民の誰にでもが気楽に相談出来る人間性、②Comprehensiveness: 専門領域を特定せずどのような疾患についても患者の立場にたって適切な指示を与える能力があること、③Coordination: 必要に応じて他の専門医と速やかな連絡が取れること、④Continuity: 他の医療機関に紹介した後でも継続して患者をフォローできる体制を整えていること、⑤Accountability: 医療の質を保証し医療過誤が生じたときにその責任が取れること、である。日本のかかりつけ医に対してもこれと同様な資質は必要である。この中で特に③④の条件を満たすには家庭医と他の専門医との間に信頼の置ける密なネットワーク基盤が必要となる。しかし、日本では従来、専門教科の詰め込み式教育、徒弟制度的教育が行われてきており、かかりつけ医としての教育は必ずしも十分では無い。この結果、他の専門医との間の密なネットワークは育ちにくい。地域医療を変えて行くには、教育カリキュラムから見直していく必要がある [8]。最近、卒後臨床研修の必須化、客観的臨床能力試験の導入など臨床医としての技能習熟に重点を置いたカリキュラムへと変わろうとしており、総合診療部などで一般医としての専門教育を受けた人材も育ちつつあるが、このような教育を受けた人材が地域に展開していくようになるまでにはまだかなりの時間が要る。また、現時点では医療機関毎に異なる設計思想で作られたシステムが動いてお

り、このこともかかりつけ医と他の医療機関との間の医療情報ネットワークシステムを構築する上での支障となる。本稿ではこれらの諸問題に対してわれわれが考えている解決策について紹介する。三重県では平成9年から久居医師会が中心となり地域医療情報ネットワークシステムの試験運用を行ってきた [9] が、本稿で紹介する内容はその発展形として平成12年度に再設計し現在開発が進む三重県地域医療・福祉情報ネットワークシステムの設計コンセプトである。

2. 現状分析

我々は地域医療情報ネットワークシステムを地域医療の担い手であるかかりつけ医を中心に地域全体で医療を支える情報基盤と位置付けている。情報基盤となる為には、システムを介してやり取りされる情報は診療を継続する上で十分な精度と信頼性のあるものでなければならない。また、使用するコードや概念などの標準化も前提となる。このようなシステムの必要性に関して異議を唱える人は少ないであろう。しかし、具体的にシステムを作るとなると、例えば、費用負担問題、データ入力問題、データの質並びに安全性の保証、メモリの還元、コンピュータ教育、など実にたくさんの課題を解決する必要がある。大学病院は理論的リーダーとして全体を引っ張っていく必要はあるが、理想だけではシステムは組めない [10, 11]。現実社会の中で実際に使われ、使うことによって少しでも理想に近づくことの出来る現実的なシステムを設計する必要がある。どのようなシステムならば展開出来そうであるかを知るために2000年3月に津医師会メンバーに対して地域医療情報ネットワークに関する意識調査を行った [12]。その回収率は、残念ながら、12.5% (105/850) と低調であった。アンケートがA4サイズで23頁に及んだことも理由の一つと考えたいが、医師会からは内容が難しいとクレームがついた。回答のあった105件について分析してみても、例えば、病診・診診連携における情報交換に関する満足度は

「大変満足」と「まあ満足している」を加えた割合が38.1%もあり、「あまり満足していない」と「不満足」を加えた割合（23.8%）を上回っていた（表1）。ネットワークシステムの必要性に関しては、「必要」と「将来必要」を加えた割合は67.6%あったが、「現状では必要でない」と答えた割合も14.7%と高い（表2）。「現状では必要でない」と答えた15名に対してその理由を問うと「現状の診療現場では必要性を感じない」が66.7%と多いが、「患者にメリットがあるか疑問」(53.3%)、「セキュリティに疑問」(53.3%)、「データの責任が判らなくなる」(26.7%)が上位に来ており、メリットの還元とセキュリティの確保が重要であることが伺われる。我々は現在、三重県地域医療・福祉情報ネットワークシステムを推進するために幾つかの部会を設けているが、開業医を中心に設けた電子カルテ部会では電子カルテの議論よりむしろその中のレセプト機能に関心が高い。質の高い医療情報のネットワーク化をスローガンに掲げることが構わないが、実際に使われる為には日常の問題の改善に繋がるシステムとすることが必須である。

表1 病診・診療連携における情報交換に関する

選 択 肢	年 齢		合 計
	50歳以下	51歳以上	
大変満足している	1(2.0%)	6(10.9%)	7(6.7%)
まあ満足している	14(28.0%)	19(34.5%)	33(31.4%)
普通である	21(42.0%)	16(29.1%)	37(35.2%)
余り満足していない	11(22.0%)	10(18.2%)	21(20.0%)
満足していない	2(4.0%)	2(3.6%)	4(3.8%)
分からない	1(2.0%)	2(3.6%)	3(2.9%)

表2 医療情報ネットワークシステムの必要性（回答無しの3名を除く）

選 択 肢	年 齢		合 計
	50歳以下	51歳以上	
必要である	14(28.0%)	6(11.5%)	20(19.6%)
近い将来必要となる	23(46.0%)	26(50.0%)	49(48.0%)
現状では要らない	7(14.0%)	8(15.4%)	15(14.7%)
わからない	6(12.0%)	12(23.1%)	18(17.6%)

3. 方法

3.1 目的の明確化

ネットワークシステムを介して地域に信頼のおける医療情報を蓄積し、医療・福祉に活用して質の向上に資することはプライバシー問題が無ければ住民にとっても非常に良いことであろう。しかし、いろいろな環境の下で働く多くの医師を巻き込んだネットワークシステムによって実用に耐える質の高い情報が蓄積できるかに関しては一般論として疑問視せざるを得ない。人命を預かる医療の現場ではネットワークを介して情報を使うことがあったとしてもその情報には絶対の信頼性が要求される。このことは、医療の世界では情報の無条件共有化は基本的に在り得ず、もしも在ったとしても検査結果などの事実データに限定されることを意味している。例えば将来全ての医療機関に電子カルテが導入され、医療提供者が正しくデータを入力すると仮定しても、入力された情報だけで正しく入力者の意図が理解できるか（完全性の保証問題）や情報を無条件で使った場合の責任問題並びにプライバシー問題は解決されず、やはり情報の無条件共有化は在り得ないと考えている。今回、我々が構築する地域医療・福祉情報ネットワークシステムの最大の特徴は、情報の共有化を第一義的な目的としていないことである。システムの目的は、使い勝手が良く、かつ、安心して使える情報共有化制御機構を医療関係者に提供し、情報の流れの制御権をその情報を作成した医療提供者（主として医師）並びに患者自身が持つこと、そしてネットワークに参加することで得られるメリットをプライバシーを侵害しない範囲内で最大限享受できる仕組みを組み込み、そのことによって結果的に自律的に成長していく情報共有の基盤システムとなることである。

3.2 組織戦略

自律的に成長する基盤システムとなるには、少なくともシステムが住民並びに医療提供者に十分理解され、受け入れられなければならない。その

為には、①プライバシー保護を含めたセキュリティの保証とそのことの周知徹底、②使用するコード類の標準化機構の提供、③メリットの還元、④情報共有化制御機構の提供、⑤運用費の捻出、⑥基幹病院など大掛かりな病院情報システムが入っている組織との連携、など多くの難問に答えねばならない。さらに、システムが成長していくには、システムを使う人達の手でシステムが開発されることが理想的である。言い換えると、地域の中にシステムに対する改善・開発要求を収集し、システム開発までを行う組織体をシステムを使う人達の手で結成されることが重要である。このことを実現するには、開発の早い段階からシステムの将来像を見据え、そこに参画するであろう人達（組織）を開発部隊の中核に据えた組織が必要である。本プロジェクトに対して我々は、県、関係市町村、医師会、歯科医師会、薬剤師会、臨床検査技師会、システム開発ベンダー企業、など主立った全ての関係機関の長（県は健康福祉部と地域振興部）を会員とした三重県地域保健医療福祉情報ネットワーク推進協議会を県民局を中心に立ち上げた（委員長：三重大学医学部附属病院長）。この協議会の下に実質的な開発を担うシステム検討委員会を設け、その中に、「システム運用部会」、「システム連携部会」、「電子カルテ部会」、「ネットワーク部会」、「診療所・中核病院連携部会」という5つの作業部会を組織した。システム運用部会は主としてシステムが平成14年度以降も永続して成長していくための運用組織を作ること並びに地域に根付いていくための活動を行うという重大な任務を負っている。システム連携部会は、県や市並びに消防署（救急）などシステムを影で支える人たち（組織）のニーズを吸い上げ、ややもすると医療に偏り勝ちなシステムをより幅の広い支持層にメリットを還元するための機能要求を行う任務を担っている。電子カルテ部会は、使用する電子カルテを評価すること、意見を述べて設計に反映させること、の二つのノルマが課された部会である。私はこの部会の活動を通して地域の中で電子カルテを展開していくリーダ的医師が育つことを願ってい

る。ネットワーク部会は、ネットワークの特にセキュリティに関して一般に認められたセキュリティ・レベルを保証するための技術集団として位置付けている。そして、診療所・中核病院連携部会は、診療所と中核病院とのインターフェイスを設計する部会であり、主として中核病院の内部システムと本システムとのインターフェイスを設計開発する技術部隊と、運用を議論する部隊とが混在した短期決戦型部会と位置づけている。

3.3 メリットの還元

3.3.1 長期バックアップ体制

情報の保管形態として2通りの考え方がある。一つは、データを夫々の医療機関に分散して持ち、そのアライバイ情報のみを管理する形態であり、今ひとつは上記のアライバイ情報管理以外に夫々の医療機関のデータを可能な限り中央にバックアップして保管する方法である。ネットワーク構築の容易性やデータに関する責任をシステムが負わないという意味から言えば明らかに前者が勝っている。しかし、システムが取り扱うデータは住民の健康情報であり、住民がその生涯の中で受診する夫々の医療機関で過去に遡って参照される可能性があることを考えれば、情報は永久に保存されることが望まれる。しかし、大学病院など設備の整っている基幹病院を除いて、かかりつけ医の全てにデータを永久保存することの保証を求めることは困難であろう。さらに、画像情報を除けば、詳細なアライバイ情報を管理することは実データを管理するのと余り変わらない労力が必要である。これら二つの理由から、我々はネットワークの中央にかかりつけ医のためのバックアップセンターを設置する方式を採用することとした。しかし、中核病院に対しては、中央でのデータバックアップは行わない。また、画像情報（カルテに添付された参照画像を除く）については、かかりつけ医院で発生する確率は小さいと考え、予算の関係から少なくとも今年度の開発プロジェクトでは中核病院で発生する画像情報のアライバイ管理に留めることとした。ところで、現在の法律ではカルテは夫々の

医療機関内部に保管することが義務付けられている。本システムでもこのことは保証する。しかし、安全性の観点からデータのバックアップをコンピュータ・システム的にはより厳格に管理された他の部署に保管することはあって良いと考えている。バックアップデータが法的にカルテ情報として認められるか、また、施設外に持ち出す時の要件に関してなどについて本稿を書いている時点でまだ国の正式見解がない。しかし、個人情報保護法が国会を通過した時点で何らかの見解は出されるものと考えている。

3.3.2 レセプト連動と情報の質

システムが日常的に使われるためには医事会計と独立したシステムとすべきではない。しかし、医事会計は行った診療行為の理由付けに重点が在り、診療行為の結果得られる物（特に病名）に関する情報の質は概して良くない。会計上行われる検査などのまとめ処理も情報を歪ます結果を招く。ところで、紙ベースのカルテの最大の特徴は、それが医事会計とは独立した存在であることにある。このことで診療録としての存在価値を保持している。電子カルテでは入力容易性だけを議論し勝ちであるが、電子カルテの設計で最も本質的かつ困難なことは、診療録としての記録を行うことで（半）自動的に医事会計（レセプト）としての記録が別枠で作成される仕組みを作り上げるところにある。しかも電子カルテを使う医師にこのことが明示的に判る形で設計しなければならない。我々はレセプトチェック機能の中にこのことを組み込もうと考えているが、まだその詳細は煮詰まっていない。

3.3.3 標準化機構とシステム管理機構

中央にバックアップセンタを設置する形態をとった時点で、少なくともかかりつけ医用の電子カルテ並びにそこで使用する医薬品、病名、処置などのコード類はセンタから一括ダウンロードすることが出来る。配布する電子カルテでは個別のテンプレート作成や使用する病名集、医薬品などの

設定が簡単に出来る。これらの情報は設定ファイルに書き込まれている。この設定ファイルをバックアップセンタに保管することで点数改正などで電子カルテのレセプト機能に変更が生じた時、電子カルテのバージョンアップ、或いは何らかの理由で電子カルテを再インストールする場合にも夫々の医療機関毎に設定された電子カルテをダウンロードすることが出来る。このことはコンピュータに不慣れな医師にとってもコスト軽減に繋がる大きなメリットであろう。一方、基幹病院では独自の病院情報システムが稼働している。基幹病院のシステムを修正するには夫々のシステムを導入しているベンダーに頼まなければならないが、今回のプロジェクトでは、これらの経費は基幹病院の持ち出しとなる。今年度に開発予定の基幹病院は、三重大学医学部附属病院、国立三重中央病院、国立三重病院である。共に経費を潤沢に使える状況ではない。また、一般的に言って標準化機構をシステムに反映させることはシステムの全面改正に近い作業を伴う場合が多い。今回のプロジェクトで最も重要なことは情報連携であり、標準化はその次に来ることから、標準化という観点で基幹病院のシステムを見直すことは止め、バックアップセンタにコード類の変換表を作ることで標準化への対応とすることを考えている。

3.4 セキュリティ機構

本システムはCATV網の上に構築したVPNを用いた閉じたネットワークシステムである。閉じたネットワークではあるが、基本的に診療所間の直接相互のデータ書き込みや変更は無い。紹介状並びにそれに対する報告書ではデータが行き来するが、これはバックアップセンタに設置する中間サーバを介して送信側がそこにデータを置くと受信側がそれを取り出す形をとる。基幹病院には本システムとのインターフェイスサーバを設置し、これが中間サーバ的役割を果たす。診療所のシステムから別の診療所のシステムに直接入り込むことができないのと同様に、診療所のシステムから直接基幹病院のシステムに入り込むこともできない。

後述する連携機能を用いて紹介状と報告書以外の情報も互いに参照することも可能であるが、これらは基本的にWebベースでユーザを限定した選択的参照である。

3.5 連携機構（共通ID機構）

「同一患者には同一患者ID」の原則を地域全体で達成出来れば情報連携の観点からは便利と思われるが、プライバシーに関する疑念を払拭し、社会全体で認められるようになるにはかなりの時間を要するであろう。ところで、無条件情報共有を前提としない本システムでは、基本的に紹介状をベースに医療機関の連携が行われる。この場合、一患者一患者IDの環境が無くても確実に関係を付けることが出来る。共通ID機構は、一人の患者が紹介状をベースに繋がった複数の医療機関でその連携のレベルを制御する機構である。連携レベルは正の実数値であり、レベルによって情報提供或いは開示の程度が規定される。レベル2が紹介状（報告書）のやり取りをしたレベルである。この場合、データそのものが互いの医療機関に送付される。これ以上高いレベルではデータそのものは動かず、相互参照となる。少なくとも紹介状を交わさなければ基本的に情報参照は動かないし、上位のレベルに変更することもできない。しかし、救急に携わるネットワーク参加者にとって緊急時に患者が受診している病院の名前を知ることだけでも救命に役立つ。この考え方から最下位層のレベルとして患者の氏名、生年月日、性別、住所などからコンピュータが予測した連携層を用意している。このレベルは基本的に救急に携わるネットワーク参加者しか使用権が無く、また、提供する情報も受診の可能性がある病院名、そこでの患者IDとその連絡先、緊急時の注意事項、などに限定している。連携レベル制御データベースには一人の患者が受診している病院の患者ID情報が入っており、データベースの鍵は全体を統合するIDのようなものである。我々はこれを共通IDと呼ぶ。しかし現時点で、共通IDが明示的に使われることは無く、ネットワークに参加するどれかの

医療機関の患者IDが判れば、基本的には他の医療機関での患者IDにたどり着くことができる。

3.6 紹介状（報告書）作成支援

かかりつけ医に配られる電子カルテシステムで紹介状の作成支援機能、並びに、紹介状に対する報告書をペアで電子カルテに保存する部分が今回導入する電子カルテの最も大きな新規開発項目である。全ての紹介状（又は報告書）には紹介状番号（報告書番号）がユニークに振られ、この番号で管理される。紹介状も報告書もXML形式に変換されて通信される。本プロジェクトで使う電子カルテ専用のビューアを使うことによってXML形式で書かれたこれらの情報を電子カルテのイメージで見ることができる。基幹病院から診療所に患者紹介する場合（逆紹介）、或いは報告書を送付する場合も電文はXML形式に変換され、基幹病院に設置するインターフェイスサーバに置く。この方法により病診連携も診診連携と同じ手順で行うことができる。紹介状（報告書）を送付した時点でメールで送付したことを先方に伝えるが、特に紹介状の場合、紹介する前に紹介先の了解が必要となることもある。この場合、事前の了解は従来通り電話などで対応して貰うことを考えている。紹介先の診察スケジュールについては、夫々の医療機関のホームページを充実させることで対応しようと考えている。

4. 考察

4.1 プライバシー保護と情報共有

本システムでは、夫々の医師並びに患者に彼らの情報の制御ができる仕組みを提供するが、このことで医療提供者同士の連携が深まり、質の高い医療の提供ができる環境が生み出されなくてはならない。このためには、ネットワークに参加することによって質の高い医療に対する直接的メリットが患者並びに医師に還元されることが望まれる。多くの場合、地域医療情報ネットワークシステムのメリットとして①複数医療機関の間での薬の重

重複投与や併用禁忌薬の防止、②重複検査の防止が挙げられる。患者のプライバシーを守り、無条件の情報共有をしないという前提でどのようなシステムならばこのメリットが追求できるかについて考えてみよう。

薬について：今回処方しようとした薬と同一薬或いは併用禁忌薬を他院で処方され服用している場合、このことに対してシステムで警告を出すことはプライバシーの侵害に相当するだろうか。普通、医師は薬を処方する場合、患者に「現在何か薬を飲んでいますか」とか「薬アレルギーは在りませんか」と質問をする。この質問に対し大半の患者は正直に答えるであろう。もっとも、その場合でも詳細にかつ正確に答えることができるケースは稀であり、この質問は単に医師の医療事故に対する事後対策なのかも知れない。医師にとってはやはりシステムによる厳密なチェックが欲しい。ところで患者には、服用していることを他人に言いたくない薬もあるであろう。この場合、服用中の薬の名称を患者に断りもなく画面に表示することはプライバシー侵害である。ところで、この問題で医師にとって最も重要なことは、重複投与や併用禁忌となる薬を患者が飲んでいるかを知ることである。薬の中身（一般名称）は重要さのランクから言えばその次にくる。重複投与や併用禁忌と関係の無い薬の情報については患者の病態を知る上で役に立つかも知れないが、今回の目的から言えば不要であろう。また、商品名による薬表示（業者名が判る）、処方した医療機関や医師の名前、或いは具体的な処方箋などは「情報開示は必要最低限」の原則にも違反している。この中で特に併用禁忌薬のチェックは、医師が患者に危害を与えないために必須である。警告を出すことが患者のプライバシー侵害に相当するかは微妙なところであるが、医師側の権利として、システムで警告を出すことは許される範囲と考えたい。今回、我々が開発するシステムでは、警告を出すだけでなく、併用禁忌に関して一般名での表示ができる仕組みを考えている。一般名での表示を必要とする理由は、警告だけでは正しく処方箋を書くことが

困難であることによる。第一段で警告を出す、警告は重複投与か併用禁忌かで異なるマークを使う。併用禁忌の場合、さらにその詳細を一般名で表示できる機能である。具体的には次の手順でこの機能を提供する。①バックアップセンターで患者が現在服用中の薬を一般名でリストアップしたマスターをバッチプログラムで日々作成する。②ネットワークに参加する施設毎にその施設に受診したことのある患者について①で作成したマスターから当該施設以外で処方された薬のリストを作成する。③毎朝、夫々の施設に一括転送する。今回使用する電子カルテには、薬の重複投与や併用禁忌のチェック機能は付いているが、ここに外部ファイルも見に行く形に変更する。但し、基幹病院のシステムについては今年度どこまで作るかについて、予算がらみの問題からまだその詳細は決まっていない。

検査について：検査はレントゲンなどの画像検査、血液検査などの検体検査、心電図などの生理検査、内視鏡検査、など沢山在るが、実際には夫々趣が異なる。共に「重複検査が在る」という情報だけでは役立たず、その結果を参照することが必要となる。しかし、この場合、少なくとも現時点で、患者の了解だけで動かすことには問題が多い。情報提供者側に対する情報提供料の自動算定などは技術的に解決すると考えているが、検査結果だけでは誤解を生じる場合もあり、所見とペアで動かす必要がある物も多い。ところが、所見を書く医師は、不特定多数の人（医師）がそれを見するという意識で所見は書いていない。医師の責任の所在問題は、簡単には解決しない。また、検体検査の中にはプライバシー問題にとってセンシティブな検査項目もあり、項目毎にその取り扱いを変える必要がある。さらに、現時点では、検査の標準化問題も決着しておらず（特に検体検査）、重複検査のチェックそのものがコードレベルで常に出てくるという段階では無い。検査の場合、医師側から見た理想形は、患者が受けた全ての検査の一覧が日付を追ってカレンダー形式で表示され、どれかをクリックするとその詳細が判る物であろう（但

し、相互の医療機関同士での連携レベルが当該検査結果を参照できる高さ以上の場合)。しかし、このようなシステムを作るには患者だけでなく現時点では医療機関（医師）の事前了解が必要である。そして事前了承を得るには、本プロジェクトの設計コンセプトが社会の中で受け入れられることが先決である。検査のカレンダー機能は、協議会の中で了解が得られた時点から開発を始めても遅くは無いと考えている。

4.2 医師の情報制御権

情報制御という言葉を使うと情報のアクセス制御権という言葉が直ちに思いつくかもしれない。しかし、医師に法律用語である「権利」としての情報のアクセス制御権が有るかについて、筆者の一人（山本）は懐疑的に考えている。患者から正当な理由で情報開示を求められたとき、医師はそれを拒むことができないであろう。ところで、医師を含めて医療提供者は彼らが作った医療情報の中身（意味）に対して責任を持つ必要がある。情報が正しく相手に理解されるようにすることまで含めて、開示する情報の質には医師としての責任がある。カルテが医療機関側にしか無かったこと、並びに、この責任を全うするために、従来、慣例として医師に情報開示の鍵が渡されてきたものと考えている。決して法的な権利としての情報の制御権では無い。情報の質の保証は情報開示とは無関係であり、情報制御の鍵を医師が持つことは必然では無い。近未来に、カルテ開示が進み、診療録を患者と共有しながら診療する形態が一般化したとき、患者本人がカルテのコピーを持ち歩く時代が来るかも知れない。そのときでも、バックアップ系として本稿で紹介するようなネットワークシステムは必要だと考えているが、そのときには情報制御は大幅な見直しが必要となるであろう。今回、我々が使用する電子カルテでは、データは高密度で保存される。画像を除けば患者の診療録を一枚のフロッピーに全て保存することができると我々は考えている。フロッピーの内容は、専用の電子カルテ・ビューアー（フリーソフト）でパ

ソコンと本人認証のコードを知っておればいつでも参照することができる。フロッピーへの出力機能は、電子カルテに標準装備されており、患者自身が本人のカルテ情報を持ち歩く時代にも対応できる。ところで、本プロジェクトでは情報の連携レベルの変更は医師の手に委ねられている。このことは、今まで述べた基本原則に反する。現時点でこのようにせざるを得ない理由は、①セキュリティの観点からネットワークの利用者はVPNで結ばれた固定ユーザに限定していること（認証カードとエキストラ・ネットワークを用いて自宅などからのアクセスも可能ではあるが、患者一人一人に認証カードを配布することにはなっていない）、②現時点で、カルテ情報を患者が自由にアクセスしても良いとする社会認識ができていないこと、の2つである。このうち、①は単なる技術問題であり解決は困難では無い。本質的な問題は②である。このことの解決には時代を待たねばならないと考えている。

4.3 患者の情報制御権

本システムでは、患者と医師の意向に沿って連携レベルが決まる。しかし、実際にレベルを変更するのは担当の医師であり患者による連携レベルの直接的制御はできない。連携レベルの変更は紹介状で繋がった医療機関に限定されることやレベルの変更が頻繁に行われるとは考えにくいことから、患者の意向と異なる情報開示となる確率は低いであろうが、理論的には患者の意向にそぐわない形の情報開示もあり得る。ところで、情報開示のパターンとして次の4つのケースが考えられる。①患者が医療機関Aに居てそこに医療機関Bに在るその患者の診療情報の開示（BからAへの連携レベルの変更）を要求する場合、②患者が医療機関Aに居て、そこからそこでの診療情報を医療機関Bに開示（AからBへの連携レベルの変更）する場合、③患者は医療機関A,Bのどちらにも居ない状態で、患者やその関係者からの電話などによる指示が医療機関Aにあり、AからBへの連携レベルを変更する場合、④患者は医療機関A,Bのど

ちらにも居らず、かつ、患者やその関係者からの電話などによる指示も無しに連携レベルを変更する場合、である。①は、患者を診察している医師が他院での診療情報を知りたいときに発生するが、この場合、患者が正しく医療機関Aに居ることが保証されるならば、患者のプライバシー問題は起こりにくい。②は本来患者の目の前で連携レベルの変更をするのだからプライバシー侵害にはならない。③は患者本人の意志であることの確認が文書などで得られるならば法的にはプライバシー侵害にならないであろうが、実際には非常に問題の多いケースである。④は医療従事者のモラルの問題であり、本来あってはならないことである。もっとも、本ネットワークシステムに参加出来る人は、認証されたユーザに限定しており、このことが現実の問題となるケースはきわめて稀であろう。①のケースでは医療機関B側では医療機関Aに患者が居て、患者も了解していることの確認は困難である。この問題に対して、患者自身に認証カード（住民カード）を配り、そのカードと医師のカードの二枚が無いとデータ参照が出来ないシステムが考えられる。この方式は住民にシステムの安全性をアピールする切実なアイデアではあるが、このことはまったく非現実的だと私（山本）は考えている。というのは、医師は患者が来ているときだけその患者のデータを見ているのでは無い。予約リストで事前にカルテを取り寄せ、十分な予習をしてから診察に入っている。これが一般的かどうかは知らないが、私が知っている医師はすべからずこの努力をしている。一日に何十人も患者を診なければならぬ。患者が居るときしかデータが見えない場合、診察室に入ってきて数分の内にカルテの内容をすべて思い出し的確な診療をする。こんなことは超人であつてもできない。一方、連携レベルの変更のときだけ住民カードを必要とする考え方もある。確かに、良いアイデアに見える。しかし、すべての患者が住民カードを常時持ち歩くことは考えられず、救急医療など住民カードが無ければ情報が他施設から得られないシステムでは困るケースがある。何らかの例外処

理を許す必要があり、全てが例外処理で動く危険性も高い。住民カードは、患者自身が自分の検査結果や自分に対して医師から送られたコメントなどをネットワークを介して参照するなど、時間的に余裕のある事象の中に使い方を見いだすべきであろう。ネットワークの先に患者が居ることの確認を医療の分野で支障無く行う方法として、例えば指紋などの生体認証が有効かもしれない。

5. おわりに

現在、三重県で進めている地域医療・福祉情報ネットワークシステムの概要について述べた。三重県では、デジタル・コミュニティ構想の下、平成9年より久居地区で医療情報ネットワークシステムの試験運用を行ってきたが、そのときの設計コンセプトは情報の共有化であった。患者一人一人にネットワークの目的を説明し、参加の了解を取り、了解が得られた患者についてはセンターに問い合わせで共通IDを振ってもらい、そのIDを使って了解が得られた項目についての入力であった。大変な努力である。実験事業だからこそ出来た仕事であろう。しかし、医療・福祉情報ネットワークシステムが自然に広がっていくためには、患者自身がネットワークに入ることを少しでも躊躇するような物であってはいけない。患者から「まだこの病院はネットワークに入っていないのですか」と言われるような魅力的なものでなくてはならない。その為のキーワードは、プライバシー保護も含めたセキュリティの保証と私は考えている。セキュリティの条件の中に、必要なときに必要な形で許可されたユーザに情報が提供されねばならない（Availability）の一項があるが、まさに、システムの安全性と必要なときには必要な形で正しく情報が使われることが誰が見ても判るような、そのようなシステムを構築していかなければならない。

文 献

- [1] 厚生白書データベース：<http://www.mhlw>.

go.jp/wp/hakusyo/index.html

- [2] 川原邦彦：競争原理の導入と医療経営，第81回MMPG定例研修会，<http://www.odh.or.jp/minami/88mmpg.html>，2001.
- [3] Shine KI: Impact of Information Technology on Medicine, Tech. Soc., 18 (2), 117-129, 1996.
- [4] 開原成允：平成10年度第6回ネットワーキングデザインフォーラム，http://www.nttdata.co.jp/profile/organ/riss/h10/theme6/theme6_3.html，1999.
- [5] 日野原重明：21世紀への提言 我が国の医療をどう導くべきか，富士通21世紀病院経営戦略フォーラム，1999.
- [6] EBMに関しては資料が多い．例えば<http://www.jikei.ac.jp/micer/ebm.htm>にリンク集がある
- [7] Kelley Lee and World health: Shaping the future of global health cooperation: where can we go from here, Lancet, 351, 899-902, 1998.
- [8] Gretchen K, Suzanne BC, Sarena DS, et al.: Integrating healthy communities concepts into health professional training, Public Health Reports, 115, 266-270, 2000.
- [9] 三重県デジタルコミュニティズ推進委員会報告書，1998.
- [10] Sarena DS: Engaging colleges and universities as partners in healthy communities initiatives, Public Health Reports, 115, 234-237, 2000.
- [11] Seifer SD: Service-learning: Community-campus partnerships for health professionals education, Acad. Med., 73, 273-277, 1998.
- [12] 遅 大雷，山本皓二，高田孝広，他：医療連携に関する医師の意識調査に見る諸問題について，第20回医療情報学連合大会論文集，1-C-23, 672-673, 2000.

[論文]

高次局所自己相関特徴を用いた胸部X線CT画像上の腫瘍陰影の自動検出

李 鎔範*, 中川 俊明, 原 武史, 藤田 広志, 伊藤 茂樹†, 石垣 武男††

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

*現 新潟大学医学部保健学科・〒951-8518 新潟県新潟市旭町通2-746

†名古屋大学医学部保健学科・〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

††名古屋大学医学部放射線医学教室・〒466-8550 名古屋市昭和区鶴舞町65

(2001年3月9日, 最終2001年5月18日受理)

Automatic Detection of Nodules on Chest X-ray CT Images
Using Higher-order Autocorrelation Features

Yongbum LEE*, Toshiaki NAKAGAWA, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA
Shigeki ITOH† and Takeo ISHIGAKI††

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

*Presently, Faculty of Medicine, School of Health Sciences, Niigata University
Asahimachidori 2-746, Niigata-shi 951-8518, Japan

†Faculty of Medicine, Nagoya University School of Health Sciences
Daiko-Minami 1-1-20, Higashiku, Nagoya 461-8673, Japan

††Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine
Tsyurumai-cho 65, Showa-ku, Nagoya 466-8550, Japan

(Received March 9, 2001, in final form May 18, 2001)

Abstract: We have been developing a computer-aided diagnosis (CAD) system for chest X-ray CT images. A method that was combined a genetic algorithm (GA) and template matching to detect lung nodules was proposed in our previous study. However, it was difficult to detect the nodules in the apex-of-lung and basis-of-lung parts. In this study, as a new approach of the automatic detection method, a new detection method was proposed using higher-order autocorrelation features. By this method, 50 of 80 nodules from 12 cases using Round-Robin method were correctly detected. Moreover, 15 nodules undetected by the previous method were included in the successful candidates. It is concluded that the new approach may be effective to improve the sensitivity of our CAD system in helical chest X-ray CT images.

Key words: chest X-ray CT image, higher-order autocorrelation features, computer-aided diagnosis (CAD), pattern recognition

1. はじめに

近年、肺がんの罹患率は増加傾向にあり、その早期発見、早期治療がすすめられている。一般的に肺がん検診は胸部単純X線写真によって行われるが、最近ではCTを用いた集団検診も試みられている [1]。しかし、CTによる検診では、1患者あたり数十枚という大量の画像データが発生するため、それらを短時間で精度よく読影しなければならない医師の読影負担は増加すると予想される。そこで、われわれは胸部X線CT画像におけるコンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis: CAD) システムの開発を目指し、これまでに遺伝的アルゴリズム (GA) とテンプレートマッチングに基づいた胸部X線CT画像からの腫瘍陰影の自動検出法を提案してきた [2-4]。この手法ではガウス分布状の腫瘍モデルをテンプレートとして用いて検出を行っており、特にアーチファクトの強い肺尖部や肺底部の腫瘍陰影の検出は難しかった。そのため、本論文では、胸部X線CT画像での腫瘍陰影自動検出法の新たなアプローチとして、画像認識の分野などで広く用いられている高次局所自己相関特徴 [5-8] を用いた検出法を検討する。高次局所自己相関特徴を用いた画像認識の適応例には、大小2種類の粒子の同時計測 [5]、既知対象による入力画面の計数 [5]、顔画像の認識 [5, 7, 8] などがある。

局所的な自己相関特徴はテクスチャ特徴の一種であり、それによってアーチファクトを含めた腫瘍陰影のテクスチャ特徴を抽出することができる。このようなテクスチャ特徴を学習させることで、肺尖部や肺底部の腫瘍陰影の認識も可能になると考えられる。また、高次局所自己相関特徴を用いた顔画像認識 [5, 7, 8] においては濃淡画像を用いて認識する手法が提案されているが、照明条件などによってエッジ情報が大きく変化するため、認識結果が低下するとも報告されている。一般画像において問題になるこのような照明条件に類する問題は、医用画像においては良く管理された条件として簡略化できたり、もしくは、CT画像の

ようにそもそも存在しないこともある。したがって、このような手法を医用画像に適用する事は非常に有効であると予想できる。そして、本論文では、その手法を医用画像に適用することを新たに試みる。

以下、手法の原理とアルゴリズムについて述べ、初期の臨床画像への応用結果を示す。また、従来法で検出されなかった腫瘍陰影に対する本手法の有効性について検討する。

2. 方法

処理手順として、はじめに学習用の画像群から、高次局所自己相関に基づいた局所的な特徴群 (複数の局所特徴) を抽出する。その後、抽出した特徴群に、重回帰分析を適用することで学習を行う。学習とは、算出した特徴群に対し正解となる出力値 (教師信号) を与えることで、各局所特徴に対応する重み係数を決定する処理である。学習終了後は、未知画像から同様に高次局所自己相関に基づいた局所特徴を求め、学習で得た重み係数を用いて認識を行う。

2.1 高次局所自己相関特徴

自己相関関数の高次への拡張が高次自己相関関数 [6] であり、次数や変位方向の取り方によって無数に考えられる。しかし、画像認識においては近隣の画素間の局所的な相関が重要であるとされている。そこで、本手法では変位が参照点 r を中心とした 3×3 画素領域の2次の自己相関関数を用いる。対象画像の参照点 r における輝度値を $f(r)$ とすると、本論文で用いる2次局所自己相関特徴 x_2 は、変位方向 (a_1, a_2) に対して

$$x_2(a_1, a_2) = \int f(r)f(r+a_1)f(r+a_2)dr \quad (1)$$

のように定義することができる。ここで、本文中の対象画像はCT画像であり、その各画素値はCT値と一致するため負の値も取り得る。そこで、CT値から輝度値への線形変換を行う。具体的には、CT値の最小値は-2048であるため、CT値に

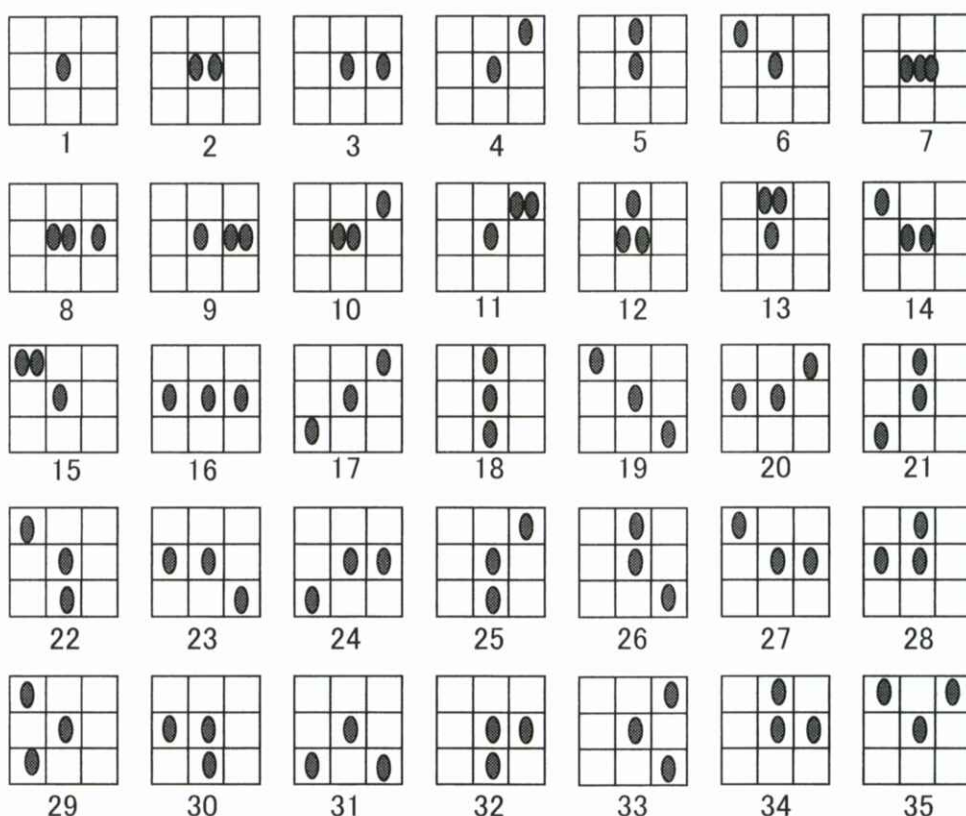


Fig.1 Patterns for 2nd-order autocorrelation features in 3x3-pixel.

2048を加えた値を輝度値として用いる。

つぎに自己相関特徴に関しては、式(1)から平行移動による等価なパターンを除くと、2値画像に対して25個の局所的な特徴パターンが得られる。また、濃淡画像に対しても、同様に平行移動による等価な特徴を除くと、Fig. 1に示す35個の局所的なパターンが得られる。ここで、これらの各局所的な特徴量は、画像内の全画素に対し、局所パターンに対応する画素値の積をとり、それらを総和することで求める。このようにして得られた特徴量は、対象の平行移動に強く、また画像中に複数の対象があった場合、画像全体に対する特徴量が各対象の特徴量の和になるという利点がある。これらの利点は画像の認識や計測において重要な要素である。しかし、高次局所自己相関特徴は回転に弱いという性質も持っている。

2.2 重回帰分析による適応的学習

画像から抽出した高次局所自己相関特徴に重回帰分析を適用することで学習を行う。重回帰分析とは多変量解析法 [9] の一つで、目的変数 y (理想結果または教師信号) と、それに影響を与えるいくつかの説明変数 $x_1, x_2, \dots, x_p$ (原因) から、

$$Y_N = a_1 x_{1N} + a_2 x_{2N} + \dots + a_p x_{pN} + a_0 \quad (2)$$

のような一次式を作り、この式を使って目的変数 y (理想結果) を推定する手法である。ここで、 Y を式(2)の実測値とすると、目的変数 y (理想結果) を推定するためには、予め教師信号として与える y と実測値 Y との誤差の2乗和が最小になる係数行列 $a_0, a_1, \dots, a_p$ を決定すればよい。

以下、係数行列 $a_0, a_1, \dots, a_p$ を求める手順を述べる。

データ数を N ，説明変数数を p とすると，誤差の2乗和 Q は，次式(3)で表すことができる．式(3)を $a_0, a_1, \dots, a_p$ で偏微分することによって得られる連立一次方程式(4)を解けば，

$$Q = \{y_1 - (a_1x_{11} + a_2x_{21} + \dots + a_px_{p1} + a_0)\}^2 + \{y_2 - (a_1x_{12} + a_2x_{22} + \dots + a_px_{p2} + a_0)\}^2 + \dots + \{y_N - (a_1x_{1N} + a_2x_{2N} + \dots + a_px_{pN} + a_0)\}^2 \quad (3)$$

$a_0, a_1, \dots, a_p$ を求めることができる．すなわち，

$$\begin{cases} \partial Q / \partial a_1 = 0 \\ \partial Q / \partial a_2 = 0 \\ \vdots \\ \partial Q / \partial a_N = 0 \end{cases} \quad (4)$$

である．ここで，式(4)の解は，式(5)に示す分散共分散行列による連立一次方程式の解と一致する．そのため実際は，式(5)を解くことで，係数行列 $a_0, a_1, \dots, a_p$ を一意に決定することができる．なお，式(5)中の $S_{x_1^2}, S_{x_2^2}, \dots, S_{x_p^2}$ はそれぞれ $x_1, x_2, \dots, x_p$ の分散， S_{x_m} は x_m と x_p の共分散， $S_{x_1}, S_{x_2}, \dots, S_{x_p}$ と y の共分散である．また， a_0 は $a_0 = \bar{y} - (\bar{x}_1 a_1 + \bar{x}_2 a_2 + \dots + \bar{x}_p a_p)$ によって求める． $\bar{y}$ および $\bar{x}_m$ は，それぞれ y および x_m の平均である．

$$\begin{cases} S_{x_1^2} a_1 + S_{x_{12}} a_2 + \dots + S_{x_{1p}} a_p = S_{x_1 y} \\ S_{x_{12}} a_1 + S_{x_2^2} a_2 + \dots + S_{x_{2p}} a_p = S_{x_2 y} \\ \vdots \\ S_{x_{1p}} a_1 + S_{x_{2p}} a_2 + \dots + S_{x_{pp}} a_p = S_{x_p y} \end{cases} \quad (5)$$

本手法では，係数行列 $a_0, a_1, \dots, a_p$ を一意に決定することを学習と定義する．データ数 N は学習に用いた画像枚数，説明変数 p は2次の自己相関関数から求められる局所特徴の数（35個），説明変数 $x_1, x_2, \dots, x_p$ は局所自己相関特徴の計算値にそれぞれ対応する．

2.3 高次局所自己相関特徴による認識

式(2)の係数 $a_0, a_1, \dots, a_p$ が一意に決まれば，未知画像から抽出した高次局所自己相関特徴を式(2)の $x_1, x_2, \dots, x_p$ に代入することで，推定値 Y が得ら

れる．本手法では，この推定値から未知画像と学習画像群との類似性を評価する．つまり，推定値 Y が学習で用いた教師信号に近い値であれば，その未知画像は学習画像に類似する画像として認識される．

3. 予備実験

予備実験として本手法を，輝度値 α の一樣背景に $\pm \beta$ をノイズ成分として加えた濃淡画像から大小2種類の粒子の数を計測する問題に適用した[5]．Fig.2に用いた画像例を示す．このような画像15枚を学習データとして用い，重回帰分析により学習（最適な重み係数の決定）を行った．

結果の一例として，大きな粒子の数を教師信号として与えたとき，Fig.2の各画像に対する推定値 Y はそれぞれ3.01, 3.01, 1.01となった((a), (b), (c)の順)．また，大小両方の粒子の数を教師信号として与えときの推定値は，それぞれ4.94, 8.98, 8.97であった((a), (b), (c)の順)．いずれも各粒子の数に対応した値となっていることがわかる．

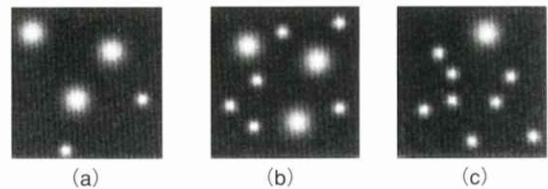


Fig.2 Example of images for a preliminary experiment to count the number of circular shapes in two sizes.

- (a) Large : 3, Small : 2, Total : 5.
- (b) Large : 3, Small : 6, Total : 9.
- (c) Large : 1, Small : 8, Total : 9.

4. CT画像への応用

4.1 方法

予備実験を応用し，本手法を胸部X線CT画像における腫瘍陰影の認識に適用する．はじめに，各スライス画像を 40×40 (pixels) の領域に区切り

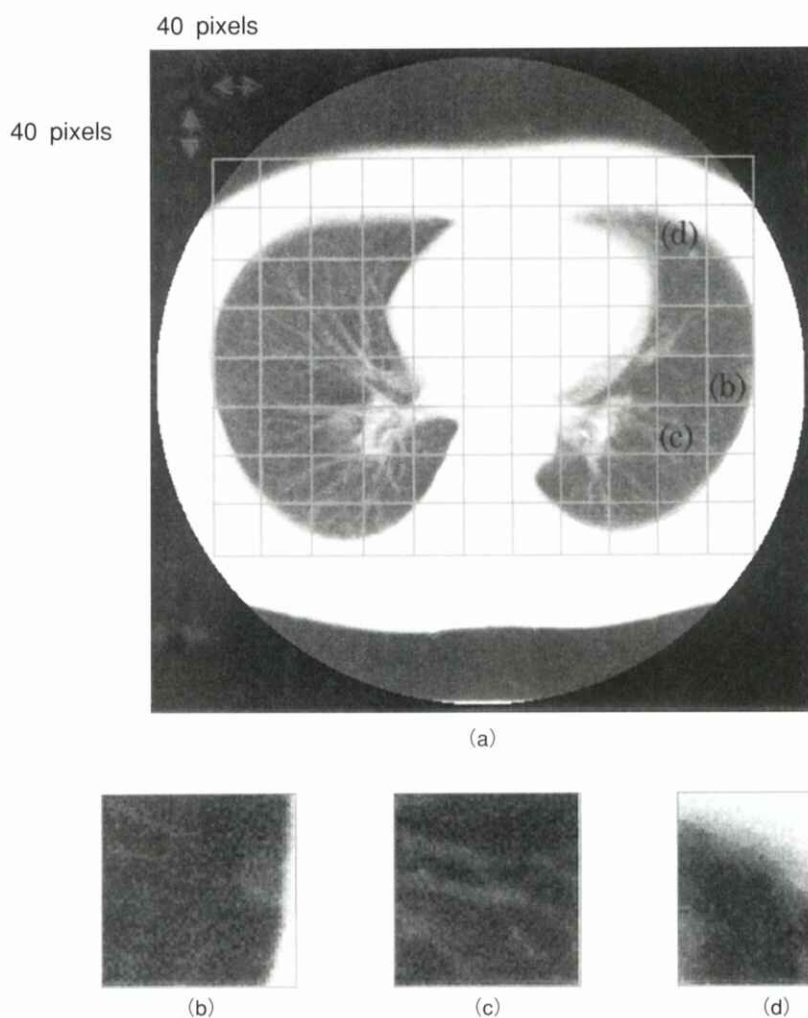


Fig.3 A chest X-ray CT image. (a)An image is divided into 40x40-pixel subimages. (b)An example of an image with teacher signal of 1. (c)An example of an image with teacher signal of 0. (d)An example of an image with teacher signal of 2.

[Fig.3(a)], その区切った各領域（領域画像）を学習画像として用いる。教師信号は、領域内の腫瘍陰影の個数とする [Fig.3(b), (c), (d)]。ここで、腫瘍陰影が写っていない領域画像は、主に偽陽性候補となる可能性の高い血管陰影などを含む約20枚を経験的に選択し、これらを学習させた。データ数が小数であるため、学習および認識には

Round Robin法を用いた。また、腫瘍陰影が写っている領域画像数は症例ごとに異なるため、適宜約100～120枚を学習させた。学習処理では、各領域画像に対する0～2次の局所自己相関特徴（35個）を求め、重回帰分析により最適な係数行列を算出した。具体的には、各学習画像において、35個の特徴量とその教師信号による分散共分散行列

の連立方程式を解くことで係数行列を求め、その一次式を学習結果とした。その後、認識させたい胸部X線CT画像を、学習時と同様に 40×40 (pixels) の領域ごとに区切り、その各領域を未知画像として入力した。ここで、入力されたある領域に対し特徴量を求め、それらを学習結果に代入して得られる結果(出力値)が1に近い値(0.9~1.1)となれば、その領域内には腫瘍陰影が1つ存在すると推定する。

4.2 結果

本手法を一定の条件(管電圧120kV, 管電流50 mA, スライス厚10mm, スキャン時間1秒/回転, テーブル移動速度20mm/秒)で撮影された12症

例(正常例3例, 異常例9例, 計340枚)の胸部X線CT画像に適用した。これらの症例には、医師によって80個の腫瘍陰影の存在が確認されている。Round Robin法を用いて認識を行った結果、80個の腫瘍陰影のうち50個を検出し、よって検出率は63% (50/80) である。また、このときの偽陽性候補数は1スライスあたり約4.6個 (1554/340) であった。検出例をFig. 4に示す。四角で囲まれた個所が本手法により検出された個所である。矢印で示した個所は検出された腫瘍陰影であり、それ以外は偽陽性候補となる。また、従来法では検出できず、本手法のみで検出できた肺尖部と肺尖部の腫瘍陰影の例をFig. 5に示す。太い矢印が本手法で新たに検出できた腫瘍陰影である。点線の

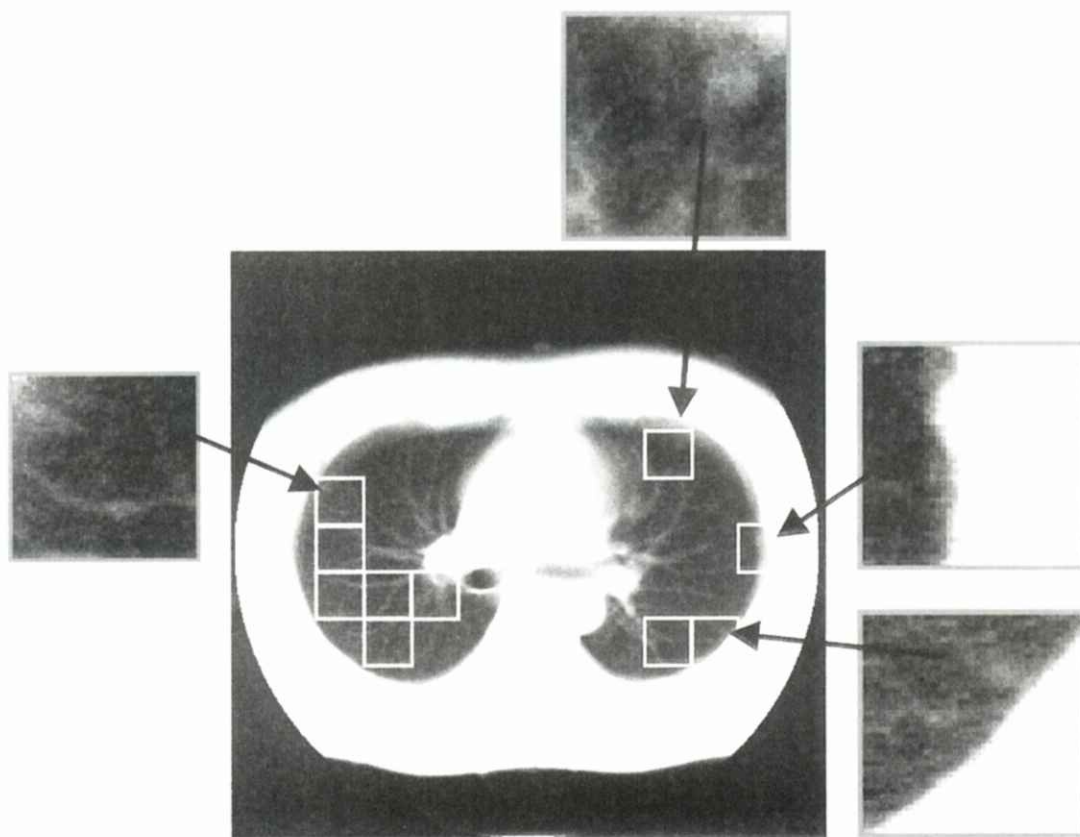
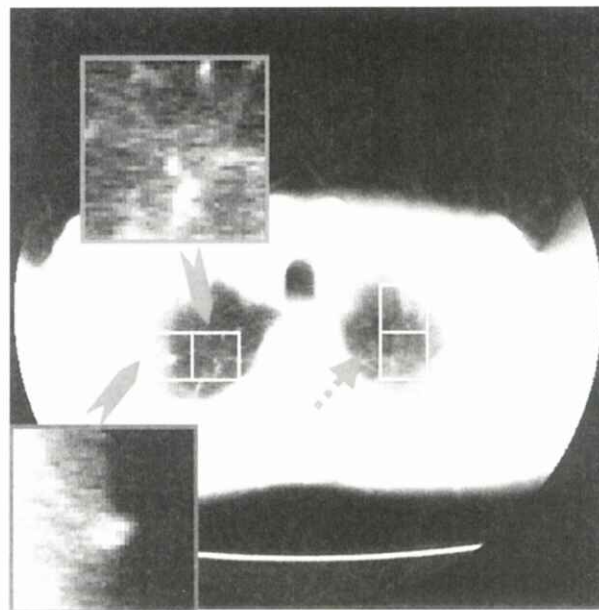
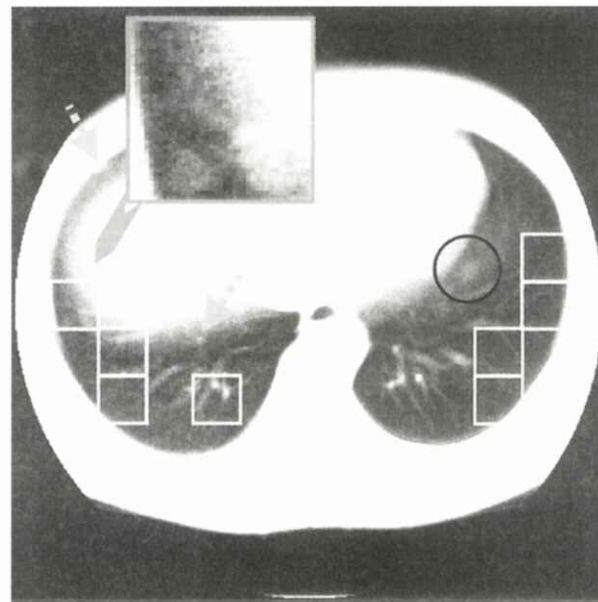


Fig. 4 An example of detections by our new approach. The regions enclosed with white-square areas are the detected locations by the proposed method. Enlarged four images indicate true-positive nodules. All other squares are false-positive locations.



(a)



(b)

Fig.5 An example of detection results for (a)apex-of-lung part and (b)basis-of-lung part. The regions enclosed with white-square areas are the detected locations by the proposed method. Bold arrows indicate nodules detected by our proposed method. Nodules detected by neither our previous method nor the present one are indicated by arrows with dotted line. Nodules enclosed with the gray circle are not detected by the present method, but detected by our previous method.

矢印は本手法、従来法ともに検出されなかった腫瘍陰影である。円で囲った腫瘍陰影は、従来法では検出できたが、本手法では検出されなかったものである。

4.3 考察

同じデータでは、従来法のみでは検出率が約69% (55/80), 偽陽性数は画像あたり約5.6個であった。なお、この従来法では、胸壁周辺の半円形の腫瘍陰影は検出ターゲットにしていない。本手法では、この従来法では検出されなかった25個の腫瘍陰影のうち肺尖部、肺底部にある腫瘍陰影を含む計15個の腫瘍陰影を新たに指摘することができた。これは、高次局所自己相関特徴が、アーチファクトなどを含めた腫瘍陰影の特徴を、テクスチャ特徴としてうまくとらえることができているからであると考えられる。また、本手法と従来法をあわせることで、計70個 (80個中) の腫瘍陰影を指摘できたことになる (検出率88%)。このことは、本手法が、従来法では検出が困難であった腫瘍陰影を検出する可能性があることを示し、CADシステムの検出性能の向上の可能性を示唆していると考えられる。しかし、本手法のみによる検出率はまだ低く、偽陽性候補数も多いという問題は残る。ただ、従来法においては検出処理後に形状特徴や統計的な特徴量を用いた偽陽性候補削除処理を行うことによって、画像あたりの偽陽性数を約0.6個まで減らすことが可能であった。本手法での偽陽性候補数も従来の偽陽性候補削除処理を行うことで削減できると考えられる。しかし、本検出処理では、検出結果が分割された画像領域として表されるため、従来からの偽陽性候補削除処理はそのままでは適用できない問題がある。したがって、検出された領域内で再び再検出処理を行い候補を抽出するなどの処理が必要になると予想される。

本手法で検出されなかった腫瘍陰影には、胸壁周辺の腫瘍陰影が多かった。これは、高次局所自己相関特徴が平行移動には強いが回転には弱いという性質を持っているためと考えられる。この問題は、学習の際に回転した画像を加えることで解

決できると予想される。また、われわれは胸壁周辺の腫瘍陰影のみをターゲットとした検出法[3]も開発しており、この手法を併用することでも解決できると考える。さらに、われわれの有する画像データベース中で、経験的に他の腫瘍陰影と類似性が低い腫瘍陰影 (淡い腫瘍陰影など) も検出できなかった。このような腫瘍陰影は画像データ数を増やすことで検出できる可能性が向上すると考えられる。そのため、現状では、データベースが小規模であることも、本手法での低検出率の一要因であると考えられる。

本手法での偽陽性候補には微小な血管影が多かったが、これらの偽陽性候補の原因としては、正常領域の学習データ数が少ないことが考えられる。よって、様々なパターンの正常領域を学習データとして用いることで、正常例を正常であると認識する割合が上がり、偽陽性候補数を減少できる可能性は高い。そのため、現在は正常領域の学習データ数を増やしての再実験を検討中である。また、今後の課題として、より多くの症例を収集することや特徴抽出に用いた局所パターンの再検討などが挙げられる。

4. まとめ

胸部X線CT画像上の腫瘍陰影自動検出の新たなアプローチとして、高次局所自己相関特徴を用いた検出法を考案した。考案した手法を12症例の胸部X線CT画像に適用した結果、検出率は約63% (50/80) で、偽陽性候補数は1スライスあたり約4.6個 (1554/340) であった。しかしながら、本手法は、従来法において検出が困難であった肺尖部、肺底部の腫瘍陰影を含む計15個の腫瘍陰影を新たに指摘することができ (総合的な検出率: 88%)、従来法と組合せることでCADシステムの検出性能を大幅に改善できる可能性を示した。

謝 辞

本研究の一部は、岐阜大学工学部応用情報学科

の矢野由華氏（現、(株)富士通中部システムズ）との共同によって実施されたものであり、ここに謝意を表する。また、有益なご助言を頂いた新潟大学医学部の蔡 篤儀教授に感謝する。最後に、本研究の一部は厚生労働省がん研究助成金（長谷川班）および文部科学省科学研究助成金による。

文 献

- [1] 松本満臣, 堀越浩幸, 茂木孝雄, 他: らせんCTによる肺癌二次検診—肺癌検診用CT (LSCT) のパイロットスタディと診断結果—, 日本医放会誌, 55 (3), 175-179, 1995.
- [2] Lee Y, Hara T, Fujita H, et al.: Nodule detection on chest helical CT scans by using genetic algorithm. Proc. of IASTED International Conference on Intelligent Information Systems (IEEE Computer Society), 67-70, 1997.
- [3] 李 鎔範, 児島敦司, 原 武史, 他: 半円形モデルのテンプレートマッチングによる胸部ヘリカルCT画像における胸壁周辺の腫瘍陰影の自動検出, 信学論 (D-II), J83-D-II, 419-422, 2000.
- [4] 李 鎔範, 原 武史, 藤田広志: 胸部ヘリカルCT画像を用いたシミュレーションによるGAテンプレートマッチング法の評価, 医画情誌, 17 (3), 118-129, 2000.
- [5] 大津展之, 栗田多喜夫, 関田 巖: パターン認識—理論と応用—, 朝倉書店, 東京, 1986.
- [6] McLaughlin JA and Raviv J: Nth-order autocorrelations in pattern recognition, Information and Control, 12, 121-142, 1968.
- [7] Kurita T, Otsu N and Sato T: A face recognition method using higher order local autocorrelation and multivariate analysis, Proc. of International Conference of Pattern Recognition, Vol. II, 213-216, 1992.
- [8] Goudail F, Lange E, Iwamoto T, et al.: Face recognition system using local autocorrelations and multiscale integration, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18 (10), 1024-1028, 1996.
- [9] 有馬 哲, 石村 貞夫: 多変量解析のはなし, 東京図書株式会社, 東京, 1987.

[Original Paper]

Performance Evaluation of a CAD System for Detecting Masses on Mammograms by Using the MIAS Database

Shenglan LI^{†, *}, Takeshi HARA[†], Yuji HATANAKA[†], Hiroshi FUJITA[†],
Tokiko ENDO^{†*} and Takuji IWASE^{†††}

[†]Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

^{††}Department of Radiology, National Hospital of Nagoya
Sannomaru 4-1-1, Naka-ku, Nagoya-shi 460-0001, Japan

^{†††}Department of Breast Surgery, Aichi Cancer Center Hospital
Kanokoden 1-1, Chikusa-ku, Nagoya-shi 464-8681, Japan

*S. Li is presently with N-TECH Company, Nakazone 520, Ogaki-shi 503-0986, Japan
(Received May 21, 2001, in final form, June 19, 2001)

Abstract : Since the evaluation is influenced by the case selection, it is necessary to apply some common databases in the performance evaluation. To evaluate our computer-aided diagnosis (CAD) system for detecting masses, 320 images from the Mammography Image Analysis Society (MIAS) database in UK were applied in this study. Our algorithm for detecting masses was based on a standard adaptive thresholding technique which had been developed in our group. However, the preliminary result was not as well as those for a Japanese database. After we adjusted some thresholding values of our system, a 90% sensitivity with 0.8 false positive (FP) was achieved which indicated that our scheme was effective for the different databases in both Japan and UK. Moreover, the differences between the MIAS and a Japanese database were also discussed.

Key words : Mass, Mammogram, Computer-aided diagnosis, Performance study

1. Introduction

Mammography is considered to be a major significant way for detecting abnormalities in breast as early as possible. Breast cancer commonly presents as a mass. Currently there are a number of research groups who have been developing CAD systems to detect masses on mammograms. There are two general approaches achieved in mammographic mass detection and analysis: one is a single-image segmentation and the other is a bilateral

image subtraction.

In the first approach, several techniques based on computerized feature extraction have been employed. Lai et al. presented a method by detecting circumscribed masses. They reported that their sensitivity for masses was 100% with an average of 1.7 false positive (FP) per mammogram [1]. Li et al. used a technique based on adaptive threshold. Their results with a database of 95 images indicated that a sensitivity of 90% was achieved at the expense of two FPs per image [2]. A

new rubber band straightening transform (RBST) was introduced. The classification accuracy for masses described by an area (A_z) of 0.94 under the ROC curve [3].

The second approach is based on the analysis of the symmetry between both sides of mammograms. Yin et al. developed a nonlinear bilateral subtraction technique to identify asymmetries between the right and left breast images. They correctly distinguished 95% masses from 46 pairs of mammograms with three FPs per image [4]. Different to Yin's approach, Mendez et al. have characterized the asymmetries by using only one thresholding instead of more complex methods of linking multiple subtracted images. A true positive (TP) rate of 71% was achieved at an average number of 0.67 FP per image [5].

An automated CAD system for detecting masses and clustered microcalcifications in digital mammograms has been developed in our group. A series of results for detecting masses has been reported by using Japanese databases [6-8]. So far, the detection result reached a sensitivity of 91% at an average of 0.9 FP per image for a testing database. In addition, a mass-classification system for mammograms has been developing in our group. It was reported that the classification sensitivity was 85.7% and the specificity was 81.8% [9].

In 1994, the result in the paper of Nishikawa [10] showed that the accuracy of a CAD system was depended on the case selection. As a possible long-term solution for dealing with this problem, a common database was suggested to evaluate CAD schemes.

Responding to Nishikawa's suggestion, our group has tried to find some common databases to examine the performance of our CAD system for detecting masses. Several years ago, as the first step we used the CADM database for our

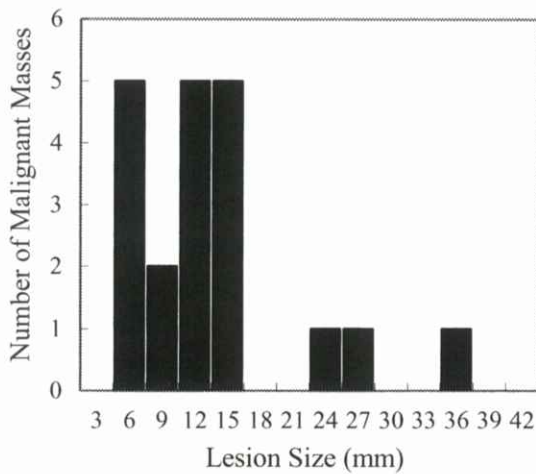
evaluation that was produced by Japan Society of Computer Aided Diagnosis of Medical Images. It was concluded that our scheme was effective for Fuji computed radiography (FCR) images because of the high detection performance. Furthermore, we had been looking forward to evaluating our CAD system by some databases from overseas such as the database produced by the Mammographic Image Analysis Society (MIAS) in UK 1994.

In this paper, we employed the MIAS database to evaluate the performance of our CAD scheme for detecting masses on mammograms. Since the performance of our system to detect the clustered microcalcifications on the MIAS database has been demonstrated in our previous paper with a sensitivity of 95.8% at the number of FPs as 1.84 clusters per image [11], we will only discuss the detection ability for masses in below.

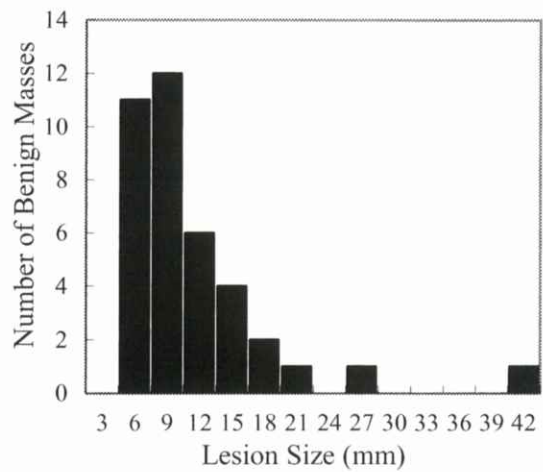
2. MIAS database

The MIAS database contained 161 pairs of mammograms selected carefully from the United Kingdom National Breast Screening Programme. Each of the mammograms was obtained from the medio-lateral oblique view and was digitized by a Joyce-Loeble SCANDIG-3 microdensitometre at a spatial resolution of 50- μ m sampling distance with an 8-bit density resolution. The linear response of scanning microdensitometre was in the range from 0.0 to 3.2 optical densities. There were four sizes of image used, depending on the breast sizes: small, medium, large and extra large in the MIAS database.

There were 118 abnormal and 204 normal mammograms in the database. Classes of abnormality are presented as calcification; well-defined and circumscribed masses; spiculated masses; other, ill-defined masses; architectural distortion;



(a)



(b)

Fig.1 Histograms of size in radius for malignant (a) and benign (b) masses in the MIAS database. The mean size for malignant was 12.2mm, and for benign was 9.8mm. It should be noted that the values of vertical coordinate in (a) and (b) were different.

and asymmetry. All abnormal mammograms had been biopsy-proven. There are 58 masses (20 malignants) in 55 images. The mammograms in database had been classified depending on the characteristic of background tissues into three categories, fatty, fatty-glandular and dense [12].

We calculated the histograms of 58 mass sizes that were shown for malignant (a) and benign (b) in Fig.1, respectively. The average approximate radius of the masses were 12.2mm for malignant as well 9.8mm for benign. From above histogram, it was not difficult to find that some of malignant masses were very obvious, but some were rather subtle.

In this study, considering that applying part of common database would still cause the evaluating problem, we employed 320 out of all 322 mammograms (except two images which were not included in our type) from the MIAS database that was rather different with Japanese databases. Until now, such kind of research has never done by

any other groups. For instance, there were only 37, 60 and 14 mammograms from the MIAS database used in the studies of Rangayyan et al. [13], Brake et al. [14] and Kok-Wiles et al. [15], respectively. It was no doubt that applying nearly all cases from a rather different common database would make the detection more difficult than those evaluations already done by other groups before. However, we believe that the advantage for such evaluation will make our result more comparable as well as more objectively.

In addition, it should be noted that since the number of malignant masses (those are our main interest in this study) in the MIAS database was as less as 20 in all of 322 images, it was impossible for us to separate the MIAS database into two parts, in which one for training and the other for testing. In below, we provided two results by employing the MIAS database both as a training set and as a testing set.

3. Method of CAD scheme

Our scheme, which was based on single-image segmentation, has developed by employing a standard adaptive thresholding technique in the field of image processing and analysis [6-8,16]. In the process of eliminating FPs, a method by comparing both right and left images was employed as well [17].

There were 7 main stages developed in our algorithm, which were (1) image input and digitization; (2) extraction of breast area; (3) classification and segmentation of breast region; (4) extraction of suspicious area; (5) re-analysis of detected candidate region; (6) elimination of FPs; (7) indication of detected masses.

3.1 Image input and digitization

Each of the mammograms in the MIAS database was first compressed to an image with a pixel size of $0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm}$ and was linearly converted to 12-bit pixel values.

3.2 Extraction of breast area

The border of skin line in each mammogram was extracted by investigating the change of density profile. In this technique, not only the differences of the image density but also the weight of location information of breast border were considered [18].

3.3 Classification and segmentation of breast region

First, by using the characteristics of Sobel density gradient, the area of pectoralis muscle was decided. Then the gray-level histogram for each mammogram without the pectoralis muscle's area was achieved. According to the histogram, the digital mammogram was divided into glandular-fatty, fatty and dense in regard with the three

categories reported on the MIAS database. Afterwards, the segmentation was undergone especially for glandular-fatty image. Generally, the glandular-fatty images were segmented into two parts, one was the thick mammary-gland area and the other was the area on which the fatty was able to part away from mammary-gland [7,8,16].

3.4 Extraction of suspicious area

The low-density areas were generally considered as the first candidates for mass. A mask (4 pixels $\times$ 4 pixels) was used in each of three categorized images to find out the suspicious candidates by several different threshold values depending on the categories and the segmented parts of mammogram [7,8].

3.5 Re-analysis of detected candidate region

Because there were a number of normal candidates in low-density areas, the general feature analysis was employed for decreasing the number of candidates as a regular step for classifying the suspicious mass.

The malignant candidates were determined repeatedly in the low-density areas by using some texture features analysis. For instance, when a candidate's circularity value was greater than the threshold, it would be classified as a true mass. Otherwise this candidate would be considered as a re-analysis candidate. For the re-analysis candidate, a new threshold was determined. According to that threshold, we transformed the re-analysis candidate to a new candidate that was defined as its pixel value changed from the lowest density to this new threshold. Then the thresholds of size, contrast, circularity and standard deviation would examine once more the new candidate. Such re-analysis procedure was iteratively performed until either the new candidates' size was smaller than the threshold for size or it was classified as a

true malignant candidate [7, 8].

3.6 Elimination of FPs

Since there was still a lot of FPs left after the general feature analysis was applied, it seemed necessarily to eliminate the FPs by using some new methods [6, 19].

There were three methods developed by our group: (1) eliminating FP masses by using second-order statistics [21], (2) decreasing the funicular-shape FPs [20], (3) decreasing the false candidates by comparing right and left mammograms [17].

3.6.1 Eliminating FP masses by using second-order statistics

We also noted that there were some differences between TP and false one in the co-occurrence matrix of the image. There were four parameters, which significantly impacted to the classification by a series of experiments. From the gray-level co-occurrence matrix, three second-order statistics values (angular second moment: ASM, inverse difference moment: IDM, and entropy: ENT) were determined. In addition, from the matrix based on the gray-level difference method, a contrast (CNT) was set.

By investigating the data from our experiment, we recognized that the quantities of TPs in ASM was smaller than those in the FPs but the magnitude of IDM, ENT and CNT in the TPs were greater than those in the FPs. The FP candidates were effectively discriminated by using such characteristics of the four parameters. As an example in a Japanese mammogram database, the number of false candidates was decreased from 4.0 to 1.9 per image at the sensitivities around 85% [20].

3.6.2 Decreasing funicular-shape FPs

There were lots of funicular-shape candidates

(nearly $1/3$ in total FPs) detected by our scheme in regard to their higher circularity. In fact, they were not TPs but were either the blood vessels or parts of the mammary-gland.

The higher circularity for funicular-shape candidates was mainly caused by the general definition for circularity in re-analysis procedure of our program, as introduced in section 3.5. In order to classify the funicular-shape false candidates from the masses, we presented eleven parameters to examine the funicular-shape candidates such as: (1) length-to-width ratio, (2) minimum width, (3) circularity, (4) average contrast in the candidate, (5) average contrast in the central part of the candidate, (6) average of the standard deviations of pixel-value distributions in the equal distance, (9) percentage of the gradient-component ratio in constant directions determined by nipple position, (10) standard deviation for the central part of the candidate in unsharp-mask processed image, and (11) gradient ratio for each direction obtained using the gravity. After the region of interest (ROI) automatically extracted by a rectangular window that contained a minimum area including the border of suspicious mass candidate, all eleven parameters would be calculated one by one. Then the funicular-shape case was distinguished by the Mahalanobis' generalized distance. To calculate the Mahalanobis' generalized distance, a dictionary database was necessary [21].

3.6.3 Decreasing the false candidates by comparing right and left mammograms

There were several systems developed for detecting masses, which were based on the deviation from the usual architectural symmetry of normal right and left [4, 5]. Differing with others, we introduced a method based on the same point but rather to utilize it in the stage of eliminating the false candidates than to use it for detecting

masses.

At first, the images with rather enhancing border and edge were derived from a dynamic-range compression processing and a filter processing for density. Secondly, the alignment procedure for mammograms was decided by the reference information from border. Then, the correlative regions were determined. Finally, the correlation of the right and left mammograms was examined in both correlative areas. There were four feature values introduced such as the maximum of crosscorrelation coefficient, maximum of difference for pixel value, mean absolute difference on gradient, and correlation coefficient on gradient. By setting four thresholds for those parameters, the FP candidates were decreased by comparison of right and left images [17].

3.7 Indication of detected masses

An arrow described the detected masses. At same time the center and the size of detected masses were introduced as well.

4. Results and discussion

4.1 Result when using the MIAS database as a testing set

An initial result for malignant masses (TP rate : 55%, the number of FPs : 1.4 per image) was poor while the MIAS database was applied to our CAD without any modifications. Such result suggested that some modifications are necessary for our scheme when employing the MIAS in regarding our result to a Japanese database (TP rate : 91%, the number of FPs : 0.7 per image). There is a similar result reported by Brown et al. By applying the 50 cases from the MIAS database for training their CAD system (TP rate : 95%, the number of FPs : 1.5 per image), the detection sensitivity for an Australia database was only 60% at the 1.5 FPs per image [22]. To present some significant differences in mammograms from the MIAS database and a Japanese database, some examples were shown in Fig.2. It is not hard to find out from these examples

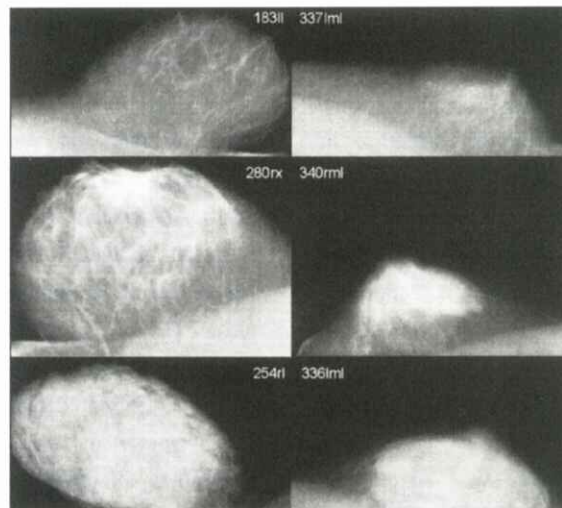


Fig.2 Examples to show the differences between the mammograms of the MIAS database and a Japanese database. The Japanese mammograms came from Aichi Cancer Center Hospital, Japan (1998, March). In order to show these images clearly in print, some image processing methods were applied.

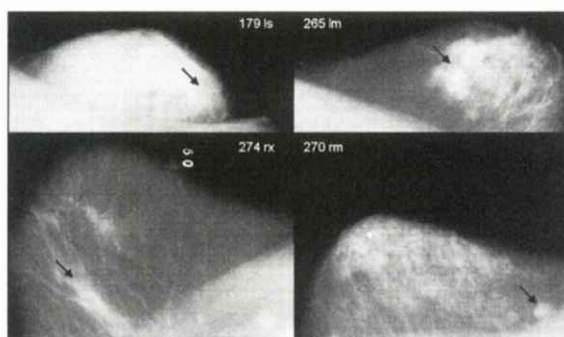


Fig.3 Examples in which we failed to detect the masses correctly. The arrows point to the malignant masses not be detected by our CAD system. Same as the images in Fig.2, all examples were modified to view clearly in here.

Table 1 Results for the detection of malignant masses in the MIAS database.

	TP rate	No. of FPs per image
Result 1	90% (18/20)	0.8 (265/320)
Result 2	52% (30/58)	0.8 (253/320)
Result 3	59% (23/39)	0.8 (260/320)

that there are more linear materials and more mammary-gland materials in the images of MIAS database. Furthermore, the size of breast area in the MIAS database is usually larger than those in Japanese databases. Such characteristics in the MIAS database not only make the detection of masses rather difficult, but also tend to increase the number of FPs. We think that the different characteristics in the MIAS database are the main reason which caused the low initial detection result introduced above.

4.2 Results when using the MIAS database as a training set

After some of our parameters were adapted by using the information of 20 malignant masses, a feasible result (TP rate : 90%, FP : 0.8), as Result 1 Table 1, was achieved as significant as the result while utilizing a database from Japan. When

Table 2 A comparison of detection ability for malignant masses from the MIAS database and one of Japanese database.

	MIAS	Japanese
TP rate	90% (18/20)	91% (21/23)
FPs(per image)	0.8 (265/320)	0.7 (628/888)
TN rate	40% (128/320)	45% (400/888)

not only the malignant but also benign masses were considered as abnormal, the TP rate was 52 % with 0.8 FP shown as Result 2. In addition, if we regarded all of malignant masses, architectural distortions and asymmetries of mammary gland as abnormal, the sensitivity was 59% with the expense of 0.8 FP as Result 3. We trained our CAD system by using only the information from 20 malignant masses in the MIAS database. Above result is similar to those in Brown et al. paper [22]. It seems that some modifications might be necessary when the CAD system is applied to different databases.

It is important to point out that as suggested by Kallergi et al. recently [23], when evaluating the performance of detecting masses in digital mammography, two criteria should be paid attention to. The detected area should be at least 50% of the true mass area and no more than four times of

the true area in order to be considered as TP [23]. We think that the evaluation according to their suggestion would allow a better understanding of the performance. Therefore, all TPs presented in Table 1 were checked by these two criteria one by one.

In Fig. 3, there are four images in which our scheme failed to detect the malignant mass correctly in Result 1. The mass on image of 179ls was not detected because of its greater value of the maximum crosscorrelation when the FPs were eliminated by comparing left and right mammograms. Both images of 265lm and 274rx were unsuccessfully detected because they were not met with some thresholds in our system at the stage of eliminating the FPs. The reason we failed to detect the malignant mass in 270rm mammogram was that the suspicious candidate including the malignant mass was extracted improperly with the pectoralis muscle's area. In the stage of re-analysis of detected candidate region, when the true suspicious candidate was finally separated from the pectoralis muscle's area, unfortunately, its area with true mass had become too small to delete as a FP. Understanding from this case, it is necessary to improve our scheme in order to extract the suspicious candidates more efficiently, especially for those malignant masses in or partly in the pectoralis muscle area.

4.3 A detection comparison between the MIAS database and one of Japanese databases

Table 2 shows a comparison between the MIAS database and one of Japanese databases for detecting the malignant masses in mammograms. In the Japanese database, there are 888 mammograms from the Aichi Cancer Center Hospital in 1996. Among those images, 23 malignant masses were presented. It was not difficult to recognize from

the Table 2 that we achieved the similar results for either the MIAS or the Japanese database while using them as training sets.

4.4 A discussion for three methods of eliminating the FPs

There were three methods used in our CAD algorithm for eliminating FP candidates. After these three methods were employed, the total number of FPs for 320 mammograms was reduced from 1251 to 265. It was obvious that those three methods have played an important role to improve the performance of our system for detection of masses. A discussion was provided in below for three methods, named as second-order statistics method, decreasing the funicular-shape FPs method and comparing right and left method. In short, we called them as Method 1, Method 2 and Method 3.

From our investigation, the Method 3 performed better than the other two methods for the MIAS database. On the contrary, for a Japanese database, we found that the Method 1 performed much better than Methods 2 and 3. It should be noted that the methods used for decreasing the number of FPs was strongly sensitive to some specific types of FPs. By our observation, the Method 1 enabled to decrease the smaller and low contrast FPs. The candidates eliminated by the Method 3 varied and there was no limitation of one or two types of FPs. Hence, the Method 3 was able to delimit the numerous FPs. However, it should be mentioned that there was one type of FPs eliminated efficiently only by Method 3, some FPs located in the highest density part of mammary-gland. Such kind of FPs was usually regarded to be the most difficult FPs for eliminating.

5. Conclusion

We studied the performance of our CAD scheme for detecting malignant masses by using all mammograms from the MIAS database. The initial result while using the MIAS database as a testing set was not as well as that of Japanese database. The reason for this is that our system had been training by some of Japanese databases, which are not the similar databases with the MIAS database. It seems that our detection result was deeply affected by the different characteristics in the MIAS database and the Japanese databases. After modified some of our parameters, we successfully achieved the sensitivity of 90% at the expense of FPs at 0.8. By comparing the both detection results from the MIAS database and a Japanese database, we found that we have reached at the similar sensitivities while applying the two databases as training sets. Such feasible results demonstrated that our CAD system for mass detection was effective not only on the Japanese databases, but also on the MIAS database.

In the discussion of three methods for elimination of false candidates, our result illustrated that the method of decreasing the FPs by comparing right and left mammograms was more efficient than the second-order statistics method and decreasing the funicular-shape FPs method.

We are looking forward to utilizing as many databases from overseas as possible to evaluate and improve the performance of our CAD scheme in order to provide an effective second opinion to radiologists.

References

- [1] Lai SM, Li X and WF Bischof: On techniques for detecting circumscribed masses in mammograms, *IEEE Trans.*, 8(4), 377-386, 1989.
- [2] Li HD, Kallergi M, Clarke LP, et al.: Markov random field for tumor detection in digital mammography, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 14(3), 565-576, 1995.
- [3] Sahiner B, Chan HP, Petrick N, et al.: Computerized characterization of masses on mammograms: the rubber band straightening transform and texture analysis, *Med. Phys.*, 25(4), 516-526, 1998.
- [4] Yin FF, Giger ML, Doi K, et al.: Computerized detection of masses in digital mammograms: automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique, *Med. Phys.*, 21(3), 445-452, 1993.
- [5] Mendez AJ, Tahoces PG, Lado MJ, et al.: Computer-aided diagnosis: automatic detection of malignant masses in digitized mammograms, *Med. Phys.*, 25(6), 957-964, 1998.
- [6] Fujita H, Endo T, Matsubara T, et al.: Automated detection of masses and clustered microcalcification on mammograms, *Proc. SPIE*, 2434, 265-269, 1995.
- [7] Matsubara T, Fujita H, Endo T, et al.: Development of a high-speed processing algorithm for mass detection based on thresholding technique in mammograms, *Med. Imag. Tech.*, 15(1), 1-13, 1997.
- [8] Matsubara T, Kasai S, Seki K, et al.: Development of a computer-aided diagnostic system for mammograms: improvement of the method of extracting low-density regions during automated mass detection, *J. Jpn. Assoc. Breast Cancer Screen*, 7(1), 87-101, 1998.
- [9] Hara T, Tani Y, Fujita H, et al.: Development of a mass-classification system for mammograms, *Med. Imag. Tech.*, 17(5), 577-584, 1999.

- [10] Nishikawa RM, Giger ML, Doi K, et al.: Effect of case selection on the performance of computer-aided detection scheme, *Med. Phys.*, 21(2), 265-269, 1994.
- [11] Ibrahim N, Fujita H, Hara T, et al.: Automated detection of clustered microcalcifications on mammograms: CAD system application to MIAS database, *Phys. Med. Biol.*, 42, 2577-2589, 1997.
- [12] Suckling J, Parker J, Dance DR, et al.: The mammographic image analysis society digital mammogram database, *Digital Mammography (Computational Imaging and Vision, vol. 13)*, Kluwer Academic Publishers, 375-378, 1994.
- [13] Rangayyan RM, Elfaramawy NM, Desautels JEL, et al.: Measures of acutance and shape for classification of breast tumors, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 16(6), 799-810, 1997.
- [14] Brake GM and Karssemeijer N: Comparison of three mass detection methods, *Digital Mammography (Computational Imaging and Vision, vol. 13)*, Kluwer Academic Publishers, 119-126, 1998.
- [15] Kok-Wiles SL, Brady JM and Highnam RP: Comparing mammogram pairs for the detection of lesions, *Digital Mammography (Computational Imaging and Vision, vol. 13)*, Kluwer Academic Publishers, 103-110, 1998.
- [16] Matsubara T, Fujita H, Hara T, et al.: Development of a new algorithm for detection of mammographic masses, *Digital Mammography (Computational Imaging and Vision, vol. 13)*, Kluwer Academic Publishers, 139-142, 1998.
- [17] Kasai S, Fujita H, Hara T, et al.: Elimination of false-positive candidates by comparing right and left mammograms in an automated mass detection algorithm, *Med. Imag. Tech.*, 16(6), 655-665, 1998.
- [18] Kato M, Fujita H, Hara T, et al.: Improvement of automated breast-region-extraction algorithm in a mammogram CAD system, *Med. Imaging Inform. Sci.*, 14(2), 104-113, 1997.
- [19] Wei D, Chan HP, Petrick N, et al.: False-positive reduction technique for detection of masses on digital mammograms: global and local multiresolution texture analysis, *Med. Phys.*, 24(6), 903-914, 1997.
- [20] Ohtsuka O, Kasai S, Hatanaka Y, et al.: Elimination of false-positive mass candidates using second-order statistics in a mammograms CAD system, *Med. Imaging Inform. Sci.*, 16(1), 13-19, 1999.
- [21] Kasai S, Fujita H, Hara T, et al.: Elimination of funicular-shaped false-positive candidates in an automated detection algorithm for mammographic masses, *J. of Computer Aided Diagnosis of Medical Images*, 3(2), 1-7, 1999.
- [22] Brown S, Li R, Brandt L, et al.: Development of a multi-feature CAD system for mammography, *Digital Mammography (Computational Imaging and Vision, vol. 13)*, Kluwer Academic Publishers, 189-196, 1998.
- [23] Kallergi M, Carney GM and Gaviria J: Evaluating the performance of detection algorithms in digital mammography, *Med. Phys.* 26(2), 267-275, 1999.

[技術セミナー]

初学者のための失敗しないROC解析法入門 (VOL.2)

白石 順二

シカゴ大学 カートロスマン放射線像研究所
5841 South Maryland Ave. Chicago, IL 60637, USA

Beginner's Guide for Successful ROC Analysis (VOL.2)

Junji SHIRAISHI

Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research
Department of Radiology, The University of Chicago
5841 South Maryland Ave. Chicago, IL 60637, USA

本編は、前号に掲載した「初学者のための失敗しないROC解析法入門 (Vol.1)」の続きです。

1. はじめに
2. 放射線画像診断の有用性を判定するための6レベルの効果
3. 両正規分布ROC解析の理論
4. ROC解析の実験手順

につきましては、前号をご参照ください。なお、分割掲載の都合上、見出し番号は続き番号となっていますが、図表、式、および参考文献の番号が、Vol.1, Vol.2でそれぞれ1から始まっていること、また重複している参考文献があることをご了解ください。

5. ROC実験における問題点とその対策

5.1 ROC解析の目的と信号

日本で一番最初にROC解析が紹介された文献[1]では、ROC解析における試料の信号に直径2mmφのアクリルのビーズ玉を用いていました。このビーズ玉は、胆嚢内の胆結石を模擬したもので、増感紙—フィルム系の比較評価を行う場合において、腹部単純撮影での軟部組織の低コントラスト分解能を判断するためには最適な信号でした。しかし、ROC解析の方法論に関する議論が十分でないうちにROC解析が国内で普及してしまったために、ROC解析=ビーズ玉の信号、という間違った理解がROC解析を行う研究者の間に広

がってしまいました。これは、ROC解析のことを十分に理解せずに国家試験に取り入れた、国や教育機関にも問題があると思われますが、前述のように、ビーズ玉は増感紙—フィルム系の低コントラスト分解能の比較評価のために用いられた信号であり、それ以上でもそれ以下でもないということ十分に理解してください。

ROC解析の背景となる信号検出理論では、無秩序に発生する雑音の中から、非無秩序性（つまり秩序性）に発生する信号を検出するための方法論についての議論が展開されてきました。このことはROC解析に関しても当てはまります。健常者の画像には非常に多くのパターンの正常影が無秩序に現れますが、ある特定の病変の患者の画像には、検出は難しくてもある秩序性をもった異常影が写し出されています。すなわち、この異常影が“信号”であり、健常者の正常影が“雑音”となります。

2つのモダリティ（または2つの診断システム）の比較評価をROC解析で行う場合、その目的と信号の組み合わせに間違いがないかを、実験前に十分に検討する必要があります。例えば、CTとMRIで早期肝癌といったある特定の病変の診断能を比較する場合、この研究の目的（CTとMRIの診断能の比較）と信号（早期肝癌の患者の画像）の関係は明らかです。しかし、デジタル画像の画像保管の圧縮率を比較して、どのレベルの圧縮

率までなら臨床利用が可能かを判定したい場合には、信号の選択は非常に難しい問題となります。つまり、その施設全体に関わるような問題（例えば、画像のアナログからのCR化やCRT診断の導入、PACSの運用形態など、がこれに含まれる）の場合には、そのことを実行することによって何が最も問題になるか（あるいは何が全く問題にならないか）ということ、最初に理解しておく必要があります。そのためにはまず、前述の画像圧縮率の場合では、それが病院全体で行われることを対象としているのであれば、その病院の中で画質に対して意見力を持つ人は誰かということを考えてみます。とにかく、圧縮することで画質が悪くなることに一番敏感な画像の種類や部門をROC解析の対象にすることが必要で、それを決めることができる意見力の強い人の協力が必要です。つまり、肺癌の専門病院であればその対象は胸部単純画像であるだろうし、整形外科が有名な病院では、骨単純撮影の画質が優先されるかもしれません。ROC解析の対象が決まれば、その現状のシステムで撮影された画像と比較したいシステムで作成した画像を用意すれば良いので、後は信号を何にするかを決定するだけです。この場合では、圧縮率を変化させた場合に写り方が変化する信号を選べば良いということになります。圧縮の方法にもよりますが、普通、圧縮率を変化させた場合には鮮鋭度が低下しますので、鮮鋭度を反映する被写体を選択します。ファントムであれば、古典的ですが針の先を撮影したPositive像は現在でも十分に通用します。臨床例では、胸部画像であれば気胸像、整形外科領域では単純骨折線が鮮鋭度を反映させる症例となります。間違っても、圧縮することで良くなる可能性のある低コントラスト分解能を反映するビーズ玉をこの実験に使用してはいけません。

5.2 良い症例を収集する（良い試料を作成する）

両正規ROC解析では、Positive像に対する観察者の反応の分布と、Negative像に対する観察者の反応の分布のそれぞれが正規分布になると仮定し

ています。

苦勞して収集した症例や苦心の作の試料を用いて行ったROC実験で、観察者の反応の分布がきれいな両正規分布となってくれば、何の問題も無く素晴らしいROC解析の結果が得られるのですが、そうはうまくいかないところにROC解析の難しさがあります。

前回のVol. 1の中で示した両正規分布の形とROC曲線の関係からわかるように、ROC実験に使用した試料が、容易に信号ありと信号なしに区別できる場合、両正規分布の重なりは小さく、ROC曲線下の面積もほぼ1.0に近い値となります。このような試料では、仮に2つのシステム間に潜在的な差があったとしても、その差をROC解析で導き出すことはできません。ROC解析を用いた報告の中には、意識してではないでしょうが、こういった試料で実験を行って有意差なしという結果を結論に導き出している論文が少なからずあります。ROC解析における試料の難易度の重要性は後でも詳しく述べますが、比較する2つのシステムの両方について1.0に近い A_z が結果として示されているROC解析は、試料の選択の正当性について検討する必要があるでしょう。

また一方、ROC実験に使用した試料の読影が困難なために、Positive像に対する観察者の反応の正規分布の分散が大きくなり、Negative像に対する正規分布と重なった場合、ROC曲線は右上角で通常のROC曲線とは逆の動きを示します。こういった現象を“フック（Hook）”と呼ぶのは前号で述べた通りですが、難しすぎる試料から得られる結果には、易しすぎる試料から得られるものよりも真実が含まれている可能性が高いので、こういったフックをなくすためのカーブフィッティングプログラム（PropROC）が開発されています[2]。しかし、このフックは必ずしも試料が難しすぎた場合だけに現れるものではありません。観察者の反応が“絶対に信号が存在する”と“絶対に信号は存在しない”に偏っている場合、そして、その反応が正答でないことが多い場合にも、同様にフックが見られます。これは、単純にPositive

像に対する観察者の反応の正規分布の分散が大きくなるため、観察者の選択に問題があります。

以上のように、ROC解析から得られる結果は試料収集（または作成）の時点で、ほぼその傾向が決定していると言っても過言ではありません。つまり、言い換えれば、最初から理想的な両正規分布となることを意識して症例の収集や作成を行えば、そのROC研究は成功したも同然と言うことになります。

ではどのようにすればそういった試料の収集や作成ができるのでしょうか？もっとも重要なのは観察者にとって、どの程度の信号までが検出可能かということを理解することです。例えば観察者が10人いて、10人のうち6名までが見落とすような信号であれば、その信号は5段階で評価した場合の「1. 検出が非常に困難」に相当します。逆に10人のうち10名が信号を言い当てるようであれば、その信号は「5. 検出が容易」に相当するか、もしくは試料として易しすぎて不適当のどちらかです。

Fig.1に示したのは、Positive像の試料枚数が50枚の場合に、それらが正規分布となるようにするための、それぞれの難易度における最適な試料枚数を χ^2 統計量から算出したものです。図に示したような配分で、しかもそれぞれのグループに属する画像の難易度が前述のような感度であれば、

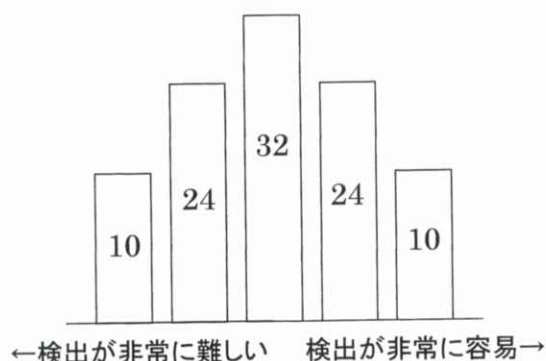


Fig.1 Positive像に対する観察者の反応が正規分布となるための、信号検出の難易度別の試料の全体数に対する割合（％表示）

ROC解析の試料としては申し分のないものになります。

次に、そのような難易度の違う画像を作成する方法について述べます。例えば、胸部ファントムに模擬腫瘍を貼り付けてPositive像を作成する場合、模擬腫瘍（パラフィン、フィルム辺を貼り合わせたもの、etc.）の厚さや大きさを変化させて信号強度を変化させる方法 [3] と、模擬腫瘍を置く位置を変化させる方法とがあります。つまり、模擬腫瘍を肺野に置くのか、または心陰影や縦隔の重なった部分に置くのかで、検出の難易度は明らかに違ってきます。また、同じ肺野でも肋骨に重ねておくのと、肋間に置くのとで違ってきます。しかし、ここで注意してもらいたいのは、異なった撮影システムで、別々に試料を作成する場合です。この場合には、あらかじめファントムのどの部分にどのような割合で模擬腫瘍を貼り付けるかということを決めておかなければいけません。もし、こういった点に留意せずに試料を作成すると、システムごとに試料の難易度が変化してしまうことになります。例えば、システムAで作成した試料は肺野の真ん中に信号が置かれているものが多く、システムBでは、心陰影部に多く信号が配置されていたとすると、いくらシステムBの方が良い（と予想される）システムであっても、ROC解析の結果はシステムAの方が優れているという結果になってしまいます。

Negative像の収集にも注意が必要な場合があります。あるCTの臨床画像のROC解析で、造影剤の濃度を変化させて試料を作成したとします。この場合、Negative像の場合にも造影剤を投与しますので、Negative像とPositive像の両者共に、バックグラウンドのCT値が投与した造影剤の量に応じて上昇します。こういった場合には、Negative像は同じ量の造影剤を用いた症例グループだけが有効で、他の量の造影剤を用いた別のグループのNegative像をROC解析に用いることはできません。このように、ROC解析の実験を行う場合には、S/Nの変化に慎重に対処する必要があります。

5.3 連続確信度法の評価実験方法

Metz教授によって連続確信度法ROC解析が開発され、それが日本でも利用されるようになってまもなく8年になります。ようやく最近では従来の5段階評価法と同じ位の頻度で連続確信度法が用いられるようになってきました。連続確信度法といっても要は1から5の数字で評価していたものを自由なスケールで評価するだけなのですが、例えば、最大値100が「信号が絶対にある」というスケールにおいて、試料ごとに100個もの数字を使い分けることは観察者にとって困難な作業です。実際、連続確信度法で1~100のスコアを用いたとはいっても、10単位のスコアしか記載されていないという場合がよくあります。そのため、連続確信度法ではVol.1で紹介したように自由スケールの回答紙を使用しています。

よく勘違いされている方がおられますが、連続確信度法は新しいカーブフィッティング理論のROC解析ではなく、観察者のスコアをカテゴリー分類するための手段のひとつです [4]。Fig.2に示したのは、Negative像とPositive像それぞれ10枚の試料に対する観察者のスコアを、その大きさに応じて数直線の上に並べて配置したものです。この場合は、50が最大で「信号が絶対に存在する」を意味し、0が最小で「信号が絶対に存在しない」を意味します。わかりやすくするために、試料枚数を少なくして、Negative像とPositive像に関して同スコアがないようにしています。ROC曲線の縦軸と横軸は、それぞれ最大値が1.0ですから、試料10枚+10枚で算出したROC曲線では、試料1枚のもつ意味は、縦軸および横軸に対して0.1 (= 1.0/10) ということになります。連続確信度法の理論では、スコアの大きさには関係なく、その配列に着目しますので、ROC曲線をプロットする場合には、Fig.2の数直線に示した20個のスコアを、右端から順に読み取っていきます。そして、(0.0) からスタートして、Positive像のスコアの場合にはTPF (縦軸方向) に0.1加算し、Negative像の場合にはFPF (横軸方向) に0.1加算し、最後には (1.0, 1.0) に収束するまでプロットを続け

ます。Fig.3に示すX印はそのプロットした点を示したものです。また、Fig.2で示したデータを用いてROCKITで算出したROC曲線を実線で示しています。Fig.3から、ROCKITで計算されるROC曲線は、前述の考え方でプロットされた点から算出されているのがわかります。次に、同じデータを5段階評価で得られた結果に置き換えて考えてみます。仮に観察者の5段階の判断基準が50のスコアの範囲を5等分したものに等しいと仮定して、Fig.2で示したデータを、5段階評価のカテゴリーに分類した場合、以下ようになります。

カテゴリー	1	2	3	4	5
TP	1	1	2	3	3
FP	3	3	2	1	1

このカテゴリーデータから単純に、TPFとFPFの値を計算すると、以下に示すようになります。

TPF	1.0	0.9	0.8	0.6	0.3	0.0
FPF	1.0	0.7	0.4	0.2	0.1	0.0

このプロット点は、Fig.3上で○で示した点となります。このことから、5段階評価法でも連続確信度法でも同じデータが得られるのですが、連続確信度法の方が情報量が多いということがわかります。

5.4 ROC解析における1枚の試料の重み

ROC実験で試料の難易度が重要であることは先に述べましたが、その影響は試料枚数が少ないほど顕著に表れます。その1例をFig.2で示したデータを元に説明します。Fig.2で、観察者によって“5”というスコアが付けられたPositive画像を考えてください。この画像はPositive画像でありながら「信号は絶対に存在しない」の判定に近い、非常に低いスコアが与えられています。つまり、この画像は信号の検出が非常に難しい画像といえます。仮に、このように読影の難しい画像が試料群に存在せずに、代わりに“28”というスコアを与えられた試料 (つまり、信号の検出が比較的難しい試料) が存在したとすると、この評価結果から得られるROC曲線は、Fig.4に示したようになります。たった1枚の試料の違いですが、この1枚

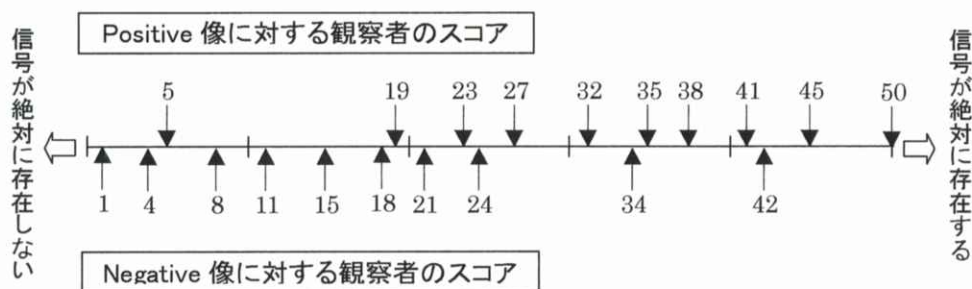


Fig.2 Negative像, Positive像それぞれ10枚の画像に対する観察者の反応（スコア）を数直線状に配置したもの

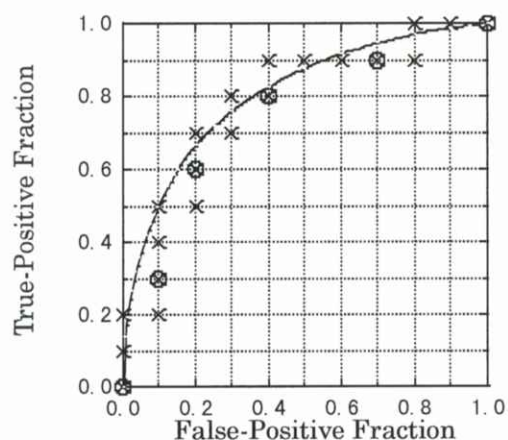


Fig.3 Fig.2のスコアをもとに作成したROC曲線。X印は単純にプロットしたもの、○印は5段階評価法で算出した点、実線はROCKITによるカーブフィッティングの結果

の試料の影響で、 A_z は0.809から0.857に上昇しました。つまり、この例の場合を考えると、検出が極めて困難な画像が1枚あって、その画像があるのと無いのとでは、 A_z に0.05近くの差が生じる可能性があるということです。これが2つのシステム間の比較のために行われたROC解析であれば、当然その結果にも影響が出て来ることが予想されます（例えば、5%の危険率での統計的有意差なしが有意差ありに変わってしまう？）。このようにROC解析においてはたった1枚の試料の存在が実験結果を左右する場合があります、その影響は試料枚数が少ない場合ほど顕著である、ということを忘

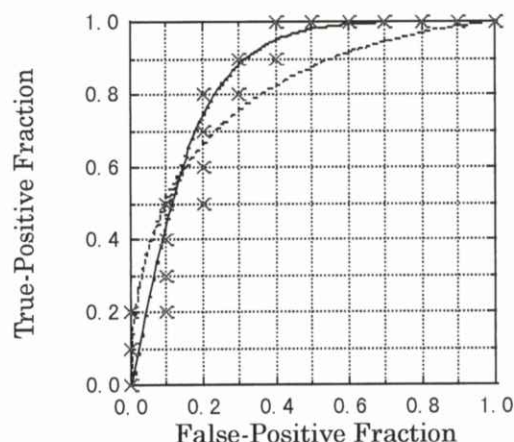


Fig.4 一枚の試料の値とROC曲線の変化との関係。破線がオリジナルのROC曲線。実線が一枚の試料のスコアを5から28に変更した場合のROC曲線。

れないようにして下さい。

5.5 観察者のデータの取り扱い

ROC実験が終って統計処理をした結果、一人だけ（または数名）、他の観察者と（傾向の）違う結果を出している観察者がいる、という場合がよくあります。こういった場合に、この観察者のデータを排除して良いか、という質問を良く受けますが、答えはNOです。

しかしながら、仮に、非常に明確な、誰もが納得できる理由があれば、その観察者のデータを排除することができます。例えば、読影実験の途中

で体調が悪くなって、無理して続行したが、結局はそのまま入院してしまった、とか、実験途中で陰性と陽性の得点のつけ方が逆になってしまったのに気がついたが、そのまま続行した、などです。結局のところ、他の人より結果が悪いから、という理由で排除することはできませんし、してはいけません（何故なら、同じ理由があっても、もしその観察者の結果に問題がなければ、誰もが採用すると考えられるからです）。それぞれ個人差のある観察者群からデータを得るのですから、当然、そのように特異なデータを含む可能性が視覚評価には必ずあります。それを十分に考慮して、観察者の数をできるだけ確保して、そういった特異なデータがあっても統計的に問題とならないような実験計画を立てることが必要です。さらに、実験の目的に応じて、熟練した読影医のみによるROC実験なのか、研修医も含んだ幅広い領域の読影医に対しての結果が必要なのか、等を考慮して、観察者を選択することも必要です。もし、今、実験の結果がたった一人の観察者の結果のために思ったような結果が出ないと悩んでおられるのであれば、迷わずに新たな観察者を探して、追加実験することをお勧めします。適当な観察者を増やすことで、より統計的に意味のあるデータが得られるはずです。

6. データ解析とROC曲線間の統計的検定

ROC解析で得られた結果は、統計的有意差検定を経て、初めて有効となります。言い換えれば、統計的有意差検定の行われていないROC解析は全く意味が無いということになります。

一般にROC曲線間の統計的有意差検定には、各観察者の A_z を用いて、両側t検定とJackknife法[5, 6]が用いられます。両側t検定は、非常にポピュラーな統計検定法ですので、統計の教科書を見ればその方法が書いてあります。Jackknife法は、一般的な統計手法の中の2元分散分析を応用したもので、psuedo value（疑似値）と呼ばれる一枚一枚の試料に特有のデータを算出して統計処理を行います。Jackknife法の詳細を説明するためには、

紙面が足りませんので、その理論や方法に付いては他の文献を参照してください [6]。ここでは、両側t検定とJackknife法の、2つの検定法の利用に関する統計的な意味付けについて解説します。

両側t検定とJackknife法では根本的に、統計的検定における帰無仮説が異なります。同じ観察者間の A_z に対して行われるt検定は、観察者間の変動だけを考慮していて、実験に用いた試料間の変動（母集団の分散）を考慮していません。したがって、このt検定で仮に統計的な有意差が生じたとしても、それはあくまで実験に使用した試料群についてのみ有効なデータであって、その実験結果を、一般論としてすぐに適用することはできません。それに対して、Jackknife法では観察者間の変動だけでなく、試料間の変動も考慮し、その母集団の分散を統計的検定の要因の中に加味していますので、Jackknife法で統計的に有意差があると判定されれば、その結果は、一般論として他の施設においても通用すると見なせることになります。つまり、t検定の帰無仮説は「実験に使用した試料群について、一般的な観察者が読影を行った場合に、 A_z の平均値に統計的な有意差がある」であり、一方のJackknife法の帰無仮説は「一般的な試料群について、一般的な観察者が読影を行った場合に、 A_z の平均値に統計的な有意差がある」ということになります。

現在のところ、こういった検定に関するソフトウェアはROCKITとLABMRMC [7] があります。ROCKITは一人の観察者について、試料間の変動を考慮した統計的検定が可能で、LABMRMCは観察者間と試料間の両方の変動を考慮したJackknife法による統計的検定が可能です。評定実験法はROCKITは5段階評定と連続確信度法の両方に対応していて、LABMRMCは連続確信度法のみに対応しています。しかしながら、残念なことにLABMRMCはまったく同じ観察者群で行われた場合にのみ適応が可能で、異なった観察者群間の統計的検定を行うことができません。そのため、異なった観察者群で行われたROC実験の観察者間および試料間の変動を考慮した統計的検定を実

行することのできる現実的な方法やソフトウェアは現時点ではありません。こういった場合の、もっとも妥当な検定法は、分散の異なる2群間のt検定を行うことですが、前述のように、実験に用いた試料群に対してのみ有効という制約がつきます。ある意味では、こういった検定法の確立が、現在のROC解析関連でもっとも急務とされている課題といえます。

A_z を用いてt検定を行う場合、もう1点注意することがあります。それは、統計的有意差検定を行う前に、かならず、ROC曲線を描いて2つの曲線が交差していないかを確認することです。もし、2本のROC曲線が、交差している場合には、 A_z による検定が無効になる場合があります。

7. ROC解析の実験例

ROC解析の実験例として、日本放射線技術学会から頒布されている「標準デジタル画像データベース—胸部腫瘍陰画像—」の特性を評価するために行われたROC解析の方法と結果を示します [8-9]。このデータベースは154枚の腫瘍陰画像と93枚の非腫瘍陰画像で構成され、それぞれの画像をROC実験におけるPositive像とNegative像として用いることができます。さらに、このデータベース画像の利点は、すべての画像に、病変を検出する場合の難易度が付けられていることで（3名の胸部放射線科医の合意のもとで決定）、その難易度を利用することで、実験に用いるシステムの性能に合わせて、前述したような、ROC解析に理想的な試料の難易度の分布を実現することが可能です [8]。

実験に用いた試料は、データベースに収録された画像をレーザープリンタで原寸大に出力したのフィルム像です。観察者は、経験の若い方から熟練した方までを含めた、20名の胸部放射線科医および一般放射線科医で、全国4つの地区の施設で観察実験を行いました。試料数が全部で247枚と非常に多かったため、それらを難易度別の画像の割合が同じになるように、123枚と124枚の2つのデータセットに分けました。そして、Vol.1の4-5

評定実験で示した、同じ施設内の各観察者について読影順序が同じにならないように設定した方法で評定実験を行いました。評定実験は最高スコアが50の自由スケール法で、読影順序に応じて、8種類のスコアシートを作成しました。実験終了後は、スコアシートを送付してもらい、スコアシートからスコアを測定し読み取る作業は、すべて私の方の施設で行いました。当然ながら読み取り作業は2名の実験者によるダブルリーディングを実施しました。

Fig.5に、今回の実験で得られた全観察者のROC曲線を示します。カーブフィッティングに用いたプログラムはLabroc 5です。同一試料を用いた実験なのですが、Fig.5に示すように20名の観察者のROC曲線は、ある程度バラついていますが、しかし、各施設について平均のROC曲線を求めると、Fig.6に示すようになり、全国のまったく違った4箇所で行われた実験でありながら、ほとんど同じ結果が出ていることがわかります。数多くのROC解析を経験すると、よくこのような結果に出会いますが、これが統計解析の不思議なところであり、信頼できる所以でもあると私は感じています。

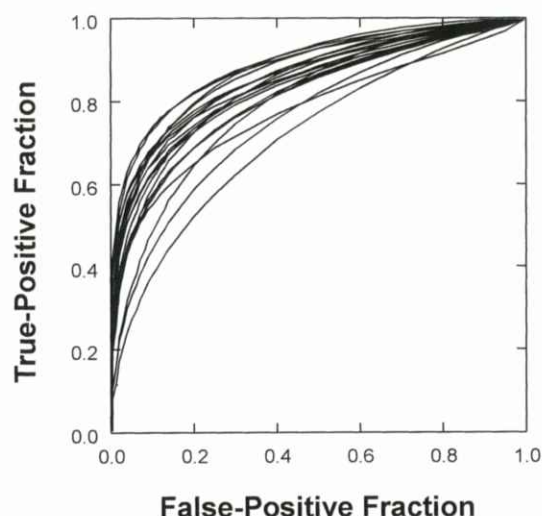


Fig.5 標準デジタル画像データベースを試料としたROC解析の、全観察者20名のROC曲線

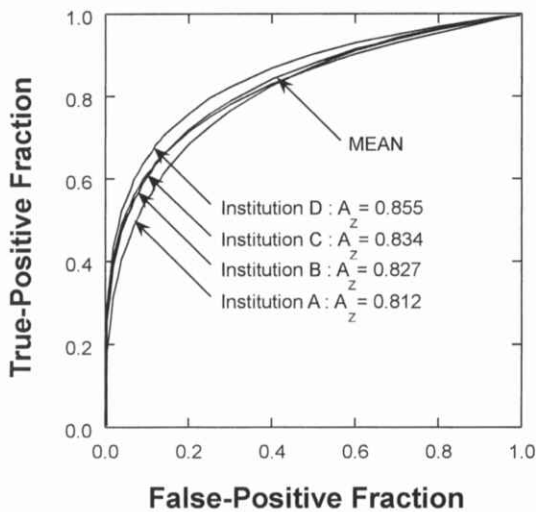


Fig.6 標準デジタル画像データベースを試料としたROC解析の、4つの施設別の平均のROC曲線

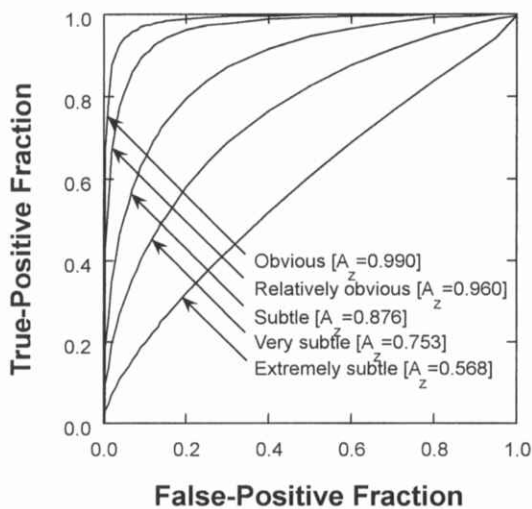


Fig.7 標準デジタル画像データベースを試料としたROC解析で、異常陰影検出の難易度別に算出したROC曲線

Fig.7には、実験に用いた観察試料を異常陰影検出の難易度で5段階に分類し、そのそれぞれの試料について得られた観察者のスコアから算出したROC曲線を示しています。Fig.7からわかるよ

うに、観察試料の読影の難易度に大きく依存して、 A_z は変化しています。そのため、やさしすぎる、または難しすぎる試料で、読影実験が行われたROC解析の信頼性は低い、ということが理解できます。

8. LROCとFROC

ROC解析と同じような名称をもつ主観的評価法に、LROC(ROC-type curve for task of detection and localization)[10]とFROC (free-response receiver operating characteristic)[11-13]という2つの解析法があります。LROCはROC解析を開発したグループによって開発された解析法で、理論的背景はROC解析とはほぼ同じと考えられます。しかし、FROC解析は名前は似ているものの、ROC解析とはだいぶ内容が異なっており、理論的背景や表示法がROC解析とは異なります。ここでは、簡単にLROCとFROCの理論について述べ、実験データからそれぞれの曲線をプロットする方法について解説します。

8.1 LROC解析 [10]

ROC解析の評定実験において、観察者は、1枚の試料に信号が存在するかしないかについて判断基準を設定します。ですから、もし、試料に含まれる“真の信号”とは違う雑音を観察者が信号と見なして、そこに“信号がある”と判断した場合には、本当に求められるべき結果とは違う意味の結果が得られたことになります。実際のところ、このように観察者が勘違いして評定実験を行うケースは、試料が難しい場合ほど多く、特に信号と間違いやすい正常病変やアーチファクトが存在する場合にその傾向は顕著になります。そこで、観察者が信号を検出して、判断基準を決定する際に、信号のあるなし、だけでなく、信号の位置も（もし、信号があるとすれば）検出してもらうようにしたのがLROC解析です。

ROC解析では、実際に存在する信号 s について、正しく信号 S が存在すると検出する確率 $P_D(S|s)$ を、判断基準という閾値を変化させて求めます。

しかし、LROCでは、実際に存在する信号 s について、正しい位置 CL で、正しく信号 S であると検出する確率 $P_{DL}(S, CL | s)$ と、間違っただけで、正しく信号 S が存在すると検出する確率 $P_{DL}(S, IL | s)$ の2つを考慮します。ここで、ROC解析とLROC解析のそれぞれの確率は、以下の式で関係付けることが出来ます。

$$P_D(S | s) = P_{DL}(S, CL | s) + P_{DL}(S, IL | s) \quad (1)$$

LROC解析において、場所の検出が間違っていて、正しく信号が存在する、と判定された試料のスコアは、“間違っただけで信号が存在しない”(False Negative Fraction)と判定した結果として見なされます。刺激-反応マトリックスの理論においては、ROC曲線の縦軸を示す TPF は、

$$TPF = 1 - FNF \quad (2)$$

で定義されています。そのため、通常のROC解析では、 $FNF = 0$ であるので、 TPF は1.0で収束します。一方、LROC解析では、前述のように FNF は0ではなく、通常は0以上の値となりますので、LROC曲線の縦軸の TPF は、1.0に達しません。

良性の石灰化が多く含まれるマンモグラフィや良性の腫瘍陰影を含む胸部単純X線像を試料とするROC実験では、LROC解析の有用性は明らかですが、残念ながらLROC解析の方法論に関する報告は私が知っている限り1編だけで、統計的な理論に基づいたカーブフィッティングプログラムもありません。そのため、LROC解析の有用性が分かっているにもかかわらず、なかなかデータとして求めることができないのが現状です。実際のところ、信号を検出したといいながら、場所が違っていたというケースの影響は、試料枚数を多くすることによって、ある程度は解決することができます。しかし、どうしても試料数を多くすることができない場合もあります。ここでは、そんなときのために、ROCKITを用いたLROC解析のカーブフィッティングの方法を以下に示します。

ROCKITで算出される TPF は、前述の(1)式に示した $P_D(S | s)$ の積分値を、信号を含む試料数で標準化したものです。そして、同様にLROC解析で算出する TPF は、 $P_{DL}(S, CL | s)$ の積分値を信号を含む試料数で標準化したものとなります。つまり、Positive像が50枚の場合、ROC解析では最終的に50枚全部が検出されたこととなりますので、 $50/50$ で TPF は1.0に達しますが、LROC解析で、仮に4画像が、信号ありの回答であるけれども位置の判定が間違っていたという場合には、 $46/50$ で、 TPF は0.92までしか到達しません(当然ですが、 FPF はROC解析でもLROC解析でも1.0に到達します)。しかし、LROCにおける $P_{DL}(S, CL | s)$ も、ROC解析における $P_D(S | s)$ と同様に正規分布となることが理論上仮定されているので、両正規分布ROC解析の理論を用いてカーブフィッティングを行うことは可能です。そこで、以下の手順により、ROCKITを用いてLROC曲線のカーブフィッティングおよび面積の計算をします。

1) 通常のROC評定実験に加えて、信号の位置を観察者に指定してもらいます(明かに信号がないと思われる場合は、場所の指定は不要ですが、もし、それで該当の試料に信号が存在した場合は、この試料に与えられたスコアは、FNに分類されます)。この場合、位置の指定は、試料のサイズに応じて、試料全体を4分割、9分割、16分割にして、そのセグメント番号で回答を得る方法が一般的です。また、CRT上で信号の場所を指定できるような場合は、観察者に信号の位置をマウスで指定してもらって、それを記録するようなプログラムを作成します。

2) 全部のPositive画像に与えられたスコアと位置のデータから、位置が間違っている(FN)試料のデータ数をカウントし、また、それらのスコアをPositive画像のデータから削除します。

3) 位置間違いデータ削除後のPositive画像のデータと、全部のNegative像のデータをROCKITに入力して、通常のROC曲線のカーブフィッティングを行います。

4) 算出された TPF のデータ($FPF = 1.0$ のとき

Positive Case 50: TP:42 FN:8

Negative Case 50: FP:50

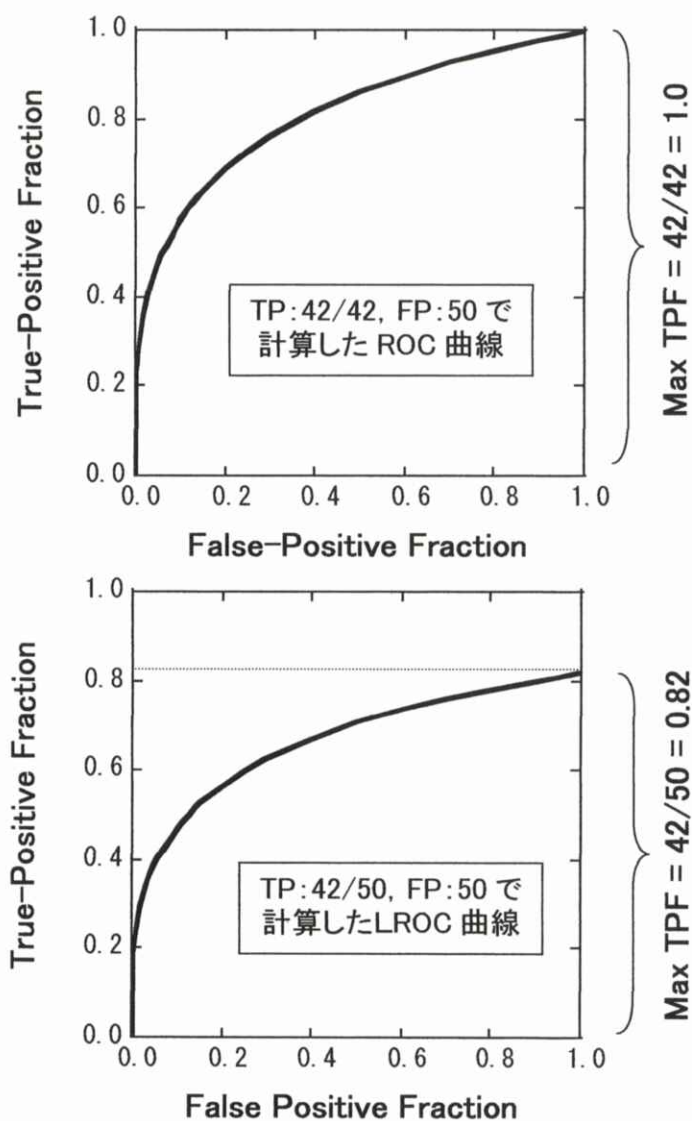


Fig.8 LROC解析のデータをROCKITでカーブフィッティングした後に、LROC曲線に変換した場合の、ROC曲線とLROC曲線の関係

に $TPF=1.0$ となっている通常のROC曲線のデータです)に $(T-D)/T$ の値を乗じて、LROC曲線のTPF値を求めます。ここで、 T は全Positive画像数、 D は位置検出が間違っていた試料の枚数(=削除したデータ数)を表します。LROC曲線下の面積(これを A_z と読んで良いのかどうかは不明。たぶん不適当?)を算出したい場合には、これらのTPF値を用いて、台形近似もしくはWilcoxon近似で面積を求めます。

以上の方法で、LROC曲線を得るためのデータを得ます。この方法で得られるROC曲線とLROC曲線の関係を示したのがFig.8です。LROCのTPFが到達する値はFNと判定された試料のデータ数によって決まるので、最初に $TPF=1.0$ となることを仮定して、ROC曲線のカーブフィッティングを行い、次に全体の値を $(1-FNF)$ で補正して、LROC曲線を求めています。

8.2 FROC解析 [11-13]

信号の検出だけを行うROC解析に加えて、LROC解析では信号の位置の検出を行います。しかし、信号の数が1試料について1つであることに変わりはありません。ところが、実際の臨床では、1枚の画像の中に複数の病変が存在する場合があります。このように1枚に多くの信号が含まれている画像を試料とするのが、FROC解析です。

ROC解析やLROC解析と同様に、FROC解析の結果もFROC曲線と呼ばれる曲線で評価します。曲線が左上にいくほど検出能が高いと判定するのもROC曲線と同じです。しかし、FROC曲線の縦軸は、ROC曲線のTPFと意味は同じですが、違う表現のNodule Detected Fraction (FROC解析の論文上では v で表記)で表され、横軸はROC曲線のFPFとはまったく意味の違うFPI (False Positives per Image)で表されます。これは、共に正規分布である $TP(x)$ および $FP(x)$ で観察者の反応の分布を仮定しているROC解析と違い、FROC解析では、試料は信号+雑音像だけを読影実験に用い、 $FP(x)$ を仮定するための雑音像は使用しないためです。そして、FROC解析では試料に含まれる信

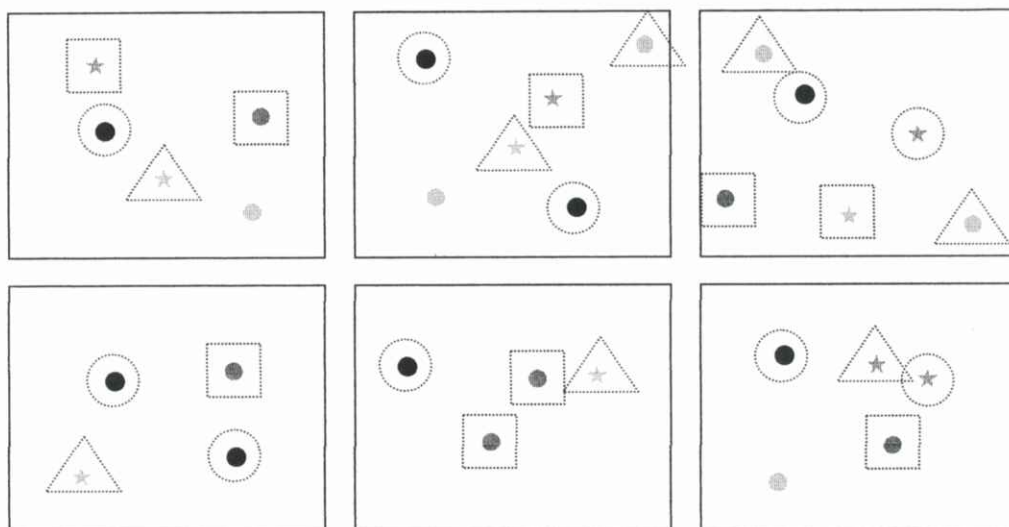
号に対する観察者の反応の分布を正規分布で、1試料あたりに観察者が間違っただけを信号と判断する反応の分布をポワソン分布で仮定しています。ポワソン分布とは、試行数が非常に多い場合で、しかも、ある事象が起こる確率が非常に低い場合に適応する分布型で、試行数を n 、ある事象が起こる確率を p とした場合、期待値および分散は同じ値となる λ で表され、以下の(3)式で定義されます。

$$\lambda = n \cdot p \quad (3)$$

ここで、 λ はFROC解析での横軸であるFPIと同等で、文献によっては、FROC曲線の横軸を λ で表しています [11]。FPI (または λ)は、観察者の判断基準を閾値とした場合の、その閾値における偽陽性 (FP) の総数を総試料枚数で割った値で定義されています。そして、FROC曲線は、観察者の判断基準の閾値をパラメータとして、それぞれの閾値におけるTPFとFPIをプロットすることで描くことが出来ます。

Fig.9に、FROC解析の流れを簡単に示します。図の上部に示したように、試料が6枚で、それぞれに●で示す信号(信号の強度を濃淡と大きさで表現:総計20個)が、信号と間違えられやすい雑音(同じく★で表現:総計5個)に混じって存在したとします。観察者がこれらの試料を読影して、各試料内で信号があると思われるものに対して、それぞれ、レベル1(信号は絶対にある:図中○の囲い)、レベル2(信号はたぶんある:図中□の囲い)、レベル3(信号はあるかもしれない:図中△の囲い)の判断基準で信号の位置と確信度を評定したとします。これらの評定実験の結果を表にすると、図の中に示した表のようになります。レベルが1から3に上がるにつれて、検出が困難な淡い小さな信号まで検出されてTPFが上昇しますが、雑音を間違っただけを信号と判断するFPも上昇しています。表に示した結果からFROC曲線を描いたものが図の下に示した曲線です。判断基準を3段階にしていますので、プロット点は3点だけになっ

1) FROC 解析に用いる試料の例(6画像)と回答例



2) 回答結果を表にしたもの

Confidence Level	1	2	3
Number of Detected Nodule Total number : 20	8	6	3
Nodule Detected Fraction (ν)	0.40	0.70	0.85
Total number of False Positives	2	3	5
False Positives per Image (FPI) Total image number: 6	0.14	0.83	1.67

3) FROC 曲線

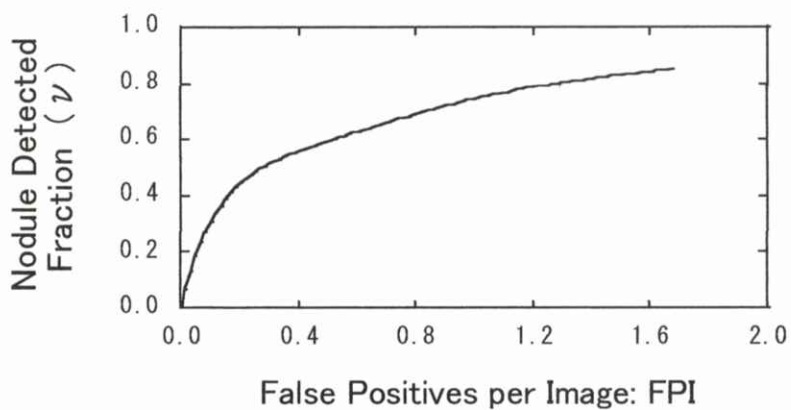


Fig.9 FROC解析の実験方法

ています。

前述のように、FROC曲線は横軸をFPIでプロットするので、観察者の判断基準の程度によって横軸にプロットされる範囲が変化するという問題点がありました。つまり、非常に厳密な判断基準の観察者（ほとんど読影ミスを行わない、または犯したくない）が評定実験を行ったFROC曲線は、FPIの値は小さい値までの範囲で、左に偏った曲線となりますが、逆の場合には、右に大きく広がる曲線を描きます。

こういった問題点を解消し、さらにシステム間の統計的検定が可能となるように開発された方法が、AFROC (alternative free-response receiver operating characteristic) 解析法です [13]。AFROC解析では、横軸にFROCで用いられるFPIではなく、FPIの確率密度関数 $P(FPI)$ を仮定します。ここで、FPIはポワソン分布の λ に等しく、ポワソン分布の確率密度関数は以下の(4)式で定義されていますので、

$$P(n, \lambda) = \exp(-\lambda) \lambda^n / n! \quad (4)$$

$P(0, \lambda) = \exp(-\lambda)$ から、AFROC曲線の横軸

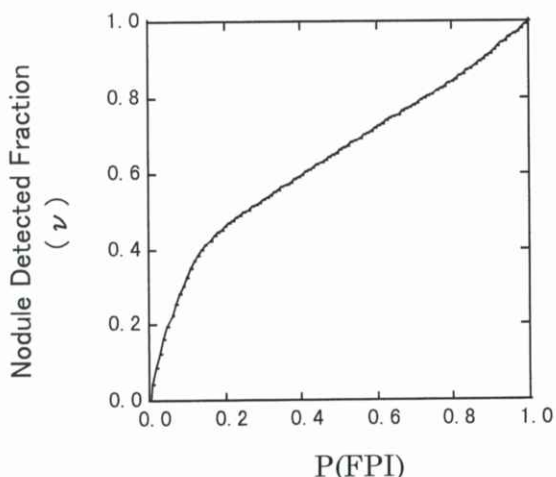


Fig.10 Fig.9で示したFROC曲線をAFROC曲線で表したものの

を示す $P(FPI)$ は、

$$P(FPI) = 1 - \exp(-\lambda) \quad (5)$$

の式で示すことが出来ます。(5)式で、 $FPI (= \lambda)$ が大きくなると $P(FPI)$ は限りなく1に近づくため、AFROC曲線は、ROC曲線と同様に、曲線の枠の右上(1.0, 1.0)の座標で収束します。Fig.10に、Fig.9に示したFROC曲線をAFROC曲線で示します。

9. おわりに

診断に用いられる画像は、物理的な性能よりも、診断に役に立つという意味において、その診断能の高さで評価される場合がよくあります。ROC解析は、画像のもつ診断能を、観察者の主観的な尺度を用いて統計的かつ客観的に評価する手段の一つで、現時点ではもっとも信頼性の高い評価法の一つでもあります。前回と今回の2回に分けて、Vol.1では、ROC解析が用いられる背景、ROC解析の考え方、実験方法などについて解説し、今回のVol.2では、ROC解析を実際に行う場合の注意点から始まって、実際の実験例や、LROC解析、FROC解析といったROC解析の仲間ともいえる解析法の解説までを取り扱いました。あまりに範囲が広すぎて、詳細な理論や数式を割愛した部分が多くなりましたが、ROC解析の基本を理解し、興味を持つには十分な内容であると考えています。また、実際の実験の場合に陥りがちな問題点や対策にスペースをとったので、初めての方でも、本編だけで、まず実験を始めることが可能だと考えています。

ROC解析は、実験計画やその実行が大変な評価法ではありますが、その有用性は明らかで、今日の医療において、求められるものは非常に多くあります。本編が、今後、ROC解析を始められる方々の参考になれば幸いです。

なお、日本放射線技術学会画像分科会Metz's ROC Software Users Groupのホームページでは、Vol.1でご紹介したROCKITといったROC解析関連のソフトウェアのダウンロードに関することだけ

でなく、ROC関連の参考文献やFAQ等を掲載しています。このホームページへは、日本放射線技術学会のホームページ (<http://www.jsrt.or.jp/>) から入っていただいて、ホーム→画像分科会→Metz's ROC Software Users Groupと進んでください。

謝 辞

本編および前号に掲載した「初学者のための失敗しないROC解析法入門 (Vol.1)」で取り上げたROC実験の多くに参加・協力していただき、また、原稿の校正にあたって、適切な助言をいただきました大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部の宇都宮あかねさんに、この場を借りて深謝いたします。

文 献

- [1] 山下一也, 若松孝司, 長畑 弘, 他: ROC 曲線による増感紙—フィルム系の評価, 日放技学会誌, 33 (2), 156-160, 1977.
- [2] Pan X, Metz CE. The "Proper" Binormal Model: Parametric Receiver Operating Characteristic Curve Estimation with Degenerate. Acad Radiol 4, 380-389, 1997.
- [3] 白石順二, 小堺和久, 畑川政勝, 他: FROC 解析におけるデータ収集簡略化の試み, 日放技学会誌, 47 (4), 620-626, 1991.
- [4] Metz CE, Herman BA, Shen J-H.: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. Statistics in Medicine 17: 1033-1053, 1998.
- [5] Dorfman DD, Berbaum KS, Metz CE.: Receiver operating characteristic rating analysis: Generalization to the population of readers and patients with the Jackknife method. Invest. Radiol., 27: 723-731, 1992.
- [6] 白石順二, 宇都宮あかね: ROC解析における画像システム間の統計的有意差の検定方法—Jackknife法とその適用—. 日放技学会誌, 53 (6), 691-698, 1997.
- [7] Roe CA, Metz CE.: The Dorfman-Berbaum-Metz method for statistical analysis of multi-reader, multi-modality ROC data: validation by computer simulation. Acad Radiol., 4: 298-303, 1997.
- [8] 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他: 標準デジタル画像データベースの構築, 日放技学会誌, 54 (3), 439-445, 1998.
- [9] Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, et al.: Development of a Digital Image Database for Chest Radiographs With and Without a Lung Nodule: Receiver Operating Characteristic Analysis of Radiologists' Detection of Pulmonary Nodules, AJR, 174 (1), 71-74, 2000.
- [10] Stuart J, Starr BS, Metz CE, et.al.: Visual Detection and Localization of Radiographic Images, Radiology, 116, 533-538, 1975.
- [11] Bunch PC, Hamilton JF, Sanderson GK, and Simmons AH: A Free Response Approach to the Measurement and Characterization of Radiographic Observer Performance, SPIE, 127, 124-135, 1977.
- [12] Chakraborty DP, Breatnach EA, Yester MV, et.al.: Digital and conventional chest Imaging: a modified ROC study of observer performance using simulated nodules. Radiology, 158, 35-39, 1986.
- [13] Chakraborty DP, Winter LH.: Free-Response Methodology: Alternative Analysis and a New Observer-Performance Experiment. Radiology, 174, 873-881, 1990.

[国際会議報告]

CARS2001に参加して

—CAD（コンピュータ支援診断）システムに関する報告—

松原 友子, 原 武史[†], 畑中 裕司[†], 篠原 範充[†], 藤田 広志[†]

名古屋文理大学情報文化学部情報文化学科・〒492-8520 稲沢市稲沢町前田365

[†]岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

Report of CAD (Computer-aided Diagnosis) Systems in CARS2001

Tomoko MATSUBARA, Takeshi HARA[†], Yuji HATANAKA[†]
Norimitsu SHINOHARA[†] and Hiroshi FUJITA[†]

Department of Information Culture, School of Information Culture, Nagoya Bunri University
Maeda 365, Inazawa-cho, Inazawa-shi 492-8520, Japan

[†]Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yanagido 1-1, Gifu-shi 501-1193, Japan

CARS (Computer Assisted Radiology and Surgery) は、毎年6月下旬に開催される国際会議であり、CADに関しては、2年前よりInternational Workshop on Computer-Aided Diagnosisとの共催となった。今回、CARS2001に参加する機会が得られたので、CADシステムを中心に報告する。

CARS2001は、6月27～30日にベルリンのInternational Congress Center (Fig.1) にて開催された。前述したCADのWorkshopの他に、ISCAS (Annual conference of the International Society for Computer Aided Surgery), CMI (Computed Maxillofa-

cial Imaging Congress), EuroPACS (International EuroPACS Meeting), CVI (International Symposium on Cardiovascular Imaging), SMIT (International Conference of the Society for Medical Innovation and Technology) とのジョイント形式であった (Fig.2)。今回の事前登録は44カ国からの1137名であり、大規模な国際会議であったと言える。参加者の占める割合が最も多い国は、開催国ドイツ、次がアメリカである。また、日本が3番目であることは特記すべき事項である (Fig.3)。

初日にはチュートリアルとオープニングセッ



Fig.1 CARS2001の会場となったICC (International Congress Center)



Fig.2 6学会とのジョイント開催



Fig. 3 国別の事前登録者の比率



Fig. 4 Samii教授による講演の様子

ョンが行われた。オープニングセッションでは、Samii教授により「New Concepts in Computer Assisted Surgery」に関する興味深い講演がなされた (Fig. 4)。

CADセッションは、まず、シカゴ大学のDoi教授とBick先生とのチュートリアルから始まった。その内容は、CADの定義、歴史から始まり、その手法、有効性についてまで言及されており、CADの全体像が概観できるものであった。特に、ROC曲線によって、CADシステムを用いることによる医師の検出能の向上が明らかにされ、この研究の重要性を再確認することができた。

口述発表 (Lecture) は、CAD for Mammography, CAD for Breast and Chest, Special Session on 3D CAD for CT Chest, Special Session on 3D for CT Colonographyの4テーマに分かれていた。演題

数は22件、内日本からの演題数は比較的多く9件であった。

なお、CARS2001のProceedings (約6cmの分厚さ!) が発刊されている [1]。以下の () 内の数字はその頁であるので、詳細な内容に興味ある読者はこれを参照されたい。

CAD for Mammographyにおける座長は、シカゴ大のDoi教授と岐阜大のFujita教授であった。われわれは、Matsubaraらの乳腺濃度の評価に基づく画像の分類法 (515~520), Hatanaka*1らの局所領域の腫瘍の検出法 (527~532), Haraらのステップウェッジを用いたコントラスト補正 (533~537) の3件を報告した。他には、Sendraらの腫瘍の検出 (521~526), Heinleinらの微小石灰化の強調と検出 (538~543), AllenらのSecond Look (TM) の微小石灰化の検出と分類に関する研究報告 (544~549) がされた。

CAD for Breast and Chestでは、Wouterらは微小石灰化クラスタの特徴付けのための医師の経験と自動手法 (553~558), Taylorらは放射線学知識を取り入れたCADシステム (559~564), 大阪大のHidakaらはCADシステムが読影時間と正解率に与える影響 (565~569), 豊橋技科大のTakizawaらは3Dモデルを用いたCT像上の肺結節の認識 (570~575), 徳島大のKuboらはヘリカルCT像の肺がんの比較読影 (576~580) について報告した。

Special Session on 3D CAD for CT Chestでは、肺結節や肺がんの検出や良悪性鑑別の手法だけでなく、徳島大のNikiら (593~598) や豊橋技科大のYamamotoら (605~610) によって、臨床試験実験によるCADの有効性についての検討結果が報告された。

Special Session on 3D CAD for CT Colonographyでは、Bitterらは結腸の中心線の抽出 (625~628), Summerらはポリープの検出 (629~634), Nappiらはポリープと偽陽性の識別 (635~640) について報告した。

3D CADに関しては、Giger教授による胸部CTにおけるCADシステムの現状と今後について (583~592), また、Rogalla教授によるCT

colonographyにおける可視化と検出法についての招待講演がされた。また、別にパネルディスカッションも行われた。特に、CT colonographyに関しては、今後活発に研究される分野となることが予想される。

CADのポスター発表(Poster)の演題数は7件であった。ただ、ポスター発表のコアタイムが設けられていなかったため、発表者との議論の場がなく残念であった。

機器展示には27のブースがあった。その中で、CADx Medical SystemsがSecond Lookという商品名のマンモグラムCADシステムを展示していた。また、世界初のマンモグラムCADシステム、ImageCheckerを開発したR2テクノロジー社は、胸部X線やCT像のCADシステムの開発にも取り組んでいるようである。Fig. 5はImageTool社の微小石灰化のみを対象としたCADシステム(Mammography Diagnostic Workstation)で、ドイツに限り販売している、という説明であった。



Fig. 5 ImageTool社の微小石灰化のみを対象としたCADシステム

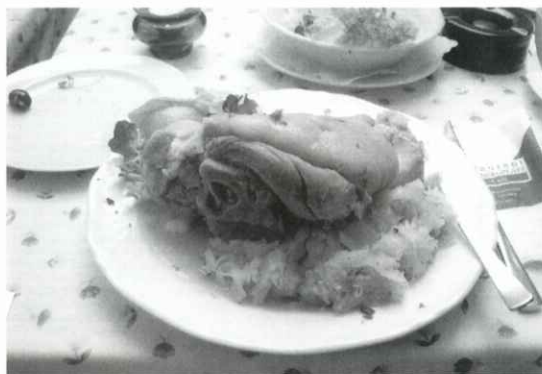


Fig. 6 ドイツの名物料理アイスバイン

有名なドイツ料理の1つにアイスバインがある(Fig. 6)。これは、豚足部分を塩茹でしたもので、表面は脂身で覆われているので、それを取り除いていただく。テーブルに運ばれて来た時は、かなりの迫力(!)があったが、その外見と違ってさっぱりした美味しさであった。

来年は、IWDM(International Workshop on Digital Mammography)とCARSが連続開催となる。IWDMが6月22～25日にブレーメンで(<http://www.iwdm2002.org>), CARSは6月26～29日にパリで開催される。

参考文献

- [1] H.U.Lemke, M.W.Vannier, K.Inamura, A.G. Farman & K.Doi (Editors): CARS2001 (Computer Assisted Radiology and Surgery), Elsevier, Amsterdam, 2001.

*1 渡航費の一部をC&C振興財団より援助していただき、感謝致します。

[国際会議報告]

IASTED-SPPRA報告

小島 克之・蔡 篤儀[†]

浜松大学経営情報学部情報ネットワーク学科 〒431-2102 浜松市都田町1230番地

[†]新潟大学医学部保健学科 〒951-8518 新潟市旭町通2番町746番地

Report of IASTED-SPPRA

Katsuyuki KOJIMA and Du-Yih TSAI[†]

Department of Information Networks, Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu,
1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi 431-2102, Japan

[†]Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University,
2-746, Asahimachi-dori, Niigata-shi 951-8518, Japan

IASTED (The International Association of Science & Technology for Development) のsponsorで3つの国際会議 SPPRA 2001 (Signal Processing, Pattern Recognition and Applications), AIC 2001 (Advances in Communications) および EuroPES 2001 (Power and Energy Systems) がGreeceギリシアのRodosロードス島で開催された。我々はSPPRAに参加した。AthenaiアテネからRodosまでは飛行機で約1時間の距離、Rodosはギリシア語でばらの意味であり、ばらを表象とする太陽神を島民が崇拝したことに由来する。

会議の期間は7月3日(火)から6日(金)までの4日間であり、会場は島の最も大きい町であるRodosの近くのIxiaにある Rodos Palace Hotel である。



Fig.1 会議場, Rodos Palace Hotel.



Fig.2 Rodos Palace Hotelからの眺め.



Fig.3 Registration.

会議のあったホテルの写真をFig. 1に示す。また、ホテルのすぐ前は海水浴場であり、ホテルの室からの景色をFig. 2に示す。写真には写っていないが、海の向こうに見える陸地はTurkeyトルコであり、約15kmの距離である。

Table 1 分野別の報告件数.

Session	名 称	件数
1	Speech Recognition and Processing	4
2	Medical Applications of Signal and Image Processing	7
3	Signal Processing Techniques, Algorithms and Applications	11
4	Detection, Identification and Estimation	5
5	Image Extraction, Recognition and Segmentation	14
6	Character Recognition	4
7	Coding, Compression and Retrieval	7
8	Filter Designs and Structures	4
合 計		56

Table 2 Session 2: Medical Applications of Signal and Image Processing での報告.

14:00-SESSION 2-MEDICAL APPLICATIONS OF SIGNAL AND IMAGE PROCESSING

Chairs: Y. Attikouzel (Australia) and R. Hornero (Spain)
Room: Nafsika A

338-005
 Constructing 2.5-D Model of the Human Brain by Slice Interpolation of Axial MRI Images
A.-H.A. Sallam, M.S. Aboul-Soud, and E.-S.H. Mohamed (Egypt)

338-069
 Detection of Tumor in Digital Images of the Brain
A. Zizzari, U. Seiffert, B. Michaelis, G. Gademann, and S. Swiderski (Germany)

338-082
 Characterization of Action Filaments in Cancer Cells by the Hough Transform
A. Lyazghi, C. Decaestecker, I. Camby, R. Kiss, and P. Van Ham (Belgium)

338-095
 Mammogram-attribute Database: A Tool for Mammogram Segmentation and Analysis
R. Chandrasekhar and Y. Attikouzel (Australia)

338-004
 An ANN-based Method for the Segmentation of Multi-spectral Cerebral MRI Images
A.-H.A. Sallam, M.S. Aboul-Soud, and E.-S.H. Mohamed (Egypt)

338-022
 Measurement of the EEG Complexity of Patients with Alzheimer's Disease
R. Hornero, P. Espino, R. de la Rosa, A. Alonso, and M. López (Spain)

338-014
 A Morphology-based Method for Automated Detection of Clustered Microcalcifications
D.-Y. Tsai, M. Sekiya, Y. Lee, Y. Yamazaki, M. Ohkubo, K. Kojima, and I. Yamada (Japan)

Table 3 報告件数の国別内訳.

国 名	件数	国 名	件数
日本	8	チェコ	1
スペイン	7	ギリシア	1
米国	7	ポルトガル	1
ベルギー	4	ルーマニア	1
ドイツ	4	ロシア	1
中国	2	カナダ	1
オーストラリア	2	メキシコ	1
エジプト	2	ブラジル	1
フィンランド	2	アラブ首長国・カナダ 共同	1
イタリア	2	英国・インド・マレーシア 共同	1
香港	2	ブラジル・イタリア 共同	1
韓国	1	ブラジル・カナダ 共同	1
シンガポール	1	計 25箇国	56

Fig. 3にregistrationの様子を示す.

分野別の報告件数を Table 1 に示す. 医用関係はSession 2 の Medical Applications of Signal and Image Processing で7件あり, 全報告件数56件の内12.5%程度である. Session 2 での報告を Table 2 に示す. すべて口述報告であり, ポスターでの報告はなかった. 25箇国からの報告があり, 国別内訳を Table 3 に示す.

参考までに AIC 2001 での報告は43件であり, EuroPES 2001 での報告は135件である. 3つの会議を合わせると234件の報告になる.

また keynote lecture として Computerized Analysis of Mammograms: Early Segmentation の報告が, The University of Western Australia の professor である Yianni Attikouzel からあった. その要旨を原文で以下に示す.

Mammograms are photographic negative images of the X-ray shadow cast by the compressed female breast. They are currently the medically accepted method of screening for breast cancer in asymptomatic women. Because they represent the two-dimensional projection of a three-dimensional volume of compressed soft tissue of varying X-ray attenuation, mammograms are best read by special-

ist radiologists. Computerized analysis of mammograms is an attractive adjunct to that of the radiologist in coping with increased workload from screening and is currently an active area of research.

The radiologist performs certain assessments of the mammogram almost instinctively before he or she views it carefully for diagnosis. The extent of the breast, the location of the nipple, the appearance of the mammographic parenchyma and the adequacy of the mammogram are all assessed during this "pre-attentive process." This mirrors the "early vision" phase of visual perception. The term "early segmentation" has been coined to reflect the computerized extraction of the breast border, location of the nipple, delineation of the pectoral margin, and definition of the extent and appearance of the mammographic parenchyma, in analogy with what the radiologist does. The methods devised and progress made in each of these segmentation tasks will be described in this address.

また, tutorialとして, Digital Image Processing and Its Application to Fringe Pattern Analysis for Shape Measurement が Liverpool John Moors University の David Harvey からあった. その要旨を原文で以下に示す.

The tutorial will start with a review of image processing techniques. This will include convolution, binary image processing, morphological operations, Fourier and Hough transforms, and Image compression.

The application of these techniques to real ap-

plications will then be considered. Using structured lighting, the shape of various objects (medical and industrial) will be measured. Techniques for projecting fringes onto objects and signal processing strategies for their analysis will be presented in detail.

Proceedingは3つの会議ごとに3冊発行されている. コンピューターも用意されており, 各自が自由に使うことができたが, 台数が不足のようで, 途中から増設された.

その外の行事としては, Dinner Banquet が会議場のホテル内で行われ, 多くの研究者との交流を深めることができた (Fig. 4). 伝統的なギリシアの音楽とダンスのアトラクションもあった. また, 島内の中心都市Rodosへのtourもあった. Rodosは新市街と旧市街から成っており, crusade十字軍の築いた城壁に囲まれた旧市街は, 中世の町そのものであった. Lindosリンドスへのtourもあり, 400b.c. 頃に作られたacropolisアクロポリスを見学することができた.

IASTEDのURLを以下に示す.

URL <http://www.iasted.com/>



Fig.4 Dinner Banquet.

I 平成13年度総会および年次（第130回）大会記事

平成13年度総会および年次（第130回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成13年6月2日（土）

場 所 名古屋大学医学部保健学科 3階 大講義室

特別講演

「21世紀の人間ドックー仮想内視鏡（VE）とCD-ROM」

医誠会病院健康増進センター センター長 稲本一夫先生

（大阪大学名誉教授，関西国際大学客員教授）

「診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構」

三重大学医学部附属病院教授医療情報部教授 山本皓二先生

総 会

議題

・平成12年度事業報告，決算報告

・平成13年度事業計画，予算案

授賞式

・功績賞，内田論文賞，金森奨励賞

研究発表会

1) CT装置のX線スペクトル測定法の検討

松本政雄，小縣裕二，窪田英明，谷口 明*，金森仁志**

阪大・医・保健，*東洋メディック，**京都工繊大名誉教授

2) フラットパネルディテクタのオーバーオール画質特性の検討

松本政雄，隅田伊織，稲邑清也，井ノ上信一*，太田誠一*，西野友博*，

林田真昌**，金森仁志***

阪大・医・保健，*阪大・病院・放射，**キヤノン，***京都工繊大名誉教授

3) マンモグラムにおける医師の読影とCADシステムの検出結果

篠原範充，畑中裕司，原 武史，藤田広志，岩瀬拓士*，遠藤登喜子**

岐阜大・工・応用情報，*愛知県がんセンター病院・乳腺外，

**国立名古屋病院・放射

4) 乳房X線写真における局所パターンマッチングを用いた画像検索法の開発

中川俊明，原 武史，藤田広志，遠藤登喜子*，岩瀬拓士**

岐阜大学大学院・工，*国立名古屋病院・放射，

**愛知県がんセンター病院・乳腺外

5) An automated detection method of mammographic masses existing around thick-mammary-gland and

near chest-wall regions

Yuji Hatanaka, Takeshi Hara, Hiroshi Fujita, Satoshi Kasai*,

Tokiko Endo** and Takuji Iwase***

Gifu University, *Konica Co., **National Hospital of Nagoya,

***Aichi Cancer Center Hospital

- 6) CT画像のノイズ除去と被曝線量の低減
楊 義強, 中森伸行, 吉田靖夫
京都工芸繊維大・電子情報工
- 7) デジタルカメラを用いたバーパターンによるCRTの解像度測定
市川勝弘, 小寺吉衛*, 小山修司*
名古屋市立大・病院・中放, *名古屋大・医・保健
- 8) WWWでアクセスできるビデオストリーミング技術を用いた動画のネットワーク配信システムの試作
津坂昌利, 中川真由美, 橋本真規子, 水野千陽子, 伊勢可奈子, 小寺吉衛,
長嶋宏和*
名古屋大・医・保健, *藤田保健衛生大・総合医科学研究所
- 9) マルチスライスCT画像を用いたWWW版電子教科書の試み
中川真由美, 津坂昌利, 橋本真規子, 水野千陽子, 伊勢可奈子, 金澤寛明,
伊藤茂樹, 島本佳寿広, 三宅良和*, 河村美奈子*, 阿知波正剛*, 山口 宏*
名古屋大・医・保健, *名古屋大・医病・放射線部
- 10) コントラスト法による骨塩量の測定
宮本秀幸, 稲津 博, 小寺吉衛*, 林 建佑*, 町田佳士*, 飯山清美**
NBUメディカルカレッジ・診療放射線, *名古屋大・医学・保健,
**コニカ(株)・MIシステムG
- 11) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の研究
林 建佑, 町田佳士, 小寺吉衛, 稲津 博*, 宮本秀幸*, 飯山清美**
名古屋大・医・保健, *NBUメディカルカレッジ・診療放射線,
**コニカ(株)・MIシステムG
- 12) 低磁場MRIにおける下肢静脈の3D表示
弦巻正樹, 高野清子, 皆川靖子, 石井義男, 関谷 勝*, 蔡 篤儀*
中条中央病院・放, *新潟大・医・保健

Ⅱ 第130回理事会議事録

日 時 平成13年6月2日(土)

場 所 名古屋大学医学部保健学科 小会議室

出席者 内田名誉会長，金森会長，稲本，緒方，奥村，木戸，小島，小林，佐井，中森，畑川，藤田，松井，松本，長谷川顧問，樋口監事，津田監事，小寺，山本皓二先生（オブザーバ）

議 題

- 1) 平成12年度事業報告，決算報告を承認した。
- 2) 平成13年度事業計画，予算案を承認した。
- 3) 小島表彰選考委員長より表彰選考結果の報告があり，平成12年度受賞者を次のように決定した。功績賞：奥村泰彦氏，山田英彦氏，内田論文賞：臼井幸也氏以下4名，金森奨励賞：宮島悟史氏，森見左近氏，山崎隆治氏，隅田伊織氏の4名
- 4) 秋季（第131回）大会は当初の計画を変更して財団法人愛媛県総合保健協会大石茂雄先生のもと10月20日(土)，21日(日)の両日に松山市で開催することを承認した。
- 5) 春季（第132回）大会は担当を稲津 博先生（NBUメディカルカレッジ）にお願いして2002年1月25日(金)に別府で開催することを承認した。
- 6) 次年度総会の開催地は金沢大学医学部保健学科で行うことを承認した。日程については未定。
- 7) 会誌の電子化について意見が出たことから，引き続き検討することとした。

Ⅲ 平成13年度総会議事録

日 時 平成13年6月2日(土)
場 所 名古屋大学医学部保健学科 大講義室
出席者 117名(うち委任状90名)
議 題

- 1) 第130回理事会議事録1) を承認した.
- 2) 第130回理事会議事録2) を承認した.

報告事項

- 1) 第130回理事会議事録3), 4), 5), 6) を報告した.

Ⅳ 平成12年度 事業報告

○会員動向

会 員 数 313名

賛助会員数 10社

(平成13年6月1日現在)

○平成12年度年次(第127回)大会 平成12年6月3日

名古屋大学医学部保健学科

出席者 29名

特別講演

名古屋大学大学院工学研究科 教授 生田幸士先生

「低侵襲医療を高度化するロボティクス」

名古屋工業大学工学部電気情報工学科 教授 岩田 彰先生

「病診連携を指向した電子カルテシステムと医療情報データベース構想」

研究発表演題数 11題

平成11年度受賞者

功績賞 丹羽克味氏

内田論文賞 塚本和也氏, 中森伸行氏, 角尾卓紀氏, 吉田靖夫氏, 遠藤真広氏, 日下部正弘氏

「コーンビームCT画像への散乱線の影響と画質改善」

金森奨励賞 福澤理行氏

「新生児脳室内出血における超音波エコー動脈拍動の分布」

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第17巻2号発行

○秋季(第128回)大会 平成12年9月30日, 10月1日

浅間温泉みやま荘 滝沢正臣先生(信州大学医学部附属病院医療情報部)

出席者 26名

特別講演

信州大学医学部附属病院医療情報部 助教授 滝沢正臣先生

「遠隔医療－信州大学における取り組み－」

研究発表演題数 8題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第17巻3号発行

○春季（第126回）大会 平成13年1月24日

沖縄県青年会館 五藤三樹先生（沖縄職業能力開発大学校情報技術科）

出席者 38名

特別講演

沖縄県立中部病院 崎原永作先生

「離島診療所支援情報ネットワークにおけるデジタル画像の有用性」

シカゴ大学教授 土井邦雄先生

「コンピュータ支援診断の研究開発：予測される利点と問題点」

研究発表演題数 14題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第18巻1号発行

平成12年度 決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥2,155,079	印刷製本費	¥1,523,170
一般会費	¥1,128,000	通信費	¥91,920
賛助会費	¥479,265	研究会費	¥308,472
研究会参加費	¥232,000	旅費交通費	¥261,000
雑収入	¥100,532	会議費	¥98,825
利息	¥306	人件費	¥250,000
論文投稿料	¥570,705	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥38,160
		雑費	¥111,398
		支出合計	¥2,712,945
		次年度繰越金	¥1,952,942
収入合計	¥4,665,887	支出繰越金合計	¥4,665,887

平成12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12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12年度の収支について、平成13年5月25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13年度事業計画

○平成13年度年次（第130回）大会 平成13年6月2日

名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛

特別講演

医誠会病院健康増進センター センター長 稲本一夫先生

「21世紀の人間ドクター仮想内視鏡（VE）とCD-ROM」

三重大学医学部附属病院教授医療情報部教授 山本皓二先生

「診療所・国立病院・大学病院の医療連携支援機構」

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第18巻2号発行

○秋季（第131回）大会 平成13年10月20日，21日

財団法人愛媛県総合保健協会事業部 大石茂雄先生

特別講演 未定

愛媛県総合保健協会で活躍しているCT検診車，CR検診車のデモを行う予定です。

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第18巻3号発行予定

○春季（第132回）大会 平成14年1月25日

NBUメディカルカレッジ 稲津 博先生

特別講演 未定

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第19巻1号発行予定

平成13年度予算案

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥1,952,942	印刷製本費	¥1,530,000
一般会費	¥1,252,000	通信費	¥100,000
賛助会費	¥570,000	研究会費	¥100,000
研究会参加費	¥90,000	旅費交通費	¥600,000
雑収入	¥50,000	会議費	¥120,000
利息	¥2,500	人件費	¥250,000
論文投稿料	¥500,000	金森奨励賞賞金	¥20,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥50,000
		雑費	¥100,000
		支出合計	¥2,890,000
		次年度繰越金	¥1,527,442
収入合計	¥4,417,442	支出繰越金合計	¥4,417,442

VI 平成12年度受賞者

功 績 賞

奥村 泰彦 氏 山田 英彦 氏

両氏は、永年にわたり会員として医用画像情報学の進歩に貢献されるとともに、学会事務局の運営を通じて本会の発展に多大の貢献をされました。

よってここに功績賞を贈呈し、感謝の意を表します。

金 森 奨 励 賞

宮島 悟史・森見 左近

論文名：CdZnTe半導体検出器を用いて測定した診断領域X線スペクトルの補正
巻，号，頁：16巻2号79-89頁

受賞理由

本論文は、臨床現場で使用できるCdZnTe半導体検出器を用いて、診断領域のX線スペクトルを測定して補正する際に用いるレスポンス関数を評価したものである。現在、著者らがモンテカルロシミュレーションで計算した単色線レスポンス関数を使った診断領域のX線スペクトルの補正は、高純度Ge半導体検出器を用いた場合と比べると、そのスペクトルはだいたい一致しているが、まだ、CdZnTe半導体検出器特有のホールの電荷収集の不完全性を十分に評価し切れていないことを指摘した。さらに、ホールがトラップされたときに失うエネルギーを考慮して、新しいレスポンス関数を作れば、臨床現場でのX線スペクトル測定の精度向上に大きく寄与することを見い出した優れた論文である。

金森奨励賞

山崎 隆治・隅田 伊織

論文名：CT装置の一次X線スペクトルの解析
巻，号，頁：17巻2号88-96頁

受賞理由

これまで、臨床現場において、撮影条件でのCT装置の一次X線スペクトルを測定することは困難であったが、この論文では、CdZnTe半導体検出器と円筒形のカーボン散乱体を用いて、 90° 散乱X線を測定し、コンプトン散乱におけるクライナー・レンクの微分散乱断面積の式を使って、一次X線スペクトルを逆算して求め、さらに、モンテカルロシミュレーションで、その結果の誤差が小さいことを検証している。この測定法は、CT装置の一次X線スペクトルを測定するために、これまでにない有効な方法で、実用的価値が大きい。

内田論文賞

著 者 臼井幸也・蔡 篤儀・小島克之・山田 功

論文名：強化学習法に基づく医用画像のセグメンテーションおよび関心領域の抽出
巻，号，頁：17巻2号72-79頁

受賞理由

本論文は、人工知能領域で最近注目されている強化学習手法、すなわち処理の過程で目的に近付ければ報賞を与え、逆の場合はペナルティーを課するというアルゴリズムを画像処理領域に応用し、画像セグメンテーションを行うことを提案している。実験としてこの手法によりMR心臓画像から心室輪郭の抽出、マンモグラムから微少石灰化と腫瘍陰影の検出を行い、その結果を熟練した医師による抽出結果と比較し、本手法の有効性を確認した。強化学習手法はこれまで画像処理に適用されておらず、新規性、実用性に富む優れた方法を示す論文である。

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
550	山口 道弘	大阪府立羽曳野病院放射線科 〒583-0872 大阪府羽曳野市はびきの3-7-1	TEL 0729-57-2121 FAX 0729-58-3291
551	藤田 秀樹	大阪府立羽曳野病院放射線科 〒583-0872 大阪府羽曳野市はびきの3-7-1	TEL 0729-57-2121 FAX 0729-58-3291
552	山田 誠一	国家公務員共済組合連合会 名城病院放射線科 〒464-0001 愛知県名古屋市中区三の丸1-3-1	TEL 052-201-5311
553	藤原 康博	福井医科大学医学部附属病院放射線部 〒910-1193 福井県吉田郡松岡町下合月23-3	TEL 0776-61-3111
554	陳 国躍	秋田県立大学システム科学技術学部電子情報システム学科 〒015-0055 本荘市士谷字海老ノ口84-4	TEL 0184-27-2087 FAX 0184-27-2187
555	森見 左近	大阪府立羽曳野病院アイソトープ科 〒583-0872 大阪府羽曳野市はびきの3-7-1	TEL 0729-57-2121 FAX 0729-58-3291
556	宮島 悟史	大阪大学医学系研究室保健学科専攻X線スペクトル研究室 〒565-0871 吹田市山田丘1-7	TEL 06-6879-2578 FAX 06-6879-2578

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
81	金森 仁志	勤務先	京都工芸繊維大学名誉教授	
293	松林 孝行	勤務先	(株)東芝 医用システム社CT核医学部 〒324-0036 栃木県大田原市下石上1385-1	TEL 0287-26-6789 FAX 0287-26-6062
144	三塩 隆広	勤務先	日本電気(株)放送映像事業部第二技術部 〒183-8501 東京都府中市日新町1-10	TEL 042-333-1122 FAX 042-333-1639
443	深川 浩志	勤務先	インテック・ウェブ・アンド・ゲノム・インフォマティクス株式会社 バイオ・インフォマティクスグループ 〒136-0075 東京都江東区新砂1-3-3	TEL 03-5665-5004 FAX 03-5665-5004
132	坂口 鋼一	勤務先	愛知工科大学工学部 住所変更なし	
301	三塩 宏二	勤務先	埼玉県立小児医療センター 〒339-8551 埼玉県岩槻市馬込2100	TEL 048-758-1811 FAX 048-758-1818
463	俵 紀行	勤務先	国立スポーツ科学センター 〒115-0056 東京都北区西が丘3-15-1	TEL 03-5963-0211 FAX 03-5963-0212

524	高本 邦夫	勤務先	富士写真フィルム(株)足柄研究所図書室 住所変更なし	
548	下瀬川正幸	勤務先	群馬県立医療短期大学診療放射線学科 〒371-0052 群馬県前橋市上沖町323-1	TEL 027-235-1211 FAX 027-235-2501

—— 新 賛 助 会 員 ——

東京特殊電線(株)	〒169-8543 東京都大久保1-3-21	TEL 03-5273-2022 FAX 03-5273-2091
-----------	------------------------	--------------------------------------

—— 賛 助 会 員 ——

平成13年7月現在、本学会の賛助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)	東洋メディック(株)
コニカ(株)	浜松ホトニクス(株)
シーメンス旭メディテック(株)	(株)日立メディコ
(株)島津製作所	富士写真フィルム(株)
タレスインターナショナルジャパン(株)	GE横河メディカルシステム(株)
東京特殊電線(株)	

役 員

会 長	金森 仁志 (京都工繊大名譽教授)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
顧 問	長谷川 伸 (東京工芸大)
総務理事	小寺 吉衛 (名古屋大)
常務理事	[編集担当] 藤田 広志 (岐阜大)
	[企画担当] 奥村 泰彦 (明海大), 松本 政雄 (大阪大)
	[庶務担当] 小林 嘉雄 (名古屋大)
	[財務担当] 緒方 良至 (名古屋大)
理 事	[大学関係] 稲本 一夫 (関西国際大), 大庭 健 (九州歯大)
	木戸 尚治 (山口大), 小島 克之 (浜松大)
	佐井 篤儀 (新潟大), 滝川 厚 (広島県立保健福祉大)
	滝沢 正臣 (信州大), 中森 伸行 (京都工繊大), 丹羽 克味 (明海大)
	畑川 政勝 (大阪市大), 山田 英彦 (明海大)
	[会社関係] 青木 雄二 (化成オプトニクス), 加藤 久豊 (富士写真フイルム)
	小池 功一 (日立メディコ), 杉本 博 (東芝), 細羽 実 (島津製作所)
	松井 美楯 (コニカ)
監 事	津田 元久 (東京工芸大), 樋口 清伯 (大阪産業大)

編 集 後 記

猛暑で暑い日々が続きましたが、皆様いかがお過ごしでしょうか？
編集担当者の悩みは、投稿される論文の数がいつも少ないことです。本誌のノルマは、特別講演資料等も含めて最低7編としています。何故なら、単純ですが、それ以下ですと背表紙が付けにくくなるからです！また、これまでの掲載数の平均値がそれぐらいでした。さらに、2つの論文賞の選定にも支障が生じます。しかし、最近では、このノルマの達成に危機感がでてきました。研究発表件数は年間35件程度ですが、論文数は年間13編程度です(約1/3)。まだ、眠っている論文がたくさんありそうです。今年の1号の金森会長の巻頭言にもありますように、外国の一流雑誌に掲載する前段階のものを、是非とも本誌にまず投稿いただければ幸いです。投稿から掲載まで、速報並に早いのも本誌の特徴です。次の研究会は、10月20日と通常よりも少し遅めの開催です。しかし、来年1号に掲載が間に合うには、査読の関係で10月末までに原稿を投稿いただく必要があります。食欲の“秋”,読書の“秋”,そして、論文執筆の“秋”です。皆様からのたくさんのご投稿をお待ちしております。(ふ)

ホームページ <http://kiso.dj.kit.ac.jp/~mii/> (管理担当: 中森 伸行)

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成13年(2001年)9月5日発行

編 集 委 員 会

[編集委員長]

藤田 広志 (岐阜大)

[編集委員]

佐井 篤儀 (新潟大)

滝川 厚 (広島県立保健福祉大)

中森 伸行 (京都工繊大)

原 武史 (岐阜大)

松原 友子 (名古屋文理大)

松本 政雄 (大阪大)

編 集 医用画像情報学会編集委員会

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部応用情報学科内

TEL: 058-293-2742, FAX: 058-230-1895

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

発行所 医用画像情報学会事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

TEL: 052-719-1554, FAX: 052-719-1509

e-mail: kodera@met.nagoya-u.ac.jp

印刷所 サンメッセ(株)岐阜支店

〒500-8289 岐阜市須賀1-1-5

TEL: 058-274-5011, FAX: 058-273-0764

複写される方へ

本誌に掲載された著作物を複写したい方は、(社)日本複写権センターと包括複写承諾契約を締結されている企業の従業員を除き、著作権者から複写権等の委託を受けている次の団体から承諾を受けてください。

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル

TEL : 03-3475-5618 FAX : 03-3475-5619 E-mail : kammori@msh.biglobe.ne.jp

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

Phone : 978-750-8400 FAX : 978-750-4744 URL : <http://www.copyright.com>

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance(JAACC)

41-6 Akasaka 9-chome, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

TEL : +81-3-3475-5618 FAX : +81-3-3475-5619 E-mail : kammori@msh.biglobe.ne.jp

In the USA

Copyright Clearance Center, Inc.(CCC)

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

Phone : 978-750-8400 FAX : 978-750-4744 URL : <http://www.copyright.com>

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別，年間会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局 小寺吉衛

TEL : 052-719-1554 FAX : 052-719-1509

郵便振替口座：00830-7-9195 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 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名 印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先，所属，自宅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．

医用画像情報学会（MII）雑誌原稿執筆要領

（平成13年5月5日）

1. 原稿締切
 - 1) 研究会において発表されたもの
原則として、研究会開催日の1ヶ月後必着で投稿をお願いします。査読（論文の場合）と著者校正の期間が必要ですので、期限を厳守して下さい。査読が間に合えば次号に掲載予定です。
 - 2) その他 随時
2. 送り先 〒501-1193 岐阜市柳戸1-1, TEL：058-293-2742, FAX：058-230-1895
岐阜大学工学部応用情報学科内
医用画像情報学会編集委員長 藤田広志
e-mail：fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp
3. 原稿の量 印刷上がり原則として10ページ以内
4. 書き方（会誌の「論文」を見て、同じ形式で書くこと。）
 - 1) 全般 ワードプロセッサを用いて、A4用紙に22字×41行で書くこと。
 - 2) 表題 1ページ目に表題、氏名、所属、所在地を書き、続いて英文表題、氏名、所属、所在地を書く。表題は、和文、英文、ともにボールド指定とする。
 - 3) 抄録 2ページ目には、抄録（Abstract）を英文で記述すること（200語以内）。なお、抄録中での改行は不要。
また、英文のキーワードを5つ以内で記載する。
 - 4) 本文
 - ・ 3ページ目から始める（原稿には必ず通しページを付して下さい）。
 - ・ 項目は大項目を1.（センター位置）、中項目を1.1（左寄せの位置）、小項目を1.1.1（左寄せの位置）のように番号づけし、ボールド指定とする。
 - ・ 元素記号、単位、演算記号はローマン指定とする（sinなど）。
 - ・ 手書きのギリシャ文字は読み方を指定、または、ギリシャ文字指定とする。
 - ・ 文献の引用は通し番号を[1], [1,2], [1-3], [1,6-9] のように表記する。なお、文中に引用された順に記載すること。
例)「…されている[1-3].」「…であり[2,3],…」
 - ・ 図と表（Fig.1 Table1）は、ボールド指定とする。

表 記号およびその意味

記 号	意 味	原稿中の指定すべき箇所
~~~~~	ボールド	表題, sectionの表題, 図表引用 (Fig. 1など)
———	イタリック	物理量・変数など
~~~~~	イタボールド	ベクトル量
□	ローマン	元素記号・単位・演算記号など
∨・∧	上付き・下付き	上付き・下付き
Ⓐ・⓪	大文字・小文字	添字など
ギリ	ギリシャ文字	大文字・小文字

- ・句読点は「、」「。」ではなく「,」「.」を使うこと。
- ・活字指定では、特に数式の字体に注意すること。式には必ず連続番号を付けること。
- ・印刷すべき本文以外の活字指定や図の挿入位置などの注意書きは、すべて朱書きとする。

5) 引用文献の書き方

- ・本文の末尾に一括する。
- ・雑誌の場合は、「著者名：論文タイトル，雑誌名（略式で），巻（号），最初のページ—最後のページ，年，」の順に書く。著者名は3名までとし，以下は「他」，または「et al.」とする。号が付いていない雑誌の号数は略してよい。
- ・単行本の場合は，「著者名：書名，ページ，発行所，地名，年，」とする。

- (例) [1] Sahiner B and Chan HP: Image feature selection by a genetic algorithm: Application to classification of mass and normal breast tissue, Med. Phys., 23(10), 1671-1684, 1996.
- [2] Gordon R, Bender R and Herman GT: Algebraic reconstruction techniques for three-dimensional electron microscopy and photography, J. Theor. Biol., 29(12), 471-481, 1970.
- [3] Holmquist J, Imasato Y, Bengtsson E, et al.: A microspectrophotometric study of pap-stained cervical cells as an aid in computerized image processing, J. Histochem. Cytochem., 24, 1218-1224, 1976.
- [4] Bezdek JC: Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, 60-69, Plenum Press, New York, 1981.
- [5] 福岡大輔，原 武史，藤田広志，他：初期輪郭の自動生成と制御点の統合を含んだ動的領域輪郭抽出法，医画情誌，16(2)，148-152，1999.
- [6] 久保 勝：画像工学，101-110，オーム社，東京，1989.

6) 図面（写真）

- ・図は1枚ずつ別紙に用意し，会誌掲載を想定した縮小見本を別途付けること（縮小率を記入）。
- ・図中の文字，記号などはすべて英文字とする。
- ・図の説明文は英字で一括して別紙に書く。
- ・図の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

7) 表

- ・表は1枚ずつ別紙に英字で書く。
- ・表の説明文は，表の上に英字で書く。
- ・表の挿入位置は本文の右側の余白に朱書きする。

8) 原稿は，**原版1部とコピー1部**を送付する。また，査読終了後において，使用したパソコンの機種名やワープロソフト名を明記した最終原稿のフロッピーディスク（FD）を提出すること（テキストファイルで十分）。

9) 原稿は原則として筆者に返却されません。特に返却を希望される方は，その旨を原稿第1ページの空欄にお書き下さい。

10) 論文・研究速報・資料の場合には，投稿料（1件2万円プラス別刷り代の印刷実費の20%）を学会事務局から請求申し上げます。また，論文の別刷りを希望される場合は，印刷費の実費相当額を請求申し上げます。別刷りの必要部数は校正時にお知らせ下さい。

11) 著者校正は原則として1回のみです（印刷屋から直接送付）。原稿にない修正は避けて下さい。

光と語る。

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

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。

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**

〒250-0862 神奈川県小田原市成田1060番地
TEL:0465-36-1027 FAX:0465-36-0469
<http://www.KASEI-OPTONIX.co.jp>

極光株式会社

〒250-0862 神奈川県小田原市成田1060番地
TEL:0465-36-9116 FAX:0465-37-0841
<http://www.KYOKKO-LTD.co.jp>

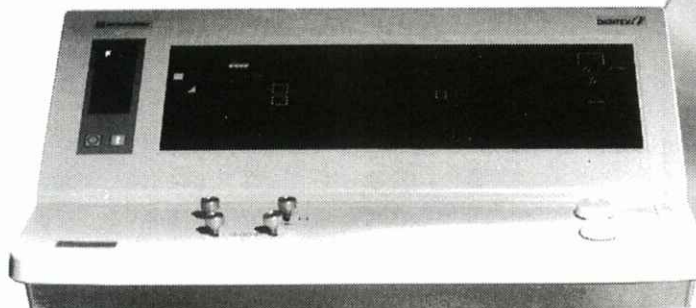
SHIMADZU

Solutions for Science
since 1875

真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム**DIGITEX^α**

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集で大好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。
画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。

**CD-R標準装備****島津製作所**

インターネットで最新のホームページにアクセスできます。<http://www.shimadzu.co.jp/index.html>
本社 京都市中京区西ノ京東町1 ☎(075) 823-1271



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
CT Luminox
Evo
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage I.5T
SINGA Advantage I.0T
Sierra
MRVectra II
GE Independent
Console (IC)
NUCLEAR
核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXIUS
Starcam4000XR/T/XC/T
ADVANCE

X-RAY

X線撮影装置
アドバンテックスLIP
アドバンテックスLC
アドバンテックスLCL/LCN
アドバンテックスAFM/AFM-IFC
アドバンテックスDLX
セクタ70MR
セクタ760T/600TFD/
セクタ5HF
ステノスコフ9000/6000
ステノスコフLE
AMX-4
GM-1215
フレネオ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RTfino
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

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
- デーライトシステム
- 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 仙台ソフトウエアセンタービル
東京営業部1課・2課・3課 163-005 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課 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 広島市中区中街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 163-005 東京都新宿区西新宿1-26-2

ME Series

高品質・高画質。そして現場での使いやすさを徹底追求した、
PACSおよび各種モダリティ向けモノクロ高精細モニタシリーズです。

TOTOKU

高画質フラットCRTディスプレイが充実 TOTOKU MEシリーズ・ラインナップ

ポートレート/ランドスケープ
200万画素タイプ

CT、MRI画像の
表示および
各種モダリティに最適な
高精度液晶ディスプレイ

●大型(20.8型)のモノクロ液晶パネルを採用し高解像度・高輝度と共に省スペース・省電力を実現 ●10Bit(1024階調)での高階調表示が可能 ●ランドスケープ(横型)/ポートレート(縦型)の切替が可能*1 ●チルト台を外して壁面などにマルチ画面を構成したり、アームを取り付けての使用が可能(VESA規格取付) ●ポート画面(VGA)と高精細の各種医用画像が表示可能 ●解像度2048×1536*2(300万画素) ●最大輝度600cd/mf ●専用ビデオボードとパネル販売 ●輝度キャリブレーション機能 ●OSD調整 ●USB対応(1UP2DOWNストリーム)

*1 10タイプによるビデオ切替が必要。*2 輝度利用は1536×2048

モノクロ20.8型液晶ディスプレイ

ME311L

●22型完全フラットモノクロームCRT(20V/90°管)を採用 ●ダイナミックフォーカス回路、ダイナミック収差補正回路、高性能ビデオアンプ搭載により超高精細画像を実現 ●解像度1200×1600/75Hz(200万画素) ●最大輝度410cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME221f

ポートレート
200万画素タイプ

●22型完全フラットモノクロームCRT(20V/90°管)を採用 ●ポート画面から高精細の各種医用画像まで表示可能なマルチスキャンモニタ ●最大解像度1600×1200/85Hz(200万画素) ●最大輝度800cd/mf(P4) ●輝度変動を軽減するためのAKB回路搭載 ●輝度調整機能 ●OSD調整 ●BNCとD-subの2系統信号入力(前面ボタンで切替可能)

モノクロ22型完全フラットCRTディスプレイ

ME222f

ランドスケープ
200万画素タイプ

TOTOKU 東京特殊電線株式会社 MMカンパニー 営業部

〒169-8543 東京都新宿区大久保1-3-21 TEL.03-5273-2022 FAX.03-5273-2091

●大阪支店:06-6352-3541 ●名古屋支店:052-771-1161 ●信越支店:0268-34-5285

インターネットで最新情報を提供しています。 <http://www.totoku.co.jp/dp>



JQA-EM0674



JQA-0679

東京特殊電線(株)は、品質管理の国際基準であるISO14001と品質管理の国際基準であるISO9001を取得しています。

■医用規格と保証期間

ワールドワイドの医用規格を取得しています。また、通常の無償保証期間は1年間ですが、オプションで5年間の保守契約を用意しています。高信頼設計で国内製造、国内サービス品です。

※画面はハメコミ合成です。 ※本製品は日本国内仕様であり、日本国外で使用された場合、当社は一切の責任を負いません。また、当社は本製品に関して、海外での保守サービスおよび技術サポート等は行っておりません。 ※仕様および外観は、予告なく変更することがあります。

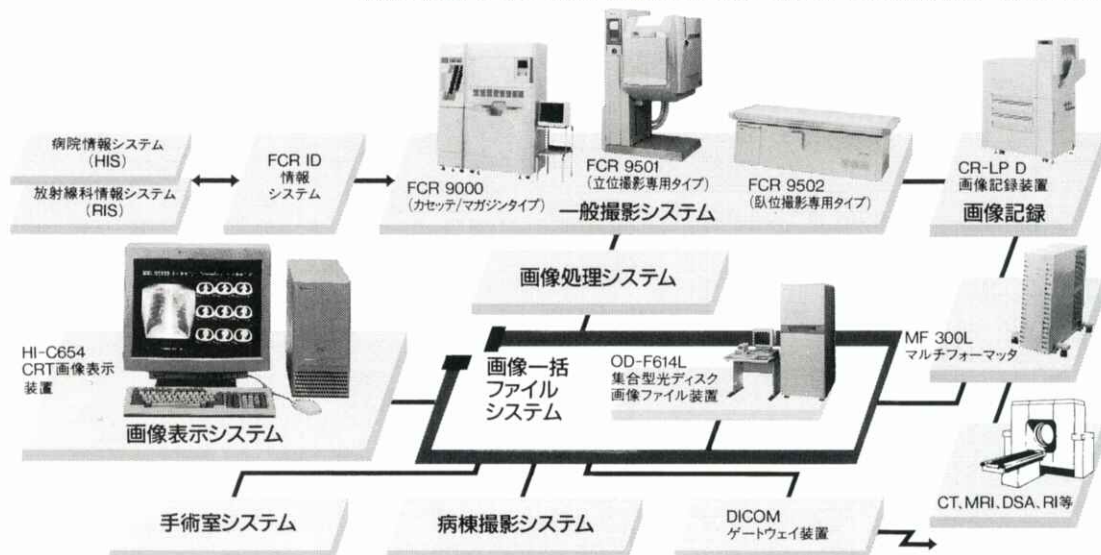
- M E M O -

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)

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



見えますか？ 生命の尊さ・・・

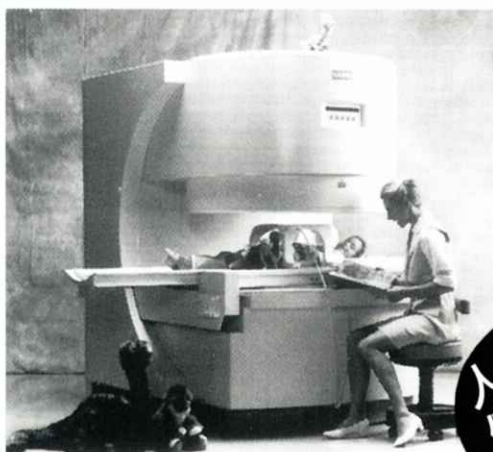
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



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

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