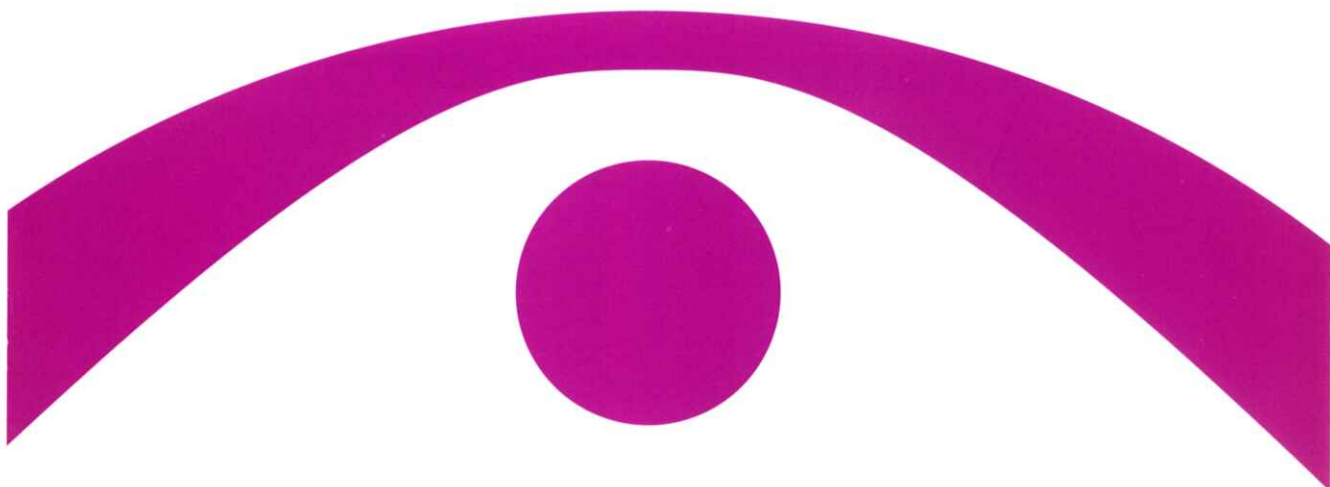


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻126号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.17 No.3 September 2000



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/>

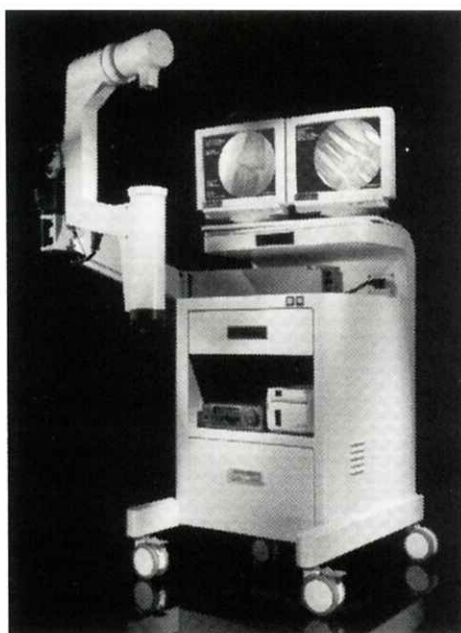
(New) 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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/NEUROTRON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

17巻 第3号 2000年9月

目 次

会 告

平成12年度秋季（第128回）大会のご案内	会告 1
平成12年度秋季（第128回）大会プログラム	会告 3
平成12年度春季（第129回）大会の予定および演題伺い	会告 5

巻 頭 言

研究の自主性と自律性	
..... 佐井 篤儀	112

特別講演資料

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	
..... 岩田 彰	113

論 文

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	
..... 李 鎔範, 原 武史, 藤田 広志	118
CdZnTe半導体検出器で測定した乳房撮影用X線装置の被写体コントラストの解析	
..... 山本 明秀, 松本 政雄, 小縣 裕二	
..... 窪田 英明, 有村 秀孝, 金森 仁志	130
モルフォロジーを用いたマンモグラムにおける微小石灰化の検出	
..... 高井 勇, 蔡 篤儀, 関谷 勝	
..... 小島 克之, 山田 功, 山崎 芳裕	138
Mモード心エコー法による左房壁運動と肺動脈楔入(wedge)圧のV波との関係	
..... 千田 浩一, 二宮 本報, 洞口 正之	
..... 上月 正博, 佐藤徳太郎, 伊藤 大輔	147
X線画像読影時の視線解析のための基礎的検討	
..... 堤 直葉, 阿部 正己, 染谷 武男	
..... 松本 徹	152

研究速報

乳腺濃度評価に基づくデジタル乳房X線写真のコンピュータ自動分類法の改良	
..... 山崎 大輔, 松原 友子, 原 武史	
..... 藤田 広志, 岩瀬 拓士, 遠藤 登喜子	161

会 報

平成12年度総会および年次（第127回）大会記事, 第127回理事会議事録	
平成11年度総会議事録, 平成11年度事業報告, 平成11年度決算報告書	
平成11年度内田基金会計報告, 平成11年度金森基金会計報告	
監査報告書	
平成12年度事業計画, 平成12年度予算案	
平成11年度受賞者	
新入会員－会員異動届－賛助会員	

Medical Imaging and Information Science

Vol.17 No.3 September 2000

(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.17, No.3)

Contents

Preface

Research Needs Independence and Autonomy Du-Yih TSAI 112

Invited Lecture

Medical Record Database System for Cooperation of Hospitals
..... Akira IWATA 113

Original Papers

Evaluation of GA Template-matching Method by Simulation
Using Chest Helical X-ray CT Images
..... Yongbum LEE, Takeshi HARA and Hiroshi FUJITA 118

Analysis of Subject Contrasts on Mammographic X-ray Units
Measured with a CdZnTe Detector
..... Akihide YAMAMOTO, Masao MATSUMOTO, Yuji OGATA
Hideaki KUBOTA, Hidetaka ARIMURA and Hitoshi KANAMORI ... 130

Automated Detection of Clustered Microcalcifications in Mammograms
Using Mathematical Morphology
..... Isamu TAKAI, Du-Yih TSAI, Masaru SEKIYA, Katsuyuki KOJIMA
Isao YAMADA and Yoshihiro YAMAZAKI..... 138

Relationship Between Pulmonary Capillary Wedge Pressure Tracing V Waves
and Left Atrial Excursion Obtained by M-mode Echocardiography
..... Koichi CHIDA, Mototsugu NINOMIYA, Masayuki ZUGUCHI
Masayuki KOHZUKI, Tokutaro SATO and Daisuke ITO 147

Preliminary Study for Eye Movement Analysis on Reading Clinical Radiographs
..... Suguha TSUTSUMI, Masaki ABE, Takeo SOMEYA
and Toru MATSUMOTO 152

Letter

Improvement of a Computerized Automatic Classification Method of Digital Mammograms
Based on Assessment of Fibroglandular Breast Tissue Density
..... Daisuke YAMAZAKI, Tomoko MATSUBARA, Takeshi HARA
Hiroshi FUJITA, Takuji IWASE and Tokiko ENDO 161

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 Kadera, 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 : kadera@met.nagoya-u.ac.jp

会 告

平成12年度 秋季（第128回）大会のご案内

秋季（第128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12年9月30日(土)，10月1日(日)

場 所 浅間温泉 みやま荘（公立学校共済）

〒390-0303 松本市浅間温泉3-28-6

TEL：0263-46-1547 FAX：0263-46-7442

参加費 会員：1,000円，非会員2,000円，学生：無料

日 程

9月30日(土)

17：00～17：40

特別講演 「遠隔医療—信州大学における取り組み—」

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

19：00～

懇親会

10月1日(日)

9：00～12：00

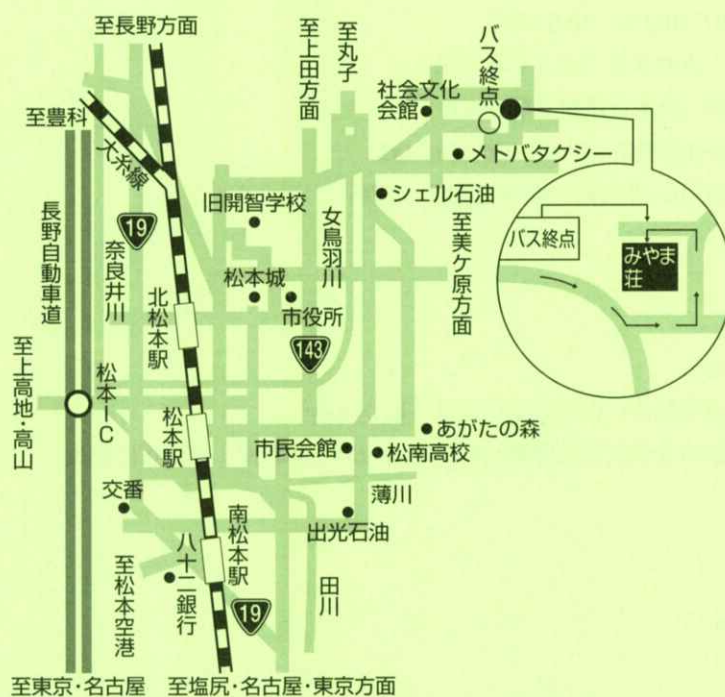
研究発表会

研究発表会（プログラムは別項参照）

会場までの交通のご案内

- 1) 松本ICより車で20分
- 2) JR松本駅よりタクシーで15分
- 3) JR松本駅よりバス20分・浅間温泉終点より徒歩3分

<会場案内図>



平成12年度 秋季（第128回）大会プログラム

日 時 平成12年 9月30日(土), 10月 1日(日)

場 所 浅間温泉 みやま荘 (公立学校共済)

〒390-0303 松本市浅間温泉3-28-6

TEL: 0263-46-1547 FAX: 0263-46-7442

参加費 会員: 1,000円, 非会員2,000円, 学生: 無料

9月30日(土)

17:00~17:40

特別講演 「遠隔医療—信州大学における取り組み—」

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

19:00~

懇親会

10月1日(日)

9:00~12:00

研究発表会

1) フラットパネルディテクタ, FCR及び増感紙-フィルム系の物理特性の比較

松本政雄, 隅田伊織, 高田麻美, 稲邑清也, 井ノ上信一*, 太田誠一*

西野友博*, 林田真昌**, 浅井義行***, 金森仁志+

阪大・医・保健, *阪大・医病・放, **キヤノン(株), ***近大・医病・放, +福井工大・工・電気

2) MRI装置の漏洩電磁界の測定と解析

松本政雄, 吉村晃太, 加西正樹, 川原雅昭*, 谷口 明**

阪大・医・保健, *阪大・医病・放, **東洋メディック(株)

3) 腹部CT画像における大腸ポリープ像の特徴解析

尾崎竜二, 加藤智巳, 原 武史, 小倉敏裕*, 藤田広志

岐阜大・工・応用情報, *癌研病院・放

4) 乳腺濃度評価に基づく乳房X線写真の自動分類法と悪性症例を用いた性能評価

山崎大輔, 加藤雅大, 松原友子*, 原 武史, 藤田広志, 岩瀬拓士**, 遠藤登喜子***

岐阜大・工・応用情報, *名古屋文理大・情報文化・情報文化

愛知県がんセンター病院・乳腺外, *国立名古屋病院・放

5) X線画像からの歯牙(前歯部)寸法・形状計測

久納克敏, 大嶋雅好, 横田善夫*, 鈴木康生**, 伊藤 稔
工学院大, *横田歯科クリニック, **奥羽大・歯

6) Coding Using Long Source Sequence

Dang Thanh Tin and Seihaku Higuchi

Osaka Sangyo University

7) 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, *NBUメディカルカレッジ・放, **コニカ(株)・MIシステムG

平成12年度 春季（第129回）大会の予定および演題伺い

平成12年度 春季（第129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13（2001）年1月24日(水)

場 所 沖縄県青年会館（予定）

〒900-0033 沖縄県那覇市西3-11-1

TEL：098-864-1780 FAX：098-864-1783

連絡先 沖縄職業能力開発大学校 情報技術科 五藤三樹先生

〒904-2141 沖縄県沖縄市池原2994-2

TEL：098-934-6282 FAX：098-934-6287

E-mail：miki@okinawa-pc.ac.jp

1月24日(水)

午前 特別講演

シカゴ大学教授 土井邦雄先生（講演内容未定）

沖縄県立中部病院 崎原栄作先生

「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」

午後 研究発表会

夕方 懇親会（場所未定）

演題締切 平成12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：kodera@met.nagoya-u.ac.jp

（文書、FAXまたはEメールでお願いします）

なお、医用画像関連学会の連続開催として、25日(木)・26日(金)にはJAMIT（日本医用画像工学会）Frontier 2001が、電子情報通信学会医用画像研究会、コンピュータ支援画像診断学会、および日本放射線技術学会画像分科会との共催で、沖縄県青年会館で開催されます。

詳細は、<http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/~jft2001/>をご覧ください。このホームページにホテルの予約情報もあり、MII学会名を告げると、特別割引が可能です。

[巻頭言]

研究の自主性と自律性

佐 井 篤 儀

文部省はさる5月26日、国立大学の独立行政法人化を正式に表明した。2002年の通常国会にも法人化のための法案を提出する日程がすでに固められているようである。朝日新聞が5月23日から、「大学はどこへ：独立行政法人化の波」に関する記事をシリーズで報道した。①国立大「荒波」に活路模索、②経営「先細り」に危機感、③変われるか「官」体質、④予算・人事 自由度増す、⑤改革へ 問題点と対策？の五つのテーマであった。国に守られてきた国立大は、立ち行かなくなって消滅する可能性すら出てくることもあるし、逆に、活路を見出せば大きく発展することもあり得る、との内容だった。

国立大が法人化すれば、企業からの研究費収入を増やしたり、高待遇で有名教授を引き抜いたりできるようになる。一方で、政府の定期的な評価にさらされ、地味な研究分野が切り捨てられる心配もある。そして、「目に見える成果を残せないと予算を減らされ、存続の危機にさらされる」というおびえがある。

筆者が所属している新潟大学が昨年、このような厳しい競争のなか、生き残るための内部資料をまとめた。要はく「現状に安住する」という態度でいれば、「座して死を待つ」結果にしかないことを全教員が自覚しておくことが肝要だ。また、大学評価のための第三者機関「大学評価・学位授与機構」が設置されたことを受け、同大学では評価委員会が作られ、それに対応するための資料収集を行うことになっている。中には、教員の個人業績調査項目がある。細目には、さらに発表した論文数総数のうち、筆頭者である編数とか、外国語論文数、などがある。つまり、発表した論文の量、質、貢献度といったファクターもチェックされることになる。

このような状況の中で、大学には経営意識、教員には成果意識を持たざるを得ない。しかし、法人化で効率性が重視され、短期的な成果が求められたら、派手さのない研究が維持されなくなる可能性が出てくる。大学教員の一人としては、今後も研究の自主性・自律性が十分に担保されるよう、願っている。

(新潟大学 医学部)

[特別講演資料]

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

岩田 彰

名古屋工業大学工学部電気情報工学科・〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町

(2000年6月3日受理)

Medical Record Database System for Cooperation of Hospitals

Akira IWATA

Department of Electrical and Computer Engineering, Nagoya Institute of Technology

Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya 466-8555 Japan

(Received June 3, 2000)

Abstract: An Electrical Medical Record (e-Karte) System will be developed. This system utilizes Medical Markup Language (MML) designed by electrical medical recording committee in Medical Information Society. It promotes medical information exchange that helps cooperation between hospitals. In this project, four cooperation systems are planned; (1) health check and medical treatment, (2) hospital and clinics, (3) hospital and pharmacies, (4) clinics and medical examination center. Experimental studies using the developed system will be done in several hospitals, clinics, pharmacies, visiting nurse station, and medical examination center from June, 2001 to March, 2002. The project details are open on the following URL.
<http://mars.elcom.nitech.ac.jp/ekarte/>

1. はじめに

1.1 背景

インターネットを始めとするIT(情報技術)の進歩はめざましく、現代社会に革命的な変革を起こしつつある。産業分野では、従来の構造を根本から変えてしまう動きさえある。医療の分野でも例外ではなく、情報化は避けては通れない道となっている。一方で、医療現場において情報の要となる診療録(カルテ)は旧態然とした様式であり、近年の情報技術の成果を生かしきれていない。昨年の厚生省通達(平成11年4月22日付の厚生省健康政策局長、医薬安全局長、保険局長の連名による通知:健政発第517号、医薬発大587号、保発第82号)で診療録の電子保存が認められるようになり、実質的な電子カルテが出はじめた段階である。今後はこのような動きが活発になり、新しい電子

カルテが提案されてくるであろう。こういった時期に、医療に関わる研究者が積極的に意見を出し合い、現場に即した提案をしていくことは大変重要なことと思われる。我々は、(財)堀情報科学財団の支援を受け、電子カルテシステムの開発とその実証実験プロジェクトを開始した。

1.2 目的

本プロジェクトでは、単にカルテをデジタル化し記録・保存することが目的ではない。医療現場で実際に合理化ができる、または有用性が認められるかを、患者サービス・診断・経営・学術のそれぞれの視点で実証することを目的としている。

(1) 情報の共有化

医療情報は個人情報としてそのセキュリティに万全の注意を払う必要があることは言うまで

もない。その上で、医療情報の共有化は無駄や過失の軽減に貢献できるはずである。また、専門化が進んだ現代医療ではグループ診療の有益な手段になるとも考えられる。最近では東京都で地域の診療録を一元化する動きがある。本プロジェクトでも、診療所と地域の病院が連携して患者の医療情報を有効に利用することを目指す。

(2) 情報化による合理化

診療事務の合理化は勿論のこと、診療行為そのものの合理化も考えられる。医療の合理化は無駄をなくして病院経営を助けるということのみが目的ではない。医療の合理化は社会的な問題になっている医療費の膨張を抑え、患者の負担を軽減するものである。限られた人的・設備的資源をよりよい医療に向けて使えるようにすることでもある。

(3) 情報開示

前述の共有化と広い意味では同一であるが、社会的な点から別に論じたい。患者として医療を受けるときに、自分の病気を知りたい・今行われている治療を理解したいと考えるのは当然であり、本来は医療従事者側が十分に説明すべきである。しかし、現実的には診療現場では時間的・人材的な制約から十分な説明ができないのが実情である。現場の医療従事者のなかでも情報開示をどのようにしたらよいかかわからないという意見もある。一方で、患者自身が診療に対して全く情報を持たなければ、いくら人材を配して時間をかけても結局は満足 of いく説明は困難であろう。診療情報の開示は医師会も前向きに検討しており、今年からは原則的に開示に応じることとしている。

このような状況でカルテ開示が始められているが、一部では開示はしたものの十分な説明がなく、かえって患者の不信をあおる例も聞かれている。医療の情報化はこのような情報開示に対しても有効な手段となりうる。つまり、診療情報を開示するだけでなく、それに関連した情

報を提示することで患者自身が学ぶ手助けをすることができるのである。こういった情報をあらかじめ共有することでコミュニケーションがうまく行われることが期待できる。

2. 診療録等の電子媒体による保存について

平成11年4月22日付の厚生省健康政策局長、医薬安全局長、保険局長の連名による通知では、下記のように診療録等の電子媒体による保存を認めている。参考までに詳細を下記に示す。

2.1 電子媒体による保存を認める文書等

- (1) 医師法（昭和23年法律第201号）第24条に規定されている診療録
- (2) 歯科医師法（昭和23年法律第202号）第23条に規定されている診療録
- (3) 保健婦助産婦看護婦法（昭和23年法律第203号）第42条に規定されている助産録
- (4) 医療法（昭和23年法律第205号）第21条、第22条及び第22条の2に規定されている診療に関する諸記録及び同法第22条及び第22条の2に規定されている病院の管理及び運営に関する諸記録
- (5) 歯科技工士法（昭和30年法律第168号）第19条に規定されている指示書
- (6) 薬剤師法（昭和35年法律第146号）第28条に規定されている調剤録
- (7) 救急救命士法（平成3年法律第36号）第46条に規定されている救急救命処置録
- (8) 保険医療機関及び保険医療養担当規則（昭和32年厚生省令第15号）第9条に規定されている診療録等
- (9) 保険薬局及び保険薬剤師療養担当規則（昭和32年厚生省令第16号）第6条に規定されている調剤録
- (10) 歯科衛生士法施行規則（平成元年厚生省令第46号）第18条に規定されている歯科衛生士の業務記録

2.2 基 準

法令に保存義務が規定されている文書等に記録

された情報(以下「保存義務のある情報」という。)を電子媒体に保存する場合は次の3条件を満たさなければならない。

- (1) 保存義務のある情報の真正性が確保されていること。
- (2) 保存義務のある情報の見読性が確保されていること。
- (3) 保存義務のある情報の保存性が確保されていること。

3. 医療情報交換標準フォーマットMML

3.1 MMLとはなにか?

(<http://www.seagaia.org/WhatIsMML/>より引用)

MMLは、異なる医療機関(電子カルテシステム)の間で、診療データを正しく交換する為に考えられた規格である。データベースは、一種の表(テーブル)の様なものと考えることが出来る。各々の施設では、独自の定義のテーブルを運用している。データ互換をはかるため、全ての医療システムのデータベースを同じ構造にする方法が考えられるが、これは事実上不可能である。そこで医療情報学会の電子カルテ研究会を中心に検討されたのが、データ交換のための標準フォーマット(MML: Medical Markup Language)である。最新バージョンのMMLはXML技術を用いて開発されている。

この考え方は、多数の電子カルテシステムの多様性を保証した上で、他の施設とのデータ交換の際、MML文書(XMLインスタンス)に変換して送出する。受け取った側は、MML文書化されたデータを、自施設のシステムに合った形式(順序)に変換してデータベースに格納する(データベースへのマッピング)。こうすることによって、施設毎の独自性を保ちながら、全国の医療機関とデータの交換が可能になる。

3.2 本プロジェクトへの適応について

本プロジェクトは共通化された医療情報データベースを目指すものである。データの受け渡しは

当然ありえるが、MERIT-9の考え方のように全てに共通のDTDを定義することは本プロジェクトには必要はないと考える。データベースセンターとして実証試験を行うには、すくなくともセンター内での共通化が図られれば可能なのである。

MMLの定義が本プロジェクトに十分である保障はなく、おそらく新たなDTD定義が必要になる。これは実証試験として実験的に定義して使用し、後にMMLとして採用を働きかけることが現実的であると考えられる。したがって、本プロジェクトではMMLをベースに医療情報データベースシステムの開発を目指すこととする。

4. 実証実験概要 (Fig.1, Fig.2)

本実証実験は、中規模総合病院、人間ドック機関、開業医、検査センター、薬局、訪問看護ステーションを含むさまざまな医療機関の間で、電子カルテを共有して、それをベースとした連携のあり方を探るものである。

本実証実験では、医療情報データベースセンターを設置し、参加の各医療機関とのネットワークを構築する。インターネットを利用したネットワークとするが、センターと各医療機関の間の通信路はバーチャル・プライベート・ネットワーク(VPN)とし、情報を暗号化することによりセキュリティを確保する。

各医療機関の端末にはWebブラウザだけがあればよく、開発されるソフトウェアはデータベースセンターに格納する。データベースセンターが、電子カルテの真正性、見読性、保存性を保証する。したがって、各医療機関は電子カルテシステムをデータベースセンターにアウトソーシングすることができる。規模の小さな開業医では、電子カルテシステムを独自に運用することは技術的にも経費的にも困難であることが予想されるが、電子カルテのアウトソーシングということによってその問題点を解決し、電子カルテの利便性を享受できることとなると考える。

また、データベースセンターに電子カルテを一括して保存・管理することにより、患者紹介やグ

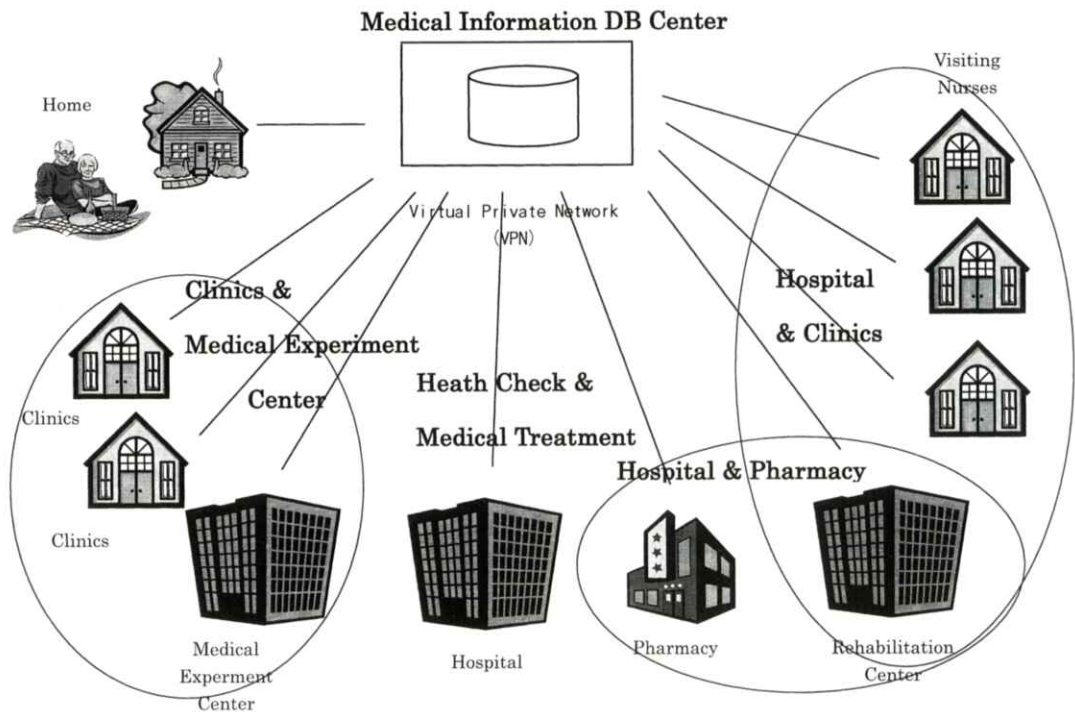


Fig.1 E-Karte Project Outline

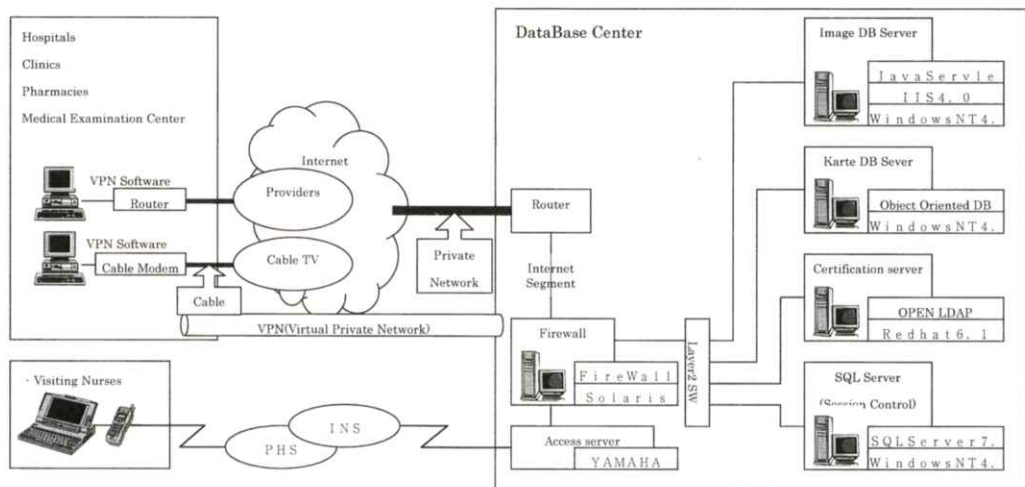


Fig.2 Hardware and Network Configuration

ループ診療、専門医と開業医の連携など、医療機関連携に即時に適合することができる。

本実証実験では、下記のように大きく分けて4つの医療機関連携の実証実験を行う。

4.1 健診連携

人間ドックの健康診断結果のWEB閲覧を行うとともに、健診情報と診療情報の一元化を行い、健診連携の有効性を検証する。マリンクリニックにおける健康診断受診者全員を対象とする。

4.2 病診連携

名古屋市総合リハビリセンターと近隣の開業医の間で、電子カルテシステムによる情報共有体制を構築し、病診連携の有効性を検証する。住居近くの診療所において血圧など一般内科的管理を受けながら、リハビリセンター病院にリハビリテーション・脳血管障害の管理を目的として通院中の患者あるいは病院で介護保健サービスを受ける患者を対象とする。

4.3 病薬連携

医療機関及び保険薬局で発生する医療情報を一元化し、医薬連携による患者サービスの向上を検証する。リハビリセンター病院を受診し、みかん山調剤薬局で薬剤交付を受ける患者を対象とする。

4.4 検診連携

岡崎市医師会検査センターにおいて、開業医からの依頼検査を、共通データベースを利用してオンラインで行うことで、地域の医療の有機的連携、患者の積極的参加の可能性を実証する。岡崎市医師会会員有志の医院を受診して参加を希望する患者を対象とする。

5. 改竄防止技術

本実証実験では、いったん正式なカルテとして登録された電子カルテデータが、何者によっても変更、改竄がなされていないことを証明するための技術的検討を行う。具体的には、電子カルテが

裁判時の証拠として十分利用可能とすることを実現するための仕組みである。ただし、ネットワーク上に伝送されているデータの改竄、盗み見などへの対応はVPN技術にて行う。また、カルテを電子媒体に保存する際に要求されている真正性については今後開発するアプリケーションにて対応する。

MMLでは単にUUID (Universal Unique Identifier: 世界で一意に識別する識別子) をMMLの中に記述しておくことだけを規定している。つまり、そのままでは電子カルテが改竄されていないということは証明できないため、裁判などで証拠として電子カルテを用いることができない。紙ベースのカルテであれば、筆跡鑑定などによりそのカルテの正当性を証明することができるため、裁判などで証拠として使用することができる。カルテが電子化された時点でそのような機能が欠落することは許容されない。そのために、電子カルテの正当性を証明するための仕組みが必要となる。

電子文書が正しいことを証明する（逆にいえば、改竄を検出する）手法として、第三者機関が提供するサービスを利用することが現在可能となっている。このサービスは株式会社NTTデータ通信の「電子文書証明サービス Digital Notary System (<http://www.nttdata.co.jp/profile/organ/ains/security/index.html>)」(以下DNS)として提供されており、米国Surety.com社 (<http://www.surety.com>) のDigital Notary Service技術を利用している。DNSは電子カルテを裁判時の証拠として利用することを十分可能とする要件を満たしているため、本プロジェクトにおいてもDNSを利用する。

6. まとめ

本プロジェクトは、1999年10月から計画概要の検討を開始し、2000年5月までに計画をまとめた。2000年6月から、2001年5月まで、システム開発を行う。2001年6月から2002年3月まで、実証実験を行い、電子カルテシステムの有効性について評価をまとめる予定である。本プロジェクトの詳細については <http://mars.elcom.nitech.ac.jp/ekarte/> に掲載している。

[論文]

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

李 鎔範, 原 武史, 藤田 広志

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1
(2000年6月3日, 最終2000年7月13日受理)

Evaluation of GA Template-matching Method by Simulation Using Chest Helical X-ray CT Images

Yongbum LEE, Takeshi HARA and Hiroshi FUJITA

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

(Received June 3, 2000, in final form, July 13, 2000)

Abstract : Template matching based on genetic algorithm (GATM) we previously developed is a method to detect object(s) existing in a large searching area effectively. In this paper, we investigate the performance of the GATM method by two simulation studies. The first simulation study was performed to investigate potential effectiveness of the GATM for search and detection of only a detection object put in the observed images. As a result of the first simulation, all objects were correctly detected by the GATM method with about only 10% of searching iterations required by conventional TM. In the second simulation study, by assuming that the GATM was used to detect nodules in chest helical CT images, the GATM was performed to detect multiple objects in an observed image. The performances of the GATM without sharing method, GATM with sharing method and conventional TM were compared. The result showed that the performance of the GATM with sharing was comparable to that of conventional TM, and was better than that of the GATM without sharing. Furthermore, we discussed about the characteristic of our GATM method. From the results of the two simulations, we concluded that the GATM method was effective to detect lung nodules in helical X-ray CT images.

Key words : genetic algorithm, template matching, chest helical X-ray CT images, nodule detection

1. はじめに

医療における画像診断時にコンピュータによる解析結果を「第2の意見」として医師に提示することによって、医師の読影を補助するコンピュータ支援診断 (Computed Aided Diagnosis : CAD) システムが注目されている。その中で、病変の疑

いのある腫瘍陰影などを自動検出する手法は、CADにおける主要な要素技術の一つとして挙げられる。われわれは、胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出法として、遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm : GA) とテンプレートマッチング (Template Matching : TM) を組み合わせた手法 (以下, GATM法) [1-3], および胸壁に沿

ったテンプレートマッチング法を既に提案している[4]. GATM法は肺野内に散在する腫瘍陰影を効率的に検出するための手法であり、胸壁に沿ったテンプレートマッチング法は胸壁に接している腫瘍陰影を選択的に検出するための手法である。特にGATM法は、広範囲の探索領域から検出対象を高速に検出するための手法であり、マルチスライスCTなどの多量の3次元医用画像においても応用できると考えられる。しかしながら、われわれの先の報告例では、胸部ヘリカルCT画像や単純胸部X線写真中の腫瘍陰影の検出法としてGATM法の適用結果をその応用例として示したに過ぎず[1-3,5]、厳密なGATM法の性能評価は未報告である。

そこで、本論文の目的は、シミュレーション実

験によってGATM法の性能評価を行いその有効性を明確に示し、また、その結果から胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の自動検出に用いたGATM法の妥当性を再度考察することである。そのためのシミュレーション実験は二つ（Ⅰ、Ⅱ）である。（Ⅰ）は、観察画像中のノイズおよび検出対象のサイズ、位置に基づいた単一の検出対象に対するGATM法の検出能と探索効率を評価するために行う。（Ⅱ）は、実際の胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出を想定し、複数の検出対象に対する偽陽性候補の数を含めた検出性能を評価するために行う。以下、2章でGATM法の概要、3章でシミュレーション実験の方法と結果、4章で考察、5章でまとめを述べる。

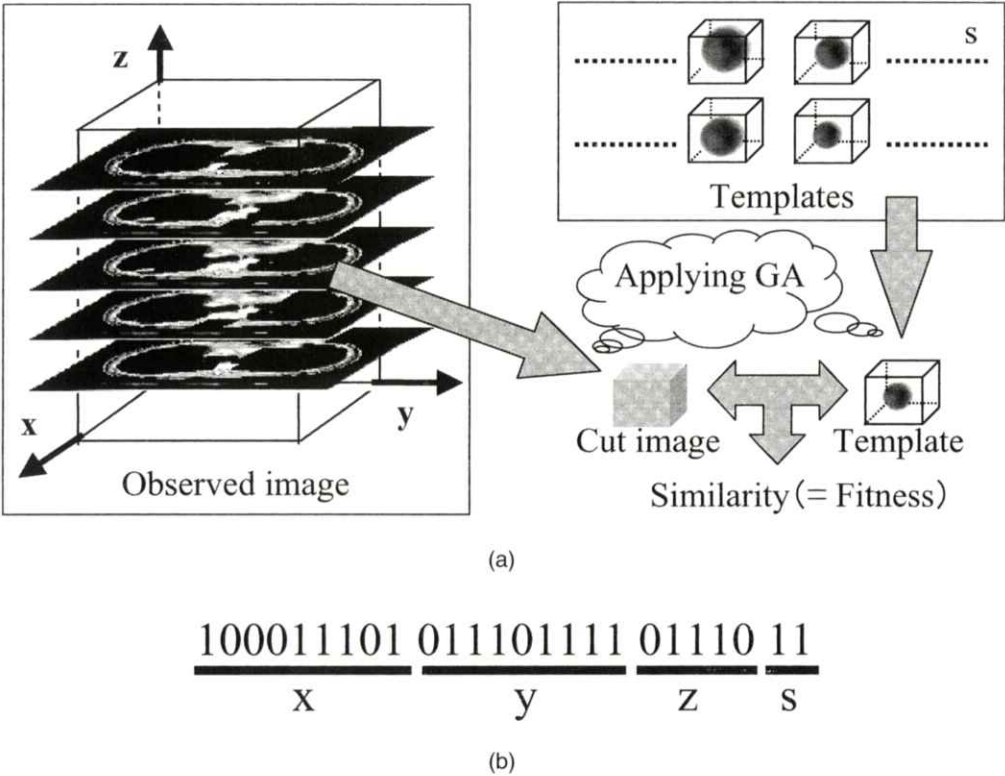


Fig.1 Illustration of overall scheme for GATM method in (a) and an example of gene in (b) representing 3D coordinates (x, y, z) along with selection of template (s).

2. GATM法の概要

従来のテンプレートマッチング法では、検出対象を含む観察画像（Fig.1では胸部ヘリカルCT画像）内をラスタ走査により探索点を決めながらマッチングを行う。一方、GATM法では、GAにより探索点を決定し、また、テンプレートが複数の場合はテンプレートの選択もGAにより行う。Fig.1にGATM法のイメージ図を示す。GATM法では、個体の遺伝子によって決定される観察画像内の探索点でテンプレートと同じ大きさの領域を切り出し、同様に個体の遺伝子によって選択されるテンプレートとその領域間でマッチングを行い、類似度を計算する[Fig.1(a)]。また、その類似度をその個体の適応度として定義する。Fig.1(b)にわれわれの胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出で用いたGATM法での個体の染色体例を示す。染色体はビット列で表され、それらは観察画像中の探索点とテンプレート選択の情報を含む遺伝子で構成されている。Fig.1(b)の例では、一個体の染色体は全体で25ビットであり、そのうち23ビットを探索点の決定、残り2ビットをテンプレートの選択に用いる。また、探索点決定のための23ビットは、さらに9ビット、9ビット、5ビットに分割され、それぞれ3次元空間内のx、y、z軸上の各座標値に相当する。ここで、染色体のビット列の長さは探索空間の大きさとテンプレートの数

によって決定するものであり、Fig.1(b)の染色体では、 $512 \times 512 \times 32$ （x軸方向、y軸方向、z軸方向の順）画素の観察画像内を探索可能であり、テンプレートの数は4つ以内に限定されている。

3. シミュレーション実験

3.1 実験方法

シミュレーション実験では、人工的に作成した検出対象を観察画像内に埋め込み、その検出対象をテンプレートとして用いてGATM法により検出を行う。検出対象（テンプレート）はガウス分布状の4つの球を用いた（Fig.2）。これらの球（ $T_1 \sim T_4$ ）は 40×40 画素のスライス画像3枚で構成され、その大きさはそれぞれ直径を10, 20, 30, 40画素とした。ここで、1画素はわれわれがデータベースとして持っている胸部ヘリカルCT画像の分解能と同じ 0.68mm とした。この仮定から、検出対象の実空間での大きさは直径で約 $5\text{mm} \sim 30\text{mm}$ となる。これらの検出対象は、実際の腫瘍陰影を模倣したものであり、われわれが既に報告している胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出で用いたテンプレート画像である。なお、これらの球は、CT値 $-850 \sim -400$ 間でガウス分布を形成しており、これらの値はわれわれの有する胸部ヘリカルCT画像中の実際の腫瘍陰影のCT値を参考に経験的に決定した。

観察画像には一様空間、擬似胸部CT像、実際

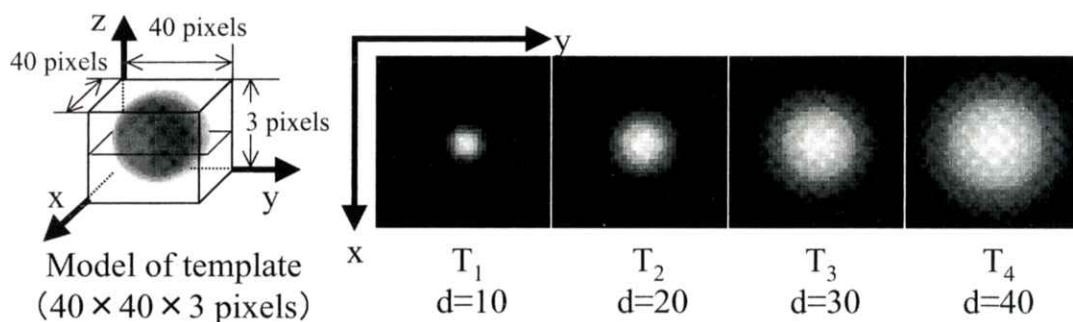


Fig.2 Four different sizes of simulated objects (templates). $T_1 \sim T_4$ represent slice images including four objects (templates) in the center. d is diameter (pixels) of an object.

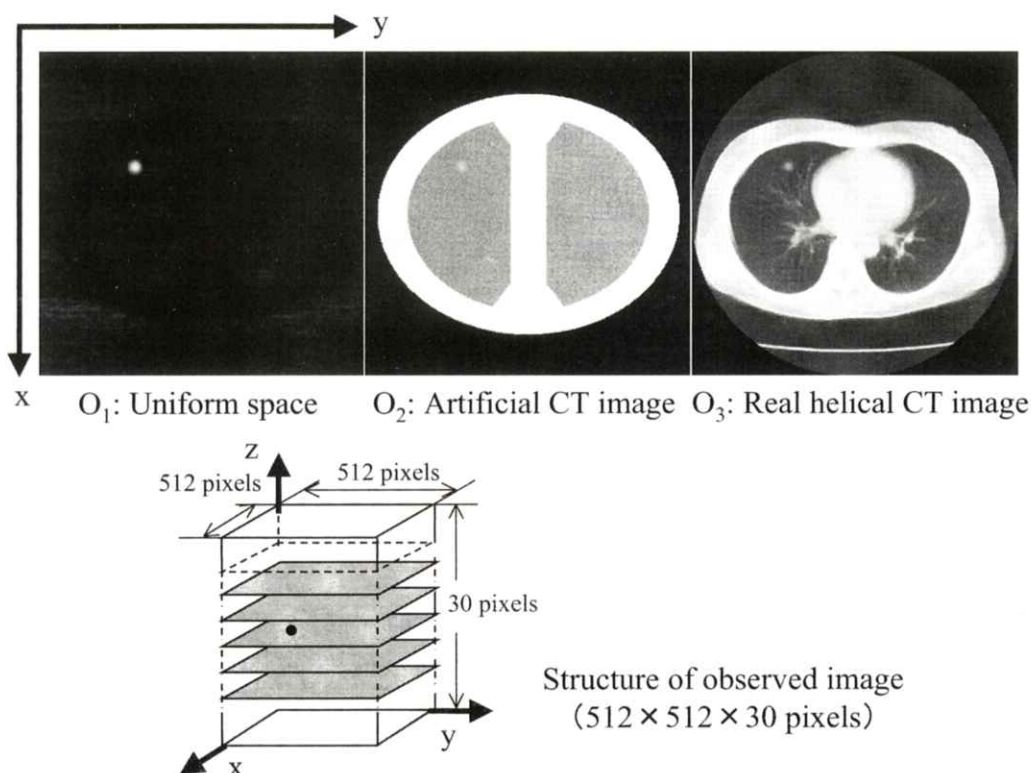


Fig.3 Three different types of observed images used in the simulation studies. $O_1 \sim O_3$ represent slice images in each observed image.

の胸部ヘリカルCT画像の3つを用いた(Fig.3). 一様空間は空気領域のみのCT像と仮定し、各画素値は空気領域のCT値にノイズ成分 α ($-20 < \alpha < 20$ の範囲内のランダムな整数値)を加えた $-1000 + \alpha$ とした。擬似胸部CT像では、人工的に作成した脂肪領域(胸壁、縦隔、骨などを含む)と肺野領域を一様空間内に配置した。脂肪領域のCT値は一様に0とした。また、アフィン変換により肺門部から肺底部にかけ、肺野領域の大きさを少しずつ大きくした。なお、心臓、肝臓、気管支、血管などは肺野内における一種の「ノイズ」(structured noise)であると仮定し、肺野領域内はノイズ成分としてCT値 β ($-1000 < \beta < -400$ の範囲内のランダムな整数値)とした。一様空間と擬似胸部CT像は512×512画素のスライス画像30枚で構成される。また、実際の胸部ヘリカルCT画像に

はスライス画像26~32枚で構成される20症例を用いた。ここで、これらの症例は医師によって腫瘍陰影の存在が指摘された異常例15症例と腫瘍陰影の存在が指摘されなかった正常例5例で構成されている。なお、本シミュレーションでは、異常症例中の実際の腫瘍陰影が本手法によって検出された場合、それらは偽陽性候補とみなす。

Fig.4に本シミュレーションで用いるGAの基本的なフローチャートを示す。はじめに初期世代の個体の遺伝子を乱数で発生させた後、適応度 f (実数)の計算を行い、GAのオペレータとして淘汰、交叉、突然変異を適用した。ここで、各世代における各個体の適応度が一定値以上のとき、その個体を検出候補として残す。適応度はテンプレートマッチングにおける画像間の類似度とし、類似度の計算には画像間の相互相関を用いた。そのため

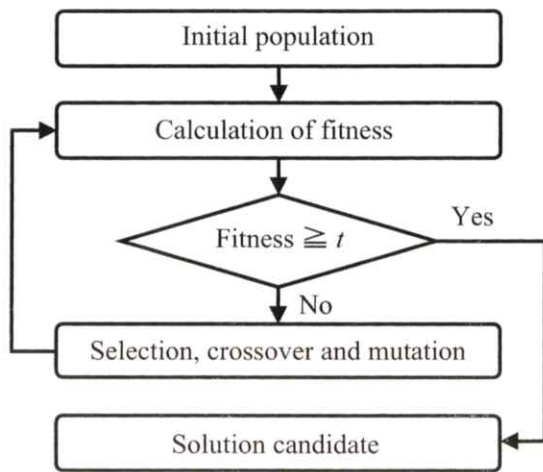


Fig.4 Flowchart of GA process. t is a thresholding value with a range of $-1 \leq t \leq 1$ for fitness f .

f は $-1.0 \leq f \leq 1.0$ の範囲をもつ。また、各世代における劣勢50%の個体は淘汰され、優性50%の個体間で一点交叉した個体を淘汰された個体に置き換えた。突然変異の確率は染色体中の各遺伝子列に対しそれぞれ10%とした。ただし、各世代の優性10%の個体には突然変異は適用しない。一世代の個体数は300とし、世代交代数は15000~20000とした。

3.1.1 シミュレーション実験(I)

このシミュレーションでは、一つの検出対象に対するGATM法の検出能と探索効率の評価を三種類の観察画像に対して行った。具体的には、検出対象として $T_1 \sim T_4$ のいずれか一つを選択し、それを観察画像 O_1, O_2, O_3 (正常5症例の中からランダムに1症例のみを選択) に埋め込み、その埋め込んだ検出対象をテンプレートとしてGATM法を実行した。埋め込む場所は、実際の胸部ヘリカルCT画像におけるノジュールの存在位置を参考に、経験的に決定した。具体的には、肺門部2カ所、肺底部2カ所、胸壁周辺4カ所、縦隔周辺2カ所、肺野中央部4カ所の計14カ所とした。これらの各部位に T_3 を埋め込んだ例をFig.5に示す。なお、 O_1, O_2 の観察画像に対しても、 O_3 と同じ座標

上に検出対象を置いた。このシミュレーションでは、検出対象 $T_1 \sim T_4$ 、観察画像 $O_1 \sim O_3$ 、埋め込み場所 $P_1 \sim P_{14}$ の各組み合わせ168通りの処理を、GAにおける初期値への依存度を考慮し、初期世代の個体発生を含むすべての乱数のシードを変えながら各30回ずつ実行した。なお、これらの乱数のシードは処理の開始時刻とした。また、GATM法における個体の適応度が0.9以上となった場合、その個体を検出候補とし、処理を終了した。なお、世代交代は最大20000までとした。

3.1.2 シミュレーション実験(II)

シミュレーション実験(II)では、実際の胸部ヘリカルCT画像中の腫瘍陰影の検出を想定し、複数(ここでは8個)の検出対象に対するGATM法の検出性能と探索効率を偽陽性候補の数も考慮して評価を行った。具体的には検出対象として $T_1 \sim T_4$ の同一サイズのもの各2つずつ(計8つ)を各症例の観察画像中に埋め込み、GATM法でそれらの検出を行った。観察画像には、 O_3 の20症例の胸部ヘリカルCT画像を用いた。テンプレートには $T_1 \sim T_4$ の4種を用い、GAの遺伝子中にテンプレートを選択するためのビット列を追加した。検出対象の埋め込み位置は肺門部、肺底部、胸壁付近、縦隔付近、肺野中央の各部位を経験的に決定し、各観察画像中の同じ座標上とした。なお、これらの位置は実際の胸部ヘリカルCT画像におけるノジュールの存在位置を参考に決定した。実際に検出対象を埋め込んだ画像例をFig.6に示す。埋め込み位置 $Q_1 \sim Q_8$ と埋め込まれる検出対象 $T_1 \sim T_4$ の組み合わせはランダムに決定し、すべての観察画像に対して同一の組み合わせを用いた。ここで、偽陽性候補を含めた評価を行うために、検出条件となる個体の適応度(類似度)を0.3~1.0まで0.1きざみで変えながらGATM法の検出率と症例あたりの偽陽性候補数を算出した。また、全探索および適応度共有法を適用したGATM法、適応度共有法を適用しなかったGATM法を各観察画像に対して実行し、その結果を比較した。GATM法における世代交代数は15000とした。なお、適応度共有法

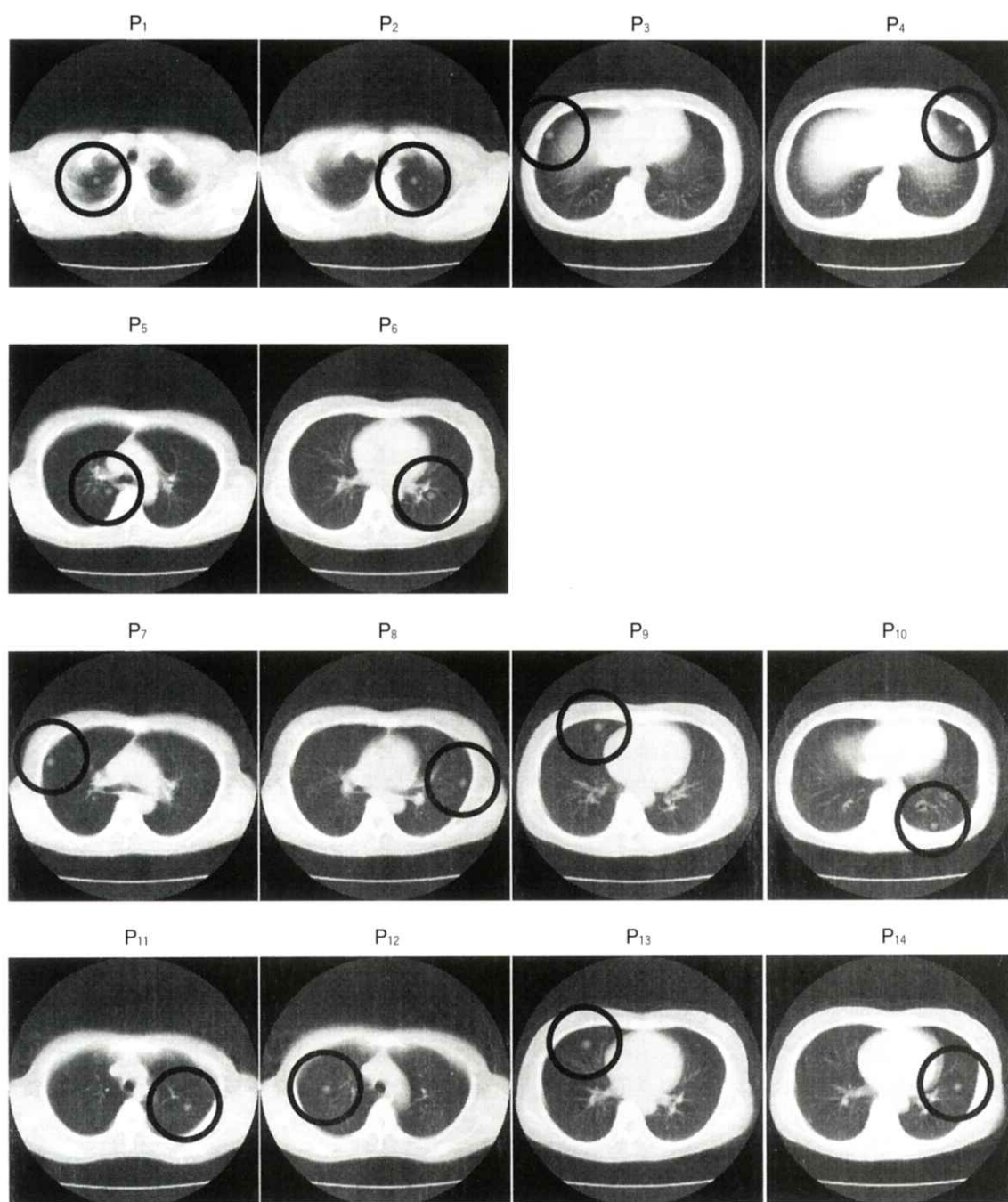


Fig.5 Fourteen locations of a simulated object of T₃ (Fig.2) embedded in real chest CT images in simulation study (I) (P₁, P₂: Hilus pulmonis. P₃, P₄: Basis pulmonis. P₅, P₆: Around mediastinum. P₇~P₁₀: Around lung wall. P₁₁~P₁₄: Within lung area.). A detection object exists around the center of the circle marked in each slice image.

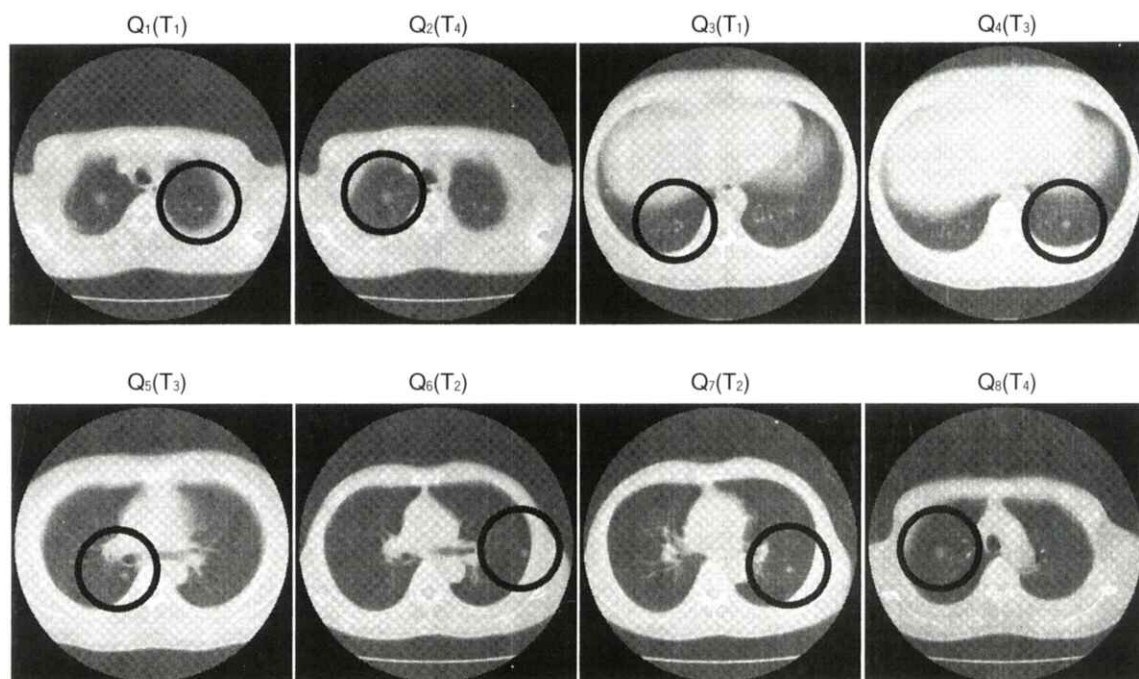


Fig.6 Eight locations and sizes of simulated objects embedded in real chest CT images in simulation study (II) (Q_1, Q_2 : Hilus pulmonis. Q_3, Q_4 : Basis pulmonis. Q_5 : Around mediastinum. Q_6 : Around lung wall. Q_7, Q_8 : Within lung area.). A detection object exists around the center of the circle marked in each slice image.

に関する詳細は次の3.2.1で述べる。

3.2 結果

3.2.1 シミュレーション実験(I)の結果

シミュレーション実験(I)の結果をTable 1に示す。Table 1では、4つの検出対象ごとに、30回の実行のうち正しく検出できた割合(回数)を上段に、検出に至るまでの平均世代数を下段に示している。観察画像に一樣空間、擬似胸部CT像を用いたとき、全体の検出率は両方とも100%であり、検出までの平均世代数はそれぞれ230世代、675世代であった[Table 1(a)および(b)]。これらの世代数は検出に至るまでの探索回数に換算した場合、全探索の3%未満であった。また、観察画像に胸部ヘリカルCT画像を用いたときには、検出率は全体で98.6%、検出までの平均世代数は

1752世代であった[Table 1(c)]。なお、Table 1(c)では、検出率が100%でなかった箇所に影をつけて示している。このように検出に失敗するのは、検出対象が T_1, T_2 と小さい場合である。その原因としては、テンプレートが T_1, T_2 と小さい球体である場合、胸部ヘリカルCT画像中の小さな血管部位などで局所解に落ちることが考えられる。

このようなGAにおける局所解を回避するための一手法として、適応度共有法(Sharing)が挙げられる[6]。この手法は、一つの解候補に複数の個体が集中したとき、それらの個体間で適応度を共有させる(適応度を下げる)ことによって、他の解候補を探索させる手法である。そこで、適応度共有法を適用したGATM法を用いて、検出対象 T_1, T_2 、観察画像 O_3 における検出実験を行った。その結果をTable 2に示す。適応度共有法によっ

Table 1 Results of simulation study (1). Upper sections in each row: detection rate (the number of correct detections in 30 trials). Lower sections: average number of generations until the object is detected.

(a) Results for observed image of O_1 (uniform space).

	Hilus pulmonis		Basis pulmonis		Around mediastinum		Around lung wall				Within lung area			
	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P ₈	P ₉	P ₁₀	P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄
	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→
T ₁	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	226	247	278	1076	387	153	557	450	869	272	380	392	95	174
T ₂	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	333	238	256	459	297	89	384	525	583	281	344	392	80	309
T ₃	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	95	115	112	133	93	80	165	161	185	121	108	102	52	80
T ₄	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	69	69	78	132	67	61	112	140	102	68	91	72	39	57

(b) Results for observed image of O_2 (artificial CT images).

	Hilus pulmonis		Basis pulmonis		Around mediastinum		Around lung wall				Within lung area			
	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P ₈	P ₉	P ₁₀	P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄
	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→
T ₁	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	1517	841	2309	1104	661	242	1675	1655	783	635	970	737	139	426
T ₂	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	314	174	3361	1007	536	135	908	720	519	400	674	357	139	425
T ₃	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	643	799	1261	515	652	237	1194	1147	751	511	1349	616	179	556
T ₄	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	298	272	823	299	260	84	267	300	313	152	453	289	82	144

(c) Results for observed image of O_3 (real helical CT images).

	Hilus pulmonis		Basis pulmonis		Around mediastinum		Around lung wall				Within lung area			
	P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P ₈	P ₉	P ₁₀	P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄
	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→	←→
T ₁	57% (17/30)	93% (28/30)	100% (30/30)	97% (29/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	97% (29/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	97% (29/30)	97% (29/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	3205	3155	2889	1965	2203	586	1824	2993	2561	4032	4170	3560	352	2159
T ₂	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	97% (29/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	97% (29/30)	97% (29/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	5754	3556	1110	1143	3635	822	1279	1805	1152	2630	3981	3902	205	2686
T ₃	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	1901	872	2946	2486	1210	375	1252	608	1048	1487	612	681	137	762
T ₄	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	3162	1004	827	1111	968	510	545	463	293	1209	1251	560	55	464

て局所解に落ちることなく、すべて検出できたことがわかる。なお、このとき、検出に至るまでの平均世代数2062を探索回数に換算した場合、全探索の約8%程度であった。

このシミュレーションによって、GATM法が観察画像のノイズ、検出対象のサイズと位置、またGAにおける初期値に依存しないで、広い探索空間内において高速に検出対象を抽出できることを示した。なお、われわれの胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出のためのGATM法にも適応度共有法を適用している。

3.2.2 シミュレーション実験(Ⅱ)の結果

20症例の観察画像に対する検出率と症例あたり

の偽陽性候補数をTable 3に示す。検出条件の適応度（類似度） Th が0.6以上のとき、適応度共有法を適用したGATM法の検出率は100%であり、偽陽性候補数も全探索とほぼ同数である。これは、GATM法が全探索より大幅に少ない探索回数で全探索と同等の検出性能をもっていることを示唆している。実際に $512 \times 512 \times 30$ 画素の観察画像中を4種類のテンプレートを用いて全探索した場合の探索回数は $512 \times 512 \times 30 \times 4$ 回となる。一方、個体数300, 世代交代数15000のGATM法での探索回数は 300×15000 回となり、その探索回数は全探索のわずか約14%に過ぎない。また、検出率と偽陽性候補数の両面で、GATM法単独よりGATM法に適応度共有法を適用した方が良好な結果を得

Table 2 Results of simulation study (I) with sharing for observed image of O_3 (real helical CT images).

	Hilus pulmonis		Basis pulmonis		Around mediastinum		Around lung wall				Within lung area			
	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6	P_7	P_8	P_9	P_{10}	P_{11}	P_{12}	P_{13}	P_{14}
T_1	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	4490	2061	1260	1268	1571	2263	1638	1580	1557	3790	2378	2292	1133	1239
T_2	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)	100% (30/30)
	4524	3541	826	1297	2644	1702	1535	740	3234	2114	2701	1584	1467	1293

Table 3 Results of simulation study (II). Condition for detection is $Th \leq \text{fitness (or similarity)}$.

	Conventional TM		GATM without sharing		GATM with sharing	
	TP rate	No. of FPs per case	TP rate	No. of FPs per case	TP rate	No. of FPs per case
$Th = 0.3$	100% (160/160)	3760.1 (75201/20)	99% (159/160)	2653.9 (53077/20)	100% (160/160)	337.1 (6742/20)
$Th = 0.4$	100% (160/160)	1638.6 (32752/20)	99% (158/160)	1015.3 (20306/20)	100% (160/160)	333.6 (6672/20)
$Th = 0.5$	100% (160/160)	486.1 (9722/20)	99% (159/160)	249.0 (4979/20)	100% (160/160)	266.5 (5330/20)
$Th = 0.6$	100% (160/160)	99.1 (1981/20)	96% (153/160)	40.0 (800/20)	100% (160/160)	79.4 (1588/20)
$Th = 0.7$	100% (160/160)	10.0 (199/20)	89% (142/160)	2.7 (84/20)	96% (153/160)	8.6 (171/20)
$Th = 0.8$	100% (160/160)	0.6 (12/20)	79% (126/160)	0.2 (3/20)	89% (143/160)	0.5 (10/20)
$Th = 0.9$	100% (160/160)	0 (0/20)	53% (85/160)	0 (0/20)	84% (134/160)	0 (0/20)
$Th = 1.0$	100% (160/160)	0 (0/20)	24% (38/160)	0 (0/20)	73% (116/160)	0 (0/20)

ていることがわかる。特に検出すべき対象が複数のときには、適応度共有法の適用が効果的であると考え。実際にわれわれが有する胸部ヘリカルCT画像の1症例中の腫瘍陰影の数は、多いものでは20個以上であり、それらの複数候補の検出のためにGATM法への適応度共有法の適用は妥当であったことがこの結果より再確認できた。

4. 考 察

シミュレーション (I), (II) によりGATM法の有効性はほぼ示された。しかし、今回用いたGATM法では、GAにおける突然変異の確率が各遺伝子列に対して10%と高い。これは25ビットの遺伝子列をもつ1個体が突然変異を起こす確率に換算すると $1 - (0.9)^{25} \approx 0.93$ となり、ほとんどランダム探索に近い処理となっている。そこで、観察画像に O_i 、検出対象（テンプレート）に T_i を用いて、シミュレーション (I) と同様に乱数のシードを変えながら30回の処理を実行し、探索点をすべて乱数で決定するランダム探索 (RDTM) と比較し、GATM法の有効性を考察した。GATM法における個体数は300、世代交代数は最大20000とし、ランダム探索においても300箇所を同時に探索し、探索回数は最大20000とした。また、適応度または類似度が0.9以上になった場合、その部位を検出候補とし処理を終了した。ここで、本論文ではテンプレートのサイズに応じて観察画像の端を探索領域から除いているため、本手法のGAの遺伝子にはその分だけ冗長性が含まれている。そのため、上述の1個体が突然変異を起こす確率はもう少し低い。しかし、本論文ではその値は無視できる範囲にあると考えた。また、ランダム探索とGATM法の厳密な比較評価のために、ランダム探索にも同様の冗長性をもたせた。具体的には、GATM法における染色体と同じ長さのランダムなビット列から探索点を決定した。

結果をTable 4に示す。ランダム探索では30回の処理のうち7回は検出対象を検出することができなかった。また、検出に至るまでの探索回数もGATM法に比べ多い。なお、Table 4中の探索回

Table 4 Comparison of two methods of RDTM* and GATM.

	Detection rate	Average number of searching iterations
RDTM*	77% (23/30)	300 × 6632
GATM	100% (30/30)	300 × 95

*RDTM: "random" template matching

数は、1世代に300箇所を同時に探索することを考慮し300 × (検出までの平均世代数) で示した。ここで、検出までの平均世代数には検出に至らなかった処理は考慮していない。また、GATM法の各世代における個体の適応度とそれに対応するランダム探索時の類似度の変移グラフをFig.7に示す。ランダム探索において最大類似度が突出しているところでは検出対象の周辺を探索していることが予想されるが、Fig.7(a)ではまだ検出には至っていない。一方、GATM法では少ない世代数で検出にいたっていることがわかる [Fig.7(b)]。

ランダム探索でもある程度検出はできるが、確率的に検出率が100%を満たすためには全探索と同等の探索回数が必要となる。一方、GATM法ではシミュレーション (I) により全探索に比べ大幅に少ない探索回数で検出率が100%になることが示されている。ここで、広い探索空間では探索空間内を一樣な確率で大局的に探索し、同時にその中から類似度の高くなる部位の周辺を集中的に探索することによって探索効率が向上すると考えられる。今回用いたGATM法では、各世代における優性10%の個体には突然変異は適用しておらず、ランダム探索とGAによる探索がうまく融合した形となっている。そのため、今回のシミュレーション (I), (II) では、本GATM法により検出対象を効率よく抽出できた考える。また、探索空間がさらに広がった場合でも、GATM法は全探索に比べ、現実的に有効な探索手法であると考えられる。しかし、全探索時の検出率と同等の性能を保証するためには、探索空間の大きさに比例して探索回数 (処理時間) が増大することが予想され

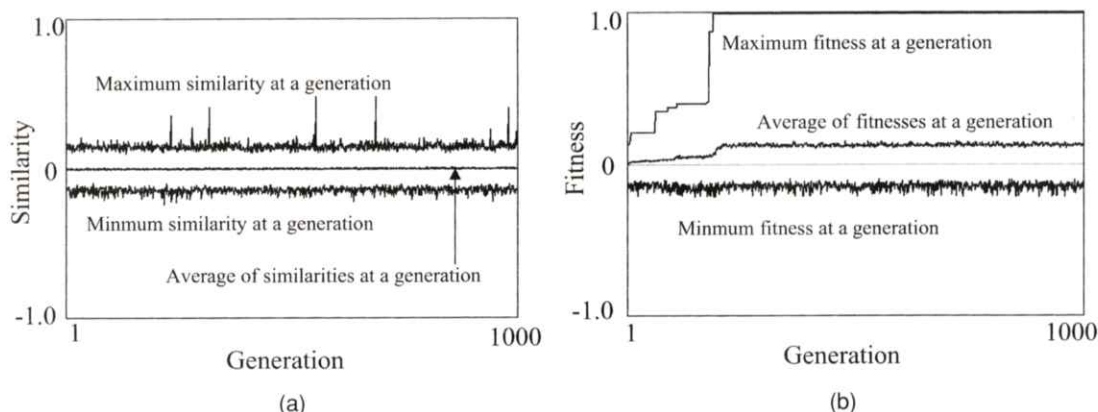


Fig.7 Graphs showing searching performance. (a) A graph of similarity vs. generation in a RDTM (random template matching) process. (b) A graph of fitness vs. generation in a GATM process.

る。ここで、この考察で用いたGATM法を最大世代数である20000世代まで実行したとき（個体数は300）、その処理時間は約22分であった。なお、CPUはPentiumIII 700MHz、OSはSolaris8、コンパイラにはgccのversion 2.95.2を用いている。

5. まとめ

われわれが提案しているGATM法が、広い探索空間内において高速に精度よくテンプレートマッチングを行うことができることを二つのシミュレーション実験によって示した。また、今回用いたGATM法がランダム探索に近い性質をもっていることを考察し、それを踏まえた上でのGATM法の有効性を示した。これらの結果と考察から、われわれが既に報告している胸部単純X線写真における結節状陰影の検出、および胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出に適用したGATM法の妥当性を明確にすることができた。また、GATM法がマルチスライスCTなどの広い探索空間をもつ3次元医用画像においても、効率よくテンプレートマッチングを行う一手法になり得る可能性を示すことができたと考える。

謝 辞

本研究の一部で使用している胸部ヘリカルCT画像データを提供していただいた名古屋大学医学

部の伊藤茂樹先生および石垣武男先生に感謝いたします。

文 献

- [1] 李 鎔範, 原 武史, 藤田広志, 他: 遺伝的アルゴリズムを用いた胸部ヘリカルCT画像における腫瘍陰影の検出, 胸部CT検診, 4(3), 207-210, 1997.
- [2] Y. Lee, T. Hara, H. Fujita, et al.: Nodule detection on chest helical CT scans by using genetic algorithm, Proc. of IASTED International Conference on Intelligent Information Systems, 67-70, 1997.
- [3] 原 武史, 李 鎔範, 藤田広志: 医用3次元画像と知的情報処理 (特集/3次元画像と知的画像処理), Med. Imag. Tech, 16(2), 103-110, 1998.
- [4] 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 (1), 419-422, 2000.
- [5] 原 武史, 藤田広志, 吉村 仁, 他: 胸部X線写真における結節状陰影の自動検出—遺伝的アルゴリズムの適用—, Med. Imag. Tech, 15(1), 73-81, 1997.

- [6] 坂野 鋭, 斎藤英雄: パターン認識における
遺伝的アルゴリズム, 信学論, 79(10), 961-
966, 1996.

[論文]

CdZnTe半導体検出器で測定した 乳房撮影用X線装置の被写体コントラストの解析

山本明秀, 松本政雄, 小縣裕二, 窪田英明, 有村秀孝[†], 金森仁志^{††}

大阪大学医学部保健学科・〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7

[†]広島国際大学保健医療学部臨床工学科・〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町学園台555-36

^{††}福井工業大学工学部電気工学科・〒910-8505 福井県福井市学園3-6-1

(2000年2月5日, 最終2000年7月19日受理)

Analysis of subject contrasts on mammographic X-ray units measured with a CdZnTe detector

Akihide YAMAMOTO, Masao MATSUMOTO, Yuji OGATA

Hideaki KUBOTA, Hidetaka ARIMURA[†] and Hitoshi KANAMORI^{††}

School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Osaka University
Yamadaoka 1-7, Suita-city, Osaka 565-0871, Japan

[†]Department of Clinical Engineering, Hiroshima International University
Kurose-cho 555-36, Kamo-gun, Hiroshima 724-0695, Japan

^{††}Department of Electrical Engineering, Fukui University of Technology
Gakuen 3-6-1, Fukui-city, Fukui 910-8505, Japan

(Received February 5, 2000, in final form, July 19, 2000)

Abstract: In order to confirm image quality on mammographic X-ray units, an experimental method using a CdZnTe detector is tried. We attempt to measure subject contrasts which are the differences of X-ray spectra transmitted through ACR accreditation RMI 156 phantom (PMMA 45mm thickness) inserted Al objects (0.1–0.3mm thickness) and make a comparison between measured spectra and similar calculated spectra from other authors' spectra. According to analysis of those X-ray spectra that influence the subject contrasts, we confirm that modern mammographic X-ray units have high quality X-ray beams.

Key words: CdZnTe semiconductor detector, mammographic X-ray spectra, subject contrast, added and inherent filtration

1. 緒 言

近年実用化されたCdZnTe半導体検出器(CZT検出器)は, ペルティエ効果を利用した電子冷却を用いるため, 液体窒素が不要で簡便に取扱え, かつ高分解能のスペクトルが測定可能である. エネルギー分解能の面では高純度Ge(HP-Ge)半導体検出器に劣るが, 小型軽量で, 高い実効原子番

号を持ち, 軟X線領域での検出効率の高さから, 我国では乳房撮影用X線装置の精密なQA/QCツール[1]として普及し始め, CZT検出器を使用した研究報告[2-4]も, 数多く見受けられる.

現在, 日本で医療用放射線検出器として普及しているCZT検出器の結晶構成はCd_{1-x}Zn_xTe (x=0.1), 結晶サイズは3mm(W)×3mm(D)×2mm(H)である. これら結晶サイズ及びZn濃度など

は、検出器の応答特性に影響する[5]。また、CZT検出器には9.7keVに亜鉛(Zn)、26.7keVにカドミウム(Cd)、31.8keVにテルル(Te)のK殻吸収端がある。これら吸収端からのK-特性線のエスケープは、光電吸収による検出効率の低下として、検出器の応答特性に影響する。そのためCZT検出器を使用して測定したスペクトルは、検出器の応答特性に対して補正する必要がある[3]。

一方、乳がん検診でのマンモグラフィの重要性は周知の通りである。本研究では、CZT検出器を使用して乳房画像作成時の被写体コントラストについて、乳房撮影用X線装置の被写体透過後のX線を実測し検討した。また、理論計算から装置の固有濾過及び付加フィルタ厚の被写体コントラストに及ぼす影響についても検討した。

2. 方法

2.1 使用機器・器具

この研究で使用した機器・器具を、以下に示す。

1. 乳房撮影用X線装置：DIAGNOST U-M (PHILIPS社)
X線管球：ROTARIX-ROM20
Mo陽極：大焦点0.3mm／小焦点0.1mm
付加フィルタ：0.03mmMo／0.5mmAl
固有濾過：2.0mmBe窓
圧迫板（プラスチック）：2.8mm厚
2. 乳房ファントム：ACR規格RMI 156 (米国Gammex RMI社)
3. アルミニウム (Al) 板：0.1mm～0.3mm (純度99.5%) (株東洋メディック社)
4. CdZnTe半導体検出器：RAMTEC 413 (株東洋メディック社)
付属W製コリメータ：直径16mm, 2mm厚
ピンホール径：0.1mmφ, 0.4mmφ

2.2 X線スペクトル測定

前記1.の乳房撮影用X線装置のX線スペクトルをFig.1に示す配置で、CZT検出器を用いて直接測定した。²⁴¹Amの17.8keVのピークに合わせたエネルギー校正（メインアンプのゲイン調整）を行

い、Channel間隔は0.2keVに設定した。管球焦点から検出器結晶までの距離（FDD）は約37cm、検出器の結晶中心が胸壁端から約4cmの位置にくるように設置し、Fig.2に示す検出器付属タンゲステン(W)製コリメータ（ピンホール径：0.1mmφ, 0.4mmφ）を2枚用いて、パイルアップ2%以下で、検出光子数が最多になるような幾何学的配置で測定を行った。

被写体コントラストを測定するために、RMI 156ファントムを圧迫板（プラスチック2.8mm厚）上に設置し、ファントムカバーの隙間に、石灰化を模擬して、Al板（0.1-0.3mm）を挿入した。圧迫板は、検出器に最大限接近させた。照射条件[1]は、0.03mmMo付加フィルタを選択し、種々の管電圧において、写真撮影により適正条件を決定した。これを基に、それぞれの被写体厚毎に10万個以上の光子数を検出するまでX線照射を繰り返し、テストパターンの部分を避けて、RMI 156ファントム外枠の亚克力（PMMA 45mm厚）角部中央を透過したX線スペクトルを測定し、

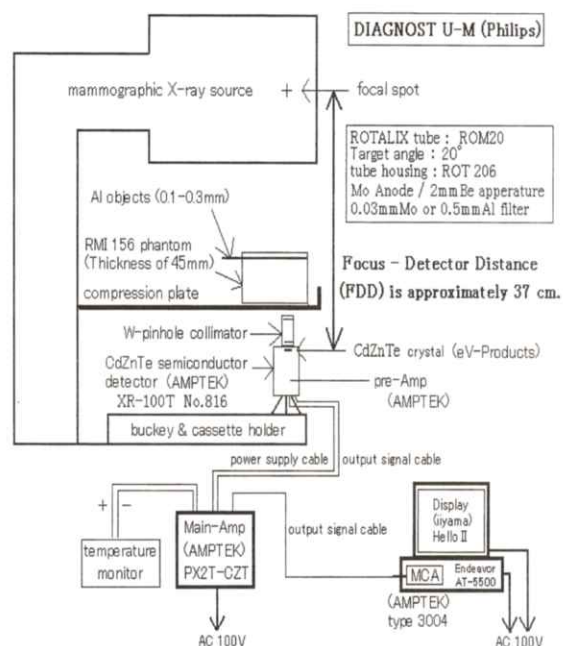


Fig.1 Experimental setup for measurement of mammographic X-ray spectrum.

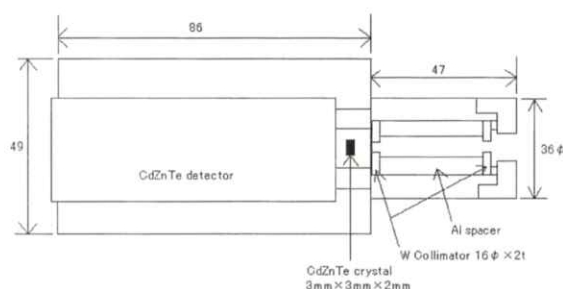


Fig.2 Collimation structure of CdZnTe detector.

通常撮影時（一回照射当たり）でのスペクトルの差異，即ち被写体コントラストを求めた。

2.3 補正方法

測定したスペクトルは，RAMTEC 413 補正ソフトを用い，松本らのストリッピング法 [3] で補正した．一連の補正計算には，単色線レスポンス関数及び全エネルギー吸収ピーク効率などのCZT検出器の応答特性が必要である．これらはモンテカルロシミュレーションを使って，単色X線が検出器に入射した場合の単色線レスポンス関数を0.2keV間隔で計算した．この単色線レスポンス関数から，40keVまでのエネルギー領域にわたり光電吸収のみの寄与率を求めたものがFig.3に示す全エネルギー吸収ピーク効率である．

マンモグラフィに用いられる軟X線領域では，検出器入射壁の材質及び厚さによるX線減弱の影響を考慮しなければならない．そこで，CZT検出器の入射窓を構成するベリリウム（Be）窓（Z=

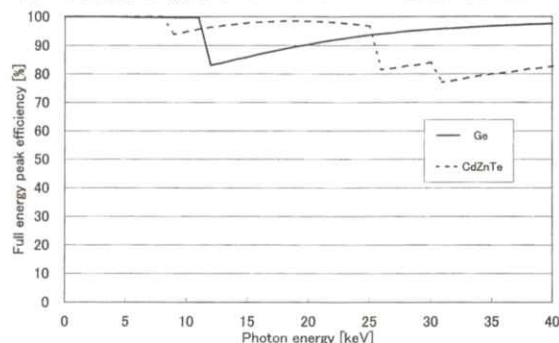


Fig.3 Comparison of full energy peak efficiency for CdZnTe and HP-Ge semiconductor detectors on mammographic X-ray region.

4, 0.254mm厚）とX線入射側の結晶表面に蒸着された金（Au）電極（Z=79, 0.0002mm厚）の金属部による軟X線の減弱を補正した．

この補正計算には，まず，BeとAuの減弱係数の近似式及び近似値を求めた．Hubbellらの減弱係数データ [6] を基に，近似を行うエネルギー範囲を各元素の原子殻吸収端毎などに区切って，その範囲毎に多項式近似を用いて最適な近似式と近似値を算出し，元データと一致することを確認した．次に，求めた減弱係数の近似式及び近似値（0.2keV間隔）を用いて，それぞれのエネルギー毎（0.2keV間隔）に，検出器の金属部透過前のX線光子数を，X線の減弱に関する指数関数の法則 $I(E) = I_0(E) \cdot \exp[-\mu(E) \cdot x]$ を使って逆算した．

2.4 理論計算スペクトル

CZT検出器で測定したスペクトルと，一般に公開されているHP-Ge半導体検出器で測定された乳房撮影用X線装置のスペクトルデータとを比較するために，実験で使用した測定条件に合わせるように一般に公開されているスペクトルデータを加工して，理論計算スペクトルとした．

まず，被写体（アクリル：PMMA）の厚さを変化させ，FDD100cm，1 keV間隔でスペクトルを実測しているFDAハンドブック [7] のDynamax M64（窓：ガラス，陽極：Mo，固有濾過：0.7mmAl at 35kVcp）の被写体透過前（0.03mmMo付加フィルタ透過後）のスペクトルデータを基に，PMMA及びAlの減弱係数 [8] の近似値を用いて，それぞれのエネルギー毎に，指数関数の法則（前節）を適用して，RMI 156ファントム相当のPMMA 45mm厚及びAl板（0.1mm，0.3mm厚）の被写体透過後のX線光子数を計算し，被写体透過後スペクトル（1keV間隔）を求めた．検出器金属部の補正方法と類似の方法であるが，求める項が異なる．また，吸収線量の計算時には，質量エネルギー吸収係数を用いるが，ここでは被写体透過後の画像形成に寄与するX線スペクトルを求めるため，質量減弱係数を用いた．

次に，現代的な高周波インバータ装置について

は、<http://www.aip.org/epaps/epaps.html>でJ.M. Booneら [9] が0.5keV間隔の実測に基づくデータを公開しているmodel Mam Rad 100 (窓:Be, 陽極:Mo, 固有濾過:0.5mmBe) の付加フィルタなしのスペクトルデータ (Molybdenum Anode Spectral Model using Interpolating Polynomials (MASMIP) 等) を基に、それぞれのエネルギー毎に、まずMoの減弱係数 [6] の近似値を用いて、0.03mmMoの付加フィルタ透過後のスペクトルを計算した後、RMI 156ファントム相当のPMMA 45mm厚及びAl板 (0.1mm, 0.3mm厚) の被写体透過後スペクトル (0.5keV間隔) を計算した。

3. 結果

3.1 実測被写体コントラスト

Fig. 4は、Fig. 1の配置で、2.1で示したPHILIPS社の乳房撮影用X線装置 (DIAGNOST U-M) の大焦点0.3mm, 付加フィルタ0.03mmMoを使用し、管電圧30kV, 管電流100mA, 照射時間0.3sec (30mAs) の照射条件で、被写体としてRMI 156ファントム (PMMA 45mm厚) 及びAl板 (0.1mm, 0.3mm厚) を挿入して測定したスペクトルである。いずれも30回照射して、10万個以上の光子数を検出し、照射回数で規格化した一回照射当りのスペクトルである。いずれにおいても、スペクトルの違いから、厚さ数百 μ mオーダーのAl板の有意差

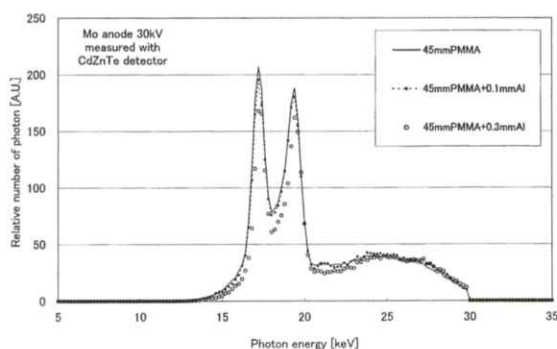


Fig. 4 Experimental spectra measured with CdZnTe detector (Mo anode, 30kV). These show that subject contrasts transmitted through RMI 156 phantom (PMMA 45mm thickness) and Al objects (0.1mm and 0.3mm thickness).

を識別できる。この被写体透過後X線の強弱の差が、画像形成に寄与する被写体コントラストとしてフィルム等へ伝達され (ここでフィルムコントラストを反映し)、最終的には写真コントラストとして表現される。

3.2 理論計算スペクトル

理論計算の方法の確認として、Fig. 5に破線と実線で示したFDAの実測スペクトルと▲と○の記号で示した理論計算スペクトルの比較を示す。Fig. 5の実測スペクトルは、Mo陽極 (Dynamax M64) の管電圧30kVでのスペクトルである。理論計算スペクトルは、0.03mmMo付加フィルタ透過後の実測スペクトル (実線) を基に、それぞれの被写体厚透過後のX線光子数を計算し、全光子数で規格化したものである。この理論計算スペクトルの結果は、FDAの実測結果とよく一致しており、この理論計算の方法でファントム透過後のX線スペクトルを求めることが可能であることが確認できる。

このFig. 5の計算で使用した0.03mmMo付加フィルタ透過後 (被写体入射前) の実測スペクトル (実線) から、RMI 156ファントム (PMMA 45mm厚) 及びAl板 (0.1mm, 0.3mm厚) 透過後のスペクトルを理論計算したスペクトルをFig. 6に示す。すなわち、Dynamax M64 (Mo陽極) 管電圧30kVの条件で、米国人の標準乳房透過後スペクトル (被写体コントラスト) を理論計算すると、Fig. 6のようになる。

一方、J.M.Booneらが公開しているMASMIP (Mo陽極, 管電圧30kV, 付加フィルタなし) の実測スペクトルを基に、0.03mmMo付加フィルタ透過後、さらにRMI 156ファントム (PMMA 45mm厚) 及びAl板 (0.1mm, 0.3mm厚) の被写体を透過した、理論計算スペクトルをFig. 7に示す。Fig. 6とFig. 7は同一管電圧で、同一付加フィルタ厚透過後の被写体コントラストであるが、X線管球が異なる。X線管球の固有濾過の違いにより、これらのスペクトルの差異が生じている。

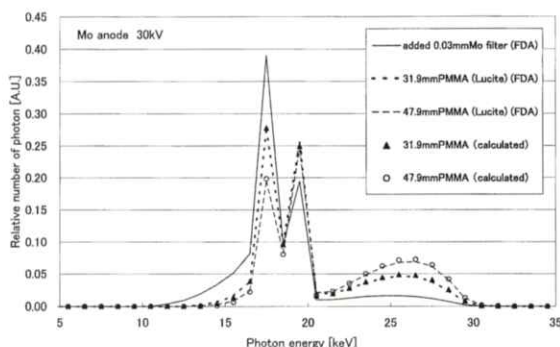


Fig.5 Comparison of measured spectra with HP-Ge by FDA [7] and our calculated spectra transmitted through PMMA phantom (31.9mm and 47.9mm thickness) (Mo anode, 30kV).

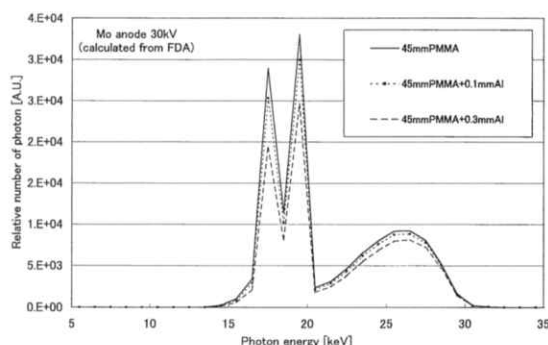


Fig.6 Calculated spectra transmitted through RMI 156 phantom (PMMA 45mm thickness) and Al objects (0.1mm and 0.3mm thickness) from measured spectra with HP-Ge by FDA (Mo anode, 30kV).

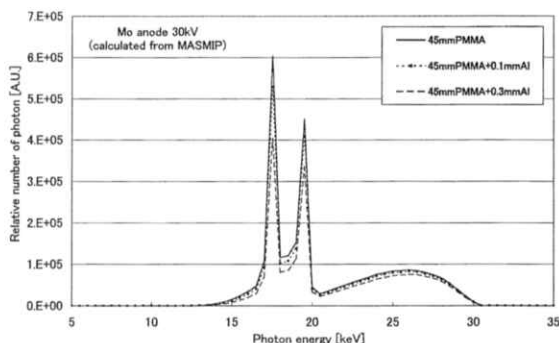


Fig.7 Calculated spectra transmitted through PMMA 45mm thickness and Al objects (0.1mm and 0.3mm thickness) from MASMIP [9] (Mo anode, 30kV, No filter).

4. 考 察

4.1 被写体コントラスト測定について

3.1の結果からX線スペクトル上で、厚さ数百 μm オーダーのAl板の有意差を識別できたが、厚さ100 μm のAl板に相当する石灰化組織の厳密なサイズは、(文献により減弱係数値が異なるため)不明(100–200 μm)である。また、石灰化を模した厚さ数百 μm オーダーのAl板は、実験の性質上、焦点–検出器間のビームライン軸方向にある物質の大きさを示す。

今回、RMI 156ファントムは米国人の標準乳房圧迫厚に相当し、かつサイズ・重量の面で圧迫板上に設置可能なファントムとして使用した。乳房撮影装置が臨床使用されている状態に最も近く、かつ測定可能なジオメトリーを実現するためには、このサイズのファントムが必要になる。

また、実測スペクトルは散乱角を持たないコリメータを使用した測定結果なので、理論計算スペクトルと同様に、X線画像作成時には非常に理想的な、散乱X線を含まないものである。実際の乳房撮影時にはグリッドを使用しても散乱X線を含むX線が、画像形成に寄与する。

4.2 被写体コントラストの解析

Fig.4に示した実測データでは、一回照射当りで見ても、K吸収端から設定管電圧までのエネルギー領域では、Alの厚さの変化に対する被写体コントラストの変化を識別できなかった。理論計算スペクトルでも同様に有意差は少なく、一回照射当りで見ればMoの特性X線成分による被写体コントラストに比べ、この領域は非常に小さなものになる。従って、付加フィルタのK吸収端以上から設定管電圧までのエネルギー領域については、被写体中のX線吸収差情報は多く含まず、被写体コントラストを低下させる露光成分となる。

4.3 固有濾過の被写体コントラストへの影響

RMI 156ファントム透過後のCZT検出器での実測スペクトル (Fig.4) と理論計算スペクトル (Fig.

6とFig.7)では、Moの特性X線成分 K_{α} と K_{β} の強度関係が異なる。しかし、いずれにおいても、Al板を識別する最大コントラスト成分は、Moの特性X線であることに違いない。この K_{α} と K_{β} の強度関係の違いは、固有濾過の違い2.0mmBe (Fig.4), 0.7mmAl (Fig.6), 0.5mmBe (Fig.7)によって生じる。装置の固有濾過によりX線は減弱する。物質の減弱係数はX線光子エネルギーの関数で、低エネルギー域ほどその値は大きくX線減弱は著しい。

乳房撮影用X線装置では、0.03mmMo付加フィルタの場合、Fig.6に示したように固有濾過(0.7mmAl)の大きな装置ほど、 K_{α} の減弱割合が K_{β} に比べて大きくなるので、 K_{α} に対する K_{β} の割合が大きくなる。逆に言えば、Fig.7に示したように固有濾過(0.5mmBe)の小さな装置の方が、発生X線の K_{α} 成分を効率良く取り出せ、 K_{β} 成分の割合を抑えることができる。固有濾過の違いにより、陽極材と付加フィルタが同一であっても、異なるスペクトル分布を示すことになる。この違いが、被写体透過後のスペクトルにも影響する。乳房撮影装置の歴史的推移として、かつては特性X線の K_{β} 成分の影響が大きかったが、今日では K_{α} 成分の影響の方が大きい。

4.4 付加フィルタ厚の被写体コントラストへの影響

現在の乳房撮影用X線装置には、0.03mm厚のMoが、付加フィルタとして広く使用されている。1枚の厚さが0.03mmのMoフィルタを数枚重ねた時のスペクトル変化を計算した。Fig.8は、管電圧30kV、付加フィルタなし(No filter)のMASMIPデータ(0.5mm厚Be窓のみ)から、Mo付加フィルタ厚を0.03, 0.06, 0.09, 0.12mmと倍増させたときのスペクトル変化を示す。線質の単色性は高まるが、X線光子数は激減する。

付加フィルタ厚を増加させた場合、MoフィルタのK吸収端による選択吸収の効果が顕著になる。一方、特性線よりも低エネルギー側(10-15keV付近)でのフィルタによる減弱の効果は少ない。ま

た、付加フィルタ厚が増すことにより、 K_{α} に対する K_{β} の割合も大きくなる。

ここで、付加フィルタ挿入によるX線出力の低下を試算して見ると、0.03, 0.06, 0.09, 0.12mmとMoの付加フィルタ厚が倍増するにつれ、No filterの状態を100とすれば透過光子の割合は、28.0, 11.1, 4.8, 2.2と激減する。また、Fig.8の光子数スペクトルから照射線量スペクトルに換算したFig.9の結果からも、No filterの状態を100としたときの照射線量の割合が、16.8, 6.1, 2.5, 1.1と激減している。

Fig.10は、管電圧30kV、0.12mmMoフィルタ透過後のスペクトル(K_{β} 成分強調)が、さらに標準乳房厚の被写体(PMMA 45mm厚)とAl板(0.1mmと0.3mm厚)を透過した後のスペクトルである。付加フィルタの厚さを0.12mmまで増せば、被写体入射前(Fig.8, Fig.9)の低エネルギー成分も少なく、被写体コントラストを低下させるK-吸収端から管電圧領域までの成分も少なく、線質の硬化なしで単色に近いスペクトルが得られる。この被写体コントラストを大きく反映しうる特性X線の K_{β} 成分を強調した理想的スペクトルが実現できれば、画質の向上と被曝の抑制が期待できる。しかし、前述通り、付加フィルタ透過後の照射線量は非常に少なくなり、実用的な方法ではない。

逆に、実用可能な乳房撮影に最適なスペクトル、即ちノイズ成分が少なく、かつ被写体中のX線吸収差情報を多く含むX線スペクトルを得るには、付加フィルタ厚をある程度に抑え、固有濾過も低く抑える方法で、 K_{α} に対する K_{β} の割合を低く抑え、 K_{α} 成分を有効に取り出すことが重要となる。これは、被写体透過後に特性X線の K_{α} 成分の含有率が高いスペクトルとなる。

今日の乳房撮影装置は、特性X線の K_{α} 成分を強調することにより、X線乳房画像の画質向上を図っているが、これは同時に、被写体中に吸収され被曝となる10-15keVの低エネルギー域でのX線成分を抑制することが困難となる。これらの成分は、被曝抑制と画質改善の面から最少限度に留めたい。しかし、この両面からの要求を同時に満たすこと

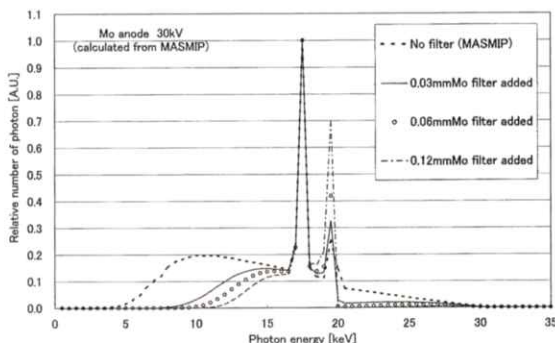


Fig.8 Calculated spectra for various thickness (0.03,0.06 and 0.12mm) of Mo filter added from MASMIP [9] (Mo anode, 30kV, No filter).

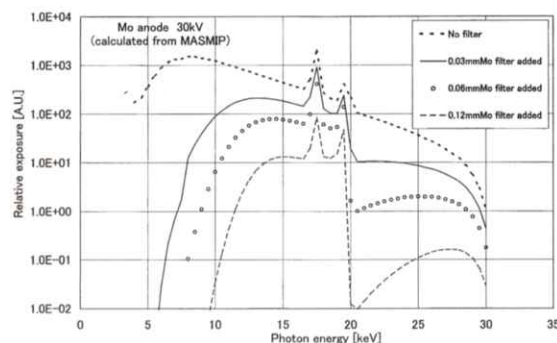


Fig.9 Exposure spectra calculated from photon spectra in Fig.8 (Mo anode, 30kV, No filter).

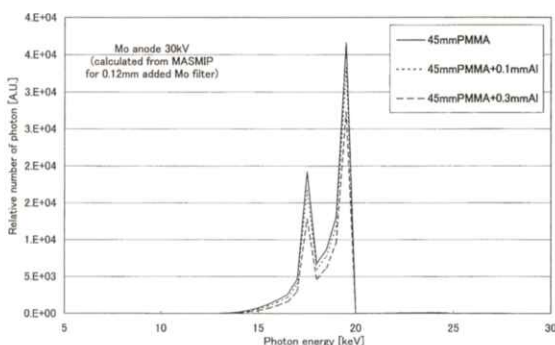


Fig.10 Difference of subject contrasts for 0.12mmMo filter transmitted through PMMA 45 mm thickness and Al objects (0.1mm and 0.3 mm thickness) calculated from MASMIP [9] (Mo anode, 30kV, No filter).

は難しく、実用可能な方法では、15keV以下の低エネルギー成分は、やむをえない被曝であるといえる。

5. 結 言

RMIファントム内にAl板を挿入し、乳房内の石灰化を模擬した被写体コントラスト測定を試みたが、臨床画像作成時に重要なX線信号成分が、どのエネルギーのX線で、またどの程度の被写体コントラストを描出しうるのか、或いはその有無をCZT検出器で被写体透過後のスペクトルを測定し検討した。コリメーションの問題から散乱X線を含まない、理想的なジオメトリのスペクトル測定の結果である。この実測結果と理論計算で求めたスペクトルとは、その形状において一致した。

一方、乳房撮影に最適と考えられるX線スペクトルの設計を試みたが、X線出力の面から、即実用可能な方法ではないこともわかった。そして、今日使用されている乳房撮影用X線装置では、実用可能なX線出力を保ちつつ、かつ必要最少限の被曝線量ですむように、特性X線のK_α成分を強調して、被写体コントラストの向上が図られており、非常に洗練されたX線線質を利用していることが確認できた。

謝 辞

RMI 156ファントム画像の作成をはじめ臨床面に関し多大なご指導・ご支援を頂きました大阪大学医学部附属病院の本田育子先生はじめ技師の方々、またCZT検出器の詳細に関し、(株)東洋メテック社の谷口明氏、吉田真氏に深く感謝致します。

文 献

- [1] (社)日本放射線技術学会放射線撮影分科会：乳房撮影精度管理マニュアル（改訂版），1999.
- [2] 武下正憲，中島 直，蓬萊忠志，他：乳房撮影エネルギー領域におけるセンシトメトリ（距離逆2乗法）の空気吸収について，日放技学誌，54(1)，164，1998.

- [3] Masao Matsumoto, Satoshi Miyajima, Akihide Yamamoto, et al.: Correction of some diagnostic X-ray spectra measured using CdZnTe detector, KEK proceedings 99-8 (Radiation detectors and their uses), 145-154, 1999.
- [4] 後藤佐知子, 東 義晴, 丸山敏則他: マンモグラフィ用フィルムにおけるフィルム粒状度の測定, 日放技学誌, 55(11), 1115-1121, 1999.
- [5] Cs. Szeles, Y.Y. Shan, K.G. Lynn, et al.: Deep electronic levels in high-pressure Bridgman $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A380, 148-152, 1996.
- [6] J. H. Hubbell and S. M. Seltzer: Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements $Z=1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest, NISTIR 5632, 1995.
- [7] T. R. Fewell and R. E. Shuping: Handbook of Mammographic X-ray Spectra, HEW Publication, FDA 79-8071, 1978.
- [8] J. H. Hubbell: Photon mass attenuation and mass energy-absorption coefficients for H, C, N, O, Ar and Seven mixtures from 0.1 keV to 20 MeV, Radiation Research 70, 58-81, 1977.
- [9] J. M. Boone, T. R. Fewell and R. J. Jennings: Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography, Med. Phys. 24(12), 1863-1874, 1997.

[論文]

モルフォロジーを用いたマンモグラムにおける微小石灰化の検出

高井 勇^{*}, 蔡 篤儀^{**}, 関谷 勝^{††}, 小島 克之^{†††}, 山田 功^{††††}, 山崎芳裕^{††}

^{*}岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1丁目1番地

^{**}新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻・〒951-8518 新潟市旭町通2番町746番地

^{†††}浜松大学経営情報学部経営情報学科・〒431-2102 浜松市都田町1230番地

^{††††}岐阜工業高等専門学校電気情報工学科・〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

(2000年6月3日, 最終2000年7月24日受理)

Automated Detection of Clustered Microcalcifications in Mammograms Using Mathematical Morphology

Isamu TAKAI^{*}, Du-Yih TSAI^{††}, Masaru SEKIYA^{††}, Katsuyuki KOJIMA^{††††}

Isao YAMADA^{††††} and Yoshihiro YAMAZAKI^{††}

^{*}Department of Information Science, Gifu University

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

^{††}Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University

2-746, Asahimachi-dori, Niigata, 951-8518, Japan

^{††††}Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu

1230, Miyakodacho, Hamamatsu-shi, Shizuoka, 431-2102, Japan

^{†††††}Department of Electrical and Computer Engineering, Gifu National College of Technology

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

(Received June 3, 2000, in final form, July 24, 2000)

Abstract : Mathematical morphology offers a unified and powerful approach to numerous image-processing problems. This paper presents a method for automated detection of clustered microcalcification in mammograms using mathematical morphology. The method employs only one structuring element to reduce processing time, together with a top-hat transformation acting as a high-pass filter. Moreover, in order to effectively and accurately detect real microcalcifications, operations of bandwidth enhancing, square-curve transfer function and postprocessing are also involved. The proposed method is tested with several mammograms to validate its effectiveness.

Key words : mathematical morphology, structuring element, top-hat transform, microcalcification, mammograms

1. はじめに

近年、乳がんの発生率が世界的に急増している現状から、マンモグラム画像による異常部位の早期発見、早期治療の重要性が認識され、多くの検

出法が提案されている[1-5]. 乳がんの早期発見を目指す、マンモグラムのコンピュータ支援診断(CAD; computer aided diagnosis)は、X線像のCADの中では実用化に最も近い位置にある. 現在、乳がんの検診は触診によるものが主流である

が、今後はX線撮影が主流になると考えられる[6, 7].その読影診断を自動化できれば、その医学的意味は極めて大きいものといえる。

乳がんには、触診によりしこりとして現れる腫瘍影と、微小で不整形な石灰の固まりが密に分布した形で現れる微小石灰化像の2つのタイプがある。マンモグラム上では、両者共に周囲に比べてX線吸収率の高い領域として観測される[8].

微小石灰化の一般的な検出手法は、テクスチャ解析、空間フィルタ、そして典型的な微分処理によるものが大半を占め、高い診断率まで到達していないのが現状である。近年、より信頼性の高い自動診断システムの開発として、モルフォロジー演算による検出手法が提案されている[9].この演算を適用した例には、基本演算の1つであるerosion演算だけを用いた簡単なものがある。しかし、erosion演算のみでは乳腺などの非石灰化像も多く検出してしまう欠点がある。この欠点の解決を試みる手法として、モルフォロジー演算の基本となる構造要素をいくつか用意し、トップハット変換(top-hat transform)を用いる方法も提案されている[10, 11].しかし、対象となるマンモグラム画像のサイズは決して小さくはなく、また処理時間が構造要素の数に比例するので、集団検診など実際の医療現場においては実用的であるとはいえない。

本論文では、この処理時間問題の対策法として、高速でかつ簡易な一手法を提案する。提案手法は、構造要素を1つにし、検出には3つの処理を組み合わせるものである。具体的には、まず帯域強調法処理によって、複雑なバックグラウンド情報をできるだけなくし、その後の処理を有効に機能させる。次に2乗処理によって、トップハット変換後、画質が著しく低下し目視で確認することができなくなった石灰化部の輝度を再び上昇させる。最後に後処理によってわずかに残った非石灰化部を取り除く。また、提案手法の有効性を実験で検証する。

2. モルフォロジー演算

モルフォロジーは通常の画像処理法と異なり、確固たる数学基盤をもち、体系化された手法であるところにその特徴がある[11].モルフォロジーは処理対象画像と構造要素と間の集合演算で定義される。したがって、構造要素の選び方によって同一の演算結果が変わってくる。処理目的に適した構造要素を設計できれば、通常の画像処理よりも効果的な処理手法が実現できる。

2.1 Dilationとerosion

モルフォロジー演算における基本演算は、ずらし重ねと訳されるdilation、掻き取りと訳されるerosionである。概念として、前者が膨張であり、後者が収縮といえる。

モルフォロジー演算では、構造要素 B が、ある画像 A に対して作用することによって、画像 A の形状を変化させることをその基本としている。

以下に、dilationおよびerosionの式を示す。

$$\text{dilation} : A \oplus B^s = \bigcup_{b \in B} (A)_{-b} \quad (1)$$

$$\text{erosion} : A \ominus B^s = \bigcap_{b \in B} (A)_{-b} \quad (2)$$

④と⑤はそれぞれdilationとerosion演算子である。ここに B^s は構造要素 B の対称集合であり、

$$B^s = \{ -b : b \in B \} \quad (3)$$

で定義される。これは構造要素 B を、原点を中心に180°回転して得られるものである。

画像が濃淡画像である場合でも、演算の概念は比較的容易に理解できる。濃淡画像に対して、構造要素を用いてdilationを行うということは、画像内のある任意の画素に構造要素の中心を置き、構造要素の形状内で最も輝度の高い画素をその中心の画素として置き換えることである。同様にerosionを行うということは、構造要素の形状内で最も輝度の低い画素を選びだし、置き換えを行うことである。

2.2 Opening

Dilationやerosionは構造要素よりも小さく細かな変化を画像から取り除く効果がある。しかし実際にはそれらが単独で用いられることは少ない。なぜならば、dilationを行えば図形は拡大し、erosionを行うと縮小し、いずれの処理も処理の前と後とで画像サイズが基本的に変ってしまうためである。そのため、両者を組み合わせ、全体的な大きさを保ったままの平滑化が多くの場合に用いられる[12, 13]。

集合Aの構造要素Bによるopeningを A_n で表すとき、それは次式で定義される。

$$A_n = (A \ominus B^s) \oplus B \quad (4)$$

式(4)に示すように、openingは構造要素によってerosionした後、同様に構造要素によってdilationを行う処理である。

Openingの濃淡画像への適用も、前節2.2で述べた濃淡画像へのdilationおよびerosionの適用の概念と同様に極めて自然な形で拡張することができる。濃淡画像への適用におけるerosionを行った後、dilationを行えば、濃淡画像におけるopening処理そのものとなる。Openingは内側からの平滑化処理である。

2.3 トップハット変換

Openingは内側からの平滑化であり、構造要素に比べて小さな凸部は削られる。これは一種の非線形なlow-pass filterである。スケールを大きくすると、その通過帯域はそれだけ狭くなる。

Low-pass filterの出力 $f_g(x)$ を元の信号 $f(x)$ から引き去ればhigh-pass filterになる。すなわち、high-pass filterの出力信号 y を式(5)で与える。

$$y = f(x) - f_g(x) \quad (5)$$

この処理はトップハット変換と呼ばれる。Openingを行うと構造要素が入れないような凸部が削り取られる。ここで、Fig.1に示すように、球を転がしながら与えられた1次元の関数をトレースすることを考える。

関数の値が緩やかに変化しているところでは、

球はそれを正確になぞっていくことができる。しかし、正のパルスがあると、その部分には球が入れないために、トレース可能な範囲から外れることになる。これをローリングボール変換(rolling ball transformation)という[11]。Opening処理とは、構造要素としてはいろいろなものが考えられるが、その処理イメージはこのローリングボール変換そのものであり、正のパルス状の信号部分が削り取られて滑らかな関数に変換される。それを元信号から引き去るのがトップハット変換である。構造要素の大きさに比べてゆるやかに変化するようなトレンドが除去されるから、一種のhigh-pass filterに相当する。したがって、得る信号はopeningによって削り取った部分を得ると考えてよい(Fig. 2)。

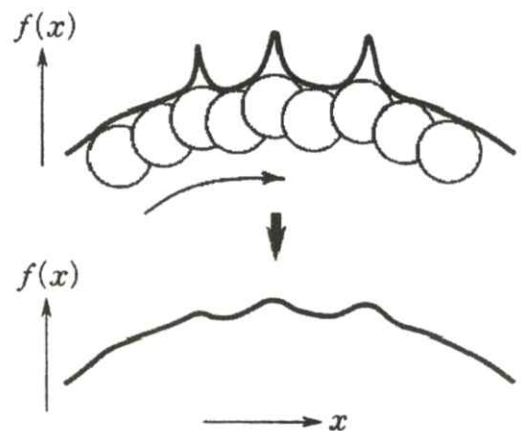


Fig.1 A schematic illustration of rolling ball transformation.



Fig.2 Configuration after top-hat transform.

このトップハット変換は、複雑に変化する背景の中の小さな突起状の信号検出に有効である。そこで本研究ではこの性質に着目し、乳房X線写真の微小石灰化像を抽出するのに有効であるという認識から利用を試みる。

3. 医用画像への適用—微小石灰化検出

ここで、マンモグラムにおける微小石灰化の検出を試みる。検出はトップハット変換をベースに行う。本研究では構造要素をFig.3のようにし、Fig.2に示したような微小石灰化全体ではなく、その先端だけを抽出するものとした。

しかし、1つの構造要素しか用いない本手法では毛細血管などの不要物を同時に検出してしまうことや、トップハット変換の性質上、処理後の著しい輝度の低下などの問題点が生じる。そこで、前者の問題点を帯域強調法と後処理、後者の問題点を2乗処理によって解決する。Fig.4に処理フローチャートの概略を示す。Fig.5はマンモグラム画像の一部を切り取ったものであり、これを原画像としてフローチャートの流れに基づいて処理を行う。

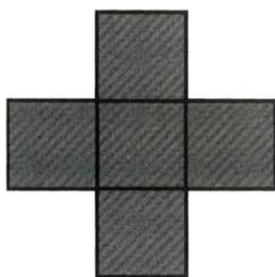


Fig.3 The structuring element used in this study.

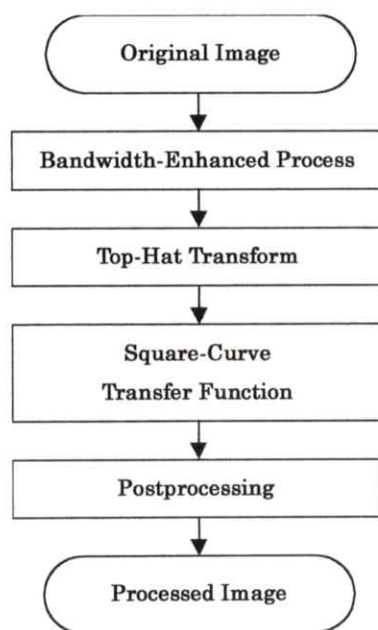


Fig.4 The system diagram of the proposed algorithm.

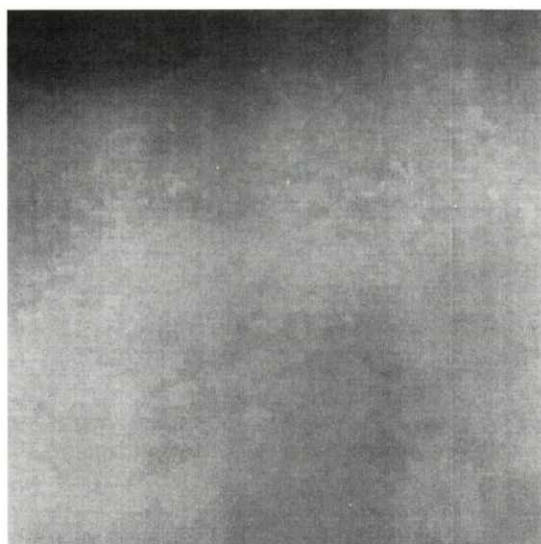


Fig.5 An original mammogram image.

3.1 帯域強調法

帯域強調法処理を行う目的は、複雑で不要なバックグラウンド情報を埋没させ、後の処理を有効

に機能させることである。

帯域強調法を示す式は、以下のようになる。

$$F(i, j) = f(i, j) - f^{-1}(i, j) \quad (6)$$

$f(i, j)$ は原画像の各画素の輝度を示し、 $f^{-1}(i, j)$ は原画像の各輝度を反転したものを意味する。 $f^{-1}(i, j)$ は、画像の表現可能最大値を $f_{\max}$ とすると以下のように表される。

$$f^{-1}(i, j) = f_{\max} - f(i, j) \quad (7)$$

式(7)によって式(6)を整理すると、式(8)となる。

$$F(i, j) = 2f(i, j) - f_{\max} \quad (8)$$

このように帯域強調法による処理結果は f を2倍し、中間値が0となるようにシフトする変換であるといえる。ここで、 $F(i, j)$ の閾値は、

$$-f_{\max} \leq F(i, j) \leq f_{\max} \quad (9)$$

であるが、負の値をとるものは0とすると、実際の処理は式(10)となる。

$$F(i, j) = \begin{cases} 2f(i, j) - f_{\max} & f \geq \frac{f_{\max}}{2} \\ 0 & f < \frac{f_{\max}}{2} \end{cases} \quad (10)$$

ヒストグラムによる帯域強調法の内容は、Fig. 6に示すように例えば10bitの階調画像の場合、輝度が512以下のものは0となる。そして、それ以上の輝度を持つものを引き伸ばし、輝度の差を広げる。石灰化は局所的に高輝度かつ微小な領域としてみられるので、階調値が最大表示輝度の半分以下のものはバックグラウンド情報といえるので、

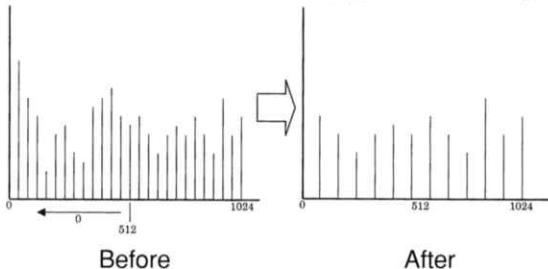


Fig.6 Illustration of the effect of bandwidth-enhanced process.

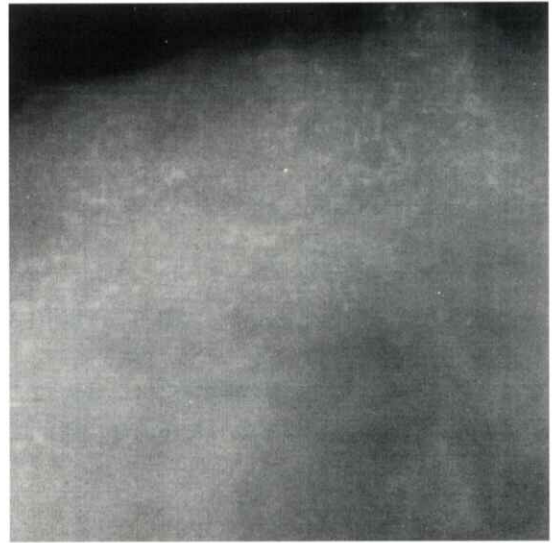


Fig.7 The image after bandwidth-enhanced process.

このように対象領域を制限した。Fig.7にその処理結果を示す。

3.2 トップハット変換

トップハット変換によって、実際に石灰化部の検出を行う。

トップハット変換の概念は、低周波成分は除かれ、高周波成分だけが残る。Fig.8に示すヒストグラムでは、処理後の画像全体の輝度が著しく低下していることが確認できる。つまり、処理結果画像も目視で確認することはできない。

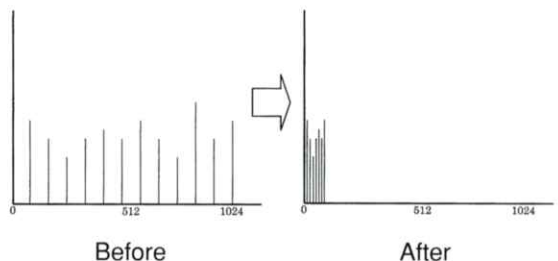


Fig.8 Illustration of the effect of top-hat transform.

3.3 2乗処理

2乗処理を行う目的は、トップハット変換によって目視で確認することが不可能となった画像全体の輝度を、再び確認できるレベルにまで引き上げることである。

2乗処理を示す式は、以下のようになる。

$$Y(i, j) = y(i, j)^2 \quad (7)$$

$y(i, j)$ はトップハット変換後の画像の各輝度であり、その各輝度を2乗することを意味する。

ヒストグラムによる2乗処理の概念は、Fig.9に示すように低いレベルまで落ちた輝度を、高いレ

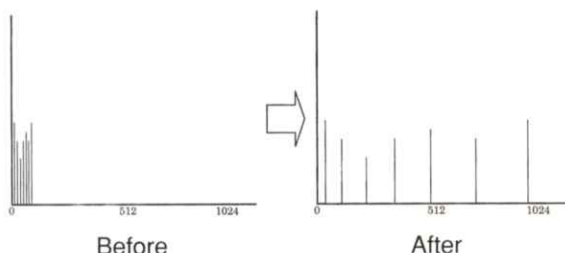


Fig.9 Illustration of the effect of square-curve transfer.

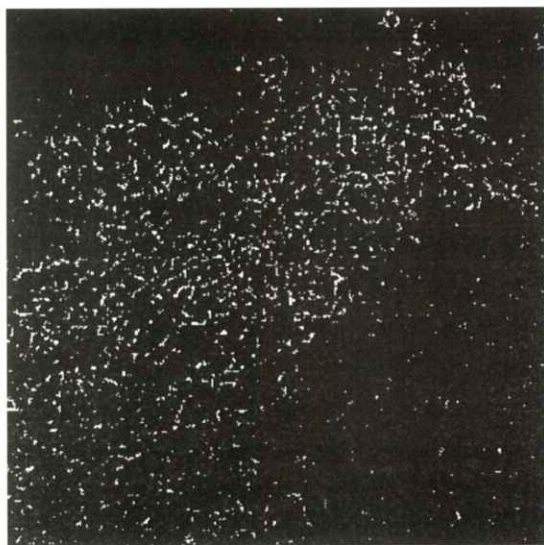


Fig.10 The processed image after square-curve transfer.

ベルにまで引き伸ばす。図の階調値が低い範囲は非石灰化群を示し、階調値が高い範囲は石灰化群を示す。2乗処理によって、残存する輝度の低い領域にある非石灰化部も同時に引き伸ばされることが確認できる。Fig.10にその処理結果を示す。

3.4 後処理

後処理を行う目的は、2乗処理によって石灰化部と同時に引き上げられた非石灰化部を埋没させることである。これら非石灰化部は、ある程度の輝度を持ち、かつ石灰化部と同様な形状および大きさであるため、帯域強調法およびトップハット変換によって埋没せず、残存したものである。具体的には毛細血管などである。

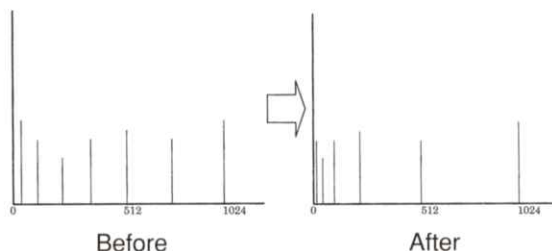


Fig.11 Illustration of the effect of postprocessing.

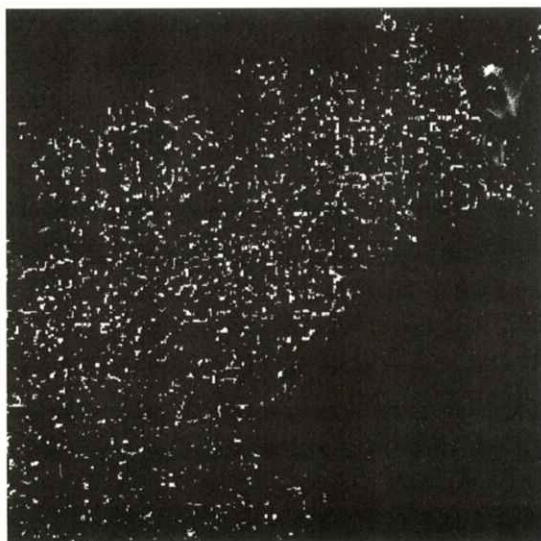


Fig.12 Final resulting image.

後処理を示す式は、以下になる。

$$G(i, j) = \frac{Y(i, j)^2}{Y_{\max}} \quad (8)$$

$Y(i, j)$ は2乗処理後の画像の各輝度であり、 $Y_{\max}$ は2乗処理後の画像内における輝度の最大値である。

ヒストグラムによる後処理の概念をFig. 11に示す。石灰化部の輝度は実験的にこの時点で500以上の値をとる。その値よりも低いものは非石灰化

部であるといつてよい。非石灰化部の中には目視で確認できる程の階調値をもつものも存在する。

この処理によって最大値をとる石灰化部と輝度が大きく異なるものは、目視で確認できない位に輝度が下がる。また、最大値と著しく輝度に差があるものは、式(8)の計算によって小数点を取るため、図で示すように0になり消滅する。後処理を行った結果をFig. 12に示し、Fig. 13にいくつかの処理結果の例を示す。

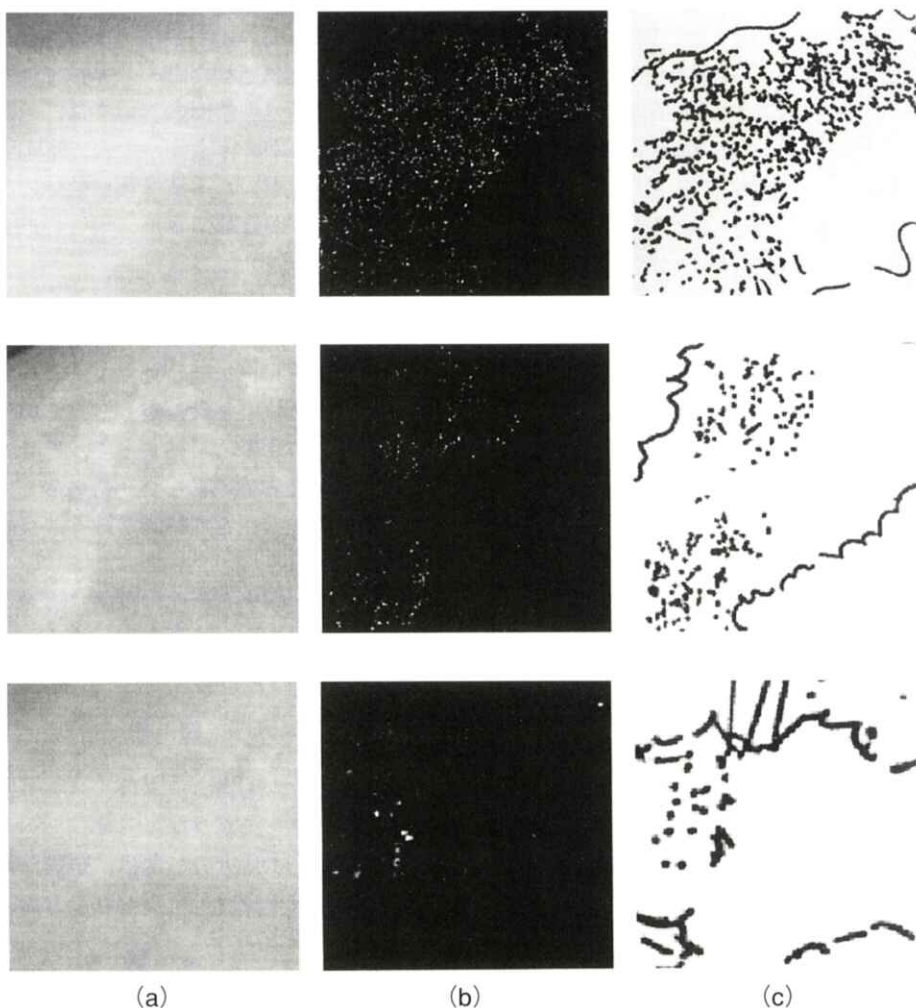


Fig.13 Example of mammograms. (a) original images, (b) processed images, and (c) sketches drawn by an experienced doctor.

4. 考 察

マンモグラムにおける、微小石灰化の抽出結果は、Fig. 12とFig. 13に示すようになった。以下に最終的な結果の画像を得るまでの一連の処理の過程をたどる。

帯域強調法は、後の処理を有効に機能させるため、前処理として行った。結果はFig. 7に示すように、目的であった石灰化部と非石灰化部との輝度の差の拡大が確認できた。また乳房など初期の状態から輝度の低いバックグラウンド情報も消滅することが確認できた。この処理によって、これ以降の処理を円滑に行うことを可能とする。

トップハット変換は、high-pass filterの役目を果たし、周囲に比べて輝度の高い石灰化部を検出する有効な手段である。この処理によって、使用した構造要素に適合する成分だけが残るが、画像全体の輝度の著しい低下により、目視による確認が不可能となる。

2乗処理では、低下した輝度を再び目視で確認可能なレベルまで引き上げる効果をもたらす。処理を行った結果をFig. 10に示した。この処理によって、トップハット変換において抽出された信号が確認できる。しかし、抽出された信号には構造要素に反応した非石灰化部も含まれ、石灰化部と同時に輝度が引き上げられたことが確認できる。

最後に後処理では、非石灰化部を取り除き、目視で確認できるレベルにおいて、石灰化部のみを残すことを可能にする。Fig. 12に示したものがその結果である。2乗処理後の結果から輝度の低い非石灰化部を取り除くことができることを確認できる。この画像が同時に最終的な結果の画像となる。

これら処理を行った結果の画像をFig. 13に3つ示した。降順で微小石灰化数が少なく、わかりづらいものとなっている。結果は満足できるものであり、本システムによって3つの処理例のいずれもが、医師のスケッチと同様な結果を得ることができた。

また、本研究で目的とした高速処理についても、用いた手法のどれもがかける、引くなどの単純な

処理によって構成されるため、処理時間は1枚の画像に対して1秒ほどであった。この結果は十分に実用的であるといえる。

従来の多重構造要素を用いた手法と精度において比較をすると、多重構造要素を用いた手法は形状に依存させているため石灰化部と非石灰化部との輝度の差に関係なく毛細血管などの線状のものを完全に消滅させることが可能であり、結果として残るものは微小石灰化のみであるといえてよい。しかし、本手法では原画像の段階で石灰化部と非石灰化部の輝度の差が明確でない場合、非石灰化部の残存が確認されたため、今後課題を残すものとなった。処理時間においては、正確な時間測定を行うことができなかったが、本手法では、多重構造要素を用いた手法に比べ数分の一の処理時間であることが確認できた。

5. まとめ

本論文では、モルフォロジー演算によるトップハット変換をベースとしたマンモグラムにおける微小石灰化の検出を試みた。そしていくつかの処理を組み合わせることによって、それに付随する問題点の解決法を提案した。結果として、わずかに不要部が残るが処理時間が短く、良好な結果を得ることができた。

今後、より微小石灰化の抽出に有効な構造要素を、自動的に選出し処理を実行するシステムの開発を行う予定である。

謝 辞

マンモグラム画像データは、コンピュータ支援画像学会のマンモグラフィデータベースを利用した。なお、本研究の一部は、医療法人くりくり会の研究助成を受けて行なわれたものである。

文 献

- [1] Yu S and Guan L: A CAD system for the automatic detection of clustered microcalcifications in digitized mammogram films, IEEE Trans. Med. Imag., 19(2), 115-126, 2000.

- [2] Sanjay-Gopal S, Chan H-P, Wilson T, *et al.* : A regional registration technique for automated interval change analysis of breast lesions on mammograms, *Med. Phys.*, 26(12), 2669-2679, 1999.
- [3] Cheng H-D, Lui YM and Freimanis : A novel approach to microcalcification detection using fuzzy logic technique, *IEEE Trans. Med. Imag.*, 17(3), 442-450, 1998.
- [4] 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.
- [5] 藤田広志, 遠藤登喜子, 原 武史, 他 : 乳房X線写真におけるコンピュータ診断支援システムの開発, *映像情報MEDICAL*, 28(6), 357-365, 1996.
- [6] 鳥脇純一郎 : X線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題, *信学論 (D-II)*, J83-D-II (1), 3-26, 2000.
- [7] コンピュータ支援画像診断学会編 : マンモグラフィデータベース, コンピュータ支援画像診断学会, 小金井市, 1995.
- [8] 小畑秀文 : モルフォロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用, *医用画像工学会誌*, 12(1), 59-66, 1994.
- [9] Nishikawa R. M., Giger M. L., Doi K. and Schmidt R. A. : Automated Detection of Microcalcifications on Mammograms, *Supplement to Radiology*, 177, 11, 1990.
- [10] 金華榮 小畑秀文 : 多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出, *信学論*, 1170-1176, 1992.
- [11] 小畑秀文 : モルフォロジー, コロナ社, 東京, 1996.
- [12] 間瀬茂 上田修功 : モルフォロジーと画像解析 [I], *信学誌*, 166-174, 1991.
- [13] 間瀬茂 上田修功 : モルフォロジーと画像解析 [II ・ 完], *信学誌*, 271-279, 1991.

[論文]

Mモード心エコー法による左房壁運動と
肺動脈楔入 (wedge) 圧のV波との関係

千田浩一^{†,††}, 二宮本報^{†††}, 洞口正之[†], 上月正博^{††}, 佐藤徳太郎^{††††}, 伊藤大輔^{†††††}

[†]東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科・〒980-8575 仙台市青葉区星陵町2-1

^{††}東北大学大学院医学系研究科内部障害学分野・〒980-8574 仙台市青葉区星陵町1-1

^{†††}東北大学医学部附属病院第一内科・〒980-8574 仙台市青葉区星陵町1-1

^{††††}国立身体障害者リハビリテーションセンター・〒359-8555 所沢市並木4-1

^{†††††}東北大学医学部附属病院放射線部・〒980-8574 仙台市青葉区星陵町1-1

(2000年6月3日, 最終2000年7月24日受理)

Relationship Between Pulmonary Capillary Wedge Pressure
Tracing V Waves and Left Atrial Excursion
Obtained by M-mode Echocardiography

Koichi CHIDA^{†,††}, Mototsugu NINOMIYA^{†††}, Masayuki ZUGUCHI[†]

Masahiro KOHZUKI^{††}, Tokutaro SATO^{††††} and Daisuke ITO^{†††††}

[†]Department of Radiological Technology, College of Medical Science, Tohoku University
Seiryō-machi 2-1, Aoba-ku, Sendai 980-8575, Japan

^{††}Section of Internal Medicine and Disability Prevention, Tohoku University Graduate School of
Medicine Seiryō-machi 1-1, Aoba-ku, Sendai 980-8574, Japan

^{†††}Section of First Internal Medicine, Tohoku University School of Medicine
Seiryō-machi 1-1, Aoba-ku, Sendai 980-8574, Japan

^{††††}National Rehabilitation Center Namiki 4-1, Tokorozawa 359-8555, Japan

^{†††††}Department of Clinical Radiology, Tohoku University Hospital
Seiryō-machi 1-1, Aoba-ku, Sendai 980-8574, Japan

(Received June 3, 2000, in final form, July 24, 2000)

Abstract: Usually, large V waves in a pulmonary capillary wedge pressure tracing are most often due to mitral valve regurgitation. However, the V wave is often increased in patients without mitral regurgitation. Several investigators have reported that a large V wave is dependent on left atrial compliance. Thus, we investigated the V wave pressure obtained by right heart catheterization and the size of left atrial excursion (LAE) obtained by M-mode echocardiography using parasternal long-axis view. LAE used in this study were determined as follows: "LAE" = ("left atrial diameter at T of ECG" - "left atrial diameter at R of ECG") / "maximum left atrial diameter". The subjects comprised 60 patients with various forms of heart diseases. Correlation was reasonable between the V wave pressure and the size of LAE ($r = -0.52, p < 0.001$). This study provides additional information regarding relationship between large V waves and mitral regurgitation.

Key words: pulmonary capillary wedge pressure, mitral regurgitation, M-mode echocardiography, V wave, atrial compliance

1. 目的

僧帽弁閉鎖不全症患者の心臓カテーテル検査では、左心室造影における左心房への造影剤の逆流の性状から、Sellers分類を用いてその重症度評価が行われるが [1], 肺動脈楔入圧のV波の増高の有無もその重症度判定に用いられることもある [2-6]. しかし、左心室造影所見と肺動脈楔入圧データの間に乖離の生ずる場合も多い。多量の逆流があるにもかかわらずV波の増高が無い場合や、その逆も多く経験する。一方、肺動脈楔入圧のV波は、左心房のコンプライアンスの影響を受けるという報告があり [7,8], 我々は、左心房のコンプライアンスを反映する一指標と思われる左心房の壁運動に着目し、肺動脈楔入圧のV波との相関を調べた。それによって、僧帽弁逆流における、左心室造影所見と肺動脈楔入圧のV波との関係について、矛盾の無い解釈が可能か否かを検討した。

2. 方法

2.1 対象

対象は1989年1月から12月までの1年間に、心疾患の疑いで東北大学病院第一内科で心臓カテーテル検査を行い肺動脈楔入圧を測定し得た患者のうち、カテーテル検査の前後1週間以内に、Mモード心エコー法により左心房径の計測が行われていた60例である。対象患者の疾患内訳をTable 1に示す。

Table 1 Subjects.

n	60
Sex(M/F)	33/27
Age(mean±SD)	49.7±13.6y
Diagnosis	
Valvular heart diseases	33
Cardiomyopathy	9
Ischemic heart diseases	9
Congenital heart diseases	5
Pulmonary heart diseases	4

2.2 方法

左心房壁運動はMモード心エコーにより測定した。主としてMモード計測に使用した超音波診断装置は、東芝のSSH65A, SSH160Aである。経胸壁的に左室長軸断面像上において大動脈弁の位置のMモード心エコー図を得、左心房径の正確な計測を行った。心電図上のR波およびT波に一致した時相で左心房径を計測し、その差を最大左心房径で除したものを左心房壁運動の指標とした (Fig. 1)。

すなわち、

$$LAE = (LA_t - LA_r) / LAD$$

である。ただし

LAE: 左心房壁運動

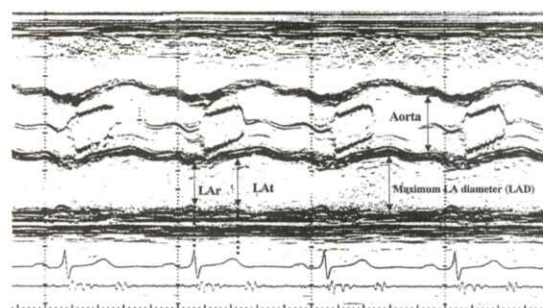
LA_t: 心電図上のT波に一致した時相での左心房径

LA_r: 心電図上のR波に一致した時相での左心房径

LAD: 最大左心房径

である。

肺動脈楔入圧は右心カテーテル法により測定した。バルーンカテーテルを肺動脈末梢に楔入し、



$$LAE = \frac{LA_t - LA_r}{LAD} \times 100 (\%)$$

Fig.1 M-mode echocardiography using parasternal long-axis view.

LAE: Left atrial excursion

LA_t: Left atrial diameter at T of ECG

LA_r: Left atrial diameter at R of ECG

LAD: Maximum left atrial diameter

心臓カテーテル検査用ポリグラフ装置 (RM-6000 日本光電社製) により肺動脈楔入圧波形を記録し V波を測定した。

3. 結 果

左心房壁運動の大きさと肺動脈楔入圧のV波間には、負の相関 (相関係数 $r=0.52$ 危険率 $p<0.001$) があった (Fig. 2). 僧帽弁閉鎖不全症における、左心室造影所見と肺動脈楔入圧データの関係について、矛盾のない説明が可能であった。すなわち左心房壁運動が良い症例では、僧帽弁の逆流の有無にかかわらず、肺動脈楔入圧のV波の増高は少ない傾向があった。

代表的な症例を呈示する。症例は62歳女性で以前から心雑音を指摘されていた。動悸、軽度息切れ、疲労感の訴えがあり、当院で受診し、精密検査のため心臓カテーテル検査を行った。この症例は、Fig. 3の如く左心房壁運動は21.6%と良好であり、左心室造影上Sellers分類3度の僧帽弁逆流 (Fig. 4) を示したが、肺動脈楔入圧のV波は6 mmHgであり増高は無かった。

4. 考 察

僧帽弁閉鎖不全症の病因は、僧帽弁膜および弁輪の障害、腱索の障害、乳頭筋の障害などである

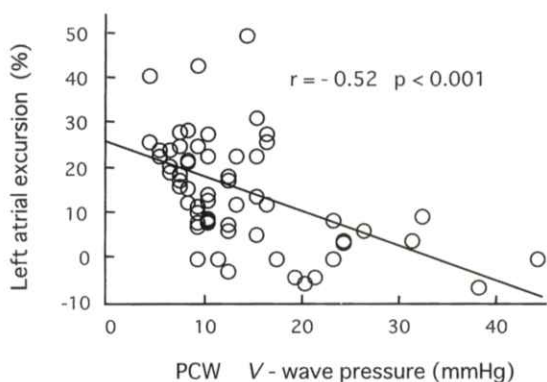


Fig. 2 Correlation between the V wave pressure and the size of LAE.

r: correlation coefficient, p: significance level

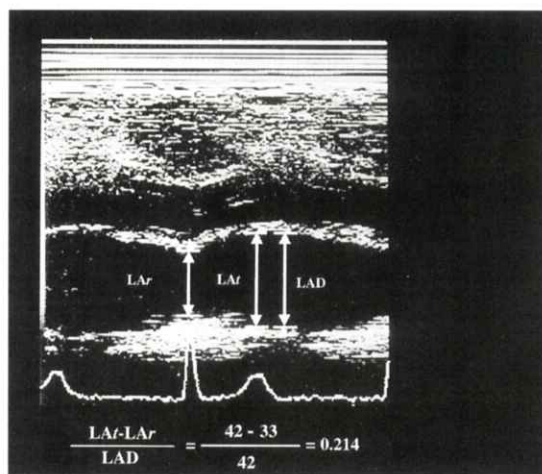


Fig. 3 M-mode echocardiography using parasternal long-axis view.

See Fig. 1: LAf, LAr, LAD

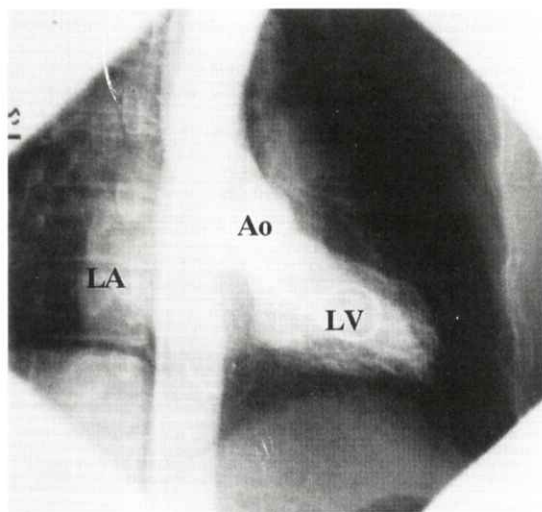


Fig. 4 Left ventriculography (RAO30°) in mitral regurgitation (Sellers-grade 3) (same patient in the case of Fig. 3).

Ao: Aorta, LA: Left atrium, LV: Left ventricle

[9]. 重症例では外科手術治療が必要になる場合が多い。左心室造影において左心房への逆流の程度から、Sellers分類によって、ある程度客観的な評価が行われており僧帽弁逆流の重症度判定は重

要である [1]. Sellers分類で3度以上のものは手術適応ありとされているが [10], 実際には2度なのか3度なのかという判断に迷う局面に遭遇することも少なくない. その際肺動脈楔入圧のV波の増高の有無は, 僧帽弁逆流が有意か否かを判断する有力な情報であるとされている [2-6]. しかしながら我々は, 多量の僧帽弁逆流とV波が必ずしも相関しない症例をいくつか経験している. 肺動脈楔入圧のV波の増高は, 僧帽弁逆流に対して, 検出感度および特異性は必ずしも高くはないという報告や, 肺動脈楔入圧のV波は, 左心房のコンプライアンスの影響を受けると言う報告もある [7, 8, 11-13]. そこで今回我々は, 左心房のコンプライアンスを簡便に反映するものと思われる左心房壁運動を定義し, 肺動脈楔入圧のV波との相関を調べた. その結果両者は負の相関を示し, 左心房壁の動きの良いものはV波は低く, 逆にその動きの悪いものはV波が増高する傾向にあることが示唆された. すなわち我々の結果は, 上記の先行した研究報告に合致するものと思われた.

心房のコンプライアンスは心拍出量に影響を及ぼすと言われており [14], それは心機能のファクタとして無視できないものと思われる. しかし左心房のコンプライアンスを正確かつ低侵襲的に測定することは, 臨床の場においては極めて困難である. そこで, 左心房の壁運動に着目したが, それは左心房のコンプライアンスをある程度反映する指標になる可能性があると考えた. そして超音波を利用することで簡便に臨床サイドでの左心房壁運動を検出することができ, またMモードを使用することで, 正確な再現性の高い計測が期待できた [15, 16]. すなわちBモードエコーは, 大まかな径の計測は可能であるが, その測定値の精度は低く, また術者の技量にも左右され, 正確な測定値を求めることには不向きである.

左心房径の計測に際し, 心電図上のR波およびT波に時相を一致させたが, これにより再現性の高い測定が行えるほか, 左心房の受動的な時相であるため, もっともコンプライアンスを反映するものと考えた.

肺静脈の血流をカラードップラーエコーで測定し, 肺動脈楔入圧のV波との相関を調べたという報告もあるが [17], 肺静脈の血流は種々の因子に左右され, また左心室の拡張機能の影響も受け, 左心房だけの独立した評価を行うことは困難である.

我々の結果 ($r=-0.52$, $p<0.001$) は, レトロスペクティブな研究でかつ臨床のデータであることを考慮すれば, 決して相関係数は低くないものと思われる. しかし心臓カテテル検査とMモードエコーは, 同時には行っていない (両者の間隔は最大1週間以内) ため, 時間的なズレによる影響を受けている可能性も否めない. よって肺動脈楔入圧の測定と同時に壁運動の観察を行えば, 更に相関は高くなると期待できる. 以上の点を踏まれば, 本手法は僧帽弁閉鎖不全症患者における超音波画像のCADに利用でき得るものと考えており, 今後の研究課題として検討したい.

5. 結 論

左心房のコンプライアンスを反映すると考えられる簡便な一指標として, Mモード心エコーによる左心房壁運動に着目した. その結果, 左心房壁運動と肺動脈楔入圧のV波は, 負の相関を示し, 多量の僧帽弁逆流があるにもかかわらず, V波の増高が無い症例などに対する解釈が可能であった. 以上から, 左心房壁運動を計測することは, 僧帽弁閉鎖不全症の重症度を判定する際の一助として有用であると思われた.

文 献

- [1] Sellers RD, Levy MJ, Amplatz K, *et al.*: Left retrograde cardioangiography in acquired cardiac disease; technique, indications and interpretation in 700 cases, *Am.J.Cardiol.*, 14(4), 437-447, 1964.
- [2] Gorlin G, Lewis BM, Haynes FW, *et al.*: Studies of the circulatory dynamics at rest in mitral valvular regurgitation with and without stenosis, *Am.Heart J.*, 43(3), 357-394, 1952.

- [3] Morrow AG, Braunwald E, Haller JA, *et al.*: Left atrial pressure pulse in mitral valve disease, *Circulation*, 16 (3), 399-405, 1957.
- [4] Forrester JS, Diamond G, Freedman S, *et al.*: Silent mitral insufficiency in acute myocardial infarction, *Circulation*, 44 (5), 877-883, 1971.
- [5] Meister SG and Helfant RH : Rapid bedside differentiation of ruptured interventricular septum from acute mitral insufficiency, *N.Engl.J. Med.*, 287 (5), 1024-1025, 1972.
- [6] 石川恭三(総編集):心臓病学, 三田村秀雄:心臓カテーテル法, 圧測定, 1525-1527, 医学書院, 東京, 1995.
- [7] Fuchs RM, Heuser RD, Yin FCP, *et al.*: Limitations of pulmonary wedge V waves in diagnosing mitral regurgitation, *Am.J.Cardiol.*, 49 (7), 849-854, 1982.
- [8] Pichard AD, Kay R, Smith H, *et al.*: Large V waves in the pulmonary wedge pressure tracing in the absence of mitral regurgitation, *Am.J.Cardiol.*, 50 (8), 1044-1050, 1982.
- [9] 石川恭三(総編集):心臓病学, 半田俊之介:僧帽弁閉鎖不全症, 714-724, 医学書院, 東京, 1995.
- [10] 武内敦郎(編):胸部外科学 改定3版, 310-318, 金芳堂, 京都, 1992.
- [11] Pichard AD, Diaz R, Marchant E, *et al.*: Large V waves in the pulmonary capillary wedge pressure tracing without mitral regurgitation: The influence of the pressure/volume relationship on the V wave size, *Clin.Cardiol.*, 6 (3), 534-541, 1983.
- [12] Risk SC, D'Ambra MN, Griffin B : Left atrial V waves following mitral valve replacement are not specific for significant mitral regurgitation, *J.CardiThorac.Vasc.Anesth.*, 6 (1), 3-7, 1992.
- [13] Snyder RW, Glamann B, Lange RA, *et al.*: Predictive value of prominent pulmonary arterial wedge V waves in assessing the presence and severity of mitral regurgitation, *Am.J.Cardiol.*, 73 (4), 568-570, 1994.
- [14] Suga H : Importance of atrial compliance in cardiac performance, *Circ. Rec.*, 35 (1), 39-43, 1974.
- [15] 日本医師会(編):心電図のABC, 本間博:経胸壁心エコー図法(断層法, Mモード法)とは, 42-43, 中山書店, 東京, 1995.
- [16] 佐藤友英(編):心エコー図判読テキスト, 34-37, 文光堂, 東京, 1990.
- [17] Kageji Y, Oki T, Iuchi A, *et al.*: Relationship between pulmonary capillary wedge V wave and transmitral and pulmonary venous flow velocity patterns in various heart diseases, *J.Cardi.Failu.*, 2 (2), 215-222, 1996.

[論文]

X線画像読影時の視線解析のための基礎的検討

堤 直葉, 阿部 正己, 染谷 武男, 松本 徹[†]

越谷市立病院 放射線科・〒343-8577 越谷市東越谷10-47-1

[†]放射線医学総合研究所重粒子治療センター

高度診断機能ステーション・〒263-0024 千葉県稲毛区穴川4-9-1

(2000年7月3日, 最終2000年7月26日)

Preliminary study for eye movement analysis on reading clinical radiographs

Suguha TSUTSUMI, Masaki ABE, Takeo SOMEYA and Toru MATSUMOTO[†]

Department of Radiology, Koshigaya Municipal Hospital

Higashikoshigaya 10-47-1, Koshigaya-shi 343-8577, Japan

[†]Division of Advanced Technology for Medical Imaging Research center
of Charged Particle Therapy National Institute of Radiological Science

Anagawa 4-9-1, Inage-ku, Chiba-shi 263-0024, Japan

(Received July 3, 2000, in final form July 26, 2000)

Abstract: The purpose of this whole study is to find out how radiologists read clinical images by utilizing the eye movement analysis with an eye camera. As a preliminary study, the simple images generated by the personal computer on the CRT monitor were used. A circle with 1cm diameter was selected as a signal to eliminate the influences of the CRT grade and the observers' eyesight. The signal with various background noise and various locations on the CRT monitor was shown to the observers. In this study, the eye fixation records were analyzed under the conditions such as the fixation angle 2 degrees and fixation duration 100 msec. The physician and radiological technologists working for the gastrointestinal examinations were selected as observers. As the result, every observer easily caught the perceptible signal in peripheral vision first and immediately caught it again in central vision. When the degraded images were shown, however, they started searching the signal and the eye fixation records were varied individually.

Key words: eye movement analysis, medical imaging, observer performance, eye camera

1. はじめに

画像診断医は患者さんのX線写真をどのように読影しているのか、X線画像を医師側に提供してきた診療放射線技師（以後技師という）はどんな見方をしているのだろうか。消化管の二重造影法は完成度の高い検査として、現在は医師だけで

なく放射線技師の仕事としても定着している。胃がん集団検診等に携わる技師は検査の性質上、透視画像から異常所見を発見せねばならない。私たちはX線画像診断の過程をアイカメラで視線解析することが可能かどうか試みようとした。

現在、多くの画像診断医は、X線写真をシャウカステンに掛けて読影している。しかし、X線画

像のデジタル化が進み、CRTで読影する時代がくると考えられている。たとえどんなメディアに変わろうとも、またコンピュータ支援診断が普及しても、医師が医用画像の読影診断をすることに変わりはない。X線写真の上に医師の読影時の視線を重ねることができれば、いままでのROC評価より、もっと読影の過程が解るのではないかと考えた。

放射線画像における、医師の読影のメカニズムを解明するためにアイカメラを用いた報告がある[1-3]。私たちは検査時に読影能力が問われる胃X線検査に着目し、アイカメラを用いて視線解析を計画した。今回は基礎実験として、最も簡単な画像の識別について観察者の視線解析を行った。

2. 方法

見ることと、目の動きは多方面で研究されてきた。しかし、人は情報収集をほとんど視覚情報に頼っているため、その情報量の大きさは膨大である。また「見ること」は人の心の部分と深く関わっているためその解析を複雑なものにしていると考える。

人の網膜は広い視野を持っているがその中心部は視力が高く、ものの認識は網膜の中心部でなされるといわれている。すなわち網膜の周辺部が強く刺激されると、眼球運動によりいったんそれを中心部に移動させて、認識される。つまり中心視と周辺視は異なった働きをし、目が動いて二つの見方の間を取り持っていると云える[4]。

人がどこを見ているかを指し示す装置はアイカメラと呼ばれている。アイカメラは視野を撮影する部分と、眼球運動を検出する部分からなり、モニタ上に映し出された視野画像に、見ている方向を点で示すことができる装置である。

Fig. 1aは今回の実験に使用したアイカメラのヘッドユニットを観察者が装着した写真で、bはそのヘッドユニットである。使用したアイカメラの眼球運動検出法は角膜反射方式である(Fig. 2に示す)。角膜反射方式とは、眼前においた光源(通常は目に刺激を与えないため赤外発光ダイオード

が用いられる)の角膜表面による反射像が眼球運動と共に上下左右に移動するので、これを撮影してその移動量を検出し眼球回転角に換算する方法である。そして両眼は同じ動きをすると想定して片目のみを解析するシステムであった。今回の報告では左目の試料を採取し解析した。

私たちはもっとも単純な画像の識別をする実験で観察者の視線がどのような動きをするかを検討することとした。試料画像としてはX線画像を想定し、パーソナルコンピュータ画面に疑似画像を作成した。アナログ画像では信号の濃度と画質に相関があるためデジタル画像とした。パーソナルコンピュータでの作成理由は、作り易さとノイズの付加が簡単だったためである。観察はカラーCRT(Macintosh21" Color Display)とした。

作成した試料画像はモノクローム8bit階調で表示した。背景は灰色とし、信号は背景より白い、モニタ上約1cmの円形とした。1画面に1信号とし、

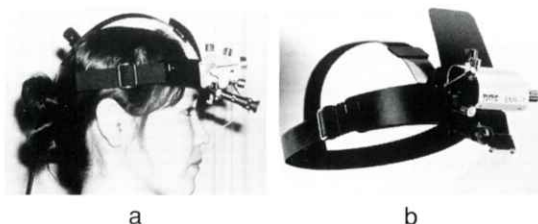


Fig. 1 The photograph a: An observer wearing the eye camera. The photograph b: The head unit of the eye camera.

Eye Camera system

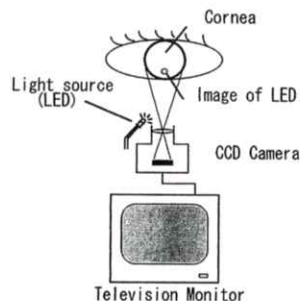


Fig. 2 The diagram of the eye camera with a cornea reflection sensor.

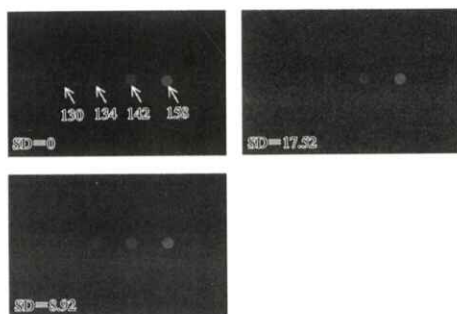


Fig.3 The visual density of the image and the image added with a noise used in this study. The signal is a circle with 1cm diameter on the CRT monitor, and the background density is gray which has RGB 125 each.

信号のない画面は作らなかった。灰色の背景は、中間の濃度RGB各々128の値を使用した。信号は最小のコントラストのもので129,最大140まで段階的に変化させ12種類とした。またこの画像に2段階にノイズを付加して合計36枚の画像をランダムに表示し観察してもらった。ノイズを付加した画像における濃度の標準偏差は、 $SD=8.29$ と 17.52 である。Fig.3に示す。信号が直径1cmと大きいのはCRTの画面の均一性と観察者の視力の違いを無視するためである。

試料画像が実験に適切かどうかの予備実験をした。アイカメラの実験に参加しない放射線技師5名で、見え方を10段階とする主観評価をした。その結果、評価8くらいまでは信号がはっきり区別でき、評価3では相当見えにくくなり、評価2では信号の場所を教えられてわかる程度であった。評価1は信号が判定できなかった。この結果をFig.4に示した。この結果から試料画像は手直しをせず使用することとした。

観察方法は、室内に照明を消し、観察者にはモニタより約70cmの距離で観察してもらった。室内が明るいと見えにくい画像の検出率が下がる傾向にあった。試料画面と試料画面の間には一枚のなにもない画面を入れて実験をやりやすくした。観察時間は試行錯誤の結果この報告では10秒の結果を多く用いた。実験精度を左右する目の位置の

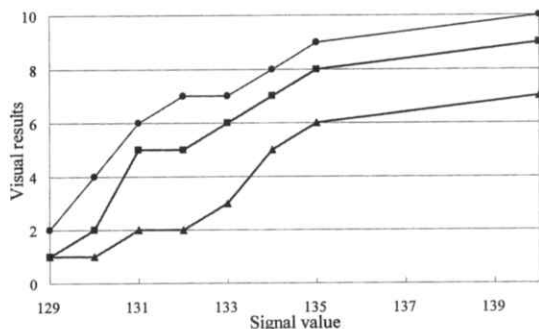


Fig.4 The evaluated data of this study.

- : Image added with no noise.
- : Image added with noise $SD=8.92$.
- ▲ : Image added with noise $SD=17.52$.

固定は観察者に任せたが、時間が経つと再調整が必要であった。実験期間中に判ったことはアイカメラは誰でも実験できるものではなく、データの採れない観察者がいた。今回の報告に画像として用いた観察者は内科医3名、技師2名とした。

次に私たちが用いた視線解析のうち、アイマーク軌跡と停留点軌跡を説明する。Fig.5に示した図は視線解析ソフトウェアによるデータの表示で、aはアイマーク軌跡、bは停留点軌跡である。停留点軌跡の円の大きさは停留時間を示した。b図の一番大きな円が示す停留時間は3.4秒であった。停留時間は停留点上の円の直径に比例している。

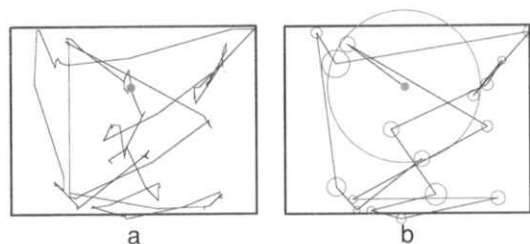


Fig.5 A sample of observer's searching record. a: Eye movement record. b: Eye fixation record. The gray circle shows the location of the signal. The diameter of the circle depends on the eye fixation duration. For example, the largest circle shows 3.4 sec.

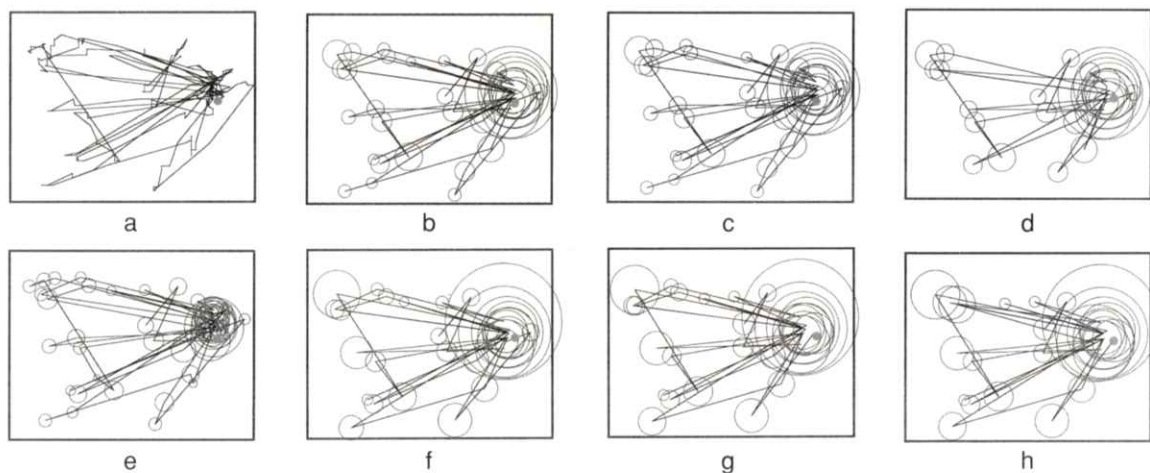


Fig.6 Observers' searching records displayed with various eye fixation durations and eye fixation angles to fix how to show the eye fixation records. As a result, the eye fixation duration 100msec. and the eye fixation angle 2 degrees were selected, which are generally used. a :eye movement record, b :2deg., 100msec, c :2deg., 200msec, d :2deg., 300msec, e :1deg., 100msec, f :3deg., 100msec, g :4deg., 100msec, h :5deg 100msec.

枠はモニタの大きさを示し、灰色の●は信号の位置である。

実験に使用したアイカメラはRS-232Cでパーソナルコンピュータに接続でき視点の位置を座標として、1秒間に30データ記録できる。この視線の動きを軌跡として表示したのがアイマーク軌跡である。停留点軌跡は今回の報告では、視線が停まったとする時間つまり停留時間を100msec以上とし、視線が停まったとする範囲つまり停留範囲を2°とした停留点を結んだ軌跡である。当初5年ほど前、停留時間を66msec、停留範囲1.5°として学会発表した。その後文献等により、網膜の感受性から停留範囲を2°にした。人間の眼が1つの注視点から次の注視点にすばやく移動する運動はサッ

ケード (saccade) と呼ばれている。1つの注視点での停留時間は平均約300msecであり次のサッケードが生じるには少なくとも約200msecほどの反応潜時がかかる。サッケードは高速で移動中の視覚像は数10msecにわたって遮断され意識されることはない (saccadic suppressionとよばれる) [5] 以上から考え通常使われている停留時間、100msecを用いることにした。その妥当性を判定のためFig.6に停留時間と停留範囲を変えて表示した。見えにくい試料画像を20秒観察したデータを用いた。表示画像からは必然的な結果がでなかったので停留時間100msec、停留範囲2°を採用した。そこで採取した全データを作り直した。

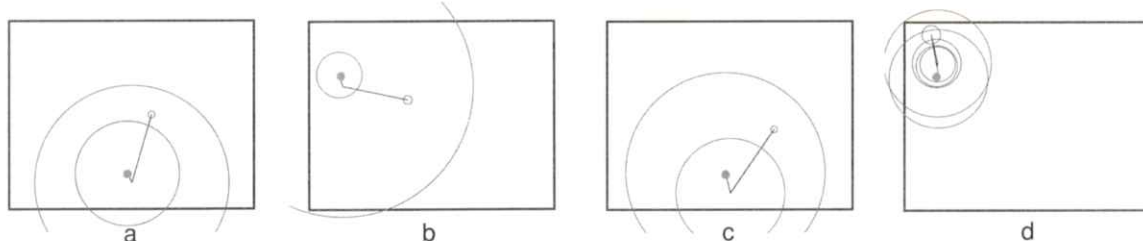


Fig.7 Four observers' eye fixation records when they easily found the signal.

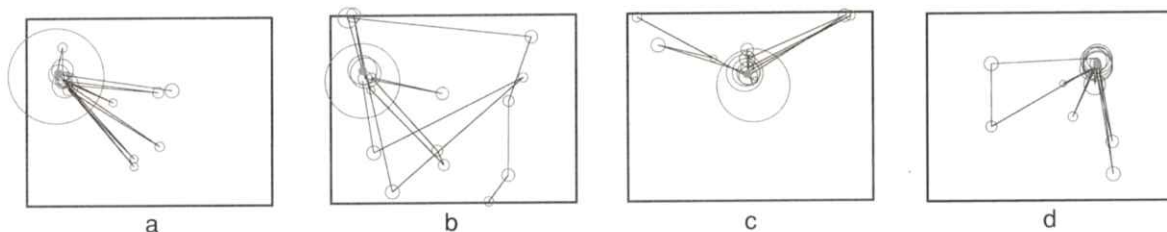


Fig.8 The observer's eye fixation record when he found the signal and then searching the other signals. He is a well-trained physician working for the gastrointestinal examinations.

3. 結果

観察者の視線解析について、今回の報告ではおもに停留点軌跡を図示した。理由は停留点の大きさ、つまり視線の留まっている時間は個人差があることから観察者の関心の指標と考えた。アイマーク軌跡のように視線の動きだけでは観察者の心理が解らないと考え停留点解析を選んだ。

観察者が信号をすぐに検出できた場合をFig.7に示した。図中の灰色の●は信号の位置を示した。見やすい画像は画面を替えると同時に視線は直ぐに信号をとらえるのが一般的であった。つまり試料画像が表示されると直ぐに視線は信号に釘付けになっていて、観察時間が10秒と短いため、視線はほとんど信号を見ている。4名の観察者にはほとんど個人差はない。

次は観察者が信号を直ぐに見つけても、ほかの場所にも視線を動かして観察している例でFig.8に示した。観察者は消化管X線検査については熟練内科医で、日頃の読影時や検査時の目の動きが自然に出たものと考えられる。同じ視線が長年消化管検査を行ってきた熟練技師の場合にも見られた。両者とも試料画像は見つけやすい画像であった。

観察者が画面を探して信号を検出できた場合をFig.9に示した。aでは一見、Fig.8bと区別できないが視線は後で信号を見ている。この場合広く画面全体を探る観察者と狭い範囲しか探さない観察者がいた。全体の中で、この分類に入る観察例は平均13%と少なかった。

続いてFig.10に、観察者が信号を見つけれなかった場合を示した。aからhまでの8枚は観察時

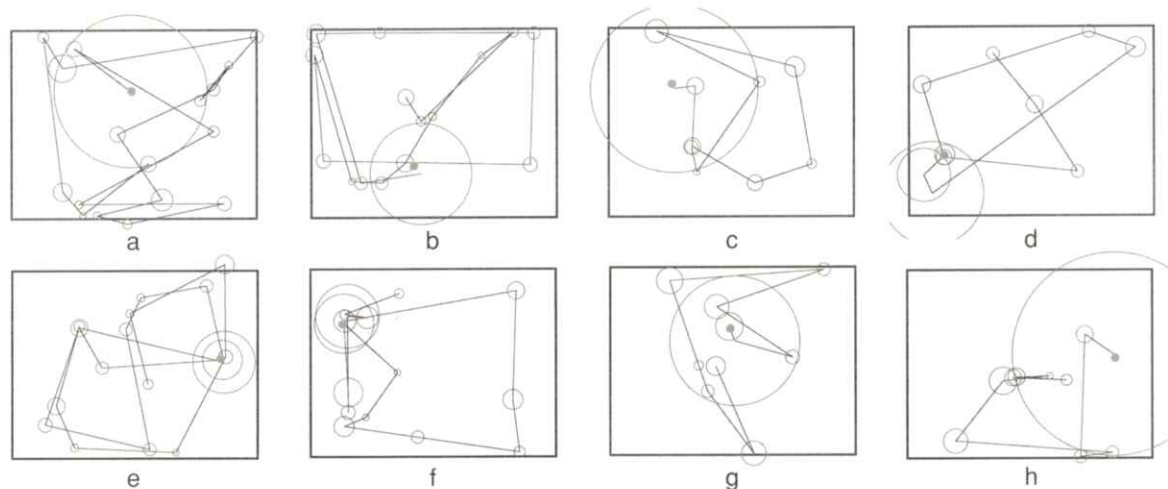


Fig.9 Four observers' eye fixation records when they searched and then found the signal.

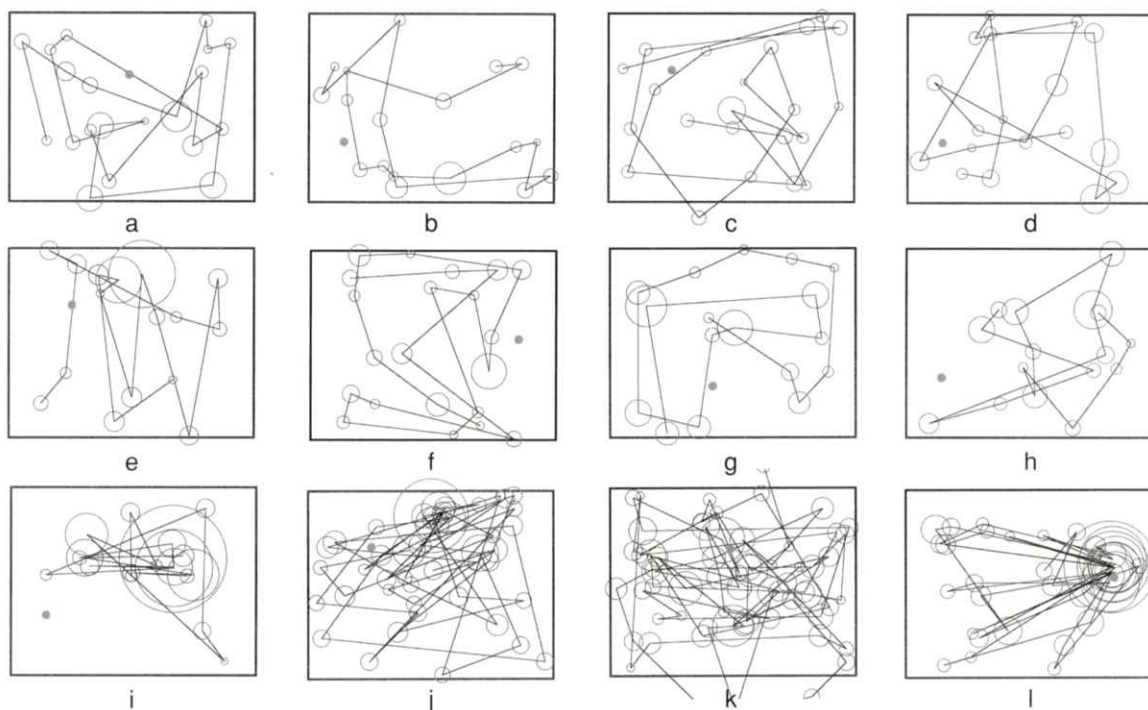


Fig.10 The observer's eye fixation record when he could not find the signal. The eye fixation records may not tell whether he could find the signal or not. In this case, he was asked.

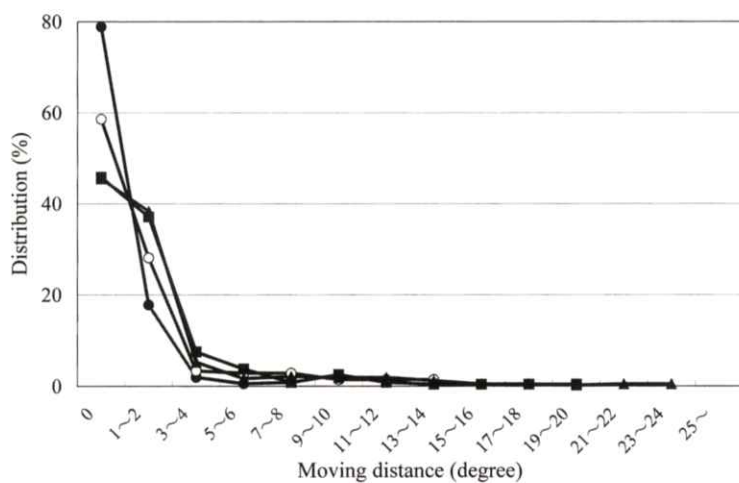


Fig.11 Eye movement length classified with how observers found the signal.

- : In the case observers found the signal easily.
- : In the case observers found the signal easily and still searching the other signals.
- : In the case observers searched the signal, and finally found it.
- ▲ : In the case observers could not find the signal.

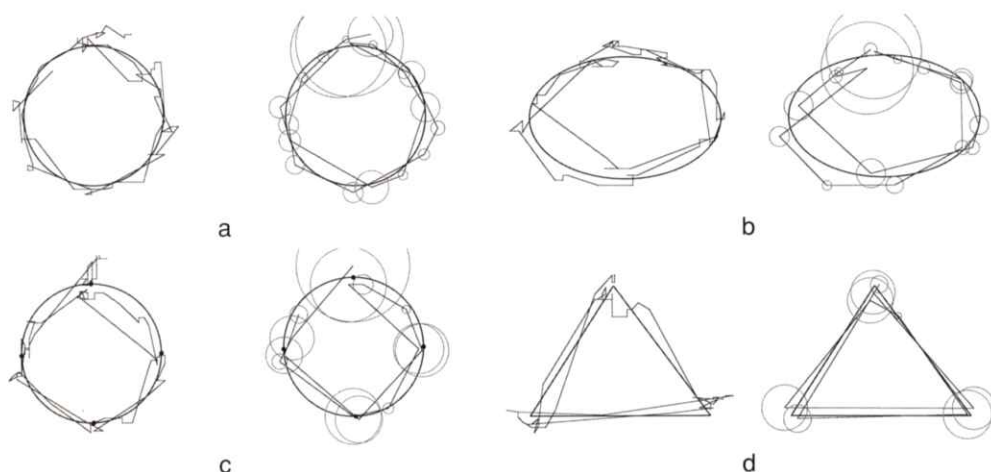


Fig.12 Observer's eye fixation records when simple figures were shown as a signal to him. At the left—hand side : eye movement records, at the right—hand side : eye fixation records. The observer is a radiological technologist.

- Record (a) : In case of a circle.
 Record (b) : In case of an oval.
 Record (c) : In case of a circle with a mark.
 Record (d) : In case of a triangle.

間が10秒で信号の場所に停留点がなく、観察者は信号を見つけられない例である。i, j, k, lは観察者が上記の熟練技師で、信号が見つかるまで観察してもらうよう頼んだが、見つからないので20～30秒間観察し続けた例である。iでは視線が信号の付近を探していない。j, lではあたかも信号を見つけたように見えるが観察者は信号が見つからないと答えた例である。その後信号のない位置に停留点が集まっているモニタの位置はバラバラでモニタのむらでないことは調査、判明した。

今までの結果を数値として表してみた。アイマークデータを用いて、信号の見え方によって分類した視線の移動距離である。Fig. 11に示す。

- ・信号を直ぐ見つける
- ・信号を見つけても他を探している
- ・信号を探して見つける
- ・信号を見つけれない

以上のように分類した。傾向として直ぐ見つけるでは移動距離0の割合が高かった。信号が見つ

けられなかった画像は画像全体で最高10画像、最低7画像で熟練の差が出ていた。この基礎実験では熟練者以外の観察者との差はほとんどなかったが、信号を探し回って見つけた例が少なかった。

次に単純な図形を使って、観察者の視線と図形の関係を見た。上記の実験では信号が点であったので線でできた図形について視線と信号の一致を見るための実験である。幾何学的に単純な図形や任意の曲線を描き、その線上を観察者になぞるように指示して、見て貰った。Fig. 12に4図形を示した。向かって左がアイマーク軌跡、右が停留点軌跡である。視線は停まりながら図形の辺縁をたどり、cの点をつけた円では視線は点に停まっており、三角、四角では図形の交点に視線は停まっている。視線と信号の位置はよく合っている。

4. 考 察

今回の報告は観察者がアイカメラ初使用の体験として、最も単純な画像の視線解析を試みた。信

号をコンピュータで作ることにより簡単にコントラスト、粒状度を変えることができたが実際のX線画像とは異なっている。CRT画面を使った実験は、シャウカステンで見るX線写真とは輝度の点で大きく劣っている。しかし、実際のX線画像ではノイズを自由に加えられないのと粒状度を1枚ずつ測るのが困難なためにコンピュータの画面を用いた。つまりX線写真では感光材料を同じにして粒状度を変化させるには散乱体を変化させなければならない、それでX線量が変わると量子モトルも変わってくる。また信号を必要な濃度にする 것도困難である。以上が試料作成をコンピュータでおこなった理由である。CRT画面の輝度の低さは年齢の高い観察者に対し淡い陰影が見えにくい欠点となったが、今回定量的解析はできていない。

信号の大きさが1cmで、大きかったが信号のコントラストが低く、画面の粒状性が悪かったため今回の実験は観察者の中心視のデータが採れたと思っている。しかし、信号が単純で場所が限られていたことから1観察者に1回きりとし、他の観察者の実験は見ないように配慮した。信号を覚えられないためである。

今回の視線解析では視線の始点は重要視できないと考えた。理由はCRT画面の上部から順次画像が表示されるまでに時間がかかるので画面を紙で覆って、画像表示終了してから紙を瞬時に取り除いた。それでも動作は人の手でおこなうため誤差が生じると考えた。実験時、信号のを見つけやすい画像では観察者の視線は画面を見ると同時に信号に行った。つまり、視線の始点が少し信号と離れていても、信号と同じであっても同等に扱った。

観察者が探して（迷って）信号を見つけた場合と直ぐ見つけた場合では試料画像に画質の差があった。しかし観察者が探して信号を見つけた場合と探して信号が見つからなかった場合には画質の差が少なく、観察者の差異がでた。熟練医師、技師は見つからない画像が少なかった。また彼らは画面をくまなく探す傾向が見られた。

今回の成果は信号を見つけても他の部分を探す視線を見つけたことである。実際の胃X線写真の

読影時において、病変を見つけても直ぐに周辺を探す視線が見つかることを期待している。

停留点軌跡、信号、CRTモニタの位置関係等はデータ採取時のビデオを見ながら私たちが作ったもので、そのソフトウェアは自作した。やり直しができない実験のため、少しのアイカメラの調整ずれは補正した。頭部の固定が実験誤差のほとんどであり、こまめなキャリブレーションでも精度のでない観察者がいた。またヘッドユニットが観察者には苦痛であるなどの欠点があった。また年齢や近視等によりシステムが適合せず、データ採取できなかった場合等から考え、アイカメラが購入されても使用されない理由と考えられる。またデータ処理ソフトの作成や、データ処理等に時間がかかった。現在はこの報告に用いたシステムより観察者に優しい機種ができあがっている。メーカー側の豊富なソフトウェアの供給に期待する。

5. 結 論

・アイカメラを用いて、医用画像の読影時における医師の視線解析を目的としたが基礎実験のため、医師、技師、医用画像に関係のない人に観察者となってもらった。しかし消化管に携わる熟練内科医、熟練技師等に差が見られた。

・今回のパーソナルコンピュータのCRT画面では見える画面では観察者の視線は周辺視で信号を見つけ、直ぐに中心視で見ている。

・信号の大きさが1cmと大きかったが中心視のデータが採れたと考えている。

・今回の実験では、信号を見つけたのか、解らなかったのかの停留点軌跡からは分からなかった例があった。信号のない位置に停留点が集まっている。今後の課題である。

・信号に視線が行ってない場合は信号は検出されていなかった。

・消化管X線検査に熟練した医師、技師の中に直ぐ信号を見つけても他を探す視線が見られた。また信号が見つからないときに画面全体を探す傾向があった。これらは実際のX線写真観察の視線解析につながる結果と考える。

・今後臨床実験に対し、周辺視の役割と、観察者の差異をどう評価するかは重要である。

・今まで頭で考えていた眼の動きをほぼ正しい寸法の画像として表すことができた。

謝 辞

多くの観察者の方々に実験にご協力いただき感謝する。本研究の一部はがん研究助成金鳥脇班(名古屋大学 鳥脇純一郎教授)と、科学技術調整費による生活・地域流動研究(オーガナイザ：京都府立医科大学 前田知穂教授)の援助を受けた。

本研究の一部は、阿部が日本放射線技術学会第52回、第54回総会学術大会で発表した。

文 献

- [1] 松本 徹, 飯沼 武, 舘野之男, 他: 胸部X線写真読影時における医師の注視点解析, Med. Imag. Tech, 8(5), 563-571, 1990.
- [2] 松本 徹, 福久健二郎, 柿沼龍太郎, 他: 医用画像の視線解析—造形構成の心理を探る, 臨床核医学, 28(5), 69-71, 1995.
- [3] Kundel HL, Nodine CF, Carmody D : Visual Scanning, Pattern Recognition and Decision-making in Pulmonary Nodule Detection, Invest. Radiol. 13, 175-181, 1978.
- [4] 樋渡涓二: 見ることと目の動き 講演集, 1987.
- [5] 川人光男, 行場次郎, 藤田一郎, 他: 認知科学3視覚と聴覚, 岩波書店, 東京, 1994.

るがDmg領域の30%未満である画像。

C (不均一高濃度) :

Dc領域がDmg領域の30%以上80%未満である画像。

D (高濃度) :

Dc領域がDmg領域の80%以上である画像。

乳房画像の分類は、乳腺濃度評価で抽出した各領域の割合によって決定されるものであり、特にDmgとDc領域の割合に強く影響を受ける。

3. 改良した方法

3.1 Dmg領域抽出法の改良

Fig.1(b)に、従来法によるDmg領域の抽出結果を示す。これと医師によるスケッチ[Fig.1(a)]とを比較すると、スキライン側はほぼ同じ形状であるが、胸壁側の形状[Fig.1(b)の楕円で示す箇所]に違いが確認でき、医師のスケッチよりも大きく抽出していることが分かる。

そこで、Dmg領域の胸壁側の抽出法を以下のように改良した。改良した抽出法ではFig.1(c)に示す3点(P, Q, R)を用いて領域の修正を行う。ただし、Fig.1(c)は、従来法でDmg領域のスキライン側および頭側の輪郭線が抽出された後の画像である。

3点の決定法を以下に示す。

P: 画像の横幅を2分する線とDmg領域の輪郭線との交点。

Q: Pから頭尾方向に垂線を引き、それを2分する点を水平方向に移動させ、これとDmg領域のスキライン側の輪郭線との交点。

R: 大胸筋境界線の勾配が最も緩やかな点。

PQ, QR点間をQを頂点とする2次曲線で近似する。次に、抽出したDmg領域の輪郭線がDc領域を分断していないかを判定する。分断する場合は、Rを大胸筋境界線上から胸壁側の画像の端に沿って頭尾方向に分断がなくなる点まで移動する。そして、再度Dmg領域の抽出を行う。最後に、スムージング、微小領域の削除を行いDmg領域とする[Fig.1(d)]。

3.2 Dc領域抽出法の改良

Dc領域は、乳腺と重なっている部分、血管、リンパ節、撮影時に起こる皮膚のシワ等を除いた、均一な胸筋領域の濃度を目安としている。従来法[2]では、まず、胸筋領域の総画素数の1/25に相当するサイズの正方形のマスクを、マスクの辺の長さの1/5ずつずらしながら胸筋領域内を走査させる。そして、各マスク内の濃度の平均値と分散値を算出し、そのうち分散値の低い5つのマスク内の濃度平均値をしきい値に用いてDc領域を抽出していた。しかしながら、この方法では、数百のマスクの内、5つのみのマスクを対象とするため、適切なしきい値を算出できず、抽出に失敗することがあった。

そこで、胸筋領域の分散ヒストグラムによるしきい値の決定法を新たに検討した。まず、上述のマスク内の分散値とそのマスク数によって分散ヒストグラムを作成する。この分散ヒストグラムの形状により、胸筋領域全体が比較的均一な濃度である画像[Fig.2(a)]と、前述した他の組織による影響、もしくは胸筋の退縮のため不均一な濃度となる画像[Fig.2(d)]に分類する。Fig.2(a)およびFig.2(d)の白い線は自動決定した胸筋領域の輪郭線であり、この線よりも右側が胸筋領域に相当する。胸筋内の濃度が均一な画像の分散ヒストグラムはFig.2(b)に示すように単峰性となり、不均一な画像ではFig.2(e)に示すように多峰性となる。次に、しきい値決定に用いる分散値の上限 c を次式で定義する。

$$c = a + (b - a) / 3 \quad (1)$$

ここで、単峰性であれば a :山の頂点、 b :山の終点、多峰性であれば a :最も高い山の頂点、 b :2番目に高い山の頂点の分散値とする。そして、分散値が c 以下の領域の濃度平均値をDc領域抽出の際のしきい値とする。Fig.2(a),(d)の分散値が c 以下の領域をFig.2(c),(f)にそれぞれ示す。黒い領域は c よりも大きな領域であり、濃度が比較的不均一な領域が削除されているのが分かる。

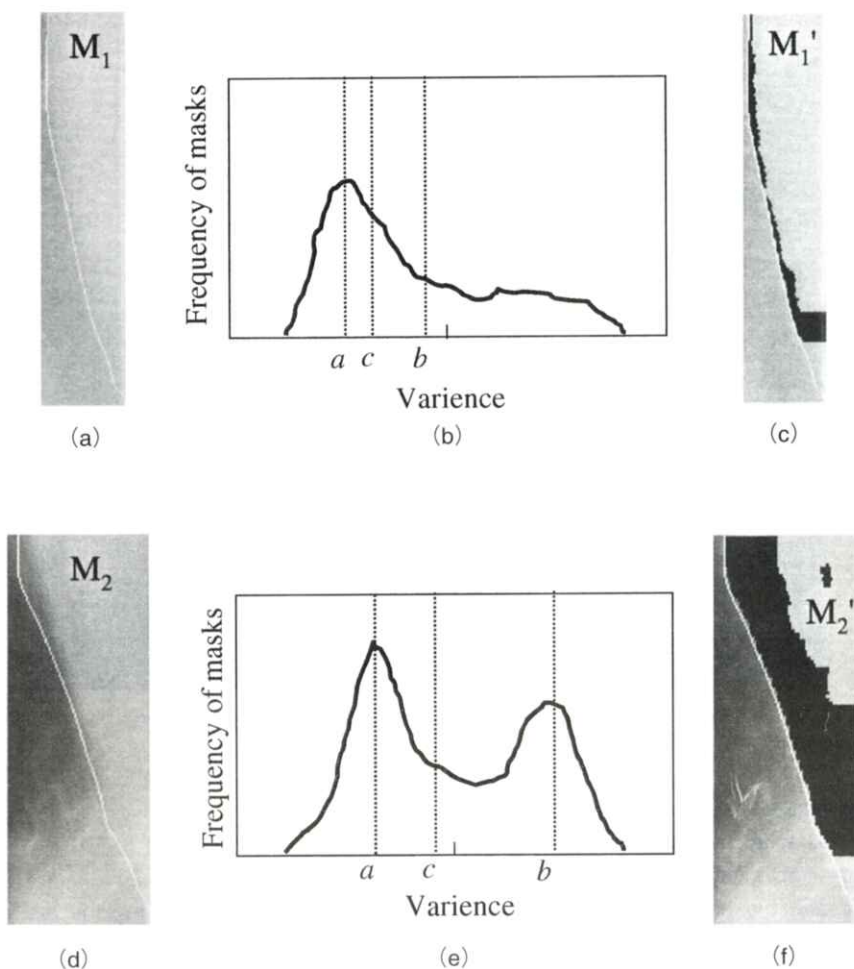


Fig.2 Threshold for extraction of Dc region.

- (a) An example of pectoralis muscle area (M1) whose density is relatively uniform.
- (b) The variance histogram of pectoralis muscle area in (a).
- (c) An area to define a threshold for extraction of Dc region. An averaged pixel value in the area (M1') except the black one is employed as the threshold.
- (d) An example of pectoralis muscle area (M2) whose density is relatively non-uniform.
- (e) The variance histogram of pectoralis muscle area in (d).
- (f) An area to define a threshold for extraction of Dc region. An averaged pixel value in the area (M2') except the black one is employed as the threshold.

Fig.3にDc領域の抽出結果を示す。(a)は原画像であり、医師の分類結果はCである。(b)は従来法で抽出したDc領域、(c)は本手法で抽出したDc領域である。従来法では、Dc領域が2つに分割され

小さく抽出したために、自動分類の結果はBであった。しかし、本手法によってDc領域が適切な大きさで抽出されたため、自動分類の結果は医師と同様にCとなった。

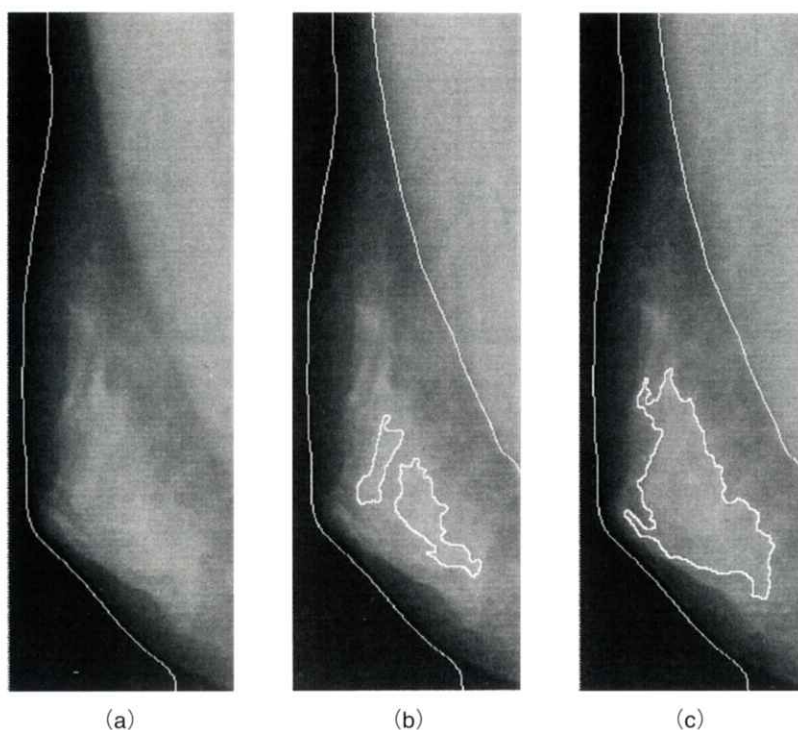


Fig.3 Extraction of Dc region.

- (a) An original image.
- (b) Dc region extracted by previous method.
- (c) Dc region extracted by new method.

*Skinline and the border line between the breast and pectoralis muscle regions are also automatically determined and drawn in white.

4. 結果と考察

本手法を評価するため、正常148症例（296枚）のデジタル化された乳房X線写真を用いて分類実験を行った。用いたデータベースは、数人の熟練した医師間の話し合いにより分類済みである。

Table 1に従来法と本手法の分類性能を示す。従来法と医師による分類結果との、一致性の指標 κ は0.63であったが、本手法と医師による分類結果のそれは0.83に向上した。また、従来法と本手法の正解症例数と不正解症例数において χ^2 検定を行った結果、有意確率 $p=0.014$ となり、従来法と本手法とは有意水準5%で有意な差があった。さ

らに、Dc領域の割合が基準となる評価B、C、Dそれぞれの一致率が、すべて従来法よりも向上し、全体の一致率も79.7%から90.5%に向上した。これらのことから、今回提案した新たなDmg領域抽出法、およびDc領域のしきい値決定法が有効であるといえる。

今回使用したデータベースには評価AとDの画像が少なく、データベースに偏りが見られる。そのため、これらの症例数を増やし、偏りの小さいデータベースを用いた評価が今後必要である。さらに、今回の分類実験で用いた画像はすべて正常症例であるが、異常症例を対象とした分類実験を行い、病変部が乳腺濃度の評価に与える影響を検

Table 1 The classification performance of previous and new methods

		Computerized classification									
		Previous method					New method				
		A	B	C	D	%	A	B	C	D	%
Physicians' classification	A	0	3	0	0	0%(0/3)	2	1	0	0	66.7%(2/3)
	B	0	33	4	0	89.2%(33/37)	1	34	2	0	91.9%(34/37)
	C	0	12	75	2	84.2%(75/89)	0	5	82	2	92.1%(82/89)
	D	0	1	8	10	52.6%(10/19)	0	1	3	16	84.3%(16/19)
Total		79.7%(118/148)					90.5%(134/148)				
κ		0.63					0.83				

κ : kappa statistic

討する必要がある。

乳腺濃度の地域差や人種差による違いに関しては、判定する医師間の評価のバラツキが無視できないため、厳密な比較は無理と考えられている。しかしながら、自動分類の結果に信頼がおけるようになると、地域、年齢、人種、出産授乳の有無、ホルモン補充療法の有無などによる違いを再現性をもって客観的に評価することが可能になると考えられる。

5. まとめ

乳腺濃度評価による乳房X線写真の自動分類法を改良した。Dmg領域の抽出法については領域近似法、Dc領域の抽出法についてはしきい値決定法をそれぞれ改良した。この手法を用いて自動分類を行った結果、従来法では $\kappa=0.64$ （正解率80%）に対し、 $\kappa=0.83$ （正解率91%）を得た。このことから今回提案した手法が有効であり、分類性能の向上が可能となった。

謝 辞

本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（長谷川班，遠藤班），文部省科学研究費（課題番号：12218214），大川情報通信基金の助成によって行われました。

文 献

- [1] 宮城由美，岩瀬拓士，岩田広治，他：マンモグラフィにおける乳腺実質濃度評価の一致率に関する検討，日本乳癌検診学会誌，投稿中。
- [2] 松原友子，土本多美子，原 武史，他：乳腺濃度の評価に基づくマンモグラムの自動分類法，医用電子と生体工学，38(2)，93-101，2000。

会 報

I 平成12年度総会および年次（第127回）大会記事

平成12年度総会および年次（第127回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成12年6月3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

「低侵襲医療を高度化するロボティクス」

名古屋大学大学院工学研究科 教授 生田幸士先生

「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」

名古屋工業大学工学部電気情報工学科 教授 岩田 彰先生

総 会

議題

- ・平成11年度事業報告，決算報告
- ・平成12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) Mモード心エコーによる左房壁運動と肺動脈wedge圧のv波との関係

千田浩一^{1),2)}，二宮本報³⁾，洞口正之¹⁾，上月正博²⁾，佐藤徳太郎⁴⁾

¹⁾東北大・医短・放，²⁾東北大・医・内部障害，

³⁾東北大・医・一内，⁴⁾国立リハビリテーションセンター

2) 歯科用デジタルパノラマ断層撮影装置の画質特性

山田英彦，丹羽克味，高橋伸年，保刈成志，井上 浩，井上信行，石井憲一，佐藤昭弘，中浜久則，
奥村泰彦

明海大・歯・歯放

3) コーンビームCT画像への散乱X線の影響—被写体厚の依存性—

中森伸行，楊 義強，吉田靖夫，角尾卓紀*，遠藤真広*

京都工繊大・工芸・電子情報，*放医研

4) 新生児頭部超音波エコー動画のオブティカルフロー解析 (Ⅲ)

福澤理行, 山本 寛, Ahmad Mohiuddin, 山田正良, 狐塚善樹*

京都工繊大・工芸・電子情報, *済生会兵庫県病院・小児

5) モルフォロジーを用いたマンモグラムにおける微小石灰化の検出

高井 勇, 蔡 篤儀*, 関谷 勝*, 小島克之**, 山田 功***

岐阜大・工・応用情報, *新潟大・医・保, **浜松大・経営情報, ***岐阜高専・電気情報

6) ウェーブレット解析を用いた画像強調と異常部位の検出法

坂口賢志, 蔡 篤儀*, 関谷 勝*, 山崎芳裕**, 小島克之**, 山田 功***

岐阜大・工・応用情報, *新潟大・医・保, **浜松大・経営情報, ***岐阜高専・電気情報

7) 乳房X線画像における胸筋領域の自動抽出法

中川俊明, 笠井 聡*, 原 武史, 藤田広志, 遠藤登喜子**

岐阜大・工・応用情報, *コニカ(株), **国立名古屋病院・放

8) 脳MRI画像におけるラクナ梗塞の自動検出

横山龍二郎, 水野晋二, 李 鎔範*, 原 武史*, 藤田広志*, 星 博昭

岐阜大・医・放, *岐阜大・工・応用情報

9) Computerized classification of liver disease in MRI using artificial neural network

Xuejun Zhang, Masayuki Kanematsu*, Hiroshi Fujita, Takeshi Hara and Hiroaki Hoshi*

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

*Department of Radiology, Gifu University School of Medicine

10) 胸部ヘリカルCT画像を用いたGAテンプレートマッチング法のシミュレーション評価

李 鎔範, 原 武史, 藤田広志, 伊藤茂樹*, 石垣武男**

岐阜大・工・応用情報, *名古屋大・医・保, **名古屋大・医・放

11) 平面検出器に用いられているセレンの公害問題について

飯田裕香, 浅野まり子*, 小寺吉衛**

厚生連渥美病院・放, *名古屋大・医短・放, **名古屋大・医・保

Ⅱ 第127回理事会議事録

日 時 平成12年6月3日(土)

場 所 名古屋大学医学部保健学科 小会議室

出席者 稲本, 緒方, 木戸, 小島, 小林, 佐井, 中森, 丹羽, 藤田, 松本,
山田, 長谷川顧問, 津田監事, 樋口監事, 小寺

議 題

- 1) 平成11年度事業報告, 決算報告を承認した.
- 2) 平成12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11年度受賞者を次のように決定した. 功績賞: 丹羽克味, 内田論文賞: 塚本和也氏以下6名, 金森奨励賞: 福澤理行氏.
- 4) 事務局より会費未入金者のリストが配付され, 対処について検討した結果, 事務局に一任することとした.
- 5) 秋季(第128回)大会は計画通り滝沢理事のもと9月30日(土), 10月1日(日)の両日に松本市で開催することを承認した.
- 6) 春季(第129回)大会は当初計画の2001年2月2日(金)が関係者の不都合が多いことから2001年1月24日(水)に変更することとし, 担当を五藤三樹先生(沖縄職業能力開発大学校)にお願いして沖縄で開催することを承認した.
- 7) 次年度総会の開催地は本年度と同じ名古屋大学医学部保健学科で2001年6月2日(土)に行うことを承認した.
- 8) 医用画像連合フォーラム設立準備会(3月22日開催)について, 出席した小寺理事からその設立主旨と構想が述べられ, 今後も継続して参加していくことを承認した.

Ⅲ 平成11年度総会議事録

日 時 平成12年6月3日(土)

場 所 名古屋大学医学部保健学科 大講義室

出席者 124名(うち委任状81名)

議 題

1) 第127回理事会議事録1) を承認した.

2) 第127回理事会議事録2) を承認した.

報告事項

1) 第127回理事会議事録3), 5), 6), 7) を報告した.

Ⅳ 平成11年度 事業報告

○会員動向

会 員 数 311名

賛助会員数 11社

(平成12年6月2日現在)

○平成11年度年次(第124回)大会 平成11年6月5日

癌研究会 癌研究所 小倉敏裕先生

出席者 34名

特別講演

癌研究会附属病院 小倉敏裕先生

「消化管3D-CT」

癌研究会附属病院整形外科 松本誠一先生

「骨軟部腫瘍の画像診断—静電画像を中心として—」

研究発表演題数 7題

平成10年度受賞者

功績賞 樋口清伯氏

内田論文賞 五藤三樹氏, 遠藤登喜子氏, 藤田広志氏

「マンモグラム上の腫瘍陰影の良・悪性鑑別について」

内田論文賞 武藤晃一氏, 安野泰史氏, 山口弘次郎氏, 近藤 武氏,

古賀佑彦氏, 高山 聡氏, 久米裕一郎氏, 津田元久氏

「ヘリカルCTを用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発」

金森奨励賞 福岡大輔氏, 原 武史氏

「乳房超音波断層像における腫瘍像の自動検出法の開発」

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第16巻2号発行

○秋季(第125回)大会 平成11年10月2日, 3日

広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚教授

出席者 38名

記念講演

学会長 金森仁志先生

「医用画像情報学会35年のあゆみ」

特別講演

広島県立保健福祉短期大学 学長 澤田昭三先生

「放射線の人体に対する影響」

研究発表演題数 7題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第16巻3号発行

○春季（第126回）大会 平成12年2月5日

京都工芸繊維大学 中森伸行助教授

出席者 46名

特別講演

京都工芸繊維大学 藤田和弘先生

「コンピュータセキュリティ」

奈良先端科学技術大学院大学 湊小太郎教授

「医療情報メディア進化論」

研究発表演題数 17題

雑誌 医用画像情報学会雑誌 第17巻1号発行

平成11年度 決算報告書

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥2,802,044	印刷製本費	¥1,342,146
一般会費	¥1,140,000	通信費	¥158,580
賛助会費	¥663,030	研究会費	¥91,000
研究会参加費	¥86,000	旅費交通費	¥600,000
雑収入	¥67,819	会議費	¥91,807
利息	¥1,746	人件費	¥205,000
論文投稿料	¥125,340	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥40,000
		会長事務費	¥50,000
		雑費	¥142,367
		支出合計	¥2,730,900
		次年度繰越金	¥2,155,079
収入合計	¥4,885,979	支出繰越金合計	¥4,885,979

平成11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11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11年度の収支について、平成12年5月27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12年度事業計画

- 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 小寺吉衛
 特別講演
 名古屋大学大学院工学研究科 生田幸士教授
 名古屋工業大学工学部電気情報工学科 岩田 彰教授
 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
 信州大学医学部附属病院医療情報部 滝沢正臣副部長
 特別講演 未定
 雑誌 医用画像情報学会雑誌 第17巻3号発行予定
- 春季（第129回）大会 平成13年1月23日，24日
 沖縄職業能力開発大学校 五藤三樹先生
 雑誌 医用画像情報学会雑誌 第18巻1号発行予定
 特別講演 未定

平成12年度予算案

収 入 の 部		支 出 の 部	
前年度繰越金	¥2,155,079	印刷製本費	¥1,260,000
一般会費	¥1,196,000	通信費	¥250,000
賛助会費	¥600,000	研究会費	¥100,000
研究会参加費	¥83,000	旅費交通費	¥600,000
雑収入	¥50,000	会議費	¥120,000
利息	¥2,500	人件費	¥225,000
論文投稿料	¥375,000	金森奨励賞賞金	¥10,000
		内田論文賞賞金	¥20,000
		会長事務費	¥50,000
		雑費	¥100,000
		支出合計	¥2,735,000
		次年度繰越金	¥1,726,579
収入合計	¥4,461,579	支出繰越金合計	¥4,461,579

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
539	片岡 哲朗	国立循環器病センター 放射線診療部 〒565-8565 大阪府吹田市藤白台5-7-1	TEL 06-6872-8619 FAX 06-6872-7486
540	山本 覚	京都工芸繊維大学 工芸学部電子情報工学科 山田研究室 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町	TEL 075-724-7439 FAX 075-724-7400
541	AHMAD MOHIUDDIN	京都工芸繊維大学 工芸学部電子情報工学科 山田研究室 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町	TEL 075-724-7439 FAX 075-724-7400
542	前田 浩志	広島国際大学 保健医療学部 診療放射線学科 〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町学園台555-36	TEL 0823-70-4588 FAX 0823-70-4542
543	藤田 和弘	京都工芸繊維大学 工芸学部電子情報工学科 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町	TEL 075-724-7497 FAX 075-724-7400

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
123	佐井 篤儀	勤務先	新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 〒951-8518 新潟市旭町通2-746	TEL 025-227-0965 FAX 025-227-0749
441	細羽 実	勤務先	島津製作所 システム事業センター 〒154-0015 東京都世田谷区桜新町2-12-19	
93	神取 祥和	勤務先	東海医療技術専門学校 〒444-0802 愛知県岡崎市美合町字平端24	TEL 0564-51-2588 FAX 0564-54-5853
37	井上 多門	勤務先	応用数理研究所 〒305-0005 茨城県つくば市天久保2-8-8-401	TEL 0298-55-2930 FAX 0298-55-2930
476	島西 聡	勤務先	東芝医用システムエンジニアリング(株) 技術部コネクティビティ担当 〒324-8550 栃木県大田原市下石上1385	TEL 0287-26-6654 FAX 0287-26-6319
68	岡田 弘治	勤務先	近畿大学医学部奈良病院 放射線部 〒630-0293 奈良県生駒市乙田町1248-1	TEL 0743-77-0880 FAX 0743-77-0890
466	佐々木上司	勤務先	国立療養所 秋田病院 〒015-0011 秋田県本荘市石脇字田尻野18	TEL 0184-23-3211
332	山田 功	勤務先	岐阜工業高等専門学校 電気情報工学科	TEL 058-320-1358

				〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町	FAX 058-320-1263
423	中村	修	勤務先	広島国際大学 保健医療学部 診療放射線学科	
				〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町学園台555-36	
302	三代	忠	勤務先	獨協医科大学越谷病院	TEL 0489-65-4955
				〒343-8555 埼玉県越谷市南越谷2-1-50	
388	千田	浩一	勤務先	東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科	
				〒980-8575 仙台市青葉区星陵町2-1	TEL 022-717-7945
					FAX 022-717-7944

—— 賛 助 会 員 ——

平成12年7月1日現在、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）

アミン(株)	トムソン-CSFジャパン(株)
化成オプトニクス(株)	浜松ホトニクス(株)
コニカ(株)	(株)日立メディコ
シーメンス旭メディテック(株)	富士写真フイルム(株)
(株)島津製作所	GE横河メディカルシステム(株)
東洋メディック(株)	

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)
名誉会長	内田 勝
名誉顧問	立入 弘
顧 問	竹中 榮一 (関東労災病院), 長谷川 伸 (東京工芸大)
総務理事	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 (関西国際大学), 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 (新潟大学), 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

20世紀最後の会誌が完成しました！電子出版に移行する方向性が見えてきたご時世ですので、いまの紙会誌の存続もそんなに長くはないと予測されます。

編集業務を担当して1サイクルが終了し、2サイクル目になりました。年3回の会誌の発行は大会(研究会)と連動しており(大会日の約1ヶ月前の発行が目安)、編集作業や印刷に追われる時期が、お盆、正月、新学期の頃と重なっているのが、いつも忙しくなる要因の一つです。1号当たり7編の原稿掲載をノルマとしていますので、益々のご投稿をお待ちしています。

今号の会告にありますように、21世紀最初のMII大会は、7月にサミットが行われた沖縄での開催です。連続して同じ沖縄で、日本医用画像工学会(JAMIT)フロンティアが電子情報通信学会の医用画像工学会研究会やコンピュータ支援画像診断学会との共催で開催され、その週は医用画像工学関係の大会ウィークになりそうです。類似の学会が多い中、このような企画は多くの会員の望むところであり、医用画像連合フォーラムという構想も出されています。たくさんのご参加と、一連の大会の成功を祈っています。(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12年(2000年) 9月発行

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 (新潟大学)

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〒

T E L

F A X

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

T E L

F A X

（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11年10月2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],…」

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
Ⓐ・ⓐ	大文字・小文字	添字など
ギリ	ギリシャ文字	大文字・小文字

- ・図と表 (Fig.1 Table1) は、ボールド指定とする。
- ・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 G.T: 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] 福田大輔, 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.

[5] 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、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フロッピーディスク (FD) を必ず添えること (テキストファイルで十分)。図面もFD入稿が望ましい (印刷見本を必ず付けること)。

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



安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

**化成オプトニクス株式会社**

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

**SHIMADZU**

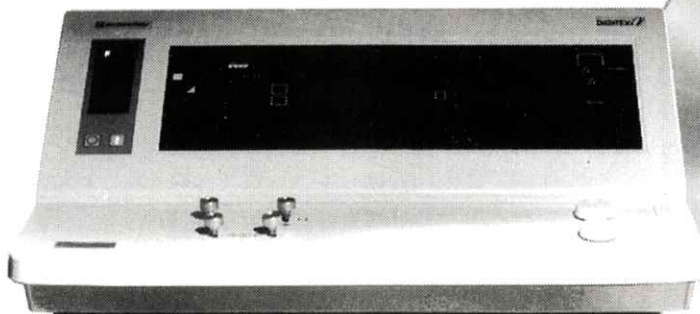
*Solutions for Science*  
since 1875

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・高速収集でご好評を  
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**

インターネットで島津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森原町1 ☐ 医用機器事業部 (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/Luminex  
E+  
CTMAX640  
CTHiSpeed Advantage

### MR

磁気共鳴  
断層撮影装置  
SINGA Advantage 1.5T  
SINGA Advantage 1.0T  
Sierra  
MRVectra II  
GE Independent  
Console (IC)  
セニックスMF

### NUCLEAR

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

### X-RAY

X線撮影装置  
アトランティックスLC-LP  
アトランティックスLC  
アトランティックスLC/LCN  
アトランティックスAFM/AFM-IFC  
アトランティックスDLX  
セノタラ2MR  
セノタラ7600T/600TFD/  
セニックスMF  
ステノスコフ9000/6000  
ステノスコフLE  
AMX-4  
GM-1215  
フレックス900/700

### ULTRASOUND

超音波診断装置  
LOGIQ700  
LOGIQ500  
RT5000シリーズ  
RT4600  
RT100  
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 仙台ソフトウェアセンタービル  
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2  
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋五小路ビル

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 千代田生命館東館ビル  
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル  
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル  
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル  
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

## 2次元、3次元画像リアルタイム処理装置 PEGASUS VIEWER



- リアルタイムポリウムレンダリング3次元処理(数値の変更、回転等)
- TFT液晶パネルと新開発の日本語ユーザーインターフェイスを採用。
- リアルタイムポリウムレンダリングナビゲーションを標準搭載。
- 最新のDVD-RAMドライブ対応により低コストで画像保存が可能。

製造開発元：株式会社ザイオソフトウェア

お問い合わせ先 総発売元：アミン株式会社 〒113-0033 東京都文京区本郷3-38-1 本郷イシタビル701

Tel 03-5689-2323 Fax 03-5804-4130

- M E M O -

# 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・・・

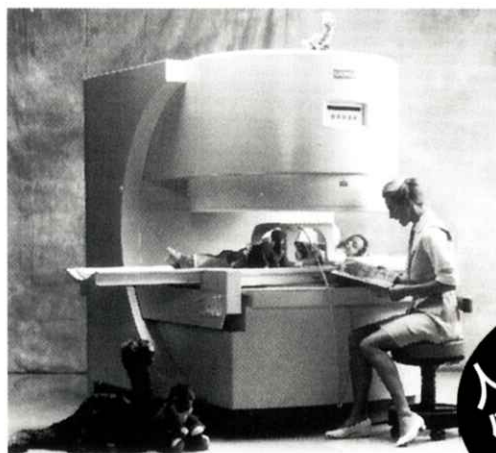
立場は違っても、  
環境が違っても、  
大切なものは同じです。  
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社日立メディコ

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

# 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