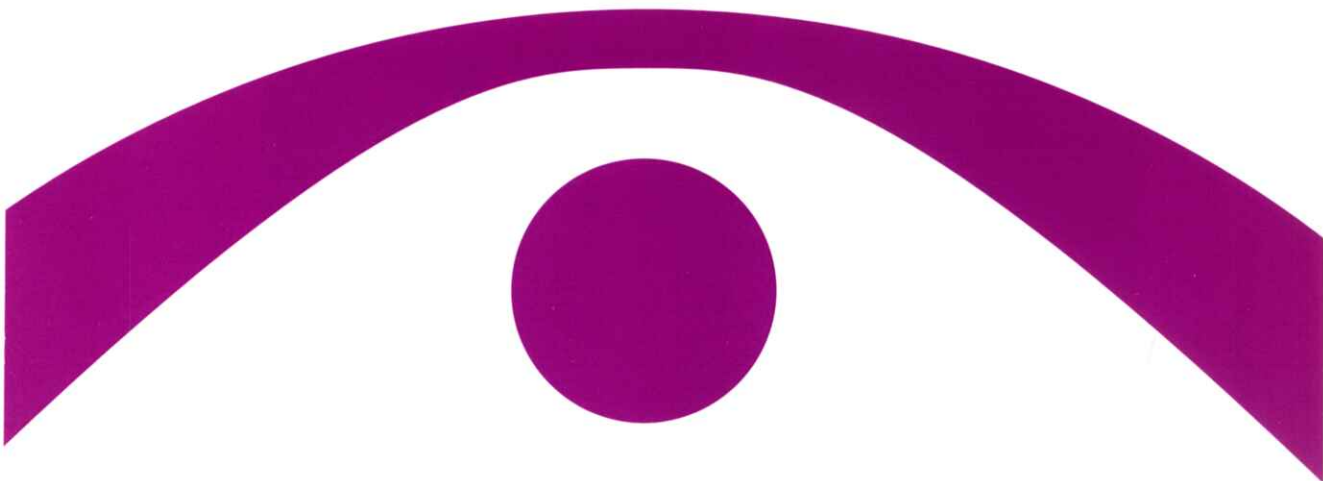


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻125号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.17 No.2 May 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)

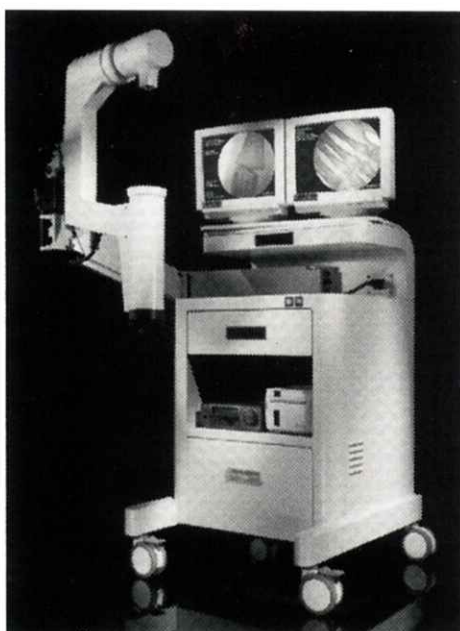
外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

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I.I.による

超高画質

フットペダルによる

シンプル操作性

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/NEUROTROTRON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2号 2000年5月

目 次

会 告

平成12年度年次（第127回）大会のご案内	会告 1
平成12年度秋季（第128回）大会の予定および演題伺い	会告 3
平成12年度年次（第127回）大会のプログラム	会告 4

巻 頭 言

育てる学会，育つ学会	小島 克之	54
------------	-------	----

特別講演資料

コンピュータセキュリティ	藤田 和弘	55
医療情報メディア進化論	湊 小太郎	66

論 文

強化学習法に基づく医用画像のセグメンテーションおよび関心領域の抽出	白井 幸也，蔡 篤儀，小島 克之，山田 功	72
マルコフ確率場に基づく動的輪郭モデルを用いた医用画像からの臓器の輪郭検出	吉田 幸司，中森 伸行，吉田 靖夫	80
CT装置の一次X線スペクトルの解析	山崎 隆治，隅田 伊織，松本 政雄 金森 仁志，岡本 英明，熊谷 年起 黒田 知純，鈴木 隆一郎，松本 徹	88

技術セミナー

DICOMで電子保存は可能かー電子保存通達とDICOMについてー	島西 聡	97
----------------------------------	------	----

国際会議報告

RSNA'99におけるCAD（コンピュータ支援診断）システムに関する報告	藤田 広志	101
--------------------------------------	-------	-----

会 報

春季（第126回）大会記事
第126回理事会議事録
新入会員 会員異動届 賛助会員

Medical Imaging and Information Science

Vol.17 No.2 May 2000

(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.17, No.2)

Contents

Preface

To Bring Up the Society and to Have the Society to Bring You Up	Katsuyuki KOJIMA	54
--	------------------------	----

Invited Lecture

Computer Security	Kazuhiro FUJITA	55
An Evolutionary Theory in Medical Informatics	Kotaro MINATO	66

Original Papers

Medical Image Segmentation and Detection Based on Reinforcement Learning Yukiya USUI, Du-Yih TSAI, Katsuyuki KOJIMA and Isao YAMADA	72
Detection of Organ Contour in Medical Images Using an Active Contour Model Based on Markov Random Field Koji YOSHIDA, Nobuyuki NAKAMORI and Yasuo YOSHIDA	80
Analysis of Primary X-ray Spectrum of CT System Takaharu YAMAZAKI, Iori SUMIDA, Masao MATSUMOTO Hitoshi KANAMORI, Hideaki OKAMOTO, Toshioki KUMATANI Chikazumi KURODA, Takaichiro SUZUKI and Toru MATSUMOTO	88

Technical Seminar

Is It Possible for Electric Storage on DICOM?	Satoru SHIMANISHI	97
---	-------------------------	----

International Conference Report

Report on CAD(Computer-aided Diagnosis) Systems in RSNA'99	Hiroshi FUJITA	101
---	----------------------	-----

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

1-1 Yanagido, 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

1-1-20 Daiko-Minami, 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 年次（第127回）大会のご案内

年次（第127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（2000）年6月3日（土） 10：00～17：00

場 所 名古屋大学医学部保健学科 3階 大講義室

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

連絡先 名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

TEL052-719-1554 Fax：052-719-1509（学科事務室）

E-mail：koderam@met.nagoya-u.ac.jp

参加費 会員：1,000円，非会員2,000円，学生：無料

10：00～11：00

特別講演 1 「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

11：00～12：00

特別講演 2 「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

13：00～13：30

総会

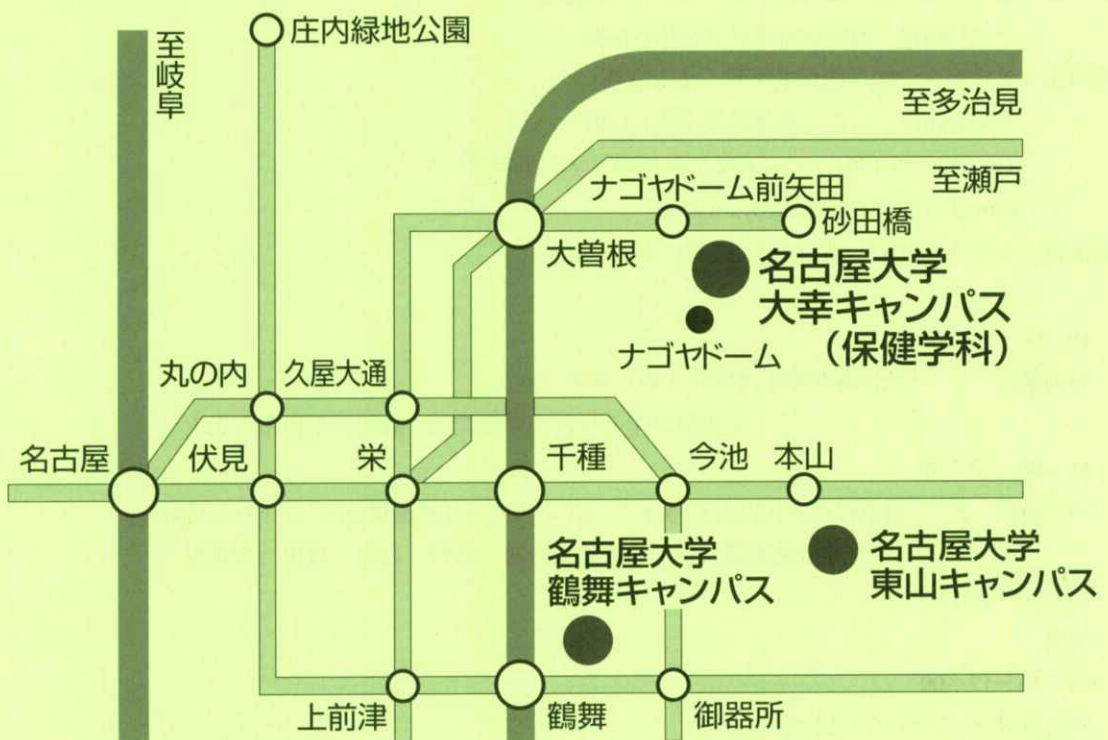
13：30～17：00

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) JR名古屋駅から中央本線大曽根駅下車 徒歩20分
大曽根駅から市バス 砂田橋または大幸団地行
大森霞ヶ丘行
星ヶ丘行
で 名大大幸医療センター下車
- 2) 地下鉄名城線 ナゴヤドーム前矢田駅下車 徒歩5分

<会場案内図>



平成12年度 秋季（第128回）大会の予定および演題伺い

平成12年度 秋季（第128回）大会ならびに総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12（2000）年9月30日(土)、10月1日(日)

場 所 未定（松本市内の宿泊施設を利用の予定）

連絡先 信州大学医学部附属病院医療情報部 滝沢正臣先生

〒390-8621 松本市旭3-1-1

TEL : 0263-37-3015 FAX : 0263-37-3091

E-mail : mtakiza@hsp.md.shinshu-u.ac.jp

9月30日(土)

夕方 特別講演

懇親会（宿泊施設にて）

10月1日(日)

午前 研究発表会

演題締切 平成12年7月31日（必着）

演題申込先 名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

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

E-mail : koderam@met.nagoya-u.ac.jp

（文書、FAXまたはEメールでお願いします）

宿泊申し込み連絡先

信州大学医学部附属病院医療情報部 滝沢正臣先生

〒390-8621 松本市旭3-1-1

TEL : 0263-37-3015 FAX : 0263-37-3091

E-mail : mtakiza@hsp.md.shinshu-u.ac.jp

会場、宿泊に関する情報は、後日ホームページに掲載いたします。

平成12年度年次（第127回）大会プログラム

日 時 平成12（2000）年6月3日（土） 10：00～17：00

場 所 名古屋大学医学部保健学科 3階 大講義室

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

参加費 会員：1,000円，非会員2,000円，学生：無料

10：00～11：00

特別講演 1 「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

11：00～12：00

特別講演 2 「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

13：00～13：30

総会

13：30～17：00

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***，二宮本報*，洞口正之*，上月正博**，佐藤徳太郎****

*東北大・医短・放，**東北大・医・内部障害，

東北大・医・一内，*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) 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

- 5) 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
- 6) 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
- 7) 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
- 8) 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
- 9) 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
- 10) 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

[巻頭言]

育てる学会，育つ学会

小 島 克 之

初めてこの学会に参加したのは、第35回研究会（1973年3月）のときである。そのころはまだ“放射線像イメージ・インフォメーション研究会（RII）”という名称で学会としての組織ではなかった。今の会長である金森先生から気楽な研究会だからと言って勧められ、研究報告をし、会誌“放射線像研究 Vol.3 No.1”に論文を投稿した。堅苦しくない自由な雰囲気ではあったが、しかし色んな質問が出て、やはり研究・学問の厳しさを感じさせるものがあった。

その後、1984年6月からは“医用画像情報学会（MII）”として学会組織になったが、RII時代からの気楽で自由で、それでいて何か刺激を受ける活発な雰囲気に引かれ、よく出席させてもらい、いくつか論文を作ることができた。その中の1つは内田論文賞をいただいた。これもこの学会のおかげであり、大いに感謝している次第である。

近年学会での報告は数が増え、十分な討論ができないのが現状である。また大きな学会となると、ある程度まとまったものでないと報告できないという状況にある。以前、医用画像とは関係のないある学会で、座長が若い発表者に、もう少し成熟したものを報告してほしいと言っていたことがある。しかし、それではせっかくの出かけた芽を摘むことにもなりかねない。この学会ではまだ研究途上の、はたして研究すること自体に意味があるのかないのか定かでないような内容のものでも、自由に報告し、お互いに時間をかけて色んな観点から討論し議論することができる雰囲気がある。そして発表者、特に若い研究者を育てていこうという気概が強い。これが比較的規模の小さいこの学会の大きな魅力であると考えている。

数ある報告の中には、自分の研究とは何の関係もなさそうなものもある。しかし一見何の関係もないようなものでも、その中で思わぬヒントを得ることもある。報告テーマをみて、より好みをするのではなく、機会があれば何でも聞いておくことが、何かのときに思わず役に立つことがある。そういった意味でもこの学会は大いに役立っている。色んな分野の人が色んな話をし、その中で自分の学問を作り上げていく喜びを見いだすことができる。そしてまた、学会雑誌 Vol.17

No.1（2000年）の“医用画像情報学会35年のあゆみ”にもあるように、会員の中から幾多の研究者が育っていくことも、一層大きな魅力である。

第126回大会（2000年2月）では会長以外にRII時代からの著名な研究者の姿が見えなかった。中心となって運営しているのは、創設時からの碩学の師の弟子である。この学会も世代が代わり、それと同時に、人を育てる機能を十分に果たしているということを感じた。

出席すればアカデミックな雰囲気の中で何かの刺激を受け、学問の次への発展ができるような、そんな雰囲気のあるこの学会は中断することなくいつまでも続けていただきたい。続くかどうか、それは会員全員の責任でもある。

最後になりましたが、RIIの創設当初からご尽力いただいた方々を初め、お世話していただいている役員の方々、多くの会員の方々に心からお礼申し上げます。

（浜松大学経営情報学部）

[特別講演資料]

コンピュータセキュリティ

藤田 和弘

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科・〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎
(2000年2月5日受理)

Computer Security

Kazuhiro FUJITA

Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan
(Received February 5, 2000)

不正アクセスやウイルスなどを対象とした狭い意味でのコンピュータセキュリティではなく、コンピュータが安心して使える状態という観点から、経験などを交えながら、コンピュータセキュリティについて、考察を行なった。また、不正アクセス禁止法や、セキュリティ関係の情報収集にもふれた。

1. まえがき

ここでは、コンピュータセキュリティについて考えてみたいと思います。一般に、コンピュータセキュリティというと、

- 悪意のある人によるアタック
- コンピュータウイルスやワーム

などを連想しますが、ここでは、もう少し広く、コンピュータセキュリティについて考えてみたいと思います。

私は、特別、コンピュータセキュリティの専門家ではありませんが、学科の教育用計算機システムの管理者として、少なからず、いろいろな問題に直面してきましたので、その経験を述べたいと思います。また、システム管理者のセキュリティ講座やアタッカー養成講座ではないので、ス tack オーバーフローによるセキュリティ上の

問題、ICMP Amplifierなどのテクニカルな問題は、今回は、省略しました。

2. セキュリティの高いコンピュータとは

ホームセキュリティという言葉がありますが、某社の宣伝によると、窓やドアなどからの侵入だけでなく、ガス洩れや火災などについても、警報が鳴り、担当者が駆けつけてくれるようです。この場合のホームセキュリティというのは、安心して住める家としてのセキュリティということになると思います。

では、セキュリティとは何でしょうか。Longman Dictionary of Contemporary Englishで、securityを引くと、一番目に“the state of being secure”，二番目に“protection against lawbreaking, violence, enemy acts, escape from prison, etc.”となっています。つづいて、secureを引くと、一番目に“safe; protected against danger or risk”とあります。日本語で“セキュリティ”というと、二番目の意味が強いように思いますが、実際は、一番目の意味、つまり“安全”や“安心”という意味が重要であると思います。

そこで、ここではセキュリティとは、“安心な状態”と考えます。また、セキュリティの高いコンピュータとは、“安心して使えるコンピュータ”と考えます。つぎに、“安心して使えるコ

ンピュータ”とは何でしょうかということになります。何も問題がなければ、安心して使えると考え、安心して使えない理由、障害となるものがあり、それにより、“安心して使えないコンピュータ”になると考えることができます。以下の章では、その障害となるものについて、見ていくことにします。

3. 障害となるもの

コンピュータを安心して使えない、障害となるものには、いろいろなものが考えられます。一番先に思いつくのが、悪意のある人によるアタックですが、ここで、よく考えなくてはいけないのは、本当にそれだけでしょうかということです。まえがきで、ホームセキュリティのことを書きましたが、窓やドアからの侵入だけでなくガス洩れや火災などにも対応したホームセキュリティサービスがあります。コンピュータについても、アタック以外のことも考える必要があります。例えば、障害となるものとして、

- 悪意のある人によるアタック
- 悪意のない人による悪影響
- ハードウェア障害
- コンピュータウイルス
- ソフトウェア障害
- 劣悪なコンピュータ環境
- 対外的な信用低下

などがあります。

以下、それぞれについて見ていくことにします。

3.1 悪意のある人によるアタック

悪意をもって、自分のコンピュータ以外のコンピュータにアタックをかける人は、かなりいるようです。狭い意味でのコンピュータセキュリティは、このような人達から、コンピュータを守ることです。アタックをかける人といっても、愉快犯のように、アタックをかけて楽しんでいるだけという人もいます。

最近では、ポートスキャンを行なって、よそのネットワークのコンピュータの弱点を探し回る人

が、かなりいます。私が管理する研究室のメールサーバや、学科の教育用電子計算機システムのメールサーバなど、DNSに掲載されているコンピュータには、月1回程度以上、ポートスキャンの類が、かけられます。つい先日、国内の某国立大学のあるコンピュータからポートスキャンがかけられました。コンピュータは、ポートとよばれる内線番号のようなもので、サービスの要求を待ち受けていますので、それをスキャンすることで、対象となるコンピュータのサービスのメニューがわかります。そのサービスに対して、アタックを仕掛けるといわけです。家で考えると、「どこに窓があり、鍵はかかっているかなあ。」ということに、近いと思います。もし、他人の家でそんなことをしていたら、普通「どろぼう」と思われて、110番通報されますよね。

ここでは、実際のアタックの事例の中からひとつ、御紹介したいと思います。「カッコウのたまご」の話などは、テレビや新聞での話で、自分とはほど遠い話だと思っていたころ、学科の教育用電子計算機システムで、不正侵入があり、当時は管理者ではありませんでしたが、非常事態ということで、私に対処致しました。ここで、強調しますが、私は当時システム管理者ではありません。なぜ、強調するかというと、システムに大きなセキュリティホールがあったからです。

事例1 不正侵入

学科の教育用電子計算機システムのファイルサーバのハードウェア保守の後、ブートして作業をはじめると、一部のシステム管理用のコマンドが実行できません。そこで、“ls -l /usr/sbin”としてみると、システム管理用のコマンドの所有者は、本来rootであるはずが、ある一般ユーザとなっています。ここから、探偵ごっこのはじまりです。

探偵ごっこ1 とりあえず、現状を把握しようとした結果、以下のことがわかりました。

- NISのマスタサーバ上に、/booという、

setuidのついた中身は/bin/shで、作成日は1月27日、所有者はrootのファイルを発見しました。

- 不正侵入者は、何らかの方法で、root権限を得た。
- 次の侵入のために、/booを残した。

トラップ/booを使われては困るし、それを使って、今後も悪さをしようとするかもしれないということで、トラップを仕掛けることにしました。

- /booの中身を“whoami; last; netstat -A”の結果をメールするように変更。これで、今後、/booを実行すれば、誰が実行して、どこから、コネクションをはっているかわかります。
- また、タイムスタンプとサイズは変わらないように調整。

探偵ごっこ2 つぎに、なぜ、不正侵入できたのかを調査することにしました。

- /usr/adm/SYSLOGを見て、侵入者の痕跡を調査しましたが、“su root”での失敗はないし、rootでのリモートログインの失敗ありません。
- つぎに、findでsetuidのファイルを調査したら、特定のユーザのディレクトリにhsoakというファイルを発見しました。そのファイルの作成日は、/booの作成日と同じ1月27日で、中身は/sbin/shでした。
- つぎに、セキュリティーホールの調査のために、システムのいろいろな設定ファイルを調べました。そして、ファイルサーバの/etc/exportsに、セキュリティーホールを見つけました。これは、“アクセスオプションのない行”でした。つまり、任意のコンピュータでmount可能ということです。

推理 では、このセキュリティーホールをどのように使ったのでしょうか。私の推理は以下のようになります。

1. 侵入者は、ファイルサーバの/etc/exportsの設定に気づく。
2. 自分のコンピュータで、mountする。
3. 自分のコンピュータのハードディスク上に、/sbin/shをhsoakという名前で作成する。
4. hsoakにsetuidをつける。
5. mountしたディレクトリに、hsoakをコピーする。
6. umountする。
7. NISのマスタサーバにログインする。
8. hsoakを実行し、特権を得る。

以上、実際の不正侵入の事例を紹介しましたが、この侵入者は単なる愉快犯で、特別、悪いことはしてなかったようです。

つぎに、別の不正侵入について、紹介します。これは、あるメールサーバの事例で、私は直接関わっていませんでしたが、話を聞いて、興味があったので、システムのログを調べた例です。

事例2 不正侵入

1. あるユーザが、「メールが読めない」と管理者に連絡。
2. ログを調べると、そのユーザはドイツからログインしたことがあることになっている。
3. しかし、そのユーザは、その時期、確かに日本に居たし、リモートでドイツのコンピュータにログインしてから、ログインするということもしていない。
4. どうも、そのユーザのパスワードが破られた可能性がある。
5. そこで、とりあえず、メールサーバに、学内からしかログインできないようなアクセス制限をかけた。
6. また、ドイツから例のユーザで、ログインしようとして、失敗。

7. 数分後には、学内の他学科のウェブサーバから、例のユーザでログインを試みる。
8. 今度は、特定のコンピュータからしか、ログインできないようにアクセス制限をかける。
9. いたちごっこ終了。

つぎに、紹介する事例は、とてもホットな不正アクセスの事例で、セキュリティホールの内側から、学生用のクライアントPCに対して、学生がアタックをしかけたというものです。

事例3

1. SEさんが全てのPCで、Solarisのパッチあて作業を行っていたら、rootでloginできないものがあった。
2. /etc/shadowの日付を調べると、日付が新しい。
3. とりあえず、rootのパスワードを元に戻し、誰が不正アクセスを行なったか調べました。
4. 特定の学生が、特定の授業中に、特定のツールでセキュリティホールを利用して、不正アクセスをしていたことが判明。
5. 授業の担当教官が、面接をし、事実を確認。

これら、三つの事例は、アタックであり、セキュリティホールなどを利用して、不正侵入を行なった事例です。これらに対しては、技術的な解決をはかることが、まず、第一です。その技術力のない人は、技術力のある人をお願いをするしかないというものです。このようなアタックを退けるためには、技術をもって、制限をかけるしかないと思います。

しかしながら、どうしてもセキュリティホールは残るでしょうし、ファイアウォールの内側から攻撃されるとどうしようもありません。利用者のモラルの向上も必要となります。

3.2 悪意のない人による悪影響

悪意のある人によるアタックに対する対策は、技術的に大変かもしれませんが、悪意のない人達によるトラブルは、人間関係的にとても困ります。

つぎに、紹介するのは、PC-UNIXがはやりだしたころ、悪意のないユーザによる全学的なLANのトラブルの事例です。

事例4 学内LANのインターネット接続ダウン

1. 学外への接続が断たれた。
2. 当初、専用線のダウンかと思ったが、trace-routeで調べると、学外へ行くはずのパケットが、特定の建物に行く。
3. その建物のルータの経路情報を調べると、インターネット向けの経路が特定のコンピュータになっていました。
4. その建物で、スニファァというパケット解析装置で、パケットを解析すると、特定のコンピュータが、RIPという経路制御プロトコルで、「インターネットへのゲイトウェイは、私です。」と公言している。
5. そのコンピュータのところへ行き、まず、管理者と話をし、そのコンピュータをLANから切り離し、プロセスの状態を見ると、“routed -g -s”が動作していた。これは、上記の「インターネットへのゲイトウェイは、私です。」とRIPで公言する設定です。
6. そのコンピュータをLANから切り離して、数分後、インターネット接続は復旧しました。
7. “routed -g -s”により、建物間のルータの経路情報が、書き換えられて、インターネット接続がダウンすることになったと思われます。
8. 理由を説明して、設定を私の指示にしたがって変更してもらって、一件落着です。

これと全く同様の事件が、計3回発生しました。どの事例も、UNIXのことを知らない方が、PC-UNIXを導入しての失敗のようでした。ご本人には、悪意はなく、どのような事態となったかも理解できないようでした。数時間におよぶ対処で、こちらは疲れていたのですが、文句を言うこともできず、やり場がありませんでした。

つぎは、X端末を学科の教育用計算機で使って

いたころのことです。

事例5 ホストのIPアドレス

X端末の設定に、“Host IP Address”という項目があり、X端末のIPアドレスを入力するのですが、年輩の教官の方の中には、ホストというと大型計算機を想像し、サーバのIPアドレスを入力の方がいました。これにより、ネットワークは大混乱です。スニファァというネットワーク解析装置を利用して、事態を把握し、サーバのIPアドレスをつけた教官のところに行き、設定を変更して、トラブル解消です。

年輩の教官に文句も言えず、研究室へ帰ってきました。

つぎは、10BASE-5で建屋内の基幹LANを構築し、研究室がそれらを利用していたころの話です。

事例6 ある建屋の基幹LANを利用したNFSでのネットワーク性能の著しい低下

1. ある建屋でLANが使えないという連絡を受ける。
2. スニファァというネットワーク解析装置を使って調べると、確かにパケットは異常に多く、ネットワークはオーバーロードの状態です。
3. しかしながら、よく調べてみると、特定の数台のコンピュータ間の通信がほとんどです。
4. それらのコンピュータの管理者に事情を聞くと、ファイルサーバとクライアントとのことです。また、ブリッジなどを利用していないとのこと。
5. NFSのパラメータチューニングによる再送の抑制方法を教えて、予備のブリッジをその研究室のネットワークと、基幹LANの間に設置して、トラブル解消です。

この研究室は、X-Windowの“make world”はできるけれど、ブリッジは知らないは、NFSのパラメータチューニングは知らないはという、プライドの高い困った人達でした。

以上、複数の事例を見てきましたが、どれもこれも、悪意のない人達によるトラブルです。しかも、建屋レベル、学科レベルや全学レベルのトラブルになったものもあります。これらについては、ユーザ各自がスキルアップしていただくしかありません。このような方々が多いと、ネットワークを安心して利用できなくなります。

3.3 ハードウェア障害

コンピュータを安心して利用するには、コンピュータ自体に、トラブルがないことが重要です。コンピュータ自体のトラブルの一つとして、ハードウェア障害があります。現在、みなさんが利用しているコンピュータというとパソコンが多いと思いますが、ここ数年でパソコンが壊れたという経験をお持ちの方は、かなり少ないのではないのでしょうか。たとえ、壊れたとしてもハードディスクの故障がほとんどであると思います。ハードウェアのうち、記憶媒体以外は、かなり安心できるようにしてきたのではないかと思います。しかしながら、コンピュータの中でもっとも大事なものは、いろいろな情報を格納する記憶媒体です。それが、故障することというのは、依然、安心してコンピュータを使えない要因のひとつとなります。そういう意味では、WindowsCEのようなハードディスクを持たないコンピュータは、安心して使えます。

これに対処するには、バックアップしかありません。

3.4 コンピュータウィルス

コンピュータセキュリティというとアタックとならんで、よく取り上げられるのが、コンピュータウィルスです。実際に、コンピュータウィルスで出会うのは、メールの添付ファイルについてくるマクロウィルス

Excelの文書に寄生するラルーや、Mellisaなどダウンロードしたファイルなどに寄生しているト

ロイの木馬

不用意にダウンロードしたファイルを実行して、その中のウイルスに感染する。

が多いのではないのでしょうか。しかしながら、これらのウイルスを雑誌以外では全く見聞きしたことがないという幸せな方も多はずです。これは、自分の所属する組織やソサイエティのコンピュータ文化に依存するようです。私も、大学内でこのようなウイルスの話は、ほとんど見聞きしません。が、非常勤講師で出講している大学では、ラルーなどのウイルスが蔓延しています。授業中に、たまに、受講生全員にウイルスチェックをかけさせるのですが、数人はウイルスに感染しています。ラルーぐらいならば、風邪と思って、それほど気にしなくてもすみますが、風邪をひいていない受講生ばかりということがない程度に、ラルーには誰か感染しています。

ウイルスにかからないためには、とりあえず、

- 不用意にメールの添付ファイルを開かない
- 不用意にダウンロードして、プログラムをインストールしない
- 必ず、ウイルスチェックソフトを使う。

しかないと思います。

また、自分が（発病していない）キャリアになっているかもしれませんので、他人にメールで添付ファイルを送る時は、必ず、ウイルスチェックソフトを使うようにしてください。そうでないと、ウイルスをひろげるのに、一役かってしまいますし、後で、人間関係がこじれるもととなります。

結核と同じで、軽視しているとひどいめに会うことも、将来ありえますので、ご注意下さい。

また、最近では、ActiveXのスクリプトを利用したウイルスも報告されています。メールの本体やHomePage中のスクリプトに、ウイルスを入れておくことにより、悪いことをしようというものです。これまでは、「メールの添付ファイルを不用意に開かない。」ということで、ウイルスの感染を防止できたのですが、それだけでなく、Windows

系では、ActiveXを有効にした状態で、不用意にメールを見ない、不用意にWebページを見ないというのも、加える必要がでてきました。

3.5 ソフトウェア障害

某社のOSのように、使っているとダウンすることがよくあるOSというのは、安心して使えるコンピュータのOSとしては、ふさわしくありません。何かの作業をコンピュータ上で行っていた際に、いつダウンするかわからないアプリケーションやOSを使っていたのでは、精神衛生上よくありません。

また、たびたび、パッチを適用しないとセキュリティやバグを解消できないOSも、困ったものです。

3.6 劣悪なコンピュータ環境

コンピュータの環境は決して、いいものでないところが多いように思います。しっかりとした電源設備や空調設備が必要なことは、もちろんです。ここでは、これまでに、私が遭遇したことがらについて、紹介します。

ボイラーによる電源電圧の低下 学科の教育用計算機システムで大きなサーバを導入したことがありましたが、そのサーバは三相電源を必要としました。通常、三相電源は、モータなどの動力系に使用するものです。ところで、そのサーバは、冬になると9時ごろと、13時ごろにしばしば、ダウンしました。最初は気づかなかったのですが、スチーム暖房のボイラーが始動する時刻と、ダウンする時刻がほぼ一致します。そこで、そのサーバの提供業者さんをお願いして、三相電源にラインモニターを設置して頂き、電源電圧の変動を記録しました。そうすると、やはりボイラーの始動が原因で、電圧低下が起こっていることがわかりました。

瞬間的な電圧低下 瞬間的な電圧の低下により、

計算機がダウンすることがあります。これは、負荷の問題などにより起こるようです。大きな電流を必要とする機械などを始動する際に、一瞬電圧が低下します。普段私が見ているコンピュータに設置してあるUPSは、時々、一瞬バッテリーモードに切り替わっています。

水洩れ 信じられない話ですが、新築の建物の3階の計算機室で、天井から水洩れして大変なことになることがあります。ちなみにその建物は、5階建てですが、計算機室の上は、ベランダとなっています。

瞬間的な停電で止まる空調設備 瞬間的な停電は、夏に時々起こります。その際、注意しなくてはならないのが、高い空調能力が要らないからと家庭用のエアコンなどで、計算機室などを空調している場合です。家庭用のエアコンのほとんどは、瞬間的な停電の後、自動的に運転の再開は行ないません。したがって、ほっておくと冷却できないまま、計算機のガマン大会となってしまいます。

また、電源設備で注意すべきことについて、まとめておきます。

- グランドを接続する。
- ホットとコールドをチェックする。通常、コセントの左側は穴が縦に長く、コールド側です。ときどき、逆に電気工事してあるところがありますので、チェックが必要です。
- 電気容量に気をつけて、過剰な負荷を接続しない。より線のOAタップからのタコ足配線は、もってのほかです。

3.7 対外的な信用低下

現在、コンピュータでネットワークに接続されていないものは、非常に少数で、ほとんどのコンピュータはネットワーク、そして、インターネットに接続されていると思います。そのような状況

では、対外的に問題を起こさないということも、重要となります。つまり、

- メールのリレーに使われていない
- 他の組織の攻撃の踏台として使われていない
- ウィルス付きのメールを送っていない

などです。さもないと、某大学のように政府系のホームページの書き換えの踏台にされて、有名になってしまいますし、メールのリレーのブラックリストに載ってしまうというのも困ります。

4. セキュリティーツール

セキュリティーツールという言葉を開いたことがあるでしょうか。セキュリティーをチェックするために、システム管理者が使うツールです。しかしながら、これは悪用することももちろんできます。ここでは、狭い意味でのセキュリティーツールを紹介します。

ツール1 ポートスキャナー

内線番号に相当するポートというコンピュータのサービスのメニューを調べるためのツールです。例えば、*nmap*というツールがあります。これは、*TurboLinux Ver4.2*にも標準で含まれています。特に、特別なことはありません。特定のコンピュータのポートを調べたい時は、“*nmap IPアドレス*”とするだけです。図1に、*WindowsNT4.0 WorkStation*をインストールしたコンピュータへの適用例、図2に、*TurboLinux Ver4.2*をインストールしたコンピュータへの適用例を示します。それぞれ、開いているポート番号が、わかります。例えば、図1では、ポート139が開いていますので、*Windows*系のファイルサービスである*SMB*サービスを提供していることがわかります。また、図2では、ポート79の*finger*、ポート21の*ftp*とポート23の*telnet*が開いていますので、“*finger @XXX.XXX.XXX.XXX*”でユーザ情報が得られれば、*ftp*や*telnet*をトライすることが可能かもしれません。これ以外にも、LAN全体に対して、

```
xxxxxxxxxxxx[5]% nmap xxx.xxx.xxx.xxx
```

```
Starting nmap V. 2.08 by Fyodor (fyodor@dhp.com, www.insecure.org/nmap/)
```

```
Unable to find nmap-services! Resorting to /etc/services
```

```
Interesting ports on (xxx.xxx.xxx.xxx):
```

Port	State	Protocol	Service
135	open	tcp	unknown
139	open	tcp	netbios-ssn

```
Nmap run completed -- 1 IP address (1 host up) scanned in 0 seconds
```

図1 nmapのWindowsNT WorkStationへの適用例

適用することもできますが、ここでは、省略します。

ポートスキャナーを利用して、開いているポートを確認し、不必要なものは閉じてしまうことが大事です。そうしないと、悪意をもった人からは、サービスが丸見えとなり、アタックのヒントを得ることができます。

ツール2 パスワードクラッカー

ほとんどのコンピュータは、ユーザ名とパスワードによりユーザ認証を行なっています。つまり、ユーザ名とパスワードさえ一致すれば、他人になりすますことが可能となります。他人のユーザ名を使って何かを行なえば、不正アクセス行為ということになり、不正アクセス禁止法にふれることとなります。しかしながら、このような不正アクセス行為を行なおうとする人がかなりいます。

そこで、パスワードクラッカーというツールがあります。これは、パスワードファイルを解析し、安易なパスワードを推測して、教えてくれます。UNIXの場合、`/etc/shadow`（シャドウ化されていないと、`/etc/passwd`）に、ユーザ名と暗号化されたパスワードがあります。システム管理者と言っても、ユーザのパスワードを直接見ることはできないようになっています。システム管理者としては、安易なパスワードをつけたユーザになりすまして、不正アクセスが行なわれるのを阻止するた

めに、パスワードクラッカーを使って、安易なパスワードをつけているユーザに警告を行ないます。

ここでは、UNIXのパスワードクラッカーとして、有名なCrackの適用例を紹介しします。学科の教育用計算機システムのパスワードファイルを解析すると、全ユーザ2394人中、`crack`により推測できたパスワードは、145となりました。この解析の中で、興味のあった事例を以下に紹介します。

システム構築業者の安易なパスワード

学科の教育用計算機システムは、賃貸借物品で、システム構築は通常、システムインテグレータなどに行なっています。ところで、このシステム構築業者がシステム構築をする上で、ユーザ登録しているのですが、このパスワードがとても安易です。複数のSEさんがいっしょに作業するために、忘れにくいパスワードにしているのですが、会社名であったり、安易な英単語であったりと、ひどいものです。パスワードのつけ方で、システム構築業者のレベルがわかってしまいます。

学生の安易なパスワード

学生さんには、パスワードは重要なものであり、忘れたりしないようにと授業で指導されている影響かどうかはわかりませんが、忘れ


```
xxxxxxxxxxxx[6]% nmap xxx.xxx.xxx.xxx
```

```
Starting nmap V. 2.08 by Fyodor (fyodor@dhp.com, www.insecure.org/nmap/)
```

```
Unable to find nmap-services! Resorting to /etc/services
```

```
Interesting ports on xxx.dj.kit.ac.jp (xxx.xxx.xxx.xxx):
```

Port	State	Protocol	Service
21	open	tcp	ftp
22	open	tcp	unknown
23	open	tcp	telnet
79	open	tcp	finger
111	open	tcp	sunrpc
113	open	tcp	auth
513	open	tcp	login
514	open	tcp	shell
515	open	tcp	printer
901	open	tcp	swat
22273	open	tcp	wnn6

```
Nmap run completed -- 1 IP address (1 host up) scanned in 1 second
```

図2 nmapのTurbLinuxへの適用例

ることのない学生番号にしている学生、名前そのものや、ユーザ名（姓のローマ字+英数字+名のローマ字の一文目）、彼女の名前？、一般的な英単語の学生さんが結構います。また、それらの前や後ろに、数字を一桁加えている人も結構います。この数字を一桁加えたぐらいは、Crackで容易に推測できます。

教職員の安易なパスワード

学生さんが安易なパスワードをつけるのは、ある程度しかたないかもしれませんが、教職員が安易なパスワードをつけるのは、困りものです。教職員の安易なパスワードは、地名、名前、自動車の名前（日本の自動車は英語名が多い？）、連続なアルファベット数文字、研究上の用語などです。忘れないようにと年輩の方が、安易なパスワードをつけるのはある程度わかりますが、若い方にも、安易なパスワードをつける方がいます。

ちょっと凝っているが推測されてしまうパスワード
ちょっと凝ったパスワードでも、結構推測されてしまいます。例えば、英単語の一部のooを00に変更したものなどです。

5. 不正アクセス禁止法

ハイテク犯罪対策として、ようやく、法律面で前進があり、不正アクセス行為の禁止等に関する法律（警察庁のホームページ <http://www.npa.go.jp/police-j.htm/>）が、平成11年8月6日国会において可決・成立し、8月13日に公布されました。施行は、一部を除き、平成12年2月13日からとなっています。

内容は、

- 不正アクセス行為の禁止、処罰
- 不正アクセス行為を助長する行為の禁止、処罰
- アクセス管理者による防御措置

●都道府県公安委員会による援助等

となっていて、不正アクセス行為に対する罰則は、一年以下の懲役又は五十万円以下の罰金、また、不正アクセス行為を助長する行為に対する罰則は、三十万円以下の罰金となっています。未だ、施行となっていないし、もちろん、これに関する判例もありますが、今後、注目すべき法律だと思います。

また、コンピュータに対するアタックを含めたハイテク犯罪の防止のためには、技術はもとより法律だけでなく、モラルということも重要だと思います。普段生活する上で、いろいろなやっではないけないことは、単に法律で禁じられているからではなく、モラルの問題として、やってはいけないと子供の時から成長過程で、身につけているのだと思います。

6. セキュリティー関係の情報収集

セキュリティー関係のことを含めコンピュータ関係で、“keep current”でいるためには、情報収集に努める必要があります。ここでは情報収集のお役に立ちそうなことがらについて、紹介します。

普段、コンピュータ関係全般についての情報収集には、コンピュータ関係の技術雑誌をひとつ決めて読むというのが、とりあえず大事です。コンピュータ関係の雑誌は、月刊が多いので、日頃の情報収集には、Home Pageを利用するのが、便利です。以下に、私が日頃見ているHome Pageを示します。

●BizTech (<http://biztech.nikkeibp.co.jp/>)

●ZDNet (<http://www.zdnet.co.jp/>)

セキュリティー関係の情報は、以下のHome Pageを見るのがいいと思います。

●JPCERT (<http://www.jpCERT.or.jp/>)

●情報処理振興事業協会（IPA）セキュリティーセンター (<http://www.ipa.go.jp/SECURITY/>)

7. サイトの情報検索と連絡

アタックやポートスキャンを受けた際に、相手のIPアドレスはわかるが、それがどこのサイトであるかわからないということが、しばしばあります。この場合は、JPNICのWho is Gate-way (<http://www.nic.ad.jp/jp/db/whois/>)でIPアドレスで検索してサイトの組織名や、その運用責任者、技術連絡担当者がわかります。

つぎに、そのサイトへの連絡ですが、これについては、JPCERTのドキュメント (<http://www.jpCERT.or.jp/tech/99-0001/>)が参考になります。

8. むすび

“コンピュータを安心して使える”というのが、コンピュータセキュリティーであるという定義のもとに、障害となるものについて、考察を行ないました。そこでは、単に、不正アクセスやウィルスのみが障害となるのではなく、悪意のない人による悪影響、ハードウェア障害、ソフトウェア障害、劣悪なコンピュータ環境、対外的な信用低下などがあることを述べました。そのようないろいろな障害が起こらないようにするには、コンピュータを使う人達全員が、モラルとある程度の技術をもつ必要があります。大学などで教えているコンピュータリテラシーの中に、このようなモラルと技術を採り入れる必要があると思っています。コンピュータリテラシーと称して、メール、ホームページのブラウズ、WordやExcelの使い方のみを教えている大学が、多々あります。

また、何か起こった際に、InfraGardがいうように、Incident Response Planが必要です。

また、不正アクセスに関して、法律と情報収集についても述べました。

最後に参考までに、コンピュータ犯罪に関するシンポジウムと、セキュリティーの書籍を紹介します。

●“コンピュータ犯罪に関する白浜シンポジウム”，<http://www.kansa.org/>

- Anonymous： “クラッキング対策ファイナルガイド”, 翔泳社

“コンピュータ犯罪に関する白浜シンポジウム” は、2000年開催のシンポジウムで、第4回となります。私は、第2,3回シンポジウムに参加し

ました。昨年、このシンポジウムに参加した友人の高校の先生は、「これまで、他人事だと思っていたが、勉強すべきだとわかった。」と話していました。ぜひ、一度、白浜の温泉につかりながら、コンピュータ犯罪に対して、思索する時間をとられることをお勧め致します。

医療情報メディア進化論

湊 小太郎

奈良先端科学技術大学院大学・情報科学センター

〒630-0101 奈良県生駒市高山町

(2000年2月5日受理)

An Evolutionary Theory in Medical Informatics

Kotaro MINATO

Information Technology Center, Nara Institute of Science and Technology

Takayama, Ikoma, Nara 630-0101, JAPAN

(Received February 5, 2000)

Abstract: In this article, I attempted to apply an evolutionary concept based on the selfish gene and the media as the extension of man to medical information systems. After introducing some definitions such as gene, meme, media, communication and information, I proposed the principle of media-success. Then, I showed that the computerized patient record (CPR) could become popular as a new powerful media of health insurers.

Key words: evolution, media, meme, medical informatics, computerized patient record

1. はじめに

本稿ではドーキンスによる利己的遺伝子とマクルーハンのメディアの概念を適用して、医療情報メディア、なかでもいわゆる電子カルテの普及条件について考察する。まず、自己複製子、寄生と共生、メディアとコミュニケーションなどについて簡単に説明した後で、メディア普及の原則を導き、情報の新しい定義を試みる。そして、診療録デジタル化の意味を考察し、電子カルテは健康保険組合主導で導入すればメディアとして成功する可能性が高いとの結論を示す。

2. メディア成功の条件

本稿の主張をあらかじめ箇条書きにすれば次のようになる。

- 1) 情報 (information) とは利己的遺伝子 (gene) ・ 自己複製子 (replicator) のことである。
- 2) メディア (media) は情報遺伝子の乗り物で

あり拡張 (extension) である。

- 3) 発信者による受信者の操作をコミュニケーションと呼ぶ。
- 4) 情報遺伝子はメディアを介して発信し、他の遺伝子を操作 (コミュニケーション) して、遺伝子プールに自己の複製を増やすように互いに競争している。
- 5) コミュニケーションのためのメディアのコストは発信者 (遺伝子) が負担する。
- 6) 発信者に有利で好まれるメディアが普及する。要するに、メディア成功の原則はそのメディアを好んで使う発信者 (遺伝子) が増えるかどうか依存していて、受信者の都合には無関係である。

3. メディア進化論序説

3.1 ジーン (gene) とミーム (meme)

利己的遺伝子とはドーキンスによって命名された進化論の概念である。すなわち、進化の主体は種や個体ではなく、遺伝子 (gene) である。生物

の個体はこのgeneの乗り物にすぎない。実際、geneは親から子へ、子から孫へと個体を乗り換えて世代を超越して永遠に生き続ける。これを自己複製子(replicator)と呼ぶ。さらに、geneは利己的に振る舞う。一見個体が利他的に振る舞っている様に見える行動もgeneの立場から見れば利己的な行動であるに違いない。もしも本当に利他的に振る舞って自身を犠牲にするgeneがあったとしても、そのようなgeneは次の世代に伝わらず消えてしまう。したがって、我々は長い進化的競争を勝ち抜いてきた利己的な遺伝子の乗り物である[1]。

遺伝子が成功するとは、後世の遺伝子の集合の中でできるだけ自分の複製を増やすことである。そのために必要な条件は、1) 正確な複製、2) 乗り物の長寿、3) 多産性の3つである。長生きして生殖活動に励み子供や孫をたくさんつくればその個体に乗っていた遺伝子は成功する。この議論の基盤的条件が正確な複製である。そもそも複製が正確にできないと何を伝えたかわからない。進化においてもっとも重要なことは実は遺伝子の不変性である。

ドーキンスはさらにミーム(meme)と名付けた文化的な遺伝子の概念を導入した。宗教のようにDNAによらず我々の脳を媒体にして広がる考え方や社会的価値観も、遺伝子と同様の性質を持っている。動物と違って我々人間はこのようなgeneとmemeの両方の乗り物であると考えられている。

3.2 寄生と共生

生物の世界では寄生や共生がよく見うけられる。パラサイト(寄生者)は、蚤や虱、病気の原因菌やインフルエンザのウイルスから、ダイエット・サナダ虫やアレルギーよけ回虫、細胞内のミトコンドリアまで様々である。むしろ全ての生物はお互いに寄生しかつ共生していると考えてもよい。geneの立場から見ると、常に新たに立ち現れる寄生者(パラサイト)に対抗して生き残り、自らのリソースを守って子孫に伝える戦略を発展させることが進化の原動力である。

一般に、宿主に対して破壊的にふるまう病原体は出現したばかりの新参者であって、それはしだいに無害になっていき、さらに宿主と共生する方向へ進化するとされている。密接な相利共生関係に向かう一方的変化は以下の2つの場合のどちらかがきっかけとなって起こる[2]。第1のケースは、宿主と寄生者のコンフリクトに寄生者が勝つ場合である。すなわち、もしも宿主が完全に寄生者に勝利すれば、そもそも寄生状態がなくなってしまう。一方、寄生者が完全に宿主を搾取し尽くしてしまえば宿主は死に、それに伴って寄生者自身も死んでしまう。長続きするには夫婦生活と同様、どこかに妥協点があるはずである。第2のケースは、長いつきあいの中でお互いの、あるいは一方の不要物を有効利用する方法を見つける場合である。お互いに廃棄物をリサイクルしあうケースは考えやすい共生状態である。

3.3 メディアとコミュニケーション

マクルーハンによれば、メディアとは「人間の拡張」、あるいは身体の延長と定義されている[3]。この考え方を使えば、電話は口と耳の延長であり、自動車や新幹線は足の拡張である。この定義を遺伝子に適用すれば、その乗り物である個体は遺伝子のメディアである。

動物行動学の定義では、「コミュニケーションとは信号発信者による受信者の操作」である。お互いに相手を操作しあうことによって、最終的に互恵や相互理解に至る場合はあるが、本来のコミュニケーションは発信側が自分の利益のために一方的に相手を操作しようとする行為である。たとえば「オーイお茶」というひと声は、音声メディアによって配偶者の筋肉の操作を試みる(成功するとは限らない)コミュニケーションである。

究極の信号発信者は遺伝子である。遺伝子はその乗り物としての個体を操作して、個体機能の一部を延長したメディアを介して、他の個体に影響を及ぼし、最終的には対抗する他の遺伝子を抑えて自分の子孫を増やすことを目的にコミュニケーションする。

3.4 メディアのコスト負担原則

さて、我々がメディアのコストを負担するのはどんな場合であろうか。遺伝子は自分の乗り物の一部を拡張したメディアを介して相手を操作し、少しでも有利に複製増殖しようとする。発信者には常に下心がある。自分のために使う手段のコストを自分で負担することは合理的で自然である。すなわち、

(原則) 発信者は発信に用いるメディアのコストを負担する[5]。

メディアを選択してそのコストを負担するのは常に発信者であるとする、当然発信側に有利なメディアが選ばれる。発信者にとって有利とは、より速く、広く、遠く、時間的に長く継続して、安価に確実にコミュニケーションできること、相手に影響を及ぼせることである。発信者に利益のないメディアは使われなくなる。使われないメディアは衰退し消えていく。これがメディア進化の原動力である。

本来、受信者はメディアのコストを負担する必要はなく、山のよう以降ってくる信号のほとんどを無視して、自分に重要なごく一部を選択的に取り込むだけである。受信者は自分に有利な情報を受信しやすいメディアを好むので、送信者は受信者に好まれるメディアを使った方が視聴率が上がり、より有利にコミュニケーションできる可能性が高い。この点で受信者の選択が送信者のメディア選択に影響を及ぼすことがある。

発信者としてはコミュニケーションの結果、相手を首尾良く操作できれば達成感と満足感を得る。この観点から究極の被操作者はたとえば観音様である。なんでもハイハイと聴いてくれて反論しない。相手が生きているとうちはいらない。精神科医やカウンセラーも要するに観音様を期待されている。

3.5 利己的情報

情報 (information) とは、たとえば「広辞苑」(岩波) では、

1) 或ることがらについてのしらせ、

2) 判断を下したり行動を起こしたりするために必要な知識、

であり、一般的な概念として信号と意味の渾然一体となったものと理解されている。

他方、情報科学や情報工学の啓蒙書では「情報」の定義を敢えてさけ、その性質を述べて間接的に定義しているものが多い。例えば、情報が持っている性質として、新しさ、希少性、情報価値、無限複製などが挙げられている。また、物理的信号と意味を分けて、意味を捨象したものをデータ、意味を含んだものを情報と定義することもある。しかし、意味論の「意味」を定義することは難しく成功した例はない。

ここでは試みに「情報とは自己複製子のことである」と定義してみよう。自己複製は広義に解釈する。すなわち、必ずしも自己完結的に複製する機能がなくとも、ウイルスのように環境としての他種の個体に働きかけ、その助けを借りて自己を複製してもかまわない。要するに正確な複製がつくられて広がっていくものであれば何でもよい。

この観点からは、DNAやRNAによる遺伝子だけでなく、計算機の記憶装置やネットワークの中を飛び回っているプログラムやデータの符号 (code) も自己複製子である。したがって、現在の世界では、geneとmemeとcodeが自己複製子の資格を持っている。本来デジタル的なコピーでないと正確に自己を複製することはできないので、実体のはっきりしないmemeを情報に含めることができるか否かは議論の余地があるが、ここでは含めて考える。

すなわち、進化論の対象は自己複製子としての情報である。進化的本質は情報にあって、世界の基本はgene、memeとcodeからなる利己的な自己複製子、すなわち「利己的情報」の生き残り競争で成立している。

情報を基礎にして前述のようにメディアを拡張解釈することができる。すなわち、利己的情報の乗り物はメディアである。メディアは情報の「延長」(拡張) である。我々人間は、codeにおける半導体メモリーやディスクと同様に、geneとmeme

の単なるメディアにすぎない。

情報自体には意味がない。意味は利己的情報の都合でメディアに付与されるものである。すなわち、自己複製子としての情報の成功に寄与することがメディアの意味（価値）である。このように考えれば情報の意味論で悩む必要がない。

3.6 利己的情報の相互作用

memeやcodeも自己複製子としてgeneと同列に扱えば、ある自己複製子がコミュニケーションするために、すなわち、他の遺伝子を操作する際に使用したメディアが、それ自体別の遺伝子になっている場合が考えられる。例えば、CD-ROM化された聖書は宗教memeのメディアであると共に、そのデジタル文字列はcode情報そのものである。CTなど診断メディアの医用画像もデジタル化されれば遺伝子である[4]。

このような場合、それらの相互関係をgeneとmemeとcodeを跨った「寄生」と「共生」の概念でとらえることができる。例えば、世界人口会議において家族計画に強く反対した勢力はカトリックやイスラムの宗教家であった事実は、geneとmemeの共生を示している。すなわち、geneの乗り物であると同時にその宗教memeの乗り物にもなっている個体において、geneとmemeが共生していると考えれば説明が付く。子供は母親や父親の宗教memeを引き継ぐので、そのような個体のgeneが増えることと、その宗教memeが増えることは同義である。子供をつくることに熱心でない宗教memeは長続きしないだろう。

著作権もgeneとmemeとcodeの間の相互作用である。著作物は、本来著者に乗っているgeneやmemeがコミュニケーションによって他のgeneやmemeを操作するために使ったメディアである。ところが印刷術やデジタル技術の発展によって単なるメディアであった音や文字や画像がそれ自身codeとして自己複製子になってしまった。利己的情報となったcodeが自分で勝手に複製して著者の意図（コミュニケーションの目的）をこえて増殖してしまうと、もとのgeneやmemeの利益に反

する、あるいは操作の結果得られるべき利益が減る。宿主を著作物や作品のcode、寄生者を著者のgeneやmemeと考えれば、これは一種の寄生と共生の問題になる。寄生者は宿主を生かさず殺さず最大限に甘い汁を搾り取れるように寄生戦略を発達させる。これが著作権や知的財産権の概念である。

4. 電子カルテ普及のシナリオ

メディアとしての診療録やカルテについて考える。現状のカルテはほとんど医師の覚え書きである。カルテは医師の臨床的memeのメディアで、その著作権者も操作対象も医師自身である。電子的にデジタル情報となってcode化したカルテが勝手に増殖すると医師にとって何か良いことがあるだろうか。患者プライバシー漏洩の責任を問われたり、誤診を指摘されたりして不利益を被る可能性が増えるだけである。したがって、医師のmemeとしてはカルテcodeの勝手な増殖を押さえねばならない。一番確実な方法はそもそもcodeにしないこと、つまり電子カルテを使わないことである。すなわち、医師meme側からはカルテを電子化する動機は無いという結論になる[6]。

もちろん、医学者として科学的臨床研究を推進したいmemeや、万人の公共的な健康増進に寄与すべきとする博愛memeからみると別のシナリオが書けるかもしれない。

他方、患者のgeneにとって肖像権所有者として自分だけにカルテの情報を開示してもらうことや、セカンドオピニオンを得るために特定の医師にカルテを見せることは当然の要求であるが、そのカルテcodeが大量に増殖して有利な点があるだろうか。持病や遺伝子的欠損が知られて生命保険に加入しにくくなる、結婚や就職に差し障るなどの不利はすぐに考えつくが、自分のカルテをひろく世間に知らしめることで、より良い配偶者を得て多くの孫をつくることができると考えるgeneは少ないだろう。

結局、医師と患者の利己的遺伝子のレベルで見れば、カルテの利己的code化を進める動機は乏し

いことがわかる。

次に医療経済学の枠組みを使って、電子カルテが普及する条件を考えてみよう。医療サービスを構成する3つの主体は、提供者（医師・医療機関）、消費者（患者）、支払者（保険者・健康保険組合）である。これらは相互に独立な一種のmemeである。これらの3者が相互に相手进行操作しあうことによって、お互いに寄生と共生の関係を築き、国や時代によって異なる医療制度の下である種の平衡状態を実現している。

電子カルテの普及は医用画像を含む診療録がデジタル化され、いろいろな施設間で交換できる状態と等価である。電子カルテの出現によって現在の安定状態が次の平衡状態へ遷移する可能性が高い。どのような平衡状態に遷移するかを検討してみよう。

従来、医師、患者、保険者の3者が相互の操作（コミュニケーション）に用いていた手段（メディア）は、それぞれ、1）患者から医師へは患者の全身、2）医師から患者へは診察と紙に書かれたカルテに基づいた診断と治療、3）患者から保険者へは保険料金（天引きされる場合が多い）、4）保険者から患者へは医療費のお知らせや保険料率・患者窓口負担金の調整、5）医師から保険者へはいわゆるレセプトとその裏付けとなるカルテ、6）保険者から医師へは出来高払いの医療費、などであった。病んでいる自らの身体、臨床的診断や治療、レセプトによる医療費支払請求などと比較して保険者がもっているコミュニケーションのメディアは強制力に乏しいきらいがある。

カルテのデジタル化とはカルテ自体の自己複製子化、すなわち利己的情報化である。情報化したカルテは自ら複製増殖して拡散しようとする。したがって、メディアとしてのカルテの性質が紙の時代と比べて大きく変化し変容する。

上述のように、医師や患者にとって電子カルテは必ずしも従来より有利なメディアではない。一方、支払者（保険者）の立場から見ると事情が異なる。すなわち、カルテが標準化されネットワークを介して交換可能となれば、従来は困難であつ

た供給者（医師・医療機関）間の医療実態の定量的比較が可能になり、医療監査や医療費支払いの査定等を通じて供給者へ圧力をかけやすくなる（利用度管理）。同時に消費者（患者・被保険者）の動静もデータベースとして完全に把握できるので、個別の指導（症例管理）で医療費支払いの削減が容易になる。

電子カルテは支払者が供給者と消費者を強力に操作できる新しいメディアとして再登場する。発信者に有利なメディアが成功するという原則から、電子カルテは支払者によって使われれば、メディアとして成功するにちがいない。

利己的情報化した電子カルテは、支払者と共生すれば複製増殖のチャンスが広がるが、医師（著作権者）や患者（肖像権者）と組んだ場合にはセキュリティ機構を付与されて自由に拡散できないように制御される。すなわち、電子カルテにとってみれば寄生されるて不利になる。医師や患者にとっては電子カルテの繁殖能力を奪う方が都合がよいので、カルテcodeは遺伝子として生き残れないかもしれない。

結局、診療録のデジタル化に際して、医療サービス支払者が供給者（医師・医療機関）と消費者（患者）を管理するメディアとして電子カルテを開発すれば、そのコスト負担も合理的で成功する可能性が高い。しかし、医療機関や患者のメディアとして開発された場合は、自己複製子としての利点を活用できないので、自然な増殖普及は困難である。

5. まとめ

計算機やネットワークのデジタル化された符号を遺伝子やミームと同等に扱って、すべて「利己的情報」とひとくくりに考える立場から、いわゆる電子カルテの将来について考察した。

主張の要点は、符号化したメディアも遺伝子と同じ自己複製子の性質を持つこと、自己複製子はメディアを介して互に操作し干渉すること、そして発信者に有利で好まれるメディアが普及することである。

カルテ・診療録は電子化で利己的情報となって永遠の生命を得る。従来、紙に書かれたカルテは医師にとって患者や保険者を操作するための重要なメディアであったが、電子カルテは逆にむしろ保険者にとって有利なメディアへと変容する。利己的情報カルテにとっても保険者と共生する方が増殖の機会が多く有利である。

文 献

- [1] R. ドーキンス（日高敏隆，他訳）：利己的な遺伝子，紀伊国屋書店，1991.
- [2] 山村則男，他：寄生から共生へ，平凡社，1995.
- [3] M. マクルーハン（栗原裕，他訳）：メディ

ア論，みすず書房，1987.

- [4] 湊小太郎：PACS普及促進因子に関する一考察，MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 12(2), 156-161, 1994.
- [5] 湊小太郎：情報通信メディア進化論序説，新医療，22(7)，78-81, 1995.
- [6] 湊小太郎：遺伝子としてのカルテとメディアとしてのカルテ，医療情報学，6(2)，152-155, 1996.
- [7] 湊小太郎：遠隔医学カンファレンスシステム—ボーダーレスプロジェクト始末記—，BME, 12(11)，47-53, 1998.

[論文]

強化学習法に基づく医用画像のセグメンテーションおよび関心領域の抽出

白井 幸也[†], 蔡 篤儀^{††}, 小島 克之^{†††}, 山田 功[†]

[†]岐阜工業高等専門学校専攻科・電子システム工学専攻・〒501-0495 岐阜県本巣郡真正町

^{††}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

(2000年2月5日, 最終2000年3月17日受理)

Medical Image Segmentation and Detection Based on Reinforcement Learning

Yukiya USUI[†], Du-Yih TSAI^{††}, Katsuyuki KOJIMA^{†††} and Isao YAMADA[†]

[†]Course of Electronic System Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu, 501-0495, Japan

^{††}Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Niigata University
Asahimachi-dori 2-746, Niigata, 951-8518, Japan

^{†††}Faculty of Administration and Informatics, University of Hamamatsu
Miyakoda-cho 1230, Hamamatsu-shi, Shizuoka, 431-2102, Japan

(Received February 5, 2000, in final form, March 17, 2000)

Abstract: Reinforcement learning (RL) is an approach to machine intelligence. It combines the fields of dynamic programming and supervised learning to yield powerful machine-learning systems. The RL appeals to many researchers because of its generality. However, it has not been used yet in the field of image processing. In RL, the computer is simply given a goal to achieve. The computer then learns how to achieve that goal by trial-and-error interactions with its environment. Of the RL methods Q-learning is a typical learning approach. In this paper, we present a novel method for image segmentation based on the Q-learning. Additionally, we illustrate the proposed algorithm and demonstrate its effectiveness for image contour extraction and region-of-interest detection using three medical images. Our preliminary results are promising.

Key words: artificial intelligence, reinforcement learning, image contour detection, image features

1. はじめに

画像処理の分野においては近年, 従来から頻繁に用いられる手法以外に, 人工知能分野での遺伝的アルゴリズムやニューラルネットワークなどが多く利用されてきた。それは, 時代の発展と共に人間の頭脳のような柔軟な対応が画像処理にも必要とされてきたからである。保健・医療分野においてもこのような画像処理技術が強く望まれ, 急

速に進歩しつつある。とりわけ知的処理の高度化が著しい。一方, 人工知能での強化学習[1-8]の研究は, 古くはコンピュータによる学習に関する先駆的研究として, 有名なChecker Playerにまでさかのぼることができる[2, 9]。強化学習は現在, ロボット制御への工学的応用が活発化している。しかし, 画像処理分野ではまだ使われていない。本研究では, 強化学習を用いた画像の領域分割法を提案する。本手法の有効性を検証するため, MR

心臓画像から心室輪郭抽出，およびマンモグラムから微小石灰化・腫瘍影の抽出を行う。

2. 強化学習法

強化学習法は行動科学の分野で用いられてきた用語である。ラットなどの動物に，ある行動を起こした時だけえさなどの報酬を与えるという操作を繰り返すと，その行動パターンが徐々に強化され，その後，実際には報酬が与えられなくても，同じ状況に置かれるとその行動を起こすようになる[2]。一方，人間は，自分自身の置かれている環境の情報構造が分からない状態であっても，自分の行っている制御がうまくいっているかどうかという情報だけを用いて，環境に対する制御方法を改善していくことができる[10]。工学における強化学習の研究は，人間がこのような適応的に行っている制御の方法を機械に肩代わりさせることを目的としている。すなわち，強化学習とは，実際にとった行動に対して環境から報酬あるいは罰が与えられることによって，徐々に環境に適応していく学習である。試行錯誤を通じて学習する強化学習法は，人間のエキスパートが得た解よりも優れた解を見出す可能性があり，特に不確実性や計測困難な未知パラメータが多い場合，人間では対処しきれない場合を想定し，その効果が期待されている。本研究では，実際の学習時には，強化学習法の代表的アルゴリズムの1つであるQ学習(Q-learning)を用いて行う。

強化学習において，学習者としては環境の中で行動を起こす「エージェント(agent)」，例えば自律移動ロボットや動物個体が想定される。このとき，「状態(state)」とは学習システムにとっての外部からの入力であり，環境からの感覚入力や学習者の内部状態，あるいはそれらの組み合わせでもよい。実際にとった「行動(action)」に対して「環境(environment)」から報酬あるいは罰が与えられるが，報酬の大きさは多くの場合，過去の数ステップの行動系列に対して決定される。学習の目的は，ある時間長さにわたる報酬の重み和を最大化することである。報酬と罰を合わせて「強

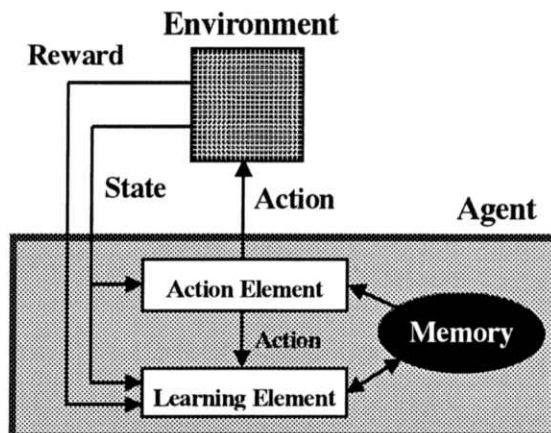


Fig.1 The general flow of reinforcement learning.

化信号(reward)」と呼ぶ。

強化学習システムは一般に状態に関する評価を決める部分である「学習要素」と，状態から次の行動を決定する「実行要素」に分けることができる。各要素と情報の流れの関係を図示するとFig.1のようになる。実行要素では，学習で得た状態の評価の見積もりをもとに行動を決定する。しかし，その時点の評価見積もりを最大にするような行動選択が，必ずしも最適な決定となるとは限らない。なぜなら，強化学習では学習者の経験は学習者自身の行動に強く依存するからである。したがって，環境に対して十分な探検(exploration)を行う必要がある。

強化学習法の一手法として本研究で使用したQ学習とは，Watkinsによって提案されたものであり[11]，学習では，状態と行動の組に対する評価を見積もる。この評価を「Q値」と呼び，状態と行動の組から評価の見積もりを導く関数を「Q関数」と呼ぶ。時刻 t において，状態 x_t にあって行為 a_t を選択した結果，状態は x_{t+1} となり，強化信号 r_t を得たとすると，更新すべきQ値，すなわち $Q(x_t, a_t)$ の変更幅は次のように定義される。

$$\Delta Q(x_t, a_t) = \alpha \{ r_t + \gamma \max_b Q(x_{t+1}, b) - Q(x_t, a_t) \} \quad (1)$$

α は学習率であり， $0 < \alpha \leq 1$ なる定数である。 γ

は割引率($0 \leq \gamma < 1$)である。つまり、次のステップで最適と思われる行為を選択したときに得ることができると思込まれる評価の見積もり $\max_b Q(x_{t+1}, b)$ を1段階だけ割り引いた値と、そこで得た強化信号 r_t の和に $Q(x_t, a_t)$ を近付ける。このことから、 $\max_b Q(x_{t+1}, b)$ を最適な行動を取った時の、学習者における現在から未来にわたる強化信号の重み和に近付けることができる。

3. 医用画像分野への応用

3.1 MR心臓画像輪郭の抽出

輪郭抽出における処理の流れをFig.2に示す。まず、学習用画像に対する処理手順を以下のSTEP 1～STEP 3に示す。

STEP 1 学習用画像から、1次特徴量である画素値と統計的2次特徴量である2次モーメント、コントラスト、濃度相関、エントロピーを抽出する。すなわち1画素に対しては5つの特徴情報を与えるものとする。2次特徴量は濃度共起行列から算出する [12]。ここで、従来の1枚の画像から1つの濃度共起行列を作成するのではなく、1画素に対して、その画素を中心とした13×13のマトリックス・サイズ画像の濃度共起行列を1つ作成し、全ての画素に対して統計的2次特徴量を求める。

STEP 2 強化学習を学習用画像に対して行う。

STEP 1で得た画像特徴情報を学習し、それぞれの値に対し、抽出領域と非抽出領域の2値への決定を、記憶に基づいた試行錯誤で行う。すなわち、試行錯誤の中で抽出領域を変化させ、目的部位画

像の抽出を試みる。この最適な抽出領域の選定を行う方法として、強化学習法の代表的なQ-learningを導入する。

Q-learningの処理手続きは、(状態 s × 行動 a) 個のエントリを持つ2次元配列変数 $Q(s, a)$ を用意し、以下のように環境との相互作用に応じて変数を修正する [13]。

- (1) エージェントは環境の状態 S_t を観測する。
- (2) エージェントは任意の行動選択方法 (探索戦略) に従って行動 a_t を実行する。
- (3) 環境から報酬 r_t を受け取る。
- (4) 状態遷移後の状態 S_{t+1} を観測する。
- (5) 以下の更新式でQ値を更新：

$$Q(s_t, a_t) = (1 - \alpha) Q(s_t, a_t) + \alpha [r_t + \gamma \max_a Q(s_{t+1}, a)] \quad (2)$$

- (6) 時間ステップ t を $t+1$ へ進めて手順(1)へ戻る。

ここで、 $\max_a Q(s_{t+1}, a)$ は状態 s_{t+1} で最大のQ値を持つ行動のQ値を意味する。

この時、強化学習法における、「エージェント」、「環境」、「状態」、「行動選択方法」、「行動」、および「報酬」等の本研究に対する対応関係を次のように置く。

- ・「エージェント」は画像領域抽出に最適な選択行動を、状態に評価を与え学習する代行者である。
- ・「環境」を領域抽出画像とする。
- ・「状態」：5つの特徴量を256階調化した領域を、抽出領域は白、非抽出領域は黒とし、そのどちらも存在する空間として状態を置く。
- ・「行動選択方法」はQ値をもとに決定するものとし、最大のQ値をもつ行動を選択する。Q値に差が無い場合はランダムで行動を選択する。
- ・「行動」を状態での抽出ルートの検索とする。
- ・「報酬」は抽出したい部位を人間が入力し、それに対する環境の適応度に比例して報酬を与える。報酬を与えるタイミングを適応度が試行錯誤の中で、過去の適応度以上となった場合に与えるものとする。100%の適応度で+10を与える。本来、報酬とは学習者にとって確率的に与えられるべき値である。ここでは、報酬を与え

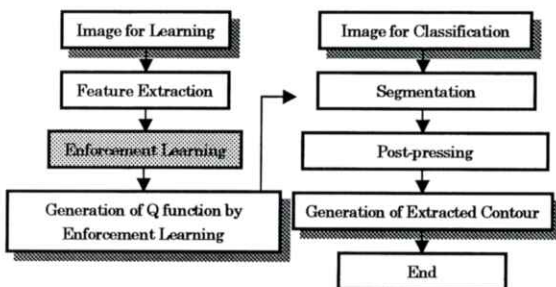


Fig.2 Flow of reinforcement learning-based image processing.

るために、初期に人間の設定を必要とするため、完全な自己学習とは言えない。しかし、学習用画像に対して、学習によって輪郭抽出に有効なQ値を得ることがこの強化学習法を用いた目的である。したがって、学習で得たQ値を輪郭抽出に有効な特徴量に対する記憶とする。このように対応させることで、強化学習を可能

とし処理を行った。

STEP 3 STEP 2での処理によってQ関数が生成される。以下の処理に対してこれを利用する。

STEP 1～STEP 3の処理は学習する際、常に同じQ関数（記憶）を利用し数枚の学習用画像に対して、これを繰り返す。

次に、判別用画像に対する処理手順についての

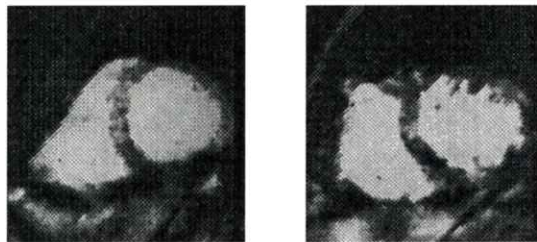


Fig.3 Images for learning

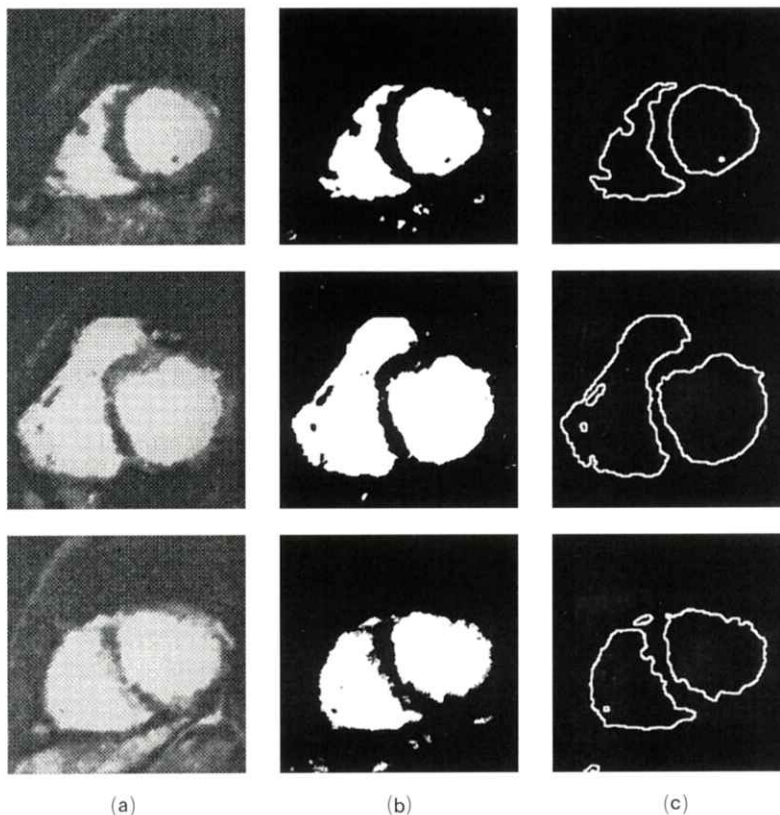


Fig.4 Input and output images. (a) original images, (b) after segmentation, and (c) after contours extraction.

詳細をSTEP 4～STEP 6に示す。

STEP 4 判別用画像に対して、STEP 1と同様に特徴量抽出を行う。

STEP 5 強化学習により得たQ関数（記憶）をもとに目的画像を抽出し2値化する。

STEP 6 後処理として、STEP 5で得た画像に対して雑音除去と1次微分を施し画像輪郭抽出を行う。

Fig.3は学習画像であり、この2枚の画像を学習した後、Fig.4(a)の3例の原画像に対し領域抽出を行う。Fig.4(b)がその処理結果である。Fig.4(c)は、Fig.4(b)を1次微分処理することで得た画像輪郭である。

3.2 マンモグラムにおける微小石灰の抽出

微小石灰化の抽出において、強化学習法での、「エージェント」、「環境」、「状態」、「行動選択方法」、「行動」、および「報酬」等の本研究における対応関係を次のように置く。

- ・「エージェント」は状態に評価を与え、画像における異常部位の抽出に最適な選択行動を学習する代行者である。
- ・「環境」を処理画像とする。
- ・「状態」を処理画像から特徴量を抽出した値とする。エージェントは特徴量から画像状態を認識する。

- ・「行動選択方法」はQ値をもとに決定するものとし、最大のQ値をもつ行動を選択する。Q値に差が無い場合はランダムで行動を選択する。
- ・「行動」を現在の状態の下で、次にすべき画像処理手法の選択とする。具体的には、反転・（処理画像－原画像）・（処理画像×処理画像）・（原画像－処理画像）・各種マスク処理・レベル補正・2値化等の簡易な処理手法を用いた。
- ・「報酬」は抽出したい部位（微小石灰）の、大きさと形を指定し、それに対する環境（処理画像）の適応度に比例して報酬を与える。具体的には5～30pixelの大きさで、円形度を0.5以上の形状とした。

このように対応させることで、強化学習を可能とし抽出処理を行った。

具体的に本手法の処理手順をFig.5に示す。

STEP 1 Agentは現在の画像状態を観測する。

STEP 2 エージェントは幾つかの画像処理手法を擬似的に実行し、画像の新しい状態を見積もり、その中で、最も報酬が得られそうな行動1つを選択して行動をとる。

STEP 3 新しい画像状態に遷移し、そこで要求している部位が抽出できたかどうかを判定し、それに合わせて報酬を受け取る。

STEP 4 遷移した画像状態を観測する。

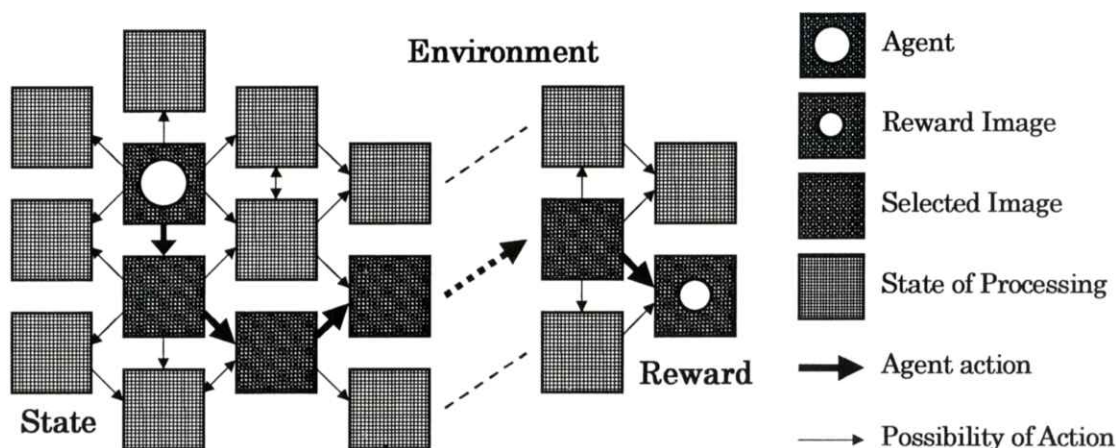


Fig.5 The flow of our proposed method for detection of microcalcification and tumor candidate regions.

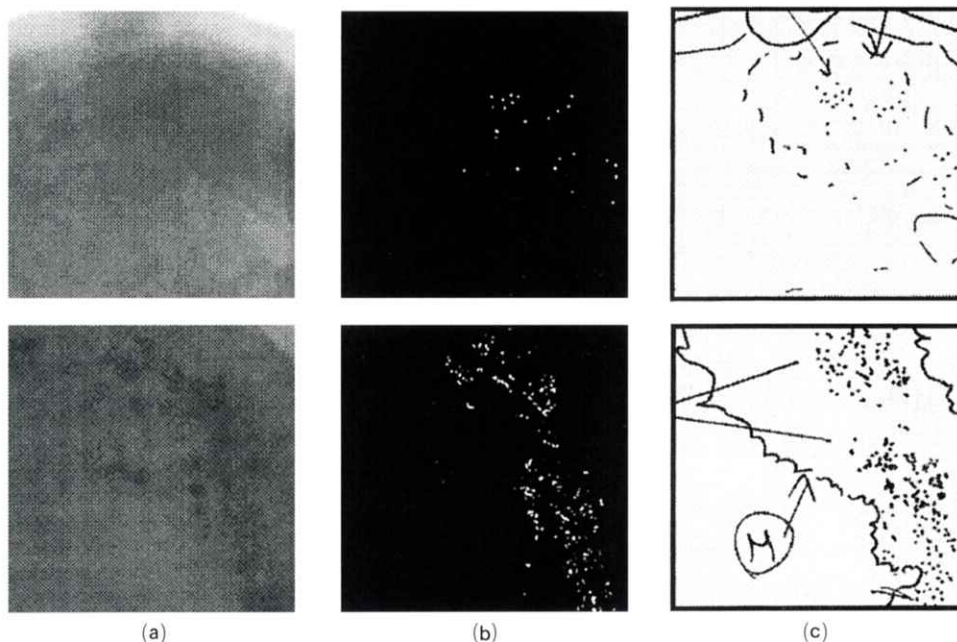


Fig.6 Example of mammograms. (a)original images, (b)processed images, and (c)sketches drawn by an experienced doctor.

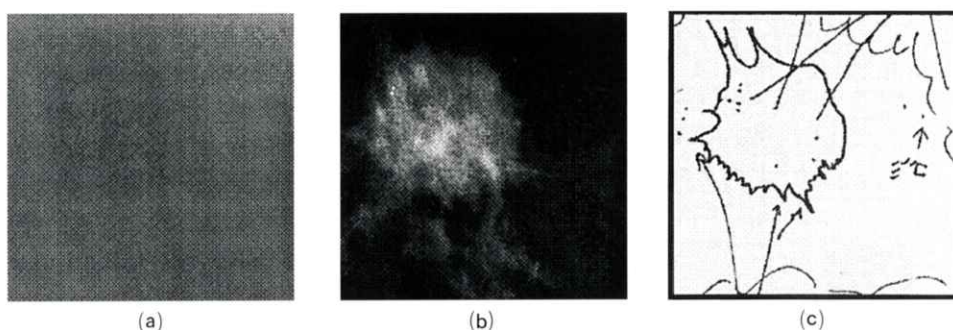


Fig.7 Input and output images. (a)original image, (b)processed image, and (c)sketches drawn by an experienced doctor.

STEP 5 Q値を(1)式を参照に更新する.

STEP 6 時間ステップを進め, STEP 1に戻る.

以上の処理を繰り返すことで, エージェントは報酬が十分に得られる画像状態を得る. 報酬を得るまでの処理をさらに繰り返すことで, 簡易な画像処理手法であっても, ある手順で連続的に使用することで, 抽出困難な部位での有効な画像領域抽出が可能となる.

以上のような手法の下で, マンモグラムから, 微小石灰化の抽出を行う. 以下にその結果の2つの例を示す. Fig.6(a)はマンモグラムである. Fig.6(b)は本手法を用いた結果画像であり, Fig.6(c)は, 医師によるスケッチである[14].

3.3 マンモグラムにおける腫瘍影の検出

腫瘍影の抽出で, 強化学習法における, 「エージェント」, 「環境」, 「状態」, 「行動選択方法」, 「行

動」等の、本研究での対応関係は、3.2で述べたものと同様である。

「報酬」でもほぼ同様であると言えるが、腫瘤影には微小石灰と異なり、その大きさが異なる。したがって、報酬は抽出したい部位（腫瘤影）の、大きさと形を新たに指定し、それに対する環境（処理画像）の適応度に比例して報酬を与える。具体的には200pixel以上の大きさで、円形度を0.8以上の形状とした。

このように対応させ、同様に抽出処理を行った。

以上の様な手法により、マンモグラムから腫瘤影の抽出を行う。以下にその結果を示す。Fig.7(a)はマンモグラムである。Fig.7(b)は本手法を用いた結果画像であり、Fig.7(c)は医師によるスケッチである[14]。

4. 考察

MR心臓画像輪郭の抽出においては、Fig.4に示す結果を得た。(a)の原画像で強化学習を用いた領域抽出を行った結果、(b)の領域抽出画像を得た。原画像の右心室と左心室の間が非常に判別しづらい領域になっているが、領域抽出結果では明確に抽出された。さらにこれに後処理をした結果、(c)の輪郭抽出画像を得、目的とする輪郭の抽出に成功したといえる。適用した5つの特徴量は、それぞれの特徴情報を画像に変換し有用であることの確認を行った上で用いた。この特徴量を用いたことにより、画像状態のより詳細な識別が可能となった。教師付きニューラルネットワークでは解を断定的に与え、それをバックプロパゲーションにより繰り返し学習させるのに対し、本手法では、解を学習によりエージェントが探し出す点が大きく異なる点である。

マンモグラムにおける微小石灰の抽出はFig.6に示す結果を得た。(a)の原画像で本手法を用いた結果、(b)の抽出画像を得た。(c)は医師のスケッチであり、これと抽出結果の比較をしたところ、抽出画像の非常にわずかな情報の欠落があったが、ほぼ微小石灰の抽出ができたといえる。

また、マンモグラムにおける腫瘤影の検出では

Fig.7に示す結果を得た。(a)の原画像は、腫瘤影が非常に発見しづらいものであるが、本手法を用いた(b)の検出結果では、非常に明瞭な結果を得た。(c)の医師のスケッチと比較しても非常に優れた検出ができたといえる。

以上のことから、本研究での強化学習の導入は非常に良好な結果を得たと判断してよい。しかし、学習時間において始めの学習では数時間かかってしまうことが確認された。またその後の学習と処理には、類似した状態の処理を繰り返すため、数分または数秒で処理が可能であることが確認された。

5. まとめ

本論文では、まだ画像処理には用いられていない強化学習法に基づく画像セグメンテーション法を提案した。また、MR心臓画像の心室輪郭抽出、マンモグラムでの微小石灰の抽出、および腫瘤影の検出への適用を行い、提案手法の有効性を確認した。今後、ここで提案した手法を用いたコンピュータ支援画像診断システムの開発を行っていく予定である。また、強化学習法を用いる学習速度の高速化等も検討課題の1つである。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、MR画像の提供と討論をしていただいた平田循環器病院の富田政明医師に感謝する。また、マンモグラム画像データは、コンピュータ支援画像診断学会のマンモグラフィデータベースを利用した。

文 献

- [1] Sutton RS and Barto AG: Reinforcement Learning: An Introduction (Adaptive Computation and Machine Learning) 3-23, 164-192, The MIT Press, Cambridge, 1998.
- [2] 畝見達夫: 強化学習, 人工知能学会誌, 9(6), 830-835, 1994.
- [3] 宮崎和光, 小林重信: 離散マルコフ決定過程下での強化学習, 人工知能学会誌, 12(1), 3

-13, 1997.

- [4] 木村元, Kaelbling LP: 部分観測マルコフ決定過程下での強化学習, 人工知能学会誌, 12(1), 14-22, 1997.
- [5] 浅田稔: 強化学習の実ロボットへの応用とその課題, 人工知能学会誌, 12(1), 23-28, 1997.
- [6] 神谷昭基: 強化学習を用いた発電プラント起動スケジューリング, 人工知能学会誌, 12(1), 29-36, 1997.
- [7] 三上貞芳: 強化学習のマルチエージェント系への応用, 人工知能学会誌, 12(1), 37-41, 1997.
- [8] 上田完次, 下原勝憲, 伊庭斉志: 人工生命の方法, 92-93, 工業調査会, 東京, 1995.
- [9] Samuel AL: Some studies in machine learning using the game of checkers, IBM J.3(2), 210

-229, 1959.

- [10] 片山 晋, 武市正人, 小林重信: 満足化原理に基づく強化学習のための確率的探索戦略, 人工知能学会誌, 13(6), 971-980, 1998.
- [11] Watkins CJH and Dayan P: Q-learning, Machine Learning 8(1), 55-68, 1992.
- [12] 村上伸一: 画像処理工学, 86-99, 東京電機大学出版局, 東京, 1996.
- [13] 木村元, 宮崎和光, 小林重信: 強化学習, http://www.fe.dis.litech.ac.jp/gen/edu/RL_intro.html, 2000.
- [14] コンピュータ支援画像診断学会編: マンモグラフィーデータベース, コンピュータ支援画像診断学会, 小金井市, 1995.

[論文]

マルコフ確率場に基づく動的輪郭モデルを用いた 医用画像からの臓器の輪郭検出

吉田 幸司, 中森 伸行, 吉田 靖夫

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎
(2000年2月5日, 最終2000年3月24日受理)

Detection of Organ Contour in Medical Images Using an Active Contour Model Based on Markov Random Field

Koji YOSHIDA, Nobuyuki NAKAMORI and Yasuo YOSHIDA

Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606-8585, Japan
(Received February 5, 2000, in final form, March 24, 2000)

Abstract: We have proposed a new method for detection of organ contours in medical images. Our method is modified active contour model by replacement of edge information of image with region information, such as average, variance of pixel values and stochastic property based on Markov random field, which allow us to introduce rules of image property. And we have introduced the technique to split the contour, which has an intersection due to noise or small organs in images. We applied this method to three-dimensional (3-D) computed tomography (CT) images and compared with results by previous methods. As a result, proposed method detected the organ contour more correctly than the previous methods.

Key words: Markov random field, Active contour model, Segmentation, 3-D CT, Computer-aided diagnosis

1. はじめに

コンピュータ断層装置 (CT) や磁気共鳴画像診断装置 (MRI) といった新しい診断技術が飛躍的に進歩し, 3次元画像の医療診断への利用が活発になってきた. 3次元画像は情報量が多いため正確な診断に寄与する反面, 医師の読影に要する負担を増大する. したがって, 膨大な画像データから医師が医療診断に必要な情報を提供できるコンピュータ支援診断を実現することは, 非常に重要である.

我々のグループでは以前から, 高速にデータの収集が可能なコーンビーム型3次元CT画像に関する研究を行ってきた. このシステムでは平面検出

器を用い, 体軸方向の投影データも1mm程度の分解能で採取できる. その結果, 3次元再構成画像の空間分解能はどの方向の断面に対しても高い. しかし以前のように, この3次元再構成画像を限られた枚数の断層像で表示するだけでは, 3次元に再構成したCT画像を診断に利用する価値が半減する. 我々は, この3次元再構成画像から医療診断に必要な情報を医師に提供できる3次元画像のコンピュータ支援診断システムの構築を目指している.

本論文では, 3次元画像支援診断システムの一環として, 医用画像から臓器の輪郭を正確に抽出する手法を開発したので報告する.

従来から医用画像に対し, 臓器輪郭の検出方法

が研究されてきた．例えば，頭部MRI断層像からの脳の各組織の検出[1]，胃X線二重造影像からの胃輪郭線検出[2]，胸部X線像上の背部肋骨抽出[3]，肺野領域抽出[4]などがあげられる．それらの研究の多くで動的輪郭モデル[5]が用いられてきた．動的輪郭モデルは画像のエッジ情報を利用して，臓器の検出を行っている．しかし，医用画像では，臓器の輪郭線が他の臓器と重なりあったり，臓器間の境界が不明瞭である部分が多いため，正確に臓器のエッジすなわち輪郭を検出することは難しい．また，使用する画像や検出する臓器に応じたエッジフィルタなどの空間フィルタを設計し，臓器の輪郭を検出する方法が多く見受けられる．このような手法では，扱う画像や臓器が違えば画像の特性が異なるため，同一の空間フィルタを用いて全ての対象の輪郭を正確に検出することは難しい．その結果，画像や対象部位に応じて異なった空間フィルタを用いることとなり，その条件に適した画像でしか使えない．異なる条件で撮影した画像に対しては，細かく条件に応じた空間フィルタを，再度設計しなければならないのである．

我々は，動的輪郭モデルにエッジ情報ではなく領域情報を利用することを考えた．領域情報として濃度値の平均や分散に加え，画像のテクスチャの統計的性質を考慮したマルコフ確率場に基づく動的輪郭モデルを提案する．このモデルは領域情報にマルコフ確率場に基づく予測誤差を利用している．

2. 従来の動的輪郭モデル

ここでは，従来から使用されている動的輪郭モデルについて概説する．動的輪郭モデル (Active Contour Model, Snakes) [5]は，Fig.1に示すように，画像平面(x, y)上の離散点 $V_i = (x_i, y_i)$, ($i = 1, 2, 3, \dots, L$)で構成される閉曲線として定義される．この輪郭モデルでは，離散点 V_i を中心とする近傍格子内でエネルギー関数を評価し，そのエネルギー値が小さくなる位置へ離散点を移動させる．この処理を繰返し，輪郭の検出を行う．評

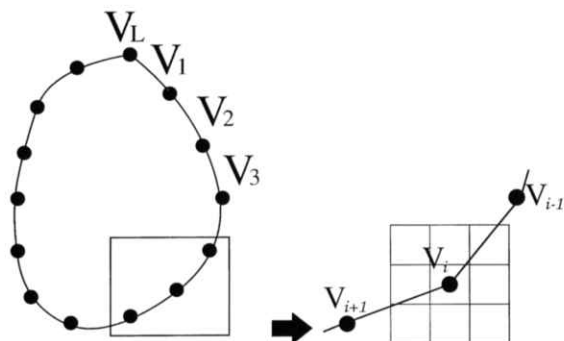


Fig.1 Active contour model

価するエネルギー関数の値が最小となると，全ての離散点はつぎに移動する点が無くなり，輪郭検出を終了する．エネルギー関数 E_{snake} は

$$E_{snake}(V_i) = \sum_i [\alpha E_{cont}(V_i) + \beta E_{curv}(V_i) + \gamma E_{image}(V_i)] \quad (1)$$

$$E_{cont}(V_i) = \|d_{ave} - \|V_i - V_{i-1}\|^2 \quad (2)$$

$$E_{curv}(V_i) = \|V_{i+1} - 2V_i + V_{i-1}\|^2 \quad (3)$$

d_{ave} : 離散点間の平均距離

と定義されている．ここで， E_{cont} は離散点間の距離とその平均距離との差であり，離散点が閉曲線上に等間隔に並ぶとき最小値となる． E_{curv} は輪郭モデルの滑らかさを示す量であり，隣り合う3点が直線上に並ぶとき最小値となる．この2つの項のエネルギーは，内部エネルギーと呼ばれ，輪郭モデルを滑らかにする働きがある． E_{image} は画像エッジに輪郭モデルを収束させる画像エネルギーである．すなわち，前処理として原画像に対するエッジパターンを作成し，エッジからの距離マップを作成する． E_{image} は，距離マップ上の探索対象の離散点とエッジとの距離で，離散点がエッジ上にあるとき最小値となる．また， α, β, γ は3つのエネルギーに関する重み係数であり，本研究では経験的な値を用いた．

この方法を用いて，医用画像の臓器輪郭を検出した結果をFig.2に示す．図中の白い閉曲線が最終的に検出された輪郭である．Fig.2から分かるように，従来の動的輪郭モデルでは臓器の輪郭が

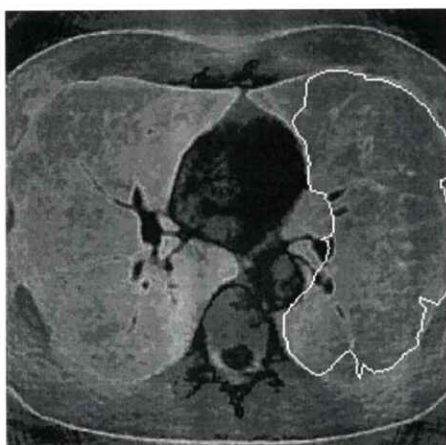


Fig.2 Detected contour by previous method

正しく抽出されていない。これは、医用画像上の臓器の輪郭が不明瞭で、臓器のエッジを正しく検出できないことに起因している。また、エッジパターンを作成するとき、閾値の設定がエッジパターンの結果に大きく影響し、対象臓器内に孤立点が存在したり、また、輪郭エッジが欠落することもある。その結果、真の輪郭から正しい距離マップを作成できず、輪郭検出に失敗することとなる。

3. 提案する動的輪郭モデル

本研究では2. 節で述べた問題点を解決するためにマルコフ確率場[6-10]を考慮した動的輪郭モデルを提案する。提案したモデルのエネルギー関数は、5つのエネルギー項からなり、

$$E_{\text{snake}}(V_i) = \sum_i [\alpha E_{\text{cont}}(V_i) + \beta E_{\text{curv}}(V_i) + \gamma E_{\text{ave}}(V_i) + \delta E_{\text{var}}(V_i) + \varepsilon E_{\text{mrf}}(V_i)] \quad (4)$$

とする。エネルギー関数で最初の2つのエネルギー項は、従来のモデル（内部エネルギー）と同じである。 E_{ave} 、 E_{var} および E_{mrf} の3つのエネルギー項は新しく加えたエネルギー項で、画像のエッジ情報の代わりにそれぞれ領域の画素値の平均、分散およびマルコフ確率場（Markov Random Field）の領域情報を用いている。また、 α 、 β 、 γ 、 δ 、 ε は、各エネルギー項に対する重み係数で、本研究では

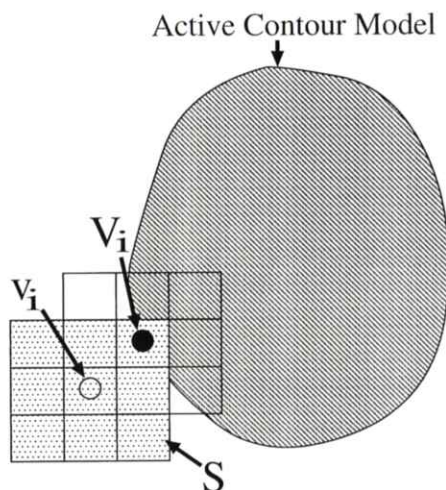


Fig.3 Region of reference : S

経験的に最適な値を用いた。これら新しく追加した3つのエネルギー項について説明する。

3.1 濃度値の平均・分散に基づくエネルギー項 (E_{ave} , E_{var})

2つのエネルギー項 E_{ave} および E_{var} は、それぞれ、対象とする2つの領域の画素値の平均および分散の差の絶対値を表す。Fig.3で示すように、輪郭モデル内の画素値の平均および分散を、それぞれ、 m_{snake} および u_{snake} とする。また、各離散点 V_i での画素値を f_{v_i} 、それに対する移動候補点 v_i を中心とした近傍領域 S 内の画素値の平均を m_s とする。このとき E_{ave} および E_{var} を

$$E_{\text{ave}}(V_i) = \left| m_{\text{snake}} - \frac{1}{k_s} \sum_{v_i \in S} f_{v_i} \right|$$

$$E_{\text{var}}(V_i) = \left| u_{\text{snake}} - \frac{1}{k_s} \sum_{v_i \in S} (m_s - f_{v_i})^2 \right| \quad (6)$$

とする。ここで、 k_s は近傍領域 S に含まれる画素の数である。 E_{ave} および E_{var} の値が0に近いほど、探索する領域 S は検出する臓器の画像特性に近い特性を持っていることを意味している。

3.2 マルコフ確率場に基づくエネルギー項 (E_{mrf})

画像の中には画素値の平均や分散が同じであっても、構造の異なるものがある。Fig.4は、同じテクスチャを90度回転させて合成した画像である。

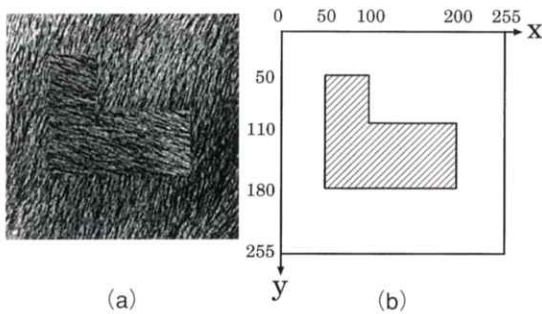


Fig.4 Composite texture image
(a) : texture image, (b) : location of (a)

2つの領域の画素値の平均および分散は当然等しい．この合成した画像の $y=150$ のラインに沿った画素値の変化をFig.5に示す． $x=50, 200$ の位置に2つの領域の境界があるが，図から2つの領域を区別することは不可能である．しかし，Fig.4(a)を観察すると，我々の目では2つの領域を識別することは可能である．

我々は，このように画素値の平均や分散が同じであってもテクスチャの異なる領域を分割するため，マルコフ確率場に基づいた手法を導入した．

マルコフ確率場を考慮すると，同じテクスチャを有する領域内の点 v_i に対する予測画素値 $\hat{f}_{v_i}$ は，その近傍領域 N_{v_i} にある点の画素値 f_{v_r} の線形和

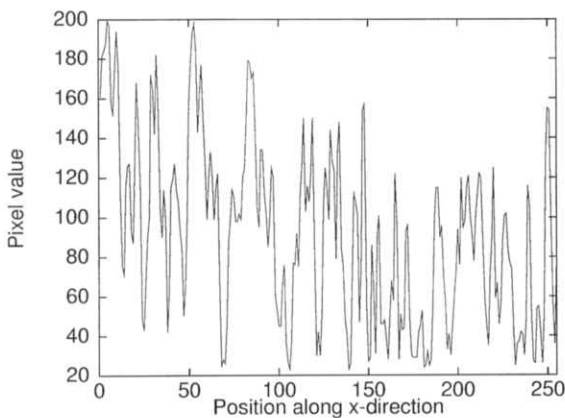


Fig.5 Pixel values along line of $y=150$

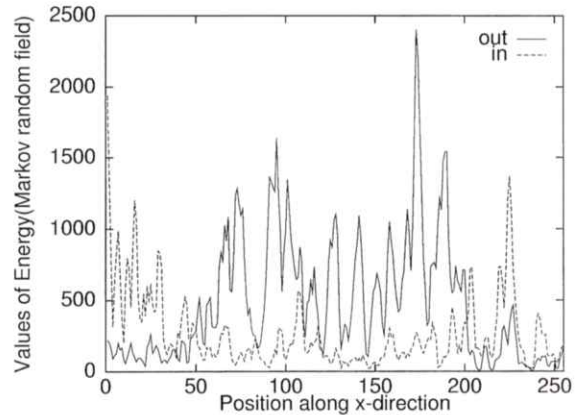


Fig.6 Values of E_{mrf} along line of $y=150$

$$\hat{f}_{v_i} = \sum_{v_r \in N_{v_i}} a_r f_{v_r} \quad (7)$$

と表されることを意味する．ここで a_r はこの領域で定まるマルコフ確率場の線形予測係数である．したがって，点 v_i に対する予測値 $\hat{f}_{v_i}$ と実際の値 f_{v_i} の差が小さければ，点 v_i は予測した領域内の点と見なすことができる．この評価関数としてエネルギー項 E_{mrf} を予測誤差の2乗平均として

$$\begin{aligned} E_{mrf}(V_i) &= \frac{1}{k_s} \sum_{v_i \in S} (f_{v_i} - \hat{f}_{v_i})^2 \\ &= \frac{1}{k_s} \sum_{v_i \in S} \left(f_{v_i} - \sum_{v_r \in N_{v_i}} a_r f_{v_r} \right)^2 \end{aligned} \quad (8)$$

と定義する．

Fig.4の $y=150$ のラインに沿って E_{mrf} を計算した結果をFig.6に示す．実線が外側の領域の線形予測係数を用いた結果であり，点線が内側の領域の線形予測係数を用いた結果である．2つの領域の境界 $x=50, 200$ を境に，外側では外側の領域の予測係数を用いた結果が，また，内側では内側の予測係数を用いた結果が小さい値となり，2つの領域を正しく分離できることを示している．

3.3 移動方向

本研究で提案した動的輪郭モデルでは仮輪郭の内側のパラメータを推定し，そのパラメータを用いて，エネルギー関数を計算している．そのため，

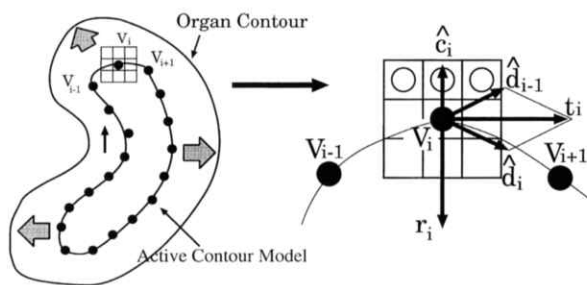


Fig.7 Moving direction at point V_i

計算の出発となる仮輪郭の初期位置を、求めたい対象物の輪郭の内側に設定する。そして、動的輪郭モデルの移動方向をFig.7に示すように常に外向きにする必要がある。我々は、提案した動的輪郭モデルでFig.7の V_i を中心とする格子内のうち仮輪郭の外側、つまり記号○で示した3つの位置だけに対するエネルギー関数の計算とエネルギーの大小比較を行うため、探索方向をつぎのようにした。

探索方向は、離散点 V_{i-1} と V_i を結んだベクトル $\hat{d}_{i-1}$ と V_i と V_{i+1} を結んだベクトル $\hat{d}_i$ から輪郭に対する接線ベクトル t_i を求める。さらに接線ベクトルから法線ベクトル $\hat{c}_i$ を次式で求める。

$$t_i = \hat{d}_i + \hat{d}_{i-1} \quad (9)$$

$$r_i = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} t_i \quad (10)$$

$$\hat{c}_i = -\frac{r_i}{|r_i|} \quad (11)$$

求めた法線ベクトルから限られた3つの候補点だけを計算すれば良く、計算時間の短縮を図ることができた。

3.4 分裂

医用画像では、求めたい対象物の中に輪郭検出を邪魔するものが存在する場合がある。例えばFig.8(a)のように、肺領域の中には血管等の細かい器官が存在する。そのような器官が存在しても、輪郭検出を邪魔されないようにしなければならない。またFig.8(b)のように、動的輪郭モデルの処理過程で輪郭線が交差することがあり、この場合

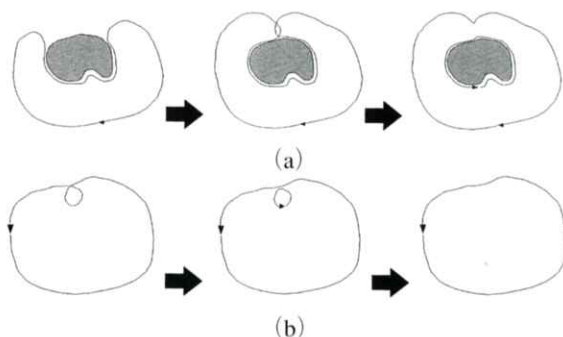


Fig.8 Illustration of splitting contour

も正確な輪郭検出ができない。

このような問題を解決する手法として、動的輪郭モデルの分裂法[11, 12]が提案されている。本研究でもその手法を取り入れた。

Fig.9に示すように、線分 $V_{i-1}V_i$ および線分 $V_{j-1}V_j$ との交差を判定する。判定は、式

$$p(V_i - V_{i-1}) + V_{i-1} = q(V_j - V_{j-1}) + V_{j-1} \quad (12)$$

を p および q に関する連立方程式として解き、

$0 \leq p \leq 1, 0 \leq q \leq 1$ を満たす p, q が存在するか否かで行う。判定の結果、交差が存在すれば、離散点 V_{i-1} と V_j とを、 V_{j-1} と V_i とをそれぞれ連結することで、輪郭を2つに分裂させる。その結果、順序づけられた2つの離散点の組 $(\dots, V_{i-1}, V_j, V_{j+1}, \dots)$ と

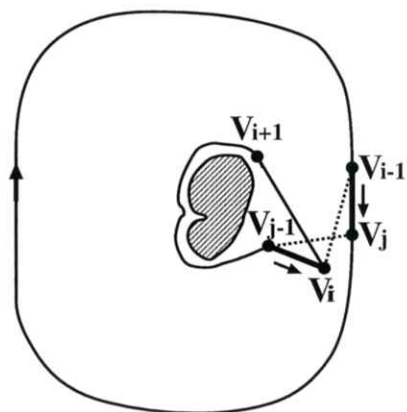


Fig.9 Method to split contour

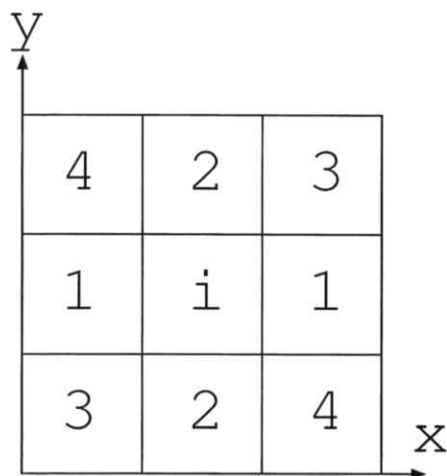


Fig.10 Coefficients a_r of the Markov Random Field model. $\{a_r | r \in N_{\tilde{r}_i}\}$

$(\dots, V_{j-1}, V_i, V_{i+1})$ に分裂した2つの輪郭ができる。

この方法を使用すれば、対象物の中の細かいエッジや孤立点が原因で生じた偽輪郭を除くことができる。その結果、初期輪郭を求めたい対象物の真の輪郭近くに与える必要がなくなり、初期輪郭の設定が非常に簡単になる。

4. 胸部X線像への適用および考察

本研究で提案した手法を3次元CT断層像に適用し、肺領域の輪郭検出を試みた。3次元CT画像はコーンビーム型CT装置で作成したもので、3次元再構成画像の2次元断層像は、画素サイズが1mm×1mm、画像サイズが256×256（画素）、階調レベル数が8bits（256レベル）である。動的輪郭モデルの重み係数には、 $\alpha=0.1$ 、 $\beta=0.1$ 、 $\gamma=0.03$ 、 $\delta=0.01$ 、 $\varepsilon=0.01$ の値を用いた。また、エネルギー項 E_{ave} 、 E_{var} および E_{mrf} を求めるのに使用した近傍領域 S の大きさを5×5、線形予測係数 a_r の配置をFig.10のように設定した。

本手法を用いた検出結果の1例をFig.11に示す。Fig.11(a)はマニュアルで入力した初期輪郭であり、Fig.11(b)が最終結果である。また、比較のため、Fig.2をFig.11(c)に再度示した。白線で示した閉曲線が輪郭の検出結果である。

従来のモデルでは E_{image} に3×3の平均値フィル

タと3×3のソーベルフィルタを使用した。

この結果から、従来の方法で検出に失敗していた図右下の肺輪郭などの部分に対しても、今回提案した手法では、ほぼ正確に輪郭を検出していることがわかる。

さらに両者の検出性能を比較するため、マニュアルで抽出した領域と2つの方法で検出した輪郭から抽出した領域の一致度を比較した。マニュアルで抽出した領域を X 、コンピュータで抽出した領域を Y とし、領域の一致度 $T(\%)$ を

$$T = \frac{N(X \cap Y)}{N(X \cup Y)} \times 100 \quad (13)$$

で求めた。ここで $N(X)$ は領域 X での画素数ある。20枚の画像で検討した一致度の結果は、従来の方法で $82.7 \pm 4.3\%$ 、今回の方法で $88.8 \pm 1.6\%$ であった。この結果からも今回提案した方法が従来の方法より優れていることが分かる。また、従来の方法の一致度に対する標準偏差が今回提案した方法に対する標準偏差の2倍以上であった。これは、従来の方法では各画像のエッジの不明瞭さやノイズに大きく依存し、画像によっては一致度が非常に悪くなることを意味している。

なお、提案したモデルの結果でもFig.11(b)の上部など検出した輪郭が実際の臓器の境界と一致していない部分があり、一致度も90%程度であった。この原因は、1) 領域 S の大きさを5×5としたことやノイズの影響を受けにくくするため、輪郭の滑らかさの評価を高くした結果細かい輪郭を検出できなかったこと、2) 探索領域のサイズの関係で実際の境界より2画素内側で検出を終了したこと、である。現在、最終段階では細かい輪郭検出のため滑らかさの評価を下げること、および、探索の終了条件を修正すること、などアルゴリズムの改良を行って検出精度の向上を目指している。

平均処理時間は、Pentium III、500MHzのPCで、従来の方法に分裂の処理を加えたとしても10秒程度あるのに対して、提案したモデルでは、30秒程度である。これは、提案したモデルでは従来のモデルと比べて、エネルギー項の数が多くなったこ

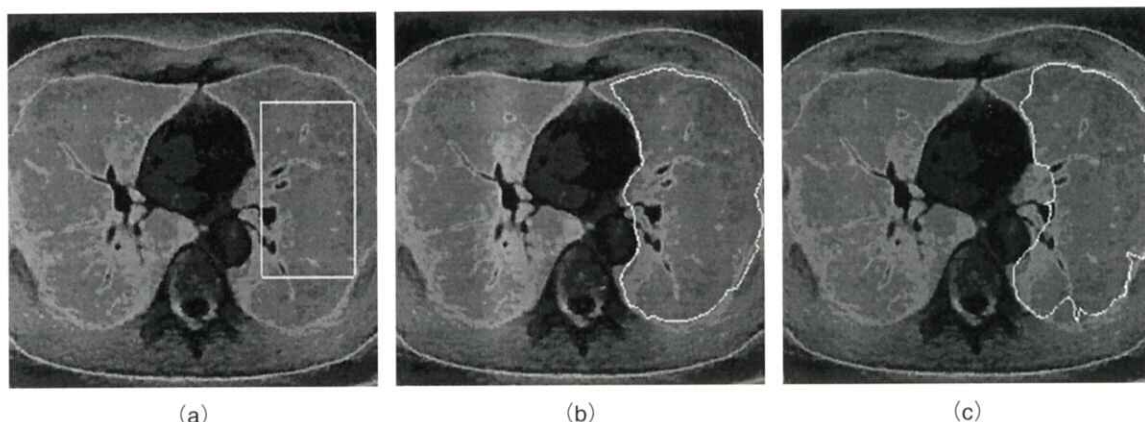


Fig.11 Detection of contour for thoracic region in CT image

(a):Initial contour by manual (b):Detected contour by present method (c):Detected contour by previous method.

と、特に E_{mrf} の計算に時間が掛かっていることが原因である。しかし、医用画像はテクスチャ画像と異なり、画素値の平均および分散(E_{ave} , E_{var})の情報である程度輪郭を検出することができる。したがって、最初 E_{ave} , E_{var} で臓器の輪郭検出をし、最終処理だけ E_{mrf} の項を加えて処理すれば、処理時間は今回よりも大幅に短縮できると考えている。

5. まとめ

本論文は、マルコフ確率場に基づいた動的輪郭モデルを用いて、医用画像から臓器の輪郭検出する方法を提案した。提案したモデルは従来のモデルに比べ、より正確に臓器の輪郭検出ができることを示した。

今回の事例では、初期輪郭をマニュアルで入力した。しかし、結果にも示したように初期輪郭は単純な形状で良いため、人体の形状を利用して自動的に初期輪郭を設定することも可能である。

また、今回は3次元CT像の1断面像に対する適用結果を示したが、既に本手法を3次元画像にも適用している。また、3次元での臓器の輪郭検出の処理では、1枚の断層像に関して輪郭を求めることができれば、他の断層像に関しては高速に輪郭を検出することが可能である。コーンビーム型3次元CTは人体の体軸方向に関しても空間分解能

が高く、隣り合う断層像の変化は小さい。したがって、求めた輪郭をつぎに検出する近接の断層像の初期輪郭に設定することが可能である。その結果、初期輪郭の精度が向上することに加え、処理時間も大幅に短縮することできる。

このように本手法は、3次元CT画像で臓器の3次元領域を抽出し、その体積等を計測するのに優れた手法であると考えている。

謝 辞

本研究に関して、コーンビーム型3次元CTの画像データを提供していただいた、放射医学総合研究所の遠藤真広先生およびソニー(株)フロンティアサイエンス研究所の佐藤一雅氏に感謝します。

文 献

- [1] Lobregt S and Viergever MA: A discrete dynamic contour model, IEEE Trans. on Med. Imag., 14(1), 12-24, 1995.
- [2] 喜多泰代: 立位充満正面像からの予測形を利用する2重造影正面像の胃領域輪郭抽出, 信学論(D-II), J74-D-II(7), 873-886, 1991.
- [3] Yue Z, Goshtasby A and Ackerman LV: Automatic detection of rib borders in chest radiographs, IEEE Trans. on Med. Imag., 14

- (3), 525-536, 1995.
- [4] 松坂匡芳, 清水昭伸, 長谷川純一, 他: 動的輪郭モデルによる胸部X線像からの肺輪郭線抽出, 信学技報, PRU95-162, 25-30, 1995.
 - [5] Kass M, Witkin A and Terzopoulos D: Snakes: Active contour models, Int. J. Comp. Vision, 1(4), 321-331, 1988.
 - [6] Chellappa R: Two-dimensional discrete Gaussian Markov field models for image processing, Progress in Pattern Recognition 2, (L.N.Kanal and A. Rosenfeld, Eds.), 2nd ed., 79-112, Elsevier Science, Amsterdam, The Netherlands, 1985.
 - [7] Chakraborty A, Staib LH and Duncan JS: Deformable boundary finding in medical images by integrating gradient and region information, IEEE Trans. on Med. Imag., 15(6), 859-870, 1996.
 - [8] Manjunath BS, Simchony T and Chellappa R: Stochastic and deterministic networks for texture segmentation, IEEE Trans. on Acoust. Speech Signal Processing, 38, 1039-1049, 1990.
 - [9] Manjunath BS, Simchony T and Chellappa R: Unsupervised texture segmentation using Markov random field models, IEEE Trans. on Pattern Anal. & Machine Intell., 13, 478-482, 1991.
 - [10] Derin H and Elliott H: Modeling and segmentation of noisy and textured images using Gibbs random fields, IEEE Trans. on Pattern Anal. & Machine Intell., 1, 39-55, 1987.
 - [11] 荒木昭一, 横矢直和, 岩佐英彦, 他: 複数物体の抽出を目的とした交差判定により分裂する動的輪郭モデル, 信学論(D-II), J79-D II (10), 1704-1711, 1996.
 - [12] 荒木昭一, 横谷直和, 竹村治雄: 交差判定により分裂・統合する動的輪郭モデルによる複数移動物体の実時間追跡, 信学論(D-II), J 80-D-II(11), 2940-2948, 1997.

[論文]

CT装置の一次X線スペクトルの解析

山崎 隆治, 隅田 伊織, 松本 政雄, 金森 仁志[†], 岡本 英明^{††}, 熊谷 年起^{††}

黒田 知純^{††}, 鈴木 隆一郎^{††}, 松本 徹^{†††}

大阪大学医学部保健学科医用工学講座・〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-7

[†]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

^{††}大阪府立成人病センター放射線診断科・〒537-0025 大阪府大阪市東成区中道1-3-3

^{†††}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 千葉県千葉市稲毛区穴川4-9-1

(2000年2月5日, 最終2000年3月31日受理)

Analysis of Primary X-ray Spectrum of CT System

Takaharu YAMAZAKI, Iori SUMIDA, Masao MATSUMOTO, Hitoshi KANAMORI[†]

Hideaki OKAMOTO^{††}, Toshiaki KUMATANI^{††}, Chikazumi KURODA^{††}

Takaichiro SUZUKI^{††} and Toru MATSUMOTO^{†††}

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

[†]Department of Electrical Engineering, Fukui University of Technology
Gakuen 3-6-1, Fukui 910-8505, Japan

^{††}Department of Diagnostic Radiology, Osaka Medical Center for Cancer and Cardiovascular Diseases
Nakamichi 1-3-3 Higashinari-ku, Osaka 537-0025, 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 263-0024, Japan

(Received February 5, 2000, in final form March 31, 2000)

Abstract: We have attempted to calculate a primary X-ray spectrum of CT (Computed Tomography) system. Dose rates of primary X-ray spectrum are very high, so we reduced dose rate by using carbon scatterer and enabled to measure 90°-scattered spectrum with a CdZnTe detector. The primary X-ray spectrum can be calculated from measured data of 90°-scattered spectrum by counting backwards. In counting backwards, we used not only Klein-Nishina coefficients but also response functions obtained by Monte Carlo methods, because Raylei scattering and multiple scattering maybe occur in carbon scatterer.

In our results, the primary X-ray spectrum calculated from response functions obtained by Monte Carlo methods are roughly equivalent to that calculated from Klein-Nishina coefficients.

Key words: 90°-scattered spectrum, counting backwards, response functions, Monte Carlo methods, Raylei scattering

1. 緒言

CT装置の最大のメリットは、体軸方向や三次

元情報の描出を可能にすることであり、これにより病巣の診断能を向上させ、放射線治療などの治療計画の際には必要不可欠なものとなっている。

しかし、CT装置から放射されるX線の線量（管電流：50～300mA）は極めて多く、患者の被曝線量や画像の画質への影響が問題となる。そのため、それらを定量的に評価することが必要である。それには、まず、基礎データとなる一次X線スペクトルを正確に測定しておくことが重要となる。また、近年、医療機器の安全管理などの面から、装置の品質保証QA（Quality Assurance）、品質管理QC（Quality Control）を導入する動きが見られ [1]、それらの指標の一つとして一次X線スペクトルを測定し、利用することが望まれる。

現在まで、様々な医用領域（乳房撮影、一般撮影等）においてX線スペクトルの測定が行われてきた[2-6]が、CT装置に関しては我々の知る限り、一次X線スペクトルを直接、測定した例はない。それは、以下に述べる理由による。

- (1) CT装置の一次X線は、撮影条件（50～300 mA）から線量率が非常に大きくなり、検出器がPile-upを起こす。
- (2) Pile-upを避けるため距離を離そうとしてもCT装置のガントリー内では限界がある（60～70cm）。
- (3) 非常にピンホール径の小さいコリメータ（ $\sim 10^{-3}\text{mm}\phi$ ）では、Pile-upを防ぐことが可能であるが、技術的にこのようなコリメータを作ることは難しい。

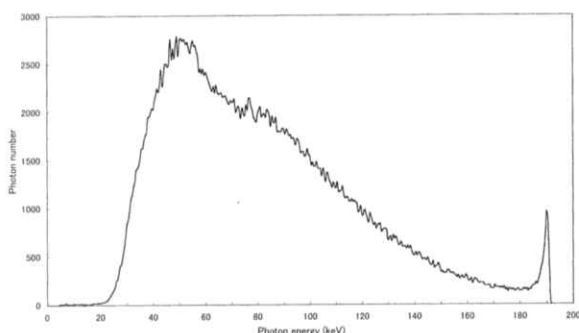


Fig.1 Raw datum of primary X-ray spectrum of CT scanner directly measured with CdZnTe detector

このような点から、CT装置の一次X線スペクトルを直接測定することは非常に困難である。ここで実際、直接測定した場合の一次X線スペクトル生データをFig.1に示す。

これは、大阪大学医学部保健学科のCT装置（東芝TCT900）を使用して測定したもので、撮影条件は管電圧120kV、管電流55mA、照射時間4.6秒である。検出器は最近開発されたCdZnTe半導体検出器を用い、コリメータはピンホールの直径0.035mmのものを使用している。Fig.1のスペクトルから分かるように、テール部分の最大エネルギーが120keVを遥かに超えており、またタングステン（W）の特性X線が区別できず（Pile-up）、一次X線スペクトルを正確に測定することができない。

2. CT装置の一次X線スペクトルの求め方

2.1 クラインー仁科の微分散乱断面積から求める方法

Fig.1に見られるように、CT装置の場合、現状では一次X線スペクトルを直接測定することは非常に困難である。そこで、1987年にMatschekoとRibberforsが考案した方法[7]を利用したものがある。それは、強度（線量率）の大きい一次X線スペクトルを散乱体に当てることで減弱させ、間接的に測定を可能にする方法である。具体的には、Fig.2に示すように散乱体である円筒形のカーボン散乱体にCT装置から放射される一次X線を当て、90°方向に散乱したX線だけを検出するというものである。この方法だと検出器によるPile-upは全

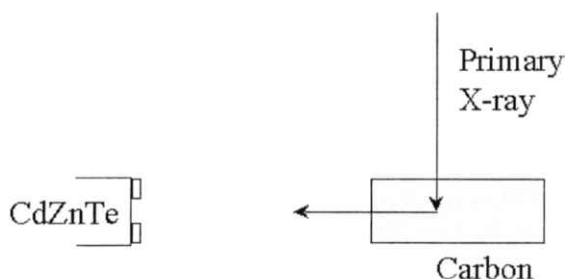


Fig.2 Measurement model for Klein-Nishina coefficients

く心配する必要はない．そして， 90° 方向に散乱したX線スペクトル（ 90° 散乱X線スペクトル）が正確に測定できれば，そのデータからクライナー仁科の微分散乱断面積の式（コンプトン散乱に関する散乱角の確率分布式[8]）を用いて，一次X線スペクトルに逆算できる．これを数式で表すと次式のようになる．

$$I(E) = \frac{S(E)}{R(E)} \quad (1)$$

$I(E)$ ：一次X線スペクトル

$S(E)$ ： 90° 散乱X線スペクトル（エネルギー変換後）

$R(E)$ ：強度の補正係数

E ：一次X線スペクトルのエネルギー

ここで， E は，

$$E = E' / (1 - E' / 511) \quad (2)$$

E' ： 90° 散乱X線スペクトルのエネルギー

$R(E)$ はクライナー仁科の微分散乱断面積の式を用いて，

$$\begin{aligned} R(E) &= \frac{\left(\frac{d\sigma_{inc}}{d\Omega} \right)_{\theta=\frac{\pi}{2}}}{\left(\frac{d\sigma_{inc}}{d\Omega} \right)_{\theta=0}} \\ &= \frac{\frac{r_0^2}{2} \cdot \left(\frac{1}{1+\alpha} \right)^2 \cdot \left(1 + \frac{\partial^2}{1+\partial} \right) \cdot S(\lambda, Z)}{r_0^2 \cdot S(\lambda, Z)} \\ &= \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{1}{1+\alpha} \right)^2 \cdot \left(1 + \frac{\alpha^2}{1+\alpha} \right), \quad (3) \end{aligned}$$

$$\alpha = \frac{E}{m_0 c^2} = \frac{E}{511}$$

と表せる．

散乱体に円筒形のカーボン散乱体を用いるのは，①人体の組織（実効原子番号）に近いこと，②高純度のものを入手しやすく，加工が容易で実験に

適している，③光電吸収による特性X線が発生しない，等の理由からである．③の意味は，検出器に特性X線が入射することではなく，一次X線スペクトルへの逆算過程で，複雑な計算を考えなくてよいということである．また， 90° 方向の散乱X線スペクトルを測定するのは，ビームの軸合わせの簡便さと，これも同様に逆算過程の煩雑な計算を避けるためである．

この測定方法は，強度の大きい一次X線スペクトルを間接的に測定する手段としては，非常に優れているものであるが，逆算に関してはいくつかの問題点もある．一つは， 90° 散乱X線スペクトルから一次X線スペクトルへの逆算に「クライナー仁科の微分散乱断面積の式のみ」を用いているので，検出されるX線光子は全てコンプトン散乱による相互作用と判断していることである．実際には，コヒーレント散乱（エネルギー変化のない散乱）も検出されるので，その影響も考慮する必要がある．もう一つは，(1)式を使って，一度に一次X線スペクトルを計算することから，カーボン散乱体内での相互作用が必然的に一回のみとなることである．カーボン散乱体内では，多数回の相互作用が起これ（多重散乱），その影響がスペクトル上に現れるのも否定できない．このような理由から，この逆算方法の問題点を改善し，その有効性を確かめる必要がある．そのために，次節のモンテカルロ法を用いて求める方法を考える．

2.2 モンテカルロ法を用いて求める方法

2.2.1 レスポンス関数の計算

90° 散乱X線スペクトルの測定データから一次X線スペクトルに逆算する場合，その両者の関係が各エネルギーにおいて，予めどのようになっているかを詳細に調べておく必要がある．そこでモンテカルロ法を用いて，各エネルギーにおける単色一次X線に対する 90° （ $90^\circ \pm 0.08^\circ$ ）散乱X線を計算する．モンテカルロ法というのは，乱数を用いて確率論的に問題を解く方法で，この場合，各エネルギーのX線光子の物質中（カーボン散乱体）での現象を確率的なモデルにして，各々の光子のhistoryを追跡し，その結果 90° 方向に散乱した各

光子数とエネルギー（レスポンス関数）を計算することになる。この方法で得られたレスポンス関数を用いて逆算を行えば、物質中で起こりうる全ての相互作用（光電吸収、コヒーレント散乱、コンプトン散乱）を含み、多重散乱した個々の光子も考慮したことになる。

具体的には、0.5keV～120keVまで、0.5keVごとの各入射エネルギー（単色線）に対して、それぞれ10万個ずつの光子をカーボン散乱体に入射し、その追跡を行って、90°方向に散乱する各光子数とエネルギーを計算する。この計算過程で、光子と物質との相互作用には、光電吸収、コヒーレント散乱、コンプトン散乱の3つを考えた。また、それぞれの相互作用での質量減弱係数（炭素）や散乱角の決定に必要なForm factor, Scattering functionは、Hubbell[9, 10]のデータ表を用いて計算し、それらをモンテカルロシミュレーションに使用した。質量減弱曲線等の近似式はExcelを使用し、多項式近似や指数近似等を用いた。シミュレーションのモデルは、測定系のGeometryと同様のものとした。シミュレーションのプログラム言語には、Visual Basic (Ver.5)を用い、その端末にはTOSHIBA DynaBook 2520のパーソナルコンピュータを使用した。

Fig.3とFig.4にモンテカルロシミュレーションで計算した、一次X線に対する90°散乱X線のレスポンス関数を示す。Fig.3の曲線は、レイリー散乱（コヒーレント散乱）、コンプトン散乱の各散乱において、横軸に入射エネルギー、縦軸に90°散乱X線の強度の相対値をとったものである。各散乱は、それぞれ空気による減弱の有無を実線（有）と点線（無）で区別して示している。空気による減弱とは、カーボン散乱体の先端から検出器までの1mの空気層による各散乱X線強度の減弱である。これらの曲線から分かることは、高エネルギーの領域（50～120keV）では、コンプトン散乱による90°散乱X線しか検出されないということである。レイリー散乱による90°散乱X線が検出されるのは、約50keV以下で、エネルギーが低くなるにつれてその強度分布が大きくなり、

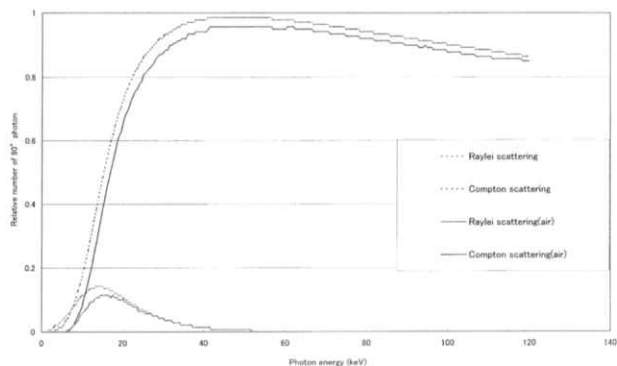


Fig.3 Response functions (relative intensity)

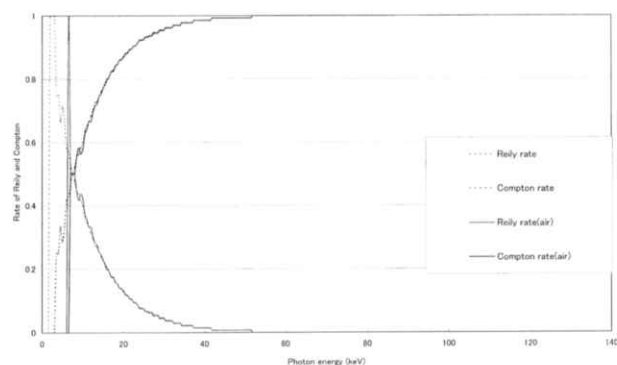


Fig.4 Response functions (scattering rate)

約17keVがピークである。また、この付近のエネルギーでのコンプトン散乱による寄与は、高エネルギー側に比べて小さくなり、さらに低いエネルギーではレイリー散乱による寄与の方が上回る。しかし、この領域の強度は、各散乱とも全体的に小さい。

Fig.4は、一次X線に対する90°散乱X線のレスポンス関数の各散乱比を示し、横軸に入射エネルギー、縦軸にレイリー散乱、コンプトン散乱の各比率をとっている。各散乱比の和は1である。また、各散乱ともそれぞれ空気による減弱の有無を区別して示している。注目すべきは、各散乱が寄与する比率で、50keV以下の低いエネルギーでは、レイリー散乱による90°散乱X線は急激に増加し、コンプトン散乱による90°散乱X線は逆に減少するということである。そして、その比は約10keVを境に逆転している。このことから、このレスポ

ンス関数を用いて一次X線スペクトルに逆算する場合、低エネルギー領域ではレイリー散乱による90°散乱X線が効いてくる可能性がある。

クライナー仁科の微分散乱断面積の式を用いた際、もう一つ問題視された多重散乱の影響については、レスポンス関数の計算途中で光子の散乱回数とその割合を計算すると、非常に小さいことが分かった。すなわち、カーボン散乱体内では一回散乱が、その殆どを占め(99.98%),残り(0.02%)は二回散乱しか起こらないことが分かった。

2.2.2 一次X線スペクトルへの逆算

モンテカルロシミュレーションで得られたレスポンス関数を用いて、90°散乱X線スペクトルの測定データから一次X線スペクトルに逆算する。その方法は、以下に示す考え方で行う。

- ① 90°散乱X線スペクトルの、あるエネルギー(E_0)の光子数に注目
- ② レスポンス関数から、 E_0 でのレイリー散乱・コンプトン散乱の光子数を計算
- ③ エネルギー変換
レイリー散乱 $\cdots \cdots E_0 \rightarrow E_0$
コンプトン散乱 $\cdots \cdots E_0 \rightarrow E(E > E_0)$
- ④ 強度変換
- ⑤ ①~④の手順を全エネルギー範囲で行い、一次X線スペクトルを計算

②は、測定された E_0 での90°散乱X線光子数に、Fig.4の E_0 での各相互作用の比を掛けることで、レイリー散乱またはコンプトン散乱によって検出された光子数をそれぞれ計算するということである。

③のエネルギー変換(コンプトン散乱)については、Fig.5に詳しく図示する。レイリー散乱に関しては、エネルギー変化のない散乱なので、検出されたエネルギー E_0 の光子数をそのまま E_0 のチャンネルに逆算すればよい。問題は、コンプトン散乱の場合で、相互作用する度にエネルギー変化を伴う。Fig.5は、120keVの単色線を入射させたときの、コンプトン散乱による90°方向に散乱さ

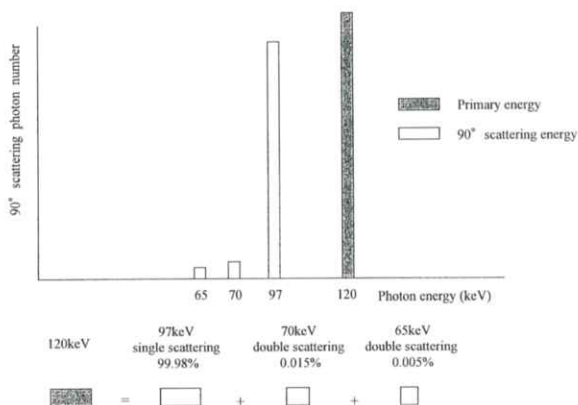


Fig.5 Energy conversions

れたX線光子で、一回散乱、二回散乱した場合ではそれぞれエネルギーが異なる(例えば、97keV, 70keV, 65keVとなったと仮定する)。しかし、これらエネルギーの異なる光子は、120keVの単色線から生成されたものと分かるので、各エネルギーの光子数を積算することにより、120keVのチャンネルに逆算することができる。実際の計算では、殆ど一回散乱(99.98%)しか起こらないことが分かったので、エネルギー変換には一回散乱を適用した。

④の強度変換では、入射フォトン数(10万個)を、Fig.3の各エネルギーで得られたレスポンス関数の強度比で除することにより強度を求めた。

以上により、CT装置から放射される一次X線スペクトルが得られる。

3. 実験方法

3.1 90°散乱X線スペクトルの測定

CT装置の90°散乱X線スペクトルを測定する。その概略はFig.6に示す。使用したCT装置はS社(TST-900S), T社(SOMATOMU PLAS), H社(LSCT)製の3機種である。S社とT社製については、撮影条件を管電圧120kV, 管電流250mA, 照射時間1sに、H社製は管電圧120kV, 管電流140mA, 照射時間2sに設定し(共にCT診断時の撮影条件), X線管から放射された一次X線を円筒形のカーボン散乱体に入射させる。カーボン散乱体で散乱されたX線のうち、90°方向の散乱X線スペク

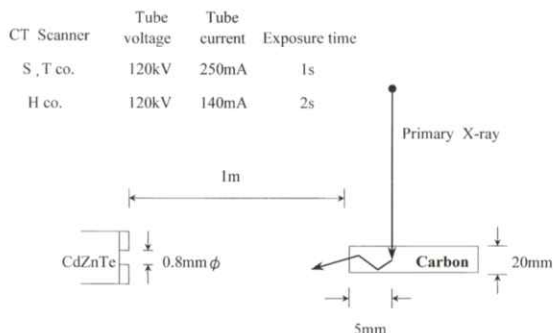


Fig.6 Measurement of 90° -scattered spectrum

トルをCdZnTe検出器で測定し、修正したStripping法の式[11]を使用して検出器の応答関数で補正する。その補正データから、一次X線スペクトルを逆算して求める。逆算の方法には、2.1のクライナー仁科の微分散乱断面積の式と、2.2のモンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を使う2通りの方法を用いた。

カーボン散乱体の断面は直径20mmで、その一端から5mmの位置で一次X線を垂直入射させた。カーボン散乱体と検出器のコリメータまでの距離は1mとし、コリメータはピンホール直径0.8mmφのものを使用した。

3.2 一次X線スペクトルの直接測定

CT装置の一次X線スペクトルを直接測定する。その概略はFig.7に示す。使用したCT装置は、H社(LSCT)製のものであり、撮影条件は管電圧120

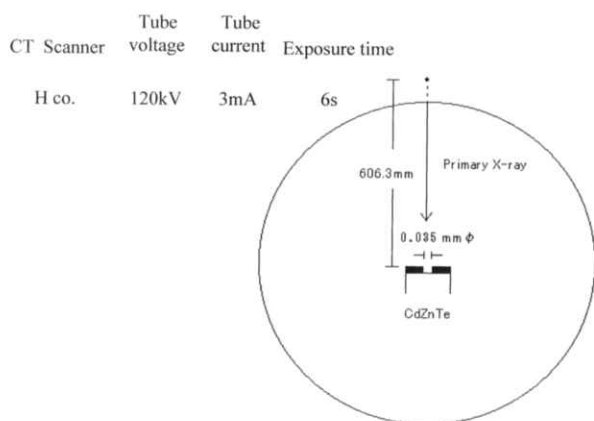


Fig.7 Direct measurement of primary X-ray spectrum

kV、管電流3mA（メンテナンスモード）、照射時間6sである（通常この条件では撮影しない）。これは、1.で述べたように、一次X線スペクトルを直接測定する場合、通常のCT診断時の撮影条件では、強度（線量率）が大きいため検出器がPile-upを起こすからである。直接測定した一次X線スペクトルは、検出器の応答関数で補正した。また、この測定系でのX線管焦点とCdZnTe検出器間の距離は606.3mmで、検出器のコリメータにはピンホール直径0.035mmφのものを使用した。

S社(TST-900S)とT社(SOMATOMU PLAS)製のCT装置に関しては、撮影条件を下げられないため、一次X線スペクトルを直接測定できなかった。

4. 結果及び考察

4.1 各逆算方法を用いた一次X線スペクトルの比較

各社の補正後の90°散乱X線スペクトルから、クライナー仁科の微分散乱断面積の式とモンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を使って逆算した一次X線スペクトルを、Fig.8～Fig.10に示す。これらのX線スペクトルは比較しやすいように全光子数で規格化した。全ての一次X線スペクトルに共通して言えることは、線スペクトルの部分が58.5keVと67.5keVのところに現れているということである。これは、X線管球に使用しているターゲットがタングステン(W)であるため、その K_{α} -特性X線($K_{\alpha 1}$ 線: 59.3keV, $K_{\alpha 2}$ 線: 58.0keV)と K_{β} -特性X線($K_{\beta 1}$ 線: 67.2keV, $K_{\beta 2}$ 線: 69.1keV)が発生し検出されるからである。また、一次X線スペクトルのテール部分の最大エネルギーは、どれもほぼ120keVとなっており、これはCT装置の管電圧条件120kVに一致している。

各社のCT装置において、それぞれの逆算方法で一次X線スペクトルを計算し比較した際、最も顕著な差が見られたのはT社製のものである。つまり、一次X線スペクトルの低エネルギー部分(約20keV～40keV)の光子が、モンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を使って逆算

を行うと、増加しているのが分かる。T社製の場合に、特に、一次X線スペクトルの低エネルギー部分の増加が見られた原因を考えると、測定された90°散乱X線スペクトルが他社とは大きく異なる点が挙げられる。すなわち、T社製で測定された90°散乱X線スペクトルは、元々、低エネルギー

一部分の強度が非常に大きく、逆算の際に、このことが影響を及ぼしたと考えられる。モンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数の結果（Fig.3, Fig.4）から分かるように、レイリー散乱による寄与は低エネルギー（～約50keV）になるほど大きく現れてくる。したがって、T社製のような低エネルギー部分の強度が大きい90°散乱X線スペクトルに、このレスポンス関数を使って逆算を行うと、レイリー散乱による寄与をより多く含むことになり、クライナー仁科の微分散乱断面積の式を使った場合よりは一次X線スペクトルの低エネルギー部分が増加する。

4.2 直接測定した一次X線スペクトルとの比較

Fig.11にH社（LSCT）製のCT装置で直接測定した一次X線スペクトルと、90°散乱X線スペクトルから前述の2通りの方法で逆算した一次X線スペクトルを比較する。これらのX線スペクトルも、比較しやすいよう全光子数で規格化した。直接測定した一次X線スペクトルと逆算した一次X線スペクトルを比較してみると、スペクトルの形状は近似しているとは言いがたい。特に、低エネルギー側（30keV～50keV）での相違が非常に目立っている。最大の理由としては、撮影条件（管電流）の違いが考えられる。つまり、一次X線スペクトルを直接測定する場合のように、管電流が非常に小さい（3mA）と、管電圧のリプルが小さくなり（140mA：10%以下、3mA：1%以下）、測定スペクトルは低エネルギー側の強度が小さくなるか

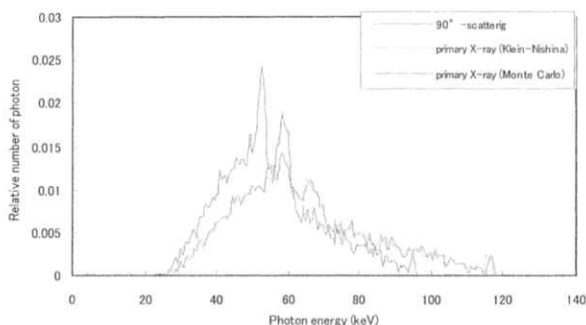


Fig.8 Comparison of primary X-ray spectra calculated from 90°-scattered spectrum (S co.)

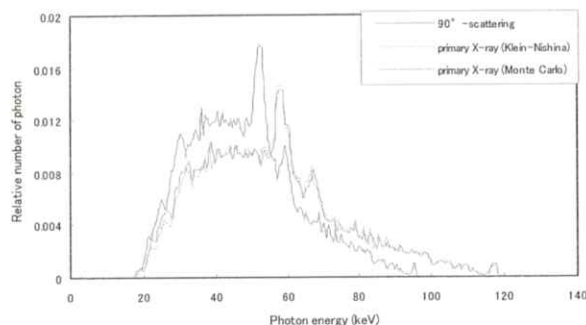


Fig.9 Comparison of primary X-ray spectra calculated from 90°-scattered spectrum (T co.)

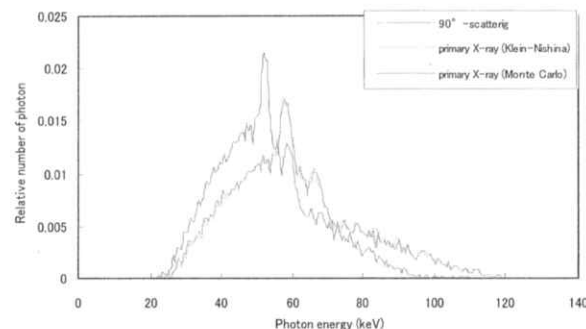


Fig.10 Comparison of primary X-ray spectra calculated from 90°-scattered spectrum (H co.)

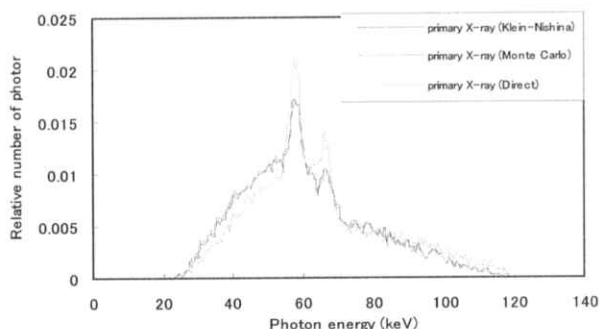


Fig.11 Comparison of direct primary X-ray spectrum and primary X-ray spectra calculated from 90°-scattered spectrum (H co.)

らである。

これらの結果から、通常の撮影条件から放射されるCT装置の一次X線スペクトルは、現状では、 90° 散乱X線スペクトルから逆算によって求めるのが最も望ましい。そして、特に低エネルギーを多く含む 90° 散乱X線スペクトルの場合は、逆算にモンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を用いる方が、より信頼性の高い一次X線スペクトルが得られると考える。しかし、現状で要求される精度や実用面を考えると、クライナー仁科の微分散乱断面積の式を使って逆算を行っても誤差は少ないと考えられる。

5. まとめ

本論文では、まずCT装置の一次X線スペクトルを、カーボン散乱体で 90° 散乱させた 90° 散乱X線スペクトルから逆算して求めることを試みた。その際の逆算には、クライナー仁科の微分散乱断面積の式とモンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を使う2通りの方法を用いて行った。両者の方法で一次X線スペクトルへの逆算を行った場合、特に低エネルギーを多く含む 90° 散乱X線スペクトルに関して、違いが見られた。すなわち、モンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数を用いて逆算した一次X線スペクトルは、クライナー仁科の微分散乱断面積の式を用いる場合に比べて、低エネルギー側の強度が増加した。その理由としては、モンテカルロシミュレーションで求めたレスポンス関数がレイリー散乱の影響を考慮しているためである。また、多重散乱については、シミュレーションから得られた散乱回数と割合から、その影響が少ないことが分かった。

次に、CT装置の一次X線スペクトルの直接測定を試みた。通常の撮影条件では検出器がPile-upを起こすので、管電流を下げて測定を行った。 90° 散乱X線スペクトルから逆算して求めた一次X線スペクトルと比較した場合、低エネルギー部分のスペクトルに目立った相違が見られた。原因としては、管電流の違いによる管電圧のリップルの影響

が考えられた。

以上をまとめると、通常の撮影条件でCT装置の一次X線スペクトルを求めるには、現時点では、 90° 散乱X線スペクトルから逆算して行うのが最も良い方法だと思われる。また、逆算方法による一次X線スペクトルの差異は多少見られたが、現状で要求される精度や実用面を考えると、逆算にクライナー仁科の微分散乱断面積の式を使うことで問題はないと考える。

文 献

- [1] 新木 操：X線CTのQA，放射線医学物理，17 (1)，44-52，1997.
- [2] 金森仁志，診断用X線スペクトル，日医放物理学会誌，Suppl.21，33-80，1985.
- [3] M. Matsumoto, H. Kubota, H. Hayashi and H. Kanamori, : Effects of voltage ripple and current mode on diagnostic x-ray spectra and exposure, Med. Phys., 18(5), 921-927, 1991.
- [4] H. Kubota, Y. Ozaki, M. Matsumoto and H. Kanamori, Effects of X-ray tube voltage ripple and current mode on patient dose, Med. Phys., 20(4), 1023-1028, 1993.
- [5] M. Matsumoto, H. Kubota, Y. Ozaki and H. Kanamori, Experimental verification of the reverse order of diagnostic x-ray beam quality in their voltage ripple dependence", Med. Biol. Eng. Comput., 32, 468-472, 1994.
- [6] 松本政雄，直接線と散乱線のX線スペクトルの測定，日医放物理学会誌，Suppl.43,43-80,1994.
- [7] G. Matscheko and R. Ribberfors : A Compton scattering spectrometer for determining x-ray photon energy spectra, Phys. Med. Biol., 32 (5), 577-594, 1987.
- [8] 西台武弘：放射線医学物理学，66-73，文光堂，東京，1993.
- [9] J. H. Hubbell, S. M. Seltzer : Table of X-ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1keV to 20 MeV for Elements Z=1 to 92 and 48 Addi-

tional Substance of Dosimetric Interest, National Institute of Standards and Technology 5632, Gaithersburg, MD, USA, 1995.

- [10] J. H. Hubbell, Wm. J. Veigele, E. A. Briggs, R. T. Brown, D. T. Cromer, R. J. Howerton: Atomic Form Factor, Incoherent Scattering Function, and Photon Scattering Cross Section,

J. Phys. Chem. Ref. Data, 4(3), 471-538, 1975.

- [11] 松本政雄, 金森仁志, 寅垣内徹, 谷口 明, CdTe, CdZnTe検出器を用いて測定した診断用X線スペクトルの補正, 放射線, 22(3), 63-72, 1996.

DICOMで電子保存は可能か —電子保存通達とDICOMについて—

島西 聡

鈴鹿医療科学大学・〒510-0293 三重県鈴鹿市岸岡町1001-1

Is It Possible for Electric Storage on DICOM? —About Notification of Medical Information Electric Storage and DICOM—

Satoru SHIMANISHI

Suzuka University of Medical Science
Kishioka-chou 1001-1, Suzuka-shi Mie 510-0293, Japan

はじめに

厚生省が平成11年4月に通知した「診療録等の電子媒体による保存について」により、医用画像ばかりでなく、カルテなどの電子保存等が施設の自己責任において実施できるようになった。しかし、実際には通知を正しく理解し運用することは難しく、病院・診療所での運用をきちんと謳う必要があるなど、まだまだ現場ではわからないことが多い。

また、医用画像電子化の先駆けとなったDICOM規格が日本に普及し6年の歳月が流れ、医用画像通信の事実上のDe facto Standardとなったといつて良いだろう。だが、現場ではまだまだDICOMは「何でもできる」という誤解を与えているのも事実である。

本稿では、筆者がDICOM開発での経験、JIRAオンライン電子保存委員会・IS&C委員会WG3のメンバーとしての経験から、平成11年11月6日に開催された「電子化研究会in小倉」で講演した内容から、1) 診療録等の電子媒体による保存についての技術的要件、2) DICOM規格、3) DICOMで電子保存は可能か、および4) まとめと今後の課題、について個人的な所見を厳密性を犠牲にして平易に解説する。

1. 診療録等の電子媒体による保存についての技術的要件

元来、カルテや診断装置で撮影した画像などの保存は、紙やフィルムなどの形が明らかに残るもののみが認められていた。従って、現在広く一般に普及している電子媒体（MO、FDやCD-ROMなど）での保存は認められていなかった。（医師等の責任が明白であればワープロ等のOA機器によるカルテ等の作成は認められていた）。

その後、「エックス線写真等の光磁気ディスク等への保存について」が平成6年3月に通知された。これは、この通知の中で定めた技術的3基準「安全性」「共通利用性」「長期再現性」を満たした機器を用いる場合は、フィルム（X線写真）に代って、光磁気ディスク（MO）等への電子媒体へ保存することを差し支えないとした。但し、これは診療録（カルテ等）そのものを電子媒体による保存については規程されていなかった。

そこで、「診療録等の電子媒体による保存について」が平成11年4月に通知され、これにより診療録（カルテ等）も電子保存が可能となった。しかし、この通知により電子媒体保存が何の問題もなくOKとなったわけではない。保存機器を作成しているメーカーはもちろんであるが、電子保存を

採用しようとする医療機関も以下に示す基準を満たすことを説明する責任が求められている。基準は3つあり「真正性」「見読性」「保存性」がある。この3基準（以下、3原則とする）を技術的に実現できない（機器がこの3基準を満たしきれない）場合は、運用（医療機関での機器の使用等について定める）によって満たされない部分をカバーする必要がある。3原則はそれぞれ要求がある。

真正性：保存した画像と責任者が正しく結びつくこと。保存した画像が容易に変更できないこと。

見読性：必要に応じ電子データを目に見えるものにできること。保存期間内は復元可能な状態で保存すること。

保存性：電子保存することによる画像等の劣化がないこと。

この要求を満たすことにより、電子保存が可能となる。

技術的には3原則のうち、特に真正性を満たすことが一番難しいとされている。しかし、技術的に真正性を満たさないと医療機関での運用に負担が掛ってしまう。これを医用画像通信、保管の中心的規格であるDICOMだけを用いて技術的に通知を満たすシステムを構築することは難しい。

2. DICOM規格

DICOMが規格化されて7年以上の月日が経ち、世間的にかなり浸透してきたといって良いだろう。ここでは簡単にDICOM規格の概要を述べるにとどめるが、DICOMでは何が規格化されているかについて解説する。

まずDICOMを一言で言えば、「医用情報の共通化に対応すべくACR（米放射線学会）とNEMA（北米電気機器工業会）が制定し、現在では事実上の世界標準となった規格」となるだろう。DICOMの正式名称は、Digital Imaging and Communications In Medicineであり、日本語では「医療におけるデジタル画像と通信」となる。DICOMが規格として定めたものとして大きなものとして

「画像フォーマット」「通信」「媒体保管」がある。現在では放射線画像系の分野のみならず、病院情報システム（Hospital Information System, HISと省略される）や放射線情報システム（Radiology Information System, RISと省略される）との融合などが規格化される動きがある。また、国際標準規格化（ISO化）の動きも見られる。

DICOMが目指すものとして、「医用画像通信保管システムの発展と拡大」があげられる。これは、今まで医用画像通信保管システムが、病院内において1ないし数社のみの機器で構築されていたものを、メーカーの限定、モダリティの限定という垣根を取り払い様々なメーカーの機器での相互接続を可能にすることや、医用画像・情報のデータ共有化が可能にすることが考えられてのことであると考えられている。

では実際にDICOMでは何が実現されているのであろうか。DICOMで実現できるものを指す言葉としてサービス（Service）がある。以下にDICOMで行うことのできるサービスの例を示す。

DICOMでできるサービスの例として

- ・ Storage（画像保存）
- ・ Storage Commitment（画像保存委託）
- ・ Query/Retrieve（問合せ／取得）
- ・ Print management（プリント）
- ・ Media Storage（媒体保管）

がある。機能の例をFig.1に示す。各機能の詳細についてはここでは言及しない。詳細を知りたい場合は、DICOM規格書や各地で開催されているDICOM勉強会等のテキスト等を参照して欲しい。

では、DICOMは何を規格化しているのであろうか。DICOMは「基本的に医用画像通信のための規格」である。本章の冒頭でDICOMは「画像フォーマット」「通信」「媒体保管」の3つをDICOM規格の大きな柱と述べた。しかしDICOMで規格化されている「媒体保管」はアーカイブ（永久保存）を前提としていない。言い換えれば「オフライン通信を行うために定められたもの」ということになる。また、セキュリティについても通信上における安全性の確保を目的としているに過ぎない。

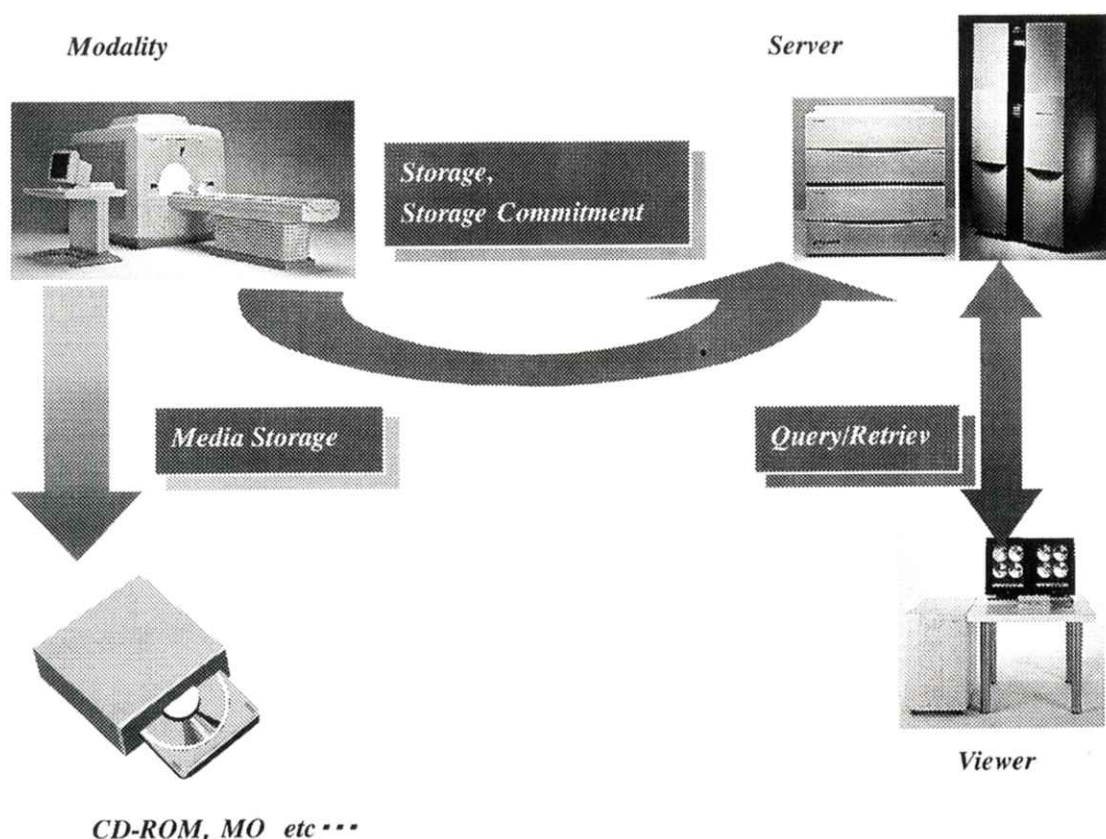


Fig.1 Example DICOM Protocols

3. DICOMで電子保存は可能か

電子保存をDICOMだけで行うことは難しい理由を述べる。DICOMで「診療録等の電子媒体による保存について」通知をカバーできる範囲は、今日現在限定されている。これはDICOMが実現できるものは前章で述べたようなサービスしかないことや、「診療録等の電子媒体による保存について」通知を意識して作成されていない点が大きな理由である。では、DICOMを用いて「診療録等の電子媒体による保存について」を満たすようなシステムを構築する必要な事項はどのようなものがあるのだろうか。考えられるものとして、「システムの整備」「医療機関の運用管理規程の作成」があげられる。まず、「システムの整備」の

例として、「データバックアップ等の情報保護機能」「セキュリティ機能の導入」「診療録等の電子媒体による保存について」を満たすようなシステムを新規に構築」という3点をあげる。

まず、「データバックアップ等の情報保護機能」は画像サーバ等に保存された画像データ等を定期的にデータバックアップを取ることである。これは比較的簡単に実現できるが、万が一データが損失したデータをリストアする際に、損失したデータが本当に復元できるか等の注意が必要である。

「セキュリティ機能の導入」については、「セキュリティを用いた通信」「セキュリティメディアによる保存」「オンライン電子保存を含めた外部との接続にはFire Wallを設置する」などの対策を施す必要がある。現在DICOMでは、セキュリティ

ィ通信については規格化された。更に、セキュリティメディア、データのセキュリティ等について規格整備が行われている。

「システムの新規構築」については、今までの資産をどうするのかといった点を含めて考慮する必要がある。

「医療機関の運用管理規程の作成」については、電子保存を行うための「運用管理規程書」を各医療機関が作成する必要がある。運用管理規程書を作成するにあたり3原則を満たす要件を示す。これは一例であるので、ほかにも各医療機関で必要な条件を満たすようにする必要がある。

- ・責任所在の明確化，更新履歴保存（真正性）
- ・画像管理の明確化，システム管理（見読性）
- ・媒体劣化管理，ソフト・ハードの管理（保存性）

運用管理規程書を作成するにあたり，何の参考書もなく作成することは非常に難しい。そこで，厚生省監修，医療情報システム開発センターが編集した解説書が参考になるものと思われる。また，各地で電子保存に関する説明会や本解説を記述する上でのもととなった電子化研究会などの講習会に参加され情報を入手することを薦める。

4. まとめと今後の課題

今まで述べてきたことをまとめると，DICOMは医用画像通信と媒体交換のための互換性を満たす規約（規格）であり，電子保存の要求を満たすためには相応の仕組みが必要となる。そのため，DICOMを用いて「診療録等の電子媒体による保

存について」を満たすシステムを構築するには

DICOM + 技術 + 運用

により構築することが可能となる。言い換えれば，DICOMで電子保存を行うには，各医療機関に構築されたシステムに合う運用規程を定めることが必要となる。DICOMで構築したシステムを活かして電子保存を行うには，技術，運用の両面でカバーする必要がある。カバーする範囲は，DICOMで構築したシステム全体である。電子保存の基準を満たすためには相応の仕組みが必要となる。これは技術的に満足しても，運用的に満足しても差し支えない。しかし運用で満足する場合は，相応の運用管理規程書を作成し，これに従った運用が必要になる。

今後の課題としては，構築する（された）システムの構成を如何なるものにするかが電子保存を行う上での大きな鍵となる。また，各医療機関での運用をどのように行うか，というユーザ側でのアクションも必要となる。

最後に

「診療録等の電子媒体による保存について」通知により，医用画像や電子カルテ等の保存が規制緩和された。しかし電子保存を行うには，この通知により企業側ばかりでなくユーザ側もこの通知を理解する必要がある。また，DICOMも常に進化し続ける規格である。そのため，規格の動向などには敏感に察知して行く必要がある。

[国際会議報告]

RSNA'99におけるCAD(コンピュータ支援診断)システムに関する報告

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

Report on CAD (Computer-aided Diagnosis) Systems in RSNA'99

Hiroshi FUJITA

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

はじめに

表題のCADという用語は、コンピュータ支援診断(Computer Aided Diagnosis)の意味として、最近広く使われるようになってきているが、いまだに企業ではコンピュータ支援検出(Computer Aided Detection)の意味に使われ始めた。さて、前回のRSNA'98が開催された1998年は、米国における“CAD元年”とも言える年であった。なぜなら、米国のR2テクノロジー社が開発したマンモグラムCAD(Computer Aided Detection)システムが、米国のFDA(食品医薬品局)の認可を得た歴史的な年であったからである[1,2]。今回のRSNA'99(1999.11.27-12.3にシカゴ市で開催)は、その後のマンモグラフィを中心としたCAD研究の進展が、どのようになっているのかを知る絶好のチャンスであった[3]。

口述発表(Scientific Paper)

CADの発表演題は、以下のセッション内に興味深いものがあった。なお、()内の数字は、Radiology誌の特別号としての抄録集Supplement to Radiology, Nov. 1999, Vol. 213 (P) に記述されている演題番号と頁で、詳細な内容に興味ある読者はこれを参照されたい。

1) Breast: Digital Computer-aided Detection

[11月29日(月・午前)]

ここでは、3件のマンモCAD関係の演題が含ま

れており、これらは、検診マンモグラフィにおけるCADの有用性を検証するための大規模な観察者実験(218:p.150)、検診マンモグラフィにおけるコンピュータ支援検出(CAD)の検出エラーの軽減の可能性の評価(219:p.150)、乳がんのコンピュータ検出におけるスピキュラの重要性(222:p.151)である。初めの1件はシカゴ大におけるCADシステムを使用したもので、specificityを良くするために良悪性識別や偽陽性候補削除のアルゴリズムの改良を示唆していた。後者の2件はR2 Technology社のCADシステムを使用した研究であり、ますます大規模の臨床データを用いたCADを支持する具体的な評価が出てきていると言える。

このセッションのその他の7つの演題は、デジタルマンモグラフィの評価などに関するもので、全視野デジタルマンモグラフィ(Full-Field Digital Mammography, FFDM)の画質や線量を、従来システムのそれらと比較評価したもの(216:p.150, 220:p.151, 225:p.152)、デジタルマンモグラムのソフトコピー(CRT表示)に関するもの(217:p.150, 221:p.151)、ピクセル寸法の評価(223:p.151)などであった。これらの発表では、微小石灰化の診断には、100ミクロン以下の50ミクロン程度の画素寸法が必要であるという結果を提示しているケースが多かった。

2) Physics: Image Processing: Three-

dimensional and Virtual Imaging

|11月29日(月・午後)|

ここでは、CT(マルチディテクタを含む)関係のCAD技術が多く、3件のCT Colonography(426-428, p. 197), CT Bronchography(429, p. 197), CT Angiography(430, p. 198)などである。マルチディテクタCTの普及とともに、CAD技術の導入が今後ますます診断に必要不可欠になってくる。まずは、膨大な量の画像データから、超高速に3次元画像を作成するための専用ワークステーションの開発が望まれている。

3) Physics: Image Processing: Computer-aided Diagnosis-Mammography and Pulmonary

|11月30日(火・午前)|

ここは、7件のマンモグラフィまたは超音波のCADと、3件の胸部写真のCAD関係の演題で構成されている。

デジタル化処理の増感紙—フィルム用に開発されたCADアルゴリズムを、GE社の全視野デジタルマンモグラフィ(FFDM)に適用(移行)したときの検出性能の検討(564, p. 229)や、全視野タイプではないデジタルマンモグラフィに適用したときの腫瘍の鑑別性能の検討(569, p. 230)の報告があり、前者では注意深くCADアルゴリズム内のパラメータの再チューニングすることの必要性を述べており、後者では画像データの相違や画質の相違が原因で、デジタルでは性能が悪くなったと言っている。その他では、3次元超音波画像を用いてテキスチャ解析を行なった腫瘍陰影の良悪性鑑別(565, p. 229), radial gradient index (RGI)フィルタを用いたマンモグラフィ腫瘍陰影の検出法(TPが85%で、FPが3個/imageとそれほど性能は良くない)(566, p. 229), 同一患者の経時的な変化のあるマンモグラム対を比較評価する手法の開発(567, p. 229), 従来のいわゆるルールベース型のマンモグラムCADではなく、候補領域とデータベース内のすべての既知の腫瘍間の類似度を計算して実行する「知識ベース型の

CAD」の提案(568, p. 230), ファジイ手法も使った微小石灰化クラスタの検出アルゴリズムについて(570, p. 230)。

胸部CAD関係では、偽陽性候補削除のために左右の肺野領域の差分処理技術を導入した胸部X線写真におけるノジュール検出のためのCAD(571, p. 230), フラクタルとニューラルネットワーク解析を用いた胸部塞栓症のためのCAD(572, p. 231), ヘリカルCTにおける濃度共起行列を測度に用いた胸部ノジュールの鑑別に関する研究(573, p. 231)の内容である。

4) Breast: Digital, Computer-aided Detection

|12月1日(水・午前)|

ここでは、デジタルマンモグラフィに関して、FFDMと増感紙—フィルムとの比較やソフトコピーなどを中心に、4件のマンモグラフィCADの演題が含まれている。

これらは、微小石灰化のコンピュータ鑑別と放射線科医の比較(965, p. 322), 微小石灰化クラスタを含んだ乳がん陰影の診断において、2名の医師の独立したダブル・リーディングによる診断と医師がCADを用いたときの診断能の比較実験(966, p. 323), 商品化されたコンピュータ支援検出(CAD)システムを用いて、検出の再現性などの評価や(970, p. 324), 集団検診における見落とし症例の解析を行った(971, p. 324)ものである。

5) Physics: Image Processing: CT and MRI Imaging Tissue Segmentation

|12月1日(水・午後)|

ここでは、MR画像において、頭部データの自動抽出処理、大動脈の自動追跡や境界の自動検出、心容積の測定など(1152-1154, p. 364-p. 365), また、CT画像において、自動肺野領域抽出、肝臓病変の自動検出、小児の肝臓における自動抽出(1155-1157, p. 365)の演題で構成されている。

6) Chest: Lung Disease: Fundamental Ob-

servations/Digital Applications

11月2日 (木・午前)

ここでは、胸部X線写真のためのCAD研究として、左右の肺野領域の差分処理技術を導入した胸部X線写真におけるノジュール検出の有効性の検討(1422, p. 429)や、ニューラルネットワークを用いた間質性肺疾患の鑑別診断のための意思決定システムの有用性である。

その他、Ultrasound: Gastrointestinal 11月28日(水・午前)のセッションには、シカゴ大のYoshidaらによる超音波画像における報告があり、ウェーブレット解析やニューラルネットワーク解析などを用いたFocal Liver Lesionの定量解析と分類に関する内容が報告されている(202&203: p. 146)。

科学展示 (Scientific Exhibits) ・ インフォラド (InfoRAD Exhibits)

これら二つの展示における内容は、次第にCAD技術の方向へと向かっているものが年々増えてきていると言っても過言ではない。Scientific Exhibitsでは、教育的な要素の内容のものがますます多くなってきている。また、InfoRAD Exhibitsはコンピュータ単体による展示から、コンピュータを中心とした関連の機器を持ち込んだ大がかりな展



図1 Magna Cum Laudeを受賞したシカゴ大学のMacMahon教授とその展示



図2 シカゴ大学発表のマンモグラムCADに関するリアルタイムROC実験(良悪性鑑別)の展示

示もあり、いくら時間があっても常に時間不足を感じる。

まず筆頭に、シカゴ大学グループのMacMahon教授らの胸部写真のCADを取り扱ったリアルタイムROC実験の大がかりな展示は(SPACE 1040CH), 今年も受賞していた(図1)。また、同大学からはマンモグラムCADに関するリアルタイムROC実験(良悪性鑑別)の展示もあった(SPACE 0180BR)(図2)。胸部X線写真関係の日本からのCADの報告も多く、Kanoら(SPACE 0115PH), Nakamuraら(SPACE 0919CH), Odaら(SPACE 1034CH)の胸部における経時差分処理技術, Kidoら(SPACE 1043CH)のコンピュータによる胸部鑑別診断, Moriら(SPACE 0935CH)のヘリカルCT関係のCADなどである。その他では, Hungら(SPACE 0022CEGI)に見られるように, CT colonography関係のCAD技術の内容のものも増え

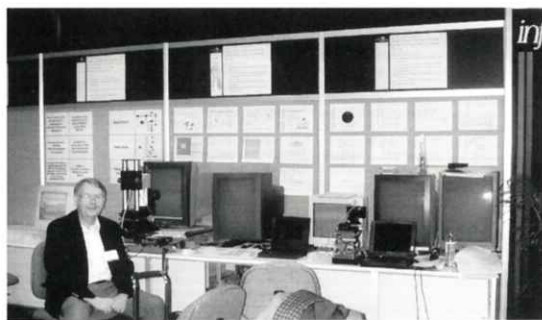


図3 ディスプレイの評価では定評のあるアリゾナ大学のRoehrig教授とその展示

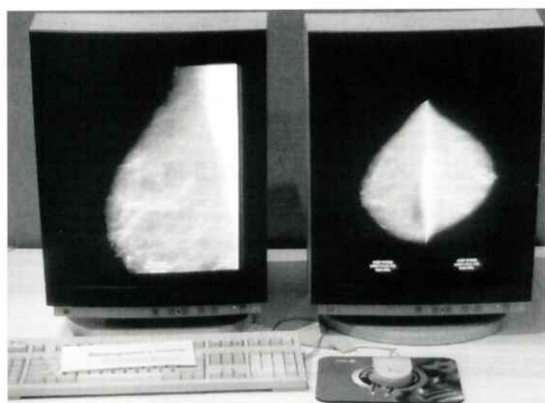


図4 マンモグラフィのCRT診断をいかに成功させるのか

てきている。

また、われわれのグループからの報告は、Scientific Exhibitsの中で、Computer Exhibitsにおいて乳腺3次元超音波エコーのCAD(Haraら、SPACE 0047CEPH)、マンモグラムCADにおける良悪性鑑別(Endoら、SPACE 0194BR)、InfoRAD ExhibitsにおいてCAD技術を応用した高解像度読影ステーション(Yoshimuraら、SPACE 9718ID)などである。

関連した話題として、フィルムの変わりとしてCRTなどを使ったモニター診断への流れの研究として、CRT自身の性能評価(図3)や、1患者当たりの情報量の大きい複数枚のマンモグラフィの表示法をどのように取り扱うか(図4)などのテーマは、毎年発表が絶えない。

機器展示 (Technical Exhibits)

一口で言えば、機器展示では、CAD関係の注目に値する特に目新しいものはなかった。ポリウムタイプのヘリカルCTやフラットパネル検出器の方が、話題性が大きい現状である。

マンモグラフィCAD(コンピュータ支援検出)システムを1998年に商品化したR2テクノロジー社は、昨年と展示内容に変わりはなく、特に新しいものはないとのことであった。GE社では、マンモグラフィワークステーション上に、同社が開発



図5 Second Lookという商品名のマンモグラムCADシステム(Qualia Computing社の配布パンフより)

したFFDMで撮影されたマンモグラムに対してR2社開発のCADの処理結果を展示していた。富士フィルムでは、FCRマンモのCAD関係の展示をパネルで行っており、それにはROC解析を使ったCAD検出の効果のグラフも含まれていた。SCANIS社はマンモグラムCADシステムの開発を

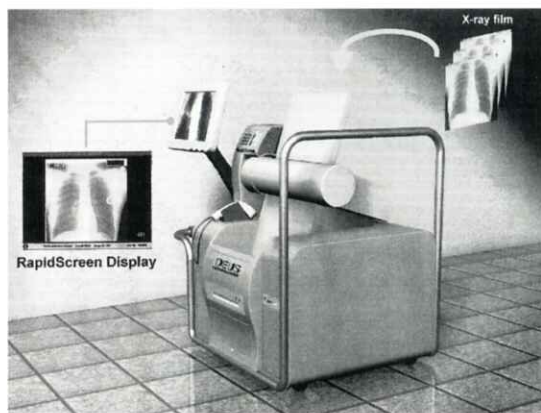


図6 RapidScreenという商品名の胸部X線写真CADシステム(DEUS TECHNOLOGIES社の配布パンフより)

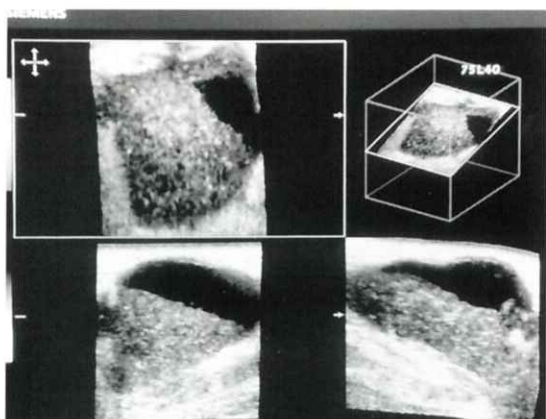


図7 Siemens社の3-Scene (TM) Real-Time 3D Imaging display

行っているが、昨年と特に変わりはない。また、Second Lookという商品名のQualia Computing社が開発しているマンモグラフィCADは(図5)、CADx Medical Systems社(カナダ)が販売を行う予定で、今年の2月からヨーロッパで商品として販売を開始するとのことである。

胸部X線写真のためのCADシステムを開発しているDEUS TECHNOLOGIES社は、RapidScreenという商品名で昨年同様のCADの展示を行っていた(図6)。

これらのCADシステムが、いまや順次、商品化されようとしている。

関連して、シーメンス社のブースには、超音波乳房画像を取り扱った3次元リアルタイム表示のパネルが展示されていた(図7)。デンスプレストの多い、本邦の女性乳房検査では、このような装置をCADと組み合わせて用いることも有用と考える。

最後に、その他である。Special Focus Sessions [11月30日(火・午後)]における複数のテーマの中にマンモグラフィCAD関係が取り上げられており、「Computer-aided mammographic diagnosis: Are computers telling us something we should know?」というテーマの元で、90分間、4名の演者(R2社の技術者を含む)が興味ある講演を行

っていた。また、Refresher Coursesでは、最近毎年Physical aspects of breast imagingに関する種々の内容を1週間の間、連続企画で教育講演が行われており、この中でも最後にシカゴ大のGiger博士によるマンモグラフィCADが取り上げられている[12月2日(木・午後)]。今年はテキストの新版が発行されており、RSNAから1999 SYLLABUS (editors: AG Haus and MJ Yaffe)と一つとして55ドルで販売されている。

まとめ

以上をまとめると、マンモグラフィCAD関係では、かなりの規模で臨床的に使用された学術的な評価などが増えてきており、臨床的なCADの有効性の実証データがいろいろなグループから出てきている。また、第2、第3のメーカーからのマンモグラフィCADシステムの商品化が間近であると考えられる。胸部X線写真関係のCADでは、ノジュール検出CADの商品化も期待でき、また経時差分処理技術に期待がもたれる。CT関係のCAD技術の演題がますます増え、ヘリカルCTによる集団検診のCADもかなり進んできている。またCT画像のCADにおける対象領域も胸部に限らず腹部・その他にも急速に膨らんできており、3次元CADの発展がMR画像も含めて今後興味深いフィールドである。

エピローグ

本稿の執筆中半ばに、2件の重要な情報が飛び込んできた。

(1) R2社のマンモグラフィのためのCADシステムに対して、厚生省の薬事の認可が1月末においておりたということであり、いよいよ日本国内でも販売が開始される。今年は、本邦における「CAD元年」と呼べるであろう。

(2) GE社が開発したフラットパネルディテクタを用いた全視野デジタルマンモグラフィ(Full Field Digital Mammography)装置が(0.1mmサンプリング)、ついに米国のFDAのhard-copy-based approvalを1月末に得たとのことである。た

だし、診断には、まだCRTなどのモニターの利用ではなく、フィルム出力が必要のようである。詳細は、FDAのホームページ

<http://www.fda.gov/cdrh/pdf/p990066.html>に掲載されている。これまで、米国では、CRも含めてすべてのデジタルマンモグラフィはFDAの認可が得られていなかったが、ついにアナログの“最後の砦”であったマンモグラフィのデジタル化が本格化されようとしており、いよいよ新しい21世紀はCAD時代に突入することになりそうである。今後の展開が楽しみである。

なお、本稿は、文献3で報告した内容に基づい

ている。

文 献

- [1] 藤田広志：CAD（コンピュータ支援診断システム）の動向，INNERVISION, 14(3), 20-21, 1999.
- [2] 特集：CAD元年（1998 in USA）—コンピュータ支援診断システム，21世紀への始動，INNERVISION, 14(14), 1-82, 1999.
- [3] 藤田広志：CAD（コンピュータ支援診断）システムの動向，INNERVISION, 15(3), 28-30, 2000.

I 春季（第126回）大会記事

春季（第126回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成（2000）年2月5日(土)

場 所 京都工芸繊維大学5号館10号教室（2階201号）

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

特別講演 1

10：00～11：00

「コンピュータセキュリティー」

京都工芸繊維大学 藤田 和弘 先生

特別講演 2

11：00～12：00

「医療情報メディア進化論」

奈良先端科学技術大学院大学教授 湊小太郎先生

13：00～18：00

研究発表会

1) CdZnTe半導体検出器を用いた測定におけるtrappingの影響とX線スペクトル

宮島悟史，櫻木秀章，松本政雄，金森仁志*

阪大・医・保健，*福井工大・工・電気

2) CdZnTe半導体検出器で測定した乳房撮影用X線装置のスペクトル解析

山本明秀，松本政雄，金森仁志*

阪大・医・保健，*福井工大・工・電気

3) モンテカルロシミュレーションによるレスポンス関数を用いたCT装置の一次X線スペクトルの解析

山崎隆治，隅田伊織，松本政雄，金森仁志*

阪大・医・保健，*福井工大・工・電気

4) フラットパネルディテクタとFCRの物理特性の比較

久森克利，松本政雄，小縣裕二，稲邑清也，井ノ上信一*，西野友博*，太田誠一*，山崎達也**

阪大・医・保健，*阪大附属病院・放射線部，**キャノン(株)

5) MRI装置の漏洩電磁界の解析

赤阪真由美，吉村晃太，松本政雄，川原雅昭*，久保隆司**，谷口 明***

阪大・医・保健, *阪大附属病院・放射線部, **茨木医誠会病院, ***東洋メディック(株)

6) 新生児頭部超音波動画のオブティカルフロー解析 (II)

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

京都工繊大・工芸・電子情報

7) マルコフ確率場に基づく動的輪郭モデルを用いた胸部X線像からの臓器の輪郭検出

吉田幸司, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大・工芸・電子情報

8) ウェーブレット解析を用いたCT画像からのノイズ除去

塚本和也, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大・工芸・電子情報

9) ウェーブレット解析を用いた画像データの圧縮

松井 淳, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大・工芸・電子情報

10) テクスチャ平面の回転および傾き角検出

辻 敏雄, 中森伸行, 吉田靖夫

京都工繊大・工芸・電子情報

11) 画像解析を用いた骨粗鬆症診断の試み

小田嶋真由美, 宍戸 健, 上田昌宏, 小寺吉衛*, 稲津 博**, 飯山清美***

名古屋大・医短・放, *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

12) 強化学習法に基づくコンピュータ支援診断システムの構築

白井幸也, 蔡 篤儀, 小島克之*, 山田 功**

岐阜高専・専・電子システム, *浜松大・経営情報・経営情報, **岐阜医療技術短大・診療放射線技術

13) マンモグラフィCAD技術を応用した電子カルテにおけるスケッチ画作成支援システム

中川俊明, 藤田広志, 原 武史, 遠藤登喜子*, 岩瀬拓士**

岐阜大・院・工学, *国立名古屋病院・放, **愛知県がんセンター病院・乳外

14) 乳腺実質の量と分布に基づくマンモグラムのコンピュータ自動分類法

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

名古屋文理大・情報文化, *岐大・工, **愛知県がんセンター病院・乳外,

***国立名古屋病院・放

15) Simulation of external collimator effect to enhance important details on mammograms

R.T. Irita, *H. Fujita, **A.F. Frere

Dept. of Electrical Eng., University of Sao Paulo-EESC/USP

*Dept. of Information Science, Faculty of Eng., Gifu University

**Research and Technology Centre, University of Mogi das CruzesNPT/UMC

16) マンモグラムのためのコンピュータ支援診断システムの過去症例への適用

梅村亜紀, 篠原範充, 原 武史, 藤田広志, 後藤裕夫*, 星 博昭*, 遠藤登喜子**

岐阜大・工・応用情報, *岐阜大・医・放, **国立名古屋病院・放

17) 乳房X線画像の画質を考慮したコンピュータ支援診断システムの開発

篠原範充, 梅村亜紀, 原 武史, 藤田広志, 堀田勝平*, 遠藤登喜子**

岐阜大・工・応用情報, *愛知県がんセンター病院・放, **国立名古屋病院・放

Ⅱ 第126回理事会議事録

日 時 平成12年2月5日(土) 12:00~13:00

場 所 京都工芸繊維大学

出席者 金森, 緒方, 小島, 小林, 佐井, 滝川, 中森, 畑川, 藤田, 松井, 松本,
山田, 小寺, 樋口監事

議 題

- (1) 平成12年度総会(第127回)大会は6月3日(土)名古屋大学医学部保健学科で開催する。担当は小寺総務理事。
平成12年度秋季(第128回)大会は, 9月30日(土), 10月1日(日)の二日間, 信州大学で開催する。担当は滝沢理事。なお, 医学物理学会が9月28日から30日まで東京都立保健科学大学で開催の予定であるので, 最終的な日程の調整は滝沢理事と事務局の間で行うこととした。
- (2) 平成12年度春季(第129回)大会は平成13年2月2日(金)沖縄で開催する予定。具体的な計画は藤田理事と事務局で担当する。
- (3) 平成12年度表彰選考委員の承認について
小島委員長から提案された委員を承認した。
- (4) その他
会誌の著作権の表現に不一致が見られることから確認するべきとの意見が出, 編集委員会で検討することとした。

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
538	畑中 祐司	岐阜大学工学部応用情報学科 〒501-1193 岐阜県岐阜市柳戸1-1	TEL 058-293-2746 FAX 058-230-1895

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
519	宮地 利明	勤務先	金沢大学医学部保健学科放射線技術科学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野5-11-80	TEL 076-265-2500
189	津田 元久	勤務先	自宅 〒243-0018 神奈川県厚木市中町4-10-21 グリーンメゾン本厚木704	

—— 賛 助 会 員 ——

平成12年4月現在、本学会の賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

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

昨年4月から事務局を引き継ぎ、早1年が過ぎようとしています。初めは軽い気持ちでお引き受けしたのですが、やってみると想像以上に大変で、先人のご苦勞も如何ばかりかと推察いたします。とは言え、編集業務の大半は岐阜大学にお願いしていますので仕事の量としては半減しているのでしょう。岐阜大学の皆さん、ありがとうございます。この学会は、規模は小さいのですが歴史がありますので、その伝統を重んじつつ新しいことに挑戦していきたいと思います。そんな中、先日、医用画像に関係する十数の学会の事務局を集めた医用画像フォーラムという会に出席し、この分野の学会の多さと多様さに驚くとともに協調していくことの大切さを感じました。詳しいことは総会時にお話させていただきますが、医用画像が多くの人々の手で培われていく昨今、他分野の人たちとの交流も重要なことだと思います。この3月で、これまで事務局の仕事を手伝っていただいていた名大の小田嶋さんが三重大に就職することになり、後輩の石山さんにバトンタッチいたしました。今後ともよろしくお願いいたします。(こ)

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) 5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: koderat@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、下記の年間の会費を添えてお申し込みください。

なお、年間の会費は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、年間の会費

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

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

医用画像情報学会 事務局 小寺吉衛

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

郵便振替口座：00830-7-9195 医用画像情報学会

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

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

印

3) 生年月日 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください.)

学校

科

年

月

(卒, 在, 中退)

大学

学部

学科

年

月

(卒, 在, 中退)

(修士)

大学

学研究科

学専攻

年

月

(卒, 在, 中退)

(博士)

大学

学研究科

学専攻

年

月

(卒, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属 自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 その他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会
で必要と認めたもの

2. 著者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著作権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

医用画像情報学会（MII）雑誌原稿執筆要領

（平成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**

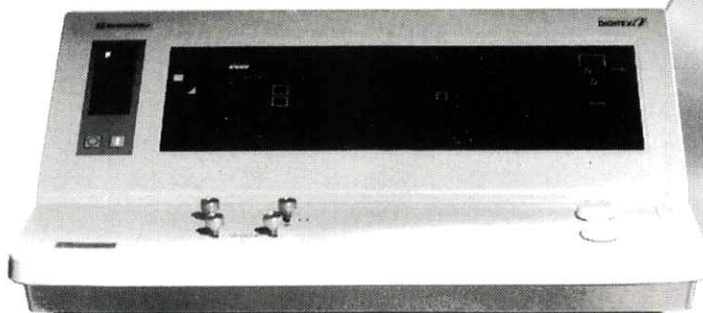
*Solutions for Science*  
since 1875

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桑原町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  
CTLuminex  
Epi  
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 (1C)

### NUCLEAR

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

### X-RAY

X線撮影装置  
アトミックスL/C-IP  
アトミックスL/C  
アトミックスL/CV/LCN  
アトミックスAFM/AFM-IFC  
アトミックスDLX  
セクタラ7DMR  
セクタラ7600T/600TFD/  
セクタラ4MF  
ステラスコア9000/6000  
ステラスコア7LE  
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  
RTfino  
RT50

### NETWORK

画像処理・画像管理  
Advantage Windows  
Dataview



YOKOGAWA

## GE横河メディカルシステム

本社/〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127  
営業本部/〒165 東京都中野区大和町1-4-2  
東部支社 (03)3223-8511 西部支社 (06)368-1551

# Konica

## 環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

## コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル  
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区榴岡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 名古屋弘小路ビル

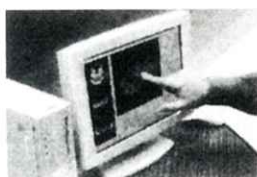
関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命館館ビル  
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル  
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル  
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル

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



- リアルタイムポリュームレンダリング3次元処理(閾値の変更、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。
- リアルタイムポリュー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：株式会社サイオソフトウェア

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 本郷イシワビル701

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

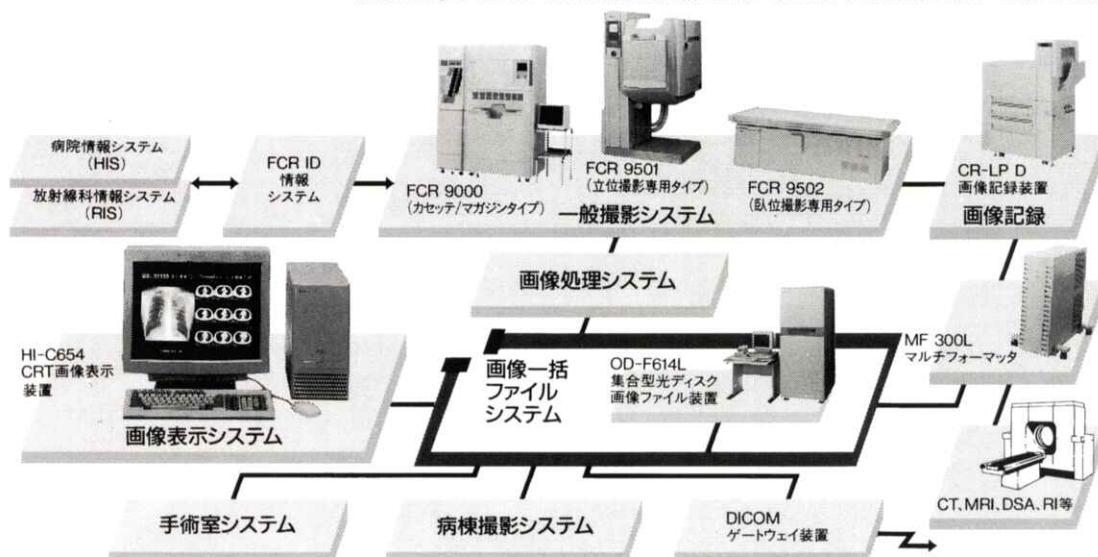
- M E M O -

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

## FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 千104 ☎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ック社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



## 見えますか？ 生命の尊さ・・・

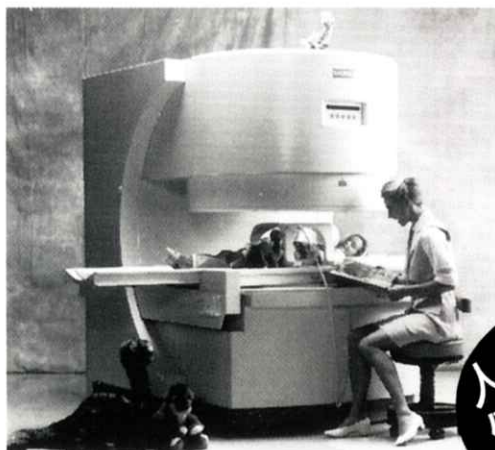
立場は違っても、  
環境が違っても、  
大切なものは同じです。  
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社 日立メデコ

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

# SIEMENS



## 世界初のオープンタイプMRI

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

人に、  
優しい

# MAGNETOM Open

シーメンス旭メディテック株式会社

〒141 東京都品川区東五反田3-20-14 高輪パークタワー  
TEL.03-5423-8411