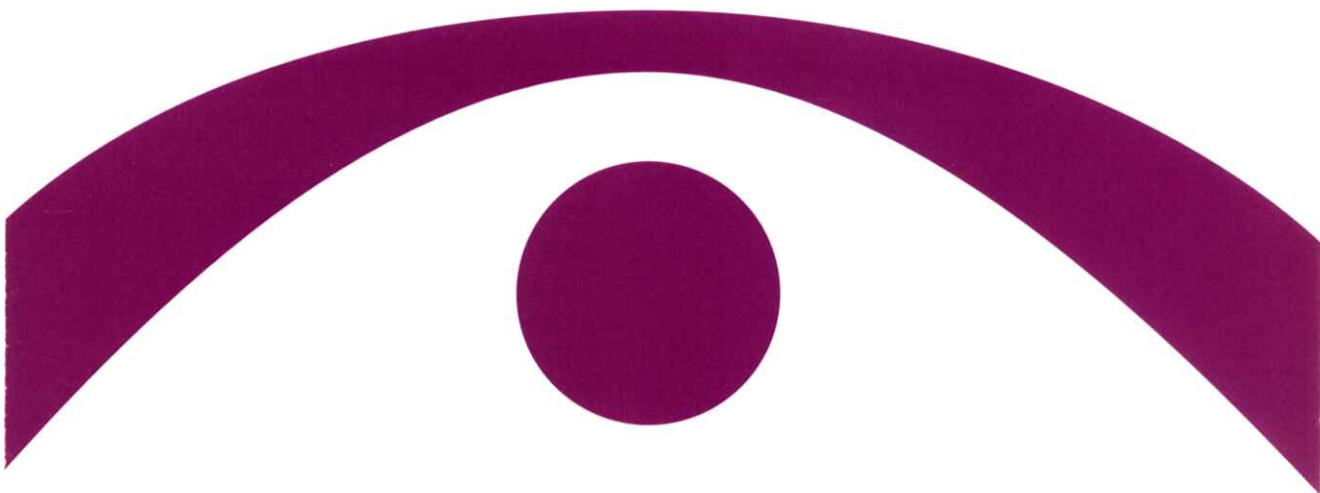


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻124号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.17 No.1 January 2000



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Homepage <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

New

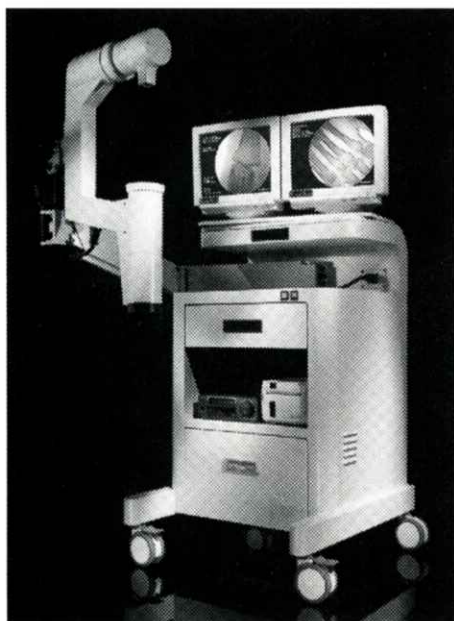
外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量が実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUROTRON社 日本総代理店

東洋メディック株式会社

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

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

医用画像情報学会雑誌

17巻 第1号 2000年1月

目 次

会 告

平成11年度 春季（第126回）大会のご案内	会告 1
平成11年度 春季（第126回）大会プログラム	会告 3
平成12年度 年次（第127回）大会の予定および演題伺い	会告 5
内田論文賞候補論文の公募について	会告 6
金森奨励賞候補論文の公募について	会告 6

巻 頭 言

人はその友によって磨かれる …… 丹羽 克味	1
------------------------	---

記念講演資料

医用画像情報学会35年のあゆみ …………… 金森 仁志	2
--------------------------------	---

特別講演資料

生物学的線量計による診療放射線技師の被曝線量の推定 …………… 澤田 昭三	7
--	---

論 文

対称増感紙—フィルム系のWienerスペクトルのシミュレーションと実測による検証 …………… 岡田 弘治, 菊屋 公明	14
ビットプレーン間の依存性を考慮した圧縮 …………… 樋口 清伯	24
群化にもとづく胃X線二重造影像からのバリウム溜り領域の認識 …………… 福島 重廣, 宮崎 晃一, 吉本 康一	29

研究速報

乳房X線写真における腫瘍陰影の自動検出—一部領域の欠損した腫瘍陰影への対応— …………… 畑中 裕司, 藤田 広志, 原 武史, 李 勝蘭, 遠藤 登喜子	40
---	----

国際会議報告

CARS '99報告 …… 小島 克之, 藤田 広志, 蔡 篤義	45
----------------------------------	----

会 報

秋季（第125回）大会記事
第125回理事会議事録
新入会員 会員異動届 賛助会員

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.17 No.1 January 2000
(Med. Imag. Inform. Sci., Vol.17, No.1)

Contents

Preface

People learn from one another Katsumi NIWA 1

Commemorative Lecture

Progress of 35 years of the Society Hitoshi KANAMORI 2

Invited Lecture

Dose Estimation by Chromosome Aberration
in Radiological Technologists Exposed Occupationally Shozo SAWADA 7

Original Papers

Simulation of Wiener spectra of Symmetrical Screen-Film System
and Verification Using by Measurement
..... Hiroharu OKADA and Komyo KARIYA 14
Data Compression Scheme Based on Dependency between Bitplanes
..... Seihaku HIGUCHI 24
Recognition of Barium-Pools from a Double-Contrast Gastric Radiogram
on the Basis of Grouping
..... Shigehiro FUKUSHIMA, Kouichi MIYAZAKI
and Kouichi YOSHIMOTO 29

Letter

Automated Detection of Masses on Mammograms:
New Approach to Masses with A Partial Loss of Region
..... Yuji HATANAKA, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA
Shenglan LI and Tokiko ENDO 40

International Conference Report

Report of CARS '99
..... Katsunori KOJIMA, Hiroshi FUJITA and Du-Yih TSAI 45

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences (MII)

President: Hitoshi Kanamori, PhD

MII 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

MII Society office:

Executive Director: Yoshie Kodera, 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: kodera@met.nagoya-u.ac.jp

会 告

平成11年度 春季（第126回）大会のご案内

春季（第126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2月5日（土） 10:00～18:00

場 所 京都工芸繊維大学 工芸学部 5号館 2階10号教室（会場案内図参照）

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

URL : <http://www.kit.ac.jp>

連絡先 京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学科 中森 伸行助教授

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

TEL 075-724-7483 Fax:075-724-7400(学科事務室)

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

参加費 会員：1,000円，非会員2,000円，学生：無料

5日（土）午前

10:00～11:00

特別講演 1 「コンピュータセキュリティー」

京都工芸繊維大学工芸学部 藤田和弘 先生

11:00～12:00

特別講演 2 「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

5日（土）午後

13:00～18:00

研究発表会（プログラムは別紙参照）

会場までの交通のご案内

◎JR京都駅、阪急烏丸駅、地下鉄東西線御池駅から

市営地下鉄 「国際会館」行き「松ヶ崎」駅下車，1番出口，東南へ約300m

市バス [4] 系統「深泥池」行き「カンボール京都前」下車，東へ約400m

◎京阪出町柳駅から

京都バス 「八瀬大原」「岩倉実相院」「岩倉村松」行き

「高野泉町」下車，西へ約200m

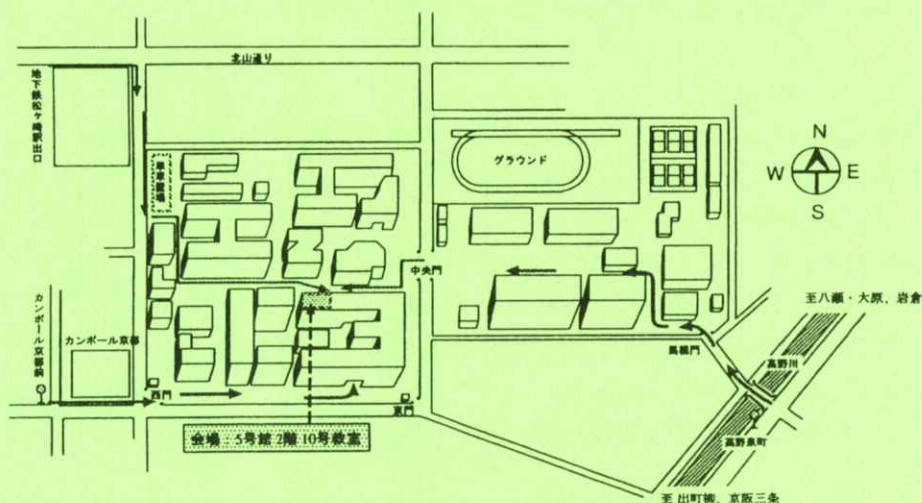
市バス [4] 系統「深泥池」行き「カンボール京都前」下車，東へ約400m

◎阪急河原町駅から

市バス [4] 系統「深泥池」行き「カンポール京都前」下車、東へ約400m

【注意】京都駅、阪急および地下鉄東西線を利用されてお越しの方は、地下鉄烏丸線を利用されることをお勧め致します。

〈会場案内図〉



関連地図ホームページ

下記に京都市内地図等に関するホームページのアドレスを記しておきますので、ご参考になしてください。

1. 学内地図

<http://www.kit.ac.jp/ja/map/campus.html>

2. 大学周辺地図

<http://www.kit.ac.jp/ja/map/around-kit.html>

3. 京都市内地図

<http://www.kit.ac.jp/ja/map/kyoto-city.html>

4. 関西広域地図 <http://www.kit.ac.jp/ja/map/index.html>

また、下記に京都市交通局および京都バスの関連ホームページのアドレスを記しておきます。時刻等の詳細はこちらのホームページを参考にしてください。

1. 京都市地下鉄

<http://www.city.kyoto.jp/kotsu/tikadia/tikatime.htm>

2. 京都市市バス

<http://www.city.kyoto.jp/kotsu/busdia/bustime.htm>

3. 京都バス

<http://www.keihan.co.jp/kyotobus/diaindex.html>

平成11年度春季（第126回）大会プログラム

日 時 平成12（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) 新生児頭部超音波波動画像のオプ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, 穴戸 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
臼井幸也, 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, *岐阜大・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 Cruzes - NPT/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・, **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

平成12年度年次（第127回）大会の予定および演題伺い

平成12年度 年次（第127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6月3日（土）

場 所 名古屋大学医学部保健学科

〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20

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

TEL 052-719-1554 FAX:052-719-1509(学科事務室)

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

特別講演 1 「低侵襲医療を高度化するロボティクス（仮題）」

名古屋大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻 教授

生田幸士先生（予定）

特別講演 2 「演題名未定」

名古屋工業大学工学部電気情報工学科 教授

岩田 彰先生

演題締切 平成12年4月10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（学科事務室）

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

（文書、FAXまたはEメールでお願いします）

内田論文賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol.16 No.1～No.3（3冊）に掲載された論文

応募要領 下記の事項をB5判（縦長）に記入して事務局宛てお送りください。自薦でも他薦でも結構です。

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成12年1月27日（必着）

表 彰 平成12年6月3日の総会で行う

内田論文賞の推薦について

1. 著者，論文名，巻，号，頁
2. 推薦理由300字以内
3. 推薦者名 捺印

金森奨励賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol.16 No.1～No.3（3冊）に掲載された論文

奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文の第1著者が平成12年3月31日現在で満38歳以下の者とする。その他詳細は表彰規定を参照ください。

応募要領 下記の事項をB5判（縦長）に記入して事務局宛てお送りください。自薦でも他薦でも結構です。

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成12年1月27日（必着）

表 彰 平成12年6月3日の総会で行う

金森奨励賞の推薦について

1. 著者（38歳以下の者にアンダーラインをして（ ）内に年齢を記入する），論文名，巻，号，頁
2. 推薦理由300字以内
3. 推薦者名 捺印

〔 巻頭言 〕

人はその友によって磨かれる

丹 羽 克 味

ある宗教の求道者のお話を伺う機会があり、そのなかでこんな話をされていました。いろいろな方とお話をしていると、その方の信仰のレベルがわかります。それは自分がかって歩んできた道だからですと、このことは学会等で若い方の発表や発言を聞いていますと、その方の学問の深さを知ることができることと通じるのでしょうか。反対に学問を究めた方の話は質問一つにしても感心させられたり、質問内容すらよく理解できないことも経験いたします。

学問を究めた方といえば、かつてNHKから出版された著書「アインシュタインロマン」のなかでアインシュタインとインドの哲学者であり詩人であるタゴールの対話が載っていました。話題は机という物体の存在について真理とは何か、実在とは何かということについてでした。詳細は別として共にノーベル賞の受賞者である大物理学者と哲学詩人が同じ土俵で議論されていました。その道を究めた方々には専門を超えて話ができることに驚きをもって読んだことがあります。

学会はさまざまな方の集まりで形成されます。人間的に幅の広い方、学問的に深い方、またこれから学問を究めようとする方、老いも若きもこれらの方々がそれぞれを友として一同に会します。学会に出席した方々が、昨日の自分より今日の自分が一歩進んで、何かを得て学会場を後にすることができるならば、真の学会の存在価値があるように思います。

聖書の中にこんな言葉があります、「鉄は鉄によって研がれ、人はその友によって磨かれる」と、鉄で鉄をとぐように、人の心も他の人の心との触れ合いで成長するもの、良き友の多い学会でありたいと思っています。

（ 明 海 大 学 ）

医用画像情報学会35年のあゆみ

金森 仁志

福井工業大学工学部・〒910-8505 福井市学園3-6-1
(1999年10月2日受理)

Progress of 35 Years of the Society

Hitoshi KANAMORI

Faculty of Engineering, Fukui University of Technology
Gakuen 3-6-1, Fukui City 910-8505, Japan
(Received October 2, 1999)

平成11年度はRII研究会創立（昭和39年）以来35年になるので，秋季大会で標記の記念講演をおこなった．その内容を記す．

まず，RII研究会創立のいきさつは25周年で記したので [1]，その続きを述べる．

1. 放射線イメージインフォメーション (RII) 研究会

Table 1 上半に，RII研究会前半の回数，等を示す．第19回迄の講演内容は，「放射線像の研究，第1，2巻」と言う厚い本になった．第2巻を発行した時に赤字になったので，第3巻は出さずに，研究会毎に「研究会記事」を発行した．昭和41年に会長が高橋先生になり，昭和45年に事務局が東大・医放に移り，竹中先生が会計を，長谷川先生が庶務と編集を担当されて，研究会毎に「放射線像研究」を刊行された．**Table 1** 下半にそれを示す．この雑誌の論文のおかげで，大学教員になる時に恩恵を蒙った方が何人か居られる．年4回発行することは大変な重労働であったと拝察する．竹中，長谷川先生は，会社で特別講演をされたりして，「放射線像の研究 第2巻」の赤字を解消し，また，研究会毎に，見学会付きの特別講演をお願いする事を定着させた．これは，現在迄引つがっ

れている．この頃は，演題数が集まらないので，大変苦勞されたそうである．

昭和51年2月の47回研究会の前日の常任委員会で，事務局を大阪に戻すように要請されたが，内田先生が拒否されたので，結局，13年の長きにわたって，東京で事務局を続けられた．

昭和56年には，CTシンポジウム（田中栄一会長，飯沼武事務局長）が，日本医用画像工学会（JAMIT）になる時に，RII研究会に合併を申し入れてきたが，合併せずに，存続したと言う経緯もあった [2]．この時は，竹中，長谷川，佐々木先生が主として折衝されたので，筆者は詳しい事は知らない．

昭和57年11月に，長谷川先生から筆者に手紙を頂いた．内容は，竹中先生が東大を定年前に転職されるので（防衛医大へ行かれた），事務局を関西で引き受けて欲しいと言う事であった．内田先生は引き受ける気になって居られたので [2]，昭和58年6月の総会で，内田先生（岐阜大）が会長，山下先生（阪大医短）が事務局，筆者（京工繊大）が編集担当になった．年4回の研究会を3回に減らすと言う条件で引き受けた．

Table 2 医用画像情報（MII）学会

年	回数	発行誌	会長	事務局
昭和59年	79-80	医用画像情報学会誌Vol. 1	内田 勝	金森
昭和60年	81-83	医用画像情報学会誌Vol. 2	内田 勝	金森
昭和61年	84-86	医用画像情報学会誌Vol. 3	内田 勝	金森
昭和62年	87-89	医用画像情報学会誌Vol. 4	内田 勝	金森
昭和63年	90-92	医用画像情報学会誌Vol. 5	内田 勝	金森
平成元年	93-95	医用画像情報学会誌Vol. 6	内田 勝	金森
平成2年	96-98	医用画像情報学会誌Vol. 7	内田 勝	金森
平成3年	99-101	医用画像情報学会誌Vol. 8	内田 勝	金森
平成4年	102-104	医用画像情報学会誌Vol. 9	内田 勝	金森
平成5年	105-107	医用画像情報学会誌Vol. 10	内田 勝	金森
平成6年	108-110	医用画像情報学会誌Vol. 11	内田 勝	金森
平成7年	111-113	医用画像情報学会誌Vol. 12	内田 勝	金森
平成8年	114-116	医用画像情報学会誌Vol. 13	金森仁志	丹羽
平成9年	117-119	医用画像情報学会誌Vol. 14	金森仁志	丹羽
平成10年	120-122	医用画像情報学会誌Vol. 15	金森仁志	丹羽
平成11年	123-125	医用画像情報学会誌Vol. 16	金森仁志	小寺、藤田

Table 3 東京、名古屋、京都、大阪 以外の開催地

開催年	通算回数	開催地	RII研究会
昭和41年	11	福岡（九大）	
昭和43年	17	足柄（富士フィルム）	
昭和44年	21	千葉（放医研）	
昭和46年	30	宮崎（観光ホテル）	
昭和50年	44	松本（信州大）	
昭和51年	50	千葉（放医研）	
昭和53年	55	浜松（医大）	
昭和53年	58	箱根（東芝 芝翠苑）	
昭和54年	59	岐阜（岐阜大）	
昭和55年	64	松本（信州大）	
昭和60年	80	岐阜（岐阜大）	MII学会
昭和60年	83	仙台（東北大）	
昭和61年	84	千葉（千葉大）	

Table 1 放射線イメージインフォメーション (RII) 研究会

年	回数	発行誌	会長	事務局
昭和39年	1-3	放射線像の研究 第1巻 (第1回～第9回)	立入 弘	内田 勝
昭和40年	4-7		立入 弘	内田 勝
昭和41年	8-11	放射線像の研究 第2巻 (第10回～第19回)	高橋信次	内田 勝
昭和42年	12-15		高橋信次	内田 勝
昭和43年	16-19	研究会記事 (第13回～第28回)	高橋信次	内田 勝
昭和44年	20-22		高橋信次	内田 勝
昭和45年	23-26		高橋信次	竹中、長谷川
昭和46年	27-30	放射線像研究 Vol. 1 (第29～30回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和47年	31-34	放射線像研究 Vol. 2 (第31～34回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和48年	35-38	放射線像研究 Vol. 3 (第35～38回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和49年	39-42	放射線像研究 Vol. 4 (第39～42回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和50年	43-46	放射線像研究 Vol. 5 (第43～46回) 3, 4号合併	高橋信次	竹中、長谷川
昭和51年	47-50	放射線像研究 Vol. 6 (第47～50回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和52年	51-54	放射線像研究 Vol. 7 (第51～54回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和53年	55-58	放射線像研究 Vol. 8 (第55～58回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和54年	59-62	放射線像研究 Vol. 9 (第59～62回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和55年	63-66	放射線像研究 Vol. 10 (第63～66回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和56年	67-70	放射線像研究 Vol. 11 (第67～70回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和57年	71-74	放射線像研究 Vol. 12 (第71～74回)	高橋信次	竹中、長谷川
昭和58年	75-77	放射線像研究 Vol. 13 (第75～77回)	内田 勝	山下、金森
昭和59年	78	放射線像研究 Vol. 14 (第78回)	内田 勝	山下、金森

2. 医用画像情報 (MII) 学会

この頃、学会に昇格させる事が話題になり始めた [2]。また、山下先生が学位論文を纏め始めたので、事務局との両立は難しくなった。そこで、1年後の昭和59年2月25日に、名古屋での研究会の後の常任委員会と懇親会で学会昇格を決定し、6月30日の委員会と総会の承認を得て、医用画像情報 (MII) 学会と名称を変更して、事務局を筆者が引き受ける事になった。研究会発足20年目であった。田中俊夫先生に庶務を、樋口先生に財務をお願いして、大変助けて頂いた。

学会になったので、雑誌の名称を「医用画像情報学会雑誌」に変更して、レフリー制度を導入した。年3回の研究会毎の発行とした。Table 2にそれを示す。レフリーがあるので研究会の直後の雑誌にその論文がでるとは限らなくなった。

この時に、ある会員の強い要請のために、雑誌の名称が放射線画像から医用画像に変わったので、筆者は、雑誌の表紙の図案で、放射線を残した。表紙の図は、制動放射X線発生を示すKramersの論文 [3] を図案化したもので、原子核の近くを電子が通った時に、軌道が曲げられる様子を示す。このとき、前後のエネルギー差のX線光子が発生する。また、赤紫色は、放射線施設立入禁止の標識の色である。

平成8年3月に筆者が京都工芸繊維大学を停年退官した時に、内田会長が名誉会長に、筆者が会長に推薦されて、今日に至っている。丹羽先生は奥羽大学在職中に事務局を内諾されたが、すぐに明海大に移られたので、明海大に事務局をお願いした。種々の事情のため、一期、3年経って、辞任されたので、本年6月から、名大保健学科の小寺先生をお願いした。

開催年	通算回数	開催地	RII研究会
昭和62年	89	松本（信州大）	
昭和63年	92	金沢（金沢大医研）	
平成元年	94	堺（府立放射線研）	
平成元年	95	浜松（医大）	
平成2年	96	つくば（高エネルギー研）	
平成2年	98	盛岡（繋温泉）	
平成3年	101	広島（広大）	
平成4年	104	新潟（新潟大医短）	
平成5年	107	松本（信州大）	
平成6年	110	宮崎（観光ホテル）	
平成7年	113	郡山（奥羽大無垢園）	
平成8年	116	岐阜（岐阜大）	
平成9年	119	浜松（医大）	
平成10年	122	浜松（アクトシティー）	
平成11年	125	三原（県立保健福祉短大）	

3. 研究会の開催地

RII研究会では、2月は名古屋、6、12月は東京、9月は京都・大阪で交互に、開催する事が定着した。名古屋では、名大病院放射線科図書室が多かった。狭い部屋で詰めあって座ったことを思い出す。東京では好仁会が多かった。それ以外の開催地をTable 3に示す。意外に多い。MII学会では、2月に東京、6月に京阪、10月にはその他でお願いして全国を回っている。金、土曜の2日に亘り、金曜の晩に懇親会を行うようになった。平成元年6月の堺では、25周年にあたって、RII研究会発足前の準備会の後で懇親会を行った「新東洋」に泊まって、25年前を振り返った。平成2年の繋温泉、6年の宮崎、8年の長良川の鶴飼、平成3年に続いて今回（三原）も台風で宮島の社殿が倒壊したこと、など、思い出は尽きない。平成7年には、奥羽大学の東山温泉の施設で、畳の部屋で、浴衣を着て、研究会を行ったのは良かった。丹羽先生が事務局を担当される1年まで、これから毎年ここで研究会ができれば良いと思ったが、これは夢と消えた。研究会を開くだけでも大変な手間であるのに、懇親会までお願いして甚だ申し訳なく思っている。筆者は二次会までお願い

したことは一度もないのに、自発的に計画されたこともあった。今後も、二次会はお願ひしないので、研究会と懇親会には御協力をお願いします。

4. 演題

演題の推移については、内田先生が纏められている[4]。その後5年間に追加するものとして、ウェーブレット変換とCADの演題が目立ち、最近の進歩は著しい。

このような新しい研究とは対照的に、基礎的な研究もある。CdZnTeを用いたX線スペクトルの測定、LSFやウィナーズスペクトルの徹底的究明、最適撮影条件や散乱線含有率の見直しは、本会の特色を発揮した、古くて新しいテーマである。

5. 会員の進歩

35年の間には、進歩の著しい会員が多い。最初、大学院生、研究生、助手で発表していた人で、現在、教授になって、何人かに学位を出した人も現れた。

Table 4に本会会員で理工系の博士学位を取得した人を示す。医博、歯博はよくわからないので

除いた。大学，短大の教授，教官，教員に下線をつけた。（ ）は学位を取得した後で本会に関係した人である。博士の審査のできる教授（2重下線）も居る。これから増加する予定の4年制大学の保健学科では，博士課程ができれば，保健学の博士を出せるはずである。今後も益々，本会から研究指導者が多数育っていくことを期待したい。

Table 4 学位〔理工系〕

	==== Dr教授	—— 教授	----- 教官、教員
東大	(<u>長谷川</u>)		
京大	(<u>金森</u>)(<u>福島</u>)	松本	
阪大	<u>内田</u> (<u>樋口</u>)(<u>田中</u>)(<u>山田正良</u>)		
名大	<u>藤田</u> <u>佐井</u> <u>津田</u>		
広大	<u>小寺</u>		
京工繊大	<u>中森</u> <u>井上</u> <u>窪田</u> <u>瀧川</u> 尾崎		
	佐藤敏幸 <u>有村</u> 角尾		
岐阜大	<u>杜下</u> <u>小倉</u> <u>山田功</u> <u>津坂</u>		
立命館大	<u>小島</u> <u>山下</u> <u>稲津</u> 大塚 <u>石田</u> <u>東田</u>		
	<u>畑川</u>		
東北学院大	<u>佐藤英一</u>		

参考文献

- [1] 金森仁志：RII研究会設立当時の回想，医画情誌，7(2)，89-96，1990.
- [2] 内田勝：分化と統合，放射線像研究，13(3)，107-108，1983.
- [3] Kramers HA：On the theory of x-ray absorption and of the continuous x-ray spectrum, Phyl. Mag., 46, 836-871, 1923.
- [4] 内田勝：学会30年を思う，学会30年のあゆみ，1-2，医用画像情報学会，京都，1994.

[特別講演資料]

生物学的線量計による診療放射線技師の被曝線量の推定

澤田 昭三

広島県立保健福祉短期大学・〒723-0053 広島県三原市学園町1-1
(1999年10月3日受理)

Dose Estimation by Chromosome Aberration in Radiological
Technologists Exposed Occupationally

Shozo SAWADA

Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare
1-1 Gakuen-machi, Mihara, Hiroshima 723-0053, Japan
(Received October 3, 1999)

Abstract : Chromosome aberrations in the lymphocytes of radiological technologists (RT) in Kumamoto Prefecture were analyzed by the trypsin G-banding method to estimate the exposure dose to radiation. Structural aberrations were identified in 384 (2.5%) of 15,442 cells analyzed from 53 RT as compared to 177 (1.6%) of 11,136 cells from 36 healthy controls. Stable aberrations were the most frequent in both groups and were either translocations or deletions. Unstable aberrations were mainly acentric fragments in both groups. The frequency of translocations and acentric fragments was significantly higher in the RT than in the controls and was highest in the RT over 50 years old. The highest frequency observed in the >50 age group was attributed to the unknown for cumulative dose prior to introduction of film badges. Dose estimation for each RT was done by using dose-response curves of stable and unstable type of chromosome aberrations. The relationship between frequency of chromosome aberrations and cumulative radiation doses of the 53 RT can be expressed by the equation $y = 0.22 + 0.37D + 4.35D^2$, $r = 0.702$, where y is corrected frequency of chromosome aberrations after subtracting the increase with age and D is the cumulative radiation dose in Sv.

Key words : Radiological Technologist, Biological Dosimetry, Chromosome Aberration, Peripheral Blood Lymphocytes, G-banding Method

近年、人体に対する放射線の低線量被曝の影響が問題となっている。放射線影響の研究はまず正確な個人の被曝線量を把握することが重要である。そこでわれわれは低線量放射線の長期被曝の身体の影響を明らかにするため検査対象を診療放射線技師として、職業上受けた過去の被曝集積線量を

フィルムバッジ線量から求めようとした。ところが技師経験の長い人はフィルムバッジを装着していなかった時期（フィルムバッジがまだ開発されていなかったため）があり、しかもこの時期にはかなりの量の放射線を被曝している可能性があるということが当時の放射線技師の証言から判明し

た。そこで、ヒトの末梢血液中のリンパ球の染色体異常を指標として放射線による被曝線量を推定することを試みた[1,2]。この方法は生物学的線量推定法(Biological dosimetry)として事故被曝などの時の被曝線量の推定に極めて有効な手段であるといわれている。

1. 熊本県の放射線技師

筆者が熊本大学に在籍していた時、上記の研究目的に対して多額の科学研究費が交付された。なにせ、この研究には多数の人手が必要なので、教官3名以外にパートの若い女性5名からなるグループを作って研究を開始した。研究対象は熊本県下の診療放射線技師195名で、アンケートによって各個人のフィルムバッジによる過去の集積線量、経験年数、年齢、記憶に残るような被曝歴の有無等について調べた。195名のうち181名(92.8%)の放射線技師から回答があり、解析の結果、熊本県下の病・医院でフィルムバッジが一斉に使用され始めたのは昭和38年(1963)頃からであることが判明した。このことは調査当時経験年数が18年未満の技師は就職した時からフィルムバッジを装着していたことを示している。その数は85名(47%)であった。残り96名の技師は経験年数が長いために、フィルムバッジを装着していなかった時期があり、この時期の被曝線量の正確な推定が必要であることがわかった。そんな以前の被曝量を推定する方法があるのだろうか。

2. 染色体異常頻度による過去の被曝集積線量の推定

人間の染色体は男女とも46本あり、このうち相同染色体が22対あり、残り2本は性染色体である(写真参照)。放射線に被曝すると色々な染色体異常が現れる(図1)。図に示すように染色体異常の種類を大別すると、安定型異常(Cs型)と不安定型(Cu型)に分けられる。前者は左右相称型の異常であり、後者は非相称型の異常といえる。前者には逆位とか転座などの染色体異常があるが、これを顕微鏡下で判断するには相当の熟練を要す

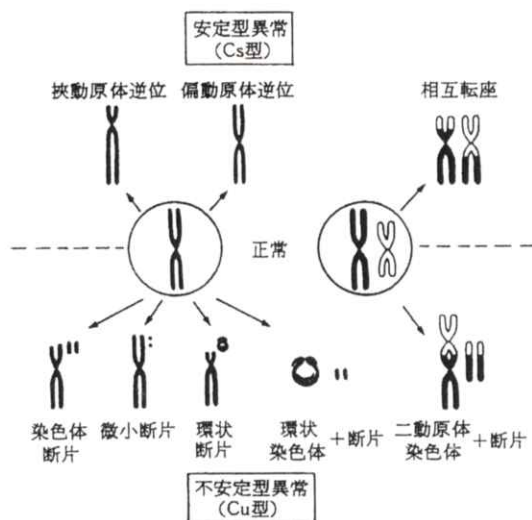


図1 染色体異常の種類とその模式図(点線から上が安定型異常、下が不安定型以上)(田中公夫氏の好意による)

る。それでもかなりの見落としがあるため、1ケの細胞に含まれる46本すべての染色体を相同染色体同志2本ずつ並べて写真判定をする(写真1, 左右)。それでも見極めがむづかしい異常があるので、バンド法(Banding)が開発され、いま世界的に常用されている。この方法の導入によって通常の染色法では20%も安定型異常を見落としていたことが分かった。一方、不安定型異常の代表的なものは二動原体染色体や環状染色体、などであり、これらの異常は顕微鏡下でも比較の見つけやすい。

それでは何故、安定型異常とか不安定型異常というのであろうか。前者は細胞分裂の時に均等に2分されて新しい細胞に別れるので、いつまでも残る可能性がある。しかし不安定型異常は細胞分裂の時に左右非相称のため均等分裂ができず、1~2回の細胞分裂後に死んでしまう細胞が多い。このため時間の経過と共にその数が減少するので不安定型異常と呼ばれている。大体、人のリンパ球細胞では7~8年で最初にできた不安定型異常の数が10分の1になったという報告がある。表1に示すように、原爆被曝後48年経った被曝者には相変わらず染色体異常が多くみられるが、そのほとんどが安定型異常である。これに反して、イギ

表1 放射線被曝の形態と染色体異常の種類

検査対象	検体数	総観察細胞数	染色体異常細胞数	染色体異常	
				安定型	不安定型
原爆被爆者 ¹⁾ (広島, 0~1000m)	39	3,136	651 (20.8%)	635 (97.5%)	16 (2.5%)
トロトラスト患者 ²⁾	10	6,100	925 (15.2%)	788 (85.2%)	137 (14.8%)
原子力船ドック従業員 ³⁾ (英国)	197	43,715	331 (0.76%)	82 (24.8%)	249 (75.2%)
放射線技師 ⁴⁾ (熊本県)	53	15,477	509 (3.3%)	331 (65.0%)	178 (35.0%)

- 1) 田中公夫, 鎌田七男
(1982年)
- 2) 佐々木正夫ら (1977年)
- 3) Evansら (1979年)
- 4) 田中龍二, 熊谷エツ子ら
(1982年)

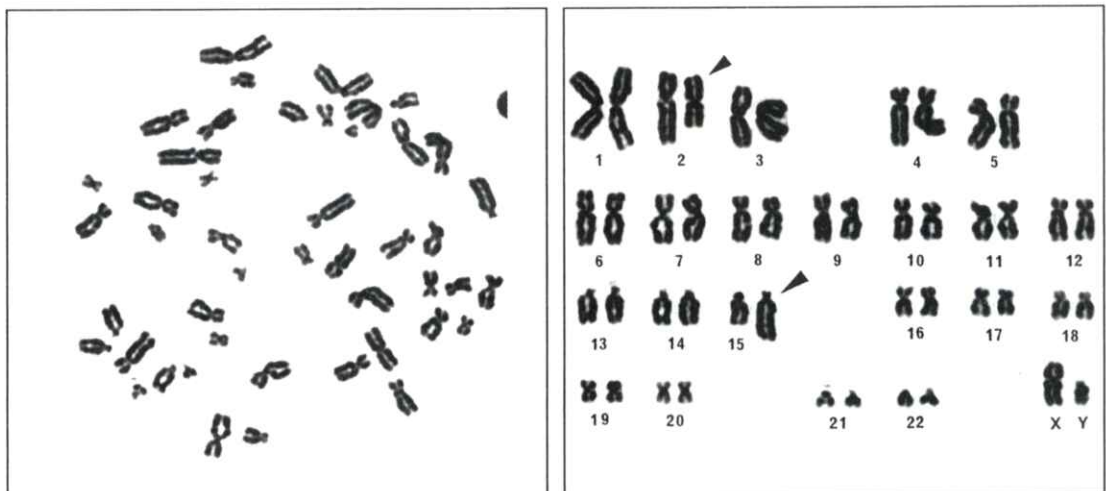


写真 1

リスの原子力船ドックの従業員の染色体異常は安定型よりも不安定型異常が圧倒的に多く, これは比較的最近被曝したためできた染色体異常であることが推察される。

3. 染色体分析法

ここで簡単に染色体標本の作成法ならびに分析法について述べる。

清潔な注射器でヒトの静脈血約10ccを採血し, 遠心分離してリンパ球だけを集める。牛の胎児血清のはいった培養液にPHA(細胞分裂促進剤)を少量加えて37℃で50時間静かに培養する。そのあとで水処理を加えて細胞をしっかりとふくらませて, メチルアルコールと酢酸の混合液でガラス・

スライドの上に固定し, 5日ほど乾燥したのちに縞模様を顕著に現すためにトリブシン液の中に細胞のくっついたスライドガラスを浸し, 最後にギムザ染色液で染色体を染める。

細胞分裂中でないと染色体は見られないのでPHAを加えたわけであるが, 水処理で細胞はパンパンにふくらんでいるので, 1ヶの細胞の中の46本の染色体は互いに重ならないで1本1本がよく見える状態になっているはずである(写真1の左)。そのような細胞を顕微鏡でえらび, 写真撮影を行い, キャビネ版の大きさに拡大焼付をし, 1から22番まで番号を付す(写真1と2の右を参照)。写真に示すように1本ずつハサミで切りはなして, 相同染色同志を一对にしてならべる。染色体上に現れている横縞の模様は相同染色同志

は全く同じなので、細心の注意を払って見れば、外形は同じでも転座や逆位などの構造異常が発見される（写真2，右）。なお、XYは性染色体である。これら一連の作業は膨大な時間と労力、それに相当な技術や訓練を要する。従って安定型の染色体異常を見出すのは大変なことであるが、われわれは一人当たり300個の細胞について染色体検査を行った。観察した細胞数が多いほどデータの精度は上がるわけであるが、それにも限度があり、熊本市では3年間で53名の診療放射線技師と

比較のために協力を求めた36名の健康な一般市民について染色体検査を行うことができた。

4. 診療放射線技師における染色体異常頻度と被曝線量の推定

熊本県下の放射線技師53名から末梢血リンパ球細胞を採取して、染色体の安定型異常と不安定型異常の両方を観察し、その頻度と技師としての経験年数との関係を図2に示した。

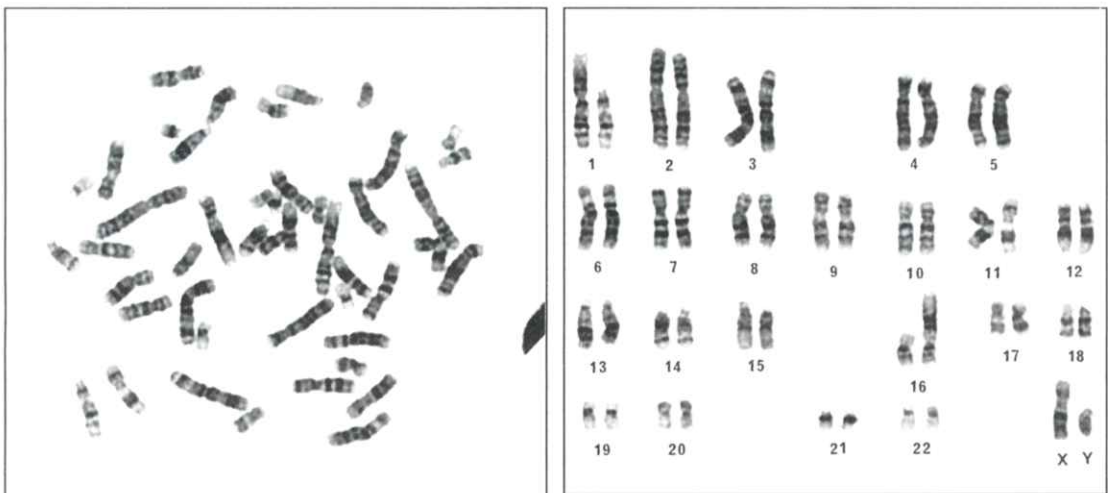


写真 2

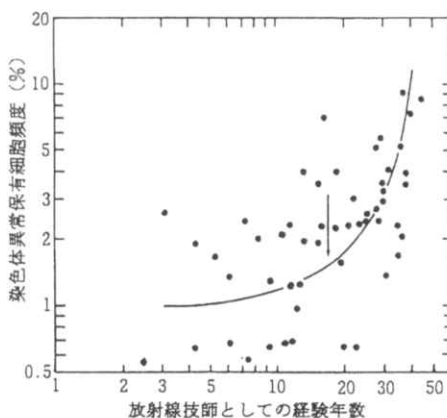


図2 熊本県下の放射線技師（53名）の末梢血リンパ球にみられた染色体異常保有細胞頻度と経験年数との関係。経験年数は年齢とも相関しており、経験年数18年（矢印）は37歳に相当する。（詳細はE. Kumagaiら、J. Rad. Res., 1990を見よ）

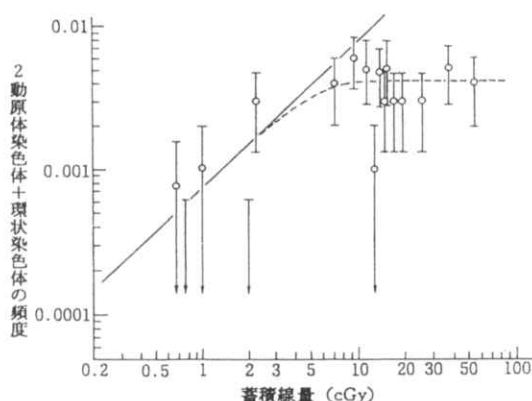


図3 放射線技師（東京都）における職業被曝蓄積線量と末梢血リンパ球における染色体異常頻度との関係、実線はX線照射実験から求めた線量効果関係。

(Sasaki, M. S., 1983)

また図の中に矢印でしめしているのはフィルムバッジが熊本県下で使用されはじめた時期である。経験年数が18年を過ぎると染色体異常をもった細胞数の頻度が急激に増加していることがわかる。約20年以上も前にかなりの放射線量を被曝していたことが安定型の染色体異常を時間をかけて精査したことから証明された。北畠らによると[3]、なぜ被曝線量がこの当時多かったのか、その理由について以下のように説明している。

- 1) 当時は放射線防護に対する放射線技師の関心度は極めて低く、注意力も今ほどではなかった。
- 2) X線のフィルム感度及び増感紙の感度が低い。
- 3) X線管球やコントローラーの防護があまい。
- 4) 放射線の業務は結構多かった。また、当時は時々しか実施されなかった血液検査や自己の体調から被曝量を大まかに察知していたということであるから、今では信じられないようなことが行われていたわけである。しかしフィルムバッジが各医療施設で使用されるようになってからは大量の被曝は皆無となった。

図3に東京都下の放射線技師の染色体異常と被曝線量の関係を調べた結果がまとめられている[4]。図2に示したわれわれの結果と明らかに違う傾向があることがわかる。東京都の場合はある程度まで被曝線量が増すにつれて染色体異常頻度は直線的にふえているが、それから先は横ばいとなってしまっている。放射線技師の被曝線量が増すということはそれだけ経験年数が長くなっているということが通常考えられる。しかし、染色体検査は不安定型異常のみを調べられたため、この

ような結果になったものと考えられる。このような場合には、過去の被曝集積線量を推定することはむづかしい。

図2には放射線技師としての経験年数と染色体異常頻度との関係を示したが、図4には放射線技師及び一般市民の年齢と染色体異常頻度との関係を示している。年齢が37才頃から両者の間に差が現れはじめ、45才ぐらいから放射線技師の染色体異常は急速に増加している。このような傾向は経験年数と染色体異常頻度との関係(図2)においても見られている。最後に、ヒトのリンパ球に種々の既知の線量を照射して、染色体異常を調べ、安定型異常と不安定型異常頻度の照射線量に対する関係を示す直線を別々に求め、53人の放射線技師の被曝集積線量を個々に推定した。その結果

$$Y = 0.22 + 0.37D + 4.35D^2$$

但し、Yはすべての染色体異常頻度

Dは被曝集積線量(単位はSv)

の式であらわされることがわかった。ちなみに37才の放射線技師は平均しても0.3Sv、65才では1.3Sv以上の被曝集積線量になるだろうと推定された。このような線量は決して無視できないので種々の晩発性障害の発生が予想されるので、放射線技師の全国調査が行われているが、今のところ、特記すべきものは何も出ていない[5]。

われわれも当然、晩発性障害の可能性を予想していたので、染色体検査と併行して免疫能について調べた。方法は大部分の成人がすべて感染しているEBウイルスの抗体価を指標として、何んらかの原因(放射線被曝も当然はある)で免疫能が

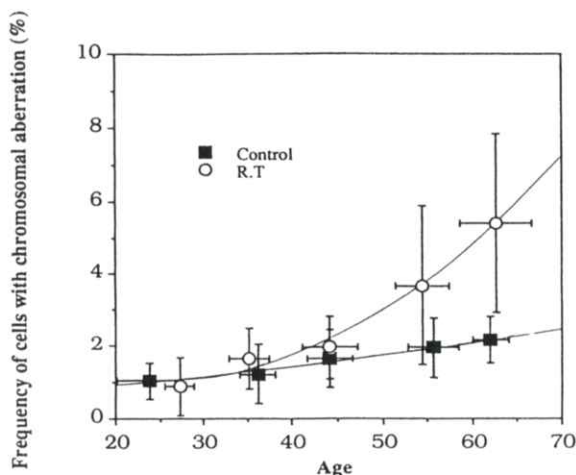


図4 53人の診療放射線技師と36人の健康な一般人のリンパ球にみられた染色体異常頻度と年齢との関係

低下しておれば抗体価が異常に高値を示すので、これを指標として104名の放射線技師の抗体価をしらべた。その結果、染色体異常頻度の高い放射線技師が必ずしも免疫能が低下していたということとはなかった。しかし、一般の健康人に比べて放射線技師には免疫能が低下している人が明らかに多かった。

5. 健康な一般市民における染色体異常

図3に示したように一般市民が年齢の増加と共に染色体異常が徐々に増加していることをわれわれは初めて発表した。染色体検査法は診療放射線技師の場合と全く同じで、一人当たり300個のリンパ球細胞の染色体について調べた。一般市民に対してこれほど詳しく検査をした報告は他には見当たらない。図3に示した直線式を表すと、

$$Y = 0.56 + 0.014x + 0.0002x^2$$

となる。但し、Yは染色体異常頻度、xは年齢を示す。一般市民を選ぶ時、特に注意したのは染色体検査前半年間に胃腸のX線透視検査を受けたかどうかを確認し、もし受けておられたら染色体検査対象からはずした。このように医療用X線検査でも染色体異常を少量だがおこす可能性がある。また世界変異原学会でも明らかにされたようにタバコで高率に染色体異常が誘発されることが発表されている。E. J. Hall (1978) [7]によると、胸部X線検査一回分の危険率と同じ可能性を示すタ

バコは1.5本分に相当すると計算している。もっと具体的に言えば、1日に20本入りタバコを1箱吸えば、胸部X線撮影を1日に13回うけたことになる。これが安心と言えるかどうか。さらに変異原物質としてはコーヒー、酒、種々の薬剤、環境ホルモン等があり、これらの蓄積が一般市民と言えども年齢と共に染色体異常頻度が増加した理由と考えられる。

謝 辞

写真1と2は大滝一夫博士（放射線影響研究所）の好意による。

文 献

- [1] Kumagai E, Tanaka R, Kmagai T, et al. : Effects of long-term radiation exposure on chromosomal aberrations in radiological technologists, J.Radiat.Res., 31 (3) 270-279, 1990.
- [2] 澤田昭三：放射線技師における染色体異常，医学のあゆみ，157(3)，172，1991.
- [3] 北畠隆，岡島俊三：往時における本邦のX線，従業員の被曝線量の推定，日医放会誌，23 (10)，1151-1158，1964
- [4] Sasaki MS : Use of lymphocyte chromosome aberrations in biological dosimetry :

- Possibilities and Limitations.
Ishihara T and Sasaki MS, ed.
“Radiation - Induced Chromosome Damage in Man” 585-604, Alan R. Liss, Inc., New York, 1983.
- [5] 森川薫, 青山喬, 川越康充, 他 : 放射線業務従事者の健康動態, 日放技学誌 54 (1), 1316-1321, 1998.
- [6] Kumagai E, Tanaka R, Kumagai T, et al.: Effects of Long-term low dose radiation-Epstein-Barr virus specific antibodies in radiological technologists, J. Radiat. Res., 29 (3), 203-210, 1988.
- [7] Hall, EJ : Radiobiology for the Radiologist, Harper and Row, Publishers, Inc. 1978.

[論 文]

対称増感紙－フィルム系のWienerスペクトルのシミュレーションと
実測による検証

岡田弘治, 荻屋公明[†]

近畿大学医学部奈良病院 放射線部・〒630-0293 生駒市乙田町1248-1

[†] 立命館大学理工学部電気電子工学科・〒525-8577 滋賀県草津市野路東1-1-1

(1999年7月26日, 最終1999年10月20日受理)

Simulation of Wiener spectra of Symmetrical Screen-Film System
and Verification using by Measurement

Hiroharu OKADA and Komyo KARIYA[†]

Department of Radiology, Kinki University Nara Hospital

Otoda-cho 1248-1, Ikoma-shi, Nara 630-0923, Japan

[†]Department of Electricity and Electric Engineering, Faculty of Science and Engineering

Ritsumeikan University, Noji-higashi 1-1-1, Kusatsu-shi, Shiga 525-8577, Japan

(Received July 26, 1999, in final form October 20, 1999)

Abstract : We simulated Wiener spectra for density range with a symmetric screen-film system applying Wakamatsu's mathematical model of Wiener spectrum by the two methods, and compared with the simulated Wiener spectra and the practical measured Wiener spectra. On one method, the Wiener spectra were simulated as base of the Wiener spectrum at the double density 1.0(Singled layer method). On the another method, the Wiener spectra were simulated as base of the two Wiener spectra at the front emulsion density 0.65 and the back emulsion density 0.52. The two simulated Wiener spectra were added in every relative exposure (Doubled layer method). On the comparison with the simulated Wiener spectra and the measured Wiener spectra, the relative errors of Wiener spectra became lower the doubled layer method than the singled layer method. The relative errors on the doubled layer method were almost less than 15% at practical useful range. Therefore, to simulate the high precision of the Wiener spectra for density range with a symmetric screen-film system, we should individually simulate Wiener spectra on front and back emulsions. It is necessary to obtain a large number of sample points for determination of the Wiener spectrum, the accurate characteristic curve and gradient curve by the sensitometry.

Key words : Wiener spectrum, simulation, measurement, symmetrical screen-film system, density range

1. はじめに

1995年若松らは、Wienerスペクトルの数式モデルを提案し、放射線画像記録系である対称増感紙・フィルムシステムの特定の濃度におけるWienerスペクトルから全濃度域のWienerスペクトルのシミュレーションを可能にした[1]。このときのシミュレーションの例では、BRH報告[2]の対称増感紙・フィルム系Lanex Fine/OGのデータを使用した。システムが対称増感紙-フィルム系であること、さらにフィルムOGは、クロスオーバー光の低減がなされたフィルム[3]以前のものであり、フィルムの両面の特性を一つの出力濃度として扱っていた。しかし、前面増感紙と後面増感紙のX線吸収量が異なり、フィルムの前面と後面では、若干の濃度差が生じる。

本稿は、Wienerスペクトルの加法性が成立することを前提にして、フィルムのクロスオーバー光の割合が28%の平板銀粒子フィルムTMGを組合せた対称増感紙-フィルム系Fine/TMGを使用して、次の二つの方法を用いて濃度領域に対するWienerスペクトルのシミュレーションを行った。第一の方法は、Fine/OG系で行ったように、両面濃度1.0のWienerスペクトルを基準にしてWienerスペクトルのシミュレーションを行う方法（以下、一層化）である。第二の方法は、両面濃度の1.0のフィルムを前面系と後面系に分離し、それぞれ分離した濃度のWienerスペクトルを基準にして、Wienerスペクトルのシミュレーションを前面系と後面系においてそれぞれ独立して行い、得られた同一露光量ごとの前面系と後面系との和を最終のWienerスペクトルのシミュレーションとする（以下、二層化）。二つのシミュレーション結果と、実際にFine/TMG系の各濃度において個々にWienerスペクトルを計測した結果によって比較を行った。

2. 方 法

2.1 使用機器及び材料

使用した増感紙-フィルム系は、希土類増感紙

Lanex Fine、両面の同一乳剤のオルソフィルムTMG（Kodak）である。フィルムのクロスオーバーの割合[4]は、28%である。

X線発生装置は、東芝メディカル社製三相12パルス Model KXO-850(N)型（X線管：同社製DRX-2930HD、公称焦点サイズ1.2/0.6mm,W）を使用し、付加フィルタは、20mm Aluminumとした。増感紙-フィルム系のセンシトメトリにおける距離の計測には、JIS一級の巻尺を使用した。

現像処理は、コダック社製自動現像機M8（35℃、90秒）を用いた。濃度の測定は、コニカ社製の拡散濃度計PDA-65とマイクロデンシトメータPDM-5Bで行なった。

2.2 実験方法

2.2.1 センシトメトリ

Wienerスペクトルのシミュレーションを濃度領域に対して行うために、センシトメトリを行った。管電圧80kV、管電流30mA、撮影時間0.05秒の設定条件で、付加フィルタ20mm Aluminumとし強度スケール法（距離法）を応用した。拡散濃度計PDA-65を用いて、得られたセンシトメトリ・ステップの濃度測定を行った。その後、各ステップを2つに分割し、フィルムの片面を漂白して、増感紙-フィルム系Lanex Fine/TMGの両面系、前面系、後面系の特性曲線を求め、これらを微分してグラディエント曲線を得た。

2.2.2 実測によるWienerスペクトル

実測の濃度領域のWienerスペクトルは、対称増感紙-フィルム系Lanex Fine/TMGを用いて、管電圧 80kV 管電流100mA 付加フィルタ20mm Aluminum、撮影距離 200cmで、一様なX線露光を行った。試料フィルムの濃度0.3、0.6、1.0、1.5、2.0、2.5、3.0は、撮影時間によって調整した。

Wienerスペクトルの計測は、マイクロデンシトメータPDM-5Bを使用し、アパーチャサイズ10×1000 μm^2 、テーブル移動スピード500 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 、サンプリング間隔10 $\mu\text{m}/\text{sec}$ 、1走査のデータ数10000点とした。サンプリングした濃度データをA/DコンバータAD9805B（アドテック社製）を介して、パーソナル・コンピュータに取り込

だ。トレンド処理は、1024点(10.23mm)を移動平均するBRH法[2,5]によって行った。Wienerスペクトルの計算は、直接FFT法を用い、FFT演算は1セグメント1024点とした。1セグメント580点のオーバーラップをよって、20回のFFT演算結果を1走査のWienerスペクトルとした。これを任意の位置に対して10回走査した平均を1測定のWienerスペクトルとした。

2.3 一層化におけるWienerスペクトルのシミュレーション

実際にWienerスペクトル計測した対称増感紙・フィルム系Lanex Fine/TMGの両面濃度1.0におけるWienerスペクトルとフィルムの粒状度を基準にし、両面系の特性曲線とグラディエント曲線から、式(1)に示すWienerスペクトルの数式モデル[1]を使って、Wienerスペクトルのシミュレーションを行った。

$$W_r(u, R) = W_q(u, R) + W_s(u, R) + W_f(u, R) \\ = (\log_{10} e)^2 G^2 \{ \varrho + S \} / R \} MTF^2(u) \\ + (\log_{10} e) (D_f a_f + D_n a_n) \quad (1)$$

ここで、 $W_r(u, R)$, $W_q(u, R)$, $W_s(u, R)$, $W_f(u, R)$ は、それぞれ放射線写真モトル、量子モトル、構造モトル、フィルムの粒状度である。 ϱ , S は、それぞれ量子モトル、構造モトルに関する因子であり、 R は相対露光量である。また、 $D_f a_f$ は、フィルムのカブリ濃度のフィルムの粒状度、 $D_n a_n$ は、カブリ濃度以上のフィルムの粒状度を表わす。

なお、フィルムの粒状度の試料は、増感紙の構造モトルの影響を受けないように、片面増感紙FineとフィルムTMGを約5 cm離した単純なカセットを作成し、これを紙製の暗箱の中に納めて、フィルムの両面濃度が1.0になるよう暗箱の上からX線露光を行った。

Wienerスペクトルのシミュレーションの結果と、実際に各濃度において独立して計測したWienerスペクトルの結果との比較を行うために、シミュレーションと実測との差と、 $W_{DIF}(u, D)$ と、差と実測との比を相対誤差 $W_{ERR}(u, D)$ とし、それぞれについて調べた。

$$W_{DIF}(u, D) = W_{SM}(u, D) - W_{MS}(u, D) \quad (2)$$

$$W_{ERR}(u, D) = \frac{W_{SM}(u, D) - W_{MS}(u, D)}{W_{MS}(u, D)} \quad (3)$$

ここで、 $W_{SM}(u, D)$ は、シミュレーションによって求めたWienerスペクトル。 $W_{MS}(u, D)$ は、実際に計測したWienerスペクトルを表わす。

2.4 二層化によるWienerスペクトルのシミュレーション

両面フィルムにおいて、前面を F とし、後面を B とすると、前面濃度 D_F と後面濃度 D_B は、濃度の加法性から、 $D = D_F + D_B$ で表わせる。また、濃度の微分であるグラディエント G も同様に加法性が成立し、 $G = G_F + G_B$ で表わされる。一方、マイクロデンシトメータを走査して得られる濃度分布 $D(x)$ は、その平均値 $\bar{D}$ と変動成分 $\Delta D(x)$ によって $D(x) = \bar{D} + \Delta D(x)$ で表わされる。したがって、濃度のゆらぎ $\Delta D(x)$ として現われる放射線ノイズの一次元Wienerスペクトル $W(u)$ は、

$$W(u) = \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{X} \overline{|F(u)|^2} \quad (4)$$

で表わされる。ここで、

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D(x) e^{-2\pi i u x} dx \quad (5)$$

x : 距離, X : 試料長, u : 空間周波数, i : 虚数単位 ($=\sqrt{-1}$) である[5]。濃度の加法性が成立することから、その変動成分 $\Delta D(x)$ も加法性が成立し、 $\Delta D(x) = \Delta D_F(x) + \Delta D_B(x)$ となる。したがって、式(5)は、

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_F(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx + \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_B(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \quad (6)$$

となり、前面のWienerスペクトルを、 $W_F(u)$ 、後面のWienerスペクトルを $W_B(u)$ すると、増感紙-フィルム系の両面のWienerスペクトル $W(u)$ は、

$$\begin{aligned}
W(u) &= \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{X} \left(\int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_F(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \right)^2 \\
&+ \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{X} 2 \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_F(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_B(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \\
&+ \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{X} \left(\int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_B(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \right)^2 \quad (7) \\
&= W_F(u) + W_B(u) \quad (8)
\end{aligned}$$

ここで、式(7)の第2項は、フィルムに幾分のクロスオーバーがあることから、画像形成過程において $\Delta D_F(x)$ と $\Delta D_B(x)$ と間では相関関係を考慮すべきであろう。しかし、実際のWienerスペクトルの計測において、マイクロデンストメータの走査は、両面、前面、後面フィルム試料の、全く同一位置(粒状パターン)ではなく、各フィルムの任意の位置である。すなわち、結果的に両面、前面、後面フィルム試料において、それぞれ独立したランダムな粒状パターンを走査しており、計測によって得られたWienerスペクトルはこれらを平均したものである。したがって、式(7)の第2項は、2乗成分を持たず、 $\Delta D_F(x)$ と $\Delta D_B(x)$ は正・負のランダム変動成分であることから、

$$\lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{X} 2 \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_F(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \Delta D_B(x) \cdot e^{-2\pi i u x} dx = 0 \quad (9)$$

式(9)が成り立つと仮定すると、Wienerスペクトルの加法性が成立し、両面増感紙-フィルム系のWienerスペクトルは、前面のWienerスペクトルと後面Wienerスペクトルの和によって表わされる。このことから、式(1)は、次のように展開できる。

$$\begin{aligned}
W_r(u, R) &= W_{r,F}(u, R) + W_{r,B}(u, R) \\
&= \{ W_{q,F}(u, R) + W_{s,F}(u, R) + W_{f,F}(u, R) \} \\
&\quad + \{ W_{q,B}(u, R) + W_{s,B}(u, R) + W_{f,B}(u, R) \} \\
&= (\log_{10} e)^2 G_F^2 \{ \ell_F + S_F \} / R \} MTF_F^2(u) \\
&\quad + (\log_{10} e) (D_f a_f + D_n a_n)_F \\
&\quad + (\log_{10} e)^2 G_B^2 \{ \ell_B + S_B \} / R \} MTF_B^2(u) \\
&\quad + (\log_{10} e) (D_f a_f + D_n a_n)_B \quad (10)
\end{aligned}$$

式(10)のフィルムの前面系と後面系の項において、量子モトルと構造モトルの項は、濃度の変化に対するパラメータがX線の比露光量である。しかし、フィルムの粒状度の項は、濃度の変化に対するパラメータが濃度であるので、二層化の場合

の濃度領域に対するWienerスペクトルのシミュレーションは、前面系と後面系においてそれぞれ独立して行わなければならない。

一層化で計測した総合濃度1.0のフィルム試料を、2つに分割して後面あるいは前面の乳剤を剥離して得られた前面と後面のWienerスペクトルを各面系における放射線写真モトルとした。このとき、前面と後面の各フィルム濃度には、フィルムのベース濃度0.17が含まれている。さらに前面と後面それぞれに対して、片面増感紙Fineとフィルムを約5cm離してX線露光したのち増感紙と反対側のフィルム面を剥離した濃度が、密着した場合と同一な濃度になるよう調整して、得られた各面におけるWienerスペクトルを前面系あるいは後面系のフィルムの粒状度とした。前面あるいは後面の放射線写真モトルとフィルムの粒状度をそれぞれ基準にして、前面と後面の特性曲線とグラディエント曲線から、前面系と後面系それぞれ独立してWienerスペクトルのシミュレーションを行い、得られた同一相対露光量の前面系と後面系のWienerスペクトルの和を両面乳剤フィルムの総合濃度のWienerスペクトルとした。

3. 結 果

3.1 センシトメトリ

Fig. 1 (a), (b)に両面系、前面系、後面系の特性曲線とグラディエント曲線をそれぞれ示す。特性曲線から、両面フィルムの濃度1.0に要する相対露光量Log relative exposure (以下、Log RE)は、1.47であった。このとき(相対露光量: Log RE=1.47)の前面系の濃度は0.65、後面系の濃度は0.52であった。前面系と後面系の感度比は、特性曲線の直線部から平均1.16倍(前面/後面)であった。

3.2 実測によるWienerスペクトル

実際に計測した各濃度のWienerスペクトルをFig. 2に表わす。Wienerスペクトルは、低濃度で低い値を示し、濃度1.5においてピークをもち、それよりも高濃度になるに従って低い値を示していた。また、フィルムの粒状度を表わす高空間周

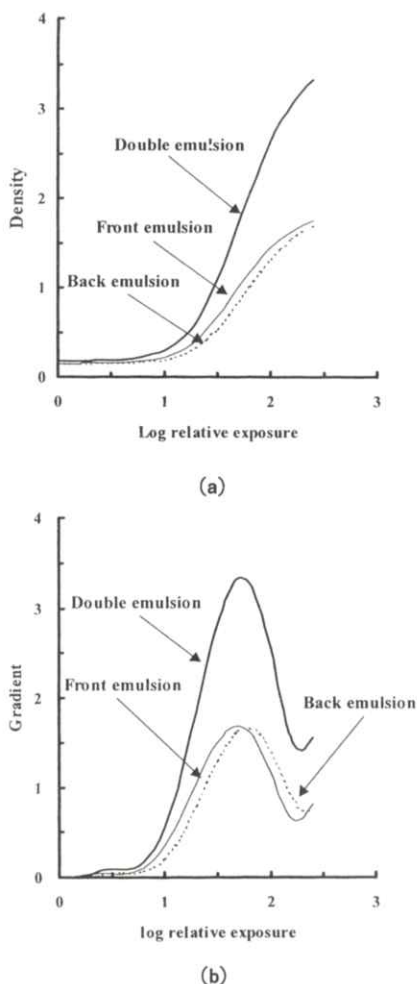


Fig. 1 (a) Characteristic curves of Fine/ TMG system.
(b) Gradient curves of Fine/ TMG system.

波数では、幾分のバラツキを持ちながら、濃度が上昇するにつれてWienerスペクトル値が徐々に高くなる傾向を示した。

3.3 一層化におけるWienerスペクトルのシミュレーション

式 (1) の数式モデルを用いて、両面濃度1.0のWienerスペクトルとフィルムの粒状度 (Fig. 3) を基準にした濃度領域に対するWienerスペクトルシミュレーションの結果をFig. 4 に示す。一層化によってシミュレーションしたWienerスペクトルは、実測の場合と同様に低濃度領域で低い値を示し、濃度1.5においてピークをもち、それよ

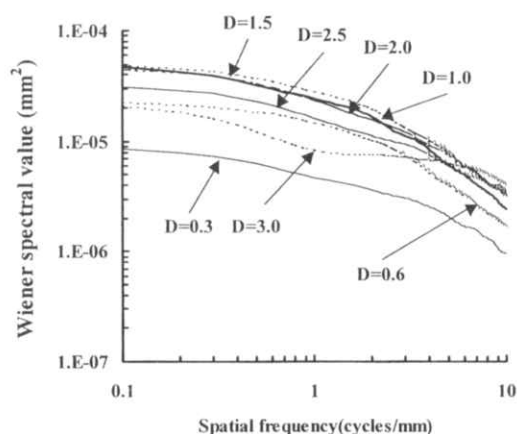


Fig. 2 Measured Wiener spectra for various densities range.

りも高濃度領域になるにつれて低くなっている。このときのシミュレーションによる粒状度をFig. 5 に示した。式 (1) の数式モデルにおいて、フィルムの粒状度は、濃度に対して比例関係にあることから、濃度が上昇するにつれて、直線的に上昇している。

Wienerスペクトルのシミュレーション結果と実測結果との差と相対誤差を濃度ごとに比較したものをFig. 6 (a), (b) に示す。シミュレーションと実測との差は、濃度0.6と1.5の低空間周波数領域において最も大きく 1×10^{-5} 程度あった。2～6 cycles/mmの中空間周波数領域では、殆どの濃度で 3.0×10^{-6} 以下の差で安定していたが、濃度2.5や3.0の高濃度の高空間周波数領域では差が大きくなる傾向を示した。一方、低空間周波数領域におけるWienerスペクトルの差がそのまま相対誤差に反映していた。高濃度・高空間周波数になるに従って相対誤差が上昇し、濃度2.5, 3.0では60%程度に達していた。また、低濃度0.3では、全空間周波数領域で20～40%の相対誤差を有した。

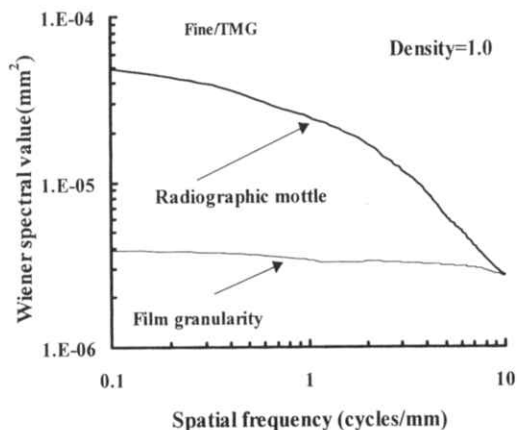


Fig. 3 Radiographic mottle and film granularity of Fine / TMG system at double emulsion density 1.0.

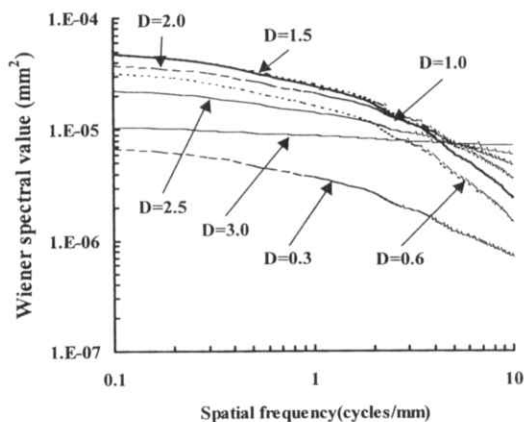


Fig. 4 Simulated Wiener spectra of the singled layer for various densities range.

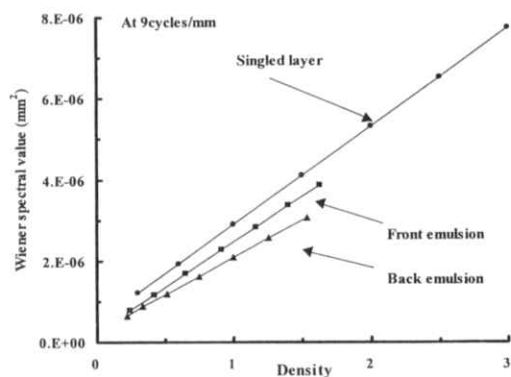
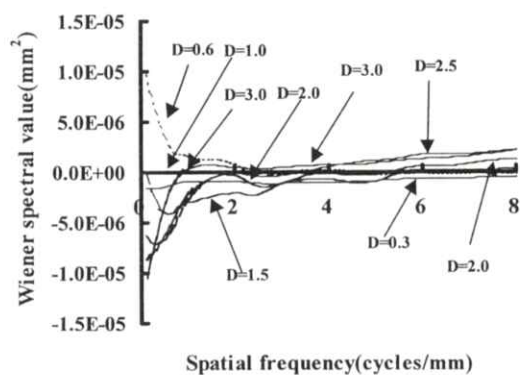
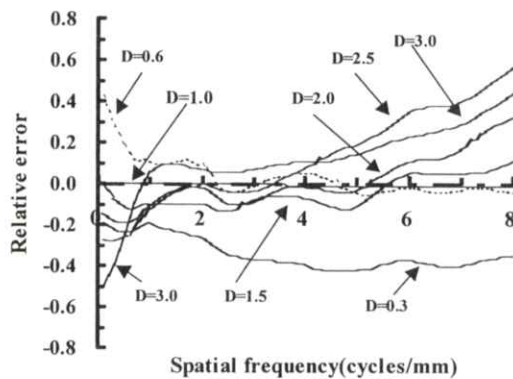


Fig. 5 Comparison of the simulated film granularities between the singled layer, and front emulsion and back emulsion on the doubled layer at



(a)



(b)

Fig. 6 (a) Differences between simulated and measured Wiener spectra for the singled layer.
(b) Relative error between simulated and measured Wiener spectra for the singled layer.

3.4 二層化によるWienerスペクトルのシミュレーション

Fig. 7 に、シミュレーションの基準となる実測の両面系、前面系、後面系の Wiener スペクトルと、前面系と後面系の和による Wiener スペクトルの関係を示す。両面系の和による Wiener スペクトルは、実測よりも若干低い値を示したがほぼ同一の値が得られた。

Fig. 8 (a), (b) に前面系と後面系の Wiener スペクトルのシミュレーション結果を示す。濃度値は、両面濃度の Wiener スペクトルとの比較を容易にするために、シミュレーションを行った相対露光量値がフィルムの両面濃度に相当する値で示している。前面系の Wiener スペクトルは、両面濃度で相当する濃度1.0で Wiener スペクトルのピークを有するが、後面系のピークは、濃度1.5であった。後面系の Wiener スペクトルは、各濃度において前面系のものよりも低い値を示していた。フィルムの粒状度も、シミュレーションの基準とされる Wiener スペクトルが後面系の方が低いために、全濃度で前面系よりもやや低い値を示した (Fig. 5)。

各相対露光量ごとに前面系と後面系の Wiener スペクトルの和によって求めた Fine/TMG 系の Wiener スペクトルのシミュレーションの結果を

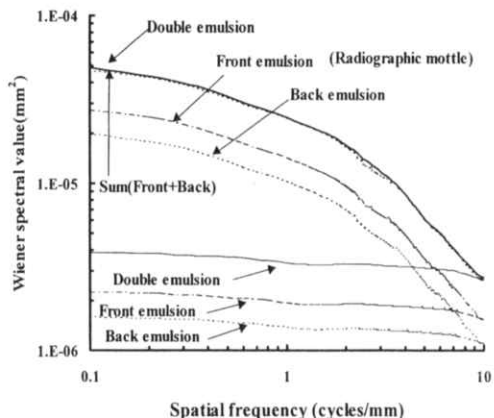


Fig. 7 Radiographic mottle and film granularity for double emulsion, front emulsion, back emulsion of Fine/TMG system at double emulsion density 1.0, respectively.

Fig. 9 に示す。二層化の Wiener スペクトルは、濃度に対して実測の結果や一層化によるシミュレーション結果と同様な傾向を示し、濃度1.5でピークをもった。また、フィルムの粒状度は、一層化の場合よりも若干低い値を示した (Fig. 10)。

式(2), (3)に従って実際に計測した結果との差および相対誤差について調べた結果を Fig. 11 (a), (b) に示す。低空間周波数領域において、一層化の場合とほぼ同等以下の差および相対誤差が得ら

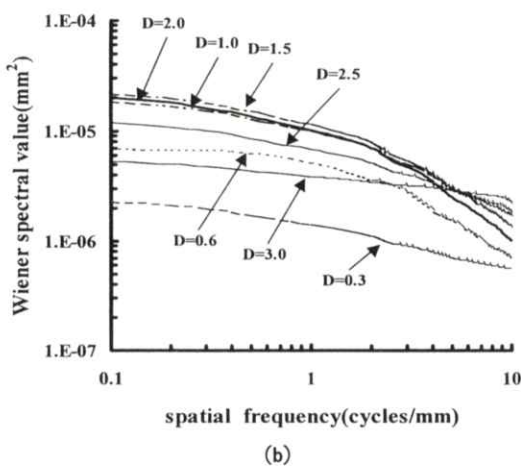
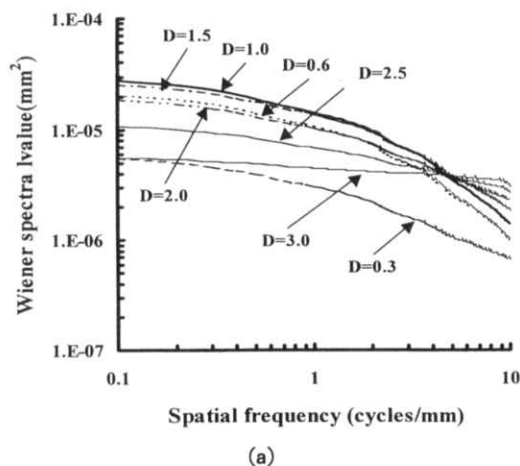


Fig. 8 (a) Simulated Wiener spectra of front emulsion of Fine/TMG system for density range. Indicated density values are written by double emulsion density.
(b) Measured Wiener spectra of back emulsion of Fine/TMG system for density range. Indicated density values are written by double emulsion density.

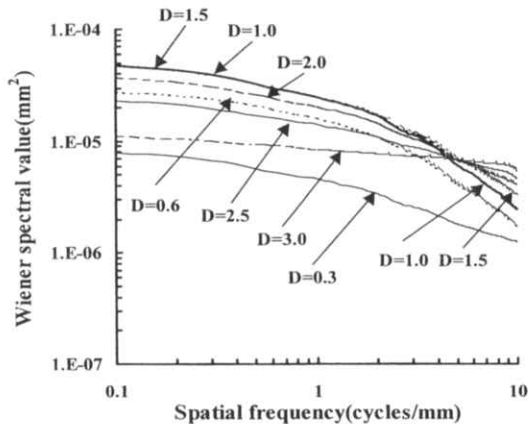


Fig. 9 Simulated Wiener spectra of the doubled layer for various densities range.

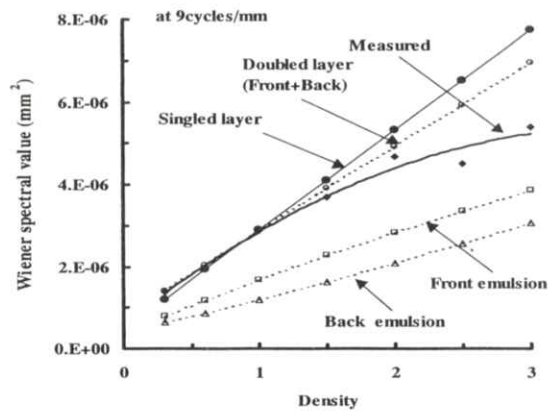
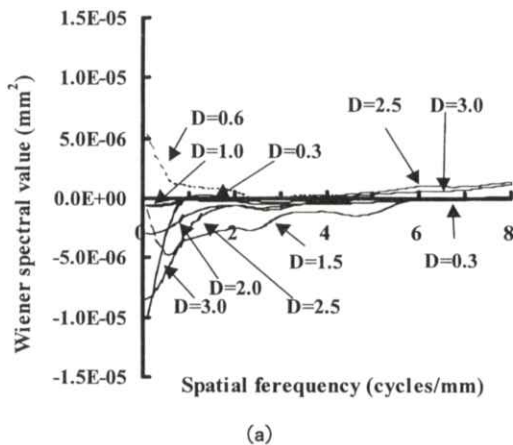
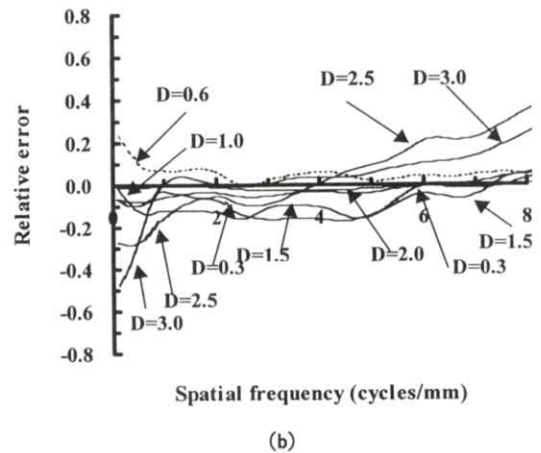


Fig. 10 Relationship of the film granularities at double emulsion density. Indicated density values are written by double emulsion density.



(a)



(b)

Fig. 11 (a) Differences between simulated and measured Wiener spectrum for the doubled layer.
(b) Relative errors between simulated and measured Wiener spectrum for the doubled layer.

れた。高空間周波数領域において、一層化の場合よりも差と相対誤差が低くなる傾向を示したが、特に濃度が低濃度あるいは高濃度になるにしたがってその傾向は顕著に現われた。濃度2.5, 3.0において、一層化の約60%の相対誤差が約20~40%に減少した。また、シミュレーションの基準である濃度0.65と濃度0.52のWienerスペクトルの和の差と相対誤差は、空間周波数において 6.0×10^{-7} 以下と、約0.07以下で、ほぼ実測値と一致していた。

4. 考 察

両面増感紙におけるWienerスペクトルの加法性を理論的に述べた。しかし、実際の計測では、前面と後面の和の方が両面よりもWienerスペクトル値が低い傾向を示した。同様な報告[6,7]もある。この原因として、マイクロデンシトメータの光学系の焦点深度やフィルム面での銀粒子による光の拡散などの影響と考える。特定の濃度のWienerスペクトルを基準にした濃度領域のシミュ

レーションにおいて、理論的に量子モトルと構造モトルで構成されるスクリーンモトルのWienerスペクトルの形状は、濃度に関係なく一定であり、またフィルムの粒状度のWienerスペクトルの形状も一定である。しかし、放射線写真モトルは、任意の濃度において、スクリーンモトルレベルとフィルムの粒状度レベルとの和であるから、結果的にシミュレーションのWienerスペクトルの形状は、濃度に対して幾分変化する。スクリーンモトルは、おもにWienerスペクトルの低空間周波数領域にあり、フィルムの粒状度は、低空間周波数から高空間周波数領域まではほぼ一定のレベルで存在している。すなわち、低空間周波数領域におけるシミュレーションと実測とのWienerスペクトルの相対誤差は、主に基準となる濃度のスクリーンモトルと実測のスクリーンモトルとの形状の違いが現われていることになる。これらのスクリーンモトルの相違は、基準となる濃度1.0のWienerスペクトルと、他の濃度の異なる個々のWienerスペクトルの計測において、X線の不均一や自動現像機のローラマークなどによるフィルム試料の濃度の傾きの影響、あるいはその濃度における他の原因による固有の特性が現われたものと考えられる。

一層化におけるWienerスペクトルのシミュレーションと、二層化におけるシミュレーションとでは、二層化の方が、総体的に実測値との差および相対誤差が低い結果となった。ところで、フィルムの粒状度は、濃度に比例して高くなることが知られている[8]。一層化の場合、フィルムの粒状度のシミュレーションは、濃度1.0を基準にし、二層化の場合には、前面系では濃度0.65、後面系では濃度0.52を基準にした。空間周波数9cycles/mmにおけるその結果をFig. 5に示した。それぞれのフィルムの粒状度は、フィルムのベース濃度のWienerスペクトル値とシミュレーションの基準となる濃度のWienerスペクトル値を結ぶ直線で描かれており、二層化の場合、前面系、後面系はそれぞれ片面であり、最高濃度は1.63、1.53までである。しかし、これらを両面の和とすると、各片面系のフィルムの粒状度の濃度を、両面濃度に相当する濃度値に置き換えて描くとFig. 10の

下のようにやや上に凸型の曲線を描く。そして、前面系と後面系の各濃度におけるフィルムの粒状度の和を結ぶ線は、上に凸型の曲線を描く。二層化の粒状度のシミュレーションは、濃度1.0以下では、一層化のものよりも高く、濃度1.0以上では低くなっている。このことは、他の濃度領域に比べて、放射線写真モトルにおけるフィルムの粒状度の占める割合が大きい濃度領域や空間周波数領域のWienerスペクトルのシミュレーションに有効な影響を与えている。例えば、一層化の場合の濃度0.3での相対誤差や、濃度2.0~3.0のWienerスペクトルの高空間周波数領域の相対誤差が改善されている。したがって、対称増感紙-フィルム系の濃度領域に対するWienerスペクトルのシミュレーションにおいて、フィルムのクロスオーバー光の割合が少なくとも28%以下のときは、前面系と後面系と独立したシミュレーションの和とする方法が有効である。濃度2.5の相対誤差が大きいのは、これから推察して実測の測定誤差が起因するものと考えられる。

また濃度1.5において、一層化より二層化の方がほぼ全空間周波数において幾分相対誤差が大きくなっている。これは、二層化の前面系と後面系の総合グラディエントが、一層化の両面グラディエントよりも幾分低くなったために生じたものと考えられる。したがって、濃度領域に対するWienerスペクトルのシミュレーションを行うとき、X線センシトメトリは無論、特性曲線やグラディエント曲線の平滑化などの精度を高める必要がある。

Wienerスペクトルの測定精度の評価の一つとして、標準誤差 (standard error, SE) [2,6] がある。標準誤差SEは、得られたデータの総走査長Xと、そのスペクトルの周波数分解度 Δu に依存し、次式(11)で表される。

$$SE = \sqrt{1/(X \cdot \Delta u)} \quad (11)$$

本計測において、 $\Delta u = 0.098 \text{ cycle/mm}$ 、 $X = 1000 \text{ mm}$ であるから、スペクトルの予測相対誤差は、約10%である。また、小寺らは、本計測と同様な方法を用いて同一試料を5回計測した結果、その標準偏差は10%であると報告している[5]。したがって、各濃度のWienerスペクトルの実測にお

いて10%程度の誤差が生じることが予測できる。低空間周波数と高空間周波数の領域では、幾分高い相対誤差を示し、低空間周波数領域の計測やトレンド処理、高空間周波数の領域のフィルムの粒状度の計測において幾つかの問題点を残しているが、シミュレーションと実測との相対誤差は、二層化の場合総体的に実用濃度範囲でほぼ15%以下におさまっており、シミュレーションの精度は、ほぼ満足できるものとする。

5. 結 論

Wienerスペクトルのシミュレーションは、二層化の方が、一層化よりも総体的に実測値との差および相対誤差が低い結果となった。二層化の場合は、総体的に約15%以内に相対誤差がおさまっており、ほぼ満足できるものとする。したがって、対称増感紙-フィルム系のWienerスペクトルのシミュレーションを行う場合、前面系と後面系と別々に独立してWienerスペクトルのシミュレーションを行った後、各露光量域ごとにシミュレーションされた前面系と後面系のWienerスペクトルの和を両面のWienerスペクトルとする方法が望ましい。

また、Wienerスペクトルのシミュレーションの精度を高めるためには、シミュレーションの基準となるWienerスペクトルの精度を高めることと、正確なセンシトメトリによる精度の高い特性曲線やグラディエント曲線が要求される。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究に終始懇切なる指導と教示を戴いた神戸医療福祉専門学校 講師若松孝司先生に深甚なる感謝の意を表します。

文 献

- [1] 若松孝司, 岡田弘治: 増感紙フィルム系のWienerスペクトルの数式モデルとその応用, 日放技学誌, 51 (2), 141-146, 1995.
- [2] Doi K, Holje G, Loo L and Chan HP: MTF's and Wiener spectra of Radiographic Screen-film systems, (HHS Pub. FDA 82-8187 BRH Rockville, 1982.
- [3] 阿久津弘: 平板ハロゲン化銀粒子, 写真工業, 129-131, 1984. (1)
- [4] 岡田弘治, 若松孝司, 福井豊他: 増感紙・フィルム系の非対称性による画質特性, 日放技学誌, 52 (5), 645-651, 1996.
- [5] 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中勲他: 放射線画像系の粒状性の測定法 (I), 日放技学誌, 43(12), 1743-1761, 1987.
- [6] 本田貢, 吉田彰, 後藤佐和子他: 両面乳剤フィルムのWiener spectrum測定に影響する因子, 日放技学誌, 50(8), 1023, 1994.
- [7] Arimura H, Okawa T, Okamoto M, et al.: Relation between radiographic mottle for double and single emulsions, Med. Phys., 25(9), 1625-1635, 1998.
- [8] Dainty JC and Shaw R: Image Science, Academic Press, London and New York, 1974.

[論 文]

ビットプレーン間の依存性を考慮した圧縮

樋口 清伯

大阪産業大学情報システム工学科・〒574-8530 大阪府大東市中垣内 3-1-1
(1999年10月3日, 最終1999年11月15日受理)

Data Compression Scheme Based on Dependency between Bitplanes

Seihaku HIGUCHI

Department of Information Systems Engineering, Osaka Sangyo University
3-1-1 Nakagaito, Daito-shi, Osaka 574-8530, Japan
(Received October 3, 1999, in final form November 15, 1999)

Abstract : A large size of storage is required for the data obtained in the fields such as image diagnosis, physical measuring of phenomena and so on. In order to deduct this heavy burden, a reversible data compression is always employed for a perfect reconstruction. In this paper, a multi-valued image is transformed to the bit planes whose number is necessary to exactly express the pixel value of original image. Above transformation process is carried out so as to increase the length of 1's run on the bit plane. Based on the information whether the value at the position near the target bit to be compressed is 1 or 0, conditional probability on target bit is adaptively changed. Arithmetic coding is carried out by utilizing above formulation. Simulation studies for Girl image(SIDBA) and X-ray image of crotch joint shows the effectiveness of proposed procedure.

Key words : arithmetic coding, bitplane, gray code

1. はじめに

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

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

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

1) 画像生成のモデルを用いる圧縮 [1,2]

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

2) 変換を利用した圧縮

コサイン変換, K-L (Karhunen-Loève) 変換, ウェーブレット変換等により画像のもつ周波数あるいは固有関数に対する係数を効率よく特定の数少ない成分に集中させ圧縮する手法である。

本論文では, 可逆な圧縮を採上げ, 上記1) に基づく圧縮手順を, 多値画像を直接扱うのではなく, 2値表示した8枚のプレーン(それぞれをビットプレーンという)に適用する方式を提案し, 検討する。なお, 一定数のデータをまとめて圧縮するというブロック方式ではなく, 1ビット毎に圧縮する逐次方式を用いる。

以下2. では隣接する画素間で強い相関をもつようビットプレーンを構成する。この結果導出したプレーンは, 多値画像の各画素値をグレイコードで表現したものと一致することを示し, 3. では2. で得たビットプレーンを利用した適応化について述べ, 4. は圧縮のシミュレーションとその検討である。

2. ビットプレーンへの分解

2次元 (N, M) 上での8ビット画像の走査線上の一部を図示したものが Fig. 1 (a) である。画像の (i, j) 点での画素値を x_{ij} とし, 初期値として,

$x_{ij}^{(0)}, b_{ij}^{(0)}$ を

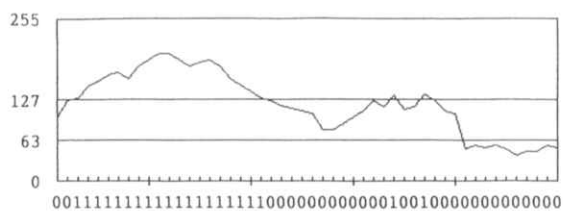
$$x_{ij}^{(0)} = x_{ij} \quad (1 \leq i \leq N, 1 \leq j \leq M) \quad (1)$$

$$b_{ij}^{(0)} = \begin{cases} 1, & x_{ij}^{(0)} \geq 2^7 \\ 0, & x_{ij}^{(0)} < 2^7 \end{cases} \quad (2)$$

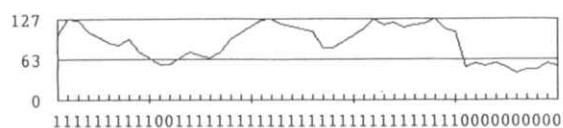
と定める。

Fig.1 (a) の下部に 1,0 の系列として $b_{ij}^{(0)}$ を表示している。

次のステップとして $x_{ij}^{(1)}, b_{ij}^{(1)}$ の決定について述べる。 $x_{ij}^{(0)}$ が128以上であるか否かの情報は $b_{ij}^{(0)}$ に保存されているので, このステップでは画素値は127以下でいかなる値をとるのか考えればよい。このとき127以下の画素値はそのままとし,



(a)



(b)

Fig.1 (a) Transform process from multi-value to binary plane.

(b) Transform process from multi-value to binary plane.

128以上の画素値は, 127と128の間で折返す, つまり $128 \rightarrow 127, 129 \rightarrow 126, \dots, 254 \rightarrow 1, 255 \rightarrow 0$ の様に変換する。この模様を Fig. 1 (b) に示し, 変換過程は式 (3) および (4) で与えられ,

$$x_{ij}^{(1)} = \begin{cases} 255 - x_{ij}^{(0)}, & b_{ij}^{(0)} = 1 \\ x_{ij}^{(0)}, & b_{ij}^{(0)} = 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$b_{ij}^{(1)} = \begin{cases} 1, & x_{ij}^{(0)} \geq 2^6 \\ 0, & x_{ij}^{(0)} < 2^6 \end{cases} \quad (4)$$

である。この図の下部にも1,0の系列としてを表示している。このように折返すことは Fig. 1 (b) から見て取れるように波形に連続性を持たせることになり, ビットプレーンで見ると, 1あるいは0が連続的に生起することを意味する。したがって高い圧縮が期待される。

以上を n ビットの画素に対してまとめる。

$k=1, 2, \dots, n-1$ に対して, 以下の手順, 式 (5), (6) を繰返す。

$$x_{ij}^{(k)} = \begin{cases} 2^{n-k} - 1 - x_{ij}^{(k-1)}, & b_{ij}^{(k-1)} = 1 \\ x_{ij}^{(k-1)}, & b_{ij}^{(k-1)} = 0 \end{cases} \quad (5)$$

$$b_{i,j}^{(k)} = \begin{cases} 1, & x_{i,j}^{(k)} \geq 2^{n-k-1} \\ 0, & x_{i,j}^{(k)} < 2^{n-k-1} \end{cases} \quad (6)$$

ただし、初期値は式 (1)と(2)である。

この手順で得られる画素値 x_{ij} に対応するビットプレーン成分 $\{b_{i,j}^{(k)} \mid k=0,1,2,\dots,n-1\}$ はグレイコードになっているのである。このことを簡単のため4ビット画像（したがって画素値は0から15までを考える）についてFig. 2に基づいて説明する。

この図は自然2進で与えられた画素値 x_{ij} から上に述べた手順でグレイコードが導出される過程を示している。第1列は2のべきを表し、第2列はその係数に相当し、画素値は $a_0 2^3 + a_1 2^2 + a_2 2^1 + a_3 2^0$ である。この画素値が8（式(5)で $n=4, k=1$ と置く）以上のときは下位ビットを反転し、8未満のときは何もしなくてよい。したがって第3列の計算をすればよい。記号 $\oplus$ は排他論理和演算を表す。引き続き第3列の先頭 $a_0 \oplus a_1$ が1あるいは0に応じて、下位ビットを反転するか否かが決まる。その結果は第4列となり、同様に第5列も得る。第2列以降の先頭ビットを順に取り出し並べると、 $(a_0, a_0 \oplus a_1, a_1 \oplus a_2, a_2 \oplus a_3)$ であり、自然2進のビット列 (a_0, a_1, a_2, a_3) に対応するグレイコードのビット列に一致していることが分かる。このコードの性質については3.で検討する。

3. ビットプレーン間の依存性

画像をビットプレーンに分解し圧縮しようとするとき、プレーンへの分解が種々考えられる中で効率の良いものを選択する必要がある。本論文で

$$\begin{array}{ll} 2^3 & a_0 \\ 2^2 & a_1 \quad a_1 \oplus a_0 \\ 2^1 & a_2 \quad a_2 \oplus a_0 \quad a_2 \oplus a_0 \oplus a_1 \oplus a_0 = a_2 \oplus a_1 \\ 2^0 & a_3 \quad a_3 \oplus a_0 \quad a_3 \oplus a_0 \oplus a_1 \oplus a_0 = a_3 \oplus a_1 \quad a_3 \oplus a_1 \oplus a_2 \oplus a_1 = a_3 \oplus a_2 \end{array}$$

Fig. 2 Derivation process of Gray code.

は画像は隣接画素間で強い相関がある、Fig. 1 (a) でいえば画像は走査線に沿って緩やかに変化していることを前提に、ビットプレーンへの変換を行った。この変換結果に基づいて、あるビットプレーンとその一つ上のビットプレーンとの関係調べてみる。上位ビットプレーンの (i, j) 点近傍で0と1がランダムに生起していると、その生起に対応して、折返しが頻繁に起こっている（2.のプレーン生成過程から）ことを示している。つまり折返しを決めるしきい値に近い画素が頻繁に起こっていて、それは一つ下位のビットプレーンで1の発生確率が高いことを意味する。このことはFig. 1 (a) とFig. 1 (b) のビットプレーン情報からも読み取れる。しかしながら、1が局所的に集中している領域、あるいは0が局所的に集中している領域に対する下位ビットプレーンでは1あるいは0の発生についての情報を与えない。そこで画像には急激な変化はほとんど起こらないということを含め、情報利用に関し以下のように考える。

(1) 隣接画素のビット情報の利用

Fig. 1 (a) と (b) におけるビットと画素値との対応を (i, j) 点についてまとめると次のようである。

	$(b_{i,j}^{(0)}, b_{i,j}^{(1)})$	画素値
(a)	(1, 0)	192 ~ 255
(b)	(1, 1)	128 ~ 191
(c)	(0, 1)	64 ~ 127
(d)	(0, 0)	0 ~ 63

場合 (a) は上位プレーンが1で、それに対する一つ下位のプレーンが0であるとき、 (i, j) 点の画素値は192~255の範囲内にあることを示している。

ここで $(b_{i,j}^{(0)}, b_{i,j}^{(1)})$ の情報を利用して、隣の点 $(b_{i,j+1}^{(0)}, x)$ の x を圧縮しようとしているとき、それが1か0であるかを考える。 $(b_{i,j}^{(0)}, b_{i,j}^{(1)}) =$

(1,0) であって、 $(b_{i,j+1}^{(0)}, x) = (0, x)$ なら $x = 1$ となる確率は大きくできる（確率は大きくできるという表現が、この後にも出てくるが本章末で説明する）。つまり画素値が大きく変わらないと考えるなら、場合 (a) の画素値からみて、場合 (d) よりも場合 (c) の画素値がより確からしい。具体的には、条件 $(b_{i,j}^{(0)}, b_{i,j}^{(1)}, b_{i,j+1}^{(0)}) = (1, 0, 0)$ のときは、 $b_{i,j+1}^{(0)} = 1$ の確率を大きくすることができる。同様に考えて、 $(b_{i,j}^{(0)}, b_{i,j}^{(1)}, b_{i,j+1}^{(0)}) = (0, 0, 1)$ のときも $b_{i,j+1}^{(0)} = 1$ の確率を大きくすることができる。以上は圧縮しようとする位置の左隣のビット情報についての議論であるが、1 行上からも同じことが言える。つまり、条件 $(b_{i,j+1}^{(0)}, b_{i,j+1}^{(1)}, b_{i,j+1}^{(0)}) = (1, 0, 0)$ あるいは条件 $(b_{i,j+1}^{(0)}, b_{i,j+1}^{(1)}, b_{i,j+1}^{(0)}) = (0, 0, 1)$ が成立しているときには $b_{i,j+1}^{(1)} = 1$ の確率を大きくしてよい。

(2-1) 上位からの情報がないとき

圧縮しようとしているビットを $b_{i,j}^{k+1}$ とする。このとき利用できる情報は $(k+1)$ 次ビットプレーンにおける 1, 0 の配置のみである。予め各ビットプレーンについて、つぎの条件付き確率

$$p(b_{i,j}^{k+1} | b_{i-1,j}^{k+1}, b_{i,j-1}^{k+1}, b_{i-1,j-1}^{k+1}) \quad (7)$$

を計算しておく。この確率の条件として上、左そして左上の 3 近傍を用いているがさらに増やしても圧縮率向上はほとんど見られなかった。これらは復号の際にも必要なので、圧縮データと共に送るものとする。この計算は以下のように行う。Fig. 3 は条件付き確率の計算のためと、復号する際に必要となるために拡張した形のビットプレーンを示している。圧縮は左から右へ、それを順次下方に進めるものとする。本来のビットプレーンは枠の中にある (N, M) 次元配列である。上に 1 行、左に 1 列を追加し、 $b_{0,0}^{k+1}, b_{0,1}^{k+1}, b_{1,0}^{k+1}$ は任意に指定できるが、Fig. 3 のように全て 1 に固定しておく。追加行の他の要素は枠の中の第 1 行を 1 ビットずらせて入れる。追加列についても同様に枠内の第 1 列を用いる。これは任意に決めるより、斜め隣にある値を入れる方が、画像の滑らかさを考慮すると、そこに在りそうなどという意味で合理的と考えられるからである。また復号に際し第 1 行

の $b_{1,j}^{k+1}$ が復号できたとすれば、 $b_{1,j+1}^{k+1}$ を復号するのに必要な 3 近傍の値が定まり条件付き確率が決定できることにもなる。

1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0
1	1	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0
1	1	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0
1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1
0	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	1
0	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1
1	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0
0											

Fig. 3 Extended bitplane.

(2-2) 上位からの情報があるとき

本節の冒頭で触れたように、画素値が折返し点近傍にあるときはビットプレーン上で 1, 0 がランダムに生起し、一つ下位のビットプレーンには 1 の生起が多くなる。したがって 1 が生じる確率を局所的に大きくすることができる。 (i, j) 点でのビット $b_{i,j}^{k+1}$ を圧縮するときに利用する上位プレーンを Fig. 4 に示す。この図のように 2 次元の上位

$$\begin{array}{ccccccc}
 & & & & & & b_{i-3,j}^{(k)} \\
 & & & & & & b_{i-2,j}^{(k)} \\
 & & & & & & b_{i-1,j}^{(k)} \\
 b_{i,j}^{(k)} & b_{i,j-2}^{(k)} & b_{i,j-1}^{(k)} & b_{i,j}^{(k)} & b_{i,j+1}^{(k)} & b_{i,j+2}^{(k)} & b_{i,j+3}^{(k)} \\
 & & & & & & b_{i+1,j}^{(k)} \\
 & & & & & & b_{i+2,j}^{(k)} \\
 & & & & & & b_{i+3,j}^{(k)}
 \end{array}$$

Fig. 4 Bit allocation for determination of randomness.

プレーンを局所的に全部利用するのではなく、行方向と列方向の 7 ビットに注目する。行方向の 7 ビットについてランダム性を考える。この 7 ビットの列において、左からたどって 1 から 0 に、あるいは 0 から 1 へと変化する回数を求める。例えば 1010001 のときの変化回数は 4 である。この回

数があらかじめ決めた値より大きければランダムと判定する。

ランダム性に基づく情報の他に、変化回数が丁度1のときには0のランレングスを調べ、それが3あるいは4であるなら (i, j) 点で $b_{i,j+1}^{k+1}$ が1をとる確率を大きくする。例えば1110000（あるいは0000111）のようになっているときは、折返しのしきい値より大きな（小さな）画素値が続く、その後このしきい値より小さな（大きな）画素値が続くことを意味する。この結果、圧縮対象の点での画素値はしきい値に近いと考えられ、1をとる確率を大きくできる。

以上の記述において1の発生確率を大きくするとは式(7)において各ビットプレーンについて条件付き確率を求めているので、この確率にたいしての増減である。それは画像が与えられたとき、その画像から直接計算した確率であり、これ以上に信頼できるものはないからである。

4. シミュレーションとその検討

3. で述べた方式によりシミュレーションを行うに当たり、ランダム性の判定は変化回数が4以上のときランダムとした。圧縮しようとするが1をとる条件付き確率を大きくするときは、式(7)ですでに求められている0をとる条件付き確率を30%減じ、その値を1が生起する条件付き確率に加える。ただし、下位の3枚のプレーンに対しては5%の増減とした。この増減の優先順位は(1)隣接画素のビットプレーン情報、(2)上位プレーンのランダム性に関する情報、(3)これら二つの情報がないときは画像から直接計算した情報の順とする。以上述べた確率の準備の下、FIFO方式の算術圧縮を利用し [3], Fig. 5 に示すSIDBA

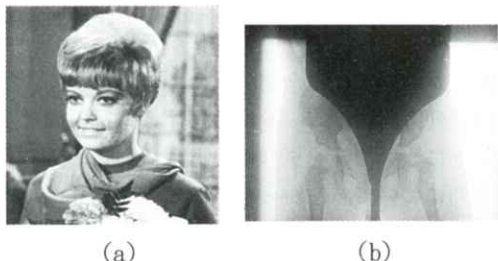


Fig. 5 Images for simulation experiment.

の画像 Girlと股関節のX線画像に対しシミュレーションを行った。圧縮率は画像Girlに対し61.95%, 股関節のX線画像に対し42.55%を得た。従来の結果に比べ [4], 条件付き確率の計算に新たな条件を加えたことにより、前者では0.46%, 後者で2.47%の圧縮率の向上をみた。しかしながら画素値が滑らかに変動しているという仮定を十分に取入れた結果、急激な変化を起こしている部分に対する条件付き確率の追従が十分といえず、検討すべき課題となった。

5. あとがき

可逆な圧縮を行うとき、各種の変換法（コサイン変換、K-L変換等）を用い情報の集中化を図ったとしても、全ての情報を用いなければ原画像は復元できない。この種の変換法は実数値を用いるため計算過程で切上げ、切捨ての演算を注意深く行う必要がありアルゴリズムが複雑となる。その点ビットプレーン法と算術符号の組み合わせは確率の計算での四捨五入演算以外、すべて整数演算なので簡潔なアルゴリズムになる。その利点を生かし、圧縮率の向上を試み、わずかではあるが改善された。4.の末尾でも述べたように検討すべき今後の課題が残った。

文 献

- [1] 羽鳥好律：画像情報圧縮，原島 博監修，75-93，オーム社，東京，1992。
- [2] 安田 浩編：マルチメディア符号化の国際標準，14-47，丸善，東京，1993。
- [3] Jones CB: An Efficient coding system for long source sequences, IEEE Trans. on Info. Theory, 27(3), 280-291, 1991.
- [4] 樋口清伯：画像の適応圧縮，医画情誌，15(3)，152-158，1998。

[論 文]

群化にもとづく胃X線二重造影からの バリウム溜り領域の認識

福島 重廣, 宮崎 晃一[†], 吉本 康一^{††}

九州芸術工科大学・〒815-8540 福岡市南区塩原4-9-1

[†] 九州工業大学情報工学部・〒820-8502 飯塚市大字川津680-4

(現所属: 株式会社シティアスコム, 福岡市)

^{††} 九州工業大学情報工学部・〒820-8502 飯塚市大字川津680-4

(現所属: 行橋市役所, 行橋市)

(1999年11月15日, 最終1999年11月29日)

Recognition of Barium-Pools from a Double-Contrast Gastric Radiogram on the Basis of Grouping

Shigehiro FUKUSHIMA, Kouichi MIYAZAKI[†]
and Kouichi YOSHIMOTO^{††}

Kyushu Institute of Design, Shiobaru 4-9-1, Minami-ku, Fukuoka 815-8540, Japan

[†] Kyushu Institute of Technology, Iizuka 820-8502, Japan

(Currently with the City ASCOM Co., Fukuoka)

^{††} Kyushu Institute of Technology, Iizuka 820-8502, Japan

(Currently with the Yukuhashi City Office, Yukuhashi)

(Received November 15, 1999, in final form, November 29, 1999)

Abstract : A method was developed for recognizing the barium-pool regions from a double-contrast gastric radiogram, as one module of image understanding for computer-aided diagnosis of the gastric cancer. The method is bottom-up. Firstly, pixels of low gray levels and of hollows are extracted as possible label regions. Then, round regions are formed by grouping these pixels if they are cluttered. This operation eliminates small regions and linear regions at the same time. The barium-pools are coarsely extracted by testing gray level differences at the region boundaries. Finally, region growing is applied for fine extraction.

Key words : computer-aided diagnosis, image understanding, cluttered region, gray-level feature, region growing.

1. まえおき

胃X線写真による胃疾患の診断では二重造影が病変部を検出するためのもっとも重要な画像である [1, 2]. そして, コンピュータを用いてその

画像診断を支援していくことは人工知能応用の事例としても, また, 医療上でも興味深い. その場合, 直接的目標は癌や潰瘍による病変部を検出することであり, そういった方向での研究が進められている [3]. しかし, 画像の解析がかなりの程

度自動的に進められ、また、病変検出の精度が向上して診断支援が実用的に機能するためには、胃領域、バリウム溜り領域、胃小区構造領域といったさまざまな特徴領域を一つ一つ識別し、また、脊柱や腸のような背景臓器を識別することによって、画像を解釈するという画像理解の機能がきわめて重要になってくる。われわれはこの問題に取り組んで各領域の認識の方法を開発してきているが[4-10]、本論文ではそのうちバリウム溜り領域の認識方法について述べている。詳細は他[11]に示している。

バリウム溜り領域とは、胃X線二重造影像において造影剤のバリウム溶液が溜って濃淡値が小さい比較的一様な陰影を形成している領域である。胃領域や脊柱領域などの認識においてはバリウム溜り領域がさまざまな影響を及ぼす。したがって、その認識が重要な課題になる。しかし、バリウム溜り領域は大きさ、形態、個数ともにさまざまであり、また、他の臓器が重畳していることやX線画像の濃淡むらのため、濃淡値もさまざまである。そのため、単純な濃淡閾値処理だけでは正しい認識ができず、また、モデルを設定することができないのでモデルにもとづく処理という方策もとることができない。

バリウム溜り領域の濃淡特徴は胃X線充満像の胃領域に似ているが、形状も個数もきわめて多様であり、そのため、従来その抽出のために開発された方法[12, 13]を適用することはできない。また、二重造影像の画像理解については、従来、胃領域を対象として羽鳥[14]、中村ら[15, 16]、喜多[17, 18]による研究が報告されている。しかし、バリウム溜り領域の認識を試みたものは1件のみ[16]に留まり、しかも、その後の進展については報告がない。

ここでは、バリウム溜り領域の領域的性質にもとづき、領域候補画素の群化によって粗抽出を行い、さらに領域成長によって詳細化を図る方法を開発した。

以下、方法の説明に当たってはFig. 1の画像を例にとる。同図の右側と下側の漆黒の部分は画像サイズを規格化するために設けたマージンであって、濃淡値としては零値詰めを行っている。画像

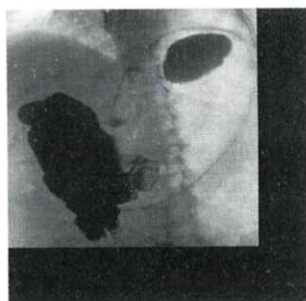


Fig. 1 The original image.

全体を原画像、また、マージンを除いた部分を実画像と呼ぶ。2ではバリウム溜り領域の画像的性質にもとづき処理の概要を述べる。3では粗抽出について、バリウム溜り領域の候補画素の抽出、それらの群化による密集領域の抽出、および、濃淡差による検定について述べる。4では領域成長法による詳細化について述べる。5で実験結果を示し、6で考察を述べる。

2. 処理の概要

Fig. 2は同図の胃X線原画像中に示した直線上における濃淡値のプロファイルを示している。図中、“Outline”、“Barium”、“Spine”はそれぞれ胃輪郭線、バリウム溜り領域、脊柱領域を指す。バリウム溜り領域では濃淡分布が中心部にかなり深い極小点をもつ。また、バリウム溜り領域の他にも濃淡値が比較的小さい領域として脊柱領域や胃輪郭線がある。閾値による単純な2値化処理だけではそれらも同時に抽出されてしまう。また、プロファイルの形状が丸みを帯びていることから、閾値の設定それ自体がかなり難しいことが分かる。このことはすでに指摘されている[16]。

ここでは、領域抽出のためにつぎの性質に注目する。

- 濃淡値が小さい。
- 濃淡値が大局的に見て極小である。
- 領域の形状が円塊状である。
- 辺縁付近で大きな濃淡値変化がある。
- 濃淡プロファイルの形状が比較的丸い。

入力画像には濃淡値が0から255までの全範囲に分布するように線形変換を施しておく。処理の概

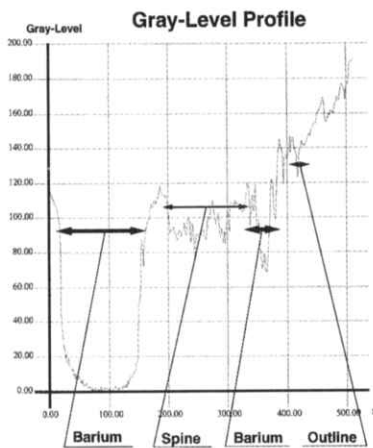
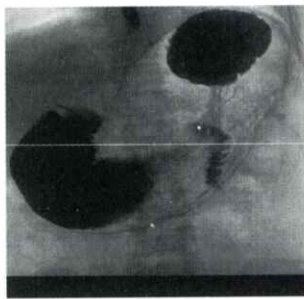


Fig. 2 A gray-level profile across barium-pools.

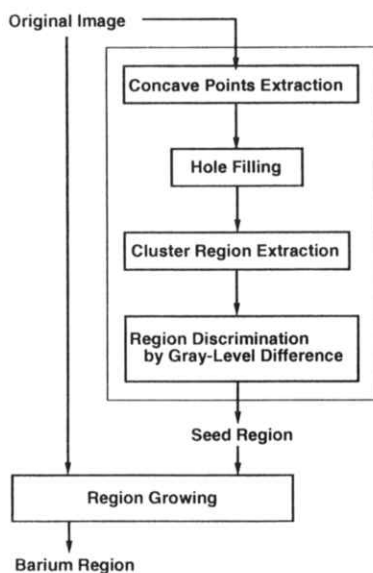


Fig. 3 The processing flow.

要は、Fig. 3に示すように、このようにした濃淡値変換画像に対して、まず、バリウム溜り領域に属する確実さの高い領域候補画素を閾値処理および凹点抽出によって求める。そして、それらの密集部分を群化して領域を形成する。それらの中から、領域境界における濃淡差を調べてバリウム溜り領域を粗抽出する。さらに、それらをシード領域とし、領域成長によって辺縁の詳細化を図る。

3. 粗 抽 出

3. 1 バリウム溜り候補画素の抽出

濃淡値変換画像において濃淡値が比較的小さい領域はバリウム溜り領域と脊柱領域である。濃淡値だけについて見れば両者はきわめて類似している。そこで、18枚の画像に対してこれらの領域の濃淡値がどのような範囲に存在するか調べた。その結果、濃淡値が25未満の画素はバリウム溜り領域にあることが確実であり、また、濃淡値が150以上の画素はバリウム溜り領域にはないことが分かった。したがって、濃淡値が25未満の画素は無条件にバリウム溜り領域の候補画素とする。また、濃淡値が25以上かつ150未満の範囲でバリウム溜り領域の候補画素を識別する。この領域は濃淡値が大局的に見て極小であるような画素を含むので、濃淡分布を大局的に見て凹点となっている画素を抽出する。凹点は、Fig. 4のように注目画素の濃淡値を $g(0)$ 、また、それを中心とする半径10および20の各円周上の画素の平均濃淡値をそれぞれ $g(10)$ および $g(20)$ とするとき、

$$g(0) \leq g(10) \leq g(20)$$

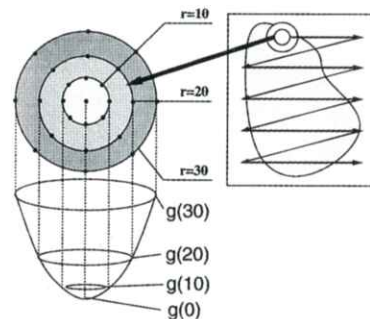


Fig. 4 Extraction of a hollow.

となることとして判定した。ここで、平均濃淡値としては $\pi/4$ おきにサンプリングした円周上の8画素についての平均をとった。

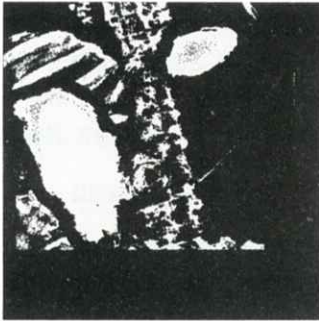


Fig. 5 The possible pixels of barium-pools.

無条件に領域候補とした画素と凹点として抽出した画素を合わせて領域候補画素とする。その結果をFig. 5に示す。ここで、この処理によってバリウム溜り領域、胃輪郭線、脊柱領域、胃外部臓器の陰影など、局所的に見たときの濃淡値変化に凹部をもつ領域の画素が抽出されること、また、バリウム領域にあっても、濃淡値が周囲より比較的高い画素は抽出されないことに注意する。

注目画素の近くに濃淡値がより小さい画素が存在したり、また、中心の濃淡値が周囲よりも大きいときに、平均濃淡値が中心濃淡値よりも小さくなり、そのため、バリウム溜り領域にあっても領域候補画素にならない画素がある。そのような欠損部を埋めるために穴埋め処理を施す。その結果をFig. 6に示す。



Fig. 6 The hole-filled image.

3. 2 群化による密集領域抽出

バリウム溜り領域の候補画素はバリウム溜り領域、脊柱領域、胃輪郭部、および、その他の陰影のいずれにも含まれている可能性がある。しかし、バリウム溜り領域は、形状が円塊状であるという形状特徴をもつのに対し、その他は線状の要素をもつことが多い。この特徴を利用して、バリウム溜り領域の候補画素が密集している部分から領域を形成し、同時に、小領域と線状領域を排除する。

線状領域を除去するためには、通常、収縮 → 膨張の処理を行えばよい。つまり、領域を一旦収縮させることによって線のような細い成分を潰しておき、その後で、膨張によってもとの大きさに戻す。しかし、そのためには線の半幅の画素数分だけ収縮させる必要があり、そのため、このようにして比較的幅のある線を除去しようとする、膨張させてもとの形状に復元することができなくなってしまうことが起こる。実際、穴埋め画像においては線状領域はかなりの幅をもつので、この手法は適当ではない。ここでは、バリウム溜り領域の候補画素が円塊状に密集していることに着目した群化フィルタを開発した。

注目画素を中心として、ある半径の円を開口として穴埋め画像を見たとき、その円の中で領域候補画素が占める面積の割合（密集率）が閾値より大きい場合、その注目画素は密集領域に含まれるものとする。すなわち、Fig. 7のように、注目画素 (x,y) を中心とする半径 r の円内に含まれる領域候補画素の個数を $N(x,y,r)$ とすると、

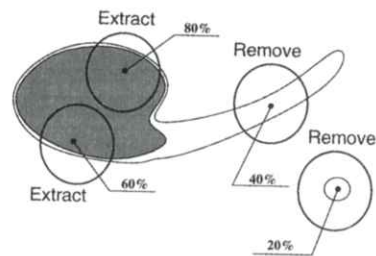


Fig. 7 Extraction of cluttered region and removal of linear elements.

$$N(x,y,r)/\pi r^2 \geq \theta$$

となる画素を抽出する。 θ は密集率の閾値である。

このような群化フィルタは、散在した画素を群化して領域を形成するのに加え、密集率閾値の選び方によって領域を膨張させたり収縮させることができる。密集率閾値を50%より大きくすると領域は円の半径分以下の収縮をし、一方、50%より小さくすると領域は円の半径分以下の膨張をする。例えば、Fig. 8の左図は密集率閾値を微小量 ε とした場合である。円が領域に接するとき、円内にはわずかながらも領域画素が含まれる。そのため、注目画素は領域の密集部分に含まれることになり、領域は半径分だけ膨張する。また、右図は密集率閾値を $1-\varepsilon$ とした場合である。このとき、円のほぼ全体が領域内に納まるとき、注目画素は領域の密集部分に含まれることになり、領域は半径分だけ収縮する。密集率閾値が50%のときには領域の形状を保ったままで線状成分を除去することができる。

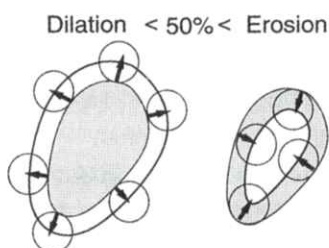


Fig. 8 Dilation and erosion of a region depends on the threshold for the degree of cluttering.



Fig. 9 The cluttered regions image.

このような性質をもつことから、ここでは、幅4画素までの線状領域を除去対象とし、また、形状を保存するため、円の半径を10画素とし、密集率閾値は50% ($\theta = 0.5$) とした。Fig. 9に密集領域抽出の結果を示す。

3.3 濃淡差による検定

バリウム溜り領域の性質の1つは、領域境界の内と外とで大きな濃淡差があることである。そこで、おのこの密集領域について、境界上での濃淡差を濃淡変換画像で調べる。そのため、Fig. 10のように密集領域の輪郭線をまたぐ円を台（サポート）とし、その中で領域外部の最大濃淡値と領域内部の最小濃淡値との差を出力するフィルタを考える。このフィルタを用いて輪郭線上を走査することにより、その密集領域をバリウム溜り領域とみなしてよいかどうかを判定する。

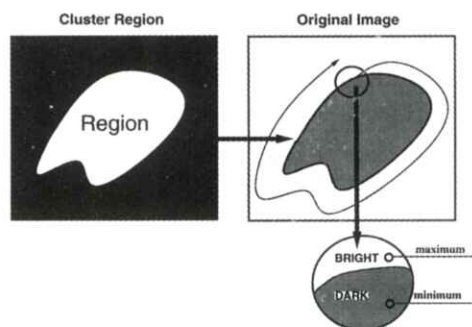


Fig. 10 The contour scanning filter.

この輪郭線走査フィルタの応答はその台のサイズに大きく影響される。密集領域のサイズは小さきままである。そのため、フィルタのサイズを小さくしすぎると、Fig. 11 (a) のように密集領域がバリウム溜り領域の真の形状よりも小さく抽出されている場合に出力値が小さくなり、結果的に、その密集領域はバリウム溜り領域とみなされないことが起こる。逆に、フィルタのサイズを大きくとりすぎると、同Fig. 11 (b) のように脊柱などが密集領域として抽出されている場合にフィルタ内に濃淡値の高い領域が広がり、そのため最大濃淡値が大きくなって出力値も大きくなる。その結果、その密集領域がバリウム溜り領域とみな

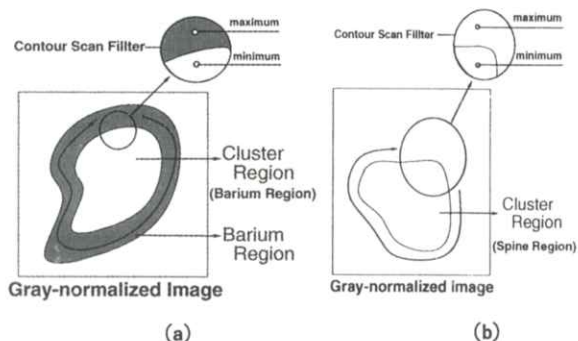


Fig. 11 The size of the contour scanning filter.
(a) Too small. (b) Too large.

されてしまうということが起こる。このように、フィルタのサイズは密集領域のサイズに応じて変えてやる必要がある。ここでは実験によってつぎのようにした。

$$r = \begin{cases} 30, & S \geq 30000 \\ 20, & 20000 \leq S < 30000 \\ 15, & 5000 \leq S < 20000 \\ 10, & 3000 \leq S < 5000 \\ 6, & 1000 \leq S < 3000 \\ 5, & 500 \leq S < 1000 \\ 2, & S < 500 \end{cases}$$

ここで、 S は対象の密集領域のサイズ、また、 r はフィルタの半径である。

バリウム溜り領域に脊柱領域や背景臓器の陰影が接触している場合、それらは濃淡値が比較的小さく、そのため、それらとの境界においては大きな濃淡差が得られない。このような場合も考慮し、バリウム溜り領域の判定条件としてつぎの2つを設けた。

- 多数決による判定：フィルタの出力値が30より大きい画素が輪郭線上の全画素の60%以上を占める。
 - 平均による判定：輪郭線上の全画素についてのフィルタ出力値の平均が50より大きい。
- このようにして得られた領域は領域成長のためのシード領域として用いられる。Fig. 12にシード領域の抽出結果を示す。

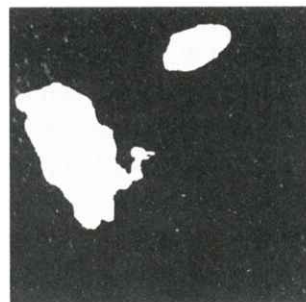


Fig. 12 The result of the seed region extraction.

4. 詳細化

シード領域はバリウム溜り領域を大まかには捉えているものの、辺縁部の追従は十分ではない。そこで、濃淡値変換画像における領域成長によって詳細化を図る。

領域成長法は、注目している領域に隣接する画素がその領域内の画素と同じ特徴をもつ（類似度が大きい）場合に、それを一つの領域に統合し、そうしていくことによって領域を少しずつ成長させて領域境界を詳細に識別する手法である[19-22]。領域成長の開始画素をシード点と呼ぶ。また、シード点の集合をシード領域と呼ぶ。

処理は、おのおののシード領域ごとにシード点の8近傍画素を濃淡値変換画像により調べる。もし、その画素がシード点と類似しているとみなされるならば同じ領域に統合し、統合された画素について同様に8近傍を調べる。これを再帰的に続けて領域を成長させる。この処理を領域内のすべてのシード点に対して実行することによってシード領域からの領域成長を行なう。

胃X線二重造影像には背景に濃淡値の滑らかな変化がある。そのため、類似性の測度（相違度）として単純に隣接画素間の濃淡差を用いたのでは良い結果が得られない。ここでは、領域の平均濃淡値との比較による。すなわち、隣接画素を統合すると同時に領域の全画素の平均濃淡値を更新し、この値とつぎの統合判定対象の画素の濃淡値と差を調べるようにした。この差が2より小さい場合、その画素を領域に統合する。シード領域成長の結果をFig. 13に示す。

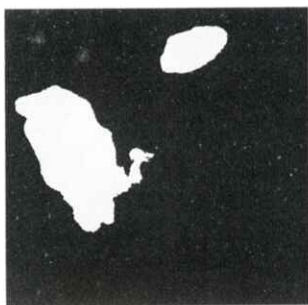


Fig. 13 The result of the seed-region growing.

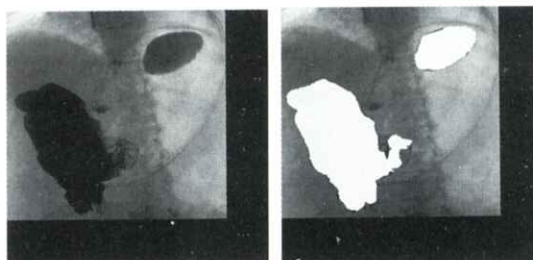
シード領域成長の結果、領域辺縁部での成長結果が不規則な形状を呈したり、また、領域外部まで成長しすぎないように濃淡差の閾値を厳しく設定しているために領域の辺縁まで十分に成長しきれないことがある。応用上は、バリウム溜り領域についてはあまり細かな形状まで識別する必要はなく、領域全体を覆う塊領域として認識できれば十分である。そこで、シード領域成長の結果をさらに2画素膨張させ、さらに、穴埋め処理を行なう。このようにして得られた認識結果をFig. 14(a)に示す。

5. 実験結果

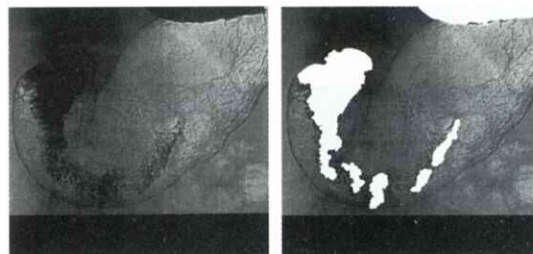
ここで用いた画像データはデジタルラジオグラフィFCR (Fuji Computed Radiography) によって電子的に取得された画像、および、イメージスキャナによってデジタル化された従来型の直接撮影像である。それらの濃淡値は1024階調または256階調であり、また、画像サイズはデータごとにまちまちであった。加えて、個々の画像におけるデータ量は典型的には $2000 \times 2000 \times 2 = 8$ メガバイト画素と、きわめて大きい。そこで、以下のようにしてデータ量を削減して規格化した。図1も同様である。

まず、濃淡値を線形変換により256階調に変換した。つぎに、撮影された胃領域全体を含むように矩形領域を切り出し、さらに、 512×512 のサイズに縮小した。このとき、各データがこのサイズに納まる最大サイズになるように、縦横それぞれ $1/m$ および $1/n$ に縮小した。ここで、 m と n は整数（実際には3～5の値）、また、 $|m-n| < 2$

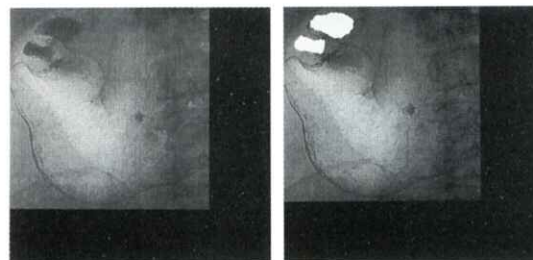
である。なお、縦横の縮尺は画像ごとに異なるが、 m と n の差はこのように高々1としたので、縦横比の違いによって領域形状が変形するような場合でも、群化フィルタによる線状成分の除去への影響は少ないと考えている。実験結果においてもその影響は認め難い。



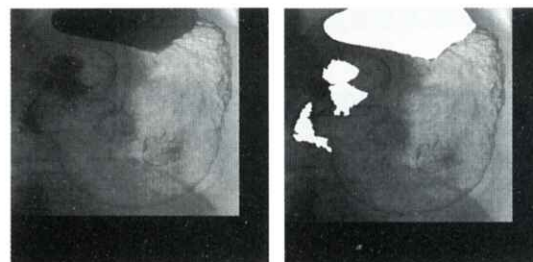
(a) ○



(b) ○

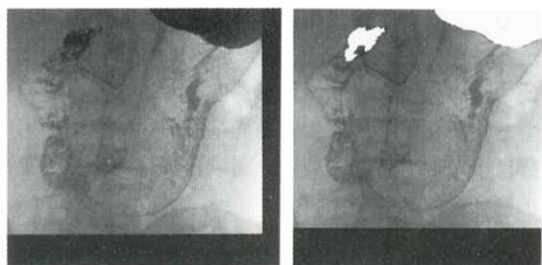


(c) ○

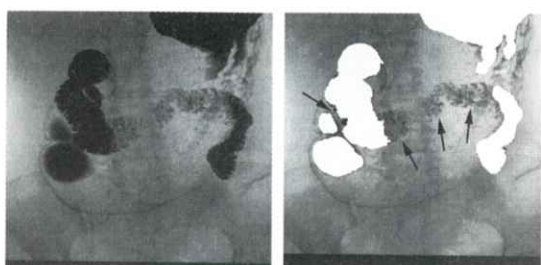


(d) ○

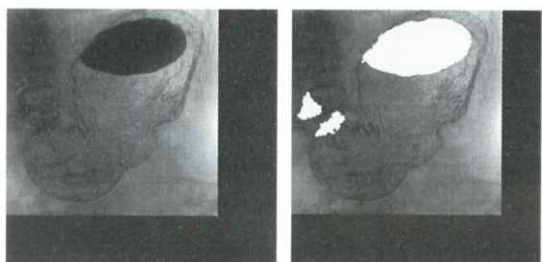
Fig. 14 The results of recognition of barium-pools.
(Continued on the next page.)



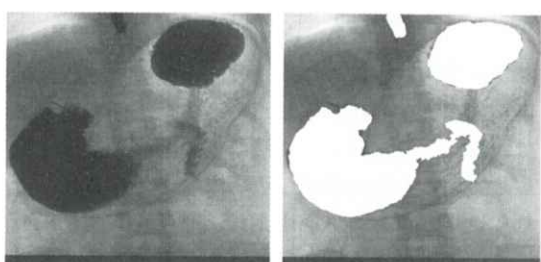
(e) ○



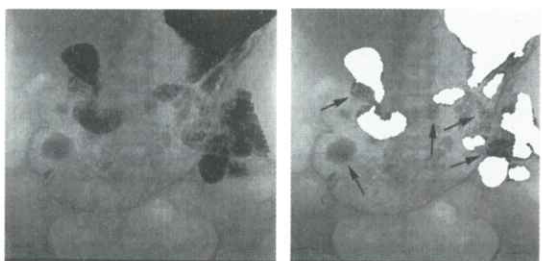
(j) △



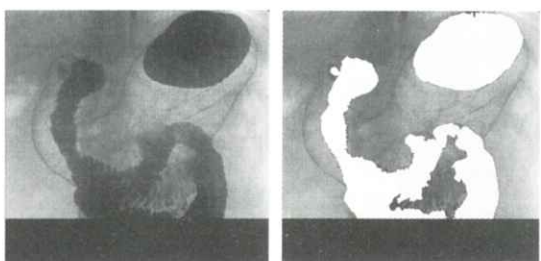
(f) ○



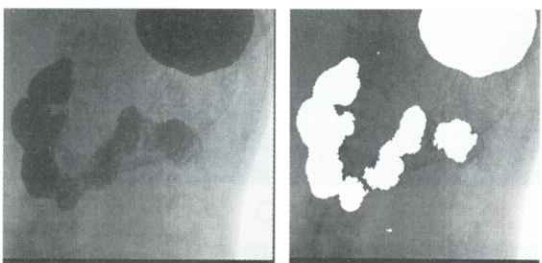
(k) ○



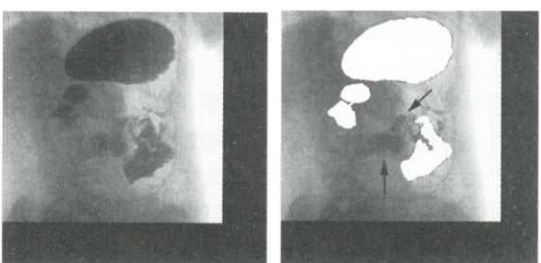
(g) △



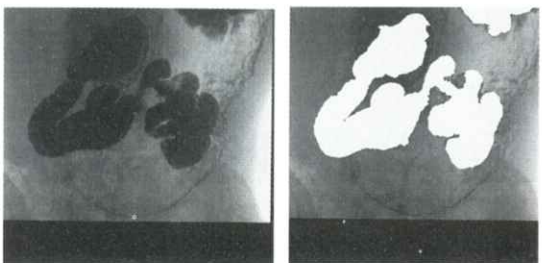
(l) ○



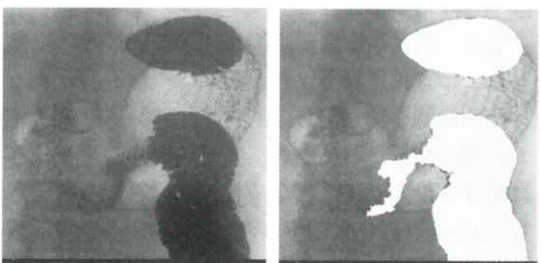
(h) ○



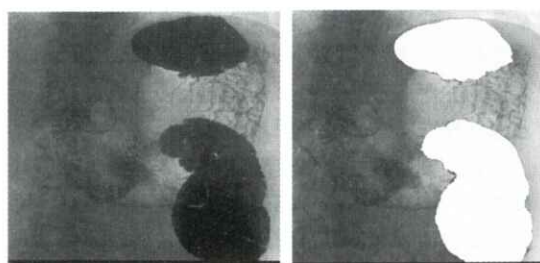
(m) △



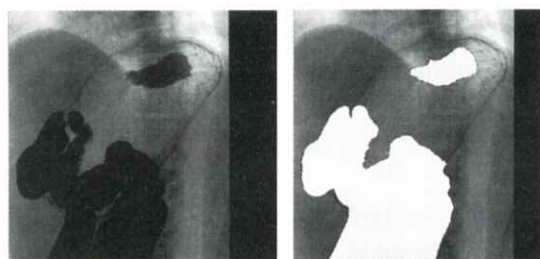
(i) ○



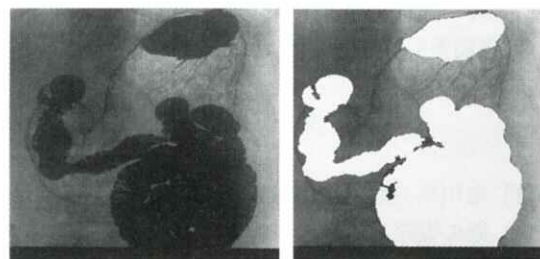
(n) ○



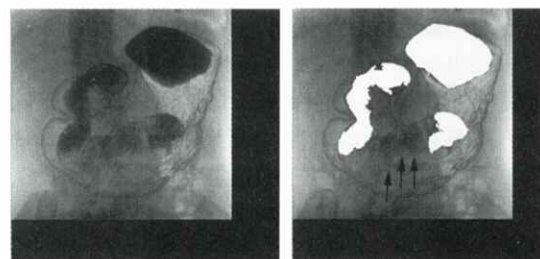
(a) ○



(p) ○



(q) ○



(r) △

Fig. 14 The results of recognition of barium-pools.
(Continued.)

18症例についての実験結果すべてをFig. 14に示す。同図 (a)~(r) のおのおのについて左側が原画像、また、右側が認識結果である。また、非医療従事者が認識の状況を目視によって評価した結果も同図に添えて示す。評価の基準は、

- ・胃内バリウム溜りが抽出されていること、
- ・腸内バリウム溜りが抽出されていること、
- ・脊柱などの対象としない臓器が抽出されていないこと、

である。認識の結果が十分良好と思われる場合には○印、ほぼ良好な場合には△印を記入している。また、後者については、抽出できなかった箇所を認識結果の画像中に矢印で指示している。なお、失敗と見做される症例はなかった。認識率はきわめて良好なものが18例中14例である。他についてもほぼ良好な結果が得られた。なお、胃内バリウム溜り領域についてはすべて良好に認識することができた。

6. 考 察

バリウム溜り領域には胃内部のものと腸内部のもの2種類がある。腸内のバリウム溜り領域は腸内壁のひだやガスなどのためテクスチャ的である。実験の結果、比較的大きな腸内バリウム溜り領域は抽出できたが、小さなものは断片的にしか抽出できなかった。これは濃淡差の検定がうまく機能しないためである。実際、輪郭線走査フィルタの濃淡差閾値を胃内バリウム溜り領域に合わせて大きくとると、腸内バリウム溜り領域は脊柱領域と混同して除去されてしまうことが多い。逆に、濃淡差閾値を小さくとると、腸内バリウム溜り領域と同時に胃輪郭部や脊柱領域も抽出されてしまう。したがって、腸内バリウム溜り領域を領域的の広がりをもって正しく抽出するためには、テクスチャなど、もっと別の領域的性質にもとづく処理が必要であろう。また、小さな腸内バリウム溜り領域は、薄く造影され、濃淡差が脊柱領域の場合とあまり変わらないため、両者の判別も困難であった。領域成長については、胃輪郭部のバリウム溜り領域は一部脊柱や背景臓器と重なって造影されている場合が多い。そのため、詳細な成長を図る

ために類似度の閾値を大きくとれば、真の領域境界を越えて外部にまで成長し、破綻をきたすということが起こる。これを極力避けるため、ここでは閾値を厳しく2とした。しかし、そのため、小さな雑音により領域内で成長が止まり、とくに腸内バリウム溜り領域では十分な詳細化ができなかった。バリウム溜り領域の候補画素数は10万を越える。したがって、それらすべての画素をシード点として領域成長を行なうことは困難である。ここでは、まず、バリウム溜り領域であることが確実なシード領域を抽出しておき、それから領域成長を図るという方策をとった。このとき、シード領域の認識を誤ると、それが大きな領域へと成長してしまうことが起こる。とくに、背景領域では濃淡の変化が滑らかなため、シード領域は確実に認識する必要がある。

7. む す び

ここでは、バリウム溜り領域を候補画素の群化にもとづいて粗抽出し、さらに、それをシード領域として領域成長により詳細化を図った。シード領域の抽出においては、濃淡値の小さい画素と凹点をバリウム溜り領域の候補画素として抽出し、それらの密集部分から領域を形成した。そして、それらの領域境界付近の濃淡変化を調べて候補領域を選び出した。その結果、シード領域を良好に認識することができた。また、領域成長法を用いた詳細化によって、バリウム溜り領域をかなり良好に認識することができた。実験の結果、認識成功率は厳しく見て78%、楽観的に見て100%であった。

しかし、腸内バリウム溜りや小さなバリウム溜り領域には十分に対応できないことが分かった。とくに、それらが脊柱領域や背景臓器と重なっている部分の抽出や、脊柱領域との判別が困難であった。密集領域を抽出した段階では胃内部および腸内部のいずれのバリウム溜りもかなり良好に抽出できており、したがって、密集領域の判定が十分でないことが分かった。これは、濃淡値プロファイルにおいて腸内バリウム領域と脊柱領域との濃淡分布が類似していることから理解されること

である。今後、判定方法についてさらに改善が必要である。また、腸内バリウム溜り領域にはテクスチャ性がある。このような領域の認識にはもっと違った方策が必要と思われる。

なお、この方法では処理はボトムアップに行なわれる。バリウム溜り領域の認識についてはこのような方策でも良好な認識ができることが分かった。また、この方法はバリウム溜り領域の濃淡分布の性質だけをを用いている。立位充満像や腹臥位充満像の胃領域も同様の性質をもつので、その認識にも応用できるものと思われる。

謝 辞

画像データは国立がんセンター放射線診断部元部長の山田達也博士と名古屋大学鳥脇純一郎教授のご好意により使用させていただいた。また、本研究の一部は文部省科学研究費補助金基盤研究C(2)課題番号07680408によった。

文 献

- [1] 市川平三郎, 山田達哉, 土井偉誉: 胃X線診断の実際, 文光堂, 1964.
- [2] 縄野繁, 山田達哉, 阿南充洋, 他: 胃X線像と胃がん診断, 医用X線像のコンピュータ診断(脇野, 飯沼編著), 第3章, 149-156, シュプリンガー・フェアラーク東京, 1994.
- [3] 長谷川純一, 筒井武敏, 鳥脇純一郎: 胃X線二重造影像におけるひだ集中を伴うがん病変部の自動検出, 電子通信学会論文誌(D-II), J73-D-II(4), 661-669, 1990.
- [4] 上井弘樹, 山田耕久, 白石達也, 他: 試行錯誤探索による胃X線二重造影像からの胃輪郭線追跡, 画像の認識・理解シンポジウム(MIRU94)講演論文集II, 319-326, 1994.
- [5] 大西康夫, 岩倉康哲, 福島重廣: 胃X線二重造影像からの脊柱陰影の抽出, Med. Imag. Tech., 12(4), 523-524, 1994.
- [6] 岩倉康哲, 大西康夫, 福島重廣: 胃X線二重造影像における脊柱陰影の認識, 電子情報通信学会技術研究報告, IE94-34, 49-56, 1994.

- [7] 山内 健, 福島重廣: 零交差にもとづく胃X線二重造影像からのバリウム溜り領域の識別, Med. Imag. Tech., 13(4), 513-514, 1995.
- [8] 上井弘樹, 福島重廣: 動的輪郭を用いた胃X線二重造影像からの胃領域の識別, Med. Imag. Tech., 13(4), 591-592, 1995.
- [9] 宮崎晃一, 福島重廣: 群化にもとづく胃X線二重造影像からのバリウム溜り領域の識別, Med. Imag. Tech., 15(4), 519-520, 1997.
- [10] 吉本康一, 福島重廣: 胃X線二重造影像の画像理解システムの構築, Med. Imag. Tech., 15(4), 521-522, 1997.
- [11] 福島重廣: 探索計画の生成にもとづく医用X線画像の領域分割, 文部省科学研究費補助金基盤研究C(2)課題番号07680408研究成果報告書, 1998.
- [12] 福島重広, 宇都宮俊二, 相馬敬司: 胃X線像の辺縁抽出, 医用電子と生体工学, 15(6), 383-388, 1977.
- [13] 白井良明: フィードバック法による胃X線像充満像の胃領域抽出, 電子通信学会論文誌D, J68-D, 269-276, 1985.
- [14] 羽鳥光俊: X線写真の辺縁抽出, 情報処理, 20(12), 1089-1095, 1979.
- [15] 中村鎮雄, 板垣秀信: 胃X線二重造影像に対する胃部領域抽出の一方法, 電子通信学会論文誌 (D), J64-D(11), 1045-1052, 1981.
- [16] 中村鎮雄, 宮崎修: 線の識別と大局的理論を考慮した胃X線二重造影像の胃部抽出, 情報処理学会論文誌, 24(2), 165-174, 1983.
- [17] 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.
- [18] Kita Y: Elastic-model driven analysis of several views of a deformable cylindrical object, IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18(12), 1150-1162, 1996.
- [19] Pavlidis T and Liow Y-T: Intergrating region growing and edge detection, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 12(3), 225-233, 1990.
- [20] 高木幹雄, 下田陽久 編著: 画像解析ハンドブック, 機能編II部, 第2章, 689-691, 東京大学出版会, 1991.
- [21] 安居院猛, 長尾智晴: 画像の処理と認識, 第9章, 132-133, 昭晃堂, 1992.
- [22] Adams R and Bischof L: Seed region growing, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 16(6), 641-646, 1994.

[研究速報]

乳房X線写真における腫瘍陰影の自動検出 — 一部領域の欠損した腫瘍陰影への対応 —

畑中 裕司, 藤田 広志, 原 武史, 李 勝蘭, 遠藤 登喜子[†]

岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

[†] 国立名古屋病院放射線科・〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1
(1999年11月5日, 最終1999年11月19日)

Automated Detection of Masses on Mammograms: New Approach to Masses with a Partial Loss of Region

Yuji HATANAKA, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA
Shenglan LI and Tokiko ENDO[†]

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

[†]Department of Radiology, Nagoya National Hospital
4-1-1 Sannomaru, Naka-ku, Nagoya-shi 460-0001, Japan

(Received November 5, 1999, in final form, November 19, 1999)

Abstract : A new method for detecting the masses with a partial loss has been developed for improving the detection sensitivity of our CAD scheme on mammograms. In this technique, the partial loss mass is identified by the similarity to the model with a sector form. In order to calculate the similarity, there are four features presented as (1) average of pixel values, (2) standard deviation of pixel values, (3) standard correlation coefficient defined by the sector model, and (4) concentration feature by density gradient. After applying the new method to 335 digitized mammograms, the detection sensitivity for the partial loss masses improved from 70% to 97% at the number of false-positives changed from 1.0 to 1.2 per image. Such result indicated that the new technique is effective to improve the performance of our CAD system.

Key words : mass detection, mammogram, template matching, computer-aided diagnosis, breast cancer

1. はじめに

われわれは、診断医の読影負担の軽減と補助を目的とした乳房X線写真におけるコンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis, 以下CAD)システムの開発を行っている [1]. 乳房X線写真

における乳がんの二大所見として、腫瘍陰影と微小石灰化クラスタがあげられ、われわれのCADシステムでもそれらの自動検出を行っている。腫瘍陰影の自動検出において、われわれはこれまでにしきい値に基づく検出アルゴリズムを開発してきた [2,3]. しかし、実験に用いる症例数の増加

に伴い、検出困難な腫瘍陰影が増加し、検出性能の低下が見られるようになった。検出困難な腫瘍陰影としては、胸壁付近に存在するために乳房の撮影時に全体が写らず一部領域の欠損したものがあげられる。Fig.1はその典型例であり、腫瘍の全体が描出されていない。従来のしきい値に基づく検出法では、検出特徴量に円形度を用いているため、検出できない。このような腫瘍陰影は半円形であり、円形度が低くなるためである。他のグループが開発してきた腫瘍検出の方法[4-6]でも、このような欠損のある腫瘍の検出は非常に困難であると考えられる。そこで本研究では、このような腫瘍陰影の検出を行うために、扇形状の模擬腫瘍モデルを用いた検出法を提案し、検出性能の向上を目的とする。そして、335枚の画像を用いてその有効性を検証する。

2. 一部領域の欠損した腫瘍陰影の検出法

われわれの開発してきた腫瘍陰影検出の従来手法の処理手順は[2,3]、(1)画像のデジタル化(レーザディジタルイザによるサンプリング間隔100 μm 、階調数12ビット)、(2)乳房領域の抽出[7]、(3)画像の縮小(サンプリング間隔400 μm への変換)、(4)濃度勾配の計算、(5)胸筋領域の抽出、(6)乳房領域を分割することによる腫瘍陰影の検出、(7)偽陽性候補の削除[8-10]である。本研究で新たに追加した処理は、(8)探索領域の決定、(9)特徴量の算出、(10)類似度による腫瘍陰影の検出であり、以下に記述する。

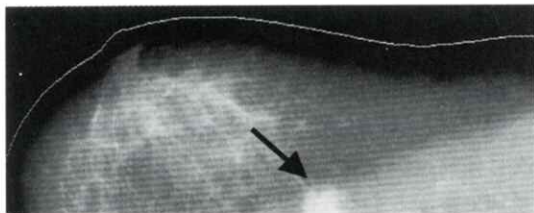


Fig.1 Typical example of a mass (Black arrow) with a partial loss of region.

2.1 探索領域の決定

本研究で対象とする腫瘍陰影は乳房の胸壁付近に存在しているため、Fig.2の太線のように高さ20画素(8mm)の領域を探索領域とする。画像の左端と右端の30画素分の領域は後述する検出処理で誤検出する傾向があったため、探索領域としない。決定した探索領域を従来法[3]で抽出した胸筋領域を含まない領域[Fig.2のArea A]と、胸筋領域を含む領域[Fig.2のArea B]に分割する。これは乳房領域と胸筋領域は濃度分布が異なり、この後の処理に影響するためである。

2.2 特徴量の算出

本検出法では、厚い乳腺の辺縁領域に存在する腫瘍陰影の自動検出で提案した検出法[11]を応用し、(a)濃度平均値、(b)濃度値の標準偏差、(c)模擬腫瘍モデルを利用した規格化相関係数、(d)濃度勾配を用いた集中度を特徴量とする。ここで、(a)、(b)、(d)の特徴量算出にはFig.3のA、Bのマスクを利用する。このマスクは直径41画素、中心角120度の扇形状である。腫瘍陰影の中心付近は濃度変化が少なく、(a)、(b)、(d)の算出結果に影響するため、中心に直径7ピクセルの円で切り取った形状を採用する。そして、扇形の中心を腫瘍陰影の候補点とする。

(1) 濃度平均値

Fig.3のA、Bの黒色マスク内の画素の濃度平均値を算出する。腫瘍陰影は、基本的に他の組織よりも低濃度であるため、濃度平均値が1,500以上である候補点は腫瘍候補ではないと判断し、(b)、(c)、(d)の算出は行わない。

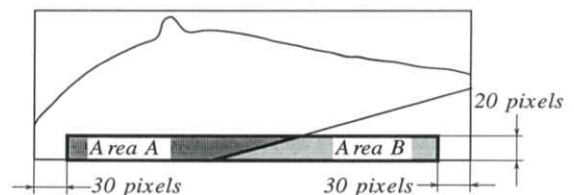


Fig.2 The decision of the search area. A bold line shows the search area of mass. Area A is the area outside the pectoralis muscle. Area B is located within the pectoralis muscle.

(2) 濃度値の標準偏差

Fig. 3 の A, B の黒色マスク内の画素が示す濃度の標準偏差値を算出する。領域に乳腺組織や血管を含む場合、濃度変化が大きくなるため、標準偏差値は大きくなる。従って、標準偏差値が650以上である候補点は腫瘍候補ではないと判定し、(c), (d) の算出は行わない。

(3) 模擬腫瘍モデルを利用した規格化相関係数

Fig. 3 の C, D のような扇形状の画像を参照画像として、テンプレートマッチングを行う。腫瘍陰影はガウス分布であると仮定するため、その分布を利用した模擬腫瘍モデルを考える。参照画像は直径41ピクセルのガウス分布を中心角120度で切り出す。ここでガウス分布の濃度値は、最高値を2047、最低値を0として作成する。腫瘍陰影の中心付近は低濃度領域であるため、中心に直径7ピクセルの円を残した形状とする。乳房画像のある点の濃度値を $F(i+x, j+y)$ 、対応する参照画像のある点の濃度値を $T(x, y)$ とし、テンプレートマッチングの評価には、式 (1) の規格化相関係数 $R(i, j)$ を用いた [11]。

$$R(i, j) = \frac{\sum_x \sum_y [F(i+x, j+y) - \bar{F}][T(x, y) - \bar{T}]}{\sqrt{\sum_x \sum_y [F(i+x, j+y) - \bar{F}]^2} \sqrt{\sum_x \sum_y [T(x, y) - \bar{T}]^2}} \quad (1)$$

ここで、 $\bar{F}$, $\bar{T}$ はそれぞれの濃度の平均値である。

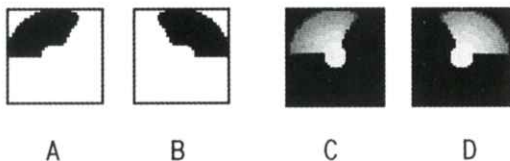


Fig.3 A and B are mask images used to limit the area from where feature values are extracted, and C and D are images used as reference patterns in template matching process.

(4) 濃度勾配を用いた集中度

Sobel フィルタにより求めた濃度勾配を利用し、集中度の算出を行う。集中度 $G(i, j)$ を式 (2) に示す [11]。

$$G(i, j) = \sum_x \sum_y f(x, y) \cdot g(x, y) \quad (2)$$

ここで、 $f(x, y)$ は濃度勾配の強度成分を示す。ただし、 $g(x, y)$ は次式で定義され、

$$g(x, y) = \cos[d(x, y) + 0.2 \sin\{2d(x, y) - \pi\}] \quad (3)$$

この値は濃度勾配の方向成分に影響され、濃度勾配の方向成分がマスクの中心方向となるときの大きな値を示す。ここで $d(x, y)$ は、マスクの中心と座標 (x, y) がなす角度と、濃度勾配の方向との差である。集中度 $G(i, j)$ は、Fig. 3 の A, B のマスク領域全体の $f(x, y) \cdot g(x, y)$ を累積した値として定義する。これらのことより、濃度勾配が腫瘍の中心方向へ向き、かつその強度が大きいとき、 $f(x, y) \cdot g(x, y)$ は大きな値となる。したがって、このような濃度勾配成分が多いとき、集中度 $G(i, j)$ も大きな値を示す。

2.3 類似度による腫瘍陰影の検出

類似度の算出には、前述した規格化相関係数 $R(i, j)$ と濃度勾配を用いた集中度 $G(i, j)$ を利用する。両者とも対象領域が腫瘍陰影である場合に大きな値を示す傾向にあるため、類似度 $S(i, j)$ を次式のように定義する。

$$S(i, j) = R(i, j) \cdot G(i, j) \quad (4)$$

2.1 で決定した探索領域に対し、類似度の算出を行う。このとき、探索領域が Fig. 2 の Area A に対しては、Fig. 3 の A と C, B と D の 2 方向のパターンを利用して類似度の算出を行う。一方、探索領域が Area B であるときは、Fig. 3 の B と D のパターンを利用して類似度の算出を行う。Area B で Fig. 3 の A と C のパターンを利用すると、胸筋と乳房の境界を誤検出する傾向にあったため利用しないことにした。

類似度 $S(i, j)$ に対して実験的にしきい値56を設定し、しきい値以上を示す候補点を抽出する。次に候補点から近傍20画素以内の候補点は1つの候補点であるとする。そして、一番端の候補点から20画素分拡大した領域を候補領域とする。

本研究での実験において、腫瘍陰影の存在する画像に対して類似度の算出を行ったところ、1画像中の類似度の最高値を示す候補点は、ほとんど

の症例で腫瘍陰影の中に現れる傾向にあった。そのため、類似度の最高値を含む候補領域を腫瘍候補領域とした。それ以外の候補領域は偽陽性候補領域であると判断し削除した。

2.4 偽陽性候補の削除

従来の検出法で利用している二次統計量を用いた手法 [8] を用いて、偽陽性候補の削除を行った。本検出法の特性上、索状影を誤検出することは少ないため、索状影の削除 [9] は行わなかった。また、本研究で対象としている領域が画像の端であり、検出された領域と同一領域が反対乳房に存在しないことが多発したため、左右乳房を比較することによる手法 [10] も行わなかった。

3. 結果と考察

本手法の有効性を示すために、一部領域の欠損した腫瘍陰影が存在する画像30枚と正常例305枚によって構成される計335枚の画像（腫瘍陰影30個）を用いて検出実験を行った。この結果、真陽性率は90%（27個）であった。一方、従来の検出法では70%（21個）であり、本検出法の方が良好な結果が得られた。本検出法で検出できなかった腫瘍陰影は3個あり、その内訳は、微小石灰化が随伴する陰影、細長い陰影、欠損が激しい陰影であった。微小石灰化が随伴する腫瘍陰影は、濃度勾配を用いた集中度の値が小さくなるため検出できなかったと考えられる。また、細長い陰影は本研究で用いた模擬腫瘍と形状が大きく異なるために検出できなかったと考えられる。ただし、この2例は従来の検出法では検出可能な候補である。最後の欠損の激しい腫瘍陰影は、画像中で確認できる腫瘍領域が少ないため、両手法で検出できなかったと考えられる。

また、本検出法での偽陽性数は1画像当たり0.24個（80個／335枚）であった。従来の検出法では1画像当たり1.0個（351／335枚）であったが、本検出法で決定した探索領域に限定すると0.23個（77個／335枚）と、ほぼ同じであった。したがって、本検出法の方が真陽性率が高いため、一部領域の欠損した腫瘍陰影の検出に対しては本

検出法が有利であるといえる。

ここで、従来法と本手法を比較するために、一部領域の欠損した腫瘍陰影の検出を対象として Fig. 2 で決定した探索領域に限定し、従来法の検出特徴パラメータを変更して検出実験を行った。その結果、従来法の真陽性率は80%（24個）まで向上したが、一画像当たりの偽陽性候補数は1.2（394／335）にまで増加した。

さらに、乳房の全領域を対象とした従来の検出法に本手法を組み合わせて実験を行った結果、真陽性率は97%（29個）、1画像当たりの偽陽性候補数は1.2個（412個／335枚）であった。このアルゴリズムの追加により、腫瘍陰影の検出性能が27ポイント向上することを確認した。

4. まとめ

乳房X線写真において胸壁付近に存在し、一部領域の欠損した腫瘍陰影を検出する手法として、扇形状の模擬腫瘍モデルを用いた検出法を提案した。335枚の乳房X線画像を用いて検出実験を行った結果、従来の検出法における検出率70%に対し、同じ偽陽性数で本検出法では90%の検出率を得ることができた。また、両者を組み合わせることにより、97%の検出率が得られた。このように、提案した手法によって一部領域の欠損した腫瘍陰影の検出に対して有効であり、全体的な腫瘍陰影の検出性能の向上が可能となった。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、有益なご助言を頂いた岐阜大学の二村 仁氏をはじめ藤田研究室の諸氏、ならびにコニカ（株）の吉村 仁氏、加野 亜紀子氏、笠井 聡氏に感謝します。また、本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（遠藤班、長谷川班）によって行われました。

文 献

- [1] 藤田広志：マンモグラフィのコンピュータ支援診断装置の原理について，日乳癌検診学会誌，5 (2)，135-147，1996.
- [2] 松原友子，藤田広志，遠藤登喜子，他：乳房X線写真における腫瘍陰影検出のためのしきい値法に基づく高速処理アルゴリズムの開発，Med. Imag. Tech.，15 (1)，1-13，1997.
- [3] 松原友子，笠井 聡，関 和泰，他：マンモグラムのためのコンピュータ診断支援システムの開発－腫瘍陰影の自動検出における低濃度領域抽出法の改善－，日乳癌検診学会誌，7 (1)，87-101，1998.
- [4] Yin FF, Giger ML, Doi K, et al. : Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique, Med. Phys., 21 (3), 445-452, 1994.
- [5] 金 華栄，小畑秀文：乳房X線像における悪性腫瘍影の自動検出，電子情報通信学会論文誌，J76-D-II (2)，288-295，1993.
- [6] 磯部義明，大久保なつみ，山本真司，他：孤立性陰影抽出用Quoitフィルタの性質とその乳癌X線陰影抽出への応用，電子情報通信学会論文誌，J-76-D-II (2)，279-287，1993.
- [7] 加藤元浩，藤田広志，原 武史，他：マンモグラムCADシステムにおける乳房領域自動抽出アルゴリズムの改良，医画情誌 14(2)，104-113，1997.
- [8] 大塚 修，笠井 聡，畑中裕司，他：2次統計量を用いたマンモグラムCADシステムにおける腫瘍陰影の偽陽性候補の削除，医画情誌，16 (1)，13-19，1999.
- [9] 笠井 聡，藤田広志，原 武史，他：マンモグラム上の腫瘍陰影自動検出アルゴリズムにおける索状影の偽陽性候補の削除，コンピュータ支援画像診断学会論文誌(インターネット論文誌：<http://www.toriwaki.nuie.nagoya-u.ac.jp/~cadm/Journal/index.html>) 3 (2)，1-7，1999.
- [10] 笠井 聡，藤田広志，原 武史，他：腫瘍陰影自動検出アルゴリズムにおける左右乳房画像の比較による偽陽性候補の削除，Med. Imag. Tech.，16 (6)，655-666，1998.
- [11] Kasai S, Fujita H, Hara T, et al. : Development of a detection algorithm for masses around thick mammary gland on mammograms, Proc. of the 12th International Symposium and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98)，213-218，1998.

[国際会議報告]

CARS '99 報告

小島克之, 藤田広志[†], 蔡 篤儀^{††}

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

[†] 岐阜大学工学部応用情報学科・〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

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

Report of CARS '99

Katsuyuki KOJIMA, Hiroshi FUJITA[†] and Du-Yih TSAI^{††}

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

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

^{††} Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei-cho, Motosu-gun, Gifu 501-0495, Japan

CARS '99 [13th International Congress on CAR (Computer Assisted Radiology and Surgery)] は Paris パリでの開催であった (前年1998年は東京で開催された)。

会議の期間は6月23日 (水) から26日 (土) までの4日間であり, 会場は Palais des Congrès パレ・デ・コングレ (Fig. 1) である。

Arc de Triomphe 凱旋門から西へ1 km 弱の所にあり空港バスが発着している便利なところにある。



Fig. 1 会議場 Palais des Congrès

また, 同時に17th International EuroPACS Meeting, The 6th International Conference on Image Management and Communication — IMAC, 3rd Annual Conference of the International Society for Computer Aided Surgery — ISCAS, 5th Computed Maxillofacial Imaging — CMI が開催された。

分野別の報告件数を Table 1 に示す。CARS'99 以外の上記の会議も含めて, 演題の申込は29箇国から450題有り, その内採択されたのは, oral が210題, poster が110題である。

Opening CARS '99 では次の2つの講演があった。

1. Application of Medicine Using Virtual Reality, Telesurgery and Other Advanced Medical Technologies (R. Satava, MD : Yale University)
2. Integrating the Healthcare Enterprise (D. J. Stauffer: Radiological Society of North America (RSNA))

1. は virtual reality に関する内容であるが, 1966年に公開された映画 Fantastic Voyage ミクロの決死圏を見るような迫力のあるものであった。

Table 1 分野別の報告件数

Topic	名 称	件 数		
		Oral	Poster	計
DR	Digital radiography	9	1	10
	Panel on display systems for digital radiography	7	0	7
US	Ultrasound	3	0	3
CT	Computer tomography	10	6	16
MR	Magnetic resonance	9	0	9
VE	Virtual endoscopy	8	5	13
IPD	Image processing and display	15	11	26
CART	Computer assisted radiation therapy	6	1	7
ES/CAE	Expert systems and computer assisted education and training	4	3	7
MWS	Medical workstations	7	2	9
WF	Workflow	6	0	6
CAD	Computer assisted diagnosis	9	5	14
DA	Digital angiography	0	4	4
NM/US	Nuclear medicine and ultrasound	0	3	3
合 計		93	41	134

注) Topic の空白は略称がない

Tutorials としては, Medical Workstations, Computer Aided Diagnosis (土井邦雄, Ph. D., 他1名), Computer Aided SurgeryおよびComputed Maxillofacial Imagingの4つがあった。

Special event としては Telemedicine at the End of the Century があった。

他の会議との共通の special events: seminars and workshopsとしては次の5つがあった。

1. International Workshop on Haptic Devices in Medical Applications
2. Workshop on Computer Assisted Orthopaedic Surgery

3. Seminar on Computer Aided Diagnosis (土井邦雄, Ph. D.)

4. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Seminar

5. Virtual Reality

Poster session の状況を Fig. 2に示す。

Fig. 3にregistrationの, Fig. 4にopening CARS '99 のそれぞれの様子を示す。

Opening CARS '99の後ではget together cocktailが催された。飲物とつまみ物だけの簡素な集まりであったが、多くの人が集まり自由に有意義な討論ができ、親交を交わすことができた。

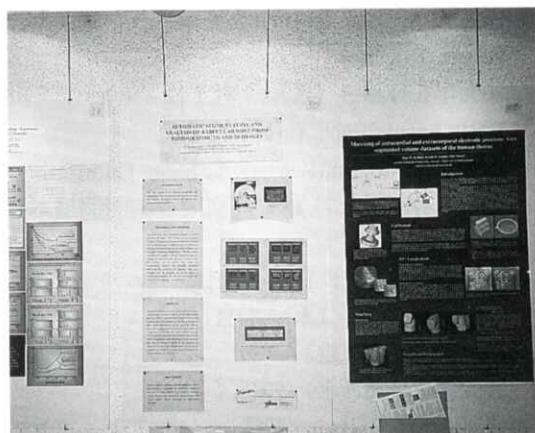


Fig. 2 Poster sessionの状況



Fig. 3 Registration



Fig. 4 Opening CARS '99



Fig. 5 Program Committee Meeting

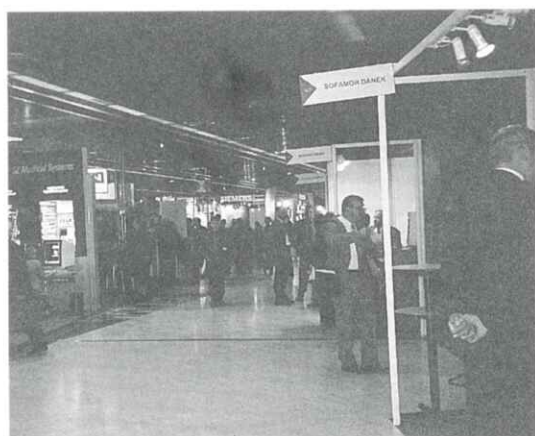


Fig. 6 Exhibition

藤田広志は CAD session の chair を The University of Chicago の Prof. 土井邦雄と勤めた。蔡篤儀と小島克之は CAD session で “Application of Genetic-Algorithm-Based Fuzzy Reasoning for Classification of Myocardial Heart Disease” という表題で研究報告をした。

また、Program Committee Meeting（藤田広志が同 committee の委員）が Cercle de l'Union Interalliée で行われた（Fig. 5）。会場は英国と日本の大使館に挟まれ、近くには大統領官邸・Palais de l'Élysée エリゼ宮があり、高級ブランドの店が沢山並んでいるという場所であった。

普段この会場へ来る人は、限られた会員だけだということである。

Exhibition は, industrial exhibition として 29 社が参加し, scientific exhibition 'Work-in-Progress' として 5 機関が参加して盛大に開催された (Fig. 6)。

なお, 今回の抄録集は "CARS '99 Computer Assisted Radiology and Surgery, Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition" (厚さ 5.40cm, 重さ 2.24kgf) として発行されているので, 興味のある方は参照していただきたい。

緯度が高いのと夏時間の関係で夜の 9 時を過ぎても, まだ日が照っていた。

14th 以降は次のような予定になっている。

14th : USA, San Francisco サンフランシスコ,
Hyatt Regency

2000年 6 月 28 日 (水) - 7 月 1 日 (土)

URL <http://cars.tu-berlin.de/>

2nd International Workshop on Computer-Aided Diagnosis がこの期間に協同開催される*。

15th : Germany ドイツ, Berlin ベルリン

2001年 6 月 27 日 (水) - 30 日 (土)

16th : (場所は未定)

2002年 6 月 26 日 (水) - 29 日 (土)

17th : Great Britain 英国, London ロンドン

2003年 6 月 25 日 (水) - 28 日 (土)

*1st は 1998 年 9 月に The University of Chicago で開催された。

会 報

I 秋季（第125回）大会記事

秋季（第125回）大会を下記のように開催しました。

日 時 1999年10月2日（土）14:30～3日（日）12:00

場 所 広島県立保健福祉短期大学 2313講義室（2号館3階）

2日（土）

14:30～15:00

記念講演 「医用画像情報学会35年のあゆみ」

学会長 金森 仁志 先生

15:00～18:00

研究発表会

1) 2つの制約条件下でのSNAKESによる声帯領域の抽出

筒井義久, 市川忠男, 吉高淳夫

広島大・工

2) CdZnTe検出器を用いた乳房撮影装置のX線スペクトル補正(4)

松本政雄, 山本明秀, 吉村晃太, 金森仁志*

阪大・医・保健, *福井工大・工・電気

3) 散乱X線が被写体コントラストにおよぼす影響の管電圧および空間周波数依存性

浅井義行, 尾崎吉明*, 窪田英明**, 松本政雄**, 金森仁志***

近畿大・医病・中放, *京都府警・科捜研, **阪大・医・保健, ***福井工大・工・電気

4) ウェーブレット変換を用いた散乱線劣化CT画像の画像復元

中森伸行, 塚本和也, 角尾卓紀*, 吉田靖夫, 遠藤真広*, 日下部正宏**

京都工繊大・工芸, *放医研, **ソニー

5) 変形したビットプレーンを用いた画像圧縮

樋口清伯

大阪産大・情報システム工学

6) 三次元乳腺超音波断層像におけるコンピュータ支援診断システムの構築

福岡大輔, 原 武史*, 藤田広志*, 遠藤登喜子**, 加藤保之***

岐阜工業専・電気, *岐阜大・工・応用情報, **国立名古屋病院・放, ***大阪市立大・医・一外

7) 胸部ヘリカルX線CT画像における腫瘍陰影の自動抽出

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・放

18:30～

懇親会 会場：三原国際ホテル（三原駅前）

3日（日）

9:30～10:30

特別講演 「放射線の人体に対する影響」

広島県立保健福祉短期大学 学長 澤田昭三先生

10:30～12:00

見学会

広島県立保健福祉短期大学 放射線技術科学科の実験・実習室

Ⅱ 第125回理事会議事録

日 時 平成11年10月2日（土）12:45～14:25

場 所 広島県立保健福祉短期大学

出席者 金森，大庭，緒方，小島，小林，滝川，中森，丹羽，畑川，藤田，松井，松本，小寺，
内田名誉顧問，長谷川顧問

議 題

（1）平成12年度秋季（第128回）大会の開催地について

平成12年度秋季（第128回）大会の開催に関しては，信州大学の滝沢理事にお世話をお願いすることとした。なお，平成12年度年次（127回）は名古屋大学医学部保健学科で平成12年6月3日（土）に開催する。

（2）平成12年度表彰選考委員長の選出について

平成12年度表彰選考委員長に小島理事を選出した。

（3）その他

1）藤田編集担当事から：

- ・雑誌の体裁について意見を求められ検討した。具体的には，写真の質に対する要望や紙が透けて見えるなどの意見が出た。
- ・論文の最初の頁のフォーマットのサンプルが提示され，検討した結果フォーマットを決定した。
- ・雑誌の郵送料について，学術刊行物に指定されると送料が安くなることから，申請を考えている。学会の登録の証明が必要なことから，小寺総務理事が資料を調べることになった。
- ・次号からプログラムを本紙に入れることとした。

2）文献複写の連絡先に不整合があるので内容をチェックすることになった。

3）演題の申込は電子メールも含めることとした。

4）ホームページのリンク先について，希望があれば中森理事にお願いすることとした。

5）内田名誉顧問から平成12年度中に沖縄で研究発表会あるいはワークショップを開催できないかとの意見が出され，事務局（小寺），藤田，中森，小島各理事で検討することになった。

—— 新 入 会 員 ——

No	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
534	池田 龍二	熊本大学医学部附属病院 中央放射線部 〒860-8665 熊本市本荘1-1-1	TEL 096-373-5749 FAX 096-373-5746
535	吉原 信幸	国際医療福祉大学 医療福祉学研究科	
536	水野 了亮	国民健康保険 琴海町立病院 〒851-3214 長崎県西彼杵郡琴海町太平郷2062	TEL 095-885-2016 FAX 095-885-2017
537	板垣 伸一	府中恵仁会総合病院 放射線科 〒183-0034 東京都府中市住吉町5-21-1	TEL 042-365-1211

—— 会 員 異 動 届 ——

No	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
224	南部 秀和	勤 務 先	近畿大学医学部奈良病院 放射線部 〒630-0293 奈良県生駒市乙田町1248-1	TEL 0743-77-0880 FAX 0743-77-0904

—— 賛 助 会 員 ——

平成11年12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)	トムソンー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), 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 (岐阜高専), 滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)
	滝沢 正臣 (信州大), 中森 伸行 (京都工繊大), 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 (富士写真フィルム)
	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

明けましておめでとうございます (とは言え、この原稿を書いているのは、師走の大変に慌ただしい時で、いつ会誌を発送できるのかの見込みもまだ立っておりません！)。

記念すべき2000年の第1号が出来ました。会誌の発行には、実に多くの方々のお世話になり、1冊が完成しています。まず、原稿の執筆者です。特別講演 (今号では、澤田先生) や記念講演 (金森学会長) の先生方。お忙しい中、原稿をいただき、ありがとうございました。先回の広島での研究会発表者からの投稿原稿が、今回は1件のみで (樋口先生)、原稿集めに！苦労しました。皆さん、発表だけに終わらず、どんどん投稿をお願いします。幸い、最終的には3件の別途の投稿があり、査読にも何とか間に合いました。急な査読を快く引き受けていただいた査読者の先生方にも感謝します。理事会でも議論をいただいた上で、今号から体裁を少し変えました。この件は、原編集委員にご協力いただきました。また、岐阜大・藤田研究室の中川俊明君 (ドクター1年) には、先号から編集作業のアシスタントを担当していただいています。彼の“縁の下”には、いまや会誌の作成には欠かせません。印刷屋の編集担当者 (藤田さん) には、いつもぎりぎりまで原稿を待っていただくことが多く、ご迷惑をお掛けしています。MII学会のホームページのアドレスが、管理が岐阜大から京都工繊大に移ったため、変更になっておりますので、ご注意ください。中森先生、ホームページの管理・運営など、よろしく願いいたします。また、今回からは、次回研究会のプログラムも掲載が可能になりました。

皆様からのたくさんの原稿の投稿を、心からお待ちしております。

(ふ)

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

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成12年 (2000年) 1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 (岐阜高専)

滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)

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 名古屋市中区大幸南 1-1-20

名古屋大学医学部保健学科内

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

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

印刷所 サンメッセ (株) 岐阜支店

〒500-8289 岐阜市須賀1-1-5

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

複写される方へ

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

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル

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

ただし、アメリカ合衆国における複写に関しては、次に連絡してください。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

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

Notice about photocopying

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

Except in the USA

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Nogizaka Bld., 6-41 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>

— M E M O —

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4, 0 0 0 円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30, 0 0 0 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、編集委員会が必要と認めたもの

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 ページ目から始まる（原稿には必ず通しページを付して下さい）。

- ・項目は大項目を1.（センター位置）、中項目を1.1（左寄せの位置）、小項目を1.1.1（左寄せの位置）のように番号づけし、ボールド指定とする。

- ・元素記号、単位、演算記号はローマン指定とする（sinなど）。

- ・手書きのギリシャ文字は読み方を指定、またはギリシャ文字指定とする。

- ・文献の引用は通し番号を[1], [1,2], [1-3], [1,6-9]のように表記する。なお、文中に引用された順に記載すること。

例)「…されている[1-3].」「…であり[2,3], …」

- ・図と表（Fig.1 Table 1）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。

表 記号およびその意味

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

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），最初のページー最後のページ，年。」の順に書く。著者名は3名までとし，以下は「他」，または「et al.」とする。号が付いていない雑誌の号数は略してよい。
- 単行本の場合は，「著者名：書名，ページ，発行所，地名，年。」とする。

- (例) [1] Sahiner B and Chan HP : Image feature selection by a genetic algorithm: Application to classification of mass and normal breast tissue, Med. Phys., 23(10), 1671-1684, 1996.
- [2] Gordon R, Bender R and Herman GT : Algebraic reconstruction techniques for three-dimensional electron microscopy and photography, J. Theor. Biol., 29 (12), 471-481, 1970.
- [3] Holmquist J, Imasato Y, Bengtsson E, et al. : A microspectrophotometric study of pap-stained cervical cells as an aid in computerized image processing, J. Histochem. Cytochem., 24, 1218-1224, 1976.
- [4] 福岡大輔, 原 武史, 藤田広志, 他 : 初期輪郭の自動生成と制御点の統合を含んだ動的領域輪郭抽出法, 医画雑誌, 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

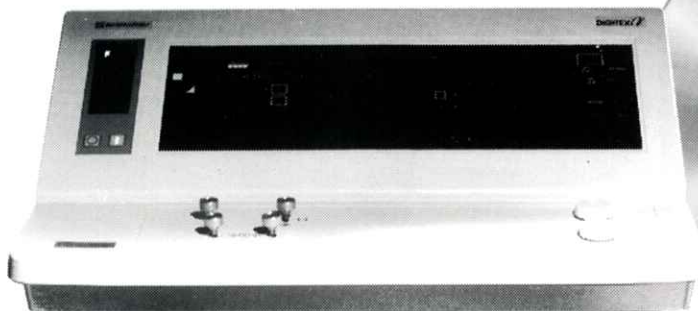
Solutions for Science
since 1875

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・高速収集で大好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。



CD-R標準装備



島津製作所

インターネットで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
Eii
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

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

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
アドバンテックスLC-IP
アドバンテックスLC
アドバンテックスAFM/AFM-IFC
アドバンテックスDLX
セクタ70MR
セクタ7600T/600TFD/
セクタSHF
ステノスコープ9000/6000
ステノスコープLE
AMX-4
GM-1215
フレキシ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4600
RT100
RT50

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

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

Konica

環境保全と情報ネットワークを提唱する コニカ医療用製品群

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

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

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

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

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

本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

2次元、3次元画像リアルタイム処理装置 PEGASUS VIEWER



- リアルタイムポリウムレンダリング3次元処理(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。
- リアルタイムポリウムレンダリングナビゲーションを標準搭載。
- 最新のDVD-RAMドライブ対応により低コストで画像保存が可能。

製造開発元：株式会社ザイオソフトウェア

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

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

－ M E M O －

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



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

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

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

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

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

FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニクス社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？ 生命の尊さ・・・

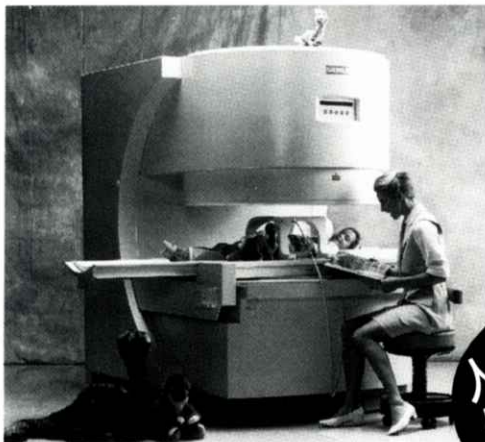
立場は違っても、
環境が違っても、
大切なものは同じです。
はじまりはいつも生命を見つめることから・・・



株式会社日立メディコ

〒101 東京都千代田区神田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



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