

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻116号

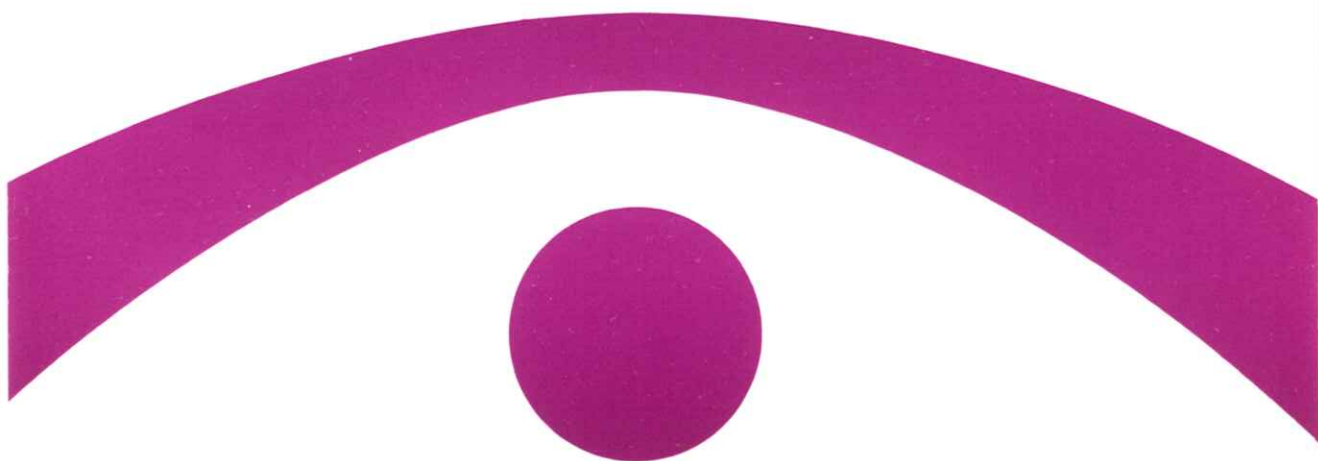
Medical Imaging and Information Sciences

Vol.14

No.2

May

1997



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

X線スペクトルアナライザー RAMTEC 413型

本装置は一般X線撮影、マンモグラフィ、CT等から出るX線のエネルギースペクトルを測定する装置です。X線検出器にはベルチェ効果を応用した電子冷却器によって、約 -20°C に冷やされたCdZnTe半導体を初めて用い、実用的なエネルギー分解能と小型化を両立させました。本装置は画質改善と被曝線量低減の研究に役立つ他、正確な管電圧の測定や、出力の時間測定にも威力を発揮します。



■特長

●エネルギー分解能が良い

半値幅 (F. W. H. M.) は

14.4 keVにて約0.6 keV

59.5 keVにて約1.0 keV

122.0 keVにて約1.6 keV

●小型軽量

従来用いられてきたGe半導体の様な液体窒素による冷却が不要なため、初めて病院内で実用可能な大きさが実現できました。

●散乱線から直接線が逆算できる

CTの回転中心に散乱体を置き、散乱体から90度方向に出る散乱線スペクトルを計測します。このデータを基に、クライン・仁科の式を用いて直接線スペクトルが求められます。(実測に成功。専用ソフトを96年夏に提供予定。)

■装置の説明

●電子冷却式CdZnTe半導体検出器

最新の化合物半導体CdZnTeは平均原子番号が50でSiやGeに比べて大きな光電吸収確率を持っています。このため、検出器は小さく作ることができます。結晶の製造方法が改良され、高純度で格子欠陥の少ない製品ができるようになり、初めて実用的なエネルギー分解能が実現しました。エネルギー分解能が良くなったもう一つの理由は、結晶を約 -20°C まで冷却して使用しているためです。結晶がある程度以上良くなると、冷却効果が大きくなります。

●コリメーター

本装置ではX線を量子として1個ずつそのエネルギーを計測します。従って検出器には2個以上、同時にX線が入ると誤差が生じる結果となります。実用的には毎秒1万個以上のX線が入った場合、この誤差は無視できなくなります。このため、検出器の面積(9mm²)をタングステン製コリメーターの穴の面積に制限し、大きなX線フルエンス率でも計測できる様にしています。

●高速マルチチャンネルアナライザー(MCA)

CdZnTe半導体検出器から出た信号は、その後波形整形アンプで増巾、整形されX線エネルギーに比例した電圧パルス信号として高速マルチチャンネルアナライザー(MCA)に送られます。本装置のMCAには変換時間0.8μsの高速逐次比較形A/Dコンバーターを使用し、高計数率測定を可能にしています。本装置のMCAはパソコンの拡張スロットに取り付けられ、測定データはパソコンで直接扱うことができます。(Windows 95対応)

●一回の計測で各種線量を同時に表示

照射線量[C/kg, R], 表面吸収線量[Gy], 線量当量[Sv](70μm, 3mm, 1cmの三種)を一回のエネルギースペクトル計測データを基に計算し表示できます。(専用ソフトを96年夏に提供予定。)

●高線量率計測が可能

約 $10^{-10} \sim 10^{-3} \text{ Gy/sec}$ の計測範囲をもち、漏洩線から直接線まで、殆ど全てのX線診断装置を計測できます。(5~150 keV)

●正確なレスポンス補正

CdZnTe半導体から出力される信号を補正しX線スペクトルを正確に求めるため、ストリッピング法による補正ソフトを装備しています。



東洋メディック株式会社

本社 〒162 東京都新宿区神楽坂1-15 神楽坂一丁目ビル
大阪支店 〒550 大阪市西区北堀江1-8-12 丸五ビル
名古屋支店 〒450 名古屋市中村区名駅2-40-16 名駅野村ビル
福岡支店 〒812 福岡市博多区博多駅東3-13-28 ヴィトリアビル

TEL 03-3268-0021 Fax 03-3268-0265
TEL 06-535-5741 Fax 06-535-5745
TEL 052-561-8701 Fax 052-561-8706
TEL 092-482-2022 Fax 092-482-2027

医用画像情報学会雑誌

14巻 第2号 1997年5月

目 次

会 告

平成9年度年次(第118回)大会の御案内	会告 1
平成9年度秋季(第119回)大会の予定および演題伺い	会告 4
医用画像情報学会賞、金森奨励賞の創設の御案内	会告 5

巻 頭 言

次の発展のために	竹中 榮一	67
----------	-------	----

国際会議報告

北米放射線学会RSNA1996に参加して	藤田 広志	68
----------------------	-------	----

論 文

光CTへのアプローチ — 低コヒーレンス光干渉法を中心として —	春名 正光, 近江 雅人, 白石 偉久, 田尻 秀幸	74
心理物理的解析を用いたX線写真粒状の評価	浅井 義行, 尾崎 吉明, 窪田 英明, 松本 政雄, 金森 仁志	83
増感紙の直接LSF測定	山田 英彦, 奥村 泰彦, 大坊 元二, 丹羽 克味	96
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	加藤 元浩, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤 登喜子	104

会 報

研究会記事	114
第117回理事会議事録	116
医用画像情報学会会則	117
医用画像情報学会表彰規程	120
新入会員—会員移動—賛助会員名簿	123

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会日本複写権センター支部

〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704

Phone 03-3475-4621・5618, Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Science

Vol.14 No.2 May 1997

Contents

Preface

For next development

..... Ei-ichi TAKENAKA 67

International Conference Report

Report of 82nd Scientific Assembly and Annual Meeting of the RSNA

..... Hiroshi FUJITA 68

Original Papers

An Approach to Optical CT using the Low Coherence Interferometry

..... Masamitsu HARUNA, Masato OHMI, Takehisa SHIRAISHI,
and Hideyuki TAJIRI 74

Evaluation of radiographic mottle using psychophysical analysis

..... Yoshiyuki ASAI, Yoshiaki OZAKI, Hideaki KUBOTA,
Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 83

Direct LSF measurement of the intensifying screen

..... Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA, Motoji DAIBOU,
and Katsumi NIWA 96

Improvement of Automated Breast - region - extraction Algorithm
in a Mammogram CAD System

..... Motohiro KATO, Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA,
and Tokiko ENDO 104

(Med, Imag, Inform. Sci. Vol.15 No.2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Department of Dental Radiology School of Dentistry Meikai Univ.

Sakado shi Keyakidai 1 - 1

Saitama 350 - 02

Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

会 告

平成9年度年次（第118回）大会の御案内

日 時 平成9年6月6日（金）～7日（土）

場 所 東京東京工芸大学 工学部 本館教室

☎243-02 神奈川県厚木市飯山1583

連絡先 同 大学光工学科教授 津田 元久 ☎0462-42-9508

6日（金） 15：00～17：30

特別講演 「3次元画像情報の表示と人間の受容特性」

東京東京工芸大学工学部教授 畑田 豊彦 先生

「3次元空間との対話のためのヒューマンインターフェースデバイス」

同 大学工学部助教授 久米 祐一郎 先生

見 学 上記先生方の研究室 見学予定設備は次の通りです

- ・視覚により誘導される人間の重心移動の実時間計測システム
- ・ダブルレンティキュラー方式3次元ディスプレイ
- ・ドーム形広視野ディスプレイ
- ・光学式人間動作実時間計測システム
- ・ファントムセンセーションを用いた疑似力覚提示システム
- ・仮想空間における人間の作業効率

7日（土） 9：30～

研究発表会

工芸大学への足

(所要時間・運転間隔は3月、週日午後のもの、朝夕は異なる)

①東京・東北方面から

新宿－(小田急^{*1})→本厚木－(バス^{*7})→工芸大
急行55分要 15分要

②横浜方面から

横浜－(相模鉄道^{*2})→海老名－(小田急^{*3})→本厚木－バス①参照
急行31分要 3分要

③関西以西から(ひかり利用)

新幹線－新横浜－(横浜線^{*4})→町田－(小田急^{*5})→本厚木－バス①参照
快15各20分要 急15各20分要

④中部東海以西から(こだま利用)

新幹線－小田原－(小田急^{*6})→本厚木－バス①参照
急行40分要

- *1 新宿発小田急…急行利用 毎時05分より10分毎発車
(箱根湯本・小田原・本厚木行のどれか利用、急行料不要、江ノ島行車両分割注意)
特急箱根行は要注意(大部分本厚木駅通過、全席指定 要予約 550円)
- *2 横浜発相模鉄道…急行海老名行き利用のこと、約10分毎運転、各停は途中で別線へ。
- *3 海老名発小田急…下り急行・各停とも利用可、約10分毎運転
- *4 新横浜発横浜線…八王子・橋本行利用、快速・各停とも利用可、約10分毎運転
町田駅で小田急への乗換えは一旦外へ 徒歩5分
- *5 町田発小田急…下り急行・各停とも可、10～15分毎運転(江ノ島行車両分割に注意)
- *6 小田原発小田急…上り急行・各停とも可、毎時 18, 24, 48, 53分発車
- *7 バス…本厚木駅北口へ、

スルガ銀行前のりば②

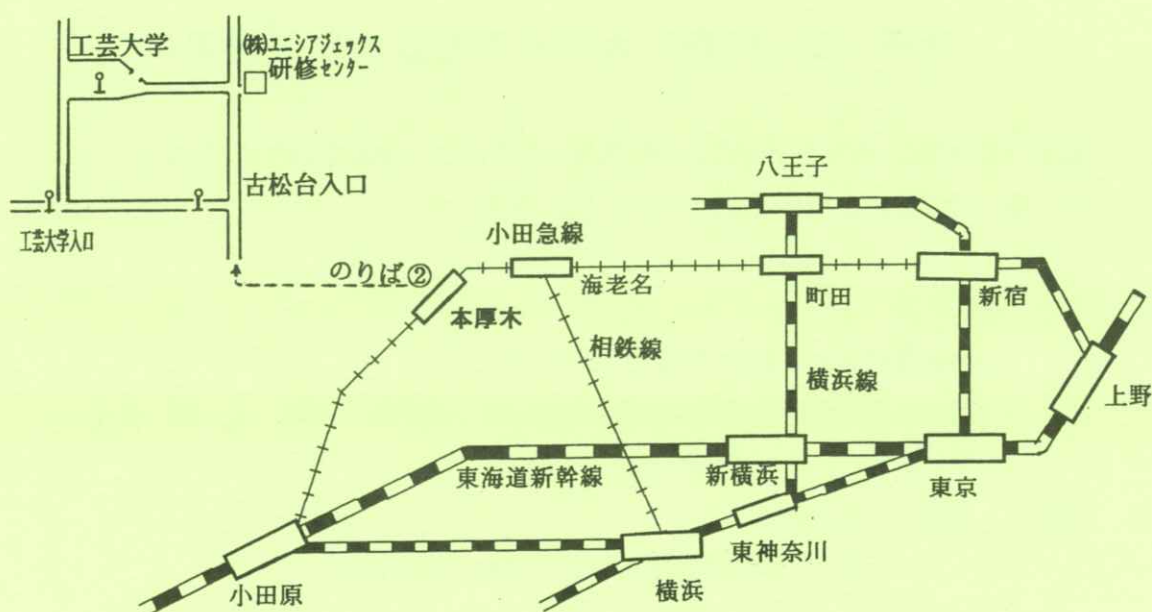
本厚木→工芸大学 バス発車時刻表

神奈川中央交通バス

(金曜午後)

(土曜午前)

「工芸大学行」に乗車	13 05 30 55	7 30 50
終点「工芸大学」で下車	14 15 30 40 45	8 10 23 以後頻発
手前の「工芸大学入口」	15 00 13 40	9 03 10 25 35 45
ではありません	16 10 20以後頻発	10 00 05 10 20 27 35



宿泊施設のご案内

㈱ユニシアジェックスのご厚意で、大学に近い同社研修センターを予約してあります。
JR沿線から研究会場への足が必ずしも便利でありませぬのでなるべくご利用下さい。
ビジネスホテル並み（以上？）の個室です。タオル寝間着不要、洗面具ご持参下さい。

施設：株式会社ユニシアジェックス 研修センター

厚木市飯山 2058-1, ☎ 0462-42-6633

宿泊：6月6日～7日 1泊

費用：2食付 8,000 円位、当日徴収

宿泊希望申込み：担当幹事まで至急ご連絡ください。5月10日まで

担当幹事：東京工芸大学 津田教授 ☎0462-42-9508（直通）

FAX： 0462-42-3000 （津田研究室とお書き下さい）

場所：研究会出席の方は終了後ご案内します。工芸大学より徒歩6分。

直行の方は地図ご参照下さい。工芸大学行バスで「古松台入口」下車。歩5分。

秋季（第119回）大会の予定および演題伺い

秋季（第119回）大会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 1997年10月3日（金）～4日（土）午前

3日（金）午後

特別講演および見学 “IVR CTについて”

浜松医科大学医学部附属病院 放射線部 助教授 高橋 元一郎 先生

〒431-31 浜松市半田町3 6 0 0 番地

懇親会 会場：浜松名鉄ホテル

〒430 浜松市板屋町1 1 0 番地（浜松駅前）

4日（土）午前

研究発表 会場：アクトシティ浜松研修交流センター

〒430 浜松市板屋町1 0 8 番地の1（浜松駅前）

懇親会・宿泊申込 懇親会 約8,000円

宿泊 9,800円（シングル、税金・サービス料込み、朝食付き）、朝食無しは8,500円

浜松大学 経営情報学部 小島 克之

〒431-21 浜松市都田町1 2 3 0 番地

Tel. (053)428-6735 Fax (053)428-2900

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

できるだけ9月18日（木）までに、郵便、ファクスまたは e-mail でお願いします。

演題締切 1997年8月10日

申込先 明海大学 歯学部 歯科放射線学講座 内

医用画像情報学会

〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1

Tel. (0492)85-5511 Fax (0492)87-6657

（郵便またはファクスでお願いします。）

医用画像情報学会賞、金森奨励賞の創設の御案内

この度平成9年2月1日第117回理事会において表彰規程の一部改正を行い、医用画像情報学会賞（学会賞）と、金森奨励賞（奨励賞）を創設致しました。

医用画像情報学会賞は、これまでの特別功績賞の名称変更にあたるもので、条文では次のように記載されています。

「第2条 医用画像情報学会賞（学会賞という）は、本学会役員として多年にわたり活躍し、かつ医用画像情報学に優れた業績を有する等、本学会の発展に際し特にその功績が顕著であった者にこの賞を贈呈する」

この学会賞は、2月1日表彰規程の改正と同時に施行することになりました。

金森奨励賞は、金森会長からの寄付金を基金に創設されたもので、若い研究者の育成を目的としたものです。条文では次のように記載されています。

「第4条 金森奨励賞（奨励賞という）は、金森仁志氏の永年にわたる本学会の発展的運営にたいする功績を記念して設けたものであり、将来有能な研究者を育成するためのものである。

2. 奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文のうち第1著者が表彰の年の3月31日現在満38歳以下の者とする。

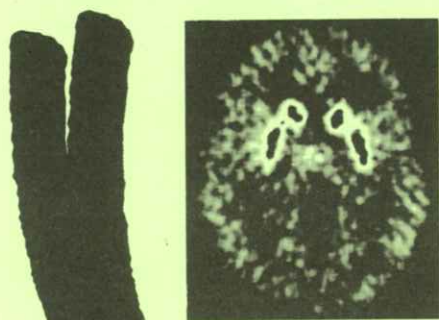
3. 奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とし、これらのうちから優秀なものを選定して、これに贈呈する。

4. 論文が共著の場合は、満38歳以下の著者全員が受賞する」

本奨励賞は、医用情報学会雑誌の第14巻1－3号に掲載され論文から適用することとなりました。

（詳しくは会報の表彰規程を参照下さい）

Photon is our business
HAMAMATSU



脳のポジトロン断層像

心の扉が開き始めた。

精神活動の多くをつかさどるといわれる脳機能の解明が
光技術の発達とともに進んできました。

心とは何か

この疑問が解き明かされる日が来ることを

私達は確信しています。

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
中央研究所 〒434 浜北市平口5000 ☎(053)584-0200
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

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 千代田生命華堂ビル
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

次の発展のために

本学会は、X線像（フィルム2次元像）の画質解析や評価から始まった。現在医用画像は2次元像から3次元像の利用に進み、核医学像、X線CT像、MRI像、超音波像、内視鏡像、病理像など極めて広い。画質の物理的評価の基本は共通である。しかし線源、ソフト、処理、表示など重点の場が多少異なっている。

現在、医用画像のデジタル化が急速に進み、病院内の医用画像のPACS、RIS、HISを含んだ情報システムが広がりつつある。病院間のネットワーク化、インターネットの利用も進んでいる。医用画像のソフト関係に沢山の学会があり、システム化には画像のDICOMを取込まざるを得なくなっている。新しいソフトを取入れた装置も次々と利用されている。

医師の診断、治療に占める医用画像は極めて大きく、診断には画像を含めたトータル診断が行われ、画像診断は組合せ画像が利用されている。臨床診断や臨床評価、特に後者は主観的になり易く、画像診断には医師は使用機器の性能を熟知していなければならない。しかし現場の使用機器の性能には大差がある。画像の規格化が行われているが、臨床の場における装置の検証化は行われていない。

学会発表や論文には個々の解析やソフト化の発表が多いが、個と全体システムの関係、相関についての研究は極めて難しいが、そのことを常に考えておいてほしい。そして本学会の臨床の場における利用発展を期待している。

竹 中 榮 一

北米放射線学会RSNA 1996に参加して

岐阜大学工学部応用情報学科 藤田 広志

Report of 82nd Scientific Assembly and Annual Meeting of the RSNA

Hiroshi FUJITA

Department of Information Science

Faculty of Engineering, Gifu University

Yanagido, Gifu 501-11, Japan

RSNA 1996 (11/30-12/6) は今回も約6万人の参加者があり、大変に盛況であった。しかし、もはやマンモス化し過ぎて、弊害が目立つようになってきたと思われる。特に宿泊施設はひどい状態で、シカゴ市内のホテルは、7月の時点ですでにほとんどが“満室”である。「郊外か空港周辺しか確保できない」と言う状況で、われわれは今回は初めて空港周辺に宿泊することになってしまった。毎朝7時にホテルを出発し、電車での“通勤”となった（少しではあるが駅までの徒歩区間があり、-5度Cぐらいの雪の中を歩くのは実に辛かった!）。おかげで、夜はダウントウンから早々に引き上げ、これまでにない健康的なRSNAの1週間であった! 2001年からは、開催場所がマイアミに移されとの情報であり、またこちら楽しみである。

本稿では、われわれの研究室の最近の主要テーマである「コンピュータ診断支援(Computer-aided Diagnosis)システム」(CADシステム)に焦点を絞って、筆者が興味をもったことを中心に、以下に簡単に報告する。なお、本稿の主

要部分は、INNERVISION誌(1997年3月号)への投稿原稿の内容に基づいていることを、まずお断りしておく。また、下記の演題番号は、Radiology誌, Vol.201(P), 1996のプログラム集に対応しており、興味ある方はこのプログラム中の抄録を参照していただきたい。

さて、CADシステムの開発に関連した研究発表は、一言で言えば、総じてインパクトとしては前年並みであったと言えるだろう。2~3年前のように大きなCADインパクトがあったとは言えない。CADの概念や意義はある程度定着し、少し落ちついてきたような印象である。ということは、今はしっかりと続行中の研究を積み上げる時期のようである。発表の多くは、これまでとほぼ同じCAD研究グループによるものが多く、継続的な研究成果の報告が中心であった。もちろん、質と量ともにその最高峰は、何と言ってもシカゴ大のグループである。

口述発表(Scientific Paper)では、CADに係した2日のビック・ディがあった。まず火曜日(12/3)は、一つのセッションがすべてマンモグ

ラフィCADに関するもので(演題693-702), 4演題がシカゴ大(Doi教授, 他)から, 3演題がミシガン大(Chan教授, 他)からであった。それらの内容は, 2年間の臨床試験の報告1件, 微小石灰化検出の関係3件, 腫瘤陰影の検出・分類の関係4件, 石灰検出と画像圧縮法の関係1件, 3D画像利用の石灰検出(分類)の関係1件である。次は, 木曜日(12/5)で, ここは実に困った日で, 興味あるセッションが同じ時間帯に三つも平行していた。一つ目は, 私が出席したセッションで, 前半のデジタル・マンモグラフィ(演題1297-1301)と後半のマンモCAD(演題1302-1306)に関するものである。これらの報告によると, 乳房全体を一度に撮影できるデジタル撮像装置(50ミクロン・ピクセル)が, 臨床で使われる日も近いようであり, 次回RSNAにおけるその後の進展が楽しみである。二つ目は, 医療物理一般と名の付いたセッションで, 三つの胸部CAD(演題1399-1401)と三つの骨梁解析(演題1403, 1405, 1406)が含まれていた。胸部CADは当方の大学院生の関が報告したもので, 最近話題の遺伝的アルゴリズム(GA)を利用して胸部ノジュールを検出するものである。三つ目は, 胸部のデジタル・ラジオグラフィ(DR)というセッションで(演題1467-1476), 新しいDRの一つであるセレン方式の演題などが含まれている。これらの他にも, 少数ではあるがCAD関係の演題が混じっているセッションがあったが, 残念ながらとてもすべてを聴講できるものではない。

学術展示(Scientific Exhibits)におけるCAD研究も, 見どころはやはりシカゴ大学のグルー

プの二つの展示であった。一つは, 土井教授が筆頭者の“恒例になった”大規模なCAD展示であり, 図1に示すように, 大型のシャーカステンを中心に右側がマンモグラフィCADで, 左側が胸部CADであり, まさしく臨床試験を考慮した本格的なCADシステムである。図2に示すように, デジタル化された一患者4枚のマンモグラムがディスプレイに表示され, タッチパネルによる入力形態になっており, 連動したシャーカステン(各画像も遮光マスクもこのコンピュータと連動する優れたもの)の原画像を観察しながら, 医師が読影結果を入力し, CADの結果を参考に修正もできるようになっている。コントラストと輝度



図1

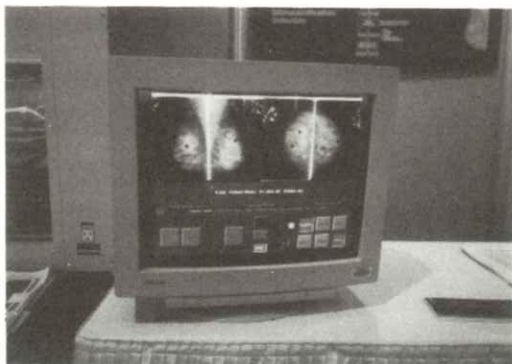


図2

レベル調整の簡単な画像処理機能も付いている。このタッチパネル方式は、実はわれわれも計画していたものであり、先を越された！と残念に思った次第である。なお、図1に写っている赤いリボンが示しているように、「Cum Laude」を受賞されている。他の一つは、マクマーン教授が筆頭研究者の展示であり（図3）、胸部ノジュールのCRTディスプレイによる検出実験をCADの有無で比較し、その結果がROC曲線として実験直後に出力されるものである。私も実験に参加したが（約20分）、慎重に考慮された50症例によるCAD実験の結果、確かにCADによって診断性能が向上した。私がCADを用いたときの結果は、放射線科の胸部専門医がCADを使用しなかったときの検出能とほぼ同等であった。このように、CADの有用性を実体験でき、さらにその結果が1枚の用紙にROC曲線として定量的に出力され、これは実に最高のCADデモである。RSNA中に参加した放射線科医の実験結果を中心に、論文としてまとめる予定であると土井教授は言われていた。これは、まさに一石二鳥のデモである！なお、シカゴ大の最近のCADの検出性能は、配



図3

布資料によると、胸部ノジュール検出については、「TP（真陽性率）は75%で画像1枚当たりのFP（偽陽性候補）数は1個、マンモグラフィCADの微小石灰化クラスタ検出と腫瘤陰影検出については、それぞれTPは85%と90%でFP数は画像1枚当たり0.5個と1.5個である。

われわれのCAD発表も学術展示に2件あり、1件はマンモグラフィCADで（藤田，他），もう1件は胸部X線像（単純X線写真，CT画像）における遺伝子アルゴリズムを適応したCAD関係（胸部ノジュール検出とリンパ節検出）である（原，他），マンモグラフィCADについては、当初インフォ・ラドに応募したものであるが、内容がより学術性があるとの理由で、今回から新しく登場した学術展示における「コンピュータ展示」コーナーに採用された。このコンピュータ展示は、インフォ・ラドと学術展示の境界に配置され（図4と5にその様子の一光景を示す）、コンピュータ以外には、コンピュータ操作の指示表示と配布資料以外のディスプレイは禁止されており（ポスターもちろんダメ）、インフォ・ラド展示よりも制約が厳しい。われわれは今回CADデモ用のワークステーションと専用ディスプレイを空輸したため、その諸手続は結構面倒であった。そのため、設営のために会場に着いて、木箱2個に収められた装置一式が無事届いているのを見て、まず感激したものである（図6）。その直後に木箱をオープンするのにカーペンターを雇ったが（道具を持参しなかった）、釘を抜くたった5分ぐらいの作業で50ドル（土曜日のため割高、計算が半時間単位）も取られたのには驚いた。また、

CADの概要説明用に、マックを借りた（こちらは、RSNAからの援助の800ドルでかなり賄える）。われわれのデモの様子を、図7に示す。来客のなかには、共同研究の申込みがあった。また、



図4

臨床に使われているのかとの質問が多くあり、今年中には、本格的な臨床テストができるべく努力が必要である。なお、日本からはマンモグラフィCADの学術展示における発表がもう1件あり、国立がんセンター東病院の縄野らによるもので（ソフトの開発は東京農工大の小畑教授らによる）、約300症例のフジのFCR画像を用いたものであり、良好なCAD結果が得られたと報告している。

インフォ・ラド展示(InfoRAD Exhibits)には、企業からの発表も含めて多くのCAD関係の演題があった。今回もComputer-assisted Diagnosisのセッションがあり（図8）、非常に



図6



図5



図7

広い意味でのCAD関係の演題群が集められており、ここはデジタル・マンモグラフィ関係ばかりであった。新しいマンモ専用のデジタルラジオグラフィ装置の開発に関するものも、このコーナーにある。シカゴ大のマンモグラフィCADのデモも1件、ここにも含まれていた。また、他のセッションにも少しずつではあるがCAD関係が見られた。企業関係のもので(Lockheed Martin Astronautics 社)、軍の仕事に使っていた技術を応用したものとして、オプティックスを利用した高速画像処理とニューラルネットワーク技術を使っており(図9)、今回は微小石灰化の検出のみで、次回のRSNAでは腫瘍検出も発表するとのことであった。また、日本からの発表では、胸部CT(ヘリカル)のCADが2件あった(国立がんセンターの柿沼ら(図10)、および札幌厚生病院の森ら)。

機器展示(Technical Exhibits)では、やはり話題のR2テクノロジー社の胸部X線写真とマンモグラフィのCADが今年もさらに大きなブースにあったが(図11)、それほど進展している様子はなく、やはり現在はいくつかの施設の協力で

じっくりと臨床的なテストしているようである、との印象を受けた。また、キャノン社からは、「X線デジタル・カメラ」との名称で新しいデジタル撮像システムが発表されており、詳細は不明であるが口コミで多くの来客があったよう

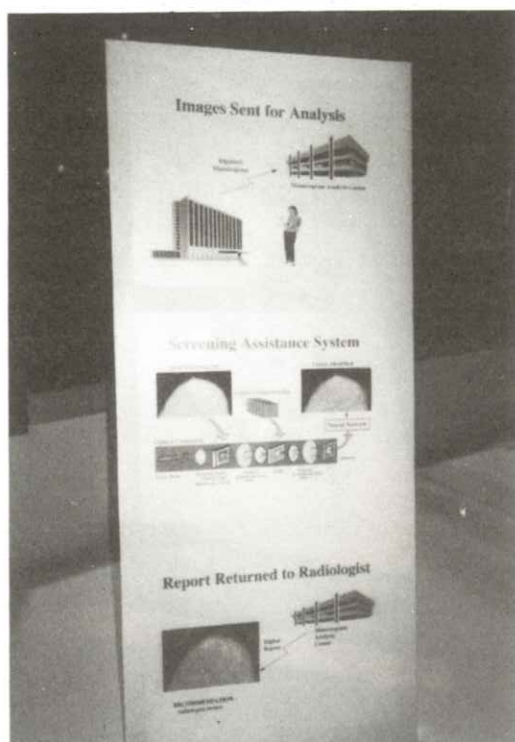


図9



図8



図10

で、近々の詳細の発表が楽しみである（図12のブースの内側に展示されている）。

その他として、今回も嬉しかった点は、新しいマンモ専用のデジタルラジオグラフィ装置の口述発表のセッションで、複数の演題でわれわれが



図11

開発したデジタル系に固有なプリサンプリングMTFが用いられており、「Fujitaらによって開発されたプリサンプリングMTFの測定法を用いた」と演者が説明していた点である。良い論文を英語で出すことの重要性を、実感をもって再確認した次第である。

RSNA 97に向けてすでに始動しているが、すでにダウタウン内のホテルは個人ペースでは簡単には取れない現状である。とにかく1件押さえはしたが……。次回はRSNAの翌週に、バハマで画像処理を含む「知的情報システム」関係の国際会議があり、こちらへの参加も含めて楽しみが倍増である。もう12月が待ち遠しい。



図12

光CTへのアプローチ — 低コヒーレンス光干渉法を中心として —

春名 正光*, 近江 雅人*, 白石 偉久**^註, 田尻 秀幸**

*大阪大学医学部保健学科 医用工学講座

〒565 吹田市山田丘 1 - 7

**大阪大学大学院工学研究科電子工学専攻

〒565 吹田市山田丘 2 - 1

(1997年2月1日, 最終1997年2月15日受理)

An Approach to Optical CT using the Low Coherence Interferometry

Masamitsu HARUNA*, Masato OHMI*, Takehisa SHIRAISHI**,
and Hideyuki TAJIRI**

*Department of Medical Engineering Laboratory, School of Allied Health Science,

Faculty of Medicine, Osaka University

1 - 7, Yamada - Oka, Suita, Osaka 565, Japan

**Course of Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Osaka University

2 - 1, Yamada - Oka, Suita, Osaka 565, Japan

(Received February 1, 1997, in final form, February 15, 1997)

Recently, remarkable attention is focused on the low coherence interferometry in order to realize visualization of thin sections of biological tissue. In our experiment, a specific low coherence interferometer was developed to evaluate quantitatively the spatial resolution of the detected image of a fine test pattern. It was then found that the resolution was nearly $10\mu\text{m}$ along the depth and $<10\mu\text{m}$ in the cross section. Moreover, in actual optical CT, it is necessary to determine as precisely the dimensions of a biological tissue as possible. To do this, the refractive index n and thickness t of the biological tissue should be measured simultaneously. We proposed and developed a new technique for simultaneous measurement of n and t based

on the low coherence interferometry. The detail will be described in this paper. Recent activities of there methods for optical CT are also presented.

keywords : optical CT, low coherence interferometry, biomedical optics

■白石偉久 : 現 三洋電機(株) (T.Shiraishi is now with Sanyo Electric Co.,Ltd.)

1. まえがき

光CTはより無侵襲な生体断層像検出の有力な手段であり、生体組織の分光吸収特性を画像化できることが特徴である。この光CTを実現するためのキーポイントは、生体内における大きな光散乱の影響をいかに回避して、吸収情報のみをもつ透過光(散乱の影響を全く受けない直進光,あるいは散乱の影響が少ない準直進光)を検出するかである。

さて、透過散乱光の中から直進光/準直進光を選択検出する手法として、(1)ピコ秒・フェムト秒超短光パルスを用いた透過光の時間ゲート測定¹⁾、(2)光干渉法²⁾、(3)偏光検出法³⁾がある。まず、超短光パルス時間ゲート測定法は、散乱による一定の遅延時間をもつ透過光のみを検出する有力な方法ではあるが、微弱なフォトンエネルギーそのものを検出する点では従来の透過X線撮影と大差はない。また、実用上、大規模なレーザおよび検出系を要することも不利である。これに対して、直進/準直進光は入射光の波面および偏光を保持しているので、透過光と入射光を干渉することによって直進/準直進光を選択検出できる。さらに、偏光検出法では、検光子を介して、入射光の偏光を保持する透過光のみを検出する。これらの光干渉・偏光検出法は、共に光学系が簡便で、しかも半導体レーザを利用できることが利点である。

上記のいずれの手法においても、CT像を得るには、測定対象物を回転してあらゆる方向から直進/準直進光を検出して投影データを収集、これからフーリエ変換・逆投影法で画像再構成する。これは既存のX線CTと類似の手法であり、X線よりもはるかに大きな散乱を受けるレーザ光を用いて鮮明な断層像を得るのは難しい。

これまではX線CTのアナロジーで、生体中の透過光検出からCT像を構築する方法について検討されてきた。これに対して、低コヒーレンス光干渉を利用すれば⁴⁾、生体内で光が反射される位置を特定でき、かつその反射直進光強度を測定できるので、いかなる画像再構成も必要とせずに、生体内の断層像検出が行える。これは超音波診断との関連で光エコー法と呼ぶこともある。最近、光CTを含む生体計測においてこの低コヒーレンス干渉法が注目されており、網膜下組織の検出・可視化^{5, 6)}や眼径測定^{7, 8)}、血管壁⁹⁾の診断等が試みられている。しかし、実際の生体診断に適用する上で、基礎となる散乱媒質における本手法の検出分解能の定量的評価が未だ十分に行われていない。

また、対象とする生体組織の屈折率を n 、厚さを t とすると、この組織からの反射/透過光の位相は $n \times t$ で決まる。すなわち、光CTにおいて正確な幾何学的構造を得るには、生体組織の n と

t の同時測定が必要となる。

我々は、上記の低コヒーレンス光干渉による光CTの検出分解能^{10, 11)}、および生体組織の屈折率と厚さ同時測定¹²⁻¹⁴⁾に関して実験を進めており、種々の新たな知見を得ている。本稿では、これらの最近の研究成果について述べる。

2. 生体内構造検出の分解能評価

2.1 低コヒーレンス干渉光学系

干渉光学系の構成をFig. 1に示す。光源には発振中心波長834nmで発振スペクトラムの半値全幅(FWHM) 16nm, 出力3mWのSLDを使用した。この干渉計では、参照光ミラーをピエゾトランスデューサ(PZT)上に付着し500Hzで参照光を位相変調した。さらに、参照光ミラー、測定サンプルおよび集光レンズを1 μm /ステップの微動ステージ上に搭載し、ステージの動

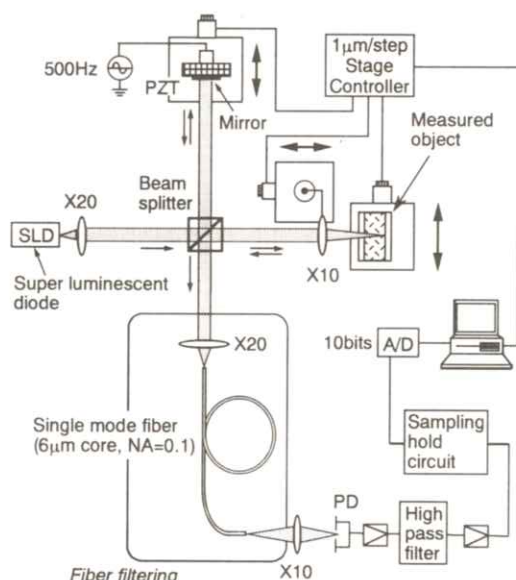


Fig. 1 Measurement system for the low coherence interferometry.

きに連動して、干渉光をフォトダイオード(PD)でヘテロダイン検波した。また、PD出力をフィルタ、アンプを介してサンプルホールド回路に導き、干渉光強度を10ビットデジタル信号としてPCに取り組んだ。後述のパターン検出に先立って、サンプルとして約1mm厚のスライドガラスを用いて、光源の可干渉距離 $\Delta \ell_c$ を測定した。Fig. 2に示すように、平行光照射によるガラス前面または後面からの反射光検出から、 $\Delta \ell_c = 12 \mu\text{m}$ を得た。これは $\sim 12 \mu\text{m}/n$ (n は生体の屈折率)の分解能で光伝搬軸方向の断層パターンが検出できることを示唆している。

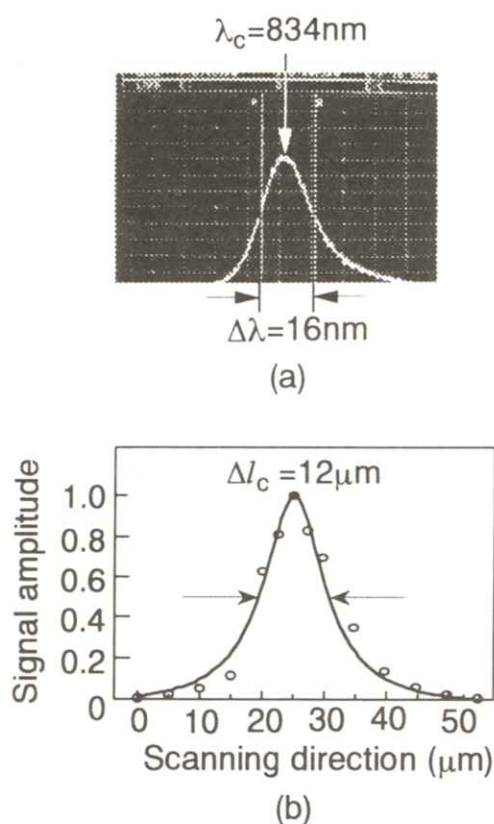


Fig. 2 (a) oscillation spectrum and (b) coherence length of the super luminescent diode (SLD).

2.2 粉乳懸濁液中における微細パターン検出

Fig. 3 に示すように、実験にはテストパターンとして、幅10, 20, 30 μm のアルミ膜ストライプを設けたカバーガラスを用いた。これを可干渉距離 Δl_c とほぼ同じ間隔(11 μm)で貼り合わせたものを粉乳懸濁液に浸し、SLD光を $\times 20$ 対物レンズで集光・照射した。このときの集光ビームスポット径は7 μm である。Fig. 4 (a)に液深 $d=2.73\text{mm}$ の粉乳懸濁液の濃度に対する干渉信号強度の変化を示す。信号強度は濃度18 g/ℓ に至るまで直線的に減少し、この濃度範囲では散乱の影響を受けない直進光(ballistic)成分を選択検出できる。一方、濃度が20 g/ℓ を越えると、懸濁液中で散乱を受けた光の中で見掛け上直進光として検出される成分が生ずるので、濃度に対す

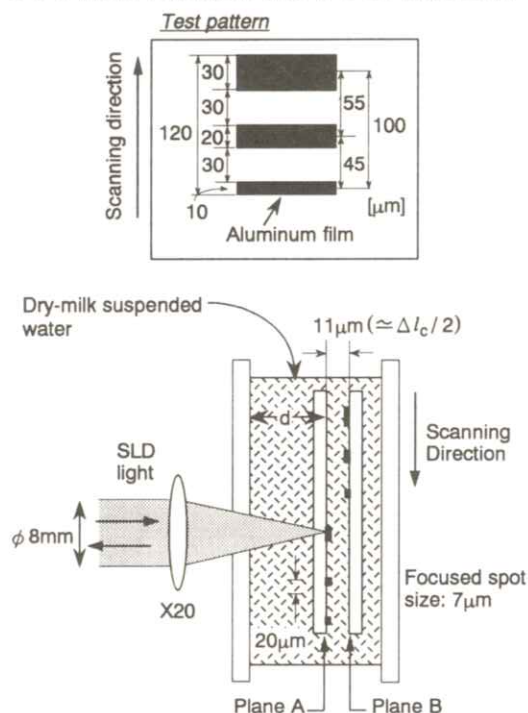
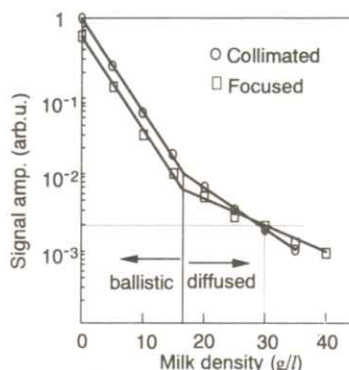
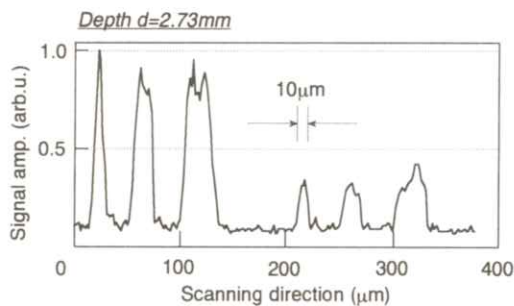


Fig. 3 Test pattern immersed in dry - milk suspended water.

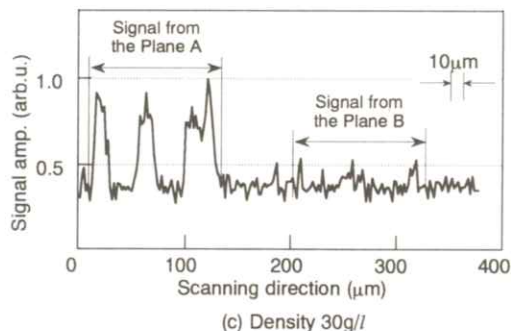
る信号強度の減少率は小さくなる。この濃度範囲で検出される光を拡散(diffused)光と呼ぶ。ballisticおよびdiffused領域におけるパターン検出結果をFig. 4 (b), (c)に示す。濃度10 g/ℓ では、検出分解能は5 μm 程度であり、前面と後面



(a) Detected signal amplitude vs the milk density



(b) Density 10 g/ℓ



(c) Density 30 g/ℓ

Fig. 4 Detected signal and pattern : (a) signal amplitude vs the milk density. Detected patterns where the density is (b) 10 g/ℓ and (c) 30 g/ℓ .

のパターンをS/N比 ~ 5 dBで識別できる。一方、濃度 30g/l では、散乱の影響を受けてノイズは大きくなるが、鮮明にアルミ膜ストライプの位置を識別できる。このように、粉乳懸濁液は粒径 $1\text{ }\mu\text{m}$ 以下の均一な散乱媒質であるので、等方散乱が支配的であり、濃度の増加によって極端に検出分解能が劣化することはない。換言すれば、P/Dの検出感度の範囲内で鮮明なパターン検出が可能である。

2.3 鶏肉を介してのパターン検出

引き続き、Fig. 5 (a)に示すように、鶏肉（ささみ肉）の薄片を介してパターン検出を試みた。鶏肉の厚さがわずかに $d=1.38\text{mm}$ で、干渉信号強度が濃度 30g/l の粉乳懸濁液の場合よりも約9 dB高いにもかかわらず、微細パターン形状は全く識別できない（Fig. 5 (b)）。これは鶏肉内における不均一な光散乱とSLD光自身の波面の乱れによるものである。具体的には、例えば鶏肉内の不均一な屈折率分布によって、実際のパターン面上における直進光の焦点以外に、この近傍の異

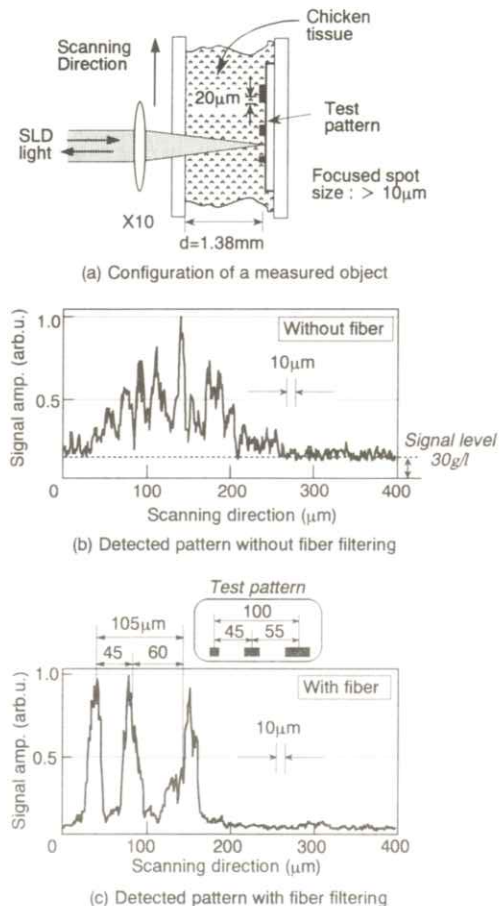


Fig. 5 Detection of the test pattern through chicken tissue : (a) Configuration of a measured object ; Detected patterns (b) without and (c) with fiber filtering.

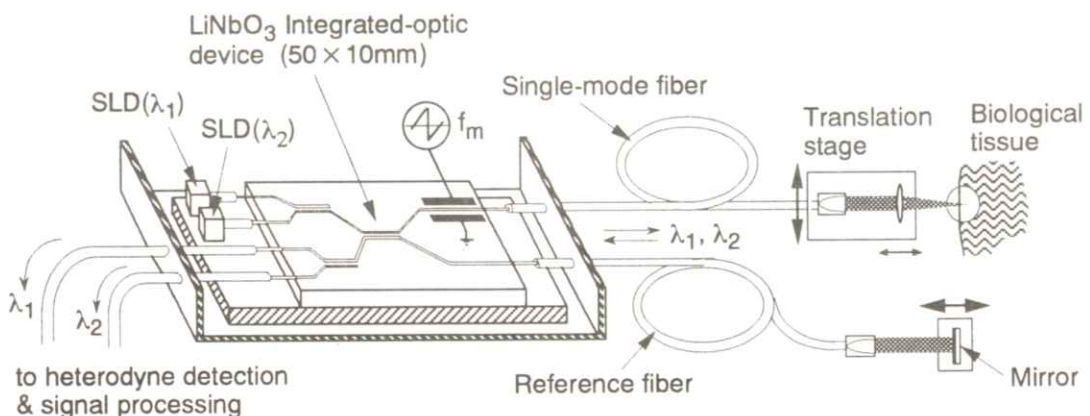


Fig. 6 Conceptual view of an integrated - optic device for the low coherence interferometry.

なる位置で焦点を結ぶいくつかの散乱光が発生する。このように、直進光に加えて、スポット径および集光位置の異なるいくつかの散乱光でパターンを照射することになるので、検出パターンに大きな乱れが生じることになる。それ故、これら不要の散乱光を除去して、直進光のみを抽出する必要がある。一般に集光レンズを介して戻る不要の散乱反射光はもはや平面波ではないので、PDの直前にコア径 $6\ \mu\text{m}$ で長さ $\geq 2\ \text{m}$ の単一モードファイバを置いて空間フィルタリングすることによって、直進光のみを選択検出できる (Fig. 1 を参照せよ)。実験結果を Fig. 5 (c) に示す。アルミ膜ストライプの位置検出精度は $< 5\ \mu\text{m}$ であり、期待どおりのフィルタリング効果を得ることができた。

以上の結果は、SLD低コヒーレンス干渉光学系を光導波路／ファイバで集積化することが極めて有効であることを示唆するものである。我々は目下、Fig. 6 に示すような光集積デバイス¹⁵⁾の実現を検討している。

3. 生体組織の屈折率と厚さ同時測定

3.1 測定原理と測定システムの構成

既に指摘したとおり、いかなる方法で直進光／準直進光 (拡散光) を選択検出する場合においても、検出光の位相は屈折率と厚さの積 ($n \times t$) で決まる。したがって、 n と t を分離測定しない限り、検出光から生体内の幾何学的構造 (サイズ) を正確に測定することはできない。前章で述べたとおり、我々は低コヒーレンス光干渉による

光CTを興味の対象としているので、生体組織の n 、 t 同時測定もまた同じ干渉光学系を使用せざるをえない。

我々が独自に考案した n 、 t 同時測定システムの構成を Fig. 7 に示す。光源はやはりSLDであり、参考光ミラー付PZT、測定サンプルおよび集光レンズを $1\ \mu\text{m}$ / ステップの微動ステージ上に搭載する。この光学系において、サンプルの前面と後面に焦点合わせするのに要する微動ステージ2の移動距離 z 、およびこれに対応する干渉計の光路長差 ΔL を測定する。これら二つの実測量とサンプルの屈折率 n および厚さ t との関係は、集光レンズの開口数 NA を ζ ($=\sin \theta$) として、

$$n^2 = \frac{1}{2} \left\{ \zeta^2 + \sqrt{\zeta^2 + 4(1 - \zeta^2)(1 + \frac{\Delta L}{z})^2} \right\} \quad (1)$$

$$t = \frac{\Delta L + z}{n} \quad (2)$$

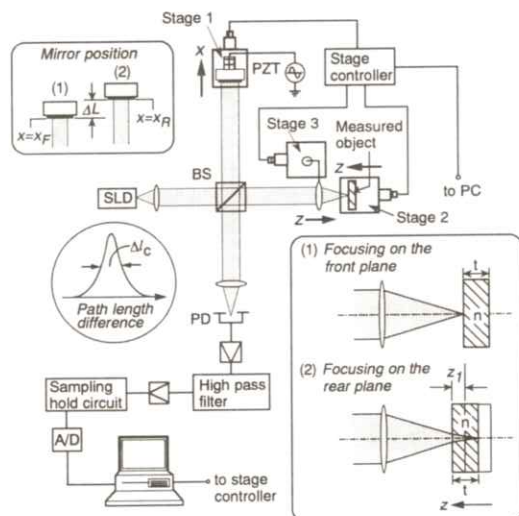


Fig. 7 System configuration of simultaneous measurement of refractive index n and thickness t .

となる。ζが既知であるので、二つの実測量 ΔL と z をもとに、上式から所望の n と t を算出できる。

n と t の測定精度は使用する微動ステージの精度に依存し、 $1\text{ }\mu\text{m}$ /ステップのステージを用いた場合には、 $t \geq 1\text{ mm}$ で測定精度は0.1%以下である。さらに、生体組織の*in vitro*な n 、 t 同時測定においてはサンプルを走査して ΔL と z を実測し（測定サンプル走査法）、また*in vivo*測定では集光レンズを走査する（レンズ走査法）のが適している。

3.2 生体組織の*in vitro*測定

本測定法の有効性を確かめるために、まず、 $n = 1.5 \sim 2.2$ の透明光学材料（熔融石英、サファイア板、 LiTO_3 板等）の n 、 t 同時測定を行った。実験では、ビーム径6 mmのSLD平行光を $\times 20$ 対物レンズ（NAは $\zeta = 0.273$ ）で集光し、測定サンプル走査法で測定した。その結果、厚さ $\sim 1\text{ mm}$ のサンプルに対して n 、 t の測定精度 $\leq 0.3\%$ を確認し、本測定法の有効性を実証した¹²⁾。次に、Fig. 8に示すように、鶏肉をガラス板の間に挟み込み、同様にSLD光を $\times 20$ 対物レンズで集光して測定した。得られた信号パターンを同図に示す。サンプル前面と後面における信号パターン群の中から、各々最大ピークをもつパターンを抽出し、 $\Delta L = 420\text{ }\mu\text{m}$ 、 $z = 375\text{ }\mu\text{m}$ を得た。これらの実測量から、式(1)、(2)を用いて $n = 1.441$ 、 $t = 551\text{ }\mu\text{m}$ を得た¹⁴⁾。しかしながら、このような*in vitro*測定においては、鶏肉の経時変化による屈折率の変動が大きい。

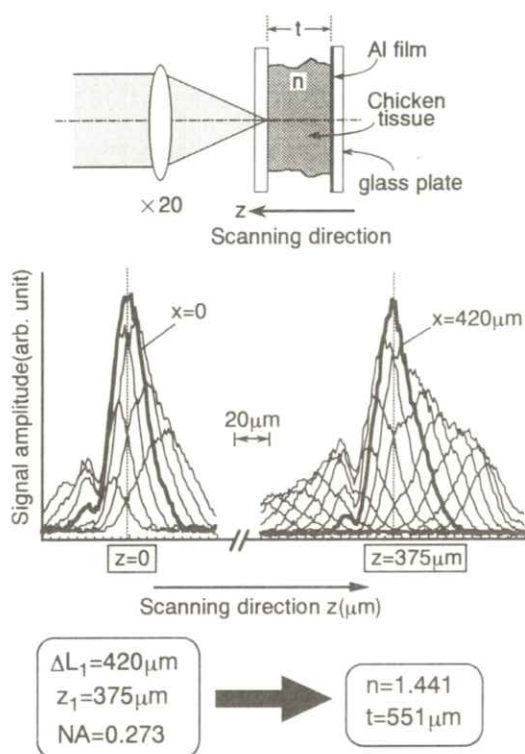


Fig. 8 Measurement result of n and t of chicken tissue.

また、本測定法は層状構造の生体組織にも適用でき、各層の n および t を測定できる。一例として、2層構造のカニの殻の測定を試みている¹⁴⁾。

4. ま と め

以上、低コヒーレンス光干渉法をベースとする光CTの基礎実験結果について述べた。本手法は時間および空間コヒーレンス、干渉、偏光等の光の波動性を活かした生体断層像検出法であり、現状の光エレクトロニクス技術を用いて小型・安定な測定システムの実現が期待できる。我々の実験結果をもとに、生体表皮下数mmの範囲内であれば、分解能 $\sim 10\text{ }\mu\text{m}$ での構造検出が可能と考

えられる。さらに、生体内構造の幾何学的サイズを正確に決定するには、各生体組織の屈折率 n と厚さ t の分離測定を必要とする。これに関して、我々は低コヒーレンス光干渉を利用した新たな n , t 同時測定法を提案・実証した。

上記の低コヒーレンス光干渉を用いた微細パターン検出と n , t 同時測定を組み合わせれば、これまで得られなかった高分解能な光 C T にアプローチすることができる。また、本手法を利用した具体的な生体計測としては、網膜下組織の可視化や眼径の精密測定の他に、ファイバカテーテルとの併用による胃壁や血管壁の診断、屈折率の *in vivo* 測定による病変部の特定などが挙げられる。

いずれにしても、レーザ光は既存の X 線、超音波や MRI で利用されるラジオ波とは全く異質な電磁波である。とくに、レーザ光は単色光であり、粒子性よりも波動性に関して特異な性質を数多くもっている。また、生体計測に利用される光波長域は、光通信・メモリに代表される光エレクトロニクスが対象とする近赤外・可視・紫外光領域である。したがって、光の波動性を活かし、かつ光エレクトロニクス技術を駆使すれば、さらに興味ある生体光計測技術の展開が期待できる。この観点から、本稿で述べた低コヒーレンス光干渉の光 C T への応用は、新たな生体光計測の幕明けであると考えられる。

謝 辞

日頃ご指導頂く阪大工学部・西原浩教授、有益なご助言を頂く同・伊東一良教授、本研究をご援助頂く科学技術振興事業団および九州松下電器(株)

材料部品研究所の関係者諸氏に感謝します。なお、本研究の一部は文部省科学研究費・基盤研究(A)(2)(課題番号 # 07555018) および基盤研究(B)(2)(課題番号 # 08455039) の援助を受けている。記して謝意を表する。

文 献

- 1) 田村 守 : Opt. Eng. No. **141** 128(1991)
- 2) 戸井田昌宏, 稲場文男 : レーザー研究 **19** 76(1991)
- 3) H. Horinaka, K. Wada, Y. Cho, et al : Opt. Lett. **20** 1501(1995)
- 4) K. Takada, I. Yokohama, K. Chida and J. Noda : Appl. Opt. **26** 1603(1987).
- 5) D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, et al : Science **254** 1178(1991).
- 6) J. A. Izatt, M. R. Hee, G. M. Owen, et al : Opt. Lett. **19** 590(1994)
- 7) A. F. Fercher, K. Mengedocht and W. Werner : Opt. Lett. **13** 186(1988).
- 8) W. Drexler, C. K. Hitzenberger, H. Sattmann, et al : Opt. Eng. **34** 701(1988)
- 9) G. J. Tearney, S. A. Boppart, B. E. Bouma, et al : Opt. Lett. **21**, 543(1996)
- 10) 白石偉久, 近江雅人, 春名正光 : 電子情報通信学会 ME サイバネティクス研究会資料 **MBE95-116** (1995).
- 11) 春名, 近江, 白石, 田尻秀幸 : 平成 8 年秋応用物理学会 講演予稿 8p-B-5.
- 12) 近江, 白石, 田尻, 春名 : 電子情報通信学会 光エレクトロニクス研究会資料

OPE95 - 116 (1995);田尻, 白石, 近江, 春
名 : 同研究会資料**OPE95 - 121** (1996).

- 13) M.Ohmi, T.Shiraishi, H.Tajiri and
M.Haruna : Int'l Conf. Opt. Fiber
Sensors(OFS'96), **We - 3 - 40**, Sapporo,
May 1996.
- 14) 田尻, 白石, 近江, 春名 : 35回日本ME学会
講演36(1996).
- 15) 西原浩, 春名正光, 栖原敏明 : 光集積回路
(改訂増補版) p.401 (オーム社, 1993)

心理物理的解析を用いたX線写真粒状の評価

浅井 義行・尾崎 吉明*・窪田 英明**

松本 政雄**・金森 仁志***

近畿大学医学部附属病院中央放射線部

〒589 大阪府大阪狭山市大野東3 7 7-2

*京都府警察本部科学捜査研究所

*〒603 京都市上京区釜座通下立亮

**大阪大学医学部保健学科

**〒565 吹田市山田丘1-7

***福井工業大学工学部電気工学科

***〒910 福井市学園3-6-1

(1996年10月12日受理、最終1997年2月17日受理)

Evaluation of radiographic mottle using psychophysical analysis

Yoshiyuki ASAI, Yoshiaki OZAKI*, Hideaki KUBOTA**,
Masao MATSUMOTO** and Hitoshi KANAMORI***

Department of Radiology, Kinki University Hospital, Osaka - Sayama, Osaka 589, Japan

*Scientific Investigation Laboratory, Kyoto Prefectural Police

Headquarters, Kamigyo - ku, Kyoto 603, Japan

**School of Allied Health Sciences, Faculty of Medicine, Osaka University,
Yamadaoka, Suita, Osaka 565, Japan

***Department of Electrical Engineering, Fukui University of Technology,
Gakuen, Fukui 910, Japan

(Received October 12, 1996, in final form, February 17, 1997,)

In the previous paper, we proposed a psychophysical RMS granularity σ_r for the evaluation of radiographic mottle [J. Photogr. Sci., **43**, 103 (1995)]. Moreover, we found that the density

dependence of psychophysical Wiener spectrum $W_p(\nu)$ at the frequency near 2.0mm^{-1} has a good correlation with that of σ_p^2 [J. Photogr. Sci., 44, 89(1996)].

In this paper, we supported the validity of σ_p by comparing with the subjective rating result for additional three medical X-ray films having the different characteristics, and we found more accurate equivalent spatial frequency between $W_p(\nu)$ and σ_p^2 . The equivalent frequencies were $2.0 \sim 2.2\text{mm}^{-1}$ on $8000\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ viewer and 1.6mm^{-1} on $1500\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ viewer.

1. 緒 言

Rossmannは、放射線画像の粒状をquantum mottle, structure mottle, film granularityに分類し、それらをあわせてradiographic mottleと呼んだ^{1, 2)}。本論文では、radiographic mottleを、'粒状'という言葉で表す。一般に粒状の物理評価として、RMS粒状度³⁻⁸⁾やウィナーспекトル^{1, 2, 9-13)}を用いている。また、視覚評価¹⁴⁻¹⁷⁾もさかんに行っているが、物理的解析の結果とは一致しない場合が多い。なぜなら、視覚評価はシャウカステンのもろさやフィルム濃度といった、人の視覚の識別能に関するファクターの影響を受けるが、物理的解析は、光源の輝度が一定なマイクロデンシトメーターで測定した濃度だけを使って求めており、視覚の識別能を考慮していないからである。例えば、医療用X線フィルムの物理的粒状(RMS粒状度やウィナーспекトル、等)の濃度依存性は、平均濃度約1.3~1.5で最大となる。しかし、我々はそれらよりもっと低い濃度領域で、よりはっきりと粒状を認識することができる。従って、RMS粒状度やウィナーспекトル等の物理的解析は、増感紙/フィルム系の物理特性を定量化するには適しているが、人が視覚で感じる粒状の程度を表すこと

はできない。

1960年代、金森はフィルムの最小識別濃度差 ΔD_{min} を使って、特性曲線のグラディエントを心理物理的に修正する方法を提案し、当時のX線フィルムについて例を示した^{18, 19)}。1993年、尾崎らは ΔD_{min} の空間周波数特性を測定し²⁰⁾、物理的に測定した粒状のウィナーспекトルを心理物理的に修正する方法を提案した²¹⁾。心理物理的ウィナーспекトル $W_p(\nu)$ は、増感紙/フィルム系の物理特性と人の視覚特性の両方を含んでいる。

我々は、心理物理的ウィナーспекトルを応用して、X線写真粒状を評価するための新しい尺度として心理物理的RMS粒状度 σ_p を提案し、その濃度依存性が、目で粒状を観察した主観評価結果とよく一致することを報告した²²⁾。さらに、 2.0mm^{-1} 付近での $W_p(\nu)$ の濃度依存性は σ_p^2 の濃度依存性と非常に相関が高く、その値を用いれば、X線写真粒状の心理物理的解析を簡便化できることを示した。文献22, 23では3種類の医療用X線フィルム、コニカSRC, SRG, SRHについて検討を行ったが、我々の提案した心理物理的解析の信頼性を向上させるには、さらに多くのX線フィルムについて検討を加える必要がある。

本論文では、あらたに追加した特性の異なる3種類のX線フィルムについて、 σ_p の濃度依存性と主観評価結果の比較を行い、 σ_p の有用性を確かめる。さらに文献23で σ_p^2 との比較に用いた空間周波数よりももっと細かい間隔で $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の比較を行い、より正確な等価空間周波数を求める。

2. ウィナースペクトルの測定

物理的粒状および心理物理的粒状の濃度依存性を求めるために、特性の異なる3種類のX線フィルム〔低コントラストタイプのフジsuper HRL（以下SHRLと表す）、標準タイプのsuper HRS（以下SHRSと表す）、高コントラストタイプのsuper HRA（以下SHRAと表す）〕に対し、平均濃度が各々0.6, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5となるように均一なX線を露光し、現像処理を行い、粒状測定の試料を作成した。組み合わせた増感紙はフジHGMで、X線発生装置は島津SHD-150G、露光に用いた管電圧は80kV（20mmAl付加）である。放射線画像の粒状は2次元空間に広がっているが、等方的であるので、ウィナースペクトルの原点を通る断面 $W(\nu)$ を用いて評価する。ここで ν は空間周波数である。 $W(\nu)$ の求め方を以下に示す。

まず、各々のフィルムをコニカPDM5Bマイクロデンシトメーターを使ってサンプリングし、callier係数で平行光濃度を拡散光濃度に変換したあと、高速フーリエ変換法を用いて $W(\nu)$ を計算した。サンプリング条件は、スリット幅:0.01mm,スリット高さ:1mm,サンプリング間隔:

0.01mm,サンプリングデータ数:275000点である。この時、全データを、各々1024点から成る450のセグメントに分割して計算し、各セグメントの計算結果を平均した後、最小自乗法でスムージングを行い $W(\nu)$ を求めた。Fig. 1に $W(\nu)$ の一例を示す。

3. Selwynの粒状定数

物理的RMS粒状度 σ と2次元ウィナースペクトル $W(u, v)$ の関係は

$$\sigma = \left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W(u, v) du dv \right)^{\frac{1}{2}} \cdots (1)$$

となる²⁴⁾。ただし u, v は各々、 x 方向、 y 方向の空間周波数成分である。ここで、X線写真粒状が等方的であることを考慮して、空間周波数 ν

$$\nu = (u^2 + v^2)^{\frac{1}{2}} \cdots (2)$$

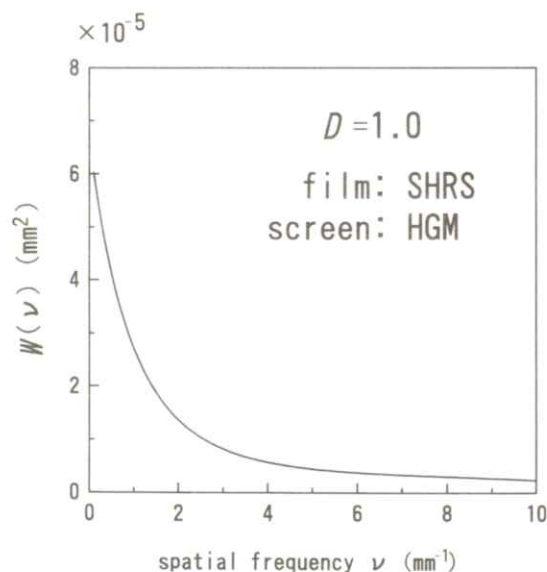


Fig. 1 The physical Wiener spectrum $W(\nu)$ at an average density of 1.0 for Fuji SHRS film combined with a Fuji HGM screen.

を用いると、 σ はウィナースペクトル $W(\nu)$ を使って、

$$\sigma = (2\pi \int_0^\infty \nu W(\nu) d\nu)^{\frac{1}{2}} \quad \dots (3)$$

となる。しかし、 $W(\nu)$ としてFig. 1の例を使うと、Fig. 2に示すように(3)式の方積分関数 $2\pi\nu W(\nu)$ は、我々が測定できる範囲内ではゼロまで減衰しないため、(3)式の積分を行うことができない。他のフィルムでも同様である。また、 σ を直接測定することもできない。そこで我々は、物理的粒状度の指標として、Selwynの粒状定数³⁾

$$S = (2\sigma_A \cdot A)^{\frac{1}{2}} \quad \dots (4)$$

を用いて、濃度依存性を求めた。ここで、 A はマイクロデンシトメーターのアパーチャーの面積、 σ_A は、面積 A のアパーチャーで測定した物理的RMS粒状度である。Selwynの粒状定数の濃度

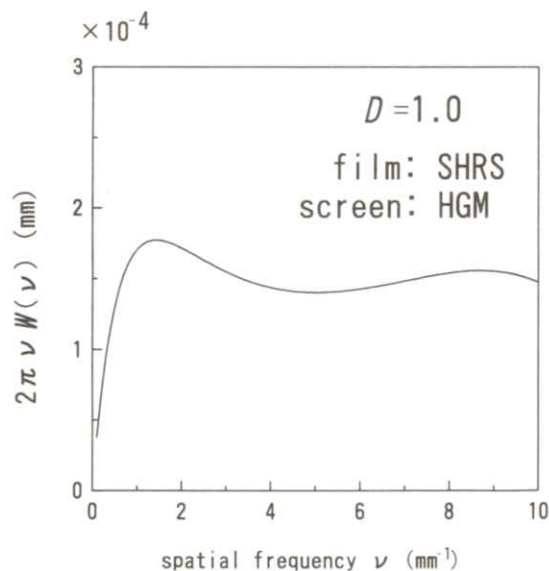


Fig. 2 Integrand $2\pi\nu W(\nu)$ of equation (3) for a HGM/SHRS screen-film system at an average density of 1.0. This curve can not be integrated to obtain the physical RMS granularity.

依存性を求めるのに先だって、Selwynの関係式

³⁾ $S = \text{constant}$ for A が成立するために必要なアパーチャーの面積を調べた結果、約 0.06mm^2 より大きければ、アパーチャー面積に依存せず S が一定になることがわかった。従って、 S を求めるための濃度のサンプリング条件を、スリット幅: 0.12mm , スリット高さ: 0.5mm , サンプリング間隔: 0.1mm , サンプリングデータ数: 10000点とした。分散 σ_A^2 は、各々2000点のデータから成る5つのセグメントの計算結果を平均して求めた。Fig. 3に S の濃度依存性を示す。5.で主観評価結果と比較するために、濃度0.6, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5の位置に○をつけた。

各フィルムとも、平均濃度約1.3~1.5で最大となった。そして、SHRSとSHRLは平均濃度0.6

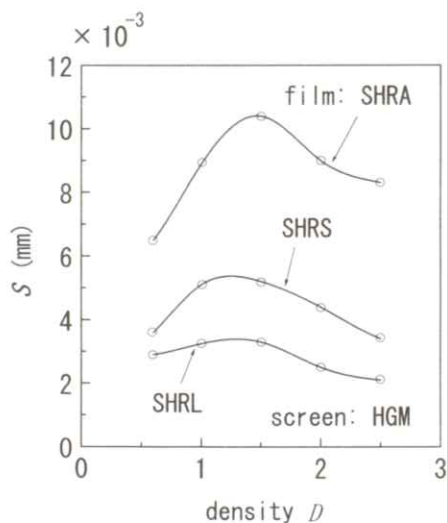


Fig. 3 The density D dependence of the Selwyn granularity coefficient S calculated from equation (4) for the three typical X-ray films studied. Values of S at the densities of 0.6, 1.0, 1.5, 2.0 and 2.5 are marked by circles.

と2.5でほぼ同じ値となり、SHRAは、0.6より2.5の方が高くなった。Table 1 の各フィルムの第1行に、 S の大きい方からの濃度の順番を示す。

4. 心理物理的RMS粒状度

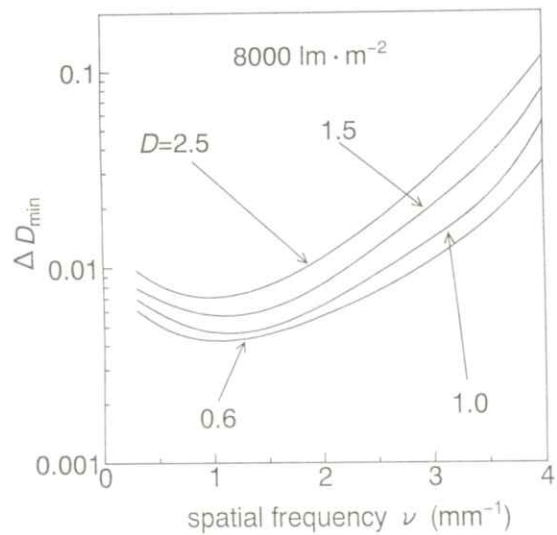
心理物理的RMS粒状度 σ_p の計算方法を示す。まず、心理物理的に修正した粒状のウィナースペクトル $W_p(\nu)$ は

$$W_p(\nu) = 4(\log_{10} e)^2 \frac{W(\nu)}{[\Delta D_{\min}(\nu)]^2} \quad (5)$$

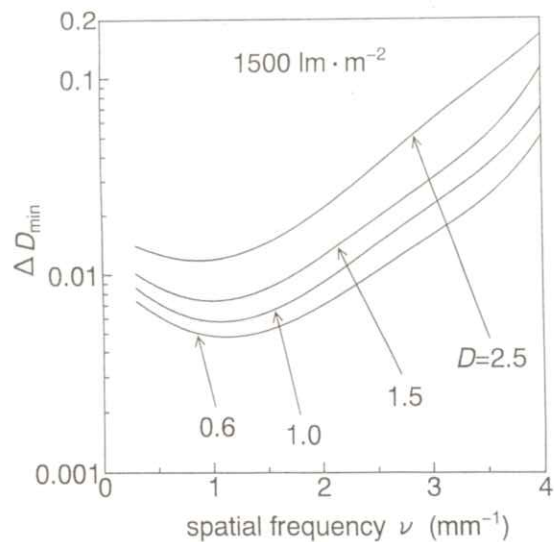
である²¹⁾。ここで、 $\Delta D_{\min}$ は各フィルムの最小識別コントラストである。Fig. 4 に文献22のFig. 5 から引用した $\Delta D_{\min}$ の空間周波数特性を示す。横軸は空間周波数、縦軸は $\Delta D_{\min}$ の値で、パラメーターは平均濃度である。(a), (b)は各々、シャウカステン²²⁾の光束発散度が $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ と

Table 1 Five average densities D of 0.6, 1.0, 1.5, 2.0 and 2.5 arranged in descending order of Selwyn coefficient S (first row), psychophysical RMS granularity σ_p (second row), and perceptibility decided by subjective rating s.r. (third row).

(a)8000lx·m ⁻²							(b)1500lx·m ⁻²						
		order of density							order of density				
film	object	1	2	3	4	5	film	object	1	2	3	4	5
S		1.5	1.0	0.6	2.0	2.5	S		1.5	1.0	0.6	2.0	2.5
SHRL	σ _p	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5	SHRL	σ _p	0.6	1.0	1.5	2.0	2.5
	s.r	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5		s.r	0.6	1.0	1.5	2.0	2.5
S		1.5	1.0	2.0	0.6	2.5	S		1.5	1.0	2.0	0.6	2.5
SHRS	σ _p	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5	SHRS	σ _p	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5
	s.r	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5		s.r	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5
S		1.5	2.0	1.0	2.5	0.6	S		1.5	2.0	1.0	2.5	0.6
SHRA	σ _p	1.0	1.5	0.6	2.0	2.5	SHRA	σ _p	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5
	s.r	1.0	1.5	0.6	2.0	2.5		s.r	1.0	0.6	1.5	2.0	2.5



(a)



(b)

Fig. 4 The spatial frequency dependence of the minimum perceptible contrast $\Delta D_{\min}(\nu)$ which was taken from our previous paper.²²⁾

The viewer luminous exitances (a) $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$, (b) $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

The parameter is the average density D .

1500 $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合を表している。

2. で求めた $W(\nu)$ と Fig. 4 の $\Delta D_{\text{min}}(\nu)$ の値を(5)式に代入して心理物理的ウィナースペクトル $W_p(\nu)$ を計算した。計算結果の一例を Fig. 5 に示す。空間周波数約 $0.7 \sim 0.8 \text{mm}^{-1}$ にピークがあり、 $3.5 \sim 4.0 \text{mm}^{-1}$ でほぼゼロとなった。Fig. 5 には濃度1.0の例を示したが、他の濃度でも同じ傾向であった。これは視覚の識別能が影響しているためである。

次に、心理物理的RMS粒状度 σ_p は(3)式を修正して

$$\sigma_p = (2\pi \int_0^\infty \nu W_p(\nu) d\nu)^{\frac{1}{2}} \quad \dots (6)$$

となる²²⁾。ただし、空間周波数の積分範囲として $0 \sim 4.0 \text{mm}^{-1}$ を用いた。なぜなら Fig. 6 に示すように、(6)式の被積分関数 $2\pi\nu W_p(\nu)$ は 4.0

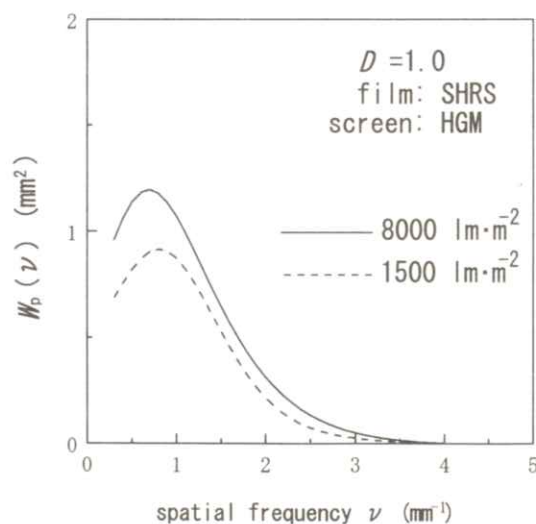


Fig. 5 Examples of psychophysical Wiener spectra $W_p(\nu)$ for SHRS X-ray film calculated from equation (5). The parameter is the viewer luminous exitance.

mm^{-1} でほぼゼロになっており、それより高い周波数領域は(6)式の積分値にほとんど影響しないからである。また、 0.3mm^{-1} 以下は原点を通るように外挿した。Fig. 6 には平均濃度1.0の場合のグラフを示したが、他の濃度でも同様に 4.0mm^{-1} でほぼゼロになった。

Fig. 7 に(6)式を使って計算した σ_p の濃度依存性を示す。(a), (b)は各々、シャウカステンのもろさが $8000 \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ と $1500 \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合の結果を表している。5. で主観評価結果と比較するために、濃度0.6, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5の位置に○をつけた。 σ_p は、シャウカステンのもろさが $8000 \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合平均濃度約1.0~1.1に、 $1500 \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合約0.6~0.9にピークがあり、いずれも高濃度領域で値が急激に減少した。従って、Fig. 3

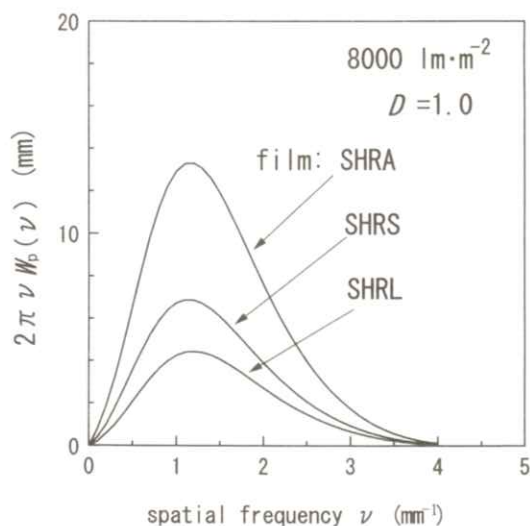


Fig. 6 Integrand $2\pi\nu W_p(\nu)$ for equation (6) for three typical X-ray films at an average density of 1.0 for a viewer luminous exitance of $8000 \text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$. The values decrease to nearly zero at the spatial frequency of 4.0mm^{-1} .

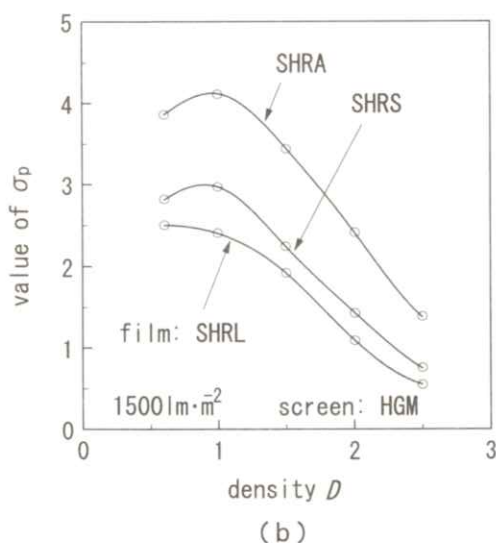
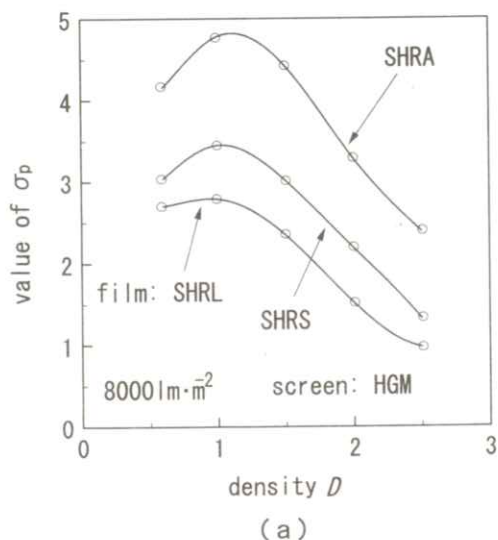


Fig. 7 The density dependence of the psychophysical RMS granularity σ_p of three typical X-ray films calculated from equation (6): viewer luminous exitances (a) $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$, (b) $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$. Values at the densities of 0.6, 1.0, 1.5, 2.0 and 2.5 are marked by circles.

に示した物理的粒状度 S の濃度依存性とは明らかに異なる結果となった。**Table 1** の各フィルムの第2行に、 σ_p の大きい方からの濃度の順番を示す。

5. 粒状の主観評価結果との比較

物理的粒状度 S と心理物理的RMS粒状度 σ_p のどちらが、粒状を目で観察した結果とよく一致するかを確かめるために、2.で作成した5種類の濃度のサンプルフィルムの視覚評価を行った。まず、SHRLの5種類の濃度のサンプルをシャウカステン上に濃度の低い順に並べて観察し、粒状を認識しやすかった濃度の順番に並べ替えた。同様の実験をSHRSとSHRAについても行った。主観評価は、経験年数が6～16年で、矯正視力1.0以上の正常眼をもった8人の放射線技師で観察を行った。サンプルフィルムの大きさは $10 \times 20 \text{ cm}$ で、シャウカステンの光束発散度を $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ と $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ とした。観察距離は25cmで、観察時間は特に制限しなかった。また、室内の明かりは識別能に複雑に影響するので暗室で観察を行い、サンプルフィルムのまわりを黒紙で覆ってまぶしさの影響を取り除いた。その時、目は暗室の明るさに十分順応している状態であった。観察の結果、粒状を認識しやすかった濃度の順番が全員一致した。**Table 1** の各フィルムの第3行に、粒状を認識しやすかった濃度の順番を示す。サンプルフィルムの粒状を最も認識しやすかったのは、SHRLを $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ で観察した場合を除いて、平均濃度1.0であった。逆に、最も認識しにくかったのはすべての場合について平均濃度2.5で

あった。この結果を S , σ_p の濃度依存性と比較すると, S は一致しないが σ_p は全体で一致している。このように, σ_p が主観評価結果を適切に表していることを確かめた。

6. 単一周波数での心理物理的ウィナー スペクトルを用いた粒状の評価

5. で心理物理的RMS粒状度 σ_p が, 視覚で感じる粒状の感覚を適切に表していることを示したが, 4. で述べたように, σ_p の濃度依存性を求めるためには ΔD_{min} の空間周波数特性を求めねばならない。しかし, ΔD_{min} の値は, フィルム濃度やシャウカステンのもるさ, さらにはフィルムを観察する環境 (室内の明るさやシャウカステンからの直接光によるまぶしさの影響, 等) によって複雑に変化するため, それらの変化に対応して, 各空間周波数毎の ΔD_{min} の値を求めるのは非常に手間がかかる。

我々は文献23で, 心理物理的ウィナースペクトル $W_p(\nu)$ の 2.0mm^{-1} 付近の値は, σ_p の濃度依存性と非常に相関が高く, その値を用いれば, 粒状を心理物理的に解析する際の手間を大幅に軽減できることを示した。本論文では, 2.0mm^{-1} を中心として, その前後の空間周波数での $W(\nu)$ の値と σ_p^2 の濃度依存性を比較し, より詳細な等価空間周波数を見出すことを試みた。

まず, SHRL, SHRS, SHRA の各フィルムについて, (5) 式を使って7種類の空間周波数 ($1.4, 1.6, 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.6\text{mm}^{-1}$) での $W_p(\nu)$ の濃度依存性を求め, σ_p^2 の濃度依存性と

比較した。ここで σ_p の自乗と比較した理由は, (6) 式からわかるように, σ_p は $W_p(\nu)$ の2次元積分値の平方根で表されているためである。

Figs. 8 ~ 10 に3種類の空間周波数での $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の濃度依存性を示す。(a), (b) は各々, シャウカステンの明るさが $8000\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ と $1500\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合を表している。グラフからわかるように, シャウカステンの明るさが $8000\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合は, SHRL と SHRS は 2.2mm^{-1} , SHRA は 2.0mm^{-1} での $W_p(\nu)$ の値が σ_p^2 と最もよく一致した。また, $1500\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合は, 各フィルムとも 1.6mm^{-1} での値が最もよく一致した。

次に, $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の濃度依存性の相関関数 γ を

$$\gamma = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad \dots (7)$$

で求めた。ここで, x と y は各々, 平均濃度 0.6 から 2.5 までの 0.01 間隔の濃度に対応した $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の値である。Table 2 の第3列にシャウカステンの明るさが $8000\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合の γ を, 第4列に $1500\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合の γ を示す。シャウカステンが $8000\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合 SHRL と SHRS は 2.2mm^{-1} での γ が各々 0.9996 と 0.9994 , SHRA は 2.0mm^{-1} での γ が 0.9993 と最も高く, $1500\text{lm}\cdot\text{m}^{-2}$ の場合, 各フィルムとも 1.6mm^{-1} での γ が 0.9994 以上となった。

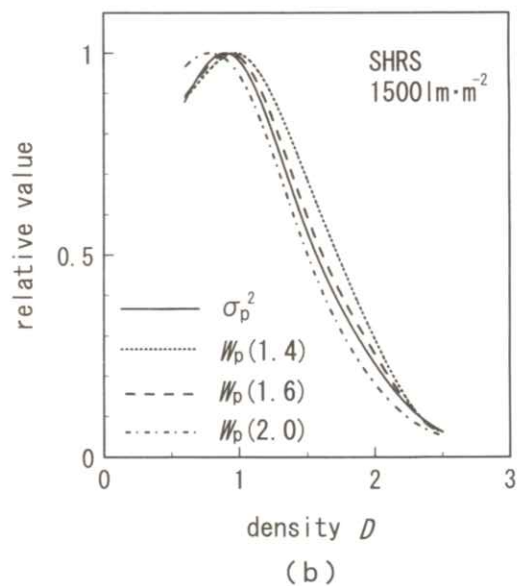
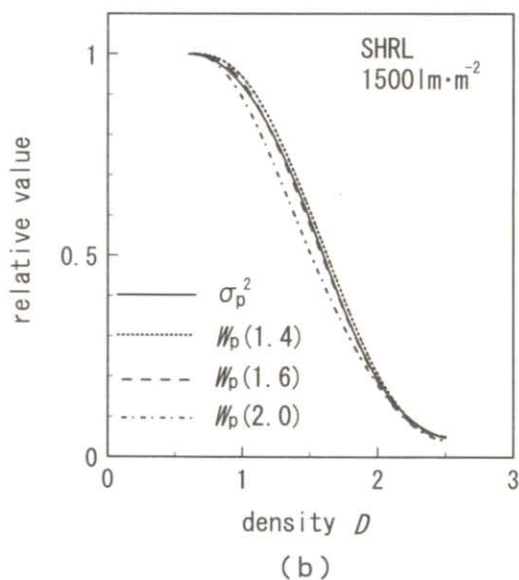
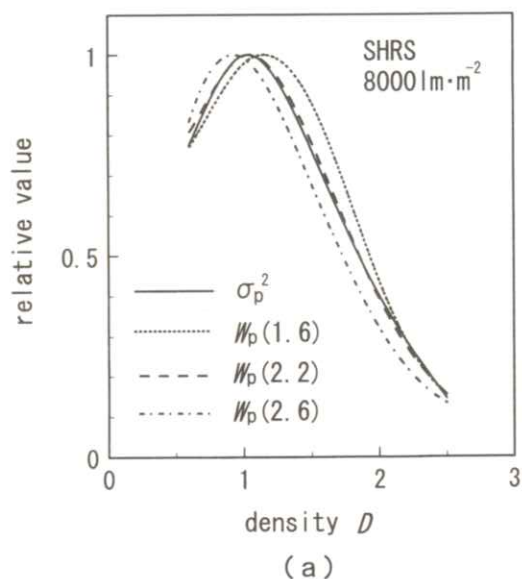
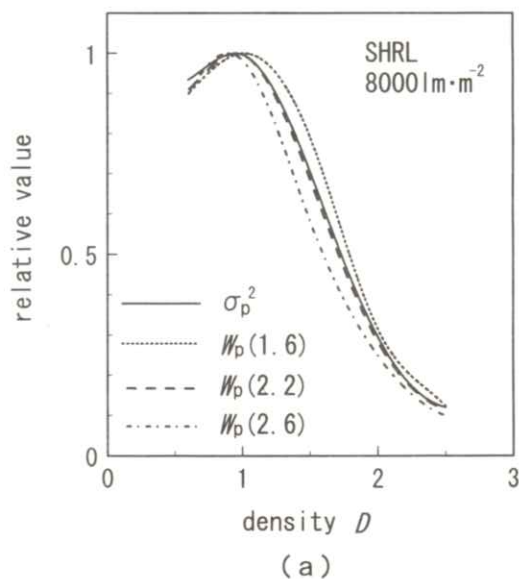


Fig. 8 Comparison of the density dependence of single frequency value of $W_p(\nu)$ at three kinds of frequencies with that of σ_p^2 of SHRL X-ray film. The viewer luminous exitances are (a) 8000 $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$, (b) 1500 $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

Fig. 9 Comparison of the density dependence of single frequency value of $W_p(\nu)$ at three kinds of frequencies with that of σ_p^2 of SHRS X-ray film. The viewer luminous exitances are (a) 8000 $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$, (b) 1500 $\text{lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

7. 考 察

Table 1 からわかるように、心理物理的RMS 粒状度 σ_p の濃度依存性は、主観評価で粒状を認識しやすかった濃度の順番と全体に一致した。これに対し、物理的粒状度 S は、濃度が高くなるほど視覚の識別能が悪くなるという特性を考慮していないため、主観評価結果と一致しなかった。例えば、Fig. 3 ではSHRLとSHRSでは平均濃度0.6と2.5ではほぼ同程度の粒状度を示し、さらに、SHRAでは0.6より2.5の方が値が大きい。しかし、主観評価では平均濃度2.5の粒状を認識することの方がはるかに困難であった。これに対して、Fig. 7 に示した σ_p の濃度依存性は、各フィルムとも平均濃度2.5では他の濃度より明らかに低い

Table 2 Correlation coefficients between $W_p(\nu)$ and σ_p^2 over the density range of 0.6 to 2.5 with 0.01 interval. The viewer luminous exitances are (a) $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ and (b) $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

		correlation coefficients	
film	spatial frequency (mm ⁻¹)	(a) $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$	(b) $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$
SHRL	1.4	0.9892	0.9991
	1.6	0.9902	0.9997
	1.8	0.9943	0.9993
	2.0	0.9988	0.9971
	2.2	0.9996	0.9921
	2.4	0.9973	0.9894
	2.6	0.9921	0.9805
SHRS	1.4	0.9785	0.9888
	1.6	0.9831	0.9995
	1.8	0.9906	0.9981
	2.0	0.9965	0.9962
	2.2	0.9994	0.9923
	2.4	0.9973	0.9890
	2.6	0.9884	0.9808
SHRA	1.4	0.9782	0.9972
	1.6	0.9905	0.9994
	1.8	0.9966	0.9991
	2.0	0.9993	0.9984
	2.2	0.9978	0.9933
	2.4	0.9895	0.9891
	2.6	0.9742	0.9764

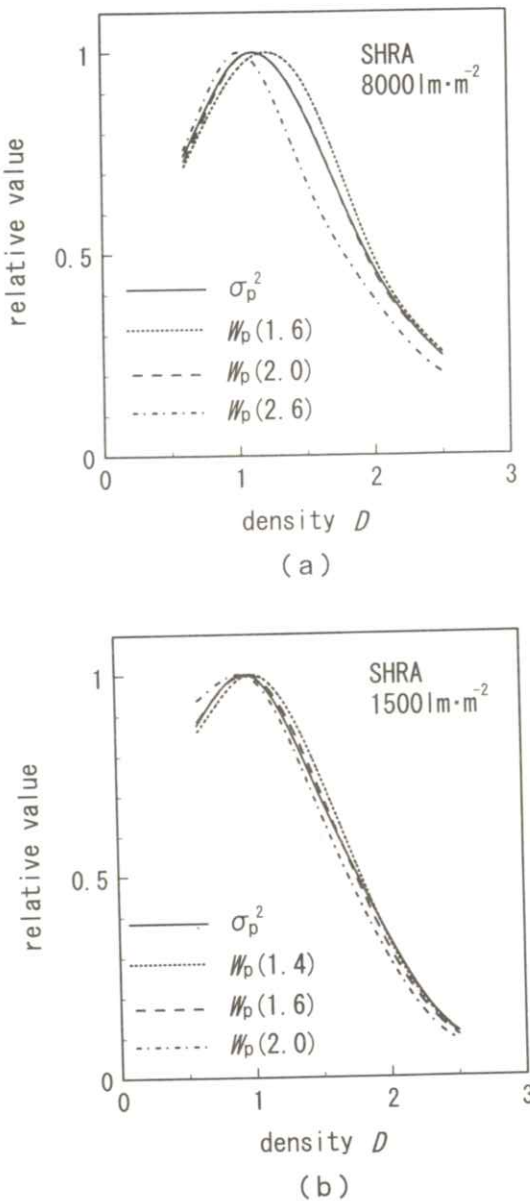


Fig. 10 Comparison of the density dependence of single frequency value of $W_p(\nu)$ at three kinds of frequencies with that of σ_p^2 of SHRA X-ray film. The viewer luminous exitances are (a) $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$, (b) $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

値となっている。さらに高濃度領域での値の低下は、 $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ よりも $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の方が顕著であり、このことは、シャウカステンが暗いと特に高濃度領域の像が見えにくくなるという、日常我々がX線写真を観察する際に経験する効果を的確に表している。

Table 2より、 2.0 mm^{-1} 付近での $W_p(\nu)$ の濃度依存性は σ_p^2 との相関係数が0.999以上となり、この付近の空間周波数が粒状を認識するうえで重要であることがわかる。特に、シャウカステンが $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 $2.0 \sim 2.2 \text{ mm}^{-1}$ 、 $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 1.6 mm^{-1} での $W_p(\nu)$ の値が σ_p^2 の濃度依存性、すなわち主観評価結果と高い相関を示した。従って、観察に用いるシャウカステンの明るさが低下すると、 $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の等価空間周波数は低くなり、 $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 $2.0 \sim 2.2 \text{ mm}^{-1}$ 、 $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 1.6 mm^{-1} であることがわかった。土井、等¹³⁾は、増感紙/フィルム系のMTFの評価に 2.0 mm^{-1} での値を用いており、松本、等²⁵⁾は、ステップエッジに対する最小識別コントラストと、各空間周波数毎の最小識別コントラストを比較した結果、等価空間周波数は $1.6 \sim 1.8 \text{ mm}^{-1}$ であったと報告している。これらと今回の結果をあわせると、X線画像評価には 2.0 mm^{-1} 付近、特に $1.6 \sim 2.2 \text{ mm}^{-1}$ の空間周波数領域が重要であるといえる。

8. 結 論

前論文²²⁾で、フィルムSRC, SRG, SRHについて、心理物理的RMS粒状度 σ_p は、X線写真

粒状の主観評価結果を適切に表すことができることを確かめたが、今回さらに、フィルムSHRL, SHRS, SHRAについて同様のことを確かめ、このことが成り立つ例を追加した。最近の医療用X線フィルムの σ_p の濃度依存性は、室内光やシャウカステンからの直接光、等のまぶしさの影響がない観察条件下では、シャウカステンの光束発散度が $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合、平均濃度 $1.0 \sim 1.1$ に、 $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合、平均濃度 $0.6 \sim 0.9$ にピークがあった。そしてピークを越えた高濃度領域では急激に値が減少し、その傾向はシャウカステンが暗い方が顕著であった。一方、主観評価でも平均濃度 2.0 や 2.5 といった高濃度領域では粒状を認識するのが困難であり、粒状の認識のしやすさは σ_p の濃度依存性とよく一致した。従って、我々が提案した心理物理的RMS粒状度 σ_p が、X線写真粒状の評価尺度として有用であることがわかった。

また、前論文²³⁾では、単一空間周波数での心理物理的ウィナーズスペクトル $W_p(\nu)$ と σ_p^2 の濃度依存性を比較して、 2.0 mm^{-1} 付近の空間周波数領域が最も相関が高いことを報告したが、今回、さらにくわしく比較した結果、等価空間周波数はシャウカステンが $8000 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 $2.0 \sim 2.2 \text{ mm}^{-1}$ 、 $1500 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$ の場合 1.6 mm^{-1} であることを見出した。従って、 σ_p の代わりにこれらの空間周波数での $W_p(\nu)$ を粒状の心理物理的評価に用いれば、主観評価結果を適切に表すことができ、さらに計算の手間を大幅に軽減することが可能である。

以上、 σ_p および $W_p(\nu)$ を用いたX線写真粒

状の評価について、あらたなフィルムの成功例を追加して、その信頼性を高めることができた。

引用文献

- 1) K.Rossmann: J. Opt. Amer. **52** 774 (1962)
- 2) K.Rossmann: Am. J. Roentgenol. **90** 863 (1963)
- 3) E.H.W.Selwyn: Photogr. J. **75** 571 (1935)
- 4) G.C.Higgins and K.F.Stultz: J. Opt. Soc. Amer. **49** 925 (1959)
- 5) J.H.Altman: Appl. Opt. **3** 35 (1964)
- 6) H.C.Schmitt and J.H.Altman: Appl. Opt. **9** 871 (1970)
- 7) R.H.Ericson and J.C.Marchant: Photogr. Sci. Eng. **16** 253 (1972)
- 8) E.Kodak Co. Understanding Graininess and Granularity, Kodak Publication No. F-20, pp. 1-12 (1973)
- 9) E.C.Doerner: J. Opt. Soc. Amer. **52** 699 (1962)
- 10) G.C.Higgins: Photogr. Sci. Eng. **15** 106 (1971)
- 11) K.Do, G.Holje, L.N.Loo, H.P.Chan, J.M.Sandrik, R.J.Jennings and R.F.Wangner: MTF's and Wiener spectra of radiographic Screen/Film Systems (HHS Publication FDA 82-8187), BRH, Rockville, Maryland, U.S.A. pp. 1-77 (1982)
- 12) G.T.Barns: Med. Phys. **9** 656 (1982)
- 13) K.Do, Y.Kodera, L.N.Loo, H.P.Chan and Y.Higashida: MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen / Film Systems, Volume II (HHS Publication FDA 86-8257), BRH, Rockville, Maryland, U.S.A. pp. 1-100 (1986)
- 14) D.J.Goodenough and K.Rossmann: Radiology **105**, 199 (1972)
- 15) D.J.Goodenough and K.Rossmann: Radiology **110** 89 (1974)
- 16) S.J.Starr and C.E.Metz: Radiology **116** 533 (1975)
- 17) D.P.Chakraborty, E.S.Breatnach and M.V.Yester: Radiology **158** 35 (1986)
- 18) H.Kanamori: Jpn. J. Appl. Phys. **3** 286 (1964)
- 19) H.Kanamori: Acta Radio. Diagnos. **4** 463 (1966)
- 20) Y.Ozaki, H.Kubota, M.Matsumoto and H.Kanamori: J. Photogr. Sci. **41** 59 (1993)
- 21) Y.Ozaki, H.Kubota, M.Matsumoto and H.Kanamori: J. Photogr. Sci. **41** 96 (1993)
- 22) Y.Asai, Y.Ozaki, H.Kubota, M.Matsumoto and H.Kanamori: J. Photogr. Sci. **43** 103 (1995)
- 23) Y.Asai, Y.Ozaki, H.Kubota, M.Matsumoto and H.Kanamori: J. Photogr. Sci. **44** 89 (1996)
- 24) J.C.Dainty and R.Shaw: Image Science,

Academic Press, London, pp. 222 - 223

(1974)

25) M.Matsumoto Y.Ozaki, H.Kubota, Y.

Asai and H.Kanamori : J.Photogr.Sci.

43 99(1995)

[論 文]

増感紙の直接 L S F 測定

山田 英彦, 奥村 泰彦, 大坊 元二*, 丹羽 克味

明海大学歯学部歯科放射線学講座

〒350-11 埼玉県坂戸市けやき台 1-1

*奥羽大学歯学部歯科放射線学講座

〒963 福島県郡山市富田町三角堂31-1

(1995年1月28日, 最終1997年2月20日受理)

Direct LSF measurement of the intensifying screen

Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA, Motoji DAIBOU*,
and Katsumi NIWA

Dental Radiology, School of Dentistry, Meikai University

1-1 Keyakidai, Sakadoshi, Saitama 350-02

*Dental Radiology, School of Dentistry, Ohu University

31-1 Misumido, Tomitamachi, Koriyamashi, Fukushima 963

(Received January 28, 1995, in final form, February 20, 1997)

The aim of this study was to review the basic points in the LSF measurements of the intensifying screen by MIC system (Microscope - Image intensifier - Charged coupled device - system). The results obtained were as follows :

There was a significant difference between the LSF calculated from the intensifying screen film combination and LSF obtained directly from the MIC system. The LSF obtained from the MIC system was much sharper. In the case of LSF measured for the combination of the intensifying screen and the film, multiple light reflection of the fluorescence occurred in the space between the intensifying screen and the emulsion layer of the film, and it is deduced from experiments that this contributed greatly to the impairment of sharpness. Controlling this phenomenon enables development of new system that will satisfy the opposing factors of

high sensitivity and sharpness of the intensifying screen film combination.

Key words : MTF, LSF, Direct LSF measurement.

1. 結 言

増感紙がX線撮影に用いられる唯一の利点は、患者の被曝線量の軽減にあることは周知の事実である。しかし、増感紙は被曝線量を軽減させる反面、鮮鋭度を低下させる最大の欠点も同時に有している。増感紙の情報伝達特性を定量的に解析するにはModulation Transfer Function(MTF)を測定する方法¹⁻⁵⁾が一般的に用いられており、MTFの測定法に関しては1982年BRHから出版された著書^{6, 7)}の中に詳細に方法が記述されている。今日、この著書はいわばバイブル的存在である、しかし近年マイクロデンシトメータの焦点深度の問題⁸⁾、前面と後面の増感紙で感度の異なるものに対する扱い^{9, 10)}など、これまでの著書の記述以外に測定法が考慮されなければならない問題が発生してきた。最近ではクロスオーバー効果や低照度相反則不軌を考慮した測定法を行わなければ正しいMTF測定ができない¹¹⁾ことも判明してきた。

増感紙のLSF測定は、増感紙フィルム記録系の直前に10 μ mのスリットを置きX線撮影を行い、このスリット像の濃度曲線を別に求めておいたHunter and Driffield曲線(HD曲線)から露光量に変換して求められる。10 μ mのスリット像の形成は、増感紙のぼけを有する過程と、そのぼけた像をフィルム転写する、ぼけを有さない過程より成り立つとされている¹²⁾。このぼけのない過程とは増感紙と比較してフィルム自身の持つ圧倒的な情報伝達特性の良さ¹³⁻¹⁷⁾に起因するも

のである。しかし、本研究から、このぼけがないと考えられていた過程に、実は大きな問題が存在し、これが増感紙フィルム記録系のMTFの劣化を引き起こしていることがわかった。

本研究は増感紙の発光像がフィルムに画像として転写される過程で、情報伝達特性上どのような問題が存在するかを明らかにすることを目的として実験した。その結果興味ある知見を見いだすことができたのでここに報告する。

2. 材料と方法

2.1 実験装置と材料

X線発生装置は東芝社製でX線管球がDRX-190D、コントローラはDC-12M、単相全波整流装置である。撮影条件は管電圧80kV、管電流100から400mA、総濾過1.0mm銅と5mmアルミニウムとした。実効エネルギーは56keVである。増感紙はコニカ社製希土類SRO-750の前面増感紙を、フィルムはSR-Lを使用した。Table 1に実験装置と材料を一覧で示す。

X線照射実験のストレートベンチをFig. 1に模式図で示す。焦点フィルム間距離は最大7mまで確保でき、1stCは1次絞りでできるだけ照射野を小さくし、2ndCは2次絞りで移動可能であり、フィルム面で常に照射野を一定に保つようにした。Dは線量計のプローブ位置で焦点より80cmの距離に固定し、フィルム面上の線量は距離の逆二乗則より計算した。Sは10 μ mスリットの位置を示しているが、今回の実験ではフィルムに密

Table 1 Experimental apparatus and materials

X-ray apparatus	DRX-190D	DC-12M(Toshiba Co.)
	Tube voltage	80kV
	current	100~400mA
	Total filter	1mmCu+5mmAl
	Effective energy	56keV
Screen Film	SRO-750Front SR-L	(Konica Co.)
Dosimeter	mdh 1015 Type C Chamber 10×5-6	(Radcal Co.)
Illuminance meter IM-3		
Microdensitometer	PDM-5B aperture 5×750 μm^2	(Konica Co.)
Slit (10 μm)	07-624 type	(Victoreen Co.)
Straight bench	FFD 100~700cm	
Film processing	Processor	SRX-502 (Konica Co.)
	Developer	XD-SR·C
	Fixer	XF-SR·C
		(Konica Co.)

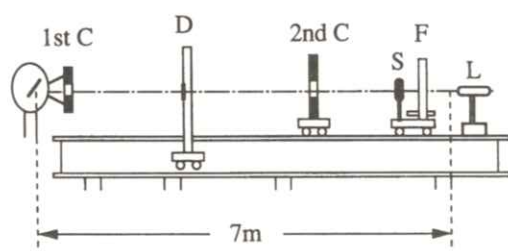


Fig. 1 Schematic diagram of X-ray irradiation straight bench

着させて使用した。LはHeNeレーザ発振器で常にX線管焦点と対向し、位置確認に使用した。フィルムの現像処理にはコニカ社製SRX-502を使用した。現像条件は現像液にXD-SR・C、定着液にXF-SR・Cを使用し、現像温度32.9℃で90秒処理とした。

2.2 方 法

2.2.1 増感紙の直接LSF測定装置

(MIC system)の開発

1) 装置の構造

Fig. 2 に自作した増感紙の発光面を顕微鏡と画像増幅器を介してCCDカメラに取り込み、画像処理をおこなうシステム (Microscope-Image intensifier-Charged coupled device-system略してMIC system)の模式図を示す。

装置は日本光学社製顕微鏡を改造して、光源部からX線を入射できるようにし、試料ステージにはSRO-750の前面増感紙をおき、増感紙の裏面には10 μm のスリットを接触させて固定した。顕微鏡の対物レンズは4倍、接眼レンズは2.5倍を使用し、総合倍率10倍で増感紙面のスリット像を拡大した。この像をフィリップス社製イメージンシファイヤー18XXに取り込み、その出力像をソニー社製CCDカメラを介して、アビオニクス社製TVIP-2000(512×512×8bits)に取り込む構成になっている。

画像処理にはラトックシステムエンジニアリング社製Excel4100ならびにNEC社製PC9801RAマイクロコンピュータを使用した。**Fig. 3**にMIC systemの写真を示す。

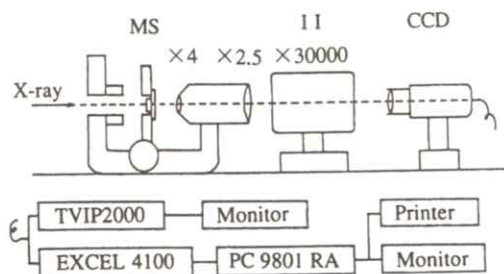


Fig. 2 Schematic diagram of MIC system

2) 測定系の線形性

MIC systemの線形性を確かめるために、均一な平面光源であるシャウカステン上に既知で種々の濃度に一樣露光されたフィルムを置き、フィルム透過後の照度とグレーレベルとの関係を求めた。このときシャウカステンの照度を0.08 lxの場合と1.09 lxの場合について検討した。

3) 測定系のシェーディング

シェーディングの測定では、一様な明るさの平面光源を入力し、その画像メモリーの各画素の出力レベルを相対値で求めた。

4) 測定系のインパルスレスポンス

MIC systemのインパルス入力に対する応答特性を測定した。1 μm のスリット像を入力し、そのレスポンスを求めた。1 μm スリットはブ

レパラート上にクロームを蒸着したものである。

この1 μm のスリット像の最終出力像は、本来このシステムのLSFであるが、増感紙のLSFと混同するのでここではインパルスレスポンスとしてLSFと区別した。

2.2.2 SRO-750前面増感紙のMIC systemによるLSFの測定

今回製作したMIC systemを用いて、増感紙SRO-750の前面増感紙のLSFを求めた。

増感紙の裏面に10 μm スリットを貼付したものを顕微鏡の試料ステージに載せ、スリットを通してX線を入射させた。増感紙面でのスリット像をMIC systemを介して出力像を求め、最大出力レベルで正規化してLSFとした。

2.2.3 従来の方法によるLSFとMIC systemによるLSFの比較

SRO-750前面増感紙とSR-Lフィルムの組み合わせからLSFを求めた。方法はBRHの方法に従い、強度スケール法によるHD曲線の作成と10 μm スリット像を求め、スリット像をHD曲線から露光量に変換しLSFとした。また、フィルムに写されたLSF像をMIC systemを介して出力し、その形状とマイクロデンシトメータから求めたLSFとの一致を確認した。このLSFと実験2.2.2でMIC systemから求めたLSFとを比較した。

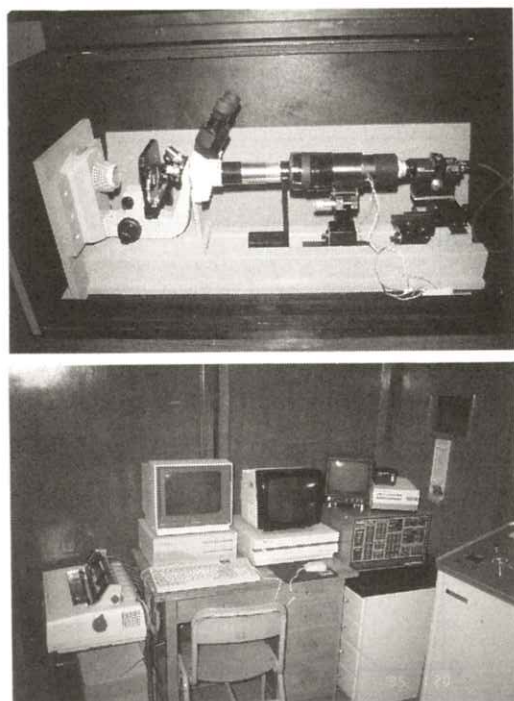


Fig. 3 MIC(microscope - image intensifier - charged coupled device) system

3. 結 果

3.1 増感紙の直接LSF測定装置(MIC system)

1) 測定系の線形性

Fig. 4 にシャウカステン上の照度0.08 lxと1.09 lx時における測定系の線形性の比較を示す。0.08 lx時には照度が0.008から0.08 lxの間、また1.09 lx時には0.1から1.0 lxの間で線形性が成り立っていた。両照度条件とも、低照度では線形性が成立せず、そのグレーレベルはほぼ30であった。

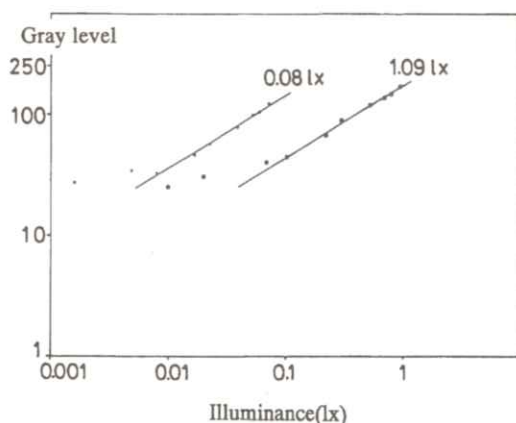


Fig. 4 Linearity of the MIC system

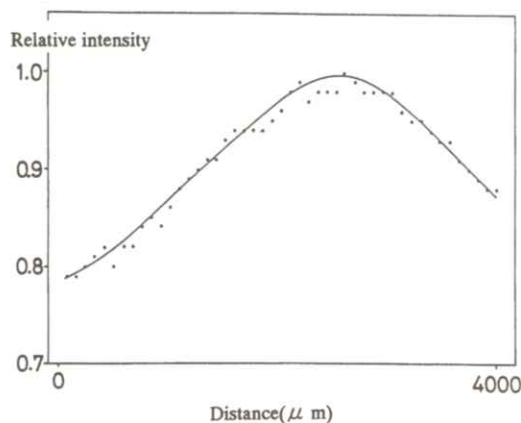


Fig. 5 Shading of the MIC system

2) 測定系のシェーディング

Fig. 5 に結果を示す。総合倍率10倍の系では、最大値を中心に $\pm 2.5\text{mm}$ 以内は10%以内の誤差であった。

3) 測定系のインパルスレスポンス

Fig. 6 に $1\text{ }\mu\text{m}$ のスリット幅に対するインパルスレスポンスを示す。半値幅は $20\text{ }\mu\text{m}$ であった。

3.2 SRO-750前面増感紙のMIC systemによるLSFの測定

Fig. 7 にSRO-750前面増感紙のMIC systemを用いて測定したLSFを示す。LSFの半値幅は $100\text{ }\mu\text{m}$ 前後であった。この値はこれまで増感紙フィルム系から得られるLSFより、はるかにシャープな形状を呈していた。MIC systemによるLSFの測定では、シェーディングならびにインパルスレスポンスの補正は行わず、生データのま

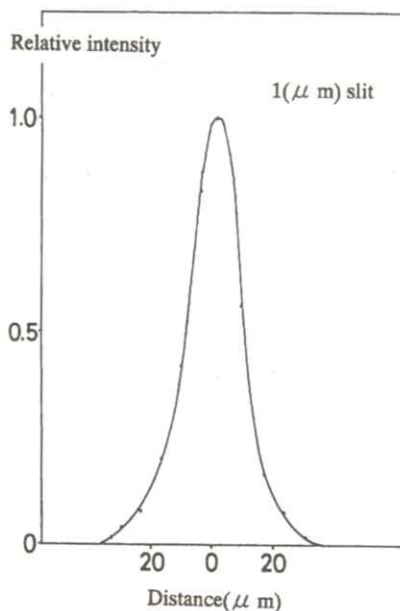


Fig. 6 Impulse response of the MIC system

まで表示した。

3.3 従来の方法によるLSFとMIC systemによるLSFの比較

Fig. 8 に従来の方法である増感紙フィルム系から求めたSRO-750前面増感紙のLSFを示す。

Fig. 9 にはMIC systemによって求めたLSFと従来の方法で求めた同じ増感紙のLSFとを重ねたものを示す。両者の形状にかなりの差がみられ、MIC systemより求めたLSFは、相当シャープな形状を呈していた。

4. 考 察

作製したMIC systemの測定にあたっては、線形性が保たれるようCCDのグレーレベルは30以上で処理を行った。CCDの各画素に対するシェーディングについてはスリット像の計測領域では10%以内の誤差範囲内に入るので補正は行

わなかった。測定系の $1\mu\text{m}$ スリット幅に対するレスポンスは $20\mu\text{m}$ の広がりを示した。このレスポンスの悪い原因は、顕微鏡の倍率の低さと、イメージインテンシファイヤ使用のための劣化が原因と思われる。しかし、本研究では、増感紙のLSF測定に対して、測定系のインパルスレスポンスでの補正は行わず、出力像をそのまま表示することにした。また、従来の増感紙フィルム系から求めたLSFでは、フィルムのLSFで補正して増感紙のみのLSFとすべきであるが、今回は補正なしで増感紙のLSFと呼ぶことにした。

従来の増感紙フィルム系によるLSFとMIC systemによるLSFを比較してみるとMIC systemによって直接測定したLSFの方がその幅がはるかに狭いものであった。このことから判断すると本来SRO-750増感紙そのものは、相当良い情報伝達特性を有しているにもかかわらず、

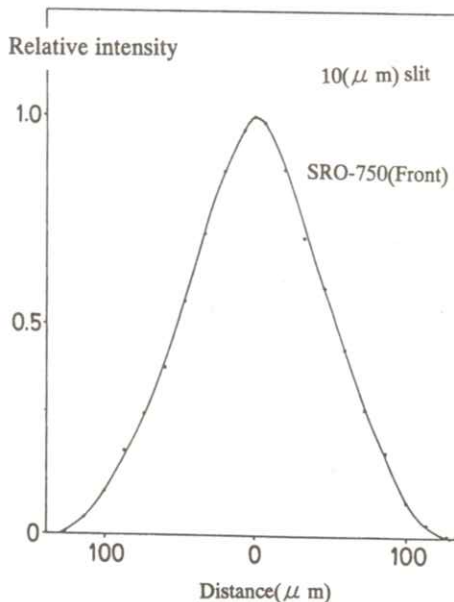


Fig. 7 LSF of SRO-750 front screen measured by the MIC system

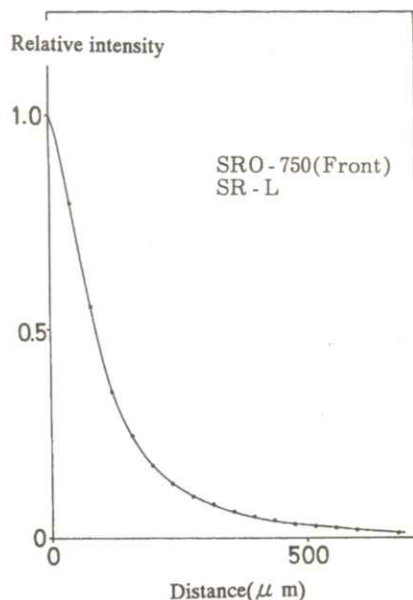


Fig. 8 LSF of SRO-750 front screen measured by the conventional method

フィルムとの組み合わせによって極端に特性が劣化するが想定された。

増感紙とフィルムとを組み合わせることによるLSFの劣化の原因は明白ではないが、その原因を考えると、増感紙からの発光を受けて銀粒子が感光するが、この光は当然ゼラチン層内に入る。入射した光は銀粒子やゼラチン層と空気との界面、または増感紙とフィルムの間隙等で多重反射いわゆるハレーションをおこし、これが急峻なスリット像を形成するのに障害となっていることが容易に推測される。この現象をFig. 10に模式図で示す。

今回の実験では、この光の多重反射の現象や多重反射のうち増感紙とフィルム間の反射と、フィルムのゼラチン層内の反射のいずれの寄与が大きいかは実験的に求めることはできなかった。今後の課題としたい。

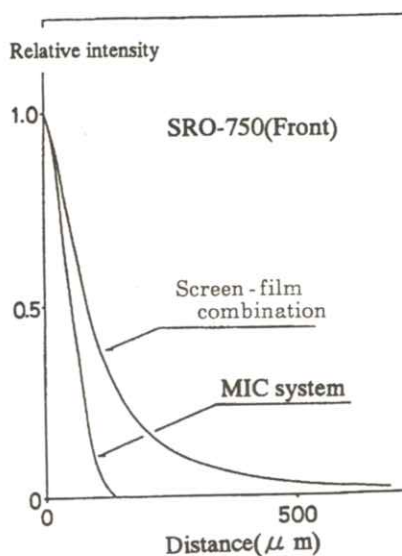


Fig. 9 Comparison of LSF measured by the MIC system and screen film combination

増感紙フィルム系のLSFの悪さは、増感紙からの発光が増感紙とフィルムとの境界面やフィルムのゼラチン層内での多重反射によるのであれば、これを技術的に解決することは可能であると考えられる。そして、それが解決された際には、高感度で高鮮鋭度の増感紙フィルム記録系の開発も可能である。

5. 結 論

増感紙のMTF測定に関して、増感紙のLSFを直接測定するMIC systemを作製し、基礎的な問題点を検討した結果、次のような結論を導くことができた。

増感紙フィルム記録系から求められるLSFとMIC systemから直接求められるLSFの形状には大きな差異が生じ、MIC systemから得られるLSFがシャープな形状であった。

その原因は、増感紙とフィルムの間隙やフィルムのゼラチン層内で増感紙からの蛍光の多重反射が起こり、これがLSFの形状に大きく関与して

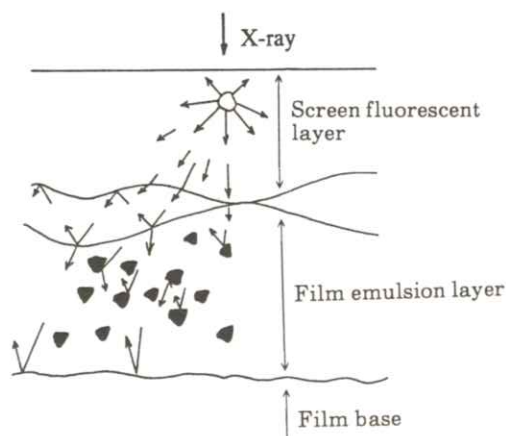


Fig. 10 Schematic diagram of multiple light reflection

いることを実験的に推測した。

ここで、増感紙とフィルムの間隙、あるいはフィルムのゼラチン層内での蛍光の多重反射現象を抑えることができれば、増感紙フィルム記録系の高感度で高鮮鋭度という相反する事項を同時に満足させる、新しい記録系の開発につながるものである。

引用文献

- 1) Hempenius, S.A.: Applied Optics **3** 45 (1964)
- 2) Morgan, R.H., Bates, L.M., Gopal Rao, U. V. et al: Amer. J. Roentgenol. **92** 426 (1964)
- 3) Rossmann, K.: Phys. Med. Biol. **9** 551 (1964)
- 4) 平城 実, 土井邦雄, 大宮健児: 極光 **21** 26 (1967)
- 5) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博: 放射線画像情報工学(1) 通商産業研究社 東京 pp.141 - 222 (1980)
- 6) Doi, K., Holje, G., Loo, L. et al: MTFs and wiener spectra of radiographic screen - film systems BRH HHS Pub. Rockville pp.6 - 14 (1982)
- 7) Doi, K., Holje, G., Loo, L. et al: MTFs and wiener spectra of radiographic screen - film systems II BRH HHS Pub. Rockville pp.1 - 18 (1986)
- 8) 稲津 博, 荻屋公明, 小島克行: 医画情誌 **8** 86 (1991)
- 9) Lubberts, G.: Amer. J. Roentgenol. **105** 909 (1969)
- 10) Morisita, J., MacMahon, H., Doi, K. et al: Med. Phys. **21** 1769 (1994)
- 11) 山田英彦, 奥村泰彦, 下山盛司, 他: 医画情誌 **14** 27 (1997)
- 12) Metter, R.V.: Med. Phys. **19** 53 (1992)
- 13) 土屋俊夫: 齒放 **28** 267 (1988)
- 14) 星野信明, 丹羽克味: 齒放 **28** 443 (1988)
- 15) Shiojima, M., Backstrom, A., Weland, U. et al: Oral Radio. **8** 127 (1992)
- 16) 山根伸夫: 奥羽大歯誌 **20** 427 (1993)
- 17) Kaneko, H.: Oral Radiol. **10** 81 (1994)

[論文]

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

加藤 元浩*・藤田 広志*・原 武史*・遠藤 登喜子**

*岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

**国立名古屋病院放射線科

〒460 名古屋市中区三の丸4-1-1

(1996年10月12日, 最終1997年3月10日受理)

Improvement of Automated Breast - region - extraction Algorithm in a Mammogram CAD System

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

*Department of Information Science,
Faculty of Engineering, Gifu University,
Yanagido, Gifu - shi 501 - 11, Japan

**Department of Radiology, Nagoya National Hospital,
Naka - ku, Nagoya - shi 460, Japan

(Received October 12, 1996, in final form, March 10, 1997)

We have been developing a computer - aided diagnosis(CAD) system for detecting clustered microcalcifications and masses on digital mammograms. In our recent study, we found that the automated breast - region - extraction algorithm used in this CAD system was not accurate sometimes when we increased the database and tested many mammograms. This algorithm was based on the breast - border determination technique. The purpose of this study is to modify and improve this technique and also to test it by increasing image data. In our revised technique, the weight of the location information of breast border and the differentiation of the image density profile were included, and the location of breast region on

the film and the number of breasts imaged on the same film were also considered. The new technique was succeeded in the extraction of the breast region in 728 cases(98.8%) out of 737 mammograms obtained from 8 different facilities.

1. はじめに

最近、胸部単純X線画像、乳房X線画像（マンモグラム）、X線ヘリカルCT画像などにおいて、コンピュータ診断支援（Computer-Aided Diagnosis, 以下CADと略す）システムの開発が盛んになってきた¹⁾。これらの中で、マンモグラムのためのCADシステムが最も早く実用化されると予想されている。われわれも、マンモグラム上の微小石灰化クラスタ²⁻⁸⁾と腫瘤陰影の検出⁷⁾、および腫瘤のスピキュラの検出⁸⁾やその良・悪性の鑑別⁹⁾に関する研究などを行っている^{10, 11)}。このマンモグラム用のCADシステムでは、デジタル化されたマンモグラムがシステムに入力され、探索領域である乳房領域の自動抽出などをはじめ、すべての処理が自動化されている^{10, 11)}。このときの問題点の一つに、しばしばこの乳房領域の自動抽出に失敗することがあげられる。さらに、病院施設の画像データベースによっては1枚のフィルムに2個の乳房領域が撮影されている場合があり、これに自動的に対応させる必要が生じてきた。

マンモグラムには探索領域である乳房領域以外に、X線が直接透過する低吸収領域ばかりでなく、患者ID情報や患者被曝保護のためにX線を遮断する鉛マスクのような高吸収領域が含まれる。このような領域と乳房領域との境界を自動的に探索し、乳房領域のみを入力画像から抽出して解析の

対象とするのが「乳房領域自動抽出アルゴリズム」である。

乳房領域を抽出する他の方法として、大久保らは¹²⁾2値化処理後にラベリング処理と収縮・膨張処理を行い、乳房領域を決定する方法を提案している。しかしながら、異なった病院施設のデータベースにも対応し、多量のデータでテストされた安定した抽出方法は、まだ報告されていないのが現状である。

本研究の目的は、われわれの従来の乳房領域の抽出方法¹³⁾を改良することであり、これによって、領域抽出の失敗を減少させることである。また、1枚のフィルムに2個の乳房領域が撮影されている場合に自動対応できるようにアルゴリズムを改良することである。そして、この改良された手法を用いて、8施設から収集した約700枚のマンモグラムに対して実験を行い、そのアルゴリズムの有効性を確認する。

2. 乳房領域抽出処理の改良

乳房領域抽出処理とは、マンモグラムから乳房部位の辺縁（skin line）を抽出することによって病変の探索領域を限定するとともに、乳房領域を最小に含むような方形画像を切り出すことである。この処理は、微小石灰化クラスタの検出と腫瘤陰影の検出アルゴリズムにおける前処理として行われる。

2.1 従来法とその問題点

われわれの従来の抽出方法^{1,3)}の手順は、次の通りである。

- (1) Fig. 1 の A の横方向の破線のように、乳房辺縁（境界）を探索するために、各ラインごとに画素値のプロファイルを取り出す。
- (2) (1)のプロファイルの画素値の中で最大値を探す。
- (3) この最大値の画素の位置から、胸壁方向に画素値の変化（微分）を調べ、ある値を超える位置を乳房領域の境界（breast border）とする [Fig. 2]。ここで、ある値とは、経験的に最大値の1%と定義している。本処理によって、最大値の位置から、わずかに乳房の内側寄りに境界が設定される。
- (4) これらの(1)~(3)の手順を、各ラインごとに繰り返す。

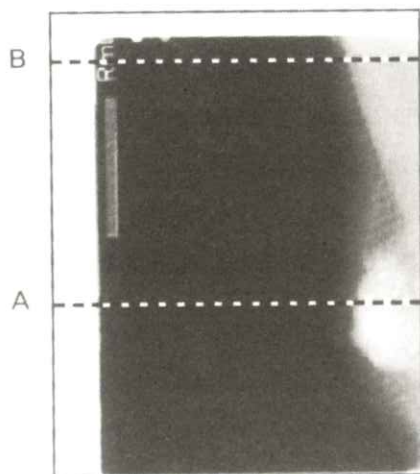


Fig. 1 An example of a digitized mammogram. Image density profiles along dashed lines A and B are shown in Fig. 2(a) and (b), respectively.

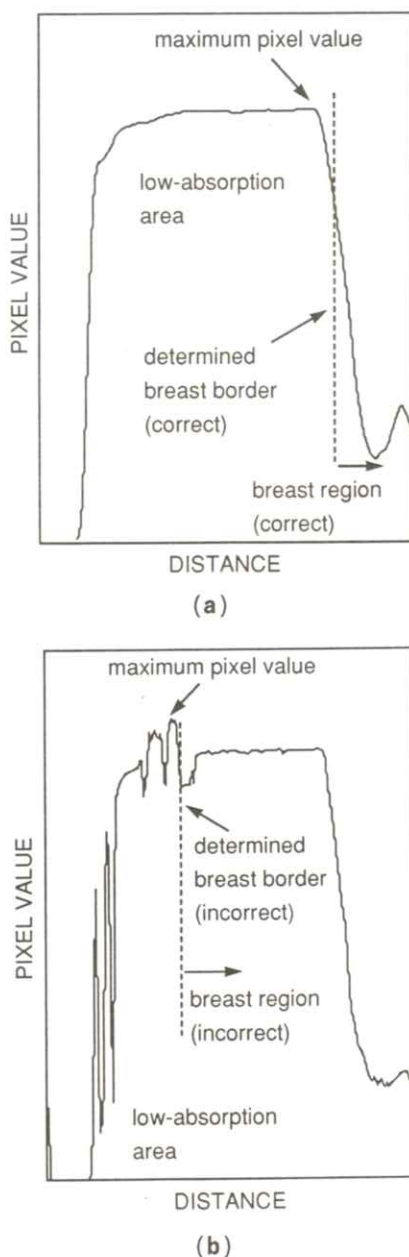


Fig. 2 Image density profiles corresponding to dashed lines A and B in Fig. 1 are shown in (a) and (b), respectively. The locations of maximum pixel value, breast border and breast region determined with our old technique are shown by arrows.

(5) すべてのラインに対して境界点を探索した後、移動平均法によってスムージング（平滑化）処理を行う。

このように、われわれの従来法では、各ラインにおける画素値の最大値が乳房境界に隣接していることを利用している。通常、Fig. 2 に示すプロファイルのように、乳房の境界領域の外側はX線低吸収領域であり、その位置における画素値は非常に大きくなっている。すべてのラインにおいてこの条件が成り立っていれば、従来方法で正しく乳房境界を抽出できる。しかし、実際には、Fig. 1 のBに示されるように、乳房領域以外にも文字や記号などが同時に記録されている（真中より左端方向）。このときのプロファイルは、Fig. 2(b) に示すように、乳房境界に隣接するX線低吸収領域が最大値になるとは限らない。したがって、このような濃度変化をしている場合には正しく乳房領域の境界を決定できず[Fig. 2(b)], Fig. 3 のような抽出結果となり、一部で正確な抽出ができない。

なお、これらの手順は処理時間を短縮するために、原画像（0.1mmピクセル寸法）を10分の1に縮小した画像（1mmピクセル寸法）に対して行う。

2.2 微分法の検討

文字による影響を考慮しなくてもよい方法として、微分値による探索方法（以下、微分法）を検討した。この微分法では、胸壁方向から外側に向かって画素値の変化（微分）を調べ、それがあるしきい値以上になる位置を乳房領域の境界として

決定する。この方法の長所は、ある位置を乳房領域の境界として探索すると、それ以降の位置は探索の対象にならないことである。うまく条件が合えば、文字に影響されることなく乳房領域を抽出できる。しかし、微分法の難しい点は、この条件の設定である。例えば、Fig. 4(a) のようなマンモグラム上で、胸筋領域（右端上方の白い部分）の影響でFig. 4(a) の破線上のプロファイルがFig. 4(b) のように変化している場合、胸筋領域と乳房領域を微分値のみで区別するのは困難である。また、比較的大きな腫瘍がある場合も同様である。よって微分法では、画像ごとに適切な条件を細かく設定して対処する必要がある。すなわち、微分法を用いれば文字による影響をなくす可能性があるが、条件の設定次第では、乳房領域そのものを抽出できないことも考えられる。これに対して、従来の最大値を探索する方法では、文字の影響がなければ正確に乳房領域を抽出できる。



Fig. 3 The breast border determined with our old extraction algorithm is shown by overlapping on the mammogram in Fig. 1.

そこで、提案する新しい抽出方法では、次項で説明するように、最大値を探索する従来の方法に位置による重み付けを行い、さらに、これに微分法を併用する。

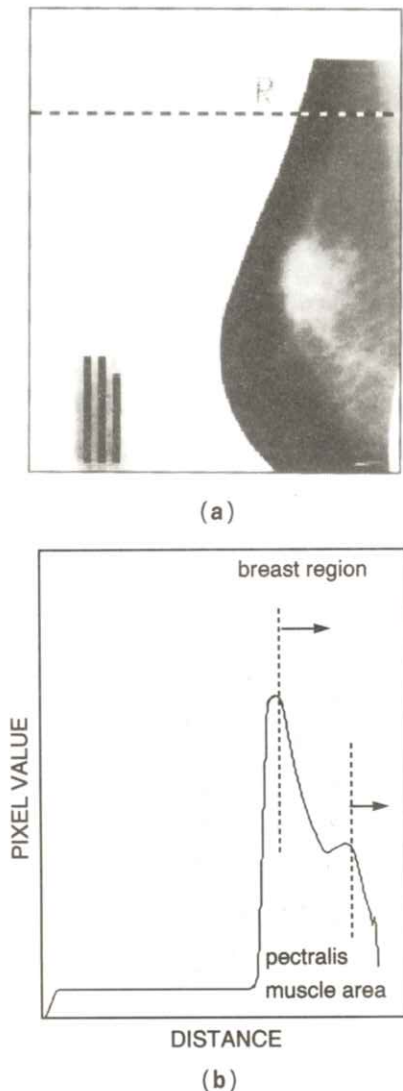


Fig. 4 An image with a pectoralis muscle area (a) and a profile (b) along with a dashed line shown in (a).

2.3 新しい抽出方法

従来の方法で乳房領域を抽出できなかった原因は、プロファイルにおいて乳房領域の境界付近以外の位置に画素値の最大値が存在していたためである。この場合でも、乳房領域の境界付近の画素値は非常に大きい値を示している。そこで、まず、画素値に位置の要素を加えた判定式 D を式(1)のように導入し、乳房領域付近の位置を優先して検出する。

$$D = (\text{画素値})^2 \times (\text{乳房境界候補の位置}) \quad (1)$$

ここで、画素値を2乗しているのは画素値側に大きな重み付けをするためである。また、乳房境界候補の位置とは、Fig. 5(a)における $x1$ や $x2$ で示されるプロファイルのなかでの距離である。 D の値は、画素値が大きく乳房領域に近いほど大きな値を示す。例えば、Fig. 5(a) の場合、 $D1 = (y1)^2 \times (x1)$ よりも $D2 = (y2)^2 \times (x2)$ の方が大きな値となる[Fig. 5(b)]。よって、この値を各位置について計算し、最大値となる位置を探索する。

次に、このときしばしば問題となるのは、乳房領域境界にほぼ接してIDラベルが撮影されている場合であり、IDラベルの影響で乳房領域の境界付近の画素値が小さくなるため、判定式 D の値が小さくなり正しく乳房境界を決定できないことである[Fig. 6(a)]。この場合、乳房領域の境界に隣接しているIDラベルの乳房領域側のエッジを新たな乳房境界候補とするために、胸壁方向から探索した最大値となる位置までの微分を計算し[Fig. 6(b)]、微分値に大きなピークが存在する

場合には、最大値となる位置をそのピーク位置で置き換える。

この後の処理は従来の方と同様に[2.1項の(3)], 最終的な乳房領域の境界を決定する。これ

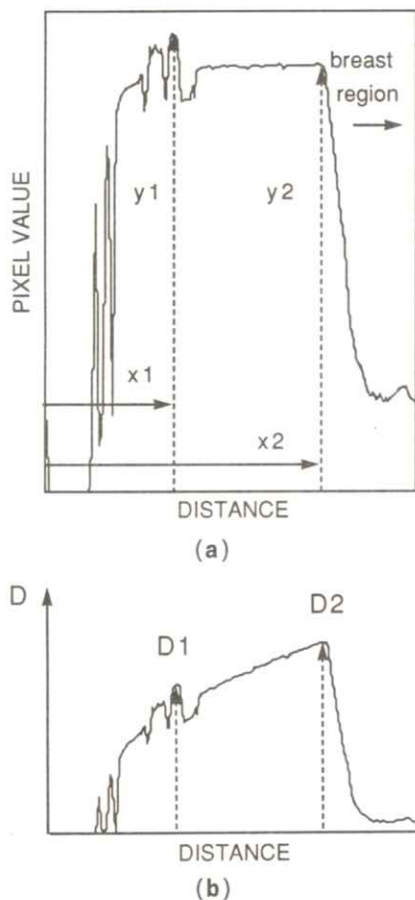


Fig. 5 New technique for breast border determination. (a) is the same profile as shown in Fig. 2(b). D in (b) stands for the decision value defined by eq. (1), which includes the weight of the location information of breast border in addition to the pixel value (squared), for determining the position of maximum pixel value near the border.

をすべてのラインについて行い、スムージング処理を行うと、Fig. 7のように正しく乳房領域が

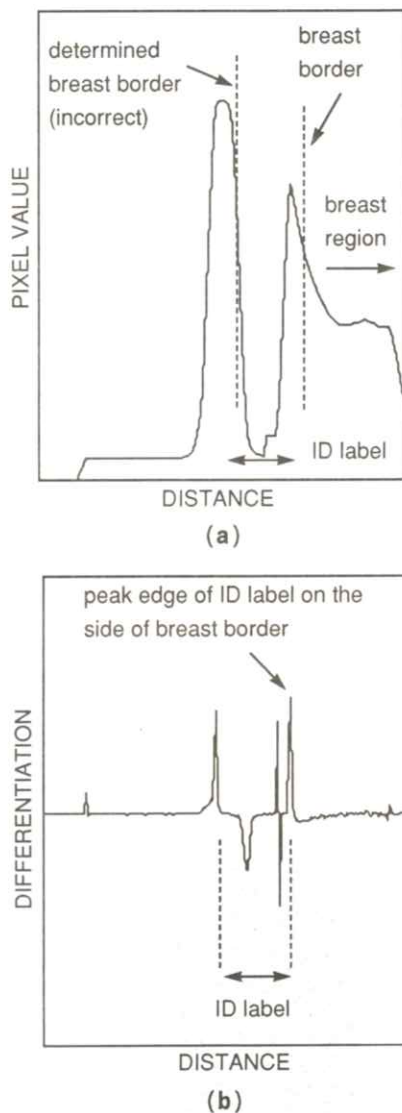


Fig. 6 The image profile (a) in the case that an ID label exists extremely near the breast border. In the new technique, differentiation value of the profile (a) is considered to find the location of the maximum pixel value near the border, as shown in (b).

抽出される。このように、位置の要素を判定基準に用い、さらに微分法を導入することによって、ラベルによる影響を除去させることができた。

3. 乳房領域の位置と個数に関する処理の追加

マンモグラム上における乳房領域の位置は、フィルムの撮影方法やデジタル化の際の処理の方法によって異なる可能性がある。また、左右の乳房を1枚の画像データに記録したものもある。しかし、従来のアルゴリズムでは、原画像の左側に1個の乳房が撮影されている場合にのみ対応していた。そこで、新しいアルゴリズムでは画像データの乳房領域の存在位置と個数を自動的に判定する処理を追加した。

画像全体のヒストグラムは、Fig. 8のように、画素値の小さいX線高吸収領域、画素値の大きい低吸収領域、そしてこれらの2領域に挟まれた中



Fig. 7 The breast border determined correctly with our new extraction algorithm is shown by overlapping on the mammogram in Fig. 1.

間領域に区別できる。したがって、ヒストグラムを3領域に分割するしきい値を求め、Fig. 9に示す画像の4領域R, L, UP, LOのそれぞれに対して中間領域に属する画素数を数えれば、乳

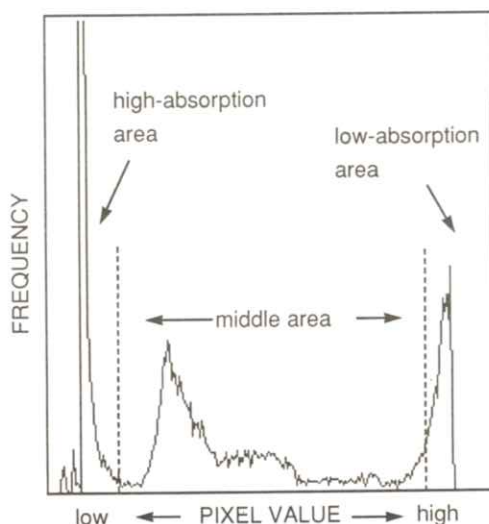


Fig. 8 The gray-level histogram of a mammogram, that can be classified into three areas.



Fig. 9 Four defined regions for determining the location(s) of breast region and its number imaged on a film.

房の存在する位置と個数を判定できると考えられる。具体的には、以下のような手順で実行する。

まず、ヒストグラムを3領域に分割するしきい値の求め方を説明する[Fig. 10]。このしきい値は標準偏差と対称度から求める。標準偏差 σ と対称度 β は、次の式で計算される。

$$\sigma = \sqrt{M_2} \quad (2)$$

$$\beta = \frac{(M_3)^2}{(M_2)^3} \quad (3)$$

$$\text{ただし, } M_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^k \quad (k=1, 2, \dots) \quad (4)$$

ここで、 M_k は k 次モーメントで、一般に偶数次モーメントがデータの分布の広がりを示し、奇数次モーメントがデータの分布の対称性を示す基礎統計量である。また、 N は領域に含まれる画素数、 μ はその画素の平均値、 x_i は位置 i における画素値である。まず、Fig. 10(b)のように、ヒストグラムの最小値から中央値までの対称度と、ヒストグラムの最大値から中央値までの対称度をそれぞれ計算し、対称度が最大となる画素値をそれぞれを求める。これらはFig. 10(a)の点Aと点Bに示す画素値となる。次に、点Aと点Bをそれぞれ中心に向かって移動させながら、ヒストグラムの最小値から点A、点Aから点B、点Bから最大値までに存在する画素値の標準偏差をそれぞれ計算し、これらの標準偏差の総和が最小になる点A'、B'を決定する。これら点A'、B'で示される画素値を3領域に分割するしきい値とする。

このようにして求めたしきい値で挟まれた中間領域の画素値が、画像中で多く存在する場所に乳

房領域があると判断する。具体的には、Fig. 9のように画像の領域を4分割して、それぞれの領域について中間領域の画素値の個数を数える。その値が画像全体で中間領域に含まれる画素値の個数の総和の20%以上あった場合に、その位置に乳房領域が存在すると判断する。

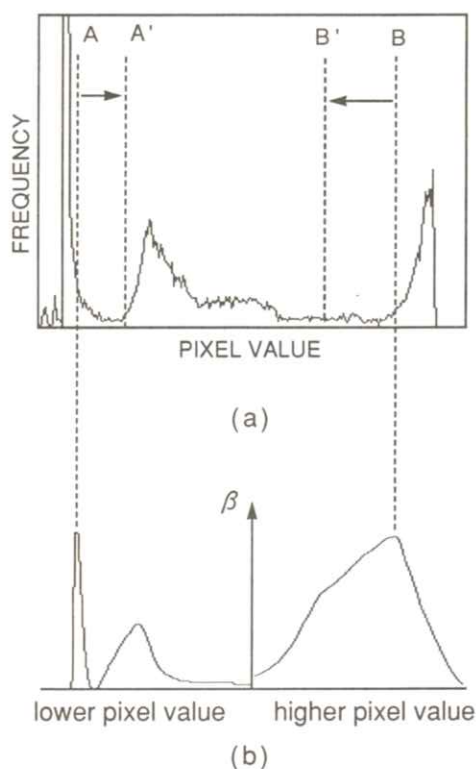


Fig. 10 Thresholds determination of middle pixel - value area in the histogram. (a) The scheme of histogram segmentation by determining the initial thresholds A and B and final ones A' and B'. (b) Symmetry degree β in lower and higher pixel value regions, which is used for obtaining the initial thresholds A and B.

4. 結果と考察

改良した新しい方法の安定性を確認するため、8施設から収集した737枚のマンモグラムを用いて乳房領域の自動抽出を行った。その結果、737枚のマンモグラムのうち正しく乳房領域が抽出できたものが728枚、抽出できなかったものが9枚という成績であった(Table 1)。このように、撮影された施設やデジタル化の方法が異なるデータベースに対して、安定して乳房領域を抽出できた。また、1枚のマンモグラムに2個の乳房領域が撮影されている場合、従来の方法ではまったく抽出できなかったが、新しい方法では乳房領域の位置情報を判定処理に加えることによって、正確に2個の乳房領域を抽出できた。抽出に失敗した画像9枚は、乳房領域の位置判定に失敗したものであり、中間の画素値が乳房領域に集中して存在していなかったために、実際には存在しない領域を選択したものである。なお、これらの画像で、乳房領域の位置判定を自動的に行わず、固定した場合には、まったく問題なくすべて正確に乳房領域を抽出できた。

今回の改良で、従来の方法で失敗していた画像も正しく乳房領域を抽出できるようになった。この新しい方法では、従来の乳房境界の探索方法に位置の要素を加えたことで、乳房領域に近い位置

から境界候補を検出できるようになり、文字などを乳房境界の候補として探索することがなくなった。さらに、微分値により乳房境界を補正することによって、文字やIDラベルの影響を除去することができた。また、新たに追加した乳房領域の位置と個数を判定する処理により、1枚のフィルムに2個の乳房領域が撮影されている場合にも対応させた。微分値による補正では、胸筋領域の影響で誤った補正がなされることが考えられたが、実際には、胸筋領域の微分値のピークの大きさと符号がIDラベルのエッジの場合とは異なるために誤って補正されることはなかった。本研究では、従来の境界決定法に位置の要素を加えたが、本質的な改良としては、乳房領域全体の境界の乱れを判断し修正する処理を行う必要がある。また、文献¹²⁾の収縮・膨張を行う処理も参考にするとうまいと考えられる。

5. ま と め

従来の乳房領域の自動抽出方法は、ある特定の施設のデータベースにのみ対応していたために、他施設のデータベースでは抽出に失敗することが多く、安定性に欠けていた。そこで新しい抽出方法では、位置による重み付けと微分による乳房領域境界の決定法を導入し、文字などによる境界の乱れを抑えた。また、ヒストグラム分割による位置判定処理を考案し、左右の乳房が1枚の画像に撮影されている症例にも対応させた。これらの改良により、多施設のデータベースに対する安定性が増し、画像症例737枚のうち抽出に成功したも

Table 1 The performance of our new algorithm for many databases obtained from 8 different facilities (A - H)

Database	A	B	C	D	E	F	G	H	Total
Success	279	21	27	10	20	208	98	65	728
Failure	0	0	5	0	2	0	2	0	9
Total	279	21	32	10	22	208	100	65	737

のが728枚(98.8%),失敗したものが9枚であった。今後は、乳房領域の位置判定をより安定させるために、分割しきい値の決定法の改良を行うことを検討しており、また、乳房領域の抽出処理においては、その自動抽出に失敗したことを解析する処理を追加することを検討している。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、種々の援助を賜りました岐阜大学工学部藤田研究室の岩切裕二氏(現松下電器産業)、名古屋大学医学部の池田 充先生、石垣武男先生、愛知県がんセンター病院の堀田勝平先生、元県立愛知病院の木戸長一郎先生に深謝いたします。なお、本研究の一部は厚生省がん研究助成金(鳥脇班)、(財)遠藤斉治朗記念科学技术振興財団、(財)医科学応用研究財団、(財)電気通信普及財団によって行われました。

文 献

- 1) 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼 武, 編: 医用X線像のコピュータ診断(シュリッガー・フエテック東京, 東京1994)
- 2) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **11** 96 (1994)
- 3) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: 信学論(DII) **J75-D-II** 1334 (1995)
- 4) 平子賢一, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **12** 82 (1995)
- 5) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: 医画情誌 **13** 54 (1996)
- 6) 平子賢一, 藤田広志, 原 武史, 他: Med.

Imag. Tech. **14** 665 (1996)

- 7) 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: Med. Imag. Tech. **15** 1 (1997)
- 8) 上田 斉, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **12** 68 (1995)
- 9) 五藤三樹, 遠藤登喜子, 藤田広志: ME誌 **34** 352 (1996)
- 10) H. Fujita, T. Endo, T. Matsubara, et al.: Proc. SPIE **2434** 682 (1995)
- 11) 藤田広志: 日乳癌検診学会誌 **5** 135 (1996)
- 12) 大久保なつみ, 磯部義明, 山本眞司, 他: ME誌 **32** 112 (1994)
- 13) 桐戸 徹, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: 医画情誌 **11** 7 (1994)

I 春季（第117回）大会記事

春季（第117回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成9年2月1日（土）10:00～

場 所 大阪大学医学部（保健学科新学舎）

〒560 吹田市山田丘1-1

特別講演 10:00～11:00

「光CTへのアプローチ：低コヒーレンス光干渉法を中心として」

大阪大学医学部 春名 正光 教授

見学会 11:00～12:00

大阪大学医学部保健学科新学舎の説明と見学

大阪大学医学部 大和谷 厚 教授

研究発表会 13:00～17:00

- 1) フィルム感度の違いによるX線写真のウィナースペクトルの管電圧依存性
越智幸夫、有村秀孝、滝川 厚*、窪田英明**、松本政雄**、中森伸行、金森仁志***
京都工繊大、*広島県立保健福祉大、**大阪大・医、***福井工大・工
- 2) CdZnTe検出器で測定した乳房撮影装置のX線スペクトルの補正(2)
松本政雄、金森仁志*、寅垣内 徹**、谷口 明**
大阪大・医、*福井工大・工、**東洋メデック技研
- 3) X線スペクトル測定から求めたグリッド性能係数の撮影条件依存性(2)
石川 憲、窪田英明*、滝川 厚**、尾崎吉明***、松本政雄*、中森伸行、金森仁志****
京都工繊大、*大阪大・医、**広島県立保健福祉大、***京都科捜研、****福井工大・工
- 4) ベドナーク — 距離法による新しいX線センシトメトリー法の提案
末森慎治、天野貴司*、荒尾信一*、北山 彰*、山下一也*、真田泰三
川崎医科大学付属病院・中央放射線部
*川崎医療短期大学・放射線技術科
- 5) X線エネルギー差分画像におけるノイズと画質
永井 豊、長谷川 伸*
電気通信大学、*東京工芸大学
- 6) 遺伝的アルゴリズムとニューラルネットワークを利用した胸部X線写真における結節状陰影の自動検出
徐 静、原 武史、藤田広志、吉村 仁*、松本常男**
岐阜大学・工、*コニカ(株)、**山口大学・医

- 7) 階層形ファジィ積分法による乳房画像の総合評価
荒尾信一、天野貴司、北山 彰、山下一也、末森慎治*、真田泰三*
逸見典子**、大倉保彦**
川崎医科大学付属病院・中央放射線部
*川崎医療短期大学・放射線技術科
**倉敷成人病センター
- 8) 新生児頭部超音波エコー動画像の評価Ⅱ
長谷川 信、谷口禎子、福沢理行、山田正良
京都工芸繊維大学・電子情報学科
- 9) マンモグラムにおける腫瘍陰影の自動検出
— 低濃度領域抽出法の改善 —
関 和泰、笠井 聡、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子*
岐阜大学・工、*国立名古屋病院・放



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

Ⅱ 第117回理事会議事録

日 時 平成9年2月1日(金) 12:00~13:00

場 所 大阪大学医学部保健学科

出席者 金森、稲本、奥村、小島、滝川、中森、藤田、松井、松本、山田、丹羽
内田名誉会長、長谷川顧問

議 題

1. 来年(平成10年2月)の春季(第120回)大会の開催に関しては、京都で開催することにし、中森理事に企画を依頼した。
2. 表彰規程の改正にあたり、前回の理事会で決定された金森奨励賞以外に医用画像情報学会賞(学会賞)を創設することにし、改正案を承認した。
なお、金森奨励賞は論文から選出するため、平成9年度(平成9年4月)より施行することとし、学会賞に関しては平成9年2月1日より施行することにした。
(改正された表彰規程ならびに現行の会則と内規の全文を会報Ⅲに記載する)
3. 表彰選考委員会の委員長に長谷川顧問を選任し、表彰委員の選任と各賞の選考を依頼した。
4. 平成9年度の年次(第118回)大会の開催について、長谷川顧問より準備状況の説明があった。
5. 秋季(第119回)大会の開催について、小島理事より説明があり、会場費等で経済的に運営上困難な場合は、当日会費を1,000円(会員)とすることを了解した。
6. インターネットのホームページの開設に関して、藤田理事より進捗状況について説明があり、アドレスは<http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>で、すでにオープンされており、現在内容の充実作業を行っているとの説明があった。

理事会議事録の訂正に関するお知らせ

第13巻3号(1996)143頁記載の理事会議事録に記載もれがありましたので、訂正をお願いいたします。

- 誤: 4. 名誉会長に内田 勝氏、名誉顧問に立入 弘氏、顧問に竹中榮一氏・長谷川伸氏を推薦することにした。
- 正: 4. 名誉会長に内田 勝氏、名誉顧問に立入 弘氏、顧問に竹中榮一氏・長谷川伸氏、名誉会員に田中俊夫氏・速水昭宗氏を推薦することにした。

Ⅲ 医用画像情報学会会則

昭和59年6月30日制定

昭和61年6月7日改正

平成7年6月17日改正

平成8年6月7日改正

第一章 総 則

- 第1条 本会の名称を医用画像情報学会とする。
- 第2条 本会は、放射線像等の医用画像に関する基礎および応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及を図り、もって学術の発展に寄与することを目的とする。
- 第3条 本会は、前条の目的を達するために次の事業を行う。
1. 年3回以上定期研究会の開催
 2. 会誌の発行
 3. その他、理事会が適当と認めた事業の遂行
- 第4条 本会事務所の所在地は細則で定める。

第二章 役 員

- 第5条 本会の円滑な運営と第一章第2条の目的達成のため会長1名、監事2名および理事若干名を置く。
- 第6条 会長、監事は、本会の会員中から会員の選挙によって決定し相関の承認を受ける。
- 第7条 会長は、会を代表する。
- 第8条 監事は民法第59条の職務を行い、本会の他の職務を兼ねることはできない。
- 第9条 理事は、会長が選任する。ただし、理事のうち2名以内は、会長の指名により選任することができる。
- 第10条 常務理事は、会長が理事中より指名する。
- 第11条 会長、理事、監事の任期は3年とする。
- 第12条 顧問は、会長が委嘱しこれを決める。

第三章 会 員

- 第13条 本会の会員は、正会員、賛助会員および名誉会員とする。
- 第14条 本会に入会しようとする者は、本会の会員の推薦を必要とする。
- 第15条 正会員は、第一章第2条の目的に関心を持つ個人で資格は別にこれを定めない。
- 第16条 賛助会員は、第一章第2条の目的に賛同し、その事業を援助する者、または団体とする。
- 第17条 名誉会員は、本会に功労のあった人を理事会で定め、総会で承認する。
2. 会長、常務理事、又は顧問を長年務めた者が名誉会員となるときは、それぞれ名誉会長、名誉理事、名誉顧問と称する。
- 第18条 正会員、賛助会員の会費は細則に定める。

第19条 会員でなければ、本会の研究発表会に参加することはできない。

第20条 退会は自由とする。

第四章 総会、常務理事会および理事会

第21条 年1回総会を行う。総会は会員の1/10以上の出席をもって成立する。

第22条 本会の事業を行うために、会長と常務理事により作られた常務理事会と、会長と理事により作られた理事会を置く。

第23条 常務理事会は、会の運営について審議し、その事業を行う。

第24条 常務理事会は、会長が欠員であるか、会長に事故があるときには、会長の任務を代行する。

第25条 常務理事会および理事会は、常務理事または理事1/3以上の出席をもって成立する。

2. 名誉会長及び名誉理事は理事会に出席し意見を述べることができる。

第26条 会則の改定などの重要事項は、常務理事会、理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第五章 資産および会計

第27条 本会の資産は、会費および寄付金をもってこれに当てる。

第28条 本会の事業遂行に要する費用は、前条によって生ずる資産をもって支弁する。

第29条 本会の収支決算は、常務理事会が作成し、理事会の審議を経て総会の承認を得るものとする。

第30条 本会の会計年度は、4月1日より翌年3月末日までとする。

第六章 会則の変更ならびに解散

第31条 本会の会則の変更は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第32条 本会の解散は、常務理事会および理事会の審議を経て、総会の承認を得るものとする。

第33条 本会の解散に伴う残余財産は、理事会の議決を経て処理方法を決定し、総会の承認を得るものとする。

第34条 この会則施行についての細則は常務理事会の議決を経て別に定め、理事会の承認を得るものとする。

細 則

第一章 会 費

第1条 正会員の会費4000円／年、賛助会費1030000円／年（2分割払い可）とする。

第2条 会費を2年以上滞納したときは原則として退会とみなす。

第二章 役員および委員会

第3条 理事の互選により総務理事1名を選出する。総務理事は会務を取りまとめて常務理事会と理事会の運営に当たる。

第4条 会務を遂行するために、会長は常務理事の中から次の担当理事を委嘱し、委嘱された理事は若干名の会員とともに委員会を構成することができる。

(1)庶務 (2)財務 (3)企画 (4)編集

第三章 表 彰

第5条 会則第3条第3号の事業の一環として、本会の目的または事業に関し功績のあった者の表彰を行う。

第6条 表彰の種類、方法等については別に定める。

第四章 事 務 所

第7条 会則第4条の事務所の所在地は、埼玉県坂戸市けやき台1-1 明海大学歯学部歯科放射線学講座内とする。

医用画像情報学会表彰規程

昭和61年2月22日制定

平成3年2月9日改定

平成9年2月8日改定

(表彰の種類)

第1条 表彰の種類は次のとおりとする。

- (1) 医用画像情報学会賞
- (2) 内田論文賞
- (3) 金森奨励賞
- (4) 功績賞

第2条 医用画像情報学会賞（以下「学会賞」という）は、本学会役員として多年にわたり活躍し、かつ医用画像情報学に優れた業績を有する等、本学会の発展に際し特にその功績が顕著であった者にこの賞を贈呈する。

第3条 内田論文賞（以下「論文賞」という）は、内田勝氏の本会創設の功労を永く讃えるために設けたものであり、医用画像情報学会雑誌（以下「会誌」という）の論文欄に発表された論文のうちから、とくに優秀なものを選定して、これに贈呈する。

2. 論文賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とする。
3. 論文が共著の場合は、著者全員が受賞するものとする。

第4条 金森奨励賞（以下「奨励賞」という）は、金森仁志氏の永年にわたる本学会の発展的運営に対する功績を記念して設けたものであり、将来有能な研究者を育成するためのものである。

2. 奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文のうち第1著者が表彰の年の3月31日現在に対する功績を記念して設けたものであり、将来有能な研究者を育成するためのものである。
2. 奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文のうち第1著者が表彰の年の3月31日現在満38歳以下の者とする。
3. 奨励賞の対象となる論文は、表彰の時期の前年の12月までの1年間に発表された論文とし、これらのうちから優秀なものを選定して、これに贈呈する。
4. 論文が共著の場合は、満38歳以下の著者全員が受賞する。

第5条 功績賞は、医用画像情報に関する学術、技術ならびに本会の事業に対し功労があり、その功績が多大な者を選定して、これに贈呈する。

(表彰の方法)

第6条 受賞者の決定は、表彰選考委員会（以下「委員会」という）の報告に基づき、理事会が行う。

第7条 学会賞と功績賞はそれぞれ毎年1名以内、論文賞と奨励賞はそれぞれ毎年1件以内に贈呈するものとする。

ただし、理事会が必要と認めた場合は、この定数をこえて贈呈することができる。

2. 各賞とも該当者のない場合には賞を贈呈しない。

第8条 賞を受けるものは、原則として本会の会員とする。

2. 論文賞と奨励賞は、重複して受賞することができる。

3. 学会賞、奨励賞ならびに功績賞に関しては、同一人が同一の賞を再度受けることはできない。

第9条 表彰は表彰状を授与して行うものとする。表彰状には副賞を添えることができる。

2. 賞は、通常総会において贈呈する。

3. 受賞者の氏名、業績の内容等は、会誌に発表する。

(選考委員会)

第10条 選考委員会は、理事のうちから委員長が指名した委員をもって構成する。ただし、必要に応じてこれに学識経験者若干名を加えることができる。

2. 委員長は、理事会の推薦により決定する。

第11条 選考委員会は、別表に定める選考手続きにより受賞候補者の選定を行う。

第12条 委員会は、前条の手続きにより受賞候補者の選定が終わったときは、その結果を理事会に報告する。

第13条 選考委員会は、理事会が受賞者を決定したときをもって解散する。

(経 理)

第14条 論文賞の経費は、原則として内田 勝氏からの寄付金の利子により支弁する。

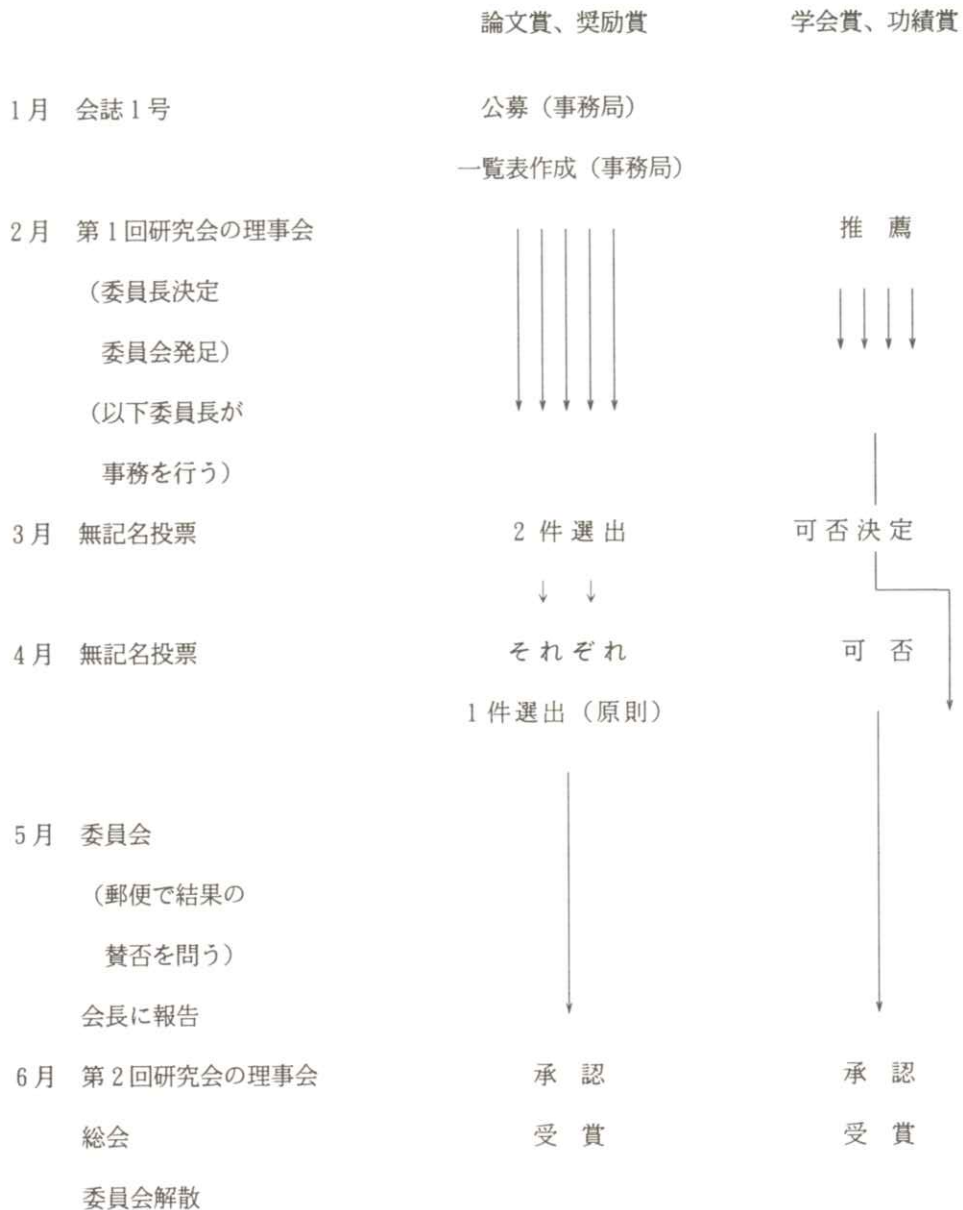
第15条 奨励賞の経費は、原則として金森仁志氏からの寄付金の利子により支弁する。

第16条 学会賞と功績賞の経費は、一般会計から支弁する。

(そ の 他)

第18条 この規程（及び第11条に定める選定手続き）の改正は理事会の議決による。

受賞候補者選定手続き



新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
500	安 井 正 一	富山医科薬科大学付属病院放射線部 〒930-01 富山県富山市杉谷2630	TEL 0764-34-2281 FAX 0764-34-0849

会 員 異 動 届

No.	氏 名	変更項目	勤務先および所在地	電話・FAX
81	金 森 仁 志	FAX	福井工業大学工学部 〒910 福井県福井市3-6-1	TEL 0776-22-8111 FAX 0776-29-7891
93	神 取 祥 和	勤務先	医療法人曙会美合病院 〒444 愛知県岡崎市美合町字平端24	TEL 0564-51-2521 FAX 0564-54-5851
174	竹 村 尚 三	連絡先	自宅 〒238 神奈川県横須賀市望洋台5-3	TEL 0468-53-3094
364	鬼 本 恵 子	勤務先	国際医療福祉大学保健学部 放射線情報科学科 〒324 栃木県大田原市北金丸2600-1	TEL 0287-24-3035 FAX 0287-24-3191
33	稲 本 一 夫	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2560 FAX 06-879-2560
107	窪 田 英 明	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2481
297	松 本 政 雄	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2578 FAX 06-879-2578
431	原 内 一	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2574
461	小 縣 裕 二	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-2564
478	武 村 哲 浩	勤務先	大阪大学医学部保健学科 〒565 大阪吹田市山田丘1-7	TEL 06-879-5111

賛 助 会 員

平成8年9月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名簿を掲載させていただきます。(五十音順)

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)	中 央 精 機 (株)	(株) 日 立 メ デ ィ コ
コ ニ カ (株)	東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
シーメンス旭メディテック(株)	トムソン-CSFジャパン(株)	(株) モ リ タ
島 津 製 作 所 (株)	(株) ナ ッ ク	横河メディカルシステム(株)
(株) ジ ー シ ー	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)	(株) ヨ シ ダ

正 誤 表

事務局の手違いから、13巻3号の雑誌発行に際し、著者校正が行えず論文に誤植が多数生じてしまいました。誠に申し訳なく思っています。以後、このような事がなきよう注意いたしますので、御容赦のほどお願い申し上げます。

下記の論文の御訂正をお願いいたします。

医用画像情報学会誌 13巻 3号 124~131頁

「DICOM規格に基づいたPCソフトも開発」

訂正箇所 128頁

誤

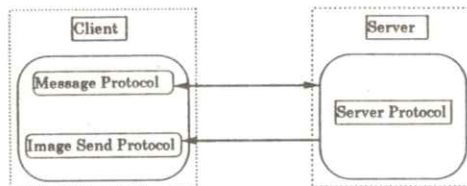


Fig. 3 CTN recommend Protocol

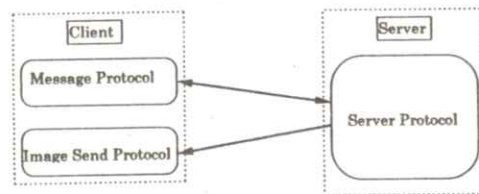


Fig. 4 The software Protocol developed on PC

正

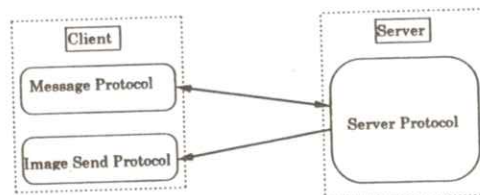


Fig. 3 CTN recommend Protocol

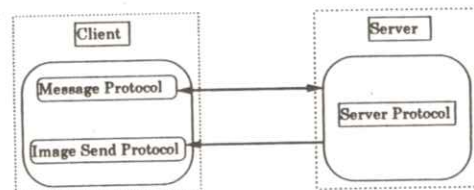


Fig. 4 The software Protocol developed on PC

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)	
名誉会長	内田 勝 (静岡理工科大)	名誉顧問 立入 弘
顧 問	竹中 榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)	
総務理事	丹羽 克味 (明海大)	
常務理事	〔企画担当〕中森 伸行 (京都工繊大)、松本 政雄 (大阪大)	
	〔庶務担当〕奥村 泰彦 (明海大)	
	〔財務担当〕山田 英彦 (明海大)	
理 事	〔大学関係〕稲津 博 (NBU)、稲本 一夫 (大阪大)、小島 克之 (常葉学園浜松大)、	
	滝川 厚 (広島県立保健福祉短大)、滝沢 正臣 (信州大)、	
	藤田 広志 (岐阜大)、星 博昭 (岐阜大)、和田 卓郎 (松本歯大)	
	〔会社関係〕青木 雄二 (化成オプトニクス)、加藤 久豊 (富士フィルム)、	
	小池 功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、	
	松井 美楯 (ユニカ)	
監 事	津田 元久 (東京工芸大)、樋口 清伯 (大阪産業大)	

編 集 後 記

事務局をお引き受けし医用画像情報学会雑誌の発行もようやく3巻目となりました。印刷所との対応もなんとか軌道にのり不都合な点も少しずつ改善されてきたのではないかと思います。句読点などもご指摘を頂き改善いたしました。今後ともより良い雑誌にしていきたいと考えておりますので、いろいろとお気づきの点がございましたらご指摘を頂きたいと思います。また、前回、事務局のミスにより雑誌が一部の会員の手元に届かないという不祥事があり、関係会員に大変ご迷惑をお掛けしてしまいました。このような事態を今後二度と起こさないよう最善の努力をいたしたいと思います。

春季(第117回)大会は大阪大学医学部保健学科で無事開催されました。松本先生はじめスタッフの方々には御礼を申し上げます。次回は年次大会・総会ですので奮ってご参加ください。(奥村)

編 集 委 員

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

医用画像情報学会の雑誌

平成9年(1997)5月5日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味
発 行 所 医用画像情報学会
〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1
明海大学歯学部歯科放射線学講座内
TEL 0492-85-5511(内437)
FAX 0492-87-6657
印 刷 所 (有)リュウワ印刷
〒350 埼玉県川越市府川223-5
TEL 0492-22-5677

入 会 の 手 続 き

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

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

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4, 0 0 0 円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1 口につき 3 0, 0 0 0 円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1番1号

明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局 奥村泰彦

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

FAX 0492-87-6657

郵便振替口座：東京 00120-0-582178 医用画像情報学会

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

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

会員番号

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓、名の順に)

印

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 ・ 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年、月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒. 在. 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒. 在. 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (卒. 在. 中退)

6) 学 位

7) 免状、資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称

(所属部課まで)

所在地〒

TEL

FAX

10) 自宅住所〒

TEL

FAX

11) 通信先 勤務先 ・ 自 宅

(注: 連絡の都合上、なるべく勤務先を通信先としてください。)

医用画像情報学会会員（勤務先、所属、住所）異動届

年 月 日

氏 名

印

.....

新勤務先、所属名称 ふりがな

.....

.....

勤務先住所〒

.....

TEL

FAX

.....

新住所〒

.....

TEL

FAX

.....

（注：勤務先、所属、住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

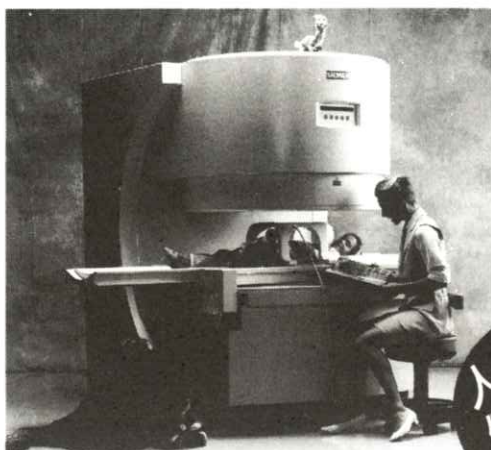
本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著 作 権

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

M E M O

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

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

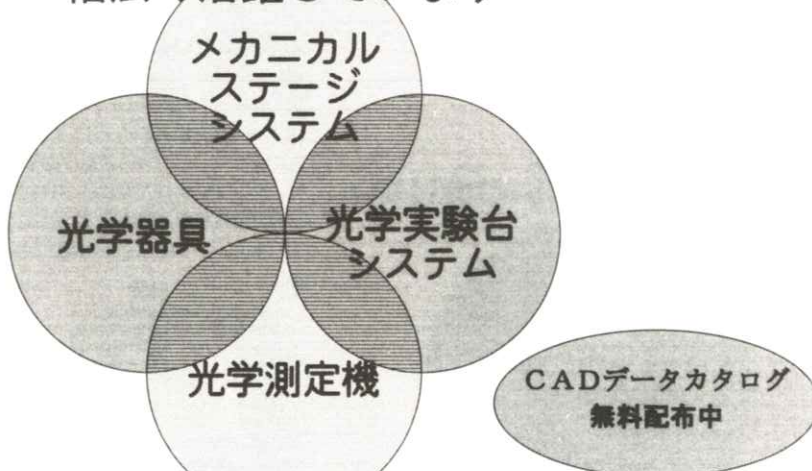
人に
優しい

MAGNETOM
Open

シーメンス旭メディテック株式会社

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

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で
幅広く活躍しています



中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

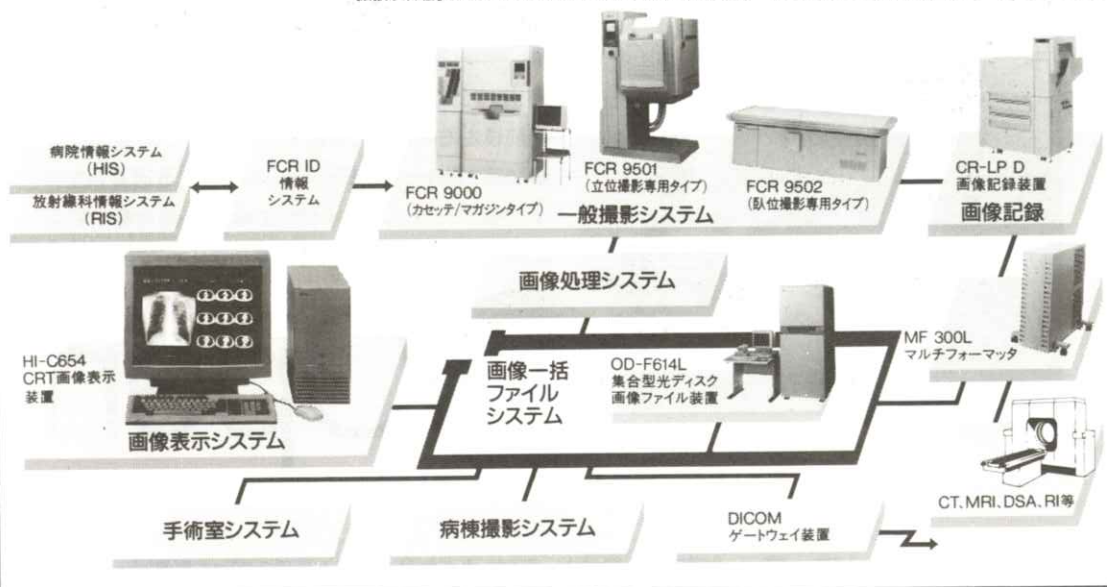
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



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



GE Medical Systems

インターナショナル・クオリティ



お届けしたいのは、世界品質のイメージです。

私たちが目指しているのは世界品質の医用画像診断装置です。そしてそれを支えるのが、アメリカのGEメディカルシステムズ(GEMS)、ヨーロッパのGEMS-E、GE横河メディカルシステムが中核となるアジアのGEMS-Aの3極体制です。いま、世界の医療の現場で何が起きているか、何が求められているか。それらをいち早く察知し、各拠点で協力しながら、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
CTHSpeed Advantage

MR

磁気共鳴
断層撮影装置
SINGA Advantage I ST
SINGA Advantage I OT
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
アハパックスLIC-LP
アハパックスLIC
アハパックスLCV/LCN
アハパックスAFM/AFM-IFC
アハパックスDLX
セクタ7DMR
セクタ7600T/600TFD/
セクタ7600F
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
RTS000シリーズ
RT4600
RT4600
RT4600
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



医用画像 システム

株式会社 ナック

☆シネアングロ カメラ・・・アリテクノ35

☆シネプロジェクタ・・・アリプロ35

☆CD-R ビュアー・・・AIRS

■ ナック

本社/106:東京都港区西麻布1-2-7:03-3404-2321
映像技術/106:東京都港区西麻布1-2-7:03-3403-0711
工場/224:横浜市都筑区勝田町1247:045-941-3711
大阪/531:大阪市北区豊崎3-2-1:06-359-8110
名古屋/464:名古屋市中区仲田2-14-16:052-764-2010
筑波/305:茨城県つくば市天久保3-9-1:0298-51-1318

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか?
生命の尊さ・・・

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



株式会社 日立メディコ

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

SHIMADZUSolutions for Science
since 1875

真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX α

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



CD-R標準装備

**島津製作所**

インターネットで最新の商品ページにアクセスして下さい <http://www.shimadzu.co.jp/j/index.html>
本社 京都市中京区西ノ京本町11-1 医療機器事業部 (075) 823-1271

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ック社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得



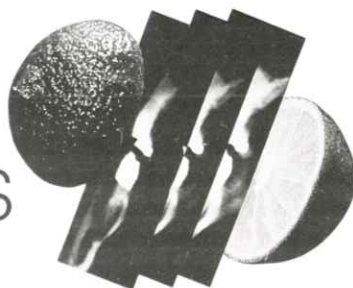
いりぐち。

病気をいりぐちでふせぎ、
いりぐちを大切にすゑ。
そしておめえ様を
気持ちよくお迎えする。
こちらからモリタのテーマです。

食べる。かむ。はなす。
くまは、この
エネーギー・リミット・マシーンの
はじまりです。

 **モリタ**

SIEMENS



Orthophos PLUS

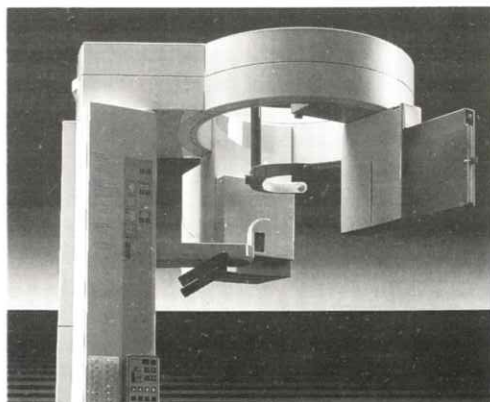
パノラマX線撮影装置

承認番号 280第45号

多機能、簡単操作、
そしていつも新しい。

**スライス(多層断層撮影)機能が
加わりました。**

オーソフォスが撮影機能をさらに充実し、
近代的な歯科診断に欠かせない多層断層撮影機能を含む
16種類の撮影プログラムを装備した
“オーソフォス・プラス”に変わりました。



株式会社 ジーシー

GC

〇 I C ● (03)3815-1511

営業所 ● 北海道(011)729-2130 ● 東北(022)263-1751 ● 東京(03)3813-5751 ● 名古屋(052)703-3231 ● 大阪(06)771-4682 ● 広島(082)255-1771 ● 九州(092)441-1286

手に取るように説明できる、
患者さんにやさしいシステムです。



保険
適用

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

デジタルX線画像解析システム【コンピュレイ】

COMPUWAY



株式会社

ヨシダ

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941