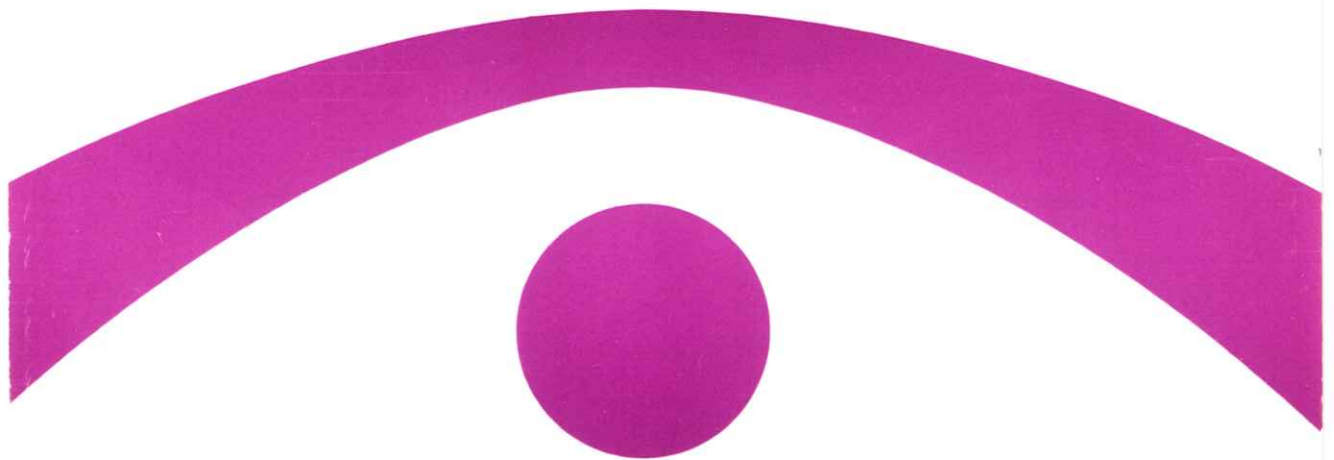


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻115号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.14 No.1 January 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、マンモグラフィー・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線検出器にはペ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。)

●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] (70 μm , 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。

■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1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0.8 μs 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)



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1号 1997年1月

目 次

会 告

- 第 117 回平成 8 年度春季大会 会告 1
第 118 回研究会予定および演題伺い 会告 4

巻 頭 言

- 特色ある学会に 金森 仁志 1

論 文

- 遺伝的アルゴリズムを用いた神経回路網の荷重決定法
..... 渡邊 伸司, 蔡 篤儀, 小島 克之,
富田 政明 2
- 画 像 の 算 術 圧 縮
..... 樋口 清伯 11
- Activeフィルタを用いた心室輪郭の自動抽出
..... 遠藤 信行, 蔡 篤儀, 小島 克之,
藤沢 攻 18
- LSFにおよぼすクロスオーバー効果と低照度相反則不軌の影響
..... 山田 英彦, 奥村 泰彦, 下山 盛司,
大川 延也, 大坊 元二, 丹羽 克味 27

技術資料

- 増感紙—フィルム系のMTF測定法の標準化に関する研究
..... 杜下 淳次, 土井 邦雄 39

会 報

- 研究会記事 60
新入会員—賛助会員名簿 62

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.1 January 1997

Contents

Preface

Expecting to be a featured society	Hitoshi KANAMORI	1
---	------------------------	---

Original Papers

Determination of Weighting Values of Neural Networks By Means of Genetic Algorithms. Shinji WATANABE, Du - Yih TSAI, Katsuyuki KOJIMA and Masaaki TOMITA	2
Compression Scheme based on Arithmetic Coding for Multi - valued Image Seihaku HIGUCHI	11
Automated Detection of Ventricular Contour Using an Active Filter Nobuyuki ENDO, Du - Yih TSAI, Katsuyuki KOJIMA, and Kou FUJISAWA	18
Effects of Crossover and Low - intensity Reciprocity Law Failure on LSF Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA, Seiji SHIMOYAMA, Nobuya OUKAWA, Motoji DAIBOU and Kastumi NIWA	27

Technical Report

Investigation for standardization of MTF measurements of screen - film systems	Junji MORISHITA and Kunio DOI	39
---	-------------------------------------	----

(Med,Imag,Inform.Sci. Vol.14 No.1)

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 of 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

第117回平成8年度春季大会のご案内

春季大会を下記のように開催しますので、奮ってご参加下さい。

日 時 平成9年2月1日(土)

場 所 大阪大学医学部保健学科第一講義室(新学舎)

〒565 吹田市山田丘1-7 TEL 06-879-2501(仮事務所)

参 加 費 会員：500円、非会員：1,000円、学生：無料

1日(土) -午前-

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 教授 春名 正光 先生

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 教授 大和谷 厚 先生

1日(土) -午後-

研究発表会 13:00~17:00

会場案内図

会場：大阪大学医学部保健学科第一講義室(新学舎)

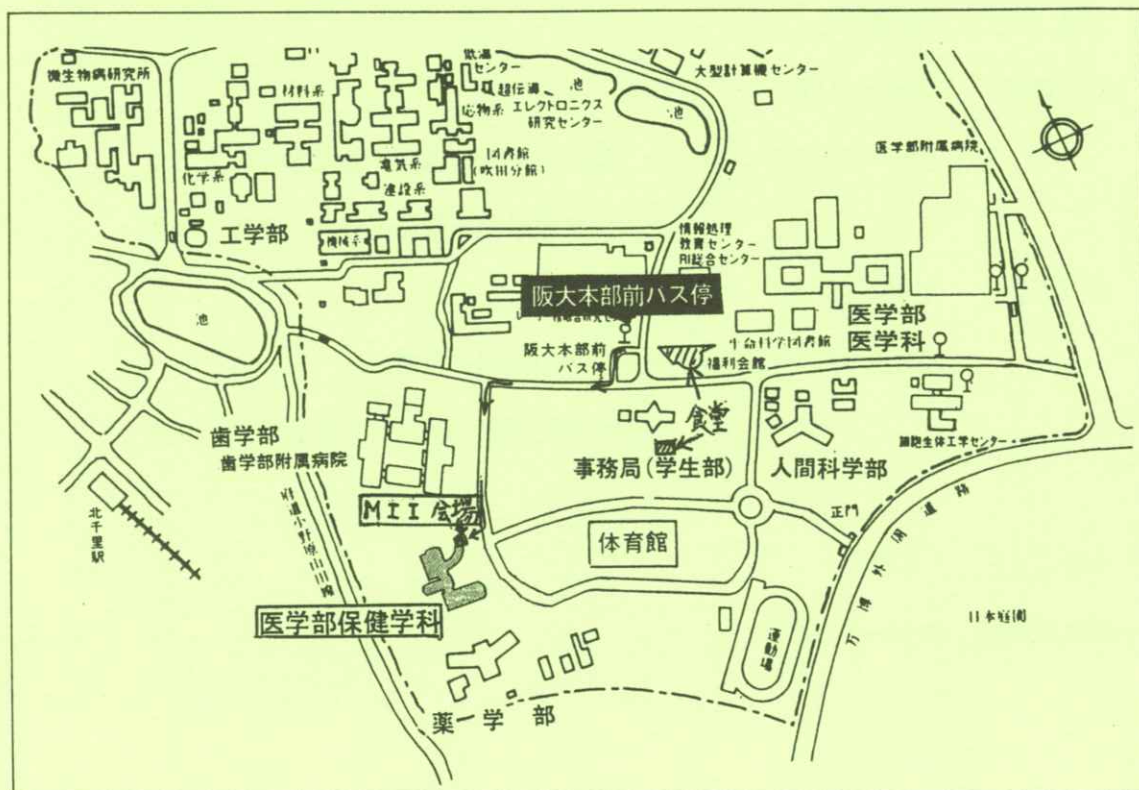
〒565 吹田市山田丘1-7 TEL 06-879-2501(仮事務室)

＜会場までのアクセス＞

- (1)地下鉄・北大阪急行線 千里中央駅(終点)から阪急バスで「阪大本部前」または「茨木美穂ヶ丘」行 約10～20分
- (2)JR東海道線 茨木駅から近鉄バスで「阪大本部前」行 約30分
- (3)大阪国際空港(伊丹)から阪急バス 「阪大本部前」行 約45分
- (4)阪急電車京都線 茨木市駅から近鉄バスで「阪大本部前」行 約40分
- (5)阪急電車千里線 北千里駅(終点)から東へ徒歩 約20分

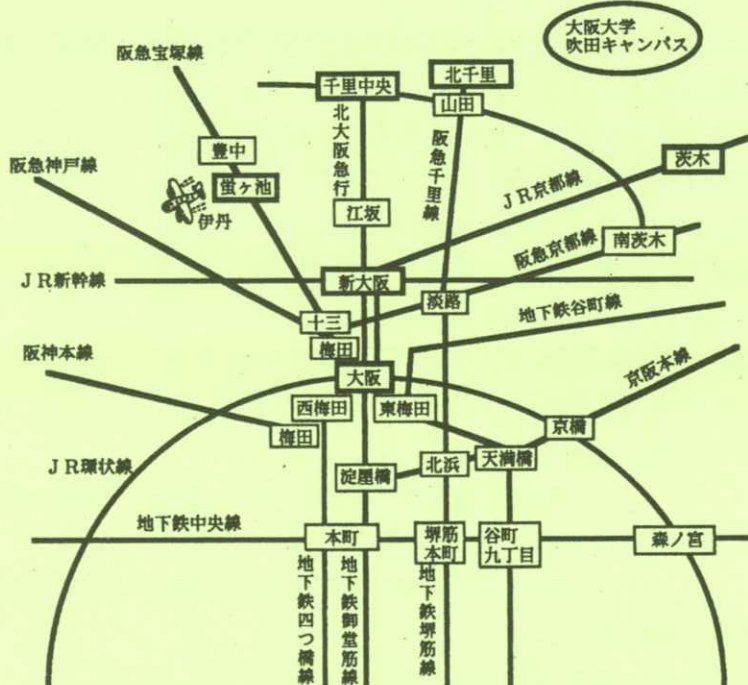
*バスで来られる方はいずれも「阪大本部前」下車

保健学科(吹田学舎)周辺図

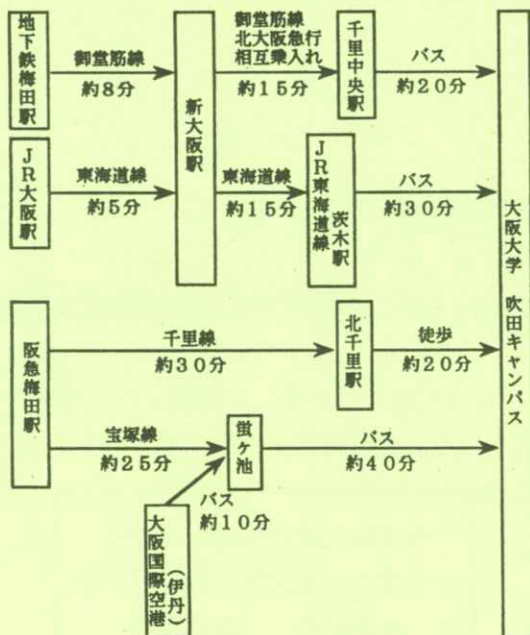


大阪大学吹田キャンパスへの交通・宿 情報

宿の予約などは、各自でお願いいたします。



大阪大学吹田キャンパスまでの代表的な交通手段と所要時間を下記に示します。乗り換え時間および待ち時間を考慮し、余裕を持ってお越し下さい。また、バスのご利用に際しては特にご注意願います。



時刻表に掲載されているビジネス/シティホテルの一部です。交通、徒歩時間などは再度ご確認ください。

最寄駅	ホテルの名前	徒歩	代表電話番号
新大阪駅	大阪コロナホテル	1分	06-323-3151
	ニュー大阪ホテル	2分	06-305-2345
	チサンホテル新大阪	5分	06-302-5571
西中島南方駅	ホテルコンソルト	駅前	06-304-1511
	ホテルオークス新大阪	1分	06-302-5141
	ホテルミヅフ	2分	06-304-5171
大阪駅 (梅田)	大阪東急イン	7分	06-315-0109
	梅田OSホテル	5分	06-312-1271
	ホテル関西	7分	06-312-7971
	ホテルグランヴィア大阪 (ターミナルホテル)		06-344-1235
	サニーストンホテル	1分	06-386-0001
地下鉄江坂駅	江坂東急イン	1分	06-338-0109
	第2サニーストンホテル	1分	06-386-3200
大阪国際空港 (伊丹)	ホテルA.P.	8分	06-843-2561
	ホテルエアポートふじ	10分	06-843-8811
蛍ヶ池駅	ホテルつじ井	1分	06-841-2612
豊中駅	ホテルアイボリー	1分	06-849-1111
千里中央駅	千里阪急ホテル	3分	06-872-2211
茨木駅	茨木京都ホテル		0726-20-2121

第118回平成8年度年次大会ならびに総会の御案内

第118回平成8年度年次大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成9年6月6日(金)及び7日(土)

場 所 東京工芸大学厚木キャンパス(予定)
〒243-02 神奈川県厚木市飯山1583

連絡先 東京工芸大学工学部工学科 津田元久
〒243-02 神奈川県厚木市飯山1583
TEL 0462-42-9508
FAX 0462-42-3000

特別講演 「立体視と立体表示」

東京工芸大学工学部工学科 教授 畑田 豊彦 先生

見学会 東京工芸大学工学部工学科の施設見学

東京工芸大学工学部工学科 教授 畑田 豊彦 先生

演題締切 平成9年4月10日

申込先 〒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
医用画像情報学会
TEL 0492-85-5511
FAX 0492-87-6657

(文書又はFAXでお願いします)

内田論文賞候補論文の公募について

昨年に引き続いて、本年は第12回の表彰を行います。下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol.13, No.1~No.3(3冊)に掲載された論文

応募要項 下記の事項をB5版(縦長)に記入して、事務局宛にお送り下さい。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9年1月31日(必着)

表 彰 平成9年6月6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

〔巻頭言〕

特色ある学会に

金森 仁 志

平成8年度の総会で、はからずも、内田先生の後の会長に選任され、身の引き締まる思いです。

かえりみますと、本会は、前身の放射線イメージインフォメーション(RII)研究会から数えて創立32周年を迎え、着実に発展しています。本会の他に医用画像や医療情報の学会、分科会、研究会が幾つかありますが、本会は最も歴史が古く、地道に着実に成果を挙げています。

ここ数年の演題は、本会創立以来の、画質評価に関するもの、これに関する常識をもう一度根本的に見直そうとするもの、更にもう一つ基礎のX線の物理に関するもの、等が連綿と続いている一方で、計算機を用いた画像処理、診断支援、情報圧縮、等、最新の手法まで、幅広く扱っています。放射線画像研究と云えば計算機画像処理だけを思い浮かべる人々が多い今日、本会のように地味な基礎的な問題を息長く扱っている会には他には無いと自負しています。

画像処理をするにしても、本会で蓄積した画質評価法と組み合わせて処理法を考え、結果を考察すること、更にX線の物理も組み入れて、処理し易い原画像を作ること、等は、本会でしか出来ない特色では無いでしょうか。

学会、研究会が乱立している今日、本会は、一見華やかに見える流行的課題だけを追う事無く、特色を生かして、基礎を固め、地道に成果を上げる事を期待しています。これが本会を末永く発展させる道ではないでしょうか。

遺伝的アルゴリズムを用いた神経回路網の荷重値決定法

渡邊 伸司*・蔡 篤儀**・小島 克之***・富田 政明****

*岐阜工業高等専門学校電子システム工学専攻

〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

**岐阜工業高等専門学校電気工学科

〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

***常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科

〒431-21 浜松市都田町1230番地

****岐阜大学医学部第2内科

〒500 岐阜市司町40

(1996年10月12日、最終1996年11月21日受理)

Determination of Weighting Values of Neural Networks By Means of Genetic Algorithms.

Shinji WATANABE*, Du - Yih TSAI**, Katsuyuki KOJIMA***
and Māsaaki TOMITA****

*Advanced Course of Electronic System Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei - cho, Motosu - gun, Gifu 501 - 04, Japan

**Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei - cho, Motosu - gun, Gifu 501 - 04, Japan

***Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration
and Informatics, Tokoha - Gakuen Hamamatsu University
1230, Miyakoda - cho, Hamamatsu - shi, Shizuoka 431 - 21, Japan

****Second Department of Internal Medicine, Gifu University, School of Medicine
40, Tsukasa - machi, Gifu 500, Japan

(Received October 12, 1996, in final form, November 21, 1996)

Backpropagation is a one of the most typical learning methods employed in neural networks (NN). Although the method is very efficient for numerical data processing and learning, the calculation is considerably complicated. In this study we propose an alternative learning method using a genetic algorithm(GA). Our Preliminary results show that the classification rate by using the NN with GA is comparable to that with backpropagation for classification of simple categories of images. And the former method is slightly superior to the latter method for classifying difficult categories. Moreover, our results show that the proposed method has better feature in terms of convergence for obtaining the optimum solution in learning.

1. はじめに

生物の神経系の情報処理形式を模擬しようとするニューラルネットワーク(Neural Network: NN)は、これまでコンピュータの苦手な分野とされてきた物体の認識等を可能とした¹⁻³⁾。NNにはホップフィールドネット、ボルツマンマシン、バックプロパゲーション(Back Propagation: BP, 誤差逆伝搬学習)など様々な種類があるが、中でもBPはNNの代表格とされ、パターン認識などの分野に多く用いられている。

一方、遺伝的アルゴリズム(Genetic Algorithm: GA)は、生物の進化の過程を工学的に模擬した解の探索法である³⁻⁵⁾。解の探索法としては、ニュートン法や勾配法など多くの手法が提案されているが、GAは並列的に解の探索を行うので、これらの手法と比べて探索能力が非常に優れている。

バックプロパゲーションネットワークは数値データ処理、学習能力に優れているが、問題点として、学習に時間がかかり、複雑な微分演算を必要とするため解析が困難である。

そこで本研究ではNNとGAを融合させること

により、これらの問題点を克服したNNモデルの開発を行った。

2. ニューラルネットワークと遺伝的アルゴリズムの融合

NNとGAの融合を考えた場合、次の2通りの方法が考えられる。

- (1) NNの学習方法としてGAを用いる。
- (2) NNの構造決定法としてGAを用いる。

本研究では前者の方法を採用し、NNとGAの融合を試みた。

2.1 今回使用したNNモデル

本研究で使用したNNモデルをFig. 1に示す。入力層、中間層のニューロン数は4、出力層の

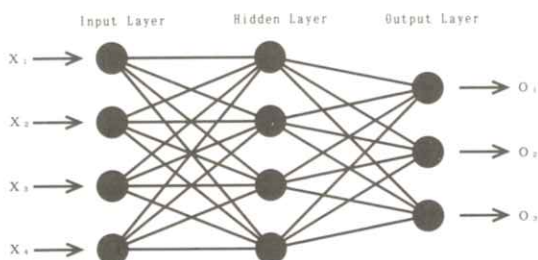


Fig. 1 Neural network used.

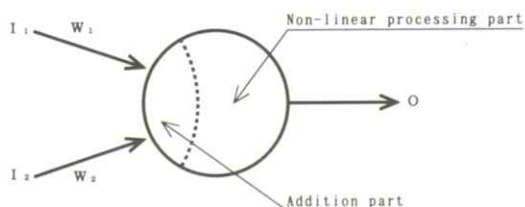


Fig. 2 Neuron model (in the case of two input units).

ニューロン数は3とする。各ニューロンの結合部には荷重値が存在し、その総数は28である。同じ層のニューロン間に結合はなく、入力層に入力された信号は入力層、中間層、出力層の順で伝達するものとする。

Fig. 2 のような入力が2つのニューロンモデルの出力 O は次式で表される。

$$O = \frac{1}{2} \{1 + \tanh(\frac{I_1 \cdot W_1 + I_2 \cdot W_2}{\mu_0})\} \quad \dots(1)$$

ただし、 I_1 と I_2 は入力、 W_1 と W_2 は荷重値である。 μ_0 はシグモイド関数の傾き係数で、値が小さいほど関数の傾きは大きくなる。この値は経験則に基づき一定した(今後は自動化するのが望ましい)。各荷重値 W_1, W_2 によって重みづけたそれぞれの入力 I_1, I_2 の総和をとり、シグモイド関数を通した出力が O である。 O は0～1の値をとる。

本研究で使したNNモデルの教師信号を**Table 1**に示す。

Table 1 Teacher Signal.

Teacher Signal Category	T_1	T_2	T_3
0	1	0	0
1	0	1	0
2	0	0	1

2.2 GAを用いた荷重値決定の手順

GAを用いた荷重値決定の手順を**Fig. 3**に示す。図の適応度算出から交叉、突然変異までを1世代とし、0世代から99世代まで世代交代を繰り返す。99世代が終了した時点で最も適応度が高い遺伝子コードを最適荷重値として採用する。以下、各プロセスの詳細について述べる。

2.2.1 遺伝子コード

本研究では**Fig. 4**に示すように、NNを構成する28個の荷重値の数列为1つの遺伝子コードと

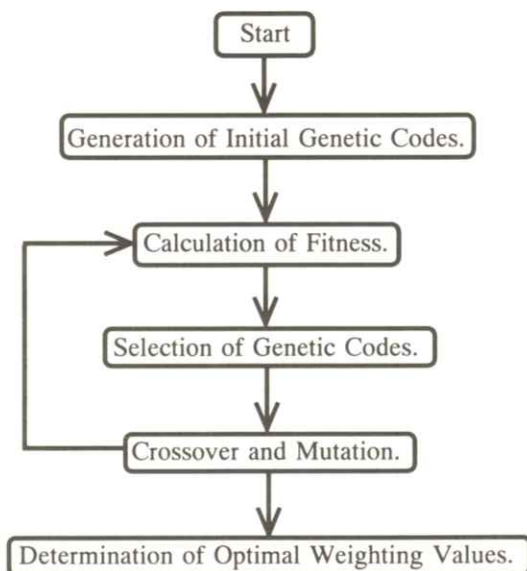


Fig. 3 Procedure of how to determine the weighting values using GA.

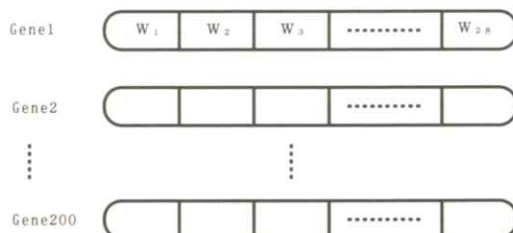


Fig. 4 Format of genetic codes.

する。その値は乱数を用いてランダムに決定する。同様な遺伝子コードを200個生成し、初期遺伝子コード集団を構成する。

2.2.2 適応度の算出

適応度はGAで最も重要な要素である。ここでは遺伝子コードの適応度 Fit を次式で定義する。

$$Fit = \frac{1}{1 + (E/n)} \quad \dots\dots\dots(2)$$

ただし、

$$E_j = \sum_{i=1}^3 |T_i - O_i| \quad \dots\dots\dots(3)$$

$$E = \sum_{j=0}^{n-1} E_j \quad \dots\dots\dots(4)$$

である。

(2)式において n は学習用データの数である。(3)式の E_j は、 j 番目のデータの教師信号 T_i と出力値 O_i との誤差で、(2)式の E は(4)式に示すように、各学習用データについて求めた誤差値の総和である。(2)式で適応度を算出することにより適応度は0～1の値をとり、全ての入力を正確に分類できる荷重値で構成する遺伝子コードほど適応度は高くなる。

2.2.3 遺伝子コードの選択

GAは遺伝子コードに交叉などの遺伝子的操作を施すことにより、遺伝子コードの集団全体の適応度を向上させる。遺伝子コードの選択とは遺伝子的操作を施す遺伝子コードを選択することであり、基本的に適応度が高い遺伝子コードが選択の対象となる。本研究では遺伝子コード集団の中か

ら任意に10個の遺伝子コードを抽出し、その中で最も適応度の高い遺伝子コードを選択の対象とした。

2.2.4 遺伝子コードの交叉

交叉は適応度の高い遺伝子コードの子を次世代に残す重要なプロセスである。本研究では2.2.3で述べた方法で選択した2個の遺伝子コードに対し、ランダムに設定する交叉位置で、各荷重値ごとに1点交叉を施す。

2.2.5 遺伝子コードの突然変異

突然変異は遺伝子コードの一部を強制的に変化させることにより、解が局所解に収束するのを防ぐ。本研究では、ランダムに位置を決定し、各荷重値ごとにその部分を反転させた。

3. 一般の画像を用いた識別テスト

この研究では本システムの有効性を確認するため、医用画像を用いた識別を行う前に、まず一般の画像を用いた識別テストを行った。

3.1 使用した画像

識別テストで使用した3枚の画像をFig. 5に示す。これらの画像はイメージスキャナGT-6000 (EOSON)でコンピュータに取り込んだものである。サイズは縦横ともに256画素で、1画素あたり8bitである。

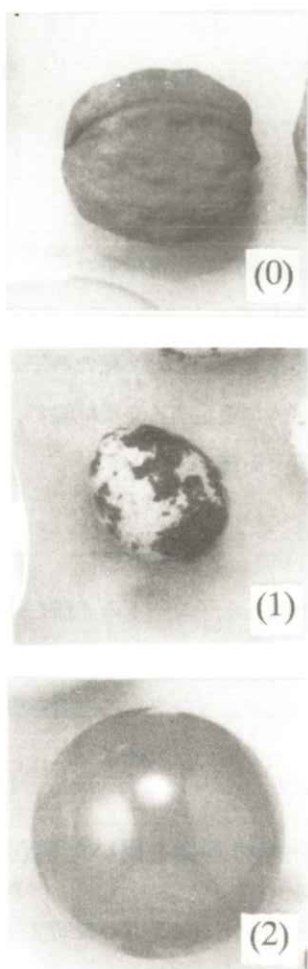


Fig. 5 Images used for our classification test.

3.2 濃度共起行列と統計的特徴量

NNモデルに画像を入力する特徴量を求めるため、本研究では濃度共起行列を作成した⁴⁾。濃度共起行列の作成条件は次の通りである。

- (1) 画素間の距離 5一定
- (2) 画素間の角度 0° 、 45° 、 90° 、 135°

そして濃度共起行列から以下に示す4種類の特徴量を抽出した。

Q_1 : Angular second moment

Q_2 : Contrast

Q_3 : Correlation

Q_4 : Entropy

3.3 実験の手順

一般の画像を用いた画像識別テストの手順をFig. 6に示す。本実験では、GAによる学習の前にデータの正規化を行った。その理由については次の3.4で述べる。

3.4 実験結果

GAを用いた学習における最大適応度の変化をFig. 7に示す。データの正規化をしなかった場

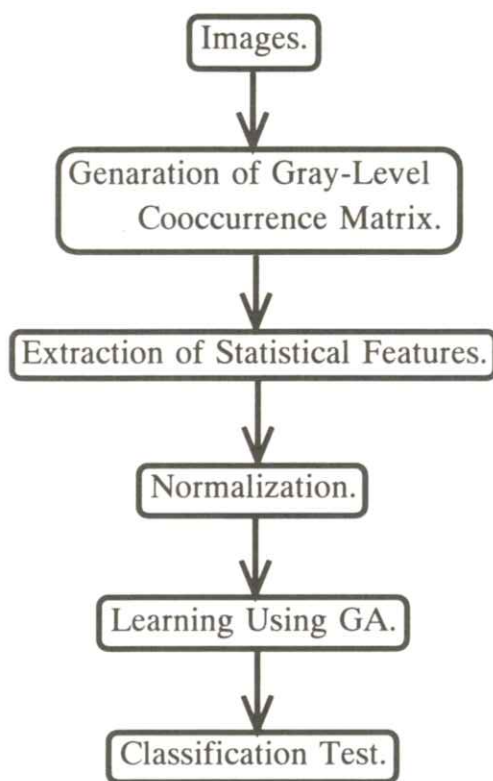


Fig. 6 Procedure of our experiments.

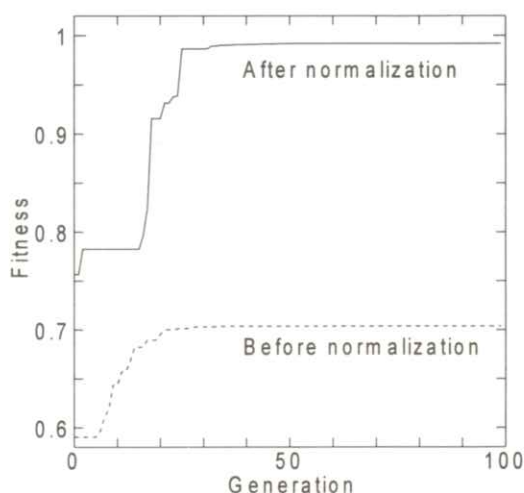


Fig. 7 Relation between fitness and generation.

合は破線に示すようになった。最大適応度約0.7で一定となり、これ以上向上しなかった。これは解が局所解に収束したためであると考えられ、この場合は最適解の探索は失敗に終わった。

一方、データの正規化を行った場合は実線のようにになった。Fig. 7では最大適応度0.78で一時的に局所解に収束しているが、15世代過ぎに適応度は再び急上昇した。世代交代を終了した時点で適応度はほぼ1になり、最適荷重値を求めることができた。解が局所解に収束するのは、世代交代を繰り返すにつれて、集団全体の適応度が向上し、集団の遺伝子コードが類似してくるためであると考えられる。そこで本研究では、最大適応度が10世代連続して同じ値であった場合には、最大適応度を示す遺伝子コードを除く199個の遺伝子コードを、新たに生成し直した。15世代過ぎに適応度が急上昇したのはそのためであると考えられる。

Fig. 7ではデータを正規化した場合も一時的に局所解に収束している。しかし、常に局所解に収束するのではなく、多くの場合は0~20世代の間で適応度は0.9を越え、その時点で識別してもほぼ100%正確に識別できる。これはGAで乱数を使用しているので、適応度の変移を示す曲線が常に同じ軌跡をたどるとは限らないためである。しかし80~90世代あたりになると乱数の影響を受けなくなり、適応度もほぼ一定となる。このため今回の実験では世代交代を99世代で終了した。

データを正規化した場合の識別結果をTable 2に示す。左からデータ番号、 O_1 、 O_2 、および O_3 の各出力値、教師信号のカテゴリ名、出力のカテゴリ名である。教師信号と出力が全て一致し、正確に識別できていることがわかる。

Table 2 Classification results when data are normalized.

Data Number	O_1	O_2	O_3	Category of Teacher Signal	Category of Output
0	0.9965	0.0000	0.0000	0	0
1	0.0047	0.9836	0.0000	1	1
2	0.0000	0.0000	1.0000	2	2

4. 医用画像を用いた識別テスト

4.1 使用した画像

本研究で用いた医用画像は超音波画像で、その内訳は正常23例、拡張型心筋症 (Dilated Cardiomyopathy: DCM) 12例、肥大型心筋症 (Hypertrophic Cardiomyopathy: HCM) 10例である。各症例はあらかじめ医師により正常、DCM、HCMのどれかに分類されており、1例につき拡張末期と収縮末期の画像2枚がある。使

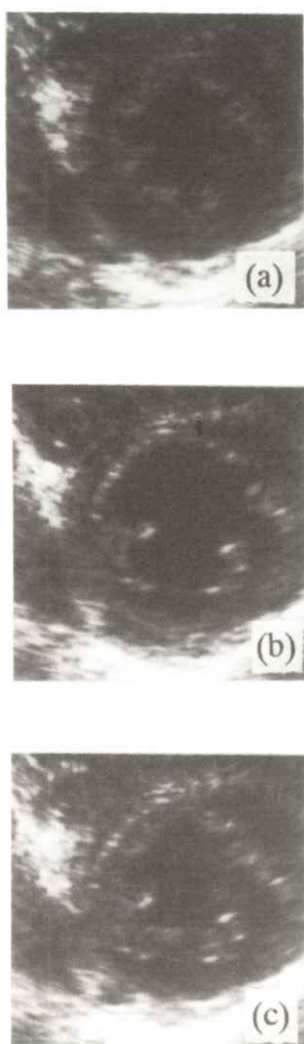


Fig. 8 An example of normal case.
(a) end - systole, (b) end - diastole, and
(c) composite images.

用した超音波画像の一例を**Fig. 8**に示す。

本研究では拡張末期と収縮末期の画像から合成画像を作成した。この合成画像は、拡張末期と収縮末期の画像の同位置の画素を比較し、輝度の高い方を出力画素とした画像である。この合成画像から濃度共起行列を作成した。

4.2 実験結果

実験結果を**Fig. 9**に示す。**Fig. 9**において、横軸は濃度共起行列を求めるときの角度、縦軸は判別率である。2本の棒グラフのうち、左側はDCMとHCMを異常という1つのカテゴリとみなし、正常と異常の2種類のカテゴリを識別させた場合である。右側は正常、DCM、およびHCMの3種類のカテゴリを識別させた場合の結果である。正常、DCM、およびHCMの3種類を識別させた場合は最大88.9%、正常と異常の2種類を識別させた場合には最大100%の判別率を得た。

Fig. 10はGAとBPとの比較で、カテゴリは正

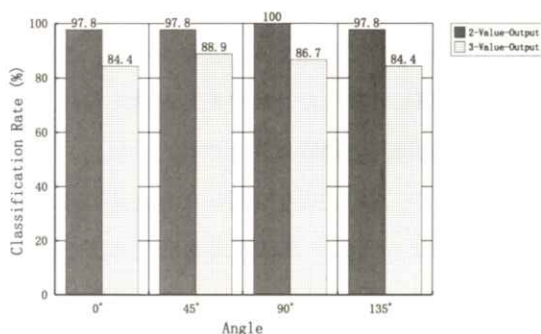


Fig. 9 Experimental results for 2 - value

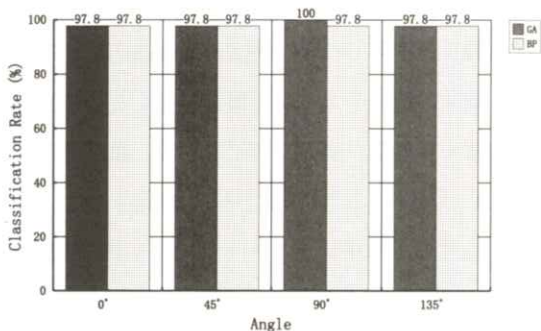


Fig. 10 Comparison of classification rates for GA and BP(2 - value output).

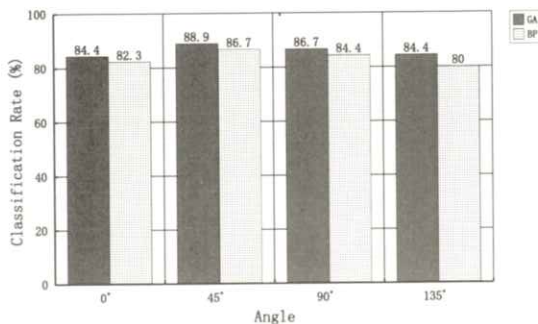


Fig. 11 Comparison of classification rates for GA and BP(3-value output).

常と異常の2種類である。左側のグラフは今回提案したGAを用いて学習した場合で、右側のグラフは、同じNNでBPを用いて学習した場合の結果である。

Fig. 11も同じくGAとBPの比較で、カテゴリは正常、DCM、およびHCMの3種類である。正常と異常を識別させた場合は、GAで学習した場合もBPで学習した場合も、ほぼ正確に識別することができた。正常、DCMおよびHCMの3種類のカテゴリを識別させた場合は、BPよりも、今回提案したGAを用いた手法で学習した方が判別率は若干良くなった。

5. む す び

今回はBPに代わる新たなNNの学習として、GAを用いた手法を示した。BPと比較した場合の本手法の利点は次のようである。

まず第1に演算が簡単な点である。BPは複雑な微分演算を必要とし、それがNNの解析を困難にしていた。これに対しGAを用いた本手法では適応度だけが分かればよく、その他の演算を必要

としないためNNの解析が容易になる。

第2に、データの数が少ない場合には、学習時間が比較的短いことである。

第3に適応度の収束が早いことである。これは一般の画像を用いた識別テストの場合や、医用画像を用いた識別テストで正常と異常を識別した場合のように、特徴量に差があり判別が比較的容易な場合に限られる。このような場合、学習開始後数秒で識別可能な領域まで適応度が上がる。

主な利点としては以上の3点を挙げることができるが、以下に示すような問題点もある。

第1に、解が局所解に収束して最適解の探索に失敗することがある。この問題は常に起こるのではなく、DCMとHCMのように特徴量にあまり差がなく、判別が困難な場合に限られる。これ以外の場合はそれほど重要な問題ではない。

第2に、全く同じ条件で学習を行っても識別結果に若干のばらつきが生ずることがある。この問題も第1と同様に、特徴量に差がなく判別が困難な場合に限られる。

今回提案したGAを用いた手法は、局所解への収束という問題点を除けば、バックプロパゲーションよりも優れた手法と言える。カテゴリが分類しやすい場合はもとより、分類しにくい場合にも、局所解への収束を防ぎシステムの信頼性を向上させることが今後の課題である。

謝 辞

本研究の一部は、(財)電気通信普及財団(1995年度)の研究調査助成金で行った。

文 献

- 1) P. D. Wasserman : Neural Computing
25 (Van Nostrand Reinhold, New York
1989)
- 2) J. A. Anderson and E. Rosenfeld :
Neurocomputing Foundations of
Research 523 (The MIT Press
Cambridge 1990)
- 3) 荻原将文 : エレクトロニクス実践シリーズ、
ニューロ・ファジィ・遺伝的アルゴリズム
pp. 38-73、94-111 (産業図書、東京 1994)
- 4) 伊藤斉志 : 遺伝的アルゴリズムの基礎
pp. 59-103 (オーム社、東京 1994)
- 5) 安居院 猛、長尾智晴 : ジェネティックアル
ゴリズム pp. 1-27 (昭晃堂、東京 1993)
- 6) 画像解析ハンドブック(高木幹雄、下田陽久
監修) p.518 (東京大学出版会、東京 1991)

画像の算術圧縮

樋口 清伯

大阪産業大学情報システム工学科

〒574 大阪府大東市中垣内 3 - 1 - 1

(1996年10月12日、最終1996年11月21日受理)

Compression Scheme based on Arithmetic Coding for Multi-valued Image

Seihaku HIGUCHI

Department of Information Systems Engineering, Osaka Sangyo University

3-1-1 Nakagaito, Daitohshi, Osaka 574

(Received October 12, 1996, in final form, November 21, 1996)

An arithmetic coding is well known as a powerful and an interesting data compression techniques from information theoretic viewpoints. In order to apply this techniques for the multi-valued images, a simplified and a feasible processing method have to be developed.

In this paper, to reduce the dependency among the neighbour pixels, and to detect the edge regions, we introduce the directional gradient by obtaining the difference value between the adjacent pixels. By combining the directional gradient on the local area, we decide whether the observation pixel is in the stationary region or in the edge region. Then a best estimate to the above pixel is obtained to compute the prediction error. After above procedures, difference (error) image which is processed by an arithmetic coding is derived. Simulation studies were carried out for girl image (SIDBA) and X-ray image to show the effectiveness of our approach.

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歪みなく復元されることであり、非可逆とは許容される（主として視覚面から目障りにならない）範囲内で復元できることを意味している。これに至る経緯は、可逆タイプは診断に用いる医用画像や各種の計測に用いる画像等に対して適用され、僅かな歪みによって生じる誤診断や誤判断の危険性を回避するためであり、他方、非可逆タイプは今日のインターネット運用にみられるように、大量の画像データを送受する際の通信コストの面から少々の画質劣化は許容可能と判断したことによると考えられる。

圧縮の手法については、対象とする画像により種々提案されているが、概略二つに分解されよう。

I. 画像のモデル化による圧縮¹⁾

この範疇には画像をマルコフ場とみなし隣合う画素値間に条件付き確率を導入し、その値を用いて圧縮する手法や画像を構成している要素（建物、道路、骨等）に注目した手法が考察されている。

II. 変換を利用した圧縮²⁾

コサイン変換、KL(Karhunen Loeve)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成分に集中化し圧縮する手法が研究されている。本研究では、可逆な圧縮を取り上げ、上記 I. の手法を応用した形での圧縮手順を提案する。以下、2.では多値画像の2値画像への変換、そしてその

時用いる算術符号化について述べ、3.においては画素の2次元的な依存性に基づき予測誤差を求め、画素間の独立化をはかり、4.はこれまでに述べた手法による圧縮のシュミュレーションの結果とその検討である。

2. 多値画像の2値画像への変換

多値画像を直接圧縮するときは1.で述べた手法を適用し、画像をマルコフ場と仮定し、その確率構造を考慮したモデル、あるいは画像を領域分割し、各領域の特徴を組み入れたモデル等を考えなければならない。ところが8ビット画像を扱うため、画素は256値(レベル)となり、条件数が多く、条件付き確率の表が極めて大きくなる。このため個々の確率が小さくなり、また一様化する傾向のため圧縮には有効とは考えられない。そこで以前取り扱った、各画素をグレイコードで表現し、そのビットプレーンを圧縮することで、圧縮率の改善が計られることを報告した³⁾。本論文ではこのプレーンの取り方を少し変えた形の手法に基づく圧縮法を考える。画像と同じサイズの2次元排列(N, M)において、ある画素値をとる位置には1をその他の位置は0とおくバイナリプレーンを全画素値に対し用意し、これらのプレーンを順次圧縮するものとする。ここで、ビットプレーンと言う語は画素値を2進表示したときの同一桁の0、1からなる画を指しているが、これと区別するため、上記プレーンをバイナリプレーンという。この過程を1次元の例について示したものがFig. 1である。仮に源系列(source sequence)が113,

104, ... と与えられると2値表現(binary representation)はシンボル91が存在する位置には1その他は0とおけば、シンボル91の行、つまり0010100が得られ、同様に考えてシンボル104の行以下合わせて4行が得られる。この2値表現は冗長なので、次に述べる方法で冗長性を削除した系列(reduced sequence)に変換し、それを削除系列と呼ぶことにする。この第1行は2値表現と同じであるが、その解釈として、行中の0の場所(5ヵ所)だけがまだ値が決まっていないと考える。したがってこの個所だけ順序を保持したまま、2値表現のシンボル104の行を考えれば以下のように第2行が得られる。つまり第1行の5個の0のうち2、5番目の0のところがシンボル104に相当するので削除系列は01001となる。同様にしてもまだ削除されていないシンボルに対しても削除系列を求め、これらを連続したものが圧縮の対象となる最終系列(result sequence)である。

一つの画像においてある画素値をとるピクセルはそれ程多くはなく削除系列は0の多い系列である。このためこの系列をマルコフ系列とみなして圧縮することは効率的である。このとき、マルコ

フ系列として圧縮し、源系列として正しく復元できるためには、圧縮していくシンボルと復元されてくるシンボルの順序が同じ、いわゆるFIFO(first in first out)方式であることが必要となる。

本論文ではJones²⁾の提案した方式を用いるのでその概略を説明する。

源シンボルは c 個で、その集合を A とすれば、

$$A = \{a_1, a_2, \dots, a_c\}$$

と書け、さらに、各シンボルの生起確率を $\{p_i: i=1, 2, \dots, c\}$ とし、累積頻度の u 倍を小数点以下四捨五入し、これを累積頻度と呼び、 F_i とすれば

$$F_i = \underline{u \sum P_j} + 0.5 \quad 0 \leq i \leq c \quad \dots\dots\dots(1)$$

となる。ここに下線付きの $\underline{x}$ は x の小数点以下の切り捨てを表わし、和記号は p_1 から p_i までの和を表す。また、 $F_0 = 0$ とする。空系列を ε で、任意の長さの源系列を α と表す。圧縮した系列のシンボルは d 個で、その集合を B として、

$$B = \{b_1, b_2, \dots, b_d\}$$

とする。以上の諸量を用い圧縮するのであるが、その際導入する三つの整数値関数 $H(\alpha)$ 、 $I(\alpha)$ 、 $L(\alpha)$ について、その意味を説明する。

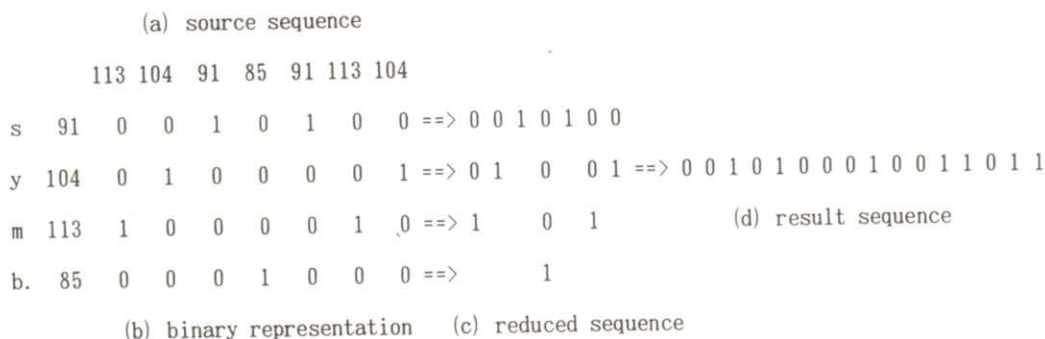


Fig. 1 Illustrative diagram from original data to binary data

圧縮は区間（有限長の線分）を源シンボルの出現頻度に比例して分割し、その中の圧縮しようとするシンボルに対応する区間に注目する。このとき関数 $H(\alpha)$ はこの区間の下端を表し、関数 $I(\alpha)$ はこの区間の幅を表す。引き続き次のシンボルの圧縮のために、上記区間を分割する。このようにすると区間が縮小していくため、一定値以下になったときに整数倍して区間幅の拡大を行う。関数 $L(\alpha)$ はこの拡大が圧縮開始から現在までにいくらであるかを示している。これらを用いて圧縮する過程を再起的に表現すると以下のようである。

初期値設定

$$\begin{aligned} H(\varepsilon) &= 0, I(\varepsilon) = d^{w+1} - 1, \\ L(\varepsilon) &= 0 \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(2)$$

〔繰り返し手順（式(3)～式(6)）〕

$$\begin{aligned} H(\alpha \ a_i) &= (H(\alpha) \\ &+ \frac{I(\alpha) F_{i-1}}{u+0.5}) d^s \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(3)$$

$$\begin{aligned} I(\alpha \ a_i) &= (\frac{I(\alpha) F_i}{u+0.5} \\ &- \frac{I(\alpha) F_{i-1}}{u+0.5}) d^s \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(4)$$

$$L(\alpha \ a_i) = L(\alpha) + s \quad \dots\dots\dots(5)$$

ここで s は次式を満たす整数である。

$$d^w \leq I(\alpha \ a_i) < d^{w+1} \quad \dots\dots\dots(6)$$

また w は次式を満たす任意の整数とする。

$$(F_i - F_{i-1}) d^w \geq u \quad 1 \leq i \leq c \quad \dots\dots\dots(7)$$

この圧縮手順を簡単に説明すれば以下のようである。このアルゴリズムでは実数をすべて整数で近似表現して計算を進める。式(1)の u は確率の 1 に対応させている。いま u を 10000 (後述のシミュレーションではこのように採っている) とすれば、確率 0.7 は 7000 となり有効桁数に関係している。

したがって、式(7)の $F_i - F_{i-1}$ はシンボル i の生起確率の u 倍の整数部分を近似 (F_i の定義で四捨五入を行っているため) していることになる。区間 $I(\cdot)$ が与えられると、それを各シンボルの生起確率で分割し、そのシンボルに対応する細分割区間の左端を $H(\cdot)$ が与えられていることになる。そして次のシンボルの処理のため細分割された区間を式(6)を満たすように拡大している。このことは小数点よりも大きいところ、つまり整数部のみで処理していることを意味している。このように細分割区間を拡大すれば、元の区間も拡大され、細分割区間の左端を表していた $H(\cdot)$ も式(3)により同じ倍率で大きくなる。初期値として与えた式(2)の $I(\cdot)$ がどれだけ拡大されたかの倍率は式(5)で記録している。したがって順次与えられる源シンボルに上記手順を繰り返すと、最終的に圧縮されたデータは整数、 $H(\cdot)$ と $L(\cdot)$ として求められ、これを保存あるいは伝送することになる。なお復元はどの区間の左端になっているかを順次辿ることで実行され、FIFO方式を実現している。この圧縮は源系列が長ければエントロピー圧縮に十分近くなるが、その限界にいくらでも収束するわけではない。それは式(6)の右の不等号をギリギリ満たせば最適になるが、そのようにしようとすると区間拡大の倍率が実数となり正確な復元が期待できなくなる。

3. 画像の局所変換

2. においては画素値そのものからなるバイナリプレーンについて考えたが、この形では画素当た

り 8 ビットの 2 次元(256*256)画像は 2 次元(256*256)のバイナリプレーンが 256 枚に変換されることになる。たとえ 2 次元のビットプレーンが 2. の削除系列の考え方で順次縮小されていくといっても枚数 256 は変わらない。この枚数を実質的に減らす方向に関連して、画素値の 2 次元的な依存性としての近傍の状態、例えば境界なのかそうでないのか、また境界とすればどの方向の境界なのかといった情報を利用することが考えられる。また、画像の相関関数を利用して 2 次元的情報を取り入れることも考えられるが、この場合は画像の定常性を仮定しなければならない。極めて特殊な画像以外全画面を通して有効とは言えない。このため画像内の特定の領域が定常と言えるのであれば、その領域を正確に表現するためにかなりの情報が必要となり、適用可能な画像が制限される。このため本論文では以下のように考える。

いま、注目する画素に対し、近傍画素からその予測値を求めて、予測誤差を計算すれば予測誤差画像を求めることができる。つまり原画像に局所変換を施し、圧縮すべき画像を得ようとするのである。この変換により 256 枚のバイナリプレーンが大幅に減る訳ではないが、各プレーンを構成している 0 と 1 との個数の比が大幅に変わり圧縮に有効となる。このことはまた画素間の相関を取り除いていることに相当する。したがって、画像は 2 次元データであるが 1 次元として取り扱っても差し支えない。

そこで局所情報の利用について Fig. 2 に基づき説明する。画像を左上から右下方向に走査し (i, j) 画素を圧縮する段階にあるとする。この

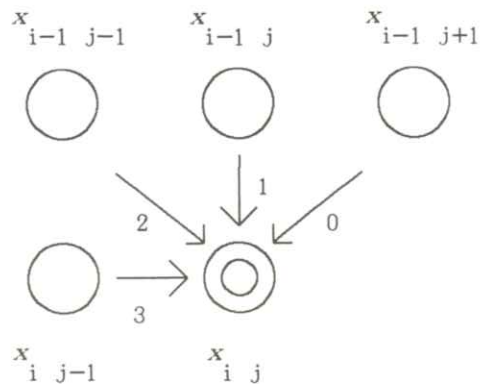


Fig. 2 Pixel relation on local region

ときの局所場の決定であるが、本論文では図にある 4 画素とする。 (i, j) 画素に注目したときの近傍 4 画素についてそれぞれ 4 方向の差分を求める。 $(i-1, j+1)$ 画素に対し、添え字付きの変数 t で差分を、

$$\begin{aligned} t^{(0)}(i-1, j+1) &= x(i-1, j+1) - x(i-2, j+2) \\ t^{(1)}(i-1, j+1) &= x(i-1, j+1) - x(i-2, j+1) \\ t^{(2)}(i-1, j+1) &= x(i-1, j+1) - x(i-2, j) \\ t^{(3)}(i-1, j+1) &= x(i-1, j+1) - x(i-1, j) \\ &\dots\dots\dots(8) \end{aligned}$$

と表す。即ち $(i-1, j+1)$ 画素に対する 4 方向の差分を計算したことになる。この差分を他の近傍 3 画素についても同様に求める。そして局所場の k 方向成分 $d^{(k)}$ は近傍各点の同じ方向の和で表し、

$$\begin{aligned} d^{(k)}(i, j) &= t^{(k)}(i-1, j+1) + t^{(k)}(i-1, j) \end{aligned}$$

$$+t^{(k)}(i-1,j-1)+t^{(k)}(i,j-1) \\ 0 \leq k \leq 3 \\ \dots\dots\dots(9)$$

とする。これら4個の差分のうち絶対値が最小となる方向をこの局所場の方向とし予測誤差像を作成しシミュレーションを行う。

4. 圧縮のシミュレーション

シミュレーションに用いた画像は前報告³⁾と同じ女性(girl)と関節X線写真の二つである。先ず、結果をTable 1に示し、シミュレーションの経過について纏める。圧縮率(comp. rate)は圧縮により冗長分を除いた量の百分率である。

(1) 3.で述べた予測誤差画像における相違なるシンボル数は女性画像では177シンボル、関節像は83シンボルであった。これはバイナリプレーンがそれぞれ177枚、83枚作られたことになる。この数は近傍画像を用いて予測を行う方法によりかなり異なることが知られた。また方法が同じなら画像により異なる。しかしながらプレーンが増えたことにより圧縮率が悪化するとは必ずしも言えない。それは1が1個で他は0、1が2個で他は0というような、構成の片寄ったバイナリプ

レーンが数多くなり、それらは十分圧縮できることによる。

(2) 圧縮率については、ビットプレーンを用い、領域分割した場合³⁾と比較して女性画像で5%弱、関節のX線画像で3%弱の改善ができた。

5. おわりに

画像を局所情報に基づき変換し、これからバイナリプレーンを構成し、算術圧縮を行った結果、改善をみることができた。

本文中でも触れたように、今後の問題点としては、

(1) 局所情報の活用法によりバイナリプレーン数が変わること、また対象画像によっても変わることから、この部分に適応的手法を導入する必要がある。通常、プレーン数は少ない方がよいと思われるが、その検討。

(2) 2.でバイナリプレーンを求めるとき、削除系列を導出したが、その順序を変えて、例では91,104,・・・の順としたが85,113,・・・の順にすると求まるバイナリプレーンが大幅に変わる。そこで、効率的な圧縮を実現する順序の選び方を与える。
等が残された。

Table 1 Simulation results of our proposed method

Image	Size vert*horiz	Comp. Rate
Girl	256*256	60.69%
X-ray	400*512	44.47%

参考文献

- 1) テレビジョン学会編：画像情報圧縮 p.75
(オーム社 東京 1992)

この文献は引用個所以外でも利用し、また

豊富な参考文献を紹介している。

- 2) C. B. Jones : IEEE Trans.
on IT - **27** 280(1981)
- 3) 樋口清伯、橋本栄一郎 : 医画情誌 **9** 41
(1992)

Activeフィルタを用いた心室輪郭の自動抽出

遠藤 信行*・蔡 篤儀*・小島 克之**・藤沢 攻***

*岐阜工業高等専門学校電気工学科

〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

**常葉学園浜松大学経営情報学部経営情報学科

〒431-21 浜松市都田町1230番地

***岐阜大学医学部第2内科

〒500 岐阜市司町40

(1996年10月12日、最終1996年11月25日受理)

Automated Detection of Ventricular Contour Using an Active Filter

Nobuyuki ENDO*, Du - Yih TSAI*, Katsuyuki KOJIMA**,
and Kou FUJISAWA***

*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology
Shinsei - cho, Motosu - gun, Gifu 501 - 04, Japan

**Department of Administration and Informatics, Faculty of Administration and
Informatics, Tokoha - Gakuen Hamamatsu University
1230, Miyakoda - cho, Hamamatsu - shi, Shizuoka 431 - 21, Japan

***Second Department of Internal Medicine, Gifu University, School of Medicine
40, Tsukasa - machi, Gifu 500, Japan

(Received October 12, 1996, in final form, November 25, 1996)

In this paper we present a novel algorithm, an active filter, for automated detection of ventricular contours in cardiac magnetic resonance(MR) images. The active filter, which is different from simple global thresholding methods, is a local thresholding method. Namely, the threshold values are various depending on the gray - value distribution of the local area in an image. In order to verify the accuracy of the proposed method, some simple images are

used. And then clinical MRR images are used in our preliminary experiments. The superiority of the new method is also confirmed as compared to the simple global thresholding method.

Keywords : contour extraction, image processing, MR image

1. まえがき

心室容積の計測、心疾患の診断、治療方針の決定等をするに際して、心室の輪郭を得ることは重要である。従来、心室の容積計算は医師の用手法によって描かれた、2次元の1心拍数以上にわたっての心室輪郭線から、心室の形状を楕円体と考え、近似的に求めるのが一般的であった¹⁾。しかし、この方法は医師に大きな負担を与え、また医師の経験年数や計算による誤差といった諸問題が残る。

近年、コンピュータの普及と高機能化に伴い、心室輪郭の自動抽出手法に関する研究と開発が試みられた²⁻⁶⁾。しかし、心室の輪郭の画像濃度値の差は小さく、通常のしきい値による方法では正確な輪郭抽出は困難である。そこで筆者らはこれまで適応しきい値法を用いて心室輪郭の自動化の手法を開発してきた^{7, 8)}。

本論文では、心室輪郭の自動抽出の一手法として新たに考案したactiveフィルタを提案する。本研究ではまずactiveフィルタの定義と特徴を示す。次に我々が提案するactiveフィルタのアルゴリズムを検証するため、簡単な画像を用いて輪郭抽出の実験を行う。さらに臨床例にも適用し、単純しきい値との比較を行い、本フィルタの心室輪郭抽出の自動化への有用性を示唆する。

2. 方 法

Fig. 1 に本研究で提案する輪郭抽出法の流れを示す。各手順について以下に説明する。

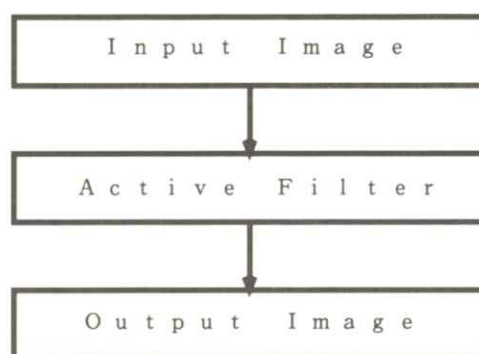


Fig. 1 Procedure of contour extraction.

2.1 画像の読み込み

本研究での画像はイメージスキャナ(GT-6000, Epson)を使用して取り込み、入力画像のサイズは256×256画素で256階調のものを使用している。

2.2 Activeフィルタ

Activeフィルタの流れはFig. 2で示す。各手順は以下で述べる。

2.2.1 Activeフィルタの定義

まず、activeフィルタの定義を述べる。単純しきい値法は画像1枚に対して一定のしきい値で処

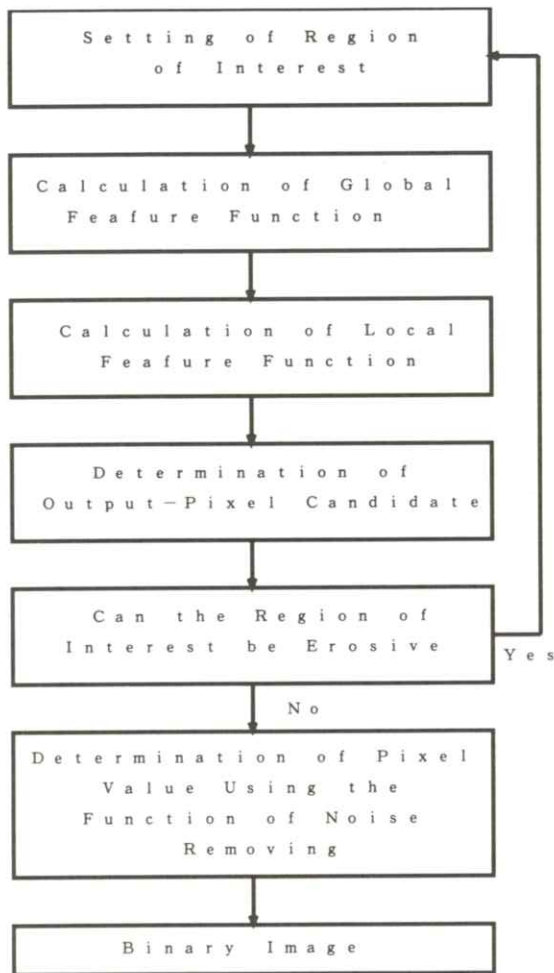


Fig. 2 Algorithm of active filter.

理するものである。しかし、提案するactiveフィルタは1枚の画像に対して画像全体から徐々に内側へ収縮する領域を設定する。その領域ごとに単純しきい値に変わり、濃度と領域に依存して変化する関数を3つ設定する。その関数と注目画素の差が、全てある一定範囲内におさまる点を画像の特徴的な点（輪郭抽出が目的であれば輪郭線となる）であるとして抽出する方法である。

Activeフィルタにおける3つの関数とは、

(1)領域全体の特徴を表す関数、(2)局所の特徴を表す関数、(3)外部から雑音除去を表す関数である。

2.2.2 Activeフィルタの関心領域の設定と収縮

Activeフィルタにおける注目画像とは関心領域の外周の画素のことである。関心領域とは注目画素を含んで囲まれている面積と考えてよい。

Activeフィルタの関心領域の変化を 6×6 マトリックスを用いて簡単に説明する。 6×6 マトリックスの場合の関心領域の変化の順序はFig. 3(a),(b),(c)である。図の線が引いてある部分が注目画素であり、それに囲まれる部分が関心領域となる。図から分かるように始めは入力画像の最外周を含んで囲まれている部分が関心領域となる。関心領域の外周の画素全てに対してactiveフィルタ処理が終わると関心領域は1つ内側に縮む。これが繰り返されFig. 3(c)のように関心領域が縮むことができなくなるまで繰り返す。

2.2.3 領域全体の特徴関数

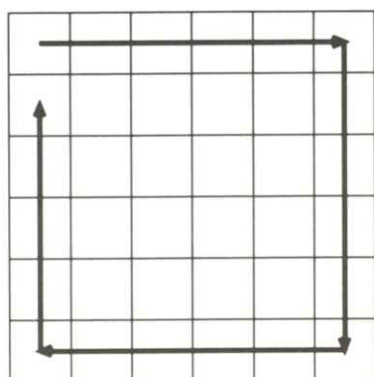
領域全体の特徴は関心領域が設定されるたびに濃度と領域に依存し変化するものである。領域全体の特徴を関心領域内の濃度平均であるとする。したがって、領域全体の特徴関数 H は

$$H = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n S(X_i, Y_j) \quad \dots\dots\dots(1)$$

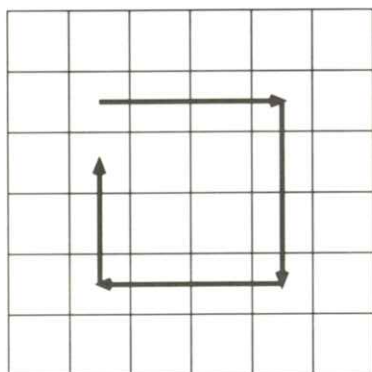
である。ここで $S(X_i, Y_j)$ は画素の濃度であり、 n は可変で最大255である。

2.2.4 局所の特徴関数

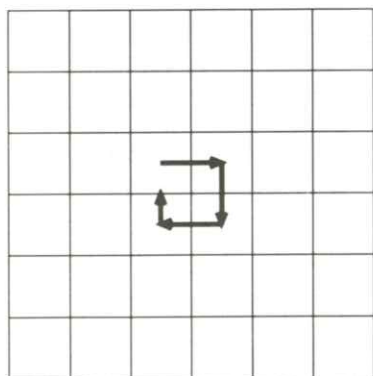
局所の特徴は注目画素ごとに濃度と領域に依存



(a)



(b)



(c)

Fig. 3 Setting of region of interest.

The procedure of erosion is from (a),
via (b) to (c).

して変化するものである。局所の特徴は注目画素と8近傍の画素の濃度差つまり微分値をとると考える。したがって、局所の特徴関数 K は、

$$K(R_n) = T - R_n, \quad \dots\dots\dots(2)$$

である。上式で T は注目画素の濃度、 R_n は8近傍のそれぞれの画素濃度である。したがって n は1から8の値をとる。

2.2.5 出力画素候補の決定

出力画素候補の決定は領域全体の特徵関数と局所の特徴関数の差が一定の許容範囲内であるかどうかを判断し、さらに許容範囲内であれば画像の特徴的な点であるかを判断し、そして許容範囲内であれば出力画素候補として決定するものである。式で表せば

$$-e_1 < H - K(R_n) < e_1, \quad \dots\dots\dots(3)$$

となる。ここで e_1 は経験則により決定される定数である。

2.2.6 外部からの雑音除去を表す関数

外部からの雑音除去を表す関数は、出力画素候補と外部から与える雑音除去を目的とした関数の適合度が一定の許容範囲内であるかを判断し、出力画素を決定するものである。これらの関係を式で示すと、

$$-e_2 < N - F(N) < e_2, \quad \dots\dots\dots(4)$$

となる。上式で N は出力画素候補の濃度、 $F(N)$ は外部からの雑音除去を表す関数、 e_2 は経験則に基づく定数である。

2.3 2値画像の出力

Activeフィルタで輪郭を抽出した画像に対し、後処理して細線化する。

3. Activeフィルタのアルゴリズムの特徴

今回提案したactiveフィルタのアルゴリズムの特徴として次のことが言える。すなわち、(1)単純しきい値法と異なり領域ごとにしきい値が異なる、つまり局所的しきい値法であること、(2)しきい値を決定するための前処理を必要としないこと、(3)しきい値決定のための関数が複数あるため関数個々は簡単な数式で表すことができる、ことを挙げることができる。

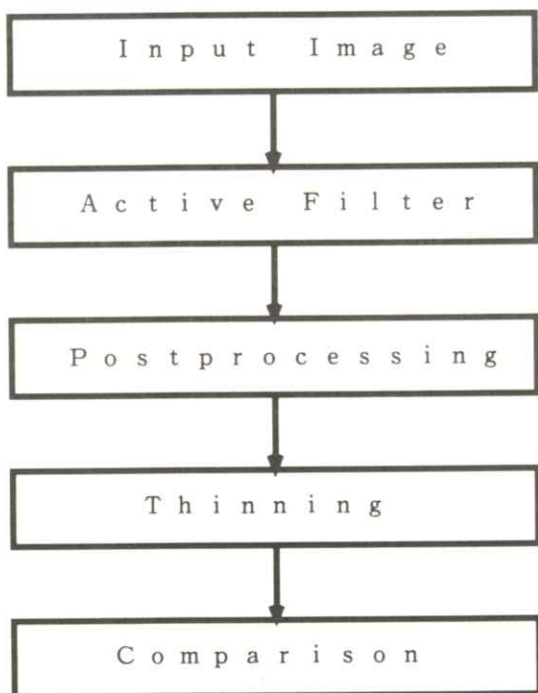


Fig. 4 Flow chart of our experiments.

4. 提案アルゴリズムの効果検証

今回提案したactiveフィルタのアルゴリズムの効果検証を行うため、筆者らはFig. 4に示す手順で実験を行った。

4.1 画像の読み込み

実験用の原画像として形が単純でコントラストも良いFig. 5(a)に示すような画像を使用する。原画像の輪郭はFig. 5(b)となる。

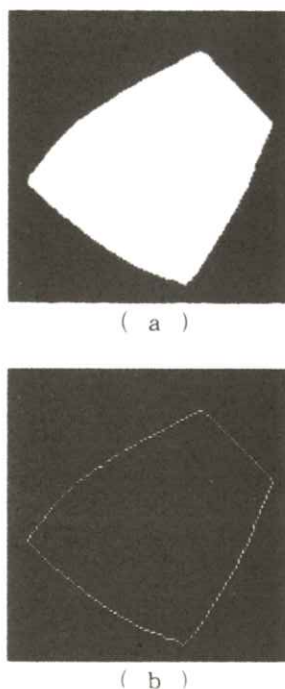
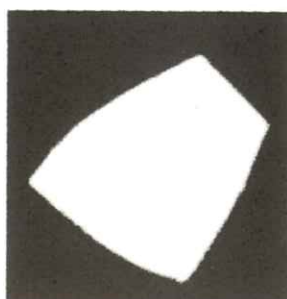


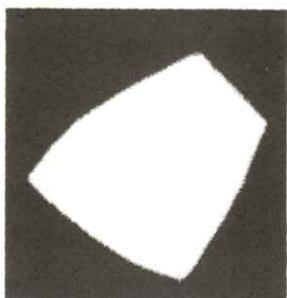
Fig. 5 Original image used for experiment (a), and its contour (b).

4.2 ガウシアンフィルタ

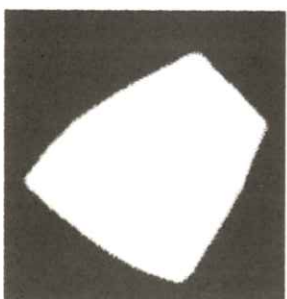
原画像の輪郭を故意にぼかすために、それぞれマトリックスのサイズにより、ぼけの異なる3種類のガウシアンフィルタを用いた⁹⁾。Fig. 6の



(a)



(b)



(c)

Fig. 6 Image blurred by Gaussian filters with various matrix sizes. (a) 5×5 , (b) 7×7 , and (c) 9×9 .

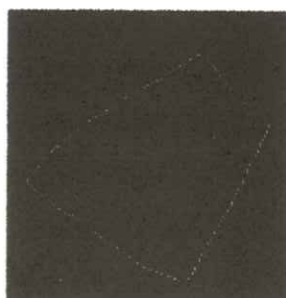
(a)はマトリックスサイズ 5×5 , (b)はマトリックスサイズ 7×7 , (c)はマトリックスサイズ 9×9 で原画像をぼかしたものである。マトリックスのサイズが大きくなるほど輪郭がぼけるよう設定している。

輪郭をぼかす理由は、activeフィルタが同種の

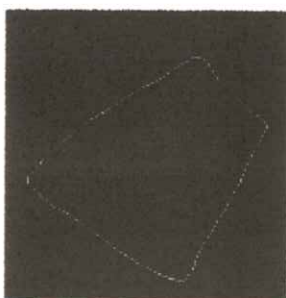
画像であればパラメータを変化することなく輪郭抽出が可能であるかどうかを検証するためである。

4.3 Activeフィルタによる輪郭抽出

Fig. 7 (a),(b),(c)はガウシアンフィルタでぼ



(a)



(b)



(c)

Fig. 7 Results of contour extraction using the proposed active filter. The images used are shown in Fig. 6. (a) 5×5 matrix size, (b) 7×7 matrix size, and (c) 9×9 matrix size.

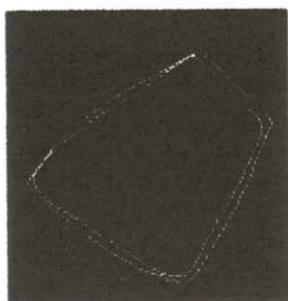
かした画像にactiveフィルタをかけ、輪郭を抽出した結果である。

4.4 結果・考察

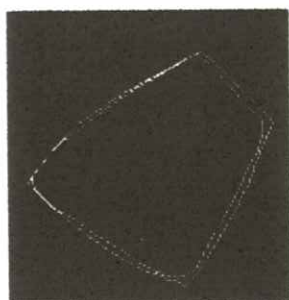
Fig. 8 (a),(b),(c)は原画像の輪郭と、active



(a)



(b)



(c)

Fig. 8 Comparison of extraction results using a simple thresholding and our proposed method. (a) 5×5 matrix size, (b) 7×7 matrix size, and (c) 9×9 matrix size.

フィルタで輪郭を抽出した像を重ね合わせたものである。どの画像も外側の輪郭線が原画像の輪郭線であり、内側の輪郭線がactiveフィルタで抽出された像である。

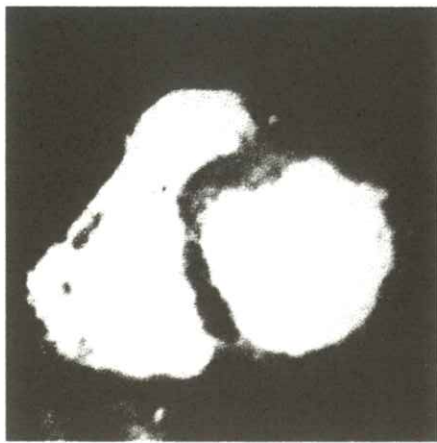
これらの結果より次のことが言える。どの画像の輪郭線も原画像の輪郭と比較してactiveフィルタによるものは輪郭が小さく抽出されていることが分かる。なぜなら、activeフィルタは低コントラスト画像の輪郭抽出を目的とし設計されており、画像の陰と実像との中間を輪郭とするよう設定されている。このため、ガウシアンフィルタで輪郭部がぼかされると、ぼけの部分つまり陰の部分よりやや内側を輪郭線として抽出する。そのため原画像の輪郭よりやや小さく抽出すると考えられる。したがって、輪郭がやや小さく抽出されるのはアルゴリズムの異常ではないと判断できる。

また、これらぼかされた3種類の画像は、activeフィルタの定数を変化させることなく抽出している。この結果から本論文で提案したactiveフィルタは、同種の画像であればactiveフィルタの関数の許容範囲を変化させることなく、一定の値で輪郭抽出できることが実証される。

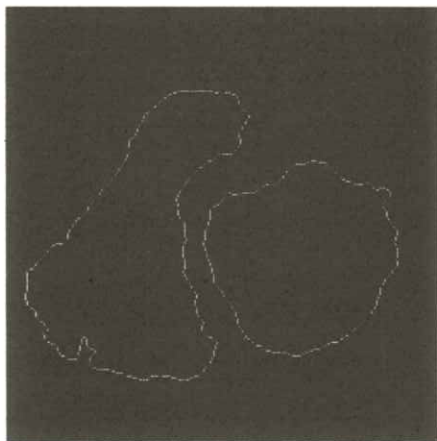
5. 臨床例

5.1 方法

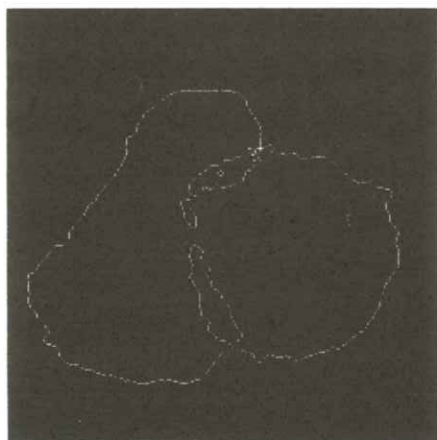
臨床例に対する実験として、Fig. 9(a)とFig. 10(a)に示す画像にactiveフィルタを用いて処理した結果と、単純しきい値法を用いて処理した結果とを比較する。なお、単純しきい値法のしきい値の決定には人の仲介を要せず、プログラムが自



(a)

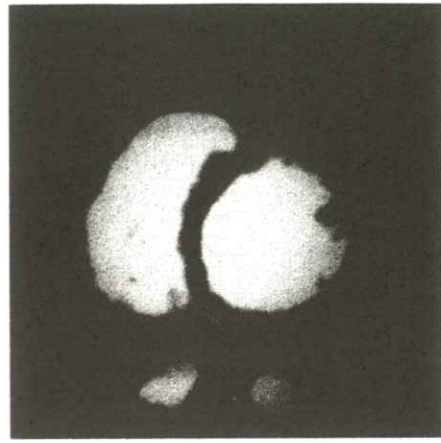


(b)

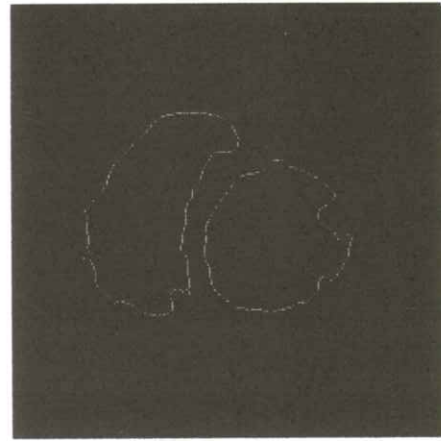


(c)

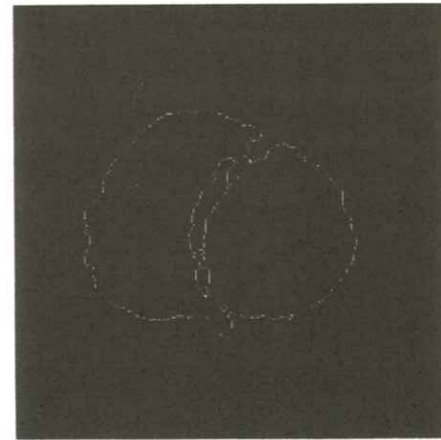
Fig. 9 An example of experimental results. (a) original image, (b) contour extracted by active filter, and (c) contour extracted by a simple thresholding method.



(a)



(b)



(c)

Fig. 10 Another example of experimental results. (a) original image, (b) contour extracted by active filter, and (c) contour extracted by a simple thresholding method.

動的にヒストグラムの面積が1/2になる濃度をしきい値として決定し、輪郭を抽出した。

また、activeフィルタと単純しきい値法の両者とも同様の雑音除去の後処理をプログラムで自動的にに行い、細線化を施した。

5.2 結果と考察

Fig. 9(b) と Fig. 10(b)がactiveフィルタによる輪郭抽出結果であり、Fig. 9(c) と Fig. 10(c)が単純しきい値法による輪郭抽出結果である。

どちらの画像もactiveフィルタによるものは右心室と左心室が分離されて輪郭が抽出され、輪郭の自動抽出に成功していることが確認できる。一方、単純しきい値法によるものは右心室と左心室が分離されず、一つの画像として抽出され、輪郭抽出に失敗した。

この結果からも本論文で提案したactiveフィルタは、同種の画像であれば関数の許容範囲を変化させずに輪郭を抽出することができることが実証された。

この結果は本論文で提案したactiveフィルタが心室画像等の低コントラスト画像の輪郭自動抽出に対して有効性を示すことを示唆している。

6. む す び

本研究ではパソコンを用い、心室のような低コントラスト画像からの輪郭を自動的に抽出する方法としてのactiveフィルタを新たに提案した。関数の許容範囲の設定に経験が必要ではあるが、一度許容範囲を設定すれば人の仲介なしで画像の

輪郭抽出ができるということが、この方法には期待できる。また、心室の自動輪郭抽出システムとしての可能性も示した。

今後の課題としては、(1)関数の許容範囲が経験則で決定されているため、これを自動化し、さらに汎用性を高める、(2)他の画像への適応例を増やすこと、等がある。

文 献

- 1) M.Tomita, H.Matsuda, T.Sumii, et al: American Heart Journal **123** 1011 (1992)
- 2) D.Y.Suh, R.l.Eisner, R.M.Mersereau, et al:IEEE Trans. Med.Imaging, **12** 65 (1993)
- 3) A.M.Taratorin and S.Sideman : IEEE Trans. Med.Imaging **12** 521 (1993)
- 4) A.E.O.Boudraa, J. - J.Mallet, J. - E. Besson, et al : IEEE Trans. Med. Imaging **12** 451 (1993)
- 5) M.A.Guttman, J.L.Prince, and E.R. McVeigh : IEEE Trans. Med.Imaging **13** 74 (1994)
- 6) 山本秀樹、清 哲朗、中川富夫、他 : Med. Imag. Tech **12** 638 (1994)
- 7) 蔡 篤儀、渡辺英司、小島克之、他 : 医画情誌 **11** 101 (1994)
- 8) 蔡 篤儀、小木曾仁、藤沢攻、他 : 医画情誌 **12** 74 (1995)
- 9) 宮崎満明 : パソコン天体画像処理入門 pp. 55 - 57 (誠文堂新光社、東京 1994)

LSFにおよぼすクロスオーバー効果と低照度相反則不軌の影響

山田 英彦・奥村 泰彦・下山 盛司・大川 延也・大坊 元二*・丹羽 克味

明海大学歯学部歯科放射線学講座

〒350-02 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

(1996年1月27日、最終1996年11月29日受理)

Effects of Crossover and Low - intensity Reciprocity Law Failure on LSF

Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA, Seiji SHIMOYAMA,

Nobuya OUKAWA, Motoji DAIBOU* and Katsumi NIWA

Dental Radiology, Meikai University, School of Dentistry

1-1 Keyakidai, Sakadoshi, Saitama, 350-02

*Dental Radiology, Ohu University, School of Dentistry

31-1 Misumido, Tomitamachi, Koriyamashi, Fukushima, 963

(Received January 27, 1996, in final form Desember 29, 1996)

“MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen - Film Systems”, a book published in 1982 by BRH, covers methods to measure LSF. These methods have been known as the standard for MTF measurement. However, in measuring MTFs with the same sample it has been revealed to produce different values measured at different facilities. Several researches have shown that this occurs because of differences in the methods of irradiation, film processing, and density measurement methods. The authors have additionally believed that the essential cause lay in the crossover effect and low - intensity reciprocity law failure. Thus, the present study aimed to clarify how these two factors affect on the LSF measurements. The results of research have clearly shown that they are deeply involved in LSF measurement. Based on newly obtained knowledge, it is necessary to ensure experimental conditions in addition to the methods described in the book for compensation of the differences among

facilities.

The results obtained were as follows:

1. With respect to the crossover effect, approx. 30% of the amount of luminescence from screens affect the opposite emulsion on SR - G film.
2. Low - intensity reciprocity law failure occurs with SR - G film when illuminance is 0.2 lx or below.
3. It is not possible to measure accurately LSF unless one performs the following in addition to the items described by the BRH's authors.
 - 1) The two slit images of low or high density should be photographed under an identical exposure time with different X - ray intensities.
 - 2) The sensitometric strip should completely be produced by the intensity scale method, and the exposure time should be the identical time with that of the slit image photograph.

Key words : LSF, MTF, crossover effect, reciprocity law failure

1. はじめに

1982年BRHから出版された著者^{1, 2)}にMTF測定の方法が記載されており、今日ではこの方法は標準的な手法となっている。しかし、近年マイクロデンシトメータの焦点深度の問題³⁾から、両面塗布フィルムをそのままマイクロデンシトメータで走査するこれまでの方法⁴⁻⁷⁾では、正確なLSFの測定に繋がらないことがわかってきた。また、前面と後面の増感紙で発光量の異なるもの^{8, 9)}、前面後面別々にLSFを測定し合成するもの^{10, 11)}等が取りざたされ、これらの問題はLSF測定には無視し得ず、解決しなければならぬ事柄になってきた。著者はこれらに加えて増感紙フィルム記録系のLSF測定には、相反則不軌^{12, 13)}やクロスオーバー効果^{14, 15)}の問題を考

慮に入れなければ正確な測定ができないと考えている。そこで本研究の目的は、LSFに影響を及ぼすクロスオーバー効果と相反則不軌の問題を解析するとともに、LSFの正確な測定を行うための標準的な方法を確立することにある。これらについて実験を行った結果、興味ある知見を得て、そこからLSF測定にあたって誤差の少ない方法を導いたので、その詳細をここに報告する。

2. 実験器材

実験に使用したX線発生装置は東芝製DRX 190DならびにコントローラはDC-12M(単相全波整流)、管電圧は80kV、総濾過6mmAl(半価層3.68mmAl、実効エネルギー37keV)を使用した^{16, 17)}。増感紙はコニカ社製SRO-250^{18, 19)}、フィルムはSR-Gを使用した。現像機はコニカ

社製SRX-502を使用し、現像温度32.9℃定着温度30.5℃で行った。線量計にはラドカル社製mdh1015型、チェンバーは10X5-6を使用した。照度計はトプコン社製IM-3、濃度計にはコニカ社製マイクロデンシトメータPDM-5B(アパーチャ $5 \times 1000 \mu\text{m}^2$)を使用した。スリット²⁰⁾にはヴィクトリーン社製07-624型($10 \mu\text{m} \times 10\text{mm}$)を使用した。X線撮影実験装置の模式図をFig. 1に示す。焦点フィルム間距離は最大で7mまで移動できるものである。X線発生装置の前面に第1絞りがあり、移動ベンチ上に第2絞りを配置し、第1絞리ではX線束をできるだけ必要最小限に絞り、第2絞りでフィルム面上の照射野が常に一定になるようにした。Dは線量計で一定位置に固定し、撮影と同時に線量測定を行った。Sはスリットの位置でフィルムより15cm前方に配置した²¹⁾。LはHeNeレーザー発振器でレーザービームは常にX線管の焦点と対向し、このビームによって影響試料の位置合わせを行った。

3. 実験方法

本研究は以下の実験項目から構成した。

1. 線量率と増感紙の発光照度との関係
2. クロスオーバー光の測定

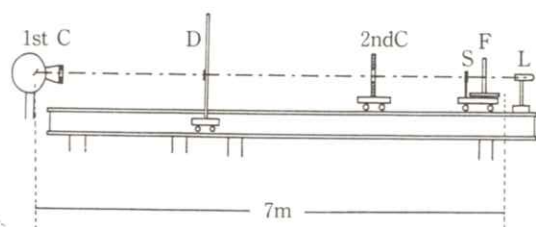


Fig. 1 Apparatus for X-ray dosimetry

3. 低照度相反則不軌の測定
4. 強度スケール法とタイムスケール法の相違
5. 前面乳剤層への前後増感紙からの像形成
6. 両面増感紙の使用による前面乳剤層でのLSFの合成

以後各実験の項目ごとに、その方法に関して記載する。

3.1 線量率と増感紙の発光照度との関係

焦点フィルム間距離を120～450cm、管電流を150～300mAで種々の線量率の条件を設定した。線量率の範囲は5.1mR/secから230mR/secとし、この間を10段階に設定した。管電圧は80kVで一定とした。増感紙はSRO-250の前面増感紙のみを照度計の受光面に貼付し、外部を遮光紙で被って暗箱とした。実験は各線量率に対する発光照度を求めた。照度計の感度特性は増感紙の発光スペクトルと一致していた^{18, 22)}。

本実験は前面乳剤層の濃度曲線にはクロスオーバー効果による後面増感紙からの光の寄与もある事から、前面増感紙と前面乳剤層から求められる特性曲線より変換されたX線量でLSFを表示するより光の露光量($\text{lx} \cdot \text{sec}$)に変換する方が理に適っていると考えたための実験である。また低照度相反則不軌の測定にあたり、増感紙面から種々の照度を決定するための実験でもある。

3.2 クロスオーバー光の測定

SR-Gフィルムでクロスオーバー効果がどの程度起っているかを実測した。方法はSRO-250増感紙の前面増感紙のみを用いてフィルムと

組み合わせ、後面増感紙の代わりに白紙(ワープ用感熱紙、シャープ製)¹⁴⁾を置き、さらにその外側に黒の遮光紙を置いてカセットに配置した。焦点・フィルム間距離260cmで固定し、タイムスケール法で、階段照射し特性曲線を作成した。この時の増感紙の発光照度は0.84lxであった。現像されたフィルムについて、後面乳剤層を次亜鉛素酸ソーダで剥離した前面乳剤層のみの試料と、前面乳剤層を剥離した後面乳剤層のみの試料を作製した。前面乳剤層は増感紙と密着していた層であることから、この層の濃度は増感紙からの発光を直接受けたものである。一方前面乳剤層を剥離した後面乳剤層の濃度は前面増感紙の発光が前面乳剤層とベースを通過して、後面乳剤層まで到達したものであることから、この濃度がクロスオーバー効果によるものである。そこでクロスオーバー効果による光の透過率を求める方法をFig. 2に示す。Aの露光量によって前面増感紙が発光し、この露光量による前面乳剤層の濃度は縦軸から求める事ができる。このA露光量がクロスオーバー

効果によって後面乳剤層に入り、これを黒化した濃度はAの下方矢印(↓)で示す点である。この露光量は左方の矢印(←)でフロント乳剤層の同一濃度を得る露光量、すなわちB露光量で求めることができる。そこでB/Aを求めれば増感紙からの発光量がクロスオーバー効果によって反対側の乳剤層に影響を及ぼした露光量を透過率として求めることができる。この方法によってSR-Gフィルムのクロスオーバー効果による透過率を求めた。

3.3 低照度相反則不軌の測定

増感紙からの発光が、どの程度の照度以下になると、SR-Gフィルムに低照度相反則不軌が発生するかを検索する目的で実験を行った。増感紙はSRO-250前面増感紙のみを用い、フィルムは前面乳剤層のみで測定した。照度は最低で0.032 lx から最大2.2lxまでの間を実験1の結果をもとに8段階に設定した。管電圧は80kVで一定とし、管電流と焦点・フィルム間距離を種々変えてそれぞれの照度を設定した。特性曲線は各照度の位置でタイムスケール法によって作製した。

3.4 強度スケール法とタイムスケール法の相違

低照度相反則不軌が増感紙フィルム記録系でも考慮してLSFを求めねばならないことが、実験3から明らかになったので、今一度タイムスケール法と強度スケール法について比較検討を行った。タイムスケール法では、焦点・フィルム間距離260cmで、照射時間0.02~1.5秒まで15段階の照射を行った。強度スケール法では焦点・フィルム間

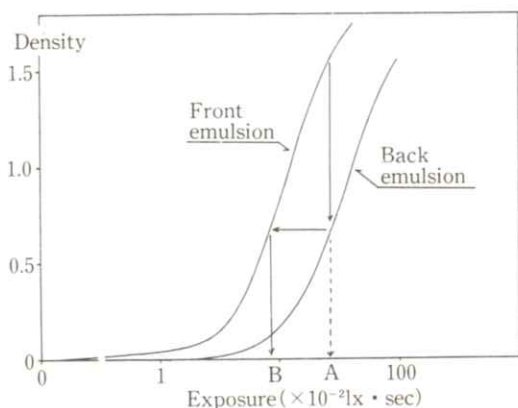


Fig. 2 Method for crossover rate measurement

距離を210~700cmとし、この間に13段階の距離を設定した。この場合の照射時間は0.8秒に固定した。管電流はいずれの条件の場合も50mAと一定にした。

3.5 前面乳剤層への前後増感紙からの像形成

Fig. 3 に両増感紙からの像形成についての分離測定の方法を示す。まず上段の両面増感紙の場合、フィルムの前面乳剤層への像形成をみると、斜入のX線束は前面増感紙での発光による像と後面増感紙からのクロスオーバー効果による像の合成となる¹⁰⁾。次に前面と後面増感紙による前面乳剤層の像形成を別々に取り出す方法を中下段に

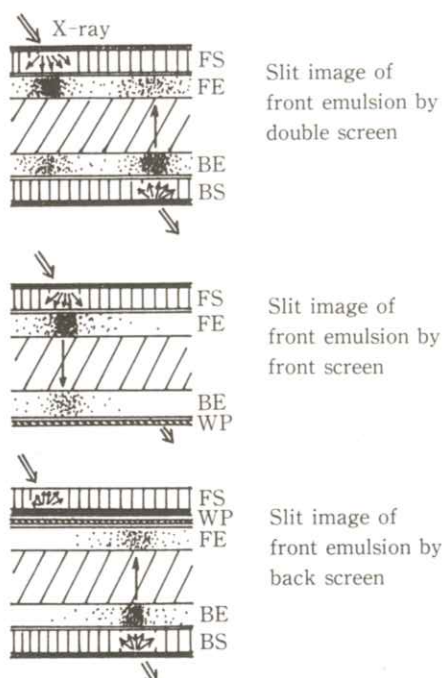


Fig. 3 Schematic diagram for taking a slit image of front emulsion by various screens

示す。中段の前面増感紙による場合は、後面増感紙を外し代わりに白紙を置いてX線撮影をした。次に後面増感紙から前面乳剤層への像形成については、これはすべてクロスオーバー効果によるものである。図の下段のごとく、前面増感紙を裏返しに置き増感紙とフィルムとの間に白紙を介し、後面増感紙は従来の使用状態でカセットに配し撮影した。ここで用いた白紙はフィルムを通過して来た光をさらに反射させ、像形成に関与させる目的で配置したものである。スリットの撮影は階段照射時と同様0.8秒とした。X線の入射角度は斜45°とした。

3.6 両面増感紙の使用による前面乳剤層での

LSFの合成

10 μ m幅のスリットを通過したX線をフィルムに斜45°の入射で照射し、現像された両面増感紙による像と、これと同じ照射の仕方、前述の方法に従い前面と後面で別々の増感紙によって撮影された像から合成した像が同じ像になれば、前面と後面の増感紙使用からLSFの測定過程で行われる合成方法が正しいことになる。この合成の方法は実験結果の項で詳しく説明する。

4. 実験結果

4.1 線量率と増感紙の発光照度との関係

Fig. 4 に線量率と発光照度の関係を示す。5.1 mR/secから230mR/secの間では線量率と発光照度の間には直接関係が成立した。したがって、さらに低照度の実験では、この直線を外挿し

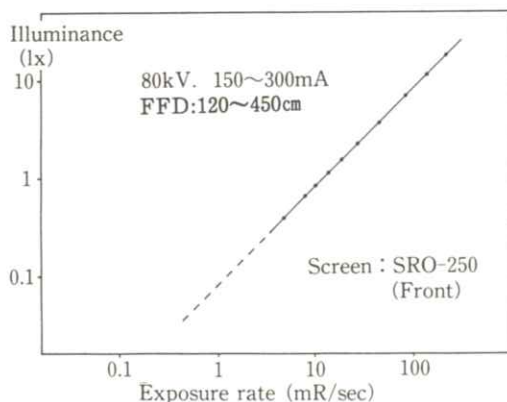


Fig. 4 Relationship between exposure rate and illuminance

て求めることができるものと考えた。

4.2 クロスオーバー光の測定

Fig. 5 にSRO-250前面増感紙によるフィルムの前面乳剤層の特性曲線と後面乳剤層へクロスオーバー効果によって得られた濃度曲線を示す。

Fig. 6 にクロスオーバー効果によって後面乳剤層に到達した光の透過比率を示す。これをみると発光した光量のほぼ30%前後がクロスオーバー効果として、反対側の乳剤層に入射していることがわかった。

4.3 低照度相反則不軌の測定

Fig. 7 に各発光照度での特性曲線を示す。**Fig. 8** には増感紙の発光照度に対する各濃度を求めるための露光量を示す。この結果から増感紙の発光照度が0.2lx以上の明るさでは低照度相反則不軌は見られないが、これ以下の照度では相反則不軌が発生した。このことはLSFの測定では特に裾の部分の形状に大きな意味を持つことになる。

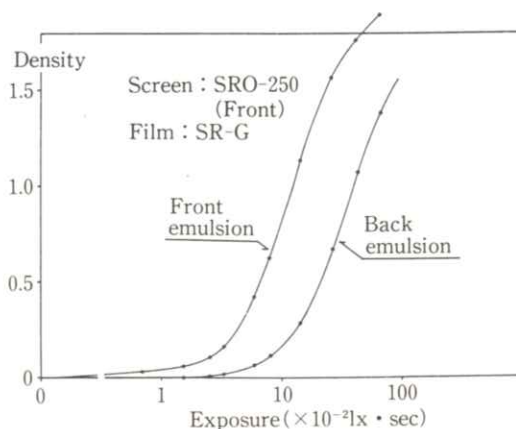


Fig. 5 Characteristic curves of SRO-250 front screen and SR-G film combination

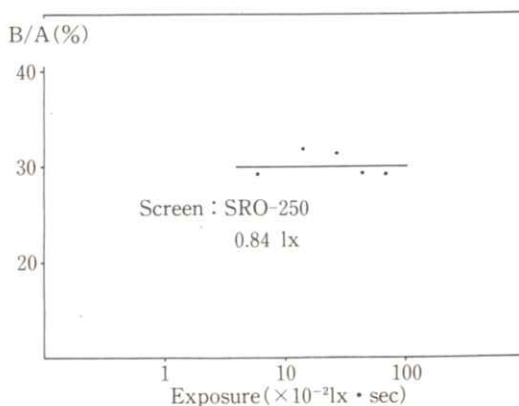


Fig. 6 Proportion of crossover effect of SR-G film

4.4 強度スケール法とタイムスケール法の相違

Fig. 9 に強度スケール法とタイムスケール法で測定された特性曲線を示す。この二つの曲線を同一スケール内に書き込んだものを**Fig. 10** に示す。両曲線の低露光量部を見ると強度スケール法はタイムスケール法に比して同一露光量であっても、黒化度が低い値を示した。この理由は強度スケール法の低露光量において低照度相反則不軌が

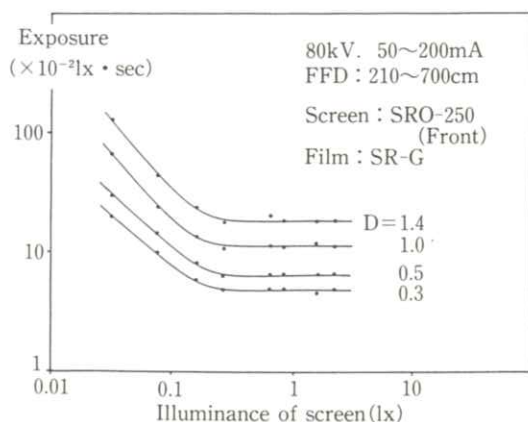


Fig. 7 Characteristic curves at various illuminance

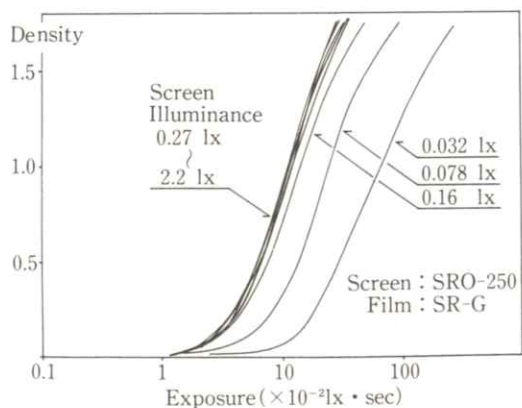


Fig. 8 Reciprocity law failure curves
生じているためと考えられる。中濃度部の一致は相反則が成立している領域のため、両方法で一致した。高濃度部の違いはフィルムの端であることと高濃度であるため現像時の現像むらによる不一致と考えられる。

4.5 前面乳剤層への前後面増感紙からの像形成

Fig. 11 の上段は両面増感紙によって、 $10\mu\text{m}$ スリットを通過したX線をフィルムに斜 45° で入斜させ撮影された時のフィルムの前面乳剤層での像の濃度曲線である。中段は前面増感紙のみに

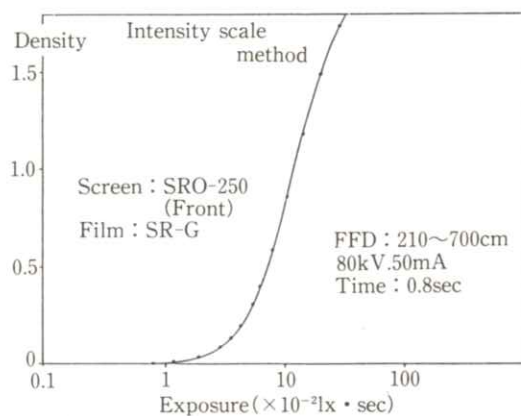
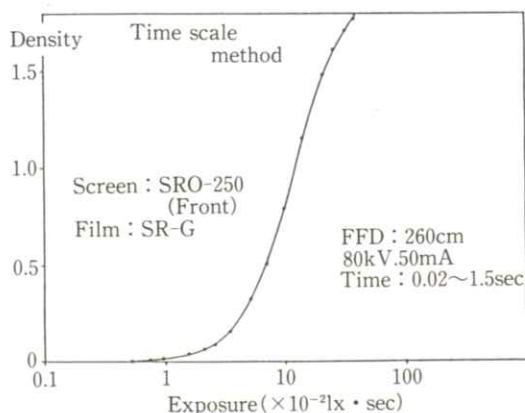


Fig. 9 Characteristic curves measured by intensity scale and time scale method

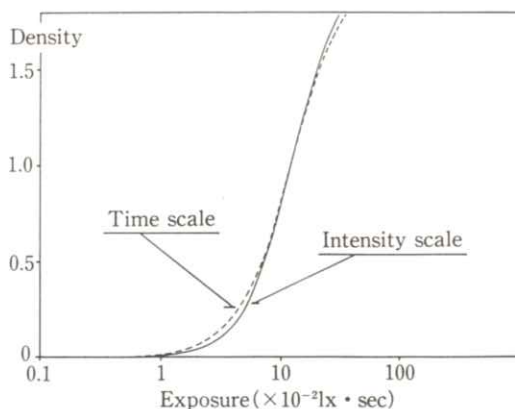


Fig. 10 Comparison between two curves

よる前面乳剤層の像であり、下段は後面増感紙か

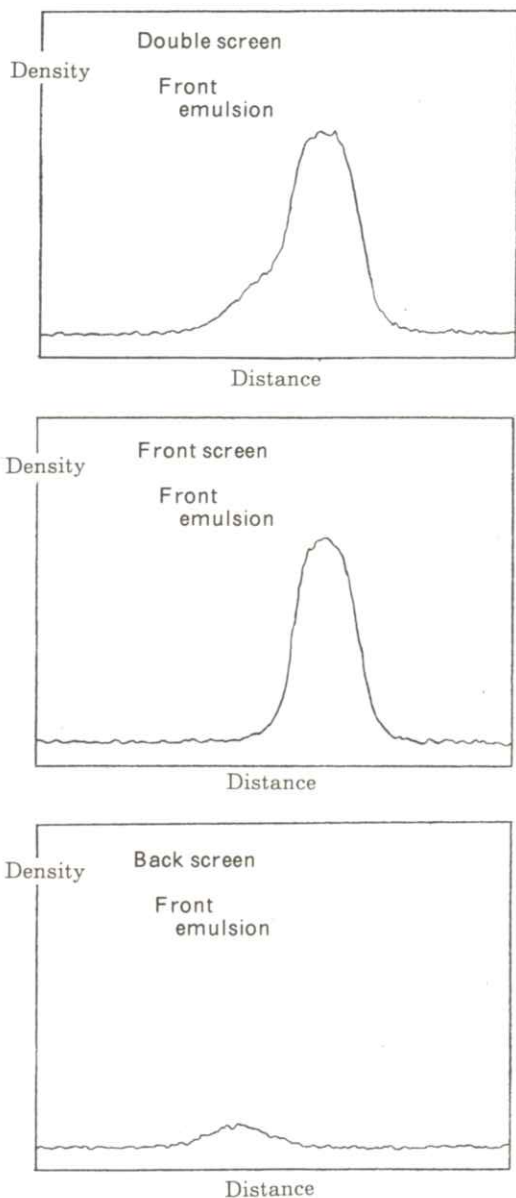


Fig. 11 Density curves of slit image

らのクロスオーバー効果による前面乳剤層の像である。この中段と下段の像の合成が上段に示す濃度曲線と一致すれば、その過程で行われる露光量変換がLSFを求める場合にも適用でき、これが誤差のない測定を立証するものである。

4.6 両面増感紙の使用による前面乳剤層での

LSFの合成

LSFの合成の方法をFig. 12に示す。まずB点を含む曲線(B曲線と呼ぶ)は、前面増感紙と前面乳剤層によって作られたスリット像であり、A点を含む曲線(A曲線と呼ぶ)は両面増感紙によって作られた前面乳剤層の像である。このB曲線はA曲線の大きなピークをなす部分にあたる。一方C点を含む曲線(C曲線と呼ぶ)はクロスオーバー効果によってA曲線の左裾を形成する部分である。ここで両面増感紙による像のA点には前面増感紙による像のB点の濃度に相当する光量とC点の濃度に相当する光量が同時に露光量として、前面乳剤層に入射しているはずである。そこでB点とC点の濃度をFig. 9の強度スケール法による特性曲線の縦軸から露光量に変換し、次にこのB、C点の露光量を加算し、加算された露光量を、再度この曲線から濃度に変換してA点の測定された濃度と比較した。このような操作をB、C曲線の各点について行い、BとCの曲線から加算合成した曲線を求めA曲線と比較した。BとCの曲線の位置合わせについてはB曲線のピークの右側がA曲線の右側に相当し、C曲線のピークから左側はB

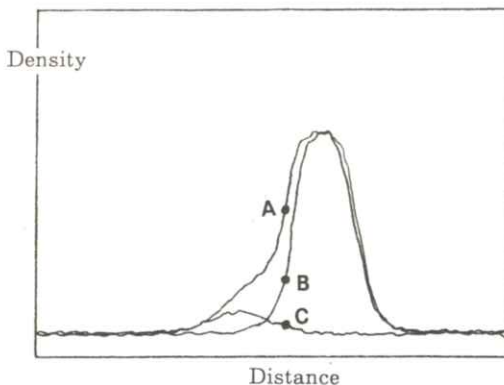


Fig. 12 Synthesis of LSF

曲線では露光量がないことからA曲線の左裾に合わせるようにした。このようにして曲線を合わせ、露光量を求めこれを合成した。合成によって求めたスリット像と実測されたものとの比較をFig. 13に示す。黒点はBとC曲線から合成されたスリット像で実線は測定されたものである。両者は良い一致を得ることができた。Fig. 14にはタイムスケール法によって作成された特性曲線から露光量を求め合成された像と実測された像との比較を示す。この場合には曲線の中央部、すなわち合成される部分で一致がみられなかった。したがって、スリット像の露光量変換には強度スケール法によって行われなければならないことはもとより

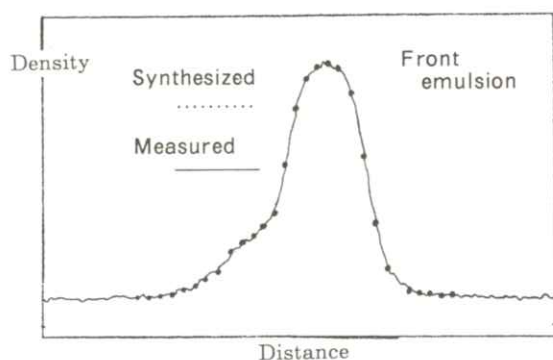


Fig. 13 Clossagreement between measured and synthesized

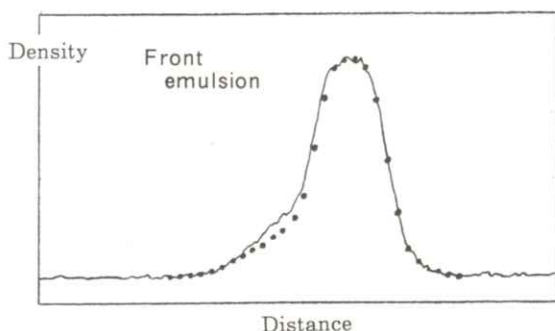


Fig. 14 Disagreement in measured and synthesized curves

であるが、さらに強度スケール法の特特性曲線を求める時の照射時間は、スリット像を撮影する時の照射時間に厳密に一致させることである。この照射時間を一致させることが相反則不軌を補正する一つの方法である。

5. 考 察

BHR^{1, 2)}より出版された著書は放射線像の画像情報工学を研究する者にとってはバイブル的な存在である。すなわちX線管焦点、増感紙、フィルム、撮影系の幾何学配置法の伝達特性の測定にあたっては、ほとんどの研究者は上記の著書の方法に従って実験を行っているのが現状である。しかし同じ試料を用いても施設間で、MTFの数値に差異のみられることがあり、また施設間でスキャニング過程の違いでもMTFに多少の差異の生じることがわかってきた^{2, 6)}。この原因の一つは測定系にあることは明白である。すなわち線量計や濃度計、また現像機等の機種の違いに起因するものである。しかし、本研究から、データを採取し解析する過程において、大きな違いの生じることが解ってきた。BRHの著書^{1, 2)}の中で標準化されている手法は、スリット像の低濃度像と高濃度像を得ること、そして強度スケール法によるsensitometric stripを作製すること、さらにこれらを同時現像することの規制である。低濃度と高濃度の像を得るときのblast factorは、個々の増感紙フィルム系で異なるがほぼ5としているものの、sensitometric stripを作るための規制がまだ曖昧である。まず第一に、強度スケール法を

行う場合の具体的な記載のないことである。強度スケール法には焦点フィルム間距離を変える方法と、X線管の管電流を変える方法、さらにこれらの両方を変えてX線強度を変える方法等がある。いずれにしてもX線強度は変化するが著書の中では距離の逆自乗則から得るように指示されている。しかし、完全に距離法を行えない場合にはここに管電流を変化させてX線強度を変える手段が入る。その時には線量率特性や線質の変化が関与し、完全に距離法だけの場合より線量測定に誤差が入る余地がある^{23, 24)}。第2の問題点は特性曲線作製時の一回当たりの照射時間の規制が全くない事である。この事は本研究から導かれた結論の一つであるが、スリットを撮影した照射時間と同じ照射時間をsensitometric stripの撮影時に一段毎の照射時間としなければならないことである。この照射時間の同一化によって相反則不軌とクロスオーバー光を正確に捕らえることができ、濃度から露光量に変換する過程で誤差を無くすことができると考えられる。第3の問題点はsensitometric stripを作製する時の濃度階段の幅である。濃度階段の幅が広ければ、同じX線量であっても濃度が増し、狭ければ濃度が低くなることが知られている。この幅をいくりにするかについて研究された報告を著者の知る限りではみられない。しかし、常識的にはほぼ1 cmぐらいであろうと考えられる。その理由はこの幅より広くしても濃度が変わらないからである。この濃度階段の幅は大きな問題を含んでいるが本研究では1 cmとして行った。今後稿を改めて検討したい。

これまでの結果を統合しLSF測定において以

下のような方法を用いれば誤差の少ないLSFが測定され、ひいては正しいMTF測定に繋がる。

1. 二つのスリット像すなわち低濃度の像と高濃度の像はX線強度を変えて、同一の照射時間で作製する。
2. sensitometric stripを作製する場合は、完全に強度スケール法によって作製し、その時の一回毎の濃度階段の照射時間はスリットを撮影した時の照射時間と同一とする。

以上の操作をBRHの著書と合わせて行えば、相当な精度でMTFの測定ができ、施設間の差異も小さくなるものと考えられる。

これまでの研究からさらに明らかになったことはクロスオーバー効果に関してSR-Gフィルムで約30%も関与していることである。このクロスオーバー光は角度を変えて見ればフィルムの感度を補う面を有している。しかし、鮮鋭度に関してはマイナスの要素しかない。今日では感度を考慮しつつクロスオーバー効果を防止するフィルムも発売されている¹⁵⁾。そのようなフィルムでは相当な鮮鋭度の向上も考えられる。相反則不軌に関してはSR-Gフィルムでは0.2lxより低照度でこの現象が生じることがわかった。フィルムが異なれば当然その値も異なる。この相反則不軌は日常のX線撮影や診断に関しては、利益や不利益については問題になるものではない。しかし、露光量変換を行うような物理的解析には極めて不都合な問題である。本研究ではこの現象が測定系の中でも考慮しなければならない事、またその現象の発現する境界値やその程度を明らかにすることができた。そして低照度相反則不軌による誤差が

truncation error^{2,5)}として測定値に入ることになるため、本研究ではこの誤差を最小限にする方法についても言及することができた。

6. ま と め

クロスオーバー効果と相反則不軌が画像の伝達特性に及ぼす影響に関して研究を行った結果、次のような結論を導くことができた。

1. クロスオーバー効果はSR-Gフィルムに関しては増感紙からの発光量の約30%が関与した。
2. 低照度相反則不軌はSR-Gフィルムについては発光照度が0.2 lx以下で発生した。
3. LSFの測定に関してはBRHから出版されている著者の中で述べられている以外に次の点に考慮しなければ、クロスオーバー効果や低照度相反則不軌の現象が測定値に混入し、正確な露光量変換のできないことが判明した。
 - 1) 低濃度、高濃度の二つのスリット像はX線強度を変えて、同一の照射時間で作製する。
 - 2) sensitometric stripを作製する場合は、完全に強度スケール法によって行うこと、その時のステップ毎の一回の照射時間は、スリット撮影の照射時間と同一とする。

以上の操作をBRHの方法に組み入れることによって誤差の少ないLSFの測定が行えることがわかった。

文 献

- 1) Doi, K., Holge, G., Loo, L., et al: HHS Pub. FDA pp.6 - 14 (Rockville 1982)
- 2) Doi, K., Holge, G., Loo, L., et al: HHS Pub. Vol II FDA pp.1 - 18 (Rockville 1982)
- 3) 稲津 博, 刈屋公明, 小島克行, 他: 医画情誌 **8** 86 (1991)
- 4) Hempenius, S.A.: Applied Optics **3** 45 (1991)
- 5) Morgan, R.H., Bates, L.M.: Amer. J. Roentgenol **92** 426 (1964)
- 6) Rossmann, K.: Phys. Med. Biol. **9** 551 (1964)
- 7) 平城 実, 土井邦雄, 大宮健児: 極光 **21** 26 (1967)
- 8) Lubberts, G.: Amer. J. Roentgenol. **105** 909 (1969)
- 9) Morisita, J., Macmahon, H., Doi, K. et al.: Med. Phys. **21** 1769 (1994)
- 10) 土井邦雄: 放射線の研究 **1** 15 (1967)
- 11) 曾我真一郎: 奥羽大歯学誌 **21** 258 (1994)
- 12) Hendee, W.R., Chaney, E.L. and Rossi, R. P.: Equipment and Quality Control, pp. 174 - 175 (Year Book Med. Pub. Inc. Chicago 1977)
- 13) Hamilton, J.F.: The Theory of the Photographic Process. 4th ed. pp.133 - 145 (Mcmillan Pub. New York 1977)
- 14) Doi, K., Loo, L., Anderson, T.M. et al: Radiation Physics **139** 707 (1981)
- 15) Dickerson, R.E., Haus, A.G. and Baker,

- C.W.:Med.Phys. **21** 525 (1994)
- 16) Vyborny, C.J., Metz, C.E., Doi, K.: Radiation Physics **125** 811 (1977)
 - 17) Vyborny, C.J., Metz, C.E., Doi, K.: Radiation Physics **136** 465 (1980)
 - 18) コニカ NEW ハイオルソスクリーンSROシリーズ. コニカ株式会社 (東京 1980)
 - 19) Arnold, B.A., Eisenberg, H. and Bjarngard, B.E.: Radiation Physics **121** 473 (1976)
 - 20) Villafana, T.: Acta Rad. Therapy Physics Biology **16** 281 (1977)
 - 21) Christensen, E.E., Curry III, T.S. and Dowdey, J.E.: An Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology. 2nd Ed., pp. 279 - 295 (Lea & Febiger Philadelphia 1978)
 - 22) デジタル照度計 IM-3.: トプコン株式会社 (東京 1980)
 - 23) Johns, H.E. Cunningham, J.R.: The Physics of Radiology. 3rd Ed. pp. 196 - 214 (Charles C Thomas Pub. Springfield 1969)
 - 24) Meredith, W.J. and Massey, J.B.: Fundamental Physics of Radiology, 3rd Ed. pp. 102 - 116 (John Wright & Sons LTD Bristol 1977)
 - 25) Doi, K., Strubler, K. and Rossmann, K.: Phys. Med. Biol. **17** 241 (1972)
 - 26) 東田善治, 肥田康弘, 高田卓雄, 他: 医画情誌 **11** 22 (1994)

増感紙－フィルム系のMTF測定法の標準化に関する研究

杜下 淳次*・土井 邦雄**

*京都医療技術短期大学

京都府船井郡園部町小山東町今北1-3

**シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

5841 S. Maryland Ave. MC2026,

The University of Chicago, Chicago, Illinois 60637

(1996年10月12日、最終1996年11月11日受理)

Investigation for standardization of MTF measurements of screen - film systems

Junji Morishita* and Kunio Doi**

*Kyoto College of Medical Technology

Sonobe - cho, Kyoto 622, Japan

**Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research,

The University of Chicago, Chicago, Illinois 60637

Two different methods for the modulation transfer function(MTF) measurements of screen - film systems, i.e., slit method with Fourier transform on the line spread function and square - wave response function (SWRF) method, have been widely used as a powerful tool for evaluation of the resolution property of screen - film systems. However, it is still uncertain whether MTFs obtained by the two methods are identical. Also, the nonlinearity associated with double emulsion film of highly asymmetric screen - film systems must be considered in their analysis. One of the recent work concerning MTF measurements of screen - film systems is the standardization of MTF measurement. The standardization of the MTF measurements have to be made based on a consensus between standardization organizations, such as

American National Standards Institute (**ANSI**) and German Standards Institute (**DIN**). Investigation for standardization of MTF measurements of screen-film systems in **ANSI** has been carried out at the University of Chicago in 1991-1993. In our study, we showed several important results regarding the SWRF method, which is considered relatively unknown compared to the slit method. In this article, we will mainly describe the technical factors affecting the accuracy and the reproducibility of MTF measurements with the square-wave response function (SWRF) method. Furthermore, we will discuss about the comparison of MTFs obtained by the two methods based on the interlaboratory comparison of MTF. Finally, we will describe the problem of the nonlinearity associated with double emulsion film of highly asymmetric screen-film systems.

1. はじめに

1960年代の前半にRossmann¹⁾, Hofert²⁾, Morgan³⁾, Doi⁴⁾らが、伝達特性の解析を放射線画像の領域に導入して以来、画質に関して理論的あるいは実験的に多くの研究が行われ⁵⁻¹⁰⁾、放射線画像に対する理解が深まっただけでなく、画質の改善に大きく貢献したと考えられる。伝達特性の解析は、もともと電気工学の分野で用いられたもので、その後、光学や写真の分野に応用され、放射線画像においては解像特性を定量的に表現する道具として用いられている。一般に、増感紙/フィルム系の画質特性の測定法は確立されていると思われているが、実際にはいくつかの不明な点が残されていた。例えば解像特性に関しては、増感紙/フィルム系の代表的な二つの異なった modulation transfer function(MTF)の測定法(スリット法と矩形波チャート法)によって得られた結果がどの程度よく一致するのかについての疑問や、1990年代になってから発売されるよう

になった非対称な増感紙/フィルム系に対する解像特性の評価方法などである。

最近の増感紙/フィルム系のMTFに関する話題のひとつには、MTF測定法の標準化があげられる。具体的には、1980年代の半ばから German Standards Institute(**DIN**)を中心としたヨーロッパと、アメリカの American National Standards Institute(**ANSI**)において、増感紙/フィルム系のMTFの測定法の標準化の動きがあり、両者の標準測定法に一致が見られたなら、The Commission and the International Organization for Standardization(**ISO**)において世界の標準的な測定方法を確立する予定になっている。一方、日本国内では、日本放射線技術学会の専門委員会において増感紙/フィルム系のMTF測定に関する検討が行われ、その成果が報告されている^{11, 12)}。しかし、国内の標準的な測定法の指針を示すまでには至っていない。

本稿では、**ANSI**における増感紙/フィルム系のMTF測定法の標準化のためにシカゴ大学で

行った、矩形波チャート法によるMTF測定の高精度と再現性に影響を及ぼす技術的因子の検討と、スリット法と矩形波チャート法で得られたMTFの比較¹³⁾に関する研究、および、非対称な増感紙/フィルム系に対してMTFを適応させるときに注意すべき問題点について述べる。

2. スリット法と矩形波チャート法

増感紙/フィルム系のMTFの測定方法には、line spread function (LSF)のフーリエ変換法と周期的なテストパターンのコントラスト測定法がある^{14, 15)}。前者の方法では、スリットを用いて線像を得ることからしばしばスリット法と呼ばれている。後者の方法では、一般に正弦波形のX線分布をつくるのが困難なことから、矩形波のテストパターンを用いてコントラストを測定するので矩形波チャート法と呼ばれている。Fig. 1にスリット法、Fig. 2に矩形波チャート法の測定法の概略を示す。スリット法は、主にアメリカでよく用いられており、矩形波チャート法は主にヨーロッパや日本でよく用いられている。いずれ

の測定方法も精度の高い結果を出すには、多くの経験が必要とする。

スリット法については、MTF測定の高精度や再現性に影響を及ぼす技術的因子として、スリットの幅の選択、エリアシングの影響、トランケーションエラーなどがよく知られている^{14, 16, 17)}。これらのなかで、適切なスリット幅の選択に関しては、増感紙/フィルム系では $10\mu\text{m}$ 程度のスリット幅を用いるのが望ましいが、それ以上の幅のスリットを使用するときにはスリット幅の補正を行えばよい。また、エリアシングの影響が含まれないようにするには、線像濃度分布からデータをサンプリングする間隔を工夫をすればよい。例えば、われわれは、高鮮鋭なシステムでは $5\mu\text{m}$ 、これと比べて非鮮鋭なシステムでは $10\mu\text{m}$ でサンプリングを行っている。最後に、トランケーションエラーの影響を少なくするためには、倍数露光法と指数関数によるLSFの外挿法が有効である。この方法では、相対的に少ない線量(以下、低露光)と、多い線量(高露光)でスリットの影響を行い、低露光のスリット像から線像のピーク付近を求め、高露光から線像の裾野部分を求める。

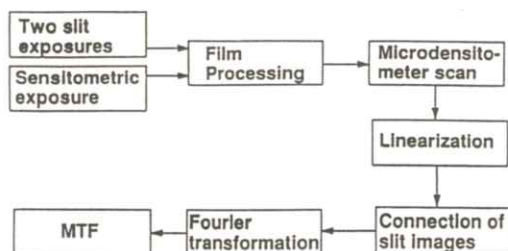


Fig. 1 MTF measurement using the slit method.

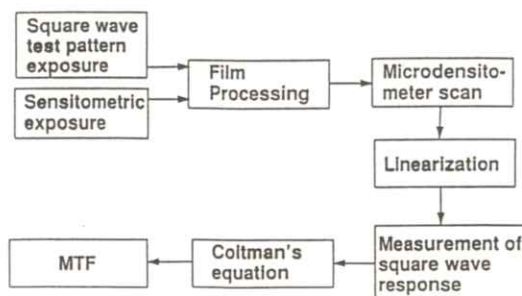


Fig. 2 MTF measurement using the square wave response function (SWRF) method.

このとき、低露光のスリット像の作成では、写真濃度から相対露光量への変換の誤差を小さくする目的で、スリット像のピークの写真濃度が特性曲線の直線域に含まれるようにする。また、高露光のスリット像の作成では、露光比が低露光の4～5倍程度となるように、主に管電流を変化させて撮影条件を調節するなどの工夫をすればよい。

一方、矩形波チャート法は、**DIN**における標準測定法のひとつとして使われているが、この測定方法に関する詳細な報告はほとんどみられない。また、これら二つの方法を用いて測定したMTFは、理論的には同じ結果が得られることが知られているが、実験で得られた結果がどの程度よく一致するのかについての報告はほとんどない。

3. 使用機器

本研究で使用した増感紙/フィルム系は、相対的に低感度で鮮鋭な、Lanex Fine/TMGと高感度で非鮮鋭なLanex Regular/TMG (Eastman Kodak Co.)の2種類である。スリット法では、プラチナ合金で作られた幅0.01mm、スリット長35mm、厚さ2mmのスリットを使用した。用いたX線管球の焦点寸法は1mmであるが、スリットと増感紙/フィルム系を真空引きによって密着させる構造となっているので、焦点の幾何学的な拡大によるボケはMTFの測定にはほとんど影響しない。

一方、矩形波チャート法では、type K, type A, type Lと呼ばれているそれぞれ異なった鉛箔の厚さ(0.05mm、0.1mm、0.2mm)と異なった

空間周波数の組み合わせ(type K:0.025, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 cycles/mm, type A:0.025, 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0 cycles/mm, type L:0.025, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0 cycles/mm)をもった矩形波テストパターン(Firma H. Hüttner)を使用した。これらのテストパターンは、**DIN**から**ANSI**を通じて供給されたものである。

使用したマイクロデンシトメータは、model 401(GAF)で、スキャンングアパーチャの大きさは、幅 $6.7\mu\text{m}$ 、高さは $1300\mu\text{m}$ である。系の線形化の目的に用いる特性曲線の測定には、距離の逆2乗則を利用したセンシトメータ(撮影距離26～320cm、X線管電圧80kV、附加フィルタ0.5mm銅+1.0mmアルミニウム)を用いた。スリットや矩形波テストパターンの撮影には真空カセットを用いた。このカセットの前面は遮光のために薄くて黒いビニールで覆われ、後面は厚さ5mmのアルミニウムで作られている。さらに、アルミニウムや後方からの散乱線をカットするために、カセットの後面のフィルム側に厚さ $150\mu\text{m}$ の鉛箔が貼ってあるので、厚さ5mmのアルミニウムからの後方散乱線は、この鉛箔によってほとんど無視できる程度に小さくなり、測定にはほとんど影響しない。

4. 矩形波チャート法における測定の正確度と再現性に影響する技術的因子

矩形波チャート法の測定の正確度と再現性に影響する技術的因子として、①矩形波テストパター

ンとX線束とのアライメント、②矩形波テストパターンに含まれている空間周波数の正確さと鉛箔の均一性、③矩形波テストパターンに含まれている最も低い空間周波数、④各空間周波数におけるパターンの繰り返しの数、⑤矩形波テストパターンから発生する散乱線の影響、⑥後方散乱線の影響、⑦矩形波レスポンスのフィッティング、⑧Coltmanの補正式で用いる項数、⑨矩形波テストパターンのコントラスト、などが考えられる。本稿では、各項目について簡単に述べる。

4.1 X線束と矩形波テストパターンとのミスアライメント

X線は焦点から放射状に放出されるため、X線束の中心ではX線と矩形波テストパターンのエッジとが直交する。しかし、X線束の中心から離れるにつれて、矩形波テストパターンのエッジに対して斜めに入射することになる。このようなX線と矩形波テストパターンとのミスアライメントは、高い空間周波数域における矩形波レスポンスの測定の誤差因子となる。このようなミスアライメントの影響を最小限にするためには、X線管焦点-矩形波テストパターン間の距離は出来るだけ長くとればよい。

4.2 矩形波テストパターンの鉛箔の均一性と、空間周波数の正確さ

測定に用いる矩形波テストパターンの鉛箔の均一性や、テストパターンに含まれる空間周波数の正確さに関しては、使用する矩形波テストパターンを事前に調べておくことで、systematicな誤

差を避けることが可能である。われわれの使用した矩形波テストパターンでは、実測した窓と鉛の部分を含んだラインペアの幅(total)と公称値との差は、どの矩形波テストパターンについてもあまり大きな差はなく、最大で1.5%(type A, 5 cycles/mm)の差がみられた程度であった。しかし、この程度の繰り返し周波数の不正確さは測定に重大な影響を与えそうにない。一方、矩形波テストパターンを透過したX線量から推定した鉛の厚みの均一性は、最大でおよそ±2%の変動が見られた。しかし、どのタイプの矩形波テストパターンにおいても、明らかな鉛厚の不均一は見られなかった。

4.3 矩形波テストパターンに含まれている最も低い空間周波数の影響

矩形波テストパターンに含まれている最も低い空間周波数が十分に小さくなく、かつ、測定対象となる増感紙/フィルム系の鮮鋭度が低いときには、正規化する空間周波数においてSWRFの値が小さくなり、正規化した後は、他の空間周波数におけるSWRFの値が大きく計算される。この影響をなくするためには、テストパターンに含まれる最低の空間周波数を出来る限り低くする必要があるが、テストパターンの寸法が大きくなるので、通常増感紙/フィルム系の測定では、0.05 cycle/mm以下の空間周波数を含んだテストパターンを使用するのがよい。

4.4 各空間周波数でのパターンの繰り返しの数

市販の矩形波テストパターンによっては各空間

周波数でのパターンの繰り返しの数が少ないものがある。このようなテストパターンでは、各空間周波数における中心付近の窓と鉛の部分の写真濃度差は、端と比べて大きくなるため、窓や鉛の部分の平均値の推定を困難にする場合がある。この傾向は、特に高い空間周波数において顕著である。しかし、本研究で用いたテストパターンでは、各空間周波数でのパターンの繰り返しの数が最低でも10(0.5cycle/mm)、最も多いものでは160(type K, 8cycles/mm)もの繰り返しがあるために、異なった3人の実験者による最高値(窓の部分)や最低値(鉛の部分)の推定にはほとんど影響しないことがわかった。このことから、各空間周波数において鉛と窓の繰り返しの数が多いほど、それらの濃度測定が容易で再現性も高くなると考えられる。

4.5 矩形波テストパターンからの散乱線の影響

矩形波テストパターンからの散乱X線がMTFに影響するという報告が過去にみられる^{18, 19)}。そこで、プラスチック部分から発生した散乱線含有率を鉛ディスクを用いて測定したところ、およそ2~3%であることがわかった。つぎに、矩形波テストパターンに鉛マスクをして矩形波応答(square wave response function:SWRF)を測定し、これらの散乱X線がどの程度増感紙/フィルム系のMTFに影響するのかについて調べた。その結果、矩形波テストパターンのプラスチック成分からの散乱X線は増感紙/フィルム系のMTF測定にはほとんど影響しないことがわかった。

Schmidtの報告¹⁸⁾によれば、矩形波テストパターンからの散乱線の量を推定するために、両面乳剤の直接X線フィルムを用いて、矩形波テストパターン自身のSWRFの測定、鉛ディスクを用いた測定、および、Monte Carlo法による計算を行っている。その結果、矩形波テストパターンからの散乱線はおよそ5%程度SWRFの値を低下させるだろうと結論している。しかし、X線検出器がフィルムのみの場合と、増感紙とフィルムを組み合わせで用いたときでは散乱線に対する感度が異なることが予想される。すなわち、X線検出器の吸収体(ここでは増感紙やフィルム)の厚さが薄くなると、見かけ上、測定される散乱線の1次X線に対する割合が多くなる。したがって、X線フィルムのみで測定した結果は、矩形波テストパターンからの散乱線量を過大に評価している可能性があるため、注意が必要である。

4.6 後方散乱X線の影響

撮影時に発生するカセットや壁(または床)からの後方散乱X線については、前述したように裏側に鉛箔を貼ったカセットを使用すれば、後方散乱線の影響を最小限にできる。

4.7 SWRFのフィッティング

SWRFのフィッティングは、SWRFからMTFを計算する過程の誤差の因子のひとつである。一般に、市販されている矩形波テストパターンに含まれている空間周波数は不連続なために、任意の空間周波数におけるMTFを計算するには、何らかの方法を用いてSWRFをフィッティング

する必要が生じる。そこで、**DIN**のMTF測定法に関する草稿にも用いられている2種類のローレンツ型の関数を組み合わせたFisherの式²⁰⁾を用いて、SWRFの近似を試みた。

$$\text{SWRF}(u) = \frac{a}{\left(1 + \frac{u^2}{b^2}\right)} + \frac{(1-a)}{\left(1 + \frac{u^2}{c^2}\right)} \quad \dots(1)$$

ここで、 u は空間周波数、 a は二つの成分の寄与の程度を示す重み係数、 b と c は、それぞれのLorenzian関数の広がり程度の度を示すスケールファクタである。この式は、もともとFisherが増感紙/フィルム系のMTFを近似する目的に用いたものである。**Fig. 3**に、3種類の矩形波テストパターンで測定したSWRF(図中の●)とフィッティングした結果(各曲線)を示す。各側定点は、5枚のフィルムサンプルからSWRFを測定することを1回の実験と考えて、それぞれの3回の独立した実験結果の平均値をプロットしている。SWRFの形状が異なってもほぼ満足のい

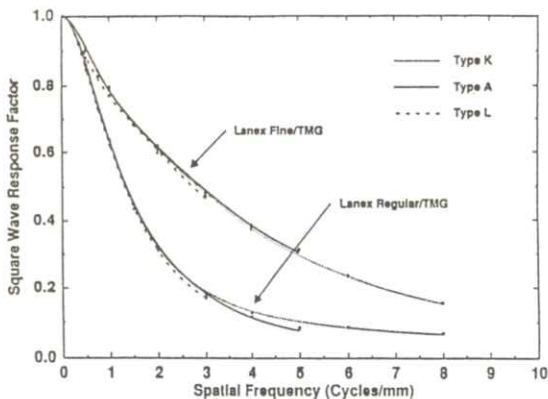


Fig. 3 Comparison of SWRFs obtained with three different types of square-wave test patterns.
Dots and curves indicate measured points and fitted SWRFs, respectively.

くフィッティングが可能であることが確かめられた。

4.8 Coltmanの式で用いる項数の検討

矩形波レスポンス(SWRF)と正弦波レスポンス(MTF)との関係をあらわすColtmanの式²¹⁾を下記に示す。

$$\text{SWRF}(u) = \frac{\pi}{4} \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^{k-1} \frac{\text{MTF} \{(2k-1)u\}}{(2k-1)} \quad \dots(2)$$

$$\text{MTF}(u) = \frac{\pi}{4} \sum_{k=1}^{\infty} B_k \frac{\text{SWRF} \{(2k-1)u\}}{(2k-1)} \quad \dots(3)$$

ここで、 u は空間周波数(cycles/mm)、 n は $(2k-1)$ における k を素因数に分解したときの素数の数で、 m は k を素因数に分解したときの異なる素数の数とすると、 $m < n$ のとき $B_k = 0$ 、 $m = n$ のとき $B_k = (-1)^n (-1)^{k-1}$ である。

Coltmanの式においてSWRFからMTFを求めるとき、理論的には無限大の空間周波数までのSWRFの値が必要となる。しかし、実際には高い空間周波数でのSWRFの値はゼロに近づくために、有限の項数までを計算に用いている。そこで、Coltmanの式で用いる最適な項数についてコンピュータ・シミュレーションを行い検討した。具体的には、まず、3種類の関数(指数関数、ローレンツ型関数、ガウス分布型関数)によって仮想的なMTFを求め、(2)式を用いてSWRFを計算した。つぎに、これらのSWRFについて(3)式の計算で用いる項数を1項から25項まで順次変化させてもう一度MTFを計算し、仮想的なMTF

との一致の程度を調べた。その結果、どの仮想的なMTFにおいても、項数の増加にともない一定の値に収束する傾向がみられ、4項または12項までの高調波を用いてMTFを計算を行うと、シミュレーションしたMTFに最も近い値を示した。Coltmanの式は、奇数倍の周波数の足し算と引き算が交互に繰り返さない性質があり、4項と12項以外の項数を用いてMTFを計算すると、1 cycle/mm以下の低い空間周波数域においてMTFの値が高くなったり、低くなることもあるので注意が必要である。同様の研究はKojimaら²²⁾によっても行われており、本研究で得られた結果と同じ結果が得られている。

4.9 矩形波テストパターンのコントラスト

矩形波チャート法では、各空間周波数でのコントラストを測定することが基本となる。したがって、X線写真上に現れた矩形波チャート像のコントラストが測定の正確度と再現性に影響すると考えられる。Fig. 3に示した3種類の矩形波テストパターンで測定したSWRFをみると、高鮮鋭なLanex Fine/TMGのSWRFは、どのテストパターンを用いてもそれほど大きな差がみられず、実験誤差範囲内で一致した。しかし、相対的な非鮮鋭なLanex Regular/TMGでは、type LとAのSWRFはよく一致した結果が得られたが、type Kのテストパターンを用いたときには、高い空間周波数域で他より値が高い傾向がみられる。type KのテストパターンでSWRFの値が高い傾向は、Fig. 3のSWRFから求めたMTF(Fig. 4)においてもはっきりと現れており、2.5 cycles/

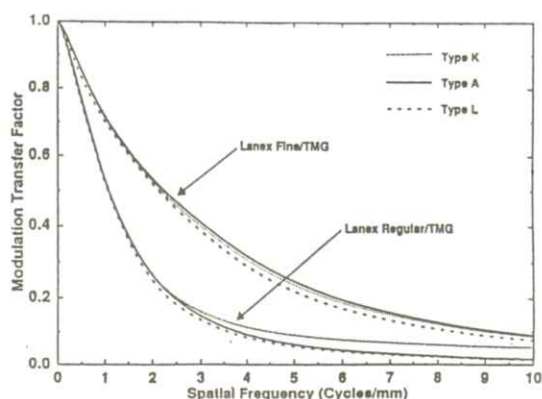


Fig. 4 Comparison of MTFs derived from SWRFs which are shown in Fig. 3

mmより高い空間周波数域で明らかに他よりMTFの値が高い。一方、Lanex Fine/TMGのtype LのMTFは、他のテストパターンで得た結果と比べて値がわずかに小さい傾向がみられるが、これは、type Lのテストパターンに含まれている最も高い空間周波数が3 cycles/mmと低いために、それ以上の周波数におけるSWRFは推定値を用いたことと関係しており、それほど大きな差がないといえる。

type Kのテストパターンを用いて測定した結果は、他のテストパターンで得られた結果より値が高い傾向がみられた。このsystematicな誤差の原因として、type Kはもともと鉛箔の厚さが50 μ mと薄いために被写体コントラストが低く、さらに、撮影に用いた線質が硬いことも関係して、適切な写真コントラストが得られなかったことが考えられる。その結果、高い空間周波数域で極端に低いコントラストとなり、増感紙/フィルム系のノイズも影響して測定の精度が低くなったと考えられる。そこで、管電圧60kV(no filter)で撮

影したときと、前述の80kV(0.5mm Cu.+1mm Al.)の線質で撮影して得られたSWRFを比較した(Fig. 5)。図中、●は80kV(0.5mm Cu.+1mm Al.)の線質、×は60kV(no filter)の結果で、どのデータも2回の独立した実験結果の平均値をプロットしている。type Kでは、高い空間周波数域で、60kVの結果が80kVよりもかなり低いSWRFを示し、type AやLのテストパターンで得た結果に近い値を示すようになった。

つぎに、各テストパターンに含まれている最も低い空間周波数の窓と鉛の部分の写真濃度を測定し、X線フィルムの特性曲線のどの部分に相当するかを調べてみた(Fig. 6)。その結果、どちらの線質においても鉛箔の厚さが厚くなるほど(type K<type A<type L)コントラストが高く、特に60kVでは特性曲線の足の部分を多く含み、写真濃度から相対露光量に変換するときの誤差が大きくなることが予想できる。さらに、鉛箔の厚さが最も厚いtype L(200 μ m)では、60kVで撮影を行うと極端にコントラストが高くなり、鉛の部分透過したX線量はほとんどゼロとなるが、もしもX線がわずかに透過したようにコントラストを計算すれば、正規化に用いた最も低い空間周波数のコントラストが小さくなり、他の空間周波数におけるコントラストが相対的に高くなる。コントラストがtype Lと比べて低いtype AやKのテストパターンでも、これと同じ現象が起こっていると予想される。しかし、撮影の程度はコントラストが低くなるにつれて少なくなるので、撮影に用いた線質の違いによるSWRFの差も小さくなると考えられる。これらの結果は、矩形波

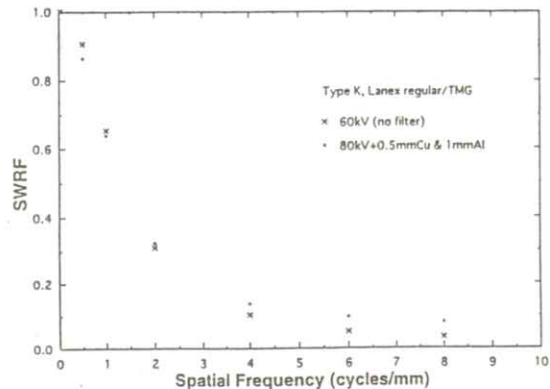


Fig. 5 Comparison of SWRFs obtained with two different beam qualities(60kV no filter: ●, and 80kV with 0.5mm Cu.+1mm Al.filter added: ×). Type K test pattern was used in this study.

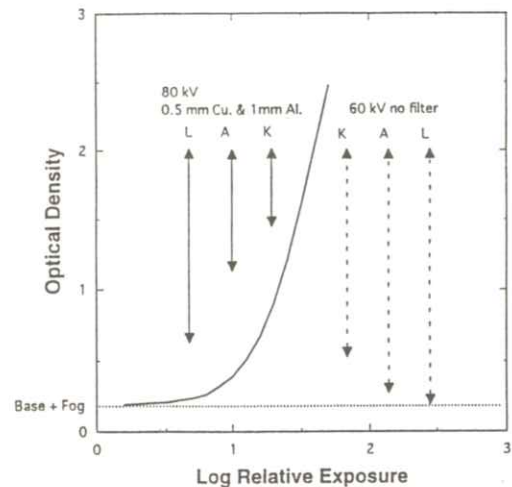


Fig. 6 H&D curve of the TMG film. Each arrow indicates density range at the lowest spatial frequency of three different square-wave test patterns. Solid lines indicate for 80kV with 0.5mm Cu.+1mm Al. and broken lines indicate for 60kV no filter. Also, horizontal dotted line indicates level of the base plus fog density.

チャート像のコントラストが極端に高いときにも、systematicな誤差が含まれる可能性を示している。

矩形波チャート像のコントラストは、撮影に用いた線質と増感紙/フィルム系によって決定される。しかし、測定の対象となる増感紙/フィルム系の鮮鋭度は一般に不明なので、ここで示したtype Kのテストパターンの例のように、高コントラストなシステム(Lanex Fine/TMG)の測定では他のテストパターンで得た結果と一致するが、低コントラストなシステム(Lanex Regular/TMG)ではsystematicな誤差が含まれてくることがある。これは、矩形波チャート法の大きな問題点のひとつといえる。

5. SWRFの変動の大きさについて

SWRFがどの程度変動するのかについての報告は過去にほとんどみられない。そこで、①矩形波チャート像をスキャンして得られた濃度データの読みとりの影響、②同じフィルムサンプルを独立にスキャンしたときのSWRFの変動、③完全に独立した実験によるSWRFの変動の3項目についてSWRFの変動の大きさを調べた。

5.1 矩形波チャート像の濃度データの読みとりの影響

矩形波チャート像をマイクロデンシトメータでスキャンして得られたチャートレコーダ上のデータの読みとりがSWRFに及ぼす影響について、同じデータを1人の実験者が別の日に繰り返して

読みとったときと、同じデータを3人が読みとったときについて調べた。この実験では、type Aの矩形波テストパターンを用いて作成した5種類の異なった写真濃度($OD=0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5$)のフィルムサンプルを使用した。増感紙/フィルム系はLanex Regular/TMGである。

同じ濃度データを3人の測定者が別々に読みとったときの変動は、写真濃度には関係なく2.0 cycles/mm以下の低い空間周波数で大きく、SWRFの最大の差は0.063(写真濃度が0.5における0.5 cycles/mmのとき)となり、同じ人が別の日に読みとったとき(0.023)より大きな変動を示した。

つぎに、1人が2度同じデータを読みとったときと、3人が同じデータを読んだときについて、読みとった値の差の分布を調べた。本実験で用いたチャートレコーダは、最大と最小の間が100の目盛りに区切られており、実験者はひと目盛りの1/10まで読みとることとした。その結果、 ± 0.2 の読みとりの差が発生する頻度は、1人が2回データを読みとったときには全体の89%、3人がデータを読みとったときには全体の84%を占めていることがわかった。そこで、実験にはいつも ± 0.2 の読みとりの誤差が含まれると仮定してSWRFの変動の程度をシュミレーションによって調べた。シュミレーションは、 ± 0.2 の読みとり誤差によって最もコントラストが大きくなる場合と、最もコントラストが小さくなる場合について計算を行った。type Aのテストパターンを用いて行ったシュミレーション結果をFig. 7に示す。コントラストが最大のときと最小のときの

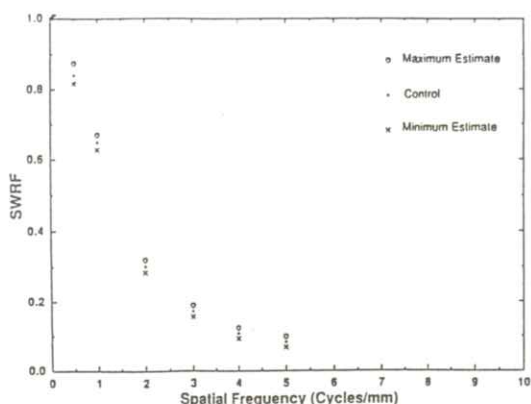


Fig. 7 Effect of reading error of ± 0.2 included in the output of microdensitometer on SWRF. (simulation study)

SWRFの差は、低い空間周波数ほど大きく、0.5 cycle/mmのとき0.058であった。この差は、前述の3人が同じデータから値を読みとったときに観察した最大の差とほぼ一致している。

以上の結果から、データの単純な読みとり誤差がSWRFに及ぼす影響はそれほど小さくないことがわかった。ただし、ここで観察した読みとりの誤差がSWRFの測定に及ぼす影響は、矩形波テストパターンの写真コントラストと密接に関係していることに注意する必要がある。すなわち、撮影に用いたX線の線質や矩形波テストパターンの鉛の厚さが変われば、写真コントラストが変化し、同じ程度の読みとりの誤差が生じたとしても、SWRFへの影響の程度が変わる。したがって、矩形波テストパターンの写真コントラストが特性曲線の直線領域に含まれ、かつ、出来るだけ写真コントラストが高い方が、SWRFに及ぼすデータの読みとりの影響は小さくなる。

5.2 同じフィルムサンプルを独立にスキャンしたときのSWRFの変動

各フィルムサンプルを3回ずつ独立にマイクロデンシトメータでスキャンニングを行い、SWRFの変動について調べた。撮影に用いた増感紙/フィルム系はLanex Regular/TMGである。独立したマイクロデンシトメータのスキャンがSWRFの測定に影響する因子には、マイクロデンシトメータの電気系の変動、マイクロデンシトメータの走査スリットの開口と矩形波テストパターンとのアライメントの変化の影響、および、マイクロデンシトメータの出力を記録したチャートレコーダから各空間周波数におけるデータを読みとるときに起こる変動などが含まれている。

5種類の異なった写真濃度のフィルムサンプルについて、それぞれ3回独立にスキャンして得たSWRFの結果は、低い空間周波数で標準偏差がわずかに大きな傾向を示したが、各空間周波数での標準偏差の平均は0.01以下であり、全体としてそれほど大きな変動ではないことがわかった。マイクロデンシトメータの走査アパーチャと矩形波チャート像とのアライメントに関しては、スキャンごとにアライメントが違うと、高い空間周波数において変動が大きくなることが予想されるが、実験結果では、明らかな傾向はみられなかった。アライメントの不正確さがSWRFの測定に及ぼす影響は少ないと考えられる。

一方、同じ日にスキャンした5枚の異なったフィルムサンプルから求めたSWRFには変動がみられた。しかし、明らかな写真濃度依存性がなかった。フィルムサンプルの違いに起因した

変動と予想される。このことを確認するために、同じ写真濃度(OD=2.0)の5枚のフィルムサンプルを作成し、これらから求めたSWRFの結果を5枚の異なる写真濃度のフィルムサンプルで得た結果と比較したところ、変動の大きさにほとんど差がみられず(各空間周波数における標準偏差の平均で約0.006の差)、異なるフィルムサンプルをスキャンすることによってSWRFの値が変動することが確かめられた。また、5枚のフィルムサンプルから求めたSWRFの平均値で、同じ写真濃度と、異なる写真濃度で得た結果を比較すると、SWRFにはほとんど差がみられなかった。そこで、5枚のフィルムサンプルからSWRFを測定することを1回の実験と考えて、各フィルムサンプルを3回ずつスキャンを行った結果をFig. 8に示す。この場合の標準偏差はすべての空間周波数で小さく、最大でもおよそ0.006であった。このことは、各空間周波数で

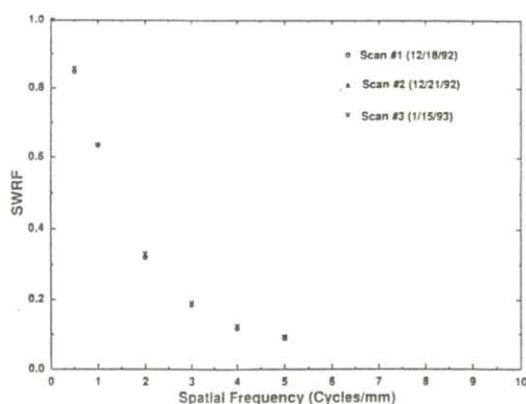


Fig. 8 Comparison of average SWRFs obtained with three different microdensitometer scanning. Each data is an average of five different film samples.

の測定点を増やすことで、異なるスキャンニングによる差は少なくなり、実験精度が向上することを示している。

5.3 完全に独立した実験によるSWRFおよびMTFの変動

フィルムサンプルの作成からSWRFの測定およびMTFの計算までを1回の実験とし、SWRFやMTFの変動の大きさを調べた。このとき、5枚のフィルムサンプルから測定したSWRFの平均値を1回の独立した実験の結果と考えて、3回の独立した実験で得られたSWRFをFig. 9に、これらのSWRFから求めたMTFをFig. 10に示す。用いた矩形波テストパターンはtype Aである。矩形波チャート法による3回の独立したMTF測定の最も大きな標準偏差は、Lanex Fine/TMGが0.013(at 3.3 cycles/mm)、Lanex Regular/TMGが0.011(at 3.3 cycles/mm)であった。

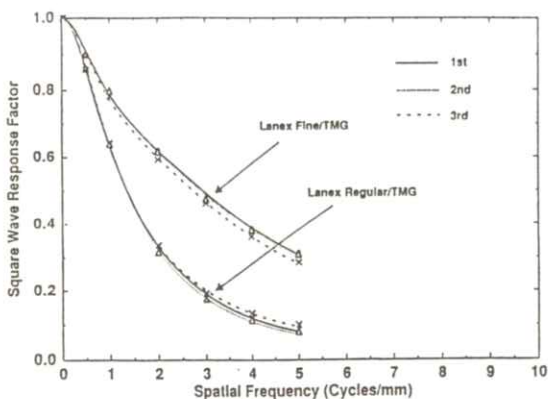


Fig. 9 Comparison of SWRFs of two screen/film systems obtained with three independent measurements using a type A test pattern.

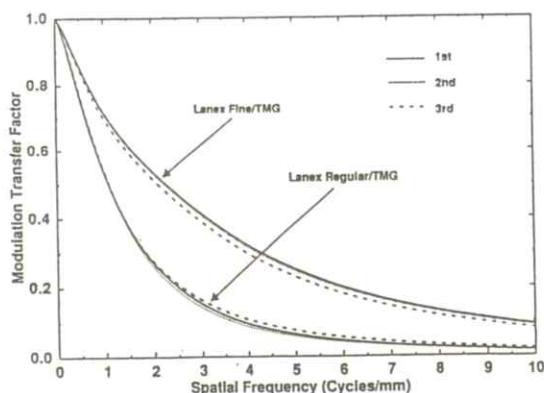


Fig. 10 Comparison of MTFs of two screen/film systems derived from SWRFs which are shown in Fig. 9.

6. スリット法によるMTF測定の再現性

シカゴ大学のスリット法によるMTFの測定において、マイクロデンシトメータ・スキャンニングおよびMTFの計算の過程に矛盾を含んでいないかどうかを調べる目的で、Eastman Kodak Company、Health Sciences DivisionのP.C. Bunchの協力を得て、お互いの施設で作成したセンシトメトリとスリット像のフィルムサンプルを交換し、マイクロデンシトメータ・スキャンニングとMTFの計算を行った。その結果、両施設で同じフィルムサンプルから測定したMTF値の最も大きな差は、Lanex Regular/TMGでは0.022(at 1.6 cycles/mm)、Lanex Fine/TMGでは0.027(at 0.8 cycle/mm)であった。今回の結果は、FDAの報告書⁹⁾のなかで示されているシカゴ大学とBureau of Radiological Health (BRH)の間で行われた以前の結果とほぼ一致し

ている。この結果から、シカゴ大学でのマイクロデンシトメータ・スキャンニングとMTFの計算の過程は、少なくともKodakとよく対応した結果が得られ、大きな矛盾を含んでいないことを確認できた。

スリット法によるMTF測定の再現性については、①同じフィルムサンプルを独立にスキャンしたときの変動、②異なったフィルムサンプルを用

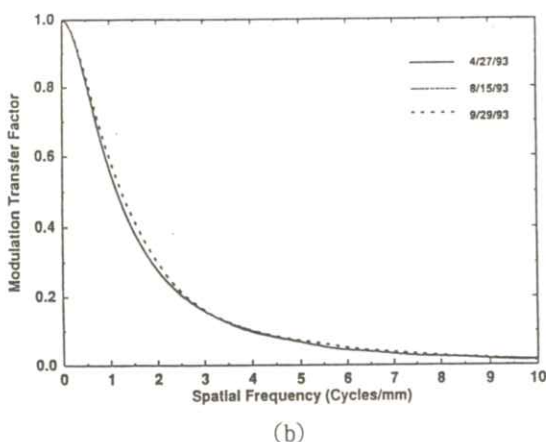
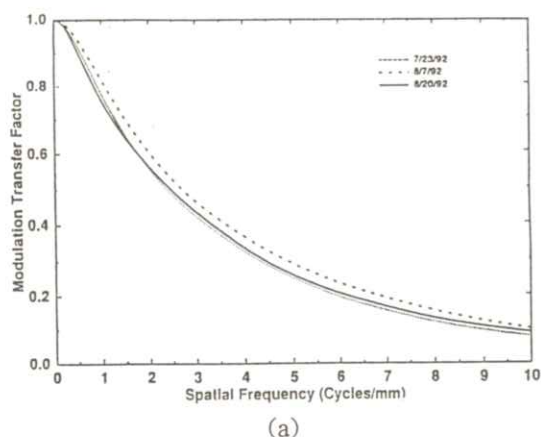


Fig. 11 Comparison of MTFs in terms of the slit method obtained by three different scanning of the microdensitometer of the same film sample.
a: Lanex Fine/TMG,
b: Lanex Regular/TMG.

いて独立に測定したときの変動、③長期間にわたるMTF測定の再現性について調べた。

Lanex Fine/TMG と Lanex Regular/TMG について、同じフィルムサンプルを別の日に独立にスキャンして得たMTFの結果をFig. 11に示す。測定回数は3回である。最大の標準偏差は、Lanex Fine/TMGが0.032(at 1.0 cycle/mm)、Lanex Regular/TMGが0.012(at 1.4 cycles/mm)となり、相対的に高鮮鋭なLanex Fine/TMGの方が独立したスキャンニングの変動が大きい。この理由は、高鮮鋭なシステムほどスリット像と、マイクロデンシトメータ・スキャンニングの走査アパーチャとの正確なアライメントが困難であり、その結果、LSF測定の再現性が低くなったためである。また、異なったフィルムサンプルを用いて3回の独立した実験で得たMTFの最も大きな標準偏差は、Lanex Fine/TMGが0.035(at 0.8 cycle/mm)、Lanex Regular/TMGが0.013(at 1.3 cycles/mm)となり、これらの変動の大きさは、同じフィルムサンプルを独立にスキャンしたときと同程度であることがわかった。

Fig. 12に、2年にわたる長期間のMTF測定の再現性の結果を示す。前述のように、スリット法では、異なったフィルムサンプルや異なったスキャンニングによって測定値が変動することがわかっているので、通常、数回の独立した実験で得たMTFを平均して代表値としている。したがって、Fig. 12に示した各曲線は、3回の独立した実験結果の平均である。最も大きな標準偏差は、Lanex Fine/TMGが0.9 cycle/mmの空間周波数で0.014、Lanex Regular/TMGは1.0 cycle/mmの空間周波数で0.009程度であり、どちらの増感紙/フィルム系でもMTFの再現性は高いといえる。

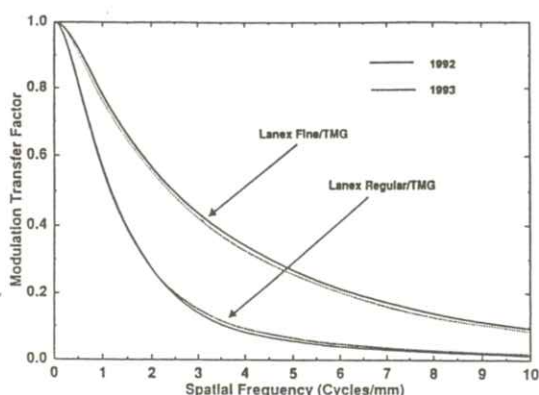


Fig. 12 Comparison of MTFs of two screen/film systems obtained by the slit method at the University of Chicago in 1992 and 1993.

7. シカゴ大学におけるスリット法と矩形波チャート法の比較

Fig. 13に、シカゴ大学における二つの測定法で求めたMTFの比較を示す。Lanex Fine/TMGでは、10cycles/mmまでの全ての空間周波数域において、スリット法(図中、実線)の結果が矩形波チャート法(点線)より高いMTF値を示した。一方、Lanex Regular/TMGでは2.2 cycles/mm以下の低い空間周波数域で、わずかにスリット法の結果が高く、それ以上の空間周波数では逆に矩形波チャート法が高い値を示した。しかし、“MTFの真の値”はわからないので、どちらの測定法で得られた結果が正確であるかは確かめることができなかった。

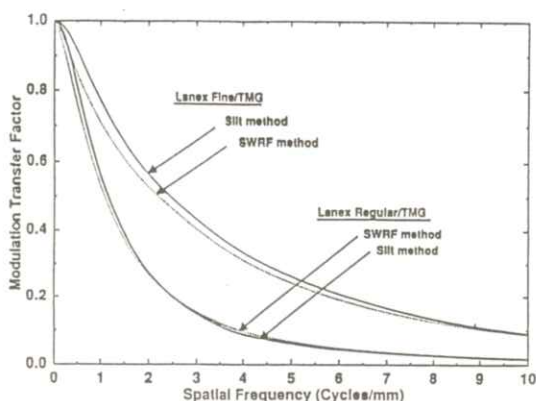


Fig. 13 Comparison of MTFs obtained by the slit method and the SWRF method at the University of Chicago.

8. スリット法と矩形波チャート法で測定したMTFの施設間比較

世界5ヶ国、6施設に同等の増感紙/フィルム系を配布してMTFを測定し、大規模な施設間比較を行った。参加した各施設はMTF測定の経験が豊かな施設である。そこで、各施設ではそれぞれの施設で確立した測定方法を用いることとし、事前に細かな取り決めは行わなかった。施設間比較で用いた増感紙/フィルム系は、Lanex Fine/TMGとLanex Regular/TMGの2種類である。

施設間比較に参加した各施設で用いた方法および技術的な条件をTable 1に示す。6施設のなかで、二つの測定方法を行った施設は、シカゴ大学と大阪大学で、RochesterのKodakの研究所(米国)とPhysikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB, ドイツ)はスリット法、Kodak-Pathé (フランス)とAgfa-Gevaertの研究所(ベルギー)は矩形波チャート法で測定を行った。

Table 1 Methods, technical conditions, and beam qualities used for measurements of MTFs at six institutions.

	Method	Test Pattern or slit width	Beam Quality
Univ. of Chicago	SLIT	0.01mm width	80kV (1.64mmAl.)
	SWRF	0.025-5 cycles/mm	80kV (0.5mmCu.+1mmAl.)
		0.1mm thick lead	
		Funk Special (Type A)	
Osaka Univ.	SLIT	0.01mm width	60kV (without filter)
	SWRF	0.05-10 cycles/mm	60kV (without filter)
		0.05mm thick lead	
		Funk (Type 1)	
Kodak, Rochester	SLIT	0.01mm width	90kV (2mmAl.)
PTB	SLIT	0.039mm width	70kV (HVL5.7mmAl.)*
Agfa-Gevaert	SWRF	0.025-5 cycles/mm	70kV (HVL5.7mmAl.)
		0.1mm thick lead	
		Funk Special (Type A)	
Kodak-Pathé	SWRF	0.05-10 cycles/mm	70kV (HVL5.7mmAl.)
		0.05mm thick lead, Funk	

* ISO draft for sensitometry, 70kV+12mmAl.

スリット法と矩形波チャート法についての施設間比較の結果をFig. 14とFig. 15にそれぞれ示す。各施設のMTFの測定では、かなり再現性の高い手法を確立しており、例えばKodakの研究所(Rochester)において測定した4回の独立した実験の最大の標準偏差は、いずれも0.6cycles/mmの空間周波数で、Lanex Fine/TMGが0.009、Lanex Regular/TMGが0.016程度である。

スリット法では、シカゴ大学で測定した

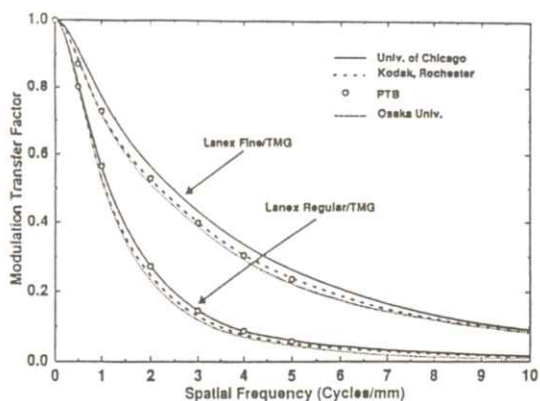


Fig. 14 Interlaboratory comparison of MTFs obtained by the slit method at four institutions.

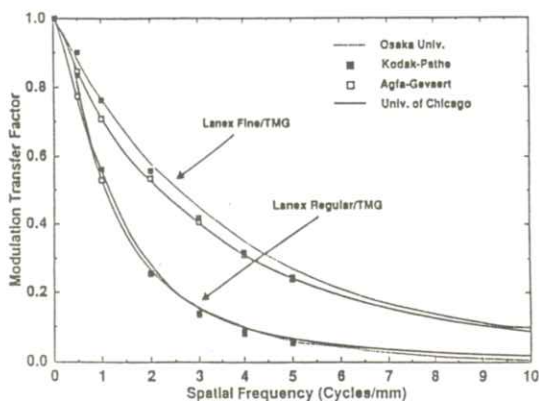


Fig. 15 Interlaboratory comparison of MTFs obtained by the SWRF method at four institutions.

Lanex Fine/TMGのMTFの値が高い傾向を示した。また、どちらの増感紙/フィルム系でも大阪大学が最も低い値を示す傾向がみられた。一方、矩形波チャート法では、特に大阪大学のMTFが高い値を示す傾向がみられる。どちらの測定方法でも測定する施設が異なれば、MTFにかなり差が生じることがわかった。ここに示した施設間比較では、あらかじめ統一した測定手順を用いたのではなく、各施設において確立された方法で測定を行っている。つまり、各施設とも再現性を高くするために、スリット像や矩形波チャート像の作成、センシトメトリ、マイクロデンシトメータ・スキャンニング、データ処理などに工夫をしていることが考えられるので、各施設の結果にはわずかなバイアスを含んでいる可能性もある。したがって、各施設で測定したMTFの再現性は高くても、正確度が高いとは限らない。各施設で測定されたMTFが変動する明らかな原因は不明であるが、おそらく、いくつかの細かな実験条件の違いが組み合わさり、MTFに差が現れたと考えら

れる。各施設で撮影に使用した線質はわずかに異なっているが、増感紙/フィルム系のMTFは、線質にほとんど依存しないことが知られており¹⁴⁾、この程度の線質の違いは、MTFの測定結果に大きく影響しないと考えられる。

4施設で測定したスリット法と矩形波チャート法によるMTFの平均の比較をFig. 16に示す。図中の実線はスリット法、点線は矩形波チャート法である。エラーバーは、4施設で測定したMTFの標準偏差を示す。スリット法における最も大きな標準偏差は、どちらの増感紙/フィルム系においても1.0 cycle/mmで観察され、Lanex Fine/TMGでは0.026、Lanex Regular/TMGでは0.022であった。一方、矩形波チャート法の最も大きな標準偏差は1.0 cycle/mmで観察され、Lanex Fine/TMGでは0.032、Lanex Regular/TMGでは0.017であった。これらの結果から、異なった施設で測定したスリット法と矩形波

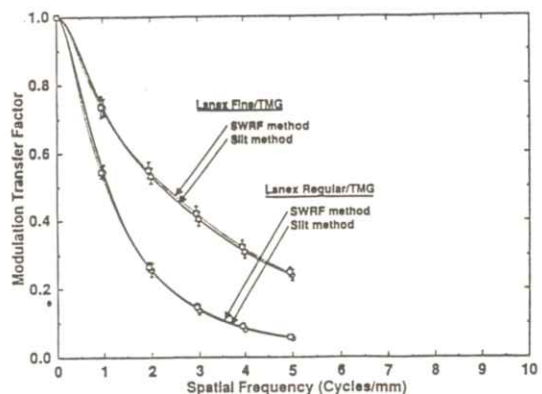


Fig. 16 Comparison of average MTFs obtained by the two methods at four institutions. Error bars indicate standard deviations of the measurements.

チャート法で得た平均のMTFは、施設間の変動の範囲内でよく対応した結果が得られることがわかった。以上の結果を基に、ANSIでは、増感紙/フィルム系のMTFの標準的な測定方法に、スリット法と矩形波チャート法を採用する予定になっている。

9. 非対称な増感紙/フィルム系に対するMTF

両面乳剤フィルムを2枚の増感紙と組み合わせて使用する増感紙/フィルム系では、ほとんどの場合、前面と後面に同じ特性のフィルム乳剤と増感紙を使用している。しかし、1990年、前面と後面に異なった感度の増感紙と異なった乳剤特性を持った両面フィルムを組み合わせた、いわゆる非対称な増感紙/フィルム系が新しく発表された²³⁾。このシステムは、InSightシステムと呼ばれており、クロスオーバー光を無視できる程度にまで軽減したフィルムを用いているので、前面と後面で全く異なった2枚のX線写真を作成し、1枚のX線写真上に表すことが可能なシステムである。

一般に、レスポンス関数(MTF)を適応するには、線形性と位置不変性の二つの前提条件を満たす必要がある¹⁵⁾。増感紙/フィルム系では、位置不変性は成り立つと考えられているが、非線形である。そこで、フィルムの特性曲線を用いて非線形な写真濃度の領域から線形なX線量の領域に変換する(系の線形化)必要がある。特性曲線を用いる系の線形化については、片面乳剤フィルム

では問題がないが、両面乳剤システムでは正確に行えないことが、MTFを放射線画像に適応した頃に指摘されておりいくつかの研究が行われた²⁴⁻²⁷⁾。その結果、両面システムの非線形性を両面乳剤の特性曲線を用いて線形化することによるMTFへの誤差は、実験精度と同等かそれ以下であることが示された²⁸⁾。この理由には、当時の増感紙/フィルム系がほぼ対称であったことと、クロスオーバー光の割合が最近のフィルムと比べて格段に多かったことが関係している。しかし、将来、極端に非対称な増感紙/フィルム系が開発されたなら、両面乳剤に伴った非線形が問題になることがすでに指摘されていた。このことは、最近発売されるようになった極端に非対称な増感紙/フィルム系では、両面システムについて系の線形化を行うことは根本的に困難であることを意味する。これを説明するために、二つの異なった露光条件で撮影したスリット像の模式図をFig. 17に示す。図の左側に少ないX線量、右側にはこれよりも多いX線量で撮影したと仮定して図示している。図中の点線は、両面乳剤の写真濃度分布で、

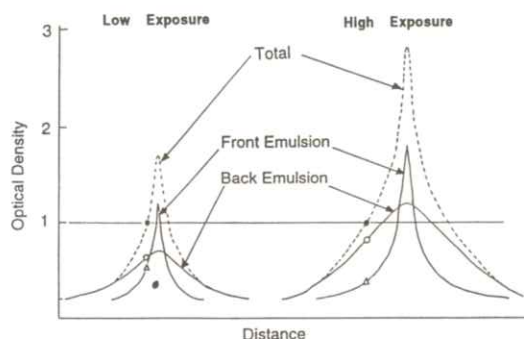


Fig. 17 Schematic illustration of slit images obtained with low exposure in the left and high exposure in the right.

これは、前面と後面の写真濃度を加算して求めている。非対称な増感紙/フィルム系では露光量が変われば、前面と後面の写真濃度に対する寄与率が変化する。例えばFig. 17では、両面乳剤の写真濃度が左と右の図で、1.0(図中、●)と同じであっても、異なった露光条件で、前面(△)と後面(○)の写真濃度の寄与が異なることを示している。このことは、両面乳剤の特性曲線を用いて線形化を行えないことを意味する。このようなシステムでは片面ずつのMTFは測定できても、両面の増感紙/フィルム系をひとつのMTFとして直接測定できない。片面ずつのMTFによる解像特性の評価はシステムの開発者には役に立つが、それらを用いるユーザーにとってはあまり重要な意味をなさない。なぜなら、両面をひとつのシステムとして使用するからである。さらに、従来から用いてきた対称な増感紙/フィルム系との比較をする際にも不便を生じる。そこで、R. Van Metter^{2,3)}は、非対称な増感紙/フィルム系の解像特性の評価を、線量と空間周波数の関数として表したcontrast transfer function(CTF)で表現し、これを正規化したものをnormalized CTFとして解析を行っている。この方法は理論的には正しいが、信号の変化分が小さいときのみ適応が可能である。さらに、前面と後面について、それぞれ正確に求めたグラジェント(特性曲線の傾き)とMTFの値が必要でありnormalized CTFはこれらを用いて計算で求めている。しかし、片面乳剤は両面乳剤より鮮鋭度が高いために、精度よくMTFを測定することは難しい。つまり、片面ずつ正確にグラジェントやMTFを測定する技

術的な難しさと、直接測定できない問題点がある。

そこで、非対称なシステムの解像特性の簡易的な評価法として、矩形波テストパターンを用いた方法を提案する^{2,3)}。具体的には、まず矩形波テストパターンを異なった写真濃度となるように撮影し、各空間周波数における窓と鉛の部分の写真濃度の差を算出した。次に、“SWRF”を算出して非対称なシステムと従来から用いている対称なシステムとの解像特性を比較した。測定に使用した増感紙/フィルム系は、非対称なInSight HCシステムと、対称なLanex Medium/OCシステム(Eastman Kodak Co.)である。

Fig. 18に、5つの異なった写真濃度の矩形波テストパターンの各空間周波数について、窓と鉛の部分の写真濃度差をプロットした結果を示す。InSight HCシステム(図中、実線)の写真濃度差は、写真濃度が1.5よりも低いときには、Lanex Medium/OC(点線)よりも小さいが、写真濃度が2.0より高くなるとInSight HCシステムの方が写真濃度差が大きく、ここには示していないが各

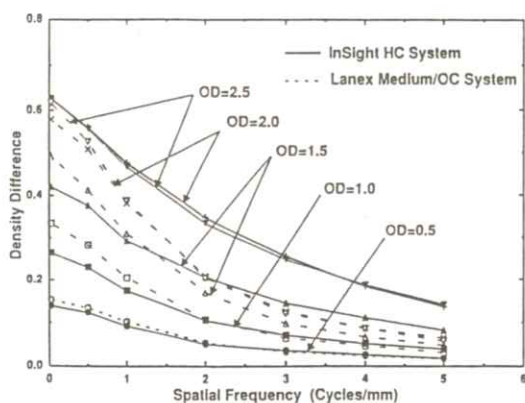


Fig. 18 Comparison of density differences of a square-wave test pattern at various average optical densities.

システムのグラジェント曲線で観察されるコントラストの差とよく対応している。次に、両面乳剤の特性曲線を用いて写真濃度から相対X線量に変換し、矩形波レスポンス(SWRF)を求めた。

Fig. 19 に、両システムの矩形波レスポンスを示す。図中のエラーバーは、2回の独立した実験の標準偏差を示している。InSight HCシステムの“SWRF”は、Lanex Medium/OCのSWRFと比べて値が高く優れた解像特性を示している。

InSight HCシステムの“SWRF”は写真濃度が増加するにつれて値が高くなるが、Lanex Medium/OCのSWRFは写真濃度に依存せず一定の値を示している。これは、従来の対称な増感紙/フィルム系であるLanex Medium/OCは、両面乳剤の特性曲線を用いて系の線形化が正しく行われたことを示している。一方、非対称なInSight HCシステムは、線形化が正確に行えないためにX線量に変換したあとの“SWRF”も写真濃度に依存している。非対称なシステムの“SWRF”は対称なシステムと同じ意味を持つものではないけれど、これらの結果は、InSight

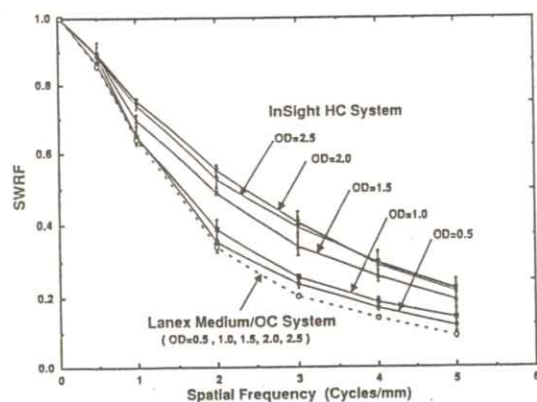


Fig. 19 Comparison of SWRFs at various average optical densities.

HCシステムの解像特性がLanex Medium/OCよりも優れていることを示している。ここで示した評価方法は、簡易的であるが、非対称な増感紙/フィルム系の解像特性を表すことが可能で、役に立つ手法と思われる。

10. ま と め

MTFは、多くの研究者やユーザーの間で解像特性を表す道具として広く用いられている。しかし、本研究で述べたような測定 of 正確度や再現性に影響する多くの技術的因子や、SWRFあるいはMTFの再現性についてはそれほど広く知られていないと思われる。本稿では、世界における増感紙/フィルム系のMTFの測定法の標準化にあたり、二つの異なった方法(スリット法と矩形波チャート法)に関するさまざまな技術的因子、および、二つの異なった測定法で得られた結果がどの程度対応するのかについて述べた。

とくに、矩形波チャート法については、MTFの正確度と再現性に関する技術的因子を明らかにした。このなかで、ほとんどの技術的因子については、測定条件等を注意深く選択することでsystematicな誤差とならないようにできるが、矩形波チャート像のコントラストが適切でないときにsystematicな誤差となる可能性があり、このことが矩形波チャート法の大きな問題点であることを示した。

世界5ヶ国6施設で行った大規模なMTFの施設間比較の結果から、同じ測定法を用いても、測定施設が異なれば測定値がかなり変動することが

明らかになった。変動の原因は、施設ごとの僅かな実験条件の違いや細かな技術的な因子の違いが組み合わさり、MTFの差となって現れたものと考えられる。施設間比較から、スリット法と矩形波チャート法を用いて測定したMTFは、異なった施設間の変動の範囲内でよく対応する結果が得られることが確認され、ANSIでは、増感紙/フィルム系の標準的なMTF測定法にスリット法と矩形波チャート法を取り入れることになった。

非対称な増感紙/フィルム系における解像特性の測定では、両面乳剤フィルムを用いた系の線形化の問題点を明示し、異なった写真濃度で撮影した矩形波テストパターンの像から解像特性を測定する方法を提案した。この方法は、あくまでも簡易的な方法であり、厳密な意味をもつものではないが、非対称な増感紙/フィルム系の評価を行うのに有効であると思われる。

参 考 文 献

- 1) K. Rossmann: J. Opt. Soc. Am. **52** 774 (1962)
- 2) M. Hofert,: Acta. Radiol. Diagn. **1** 1111 (1963)
- 3) R. H. Morgan, L. M. Bates, U. V. Gopala Rao, et al.: Am. J. of Roent. **92** 426 (1964)
- 4) K. Doi,: Oyo Buturi **33** 50 (1964)
- 5) K. Rossmann: Radiol. **90** 1 (1968)
- 6) K. Doi and K. Rossmann: Proc. SPIE **56** 45 (1975)
- 7) K. Doi: Progress in medical radiation physics **2** 181 Plenum Publishing Corporation (1985)
- 8) A. G. Haus and K. Rossmann: Radiol. **94** 673 (1970)
- 9) K. Doi, G. Holje, L.N. Loo, et al.: MTFs and Wiener Spectra of Radio-graphic Screen - film Systems, HHS Publication, FDA pp. **82-8187** (1982)
- 10) K. Doi, Y. Kodera, L.N. Loo, et al.: MTFs and Wiener Spectra of Radio-graphic Screen - film Systems, Vol. II HHS Publication, FDA pp. **86-8257** (1986)
- 11) 畑川政勝、山下一也、藤田広志 他: 日放技学誌 **50** 453 (1994)
- 12) 畑川政勝、青木雄二、朝原正喜、他: 日放技学誌 **52** 701 (1996)
- 13) J. Morishita, K. Doi, R. Bollen, et al.: Med. Phys. **22** 193 (1995)
- 14) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report **41** (1986)
- 15) C. E. Metz and K. Doi: Phys. Med. and Biol. **24** 1079 (1979)
- 16) C. E. Metz, K. Strubler, and K. Rossmann: Phys. Med. and Biol. **17** 638 (1972)
- 17) K. Doi, K. Strubler, and K. Rossmann: Phys. Med. and Biol. **17** 241 (1972)
- 18) R. A. Schmidt: Dissertation, The

University of Chicago Chicago Illinois
(1982)

- 19) M. Hatagawa and R. Yoshida: Jap. J. of Rad. Tech. Special Issue **2** 53 (1983)
- 20) M. G. Fisher: Photogr. Sci. Eng. **26** 32 (1982)
- 21) J. W. Coltman: J. Opt. Soc. Am. **44** 468 (1954)
- 22) K. Kojima, K. Tanaka, D. - Y. Tsai, et al.: Bulletin of Tokoha - Gakuen, Hamamatsu Univ. **3** 155 (1991)
- 23) P. C. Bunch: Proc SPIE **1653** 46 (1992)
- 24) G. Lubberts: Am. J. of Roent. **105** 909 (1969)
- 25) K. Rossmann and G. Sanderson: Phys. Med. and Biol. **13** 259 (1968)
- 26) K. Doi: Phys. Med. and Biol. **18** 863 (1973)
- 27) K. Strubler, K. Doi, and K. Rossmann: Phys. Med. and Biol. **18** 219 (1973)
- 28) R. Van Metter: Med. Phys. **19** 53 (1992)
- 29) J. Moroshita, H. MacMahon, K. Doi, et al.: Med. Phys. **21** 1769 (1994)

I 平成8年度総会および第116回研究会記事

平成8年度総会および第116回研究会を下記のように開催しました。

月 日 平成8年10月11日(金)、12日(土)

場 所 岐阜大学工学部(11日午後)

岐阜文化センター(12日午前)

11日(金) — 午後 —

特別講演 「バーチャルリアリティの現状と医療・看護への応用」

岐阜大学工学部 小鹿文夫 教授

見学会 工学部電子情報科の小鹿研究室(VR)・藤田研究室(CAD)の見学

懇親会 鶴飼い観光船上での懇親会

12日(土) — 午前 —

研究発表

- 1) X線写真粒状の三つの構成要素のウィナーズスペクトルの撮影条件に対する依存性
越智幸夫、有村秀孝、滝川 厚*、窪田英明**、松本政雄郎**、中森伸行、金森仁志***
京都工繊大、*広島県立保健福祉短大、**大阪大・医、***福井工大・工
- 2) 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
石川 憲、西川幸秀、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、**広島県立保健福祉短大、***京都科捜研、****福井工大・工
- 3) 単一周波数での心理物理的ウィナーズスペクトルを使った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***
近畿大付属病院中央放射線部、*京都科捜研、**大阪大・医、***福井工大・工
- 4) CaTe, CdZnTe検出器で測定した診断用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、**東洋メディック・技研
- 5) 骨塩定量装置のX線スペクトル
滝川 厚、中村 悟、西原貞光、飯田忠行、砂屋敷 忠
広島県立保健福祉短大
- 6) 画像データの算術圧縮について
樋口清伯
大阪産大
- 7) 多重ポアソン過程に従うX線画像雑音のランダムドットモデル
山田 功、田中嘉津夫*、稲津 博**、河野博文***、

医用画像情報学会雑誌

岐阜医療技術短大、*岐阜大・工、**NBUメディカルカレッジ、***宮崎医大病院・放射線部

- 8) 遺伝的アルゴリズムによる神経回路網の荷重値決定法
渡部伸司、蔡 篤儀、小島克之*、富田正明**
岐阜高専、*常葉学園浜松大、**岐阜大・医
- 9) Activeフィルタを用いた心室輪郭の自動抽出
遠藤信行、蔡 篤儀、藤沢 功*、小島克之**
岐阜高専、*岐阜大・医、**常葉学園浜松大
- 10) マンモグラムCADシステムにおける乳房領域抽出アルゴリズムの開発
加藤元浩、藤田広志、原 武史、遠藤登喜子*
岐阜大・工、*国立名古屋病院・放射線科
- 11) 乳房X線写真上における腫瘍陰影の良・悪性識別ロジックに関する研究
五藤三樹、藤田広志*、遠藤登喜子**
岐阜職業能力開発短大、*岐阜大・工、**国立名古屋病院・放射線科
- 12) 歯科用X線発生装置の構造と管電圧が画像におよぼす影響
ーROCによる画質評価ー
山田英彦、奥村泰彦、井上 浩、丹羽克味
明海大・歯放

Ⅱ 第116回理事会議事録

日 時 平成8年10月11日(金) 12:30~13:45
場 所 岐阜大学工学部
出席者 金森、稲津、小島、奥村、滝川、藤田、松井、松本、山田、丹羽
内田名誉会長

議 題

1. 第119回研究会を平成9年10月に浜松で開催することに決定し、小島理事に企画を依頼した。
2. 内田論文賞の賞金は本来寄付金の利子で支弁するはずであるが、昨今の低金利により利子のみでは賞金の捻出が不可能になった。そこで賞金額をこれまでの3万円から2万円に減額し、さらに利子で賄いきれないときは不足分の費用を一般会計から補填することとした。
3. 金森会長から学会に対し50万円の寄付金がありました。そこでこれを基金に金森奨励賞を創設することにした。
4. 金森奨励賞の創設に伴い表彰規程を改正することが必要になり、改正案を作成し次回の理事会で決定することにした。
5. 雑誌に掲載する広告の費用として1ページ年3回掲載で9万円(賛助会費3口分)、1/2ページで6万円(2口分)、1/4ページで3万円(1口分)とすることとした。
6. 研究会の名称を変更し、6月を年次大会ならびに総会、10月を秋季大会、2月を春季大会とすることとし、これまでの通算回数を併記することにした。
7. 医用画像情報学会雑誌の日本語略称を「医画情誌」とすることとし、英語略称はこれまでどおり「Med. Imag. Inform. Sci.」とすることを確認した。
8. インターネット通信の普及に伴い医用画像情報学会のホームページを開くこととし、内容に関しては藤田理事に依頼した。

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
495	榎 本 康 次	東海医療技術専門学校 〒444 愛知県岡崎市美合町字平端24-45	TEL 0564-54-2588 FAX 0564-54-5853
496	西 原 貞 光	広島県立保健福祉短期大学放射線技術科学科 〒723 広島県三原市学園町1-1	TEL 0848-60-1205 FAX 0848-60-1226
497	大 井 毅	明海大学歯学部口腔病理学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1	TEL 0492-85-5511 FAX 0492-97-6028
498	井 上 浩	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1	TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290
499	佐 藤 明 弘	明海大学歯学部歯科放射線学講座 〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台1-1	TEL 0492-85-5511 FAX 0492-79-1290

—— 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)
 コ ニ カ (株)
 シーメンス旭メディテック(株)
 島 津 製 作 所
 (株) ジ ー シ ー
 中 央 精 機 (株)
 東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)
 トムソン-CSF ジャパン(株)

東 芝
 (株) ナ ッ ク
 浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
 (株) 日 立 メ デ ィ コ
 富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
 (株) モ リ タ
 横河メディカルシステム(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 106～115頁

「ファジー測定モデルによる乳房ファントム画像の総合評価」

－乳房撮影系の品質管理への一提案－

ページ・行	誤	正
p107-24	Model 156	Model 156
p107-24	Model 165	Model 165
p107-22	NEq	NEQ
p108-Fig.1	sectional	section
p108-Fig.1	Thickness	thickness
p109-1	2.2 試料画像の評価の計算	試料画像の評価の計量
p110-23	< C >	< C >
p111-11	線状陰影の寄与	線状陰影と腫瘍陰影の寄与
p111-Fig.2	Total evaluation value	Total evaluation value
p113-27	Fig.4	Fig.4
p113-30	増感紙/ フィルムけい	増感紙/ フィルム系
p113-2	被爆線量	被曝線量
p113-Fig.4	screen filem sysytems	screen film systems
p114-13	一つ上野	一つ上の
p114-14	設定することにより	設定することで
p114-16	これにより	これによって
p115-2	設ける必要	設ける必要性
p115-3	われわれは考えている	われわれは考えている。
p115-10	比較的に容易に	比較的容易に
p115-12	48 616-624(1992)	48(4) pp.616-624
p115-14	45 1615-1620(1989)	45(10) pp.1615-1620
p115-16	43 453-459(1989)	43(4) pp.453-459
p115-20	pp.13	p.135
p115-24	22-33	pp.22-33
全 体	ファジイ	ファジィ

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)	

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX 編 集 後 記 XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

事務局をお引き受けしてから半年が経ちました。とりあえず、本学会雑誌編集の仕事をお手伝いさせて頂いて感じた私なりの印象を申し上げさせていただきますと、金森先生をはじめ京都工繊大スタッフのご苦労がいかに大変であったかと言うことに尽きます。日々の業務の傍ら、原稿締め切りなど迫りくる時間との奮闘は、編集に携わって初めて実感したものでした。これからも、諸先生方のご意見やお叱りを教師データとし自身のニューラルネットの学習回数を増やして、微力ながら会の発展のためにがんばろうと思っておりますので、宜しくお願い致します。

去る10月に第116回研究会が岐阜大学工学部で行われました。講演終了後の小鹿研究室と藤田研究室の見学は大変興味深く拝見させて頂き、また、鶴飼い観光船上での懇親会も打ち上げ花火と共に楽しい思い出となりました。藤田先生をはじめ岐阜のスタッフの方々に厚く御礼申し上げます。

(山田)

[illegible]

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)1月9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：〒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。

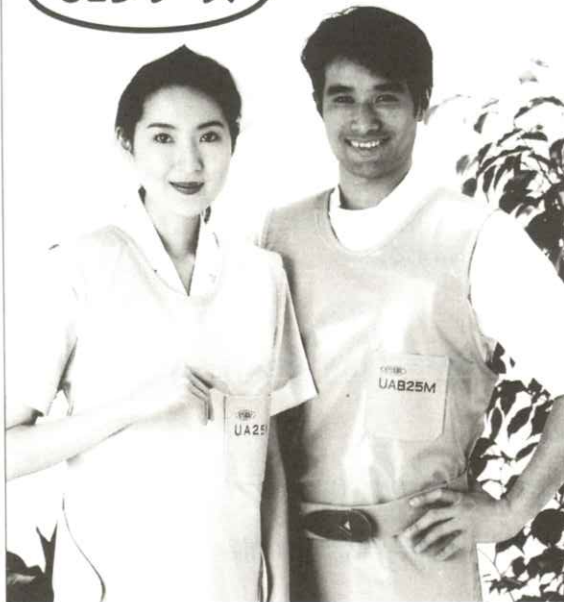
5. 原稿の執筆方法

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。

ULシリーズ



30%以上も軽いのに、
防護能力は同じ

X線防護エプロン ULシリーズ

多元素複合防護シートXENOLITE™の採用で、大幅に軽量化。
耐汚染性も向上。ベルトタイプ・コートを品揃え。

X線防護エプロン「ULシリーズ」取扱注意事項

1. 使用管電圧 (X線管電圧 120kV 以下)

① 本防護エプロンは、多元素複合防護シートを用いています。このシートはX線管電圧 120kV 以下では含鉛シートと同等のX線遮蔽性能を有していますが、120kV を超える管電圧領域では、含鉛シートに比較してX線遮蔽能力が劣っていますので、120kV 以下の管電圧領域でご使用下さい。

2. 温度注意 (使用環境温度: -35℃ ~ 40℃)

① 45℃以上の高温条件下では、防護シートの樹脂が劣化し、亀裂を生じる恐れがありますので、念のため40℃以下での使用・45℃以下での保管を徹底願います。

(保管温度: -35℃ ~ 45℃)

② 暖房器具の近くにエプロンを置かないで下さい。

③ 直射日光が当たる場所にエプロンを保管しないで下さい。



化成オプトニクス株式会社/メディカルサプライ営業部

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

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

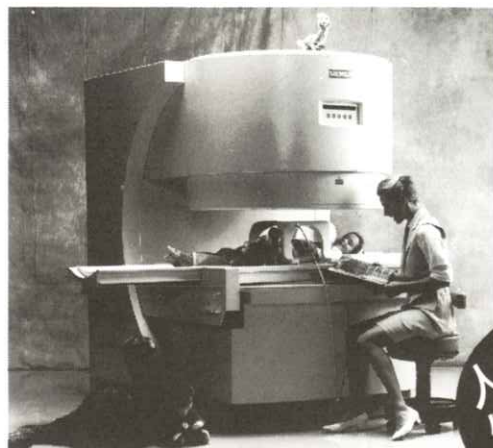
札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市青葉区榴岡5-12-55 仙台ソフトウエアセンタービル
東京営業部1課・2課・3課 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2
名古屋支店・メディカルイメージング課 460 名古屋市中区栄2-3-1 名古屋小島ビル

関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市吉新町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

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

SHIMADZU

Solutions for Science
since 1875

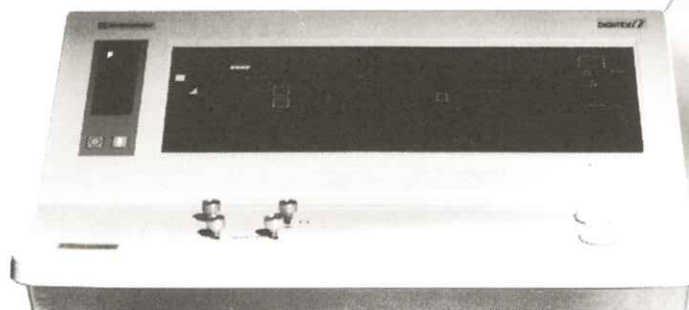
真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

島津デジタルアンギオシステム

DIGITEX α

1024²マトリックス・30フレーム/秒の世界最高スペックが誇る高画質・高速収集でご好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。

画質への妥協を一切許さず、最新のデジタル・テクノロジーを駆使しフィルムが追い求めてきた高画質をリアルタイムにデジタル・データで実現。

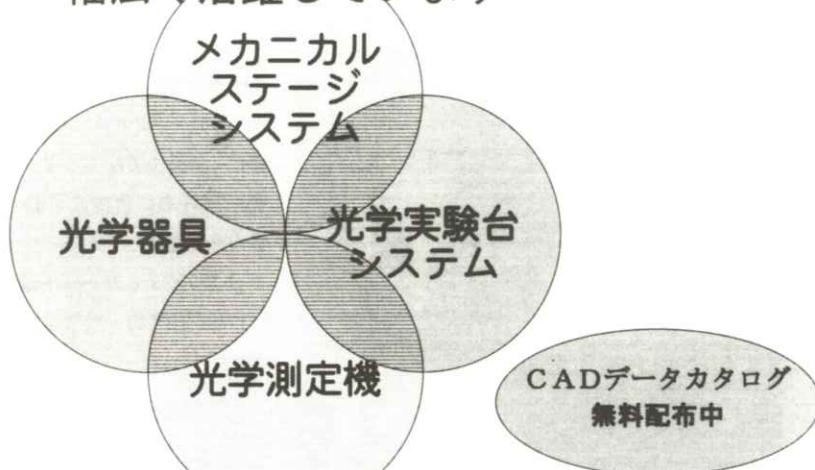


CD-R標準装備

⊕ 島津製作所

インターネットで島津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島原町1 ☐ 医用機器事業部 (075) 823-1271

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



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 | ● クラリストロン |
| ● 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



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・・・AIRS

話 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:名古屋市中区千種区仲田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けることから・・・



株式会社 日立メディコ

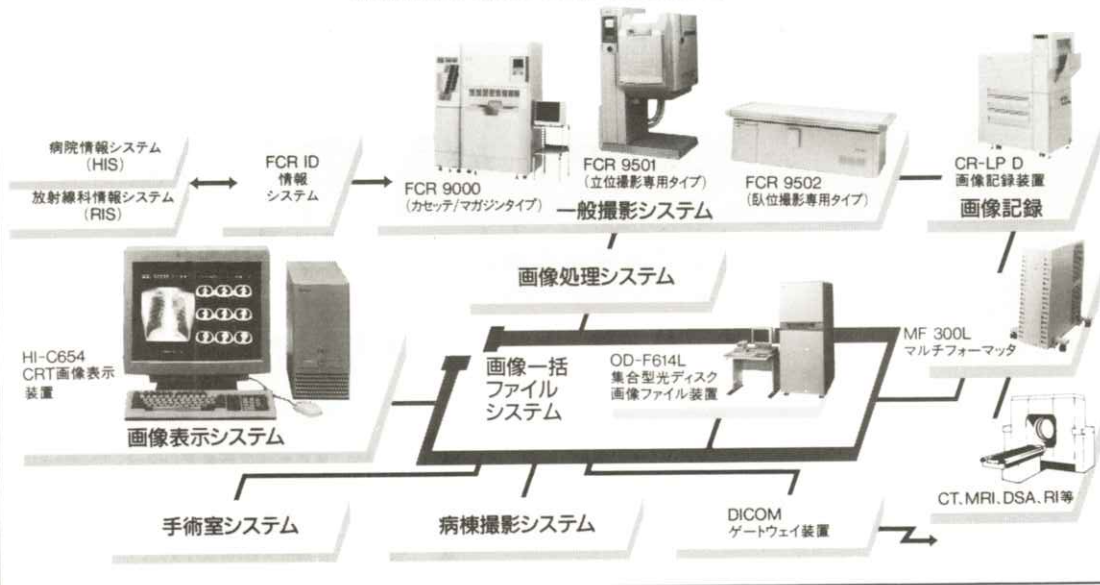
〒101 東京都千代田区内神田1-1-14日立録倉橋別館 ☎(03) 3292-8111 (代表) ●北海道(札幌) 261-5651 ●東北(仙台) 221-6311
●茨城(水戸) 25-5815 ●千葉 225-5321 ●北関東(大宮) 643-1487 ●東京 3293-1651 ●官公需部 3293-1666 ●東京西(立川) 28-0051 ●横浜 311-5601 ●静岡 255-5271 ●北陸(金沢) 62-3391 ●名古屋 571-9106 ●京滋(京都) 256-3092 ●大阪 312-8091
●神戸 241-8181 ●中国(広島) 243-8816 ●四国(高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

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 販売先 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



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
MRVetra II
GE Independent
Console (IC)

NUCLEAR

核医学画像診断装置
OPTIMA
MAXXUS
Starcam4000/KR/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SLV/LON
アドバンテックスAFM/AFM-IFC
アドバンテックスSLX
セクタラ70MR
セクタラ700T/600TFD/
セクタラ2HF
ステノスコプ79000/6000
ステノスコプLE
AMX-4
GM-1215
フレックス900/700

ULTRASOUND

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

NETWORK

画像処理・画像管理
Advantage Windows
Dataview



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

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



いりぐち。

病気をいりぐちでふせぎ、
いりぐちを大切にする。
そしておなか様を
気持ちよくお迎えする。
ここからモリタのテーマです。

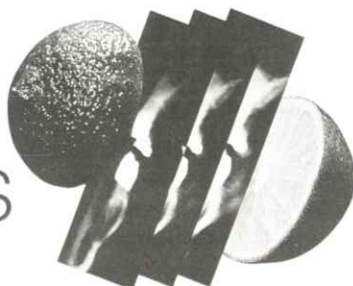
食べる。かむ。はなす。
くちばしの
エネルギーマルティミュータ
はじまりです。

 **モリタ**

SIEMENS

Orthophos PLUS

パノラマX線撮影装置

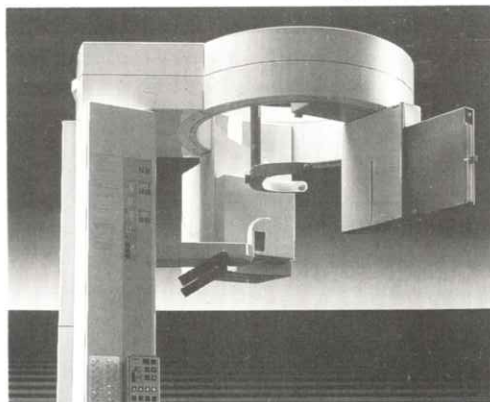


承認番号 2BD第45号

**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

DIC ● (03)3815-1511
営業所 ● 北海道(011)729-2130 ● 東北(022)283-1751 ● 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なになっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュータは、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、明快な説明ができます。
コンピュータ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【コンピュータ】

COMPUWAY



株式会社 ヨシワ

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941