

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻121号

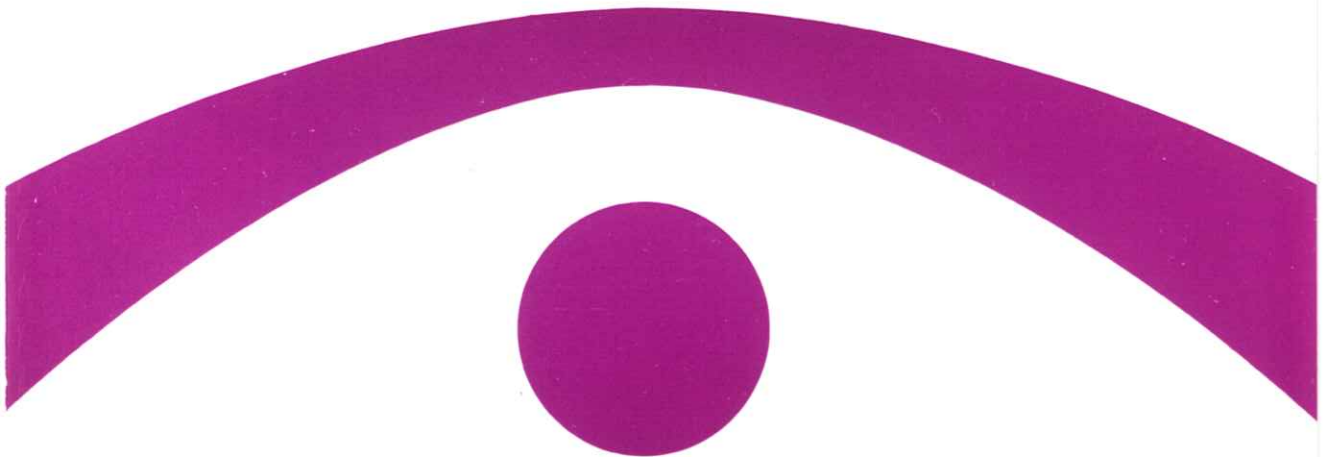
Medical Imaging and Information Sciences

Vol.16

No.1

January

1999



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

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

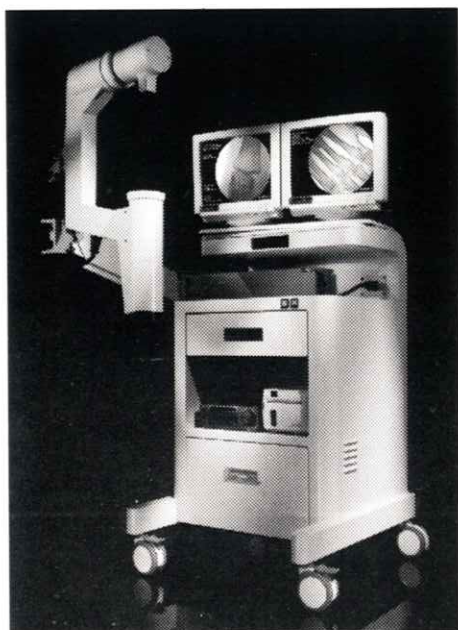
New 外科用X線装置 フルオロ・スキャンIII

FLUOROSCAN

FLUOROSCAN III

MINI C-ARM IMAGING SYSTEM

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



すべては新時代の
テクノロジー

高精細ナイトビジョンIIによる

超高画質

フットペダルによる

シンプルな操作性

低被曝線量を実現する

最高の安全性

機動力を発揮する

コンパクト&ポータブル

NEUROMETER® CPT/C



末梢神経検査装置

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



For All Your Tomorrows

TOYO MEDIC

■米国・HOLOGIC社/NEUROTRON社 日本総代理店

東洋メディック株式会社

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

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

医用画像情報学会雑誌

16巻 第1号 1999年1月

目 次

会 告

平成10年度 春季（第123回）大会のご案内	会告 1
平成11年度 年次（第124回）大会ならびに総会のご案内	会告 3
内田論文賞候補論文、金森奨励賞候補論文の公募について	会告 4

巻 頭 言

「診る」と「見る・観る」…………… 中森 伸行 ……………	1
-------------------------------	---

論 文

ノンスクリーンフィルムのLSFに関与する因子 …………… 山田 英彦, 奥村 泰彦, 太田 嘉英, 大坊 元二, 丹羽 克味 ……………	2
2次統計量を用いたマンモグラムCADシステムにおける腫瘤陰影の偽陽性候補の削除 …………… 大塚 修, 笠井 聡, 畑中 裕司, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤 登喜子 ……………	13
コンビームCT画像への散乱線の影響と画質改善 …………… 塚本 和也, 中森 伸行, 角尾 卓紀, 吉田 靖夫, 遠藤 真広, 日下部正宏 ……………	20
銀塩写真画像の変色修復処理の画質への影響 …………… 本田 凡, 田口 雅昭 ……………	29
コントラスト収束法による非対称増感紙・フィルム系のMTF計測 …………… 岡田 弘治, 荻屋 公明, 青木 雄二 ……………	37

会 報

秋季（第122回）大会記事 ……………	49
第122回理事会議事録 ……………	51
新入会員—賛助会員名簿 ……………	52

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.16 No.1 January 1999

Contents

Preface

"Diagnose" vs. "Observe"

..... Nobuyuki NAKAMORI 1

Original Papers

The factor that influence on LSF of the nonscreen film

..... Hidehiko YAMADA, Yasuhiko OKUMURA,
Yoshihide OUTA, Motoji DAIBOU and Katsumi NIWA 2

Elimination of False - positive Mass Candidates

Using Second - order Statistics in a Mammogram CAD System

..... Osamu OHTSUKA, Satoshi KASAI, Yuji HATANAKA,
Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA, and Tokiko ENDO 13

The influence of scattered X - ray on cone - beam CT image and
improvement of its quality

..... Kazuya TSUKAMOTO, Nobuyuki NAKAMORI,
Takanori TSUNOO, Yasuo YOSHIDA, Masahiro ENDO
and Masahiro KUSAKABE 20

Influence on Image Quality from Restoring Process

for Discoloration of Silver Halide Photographic Images

..... Chika HONDA and Masaaki TAGUCHI 29

Measurement of MTF of Asymmetrical Screen - Film System

Using Convergent Contrast Method

..... Hiroharu OKADA, Komyo KARIYA and Yuji AOKI 37
(Med,Imag,Inform.Sci. Vol.16 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 - 0283

Notice about photocopying

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

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

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

会 告

平成10年度 春季（第123回）大会のご案内

春季（第123回）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11年1月30日（土）10：00～17：00

場 所 大阪大学医学部保健学科 第1講義室

〒565-0871 吹田市山田丘1-7

連絡先 大阪大学医学部保健学科 松本 政雄 助教授

〒565-0871 吹田市山田丘1-7

放射線技術科学専攻医用工学講座

TEL&FAX 06-879-2578

30日（土）

午前

10：00～11：00

特別講演 「ラジウム発見 100年－日本での初期ラジウム利用」

大阪大学医学部 教 授 稲本 一夫 先生

11：00～12：00

見 学 会 大阪大学医学部保健学科実験・実習室および研究室の見学と説明

大阪大学医学部 助教授 松本 政雄 先生

午後

13：00～17：00

研究発表会

医学部保健学科への道順

○利用交通機関

〔電車〕 阪急電車千里線北千里駅下車（東へ徒歩約25分）

〔バス〕 阪急バス千里中央発「阪大本部前行」又は「茨木美穂ヶ丘行」

(阪急山田經由)

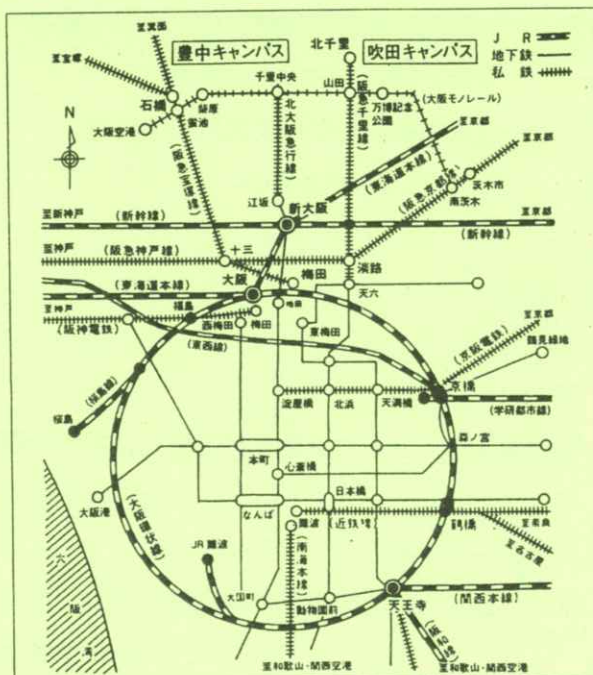
近鉄バス阪急茨木市駅発「阪大本部前行」（JR茨木駅経由）

いずれも阪大本部前下車、徒歩5分

※当該バスの運行については本学の休業期間中（7月16日～9月6日）

には、一部変更があるので注意すること。

○交通案内図



○吹田キャンパス地図



平成11年度 年次（第124回）大会の予定および演題伺い

平成11年度 年次（第124回）大会ならびに総会を下記のように開催しますので、演題をお寄せ下さい。

日 時 平成11年 6 月 5 日（土）

場 所 癌研究会附属病院

〒170-0012 東京都豊島区上池袋1-37-1

連絡先 癌研究会附属病院放射線部 小倉 敏裕 先生

〒170-0012 東京都豊島区上池袋1-37-1

TEL 03-3918-0111（内線3021）

FAX 03-3918-0167（共通）

特別講演 「消化管 3 D ・ C T」（仮題）

癌研究会附属病院放射線部 小倉 敏裕 先生

その他 1 題

演題締切 平成11年 4 月10日（必着）

申込先 明海大学歯学部歯科放射線学講座内

医用画像情報学会 事務局

〒350-02 埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1

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

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol. 15 No. 1～No. 3（3冊）に掲載された論文

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

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成11年1月27日（必着）

表 彰 平成11年6月5日の総会で行う

内田論文賞の推薦について

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

金森奨励賞候補論文の公募について

下記の要領で候補論文の公募を行いますので、応募してください。

対 象 医用画像情報学会誌Vol. 15 No. 1～No. 3（3冊）に掲載された論文

奨励賞の対象となる者は、会誌に発表された論文の第1著者が平成10年3月31日現在で満38歳以下の者とする。その他詳細は表彰規程を参照ください。

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

選 考 選考委員会で行う

締 切 日 平成11年1月27日（必着）

表 彰 平成11年6月5日の総会で行う

金森奨励賞の推薦について

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

「診る」と「見る・観る」

中 森 伸 行

医用画像の研究を行って来た中で、解像度や粒状性などの物理特性の向上が、医師が要求する画質改善と必ずしも一致しないことを経験した。同様の経験を、本学会会員の多くの方がお持ちだと思う。今回、改めて私なりにその原因を考えてみた。

私には、患者の状態を忠実に映し出す画像を作ることが最善と考えていた時代が長かった。すなわち、物理特性の良い画像が良い画像であると考えていたのである。

「みる」こと、医療診断に大切な行為である。その「みる」を漢字に変換すると、「見る」、「観る」、「診る」など多くの漢字が当てられる。私にとって、良い医用画像とは「見る、観る」を対象にしていたと反省させられる。「見る、観る」は「目にとめて内容を知る」である。一方、「診る」は物事を調べ、判断することであろう。医師は画像を観察して画像の異常を発見するのではない。画像の観察を一つの情報とし、患者を診るのである。即ち「診る」では画像を正確に読むだけでは足りず、多くの医療情報を基に患者の病気を探るのである。

CT, MRI, 超音波診断装置は、X線写真では「観る」ことが出来ない情報を新たに医師に提供し、医師の「診る」能力の向上に寄与した。一方、現在話題の画像のデジタル化、コンピュータ支援診断(CAD) および遠隔診断は、医師の「診る」能力をサポートする意味で重要な技術であろう。医師とて常に完全な判断を行えるものではない。また、全ての医師に完全な判断を求めるのは非現実的である。CADはその不完全な医師の判断を補うものであり、遠隔診断はより優秀な医師に医療判断を委ねることが出来る。「デジタル画像の画質はアナログ画像の画質より劣る」、「CADの発達には医師の診断能力の低下を招く恐れのある」ことを危惧する向きがある。しかし、診断医の総合技量を患者の病気発見の技量とすれば、医師の「画像を観る」技量の一時的な低下はあっても、「診る」技量は新しい技術の発達で一層向上するであろう。

勿論、医用画像作成に関する物理特性の向上は、医用画像情報学会にとって永遠の研究テーマである。しかし、我々は常に「診る」の観点から医師の判断能力が向上するように新しい研究・開発で積極的に努力して行く必要がある。それが、内閣中心の委員会がまとめた「高度情報通信社会推進に向けた基本方針」の中で述べられている「保健・医療・福祉分野のサービスについて積極的に高度情報通信技術を活用し、国民の健康や福祉の確保、生活の質の向上を図る。」の実現に繋がると考えている。

[論 文]

ノンスクリーンフィルムのLSFに關与する因子

山田 英彦, 奥村 泰彦, 太田 嘉英*, 大坊 元二**, 丹羽 克味

明海大学歯学部歯科放射線学講座

〒350-0283 埼玉県坂戸市けやき台1-1

*東海大学医学部口腔外科学講座

〒259-1100 神奈川県伊勢原市望星台

**奥羽大学歯学部歯科放射線学講座

〒963-8041 福島県郡山市富田町三角堂31-1

(1998年1月31日, 最終1998年5月21日受理)

The factor that influences on LSF of the nonscreen film

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

Dental Radiology, School of Dentistry, Meikai University

1-1 Keyakidai Sakadoshi Saitama 350-0283

*Oral surgery, School of Medicine, Tokai University

Bouseidai Iseharashi Kanagawa 259-1100

**Dental Radiology, School of Dentistry, Oou University

31-1 Misumido Tomitamachi Koriyamashi Fukushima 963-8041

(Received January 31, 1998, in final form, May 21, 1998)

In 1982, BRH published a book on the method of MTF measurement using the screen-film combination system. However, MTF measurement using the nonscreen film used for intraoral radiography has many problems. Its methodology has not been established yet.

To establish the method of MTF measurement using the nonscreen film system, we carried out a basic study on this system.

As the film, EKTA speed plus film(Kodak Co.) and SR-L film(Konica Co.) were used. Films were processed using the automatic processor(Dürr Dental Co., Konica Co.) and the tank with a low gamma developer prescribed by D-25(Eastman Kodak). For LSF

measurement, the knife edge method and the slit method were used. Radiography was performed using the rotating anode tube (Toshiba Co.) at a tube voltage of 60 kV with a total filter of 2mm Al. The FFD was 100 ~ 700cm.

The following items were evaluated : exposure rate dependence of the nonscreen film, difference in LSF of EKTA film and that of SR-L Film according to film processing with different gamma values, and the relationship between the exposure and LSF in the slit method.

We found the facts that exposure rate dependence was not observed and LSF was not affected by difference of gamma in film processing.

The conclusion obtained were as follows :

When LSF was obtained by the slit method, LSF changed with exposure. The width of LSF was broad with smaller exposure than larger exposure. This phenomenon was caused by nonlinearity of the shoulder on the characteristic curve of the film.

1. はじめに

1982年BRHから増感紙フィルム記録系についてMTFを求める詳細な方法¹⁾が発表され、今日ではこの方法に従ってMTFが測定されている。しかし、記述された方法だけでは、正確な測定に繋がらないことも分かり、より厳密な測定方法の報告^{2), 3)}もされている。

一方、歯科領域では増感紙を使用しないノンスクリーンフィルムを用いた撮影が行われている。ここで使用されるフィルムは、増感紙フィルム系で用いられるフィルムとは異なり、感光はX線光子そのものによってなされる。したがって、フィルムの構造や臭化銀粒子のサイズならびにその感光などが増感紙系と異なる⁴⁾ため、ノンスクリーンフィルムのMTF測定に関しては、BRHから出された方法をそのまま踏襲することはできない。

これまでノンスクリーンフィルムのMTF測定に関する報告は散見^{5~7)}されるものの、その方法の統一性はない。そこで著者らはノンスクリーンフィルムのMTF測定に際して標準的な方法の確立を目的とし、今回はその前段のLSFに影響すると思われる種々の因子について検討し、興味ある知見を得たのでその詳細を報告する。

2. 実験装置ならびに材料

Table 1に使用した装置ならびに材料を一覧で示す。X線装置は東芝製でX線管は、DRX-2903D、コントローラーはDC-150A、3相全波整流である。管電圧は60kVに固定し、管電流は10~400mAを使用した。ノンスクリーンフィルムにはコダック社製エクタスピードプラスフィルム(エクタフィルムと略す)の咬合型を使用した。さらにノンスクリーンフィルムとして作製された

ものではないが、増感紙フィルム系のフィルムであるコニカ社製SR-Lフィルムを使用した。エクタフィルムの現像処理にはデュール社製AC245L自動現像機を使用し、現像液にはコニカ社製エースドールを用いて現像温度33℃で7分処理を行った。定着液には同社製エースフィクスを使用した。軟調現像としてイーストマンコダック処方

⁸⁾のD-25にしたがって作製した現像液を用いてタンク現像として、現像温度20.5℃で60分の攪拌処理を行った。SR-Lフィルムの現像にはコニカ社製SRX-502自動現像機を使用し、現像液にはDX-SR.Cを用い、33.4℃で90秒の現像処理をした。軟調現像に関しては、前述と同様であるが現像時間を40分とした。

Table 1 Experimental apparatus and materials

X-ray apparatus	DRX-2309HD,	DC150A	(Toshiba Co.)
	Tube voltage	60kV	
	current	10~400mA	
	Total filter	2mmAl	
Film	EKTA speed plus		(Kodak Co.)
	SR-L		(Konica Co.)
Film processing	Processor	AC245L	(Dürr Dental Co.)
		SRX-502	(Konica Co.)
	Developer	Acedol, XD-SR.C	(Konica Co.)
		D-25	(Kodak Co.)
Dosimeter	Mdh1015		(Victoreen Co.)
	Chamber	10×5-6	
Microdensitometer	PDM-5B		(Konica Co.)
	aperture	5×750μm ²	
Slit (10μm)	07-624		(Victoreen Co.)
Straight bench	FFD	100~700cm	

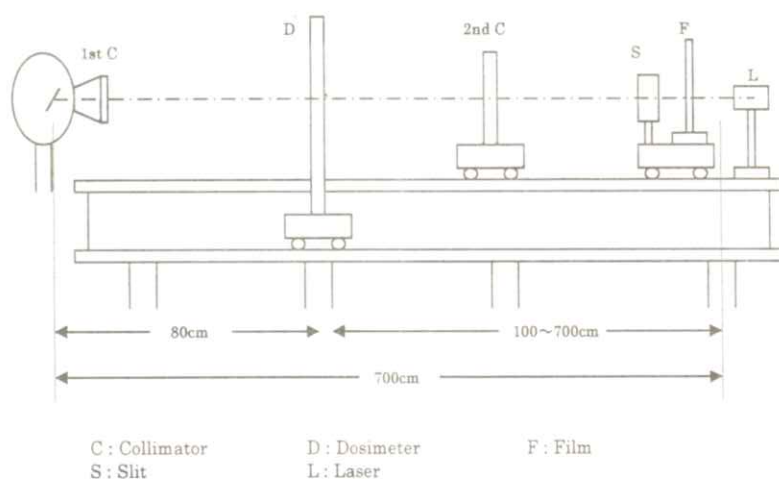


Fig. 1 Schematic diagram of straight bench for x-ray irradiation

X線照射実験装置をFig. 1に模式図で示す。焦点フィルム間距離は100~700cmまで可変することができる。線量測定は焦点線量計間距離を80cmに固定し、フィルム上の線量は距離の逆二乗則より算出した。フィルムの濃度測定はコニカ社製マイクロデンシトメータPDM-5Bを使用し、アパーチャは $5 \times 750 \mu\text{m}^2$ で測定した。フィルムの濃度測定の前処理として、フィルムの両面乳剤層のうちX線入射側とは反対の裏面乳剤層を次亜塩素酸ソーダで剝離し、片面のみの乳剤層として濃度計測を行った。その他詳細な実験方法は各実験の項であらためて記述する。

3. 実験方法

3-1 ノンスクリーンフィルムの線量率依存性

増感紙フィルム系では線量率が低くなると、低照度相反則不軌によって、照射された総線量が同一であってもフィルム濃度の上昇しないことが知られている²⁾。そこでノンスクリーンフィルムについても、これに相当する現象が存在するか否かを確かめておく必要がある。実験は線量率を変えてタイムスケール法によりエクタフィルムの特性曲線を作成した。

線量率は管電流と距離を変えてフィルム面上で $0.75 \times 10^{-7} \text{C/kg} \cdot \text{sec} \sim 1.73 \times 10^{-4} \text{C/kg} \cdot \text{sec}$, すなわち $0.29 \text{mR/sec} \sim 669.7 \text{mR/sec}$ まで、およそ2300倍の線量率差を設定した。この間を4等分し5種の線量率条件を設定した。歯科領域で使用されるX線は、患者の皮膚面で 100mR/sec 程度の線量率が用いられている。階段照射の各ステップ幅は1cmとし、光滲の影響³⁾を無視するた

めにステップ間距離を最大で3cm離して濃度段階を作成した。各線量率で求めた線量黒化度曲線より実濃度で1.0を得るのに必要な線量を算出し、各線量率における線量の比較を行った。

3-2 ガンマーの異なる現像処理におけるエクタ

フィルムのLSFの比較

増感紙フィルム系では現像処理の違いがLSFに影響することが報告⁴⁾されている。ノンスクリーンフィルムにおいてもこの現象が存在するか否かを検討した。ハイガンマー処理としては、現像液にエスドールを用いAC245L自動現像機を使用し7分処理とした。ローガンマー処理としてはD-25の処方を用いて 20.5°C で60分間のタンク現像による攪拌処理を行った。LSFの測定はエッジ法を用いた。焦点フィルム間距離1mでナイフエッジをフィルムに密着して撮影を行い、両現像処理におけるX線照射部の濃度が1.2前後で厳密に同一濃度になるようにした。特性曲線は焦点フィルム間距離1.5mでタイムスケール法により作成した。エッジ像からLSFへの変換は通法どおりとした。

3-3 ガンマーの異なる現像処理におけるSR-L

フィルムのLSFの比較

ノンスクリーンフィルムとして作られたフィルムではないが、ノンスクリーンフィルムとして使用できるか否かを確かめる目的で、実験Ⅲ-2と全く同様の実験を行った。現像処理についてはハイガンマー処理としてSRX-502自動現像機を用い、現像液にXD-SR.Cを使用し現像温度 33.4°C

にて90秒処理とした。ローガンマー処理はD-25を用いて20.5℃で40分間のタンク現像による攪拌処理とした。LSFの測定にはスリット法を用いた。なお、求めたLSFはスリット幅 $10\mu\text{m}$ ならびにマイクロデンシトメータのアパーチャ幅 $5\mu\text{m}$ については、補正を行わずそのままのデータで表示した。

3-4 スリット撮影における露光量とLSFの関係

本実験はスリット撮影で、その像の濃度が異なるとLSFにどのように影響するかを検討したものである。

実験はスリット法を用いフィルムはSR-Lを使用した。スリット法を用いた理由は、スリット濃度を厳密に規制できること、高濃度のスリット像を得ることができるためである。SR-Lフィルムはノンスクリーン用ではないが、実験Ⅲ-3でこのフィルムをノンスクリーンとして使用しても問題ないことがわかったので、大型自動現像機を使用して実験を行うためにこのフィルムを選択した。スリット像の最高濃度は0.78, 1.19, 1.62の3種とした。スリット像から特性曲線を介してLSFへの変換は通法どおりとし、LSFはマイクロデンシトメータのアパーチャ幅 $5\mu\text{m}$ ならびにスリット幅の $10\mu\text{m}$ に関する補正は行わず、そのままのデータで表示した。

3-5 エクタフィルムのMTF測定

LSFの測定はエッジ法を用い、露光部の濃度を片面乳剤で1.5とした。管電圧は60kV、焦点

フィルム間距離110cmとし、エッジはフィルムに密着させて撮影した。特性曲線はタイムスケール法により作成した。現像処理はデュール社製AC245L自動現像機を用い、現像液にエースドール、現像温度33℃とし7分処理とした。使用フィルムはエクタスピードプラスフィルムで、露光量変換されたESFの微分からLSFを、そのフーリエ変換からMTFをもとめ、さらに $5\mu\text{m}$ のアパーチャ幅の補正を行った。求めたMTFは片面乳剤のものである。

4. 実験結果

4-1 ノンスクリーンフィルムの線量率依存性

Fig. 2 に線量黒化度曲線、Fig. 3 に実濃度1.0を得るのに必要な線量と線量率との関係を示す。これを見るとノンスクリーンフィルムの感光は実験範囲の $0.75 \times 10^{-1} \text{C/kg} \cdot \text{sec}$ から $1.73 \times 10^{-4} \text{C/kg} \cdot \text{sec}$ の間で線量率依存性を示さなかった。

4-2 ガンマーの異なる現像処理におけるエクタフィルムのLSFの比較

Fig. 4 に二つの現像処理法から求めた特性曲線を、Fig. 5 に二つの現像処理法から求めたLSFを示す。ノンスクリーンフィルムでは現像処理、特にガンマーの異なる処理でLSFの差異はないものと判断した。

4-3 ガンマーの異なる現像処理におけるSR-LフィルムのLSFの比較

Fig. 6 にSR-Lフィルムについて二つの現像処理による特性曲線を、Fig. 7 にLSFを示す。

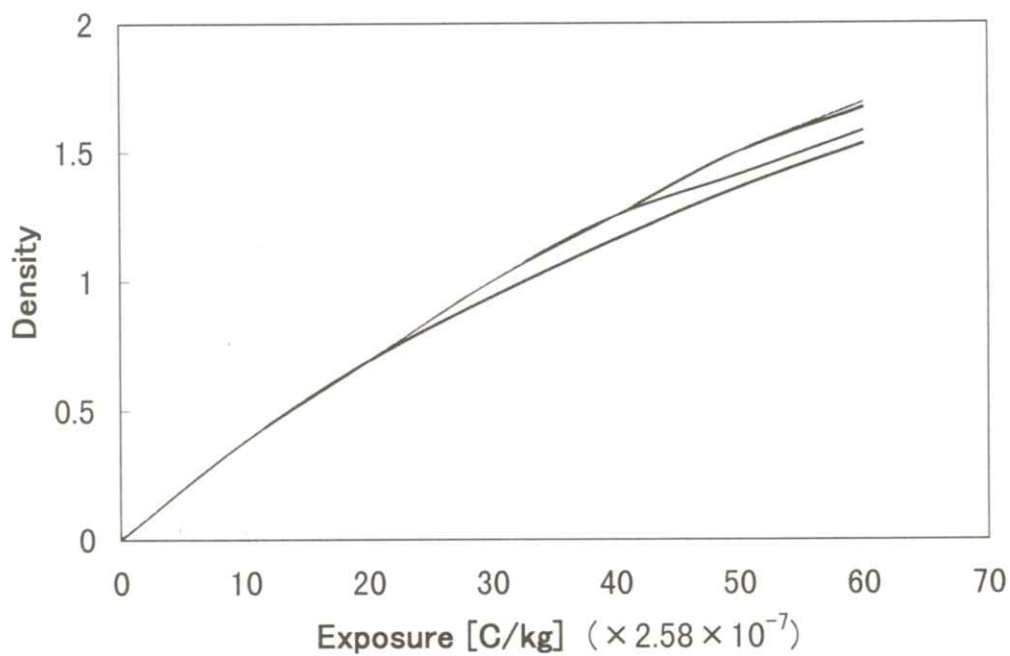


Fig. 2 Exposure density curves at various exposures

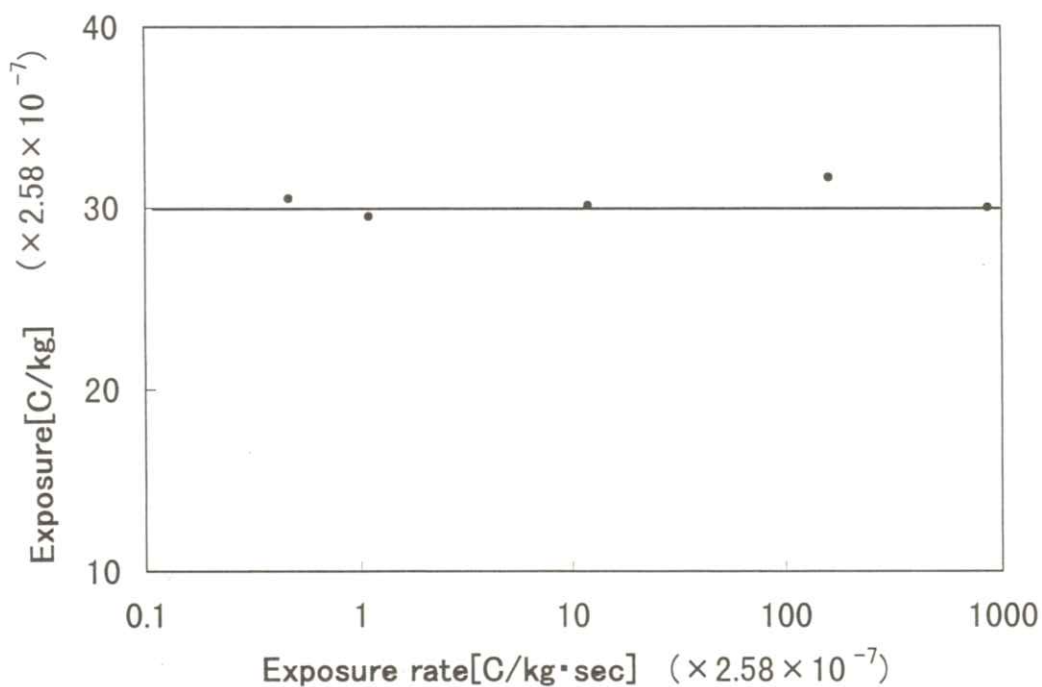


Fig. 3 Exposure for the obtaining density 1.0 at various exposure rates

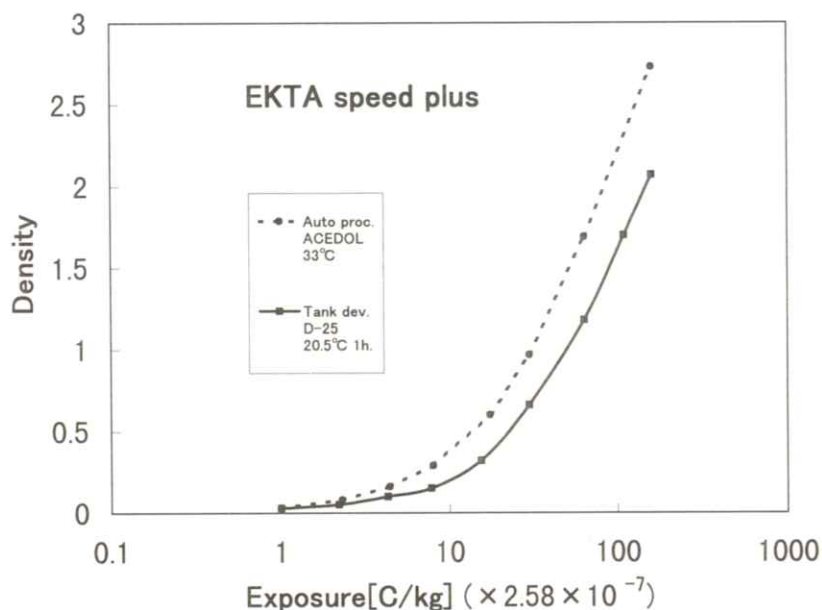


Fig. 4 Characteristic curves of the EKTA speed plus film by two different film processing

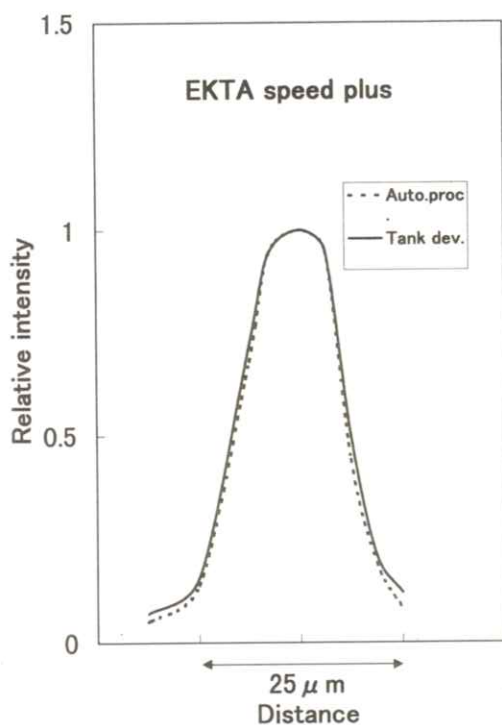


Fig. 5 Comparison of the two LSFs using EKTA speed plus film

このフィルムはノンスクリーンフィルムではないが、フィルムを直接X線で感光させる場合は、その特性はノンスクリーンフィルムと同様で、ガンマーの異なる現象処理によるLSFの差異は見られなかった。

4-4 スリット撮影における露光量とLSFの関係

Fig. 8 にSR-Lフィルムの特性曲線と3種のスリット像濃度位置を示す。Fig. 9 にそれぞれのスリット像濃度から求めたLSFを示す。この実験からスリット像の濃度が異なるとLSFの形状に変化が生ずることが判明した。すなわち、スリット像濃度が高くなるとLSFの幅は狭く急峻となり、結果的にMTF特性が濃度の低い場合より良くなることとなった。

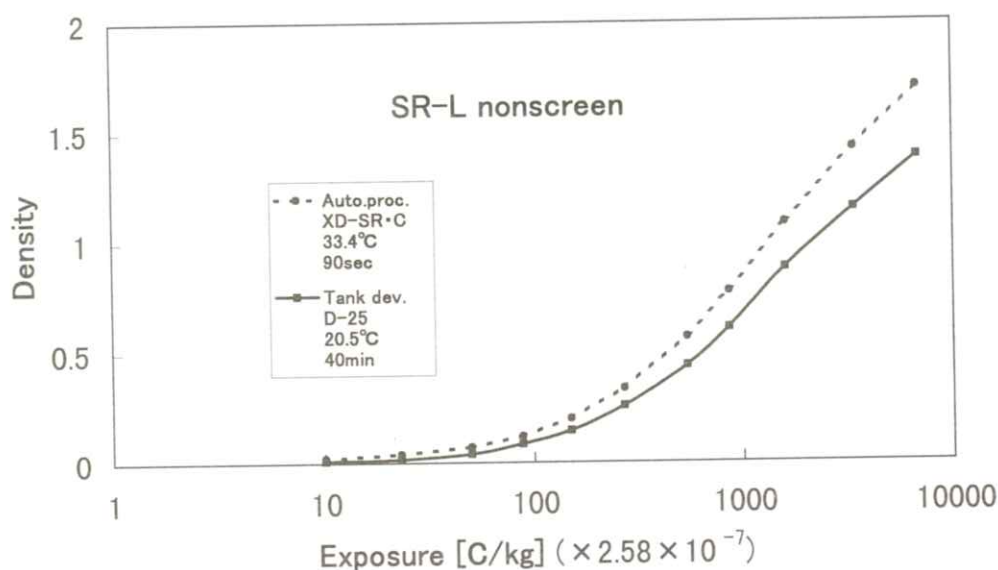


Fig. 6 Characteristic curves of the SR - L film by two different film processing

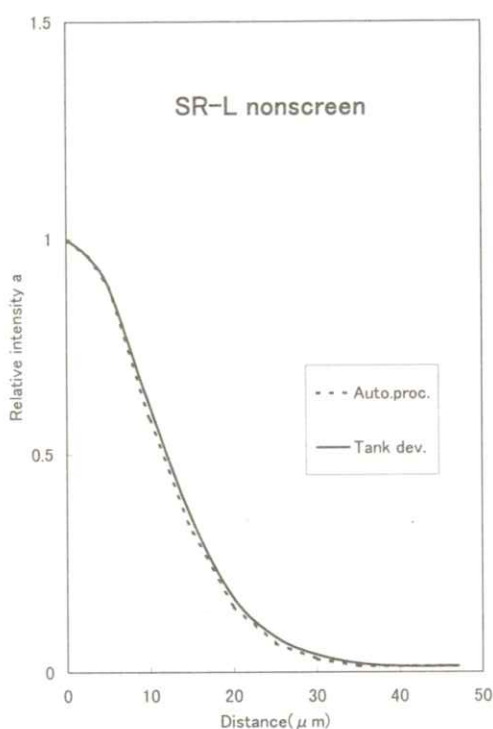


Fig. 7 Characteristic curves of the SR - L film by two different film processing

4-5 エクタフィルムのMTF測定

Fig. 10 に現在歯科領域で汎用されているノンスクリーンフィルムのエクタスピードプラスフィルムの片面乳剤について測定したMTFを示す。カットオフ周波数は 30mm^{-1} あたりに存在した。

5. 考 察

本研究でノンスクリーンフィルムの感度は $0.75 \times 10^{-7} \text{C/kg} \cdot \text{sec}$ から $1.73 \times 10^{-4} \text{C/kg} \cdot \text{sec}$ の間において線量率依存性を示さなかった。おそらくこのことは本実験の範囲を超える線量率においても成立するものと考えられる。この実験からノンスクリーンフィルムにおける感度はX線光子1個が1個の銀粒子内で捕獲されれば、それで1銀粒子の現像核形成に十分であることを意味する。このことに関しては一部成書¹⁰⁾の中にも記載されているが、その出典は不明である。本実験はあらため

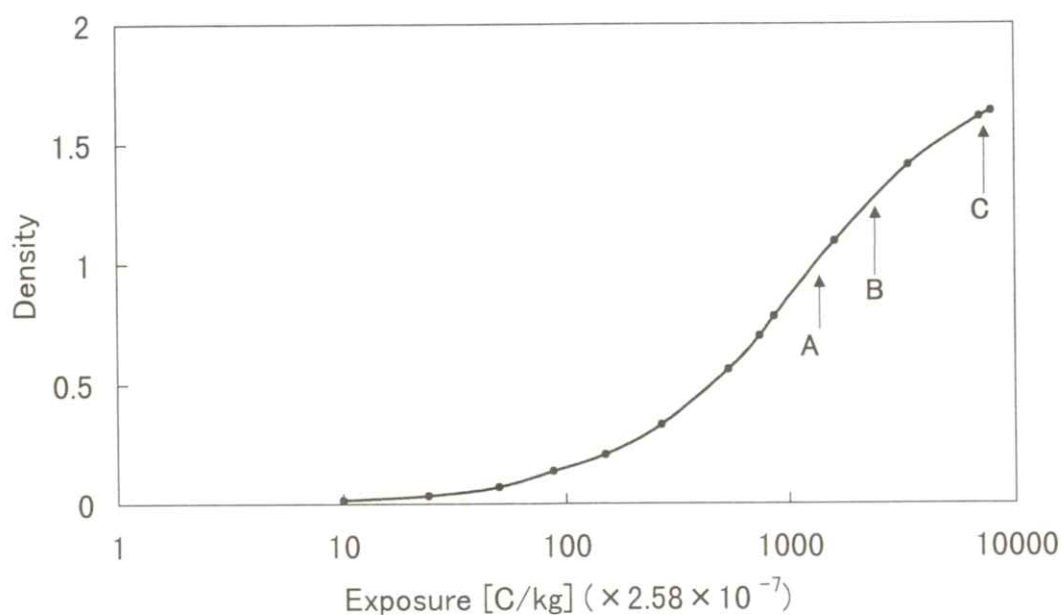


Fig. 8 Characteristic curves of the SR - L film, and various exposure for obtaining slit images

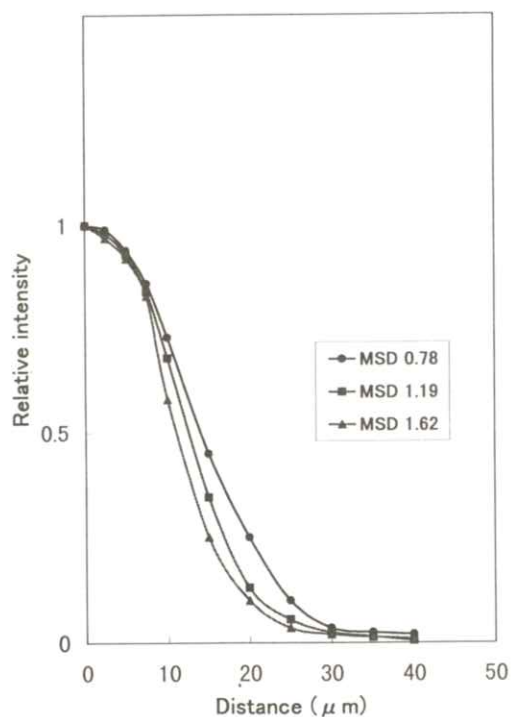


Fig. 9 Comparison of LSFs with the slit density of 1.62, 1.19 and 0.78

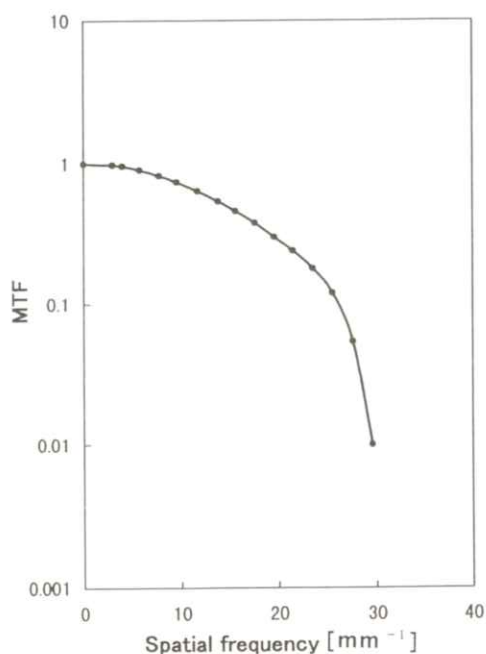


Fig. 10 MTF of EKTA speed plus film obtained by edge method at density 1.5

てその事実を確認したことになる。そこでノンスクリーンフィルムの特性曲線はタイムスケール法と強度スケール法のいずれの方法でも差異が生じないことになる。

現像処理法の違いとLSFの関係では、増感紙フィルム系と異なり、ほとんど差はみられなかった。ノンスクリーンフィルムでは増感紙を用いないため蛍光の多重反射はなく、光惨の影響については濃度階段フィルムで高濃度になればこの現象は見られるものの、増感紙系よりかなり少ない。そのため現像処理の違いによるLSFの差は生じなかったものと考えられる⁹⁾。

スリット像濃度とLSFの関係では、高いスリット像濃度から求めたLSFは、低い濃度像から求めたLSFより幅の狭い急峻な形状を呈した。

ここで問題は、なぜスリット像濃度が変化するとLSFが変わるかである。Table. 2にFig. 8に示すAとCの二つのスリット像濃度とその撮影に際し実際に照射された照射線量、そしてスリット像の露光量変換として特性曲線から読み取られたピーク濃度に対応する線量を示す。これを見るとスリット撮影で実際に照射された線量と、スリット像から露光量変換された線量との差が高線量照射の場合は低線量照射の場合より少ない事である。

Table. 2では両者の比(E_a/E_s)として算出した。LSFは最大露光量でスリット像の裾部分の露光量を除して百分比を求める。したがって低線量照射の場合は、スリット像濃度から読み取った最大露光量が実際に照射された露光量よりかなり小さいため、スリット像の裾部分の百分比が高線量照射の場合より相対的に大きくなったものと考えられる。このような現象をおこす原因は、フィルムの特性曲線における肩部の存在のためと考えられる。すなわちTable. 2にみられるように、スリット像の最高濃度から読み取られる照射線量は、実像に照射された線量よりかなり低くなる。いい換えれば特性曲線上の直線部に相当する線量をスリットに照射し、スリット像を形成しても、その像濃度は特性曲線の脚部に相当する濃度しか得られないことである。したがって特性曲線で肩部を越えるような線量を照射して、スリット像は直線部に相当する濃度を呈することになる。ここにLSFが照射線量によって異なる要因があるものとする。今後さらにその詳細を究明するつもりである。

また、光惨の影響、露光量変換時にスリット像濃度から変換された線量と実際に照射された線量の異なる問題など今後引き続き検討するつもりで

Table 2 Relationship between slit density and exposure

Slit	Slit density	Expoure [E_a] (measurement on air)	Expoure [E_s] (calculated from slit density)	E_a/E_s
A	0.78	1.3 [R]	0.83 [R]	1.57
C	1.62	7.9 [R]	6.2 [R]	1.27

ある。

我々は過去の増感紙フィルム記録系のMTFに関する論文⁹⁾で、MTFが現像処理で変化することを報告した。X線写真は濃度の高い部分や低い部分があり一様ではない。また現像処理法も施設間でまちまちである。ノンスクリーンフィルムのMTFもスリット像の濃度等でその値が変化することを考え合わせると、フィルム記録系のMTFは増感紙フィルム系とノンスクリーン系を含めて一定の数値を持つとするより、ある幅を持つとした方がより妥当と考える。

さらに、MTFの測定に際しては、実験条件として現像法や処理時間、現像液の種類と現像温度、スリット法またはエッジ法の撮影ではその濃度を付記すべきと考える。

6. 結 論

ノンスクリーンフィルムのMTF測定を行う上で、LSFに影響する因子について種々検討した結果、次のような結論を導く事ができた。

スリット法でLSFを測定する場合に、スリット像濃度によってLSFに変化の生ずることが判明した。すなわち、高濃度のスリット像から求めたLSFは低濃度のスリット像から求めたものより幅の狭い形状を呈した。それはフィルムの非線形性すなわち特性曲線の肩部の存在に原因することを示唆した。

引用文献

- 1) K.Doi, G.Holje, and L.Loo, and H.P. Chan,:MTF's and Wiener Spectra of

Radiographic Screen - Film Systems pp 6 - 14(HHS Pub. FDA 82 - 8187 BRH Rockville, 1982)

- 2) 山田英彦, 奥村泰彦, 下山盛司, 大川延也, 大坊元二, 丹羽克味: 医画情誌 **14** 27 (1997)
- 3) 山田英彦, 奥村泰彦, 大坊元二, 丹羽克味: 医画情誌 **14** 96 (1997)
- 4) 東 与光, 青山 亘, 鈴木信一郎: Oral Radiology pp 48 - 72 (日本医事新報社 1987)
- 5) 土屋俊夫: 齒放 **28** 267 1988
- 6) M.Shiojima A.Backstrom, U.Welander, D.Macdavid, G.Trongi and M.Naitoh: Oral Radiol. **8** 127 (1988)
- 7) H.Kaneko, : Oral Radiol. **10** 81 (1994)
- 8) 中山八郎: 写真の科学 pp 245 - 263 (東京写真専門学院 1972)
- 9) 丹羽克味, 太田嘉英, 山田英彦, 奥村泰彦, 大坊元二: 医画情誌 **15** 36 (1998)
- 10) T.H.James and P.Broadhead:The theory of the Photographic Process 4th ed. pp 65 - 654 (Macmillan Pub. 1977)

[論 文]

2 次統計量を用いたマンモグラムCADシステムにおける 腫瘤陰影の偽陽性候補の削除

大塚 修, 笠井 聡, 畑中 裕司, 藤田 広志, 原 武史, 遠藤 登喜子*

岐阜大学工学部応用情報学科

〒501-1193 岐阜市柳戸1-1

*国立名古屋病院放射線科

〒460-0001 名古屋市中区三の丸4-1-1

(1998年1月31日, 最終1998年11月4日受理)

Elimination of False - positive Mass Candidates Using Second - order Statistics in a Mammogram CAD System

Osamu OHTSUKA, Satoshi KASAI, Yuji HATANAKA,
Hiroshi FUJITA, Takeshi HARA, and Tokiko ENDO *

Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University

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

*Department of Radiology, Nagoya National Hospital

4 - 1 - 1 Sannomaru, Naka - ku, Nagoya - shi 460 - 0001, Japan

(Received January 31, 1998, in final form November 4, 1998)

We have been developing an automated detection algorithm for masses on digital mammograms. To improve the mass - detection performance in terms of eliminating false - positive candidates, we developed a new technique with co - occurrence matrix and gray level difference methods, from which second - order statistics values of angular second moment, inverse difference moment, entropy and contrast were determined. As a result, the number of false - positive candidates was decreased from 4.0 to 1.9 per image. It was concluded that our improved scheme was effective to eliminate the false mass findings.

1. はじめに

わが国の乳がんの罹患率は年々増加しており、その早期発見のため乳房X線写真による乳がん検診法が本格的に導入されようとしている¹⁾。これによって、集団検診における医師の読影負担が非常に大きくなると予想される。そこで、われわれは、診断医の読影補助を目的とした乳房X線写真（マンモグラム）におけるコンピュータ支援診断（computer-aided diagnosis : CAD）システムの開発を行っている²⁾。検出の対象となる病変は腫瘤陰影と微小石灰化クラスターであり、前者に対しては、これまでにその要素技術として、しきい値法に基づく腫瘤陰影の自動検出システムを開発した^{3, 4)}。しかし、実験に用いる症例数の増加に伴い、検出が困難であるような腫瘤陰影が増加し、検出性能の低下が見られるようになった。そこで、検出処理について改善を行い真陽性率の向上を試みた結果、真陽性率の大幅な向上が可能になったが、偽陽性候補の数が増加するという新たな問題点が発生した⁴⁾。一般に、他の研究グループにおいても、特に腫瘤陰影の偽陽性候補の削除は大きな課題であり、ウェーブレットを用いた手法などいくつかの偽陽性候補の削除に関する報告がなされている⁵⁻¹⁰⁾。特に文献10)では、左右乳房画像を比較することによって、偽陽性候補を削除することを提案している。本論文では、真陽性と偽陽性のテクスチャの違いに着目し、同時濃度生起行列と差分統計量¹¹⁾の二つの方法から計算される特徴量の解析による偽陽性候補の新しい削除法を提案する。そして、約1000枚の画

像を用いてその有効性を検討する。

2. 方 法

2.1 使用画像

本研究では、われわれの腫瘤検出アルゴリズムによって検出された候補に対して⁴⁾、その辺縁を含む最小限の方形領域で囲まれた大きさの縦横それぞれ2倍の大きさを切り出し、これを偽陽性候補の削除処理のための入力画像とした。ここで、フィルムのデジタル化によって得られる原画像は12ビットの濃度分解能であるが、次項に記述する行列の計算の短縮のため、10ビットの濃度分解能に落とした画像を使用した。これにより、特に解析の性能の低下なしで、計算時間は約1/10になった。

2.2 4つの特徴量による偽陽性候補の削除法

われわれの腫瘤検出アルゴリズムによって検出された腫瘤候補には、明らかに腫瘤陰影ではないと考えられる候補がまだ多く存在している。これらの候補を観察すると、真陽性候補との間にはテクスチャの違いが見られる。そこで、テクスチャ解析における統計的手法としてしばしば用いられる同時濃度生起行列（gray-level cooccurrence matrix）と差分統計量を用い、偽陽性候補の削除を行う手法を、以下のように考案した。なお、医用画像処理の分野において特徴量に同時濃度生起行列を用いた報告として、超音波心疾患画像の正常・異常の分類の例があげられる^{11, 12)}。

まず、入力画像すべてにおいて、同時濃度生起行列と差分統計量の定義に従って計算されるそれ

それぞれの行列を求める。それぞれの行列において用いる角度は 0° 45° 90° 135° の4方向である。距離については同時濃度生起行列では1, 差分統計量では注目画素から画像内の取り得るすべての距離について計算を行う。また, 腫瘍陰影の存在する乳房領域内では, 濃度値512以上の画素はほとんど存在しないので, 512以上の行列を作成する必要はない。したがって計算時間短縮のために, 作成する行列は 512×512 のマトリックスとした。4方向それぞれについて求めた行列の要素の平均をとった。これらの行列からさまざまな特徴量が求められるが^{1,3)}, 今回用いた特徴量は実験的に特に効果の高かった次に示す4つであり, 同時濃度生起行列から3つ, 差分統計量から1つである。

同時濃度生起行列 (Q: 行列)

• angular second moment

(角度別2次モーメント)

$$\sum_{i,j} Q(i,j) \cdot Q(i,j) \quad (1)$$

• inverse difference moment

(逆差分モーメント)

$$\sum_{i,j} \frac{Q(i,j)}{1 + (i-j)^2} \quad (2)$$

• entropy (エントロピー)

$$-\sum_{i,j} Q(i,j) \cdot \log Q(i,j) \quad (3)$$

差分統計量 (P: 行列, k: 濃度差)

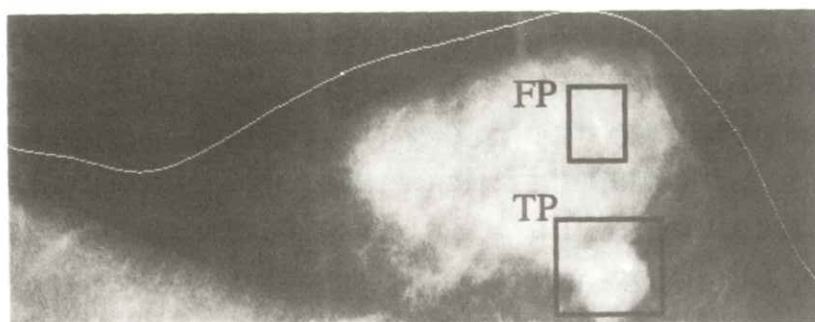
• contrast (コントラスト)

$$\sum_{i,j} k \cdot k \cdot P(i,j) \quad (4)$$

各々の特徴量には次のような性質がある。式(1)は, 作成された行列要素の値のバラツキ方を

示しており, 行列の要素の値が少数の大きな値からなっている場合(集中している)ほど大きくなる。すなわち, テクスチャの一樣性を表すパラメータであり, 一樣性が高いほど大きくなる。式(2)は, 行列の*i*と*j*における要素の差が小さいところに要素が固まっていると値は大きくなる。濃度分布の平坦な画像はその一例である。式(3)は, 行列の要素に値が均等に割り当てられている場合ほど大きくなり, 均一性とは逆の性質を示す。つまり, 画像内の画素値にバラツキが多いと値は大きくなる。式(4)は, 濃度差の大きい(コントラストの強い)画素対が多い画像ほど, この値は大きくなる。

このような性質があるため, 偽陽性候補に対して真陽性候補では, 式(1)の値は小さくなる傾向にあり, 逆に式(2),(3),(4)の値は大きくなる傾向が実験的に観察された。Fig. 1に, 1枚のマンモグラム(a)上の真陽性候補(TP)と偽陽性候補(FP)に対して, 同時濃度生起行列[(b)と(c)]と差分統計量[(d)と(e)]の例とそれらの特徴量の計算結果を示す。ただし, 実際には 512×512 のマトリックスで作成しているが, ここでは 32×32 のマトリックスに落として表記し, 数値に特徴のある部分のみを抜き出して示す。同時濃度生起行列について見ると, 真陽性候補に対する(c)では, 行列の*i*(水平方向)と*j*(垂直方向)の値が小さい要素にも値が入っており, 行列の値にバラツキが見られ, 偽陽性候補に対する(b)では, 行列の各要素の値は比較的固まっており, 相違が見られるのがわかる。差分統計量では, 真陽性候補に対する(e)では画素の濃度差の大きい要素(*i*

[illegible]

4630	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	2	3	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	3	0	2	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	2	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	3	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	3	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	0	2	4	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	2	4	844	199	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	1	199	2244	229	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	221090	144	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	144	724	146	2	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	146	392	84	4	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	84	286	104	4	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	4	104	454	138	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	138	708	118	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	118	480	59	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	59	132	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

angular second
moment
=0.0003
inverse difference
moment
=0.15
entropy
=0.66

(c)

987	1469	1075	871	796	720	639	479	314	204	118	70	63	56	45	25
237	832	981	937	801	717	627	595	584	537	491	419	325	261	203	152
0	39	134	221	254	251	283	316	311	294	294	307	300	247	187	102
0	0	6	23	56	68	54	64	107	148	132	90	66	48	33	45
0	0	0	0	1	8	17	22	16	5	9	14	2	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

contrast = 786

(d)

1578	2358	1876	1498	1278	1074	937	843	788	729	596	512	454	406	334	287
469	1410	1468	1469	1326	1244	1124	1003	876	782	786	736	663	583	543	487
12	182	294	374	416	378	373	362	346	309	292	272	252	227	199	168
2	24	141	190	255	298	268	234	214	211	156	148	150	160	167	173
2	7	24	92	136	206	260	269	256	252	286	275	244	228	199	168
1	8	11	19	48	69	123	176	216	232	215	225	231	225	208	201
0	9	8	7	18	41	48	69	76	89	114	104	103	80	90	84
0	1	5	6	6	1	6	11	23	19	6	7	10	26	23	23
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

contrast = 4765

(e)

Fig. 1 An example of feature - value calculations from the matrix for true - positive(TP) and false - positive(FP) candidates in a mammogram. (a) A mammogram together with CAD outputs of TP and FP candidates, (b) gray - level co - occurrence matrix from the FP candidate, (c) gray - level co - occurrence matrix from the TP candidate, (d) matrix by gray level difference method from the FP candidate, and (e) matrix by gray level difference method from the TP candidate.

方向)にも値が分布しており、そのためコントラストの値が大きくなっている。なお、真陽性候補と偽陽性候補の抽出領域の大きさが異なるため行列の要素の値に差が見られるが、実際の計算では、行列は要素の総和が1になるように正規化され、行列要素の出現確率を計算するため問題はないと考えられる。

3. 結果と考察

本手法の性能評価のために、チューニングデータとして155症例(291枚)のマモグラムを用いた。これらの各画像に対して特徴量の計算を行い、分類のために用いたグラフをFig. 2に示す。グラフ中の実線は、経験的に決められた識別直線を表す。真陽性候補であると、角度別2次モーメ

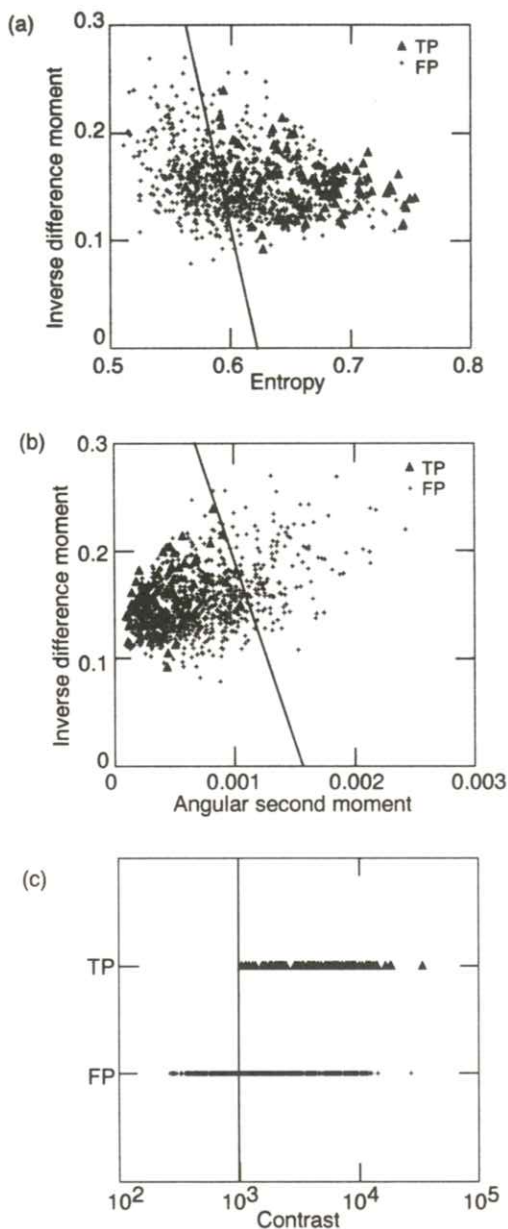


Fig. 2 Three different diagrams used for the feature analysis in discriminating true - positive (TP, ▲) and false - positive (FP, +) candidates: (a) inverse second moment vs. entropy, (b) inverse second moment vs. angular second moment, and (c) contrast dispersion.

ントの値は小さくなり、その他は大きくなる傾向にあるため、真陽性候補はFig. 2 (a)のグラフではエントロピーの大きいほうに、(b)のグラフでは角度別2次モーメントの小さいほうに、(c)のグラフではコントラストの大きいほうにそれぞれ分布した。

性能評価の結果は、われわれの従来法では真陽性率が87%のときに画像1枚当たりの偽陽性数が4.0個であったのに対し、本手法を加えた結果、真陽性率が85%のときに偽陽性数が1.9個となった。ここで、真陽性率がわずかに低下しているが、これは1個の良性の淡い腫瘍を誤って削除したためである。また、真陽性を悪性のみに限定して評価を行うと、従来法では真陽性率が88%のときに偽陽性数が4.2個であったのに対し、本手法では同じ真陽性率のときに偽陽性数が2.1個という結果になった。

また、識別直線の作成に用いたチューニング画像とは異なる239症例(912枚)のマンモグラムに対して同様の処理を行った。その結果、真陽性率が94%のときに画像1枚当たりの偽陽性数が4.3個であったが、本手法を加えることにより真陽性率が91%のとき、画像1枚当たりの偽陽性数が1.9個となった。このことより、本手法は、偽陽性候補の削除に有効であり、異なるデータベースに対しても同様の効果を得ることが確認できた。

本手法を加えることにより削除できた偽陽性候補は、同時濃度生起行列においては明らかに腫瘍ではないと考えられる陰影や面積が小さい陰影であり、差分統計量においてはコントラストの淡い陰影や面積が小さい陰影であった。これによって、

従来の検出システムの問題点としての偽陽性削除がある程度改善できたと考えられる。

4. ま と め

マンモグラムCADシステムにおける偽陽性候補の削除の手法として、同時濃度生起行列と差分統計量によるテクスチャ解析による手法を提案した。239症例(912枚)のマンモグラムを用いて実験を行った結果、従来法では真陽性率が94%のときに画像1枚当たりの偽陽性数が4.3個であったのに対し、本手法を加えた結果、真陽性率が91%のときに偽陽性数が1.9個に減少した。このように、画像1枚当たりの偽陽性数を大幅に減らすことができ、偽陽性候補の削除について有効であった。今後の課題として、しきい値の設定方法などに検討する余地があることや、まだ削除されない偽陽性候補(例えば、索状影)を削除する方法¹⁵⁾も検討する必要があることがあげられる。

謝 辞

本研究の一部は、厚生省がん研究助成金(鳥脇班、大内班)の助成によって行われました。

参 考 文 献

- 1) 大内憲明, 遠藤登喜子, 辻 一郎, 他: 日乳癌検診学会誌 **6** 137(1997)
- 2) 藤田広志: 日乳癌検診学会誌 **5** 135(1996)
- 3) 松原友子, 藤田広志, 遠藤登喜子, 他: Med. Imag. Tech. **15** 1(1997)
- 4) 松原友子, 笠井 聡, 関 和泰, 他: 日乳癌検診学会誌 **7** 87(1998)
- 5) F. - F. Yin, M. L. Giger, K. Doi, et al.: J. Dig. Imag. **7** 18(1994)
- 6) B. Sahiner, H. - P. Chan, N. Petrick, et al.: Med. Phys. **22** 1501(1995)
- 7) 吉永幸靖, 村上正行, 小畑秀文: Med. Imag. Tech. **14** 691(1996)
- 8) B. Sahiner, H. - P. Chan, D. Wei, et al.: Med. Phys. **23** 1671(1996)
- 9) D. Wei, H. - P. Chan, N. Petrick, et al.: Med. Phys. **24** 903(1997)
- 10) 笠井 聡, 藤田広志, 原 武史, 他: Med. Imag. Tech. **16** 655(1998)
- 11) 渡部裕嗣, 満尻 勲: 信学論D - II **J74 - D - II** 1324(1991)
- 12) 蔡 篤儀, 福岡大輔, 小島克之, 他: 医用情誌 **11** 116(1994)
- 13) 高木幹雄, 下田陽久 監修: 画像解析ハンドブック(東京大学出版会, 東京1991)
- 14) 村上伸一: 画像処理工学(東京電機大学出版局, 東京 1996)
- 15) 笠井 聡, 藤田広志, 原 武史, 他: 投稿中

コンビームCT画像への散乱線の影響と画質改善

塚本 和也, 中森 伸行, 角尾 卓紀, 吉田 靖夫, 遠藤 真広*, 日下部正宏**

京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科

〒606-8585 京都市左京区松ヶ崎

*放射線医学総合研究所

〒263-8555 千葉市稲毛区穴川

**ソニー(株)中央研究所

〒141-8680 東京都品川区北品川

(1998年6月20日、最終1998年11月5日受理)

The influence of scattered X-ray on cone-beam CT image and improvement of its quality

Kazuya TSUKAMOTO, Nobuyuki NAKAMORI, Takanori TSUNOO,
Yasuo YOSHIDA, Masahiro ENDO* and Masahiro KUSAKABE**

Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo, Kyoto 606-8585, Japan

*National Institute of Radiological Sciences

Anagawa, Inage, Chiba 263-8555, Japan

**Sony Corp. Research Center

Kitashinagawa, Shinagawa, Tokyo 141-8680, Japan

(Received June 21, 1998, in final form November 5, 1998)

In this study, We have developed a new method to improve the quality of cone-beam CT images that were degraded by scattered X-rays. To improve the quality of the images, we employed the multiresolution analysis of wavelet transform. We decomposed 2-D X-ray data, which was used as projection data, into smoothed and detailed components at several frequency levels. As the scatter distributed widely over detector, we assumed the scattered x-rays contributed largely to the smoothed component at low frequency level. We reduced a fraction of the smoothed component that was assumed to contain the scatter, and obtained the modified x-ray images. Finally, we reconstructed 3-D CT image and examined the quality of the CT image by changing the fraction of the smoothed components. Our results showed that the CT images were enhanced the contrast by a 45% reduction of a fraction of the smoothed component at low frequency level.

1. 緒 言

医療分野でX線CT画像が診断に重要な役割を占めるにつれて、X線CT装置は急速に発展してきた。

従来よく使われてきた一次元の検出器を持つヘリカルスキャンCT装置に対し、この研究の対象であるコーンビーム型三次元CT装置は、二次元検出器を持つため、短時間に三次元画像を再構成することができる。また、人体の長軸方向の分解能をあげることが可能であるなど、従来のヘリカルスキャンCT装置に比べ、様々な利点がある。そのためコーンビーム型CT装置はこれからの画像診断装置として医療分野で注目を集めている。

しかし、従来のCT装置の検出器が一次元であり散乱線の影響を受けないのに対して、コーンビーム型CT装置では平面検出器を使用するため散乱線の及ぼす影響が大きく、再構成画像のコントラストが低くなる欠点がある。このため、コーンビーム型CT装置を医用画像診断装置として実用化するためには、散乱線の影響を除去し、低下した再構成画像のコントラストを改善することが不可欠である。本論文では、ウェーブレット変換の多重解像度解析を用いて投影データから散乱線成分を取り除き、CT像のコントラストを増し画像を改善する方法を述べる。

2. 方 法

コーンビーム型3次元CT装置ではFig. 1に示すように、ある投影角度 θ に対する2次元投影データ $p_\theta(r, q)$ を、被写体のない基準X線強度

分布 $I_{\theta i}(r, q)$ と被写体を入れたときのX線強度分布 $I_\theta(r, q)$ から、次の式で計算する¹⁾。

$$p_\theta(r, q) = \ln \frac{I_{\theta i}(r, q)}{I_\theta(r, q)} \quad (1)$$

しかし、実際の被写体透過後のX線強度分布のデータには散乱線 $S_\theta(r, q)$ が含まれており、投影データは

$$p_\theta(r, q) = \ln \frac{I_{\theta i}(r, q)}{I_\theta(r, q) + S_\theta(r, q)} \quad (2)$$

と表される。

散乱線 $S_\theta(r, q)$ は、被写体内部で物質との相互作用の結果X線光子の進行方向が曲げられるため、Fig. 2に示すように、検出面で1次X線の分布が集中しているのに対し、広い領域に分布する。

したがって周波数領域では、一次X線は広い周波数帯域に分布するが、散乱線は低周波数帯域に制限される。我々は、この散乱線が特定の低周波数帯域に分布していると仮定し、新しい空間一周

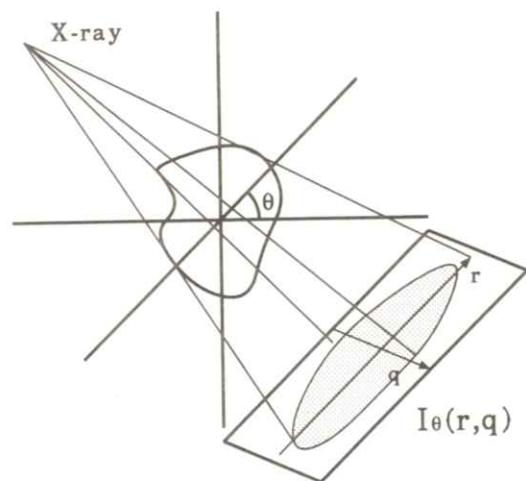


Fig. 1 CT device

波数解析であるウェーブレット変換を用いて、散乱線で低下したコントラストの改善を行った。

ウェーブレット変換は、急激な変化が起こった場合にはその位置の情報を、また緩やかな変化のときにはその変化がどのくらいの距離の範囲で起こったかという情報を提供してくれるため、人体各部位で周波数特性の異なる医用画像の解析に用いることは、非常に重要な手段であるといわれている²⁾。

最初1次元信号を用いて、本方法の概略を示す。ウェーブレット変換を用いると任意の信号 $f(x)$ は、

$$f(x) \sim \sum_j \sum_k d_k^{(j)} \psi(2^j x - k) \quad (3)$$

と、異なる周波数特性のウェーブレット関数 $\psi(x)$ に分解できる。指数 j は信号を分解したときの解像度レベルを表し、 j の値が小さいほど信号の解像度は低く、すなわち、そのレベルの信号の周波数特性は低周波数側に移る。2重和の一方を

$$g_j(x) = \sum_k d_k^{(j)} \psi(2^j x - k) \quad (4)$$

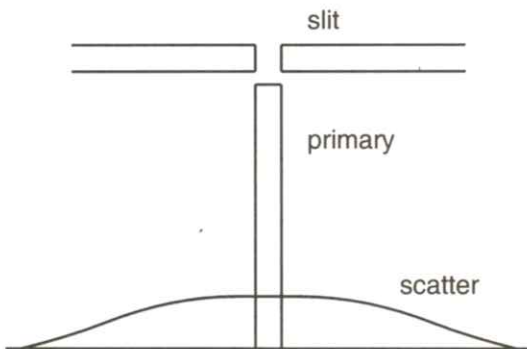


Fig. 2 primary ray and scatter ray

と書くと、レベル j の信号 $f_j(x)$ を

$$f_j(x) = f_{j-1}(x) + g_{j-1}(x) \quad (5)$$

とレベルが1だけ下がった、詳細化成分 $g_{j-1}(x)$ と平滑化成分 $f_{j-1}(x)$ と分解できる。または、この分解を再帰的に繰り返すと、信号 $f_j(x)$ を

$$f_j(x) = g_{j-1}(x) + g_{j-2}(x) + \cdots + g_{j-l}(x) + f_{j-l}(x) \quad (6)$$

と分解できる³⁾。信号から有用な情報を引き出すとき、分解したすべての解像度レベルの情報が必要ではなく、特定の解像度レベルを用いると、信号の特徴を強調することが可能である。この考え方を応用して、分解した各解像度レベルに重み係数を乗じ補正した信号 $\hat{f}(x)$ を

$$\hat{f}(x) = \sum_{j=-1}^{-M} w_j^g g_j(x) + w_M^f f_M(x) \quad (7)$$

として求める。ここで、 w_j^g および w_M^f は、それぞれレベル j の詳細化成分および平滑化成分に対する重み係数で、 M は分解した回数である。

これを、コーンビーム型三次元CT装置で採取した2次元のX線強度分布データ $I_\theta(r, q) + S_\theta(r, q)$ に適用する。

被写体を入れたとき、角度 θ 方向で計測したX線強度分布 $f(\theta, r, q)$ は、1次X線強度分布 $I_\theta(r, q)$ と散乱線強度分布 $S_\theta(r, q)$ の和、

$$f(\theta, r, q) = I_\theta(r, q) + S_\theta(r, q) \quad (8)$$

となる。今、2次元X線強度分布 $f(\theta, r, q)$ を解像度レベル0とし $f_0(\theta, r, q)$ と書く。ウェーブレット変換を使ってレベル M までの多重解像度分解を行なう。解像度レベル n の詳細化成分を

$g_{-n}(\theta, r, q)$, 平滑化成分を $f_{-n}(\theta, r, q)$ とすると,
2次元X線強度分布 $f_0(\theta, r, q)$ は

$$f_0(\theta, r, q) = \sum_{j=1}^M g_{-j}(\theta, r, q) + f_{-M}(\theta, r, q) \quad (9)$$

となる。1次元信号を修正したと同様に重み係数
を乗じ, 新しい2次元X線強度分布 $\hat{f}_0(\theta, r, q)$

$$\hat{f}_0(\theta, r, q) = \sum_{j=1}^M w_j^g g_{-j}(\theta, r, q) + w_M^f f_{-M}(\theta, r, q) \quad (10)$$

を算出する。

本論文では, 重み係数を変えて補正した2次元
X線強度分布を算出し, このデータからFeld-
kampのアルゴリズムを用いて, 3次元CT画像
を再構成し, その画質と重み係数の関係を検討し
た。

3. 解析モデル

今回の被写体としてFig. 3に示すようなファ
ントムを作成し, 実験を行った。Fig. 3のファ
ントムには図中に示した位置にTable 1で示され
るCT値の物質を挿入した。(CT値は, 水は0,

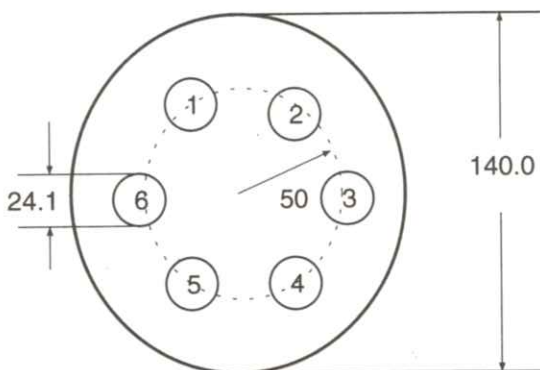


Fig. 3 Phantom model

Table 1 CT value of various component

position	component	CT value
1	contrast medium 4	121
2	water	0
3	air	-1000
4	contrast medium 1	950
5	contrast medium 2	500
6	contrast medium 3	260
center	acrylic	120

空気は -1000と設定し求められている。)

このファントムを被写体に, 素子数640×480の
検出器で角度1°毎に計360枚の2次元X線強度
分布データを採取した。3次元再構成は, 256×
256×256で, 1voxelのサイズは0.5×0.5×0.5
mm³である。

4. 結果と考察

実験で採取したデータをそのままFeldkamp
のアルゴリズムで3次元CT像を作成した。Fig.
4は, 3次元再構成画像の1断面でFig. 3のファ
ントムに対応している。Fig. 3の3の位置に挿
入した資料は空気であるので, ファントムの外側
のCT値と一致するはずであるが, 一見してコン
トラストが低下していることが分かる。この現象
をより明確に示すため, Fig. 4に示した実線上
の画素のCT値をFig. 5に示す。Fig. 5の点線で
示したのが使用したファントムに対する理想の
CT値であり, 実線がFig. 4に示した再構成画像
のCT値である。ファントムの外側や中心部の
CT値はほぼ一致しているが, 画素の位置が200
付近にある空気のCT値は, 理想値が-1000であ
るのに対し約-500であり, 大きな違いがあるこ

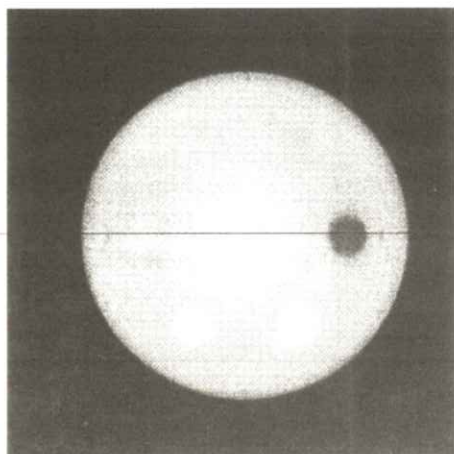


Fig. 4 Original image

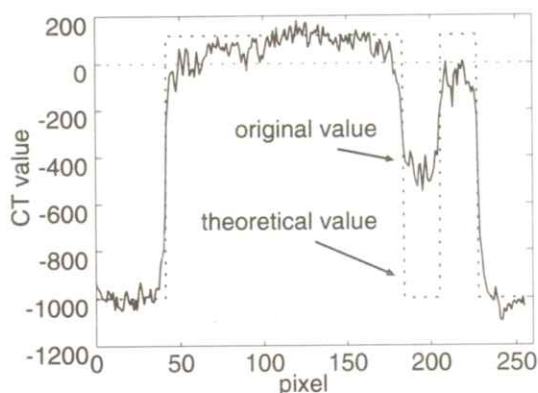


Fig. 5 Original CT value

とが分かる。

つぎに、2次元X線強度分布 $f(\theta, r, q)$ を、ウェーブレット変換を使って解像度レベル-8までの多重解像度分解を行なった。Fig. 6に角度 0° で2次元X線強度分布データの中心($q=240$)に沿った値を示した。Fig. 6(a)は元のデータであり、Fig. 6(b)-(i)はそれぞれ解像度レベル-1から解像度レベル-8の詳細化成分、Fig. 6(j)は解像度レベル-8の平滑化成分を示している。

Fig. 6 から、詳細化成分のレベル-1(Fig. 6

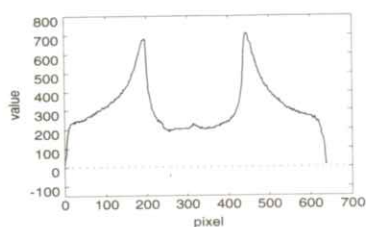
(b))とレベル-2(Fig. 6(c))にはノイズ成分が見られ、レベル-3(Fig. 6(d))とレベル-4(Fig. 6(e))にはエッジ部が現れている。また、詳細化成分のレベル-5(Fig. 6(f))、-6(Fig. 6(g))では、水や造影剤などの情報が含まれており、レベル-7(Fig. 6(h))、-8(Fig. 6(i))と平滑化のレベル-8(Fig. 6(j))には、全体の概形が示されている。

方法で述べたように散乱線成分は、低周波数帯域に現れる。実際には寄与率が異なっても散乱線成分は各解像度レベルの詳細化成分および平滑化成分に現れるが、今回我々は散乱線成分がレベル-8の平滑化成分にだけ現れると仮定した。すなわち、解像度レベル-8に散乱線成分存在するとし、この成分の重みを変えて2次元X線強度分布を補正した。

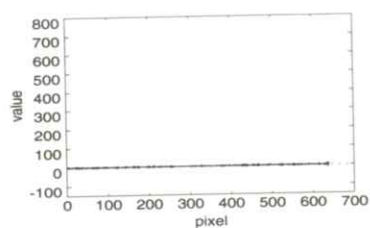
レベル-8の平滑化成分 $f_{-8}(\theta, r, q)$ の重み係数の値を、70%、60%、50%と変えて2次元X線強度分布を補正し、そのデータから再構成した画像を、それぞれFig. 7の(a),(b),(c)に示す。また、それぞれの図の実線に沿った画素に対するCT値をFig. 8に示す。

Fig. 7 から、重み係数を下げていくと画像のコントラストが改善していることが分かる。Fig. 7(c)でリング状または線状のアーティファクトが見えるのもコントラストが向上したためで、本手本で生じたものではない。同様に、Fig. 8で空気に対するCT値は重み係数を下げると共に下がり、重み係数50%では、-1000程度に下がっている。

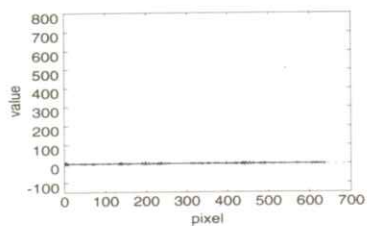
つぎにCT値の線形性を検討した結果をFig. 9に



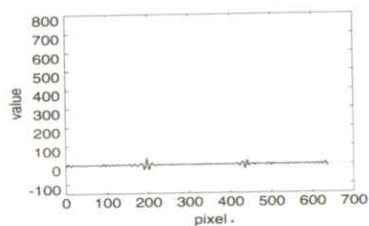
(a) Original data



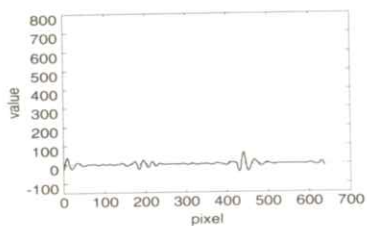
(b) $g_{-1}(0, r, 240)$



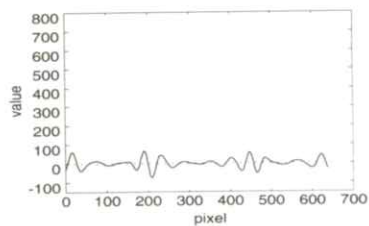
(c) $g_{-2}(0, r, 240)$



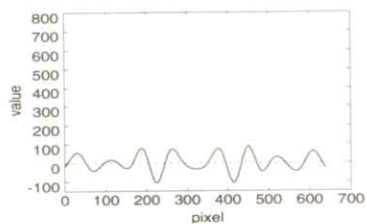
(d) $g_{-3}(0, r, 240)$



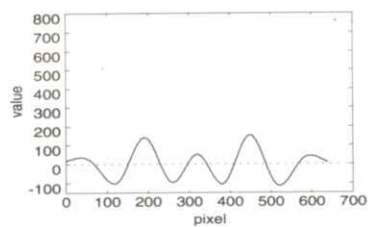
(e) $g_{-4}(0, r, 240)$



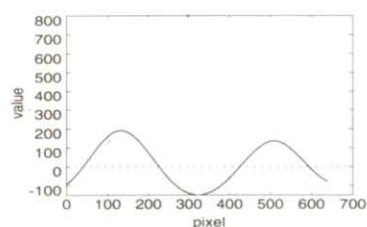
(f) $g_{-5}(0, r, 240)$



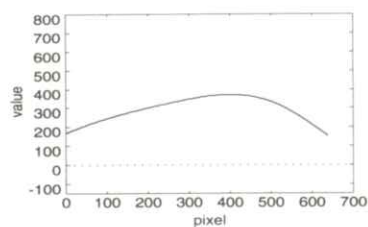
(g) $g_{-6}(0, r, 240)$



(h) $g_{-7}(0, r, 240)$

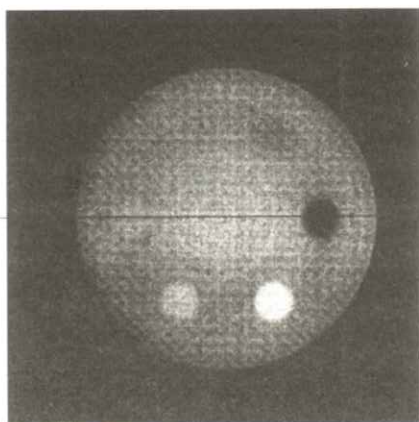


(i) $g_{-8}(0, r, 240)$

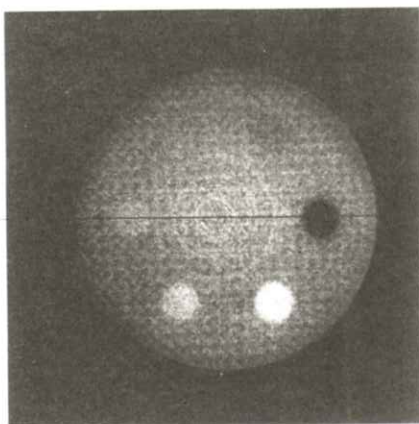


(j) $f_{-8}(0, r, 240)$

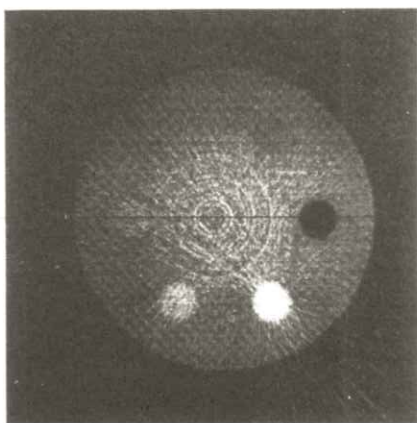
Fig. 6 Multiresolution data



(a) smoothed L=8 70%

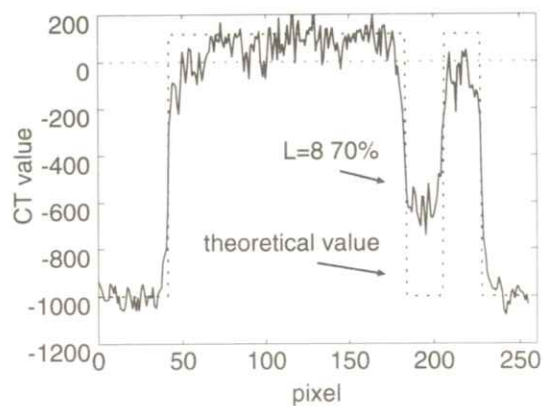


(b) smoothed L=8 60%

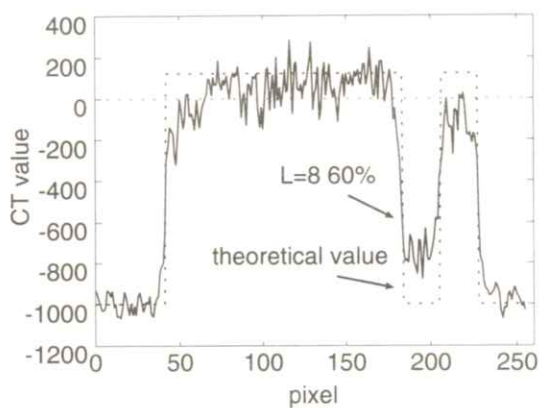


(c) smoothed L=8 50%

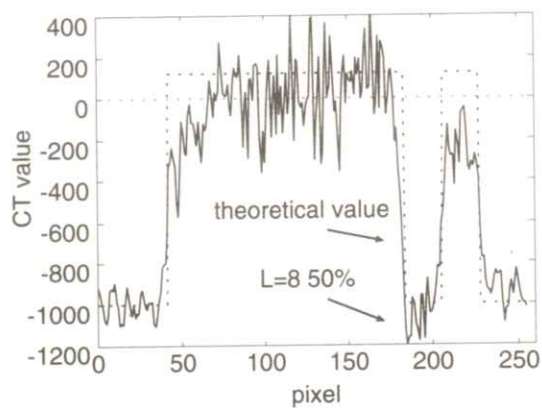
Fig. 7 Modified reconstruction image



(a) smoothed L=8 70%



(b) smoothed L=8 60%



(c) smoothed L=8 50%

Fig. 8 CT value of modified datum

示す。CT値の線形性は、各重み係数で再構成した画像でファントム中心部のCT値を一致させFig. 3の位置3,4および5でのCT値とそれらの理想値とを比べることで検討した。太い実線が理想値である。細い実線は従来の方法で再構成したCT値で、CT値が0付近より小さいときは高めに、0より大きいときは低めとなり線形性が崩れていることが分かる。重みを変えたCT値を点線で示した。傾きが最も大きいのが50%で、小さくなるにつれてそれぞれ60%、70%である。重み係数を変えると線形性が良くなっていることが分かる。すなわち、散乱線の影響によって歪められていたCT値が、この手法で重み係数の割合に応じ散乱線の影響を除くことが出来、本来のCT値に近づいたと考えることが出来る。

これらの結果から、レベル-8の平滑化成分に含まれる1次X線成分の割合は50%と60%のほぼ中間に存在していると判断し、重みを約55%に設定すると理想値に近いCT値を算出できると

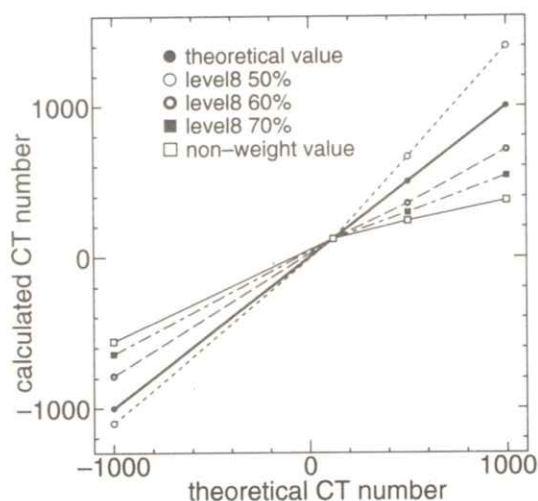


Fig. 9 Comparison of CT value

推測される。重みを55%にして再構成した画像をFig. 10に、そのときの実線に沿った画素でのCT値をFig. 11に示す。

Fig. 11から55%の再構成画像のCT値は、ほぼ理論のCT値を通っていることが分かり、またFig. 10の再構成画像はオリジナルの画像に比べ、コントラストが上がりオリジナル画像では検出しづらかった造影剤の情報が読み取りやすくなった。問題点として重みを変えた再構成画像では、コントラストが向上したためそれまで見えなかったアーティファクトが顕著になった。今後、この

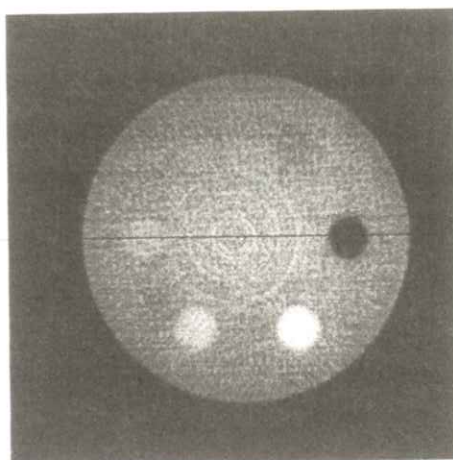


Fig. 10 Reconstruction image (L=8 55%)

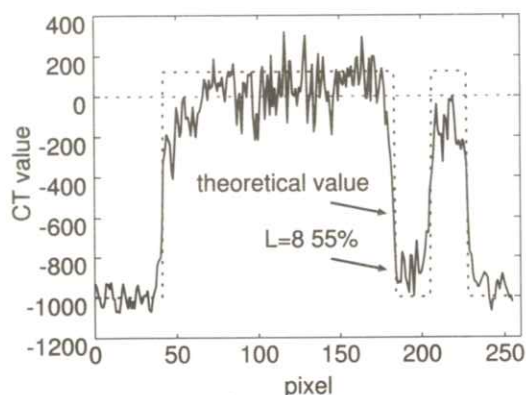


Fig. 11 CT value of Fig. 10

アーティファクトを無くし、より再構成画像の画質を向上させる必要がある。

5. ま と め

ウェーブレットの多重解像度解析を用いて散乱線の影響でコントラストの低下した画像の改善を試みた。

今回研究した方法では、レベル-8の平滑化成分の45%が、散乱線であると推測することで再構成画像の画質改善を可能にした。

今後の課題としては、コントラストが向上したために現れたアートファクトの問題を解決するとともに、散乱線が今回仮定した成分以外にも含まれているので、それ以外の解像度レベルに対してもその割合の算出と最適な重み係数の検討する必要があると考えている。

文 献

- 1) 齊藤恒雄：画像処理アルゴリズム103-178
(近代科学社，東京 1993)
- 2) 吉田広行・土井邦雄：ウェーブレット変換の基礎とコンピュータ支援診断への応用
日放技学誌 52 374 (1996)
- 3) 榊原進：ウェーブレットビギナーズガイド
136-153 (東京電機大学出版局，東京 1995)
- 4) チャールズK. チュウイ：ウェーブレット入門 145-245 (東京電機大学出版局，東京 1994)

銀塩写真画像の変色修復処理の画質への影響

本田 凡, 田口 雅昭*

コニカ株式会社 中央研究所

*MG開発センター

〒191-8511 日野市さくら町1番地

(1998年6月20日, 最終1998年11月9日受理)

Influence on Image Quality from Restoring Process for Discoloration of Silver Halide Photographic Images

Chika HONDA and Masaaki TAGUCHI*

Central Research Laboratory,

*MG Research and Development Center, Konica Corporation

No.1 Sakuramachi, Hino-shi, Tokyo 191-8511, Japan

(Received June 20, 1998, in final form, November 9, 1998)

It is well known that an ammonium hypo reducer can lessen the silver-sulfide discoloration of a silver halide photographic image. Reported here is how, with little reduction of optical density, such a reducer can eliminate oxidative discoloration with virtually no degradation of sharpness.

1. はじめに

銀塩写真フィルムの銀画像是、暗所の長期保存中にセピア調あるいは黄色く変色することがある¹⁾。現像処理が不適切な時、写真フィルム中に残留するチオ硫酸イオンと画像を構成する銀粒子とが反応して、硫化銀が生ずることは広く知られている。これは「硫化変色」と呼ばれている²⁾。こ

のような変色を起こさないようにするために、現像後の写真フィルムに残留するチオ硫酸イオンの許容上限値や画像保存の推奨条件（例えば21℃以下で30～50% R.H.）そして銀画像の変色のし易さをテストする方法などが、ISOやJIS規格に定められている³⁾。さらに、硫化変色を起こした画像の簡便な修復処理として、チオ硫酸アンモニウムを含有する迅速定着液にクエン酸を添加した、

「アンモニア・ハイポ減力液」が有効であることをHennが報告した⁴⁾。

一方現像処理が適切で、つまり残留チオ硫酸イオン量が少ない場合でも、例えば高温高湿下の銀画像保存中に変色が生ずることがある。これは「酸化変色」であって、画像を構成する銀粒子が空気中の酸素や酸化物質で酸化され、複雑な反応を経てコロイド銀粒子が多数発生することに起因する⁵⁾ (Table 1 参照)。今回、上記のHennが報告したアンモニア・ハイポ減力液で、酸化変色した銀画像についても化学的に修復できることを確認したので報告する。そして、その修復処理前後の特性曲線及びMTFを測定し、修復処理の画質への影響を確認した。

2. 実験方法

180 μ mの厚さの青色に着色した透明PETベースを支持体とする、ヨウ臭化銀乳剤オルソ両面写真フィルムをテスト試料として作製した。特性曲線およびMTF測定のために、ウエッジ露光および矩形波チャート露光を、コニカ製SRO250増感紙を用いて管電圧90kV_pのX線曝射で行った。そして露光後のテスト試料をKodak社製の480RA自動現像機(RP X-Omatt処理剤)で現像処理した。銀画像の酸化変色を短期間に生じさせるために、現像後のテスト試料をステンレス釜に入れて蓋で密閉し、中の空気を一旦酸素で置換して、さらに酸素を注入して2atm程度に加圧し、ステンレス釜内の湿度を51% R.H.に保った状態

Table 1 Silver sulfide discolora and oxidative discoloration

	Silver sulfide discoloration	Oxidative discoloration
Reactants of silver grains	Residual hypo in photograph	Oxidants or oxygen in ambient air
Products	Silver sulfide	Colloidal silver particles
Appearance	Observed often in low density regions	Conspicuous in middle density regions
Comments	Well know widely	Confused easily with silver sulfide discoloration

で55℃に加温し、30日間かけて酸化変色を強制的に発生させた（この方法の詳細は別途報告を参照されたい⁷⁾）。

ここでコニカ製迅速定着液XF-SRの使用液1ℓあたりにクエン酸7gを添加して、アンモニア・ハイポ減力液を調製した⁴⁾。この減力液をコニカ製SRX-501の現像槽及び定着槽に満たし、現像液槽35℃及び定着槽33℃設定の90秒処理で、強制的に銀画像を変色させたテスト試料の画像修復処理を行った。この修復処理は1回の処理で完了した。

こうした現像処理直後・変色発生後・変色修復処理後のそれぞれの段階で、特性曲線、青色光画像濃度変化、そしてMTFの測定を行った。特性曲線を得るための画像濃度測定では、可視光による透過画像濃度測定を行った。変色度合いを確認するための青色フィルタ光を用いた透過画像濃度測定では、可視光で画像濃度1を示す銀画像部分の青色光画像濃度測定を行った。濃度計はコニカ製PDA65を用いた。また矩形波チャートの濃度測定には、SAKURA DENSITOMETER PDM5を用いてCTFを求め、そしてコルトマン変換でMTFを得た。

アンモニア・ハイポ減力液の減力作用の確認実験は、上記の画像修復処理と同様に行った。ただしこのとき、別途に作製した変色のないウエッジ露光の現像済みテスト試料を用い、減力処理（変色修復処理と同じ処理）は1回および5回連続処理を行った。

変色した試料の画像の断層撮影は、エポキシ樹脂で固めた画像試料を0.5 μm の厚さにスライス

して観察試料を作製し、JEL製の透過型電子顕微鏡で観察した。

3. 結 果

Fig. 1に「修復処理前の試料 (Original)」を基準とする、「変色発生後 (Discolored)」と「変色処理後 (Restored)」の、銀画像の青色光画像濃度 (Blue density) の変化を示す。経験的に、この画像濃度変化量が0.05以上であると変色が認知され、0.1を越えると強い変色と感じられることが報告されている⁷⁾。ここで、Fig. 1に示す変色発生後の試料の青色光濃度上昇値は0.15であるので、変色が強く認知される。そしてこの試料の変色修復処理後は、青色光濃度上昇値が0.02まで減少している。すなわち変色がほとんど認知されないレベルまで画像が修復されたことがわかる。

Fig. 2に「変色発生後 (Discolored)」と「変色修復処理後 (Restored)」の特性曲線を示す。濃度の高い部分で修復処理による画像濃度低下が認められる。なお、変色発生前の試料の特性曲線は、変色発生後のものと差異がなかった。

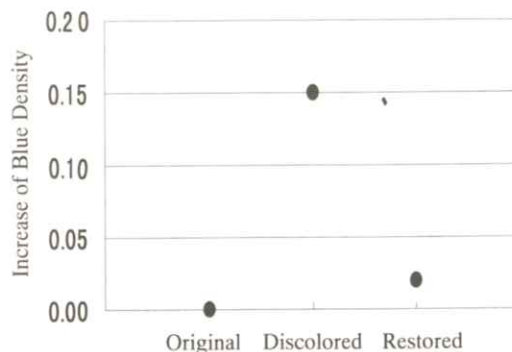


Fig. 1 Increase of blue density for original, discolored and restored samples.

Fig. 3にFig. 1の「変色前(Original)」, 「変色後(Discolored)」, 「修復処理後(Restored)」のそれぞれに対応するテスト試料のMTF値を示す。これら3者は重なり合い, 変色の発生, そし

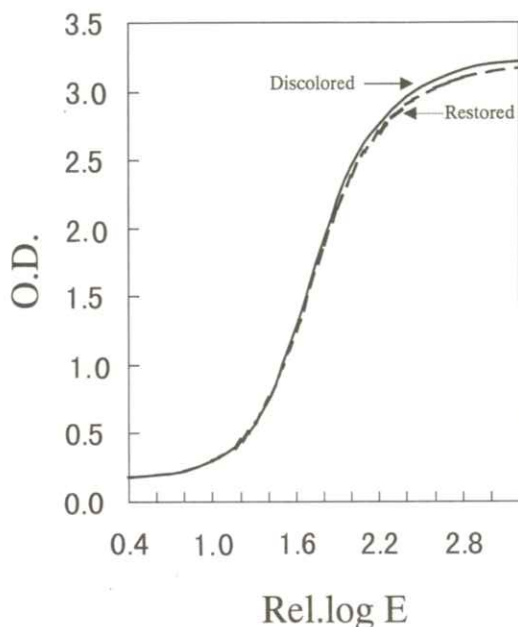


Fig. 2 Characteristic curves for discolored (—) and restored (---) samples.

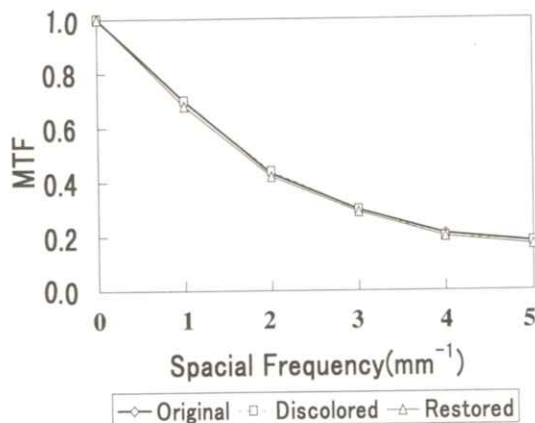


Fig. 3 MTF values for original, discolored and restored samples.

てその変色修復処理によって, 画像の鮮鋭性の低下はほとんどない。

Fig. 4に減力処理を行わないもの(—), 1回行ったもの(…), そして5回行ったもの(—・—)の試料の特性曲線を示す。1回の減力処理での濃度低下はFig. 2と同等程度でかなり小さいが, 5回の処理ではDm部分での低下が明瞭に認められる。一方, 濃度2までコントラスト低下は5回処理でも極めて小さい。

4. 考 察

4.1 硫化変色と酸化変色について

硫化変色は, 現像後の写真フィルム中に多量の

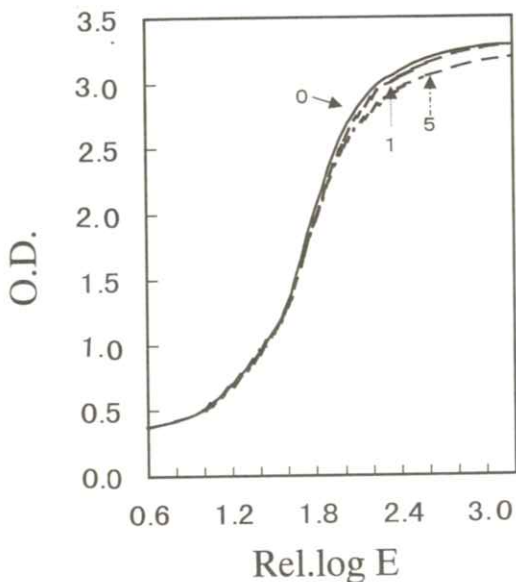


Fig. 4 Characteristic curves of original(—) and processed samples for one time (---) and for five times(—・—) by ammonium hypo reducer with a SRX-501 automatic processor. The each number shows its processing time for each sample.

チオ硫酸イオンを残留させるような現像処理に起因して生ずる。定着が十分でないで難溶性のチオ硫酸イオンと銀イオンとの錯体が生成して、水洗によって写真フィルムからその難溶性の錯体を十分に取り除くことができない。たとえ定着が十分に行われて水溶性の銀イオン錯体を形成したとしても、そのあとの水洗が不十分な時には多量の銀イオン錯体が写真フィルムに残留する。また定着主薬のチオ硫酸イオン（ハイポ）が十分洗浄されずに写真フィルム中に残ることもある。このような不適切な現像処理を行った写真の保存中、緩やかな化学反応が進行し、硫化銀が生じて銀画像が変色する²⁾。したがって黒白写真の銀画像を保存中に変色させないようにするには、現像処理の段階で定着をきちんと行ったうえ、十分に水洗することが推奨されている。つまり銀画像保存に関するISO規格では、保存期間が長くなるほど写真フィルム中の残留チオ硫酸イオンの量は少なく抑えるように奨めている^{3b)}。

一方、定着をきちんと行い、水洗も十分におこなった場合でも、換言すれば残留チオ硫酸イオンが十分に少ない写真の銀画像でも保存中に変色することがある。この変色を硫化銀変色と混同すると原因が特定できず、混乱を引きおこすことがある⁸⁾。この変色は「酸化変色」であって、その誘因である“洗いすぎ”が指摘され始めたのはそれほど古い話ではなく、酸化変色は適度に残留するチオ硫酸イオンによって抑制されることが指摘されている⁸⁾。つまり残留するチオ硫酸イオンの量が多い時には硫化変色を起こしやすく、逆に薬剤などで残留チオ硫酸イオンを徹底して除去すると

酸化変色を誘発することがある。特に現像処理後の写真フィルムの保存湿度が高いときに酸化変色が起こりやすい⁸⁾。Reillyは、酸化変色を生じさせないようにする銀画像の保存条件として、21℃以下で20% R.H.ないし30% R.H.の低湿条件を推奨している⁸⁾。また銀画像の金調色や多硫化物処理、そしてAgガード処理などが酸化変色防止に有効であるとの報告がある^{8) - 10)}。

4.2 酸化変色の反応機構

酸化変色は、図書館などの文献を保存するマイクロフィルムや黒白ペーパーなど現像銀の比較的小さい画像で研究が活発に行われてきている¹¹⁾。この酸化変色の反応機構については、以下のように提案されている¹²⁾。

1. 画像銀が空気中の酸素や酸化物質の攻撃を受けて酸化される。換言すれば、銀画像を構成する金属銀が銀イオンに変えられる。
(酸化過程)
2. 生成した銀イオンがゼラチン膜中を拡散する。
(拡散過程)
3. ゼラチン膜中を拡散した銀イオンが金属銀にもどる。(還元過程)

上記の3つの過程が継続的に進行し、コロイド銀粒子がゼラチン膜中に多数発生した時に、銀画像がセピア調あるいは黄色に観察される(Fig. 5)。

4.3 コロイド銀粒子の溶解

Fig. 5に見られるように、変色したフィルム中には画像を構成する銀粒子の周りに多数のコロイド銀粒子が発生する。このコロイド銀粒子の大

きさは数nmサイズであって、可視光の波長（約400～700 nm）に比べて著しく小さいので、この変色画像が黄色く見えるのはレイリー散乱によるものと考えられる。すなわちコロイド銀粒子によって、フィルムを通過する白色光から青色成分が選択的に散乱除去され、その結果マイナス・ブルー光が眼に到達するので、銀画像が黄色またはセピア調に認識される（このとき画像の青色光の光学濃度は上昇する）。したがって、このコロイド銀粒子を除去すれば、変色は取り除くことができる。

チオ硫酸アンモニウムを定着主薬とするXレイ自動現像処理用の迅速定着液は、通常の現像処理の場合でも現像銀を若干溶解することは従来からよく知られている。さらにこの迅速定着液にクエン酸を添加するとその溶解能力は上昇する。Hennはクエン酸の添加により定着液のpH値を下げることで溶解性が上がると指摘している⁴⁾。一方クエン酸には金属イオンと錯体を形成する能力が高い。したがって銀が溶解されて銀イオンが生じ、それとクエン酸が錯体を形成して反応系か

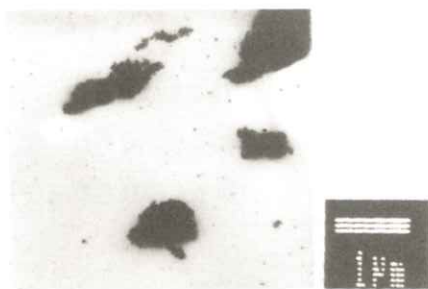


Fig 5 Many colloidal silver particles are observed around the silver particles which are elements of photographic image.

ら銀イオンを除去することから、チオ硫酸イオンの銀の溶解が促進されるものと思われる。

画像を形成する銀粒子は1 μm 程度の大きさであり、コロイド銀微粒子はnm領域の大きさである。粒径の大きく異なる粒子の表面エネルギーの差から、コロイド銀微粒子の溶解が先行して選択的に進むものと考えられる。

4.4 画像の濃度低下と画質

ここでFig. 2に示すように、変色除去処理後に若干の濃度低下が生じた。Fig. 4に変色のない写真フィルムについて、1回そして5回の変色除去液処理を繰り返したときの特性曲線変化を示す（なお、作製日のことなる試料を用いたために、この結果はFig. 1に比べるとカブリが高い）。このように画像銀が変色除去処理により溶解されて、濃度2以上で濃度低下が認められる。すなわち修復処理でコロイド銀粒子を除去するために、その銀量の低下から濃度の減少が起こるといよりも、画像を構成する銀粒子自体が溶解されて濃度低下が生じているものと思われる。変色画像の顕微鏡写真観察から、コロイド銀粒子の銀量は、画像を構成する銀粒子の銀量の高々1/1000オーダー量と推測され、コロイド銀粒子除去による画像濃度低下は実質的に無視できよう。したがって、この画像修復処理による濃度低下の程度は、写真フィルムの塗布銀量や現像銀粒子の大きさなどによって異なるものと推察される。つまり写真フィルムの種類によって、この処理による濃度低下は異なるものと考えられる。

この減力液は画像濃度を各濃度領域に均一に低

下させてコントラスト低下が少ないことが特徴と
言われている⁴⁾。このようにコントラスト低下が
抑えられることから、若干の濃度低下が生じても
MTFの低下はないものと考えられる。なお、こ
こでのMTFは濃度0.5から1.8の濃度領域のCTF
の測定値から換算して得たものである。

4.5 ほかの変色画像修復法との比較

鈴木らにより、変色したデンタルX線フィルム
画像のデジタル画像処理による修復が報告され
ている¹³⁾。これは撮影部位がほぼ同等の2枚の
写真フィルムで、そのうち1枚が変色したものを、
もう一枚の変色していない画像を用いて、画像処
理によって変色したフィルム画像から変色のない
画像を再生するものである。この方法では、硫化
変色でも酸化変色でも適用でき、さらにフィルムの
キズやカビなどの他の画像劣化因子も削除する
処理が可能であろう。

酸化変色は光の青色成分が散乱される、レイ
リー散乱による視覚的な結果によるものである。
したがって、レイリー散乱を起こしにくい長波長
側の光を用いて画像を読み取る方法、例えばフィ
ルムディジタイザーの利用や複製用フィルムによ
る画像の複製により、変色のない画像が得られよ
う。しかし、上記の鈴木の方法も含め、これらの
方法では変色した画像そのものには手つかずであ
る。

変色した白黒フィルム印画紙の画像の化学的な
修復処理についてHendriksが報告している¹⁴⁾。
Hendriksは過マンガン酸カリウムを酸化剤とし
て用いて、コロイド銀粒子を溶解した。この酸化

剤の酸化力は強力であることから、Hendriksは
ゼラチン膜の破壊についても言及している。しか
しアンモニア・ハイポ減力液による本処理での処
理後の膜付き強度を確認したところ、ゼラチン膜
の劣化はなかった。ここで用いた減力液には強い
酸化力がないことから、十分に予測しうることで
ある。なお、Hendriksはコロイド銀粒子を溶解
する酸化剤として一般的な漂白剤、例えば重クロ
ム酸カリウムや赤血塩などを紹介しているが、こ
のような強い酸化剤を用いるときは、Hendriks
の指摘するように、感材や変色状況において十分
に慎重な修復処理を行う必要がある¹⁴⁾。

ここで本方法で修復処理した画像は、その後の
変色の進行は極めて遅くなることが予測される。
酸化変色の機構の中に還元過程がある。この還元
過程については現在解明されていないが、フィル
ム中の還元物質によって生じていることが考えら
れる。もしそうであれば、いったん変色を経過し
たフィルム中の還元力はそれなりに低下するであ
ろう。さらにアンモニア・ハイポ減力液中に含硫
黄有機化合物などを添加しておけば、それが画像
銀に吸着して処理後の酸化変色を防止することが
できよう^{7), 10)}。このように本方法は、変色した
画像そのものを修復すると同時に酸化変色に対す
る耐性を高めることも可能である点、画像の複写
による対応などとは根本的に異なるものである。

5. 結 論

本研究は以下のように結論づけられよう。

- ①酸化変色した銀画像は、アンモニア・ハイポ減
力液で簡便に修復することができる。

②今回行ったアンモニア・ハイポ減力液を用いた変色画像修復処理では、その処理による画像のMTFの低下はなく、またDmax部の若干の濃度低下は認められるものの、実質的に画像濃度の低下は極めて小さい。

文 献

- 1) 河野純一：写真の保存・展示・修復
(日本写真学会画像保存研究会編),第1版,
武蔵野クリエイト, p.41(1996)
- 2) a) R.W.Henn, et al.:Photogr.Sci.Eng. **5**
46 (1961)
b) D.F.Kopperl, et al.:ibid. **8** 83(1982)
- 3) a) JIS K7641 - 1994 写真－現像済み安全写真
フィルム－保存方法
b) ISO 10602(1993) Photography -
Processed silver gelatin type black -
and - white film - Specifications for
stability
- 4) R.W.Henn, et al.:Photogr.Sci.
Technique, **17** 110 (1951)
- 5) K.B.Hendriks:Imaging Process and
Materials, p.637(Van Nostrand Reihold,
New York, 1989)
- 6) J.M.Reilly: 日本写真学会誌, **54** 424(1991)
- 7) C.Honda: J.Imaging Sci.Tech. **42** 148
(1998)
- 8) a) F.J.Drago, et al.:J.Imaging Tech. **12**
57 (1986)
b) 笹井 明：日本写真学会誌 **52** 582 (1989)
c) C.Honda, et al.:Proceedings of 1997
International Symposium on Silver
Halide Imaging 268 (1997)
- 9) P.Z.Adelstein, et al.: J.Imaging Tech.
17 91 (1991)
- 10) H.Iwano, et al.:J.Imaging Sci.Tech. **38**
140 (1994)
- 11) a) R.W.Henn, et al.:Photogr.Sci.Eng. **5**
46 (1963)
b) R.W.Henn, et al: ibid.**9** 167(1965)
c) E.Weyde:ibid. **16** 283 (1972)
d) L.H.Feldman:J.Applied Photogr.
Eng. **7** 1 (1981)
e) K.C.Brow, et al.:J.Photogr.Sci. **33** 177
(1985)
f) S.I.Anderson, et al.,J.Imaging Tech.
16 27(1990)
g) ISO 12206(1995):"Photography -
Methods for the evaluation of the
effectiveness of chemical conversion of
silver images against oxidation"
- 12) 皆川 美郷：表面, **23**,13(1984)
- 13) 鈴木陽典 他：医用画像情報学会第118回年
次 大会(1997)
- 14) K.B.Hendriks (河野純一訳):日本写真学会
誌 **52** 117(1989)

[論 文]

コントラスト収束法による非対称増感紙・フィルム系のMTF計測

岡田 弘治, 荏屋 公明*, 青木 雄二**

近畿大学医学部附属病院中央放射線部

〒589-0014 大阪狭山市大野東377-2

*立命館大学理工学部電気電子工学科

〒525-8577 滋賀県草津市野路町1916

**化成オプトニクス株式会社技術開発室

〒250-0862 小田原市成田1060

(1998年10月28日, 最終1998年11月14日受理)

Measurement of MTF of Asymmetrical Screen - Film System Using Convergent Contrast Method

Hiroharu OKADA, Komyo KARIYA* and Yuji AOKI**

Department of Central Radiology, Kinki University Hospital

Ohno - higashi 377 - 2 Osaka - sayamashi Osaka 589 - 0014 Japan

*Department of Electricity and Electric Engineering Faculty of Science

and Engineering Ritsumeikan University

Noji - higashi 1, Kusatsushi Shiga, 525 - 8577 Japan

**Technical Department, Kasei Optonix Ltd.

Naruta 1060 Odawarashi Kanagawa 250 - 0862 Japan

(Received October 28, 1998, in final form, November 14, 1998)

Abstract

The method of deriving the characteristic of the asymmetric screen - film system includes composed gradient and the normalized CTF (contrast transfer function) techniques. Although the concept involved in these measurements are different, the basic procedure for measuring the image characteristic of the film system are the same.

The procedure can be described as follows; The image obtained by the asymmetric screen -

film system is separated into front side and back side using a bleaching agent. MTF (modulation transfer function) and the gradient are measured independently on either sides. Finally, the MTF of the asymmetric screen-film system is estimated by a ratio of the sum of the product of MTF and gradient on each side to the sum of the gradient on both sides. However, in the above procedure it is impossible to avoid the damage to a film due to the removal of film emulsion by bleaching agent.

In this paper, we propose a nondestructive technique of the MTF measurement of asymmetric screen-film system. We have termed this measurement procedure as the "Convergent contrast method". In this method the MTF is described by ratio $\Delta D/G$, where ΔD represents the variance of density caused by variance of lead thickness Δx of the square wave chart, and G is the measured gradient at that instance. The ratio $\Delta D/G$ is obtained for different thickness (Δx) of the square wave chart. The true MTF on the density when the thickness of lead of the square wave chart is 0 could be estimated by linear extrapolation of each spatial frequency.

We measured MTF of two kinds of screen-film systems (Fine/IT/Fast, Medium/IT/Medium) respectively by the convergent contrast method where IT film is an asymmetric dual emulsion film.

The MTF measured by the convergent contrast method for both kinds of screen-film systems show good agreement with MTF measured by the composed gradient method.

The results of our investigations suggests that the determination of MTF by convergent contrast method will be useful as a non-destructive measurement method for asymmetric screen-film systems.

1. はじめに

1990年に、コダック社が非対称増感紙-フィルム系（以下、非対称系）を発表した¹⁾。その特性は、①両面乳剤フィルム（以下、フィルム）のクロスオーバーがほとんどゼロに近いこと。②増感紙に組合わせるフィルムの乳剤特性が異なること、であった。この二つの特性は、フィルムに組合わせる前面と後面の増感紙の感度差によって、ユー

ザ側で特性曲線の形状を変えることができることや、管電圧の変化によって特性曲線の形状も変化することを示唆する²⁾。そして、もっともインパクトを与えたのは、非対称系の解像特性が写真濃度によって変化する現象が生じ、解像特性の新しい計測方法の必要性をもたらしたことであった³⁻⁵⁾。非対称系の解像特性の計測方法は、著者らやR. V. Metterによって示され、すでに濃度域に対する解像特性の手法も解明されている³⁻⁵⁾。著者ら

の方法は、非対称系にNEQ(u)(number of noise-equivalent quanta(u))で代表されるSNR(信号対雑音比)の概念を適用したものである^{3, 4)}。ここで、この手法をグラディエント結合法(composed gradient method, 以下結合法)としておく。一方、MetterはCTF(contrast transfer function)の概念を適用して導出したもので、normalized CTF(以下、N-CTF)としている⁵⁾。したがって、著者らは、非対称システムの解像特性をそのままMTF(modulation transfer function)とした^{3, 4)}。しかし、導出法は異なるが、式(1)に示すように、フィルムの前面と後面のそれぞれにおいて、別々にMTFを計測し、前面と後面のそれぞれのグラディエントとそのMTFの積を加算したものを、総合のグラディエントGで除するという手法は同一である。

$$MTF(u) = \frac{1}{G} (G_F MTF_F(u) + G_B MTF_B(u)) \quad (1)$$

ここで、 u は空間周波数、 $G = G_F + G_B$ であり、Fは前面、Bは後面を意味する。

この手法は、スリット法や矩形波チャートを使用したコントラスト法を適用するにしても、特性曲線用の濃度ステップやスリット像フィルムの後面側と前面側の乳剤を剝離することによる、形成されている画像を破壊的にすることによって計測しなければならなかった。

そこで著者らは、この画像の破壊的行為、すなわちフィルム乳剤面を剝離しないで、非対称系の解像特性のMTFを、矩形波チャートを用いて計測したので報告する。

2. コントラスト収束法

一般に、画像記録系にレスポンス関数(MTF)を適用するには、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。記録系が増感紙-フィルム系であることから、位置不変性の条件は満たしている。また線形性については、当初クロスオーバー光の割合が格段に高かったことから、両面乳剤システムの特性曲線を有効露光量変換によって線形化したときのMTFの誤差は、実験精度の範囲内とされていた⁶⁾。しかし、土井は非対称系のMTFの計測において、スリット像を両面乳剤の特性曲線から直接有効露光量に変換できないとしている⁷⁾。このことは、矩形波チャートを用いたコントラスト法に対しても同様である。いま非対称系の両面システムを、0.1mm 鉛厚の矩形波チャートを用いて、従来の特性曲線から有効露光量に変換して求めたMTF(コントラスト法)は、Fig. 1に示すよう異なる濃度においてそれぞれのMTF値も異なっている。杜下らも同様の結果を報告している^{8, 9)}。また、式(1)から得られる結合法によるMTF値も異なった値を示している。この現象は、非対称系の特性曲線が、従来の対称系に比べ、非線形性が格段に大きくなって、広い範囲での有効露光量変換が適用できないことを示している。

ここで、非対称系の総合MTFは、式(1)によって、グラディエントの関数であり、グラディエントは、濃度の関数でもあるので濃度依存性が生じる。このMTFの濃度依存性によって、特定濃度の総合MTFを得るためには、そのときの濃度を

一定に維持しながら計測を行わなければならない。著者らは、これを解決する一つの方法として、濃度の加法性が成立することを前提にして、矩形波チャートの吸収体の厚みを厚いものから極く薄いものまで変化させてMTFの計測を行い、矩形波チャートによる濃度変化が零になるところの総合MTF値を外挿によって推定する方法を提案した⁴⁾。しかし、その具体的手法などの記述は行わなかった。したがって、本稿でその具体的手法を紹介する。本稿では、その手法をコントラスト収束法 (convergent contrast method, 収束法) と称し、この手法で計測を行った。

矩形波チャートの吸収体の鉛厚が十分に薄いものと仮定すると、矩形波チャートの微小な厚み Δx によって生じる濃度の変化分 ΔD は、そのときの濃度のグラディエント G と、矩形波チャートの吸収体の線吸収係数 μ と、微小な厚みの変化分 Δx との積によって、つぎのように示される。

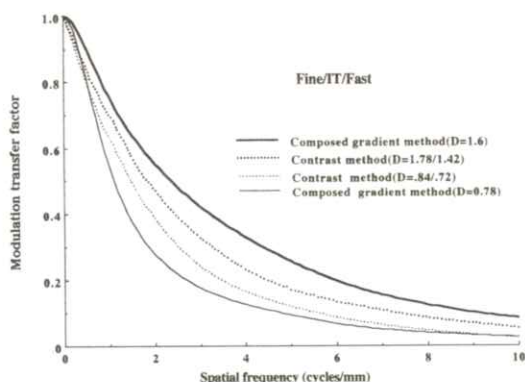


Fig. 1 Comparison of MTFs curves of Fine/IT/Fast system by two method at two density. Solid line shows MTF by composed gradient method. Broken line shows MTF by Contrast method.

$$\Delta D = G \cdot \log_{10} e \cdot \mu \cdot \Delta x \quad (2)$$

したがって、矩形波チャートの厚みの変化分 Δx は、

$$\Delta x = \frac{\Delta D}{\log_{10} e \cdot G \cdot \mu} \quad (3)$$

として、表すことができる。

ここで、Fig. 2 に示すように、矩形波チャートの吸収体の写真濃度を D とし、それに要した X 線強度を E とすると、矩形波チャートの濃度の変化分 ΔD に対し、矩形波チャート X 線強度に対する変化分は ΔE となり、 ΔD は、またつぎのように表せる。

$$\Delta D = G \cdot \log_{10} e \cdot \frac{\Delta E}{E} \quad (4)$$

式(2)と(4)から、

$$\Delta x = \frac{1}{\mu \cdot E} \cdot \Delta E \quad (5)$$

となる。ここで、 μ と E は定数である。

式(5)から、矩形波チャートの厚みの変化分 Δx は、矩形波チャートに対する X 線強度の変化分 ΔE と比例の関係にある。このことは、増感紙-フィルム系において、矩形波チャートの鉛厚が十分に薄いとき、従来のような特性曲線を X 線強度変換しないで、式(3)の右辺の関数によって変換が可能なることを示している。したがって、矩形波チャートの鉛厚の微小な厚みの変化分 Δx が限りなくゼロになり、線形性が成立するものと考ええる。

3. 実験方法

3.1 使用機器

増感紙-フィルム系としては、両面の乳剤特性が異なる In Sight フィルム:IT を使用し、前面の増感紙に lanex Fine、後面に Lanex Fast の高感度側を用いた非対称系 Fine/IT/Fast、そして前

面と後面の同一な増感紙Lanex Mediumを用いた対称系Medium/IT/Mediumの二つのシステムを構成として用いた。ここで増感紙はグリーン発光系、フィルムはオルソ系で、いずれもコダック社製である。

管電圧は80kVで、付加フィルタ20mmAlにおける、各システムの増感紙の前面と後面の発光量比（後面／前面）は、Fine/IT/Fastでは6.1, Medium/IT/Mediumでは0.7である¹⁰⁾。また、フィルム:ITのクロスオーバー光の割合は、0.016である²⁾。

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

した。

MTFの計測には、厚さ2mm、幅10 μ mのスリット比200:1(Kenetrium Grad w-10,シカゴ大学製)の金属スリット、およびType 7(鉛厚:0.1mm), Type 1(鉛厚:0.05mm),特製Type 1(鉛厚:0.03mm)の3種類の矩形波チャート(化成オプトニクス社製)を使用した。現像処理は、コダック社製自動現像機M8(35 $^{\circ}$ C, 90秒)を用いた。濃度の測定は、コニカ社製の拡散濃度計PDA-65とマイクロデンシトメータPDM-5Bで行った。

3.2 非対称増感紙-フィルム系のMTF計測

3.2.1 スリット法による非対称増感紙-フィルム系のMTF計測

管電圧80kV、管電流30mA、撮影時間0.04秒の設定条件で、付加フィルタ20mm Alとし、強

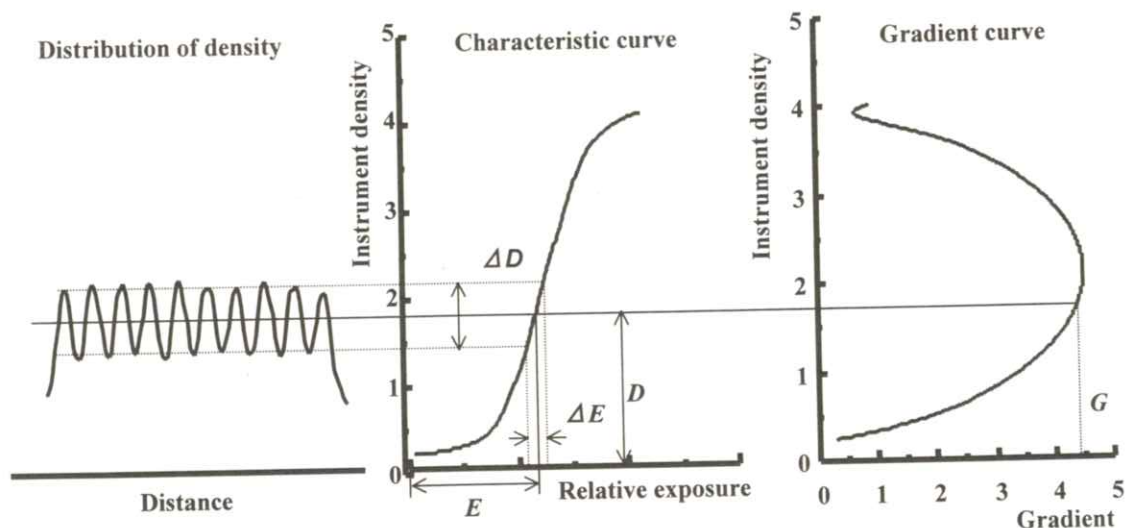


Fig. 2 The relationship variance of density ΔD , variance of X-ray and gradient ΔG on convergent contrast method. Shown density is measured by PDM-5B at specular density.

度スケール法（距離法：撮影距離39.7～430cm）で、センシトメトリーを行った。得られたフィルムの濃度ステップの濃度測定を行い、その後、各濃度ステップを半分に区切り、漂白剤を用いて乳剤を剝離した。さらにフィルムの反対側の乳剤面に対しても同様に剝離して、非対称系の総合と前面と後面に相当する特製曲線を得た。また、この特製曲線からグラディエント曲線を求めた。

管電圧80kV、付加フィルタ20mm Aluminum 設定条件で、金属スリットを用いて、同一フィルム上に2組のスリット像の撮影を行い、特製曲線と同様に、非対称系の前面と後面のスリット像を得た。この非対称系の前面と後面の濃度ステップ像とスリット像は、マイクロデンシトメータのアーチャサイズ $10 \times 1000 \mu\text{m}^2$ で、各片面におけるMTFを求めた。さらに、求めた前面と後面のMTFとグラディエントから、式(1)にしたがって非対称増感紙-フィルム系の総合MTFを各濃度に対して算出した。このグラディエント結合法のフローチャートをFig. 3に示す。

3.2.2 矩形波チャートによる非対称増感紙-

フィルム系のMTF計測

3種類の鉛厚が異なる矩形波チャートを使用した。管電圧80kV、管電流100mA、付加フィルタ20mmAl、撮影距離150cmを一定として条件を設定した。

各矩形波チャートの空間周波数0.05cycle/mmの角穴部と吸収体部との濃度の平均値が、同一になるよう撮影時間で調整した。このとき、チャートの保護板からの散乱X線を排除するために、厚

さ2mmの鉛マスクを用いた¹¹⁾。

得られたチャート像とセンシトメトリーによるステップ像を、マイクロデンシトメータを用いて、スリット像と同様にアーチャサイズ $10 \times 1000 \mu\text{m}^2$ でスキャンを行った。

矩形波チャートの各空間周波数の線群における微小濃度差 ΔD は、それぞれの線間部の最低濃度と最高濃度との差とした。グラディエント値 G は、平均濃度に相当するグラディエントとした。なお、グラディエント曲線は、特性曲線を微分して得られる。ここで、 ΔD と G 値から、式(3)にしたがって特定の各空間周波数の線群における矩形波レスポンス値を各空間周波数窓ごとに求めて、得られた矩形波レスポンスをColtmanの式で補正し、特定の鉛厚の矩形波チャートのMTFを算出した。この過程を他の鉛厚の異なる矩形波

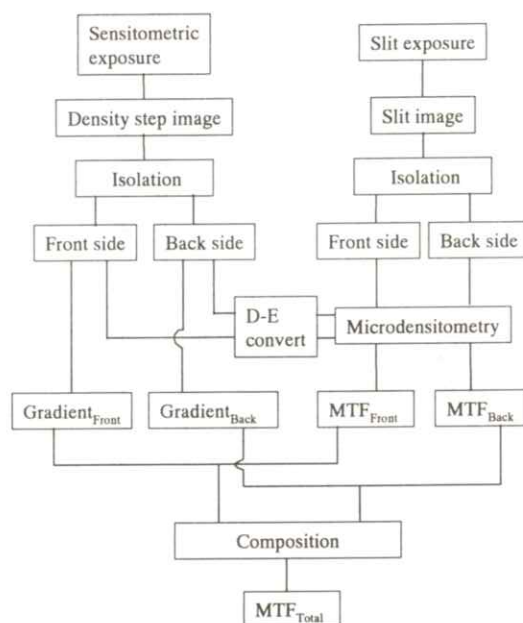


Fig. 3 The flowchart of composed gradient method.

チャートに対しても同様に行った。

鉛厚の異なる3種類の矩形波チャートから得た各MTFを、鉛厚に対して、各空間周波数ごとに一次式による外挿近似を行って、鉛厚のゼロに相当するMTFを導いた。

以上の方法を各非対称系と対称系のそれぞれに適用することにした。

4. 結 果

4.1 金属スリットによる非対称増感紙-フィルム系のMTF

Fine/IT/Fastの前面側と後面側そして総合の

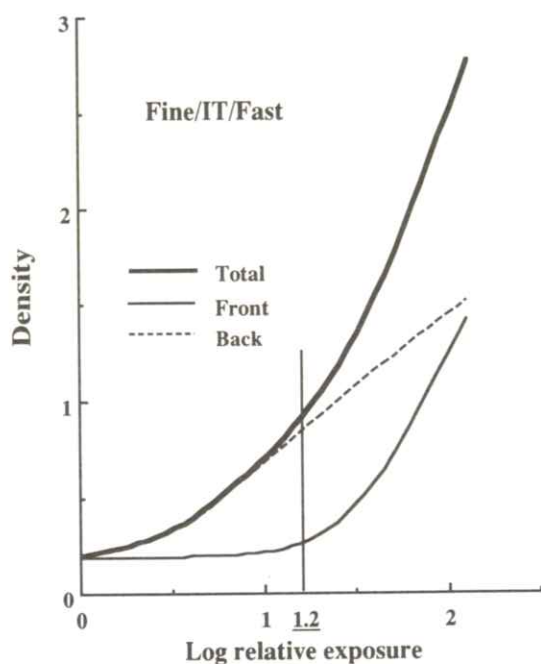


Fig. 4(a) H&D curves of Fine/IT/Fast system of front, back and total emulsion. Shown density is measured by PDA - 65 at diffused density.

特性曲線とグラディエント曲線をFig. 4(a),(b)に示した。Fig. 5にこの系の前面と後面そして総合のMTFを示す。ここで示す総合のMTFは、相対露光量(対数)1.2における前面と後面のそれぞれのグラディエントと、前面のMTFと後面のMTFを式(1)にしたがって得たものである。また、Fig. 6は、これらを全露光域に対して表した結果である。このように、Fine/IT/Fastは、総合のMTFにおいて、濃度依存性を有することがわかる。

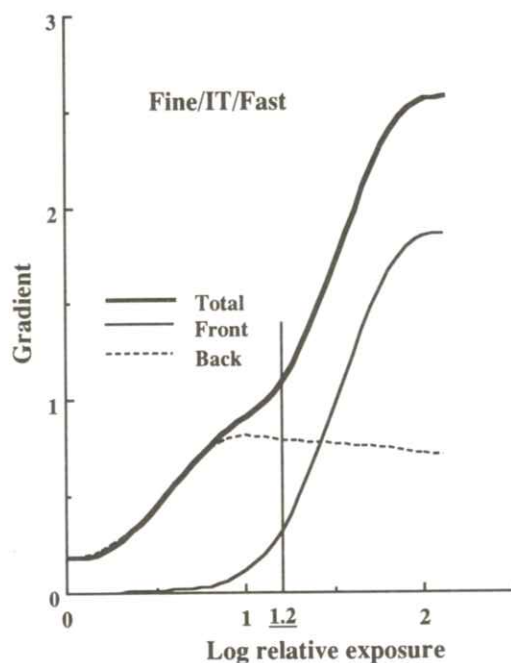


Fig. 4(b) Gradient curves Fine/IT/Fast system of front, back and total emulsion.

4.2 矩形波チャートによる非対称増感紙—

フィルム系のMTF

チャートの角穴部と吸収体部：0.05cycle/mmの平均拡散濃度を1.6に設定したときの、3種類の各矩形波チャートにおけるFine/IT/FastのMTFの計測結果をFig. 7に示す。この図において、MTF値は鉛厚の薄い方が全空間周波数領域において高い傾向を示した。

これを、各空間周波数ごとに一次式による外挿近似を行った結果の1例をFig. 8及びTable. 1に示す。相関係数 r は、高空間周波数領域でやや低くなっているが、全体に0.9以上で高い相関を示している。

Fig. 9は、濃度1.6と0.78における収束法と結合法によるMTFの結果を示す。収束法によるMTFは、一次式による外挿近似によって矩形波チャートの鉛厚ゼロに相当するMTFの推定を、

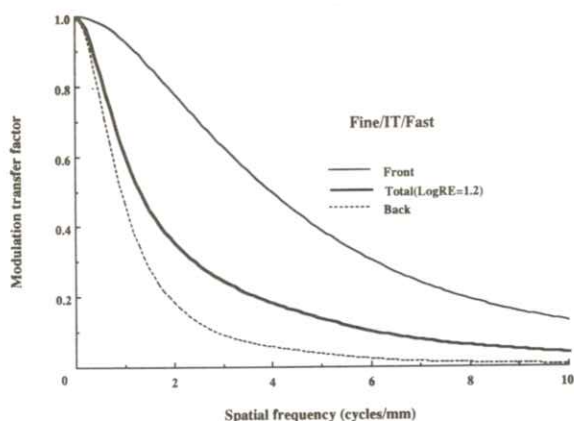


Fig. 5 MTFs curves of Fine/IT/Fast system of front, back and total. MTF curve of total is obtained at log relative exposure 1.2 by composed gradient method.

独立した3回の現像処理によって得たものである。

エラーバーは、その標準偏差である。その変動係数の比較的高い領域は、平均濃度が、1.6のとき、空間周波数0.15~5cycles/mmで、0.21~0.29で

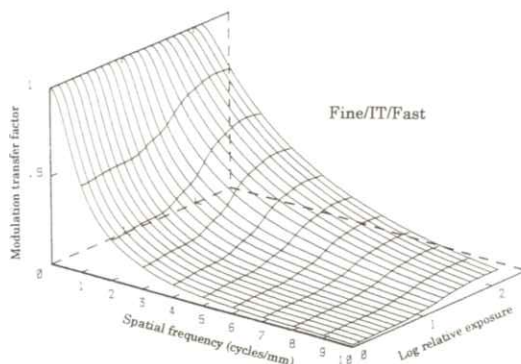


Fig. 6 MTFs of Fine/IT/Fast system. MTFs are plotted as a function of log relative exposure and spatial frequency.

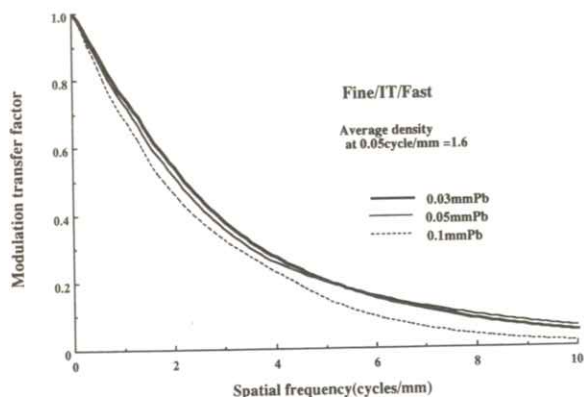


Fig. 7 MTFs of Fine/IT/Fast system with lead thickness 0.03, 0.05, 0.1mm of square wave chart followed equation (3). The MTFs were measured by microdensitometer PDM - 5B at average diffused density 1.6 in 0.05 cycle/mm part of the square wave chart.

あり、平均濃度が0.78のときでは、空間周波数9～10cycles/mmで、0.3前後であった。収束法によるMTFは、結合法と比べ、いずれの濃度においても空間周波数1～3cycles/mmでやや高く、他の空間周波数領域では低いというほぼ同様な傾向を示した。

Fine/IT/Fastにおけるコントラスト法（鉛厚0.1mm）、結合法、および収束法の3方法によるMTF値(2cycles/mm)を、各濃度領域に対して示したのが、Fig. 10である。結合法では、ほぼ全濃度領域において、またコントラスト法および収束法では、矩形波チャートの角穴部と吸収体部の平均拡散濃度を0.78, 1.10, 1.60, 1.97に設定したときのMTF値である。コントラスト法は、軽度のMTFの濃度依存性はみられる。しかし、収束法や結合法では、MTFの濃度依存性は顕著に現れ、しかも収束法のMTFは、この空間周波数領域では、結合法の結果よりもやや高い値と

なっている。

つぎに、Medium/IT/Mediumにおいて濃度1.92と0.62での結合法と収束法のMTFをFig. 11に示す。結合法によるMTFは、全空間周波数領域において一致する結果となった。しかし結合法のMTFは、2cycles/mm以上の空間周波数領域

Table 1 Coefficients of extrapolation formula and correlation for estimation of MTF at lead thickness 0 mm of the square wave chart (Fig.8).

Spatial frequency (cycles/mm)	Extrapolation formula $y = a - bx$		Correlation coefficient r
	a	b	
0.1	0.983	0.078	0.996
0.3	0.934	0.29	0.998
0.5	0.888	0.509	0.999
1	0.778	0.877	0.999
2	0.593	1.103	0.999
3	0.399	0.757	0.991
4	0.291	0.618	0.995
5	0.233	0.838	0.982
6	0.189	0.919	0.952
8	0.121	0.791	0.913
10	0.0723	0.571	0.881

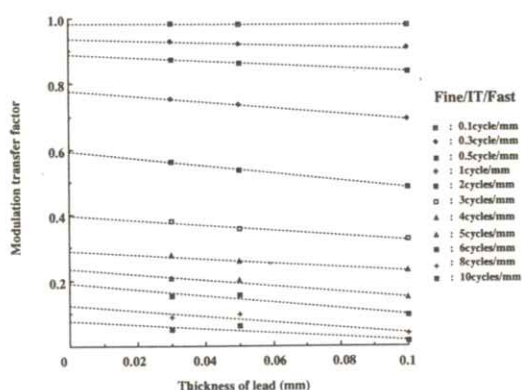


Fig. 8 Estimation of MTF at lead thickness 0mm of square wave chart followed equation(3) by extrapolation of a linear function.

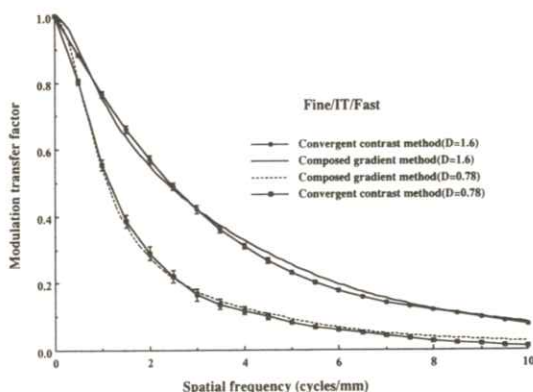


Fig. 9 Comparison of MTFs at diffused density 1.6 and 0.78 measured by Convergent contrast method and composed gradient method for Fine/IT/Fast system. Error bar showed standard deviation in the case of convergent contrast method.

で濃度0.62の方が僅かに高い値を示しているが、ほぼ同一の結果とみなされる。収束法によるMTFは、濃度の違いにより若干異なっているが、実験誤差範囲内といえる。また、結合法に比べ、低空間周波数領域においてやや低い値を示し、2 cycles/mm以上の空間周波数領域では逆に僅かに高い値を示している。しかし低空間周波数領域における僅かの差を除くとほぼ一致した結果を示しているといえる。

5. 考 察

杜下らは、非対称惠のMTFを矩形波チャートによって濃度域を0.5ごとに区切って測定し、線形化は正確に行わずに、簡易的に比較している^{8,9)}。しかし、著者らは、矩形波チャートの鉛厚を変化させて鉛厚が零のMTFを推定するコントラ

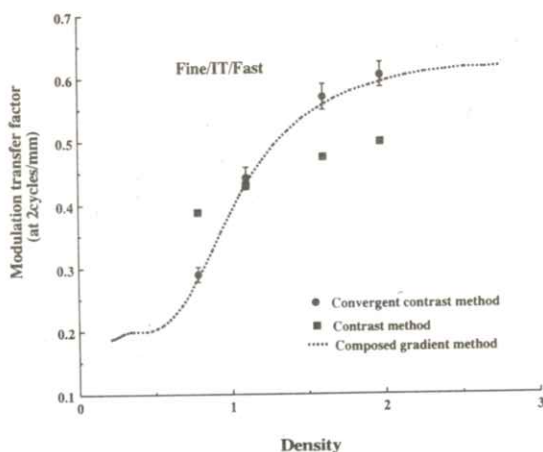


Fig. 10 Comparison of MTFs of Fine/IT/Fast system with convergent contrast method and composed gradient method and contrast method at spatial frequency 2 cycles/mm for density domain.

スト収束法を提案し、これによってMTF計測を行った。その結果、グラディエント結合法（あるいはnormalized CTF法）を適用したMTFとほぼ同一な結果が得られた。このことは、矩形波チャートの鉛厚が零のMTFを推定することで、線形化が行われた結果によるものと考ええる。

ここで、増感紙-フィルム系の単位面積当たりの平均入射光量子の数（X線照射線量）を E とし、平均からの微小な光量子数の差を ΔE とする。写真濃度における微小な濃度差を系全体で ΔD 、全面系で ΔD_F 、後面系で ΔD_B とすると、写真濃度の加法性 $D = D_F + D_B$ によって、

$$\Delta D = \Delta D_F + \Delta D_B \quad (6)$$

が成立する。 ΔE が十分に小さいことを前提にすれば、

$$\begin{aligned} \Delta D &= \log_{10} e \cdot G \cdot \frac{\Delta E}{E} \\ &= \log_{10} e \cdot G_F \cdot \frac{\Delta E_F}{E} + \log_{10} e \cdot G_B \cdot \frac{\Delta E_B}{E} \quad (7) \end{aligned}$$

となつて、

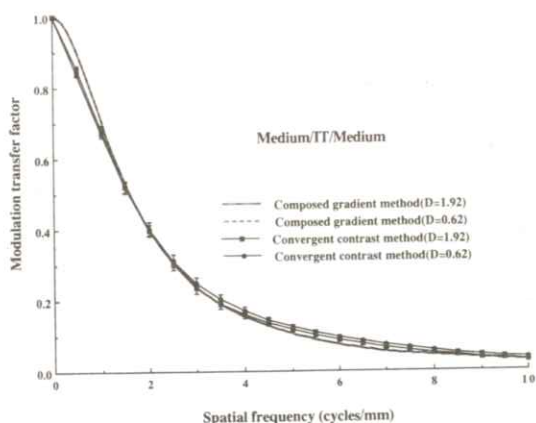


Fig. 11 Comparison of MTFs of Medium/IT/Medium system with convergent contrast method and composed gradient method at density 0.62 and 1.92.

$$\Delta E = \Delta E_F \cdot \frac{G_F}{G} + \Delta E_B \cdot \frac{G_B}{G} \quad (8)$$

が得られる。ここで増感紙-フィルム系に入射するX線量の微小な変化分 ΔE は、システムの前面系、後面系のそれぞれに入射するX線量の微小な変化分とグラディエントの寄与率の和で表され、微小なX線強度差における非対称系の結合法が成立することが示唆される。

一方、増感紙の組み合わせが同一のシステム：Medium/IT/Mediumでは、収束法と結合法で求めたMTFは、濃度1.92と0.62のいずれかにおいてもほとんど同一の値を示した。このことは、ITフィルムの前面・後面におけるMTFが殆ど1.0であるとすれば、システムの両面に同一の増感紙を用いていることから、式(1)によって、

$$MTF(u) = \left(\frac{G_F + G_B}{G} \right) \cdot MTF_F(u) = MTF_F(u) \quad (9)$$

ここで、 $MTF_F(u) = MTF_B(u)$

となり、MTFは、濃度に関係なく一定の値を示す。したがって、収束法による濃度1.92と0.62のMTFの僅かな違いは、測定誤差によるものと考えられる。

また結合法は、現在、漂白剤を用いてフィルム乳剤層の反対側を剝離することで、比較的容易にシステム全体のMTF計測が可能である。しかし、このことは、完成された画像を破壊する行為であり、フィルムの支持体に化学変化や着色などの外因子が生じないことが前提となっている。このことを今後開発されるものを含めて、すべてのフィルム系に対して期待した議論に終始することはできない¹⁾。このような観点から、収束法によるMTFの計測は、矩形波チャートの角穴部と吸収体部の濃度を均一に調整するなどの実験的にいく

ぶん煩雑な面もあるが、結合法との結果がほぼ一致しているので有用であり、乳剤層の剝離が不可能なシステムが登場したときも、最終的な手段としても欠くことはできない手法と考える。

6. 結 論

非対称増感紙-フィルム系のMTFの計測において、グラディエント結合法（あるいはnormalized CTF）は、フィルムの乳剤面を剝離するという画像を破壊する行為によって行われる。しかし、著者らのコントラスト収束法では、処理の過程で線形化がなされており、しかもグラディエント結合法の結果とよく一致している。したがって、この方法は、非対称増感紙-フィルム系のMTFの計測法として有用であり、普遍性をもたらすものと考えている。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究に終始懇切なる指導と教示をいただいた国立療養所刀根山病院、技師長 若松孝司先生に深甚なる感謝の意を表します。また、本論文を投稿するにあたり、校閲と指導を賜りました川崎医療短期大学 山下一也教授に心より感謝の意を表します。

文 献

- 1) P.C.Bunch : Proc SPIE, 1653, **46**, (1992)
- 2) 岡田 弘治, 若松 孝司, 福井 豊, 他 : 日放技学誌, **52**(2), 645-651, (1996)
- 3) 岡田 弘治, 若松 孝司 : 日放技学誌, **48**(4), 640-642, (1992)

- 4) 若松 孝司, 岡田 弘治 : 日放技学誌, **50**(3),
371 - 378, (1994)
- 5) Richrad Van Metter : Med. Phys., **19**(1),
53 - 58, 1992
- 6) K. Doi : Phys. Med. And Biol. **18**, 863,
1973
- 7) 土井 邦雄 : 応用物理, **35**(8), (1966)
- 8) J. Morishita, H. MacMahon, K. Doi, et
al : Med. Phys. 21(11), 1769 - 1775, (1994)
- 9) 杜下 淳次, 土井 邦雄 : 医画情誌, **14**
(115), 39 - 59, 1997
- 10) 岡田 弘治, 福井 豊, 西松 和彦 他 : RAD,
37, 30 - 35, 1992
- 11) 畑川 政勝, 吉田梨絵 : **38**(6), 830 - 834,
1982

I 秋季（第122回）大会記事

秋季（第122回）大会を下記のように開催しました。

日 時 平成10年11月14日（土） 9：15～17：00
場 所 （午前）アクトシティ浜松研修交流センター 4階401会議室
（午後）アクトシティ浜松コンgresセンター 4階41会議室

11月14日（土）

午前：研究発表会

- 1) X線CT装置90°散乱X線からの一次X線の逆算
山崎隆治、松本政雄、山本明秀、宮島悟史。金森仁志*
阪大・医・保健、*福井工大・工
- 2) MRIのスライス厚測定（RF波形とNEMA規格によるスライス厚測定法比較）
森田英稔、武藤晃一、山口弘次郎、江本 豊*、小原 健、片田和廣、古賀祐彦*
藤田保健大・衛生、*藤田保健大・医・放
- 3) X線写真に対する視覚のエッジ強調効果(2)
長谷川敏康、浅井義行*、窪田英明**、松本政雄**、金森仁志
福井工大・工・電気、*近畿大学病院・放、**阪大・医・保健
- 4) 片面乳剤システムにおけるX線エネルギー依存性の検討
天野貴司、末森慎治*、荒尾信一、北山 彰、林 明子、山下一也
川崎医療短大、*川崎医大付属病院・中央放
- 5) 視覚によるボケの最小認知
林 明子、天野貴司、荒尾信一、北山 彰、山下一也
川崎医療短大
- 6) ウェーブレット変換を用いた3次元医用画像データの圧縮
平木啓愛、中森伸行、吉田靖夫
京都工繊大・工芸
- 7) シミュレーションによるWavelet-encoded MR Imagingの基礎的画質評価
上坂大輔、武藤晃一、山口弘次郎、江本 豊*、小原 健、片田和廣、古賀祐彦*
藤田保健大・衛生、*藤田保健大・医・放
- 8) 3次元画像を対象としたコンピュータ支援診断システムの構築
山口達也、吉田幸司、中森伸行、吉田靖夫
京都工繊大・工芸
- 9) 藤田保健衛生大学病院の医療画像電子について
中村和彦、武藤晃一、山口弘次郎、江本 豊*、小原 健、片田和廣、高橋正樹*、
古賀祐彦*
藤田保健大・衛生、*藤田保健大・医・放

- 10) R O C 解析教育におけるデジタルコンテンツの作成
三輪宗史、鬼本恵子、金場敏憲、野原功全、喜多紘一*
国際医療福祉大、*東京工大・像情報工学
- 11) 濃度値を用いた R O C 解析による胸部腫瘤状病変の検出能の評価
荒尾信一、天野貴司、林 明子、北山 彰、山下一也
川崎医療短大
- 12) 新生児頭部超音波動画像のオプティカルフロー解析
福澤理行、久保宏樹、山田正良、狐塚善樹*
京都工繊大・電子情報、*済生会兵庫県病院・小児
- 13) 心室中隔断面壁運動解析
中村嘉男、武藤晃一、山口弘次郎、近藤 武*、江本 豊*、小原 健、片田和廣、
古賀祐彦**
藤田保衛大・衛生、*藤田保衛大・医・循環器内科、*藤田保衛大・医・放

午後：特別企画シンポジウム

コンピュータ支援診断（C A D）の現状と将来

「C A Dはここまで進歩した。将来像は？」

- (1)医学・医療の自動化（コンピュータ化）はなぜ必要か。
- (2)C A Dの画像診断や治療の変革にどう対応してゆくか。
- (3)C A Dの定義と名称。

Computer As a Diagnostician ?

- (4)C A Dにできること、できないこと。
- (5)究極（最高）のC A Dとはどんなものか。
- (6)放射線部における診断精度（誤診）の管理。
- (7)C A Dに対する法規制の問題。
- (8)C A Dと医師診断のCompetition.

Second opinion, Third opinion の集約法。

- (9)C A Dの論理・数理と神の摂理。

座 長：前滋賀医科大学放射線科 山 崎 武

シンポジスト：

名古屋大学大学院工学研究科 鳥脇 純一郎

国立名古屋病院放射線科 遠藤 登喜子

（両先生によるテーマ(1)～(8)について、合同講演形式）

岐阜大学工学部応用情報学科 藤田 広志

（マンモグラムC A Dの現状）

医用画像情報学会名誉会長 内田 勝

（テーマ9について）

Ⅱ 第122回理事会議事録

日 時 平成10年11月14日（金） 12：30～13：30

場 所 アクトシティ浜松コンgresセンター

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

議 題

- 1) 平成11年度秋季（第125回）大会の開催に関しては、広島県立保健福祉短大の滝川理事
にお世話をお願いすることとした
- 2) 平成10年度表彰選考委員長に長谷川顧問を選出した
- 3) 編集業務はこれまで総務理事が兼務していたが、編集担当の常務理事を来年の役員改選
から選出することとした
- 4) 学会事務の多忙化にともない、事務局にパートの事務員を採用できることとした。なお
採用は平成11年度からとし、勤務は週に1日程度とすることにした。
- 5) 論文賞、奨励賞の次点論文の扱いに関して、規程では次年度に候補論文としての資格は
ないことになっているが、受賞論文と次点論文の投票数が拮抗する場合には、選考委員
会の承認を経て次年度の候補論文として推薦される場合もあることとした
- 6) 学会運営に関し財政上の逼迫から、収入増を図るため別冊代に多少の負担をお願いする
こととした。実際の金額に関しては事務局で検討することとした。
- 7) 当日会費に関してはこれまでの会員 500円、非会員 1,000円を会員 1,000円、非会員
2,000円とすることとし、なお学生はこれまでどおり無料とすることとした

新 入 会 員

No.	氏 名	勤務先および所在地	電話・FAX
518	唐木田 一 成	東海大学医学部口腔外科学 〒259-1100 神奈川県伊勢原市望星台	TEL 0463-93-1121 (内線243)
519	宮 地 利 明	名古屋市立大学病院中央放射線部 〒467-0001 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1	TEL 052-851-5511 FAX 052-851-4801
520	川 下 郁 生	広島国際大学保健医療学部診療放射線学科 〒724-0695 広島県賀茂郡黒瀬町学園台555-36	TEL 0823-70-4588 FAX 0823-70-4542

賛 助 会 員

平成9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 芝
東 洋 メ デ ィ ッ ク (株)

トムソン-CSFジャパン(株)
日 本 コ ダ ッ ク (株)
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

役 員

会 長	金森 仁志 (福井工業大)	
名誉会長	内田 勝	名誉顧問 立入 弘
顧 問	竹中 榮一 (関東労災病院)、長谷川 伸 (東京工芸大)	
総務理事	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 (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)、和田 卓郎 (松本歯大)	
	〔会社関係〕 青木 雄二 (化成オプトニクス)、加藤 久豊 (富士フィルム)、 小池 功一 (日立メディコ)、杉本 博 (東芝)、細羽 実 (島津)、 松井 美楯 (ユニカ)	
監 事	津田 元久 (東京工芸大)、樋口 清伯 (大阪産業大)	

編 集 後 記

長雨や台風の上陸など、この夏の異常気象が野菜の高値を呼び、みずみずしい青野菜を我が家の食卓から遠ざけて久しい気がします。そんな折り、中2の娘が急性虫垂炎で入院してしまいました。血液検査に始まり、腹部単純撮影やらCT撮影やらエコーやら診断情報満載の結果、「良く分からないのですが多分虫垂炎か腸炎でしょう…。」との診断結果でした。お腹を触り、生活状態や食事内容を聞き、聴診器一つで膨大な経験則から診断していた名医は、やはり時代の流れの中に消滅してしまったのでしょうか。

雑誌の編集作業は丹羽先生のおかげで今回も順調に運んでおり、益々他力本願が染み付いてしまいました。雑誌の発送は1月7日を予定しており、気忙しい中、編集作業が目下鋭意進捗中です。

去る11月14日、第122回秋季大会が浜松の小島先生のお骨折りでアクトシティ浜松にて開催されました。今回は、断層映像研究会との連続開催やCADに対するシンポジウムも行われ、学会の新しい試みとして記念すべき大会となりました。

1月の学会は大阪大学の松本先生のお世話で開催予定です。冬の大阪での学会へ多数の御参加をお待ちしています。

(山田)

ホームページ <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/mii/>

編 集 委 員

丹 羽 克 味 (明海大)
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)

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成11年(1999)1月7日発行

編集兼発行 丹 羽 克 味
発 行 所 医用画像情報学会
〒350-0283 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
〒350-0831 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：〒350-0283 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、自宅住所）異動届

年 月 日

会員番号

氏 名

印

旧勤務先、所属 ふりがな

新勤務先、所属 ふりがな

新勤務先住所〒

TEL

FAX

旧自宅住所〒

新自宅住所〒

TEL

FAX

（注：勤務先、所属、自宅住所のうち変更した箇所のみ記入してください。）

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

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

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

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

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著 作 権

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

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
- デライトシステム
- イメージファイリングシステム
- ダイレクトディジタイザ

コニカ株式会社

メディカルイメージング事業部

札幌支店・メディカルイメージング課 060 札幌市中央区北3条西1-1-1 ナショナルビル
東北支店・メディカルイメージング課 983 仙台市宮城野区福岡5-12-55 仙台ソフトウエアセンタービル
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 名古屋五小路ビル

関西支店・メディカルイメージング課 542 大阪市中央区西心斎橋1-5-5 千代田生命御堂筋ビル
中国支店・メディカルイメージング課 730 広島市中区中町8-6 フジタビル
四国支店・メディカルイメージング課 760 高松市古新町2-3 三井海上高松ビル
九州支店・メディカルイメージング課 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1 住友海上福岡ビル
本社・営業部 163-05 東京都新宿区西新宿1-26-2

光と語る。

光の技術集団、浜松ホトニクス。
光技術を通じて医学に、ひいては人間社会
に貢献するため、今日もたゆめぬ研究開発
を続けています。



HAMAMATSU

営 業 品 目

- 光電子増倍管
- 光源
- 撮像管
- 半導体光センサ
- 画像処理、計測装置

浜松ホトニクス株式会社

本社事務所 〒430 浜松市砂山町325-6(日生駅前ビル) ☎(053)452-2141
東京支店 ☎(03)3436-0491 大阪営業所 ☎(06)271-0441

KYOKKO

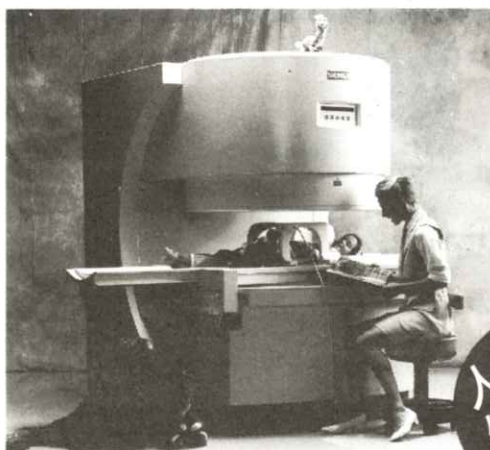
安全と健康を願う心から

増感紙 蛍光板 防護エプロン TLD X線アナライザ MO

化成オプトニクス株式会社

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

SIEMENS



世界初のオープンタイプMRI

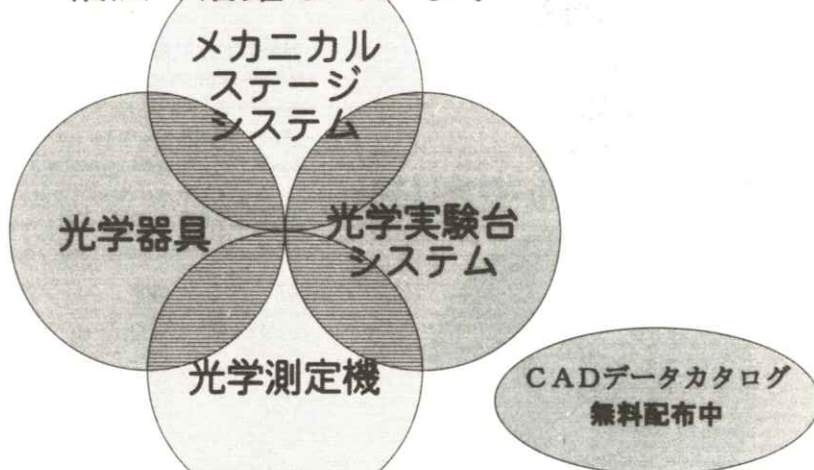
- イージーアクセス、フリーコミュニケーション実現
- どんな部位でも、マグネットの中心でイメージング可能
- 前後左右に自由に可動するフリーテーブル機構採用
- 関節を動かしてのモーションスタディに最適
- 新型フラット型アクティブシールド傾斜磁場コイル採用
- 広範囲にわたる磁場均一性実現
- 最新アプリケーション対応

人に優しい **MAGNETOM Open**

シーメンス旭メディテック株式会社

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

中央精機の製品は研究機関・生産技術・製造部門で
幅広く活躍しています



 **中央精機株式会社**

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-5 及川ビル

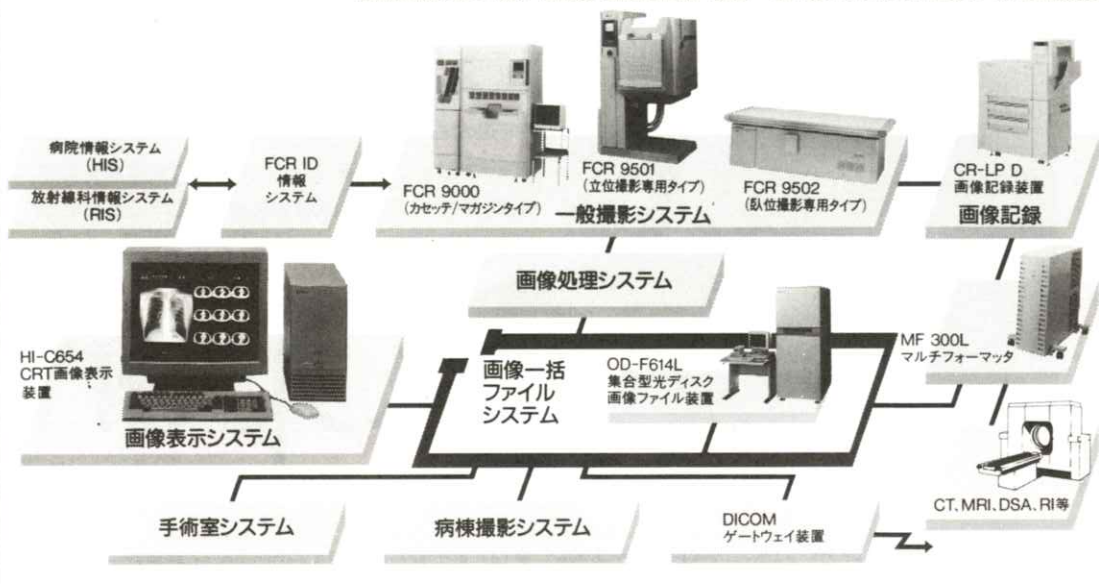
TEL03-3257-1911 (代) FAX03-3257-1915

X線画像情報のデジタル化により医用画像の一元管理を実現する

FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY

FUJI E-DMSネットワーク Expanding

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



富士写真フイルム株式会社 お問い合わせ先 総発売元 富士メディカルシステム株式会社 東京都中央区銀座7-13-8 第2丸高ビル 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、各拠点で協力しながら、その解決策を探り、最新鋭の技術で具現化します。私たちの活動に国境はありません。GE横河メディカルシステムは、国際的に卓越した製品、イメージ、サービスをお届けします。

CT

全身用コンピュータ
断層撮影装置
ProSeed EF
ProSeed Accell EI
Lemage
Legato
PreSage
CTLuminex
Ei
CTMAX640
CTHiSpeed Advantage

MR

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

NUCLEAR

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

X-RAY

X線撮影装置
アドバンテックスLC-IP
アドバンテックスLC
アドバンテックスLCV/LCN
アドバンテックスAFM/AFM-IFC
アドバンテックス2DLX
セクタラ70MR
セクタラ7500T/600TFD/
セクタラHF
ステノスコア9000/6000
ステノスコアLE
AMX-4
GM-1215
フレシオ900/700

ULTRASOUND

超音波診断装置
LOGIQ700
LOGIQ500
RT5000シリーズ
RT4500
RT1mo
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

THOMSON-CSF JAPAN K.K.

取扱品目

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

お問い合わせ：〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル

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

FAX: 03-3264-6696

輸入販売元：トムソン シーエスエフ ジャパン(株)電子管事業部

国際品質保証規準 ISO 9002 取得

製造元：トムソンチューブエレクトロニクス社

国際品質保証規準 ISO 9001 全工場取得

HITACHI MEDICAL CORPORATION



見えますか？ 生命の尊さ...

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



株式会社 日立メディコ

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

SHIMADZU

Solutions for Science
since 1875

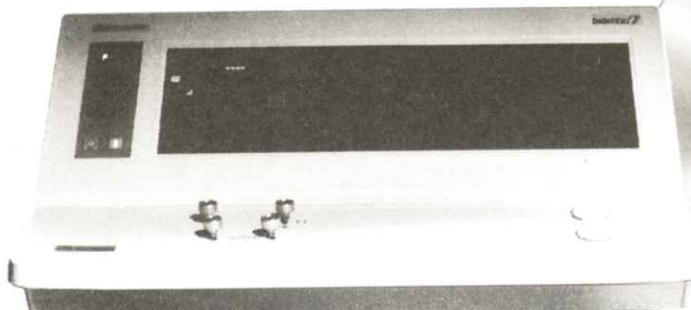
真のフィルムレスを追及する最新のテクノロジー

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・高速収集で好評を頂いておりますDIGITEXシリーズ。

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



CD-R標準装備



島津製作所

インターネットで最新の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金町1 ☐ 医用機器事業部 (075) 823-1271

- M E M O -



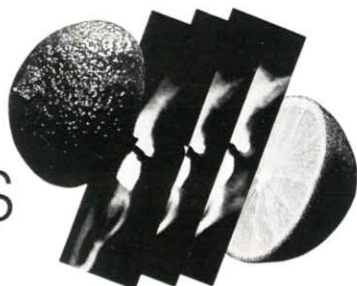
いりぐち。

病気をいりぐちでいせど、
いりぐちを大切にする。
そしておめえ様を
気持ちよくお迎えする。
これからモリタのテーマです。

食べる。かむ。はなす。
くは。ひく。
エネルギーとミネラルの
はじまりです。

 **モリタ**

SIEMENS



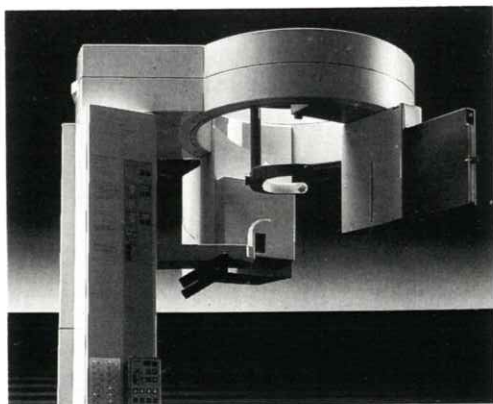
Orthophos PLUS

パノラマX線撮影装置

承認番号 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。

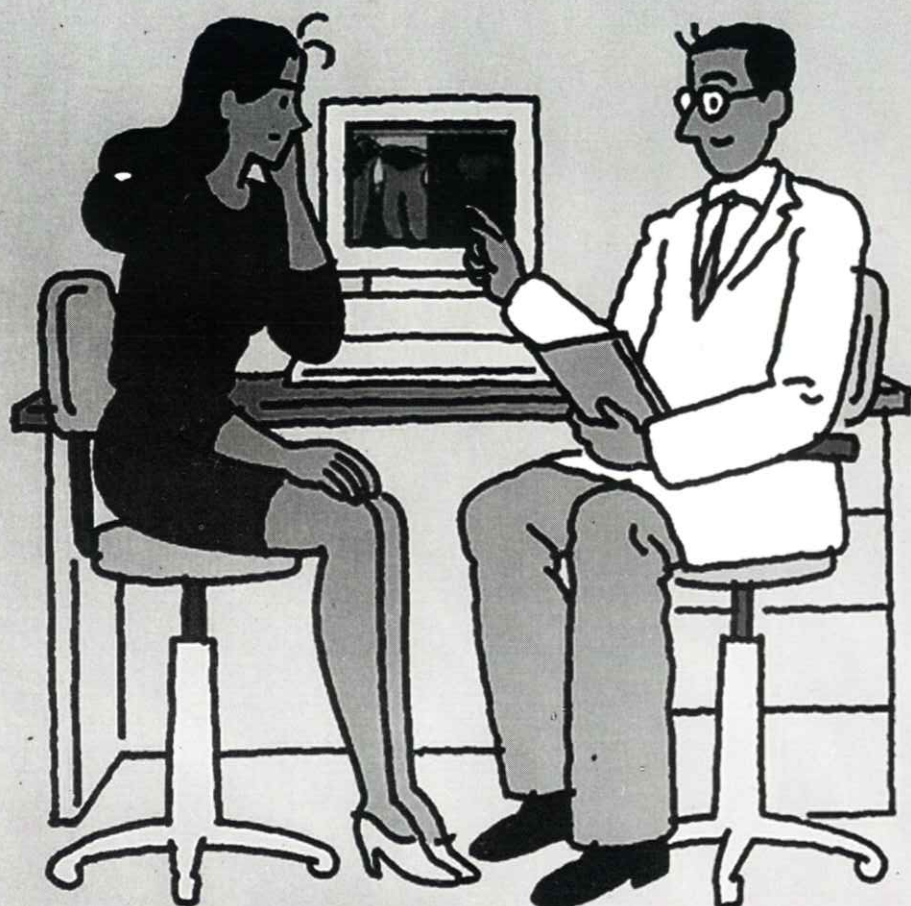


株式会社 ジーシー

GC

〇 I C ● (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)441-1266

手
に
取
る
よ
う
に
説
明
で
き
る、
患
者
さ
ん
に
やさしいシステムです。



保
険
適
用

患部が実際どのようになっているのか。
それをどのように治療するのか。
コンピュータは、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、明快的説明ができます。
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】

COMPURAY



株式会社 **ヨシダ**

東京都台東区上野7-6-9 TEL03-3845-2941