

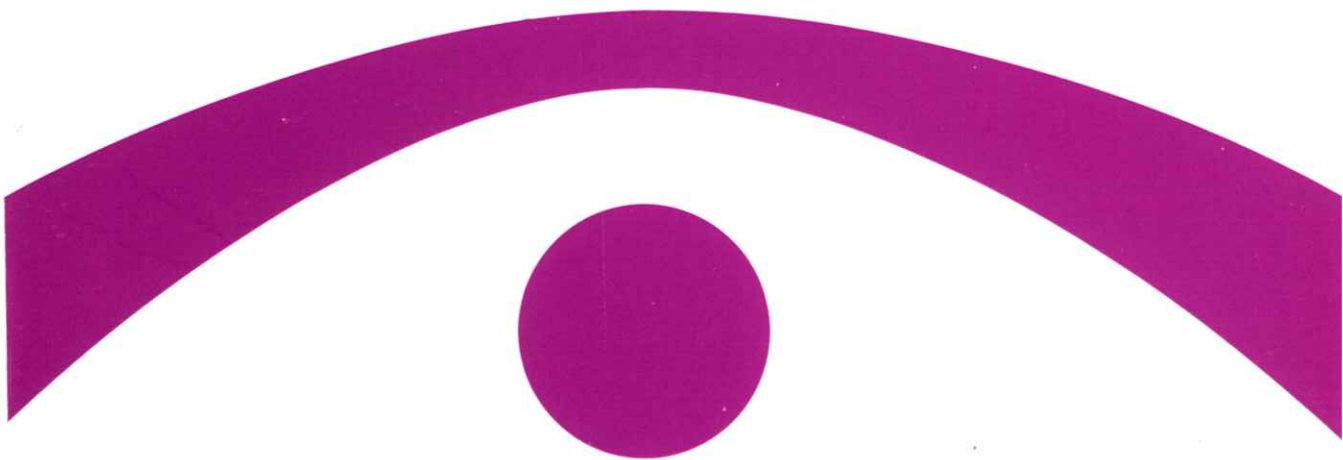
ISSN 0910-1543

医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻83号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 3 No. 2 May 1986



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第3巻第2号 1986年5月

目 次

会 告		
昭和61年度医用画像情報学会総会および第85回研究会の案内		会告 1
86回研究会の演題伺い — 特別講演会の案内 — その他		会告 2
特別講演資料		
画像と計測 — その教育：千葉大学の場合	 久保 走一	57
論 文		
Construction of the Serial-Exposure Type of High Intensity Flash X-ray Generator Having Variable Energies for Biomedical Radiography	 Eiichi SATO, Hiroshi ISOBE, Shokou OIKAWA, Toru YANAGISAWA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA, Shogo SUZUKI, Hiroshi SEINO, Hiroyasu ARAI, Hisakatsu ENDO, Yoshinori AIZAWA, Yasuaki YUNOKAWA, Keiichiro SUZUKI and Fumihiko HOSHINO	62
スクリーン・フィルム系の MTF 測定法の検討	 犬井 正男・安部 真・三宅 洋一・久保 走一	74
被写体表面位置での照射線量と mAs 値の管電圧脈動率依存性 — スペクトルからの計算 —	 松本 政雄・金森 走一	81
胃内視鏡の色再現特性とその改善	 鶴岡 建夫・三宅 洋一・久保 走一・原 忠義・藤井 彰	89
三次元表示を目的とした多層 CT 像の補間	 岡田 勝行・亀井 啓一・太田 宏明・小瀬 輝次	102
連続系との対応を考慮した離散系でのラドン変換	 大木 繁・大山 永昭・辻内 順平・本田 捷夫	112
視覚特性を考慮したノイズ劣化画像の復元	 中森 伸行・木下 律郎・中原 雅尚・金森 仁志	120
会 報		
研究会記事 — 理事会報告 — 新入会員名簿 — 会員移動		131
賛助会員名簿		133

**Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences**

Vol. 3 No. 2 May 1986

Contents

Invited Lecture

- Image and Instrumentation — The Education: In the case of Chiba
University Souichi KUBO 57

Original

- Construction of the Serial-Exposure Type of High Intensity Flash
X-ray Generator Having Variable Energies for Biomedical
Radiography Eiichi SATO, Hiroshi ISOBE, Shokou OIKAWA,
Toru YANAGISAWA, Haruo OBARA, Yutaka OHTA,
Shogo SUZUKI, Hiroshi SEINO, Hiroyasu ARIMA,
Hisakatsu ENDO, Yoshinori AIZAWA, Yasuaki YUNOKAWA,
Keiichiro SUZUKI and Fumihiko HOSHINO 62
- A Study on the MTF Measurement Methods of the Radiographic
Screen-film System
. Masao INUI, Makoto ABE, Youichi MIYAKE and
Souichi KUBO 74
- Dependence of Relative Exposure at Surface Position and mAs Values
on High-Voltage Ripple-Rates — Estimated from X-ray Spectra
. Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 81
- Analysis and Improvement of Color Reproduction in Endoscopic Images
. Takeo TSURUOKA, Youichi MIYAKE, Tadayoshi HARA,
Souichi KUBO and Akira FUJII 89
- Interpolation of CT Images for Three Dimension Display
. Katsuyuki OKADA, Keiichi KAMEI, Hiroaki OHTA
and Teruji OSE 102
- Analysis of the Radon Transform in the Discrete Field
. Shigeru OHKI, Nagaaki OHYAMA, Jumpei TSUJIUCHI
and Toshio HONDA 112
- Restoration of Noisy Images Based on a Subjective Visibility Function
. Nobuyuki NAKAMORI, Ritsuro KINOSHITA,
Masanao NAKAHARA and Hitoshi KANAMORI 120

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences
Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

昭和61年度医用画像情報学会総会および第85回研究会のご案内

昭和61年度医用画像情報学会総会ならびに第85回研究会を下記のように開催します。奮って御参加下さい。

- 日 時 昭和61年6月7日(土) 10:00～17:00
- 場 所 大阪大学 歯学部 大講義室(地図参照)
〒565 吹田市山田丘1-8
TEL 06-876-5711
- 特別講演 10:00～11:00
角度制限下でのコンピューテッド・トモグラフィ
大阪大学工学部 河 田 聡 先生
- 見 学 11:00～12:00
大阪大学工学部応用物理工学科一岡研究室
- 総 会 13:00～13:30
議題 1) 昭和60年度事業報告・会計報告
2) 昭和61年度事業計画・予算案
3) 会則改正
名誉会員の条項を2章(役員)から3章(会員)に移す。
常務理事会と理事会に会長を加える。
4) 表彰規定の制定とそれに伴う細則の改正。
5) その他
- 研究発表 13:30～
発表の演題は別紙を参照して下さい。

会場案内図



第 8 6 回 研 究 会 演 題 伺 い

第86回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和61年10月4日(土)

場 所 愛知医科大学

演題〆切 昭和61年8月30日(土)

申 込 先 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科内 医用画像情報学会

TEL 075 (791) 3211 (内584, 585)

(なるべく、文書でお願いします。)

特別講演会(予定)のご案内

この特別講演会は、本会の国際交流事業として、日本写真学会西部支部主催の講演会に協賛するものです。奮ってご参加下さい。

日 時 昭和61年7月21日(月) 14時～16時

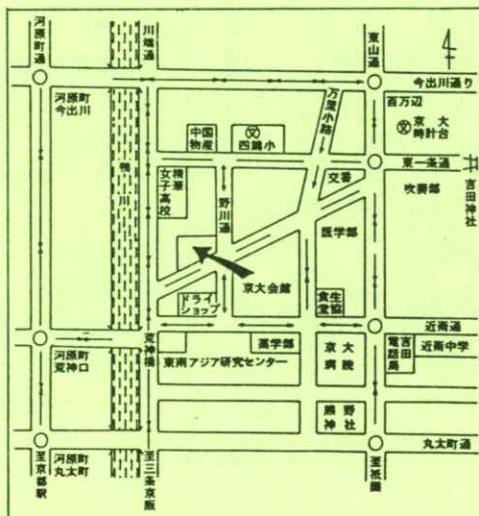
場 所 (〒606 京都市左京区吉田河原町) TEL 075-8311

演 題 画像記録の保存(予定)

講 演 者 Dr. C.C.Bird または Dr. Huttemann (Eastman Kodak Co.)

なお、講師の都合で、日時、場所が変更になる可能性がありますので、参加ご希望の方は事前(6月中旬以後)に必ず事務局にお問合わせ下さい。

TEL 075-791-3211 (内線 585:金森, 584:中森)



- ・京都駅より
市バスA2のりば(206) } 東一条下車
 - ・四条京阪より
(南座向い)(201)(31) }
 - ・三条京阪南口より 京都バス
5番のりば
出町柳経由系統 荒神口下車
- 「お願い」
上記所在地をお確めの上お越し下さい。

——— 投 稿 規 定 の 制 定 ———

昭和59年6月に医用画像情報学会と名称変更して以来、編集委員会を設置して、研究会で発表された内容を編集委員会で審査し、さらに提出された原稿をも審査してから掲載していましたが、60年10月13日の理事会で投稿規定を定めました。

今回、新しく、直接投稿もできるように明文化しましたので、奮って投稿して下さい。

投稿規定を雑誌裏表紙の内側に掲載しましたので、投稿される方は、それを参考にして下さい。なお、規定の原稿受理年月日を、規定3.1の原稿では定例研究会の日とし、3.2の原稿では事務局到着の日とします。

——— 昭和61年度会費納入と会員勧誘のお願い ———

昭和61年度会費納入を、お願いします。送金には、会誌3巻2号に同封した郵便振替用紙等を利用して下さい。なお、60年度会費未納の方は、61年3月末迄に納入されないと退会扱いとなりますので御注意下さい。

また、60年度には多くの方が本会に加入されました。更に本学会を発展させていくため、会員の皆様の周りに、本会に入会を希望されている方がおられましたら、入会するようお勧め下さい。入会申し込み用紙を会誌に綴じ込みましたので希望者に配付（コピーでも可）していただけるようお願いします。

振替 京都1-32350 医用画像情報学会

——— 外国人の講演会について ———

本会では、国際交流事業として、外国人の講演会に必要な費用の一部を補助しています。候補者があれば、事務局に申し込んで下さい。なお、今のところ、講演会だけの通知を会員全員に発送することは出来ません。会誌に掲載する関係上、下記の表を目安として早い目に、手続きをして下さい。他学会に協賛する方式でも結構です。

申込〆切	3月下旬	7月下旬	11月下旬
会誌発行	5月中旬	9月中旬	1月中旬

画 像 と 計 測

その教育：千葉大学の場合

久 保 走 一

千葉大学工学部画像工学科 〒260 千葉市弥生町1-33

(1986年3月13日 受理)

Image and Instrumentation

— The Education: In the Case of Chiba University —

Souichi KUBO

Department of Image Science and Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University

1-33 Yayoichō, Chiba 260 Japan

(Received March 13, 1986)

This is a brief introduction to image science and engineering education at Chiba University. A short history and the present status of the education are given, and an outline of the newly established PhD program in image science is described.

1. はじめに

科学技術における画像の応用は重要性を増している。写真が物体の精密で正確な描写をする能力を持つことから、写真画像は古くから科学研究の分野で利用された。また、視覚の領域を超えた画像形成にも写真は有用であり、この分野での応用も広汎に行われている。

現在では、銀塩感光材料以外の多くの画像形成システムが、科学研究や産業の領域で利用され、先端技術を支える重要な tool として認識されるようになった。また、情報記録の media として

の価値も極めて大きい。

我国における画像技術の発展は今後ますます期待されるものであるが、ここに画像に関する技術教育について千葉大学の場合を紹介するものである。

2. 小 史

画像システムの最も基本型である写真の教育が我国で始まったのは、1908年東京帝国大学工学部、1910年京都帝国大学工学部において共に写真化学の講座が開かれた時と考えられる。写真の技術教

育は此れより少し後れて1915年に東京美術学校（現・東京芸術大学）に設置された臨時写真科から始まった。

現在の千葉大学工学部画像工学科は、この東京美術学校臨時写真科にそのルーツを求めることができる。

当初、芸術的な応用を主眼として設置された臨時写真科は、1926年に東京高等工芸学校（現・千葉大学工学部）に移管され、印刷工芸科写真部、写真工芸科、写真工業科など時代の移り変りと共に名称を変更し、新制大学として千葉大学に統合されて後も、工業化学科写真映画専攻、写真印刷工学科、写真工学科などの名称を経て、今日の画像工学科に至っている。

この間に教育内容も大幅に変遷し、当初の写真芸術教育から、現在のように写真をその一部に含む画像工学になった。その内容を講座構成から示すと表1のようになる。

表1 千葉大学工学部画像工学科の構成

画像工学科	1 - 写真工学講座
	2 - 写真化学・応用写真講座
	3 - 応用画像工学講座
	4 - 画像計測工学講座
	5 - 視覚工学講座
	6 - 写真工芸科学講座
	7 - 感材技術学講座

現在の千葉大学工学部には、画像技術の教育に関係する学科として上記以外に画像応用工学科がある。この学科は印刷技術の教育を主体として発展してきたもので、そのルーツは東京高等工業学校（現・東京工業大学）に求めることができる。

画像応用工学科の講座構成は表2のようになる。

表2 千葉大学工学部画像応用工学科の構成

画像応用工学科	1 - 画像形成工学講座
	2 - 印刷工学講座
	3 - 応用印刷工学講座
	4 - 画像材料学講座
	5 - 製版技術学講座
	6 - 印刷技術学講座
	7 - 画像技術学講座

3. 千葉大学における画像関連教育の概要

前項に記した画像工学科および画像応用工学科を基盤とする大学院工学研究科・写真工学専攻および印刷工学専攻（ともに修士課程）と、さらに広い範囲の境界領域を包含する大学院自然科学総合研究科・生産科学専攻および数理・物質科学専攻（ともに博士課程）が千葉大学において画像の研究および教育に関係する部分である。これらを整理すると表3のようになる。

表3 千葉大学における画像関係の学科・課程

工 学 部	画像工学科
	画像応用工学科
大学院修士課程	写真工学専攻
	印刷工学専攻
大学院博士課程	生産科学専攻
	数理・物質科学専攻*

*（昭和62年度開設予定）

上表のうち、大学院修士課程は工学部における

講座を基盤とする積上げ方式である。これに対して、大学院博士課程は後期3年の独立した課程である。この自然科学総合研究科は、生産科学専攻、数理・物質科学専攻、環境科学専攻から構成され昭和61年度から3年間に亘って1専攻ずつ開設されることが予定されている。

昭和61年度より開設される生産科学専攻は、生産工学、システム工学、計測情報科学、生物生産基礎科学、生物工学、生物資源生産学の6講座から成り、ともに大講座制となっている。これらの講座のうち、画像および計測に関係を持つのは計測情報科学講座である。その講座における研究分野は表4の如くである。

表4 計測情報科学講座の構成（研究分野）

計測情報科学講座	画像計測
	画像評価
	視覚情報科学
	医療情報科学
	波動情報処理科学
	情報伝送工学
	言語行動解析

上表の研究分野に示されるように、計測情報科学講座は、画像工学、電子工学、医学、心理学、言語学という広汎な領域を包含し、その教員構成も工学、医学、文学、教育学の各学部にも亘っている。

上記の各研究分野の内容の概要を次に記す。

○画像計測：画像計測の特色は、空間的には面計測、時間的には時間凍結、さらに非接触計測であることにあり、その応用範囲は広いが

当研究分野では主として光学パターン計測、センサーによる計測、画像データ処理、さらに将来を見通した擬似視覚計測の基礎研究を行う。講義は次に示す内容で開講される。

（画像光学）；画像形成、表示、情報処理における光学的手法、たとえば、光学結像、ホログラフィー、光学的画像処理など。

（画像計測論）；画像計測の意義、特色などの概要およびホログラフィーなどを利用する光学パターン計測の基礎と応用など。

（画像処理論）；色彩画像を中心として、画像情報のデジタル変換、処理、解析法についての基礎から応用まで。

○画像評価：工学システムによる再現画像の物理的、心理物理的評価ならびに心理計測の画像システム設計への応用。画像評価に基づくシステム解析、画像形成機器の自動化に関連した制御、計測、要素機器開発などの研究を行う。講義は次の内容で開かれる。

（画像再現論および評価）；画像システムの設計における物理評価、心理物理評価の問題、画像の主観評価とその客観化など。

（画像形成制御論）；画像評価システム概論、画像形成制御システム、画像形成機器・要素機器など。

（医療画像科学）；身体の種々の部位の超音波画像などに関し、コンピューター処理による解析法など。

○視覚情報科学：医学画像、宇宙画像などすべての像情報の利用・応用が視覚による判断・評価に基づくという基本的立場から、視覚に入力されるすべての動的・静的情報のデジタ

ル処理の手法、方式、応用について研究を行う。講義は次の内容で開かれる。

(視覚情報計測論) ; 視覚情報システムについて論じ、それらの計測法ならびに視覚と像との関連性について論ずる。

(情報処理論) ; 画像を含むすべての像の記録・伝送および処理の方法を論じ、さらに視覚との相互作用の効果について考察する。

○医療情報科学：基礎医学から臨床医学領域まで画像、図形、波形等各種形態の医療情報がある。これらの統合的かつ有効な活用と効率的な処理を行うために医学と工学の両面より情報計測、データベース化、特性解析、処理評価等を総合的に研究する。講義は次のように開設される。

(医療情報計測学) ; 医用変換器、医療情報計測、医療情報処理技術など。

(医療情報学) ; 医療データベース、医療知識ベース、計量診断学、医療統計解析、病院情報システム論など。

以上が計測情報科学講座の各研究分野の概要である。各研究分野には2～3名の教員が配置される。

昭和62年度より開設予定の数理・物質科学専攻には、数理科学、物質基礎科学、物質機能科学、物質構造分化科学、像形成科学などの大講座が予定されている。これらのうち、画像に関係するものとして像形成科学講座がある。この講座の構成を表5に示す。

表5 像形成科学講座の構成(研究分野)

像形成科学講座	電子画像形成工学
	写真画像形成工学
	印刷画像形成工学
	光機能性材料学
	印刷材料科学
	電子機能性材料学
	界面科学

表から分るように、像形成科学講座は従来からの電子画像、写真画像、印刷画像などに関する形成方式および材料に関する研究分野を包含し、おもに化学的側面の占める部分が大きい。しかし、多くの境界領域をもつ像形成科学の特色から各分野への有機的なつながりが考えられている。

4. ま と め

千葉大学における画像関連の研究と教育は、約 $\frac{2}{3}$ 世紀前に芸術の tool としての写真技術教育に始まり、現在では写真のみならずその後生れた多くの画像システムを包含した広範囲の領域に亘るようになった。特に、画像を科学研究の media あるいは tool として応用する場合を考えると、その学問的背景は従来の縦割の学問体系の束を、横にあるいは斜めに割った面のような内容となる。この観点から考えれば、本学の大学院自然科学総合研究科のように全学部から専門家を集めて専攻課程を構成することは極めて適切なものであると云えよう。したがって、将来は学部レベルの画像技術教育は極力基礎工学の領域にしばらく、工学的基礎学力の確かな技術者の養成を主体として、画

像に関する専門家の養成は大学院レベルで行うことが合理的であると考える。

以上、千葉大学における画像と計測に関連する

研究教育の概要を説明した。この分野の諸賢の御意見を賜るならば幸甚とするものである。

Construction of the Serial-Exposure Type of High Intensity Flash X-ray Generator Having Variable Energies for Biomedical Radiography

Eiichi SATO *¹, Hiroshi ISOBE *¹, Shokou OIKAWA *², Toru YANAGISAWA *²,
Haruo OBARA *², Yutaka OHTA *³, Shogo SUZUKI *³, Hiroshi SEINO *³,
Hiroyasu ARIMA *⁴, Hisakatsu ENDO *⁴, Yoshinori AIZAWA *⁵,
Yasuaki YUNOKAWA *⁵, Keiichiro SUZUKI *⁶ and Fumihiko HOSHINO *⁷

*1 Department of Physics, School of General Education, Iwate Medical University,
3-16-1 Honcho-dori, Morioka 020, Japan

*2 Department of Radiology, School of Medicine, Iwate Medical University,
19-1 Uchimarui, Morioka 020, Japan

*3 Department of Radiology, School of Biomedical Technology, Tohoku University,
1-1 Seryo-cho, Sendai 980, Japan

*4 Central Radiation Center, Tohoku University Hospital,
1-1 Seryo-cho, Sendai 980, Japan

*5 Fuji Medical System Co., Ltd., 7-13-8 Ginza, Tokyo 104, Japan

*6 Hokuto Machinery Co., Ltd., 4-6-3 Ohgi-machi, Sendai 983, Japan

*7 Konan Hospital, 4-20-1 Naga-machi-minami, Sendai 982, Japan

(Received October 13, 1960, in final form December 23, 1960)

The construction of a serial (triple) exposure type of high intensity flash x-ray generator having variable energies for biomedical radiography is described. This generator consisted of the following components: two high voltage generators (positive and negative), two voltage dividers, two types of high and low voltage pulsers with gas (SF₆) gap switches, small-sized trigger devices with a voltage of about -50 kV, a trigger control system with three light outputs with a time resolution of under a microsecond, a high power gas diode with three terminals using field emission, one turbo molecular pump, and two evacuated remote flash x-ray tubes, each of a new and different type with a coaxial cable. In the case of using a single flash x-ray tube, the pulsers were charged to the same or different energies from -100 kV to +100 kV by using two voltage dividers and were connected to the flash x-ray tube through a high power diode.

1. Introduction

The flash x-ray technique is a special kind of radiography that can be used in high speed studies to produce the complete stoppage of various phenomena such as ballistic events, crash injuries, explosions, and others^{1,2}. And several different types of the flash x-ray sources used in the radiography of various objects have been reported by previous authors²⁻⁶.

In the conventional x-ray generator with a hot cathode tube used for medical radiography, the x-ray tube current is of some milliamperes. The flash x-ray generator with a cold cathode tube using field emission must have a large current capacity of more than 10 kA to obtain high intensities for biomedical diagnosis, since it has an extremely short exposure time of less than 1 μ s⁷⁻¹².

In the application of the serial-exposure type of flash x-ray generator^{13,14} to biomedical radiography, high intensities are desired in order to obtain clear images even when using low dose digital radiography¹⁵. However, when using a stroboscopic x-ray source with a high voltage transformer which is switched at lower voltages, extremely low intensities are obtained because of the low current due to the high inductance and the electric resistance of the transformer^{2,16}. On the other hand, in the case of employing a repetitional pulsed flash x-ray source utilizing a high power supply, only low intensities are ob-

tained since this pulser has a small electrostatic energy due to the small capacity of the condenser for increasing the pulse frequency up to 10 Hz¹⁷.

In this paper, the construction of a triple exposure type of high intensity flash x-ray apparatus having variable energies and its principle of operation are reported.

2. Generator

2.1 X-ray pulse generator

A block diagram of the triple exposure type of high intensity flash x-ray generator having variable energies is shown in Fig. 1. This generator consisted of the following components: two high voltage generators (positive and negative), two voltage dividers to charge many condensers, two types of high and low voltage pulsers with gas (SF₆) gap switches, small-sized trigger devices

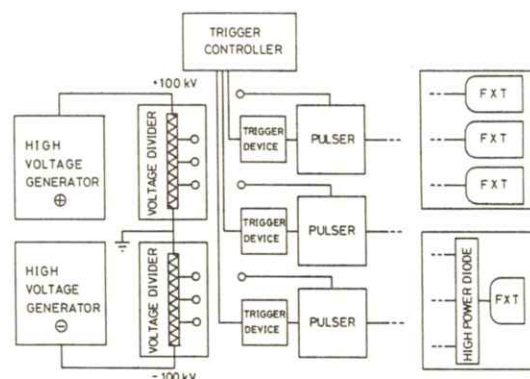


Fig. 1 Block diagram of the triple exposure type of high intensity flash x-ray generator having variable energies for biomedical radiography.

operated by light through fibers with a voltage of about -50 kV, a trigger control system with three light outputs, a high power gas diode with three terminals using field emission, one turbo molecular pump, and two evacuated remote flash x-ray tubes, each of a new and different type with a coaxial cable.

Each pulser had two condensers (100 kV—0.1 μ F) and could easily be changed to high or low voltage (see Figs. 2–4). The electric circuit of the high voltage pulser employed a modified

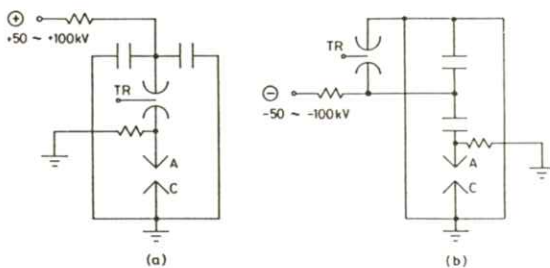


Fig. 2 Circuit diagram of the high and low voltage pulsers: (a) low voltage pulser; (b) high voltage pulser.

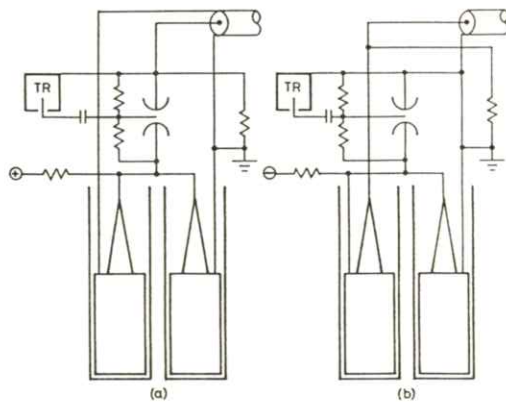


Fig. 3 Actual circuit diagram of the pulsers: (a) low voltage pulser; (b) high voltage pulser.

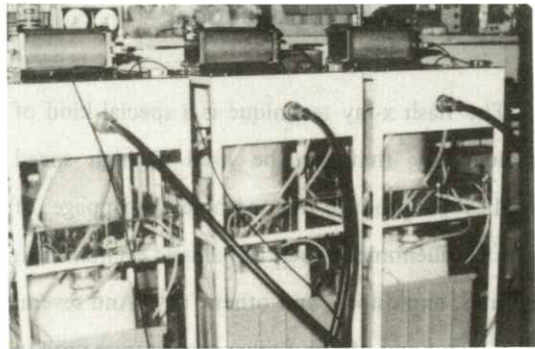


Fig. 4 General view of three pulsers.

Blumlein circuit¹⁸⁾, and, therefore, this pulser produced twice the energy of the condenser charging potential and was negatively charged. On the other hand, in the low voltage pulser circuit, since two condensers were connected in parallel and were positively charged, the pulser produced the same energy as the charging potential.

In the case of using a single tube, the pulsers were charged to the same or different energies from -100 kV to +100 kV by using two voltage dividers and were connected to the flash x-ray tube through a high power diode by using gas insulation connectors¹⁹⁾. On the other hand, when using multiple tubes, the pulsers were connected directly to the tubes without a diode.

2.2 High speed impulse switching system

The block diagram of the high speed impulse switching system is illustrated in Fig. 5. This system employed a light communication system to prevent the electrical shock of the impulse voltage and consisted of the following devices: a

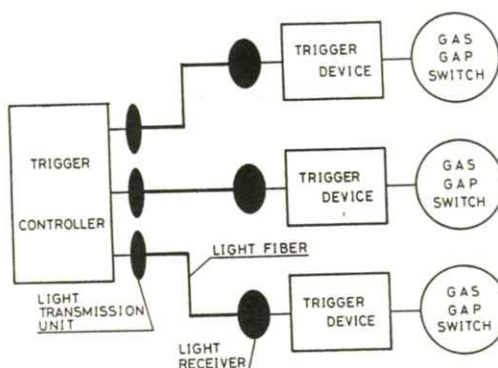


Fig. 5 Block diagram of the high speed impulse switching system.

trigger control system having two types of units for short and long delay control, three light transmission units using light emitting diodes, light fibers, light receiving units using photodiodes, small-sized and high energy trigger devices using Krytron tubes, and high speed gas gap switches filled with SF_6 ²⁰.

When a electric delay pulse from the controller was input to the light transmission unit, the unit converted this electric signal to light. The light signal transmitted through the fiber was converted to an electric signal again and was amplified to a few volts by the light receiving unit. Next, when the electric signal was transmitted to the trigger device, its extremely amplified signal of about -50 kV stimulated the trigger electrode of the gas gap switch, and the condenser charge of the high voltage pulser began to discharge.

Fig. 6 shows the electric circuit of the trigger device for the gas gap switch which employed a three-stage pulse switching system using a

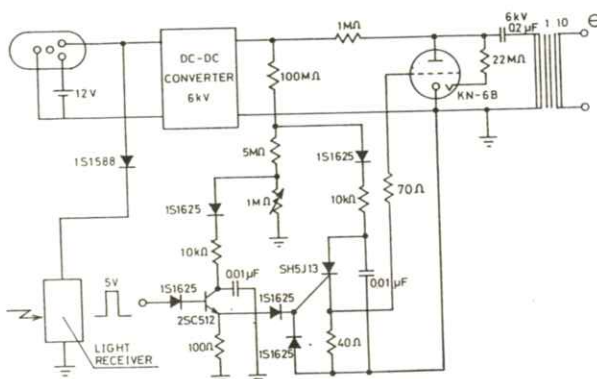


Fig. 6 Circuit diagram of the trigger device using a Krytron tube.

Krytron tube designed by Eiichi Sato^{20, 21}.

The condensers of (a) to (c) were charged to the suitable values for operating by using the DC-DC converter of (d) and the circuit of the potential divider, and these charges were discharged by the three-stage switching system.

In the first stage, when the light receiver produced the electric signal and transmitted it to the base of the switching transistor of (e), the charge in the condenser blocked by the transistor began to discharge. At the same time, this discharge current was disturbed by the resistor of (f), and transmitted to the gate of the thyristor of (g). In the next stage, as the condenser charge blocked by the thyristor was discharged, the electric potential of about 200 to 300 V stimulated the grid of the Krytron tube (h). In the final stage, an extremely high voltage pulse of -50 kV was generated by the secondary coil of the pulse transformer when discharging the charge to the primary coil by using a Krytron tube.

The structure of the low impedance and the high voltage pulse transformer designed by Eiichi Sato is shown in Fig. 7. This device employed a ferrite core of EIC 90, and the primary and secondary coils consisted of 10 and 100 turns,

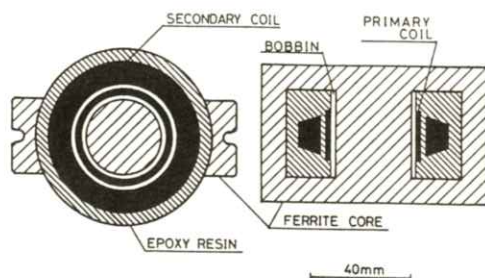


Fig. 7 Structure of the low impedance and the high voltage pulse transformer.

respectively. The primary conducting wire of 1.6 mm in diameter was covered with a polyvinyl tube, and the secondary wire of 0.6 mm in diameter was covered with a teflon tube²⁰⁾. The insulating material between the two coils was epoxy resin enclosed in a vacuum. The jitter of this pulse transformer was measured experimentally and its value was about 20 ns.

Fig. 8 shows a cross-section of the high speed gas gap switch having a jitter of sub-nanoseconds which works by the distortion of an electric field. The electrodes for the main discharge employed Rogowski's surfaces, and the trigger electrode formed a ring shape and was placed between the two main electrodes. The electric potential of the trigger electrode was controlled at half the value of the charging potential by two

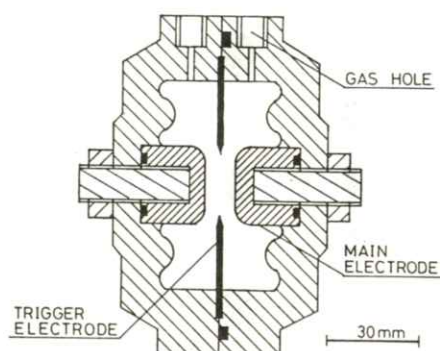


Fig. 8 Structure of the high speed gas gap switch using the distortion of an electric field.

500 M Ω resistors.

Finally, these devices excluding a part of the trigger controller were operated in insulating oil poured into a polyvinyl vessel (see Fig. 9).

From all the experimental data concerning the time accuracy, the total jitter between the starting signal and the starting time of the main discharge inside of the gas switch was 1.54 ± 0.02 μ s. And therefore, the time resolution of this system was determined to be 20 ns.

2.3 High power gas diode

This high power gas diode was driven by three pulsers which produced the same or different impulse voltages and a current of about 10 to 40 kA. Fig. 10 shows the simple block diagram of the triple exposure type of high intensity flash x-ray generator having variable energies utilizing a single flash x-ray tube^{13,14)}. The pulsers were connected to the flash x-ray tube through this diode by using coaxial cables and gas insulation connectors.

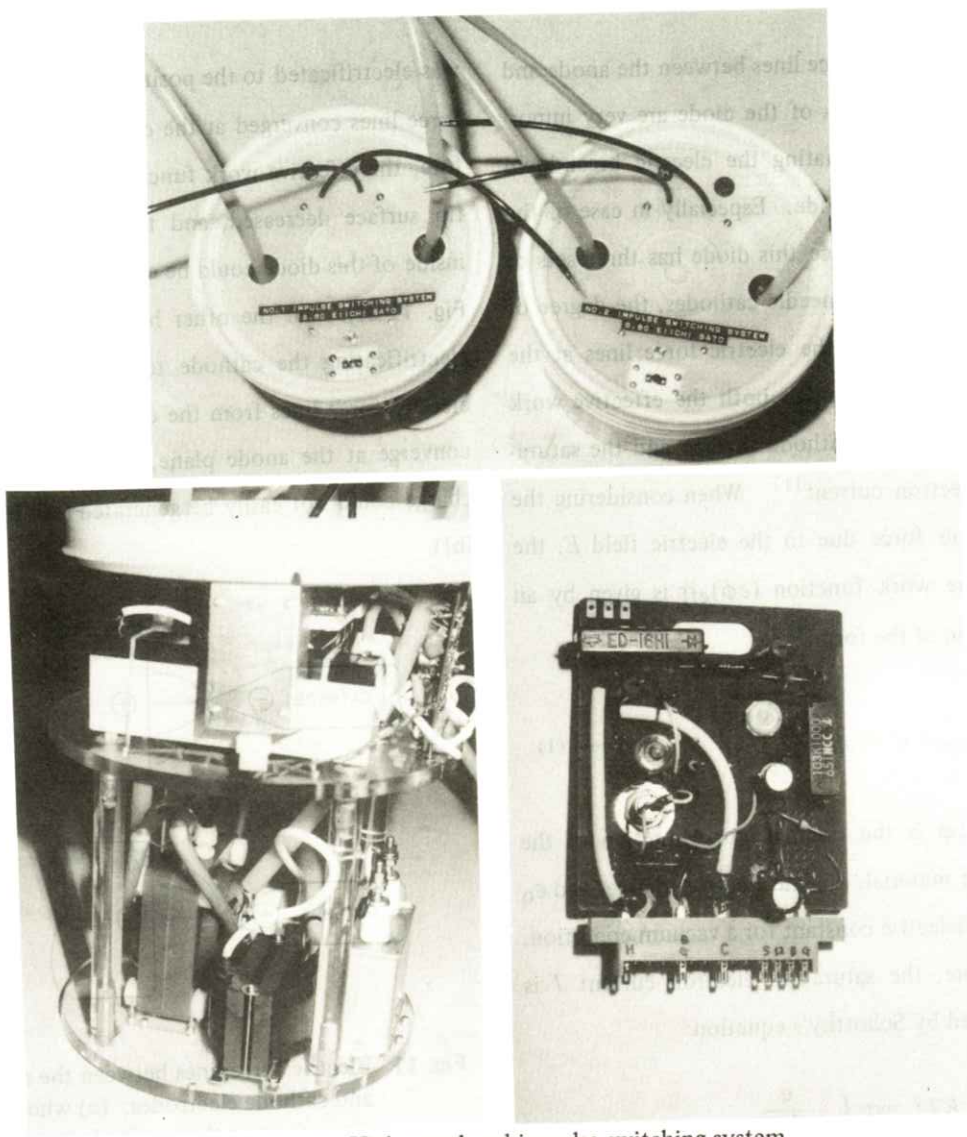


Fig. 9 High speed and impulse switching system.

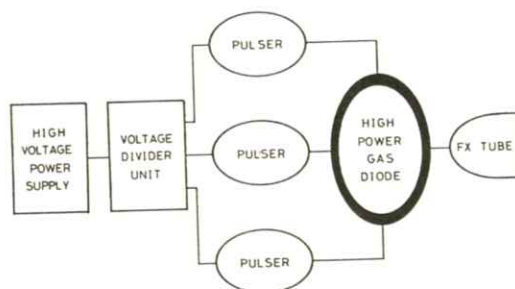


Fig. 10 Simple block diagram of the triple exposure type of flash x-ray generator having variable energies utilizing a single flash x-ray tube.

The electric force lines between the anode and cathode electrodes of the diode are very important for determining the electric breakdown voltage for the diode. Especially in case of the field emission, since this diode has three sets of plane anodes and needle cathodes, the degree of concentration of the electric force lines at the cathode tip determines both the effective work function of the cathode surface and the saturation electron current¹¹⁾. When considering the Coulomb force due to the electric field E , the effective work function $(e\phi)_{\text{eff}}$ is given by an equation of the form:

$$(e\phi)_{\text{eff}} = e \left[\phi - \left(\frac{eE}{4\pi\epsilon_0} \right)^{\frac{1}{2}} \right] \quad \dots\dots\dots (1)$$

where $e\phi$ is the original work function of the cathode material, e is the electron charge, and ϵ_0 is the dielectric constant for a vacuum condition. Therefore, the saturation electron current J is expressed by Schottky's equation:

$$J = KT^2 \exp \left\{ - \frac{e}{kT} \left[\phi - \left(\frac{eE}{4\pi\epsilon_0} \right)^{\frac{1}{2}} \right] \right\} \quad \dots\dots\dots (2)$$

where T is the absolute temperature, k is Boltzman's constant and, $K = 1.2 \times 10^6 \text{ A/m}^2 \cdot \text{deg}^2$.

Fig. 11 shows the electric force lines between a set of anode and cathode electrodes. When a pulser produced a high voltage, the anode plane

was electrified to the positive, and the electric force lines converged at the cathode tip. Therefore, the effective work function at the cathode tip surface decreased, and the spark discharge inside of this diode could be easily generated (see **Fig. 11 (a)**). On the other hand, in the case of electrifying the cathode to the positive, the electric force lines from the cathode tip did not converge at the anode plane, and the spark discharge could not easily be generated (see **Fig. 11 (b)**).

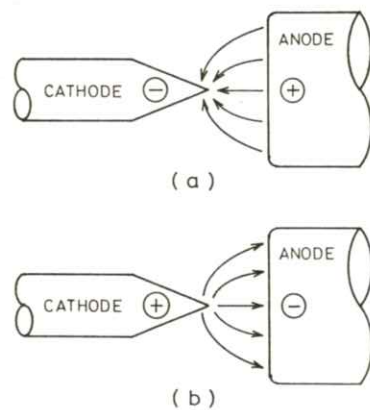


Fig. 11 Electric force lines between the anode and cathode electrodes: (a) when electrifying the anode electrode to positive; (b) when electrifying the anode electrode to negative.

Construction of the high power gas diode having three terminals designed by Eiichi Sato is shown in **Figs. 12** and **13**. This device consisted of the following parts: three anodes having a tungsten or molybdenum plane to increase the original work function of the anode and the heat durability given the high electron flow, three

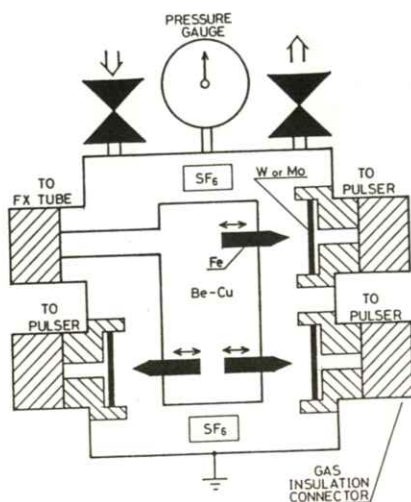


Fig. 12 Construction of the high power gas diode having three terminals using field emission.

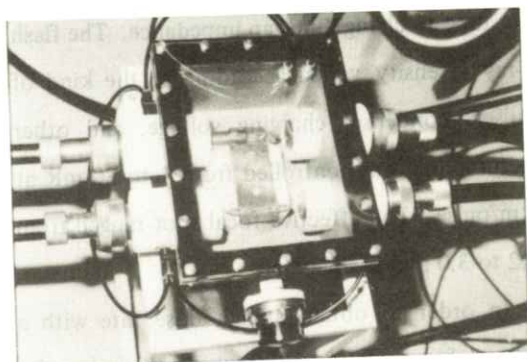


Fig. 13 Generalized view of the high power gas diode.

needle cathodes made of iron for reducing the original work function, a center electrode insulated by a teflon resin block, an iron vessel, four gas insulation connectors using SF_6 , and a pressure gauge¹⁹⁾. The three anode planes were connected to each pulser, and the cathode needles were gathered to the center electrode which was connected to the anode of the flash x-ray tube.

The gap impedance of the diode varied according to the vertex angle of the cathode electrode, the anode-cathode distance, the gas pressure, and other factors. For this diode, the time dependence of the current and voltage must be considered, and therefore, the gap impedance between the anode and cathode electrode must be given by

$$Z_d(t) = \frac{V_d(t)}{J(t)} \quad \dots\dots\dots (3)$$

where $Z_d(t)$ is the gap impedance, $J(t)$ is the current across the gap, and $V_d(t)$ is the voltage between two electrodes. Assuming that the anode-cathode gap impedance, $Z_d(t)$, is the time average value, Z_d , and the gas pressure is constant, Z_d in this diode varied according to the anode-cathode distance and the cathode angle, α , and approximated to an equation of the form:

$$Z_d = C + C' \tan(90^\circ - \frac{\alpha}{2}) \quad \dots\dots\dots (4)$$

where the first term is a parameter due to the anode-cathode distance and the second term is a parameter due to the cathode angle. And therefore, when the angle of the cathode electrode increases and the anode-cathode distance increases, the diode current is reduced by the gap impedance and also the current of the flash x-ray tube can be reduced. However, in the case of controlling these factors concerning the gap impedance, it is necessary to consider the electric breakdown

voltage between the anode and cathode electrodes.

2.4 Remote flash x-ray tubes

The flash x-ray tubes designed by Eiichi Sato were of the diode type and were connected to a turbo molecular pump which allows operation at pressures of less than 1×10^{-3} Pa (see Figs. 14 and 15). They tended to have a comparatively long exposure time of about $1 \mu\text{s}$. Both tubes had conical anode tips made of tungsten, and were changed according to the objectives of the radiography.

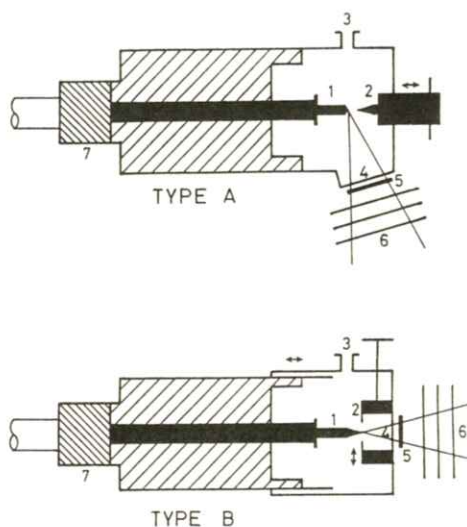


Fig. 14 Schematic drawing of the two remote flash x-ray tubes: 1. anode; 2. cathode; 3. vacuum mouth; 4. mylar window; 5. filter; 6. diaphragm; 7. gas insulation connector.

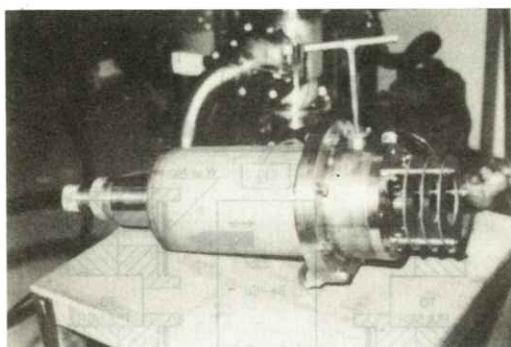


Fig. 15 Remote flash x-ray tube (Type B).

The Type A tube with a conical cathode made of tungsten was used to obtain a fine focus and to change the flash x-ray quality rapidly according to the tube potential. The anode-cathode distance was controlled by an adjustor outside of the tube to change the gap impedance. The flash x-ray intensity varied according to the kind of pulser, condenser charging voltage, and other factors, and was controlled from 1 to 30 mR at 1 m/pulse. The effective focal spot ranged from 0.2 to 3.0 mm in diameter.

In order to obtain a high dose rate with a normal focus of 1.0 to 3.0 mm in diameter, the Type B tube with a ring cathode was used. The vertex angle of the anode was $30-45^\circ$ in order to obtain a smaller focus without the pinch-off of the tip due to the high electron flow of 20–40 kA coming from the field emission. The anode-cathode plane distance and the cathode diameter were each controlled by adjustors outside of the tube. For this tube, the intensity was usually controlled from 10 to 50 mR at 1 m per pulse.

3. A simple theory of flash x-ray characteristics

Assuming that the electric pulse widths of the flash x-ray wave forms are almost constant, the total intensity of the continuous spectrum I_0 is approximated by an empirical equation (without time parameter) of the form:

$$I_0 = AXJV^m \quad (5)$$

where X is the atomic number of the anode material, J is the current across the anode-cathode (A-C) gap (tube current), V is the A-C voltage, A is some factor, and $m \approx 2.0$. The voltage and the current on the radiation gap are given by

$$V = \frac{ZV_0}{Z + Z_d + Z_0} \quad (6)$$

$$J = \frac{V_0}{Z + Z_d + Z_0} \quad (7)$$

where Z_0 is the pulser impedance including the coaxial cable impedance of 50, Z_d is the impedance of the high power gas diode, Z is the time average value of the A-C gap impedance of the tube, and V_0 is the maximum output voltage of each pulser of high and low. Eqs. (6) and (7) substituted in (5) gives

$$I_0 = AXV_0^{m+1} \frac{Z^m}{(Z + Z_d + Z_0)^{m+1}} \quad (8)$$

On the other hand, the flash x-ray intensity of the characteristics spectrum I_k is approximated

by an equation of the form:

$$I_k = BJ(V - V_k)^n \quad (9)$$

where V_k is the critical excitation potential, B is some factor, and $n \approx 1.5$. Eqs. (6) and (7) substituted in Eq. (9) gives

$$I_k = B \cdot \frac{V_0^{n+1}}{Z + Z_d + Z_0} \left(\frac{Z}{Z + Z_d + Z_0} - \frac{V_k}{V_0} \right)^n \quad (10)$$

The flash x-ray quality is determined by the average voltage of the tubes and the insertion of metal filters which were placed on the outside of the mylar window and were used for cutting the low energy spectra. The average voltage of the tube $\langle V \rangle$ is given by

$$\langle V \rangle = \frac{1}{I_0} \int_0^{I_0} V dI = \frac{m+1}{m+2} \cdot \frac{Z}{Z + Z_d + Z_0} \cdot V_0 \quad (11)$$

Obviously, the A-C distances of the gas diode and the tube are dominating parameters in Z_d and Z , and, therefore, the continuous and characteristic x-ray intensity and the flash x-ray quality vary according to the condenser charging voltage and the A-C distances.

4. Discussion

The principle of the construction and the operation of the high power gas diode having multiple terminals described in this paper involved the connection of the three pulsers, and was used in order to prevent the sympathetic vibration of pulsers which produce the same or different energy impulse voltages at various times. And, therefore, it is slightly different from the usual semiconductor or hot cathode diode used for rectifying.

For this gas diode, since a demountable diode using field emission was employed, and the anode and cathode electrode could easily be changed, it was possible to increase the numbers of terminals corresponding to the numbers of pulsers, and was suitable for obtaining the current capacity and reducing the jitter of the impulse voltage.

By using this diode, we succeeded in generating the triple exposure of high intensity flash x-rays having different energies using a single tube. These flash x-rays have many possible diagnostic applications as follows: (1) stroboscopic radiography using the same energies; (2) double exposure subtraction and energy subtraction; (3) superposition of spectra using the different energies at sub-millisecond intervals; (4) radiation sources for the ultra high speed computed tomography and stereography using multiple tubes; and (5) various kinds of imaging using pulsed

electron beams and flash x-rays²²⁾. When these systems are effectively applied to high speed image analysis in the biomedical field, flash x-rays will provide important information for quantitative diagnosis, as well as for dynamic examination.

Acknowledgments

The authors wish to thank P. Langman, K. Nakadate and R. Ishiwata of Iwate Medical University for helpful support in this research, and Miss E. Tanifuji for typing. This work was supported by Grants-in-Aid for Scientific Research from the Iwate Medical University-Keiryokai Research Foundation, the Private School Promotion Foundation and the Ministry of Education, Science, and Culture in Japan.

References

- 1) L. Bryant: Proc. 13th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, Tokyo 401 (1978).
- 2) R. Germer: J. Phys. E: Sci. Instrum. **12** 336 (1979).
- 3) S. Roth and I. Freund: Rev. Sci. Instrum. **49** 104 (1978).
- 4) F. Adolfs, F. Müller and E. Schulte: J. Phys. E: Sci. Instrum. **11** 537 (1978).
- 5) Q. Johnson, A. C. Müller II and I. D. Smith: Rev. Sci. Instrum. **51** 74 (1980).

- 6) E. A. Webster Jr.: Proc. 15th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, San Diego 682 (1982).
- 7) E. Sato, H. Isobe, K. Nakadate, Y. Hayashi and M. Suzuki: Proc. 13th Congr. Int. Commission for Optics, Sapporo 268 (1984).
- 8) H. Isobe, E. Sato, Y. Hayashi, M. Suzuki, H. Arima and F. Hoshino: Proc. 16th Int. Congr. on High Speed Photography and Photonics, Strasbourg, SPIE **491** 168 (1984).
- 9) H. Isobe, E. Sato, H. Arima, H. Obara, Y. Aizawa and Y. Yunokawa: Annual Report of Iwate Medical University **20** 1 (1985).
- 10) E. Sato and H. Isobe: Annual Report of Iwate Medical University **20** 23 (1985).
- 11) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Rev. Sci. Instrum., to be published.
- 12) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Med. Phys., in preparation.
- 13) E. Sato, H. Isobe and F. Hoshino: Proc. Int. Symp. on Opto-Electronic Imaging, New Delhi, to be published (1985).
- 14) E. Sato, H. Isobe, T. Yanagisawa and F. Hoshino: Proc. SPIE's 30th Annual Int. Tech. Symp. on Optical and Optoelectronic Engineering, San Diego, in preparation.
- 15) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara and H. Kato: Radiology **148** 833 (1983).
- 16) F. B. A. Früngel: High Speed Pulse Technology Vol. III p. 229 (Academic Press, Inc., New York, 1976).
- 17) S. Iida, K. Sakaue, H. Terauchi, K. Kubota, T. Kojima, Y. Kunitatsu, H. Yoshimoto, N. Ninomiya and M. Den: Jpn. J. Appl. Phys. **22** 1444 (1983).
- 18) A. D. Blumlein: British Patent 589127 (1947).
- 19) E. Sato and H. Isobe: Annual Report of Iwate Medical University **20** 17 (1985).
- 20) H. Isobe and E. Sato: Annual Report of Iwate Medical University **20** 11 (1985).
- 21) F. B. A. Früngel: High Speed Pulse Technology Vol. III p. 52 (Academic Press, Inc., New York, 1976).
- 22) W. P. Dyke, J. P. Babour, F. J. Grundhauser and F. M. Charbonnier: Proc. 7th Int. Congr. High Speed Photography and Photonics, Darmstadt 277 (1967).

スクリーン・フィルム系のMTF測定法の検討

犬井 正男・安部 真*・三宅 洋一・久保 走一

千葉大学工学部 〒260 千葉市弥生町1-33

(1985年6月8日, 最終1985年12月24日受理)

A Study on the MTF Measurement Methods of the Radiographic Screen-film System

Masao INUI, Makoto ABE*, Youichi MIYAKE and Souichi KUBO

Faculty of Engineering, Chiba University, 1-33 Yayoicho, Chiba 260

(Received June 8, 1985, in final form December 24, 1985)

It is necessary for study of the MTF measurement method to know true MTF. Photographic characteristic curve, noise and MTF were modeled on the basis of experimental data. Density profiles for five methods were obtained with simulations of imaging process by the use of the models. MTF's were measured from the density profiles under a number of conditions of sampling and calculation. Measured MTF's were compared with true MTF modeled, and an optimal measurement condition was determined for each method. It was found that the slit method with the multiple-exposure technique was the most accurate one.

1. 序 論

X線スクリーン・フィルム系の画質評価のひとつとして、MTFは一般に用いられている。しかし、測定方法、または測定条件の相違により、得られるMTFが異なる。真のMTFが既知である

ならば、各測定方法および条件により得られたM

検討し正確な方法を決めることができる。

そこで、本研究では、従来の方法で得られたMTFと良い一致を示すモデルを仮定し、同様に写真特性曲線およびノイズのモデルを設定し、スクリーン・フィルム系の画像形成過程のシミュレーションを行なった。各測定方法に対する濃度分布からMTFを求め、得られたMTFと設定したMTFとの比較検討を行なった。そして、前述のモ

* 現在、千葉大学医学部付属病院中央放射線部、
〒280 千葉市亥鼻1-8-1

* present address, Hospital of Chiba University,
1-8-1 Inohana, Chiba 280

デルを用いた場合における、MTFの最も正確な測定方法、および条件を求めた。

2. 画像形成過程の計算モデル

2.1 スクリーン・フィルム系への線量分布

被写体へ入射する照射線量を X_0 、被写体の減弱係数および厚さをそれぞれ μ および t とすると、被写体を透過してスクリーン・フィルム系へ入射する照射線量 X は、

$$X(x, E) = X_0 \exp[-\mu(E)t(x)] \quad (1)$$

となる。ここに、 x は位置、 E は X 線量子のエネルギーである。

2.2 MTFのモデル

フィルムのMTFに対して次式は良好な近似を示す¹⁾。

$$\text{MTF}(u) = \frac{1}{1 + (u/u_h)^2} \quad (2)$$

ここに、 u_h は、MTFが0.5となるときの周波数で示されるパラメータである。本研究に先だち、従来の方法で求めたスクリーン・フィルム系のMTFに対してこのモデルを適用した。その結果、誤差はほとんどの場合0.05以内であり、このモデルは多くのスクリーン・フィルム系に対して良好な近似を示すことを確認した。よって、このモデルをスクリーン・フィルム系のMTFのモデルとして仮定した。このMTFから得られたLSFと式(1)から得られた照射線量分布との畳み込みを行ない、ボケた線量分布とした。

2.3 写真特性曲線のモデル

スクリーン・フィルム系の特性曲線に次式は、

良好な近似を示す場合が多い²⁾。

$$D(X) = \frac{D_m - D_f}{1 + (sX)^{-a}} + D_f \quad (3)$$

ここに、 D は濃度、 X は照射線量であり、 D_m 、 D_f 、 s 、 a はそれぞれ最大濃度、最小濃度、感度因子、階調因子である。本研究では、特性曲線のモデルとして、式(3)を用いた。

2.4 ノイズのモデル

X 線写真モトルは、スクリーンモトルとフィルム粒状から構成される³⁾。これらのノイズを式(3)により得られた濃度分布に加え、出力画像である濃度分布を得た。

スクリーンモトルは、1次の自己回帰モデルで、表わすことができる場合が多い⁴⁾。

$$n_i = \rho n_{i-1} + r \quad (4)$$

ここで、 n はノイズ、 ρ は自己回帰モデルの係数、 r はホワイトノイズである。標準偏差 σ_s は、下記の式により設定した³⁾。

$$\sigma_s = \frac{cg}{X^{1/2}} \quad (5)$$

ここに、 c は定数、 g は階調度である。

フィルム粒状のウィナースペクトルは、SINC関数の2乗により近似されるという報告があるが⁴⁾評価の対象とした周波数領域は、10lines/mm以下であるため、フィルム粒状をホワイトノイズとみなした。

フィルム粒状の標準偏差 σ_f と D との関係を

$$\sigma_f = kD^p \quad (6)$$

と表わすことができる。ここに、 k と p は定数である。いくつかの仮定のもとでは $p = 0.5$ であり、

このとき、式(6)は **Siedentopf** の関係式といわれる⁵⁾。しかし、実際には、 p は0.3から0.4であり⁶⁾、このことは理論的にも確かめられている⁷⁾。

3. 実 験

照射線量の実効エネルギーを、40 keVとした。本研究で用いたスクリーン・フィルム系は、**Kodak** の **X-Omat** と **XRP**, **Lanex Fine** と **OG**, **Lanex Medium** と **OG**, **Lanex Regular** と **OH**, の4種類であり、それぞれ **XP**, **FG**, **MG**, **RH** と略称する。各システムに対するモデルのパラメータを実験値から求めた。その値を **Table 1** に示す。設定した各システムのMTFモデルの形状を **Fig. 1** に示す。

チャートとして、スリット幅 10 μm 厚さ 100 μm のタングステン製スリットチャート（以後スリット1と呼ぶ）、スリット幅 10 μm 厚さ 2 mm のタングステン製スリットチャート（以後スリット2と呼ぶ）、厚さ 50 μm の鉛製エッジチャート、厚さ 50 μm の鉛製矩形波チャート、および直径 70 μm のタングステン製ワイヤーチャートの5種類を用いた。各チャートの材質および厚さは、実際に用いられているものに基づいて設定した。

これらのチャートについて、スクリーン・フィルム系における像形成過程のシミュレーションを行なった。スリット1は非常に高価なチャートであるが、他のチャートは、特にワイヤーは、比較的安価である。

0.01 mm 幅の走査開口を用い 0.01 mm 間隔で、矩形波チャートのとき1周期分、それ以外のとき256点の標本化を行なった。スリット1による方

法、エッジ法、およびワイヤー法に対しては、空間領域の平滑化として10回の同期加算および適応化平滑化を行ない、空間周波数領域の平滑化として矩形およびハミングの窓関数を用いた。

スリット2による方法については、照射比5の2枚の画像に多重照射法を適用した⁸⁾。低照射像の濃度0.5以上に対する強度分布を求め、次に低照射像の濃度0.5付近において最適な接続位置を、計算機によって自動的に求めた。高照射像の濃度0.1以下に対する強度分布を、指数関数で外挿した。

エッジ法における適応化平滑化を、強度分布を微分して得られるLSFに対して行なった。他の

Table 1 Values of parameters used in the models.

	XP	FG	MG	MH	RH
u_h	1.3	1.6	1.2	1.2	0.9
D_m	4.94	5.37	5.37	4.81	4.81
D_f	0.26	0.23	0.23	0.33	0.33
$\log s$	-0.63	-0.82	-0.60	-0.32	-0.09
a	1.96	2.05	2.05	1.68	1.68
ρ	0.91	0.90	0.92	0.92	0.94
c	0.0059	0.0065	0.0051	0.0059	0.0046
k	0.011	0.010	0.010	0.014	0.014
p	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4

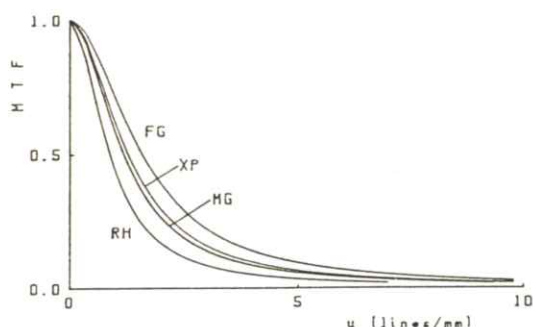


Fig. 1 Shapes of MTF's of four screen-film systems calculated from the MTF model. Values of the parameters are shown in Table 1.

方法については、適応化平滑化法を濃度分布に対して行なった。

矩形波チャート法については、得られた濃度分布に対して10回の同期加算を行ない、空間周波数 0.1 lines/mm から 10 lines/mm までの間の矩形波レスポンスを求め、コルトマンの式を用いて MTF に換算した⁹⁾。

4. 結 果

シミュレーションによって得られた各方法に対する濃度分布を Fig. 2 に示す。これらの濃度分布から平滑化を行わずに求めた MTF を、設定した MTF モデルとともに、Fig. 3 に示す。

正確さを示す尺度として、空間周波数 10 lines/mm 以下における MTF の測定値と、設定した MTF モデルとの RMS 誤差を求めた。スリット 1 による方法、エッジ法、ワイヤー法についての、窓の幅と RMS 誤差の関係を Fig. 4 に示す。

各スクリーン・フィルム系および各測定方法に対する最小の RMS 誤差、およびそのときの条件を Table 2 に示す。

5. 論 議

Fig. 3 および Table 2 から明らかなように、スリット 2 による方法は、平滑化を行なわないのにもかかわらず、最小の RMS 誤差であった。これにより、式(2)から(6)のモデルを仮定したとき、この方法が最も正確な測定方法であることがわかる。これは、他の方法に比べ信号が非常に大きいので、SN比が高くなるためである。

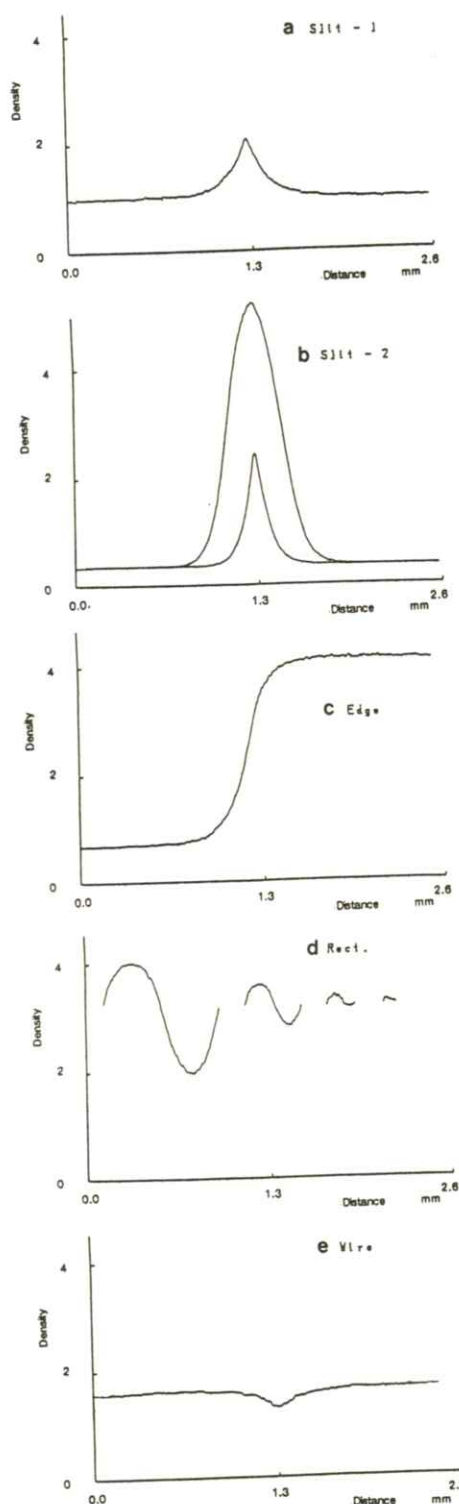


Fig. 2 Density profiles for the five measurement methods. Screen-film system used is MG.

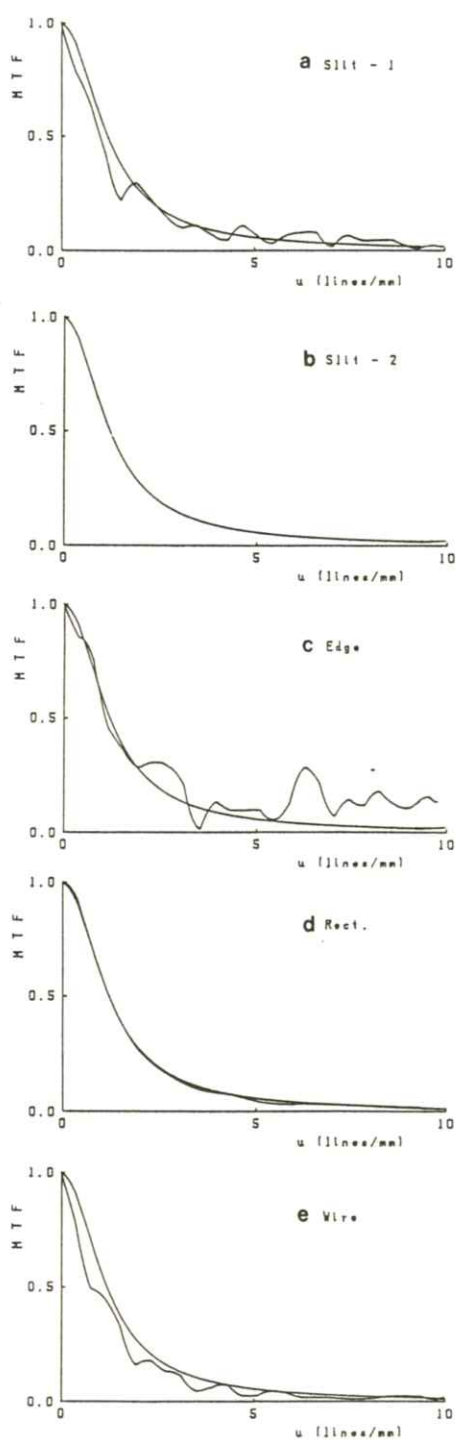


Fig. 3 The measured MTF's for five methods. Smoothing and window is not used for data processing.

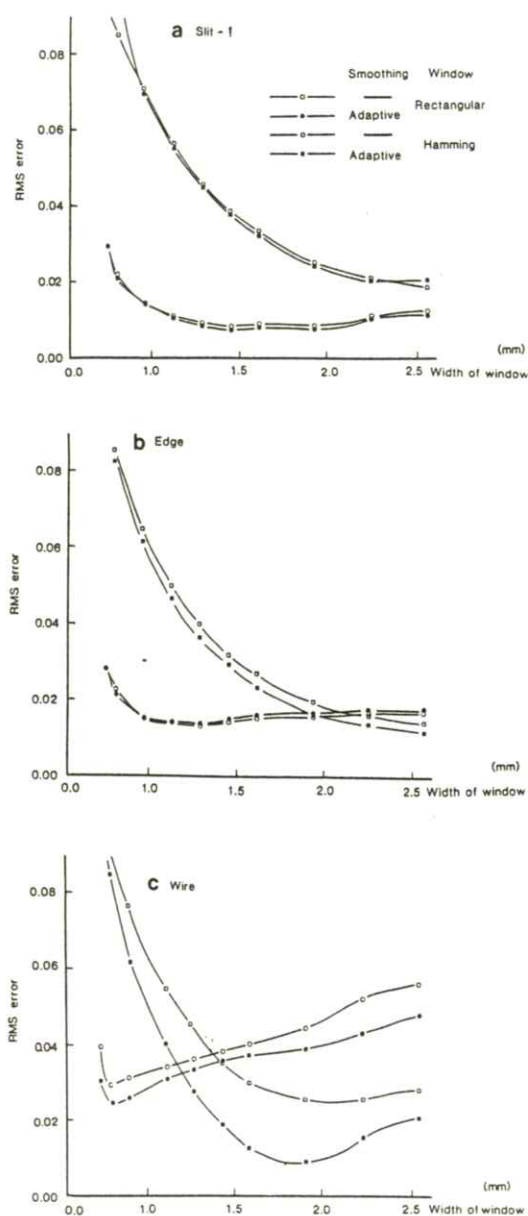


Fig. 4 Root mean square error as a function of window width. The screen-film system used is MG. Width of adaptive smoothing is 0.11 mm for the slit-1 chart (a), 0.21 mm for the edge chart (b), and 0.31 mm for the wire chart (c).

Table 2 Minimum root mean square error of MTF for the screen-film systems and the measurement methods. Number of scans for Slit-2 is one and for others is ten. W_a , W_r and W_h are width of adaptive smoothing, rectangular window and Hamming window respectively.

	XP	FG	MG	RH
Slit-1	0.009	0.007	0.009	0.016
	$W_a = 0.11$	$W_a = 0.05$	$W_a = 0.11$	$W_a = 0.35$
	$W_r = 1.44$	$W_r = 1.44$	$W_r = 1.92$	$W_r = 1.60$
Slit-2	0.002	0.002	0.002	0.003
Edge	0.009	0.009	0.010	0.014
	$W_a = 0.21$	$W_a = 0.15$	$W_a = 0.21$	$W_a = 0.35$
	$W_h = 2.56$	$W_h = 2.24$	$W_h = 2.56$	$W_h = 2.56$
Rect	0.003	0.005	0.004	0.006
Wire	0.009	0.009	0.010	0.014
	$W_a = 0.31$	$W_a = 0.31$	$W_a = 0.31$	$W_a = 0.41$
	$W_h = 1.92$	$W_h = 1.44$	$W_h = 1.92$	$W_h = 1.92$

矩形波チャート法は、スリット2による方法に次いで、良い結果が得られた。これは、入力
の周波数があらかじめわかっており、しかも10回の
同期加算を行なうことにより、比較的正確に矩形
波の濃度分布の最大値および最小値が検出できる
からであろう。

Fig.2. a, e からわかるように、スリット1によ
る方法はワイアー法に比べ、SN比が比較的大き
いので、結果におよぼすノイズの影響が少ない。
矩形窓によりLSFの裾部分のノイズを取り除く
ことにより正確さを高めることができる。設定し
たMTFからLSFを求め、これにノイズを加えず
に、最小RMS誤差をもたらす矩形窓を用いて、
MTFを求めた。このときの誤差は truncation
error であり、その値はRMS誤差で0.001であ
った。得られた濃度分布に対して、狭いスムー
ジング幅の適応化平滑化を行なうことにより正確さ

を高めることができるが、適応化平滑化を行なわ
ない場合と大きな差がないことが Fig.4. a から
わかる。

Fig.1. e からわかるように、ワイアー法はスリ
ット1による方法に比べSN比が低い。ハミング
窓を用いることにより、他の方法に比べ効率よく
正確さを向上できることが Fig.4. c からわかる。
広いスムージング幅の適応化平滑化を行ない、適
当な幅のハミング窓を用いることにより、さらに
正確さを高めることができる。

エッジ法は、計算過程において微分を行なうた
めノイズが大きくなるが、ワイアー法と同様にハ
ミング窓を用いることにより正確さを向上できる
ことが Fig.4. b によりわかる。適応化平滑化を
行なうことにより、さらに正確さを高められるが、
行なわない場合と大きな差はないこともわかる。

6. ま と め

MTF が式(2)で表わされ、また式(3)から(6)を仮定した場合について、スクリーン・フィルム系の像形成過程のシミュレーションを行なうことにより、MTF測定法の検討を行なった。この結果から、厚いスリットに多重照射法を適用した方法が最も正確なMTF測定法であるといえることがわかった。また、他の方法でも、スムージング幅を適切に選択して適応化平滑化を行ない、さらに適切な幅の窓関数を用いることにより、ある程度正確な結果が得られることがわかった。

- 8) K. Doi, G. Holje, L.-N. Loo, H.-P. Chan, J. M. Sand-rik, R. J. Jennings and R. F. Wagner: MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems (U. S. Dept. of Health and Human Services Pub. FDA, 82-8187, 1982)
- 9) J. W. Coltman, J. Opt. Soc. Am.: **44** 468 (1954)

文 献

- 1) D. P. Paris: J. Opt. Soc. Am. **51** 988 (1961)
- 2) 太井正男, 三宅洋一, 久保走一: 放射線像研究 **13** 9 (1983)
- 3) K. Rossmann: Am. J. Rentogen **90** 863 (1963)
- 4) 金森仁志, 中森伸行, 三宅洋一, 山内幸彦: 日本写真学会誌 **44** 472 (1981)
- 5) J. C. Dainty, R. Shaw: Image Science, p. 98 (Academic press, New York, 1974)
- 6) M.A.Kriss: Theory of the Photographic Process, 4th edition (Ed. T. H. James) pp. 618-628 (Macmillan, New York, 1977)
- 7) E. F. Haugh: J. Photogr. Sci. **11** 65 (1963)

被写体表面位置での照射線量と mAs 値の 管電圧脈動率依存性 — スペクトルからの計算

松本 政雄*・金森 仁志**

*大阪府立工業高等専門学校電気工学科 〒572 寝屋川市幸町26-12

**京都工芸繊維大学工学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1986年2月22日, 最終1986年4月6日受理)

Dependence of Relative Exposure at Surface Position and mAs Values on High-Voltage Ripple-Rates — Estimated from X-ray Spectra

Masao MATSUMOTO* and Hitoshi KANAMORI**

* Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College,

Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

** Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received February 22, 1986, in final form April 6, 1986)

Dependence of relative exposures at surface position of objects and mAs values on high-voltage ripple-rate was estimated using X-ray spectra and spectral speeds of the six screen-film systems. It has been verified quantitatively that 3-phase X-ray units are better than single-phase X-ray units from the view points of patient exposure and image quality in diagnostic radiology.

1. 緒 言

われわれは、診断用X線装置の管電圧脈動率がX線スペクトルを介して、患者の被曝線量とX線写真の画質にどのように影響するかを研究している。この理由は、X線装置の電源方式が異れば、同じkV, mAs値で撮影しても、管電圧脈動率が

違うので、効果が異なるためである。従来は、診断用の光子エネルギー領域で、X線スペクトルを正確に測定できなかったのが、間接的に脈動率の効果を論じていた¹⁻⁵⁾。しかし、近年、診断用の光子エネルギー領域で、X線スペクトルが正確に測定できるようになり、電源方式が異なるとスペクトルがどのように違うかが明らかになって来た⁶⁻¹⁰⁾

また、増感紙フィルム系の感度の効果も重要であるが¹¹⁻¹⁴⁾、単色X線源が開発されて、感度スペクトルのデータも発表されるようになった¹⁵⁻¹⁷⁾。

そこで、われわれは、今回、管電圧脈動率を変えて測定したX線スペクトルのデータ⁸⁻¹⁰⁾と増感紙フィルム系の感度スペクトルのデータ¹⁵⁾とを組合せて、同じ黒化度にするのに必要な被写体表面位置での照射線量比とmAs比を計算した。表面位置での照射線量比は近似的に被曝線量比に、mAs比は運動のぼけにほぼ比例する。したがって、本論文はX線装置と増感紙フィルム系を組合せた系全体での被曝線量と画質を定量的に、初めて検討したものである。

2. 被写体表面位置での照射線量比とmAs比の計算法

2.1 黒化度減弱曲線

Fig. 1 に黒化度減弱曲線の計算法の概略を示す。Fig. 1 (a)に、被写体を透過した後のX線のエネルギースペクトル(点線)と増感紙フィルム系のエネルギーフルエンスでの感度スペクトル(実線)を示

す。この二つの積をとって、Fig. 1 (b)のような黒化度のスペクトルを作り、これを積分して求めた黒化度を被写体の厚さに対してプロットすると、

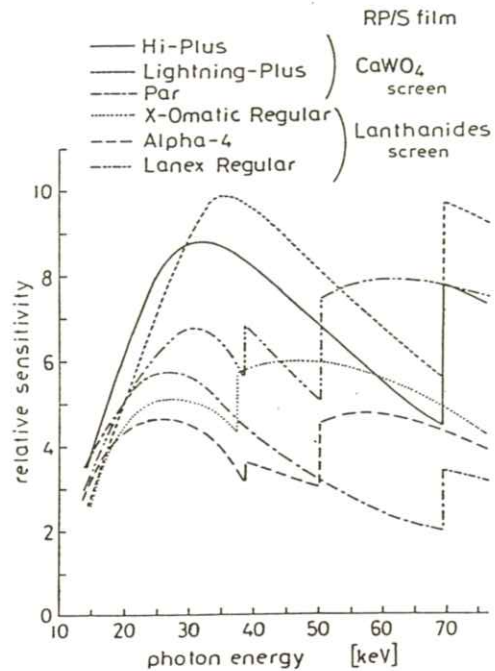


Fig. 2 Relative spectral speeds of six screens combined with RP/S film with respect to X-ray energy fluence.¹⁵⁾

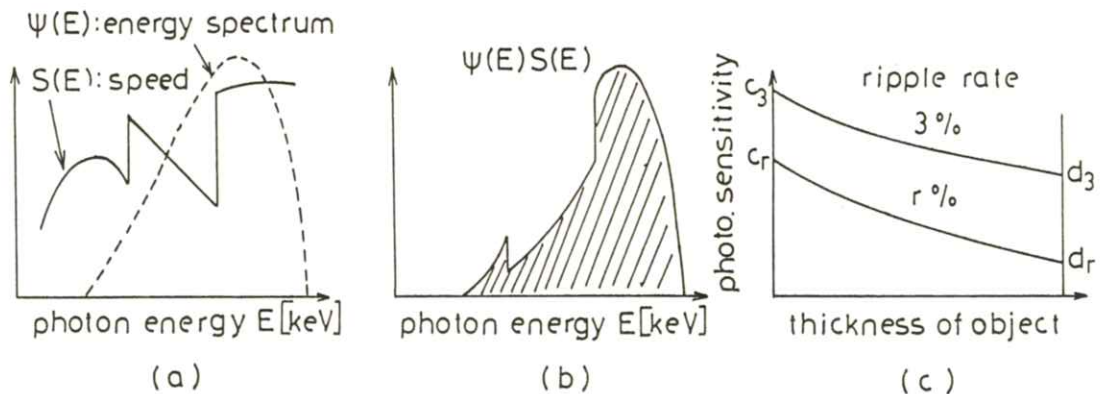


Fig. 1 Calculation of attenuation of blackening.

Fig. 1 (c)のような黒化度減弱曲線が求まる。

本論文では、われわれが測定した、管電圧70kVで、脈動率3～100%の場合のエネルギースペクトル¹⁰⁾と、シカゴ大学のVybornyらが単色X線を使って測定した増感紙フィルム系の感度スペクトル(Fig. 2)を用いて計算した。Fig. 2には、3種類のCaWO₄増感紙と3種類の希土類増感紙についてコダックRP/Sフィルムと組合せた場合の感度スペクトルが示してある。Wや希土類元素の吸収端で感度が大きく変化していることがわかる。ここで、組合せたRP/SフィルムはCaWO₄用のフィルムで希土類用ではないから、希土類増感紙の感度が相対的に小さくなっている。実際には

増感紙それぞれを最適なフィルムと組合せて使うので、このデータから増感紙相互間の感度の比較はできない。しかし、今回の研究では、増感紙間の感度比が問題ではなく、各増感紙フィルム系の管電圧脈動率に対する依存性を問題にしているので、Fig. 2の感度スペクトルを使った。

Fig. 3に、前述の方法で求めた、6種類の増感紙フィルム系の黒化度減弱曲線を示す。この減弱曲線は、管電圧脈動率を横軸として、被写体のない場合、被写体としてAl 30 mm、アクリル25 cmを入れた場合について、CaWO₄増感紙(Fig. 3(a))と希土類増感紙(Fig. 3(b))に分けて示してある。ただし、各増感紙とも、被写体のない場合の

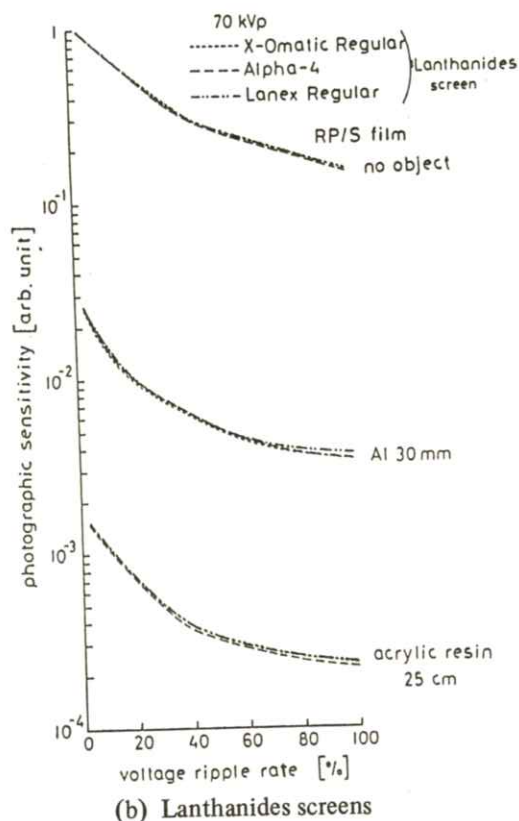
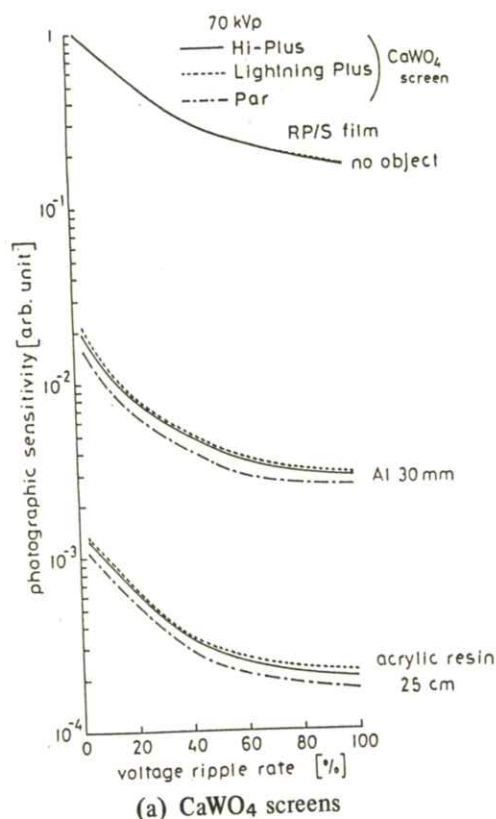


Fig. 3 Attenuation of blackening for six screens combined with RP/S film as a function of high-voltage ripple-rate.

管電圧脈動率3%での黒化度を1として規格化してある。Fig. 3を見ると、(a)も(b)も、被写体の有無に関係なく、管電圧脈動率が40%までは黒化度が急激に減少し、40%以上ではなだらかに変化している。

2.2 被写体表面位置での照射線量比の計算法

この線量比を求めるには、2.1で求めた黒化度減弱曲線と、前にわれわれがX線スペクトルから求めた照射線量(exposure)の減弱曲線¹⁰⁾を使う。ここでは計算法を簡単に説明するために、Fig. 1(c)とFig. 4に示した照射線量の減弱曲線を使う。たとえば、管電圧脈動率3%の場合は、まず、Fig. 4から求めた被写体表面位置での照射線量 a_3 と被写体透過後の照射線量 b_3 との比 a_3/b_3 を考える。これは増感紙に単位線量を当てるための、表面位置での照射線量である。次に、被写体透過後に同じ照射線量 b_3 が当たっても、増感紙フィルム系の黒化度 d_3 (Fig. 1(c))が異なるので、 b_3/d_3 を掛けて、同じ黒化度にするための表面位置での照射線量比を求める。すなわち、

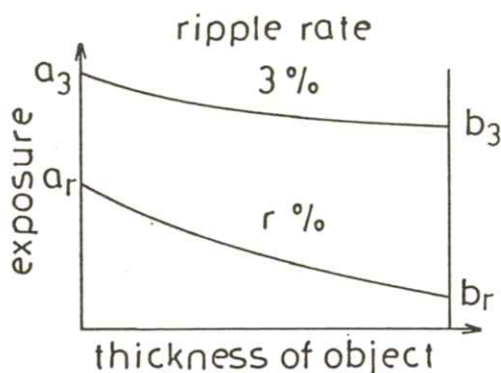


Fig. 4 Exposure attenuation curve.

$$\frac{a_3}{b_3} \cdot \frac{b_3}{d_3} = \frac{a_3}{d_3} \quad (1)$$

となる。この比を、他の管電圧脈動率 $r\%$ についても求め、各増感紙ごとに脈動率3%の場合を1として比率をとった。すなわち、最終的に

$$\frac{a_r}{d_r} \cdot \frac{d_3}{a_3} \quad (2)$$

を計算した。

Fig. 5に実際の計算に使った照射線量の減弱曲

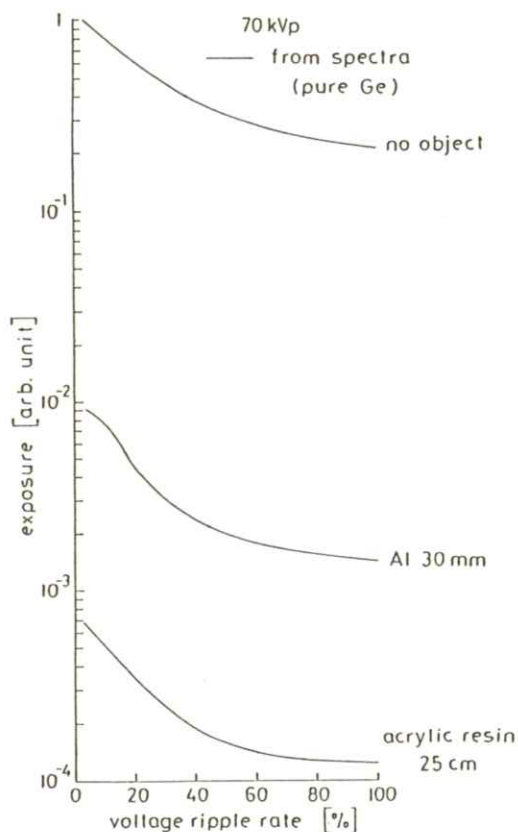


Fig. 5 Attenuation curves for Al and acrylic resin as a function of high-voltage ripple-rate.

線を示す。この減弱曲線もFig. 3で示した黒化度減弱曲線と同じように、管電圧脈動率を横軸にとった。脈動率の変化に対して、Fig. 3の場合と同様な傾向を示している。ただし、Al 30 mmの場合、20%迄は他と比べると減少が著しい事がわかる。

2.3 mAs比の計算法

同じ黒化度にするためのmAs比はFig. 1(c)の被写体透過後の管電圧脈動率3%の場合の黒化度 d_3 を1として、他の管電圧脈動率の黒化度 d_r との逆比 d_3/d_r を計算して求める。

3. 結 果

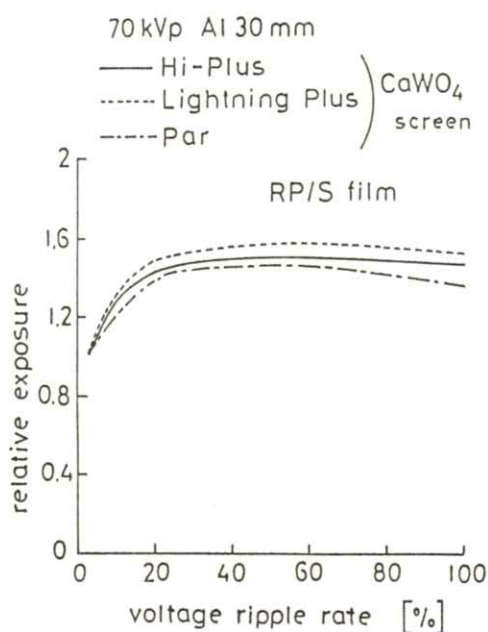
3.1 被写体表面位置での照射線量比

Fig. 6に、被写体としてAl 30 mmを使用した場合の、同じ黒化度にするのに必要な表面位置での照射線量比の管電圧脈動率依存性を示す。Fig. 6(a)が CaWO_4 増感紙の場合で、Fig. 6(b)が希土類増感紙の場合である。各増感紙フィルム系とも、脈動率が3%の場合の照射線量を1として規格化してある。これを見ると、どの増感紙でも、脈動率が20%までは、照射線量比が急激に増加し、20%以上では、わずかに変化している。ところで、実際のX線写真撮影に使用する3相装置では、撮影時の脈動率が5~20%ぐらいで、照射線量比は1.1~1.5であり、単相装置では脈動率が100%であるので、照射線量比は1.3~1.7となる。このことは、3相装置の方が単相装置よりも、表面位置での照射線量、したがって被曝線量が少なくてすむことを定量的に示している。

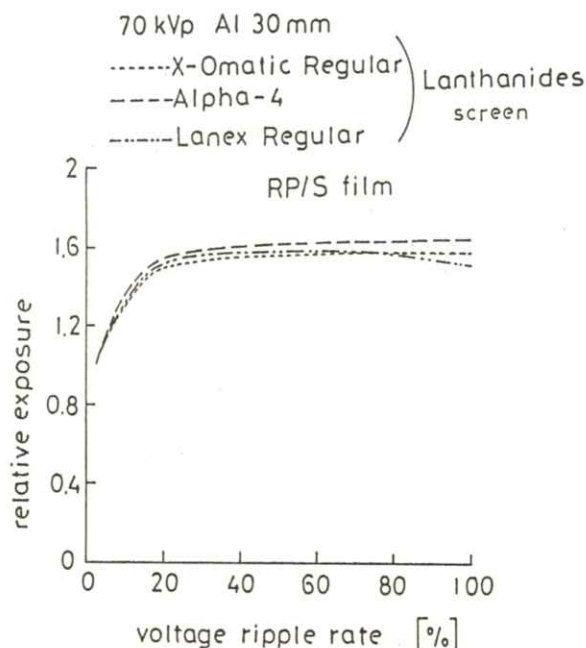
また、Fig. 7に、被写体としてアクリル25 cmを使用した場合を示す。この場合は、脈動率が40%までは、脈動率の増加に比例して照射線量比が増加し、40%付近でピークに達し、40%以上ではなだらかに減少している。そして、照射線量比を比べると、5%~20%付近で、1.0~1.3であり、100%で、1.3~1.5である。この場合もAl被写体の場合と同様に、3相装置の方が単相装置よりも被曝線量が少なくてすむことを示している。

3.2 mAs比

Fig. 8とFig. 9にAl 30 mmとアクリル25 cmの場合のmAs比をそれぞれ示す。Fig. 8を見るとどの増感紙でも、mAs比は、脈動率が60%までは脈動率の増加にだいたい比例して増加し、60%以上で、少し増加の割合がゆるやかになる。この場合、3相装置と単相装置との比較を考えると、3相装置では、mAs比が1.2~2.6で、単相装置では6.5~8.1となり、単相装置の方が約3~5倍もmAs比が大きくなることが定量的に評価できる。また、Fig. 9のアクリル25 cmの場合は、脈動率20%まで、ゆるやかに増加し、20%~40%の間で少し傾きが大きくなり40%以上で、また、ゆるやかに増加している。そして、mAs比を比べると、3相装置で、1.2~2.1であり、単相装置で6.2~7.0である。この場合も、単相装置の方が約3~5倍もmAs比が大きいことがわかる。この結果から、同じ管電流で撮影する場合、脈動率の大きい単相装置を使うと、3相装置よりも撮影時間が長くなり、運動のぼけなどで画質が低下しやすくなることがわかる。

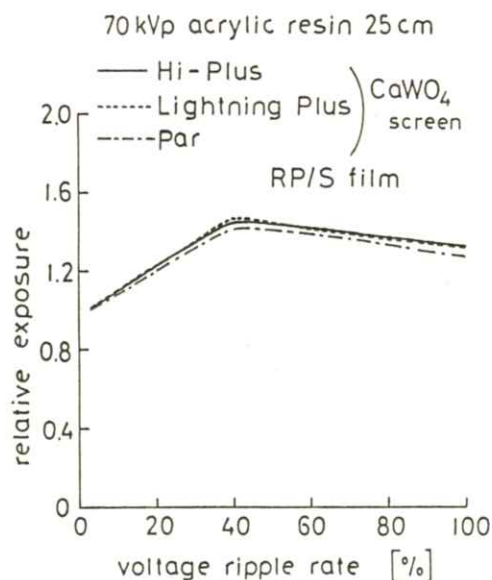


(a) CaWO₄ screens

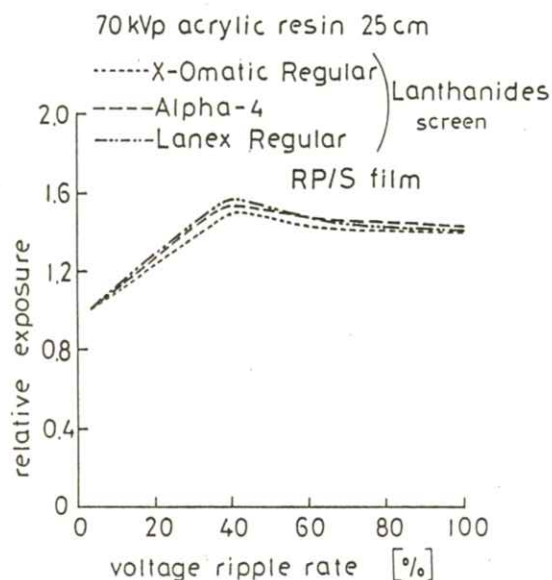


(b) Lanthanides screens

Fig. 6 Relative exposures at surface positions of objects for six screens combined with RP/S film as a function of high-voltage ripple-rate (object: Al 30mm).



(a) CaWO₄ screens



(b) Lanthanides screens

Fig. 7 Relative exposures at surface positions of objects for six screens combined with RP/S film as a function of high-voltage ripple-rate (object: acrylic resin 25 cm).

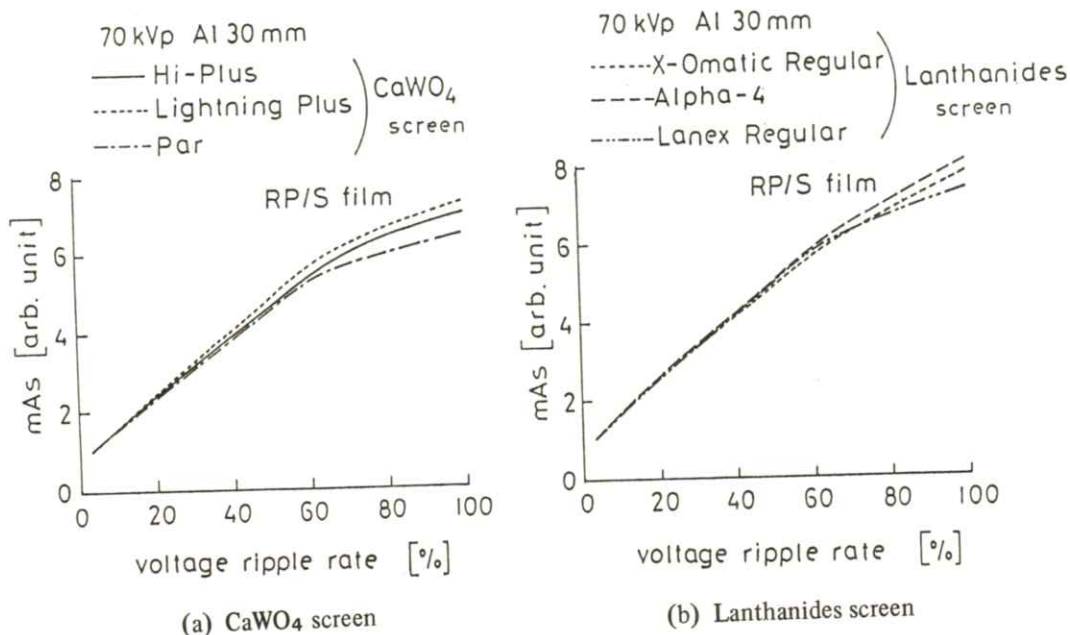


Fig. 8 Relative mAs values for six screens combined with RP/S film as a function of high-voltage ripple-rate (object: Al 30mm).

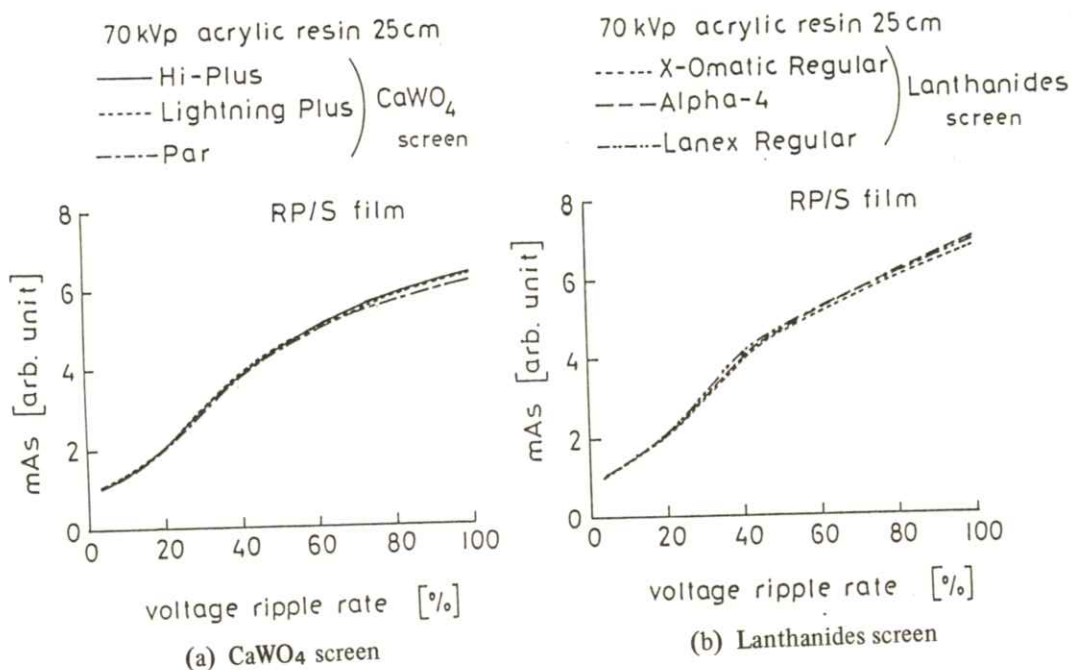


Fig. 9 Relative mAs values for six screens combined with RP/S film as a function of high-voltage ripple-rate (object: acrylic resin 25 cm).

4. 結 論

以上、X線スペクトルと増感紙の感度スペクトルから、被写体表面位置での照射線量と mAs 値の管電圧脈動率依存性を求めた結果、使用する X 線装置は、増感紙の種類に関係なく脈動率の小さい 3 相装置の方が、脈動率の大きな単相装置よりも患者の被曝線量の面でも、X 線写真の画質の面でもすぐれていることを定量的に示すことができた。したがって、なるべく、X 線写真撮影には、脈動率の小さい 3 相装置を使う方が好ましい。

本研究は、一部、文部省科学研究費の援助を受けて行なったものである。ここに謝意を表する。

文 献

- 1) H. Kanamori: Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **4** 68 (1966)
- 2) 金森仁志: 日医放会誌 **23** 255 (1963)
- 3) 青柳泰司: 日放技誌 **21** 1 (1965)
- 4) 青柳泰司: 放射線像研究 **3** 110 (1973)
- 5) 青柳泰司: 診断用 X 線装置 pp. 102-115, 166-181, 194-225 (コロナ社, 1979)
- 6) G. Svahn: Diagnostic X-ray Spectra, (Thesis, Univ. Lund, 1977)
- 7) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Med. Phys. **4** 187 (1977)
- 8) 松本政雄, 岡 弘之, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 **2** 12 (1985)
- 9) 金森仁志: 日医放物理会誌 **Suppl.** **21** 33 (1985)
- 10) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 **3** 39 (1986)
- 11) J. Reynolds, J. Skucas and J. Gorski: Radiology **118** 711 (1976)
- 12) R. P. Rossi, W. R. Hendee and C. R. Ahrens: Radiology **121** 465 (1976)
- 13) R. E. Shuping and P. F. Judy: Med. Phys. **4** 239 (1977)
- 14) H. W. Venema: Radiology **130** 765 (1979)
- 15) C. J. Vyborny, C. E. Metz, K. Doi and K. Rossmann: Radiology **125** 811 (1977)
- 16) C. J. Vyborny, C. E. Metz and K. Doi: Radiology **136** 465 (1980)
- 17) 園田 実: 放射線像研究 **7** 118 (1977)

胃内視鏡画像の色再現特性とその改善

鶴岡 建夫^(*)・三宅 洋一^{*}・久保 走一^{*}
原 忠義^{**}・藤井 彰^{***}

* 千葉大学工学部 〒260 千葉県千葉市弥生町 1-33

** オリンパス光学工業 〒192 東京都八王子市石川町 2951

*** 癌研究会付属病院 〒170 東京都豊島区上池袋 1-37-1

(1986年2月22日, 最終1986年3月29日 受理)

Analysis and Improvement of Color Reproduction in Endoscopic Images

Takeo TSURUOKA*, Yoichi MIYAKE*, Tadayoshi HARA**,
Souichi KUBO* and Akira FUJII***

* Department of Image Science and Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University,
1-33 Yayoicho, Chiba 260

** Endoscopic Department, Olympus Optical Co. Ltd., 2951 Ishikawacho, Hachioji 192

*** Cancer Institute Hospital, Toshimaku, Tokyo 170

(Received February 22, 1986, in final form March 29, 1986)

A new spectrophotometer of measuring the spectrum for the stomach membrane has been developed. This spectrophotometer is composed of the Endoscope, optical multichannel spectral analyzer and microcomputer, which can measure the spectrum of the stomach membrane from 350 nm to 830 nm instantaneously. The chromaticity values of color transparency taken by the endoscope and the values measured by a new spectrophotometer are compared and analyzed. Based on these experimental results, we are considering the method to improve color reproduction in endoscopic imaging system.

(*) 現在オリンパス光学工業

1. はじめに

現在、ファイバースコープを用いた胃内視鏡が広く医学診断に使われている。これらの診断において、胃内粘膜の微妙な色の差異が重要な情報を与える。しかし、現内視鏡により得られる画像は、診断に於て特に重要である赤系色の色再現特性に問題が多いことが知られている。本研究では、胃内視鏡画像の色再現特性改善のための指針を与えることを目的に実験を行った。

色再現特性を改善するためには、被写体となる胃内粘膜の分光特性を調べねばならない。このため、内視鏡・分光器・マイクロコンピュータから成る内視鏡用の分光測光器、OMA (Optical Multichannel Analyzer) システムを開発した。これにより、肉眼的所見に頼る従来の診断では不可能であった病巣部の分離判別・計量化・客観化を可能とし、新たな病巣部診断法の確立を期待することが出来る。また、内視鏡画像に用いられているカラーフィルムからのデータと比較・検討することで、現時点のフィルムの問題点を明らかにすることが出来ると考えられる。

さらに、胃内視鏡の色再現特性を改善する一手段として、条件等色理論に基づき実測値との対応の良い計算モデルを作成した。この計算モデルは、被写体・光源・光学系の分光データ及び撮影フィルムの特性データを入力し、その結果をカラーCRT又はフォトプリンター上に出力する。これにより、各種のパラメーターを変えた場合の内視鏡画像の再現色を容易にシュミレーションすることが出来る。

ここでは、内視鏡で使われているフィルムの分

光感度特性に着目し、この最適化のシュミレーションを行った。これにより、現在のフィルムの色再現特性は未だ改善の余地があることが明らかになった。また、光学系への挿入フィルターのシュミレーションも併せて行ない、赤系色間の色差を増大させることが出来た。これは、正常部と病巣部との識別を容易にする方法を示唆するものと考えられる。

2. 胃粘膜の生体スペクトル測定

2.1 OMAシステム

通常内視鏡により得られる被写体の分光的情報は、波長 400 nm - 700 nm 程度の反射率である。これは、短波長側は光学ファイバーの特性により、また長波長側は赤外線カットのコールドフィルターの特性により、それぞれ制限されることに起因する。それゆえ、この範囲の情報をいかに活用するかが病巣部診断の決め手¹⁾となる。本報では、1024 チャンネルからなる CCD 素子を用いた OMA システムを開発し、この限られた範囲内の情報を精度良く測定することで、新たな病巣部診断法の確立を試みた。

Fig.1 に、OMA システムの基本光学系を示す。内視鏡光学系を通り、被写体からの反射光は接眼部へ導かれる。ここには接続アダプターがあり、光はハーフミラーによりその80%がOMAシステム本体へ、残りの20%が測定部位確認のため接眼部へと振り分けられる。接続アダプターからの光は、光学ファイバーによりスリットを通過後、分光測定器へ導かれる。入射した光は、凹面鏡により反射されほぼ平行な光束となって、反射型回折

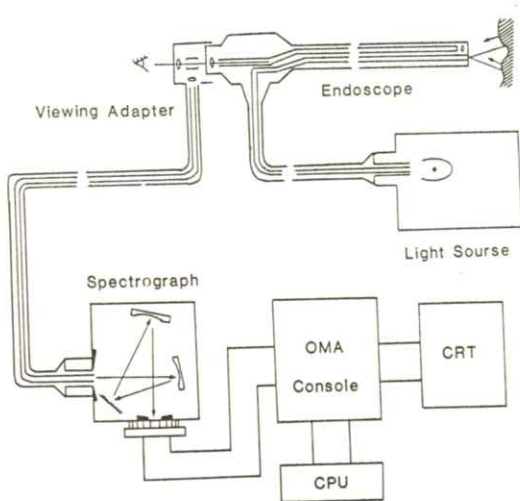


Fig. 1 OMA system to measure the spectrum of stomach membrane.

格子に照射され波長 350 nm - 830 nm に分光された後、もう一つの凹面鏡により CCD センサー部へ送られる。ここで、光強度は電気信号へ変換され OMA コンソール部へ転送される。OMA コンソール部では、OMA システム固有の暗電流特性が除去されて、RAM 上に一時的に記録される。その後、IEEE 規格 888-1975 (通称 GPIB) を介し、マイクロ・コンピュータへ送られ、磁気ディスク上に最終的に記憶される。

2.2 実測値との対応

OMA システムの基本精度を検定するために、評価基準として色差 ($CIE\ 1964\ U^*V^*W^*$) を用いて、色票とその実測値との対応を求めた。被写体は、JIS Z 8726 で定められた演色評価用色票 NOS. 1-15 のカラーチャートと (以下 CIE C15 とする)、赤系色のチャート 6 種類 (R1-R6) 計 21 種類である。この他に、リファレンス用に酸化マグネシウム (MgO) も測定した。撮影距離は

1.5 cm、被写体と照明光の角度は 90° である。測定は、暗室内で行ない、内視鏡光源以外の光の影響を除外した。また、測定は同一色票に対して連続的に 5 回行ない、OMA システムの信頼性も確認した。それと併せて、リバーサルフィルムによる撮影も行ない、内視鏡画像と OMA データとの差異を検討した。

Fig. 2 は、OMA データから求めた CIE 1960 uv 色度図である。また Fig. 3 は、同様の条件下で内視鏡画像から求めた CIE uv 色度図である。両図において、観察光源は CIE D65 であり ● はオリジナルチャートを、△ は OMA データ又は内視鏡画像データを表わす。図から明らかなように OMA による測色は、フィルムによる測色に比べきわめて精度が高いことがわかる。

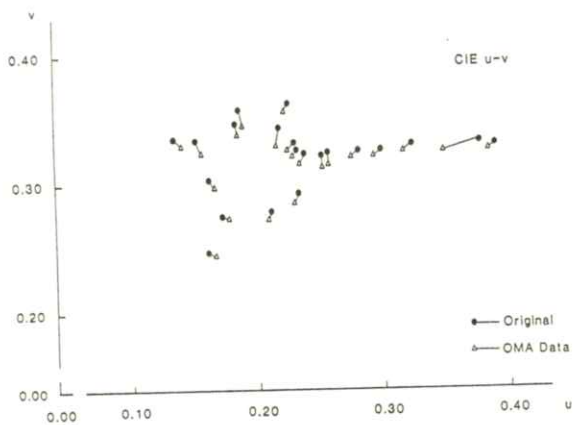


Fig. 2 The chromaticity values of original color chart (●) and those measured by OMA (△). (Viewing illuminant: CIE D65)

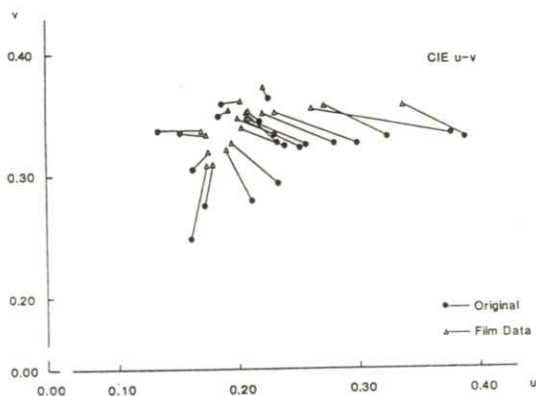


Fig. 3 The chromaticity values of original color chart (●) and color transparency taken by the endoscope (△) under the same conditions shown in Fig. 2.

2.3 生体スペクトルの測定

OMA システムを用いて、癌研付属病院の協力により患者20人から計 100 サンプルの生体スペクトルの測定と、写真撮影を行なった。そのうち測定に失敗したものや、ノイズ・ハレーション等の影響で明らかに異常と考えられるものを除いた計 78 サンプルの uv 色度座標を算出した。ここで観察光源は、CIE D_{65} である。Fig. 4 と Fig. 5 は、それぞれ OMA システムと内視鏡画像のデータから算出した生体スペクトルの uv 色度図である。ここで●は正常と診断された部位の色度を、△は異常が認められた部位の色度を表わしている。OMA データによる色度図〔Fig. 4〕から正常部は左上方に、異常部は右下方に分布する傾向があることが分かる。また異常部も、3 グループに分類出来る。それに対し、フィルム画像のデータからは正常部・異常部とも直線上に分布し、その区別は困難である。

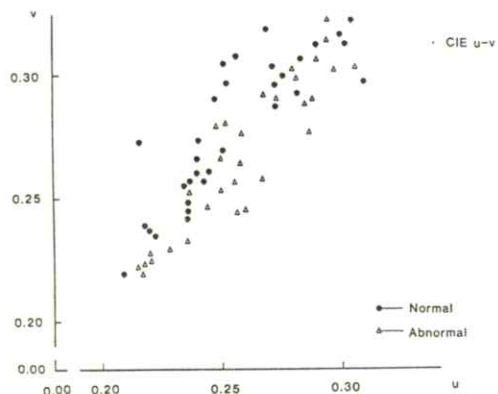


Fig. 4 The chromaticity values of normal (●) and abnormal (△) stomach membrane measured by OMA.

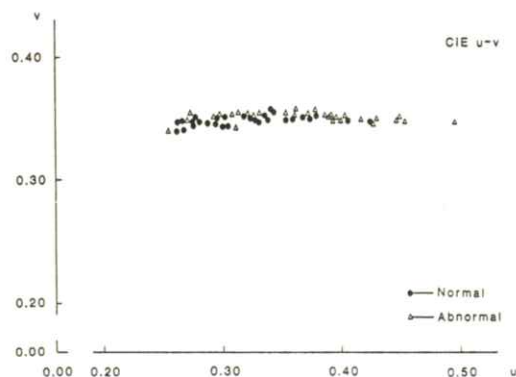


Fig. 5 The chromaticity values on the color transparency of normal (●) and abnormal (△) stomach membrane corresponding to Fig. 4.

3. 色再現計算システム

3.1 計算モデルの概要

条件等色理論 2-4 に基づく、内視鏡画像の色再現計算システムは Fig. 6 に表わされる。計算に必要なデータとしては、a) 被写体の分光反射率特性 $R(\lambda)$ 、b) 撮影光源の分光エネルギー分布

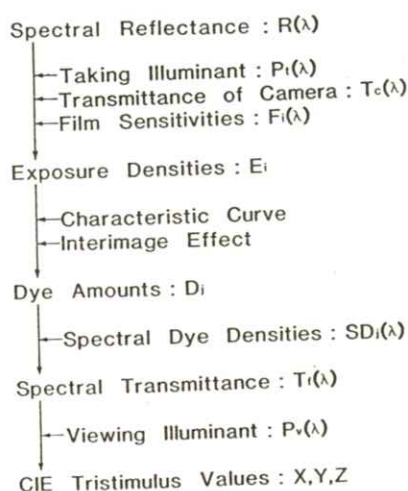


Fig. 6 Block diagram of the calculation model for the color reproduction in endoscopic imaging system.

$P_t(\lambda)$ および、内視鏡光学系の分光透過率 $T_c(\lambda)$,
 c) フィルムの分光感度分布 $F_i(\lambda)$ ($i=r, g, b$)
 d) 使用フィルムの分光濃度分布 $SD_j(\lambda)$ ($j=c, m, y$) がある。 $R(\lambda)$, $P_t(\lambda)$, $F_i(\lambda)$ から、露光濃度 E_i ($i=r, g, b$) が(1)式の様に定められる。

$$E_i = \frac{\int_{vis} R(\lambda) P_t(\lambda) T_c(\lambda) F_i(\lambda) d\lambda}{\int_{vis} P_t(\lambda) T_c(\lambda) F_i(\lambda) d\lambda} \quad (1)$$

この露光濃度 E_i は、写真特性曲線を介して色素量 D_j ($j=c, m, y$) に変換される。さらに、実際の写真システムが現像処理によって受ける重層効果等の非線形要因を含む値に **Matrix** 変換される。(2)式の **Matrix** は、重層効果^{5,6)} や非線形的

$$[D_j] = [\text{Matrix } (3 \times 3)] [D_j] \quad (2)$$

$(j=c, m, y)$

変換特性などの多くの要因を合理化するものと考えられる。

次に、色素量 D_j から使用するフィルムの分光濃度 $SD_j(\lambda)$ ($j=c, m, y$) のデータならびに、**Lambert-Beer** 則の成立に基づいて、フィルムの分光透過率 $T_f(\lambda)$ が定まる。この分光透過率

$$T_f(\lambda) = 10^{-\sum D_j SD_j(\lambda)} \quad (3)$$

$T_f(\lambda)$ と観察光源のエネルギー分布 $P_v(\lambda)$, CIE 等色関数 $\bar{x}(\lambda)$, $\bar{y}(\lambda)$, $\bar{z}(\lambda)$ により三刺激値 X, Y, Z が以下の様に算出される。

$$\begin{aligned} X &= k \sum T_f(\lambda) P_v(\lambda) \bar{x}(\lambda) \\ Y &= k \sum T_f(\lambda) P_v(\lambda) \bar{y}(\lambda) \\ Z &= k \sum T_f(\lambda) P_v(\lambda) \bar{z}(\lambda) \\ k &= 100 / \sum P_v(\lambda) \bar{y}(\lambda) \end{aligned} \quad (4)$$

この三刺激値 X, Y, Z を基にして、CIE 1960 u v 色度図並びに CIE 1964 $U^* \cdot V^* \cdot W^*$ 均等色空間への変換、カラー CRT、フォトリンター等の RGB 信号の算出が行なわれる。

3.2 実測値との対応

計算モデルの精度を検定するため、評価基準として色再現域の面積並びに色差を用い、内視鏡画像からの実測値との対応を求めた。色再現域の面積は、その形状を均一に評価するため CIE 1960 u v 色度図上で求めた。また色差は、CIE 1964 $U^* \cdot V^* \cdot W^*$ 均等色空間上で計算した。被写体は、JIS Z 8726 で定められた演色評価用色票 No. 1-8 を用いた。撮影は暗室内で行ない、内視鏡光源以外の光の影響を除外した。また、撮影距離は内視鏡の標準的な距離である 1.0 cm とし、被写体と撮影レンズ系の光軸は垂直にした。

得られた内視鏡画像から分光光度計により波長 380 nm - 780 nm, 間隔10 nm で透過率を測定し, u , v 色度座標を求めた。なお観察光源としては, CIE D_{65} , A, 及び 5000 K の黒体放射の三種類とした。CIE D_{65} の時の結果を Fig. 7 に示す。図において, 原チャートは実線で, 内視鏡画像の実測値は鎖線で, 計算モデルによる値は点線で示してある。

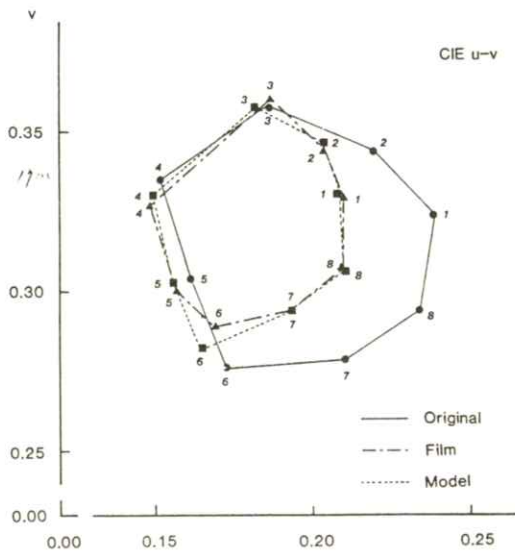


Fig. 7 The chromaticity values of original color chart (●), color transparency taken by endoscope (▲) and simulation result (■).

Table 1 は, 各観察光源に対する実測値と計算値との差をまとめたものである。ここで, 色差の平均値は (各色差の総和) ÷ (全データ数) で求め, 面積比は実測値を 100 とした値である。実測値と計算値は, 色差にして 1 から 4 程度であり, この計算モデルの精度は十分な実用性⁷⁾があることが示された。

Table 1 The accuracy of calculation model compared with color difference and color gamut under the three viewing conditions.

Viewing Illuminant	Averaged Color Difference	Relative Color Gamut
CIE D_{65}	3.246	106.3
CIE A	2.699	108.2
5000 K	3.083	107.6

3.3 画像出力装置

シミュレーション結果の出力装置としては, カラー CRT・フォトプリンターの二つを用いた。カラー CRT はシミュレーション結果をリアルタイムで見られるが, ハードコピー化が困難である。これに対して, フォトプリンターではハードコピーとしての画像が入手出来るが, 露光・現像等に時間がかかり, すぐに画像が見られないという欠点を持つ。それゆえ, この二つの出力装置を使い分ける必要がある。

ここで問題となることは, 両装置共に入力信号として RGB 各 8 bit のデジタル信号を使っている点である。このため計算モデルからの出力である CIE 色度座標系と, 出力装置系の RGB デジタル信号との関係を導かねばならない。両装置共に, 画像出力において非線形な過程を含むため, この関係を理論的に解明し求める事は困難である。ここでは, 多変量解析の中の一手法である重回帰分析を用いて, この関係を求めた。これは, 以下

の過程による。

使用するCRT・フォトプリンターは、RGB各8 bit すなわち 256^3 =約1670万色の表示が可能である。これを、出力装置に表示される色度と計算された色度との対応をつけるため、0-255レベルを17間隔で区切り、 $16 \times 16 \times 16$ の立方体とした。その後、この立方体の4096の各色をCRT・フォトプリンターで出力し、各色に対するCIE 1931 XYZ表色系のx, y並びにYを測定した。これから入力として用いたRGBデジタル信号と、出力として得られたCIE色度座標系との関係を多変量重回帰により導びいた。

4. 計算モデルによるシミュレーション

4.1 分光感度特性の最適化

OMAシステムから得られたデータに比べ、フィルムの色再現特性は、Fig. 2-5から明らかにように不十分であると考えられる。このため、フィルムの分光感度特性⁸⁾に注目してこの最適化を試みた。内視鏡では通常の35mmカメラのフィルムが流用されているが、この感度特性は経験的に推定されたものであり、内視鏡に対しても最適であるかどうか明らかでない。このシミュレーションで用いたパラメーターは、分光感度曲線のピーク波長位置とその半値巾である。また評価基準としては、JIS演色評価用色票No.1-8を被写体とした時の、色差(CIE 1964 $U^* \cdot V^* \cdot W^*$)及び色再現域(CIE 1960 uv)を用いた。

シミュレーションにおいて分光感度分布特性は、次のように変化させた。すなわち、ピーク波長に関しては、分布の形状は一定にし、波長軸に対し

て平行移動した。変化量は、Fig. 8に示されるように、+10 nm, 0 nm, -10 nmの三段階とした。

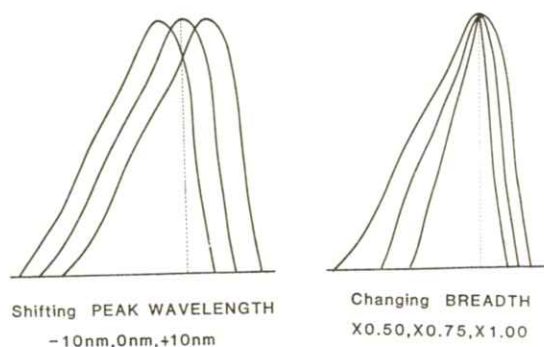


Fig. 8 Spectral sensitivity distribution used in the simulation for improvement of color reproduction.

また半値巾に関しては、ピーク波長位置を一定にしその巾を縮小した。変化量は、Fig. 8に示されるように、0.50倍、0.75倍、1.00倍の三段階で行なった。

これらの組み合わせによるシミュレーション結果から最良の条件を、色差の総和と色再現域の面積の二つを基準とし導いた。この条件並びに、色差と色再現域の改善の度合いをTable 2に観察光源別に示す。改善の度合いは、現時点の内視鏡画像を100とした時の値である。

Fig. 9は、Table 2に示したCIE D_{65} の最良条件下にした場合、得られる各色票の色度座標を、CIE 1960 uv色度図上にプロットしたものである。図において、オリジナルチャートは実線で、内視鏡画像の実測値は鎖線で、計算モデルにより得られた最良の値は点線で示してある。

Table 2 The conditions of spectral sensitivity distribution of red, green and blue sensitive layers for improvement of color reproduction in endoscopic imaging system. The evaluations are based on the color difference (C.D, CIE-1964 U*V*W*) and color gamut (C.G) between present endoscopic image and the modified.

	CIE D65	CIE A	5000 K
R	+10nm, x0.75	+10nm, x0.75	+10nm, x0.75
G	0nm, x0.50	0nm, x0.50	0nm, x0.50
B	-10nm, x0.50	-10nm, x0.50	-10nm, x0.50
C. D	-15%	-20%	-17%
C. G	+18%	+15%	+17%

4.2 光学フィルター挿入の影響

光学フィルター挿入のシミュレーションは、内視鏡で特に問題となる赤系色間の色差を増大させ病巣部の識別を容易にすることを目的とする。光学フィルターを選んだ理由は、実際の内視鏡光学系において、シミュレーション結果を容易に適用出来るためである。使用したフィルターは、標準的であり入手も容易であることからラッテンの青系フィルター14種を選んだ。

被写体は4種の赤系統の色票を用い、評価は色差の総和を用いた。ここでは、識別が容易になれば再現色はどの様に変化しても良いと考え、この色差の総和が大きければ良いとした。Table 3は、各挿入フィルター名と、それを挿入した場合の4種類の被写体に対する色差の総和、並びにフィルターを挿入しなかった時の色差の総和を基準(100)に正規化した値を示す。

これより明らかな様に、フィルターを挿入しても色差はあまり増加しない。しかし、Na39フィルターの場合は例外的に30%ほど増加している。

Fig. 10は、このNa39フィルターを挿入した際の色度座標の変化の様子を示す。●が原チャート、▲が内視鏡画像の実測値、■がフィルターを挿入した際計算モデルにより得られた値を表わす。

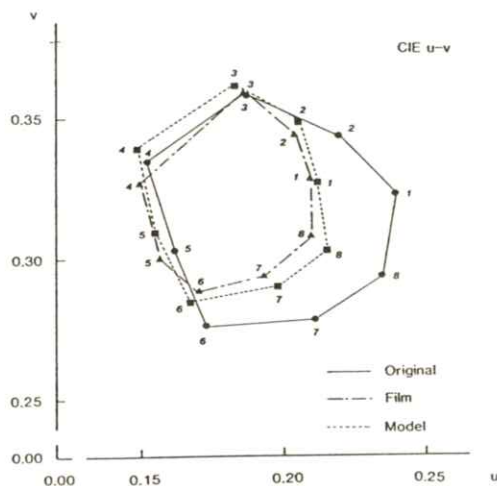


Fig. 9 Original colors (●) and reproduced on to the color transparency taken by endoscope (▲), and those reproduced by the modified the spectral sensitivity distribution based on the simulation (■).

Table 3 14 kinds of filter used to increase color difference between reddish colors in endoscopic imaging system. The effect of filters are shown by the summation of CIE-1964 U*V*W* color difference (C.D) between four colors calculated with filters.

Illuminant		CIE D65		CIE A		5000 K	
NO	Filter	C.D	Normalized	C.D	Normalized	C.D	Normalized
0		262.03	100.00	277.62	100.00	268.86	100.00
1	80A	260.64	99.47	276.89	99.73	267.67	99.56
2	80B	262.00	99.99	278.21	100.21	269.01	100.06
3	80C	262.46	100.17	278.49	100.31	269.43	100.21
4	80D	262.40	100.14	278.18	100.20	269.29	100.16
5	46	226.70	86.52	242.11	87.21	233.20	86.74
6	47	219.62	83.82	237.61	85.59	226.71	84.32
7	48	221.43	84.51	238.44	85.89	228.27	84.90
8	49	263.95	100.73	281.61	101.44	271.30	100.91
9	50	279.10	106.52	296.94	106.96	286.68	106.63
10	38	254.45	97.11	271.72	97.87	261.69	97.34
11	38A	236.70	90.33	255.25	91.94	243.95	90.73
12	39	344.29	131.40	358.92	129.28	350.90	130.52
13	44	219.88	83.92	233.50	84.11	225.92	84.03
14	44A	230.34	87.91	245.47	88.42	236.83	88.09

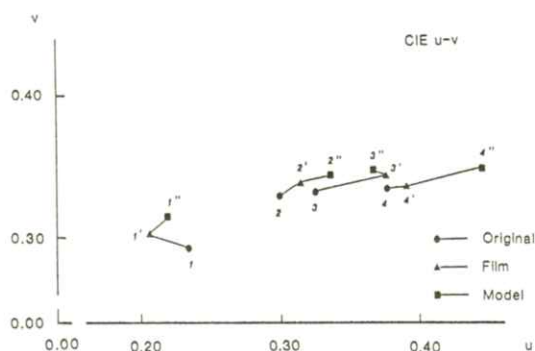


Fig. 10 The chromaticity values of original charts (●), color transparency taken by endoscope (▲) and calculated by the modified the spectral distribution of endoscopic imaging system with optical filter (■).

5. 討 論

5.1 OMA システムの精度に関して

OMA システムの精度は、原則的に C C D 素子の能力により左右されると考えられる。すなわち入射光の輝度レベルが上がるにつれて、その精度は向上するという比例関係を持つ。これは輝度レベルが低下するに従い、C C D 素子のノイズ成分が急激に増加するためと考えられる。しかしあまり輝度レベルが高くても、飽和してしまう恐れがある。この様に限られた輝度レベルの範囲でしか、現在の OMA システムはその精度が保証されていない。しかし、胃内壁の生体スペクトル測定という目的からすると、現在のシステムの許容輝度レベルでも十分であると考えられる。

現 OMA システムは、波長 350 nm - 830 nm で測定可能であるが、実際には波長 400 nm - 700 nm でしか測定に生かされていない。これは現在の内視鏡光学系の分光特性に起因するもので

あるが、例えば、短波長側は光学ファイバーを石英製のものと変えることで拡張出来る。また長波長側は、生体スペクトルへの影響を除くため意図的に赤外フィルターによりカットされているが、測定時のみ瞬間的にフィルターを外すことで拡張出来ると考えられる。可視域以外⁹⁾の波長を測定することで、新たな病巣部診断法の確立が期待出来る。

生体スペクトルに関しては、フィルム画像のデータからは正常部・異常部とも直線上に分布し、その区別は困難である。これに対し、OAM データによる色度図は二次元に分布している。正常部は左上方に、異常部は右下方に分布する傾向があることが分かる。これに対し線形判別関数を用いた識別の結果、正解率 70% で両者を分離可能になったことが分かった。さらに異常部は、グラフ上方からポリープ・びらん・発赤部の 3 グループに大別される傾向がある。しかし、この分類に反するデータも少数ながら存在し、現データ数 (78 個) からこれを断定することは危険である。この様な臨床データ数を増やすことで、正常部・異常部の判断や異常部の分類等を自動的に診断することの可能性が期待出来る。

5.2 分光感度特性の最適化に関して

分光感度分布のピーク波長の位置を平行移動させるシミュレーション結果は、色再現域の面積より色差に対する改善の度合いが大きいことが明らかになった。しかし、色差・色再現域の改善量は、それほど顕著な値ではなかった。即ち、現在の内視鏡で使われているフィルムは、通常のカメラで使われているフィルムをそのまま流用しているが、

ピーク波長の位置に関しては赤感層を長波長側に移動することが有効であることが明らかになった。

分光感度の半値巾を変化させるシミュレーションは、これを狭くする条件でのみ行なった。この理由は、予備実験的に行なったシミュレーションで1.5倍 2.0倍としたところ、いずれも改善される例がなかったためである。シミュレーション結果は、ピーク波長を平行移動させた時とは逆に、色差よりも面積の改善の度合いが大きい。また改善量も色差・色再現域とも大きい値となった。このことは、現在のフィルムの分光感度分布の半値巾は内視鏡に適しておらず改善の余地がある事を示す。すなわち、今使用しているフィルムの半値巾は広すぎ、これを狭くする必要がある。また、この改善はRGB三層の分光感度分布を同時に狭くすることが必要である。

光学系への挿入フィルターのシミュレーションは、ラッテンの青系フィルター14種類を用いた。これは、赤系色の識別が困難な理由として、赤の光が不足するため赤く発色せず識別出来ないのか、又は青の光が不足するために全体が赤く発色して識別出来ないのか、のいずれかと考え、実際のフィルムを見て後者が原因と考えたためである。すなわち、青系フィルターを加えることにより、赤光をある程度カットし全体が赤く発色することを防ぐことが出来る。シミュレーション結果は、4種類の赤系色チャート相互間の色差の総和で評価したが、薄いフィルターでは色度点の変化があまりなく、濃いフィルターでは発色しないなど、フィルターの効果は微妙であった。又、色度点が変化しても、全てが同一の方向へシフトするため、相互間の色差はあまり増加することはなかった。

No.39フィルターの場合は例外的で、約30%ほど色差が増加することが分かった。

6. 結 論

6.1 生体スペクトル測定に関して

胃内壁表面の色調には多くの情報が含まれているが、肉眼では識別することが困難であり、個人差も大きい。このため、内視鏡を利用した胃内壁表層部の生体スペクトル測定を目的とするOMAシステムを開発した。本システムは、

- a) 一回の測定が0.5秒と高速である。
 - b) RAM上にデータを記録するためインターバル約1秒で連続測定が可能である。
 - c) 1024チャンネルのCCD素子を使い波長分解能0.5nmの能力を持つ。
 - d) データを磁気ディスク上に記録出来る。
 - e) 内視鏡部と本体部に分離することで小型・軽量化が達せられた。
- 等の特徴を持つ。

OMAシステムを用いて、患者20人から計100サンプルの生体スペクトルを測定した。このうち測定時の失敗を除く78サンプルから、以下の事柄が明らかになった。

- a) フィルムデータによるuv色度図では、正常部と異常部が直線上に分布し識別が困難である。これに対し、OMAデータからは二次元に分布し識別可能である。
- b) OMAデータによるuv色度図から、正常部と異常部に対し約70%の正解率で識別境界線を引くことが出来る。
- c) 異常部分は、さらにポリープ・びらん・発赤

部の3グループに大きく分類出来る。ただし、この分類に反するデータも少数ながら存在し、断定することは危険である。

以上は78サンプルに対してのみ成立することであり、信頼性を増すためにも、より多数の測定データを収集することが必要である。また、現OMAシステムの測定波長域 400 nm - 700 nm を拡張することで、新たな診断法の確立が期待出来ると考えられる。

6.2 計算モデルに関して

本研究では、条件等色に基づき内視鏡の色再現特性に関する計算モデルを作成した。この計算モデルの特徴を以下に示す。

- a) 入力として、被写体・光源・光学系の分光データ、撮影フィルムの特性データを用いる。この入力値を変えることで、内視鏡画像の再現色を容易にシミュレーションすることが出来る。
- b) 結果は、数値(分光透過率・色度座標)または画像はカラーCRT上・フィルム上の両者に出力可能である。特にCRT上には、リアルタイムで再現画像が得られる。
- c) 処理速度は、数値(色度座標)の場合で1 - 2秒、画像(200×300)の場合で2分ほどと高速である。
- d) 処理データは、磁気ディスクまたは磁気テープ上に保存可能で、いつでもその呼び出しが可能である。

また計算モデルにより得られた結果は、実験的に検証し、十分な精度を持つことが確認された。

6.3 シミュレーション結果に関して

内視鏡再現画像の色再現特性改善を目的とし、使用フィルムの分光感度特性のシミュレーションを行なった。分光感度特性の最適化は、そのピーク波長位置と半値巾をパラメーターとし、評価基準は色差と色再現域の面積を用いた。その結果次の事実が明かになった。

- a) 現在の分光感度特性により得られる色再現域よりも大きな色再現域が、ピーク波長位置・半値巾を適切に変化させることにより、実現可能である。
- b) ピーク波長位置は現在のフィルムでもほぼ適正と言えるが、これを改善するならば、赤感層を長波長側にシフトする必要がある。これによる改善は、面積(+3%)よりも色差(-10%)の方に表われる。
- c) 半値巾は、赤緑青三層共に約1/2に狭める必要がある。これにより、面積で約+20%、色差で約-7%改善される。
- d) ピーク波長位置と半値巾を同時に変化させるならば、色差・再現域の両方にわたるバランスの良い改善が可能となる。
- e) 三種類の観察光源(CIE D 65, CIE A, 5000 K)による、最良条件の違いはなかった。光学フィルター挿入に関しては、赤系色間の色差を増大させ病巣部と健康部との識別を容易にする目的で行なった。14種類のフィルターを用いたが、その結果ラッテンNo.39フィルターのみが30%程度色差を増加させることが分かった。しかし他の13種類のフィルターについては、識別を容易にする効果は得られなかった。このシミュレーションに関しては、青系統のフィルターのみでなく他の

フィルターでも行なうなどの検討の余地がある。

以上の結果は、OMA システムから測定された代表的な胃粘膜の数例について適用した結果、その有効性が明らかになった。

謝 辞

本研究を行なうにあたり、実験・測定に協力していただいた卒業生の山高 卓氏（現 大日本印刷 KK）に深く感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 熊谷博彰, 福富久之, 他: Progress of Digestive Endoscopy, **7** 67 (1975).
- 2) 鶴岡建夫, 三宅洋一, 他: 信学技報, MBE 84-100 (1984).
- 3) E. Allen: J. Opt. Soc. Am. **56** 1256 (1966).
- 4) N. Ohta: Photogr. Sci. Eng. **25** 161 (1981).
- 5) W. T. Hanson, Jr., C. A. Horton: J. Opt. Soc. Am. **42** 663 (1952).
- 6) W. T. Hanson, Jr., W. L. Brewer: J. Opt. Soc. Am. **44** 129 (1954).
- 7) 黒坂判造, 他: astroenterological Endoscopy **25** 1026 (1983).
- 8) N. Ohta: Photogr. Sci. Eng. **25** 101 (1981).
- 9) 三村征四郎, 奥田 茂: Gastroenterological Endoscopy **21** 511 (1979).

三次元表示を目的とした多層CT像の補間

岡田 勝行・亀井 啓一・太田 宏明・小瀬 輝次

千葉大学・工学部・画像工学科 〒260 千葉市弥生町1-33

(1986年2月22日, 最終 1986年4月2日受理)

Interpolation of CT Images for Three Dimensional Display

Katsuyuki OKADA, Keiichi KAMEI, Hiroaki OHTA and Teruji OSE

Department of Image Science & Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University,

Yayoi-cho, Chiba 260

(Received February 22, 1986, in final form April 2, 1986)

In this paper three methods are used to interpolate the CT image data in the axial direction for three dimensional display of them. The methods used here are (1) polynomial interpolation, (2) a method based on geometrical mean or mean square and (3) a method using partial cross-correlation function. From the results of computer simulation, it is concluded the method using partial cross-correlation function gives good results though the processing needs much computer time. Some results on CT images are also presented.

1. はじめに

医学の診断において, 人間の体内の器官の三次元的な形状や, 患部の三次元的な位置の把握が必要となる場合が多い。この様な場合X線CT像を, その断面の位置をかえながら多数撮影することが, 良く行なわれている。これらの断層像を観察をする場合, 三次元的な形状の理解を助けるため, ホログラムを用いた立体像表示や, 計算機による擬

似三次元表示を行うことが考えられている¹⁻³⁾。

三次元像表示を行う場合, 撮影された断層像の間隔が広く, 枚数が少ないと, 良好な立体像が得られない。例えば, ホログラムを用いて断層像の立体像表示を行う場合, 断層像の間隔が広いと, それぞれの断層像が分離された様に観察されてしまうため, 立体的な像が得られない。ホログラムにより十分良い立体像を作成するためには, 通常数 mm 間隔で撮影した断層像が, 20~100 枚程度

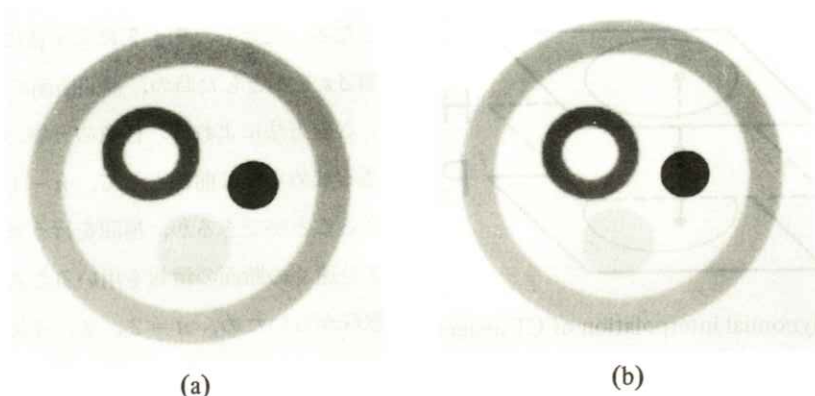


Fig. 1 Two of images used for simulation

必要となる^{1),3)}。

しかしながら、立体像表示の目的のみのためにあまり多くの断層像を撮影することは放射線被爆量が増すなど、患者への負担が大きくなり、好ましくない。そこで、荒い間隔で撮影された断層像から、その間の断層像を計算機を用いて補間することが考えられる。

これまで、このような画像処理の研究は、撮影された断層像の間隔があまり大きくない場合⁴⁾をのぞいて、ほとんど行なわれていない。本研究では二枚、又はそれ以上の断層像から、その中間の断層像を補間する、幾つかの方法を考案し、それらにより作成した画像の比較を行う。

2. シミュレーションの方法

三次元的な被写体 $F(x, y, z)$ において、撮影した断層像の間隔を Δz とし、 z 座標が一定値 $z = i\Delta z$ の場合(i は整数)の断層像を、 $P(x, y)$ とする。それらを用いて、任意の z 座標における断面、 $H(x, y)$ を作成することを考える。

Fig. 1 にそれぞれのアルゴリズムを比較するた

めに、計算機により作成した断面像のなかの、二面を示す。この場合の三次元的な被写体としては、太い円筒状の物体の内部に、 z 軸に対して傾いた円筒と円柱(灰色の円)、及び球(黒色の円)が存在すると仮定して作成した。像全体の画素数は 128×128 画素である。二枚の画像の間での、それぞれの要素の移動量は、最大 x, y 方向に4画素とした。

以下では、この二枚の画像のちょうど中間の位置における断層像を作成し、比較する。

3. 多項式による補間

被写体の形状が、三次元的になめらかで、もし、断面方向の分布の帯域が制限されていて、断面像の撮影時のスライス厚も無視できるとすると、サンプリング定理にもとづく間隔で断面像を撮影していれば、sinc関数による補間により、被写体全体の分布は完全にもとめることができる。しかしながら、通常人体内は等方的であるのに対して、 z 軸方向のサンプリング間隔は x, y 方向に比べて、いちじるしく粗であり、このような補間を適用する

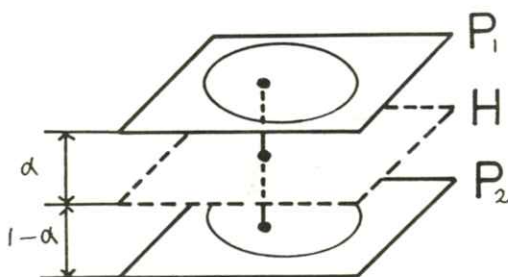


Fig. 2 Polynomial interpolation of CT images

ことはできない。

しかしながら、三次元的な被写体の分布が z 軸方向になめらかに変化していると仮定すれば、上下の断層像の値を、 z 軸方向に対してなめらかに接続することにより、補間像を得ることができる。なめらかな変化をあらわす方法は幾つかあるが、ここでは、適当な次数の多項式による補間を行った。

この場合、補間像 $H(x, y)$ は、Fig. 2 に示す様に、断層像 $P(x, y)$ の、同一の (x, y) 座標の値の一次結合として求められる。すなわち、補間像は

$$H(x, y) = \sum_{i=1}^n a_i P_i(x, y) \quad (1)$$

ここで係数 a_i は、ラグランジュの補間公式により、

$$a_i = \frac{\prod_{k=1, k \neq i}^n (z - k \Delta z)}{\prod_{k=1, k \neq i}^n (i \Delta z - k \Delta z)} \quad (2)$$

である。ただし $n-1$ が、補間多項式の次数となる。特に、 $n=2$ の場合、一次補間となり、

$$H(x, y) = (1-\alpha)P_1(x, y) + \alpha P_2(x, y) \quad (3)$$

となる。ただし、Fig. 2 に示す様に α は断層の間隔 Δz を1とした時の、補間断面の位置である。

この方法によれば、任意の n 層の断面像の値を通るなめらかな曲線として、 $n-1$ 次の多項式を作ることができるが、補間を行う断面に対してあまり遠くの断面の情報をを用いることは、物理的に意味がないため、 $n=2, 3, 4$ についてシミュレーションを行った。

Fig. 3 は、結果であり、(a)(b)(c)はそれぞれ、1, 2, 3 次の多項式により補間した像である。

結果を見ると、特に左上部において、円筒状の物体の値が、不自然に重なり合った様になっている。この被写体の場合、濃度がなめらかに変化するという仮定が成立しないためである。実際の人体においても、特に骨部等は、濃度値が急激に変化する。このため、濃度値をなめらかに接続するだけでは、実際の断層像においても良好な補間はいえないと思われる。

又、補間する面に対して、遠くの断層面の情報を用いた場合、すなわち補間多項式の次数が高い場合には、補間した値が負の値を持つなど、得られる補間像に不自然さが目立つようになる。このため、多項式による補間では、最も単純な一次補間が適当であると思われる。

4. 相乗／二乗平均を用いた方法

前述の方法では、補間する断面の画素に対して、実際に撮影した断面上の、同一の位置の画素の値のみから補間像が推定できる、という仮定により補間を行った。しかしながら、撮影された断層面の間隔があまり狭くない場合、この仮定は成

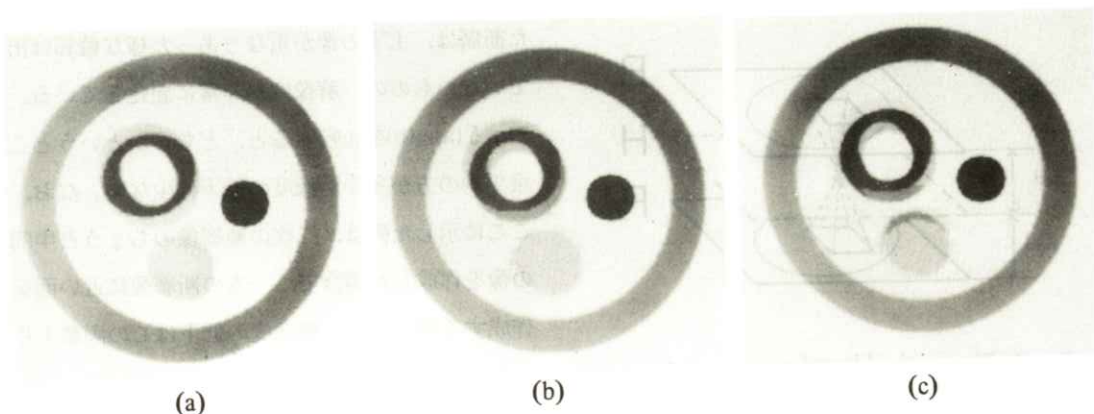


Fig. 3 The results of the simulation by linear interpolation (a) quadratic interpolation (b) and cubic interpolation (c)

立しない。例えば、骨などの要素物体が、 z 軸に対して傾いて存在した場合には、骨の断面が、その位置を変化させながら写ることになる。そのため、補間する断面上の一画素に対して、それをはさむ二つの断面上のある範囲の情報が影響すると考えた方が現実的である。

このような場合に、補間点に対する上下の断層像の影響の割合が、全ての画素で等しいとすれば、上下の断層像の、上述の範囲内の点の値の、適当な平均値により、補間像を推定することができる。

実際の方法を、Fig. 4 に示す。ここで、補間する断面のある一画素を考える場合、この画素を通り、 z 軸に対して傾いた直線を引き、この直線と交わる上下の撮影された断層像の画像の値の、適当な平均値を計算する。この値を、直線の傾きと方向のある範囲内で変えて積分した値を、補間像の値とする。

上下の断層像の値を平均する方法として、相加平均、相乗平均及び二乗平均を考えた。すなわち補間像 $H(x, y)$ は、

$$H(x, y) = \iint_{-w}^w \{ P_1(x - \alpha s, y - \alpha t) + P_2(x + (1 - \alpha)s, y + (1 - \alpha)t) \} / 2 \, ds \, dt \quad (4)$$

$$H(x, y) = \iint_{-w}^w \{ P_1(x - \alpha s, y - \alpha t) \cdot P_2(x + (1 - \alpha)s, y + (1 - \alpha)t) \}^{\frac{1}{2}} \, ds \, dt \quad (5)$$

$$H(x, y) = \left\{ \iint_{-w}^w P_1(x - \alpha s, y - \alpha t) \cdot P_2(x + (1 - \alpha)s, y + (1 - \alpha)t) \, ds \, dt \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

によりもとめる。ここで、 w は補間断面に影響を

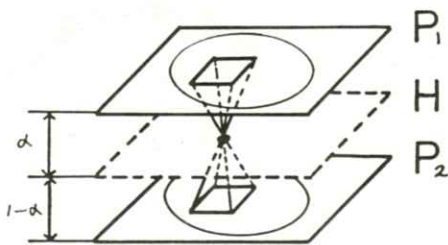


Fig. 4 The method based on geometrical mean or mean square

与える上下断層像の範囲をあたえる定数で、前述の直線の傾きの最大値は、 x 、 y 方向に対して、 $\tan(w/4z)$ で与えられる。又、 α は、補間断面の z 方向の位置である。なお、これらの式で、式(4)(5)(6)は、それぞれ、上下の断層像の値の、相加平均、相乗平均、及び二乗平均に相当する。

Fig. 5 に、この方法により作成した画像を示す。ここで、(a)は式(5)、(b)は式(6)により作成した画像である。又、 $w=11$ 画素である。

この結果を見て明らかなように、上下の補間し

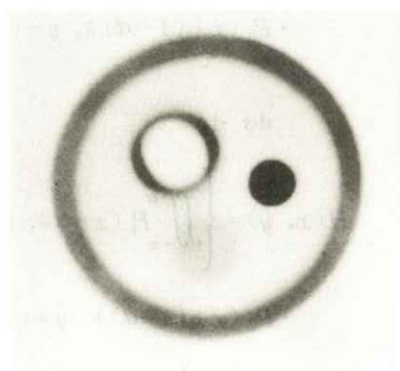
た断層は、上下の像が重なりあった様な輪郭は出ていないものの、解像度が非常に悪化している。

Fig. 5 (a)と(b)を比較すると、どちらかという二乗平均の方が多少解像度の低下は少ない。なお、ここに示した例は、二枚の断層像のちょうど中間の像を作成した場合で、一方の断層像に近い面を作成する場合には、解像度の低下はこの画像より少ない。

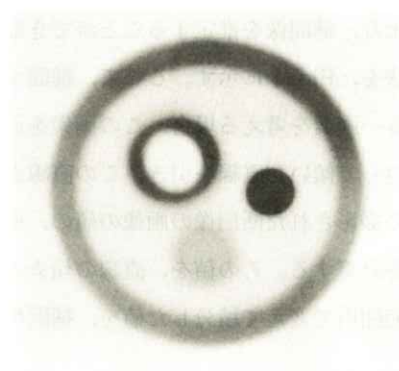
又、式(4)による相加平均による方法の場合には積分順序を入れ替えることにより、二枚の断層像の、ウィンドウの内部の移動平均をとり、互いにたし合わせた像となるため上述の二つの場合より、さらに解像度は悪化する。

中間調のある画像の場合、解像度の悪化がこと程度であると、後処理により解像度の向上をすることはむずかしい。しかしながら、最終的に必要な画像が線画化された、輪郭線である場合には、得られた画像を適当なしきい値により処理することにより、解像度の補正を行うことができる。

Fig. 6 に、あらかじめ線画化した画像(a)(b)に対



(a)



(b)

Fig. 5 The results of the simulation by the methods based on geometrical mean (a) and mean square (b)

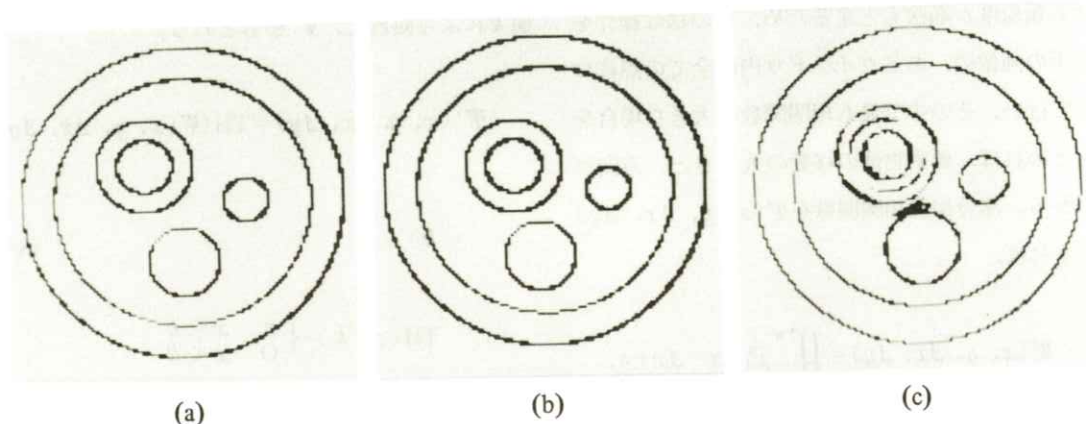


Fig. 6 The line objects (a) and (b), and the results of processing by the method based on mean square

して、このアルゴリズムを適用した後、しきい値処理によって二値化した画像(c)を示す。この場合式(5)と(6)はしきい値の決め方が異なるが、同一の画像をあたえる。

この結果よりわかる様に、二値線画化した画像に対しては、良好な画像が得られる。Fig. 6 (c)で、特に左上部の二重円の内部に、偽の論郭線が生じているが、これは、近接した二本の線が、一つのウインドウ内に存在する場合、本来対応関係が成立する線以外を結ぶ直線上の点も、補間点としてしまうためである。

5. 部分相互相関関数を用いる方法

前述のアルゴリズムにおいて、解像度が悪化した原因は、上下の断面のウインドウ内のすべての画素が、同じ割合で補間断面の一画素に対して寄与したと仮定したためである。しかしながら、前述の様に、人体内には、ある程度かたまつた器官の様な物体が、三次元的に分布している。この様な被写体を、スライス面を変えて断層像撮影した

場合、各断層像の間で特長のある物体(要素物体)が変形しながら移動している様に写る。この時、変形があまり大きくなければ、上下の断面像においての要素の移動を、なんらかの方法により検出して、その対応した位置の値から、補間像を作成すれば、解像度の悪化は生じない(Fig. 7)。

移動の検出には、部分相互相関関数を用いる。部分相互相関関数は、補間断面上のある一点に対して、上下の断層像内の直線的にずれている部分を、相関積分範囲 $(2u+1) \times (2u+1)$ だけ切り出し、その範囲内の画像の類似度を調べる関数である。切り出す位置を変えると、その位置にお

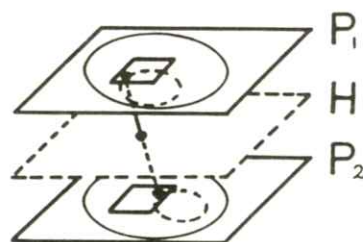


Fig. 7 The method using partial cross-correlation function

ける類似度が順次もとまるため、この様な操作を上下の画像の、あるウィンドウ内の全ての点について行い、その中で最も相関関数の大きな場合をもとめれば、要素物体の移動の大きさと、方向がわかる。部分相互相関関数を $\Psi(x, y, \Delta x, \Delta y)$ とすれば、

$$\Psi(x, y, \Delta x, \Delta y) = \iint_{-u}^u P_1(x - \Delta x + s, y - \Delta y + t) \cdot P_2(x + \Delta x + s, y + \Delta y + t) ds dt \quad (7)$$

となる。この関数は補間像の座標 x, y それぞれに対して、ウィンドウの相対的な移動の量 $\Delta x, \Delta y$ の関数となる。なお、ここでは、規格化した相関関数を示した。

しかしながら、ここで、もし式(7)の最大値を示す位置から、対応点の位置が正確にわかれば良いが、通常は(1)要素物体が変形している、(2)要素物体が断面の間で消えてしまう(終端)、(3)要素物体が分岐する、など、要素物体の移動だけが生じているわけではないため対応点が完全にもとまるとは限らない。特に(2)(3)の場合、本来の対応点とは異なる位置において、相関関数が最大値を持つ場合が多い。そのため、相関関数の最大値をとる位置の情報のみから補間像を作成することには問題がある。そこで、補間像の推定値として、上下の断層像において、相関関数の値がある程度の値以上の部分から、相関関数の値を考慮して、それらの平均値をとり、これを推定値とする。

つまり、まず式(7)の相関関数 Ψ を適当なしきい

値 k により処理し、 Ψ' をもとめる。

$$\Psi'(x, y, \Delta x, \Delta y) = \text{TH}(\Psi(x, y, \Delta x, \Delta y), k) \quad (8)$$

$$\text{TH}(x, k) = \begin{cases} x & x \leq k \\ 0 & x > k \end{cases}$$

次に、相関関数の値を重みとして、この範囲の、上下の断層像の値の平均値をもとめる。

$$H(x, y) = \iint_{-v}^v \Psi'(x, y, \Delta x, \Delta y) \cdot \{P_1(x - \Delta x, y - \Delta y) + P_2(x - \Delta x, y + \Delta y)\} d\Delta x d\Delta y \quad (9)$$

これが推定値である。

Fig. 8 にシミュレーションの結果を示す。ここで(a)はしきい値 $k = 0.5$ の場合で、(b)は $k = 0.8$ の場合である。又、その他のパラメータは、相関積分範囲 $u = 6$ 画素、 $\Delta x, \Delta y$ の最大値 v は6画素である。しきい値 k は1に近いほど平均の操作が少なくなるため、作成される画像の解像度は良くなる。

Fig. 8 の結果より、しきい値 $k = 0.8$ の場合には、かなり良好な補間像が得られることがわかった。

なお、相関積分範囲 u の値は、結果に対して大きく影響する。つまり、積分範囲 U の値があまり大きいと、このウィンドウの中に要素物体が二つ以上入り、対応関係が取れなくなるが、小さ過ぎ

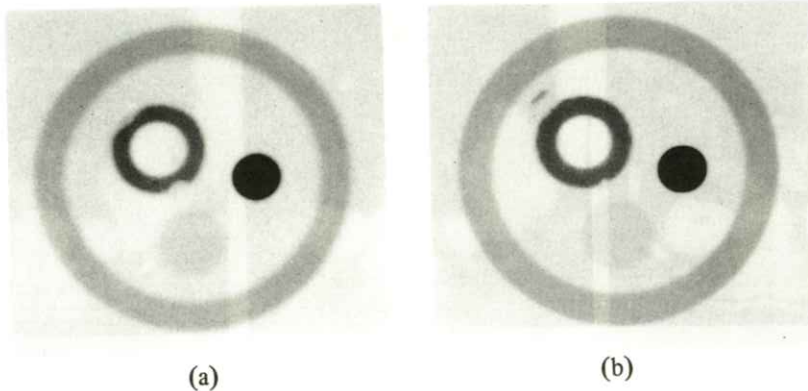


Fig. 8 The results of the simulation by the method using partial cross-correlation function with $k=0.5$ (a) and $k=0.8$ (b)

ると、相関関数の精度が低下する。シミュレーションでは、全画像の画素数 128×128 に対して、 $2u+1$ が $1/10$ 程度の大きさであり、ほぼ要素物体の大きさの、数分の 1 程度であることから、ほぼ適当な値であると思われる。又、 $\Delta x \Delta y$ の最大値 v は、要素物体の最大移動量程度とするのが良い。

6. 実際の断層像による処理

以上述べた方法について、実際の断層像を用い

て処理を行った。Fig. 9 に、使用した断層像を示す。これらは体断面の断層像であり、断層間隔は 10mm、処理系の関係で画素数は 128×128 画素である。

Fig. 10 に処理を行った例を示す。(a) は第 3 章の多項式補間による結果で、次数は 1 次である。背骨部、及び体表部において、一部二重の像となっているが、解像度はかなり良好である。(b) は、第 4 章の二乗平均の方法による結果である ($w=11$ 画素)。全体的に解像度の低下がかなり大きい。(c) は第 6 章の部分相互相関関数を用いる方法によ

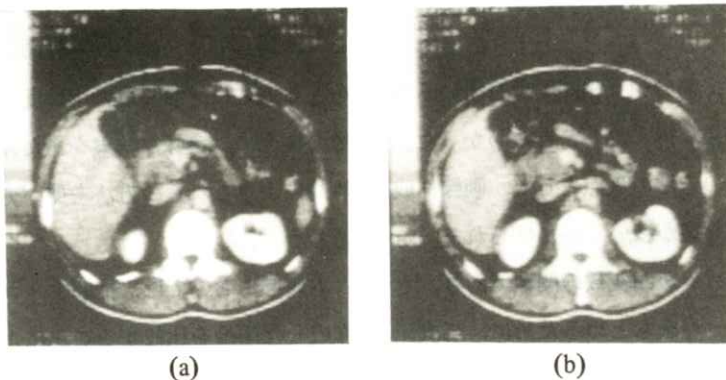


Fig. 9 The CT images used for processing

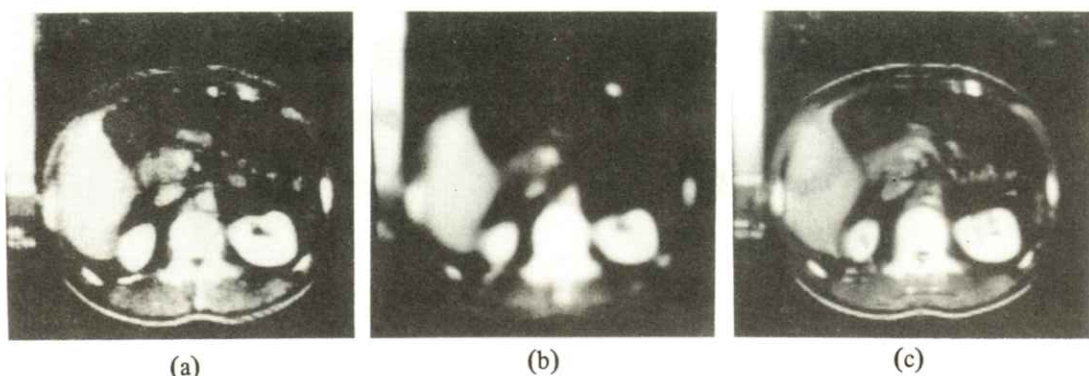


Fig. 10 The results on CT images by linear interpolation (a), by the method based on mean square (b) and by the method using partial cross-correlation function with $k=0.8$ (c)

り作成した画像であり $u = 6$ 画素, $v = 6$ 画素, しきい値 $k = 0.8$ である。かなり良好な画像が得られた。しかし、背骨部の一部において、撮影された二枚の断層像での差異が大きく、対応関係がとれないため、補間像においても若干の偽像が生じている。又、撮影された画像には、二枚の間で相関がない、ランダムなノイズがのっているが、これに対して、補間した画像では、平均化の効果により、ノイズが減少している。

7. まとめと結論

以上の結果より、部分相互相関関数を用いる方法が最も良好な結果が得られることがわかった。しかしながら、この方法の欠点として、画像作成のために必要な演算量が多いことがあげられる。これは、相互相関関数 Ψ が四変数の関数であり、さらに、 Ψ について一点をもとめるために、二次元の積分演算が必要であるためである。実際、今回の処理において、大型計算機(M-180 H)による演

算時間は、多項式補間の場合、数秒であるのに対して 部分相互相関関数を用いる方法では、60分近くかかる。ただ、この演算自体は、単純な演算の繰り返しであるため、アレイプロセッサなどを用いたパイプライン処理や、さらには処理系のハードウェア化を行うことが容易であり、それほど大きな問題とはならないであろう。

以上の結果より、演算量の問題がなければ、部分相互相関関数を用いた方法が最も良いと思われる。又、演算結果は多少劣るが、高速性が重要である場合には、演算量の少ない、一次補間が良い。これに対して、二枚の断層像の、相乗／二乗平均をとる方法は、演算量は中程度であり、特に線画像の場合に、良好な結果をあたえる。この様に、目的によりこれらの方法を使い分けるのが良いであろう。

本研究においては、補間アルゴリズムの比較を、作成した画像を比較することにより行った。これは、三次元表示を目的としているため、評価に関して、評価に関して、値そのものの差より、画像

の形状の変化が問題になるためである。しかしながら、より厳密な目的に対して補間画像が必要な場合、別の方法による評価も必要となるであろう。今後、実際の三次元画像を作成して、評価を行う予定である。

最後に、CT像を提供して下さった、国立千葉病院の、鈴木、多田両博士、貴重なお意見をいただいた医用ホログラフィー研究会の諸先生、及び富士写真光機株式会社の鈴木氏、斎藤氏に感謝する。

参考文献

- 1) 橋本省三：映像情報 **Medical** 15 245 (1983)
- 2) 橋本省三 他：第20回日本医学放射線学会秋季臨床大会シンポジウムIV
- 3) 岡田勝行 他：第32回応用物理関係連合講演会予稿集 56 (1985)
- 4) Chin-Hwa Lee: **IEEE trans. Medical Imaging** **MI-2** 142 (1983)

連続系との対応を考慮した離散系でのラドン変換

大木 繁・大山 永昭・辻内 順平・本田 捷夫

東京工科大学工学部像情報工学研究施設 〒227 横浜市緑区津田町 4259

(1986年2月22日, 最終1986年3月11日 受理)

Analysis of the Radon Transform in the Discrete Field

Shigeru OHKI, Nagaaki OHYAMA, Jumpei TSUJIUCHI and Toshio HONDA

Imaging Science and Engineering Laboratory, Tokyo Institute of Technology

4259 Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 227

(Received February 22, 1986, in final form March 11, 1986)

In computed tomography, the reprojection from provisionally reconstructed image is often needed, and a few kinds of algorithms have been used for that purpose. But no conventional reprojection algorithm corresponds to the Radon transform in the continuous field, and the analytically accurate reprojection algorithm has been desirable. This paper proposes a reprojection algorithm based on the Radon transform in the continuous field, and the superiority of the newly proposed algorithm to the conventional ones have been proved through the computer simulation.

1. はじめに

CTでは、一度再構成した画像から投影を計算(再投影)することが、主にイタレーションによるアルゴリズムなどで、再構成像の質を高めるために行なわれる¹⁾。再投影の際に問題となるのは、再構成像から計算される投影の正確さである。2次元画像を投影データ、すなわち線積分の集合として変換するのがラドン変換であるが、現在用い

られている再投影の計算手法では、連続系でのラドン変換と対応づけられているものはなく、解析的に正確な再投影手法は確立されていない。そこで本論文では、離散系での投影手法について、連続系でのラドン変換を元にした考察を行ない、解析的に正確な再投影手法の導出を試みた。さらにファントムを用いたシミュレーションにより、再構成像を求め、従来の手法と比較して、本論文で提案する再投影手法が優れていることを示す。

2. 離散系での再投影手法

2.1 離散系でのラドン変換

連続画像を帯域が制限されていると仮定し、その2次元関数を $f(\mathbf{r})$ 、さらにサンプリングされた離散画像を $f_S(\mathbf{r})$ とする。サンプリング関数 $S(x, y)$ をFig. 1のような間隔 d の正方格子状のものとするれば、

$$S(x, y) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} \sum_{j=-\infty}^{\infty} \delta(x-id, y-jd) \quad (1)$$

とデルタ関数列で表われる²⁾ によって、離散画像 $f_S(\mathbf{r})$ は、そのサンプル列 f_{ij} により

$$\begin{aligned} f_S(\mathbf{r}) &= f(\mathbf{r}) \cdot S(x, y) \\ &= \sum_{i=-\infty}^{\infty} \sum_{j=-\infty}^{\infty} f_{ij} \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_{ij}) \end{aligned} \quad (2)$$

[但し、 $\mathbf{r}_{ij} = (id, jd)$]

となる。また、連続画像 $f(\mathbf{r})$ は、補間が理想的に行なわれれば、補間関数 $g(\mathbf{r})$ を $f_S(\mathbf{r})$ にコンボリューションすることにより完全に再生される。

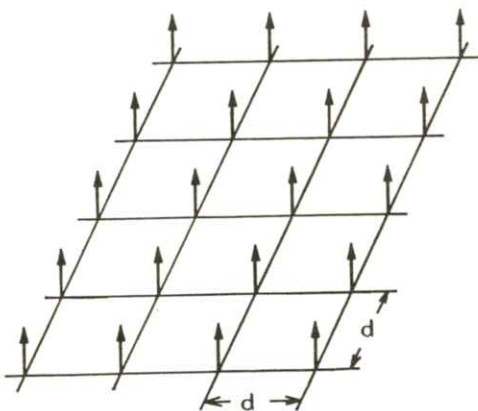


Fig. 1 Sampling function

$$f(\mathbf{r}) = f_S(\mathbf{r}) * g(\mathbf{r})$$

$$\begin{aligned} &= \int_{-\infty}^{\infty} f_S(\mathbf{r} - \mathbf{w}) \cdot g(\mathbf{w}) d\mathbf{w} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{i=-\infty}^{\infty} \sum_{j=-\infty}^{\infty} f_{ij} \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_{ij} - \mathbf{w}) \\ &\quad \cdot g(\mathbf{w}) d\mathbf{w} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、積分に付けた ∞ は、積分を無限平面で実行することを意味する。

さて、連続系で2次元関数 $f(\mathbf{r})$ を投影 $p(t, \theta)$ (t は投影軸、 θ は投影方向)に変換するラドン変換は、Fig. 2のような座標系をとれば、³⁾

$$p(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\mathbf{r}) \delta(t - \mathbf{r} \cdot \mathbf{e}_\theta) d\mathbf{r} \quad (4)$$

となる。ここで、 $\mathbf{e}_\theta$ は投影方向に垂直な単位ベ

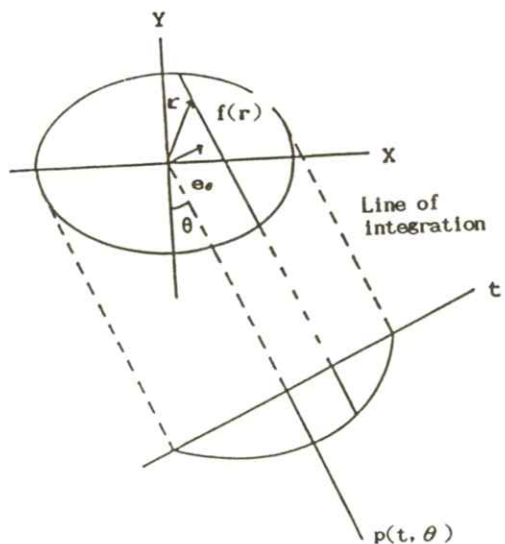


Fig. 2 The Radon transform in the continuous field

クトルを表わしている。この式に、(3)式を代入すると、

$$\begin{aligned}
 p(t, \theta) &= \int_{-\infty}^{\infty} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{i=-\infty}^{\infty} \sum_{j=-\infty}^{\infty} f_{ij} \delta \right. \\
 &\quad \left. (\mathbf{r} - \mathbf{r}_{ij} - \mathbf{w}) \cdot \mathbf{g}(\mathbf{w}) d\mathbf{w} \right\} \\
 &\quad \times \delta(t - \mathbf{r} \cdot \mathbf{e}_{\theta}) d\mathbf{r} \\
 &= \int_{-\infty}^{\infty} \sum_{i=-\infty}^{\infty} \sum_{j=-\infty}^{\infty} f_{ij} \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_{ij}) \\
 &\quad \delta(t - \mathbf{r} \cdot \mathbf{e}_{\theta}) d\mathbf{r} \\
 &\quad * \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{g}(\mathbf{r}) \delta(t - \mathbf{r} \cdot \mathbf{e}_{\theta}) d\mathbf{r} \quad (5)
 \end{aligned}$$

となる。(5)式の意味するところは、投影 $p(t, \theta)$ は、離散画像の投影と補間関数の投影とのコンボリューションで与えられるということである。以上の議論はすべて連続系でみてきたので、離散系での投影を考える際には、(5)式に則せば、連続系での投影と一致するということになる。

2.2 sinc 関数補間による再投影手法

次に、式における補間関数の投影について考えてみる。離散画像に対する補間関数としては、画像の半径方向の最高周波数が $1/(2d)$ より小さければ、周波数での形がFig. 3のような円筒形のフィルター

$$G(\rho) = d^2 \cdot \text{circ}(2d\rho) \quad (6)$$

[ρ は半径方向の周波数成分]

を理想的な補間関数として用いることができる。このフィルターの周波数面での半径方向の断面は

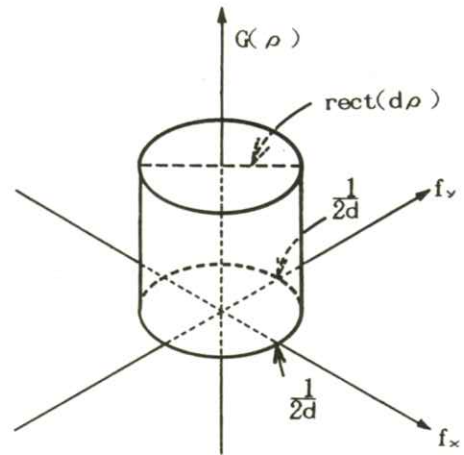


Fig. 3 Interpolation function in the frequency domain

$$G_p(\rho) = d^2 \cdot \text{rect}(d\rho) \quad (7)$$

となるので、この補間関数の投影 $g_p(t)$ は、投影定理を逆に用いることにより、

$$\begin{aligned}
 g_p(t) &= \mathcal{F}^{-1} \{ d^2 \cdot \text{rect}(d\rho) \} \\
 &= \mathcal{F}^{-1} \{ \text{rect}(d\rho) \} \\
 &= d \cdot \text{sinc}(t/d) \quad (8)
 \end{aligned}$$

となる。こうして、離散画像の投影に(8)式のsinc関数のコンボリューションを行なうことにより、正確な再投影となる。

2.3 従来の再投影手法

ここで、従来行なわれている再投影手法及びその補間関数について述べる。

2.3.1 線形補間

この手法ではFig. 4のように、投影軸上で離散

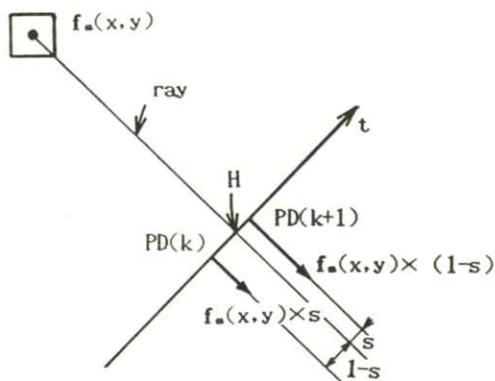


Fig. 4 The linear interpolation algorithm

画像からの投影に対して線形補間を行なう。ある点 $f_s(x, y)$ からの投影は、ray と投影軸 t との交点 H をはさむ 2 つのサンプリング点 $PD(k)$, $PD(k+1)$ に対し、交点 H からの距離に逆比例した値で、投影データに重みづけをする。つまり次式の計算を行なう。

$$\left. \begin{aligned} PD(k) &= s \cdot f_s(x, y) \\ PD(k+1) &= (1-s) \cdot f_s(x, y) \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

これは、離散画像からの投影に対し、投影軸上で $A(t/d)$ をコンボリューションすることに相当している。

2.3.2 ピクセル投影

ピクセル投影では、投影をとる元の離散画像をピクセル内では一様な値をもったものとして考えている。これは、元の離散画像に対して、square 関数補間をしたことになる。Fig. 5 のように、ピクセル $O(i, j)$ に対し、ray がピクセルを横切る長さにより、サンプル点 $PD(k)$, $PD(k+1)$ に重みづけを行なう。式で表わせ、

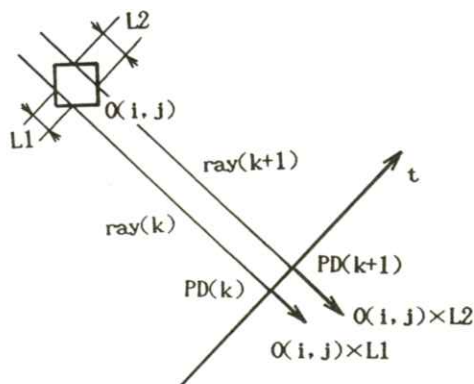


Fig. 5 The square pixel method

$$\left. \begin{aligned} PD(k) &= L1 \cdot O(i, j) \\ PD(k+1) &= L2 \cdot O(i, j) \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

となる。

3. 計算機シミュレーション

2.1, 2.2 で述べたように、連続系でのラドン変換と対応づけられた sinc 関数補間による再投影手法を、従来の再投影手法と再構成像により比較を行なった。ファントムとしては、Fig. 6 及び Table. 1 に示すような Shepp's head ファントムを用いた。また、オリジナルの画像としては、このファントムから数学的に投影を計算したものを Filtered Back-Projection (FBP) 法により再構成した画像に対して、補間を理想的に行なうため、周波数面での中心断面が次のようなローパスフィルター $G_L(\rho)$

$$G_L(\rho) = \begin{cases} \text{sinc}^2(2d\rho) & \rho \leq 1/2d \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (11)$$

Table 1 Distribution of attenuation coefficient in

Object	size in pixel		Position (x,y)	Oblique angle (degree)	Att.co.
	Major axis	Minor axis			
A	22.0	30.0	(0.0, 0.0)	0.0	1.1
B	20.0	27.0	(0.0, -1.0)	0.0	1.02
C	6.5	8.0	(0.0, 10.0)	0.0	1.03
D	12.0	5.0	(-10.0, 2.0)	-75.0	1.00
E	8.0	3.5	(8.0, 0.0)	70.0	1.00
F	8.0	2.0	(13.0, -14.0)	60.0	1.03
G	2.0	2.0	(0.0, -2.0)	0.0	1.03
H	2.0	2.0	(0.0, -18.0)	0.0	1.03
I	1.5	1.5	(-6.0, -17.0)	0.0	1.05

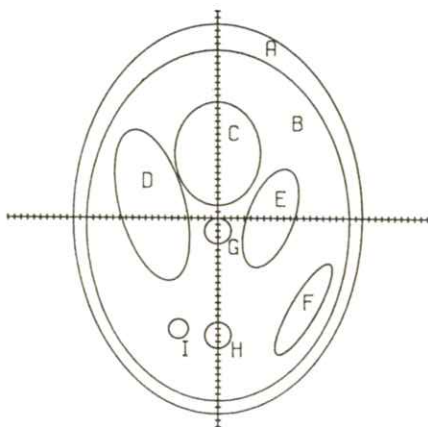


Fig. 6 Simulated mathematical phantom (Shepp's head phantom)

をかけた画像 (Fig. 7 (A)) を用いた。

画像は64×64ピクセルで表わし、投影軸上のサンプリング間隔は物体面上の間隔と同じにした。

再投影は、180°の範囲で100方向とり、また再構成は、高周波成分の抑制による分解能の劣下をなくすため、FBP法では Ramachandran のフィルターと、Back-Projection の際の補間には sinc 関数 ($\text{sinc}(t/d)$) を用いた。比較した再

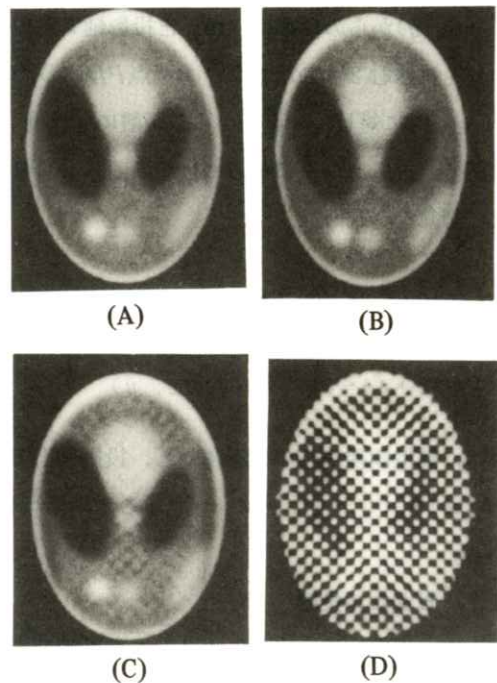


Fig. 7 Reconstructed images by FBP method for each reprojection algorithm (A) Original image (B) The algorithm interpolated by sinc function RMSE=0.060% (C) The square pixel method RMSE=0.679% (D) The linear interpolation algorithm RMSE=9.551%

投影手法は、前述した(B) sinc 関数補間、(C) ピクセル投影、(D)線形補間の3種で結果を、2乗平均誤差(Root Mean Square Error (RMSE))とともに、Fig. 7 に示す。ここでRMSEの評価領域は、画像の全ピクセルを対象としており Fig. 7 ではオリジナル画像の平均値で規格化したRMSEを(%)で示してある。Fig. 7 からわかるように、sinc 関数補間が最も良い結果となり、RMSEも0.060(%)と低い値となっている。このことから、この再投影手法が十分正確なものであると結論できると思われる。線形補間による手法では、45°方向にすじ状のアーティファクトが走っている。このアーティファクトはピクセル投影でも若干見られる。

4. 考 察

3. で行なった計算機シミュレーションの結果について考察をする。

線形補間による再投影手法では、2.3.1でも述べたように、離散画像からの投影に対し、投影軸上で $A(t/d)$ で補間したことになるが、この補間関数の周波数面での形は

$$\mathcal{F}\{A(t/d)\} = d \cdot \text{sinc}^2(d\rho) \quad (12)$$

となる(Fig. 8(a))。一方、離散画像の45°方向の投影は、データ間の間隔が画像のサンプリング間隔の $1/\sqrt{2}$ 倍の $d/\sqrt{2}$ と狭くなるため(Fig. 9参照)、周波数では $\sqrt{2}/d$ の周期でもって折返し、オリジナル画像の周波数まで考慮すると、Fig. 8の(b)のようになる。よって、補間後の投影の周波数成分は、Fig. 8の(c)のようになり、

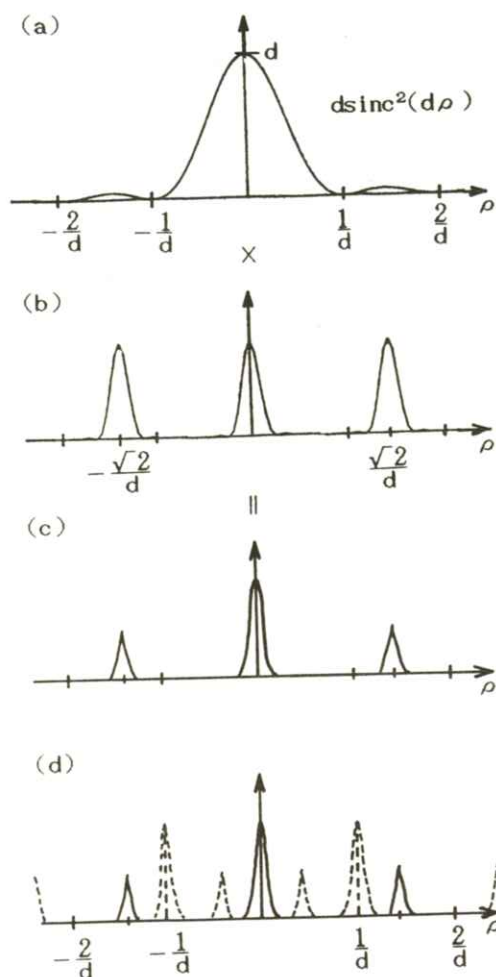


Fig. 8 Aliasing artifact in the linear interpolation algorithm

高次の折返しの周波数成分を拾ってしまうことになる。これを間隔 d で再びサンプリングすれば、Fig. 8の(d)のように周波数成分のオーバー・ラップを生じ、エイリアジングを起こす。

また、ピクセル投影の場合には、前述したように、オリジナルの離散画像に対し square 関数補間をしたことに相当しているが、この補間関数は実面では、

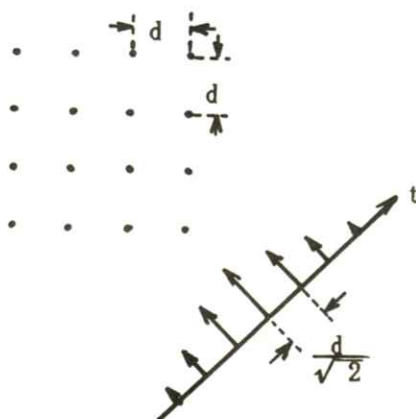


Fig. 9 The projection from a discrete image when the view angle is 45 degree

$$g_s(x, y) = \text{rect}\left(\frac{x}{d}\right) \cdot \text{rect}\left(\frac{y}{d}\right) \quad (13)$$

と表わされ、周波数面ではFig.10のように

$$G_s(x, y) = d^2 \cdot \text{sinc}(df_x) \cdot \text{sinc}(df_y) \quad (14)$$

となる。さらに、この補間関数の周波数面での45°方向の中心断面は

$$G_s(\rho, \phi) \big|_{\phi=45^\circ} = d^2 \cdot \text{sinc}^2\left(\frac{d\rho}{\sqrt{2}}\right) \quad (15)$$

となる。Fig. 8 (b)における離散画像からの投影の折返し $\rho = (\sqrt{2}/d) \times n$ (n は整数) の近辺では、この補間関数はほとんど0となっており、高次の折返しの周波数成分を抑制しているが、こ

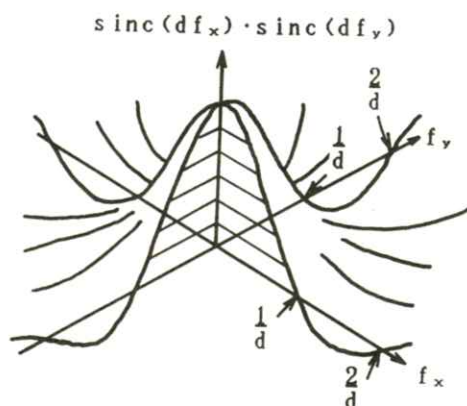


Fig. 10 Interpolation function in the frequency domain in the case of the square pixel method

れではまだ不十分で若干のエンリアジングが生じているものと思われる。

sinc 関数補間の場合には、補間関数の周波数面での中心断面が、(7)式より $\text{rect}(d\rho)$ となるのでエンリアジングが起らないと言える。

5. 結 論

本論文では、離散系での投影手法について、連続系でのラドン変換を元にした考察を行ない、解析的に正確な再投影手法を導出した。離散系での投影は、サンプリング定理及び連続系でのラドン変換を考慮することにより、離散画像を投影したものに、その離散画像に対する補間関数の投影のコンボリューションを行なうことにより、連続系での投影と一致することを示した。さらに、元の連続画像の半径方向の最高周波数が $1/(2d)$ より小さければ、理想的な補間関数として周波数面での形が円筒形のフィルターを用いることができ、

投影定理により、この補間関数の投影は sinc 関数となり、sinc 関数をコンボリューション関数として用いれば、正確な再投影となることを示した。また、シミュレーションより、sinc 関数補間による再投影手法が正確なものであることが確認された。他の手法では、エイリアジングによるアーティファクトが起こりやすく、正確な再投影手法とはいえないと結論される。

文 献

- 1) Peter M. Joseph: IEEE **M1-1** 192 (1982)
- 2) William K. Pratt: Digital Image Processing, p. 93 (A Wiley-Interscience Publ., New York, 1978)
- 3) Harrison H. Barrett: Progress In Optics **XXI** (ed. E. Wolf) p. 219 (North-Holland, Amsterdam·London, 1984)

視覚特性を考慮したノイズ劣化画像の復元

中森 伸行 ・ 木下 律郎 ・ 中原 雅尚 ・ 金森 仁志

京都工芸繊維大学工芸学部電気工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1986年2月22日, 最終1986年4月4日受理)

Restoration of Noisy Images Based on a Subjective Visibility Function

Nobuyuki NAKAMORI, Ritsurou KINOSHITA, Masanao NAKAHARA and Hitoshi KANAMORI

Department of Electrical Engineering, Kyoto Institute of Technology,

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received February 22, 1986, in final form April 4, 1986)

The image degraded by signal-dependent noise can not be as treated a stationary random field. We divide the image into subimages in which the stationarity assumption is satisfied. The restored image is composed of subimages restored by SSIR method. Based on a subjective visibility function, which gives the relationship between the visibility of a unit noise and a measure of local spatial detail, we develop a new restoration system which improve the image blurred by the noise reduction system. Some examples are given to illustrate the performance of the new image restoration system.

1. 緒 言

医用X線画像で、量子モトルやフィルム粒状が問題になるように、ノイズが画像を悪くすることが多くの分野で起こる。このような劣化画像からノイズを取り除き、質の良い画像に修復するのが画像の復元問題であり、多くの研究者が取り組んでいる¹⁻³⁾。

初期の画像復元の研究では、画像を劣化させて

いるノイズを、信号に無相関の白色ガウスノイズとし、画像全体で定常性が成り立つと仮定していた。しかし、X線画像の粒状からも分かるように、画像のノイズは信号に関係していて、画像の統計的性質は、場所而变化し、定常性の仮定は成立しない⁴⁾。

また、復元方法もウィナーフィルタ⁵⁾で代表されるような線形フィルタが主であった。これらのフィルタは、信号に比べてノイズが高周波数の成

分をより多く含んでいることから、高周波成分をカットする一種の低域過フィルタであった。このため、これらの処理はノイズを除去するとともに信号の高周波成分もカットし、復元画像がボケてしまう結果となった。

本研究では、信号に依存したノイズで劣化した画像を対象に、画像の復元方法を考えた。このような画像では、画像全体を定常な確率場と見なすことができない。Lim^{6,7)}は、画像を分割し、その部分画像内では、定常性が成り立つとして、新しい処理方法を開発した。

さらに、人間の視覚能力は、画像の濃度変化などの小さいところでは、ノイズなどの細かいものを良く識別するのにたいし、濃度変化の大きいところでは、付近にノイズがあってもあまり気にならないと言われている⁸⁾。

本研究では、Limの行った分割処理を拡張し、さらに、人間の視覚特性を画像の復元に取り入れて、輪郭を保ったボケの少ない画像に復元するようにした。

2. 劣化過程のモデル

画像は、ノイズが加わって劣化したり、ボケが原因で劣化するが、本論文では、ノイズだけで劣化した画像だけを対象にした復元方法を考える。

いま、原画像を $f(x, y)$ としたとき、観察、または、測定した画像 $g(x, y)$ はノイズ $d(x, y)$ が加わるために

$$g(x, y) = f(x, y) + d(x, y) \quad (1)$$

となる。一般に、画像に加わったノイズは、量子

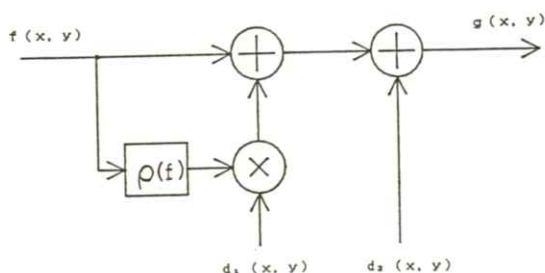


Fig. 1 Model of image degradation by signal-dependent noise

モトルやフィルム粒状⁹⁻¹¹⁾のように、画像の信号に関係している。そこで、Fig.1のように画像に加わるノイズが、信号に依存した成分と、信号に無相関の成分からなっている劣化過程のモデルを考える。すなわち、ノイズ $d(x, y)$ は

$$d(x, y) = \rho(f(x, y)) \cdot d_1(x, y) + d_2(x, y) \quad (2)$$

となる。ここで、右辺第一項は信号に依存したノイズ成分で、 $\rho(\cdot)$ は場所 (x, y) での信号強度 $f(x, y)$ を変数とする関数である。右辺第二項は信号に無相関のノイズ成分である。 d_1, d_2 は分散が σ_1^2, σ_2^2 の白色ガウスノイズである。

また、劣化画像 $g(x, y)$ は

$$g(x, y) = f(x, y) + \rho(f(x, y)) \times d_1(x, y) + d_2(x, y) \quad (3)$$

となる。 $\rho(f)$ を

$$\rho(f) = f^p \quad (4)$$

としたとき、 p について、フィルム粒状の場合0.2から0.7の間という報告がある¹⁰⁾。ここでは、X線画像で問題となる量子モトルが、ポアソン過程であることを考えて、 $p = 0.5$ とし

$$\rho(f) = f^{0.5} = \sqrt{f} \quad (5)$$

の関係を用いた。

この関係からノイズ $d(x, y)$ は

$$d(x, y) = \sqrt{f(x, y)} \cdot d_1(x, y) + d_2(x, y) \quad (6)$$

となり、また、その分散 σ_d^2 は

$$\sigma_d^2 = f(x, y) \cdot \sigma_{d1}^2 + \sigma_{d2}^2 \quad (7)$$

となり、場所で変化する。すなわち、画像を定常な確率場として扱うことはできない。

3. 画像を分割した復元処理

3.1 ノイズ除去処理

ノイズだけで劣化した画像は、ノイズ除去システムを用いて復元できる。その代表的な線形システムは、劣化画像 $g(x, y)$ 、復元画像 $\hat{f}(x, y)$ のフーリエ変換^{*}、復元システムのフィルタ関数を、それぞれ、 $G(u, v)$ 、 $\hat{F}(u, v)$ 、 $H(u, v)$ とすると

* 本論文では、計算機のサブルーチンをそのまま使用したので、有限個の離散フーリエ変換を

$$F(u, v) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \times \exp \left\{ -2\pi i \left(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right) \right\}$$

として計算した。

$$\hat{F}(u, v) = H(u, v) \cdot G(u, v) \quad (8)$$

$$H(u, v) = \left\{ \frac{P_f(u, v)}{P_f(u, v) + \alpha \cdot P_d(u, v)} \right\}^\beta \quad (9)$$

となる。 α 、 β は定数で、 $\alpha=1$ 、 $\beta=1$ のとき、 $H(u, v)$ はウィーナフィルタとなる。

フィルタ関数 $H(u, v)$ を設計するとき、(9)式から分かるように、原画像のパワースペクトル P_f の情報が必要である。しかし、まえて、原画像のパワースペクトルが分かっていることはない。

そこで、 $\text{Lim}^{6,7)}$ は復元画像のフーリエ変換の二乗が原画像のパワースペクトルにほぼ等しいとして、

$$P_d = |\hat{F}(u, v)|^2 \quad (10)$$

とおき、復元システムを

$$\hat{F}(u, v) = \left\{ \frac{|\hat{F}(u, v)|^2}{|\hat{F}(u, v)|^2 + \alpha \cdot P_d(u, v)} \right\}^\beta \cdot G(u, v) \quad (11)$$

と、書き換えた。また、位相については、

$$\angle \hat{F}(u, v) = \angle G(u, v) \quad (12)$$

とした。ここで、 $\angle \hat{F}(u, v)$ 、 $\angle G(u, v)$ ぞれ $\hat{F}(u, v)$ 、 $G(u, v)$ の位相である。

さらに、 Lim は $\beta=0.5$ として(11)式を $\hat{F}(u, v)$ について解き

$$\hat{F}(u, v) \begin{cases} = \sqrt{|G(u, v)|^2 - \alpha \cdot P_d(u, v)} \\ \quad \times \exp \{i \angle G(u, v)\}, \\ \quad (|G(u, v)|^2 \geq \alpha \cdot P_d(u, v)) \\ = 0, \\ \quad (|G(u, v)|^2 < \alpha \cdot P_d(u, v)) \end{cases} \quad (13)$$

を導いた。Limはこの方法をスペクトル減算法 (Spectral Subtraction Image Restoration, SSIR) と呼んだ。

同様な考えで $\beta = 1$ として $\hat{F}(u, v)$ について解くと

$$\hat{F}(u, v) \begin{cases} = 0.5 \cdot \{ |G(u, v)| \\ \quad + \sqrt{|G(u, v)|^2 - 4 \alpha \cdot P_d(u, v)} \} \\ \quad \times \exp \{i \angle G(u, v)\}, \\ \quad (|G(u, v)|^2 \geq 4 \alpha \cdot P_d(u, v)) \\ = 0.5 \cdot |G(u, v)| \cdot \exp \{i \angle G(u, v)\}, \\ \quad (|G(u, v)|^2 < 4 \alpha \cdot P_d(u, v)) \end{cases} \quad (14)$$

となる¹²⁾。

$\beta = 0.5$ としたときの復元システムと $\beta = 1$ としたときの復元システムを比べると、 $\beta = 1$ のシステムでは劣化画像の画素値の半分に処理を行い、ノイズの除去は少ないが、処理画像はあまりボケない。

我々は、白色ノイズのウィーナスpektrルが全空間周波数域で一定値であることと(13)式と(14)式の両システムの形から、劣化画像復元システムを次のように変形した。

$$\hat{F}(u, v) \begin{cases} = \{ (1 - \gamma) \cdot |G(u, v)| \\ \quad + \gamma \cdot \sqrt{|G(u, v)|^2 - \kappa \cdot \sigma_d} \} \\ \quad \times \exp \{i \angle G(u, v)\} \\ \quad (|G(u, v)|^2 \geq \kappa \cdot \sigma_d) \\ = (1 - \gamma) \cdot |G(u, v)| \\ \quad \times \exp \{i \angle G(u, v)\} \\ \quad (|G(u, v)|^2 < \kappa \cdot \sigma_d) \end{cases} \quad (15)$$

ここで、 σ_d はノイズの標準偏差、 κ は処理画像の帯域を決める変数で、この値が大きいほど高域がカットされ、ノイズの高周波成分が除去される。しかし、画像はボケる。 γ は、処理画像と劣化画像の組合せの比率を変える変数である。 $\gamma = 0$ のとき、この復元システムは(13)式のシステムと一致する。また、 $\gamma = 0.5$ のとき、このシステムは(14)式のシステムに一致する。したがって、このシステムを用い、 κ と γ の値を適当に決めると、復元画像を処理しない画像から、ノイズを大きく除去した画像まで変えることができる。

3.2 分割処理

3.1 で述べた復元システムは、画像が定常な確率場であると仮定している。しかし、実際の画像ではこの仮定が成り立つことはない。この仮定を避けるため、画像を分割し、それぞれの部分画像を処理し、その部分画像を合成して劣化画像を復元する方法が提案されている^{6, 7, 13)}。ここでは、Lim^{6, 7)}の方法に沿って、分割処理法を簡単に述べる。

まず、処理対象の劣化画像 $g(x, y)$ に窓関数

$w_{ij}(x, y)$ を掛けて、画像を分割する。(1)式より

$$\begin{aligned} g(x, y) \cdot w_{ij}(x, y) &= f(x, y) \\ \times w_{ij}(x, y) + d(x, y) \cdot w_{ij}(x, y) \end{aligned} \quad (16)$$

となり、これを

$$g_{ij}(x, y) = f_{ij}(x, y) + d_{ij}(x, y) \quad (17)$$

と書く。このように分割した画像を(15)式で、 $G(u, v)$ を $G_{ij}(u, v)$ に、 $\hat{F}(u, v)$ を $\hat{F}_{ij}(u, v)$ に、 σ_d を部分画像での標準偏差 $\sigma_{dij} = \sqrt{\bar{f}_{ij} \cdot \sigma_{d1} + \sigma_{d2}}$ に置き換え、復元画像 $\hat{f}_{ij}(x, y)$ を求める。ただし、 $\bar{f}_{ij}$ は部分画像の信号強度の平均値である。次に

$$\hat{f}(x, y) = \sum_i \sum_j \hat{f}_{ij}(x, y) \quad (18)$$

で復元した部分画像を足し合わせて、全体の復元画像を作る。なお、窓関数は、全ての x, y について、

$$\sum_x \sum_y w_{ij}(x, y) = 1 \quad (19)$$

を満足しなければならない。

4. 画像の特徴を考えた復元処理

人間が画像を観察するとき、輝度や濃度が急激に変化する部分にノイズがあってもそれほど気にならない。反対に、輝度や濃度が一定の平坦な部分では、小さなノイズがあっても気になる。

このように、人間の目が画像から信号を検出する能力は、その点の輝度や濃度あるいは大きさなどに依存するだけでなく、その点を取り囲む背景の状態にも依存する。

Kuan らは画像の局所部分の平均と分散を計算して、その値で場所毎の処理を変える非線形な方法を提案している¹⁴⁾。

この論文では、画像の特徴を示す **Masking function** を計算し、この値をもとに人間の視覚特性を考慮した画像の復元を行う。

まず、Fig. 2 のように劣化画像から、処理の違う2枚の画像を作成する。1枚の画像 ($\hat{f}_1$) は、ノイズの除去は少ないが、エッジや輪郭はボケないように処理した画像である。もう1枚の画像 ($\hat{f}_2$) は、エッジや輪郭の情報を無視してノイズを大幅に除去した画像である。

これら2枚の画像を、画像の局所の特徴に応じて、平坦部では、ノイズを落とした画像を主体に、エッジや輪郭部分では、ボケの少ない画像を主体に合成すると、良い画像に復元できると考えることができる。すなわち、2枚の処理画像から

$$\begin{aligned} \hat{f}(x, y) &= (1 - v(x, y)) \cdot \hat{f}_1(x, y) \\ &+ v(x, y) \cdot \hat{f}_2(x, y) \end{aligned} \quad (20)$$

として、復元画像 $\hat{f}(x, y)$ を作る。ここで、 $v(x, y)$ は、2枚の画像を合成する割合を調整するパラメータで、**Visibility function** という。

4.1 Masking function と visibility function

人間の視覚システムでコントラストの小さい信号を認識する能力は、

1. 観察付近に信号が変化する場合があるとき、その変化が急激であるほど小さい。
2. 観察点と変化している点の空間距離に対して、指数関数的に増加する。

この性質を利用して、Anderson¹⁵⁾ は画像の

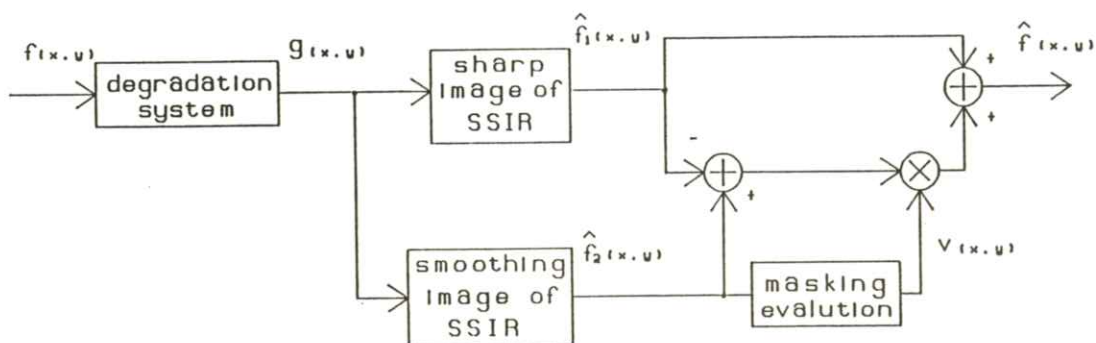


Fig. 2 Process of the image restoration system by SSIR method and visibility function

空間的な細かさの測度としてつぎのように masking function を定義した。

$$M(x, y) = \sum_p \sum_q C \| (x, y) - (p, q) \| \times [|m(p, q)|] \quad (21)$$

ここで, $\| (x, y) - (p, q) \|$ は 2 点間の空間距離, $m(p, q)$ は点 (p, q) での画像信号の変化量である。C は指数関数の計数で, 0.35 であるという報告がある。

本報告では, Masking function をつぎの式で計算した。

$$M(x, y) = \sum_p \sum_q \exp \left\{ -\sqrt{(x-p)^2 + (y-q)^2} \right\} \times [|m(p, q)|] \quad (22)$$

$$m(p, q) = \{ |m^H(p, q)| + |m^V(p, q)| + |m^{p1}(p, q)| + |m^{p2}(p, q)| \} / 4 \quad (23)$$

$$m^H(p, q) = f(p, q+1) - f(p, q-1) \quad (24)$$

$$m^V(p, q) = f(p+1, q) - f(p-1, q) \quad (25)$$

$$m^{p1}(p, q) = f(p+1, q+1) - f(p-1, q-1) \quad (26)$$

$$m^{p2}(p, q) = f(p+1, q-1) - f(p-1, q+1) \quad (27)$$

Netravali ら^{8,15)}等は, 主観的な実験結果から, visibility function と Masking function の関係が

$$v(x, y) = C_v \cdot \exp \{ -\lambda \cdot M(x, y) \} \quad (28)$$

と近似できるとした。

我々が(20)式の関係から, $M(x, y) = 0$ のとき $v(x, y) = 1$ となるように visibility function を J. Abramatic 等¹⁶⁾の用いた

$$V(x, y) = 1 / (1 + \lambda \cdot M(X, Y)) \quad (29)$$

を使った。この関数は, 画像の変化が小さい点では 1 に近い値となり, 変化の大きい点では 0 に近づく。

5. シミュレーション結果

この節では、東京大学生産技術研究所がまとめたSIDBA (Standard Image Data Base)の中からGIRLを原画像として処理した結果について述べる。

GIRLは、画素数が 512×512 、各画素の階調数は256 (8 bit)である。この原画像に2節で述べた劣化過程で加えるノイズが異なる3種類の劣化画像を作った。Fig. 3に原画像と3種類の劣化画像



Fig. 3 Simulation image
top left: original, top right: noisy a),
bottom left: noisy b), bottom right:
noisy c)

Table 1 Parameter of degradation images

	a)	b)	c)
σ_{d1}^2	0.0	5.0	3.0
σ_{d2}^2	500.0	0.0	100.0
SNR	4.6dB	4.8dB	4.2dB

の部分を示す。Fig. 3a)は画像に依存しないノイズだけで劣化した画像である。Fig. 3b)は、画像信号に依存したノイズだけで劣化下画像である。Fig. 3c)は、信号に依存したノイズと依存しないノイズの両方で劣化した画像である。3枚の画像は、SNR (Signal to Noise Ratio)が4 dB程度になるように、各パラメータを設定した。その値をTable 1に示す。なお、SNRを式

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{\text{Variance of } f(x, y)}{\text{Variance of } d(x, y)} \quad (30)$$

で計算した。

Fig. 4は、窓関数として、1)三角窓関数、2)Hanningの窓関数(付録参照)を用いて分割処理した結果を示している。両者の結果は非分割の処理結果に比べて、非常に良いことが分かる。しかし、三角窓関数では、分割境界でわずかに不連続が生じるため、詳しく観察すると処理画像に格子縞が見られる。Fig. 5は、Hanningの窓関数



Fig. 4 Effect of the window function
top left: degraded image, right: non-divide,
bottom left: Triangle, right: Hanning



Fig. 5 Effect of the window size (Hanning)
top left: 8×8 , top right: 16×16 , bottom
left: 32×32 , bottom right: 64×64

を用いて、分割画像の大きさを 8×8 , 16×16 , 32×32 , および, 64×64 と変えたときの違いを示したものである。分割数が小さいとき、(8×8 , または, 16×16) フーリエ変換のときのデータ数が足りないため、処理結果は良くない。

また、分割画像が大きいと (64×64), 分割画像内での定常性の仮定が成り立たなくなるため、処理結果は悪くなる。今回の処理では、 32×32 に分割した処理が最も良い結果となった。

つぎに Visibility function を用いた、処理結果について述べる。

まず、分割処理で $\kappa = 6.0$, $r = 0.5$ としてエッジや輪郭を保った画像 ($\hat{f}_1$) と, $\kappa = 6.0$, $r = 1.0$ として、ノイズを大きく除去した画像 ($\hat{f}_2$) の2枚の画像を作った。つぎに、画像の特徴を調べるために Masking function を計算した。Fig. 6 に原画像、劣化画像、非分割処理画

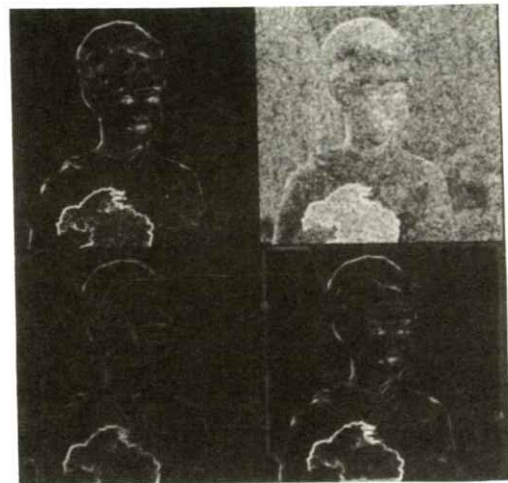


Fig. 6 Masking function
top left: original, top right: noisy image,
bottom left: non-divided, bottom right:
divided

像、分割処理画像 ($\hat{f}_2$) から計算した Masking function の結果を示す。劣化画像から計算した Masking function はノイズのため原画像から計算した Masking function とは全く違ったものとなる。分割処理画像から計算した Masking function は原像のそれと良く一致していて、Masking function として用いるのに適している。この Masking function から式で $\lambda = 0.35$ として Visibility function を計算した。

この Visibility function を用いて、2枚の画像を合成して、最終の復元画像を作った。その結果を、Fig. 7 に示す。Fig. 7 より復元画像は原画像に比べても良い結果となっていることが分かる。

Fig. 8 と Table 2 にノイズの違う3種類の劣化画像に対する処理結果を示す。結果を見ると、3種類とも同程度の復元であり、また、SNRでも約 10 dB 改善している。今回の処理方法を用いると

ノイズがどのような形で画像に加わっていても関係なく処理できることが分かる。

6. 結 論

本論文で、我々はX線画像で問題となる量子モトールを考えにいれ、信号に依存したノイズで劣化した画像の復元方法を開発した。このような画像では、画像を定常な確率場として扱うことが出来ない。そこで画像を分割し、分割した画像内で定常性が成り立つとして、ノイズ除去システムであるスペクトル減算法を部分画像に適用した。さらに、画像の特徴を示す **Visibility function** を用いて2枚の異なる画像を合成した。その結果、画像のエッジや輪郭を保ちながら、ノイズを大きく除去でき、画質の良い画像に復元できた。また、3種類の異なったノイズ劣化画像の復元結果から、今回の処理方法を使うと、ノイズが信号に依存していても、依存していなくても同程度の復元結果となることも分かった。

本研究は、一部、文部省科学研究費の援助を受けたものである。ここに謝意を表する。

付 録

今回、三角窓関数と **Hanning** 窓関数を用いて画像を分割した。二次元窓関数 $w_{ij}(x, y)$ を

$$w_{ij}(x, y) = w_i(x) \cdot w_j(y)$$

と x 方向と y 方向の一次元窓関数に分離した。それぞれの窓関数は



Fig. 7 Effect of restoration
left: original image
right: restoration image of **Fig. 3c**)



Fig. 8 Restoration of 3 type noisy images in **Fig. 3**
top left: original, top right: **Fig. 3a**),
bottom left: **Fig. 3b**), bottom right:
Fig. 3c)

Table 2 SNR of restoration images

	a)	b)	c)
SNR	14.5dB	14.5dB	14.0dB

$$\sum_i w_i(x) = 1$$

$$\sum_j w_j(y) = 1$$

を満たす。

これを満たす窓関数として、 x 方向、 y 方向それぞれに独立に大きさ $2K$, $2L$ のつぎのような一次元関数 $w_x(x)$, $w_y(y)$ を定義する。

$$w_x(x) = 0 \quad (0 \leq x \leq 2K-1 \text{ 以外})$$

$$w_y(y) = 0 \quad (0 \leq y \leq 2L-1 \text{ 以外})$$

このとき、 $w_i(x)$, $w_j(y)$ は

$$w_i(x) = w_x(x - i \cdot K)$$

$$w_j(y) = w_y(y - j \cdot L)$$

となる。画像の分割サイズは x , y 方向独立に取れるが、今回は同じ分割サイズにした。使用した2種類の窓関数について、分割サイズを K としたときの x 方向の関数をつぎに示す。

1) 三角窓関数

$$w_x(x) = \begin{cases} = x / (K-1), & (0 \leq x \leq K-1) \\ = 2 - \frac{x-1}{K-1} & (K \leq x \leq 2K-1) \end{cases}$$

2) Hanning 窓関数

$$w_x(x) = \begin{cases} = 0.5 \left(1 - \cos \frac{\pi \cdot x}{K-1} \right), & (0 \leq x \leq K-1) \\ = 0.5 \left(1 - \cos \frac{\pi \cdot (1-x)}{K-1} \right) & (K \leq x \leq 2K-1) \end{cases}$$

- 1) A. Rosenfeld, A. C. Kak: Digital Picture Processing Vol. 1 2nd ed. pp. 268-351 (Academic Press, 1982)
- 2) T. S. Huang, et al.: Proc. IEEE **59** 11 1589 (1971)
- 3) B. R. Hunt: IEEE Trans. Comput. **C-22** 9 805 (1973)
- 4) B. R. Hunt, T. A. Cannon: IEEE Trans. Syst. Man Cybern. **SMC-6** 12 876 (1976)
- 5) W. K. Pratt: IEEE Trans. Comput. **C-21** 7 636 (1972)
- 6) J. S. Lim: IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Proc. **ASSP-28** 2 191 (1980)
- 7) J. S. Lim: M. I. T. Lincoln Laboratory, Lexington, MA, Tech. Note TN1979-39 (1979)
- 8) A. N. Netravali, B. Prasada: Proc. IEEE **63** 4 536 (1977)
- 9) F. Naderi, A. A. Sawchuk: Appl. Opt. **17** 8 1228 (1978)
- 10) G. K. Froehlich, J. F. Walkup, T. F. Krile: Appl. Opt. **20** 20 3619 (1981)
- 11) R. Kasturi, J. F. Walkup, T. F. Krile: Computer Vision, Graphics, and Image Processing **28** 363 (1984)
- 12) 木下律郎, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 **23** 144 (1985)
- 13) H. J. Trussel, B. R. Hunt: IEEE

Trans. Acoust., Speech, Signal Proc.

ASSP-26 2 157 (1978)

- 14) D. T. Kuan, et al.: IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. **PAMI-7** 2 165 (1982)
- 15) G. L. Anderson, A. N. Netravali: IEEE Trans. Syst. Man Cybern. **SMC-6** 12 845 (1976)
- 16) J. F. Abramatic, L. M. Silverman: IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. **PAMI-4** 2 141 (1982)

I 第84回研究会記事

第84回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和61年2月22日(日) 10:00～16:00

場 所 千葉大学 松韻会館大会議室

出席者 約 50 名

プログラム

特別講演 10:00～11:00

画像と計測

千葉大学工学部 久保 走 一 教授

見 学 11:00～12:00

千葉大学工学部画像工学科および千葉大学情報処理センター

研究発表 13:00～

1) X線スペクトルから求めた表面線量比とmAs 比の管電圧脈動率依存性

大阪府立工業高等専門学校 松本政雄

京都工芸繊維大学 金森仁志

2) 内視鏡画像の色再現特性とその改善

千葉大学工学部 鶴岡建夫, 三宅洋一, 久保走一

オリンパス光学 原 忠義

3) 血管造影領域での三次元構造把握の試み

兵庫医科大学病院 原内 一, 呉 隆進, 琴浦規子

4) 三次元表示を目的とした多層CT画像の補間

千葉大学工学部 岡田勝行, 亀井啓一, 太田宏明

小瀬輝次

5) 連続系との対応を考慮した離散系でのラドン変換

東京工業大学情報工学研究施設 大木 繁, 大山永昭, 辻内順平

本田捷夫

6) ノイズ劣化画像の復元

画像の局所特徴を考慮した復元

京都工業繊維大学

木下律郎, 中森伸行, 金森仁志

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和61年2月22日 12時～13時

場 所 千葉大学工学部

出席者 内田、竹中、長谷川、磯部、樋口(代理)、田中(代理)、金森

1. 6月総会に提案する会則変更案を作成した。
2. 表彰規定案を審議した。
3. 表彰選考委員を選定し、推薦のあった候補者の選考を付託した。

——— 新 入 会 員 ———

☆ 正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
菊 池 克 也	(株)東芝 那須工場	
〒329 -26	大田原市下石上1385の1	02872-9-6201
田 畑 信 幸	国立療養所福岡東病院	
〒811 -31	福岡県粕屋郡古賀町久保1612	092-943-2311

——— 会員移動および名簿訂正 ———

会 員 名	種別	変更項目	変 更 内 容
松 岡 順之助	正 勤 務 先	市立小倉病院放射線科	
		〒802 北九州市小倉北区馬借2-1-1	093-541-1831
内 田 勝 正	正 勤 務 先	常葉学園大学	
		〒420 静岡市瀬名1000	0542-63-1125
津 田 元 久	正 勤 務 先	島津科学振興財団	
		〒604 京都市中京区河原町二条下ル一ノ船入町378	075-251-2812
(株)島津製作所	賛助 代表者	古賀健一郎：旧代表者 津田元久	

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和61年5月1日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対するご賛助に厚く感謝し、その会員名を掲載させていただきます。（五十音順）

赤間レントゲン工業㈱

化成オプトニクス㈱

キ ャ ノ ン ㈱

小西六写真工業㈱

三 洋 電 機 ㈱

㈱ 島 津 製 作 所

シーメンス メディカル システムズ㈱

シ ャ ー プ ㈱

セイコーイージアンドジー㈱

中 央 精 機 ㈱

デュボンジャパンリミテッド

㈱ 東 芝

東芝メディカル㈱

東洋メディック㈱

東和放射線防護設備㈱

トムソンジャパン㈱

ナガセメディカルサプライ㈱

㈱ ナ ッ ク

日 本 電 気 ㈱

㈱ 日 立 メ デ ィ コ

富士写真フィルム㈱

浜松ホトニクス㈱

松下電器産業㈱

（計23社）

役 員

会 長 内田 勝（常葉学園大）
 顧 問 立入 弘
 総務理事 金森仁志（京都工繊大）
 常務理事 〔企画担当〕竹中栄一（防衛医大），佐々木常雄（名古屋大）
 長谷川 伸（電気通信大）
 〔庶務担当〕田中俊夫（京都工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京都工繊大）
 理 事 〔大学関係〕磯部 寛（岩手医大），滝沢正臣（信州大），山崎 武（滋賀医大），
 和田卓郎（広島大），小西圭介（九州大）
 〔会社関係〕佐柳和男（キャノン），杉本 博（東芝），高野正男（富士フィルム），
 津田元久（島津），三浦典夫（化成オプトニクス），矢仲重信（日立）
 監 事 小島克之（岐阜医療短大），速水昭宗（大阪大）

編 集 後 記

忙しい春休みが終わりに近づいたのに、62年度国立大学入試時期の決定で、会議の連続になりそうである。会誌の方は、おかげで、だんだんとページ数がふえて充実してきたのは喜ばしい。前号から、会誌に入会申込書を入れたので、本会を益々発展させるために、新入会の勧誘もお願いする次第である。（K）

編 集 委 員	医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌 1986 年 5 月 15 日 発 行
金 森 仁 志（京都工繊大） 佐々木 常 雄（名古屋大） 竹 中 栄 一（防衛医大） 長谷川 伸（電気通信大）	編集兼発行者 金 森 仁 志 発 行 所 医 用 画 像 情 報 学 会 〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工学部電気工学科内 電話 075 (791) 3 2 1 1 （内線 585） 振替 京都 1-32350 印 刷 所 （株）北斗プリント社 〒606 京都市左京区下鴨高木町 38-2 電話 075 (791) 6 1 2 5（代）

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	3,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

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

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電気工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話 (075) 791-3211 (内584, 中森)

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

年 月 日

1) 氏 名
2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)
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 (修, 在, 中退)
(博士)	大学	学研究科	学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位 7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称 TEL
(所属部課まで)

所在地〒

10) 自宅住所〒 TEL

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下さい。)

第17回画像工学コンファレンス論文募集

画像工学コンファレンスは1970年の発足以来、関連学会・研究会の共通の研究発表、討論の場として、日本の画像関係の研究開発の発展に大いに寄与して参りました。本年も新たな発展を期し、第17回画像工学コンファレンスを開催することに致しました。また、'86国際画像機器展（日時：12月3日～5日、場所：都立産業貿易会館）を併催致します。奮ってご応募下さい。

日 時 昭和61年12月2日(火)～4日(木)

場 所 ニッショーホール（東京・虎ノ門・消防会館2階）

趣 旨 画像工学は光学、エレクトロニクス、写真・印刷などの広い分野の技術に支えられ、学術・産業・医療・民生にわたる分野の発展に貢献しております。本コンファレンスは日頃活動分野を異にする方々が一堂に会して交流を図ることにより、画像工学分野の研究開発およびその応用をさらに活発化することを目的としています。

構 成 招待講演と、応募による一般講演およびポスタ講演により行います。一般講演は、本会場にて研究発表を行います。ポスタ講演は、ポスタ会場の決められた場所で図表、写真、実物等を示し、興味をもつ聴衆と自由に質疑、討論を交わしながら研究発表を行うものです。一般およびポスタ講演ともオーディオビジュアル機器などを用いたデモンストレーションができます。なお、ポスタ講演のなかで優秀な発表に対して賞をおくります。

募集論文の性格 論文として未発表のものに限ります。ただし口頭発表や研究速報などは差支えありません。

募集論文の内容 画像の入力・記録・蓄積・伝送・表示・コピー・処理などの基礎・知覚・材料・デバイス・システム・方式・応用・評価に関連する内容を募集対象とします。なお、今回は「メディアミックス時代の画質評価」と題した特別セッションを予定しています。関連する論文の応募を歓迎します。

応募資格 特に資格を問いません。

応募論文の審査 応募論文はプログラム委員会において、申込時提出の内容概要で審査いたします。また、プログラム編成上、一般講演とポスタ講演との変更をお願いすることがあります。

講演形式・時間 一般講演：質疑応答を含め20分(予定) ポスタ講演：ポスタ会場での発表討議90分(予定)

講演申込方法 A4横書の400字詰原稿用紙2枚以内(図表なども含め)の内容概要と、必要事項を記入した講演申込書(コピーでも可)を下記の送付先にお送り下さい。(FAXでも結構です)

申込締切 昭和61年7月1日(火)必着

論文集原稿 採択論文については一般、ポスタとも、図・写真・表を含め7000字以内のタイプ原稿を提出していただきます。また、希望によりカラー印刷のページを設けます(ただし実費自己負担)。

原稿やスライドの作成方法などの詳細は8月上旬、論文採否通知とともに連絡します。

論文集原稿締切 昭和61年10月21日(火)必着

主 催 第17回画像工学コンファレンス実行委員会(担当 テレビジョン学会)

加盟学会・委員会 応用物理学会・光学懇話会、テレビジョン学会・画像表示研究委員会・視覚情報研究委員会・画像通信システム研究委員会・画像処理画像応用研究委員会、電気学会・電子デバイス技術委員会・光量子デバイス技術委員会、電子通信学会・画像工学研究専門委員会・パターン認識・理解研究専門委員会、日本ME学会・医用画像のデジタル処理研究会、画像電子学会、日本写真学会、電子写真学会、日本写真測量学会、情報処理学会・コンピュータビジョン研究会・グラフィックスとCAD研究会、日本印刷学会、レーザー学会、日本医療情報学会、医用画像情報学会。

送付先・問合せ先 〒105 東京都港区芝大門2-3-14 一松ビル1号館402号室

「第17回画像工学コンファレンス事務局」 ☎ 03-433-2544 (FAX G2 兼用)

第17回画像工学コンファレンス講演申込書

題 目		講演形式の希望	デモンストレーション機器
氏 名		☐ 一般講演	☐ VTR
連絡先 (住所 所属 電話)	〒	☐ ポスタ講演	☐ マイコン・パソコン
	☎	☐ どちらでも可	その他() ☐ 使用しない
	FAX		持込み・借用

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所医用機器事業部代理店

赤間レントゲン工業株式会社

宮崎市高千穂通2丁目2番27号 電話(0985)23-3463 23-6466



安全と健康を願う心から

X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

●東京都港区浜松町2丁目7番地18号(井上ビル) TEL03(437)5381

●大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Canon

キャノン株式会社
光学機器事業部

(〒211)川崎市中原区今井上町53番地

☎ 044-733-6111



総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

本社/160 東京都新宿区西新宿1-26-2 ☎03(348)8111(大代)
関西支社/542 大阪市南区周防町28-1 ☎06(252)5246(大代)
名古屋営業所☎052(231)6241代 福岡営業所☎092(451)4811代
札幌営業所☎011(261)0261代 仙台営業所☎022(21)1651代
広島営業所☎082(244)5246代 高松営業所☎0878(22)8366代

 **SANYO** 総合家電・業務用電子機器・医用機器の製造販売

メディコム(保険請求事務機)

超低温フリーザ

自動錠剤包装機

自動滅菌器

三洋電機株式会社

お問合せ：三洋電機特機(株)メディカ職洗事業部 TEL 06-447-1171
〒550 大阪市西区江戸堀2-7-35

前進する島津放射線機器



X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器

島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161	大 阪 541-9501	福 岡 27-0331	東 京 (03) 292-5511
宇 部 21-5486	札 幌 231-8811	仙 台 21623131	名 古 屋 563-8111
鹿 児 島 22-7087	秋 田 33-7844	松 山 43-3088	広 島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高 松 31-2726

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカルシステムズ株式会社

本 社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東 京 (03) 490-2181 (代表)

SHARP

取り扱い機器

電子体温計、電子血圧計、持続輸液ポンプ、その他健康医用機器
医療事務用エレクトロニクス関連機器

産業機器事業本部 〒639-11 奈良県大和郡山市美濃庄町492番地 ☎ (07435) 3-5521 (大代)  株式会社

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



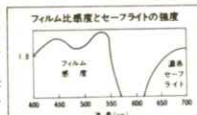
鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュボンのメディカルレーザリングフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来の高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラスト調整をおこなう調整するだけで、最高のフィルム画像が得られるのです。CRTの調整は、デュボンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、いかなるご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュボン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD : 自動現像機用現像液
XMF : 自動現像機用定着液
●デュボンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュボン ジャパン リミテッド 放射線製薬事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-1111番39号 第2興和ビル
(西日本) 〒541 大阪市東区高麗橋5番45号 興和ビル別館



Tel. (03)585-5360

デュボン ジャパン
DU PONT



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシファイアー管(第四世代管)
- 大電力管
- 低照度カメラチューブ
- TWT
- 送信管
- クライストロン etc.

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac
ナック

映像システム
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (904) 2321-4

医療と健康に奉仕する東芝メディカル

《 営 業 内 容 》

- 医用放射線機器
- 関連医療用品
- 核医学機器
- 外国製品
- CTスキャナー
- プロジェクト営業
- 医用電子機器
- ファイナンスサービス営業
- 医用システム/コンピュータ
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝
東芝メディカル株式会社
東京都文京区本郷3丁目26番5号
☎111 ☎03(815)7211(大代)

診断から治療まで
NECメディカル



取扱機器

- 医療用リニアック ●放射線治療計画装置
- バリアン全身用CTスキャナ
- CGR社(仏国)X線診断装置各種
- 医用システム/コンピュータ

NEC
日本電気

お問い合わせは：メディカルシステム販売部 東京都港区芝五丁目33番7号(徳栄ビル)〒108 電話03(453)5511(大代表)

● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の 株式会社 日立メディコ

- 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館
- 郵便番号101 ●電話(東京)03-292-8111(代表)



Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR



技術革新への限らない挑戦

素材からシステムまで、幅広く高度に展開する研究・開発

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006 〒571
☎大阪(06)908-1121(大代表)

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）。

