

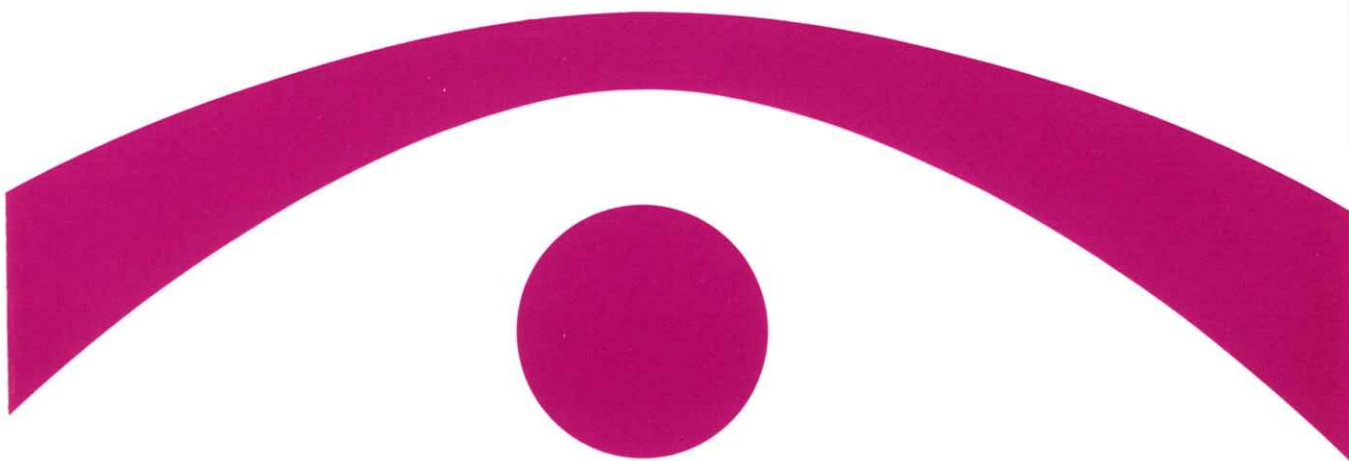
医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻86号

Japanese Journal of

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 4 No. 2 May 1987



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 4 No. 2 May 1987

Contents

Lecture

- Measurements of Characteristic Curves in I.I./TV Digital Imaging Systems
..... Hiroshi FUJITA and Kunio DOI 31

Original

- Effects of X-Ray Tube-Voltage Ripple-Rates on Spectra and Exposure
Attenuation Curves Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 46
- Effects of X-Ray Tube-Voltage Ripple-Rates on mAs Values and
Exposures at Surface Positions
..... Masao MATSUMOTO and Hitoshi KANAMORI 59
- Interactive Structure Analysis System of MRI Brain Image
..... Shinichiro KUWABARA, Takashi SUZUKI, Takahiro SAITO,
Hiroshi HARASHIMA, Katsuro OKAMOTO and Ikuro NAMURA 66

(Jpn. J. Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 4 No. 2)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

会 告

昭和62年度総会および第88回研究会のご案内

昭和62年度総会および第88回研究会を下記のように開催します。奮ってご参加下さい。

日 時 昭和62年 6 月 6 日 (土) 10:00~17:00

場 所 京都工芸繊維大学 電気工学科2階 第10講義室 (地図参照)

〒606 京都市左京区松ヶ崎

TEL 075-791-3211 (内線 584)

特別講演 10:00~12:00

Visual quality aspects in silver halide and electronic
imaging systems

ストックホルム王立工科大学 (KTH) Prof. Dr. K. Biedermann

総 会 13:00~13:30

議 題 1) 昭和61年度事業報告・会計報告

2) 昭和62年度事業計画・予算案

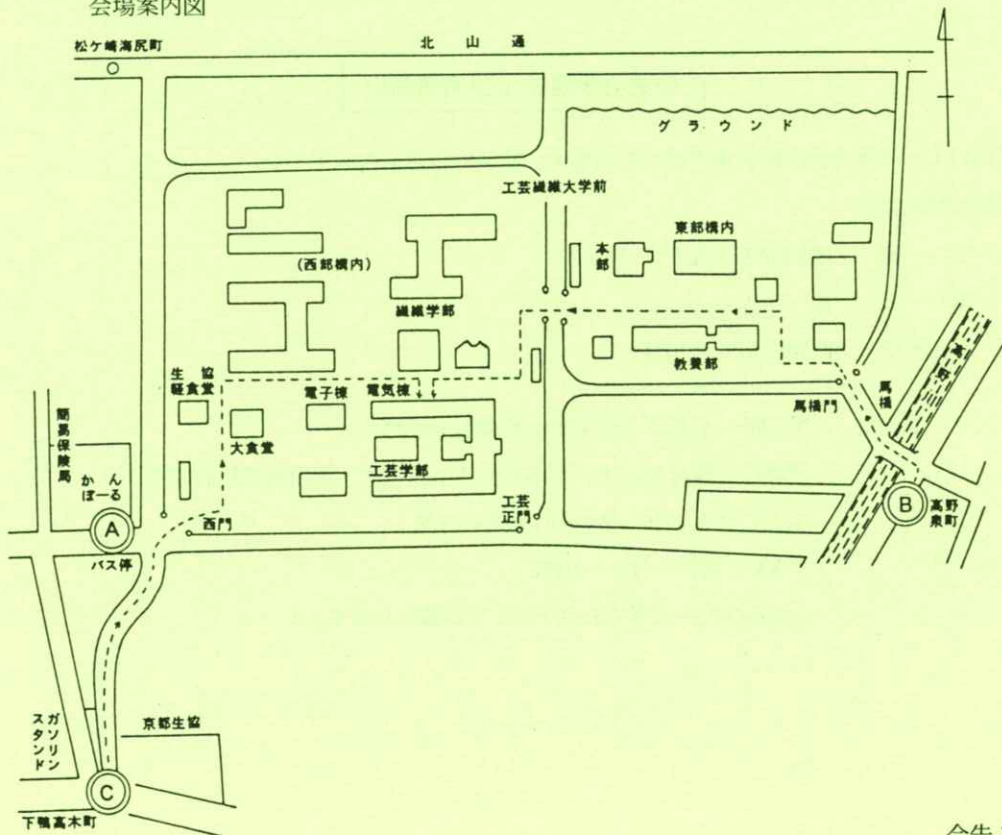
3) 役員改選 (案別記)

4) 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



——— 昭和62年度会費納入のお願い ———

昭和62年度会費納入をお願いします。送金には、会誌4巻2号に同封した郵便振替用紙等をご利用下さい。なお、61年度会費未納の方は、未納が続きますと退会扱いとなりますので、本年度分と併せて、至急御納入下さい。

——— 総会資料(役員改選案) ———

会長候補 内田 勝(常葉学園大)
 監事候補 小島克之(岐阜医療短大), 速水昭宗(大阪大)
 理事候補 磯部 寛(岩手医大), 金森仁志(京都工繊大), 佐々木常雄(名古屋大),
 杉本 博(東芝), 高野正雄(富士フィルム), 滝沢正臣(信州大),
 竹中栄一(防衛医大), 田中俊夫(京都工繊大), 中西 猛(島津),
 長谷川 伸(電気通信大), 樋口清伯(京都工繊大),
 三浦典夫(化成オプトニクス), 矢仲重信(日立), 山崎 武(滋賀医大),
 和田卓郎(広島大) (アイウエオ順)

——— 外国人の講演会について ———

本学会では、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ができません。会誌に掲載する関係上、下記の表を目安に、早い目に手続きをしてください。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月上旬	9月上旬	1月上旬

I. I. / TV デジタル撮像系の特性曲線の測定

藤田 広志*・土井 邦雄**

*岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

**シカゴ大学放射線科ロスマン放射線像研究所

(1987年3月3日 受理)

Measurements of Characteristic Curves in I.I./TV Digital Imaging Systems

Hiroshi FUJITA* and Kunio DOI**

*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,

Motosu-gun, Gifu-ken, 501-04 Japan

**Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, The University of Chicago,

5841 S. Maryland Ave., Chicago, Illinois, 60637 U. S. A.

(Received March 3, 1987)

How to measure the "characteristic curve" of image intensifier (I.I.)/TV digital imaging systems is illustrated based upon our recent research. The curve represents the relationship between the input in terms of relative x-ray intensity and the output in terms of the pixel value. The method used to determine the characteristic curve involves exposing an aluminum stepwedge with a beam that was narrowly collimated in order to reduce the contribution of veiling glare. The relative x-ray intensities transmitted through each step of the stepwedge were determined by using a 100-mm camera, which was attached to the I.I. output, as well as screen/film systems selected. The gradient curve of the system was derived from the slope of the characteristic curve. Results obtained with a Siemens Digitron 2 DSA system showed that its characteristic and gradient curves depended upon the matrix size used only at an initial stage, and did not change with the I.I. field size, iris size, and x-ray beam quality (different kVs). It was found, for accurate measurement of the curve, that it was necessary to collimate the x-ray beams to a narrow width, approximately $0.6 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, so that the effect of veiling glare from the thinner to the thicker parts of the stepwedge was eliminated. The validity of the characteristic curve was demonstrated by measurement of iodine attenuation curves obtained with the I.I./TV digital system at different exposure levels. The application of the characteristic curve (or the

gradient) to image analysis was discussed. The characteristic curve is useful for quantitative analysis (linearization of the system response) and also for monitoring of the system performance for quality assurance.

1. はじめに

フィルムまたは増感紙 / フィルム記録系の特性曲線 (H & D 曲線) は、系の感度の比較や、基本的な物理特性 (コントラストや MTF) を測定するときの系の応答の線形化に有用であり¹⁻⁴⁾、多くの人々が用いてきている。増感紙 / フィルム系の特性曲線の測定法として、幾つかの異なった方法がこれまでに報告されている⁵⁻¹⁰⁾。

近年、多様なデジタル X 線撮像系が開発されており¹¹⁻¹³⁾、とりわけ DSA (digital subtraction angiography) システムは臨床上多大な成果を収めている¹²⁻¹⁵⁾。イメージングプレートを用いたデジタルラジオグラフィや¹¹⁻¹³⁾、イメージインテンシファイア (I.I.) と TV カメラをベースにしたデジタル撮像系 (DSA はその一つ) は、今後とも有望なデジタル方式の一つと考えられる。増感紙 / フィルム系 (アナログ系) の場合と同様に、これらデジタル撮像系においても特性曲線を測定することは必要不可欠である。

本稿では、最近われわれが行った研究から^{16,17)}、I.I. / TV (DSA) デジタル撮像系の特性曲線を測定するための簡便で実用的な方法について解説する。

2. デジタル撮像系の特性曲線

フィルムまたは増感紙 / フィルムによる従来の

アナログ系では、その特性曲線は系の応答の入力としての相対 X 線強度と、出力としての写真濃度との関係で定義されている。しかしながら、デジタル撮像系において画像データの定量的解析を行うときには、画像の位置情報が標準化された各標本点すなわち各ピクセル (画素) において、画像の振幅情報が量子化された値である ピクセル値 を出力として定義するのが便利である。したがって、われわれは I.I. / TV デジタル撮像系の " 特性曲線 " を、相対 X 線強度とピクセル値との関係を表すものと定義した¹⁶⁾。

マルチフォーマットカメラやレーザープリンタによって写真フィルム上にデジタル画像データを出力して画像を読影することが現在のところ一般である。相対 X 線強度の入力に対してこのような写真濃度を出力とした系の応答特性が必要なときには、ピクセル値と写真濃度との関係を別に測定し、上で定義した特性曲線に加えて用いればよい¹⁸⁾。

3. アルミニウム階段法

3.1 X 線強度変化

I.I. に入射する X 線強度を変化する方法に、(1) X 線管電流の変化、(2) X 線管焦点と I.I. との距離の変化、(3) X 線を減弱する物質の厚さの変化、が考えられる。多くの DSA 装置では、曝射条件が自動制御されるために、管電圧、

管電流、曝射時間のマニュアル調整が不可能である（あるいは可能であっても広範囲な変化が不可能である）と思われる。さらに、焦点とI.I.との距離の調整可能範囲は一般に限られており、特性曲線を作成するに十分なX線強度を変化できない。それにゆえに、われわれは第三の方法を採用し、X線減弱物質としてアルミニウム階段を使用した。この方法の利点は、単に一回曝射による一枚の画像から特性曲線が測定できる点である。

各階段の大きさが1 cm × 2 cmで、厚さが6.3 mmである9段のアルミニウム階段を製作した。0段目（0 mm）も含めて全長は10 cmで、5インチ（12 cm）I.I.モードでも使用できる。厚さの最大が5.7 cmになるため、X線ビームを硬いものにし各階段を透過したビームの線質の変化をできるだけ少なくする目的で、0.81 mm厚の銅板をアルミニウム階段と共に使用した。I.I.とX線管焦点との距離は90 cmで、散乱線除去のためグリッドを用い、I.I.と階段との距離を約15 cmにとった。銅板をI.I.の前面（グリッド前面）に置くことも、散乱線減少に役立つようである¹⁹⁾。

各階段を透過した相対X線強度の求め方は、4に示す。

3.2 ベーリング・グレア (VG)

アルミニウム階段法をI.I./TV撮像系で使用する時問題となるのは、ベーリング・グレア (veiling glare, 以下VGと略す)²⁰⁻³⁰⁾の存在である。I.I.内でのX線、電子、特に光の散乱がVGの主な要因で、これに対してレンズ系で起こる光の散乱による成分は非常に小さく無視できる。このVGは、被写体からの散乱X線と同じように、

像のコントラストを低下させる。VGはベーリング・グレア・フラクション (veiling-glare fraction 以下VGFと略す) によって定量化でき、VG成分も含んだI.I.からの全出力光に対するVG成分のみによる出力光の割合と定義される。VGFは散乱線フラクション (scatter fraction) の測定と同様に³¹⁾、鉛ディスク法によって無限に小さい寸法 (0 mm) のディスクへの外そう法を用いて測定できる³⁰⁾。階段を広いX線ビームで曝射すると、I.I.の中央に置かれた階段を撮影した像には、I.I.全面からのVGがほぼ一定の割合で像の階段の部分に加わっている。その結果、アルミニウム階段の厚い領域では、薄い領域に比べてVGFは相対的に大きくなる。したがって、階段の厚い部分に相当する階段像のピクセル値は主にVGによる値を表し、I.I.に入射した弱いX線によるものではないと予想される。

上述のVGによる効果を減少させるためには、X線照射野をコリメータで階段付近まで細長く絞ると良い。このようにすれば、階段の周辺領域から階段のところへ入り込むVGの寄与分は無視しうると仮定できる。ゆえに、各階段およびその周辺の階段の領域から発生するほんのわずかなVGのみが階段像に含まれると予想される。われわれは、初期の段階では階段上で約2 cm × 10 cmのほぼ階段と同じ大きさにX線ビームを絞って使用した。しかしながら、その後テーブル上に置いた鉛板によるコリメータを追加することによって (約0.6 cm × 10 cmの大きさのさらに細長いビームを使用)、特性曲線の勾配がわずかに増すことがわかった¹⁷⁾。計算によると、前者のコリメータの大きさでは、階段の薄い部分から厚い部分へのVG

の寄与分はおよそ1-2%となった。特性曲線の正確な測定にはこの点にも注意を要する。

管電流が他の撮影条件に影響せず広範囲に変化できるように理想的な状態や、逆2乗法に基づいて距離を変化させる方法では、I.I.に入射したX線強度に比例した量のVGを含んだ状態で（すなわち、一定のVG Fの元で）広いX線ビームによって特性曲線が測定されるべきであり、また測定できるはずである。もし、VGが完全に除去されるか、または階段のすべての段においてVG Fが一定であるならば、このとき特性曲線は相対X線強度の対数を目盛った横軸上を、単に右か左に平行移動するだけであり、曲線の形状は決して変化しない。この点は、アルミニウム階段を使って細長いX線ビームでDSAシステムの特性曲線を測定するという簡便で実用的な方法をわれわれが考案した際の基本要件であった。

3.3 DSA装置

I.I./TVデジタル撮像系として、シーメンス社のDigitron 2 DSAシステム³²⁾を用いた。このシステムは、Garantix 1000 X線発生器、公称0.6 mm焦点のX線管、3モード（12 cm, 17 cm, 25 cm）のOptilux RBV 25/17 HN I. I. (Cs I), Videomed N (525本) TVシステム、および12:1, 40本/cmのグリッドで構成されている。Digitron 2は画像データ収集および保存のための20メガバイトのメモリと、20MHzの変換レイトの10ビット分解能A/D（アナログ/デジタル）変換器を備えている。ログアンプ（対数増幅器）またはリニアアンプがA/D変換器の前に用いられている。マトリックスサイズ

は、256×256または512×512で、パルスまたは連続X線曝射が選択できる。像の保存用に、80メガバイトのウィンチェスターディスクを利用した。

本DSA装置では、オペレータが選択する四つの線量モードに対して、すべての撮像パラメータ（アイリス、管電流、管電圧等）が自動的に設定される。これはI.I.の出力面とTVカメラのレンズ間に置かれた光検出器の働きによるものである。したがって、狭く細長くコリメートした状態で撮影すると、結果として通常の撮影で用いない高いkVに自動的に設定される。これを避けるための一つの方法として、以下のようにシステムのオートコントロールを“フル(fool)”した。一つのシリーズの撮影の最初の数フレームは広い照射野でアルミニウム階段を撮影し、オートコントロールによって撮像パラメータが設定されロックされた数フレーム後に、照射野を必要な寸法までコリメータで絞った。このような撮影途中でのコリメータ調整以外に、銅板などのX線を減弱させる物質を途中で照射内から取り出すか逆に挿入することによっても、オートコントロールをフルできる。

4. 相対X線強度の測定(横軸の決定)

4.1 問題点

特性曲線の横軸にとる相対X線強度の測定とは、アルミニウム階段法においては、アルミニウムの減弱曲線の測定に他ならない。この方法における基本的な問題点は、各階段を透過後のX線ビームの線質が一樣ではなく非常に異なる点である。す

なわち、アルミニウムの厚さによってX線強度が変わるのみならず、線質もまた厚さに応じて変わってしまう。したがって、異なった階段を透過した相対X線強度を画像記録系（検出器）で測定しようとするれば、これらの値は検出器のX線エネルギー吸収特性に大きく依存することになる。よって、もしイオンチェンバを用いてアルミニウムの減弱曲線を測定すると、I.I.で測定した曲線とは一般に同一にはならないと考えられる。そこで、I.I./100 mmカメラによるI.I.自身を用いる直接法と¹⁷⁾、I.I.の蛍光体と同質と仮定される蛍光体から成る増感紙（/フィルム）を検出器として用いる間接法によって¹⁶⁾、アルミニウムの減弱曲線を測定した。

4.2 I.I./100 mmカメラによる方法

アルミニウムの減弱曲線を測定するために、I.I.の出力側にビームスプリッタを介して接続されている100 mmのスポットカメラを利用する。照射寸法を階段上で約1 cm×1 cmの小面積にコリメータで絞り、各階段を独立にコダックXGRフィルムで撮影した。このようにただ一段のみを非常に小さい照射寸法で曝射するため、各階段像のVGFは等しくなり、よってVGの存在は減弱曲線の測定にもはや影響を与えなくなる。I.I.へ入射したX線の強度と光出力との関係は線形なので²⁴⁾、各階段を透過してI.I.へ入射した相対X線強度は、XGRフィルムの特性曲線を使って濃度から決定できる。この特性曲線はデュボンCronex センシトメータで測定した³³⁾。管電圧65 kVと90 kVで減弱曲線を測定し、このとき0.81 mmと1.68 mm厚の銅板をそれぞれ使用した。

管電圧・管電流および曝射時間（パルス幅）はMachlett Dynalyzer IIによってモニタした。なお、散乱線除去のためにグリッドを用い、またI.I.と階段も約20 cm離れた。

このようにして測定した65 kVおよび90 kVにおけるアルミニウムの減弱曲線をFig. 1に示す。90 kVの曲線は、65 kVの曲線に比べて低コントラストのため曲線の傾きが小さい。これらの曲線は、

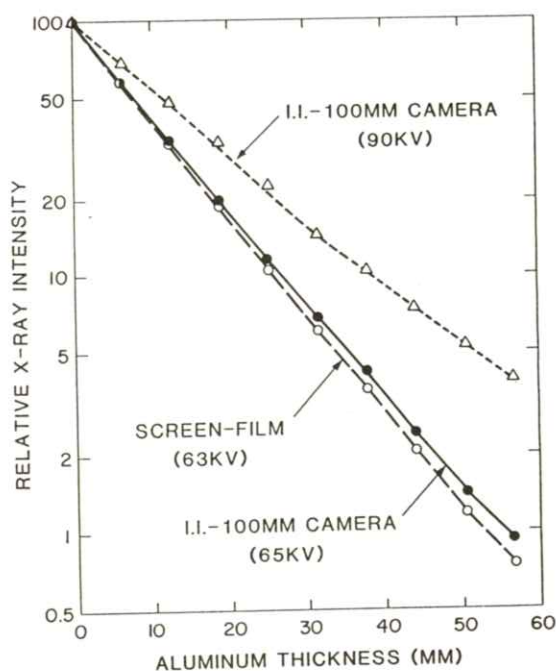


Fig. 1 Attenuation curves for aluminum, measured with an I.I./100-mm-camera system at 65 and 90 kV and 0.81- and 1.68-mm-thick copper filters, respectively¹⁷⁾, and also with screen/film systems at 63 kV and a 0.81-mm-thick copper filter (Fig. 3).

最低2回の独立した測定の平均であり、管電圧の標準偏差は、1.1 kVであった。

4.3 増感紙/フィルムによる方法

100 mmカメラがI.I.の出力側で利用できない場合(初期の頃, われわれはそのような状態であった), ある仮定の元で増感紙/フィルムを使用してアルミニウムの減弱曲線を測定できる。このときの増感紙/フィルム系の選択条件は, I.I.の蛍光体であるCsIと同等のX線吸収特性をもった増感紙であることと, この系のX線センシメトリの関係(すなわち, 特性曲線)が既知であることである。この様な観点から, われわれはコダック Lanex Regular/OG, デュポン Cronex Quanta II/XL, および Cronex Quanta III/XLの三種類をX線検出器として選んだ。

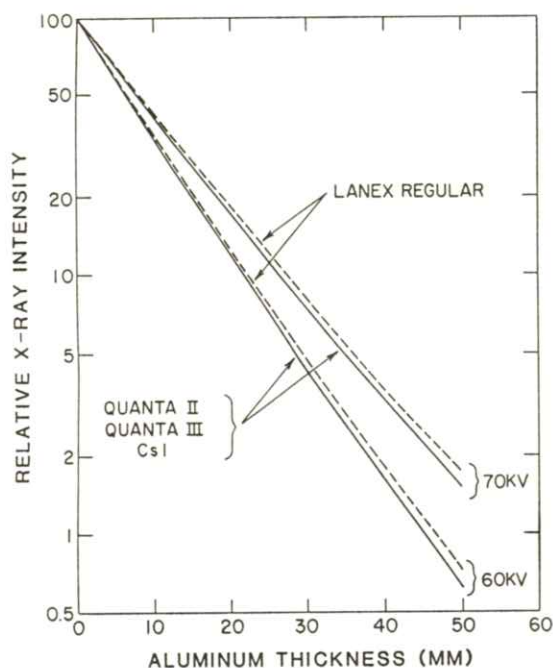


Fig. 2 Calculated attenuation curves for aluminum with three different screens and with CsI phosphor ($100\text{mg}/\text{cm}^2$) at 60 and 70 kV with a 0.81-mm copper filter¹⁶⁾. Screens used were Lanex Regular ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$; $130\text{mg}/\text{cm}^2$), Quanta II (BaFCl ; $85\text{mg}/\text{cm}^2$), and Quanta III (LaOBr ; $108\text{mg}/\text{cm}^2$).

ここで, 上記の仮定に基づいて選択した増感紙の妥当性は, 以下に示す様に減弱曲線のコンピュータ・シミュレーションによって証明することができる³⁴⁾。増感紙による直接X線の吸収と蛍光体中でのK-X線の再吸収を考慮にいれて, 60 kV (半価層: 2.30mmAl) および 70 kV (半価層: 2.65mmAl) の二つの入射スペクトルに対して, 上記の三つの増感紙とCsI蛍光体についてアルミニウムの減弱曲線を計算した。CsI蛍光体の塗布密度は $100\text{mg}/\text{cm}^2$ と仮定した。計算結果をFig. 2に示す。CsI蛍光体の減弱曲線は, Quanta II および Quanta III 増感紙のそれらと良く一致しているのがわかる。この結果は, CsIのK吸収端 (Cs: 36.0keV ; I: 33.2keV) が, これら

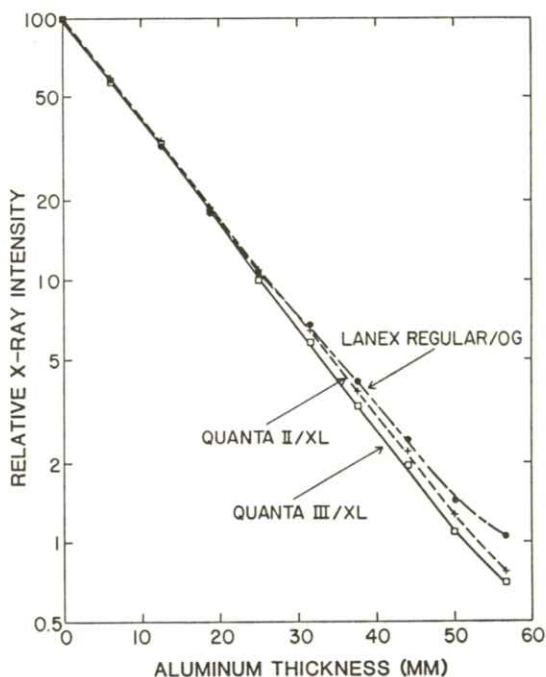


Fig. 3 Measured attenuation curves for aluminum, obtained with three screen/film systems at 63 kV and 0.81-mm-thick copper filter¹⁶⁾.

の増感紙の蛍光体中に含まれている高い原子番号の元素のK吸収端 (Ba : 37.4 keV ; La : 39.0 keV) に非常に接近しているという事実に関係していると考えられる。計算した Lanex Regular の減弱曲線は、他の増感紙に比べて少し高く出ているが、これは Lanex Regular 増感紙中に含まれている Gd (50.2 keV) のK吸収端が高いためであろう。

Fig. 3 に三つの増感紙 / フィルムを用いて測定したアルミニウム階段の減弱曲線を示した。それぞれの曲線は最低3回の独立した測定の平均値である。これら三本の曲線は、アルミニウムの薄い部分では実験誤差内で一致しており、厚い部分ではわずかに異なっている。また、Quanta II と Quanta III 増感紙の減弱曲線は、片対数グラフ上ではほぼ直線である。Lanex Regular 増感紙の減弱曲線は、他の二つの曲線よりわずかに高く出しており、このことはFig. 2 に示した計算でも見られる。Cs I 蛍光体のエネルギー応答は Quanta II と Quanta III のそれらと同等である、というわれわれの仮定をこれらの結果は支持している。したがって、われわれの使用したDSAシステムの特性曲線の横軸である相対X線強度として、Quanta II と Quanta III から得た減弱曲線の平均を一般に用いた (Fig. 1)。100 mmカメラによる直接法の結果とのわずかな差異は、kVのわずかな差や、I. I. と増感紙 / フィルム間のエネルギー応答のわずかな差に起因していると考えられる。

アルミニウムの減弱曲線の測定に、このような増感紙 / フィルムによる間接法を使用することは本来望ましい方法ではないことに注意を要する。なぜならば、線質が異なったり、他の種類のI. I. を使ったときに、二つの方法で異なった結果

が十分生じ得るからである。

なお、Fig. 3 の減弱曲線の測定条件は、以下のようである。100 cmの焦点-フィルム間距離で、2倍拡大法および12 : 1,57本/cmのグリッドを使用して散乱線を除去した。0.81 mm厚の銅フィルターを挿入して、63 kVの線質で測定した。さらに、焦点外X線を減少させるために、階段の大きさまで照射野を小さくした。アルミニウム階段透過後に検出された相対X線強度は、それぞれの増感紙 / フィルムの特性曲線を使って、写真濃度から決定した。照射野内でのX線強度の不均一性は補正した。

5. ピクセル値の読みだし(縦軸の決定)

われわれは当初、ピクセル値の読みだしのために、階段のデジタル像データを、Digitron 2 からシーメンス社の Evaluskop ミニコンピュータシステムへRS-232Cを介して転送した。その後、DSA装置に付いているウィンドー処理によって各階段像の中心部における平均値を実験誤差内で読みだせることがわかった。すなわち、最小のウィンドー幅でウィンドーレベルを変化させながら、CRTモニタ上のグレースケールのレベルの一つが階段像のある選んだ領域の平均グレーレベルに一致するところを捜すのである。一致したグレーレベルに相当するウィンドーレベルが、その階段のピクセル値の平均である。

もし、DSA装置がオペレータの選択したROI (region of interest) 内のピクセル値の平均を計算するソフトウェアの機能をもっているなら、ピクセル値の読みだしはもう少し簡単になるかもし

れない（ただし、使用法が不便であったり処理スピードが遅いときには、上述の方法が有用である）。

6. 特性曲線の測定結果

6.1 ログアンプ・モードにおける特性曲線

Fig. 4 に、 256×256 および 512×512 のマトリックスサイズで撮影したときの、Digitron 2 DSA システム（ログアンプ・モード時）の特性曲線を示す。実線と破線は数日間にわたって独立に測定した10本の曲線の平均であり、グラフ上で重ね合わせ肉眼で平滑化したものである。63 kV の管電圧（Digitron 2 で自動設定される標準的な管電圧）で、2 フレーム / 秒の条件で撮影した。特性曲線はマトリックスサイズに依存し、各曲線はピクセル値の大きい値または小さい値の領域で飽和する傾向にあり、傾きが負であることを除いてその形状は通常の増感紙 / フィルムの特性曲線に

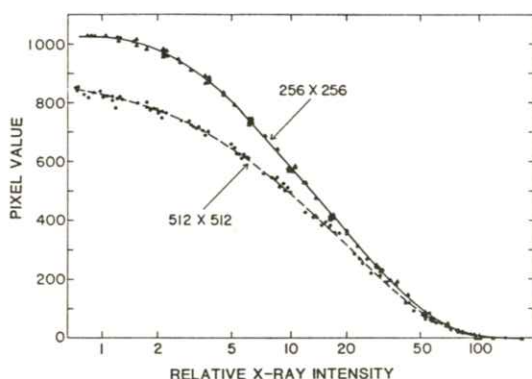


Fig. 4 Characteristic curves relating the pixel value to the relative x-ray intensity incident on an I.I./TV digital imaging (DSA) system, for two matrix sizes¹⁶⁾. A logarithmic amplifier was employed before the A/D converter.

よく似ている。I.I.への入射X線強度とI.I.からの出力光との関係には直線関係が成り立つので²⁴⁾、これらの曲線の形状はDSA装置のログアンプなどの電気系部品に依存していると考えられる。したがって、基本的にはI.I./TV デジタルシステムの特性曲線は、I.I.からの出力光とピクセル値との関係に等しいと言える。また、曲線の形状は、使用したI.I.のモードに依存しないことを確認している。最近新しく導入された別のDigitron 2では、二つのマトリックスサイズに対して特性曲線に差異はなく、 512×512 の曲線もFig. 4の 256×256 の曲線のような形状をしていることが明らかになっている（Fig. 6）。

さらに、同一の一連の曝射で得た画像のうち、自動露出調整によって撮影条件を調整する初期の数フレームを除いて、特性曲線のフレーム依存性は無視できることがわかっている。また、管電流や曝射時間による曝射量の相違、アイリスの大きさの相違、測定日時の相違は非常に小さく、その効果は特性曲線が相対X線強度軸に沿って単に平行移動するだけである（Fig. 4）。

6.2 リニアアンプ・モードにおける特性曲線

二つの異なった時期に測定した 256×256 マトリックスサイズ像に対する特性曲線（リニアアンプ・モード時）をFig. 5に示す。破線は直線的ではなく歪んだ応答を示しており、A/D変換器やアンプの調整不良に起因していると考えられる。調整後に測定されたデータは、直線を引いた実線で示してある。われわれはDSAシステムの電源系統の不良とその修理後の時期とが、特性曲線の形状が変化することに一致していることを観察して

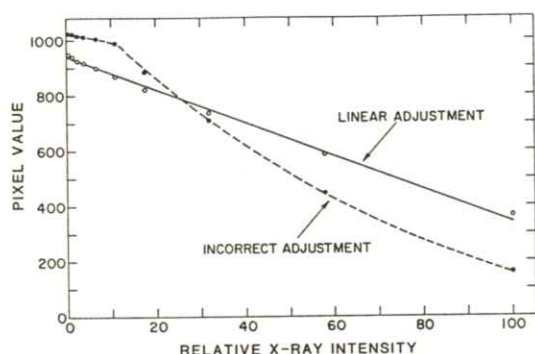


Fig. 5 Characteristic curves for the 256×256 matrix size in the linear amplifier mode, for the case of incorrect and linear adjustments of the A/D converter and/or the amplifier¹⁶⁾.

いる。このことは特性曲線の測定がシステム応答のモニタに役立つことを示している。また、正しく調整した状態で測定したリニアアンプ・モードの特性曲線（Fig. 5の実線）が直線になることは、相対X線強度の測定が正しく行われていることをも示していると言える。

6.3 線質（異なったkV）の影響

65 kVと90 kVで測定したときの特性曲線（ログアンプ・モード時）をFig. 6に示す。DSA装置は、Fig. 4の測定で使用した Digitron 2より新しい別の装置を、 512×512 のマトリックスで用いた。横軸の相対X線強度は、Fig. 1に示してある対応するkVのアルミニウムの減弱曲線を用いて決定した。それぞれのkV値に対して、ピクセル値のデータ点は二つの独立した曝射から得たもの

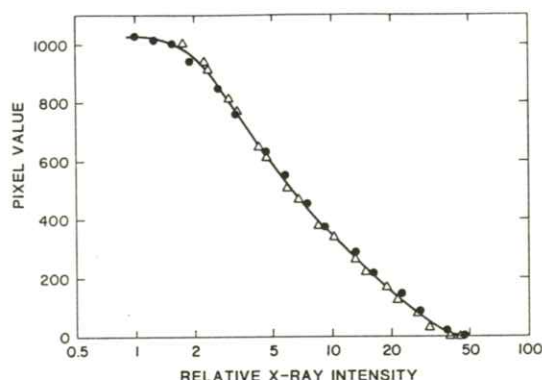


Fig. 6 Characteristic curve of our DSA system, obtained at 65 kV (●) and 90 kV (△) with 512×512 matrix size. The solid curve has been smoothed by eye for the data points, and it demonstrates that the characteristic curve of an I.I./TV digital system does not depend on the beam quality used¹⁷⁾.

であり、グラフ上で重ね合わせたものである。二つの異なったkVで測定した特性曲線は実験誤差内で一致しているので、これらすべての点について肉眼でスムージングした結果が実線である。この結果は、I.I./TVデジタル系の特性曲線はI.I.に入射したX線ビームの線質に依存しないことを示していると同時に、異なったkVでアルミニウム階段を透過した相対X線強度が、I.I./TVデジタル系に検出された相対X線強度として正しく測定されていることをも証明している。ある線質で測定した一本の特性曲線がシステム応答を代表しているという事実は、I.I./TVデジタル系の特性曲線がログアンプや系の他の電気系部品の特性に依存していることを裏付けている。

なお、DSA装置のkVを実験上故意に上昇させるために（65 kVから90 kV）、65 kVに比べて

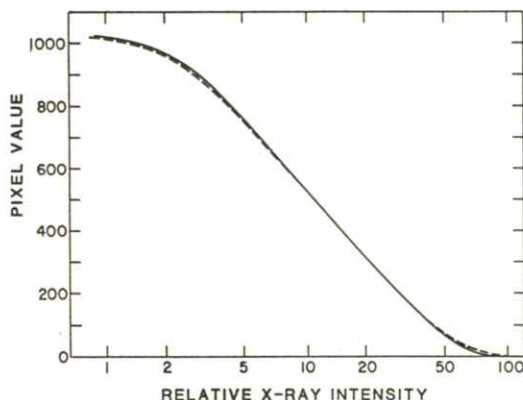


Fig. 7 Comparison of characteristic curves with (dashed curve) and without (solid curve) correction for the nonuniformities of the I.I. response and the incident x-ray intensity, obtained for 256 × 256 matrix size and the 17-cm I.I. mode¹⁶⁾.

90 kVでは銅板の厚さを増してある。

6.4 空間的な不均一性の影響

I.I./TVの応答や、I.I.に入射するX線ビームの空間的な不均一性 (spatial nonuniformity) が特性曲線に及ぼす影響については、アルミニウム階段がない状態の像を取ることによって補正した (Fig. 7)。この効果は実験誤差内であることが明かであり、われわれの使用したDSAシステムでは、特性曲線の測定においてこの空間的な不均一性の補正は必要でなかった。

6.5 有効性の確認

測定した特性曲線の有効性を証明するために、三つの異なった曝射レベルでヨードの減弱曲線を測定した。このため幾つかの同一容積のセルの中

に異なった濃度 (0 – 100 mg/cm²) のヨードが入ったヨードファントムを作製した。このファントムを 12 cm のアクリル板と共に、Digitron 2 で、63 kV、256 × 256 のマトリックスサイズ、広い X 線ビームで撮影した。システムをフルして、異なった線量で撮影した三枚の像から、Fig. 8 のようなピクセル値とヨードの含有量との関係を示す三本の曲線を得た。しかしながら、特性曲線によってピクセル値を相対 X 線強度に変換すると

(DSAシステム応答の線形化)、異なった三つの線量で測定したヨードの減弱曲線は、Fig. 9 に示すように実験誤差内で一致した。この結果は、ピクセル値を I.I./TV 系に入射した相対 X 線強度に変換するのに測定された特性曲線が有

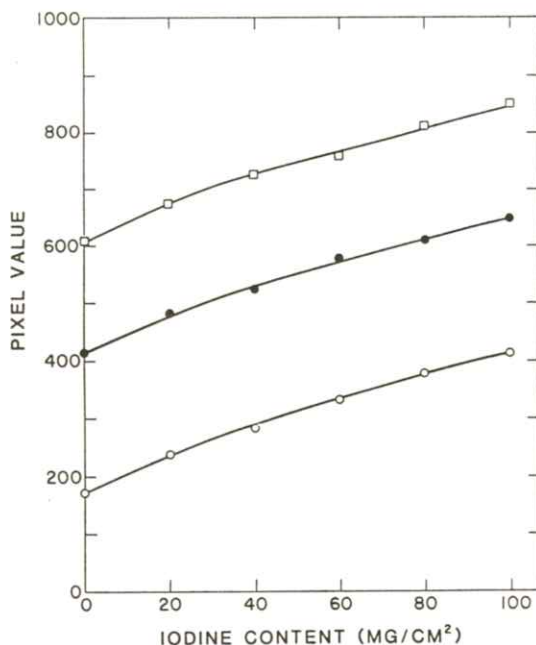


Fig. 8 Relationship between pixel value and iodine content, measured at three different exposure levels for the 256 × 256 matrix size¹⁶⁾.

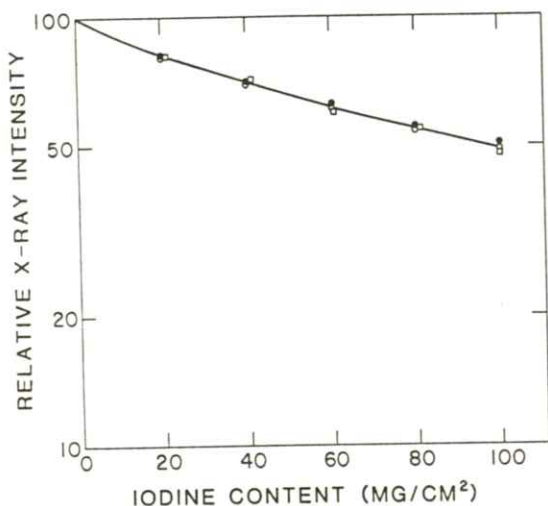


Fig. 9 Attenuation curve of iodine¹⁶⁾, measured at three different exposure levels, was obtained from Figs. 8 and 4.

効に働いていることを証明している。また、定量的な画像解析のために特性曲線を用いればDSAシステムが線形化できることを示している。

7. グラジエントとその画像解析への応用

7.1 グラジエント曲線

増感紙 / フィルム系の特性曲線の傾きはグラジエント (gradient) と呼ばれ、像のコントラストの評価³⁵⁾等にししばしば使われている。同様に、I. I. / TV デジタル (DSA) 系のグラジエント G についても、

$$G = \left| \frac{\Delta DSA\#}{\Delta \log_{10} E} \right| \quad (1)$$

として定義でき、ピクセル値の差 ($\Delta DSA\#$) と相対 X 線強度の対数の差 ($\Delta \log_{10} E$) との除算の絶対値である。絶対値を用いるのは、使用した DSA システムの特性曲線の傾きが負であるため

である (Fig. 4)。 $\Delta DSA\#$ の項は、バックグラウンド上の DSA 信号の大きさと考えることができる。Fig. 4 に示した特性曲線の傾きから計算した、二つのマトリックスサイズに対するそれぞれのグラジエント曲線を Fig. 10 に示す。横軸はバックグラウンドの DSA ピクセル値に相当する。ここでは 10 本の独立に測定した特性曲線用のデータをそれぞれ別個に多項式曲線で近似し、その曲線の傾きからグラジエントを計算し、最後に肉眼でスムージングを行った。

7.2 グラジエントとコントラスト

(1) 式からつぎの関係式が導出できる。

$$\Delta DSA\# = -(\log_{10} e) G \frac{\Delta E}{E} \quad (2)$$

上式は、DSA 信号の大きさ ($\Delta DSA\#$) を放射線コントラスト (radiation contrast) ($\Delta E/E$) に変換するための関係を示している。ここで、 ΔE および E は、I. I. に検出された相対 X 線強

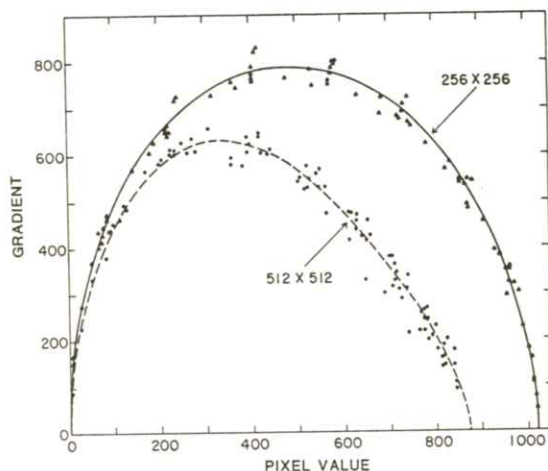


Fig. 10 Gradient curves for two matrix sizes¹⁶⁾, obtained from the slopes of the characteristic curves shown in Fig. 4.

度で表した信号成分とバックグラウンドをそれぞれ意味する。バックグラウンド E に散乱線が含まれてもよい。VGが無視できる程小さいか、バックグラウンド領域のVGが信号領域のVGに等しいときにのみ(2)式が使える点に注意を要する。なぜなら、このような状態で特性曲線が測定されたのであるからである。後者の状況は、例えば、比較的大きな被写体が一樣なバックグラウンドで撮影されたときに起こりうる。すなわち、被写体の大きさがVGの点像強度分布 (point spread function, PSF)^{24, 25)} の“大きさ”よりも非常に大きいときである。しかしながら、実際の臨床の画像を撮るときにはこのような状況は通常満足されず、ほぼ一定量のVGが存在し、このため(2)式から予想した値よりも小さい値の像コントラスト (image contrast) に減少する。さらに、DSA像では大きな被写体よりもむしろ小さな被写体を検出することが一般により重要である。小さな低コントラスト被写体の大きさがVGのPSFの大きさよりも非常に小さいときには、信号成分に重畳したVGの量はその信号に隣接しているバックグラウンド上のVGの量に同等と考えられる。このようにしてVGの効果によって、散乱線の効果と同様に像コントラストは減少する。そこで、(2)式を、VGと散乱線とを含んだ式に修正する必要がある、

$$\Delta DSA\# = -(\log_{10} e) G \frac{\Delta E}{E_p} \times (1-s)(1-k) \quad (3)$$

となる。ここで、 $\Delta E/E_p$ は小さな信号の“1次”放射線コントラスト (“primary” radiation contrast) であり、I.I. に検出された放射線コントラストに相当するが、散乱線とVGは含ん

でいない。 s は散乱線フラクションで、I.I. に検出された散乱線成分と、散乱線を含んだすべてのX線との比である。また、 k はVGである。

被写体の大きさが小さいとは限らず、またバックグラウンドは一樣とは仮定できないようなさらに一般的な状況下では、VGの量は信号およびその周辺のバックグラウンドの領域にわたって変化すると考えるのがもっともらしい。このとき、像コントラストは、(2)式や(3)式から単純に計算することができない。このような場合、VGの信号のコントラストへの影響は複雑で、VGのPSFとI.I. に検出された入力X線像の空間分布とのコンボリューション (重ね合わせ積分) によって評価する必要がある。そしてこの結果得られるI.I.の光の出力で表された像の空間分布を、つぎに特性曲線によってDSAピクセル値によるものに変換する。この特性曲線として、上述の方法で求めた特性曲線を使うことができる。なぜなら、前述したように、われわれの求めた特性曲線はI.I.の出力光とピクセル値との関係を表しているからである。

7.3 グラジェントとウィーナスペクトル

DSAシステムの粒状特性を評価するためにウィーナスペクトル (WS) を計算するとき³⁶⁾、ピクセル値で計算したWSを相対X線強度で計算したWSに変換することができると、異なったシステム間でのWSの比較に役立つ^{18, 36-38)}。ピクセル値で計算したWSを、 $G^2(1-k)^2(\log_{10}e)^2$ で除算すればこの変換が可能になる。ここで、 G は粒状性測定の像の平均ピクセル値におけるシステムのグラジェントであり、 k はVGである。

$(1-k)^2$ の効果は、照射野全体にわたって存在する一定量のVGが、I.I.に検出される量子ノイズのコントラストを減少させるためである。このような変換方法は、VGの効果の補正項を除いて、増感紙/フィルム系のウィーナスベクトルの解析にH&D曲線のグラジェントを用いる方法と同様である³⁾。

8. お わ り に

I.I./TVデジタル撮像(DSA)系のアルミニウム階段を用いた簡便な特性曲線の測定方法について解説した。この系の特性曲線は、管電圧、I.I.サイズ、線量、アイリスの大きさなどには依存せず、ログアンブなどの電気系の特性の影響を受けることを示した。測定時にI.I.で発生するベリング・グレア(VG)については注意を要する。

特性曲線はシステム応答の線形化に必要不可欠であり、あらゆる系において画像解析を行うときに最も基本的な物理量として測定されるべきものである。また、システムのモニタにも役立つ。われわれは、このように測定したI.I./TVデジタル系の特性曲線を線形化の手段として利用し、コントラストの測定^{39,40)}、MTFの測定^{38,41)}、ノイズ・ウィーナスベクトルの測定³⁶⁻³⁸⁾、DSA像の低コントラスト被写体の検出に関する解析¹⁸⁾、DSA像からの有効血管径の測定⁴²⁾、および新しいデジタルシステムの開発^{30,38)}などに有用な結果を得ている。

- 1) C. E. Metz and K. Doi: *Phys. Med. Biol.* **24** 1079 (1979).
- 2) *The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques*, edited by A. G. Haus (American Institute of Physics, New York, 1979).
- 3) K. Doi, G. Holje, L.-N. Loo, H.-P. Chan, J. M. Sandrik, R. J. Jennings, and R. F. Wagner: *MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems*, HHS Pub. (FDA) 82-8187 (1982).
- 4) K. Doi, Y. Kodera, L.-N. Loo, H.-P. Chan, Y. Higashida, and R. J. Jennings: *MTF's and Wiener Spectra of Screen-Film Systems*, Vol. II, HHS Pub. (FDA) 86-8257 (1986).
- 5) A. G. Haus, K. Rossmann, C. J. Vyborny, P. B. Hoffer, and K. Doi: *J. Appl. Photogr. Eng.* **3** 114 (1977).
- 6) J. Hale and P. Bloch: *Radiology* **128** 820 (1978).
- 7) D. R. Bednarek and S. Rudin: *Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng.* **233** 2 (1980).
- 8) M. V. Yester, G. T. Barnes, and M. A. King: *Radiology* **136** 785 (1980).
- 9) L. K. Wagner, G. T. Barnes, J. A. Bencomo, and A. G. Haus: *Med. Phys.* **10** 365 (1983).
- 10) K. Doi, et al.: *Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems*, ICRU (Inter-

- national Commission on Radiation Units and Measurement) Report 41, ICRU Pub. (1986).
- 11) B. A. Arnold: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **347** 7 (1982).
 - 12) W. R. Brody: Digital Radiography (Raven, New York, 1984).
 - 13) Recent Developments in Digital Imaging, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P. Lin (American Institute of Physics, New York, 1985).
 - 14) S. J. Riederer and R. A. Kruger: Radiology **147** 633 (1983).
 - 15) R. A. Kruger and S. J. Riederer, Basic Concepts of Digital Subtraction Angiography (Hall, Boston, 1984).
 - 16) H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger, and H.-P. Chan: Med. Phys. **13** 13 (1986).
 - 17) H. Fujita and K. Doi: Med. Phys. **13** 922 (1986).
 - 18) K. Ohara, H.-P. Chan, K. Doi, M. L. Giger, and H. Fujita: Med. Phys. **13** 304 (1986).
 - 19) R. B. Wilsey: Am. J. Roentgenol. **8** 328 (1921).
 - 20) C. G. Shaw, D. A. Bassano, and Z. D. Grossman: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **347** 122 (1982).
 - 21) C. A. Mistretta, in The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques, edited by A. G. Haus (American Institute of Physics, New York, 1979), p. 182.
 - 22) S. J. Riederer, B. F. Belander, G. S. Keyes, and N. J. Pelc: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **314** 132 (1981).
 - 23) C.-G. Shaw, D. L. Ergun, P. D. Myerowitz, M. S. V. Lysel, C. A. Mistretta, W. C. Zarnstorff, and A. B. Crummy: Radiology **142** 209 (1982).
 - 24) J. A. Seibert, O. Nalcioğlu, and W. W. Roeck: Med. Phys. **11** 172 (1984).
 - 25) J. A. Seibert, O. Nalcioğlu, and W. Roeck: Med. Phys. **12** 281 (1985).
 - 26) H. Roehring and T.-Y. Fu: in Recent Developments in Digital Imaging, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P. Lin (American Institute of Physics, New York, 1985), p. 82.
 - 27) M. Tsuda and Y. Kimura: Jap. J. Appl. Phys. **24** 342 (1985).
 - 28) M. Tsuda and Y. Kimura: Jpn. J. Appl. Phys. **24** 1087 (1985).
 - 29) C.-G. Shaw and D. B. Plewes: Radiology **157** 247 (1985).
 - 30) K. Doi, H. Fujita, K. Ohara, K. Ono, H. Matsui, M. L. Giger, and H.-P. Chan: Radiology **161** 513 (1986).
 - 31) H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. **28** 109 (1983).
 - 32) D. E. Gustafson, O. J. Lucchesi, B. Leung, B. D. Franciose, and R. Randall: in Recent Developments in Digital Imaging, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P.

- Lin (American Institute of Physics, New York, 1985), p. 413.
- 33) Y. Tsuyama and Y. Yamamoto: Jpn. J. Radiol. Technol. Special Issue No. 2 70 (1983).
 - 34) H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. **28** 565 (1983).
 - 35) Y. Higashida, K. Doi, J. L. Lehr, and H. MacMahon: Med. Phys. **11** 646 (1984).
 - 36) M. L. Giger, K. Doi, and H. Fujita: Med. Phys. **13** 131 (1986).
 - 37) Y. Kume, K. Doi, K. Ohara, and M. L. Giger: Med. Phys. **13** 843 (1986).
 - 38) H. Fujita, K. Doi, H. MacMahon, et al.: Investigative Radiology (in press) (1987).
 - 39) H. Fujita, K. Doi, H.-P. Chan, M. L. Giger, and E. E. Duda: Radiology **155** 799 (1985).
 - 40) H. Fujita, K. Doi, H.-P. Chan, and M. L. Giger: in Recent Developments in Digital Imaging, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P. Lin (American Institute of Physics, New York, 1985) p. 566.
 - 41) H. Fujita, K. Doi, and M. L. Giger: Med. Phys. **12** 713 (1985).
 - 42) H. Fujita, K. Doi, L. E. Fencil, and K. G. Chua: Med. Phys. (in press) (1987).

X線管電圧脈動率のスペクトルと減弱曲線への影響

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

(1987年1月31日, 最終1987年3月21日 受理)

Effects of X-Ray Tube-Voltage Ripple-Rates on Spectra and Exposure Attenuation Curves

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 January 31, 1987, in final form March 21, 1987)

In x-ray diagnosis, the photon fluence rates on the recording system vary in a range of six to seven order of magnitudes, even if the tube voltage is fixed at 70 kV. The reasons are mainly due to the wide range of tube currents from less than 1 mA (fluoroscopy) to 1 A (radiography) and the wide range of attenuation rates in objects. These reasons result in the difficulty of measuring diagnostic x-ray spectra using semiconductor detector systems. We have solved the difficulties by the two following methods: (1) Low-capacity high-voltage cables were developed, in order to reduce photon fluence rates by decreasing tube currents and keeping radiographic tube-voltage waveforms. (2) Collimators having various diameters from 0.13 to 7 mm (the effective diameter of a Ge detector) were prepared.

We carried out the measurement of photon spectra for various tube-voltage ripple-rates (which correspond to various type of generators and tube currents) at 70 kV using objects of various thicknesses made of aluminium and acrylic resin. Photon spectra were transformed to energy spectra and exposure spectra, and then exposure attenuation curves were obtained. The effects of tube-voltage ripple-rates on the spectra and the attenuation curves were quantitatively clarified.

1. 緒 言

医療用X線画像の研究の目的は、人体の被曝線量の減少と画質の向上である。この研究のためには、まず、最も基礎的なデータとして、被写体透過前後のX線スペクトルが必要になる。医学診断用で使用するX線の光子エネルギー範囲は10～150 keVであるが、この範囲のX線スペクトルの正確な測定ができるようになったのは、1970年代に分解能のよい半導体(Si, Ge)検出器が出現してからである¹⁾。その後、分解能が向上し、補正法も進歩したので、スペクトルのカタログが出版されるようになった²⁻⁵⁾。しかし、医学診断用のX線発生条件は極めて広範囲にわたり、特に大電流を流す撮影条件でのスペクトルの測定が極めて困難であった。われわれは、1981年からこの実験的研究を開始し、多くの問題を克服して、診断用の広範囲の条件でのスペクトルの測定法を確立させた。その結果、X線スペクトルと被曝線量・画質とを結びつけることができた。

本論文では、医学診断で使用する代表的なX線管電圧として、70 kVを選び、被写体として、Al(骨の代わり)とアクリル(軟部組織の代わり)を選んだ。また、X線管電圧のピーク値が等しくても、波形が変わるとX線の効果が著しく異なることが従来から定性的に分っていたので、本論文では、波形を表す代表的なパラメータとして、脈動率を変化させて、まず、X線の光子スペクトルの測定を行なった。これをエネルギースペクトル、照射線量スペクトルに変換し、線量減弱曲線を求めて、線量計で直接測定した結果と比較した。

2. X線スペクトルの測定

X線診断でのX線曝射条件を、撮影ではkVとmAs、透視では、kVとmAで表示するが、電源方式が異なれば、同じ条件で放射しても画像への効果が著しく異なる⁶⁻¹¹⁾。これはX線管に印加する管電圧波形が電源方式で異なるからである。現在、診断用で用いている主な電源方式は、3相12パルス、3相6パルス、単相2パルスである。さらに、各方式での管電圧波形は、単なる交流電圧の正弦波を整流したものではなく、装置の電気回路定数の影響で、正弦波から著しく崩れている⁶⁻¹⁴⁾。その中で最も大きな効果は、X線管と高電圧発生器を接続する高電圧ケーブルの静電容量のために、管電流を減少させると管電圧波形が平滑になり、脈動率が減ることである。

管電圧波形の画質への影響を研究するために、まず、診断時と同じ条件でX線を放射してX線スペクトルを測定せねばならない。しかし、現在、最も分解能のよい半導体検出器と波高分析装置を使ってX線スペクトルを測定する場合、診断時の撮影条件のような瞬間大電流(数十～数百mA程度)に対しては、X線のphoton fluence rateが強すぎるために、光子計数率が高くなり、光子が検出器に入射して発生するパルスが重なり合って(pile upを起こして)誤差が生ずる。そこで、計数率を小さくするために、(1)100 μ m以下の直径のピンホールを使うか^{15,16)}、(2)X線管と検出器との距離を数十mと離すか^{14,17)}、(3)電子回路を工夫して特殊なpile up rejectorを用いるかしなければならなかった。(1)ではピンホールの加工が難しく、十分な厚さのものが作れないこと、ビーム

を合わせにくいこと、(2)では空気の減弱が無視できなくなるので管球と検出器間を真空中に引く必要があること、(3)では市販の装置で簡単にできない、という欠点がある。

これに対して、計数率を弱めるために、管電流を小さくして、数mA以下で使用すると、測定は容易になるが、管電圧波形が高電圧ケーブルの静電容量のために平滑化されて、脈動率が変化してしまい、撮影時とは異なった管電圧波形となる^{6,7,12~14,18}。

われわれは、以上の点を克服するために、ケーブルの静電容量を減らすことを考えた^{12,19}。この目的で高電圧ケーブルの被覆を剥いだ結果、管電流を数mA程度と小さくしても、瞬間大電流時(撮影条件)の管電圧波形を保持することができたので、撮影条件と等価な管電圧波形に対応するX線スペクトルの測定が容易になった。

以下では、管電圧波形の脈動率をパラメータとして、X線スペクトルを測定する。脈動率変化法として、全波整流波形等から一定電圧以上になる期間だけをとり出して、その期間の光子を計数させる方法もある²⁰⁻²²。この方法では、脈動率が小さいと非計数期間が長くなり、全測定時間も長くなって非能率的である。従って、本論文では前述の方法で、全期間で計数するようにした。この測定では、Ge結晶への入射位置が変わると感度が異なるので¹⁴、これをあらかじめ測定しておいた。また、特に、管電流値や被写体の厚さが変わると、photon fluence rate が3~4桁も変化するので、Ge検出器で pile up が発生しないように、適当な直径のコリメータを用いて、計数率を調整した。前述のケーブルを使わなければ6~7桁も変化する

るので、測定が困難である。このコリメータの選定とX線ビームの中心にコリメータを設置する方法についても述べる。

2.1 管電圧波形

2.1.1 管電圧波形と管電流値の測定

X線発生装置として、単相全波整流形高電圧発生装置(島津製 UD 150 L-5)に高電圧ケーブルを介して回転陽極X線管(島津製 CIRCLEX U 10)を接続した。高電圧ケーブルの途中に、抵抗容量分圧器を接続し、TECTRONIX 社製 475 型 オシロスコープで管電圧波形と管電圧(ピーク値)を測定した。

一般の装置では、X線管電流の平均値(管電流という)を、制御盤側(接地側)で測定する。この方法では、高電圧ケーブルの静電容量に充電する電流をも含めて測定するので、この実験のように管電流値が数mA以下の場合には、誤差が大きい¹²。そこで、われわれは、電流計をシールドして、X線管の陽極側(プラスの高電位側)に直接この電流計を接続して、管電流値を測定した。

本論文では管電圧 70 kV を選び、管電流を変えて管電圧波形を測定した。その例をFig. 1 に示す。

2.1.2 脈動率と管電流との関係

単相全波整流形X線装置の管電圧波形の脈動率 r を近似的に、

$$r = a \frac{i}{fCE} = a' \frac{1}{fCR} \quad (1)$$

で表わすことができる。ここで、 a 、 a' は比例定数、 i は管電流、 f は電源周波数、 C は高電圧ケーブルなどの静電容量、 E は管電圧ピーク値、

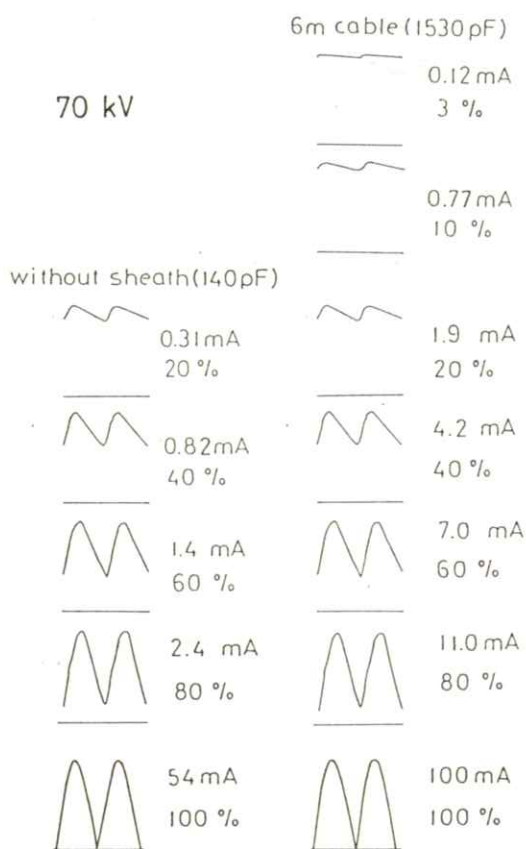


Fig. 1 Tube-voltage waveforms at 70 kV.

R はX線管の等価抵抗である。

(1)式から、撮影時のように、管電流 i が大きくなると、脈動率 r は大きくなり、また、管電流 i が同じでも、静電容量 C が小さくなると脈動率は大きくなる事が分かる。このことから、管電流 i を小さくしても脈動率 r が大きい撮影時の管電圧波形を保持させるためには、高電圧ケーブルなどの静電容量 C (6 m で 1530 pF) を小さくすればよいことが分かる。そこで、われわれは2 m の高電圧ケーブルの被覆を剥がして、静電容量 C を 140 pF に減らせて、Fig. 1 の左の without sheath に示すように、管電流が小さくても脈動率が大き

い管電圧波形を作ることができた。

Fig. 2 に、静電容量 C をパラメータとして、脈動率と管電流の関係を示す。前述したように、左の without sheath では、3 mA 以下の管電流で、通常の高電圧ケーブル (6 m) と同じ脈動率にすることができた。脈動率が小さい間は(1)式が近似的に成立する。Fig. 2 の横軸を比例尺に書き直すと、脈動率と管電流が(1)式に従ってほぼ比例していることが分かる。脈動率が大きくなると、(1)式の成立する放電期間が短くなり¹²⁾、脈動率の変化は管電流に対し緩やかになる。脈動率を 100 % するには、without sheath のケーブルでも管電

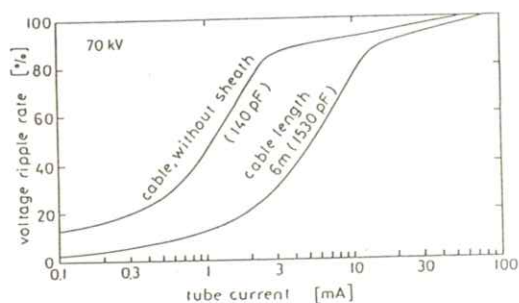


Fig. 2 Relations between tube-voltage ripple-rate and tube current.

流が大き過ぎる。しかし、80%以上になっても軟線が出るだけであるからX線スペクトルの形には影響しない。3%と10%については、このケーブルでは管電流が小さ過ぎて測定時間が長くなるので、6 m の高電圧ケーブルを使用した。

2.2 X線スペクトルの測定装置

Fig. 3 にX線スペクトルの測定装置を示す。X線管からX線ビームを放射して、管球コリメータ (2 mm 径) で細く絞り、二つのコリメータを通し

て被写体に入射させた。さらに、被写体を透過したX線ビームを、検出器の前でコリメータで細く絞って、プレーナ型Ge検出器 (ORTEC社製GLP-10180/07型) でX線光子を1個ずつ検出した。Ge検出器には高圧電源 (HV) から1.5 kVのバイアス電圧を加えて、電子・正孔を集めて電流パルスを作り、前置増幅器 (PA) で電圧パルスに変換する。これを比例増幅器 (LA) で増幅しGe結晶が吸収したエネルギーに比例した高さのパルスを発生させる。2個の波高分析器 (MCA) を使い、1 keV / ch (channel) で測定したパルス波高スペ

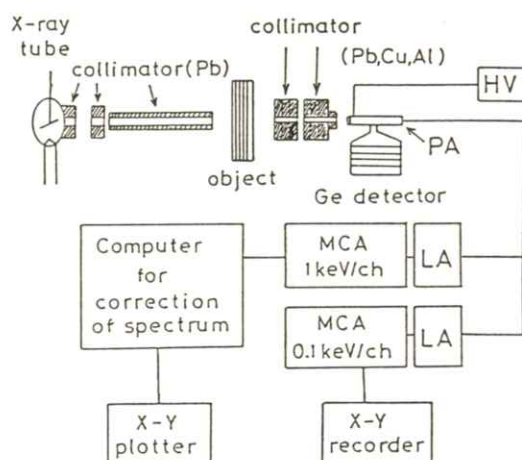


Fig. 3 X-ray spectrometer system.

クトルを、2.6で述べるように、単色線レスポンス関数を使って、stripping法²³⁾で補正し、真のX線スペクトルを求めた。0.1 keV / chで測定したデータを特性線のピークの分離、等、微細な構造を観察する目的に使用した。

波高分析器として、INOTEC社製IT-5400型 (1 keV / ch) とIT-5300型 (0.1 keV / ch) を使用した。

2.3 Ge結晶の感度中心と感度均一領域の測定

2.3.1 実験法

使用したGe検出器の結晶のカatalogの寸法は、直径10mm、厚さ7mmである。このGe検出器のX線写真を撮影し、Ge結晶の位置を確かめた。その結果、Be窓の外側表面から、5.25mmにGe結晶の表面があり、その大きさはCatalogの通りであることが分かった。

Fig. 4に実験配置を示す。コリメータに²⁴¹Amの線源を固定し直径1mmのピンホールを通して、 γ 線をGe検出器に入射させた。コリメータは厚さ10mmのPb, Cu, Alの板を3枚重ねたものである。実験では、コリメータに線源を固定して、水平 (X)、垂直 (Y) 方向に移動させて、垂直入射に対して、 γ 線の光子スペクトルを測定した。測定データを2.6で述べる方法で補正した。

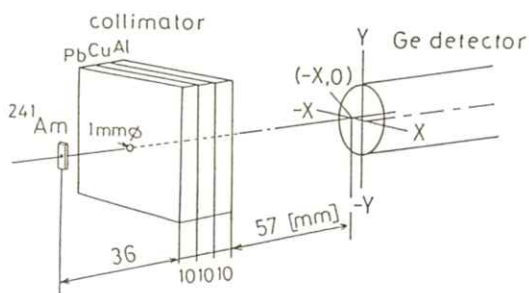


Fig. 4 Experimental set up.

2.3.2 感度の均一領域と感度中心の決定

Fig. 5に感度の入射位置依存性を示す。(a)は²⁴¹Amの4~63 keVのエネルギー範囲の光子について計数した全パルス数のスキャンパターンを示し、(b)は59.56 keVの光子について計数した

パルス数のスキャンパターンを示している。スキャンビームの直径は1 mmである。まず、全パルス数に対して、感度が高く、その分布が等方向になるような位置を感度中心と決めた。

次に、中心付近の4つの領域で計数したパルス数の平均値を100%として、各入射位置で計数したパルス数の割合を求めた結果がFig. 5である。その割合の記号を図の上に示してある。Fig. 5から直径7 mmの範囲内であれば、(a)も(b)も両方とも±5%の誤差範囲内で感度が均一であることが分かる。この範囲がGe結晶の端から1.5 mmより内側という点では Svahn¹⁴⁾ (直径16 mm, 厚さ

○ 98%~102% ● 102%~105% ● 105%~110% ● 50%~90% ● <50%

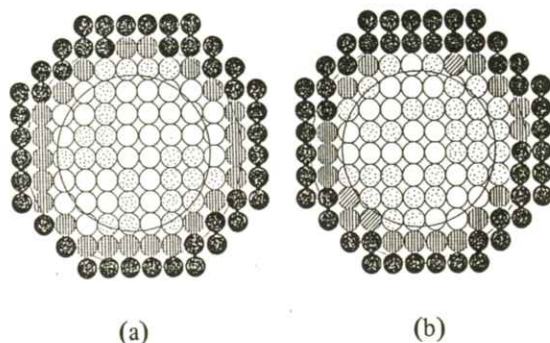


Fig. 5 Homogeneity of the photon counts of a Ge detector: (a) total, (b) 59.56 keV (²⁴¹Am).

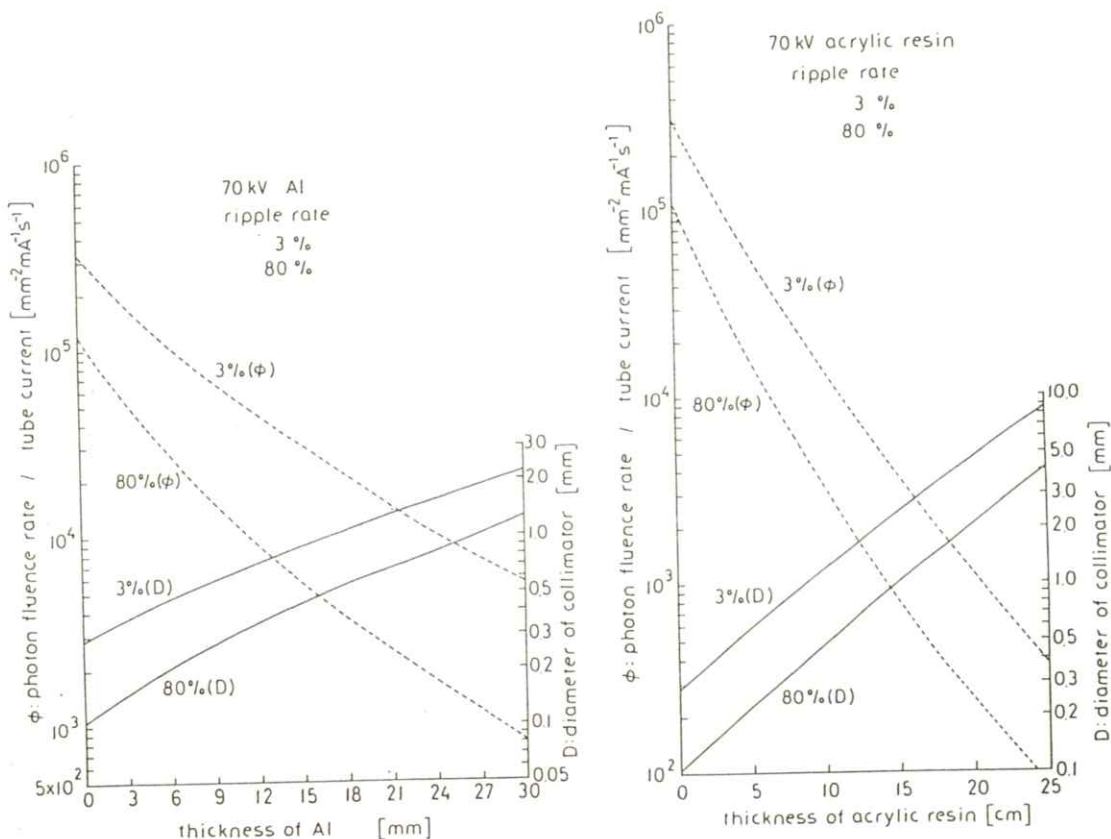


Fig. 6 Photon fluence rates per tube current (dotted line) and diameters of collimators (full line).

5.24 mm の Ge 結晶) の結果とはほぼ一致している。

2.4 コリメータの選定

Fig. 3 のシステムを使って、被写体 (Al 1~30 mm, アクリル 5~25 cm) を透過したスペクトルを測定する場合、照射線量が 3~4 桁も変化する。このように照射線量が大きく変化しても、Ge 検出器が pile up しないように測定するには、Fig. 3 に示したように、被写体と Ge 検出器の間に適当な直径のコリメータを何段か設置して、Ge 検出器の計数率を調整する必要がある。まず、われわれは、コリメータの直径を決めるために、Ge 検出器の計数率と pile up の関係を調べた。比例増幅器の shaping time を $2 \mu\text{s}$ に設定し、測定時間 (live, clock time) をパラメータとして、光子スペクトルをピーク値が 10^4 個になるようにして測定し、測定時間と pile up のピーク値に対する割合を求めた。その結果から、Ge 検出器の計数率が毎秒約 2,500 個を越えると、70 keV 以上の pile up の計数値がピーク計数値の 1% を越えることが分かった。

この予備実験で photon fluence rate の概略の値をも求めた。その結果、Ge 検出器に入射する X 線ビームの管電流 1 mA 当りの photon fluence rate は、Fig. 6 の点線で示すように被写体の厚さに対して大きく変化することが分かる。例えば、(a) の Al 被写体の場合、脈動率 3% のとき被写体なしで、 $3.3 \times 10^5 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ で、80% の Al 30 mm の場合、 $8.1 \times 10^2 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ と 3 桁変化し、(b) のアクリル被写体の場合は同じ脈動率 80% のとき、アクリル 25 cm で $8.2 \times 10 \text{ mm}^{-2} \text{ mA}^{-1} \text{ s}^{-1}$ と 4 桁も変化する。このように、3~4 桁も

変化する photon fluence rate に対して、Ge 検出器の pile up の計数値がピーク値の 1% 以下で計数できるように算定したコリメータの直径を、Fig. 6 の実線で示す。この結果は 0.11~9.4 mm の範囲に及ぶ。実際に使用できるのは、0.13 mm から 7 mm までである。直径 7 mm 以上は、Ge 検出器の有効径が 7 mm しかないので、使用できない。われわれは、Fig. 3 に示すように、2~3 段のコリメータを用意して、その直径を少しずつ小さくして行くと共に、被写体に対応して、最終段 (Ge 検出器の直前) のコリメータの直径を 0.13 から 3 mm まで 0.02 ないし 0.2 mm 間隔で、3.5 mm 以上は 0.5 mm 間隔で変えられるように、多数用意した。pile up を 1% 以内にするためには、コリメータの直径を Fig. 6 の実線の値以下にすればよい。

photon fluence rate は被写体がない時が最大で、この時に使用したコリメータの直径は、脈動率 80% の場合は算定値よりも大きい 0.13 mm しかないので、pile up は 1.5% になった。しかし、被写体が入れば、photon fluence rate が小さくなるので、80% の場合でも pile up は約 1% 以下に収まった。

また、測定時間が余り長くなるのは能率的でないで、live time が 4 分を越えないようにコリメータの直径を調整した。

2.5 ビームの軸合せ

Fig. 3 に示すように、X 線管と Ge 検出器との間に多数のコリメータを設置するので、X 線ビームを確実に通すために、コリメータの中心に X 線ビームの軸を合せることが重要である。そこで、あ

らかじめ、レーザービーム (He-Ne) をX線ビームの中心軸と一致するように設置しておいて、このレーザービームがコリメータの中心を通過するようにコリメータをセットするようにした。これは特に、コリメータの直径が小さいときには重要である。

2.6 測定した光子スペクトルの補正と減弱曲線の導出法¹⁾

2.6.1 Ge結晶の単色線レスポンス関数

Ge結晶にX線光子が1個入射したときに、光子の全エネルギーが吸収されて、電子・正孔対を作るのが理想的である。しかし、実際には一部のエネルギーが逃げるので、測定したパルス波高スペクトルを補正しなければならない。そのために、各光子エネルギーについて、1個の光子が入射したときに発生するパルス波高スペクトルの割合 (単色線レスポンス関数) が必要である。これを求めるために、モンテカルロ法を適用して、計算機シミュレーションを行なった。入射光子エネルギー E_0 を 5 keV から 150 keV まで 1 keV 毎に変えて、1 keV 毎の単色線レスポンス関数を求めた。その代表例 ($E_0 = 50, 100, 150$ keV) を Fig. 7 に示す。入射光子エネルギーでのピークがフォトピークである。この高さが検出効率である。ピークから 10 keV 下った所に K エスケープピークが現れる。これは入射光子エネルギーの一部が K-X 線を発生させて、それが結晶外に出るためである。低エネルギー側にはコンプトン吸収帯も現れている。入射光子エネルギーが大きいほど、結晶を透過する光子が増加して検出効率が下がる。また、入射光子エネルギーが大きいほど、K エスケープ

は減少するが、コンプトン吸収は増加する。

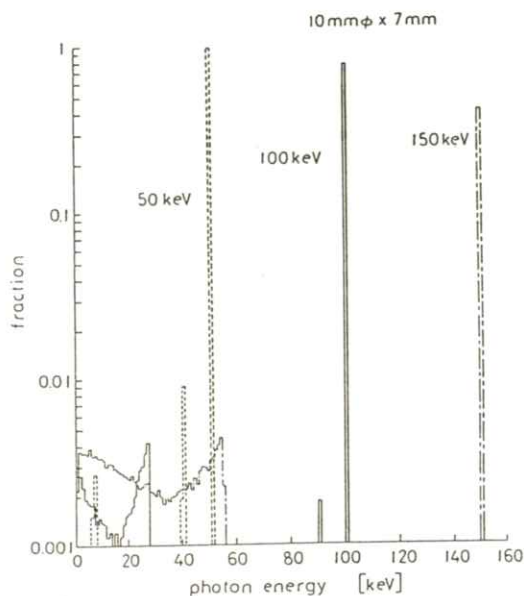


Fig. 7 Response functions for monoenergetic 50, 100 and 150 keV photons.

2.6.2 補正法

波高分析器を用いて、channel (光子エネルギーに比例) あたりの計数値を求め、単位光子エネルギー、単位面積、単位管電流、単位時間 (live time) あたりの個数に換算して、光子スペクトルの測定データ (パルス波高スペクトル) とした。これを stripping 法²³⁾で単色線レスポンス関数を使って補正し、真の光子スペクトルを求めた。

この補正で求めた光子スペクトルに各光子のエネルギーをそれぞれ掛けるとエネルギースペクトルが求まる。さらに、このエネルギースペクトルに空気質量エネルギー吸収係数を掛けると照射線量スペクトルが求まる。このような照射線量スペクトルを被写体 (Al とアクリル) の厚さを変えて求め、それをエネルギーで積分して厚さに対し

てプロットすると減弱曲線が求まる。この減弱曲線を管電圧脈動率を変えて求めると、管電圧脈動率の減弱曲線への影響が分かる。

3. X線スペクトルの測定結果の例

測定で使用したX線管は島津製の回転陽極X線管CIRCLEX U 10 (タングステン陽極、陽極角度18°, 油浸, ガラス窓, 付加フィルタなし)である。

Fig. 8 に光子スペクトルの測定結果の例を示す。(a)は被写体のない場合で、(b), (c)は被写体として、それぞれ、Al 30 mm, アクリル 25 cmを入れた場合である。横軸に光子のエネルギーを、縦軸に光子数を取り、管電圧脈動率をパラメータとして、それぞれのピーク値で規格化して示してある。これらを見ると管電圧脈動率が大きくなると、スペ

クトルの高エネルギー側が削られて、低エネルギー側へシフトしたような形状となる。このことは、管電圧脈動率が大きくなるほど、線質が軟らかくなることを定量的に示している。これは被写体を入れた場合も同じである。また、被写体を厚くしていくと、光子スペクトルの低エネルギー部分が被写体で吸収、散乱されて減弱し、高エネルギー部分だけが透過して、その幅も狭くなることがわかる。このことは、被写体が厚いほど、線質が硬くなることを定量的に示したものである。

光子スペクトルから、2.6.2で述べたエネルギースペクトルを求めるとFig. 9 となる。また、照射線量スペクトルはFig. 10 となる。どのスペクトルも、管電圧脈動率や被写体の厚さの変化に対して光子スペクトルの場合と同様な変化をしていることを定量的に示したものである。

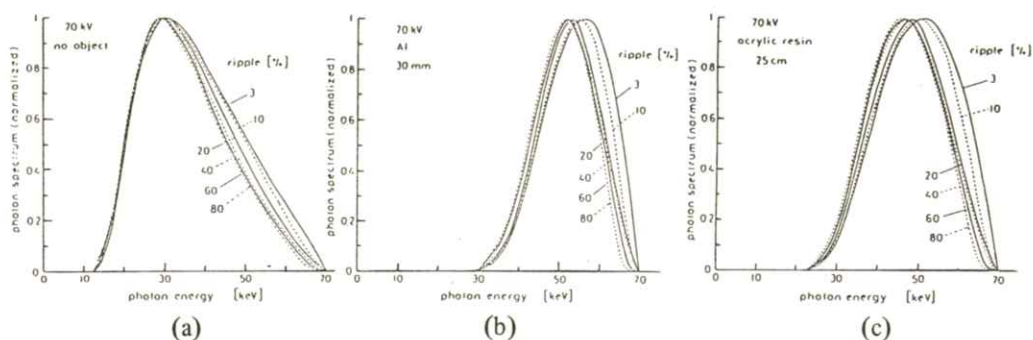


Fig. 8 Photon spectra of 70 kV x-ray beams.

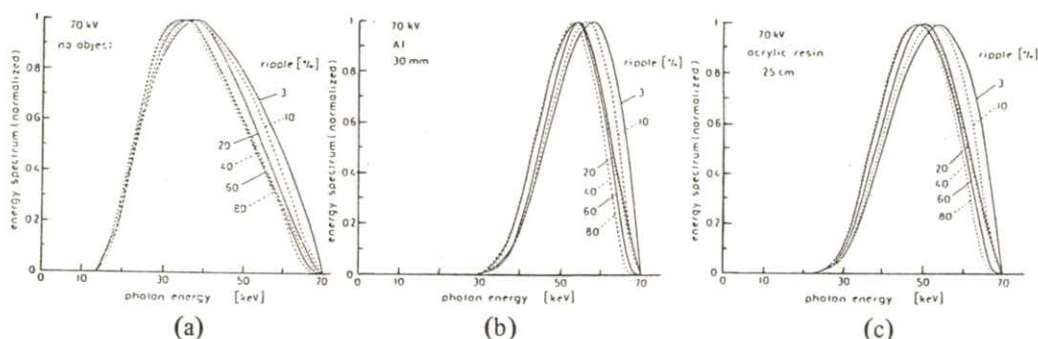


Fig. 9 Energy spectra of 70 kV x-ray beams.

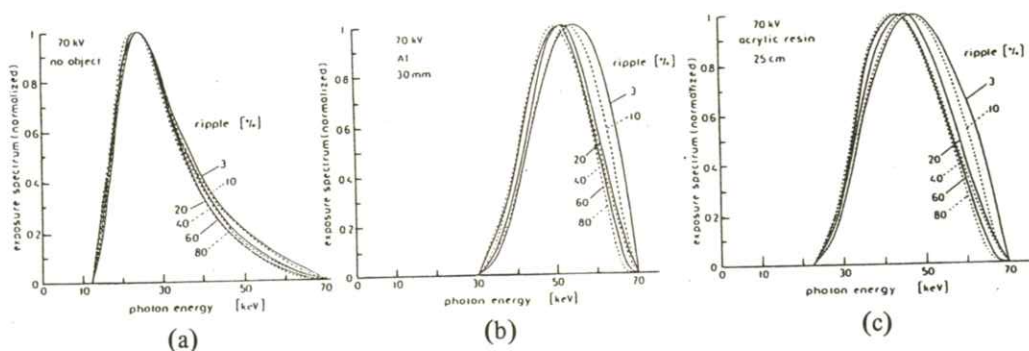


Fig. 10 Exposure spectra of 70 kV x-ray beams.

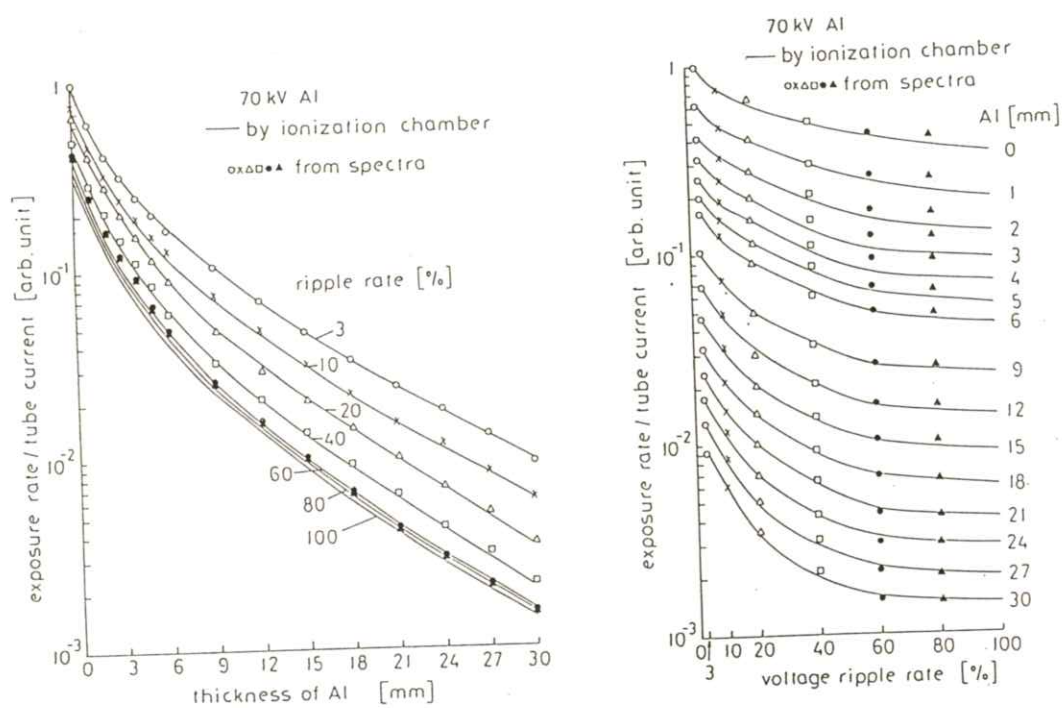


Fig. 11 Attenuation curves for Al compared with those measured using an ionization chamber.

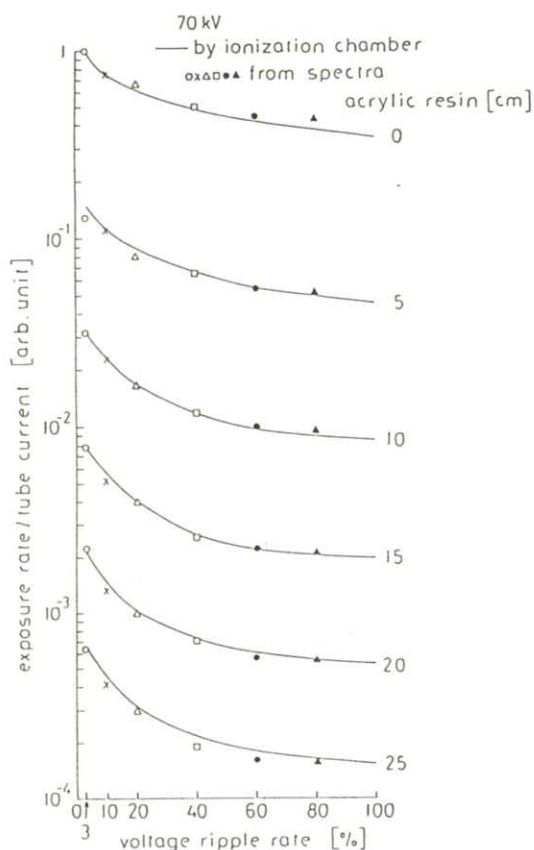
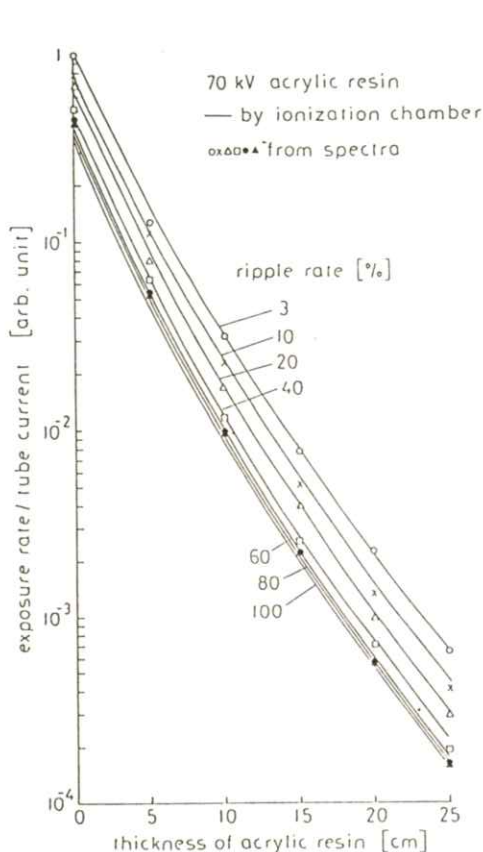


Fig. 12 Attenuation curves for acrylic resin compared with those measured using an ionization chamber.

4. 線量減弱曲線

4.1 被写体がAlの場合

照射線量スペクトルから求めた単位管電流あたりの照射線量率を、Fig. 11の各種の点で示す。この図の左側がいわゆる線量減弱曲線である。横軸が被写体の厚さで、縦軸が照射線量率を示してある。ここでは、管電圧脈動率をパラメータとして、管電圧脈動率3%の被写体がない場合の値を1として、相対値を示してある。図の右側は、Alの厚さをパラメータとして、横軸に管電圧脈動率

を取って、かきおしたものである。

図中の実線は、VICTOREEN社製の500型ラドコン線量計を使って測定した照射線量を示す。両者の値は測定誤差範囲内で一致している。この図を見て分かるように、管電圧脈動率が大きくなると、照射線量は小さくなっていく。右図を見ると、管電圧脈動率が40%までは急激に減少し、60%以上で減少がゆるやかになるような管電圧脈動率依存性を示している。

4.2. 被写体がアクリルの場合

被写体にアクリルを使用した場合の線量減弱曲線をFig. 12に示す。厚さに対して線質の変化が少ない点を除くと、Alの場合と同様な傾向を示している。

5. 結 論

従来、診断用のX線スペクトルの測定は困難であった。その原因は、被写体透過前後のX線スペクトルを測定しようとする、管電圧と距離を固定しても、検出器の位置でのphoton fluence rateが7桁も変化することがあった。その内訳は、管電流で約3桁、被写体でのビームの減弱で約4桁である。われわれは、2.1.2で管電流の変化の影響をphoton fluence rateで1桁に減らし、2.3.2, 2.4で減弱の影響を、計数率で、1桁に減らすことができた。結局、計数率変化を1桁に減らすことができたので、pile upを小さくして、しかも必要最少限の時間で、能率よく容易に測定ができるようにした。その結果、種々の管電圧脈動率に対して被写体（Alとアクリル）を透過した光子スペクトルの測定を行ない、各スペクトルと線量減弱曲線への管電圧脈動率の影響を定量的に明らかにできた。ここでは、管電圧が70kVの場合の種々のデータを示したが、この方法は、70kV以外の管電圧にも適用できる。

謝 辞

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。また、実験では吉野浩二氏、窪田

英明氏の協力があった。ここに謝意を表わす。

文 献

- 1) 金森仁志：日医放物理会誌 suppl. **21** 33 (1985)
- 2) W. W. Seelentag, W. Panzer, G. Drexler, L. Platz and F. Santner: A catalogue of spectra for the calibration of dosimeters (Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH München, 1979)
- 3) R. Birch, M. Marshall and G. M. Adran: Catalogue of spectral data for diagnostic x-rays (HPA, Scientific Report Series 30, London, 1979)
- 4) R. Fewell, R. E. Shuping and K. R. Hawkins: Handbook of computed tomography x-ray spectra (HHS Publication (FDA) 81-8162, BRH, Rockville, MD, 1981)
- 5) R. Fewell and R. E. Shuping: Handbook of mammographic x-ray spectra (HEW Publication (FDA) 79-8071, BRH, Rockville, MD, 1979)
- 6) H. Kanamori: Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **4** 68 (1966)
- 7) 金森仁志：日医放会誌 **23** 255 (1963)
- 8) 青柳泰司：日放技誌 **21** 1 (1965)
- 9) 青柳泰司：放射線像研究 **3** 110 (1973)
- 10) 青柳泰司：診断用X線装置 pp.102-115, 166-181, 194-225(コロナ社, 1979)
- 11) 松本政雄, 金森仁志 医画情誌 **4** 59

- (1987)
- 12) H. Kanamori: J. Franklin Inst. **279** 147, 246 and 347 (1965)
 - 13) 松本政雄, 金森仁志: 医画情誌 **4** 12 (1987)
 - 14) G. Svahn: Diagnostic X-ray Spectra, (Thesis, Univ. Lund, 1977)
 - 15) G. A. Johnson and F. O'Foghluudha: Radiology **127** 511 (1978)
 - 16) Y. Kodera, H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. **28** 841 (1983)
 - 17) E. Storm, H. I. Israel and D. W. Lier: Bremsstrahlung Emission Measurement from Thick Tungsten Target in the Energy Range 12 to 300 kV (LA-4624, Los Alamos Sci. Lab. 1971)
 - 18) E. D. Trout, J. P. Kelley and A. C. Lucas: Radiology **74** 255 (1960)
 - 19) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Med. Phys. **4** 187 (1977)
 - 20) B. Birch, M. Marshall and L. H. J. Peaple: Phys. Med. Biol. **21** 745 (1976)
 - 21) F. O'Foughluudha and G. A. Johnson: Phys. Med. Biol. **26** 291 (1981)
 - 22) 豊福不可依, 小西圭介, 神田重信: 歯放 **22** 31 (1982)
 - 23) W. W. Seelentag and W. Panzer: Phys. Med. Biol. **24** 767 (1979)

[論 文]

X線管電圧脈動率のmAs値と照射線量への影響

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

(1987年1月31日, 最終1987年3月21日 受理)

Effects of X-Ray Tube-Voltage Ripple-Rates on mAs Values and Exposures at Surface Positions

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 January 31, 1987, in final form March 21, 1987)

By using the radiographic sensitivity spectra of five screen-film systems and x-ray energy spectra, their radiographic sensitivity attenuation relations were introduced. From these radiographic sensitivity attenuation and exposure attenuation relations, mAs values and patient doses for obtaining the same radiographic density levels were compared for various tube-voltage ripple-rates. The blurring sizes in the radiographs due to object velocities were discussed. The results show quantitatively that the smaller ripple-rate yields less mAs values, hence there is less blurring in size due to object motion, as well as being able to use a lower patient dose. The advantages of three-phase units compared with single-phase units were quantitatively demonstrated.

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、X線写真の画質や患者の被曝線量にどのように影響するかを研究している^{1,2)}。従来から、単相装置で撮影するよりも三

相装置で撮影した方が画質も良く、患者の被曝線量が少なくすむと言われて来たが、これを定量的に説明した研究は少ない。われわれは、管電流を小さくしても、撮影条件と同じ管電圧脈動率になるように工夫して、撮影条件下での種々の管電圧脈動率に対してX線スペクトルを測定した^{1,2)}。

本論文では、さらに、増感紙・フィルム系の写真感度スペクトルとX線スペクトルとを組合せて写真感度減弱曲線を求めて、同じ写真濃度にするためのmAs値と被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求める方法について述べる。この方法とX線写真と線量計を用いた測定から求めた結果を比較検討する。mAs値は、人体のように被写体が動く場合には、画質の一つの要素としての運動のぼけに関係する。被写体表面位置での照射線量は、近似的に被曝線量に比例する。この二つを求めて、三相装置と単相装置の優劣を論ずる。

2. 同じ濃度にするためのmAs値の管電圧脈動率依存性

2.1 X線スペクトルからの計算

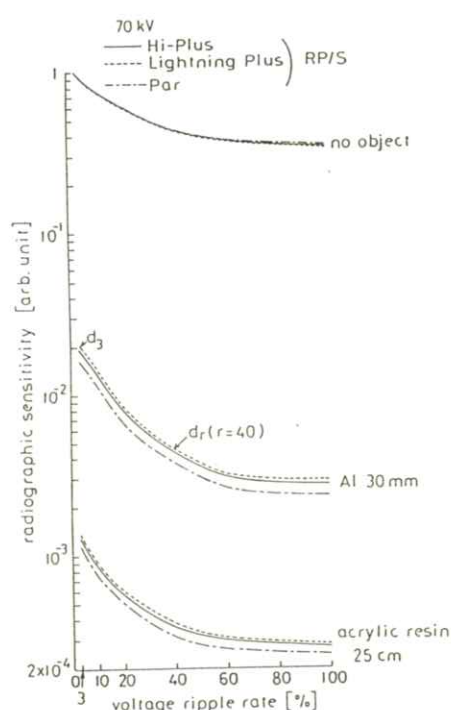
mAs値の管電圧脈動率依存性を求めるには、まず、写真感度の管電圧脈動率依存性を求めなければならない。一般に、被写体を透過したX線のエネルギースペクトルと、増感紙フィルム系の単位エネルギーフルエンス当りの写真感度スペクトルとの積を取り、これをX線光子のエネルギーで積分すると、その被写体のその増感紙・フィルム系についての写真感度が求まる。

ここでは、管電圧脈動率を変えて写真感度を求

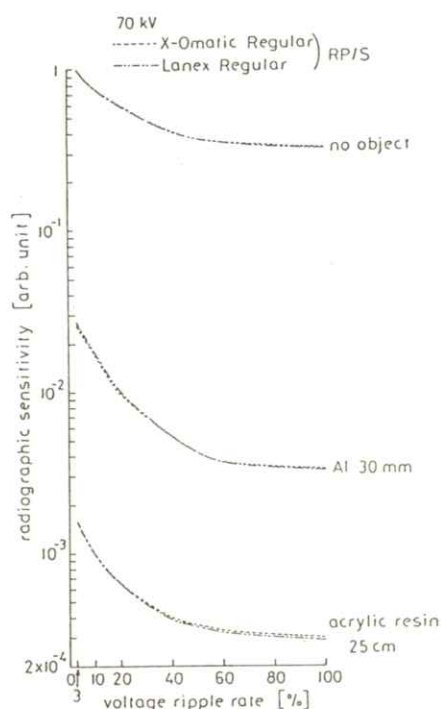
めた。X線エネルギースペクトルとして、管電圧70kV、被写体がAl 30 mmとアクリル 25 cmの場合に、管電圧脈動率を3～80%に変えて測定したデータ²⁾を用いた。管電圧脈動率100%の値は、スペクトルの形状が80%の場合と変わらないので、線量測定の結果を使って外挿した。写真感度スペクトルについては、シカゴ大学のVyborny等が単色X線を使って濃度を1.0にするときのデータを測定している³⁾。ここでは、この中から5種類の増感紙フィルム系を選んだ。

Fig. 1に、この方法で計算した写真感度の管電圧脈動率依存性を示す。脈動率を横軸に、写真感度を縦軸にとって、被写体がない場合の脈動率3%の各増感紙フィルム系の写真感度をそれぞれ1として相対値を示してある。Fig. 1の(a)は3種類のCaWO₄増感紙フィルム系で、(b)は2種類の希土類増感紙フィルム系の場合である。これを見ると、被写体の有無に関係なく、5種類ともほぼ同様な管電圧脈動率依存性を示し、脈動率が40%までは、写真感度が急激に減少し、40%以上ではなだらかに減少している。

ところで、同じ写真濃度（ここでは文献3に従って濃度1.0）にするためのmAs値は写真感度に反比例する。以下、本論文では、各増感紙フィルム系について、管電圧脈動率3%でのmAs値を1として、相対値で論ずる。すなわち、各増感紙フィルムについて、脈動率が3%での写真感度 d_3 と、脈動率 r %での写真感度 d_r の比 d_3/d_r をとって、mAs値の管電圧脈動率依存性を求めた。Fig. 1では、例として、Al 30mmのLightning Plus増感紙について、 d_3 、 d_r （ $r=40\%$ の場合）の記号を入れた。



(a) CaWO_4 screens



(b) Lanthanoid screens

Fig. 1 Dependence of radiographic sensitivity on tube-voltage ripple-rates for five screens combined with RP/S film.

2.2 X線写真を用いた直接測定

X線スペクトルを測定した場合と同じkV値とmA値を使い、撮影時間を調整して、濃度が1.0前後になるようなX線写真を何枚か作り、濃度が1.0になるmAs値を補間して求めた。これを各管電圧脈動率に対して行った。求めたmAs値と脈動率3%の値との比をとって、濃度を1.0とするためのmAs値の管電圧脈動率依存性を求めた。

文献(3)では、フィルムとしてRP/S(コダック)を使ったときの写真感度スペクトルが出ていたが、現在、市販されていないので、これと同じ分光感度のRX(富士フィルム)を使用した。

求めた結果をまとめて4で示す。

3. 同じ濃度にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性

3.1 X線スペクトルからの計算

X線源・被写体・増感紙の幾何学的配置が変わなければ、被写体表面位置での照射線量と被写体のないときの増感紙の位置での照射線量の比は一定である。この比例定数を g とする。この関係を使うと、写真感度(Fig. 1)と文献(2)で求めた照射線量(Fig. 2の各種の点)の管電圧脈動率依存性から、同じ濃度にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求めることができる。

これをまず、管電圧脈動率3%の場合を例とし

て説明する。

Fig. 2 の各点から求めた被写体のない時の照射線量 a_3 と被写体透過後の照射線量 b_3 との比 a_3/b_3 に比例定数 g を掛けると、増感紙に単位線量を当てるのに必要な被写体表面位置での照射線量になる。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写真感度 d_3 (Fig. 1) が異なるので、 b_3/d_3 を掛ける。さらに、濃度を 1.0 にするための mAs 比 (管電圧脈動率が 3 % の場合を 1 とした) を掛けると、濃度を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量は

$$\frac{ga_3}{b_3} \cdot \frac{b_3}{d_3} \cdot 1 = \frac{ga_3}{d_3} \quad (1)$$

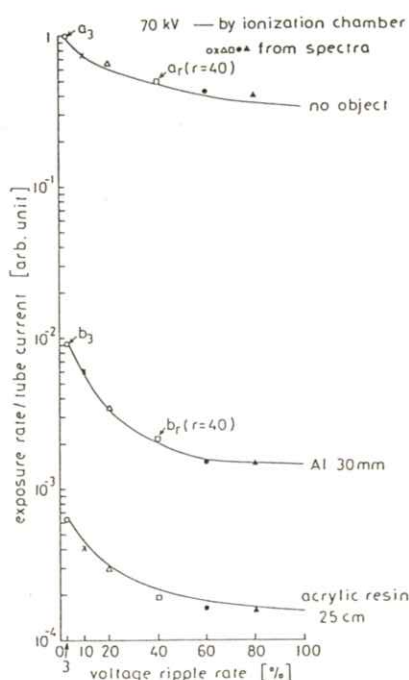


Fig. 2 Dependence of exposure on tube-voltage ripple-rates for Al 30mm and acrylic resin 25cm.

となる。この値を、他の管電圧脈動率 r % について求め、各増感紙ごとに脈動率 3 % の場合を 1 として相対値をとると、

$$\begin{aligned} \frac{ga_r}{b_r} \cdot \frac{b_r}{d_r} \cdot \frac{d_3}{d_r} / \frac{ga_3}{d_3} &= \frac{a_r}{a_3} \left(\frac{d_3}{d_r} \right)^2 \\ &= \frac{a_r}{a_3} (\text{mAs 比})^2 \quad (2) \end{aligned}$$

となる。

(2)式と Fig. 1, Fig. 2 を使って、濃度を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求めた。

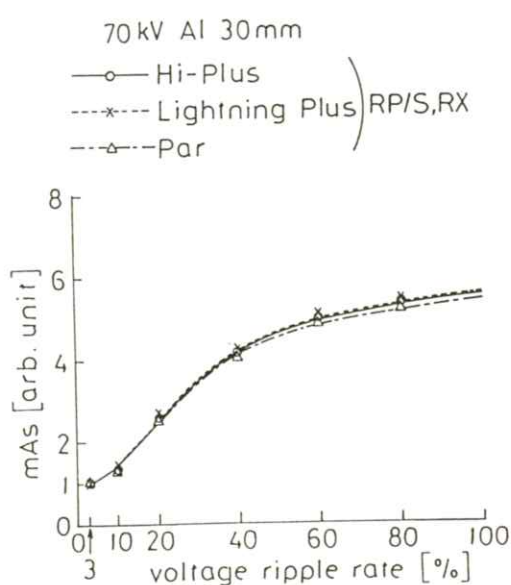
3.2 X線写真と線量計を用いた測定

2.2 で X 線写真から求めた mAs 比と、線量計を使って測定した照射線量の管電圧脈動率依存性²⁾ (Fig. 2 の実線) を、(2)式に代入して、濃度を 1.0 にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を求めた。

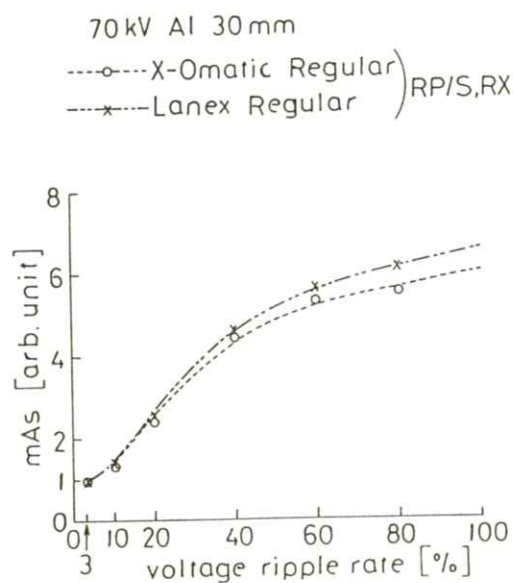
4. 結 果

4.1 同じ濃度にするための mAs 値の管電圧脈動率依存性

Fig. 3 と Fig. 4 に被写体が Al 30 mm とアクリル 25 cm の場合の、mAs 値の管電圧脈動率依存性を示す。各図の (a) が CaWO_4 増感紙で、(b) が希土類増感紙の場合である。図中の各曲線がスペクトルから計算した値で、各種の点が X 線写真から求めた値である。両者の値は測定誤差範囲内で一致している。これらを見ると、管電圧脈動率が約 40 % まで急激に上昇し、それ以上でゆるやかに上昇

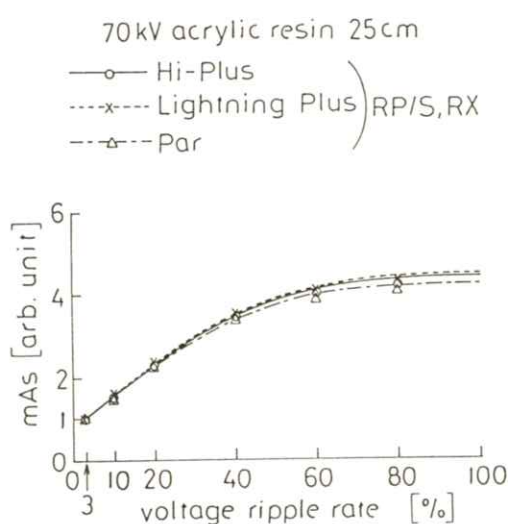


(a) CaWO_4 screens

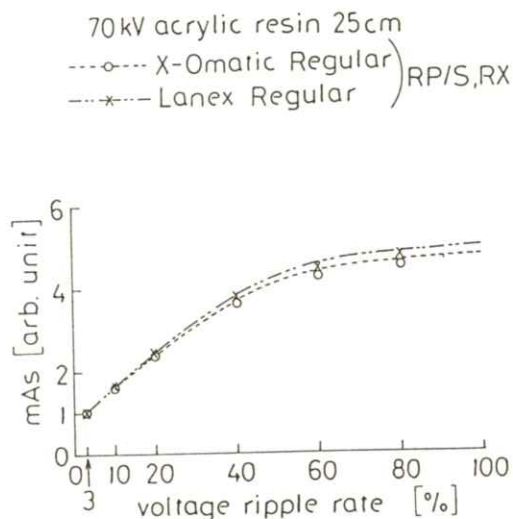


(b) Lanthanoid screens

Fig. 3 Relative mAs values for five screens combined with RP/S or RX film as a function of tube-voltage ripple-rate (object: Al 30mm).



(a) CaWO_4 screens



(b) Lanthanoid screens

Fig. 4 Relative mAs values for five screens combined with RP/S or RX film as a function of tube-voltage ripple-rate (object: acrylic resin 25 cm).

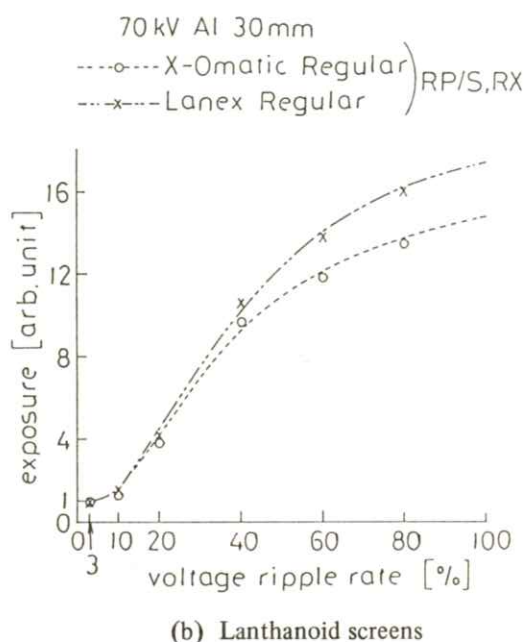
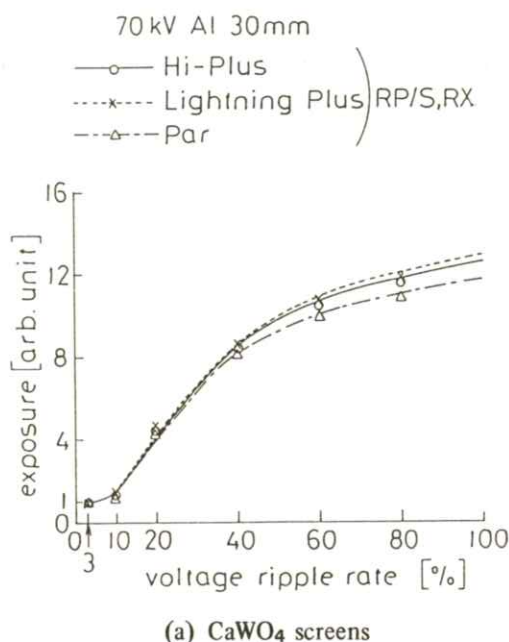


Fig. 5 Relative exposures at surface positions of objects for five screens combined with RP/S or RX film as a function of tube-voltage ripple-rate (object: Al 30mm).

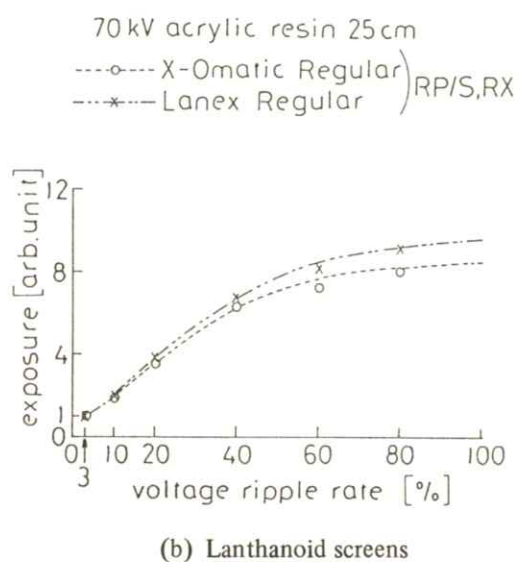
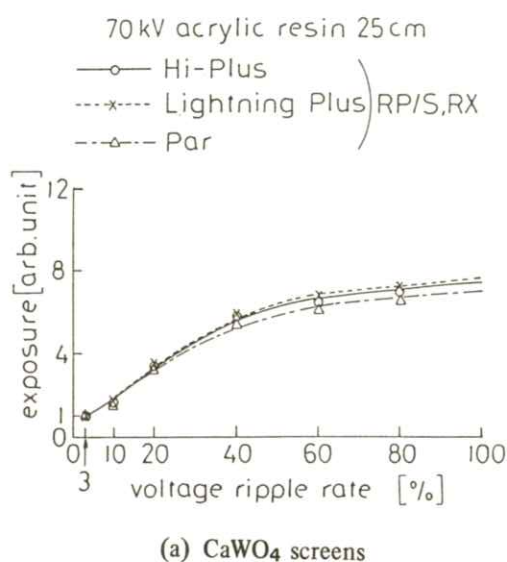


Fig. 6 Relative exposures at surface positions of objects for five screens combined with RP/S or RX film as a function of tube-voltage ripple-rate (object: acrylic resin 25cm).

していることがわかる。また(a)の CaWO_4 増感紙の値よりも(b)の希土類増感紙の値の方が少し大きくなっている。

ここで、三相装置と单相装置とを比較してみる。X線写真撮影条件下での管電圧脈動率は、三相装置では約10～20%であり、单相装置では100%である。この管電圧脈動率での mAs 比を比べると、单相装置の方が、Al 30 mm で 2.2～4.4 倍、アクリル25cmで 2.0～3.0 倍も大きくなることが定量的に評価できる。

この結果から、同じ管電圧、管電流で撮影する場合、脈動率が大きくなる单相装置を使うと、三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。また、定電圧に近いほど望ましいと云える。

一例として、被写体がアクリル 25 cm で Hi-plus/RXを使うと、X線管焦点・フィルム間距離が 1 m ならば、濃度 1 にするために、70 kV で脈動率 3 % なら 20 mAs、100 % なら 96 mAs が必要である。そこで管電流を 800 mA とすると、撮影時間は、それぞれ、0.025 s と 0.12 s となる。したがって 4 mm/s で運動する臓器を密着撮影する場合には、運動のぼけが、それぞれ、0.1 mm と 0.48 mm となる。3 相装置なら、0.15～0.23 mm である。

4.2 同じ濃度にするための被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性

Fig. 5 と Fig. 6 に被写体が Al 30mm とアクリル25cmの場合の被写体表面位置での照射線量の管電圧脈動率依存性を示す。図からわかるように、照射線量は mAs 値の管電圧脈動率依存性と同様

な傾向を示している。この結果から、X線写真撮影に使用される三相装置と单相装置での照射線量の比は、Al 30mm で 3.0～10 倍、アクリル25cm で 2.2～4.8 倍となる。このことは、三相装置の方が单相装置よりも、患者への照射線量、したがって被曝線量が少なくすむことを示している。

5. 結 論

三相装置の方が单相装置よりも写真の画質が良く、線量が少なくてすむということが、従来から漠然と言われていた。われわれは、本研究で管電圧 70 kV について、X線スペクトルからの計算と X線写真撮影との両方から定量的に検討した結果、このことが事実であるということを示すことができた。したがって、X線写真撮影にはできるだけ、三相装置等、管電圧脈動率が小さい装置を使用することが望ましいと結論できた。

謝 辞

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。また、実験では窪田英明氏の協力があった。ここに謝意を表わす。

文 献

- 1) 金森仁志：日医放物理会誌 suppl. **21**, 33 (1985)
- 2) 松本政雄，金森仁志：医画情誌 **4** 46 (1987)
- 3) C. J. Vyborny, C. E. Metz, K. Doi and K. Rossmann: Radiology **125** 811 (1977)

MR I 脳画像の対話型構造解析システム

桑原伸一朗*・鈴木 隆*・斎藤 隆弘*
原島 博**・岡本 克郎***・苗村 育郎****

* 神奈川大学工学部電気工学科 〒221 横浜市神奈川区六角橋
** 東京大学工学部総合試験所 〒113 東京都文京区本郷
*** 東京都立松沢病院 〒156 東京都世田谷区上北沢
**** 国立精神・神経センター 〒272 市川市国府台

(1987年1月31日, 最終1987年3月9日 受理)

Interactive Structure Analysis System of MRI Brain Image

Shinichiro KUWABARA*, Takashi SUZUKI*, Takahiro SAITO*, Hiroshi HARASHIMA**,
Katsuro OKAMOTO*** and Ikuro NAMURA****

* Faculty of Engineering, Kanagawa University, Rokkakubashi, Kanagawa-ku, Yokohama-shi 221
** Faculty of Engineering, The University of Tokyo, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113
*** Tokyo Metropolitan Matsuzawa Hospital, Kamikitazawa, Setagaya-ku, Tokyo 156
**** National Center of Neurology & Psychiatry, Institute of Mental Health, Konodai, Ichikawa-shi 272

(Received January 31, 1987, in final form March 9, 1987)

Several type of CT, such as X-RAY CT, MRI, and positron CT, are used for diagnosis of brain diseases. These CTs are complements each of the other, and complementary data analysis of various CTs will make a large contribution to the establishment of a new diagnostic system for brain diseases. As the first step of this, we previously proposed an image processing algorithm for automatic brain-structure-identification by using a series of MRI images. However, this algorithm cannot be applied to a quite metamorphosed brain. Thus this paper develops an interactive structure-analysis-system for identification and volume estimation of brain anatomies by incorporating interactive interfaces.

1. はじめに

CT技術は次々と新しい原理に基づく断層情報

へと応用され, 現在ではX線CTを始めとし, M
RI (Magnetic Resonance Imaging), ポジトロ
ンCT (PET; Positron Emission Tomography)

が実用化され、脳画像診断に活用されている。これら各種CTは相互に補完し合うものであり、各種CT画像を相補的に関連付けて解析することにより、さらに質の高い総合的脳画像診断が実現されるであろう。

このような観点から、従来より、あらかじめX線CTで被験者の脳の解剖学的構造を確認しておき、この情報をボジトロンCT画像を解析するための補助手段として用い、これによりボジトロンCTの低空間分解能という欠点を補償する試みがなされている²⁾。しかしながら、X線CTでは、脳の解剖学的構造を精確に同定することは極めて困難であり、白質・灰白質の分離や大脳基底核の同定のためには、MRIが原理的により適していると考えられる。

以上の観点から、先に筆者らは、MRIより得られるOM (Orbito-Meatal) 50 mmの断層面において、脳の解剖学的微細構造を知識に基づいて自動的に同定する画像処理手法を提案した^{3), 4)}。この自動的同定手法は若干の変形によりOM40 mmより上方の断層面においても適用可能である。しかしながら、小脳、脳幹等の解剖学的構造の出現するOM30 mmより下方の断層面では適用できない。又、極端に脳が変形している場合も適用できない。これらの場合にも構造同定を可能とするためには、以下に示すような2つの方法が考えられる。

(I) 上記の場合にも対処し得るような新たな解剖学的知識の構築

(II) 対話型インターフェイスを導入した構造同定の実現

そこで、本論文では、(II)の対話型インターフェ

イスを導入してMRIから脳の解剖学的構造を同定し、各構造のVolumeを評価する構造解析システムを開発した。

本論文では、まず、2で反転回復法によるMRI脳画像の特徴について述べる。次に、3では、先に筆者らが提案した自動的構造同定手法の概要について述べる。さらに、4では対話型構造解析システムについて述べる。

2. 反転回復法によるMRI脳画像の特徴¹⁾

本手法では、反転回復法 (Inversion Recovery) における待ち時間 (Inversion Time) T_I のみを変化させて得られたMRI脳画像を用いている。以下にその特徴について述べる。

$T_I = 100$ msecでは、縦緩和時間 T_1 値の小さな白質 (white matter)・頭皮・骨髄は低輝度であり、やや T_1 値の長い灰白質 (gray matter) および T_1 値の最も大きい髄液 (CSF; cerebrospinal fluid) は高輝度となっており、特に視床 (thalamus)・被殻 (putamen)・尾状核 (caudate nucleus) の同定および頭蓋 (cranium) 内縁輪郭の同定に適している。 $T_I = 300$ msecでは、灰白質は低輝度、白質・皮下脂肪・骨髄は高輝度となっており、特に白質・灰白質間のコントラストは比較的大きく、白質の外側輪郭を得るのに適している。 $T_I = 600$ msecでは、髄液のみが低輝度、他は高輝度となっており、特に髄液と脳実質との識別が明瞭であり、脳の表面および髄液で満たされている脳室 (ventricle)・脳溝 (sulcus) の同定に適している。

このように脳の構造毎に同定に適する画像は異

なる。そこで、本論文では、待ち時間 T_I が 100 msec, 300 msec, 600 msec の 3 種類の画像を組み合わせ使用している。

3. 自動的構造同定手法の概要^{3), 4)}

MRI 脳画像から微妙な境界や微細な構造を直接同定することは、極めて困難であると予想される。そこで、明瞭な境界から微妙な境界へ、粗大な構造から微細な構造へと段階的に構造同定を進めている。すなわち、同定する脳の構造にその精細さに応じて Fig. 1 のハイアラーキを待たせ、このハイアラーキの上位階層に属する粗大な構造の同定から、下位階層に属する微細な構造の同定へと段階的に同定を進める。なお、Fig. 1 のハイアラーキにおいて、頭蓋内縁輪郭・脳の表面・白質

の外側輪郭・脳室を粗大な構造と分類し、白質・灰白質・被殻・尾状核・視床を微細な構造と分類している。なお、被殻と尾状核とは大脳基底核と総称される。

Fig. 1 のハイアラーキ中の各構造は、その構造の同定に適した待ち時間の MRI 脳画像に、解剖学的構造に関する知識を利用した自動的閾値処理を適用することにより同定される。この自動的閾値処理手順の概要を以下に示す。

〔自動的同定手法の概要〕

- (I) 閾値処理の対象領域の限定 — Fig. 1 のハイアラーキにおいて、閾値処理の対象となっている構造より上位の階層に存在する構造の同定結果に基づき、閾値処理を適用する対象領域を限定する。
- (II) 閾値の初期設定 — 対象領域内の輝度ヒストグラム等の特徴量に基づき閾値を自動的に初期設定する⁶⁾。
- (III) 閾値処理および対象構造物の抽出 — 対象領域に閾値処理を施し、対象構造の相対的位置関係・形状に関する図形的知識（マスクパターン）を用いて閾値処理結果から対象構造物のみを抽出する。
- (IV) 閾値処理結果の特徴パラメータの算出 — 閾値処理結果から抽出された対象構造物の相対的位置関係・形状を特徴付けるパラメータ、すなわち特徴パラメータを算出する。
- (V) 抽出結果の妥当性判定 — (IV)にて算出した特徴パラメータを対象構造の相対的位置関係・形状に関する数値的知識と照合し、(III)で得た抽出結果の妥当性を判定する。もし、妥当であると

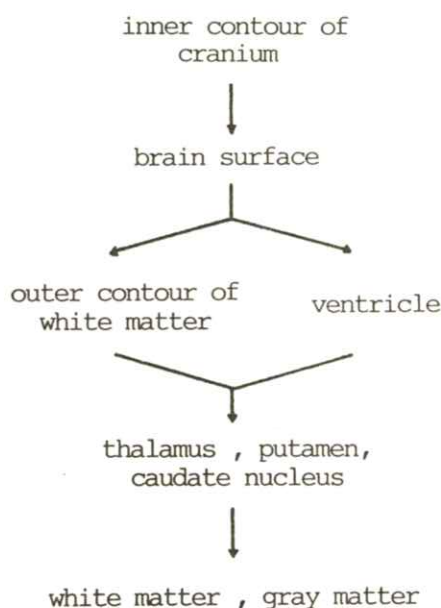


Fig. 1 Hierarchy of anatomical structures

判定されたならば、抽出結果を同定結果とし、Fig. 1 のハイアラーキに従って次の階層に属する構造の同定へと処理を進める。さもなければ、以下の(VI)の処理を行う。

- (VI) 形状修正あるいは閾値再設定 — (III)で得た抽出結果を対象構造に関する数値的知識に適合するようにその形状を修正するか、もしくは閾値を再設定して(III)へ行く。対象構造物に応じて2種類の処理を使い分けている。

〔処理手順終〕

以上の自動的閾値処理において、脳の構造の相対的位置関係・形状に関する知識として図形的知識と数値的知識とを使用しているが、マスクパターンを意味する図形的知識は対象構造が脳の中央部に存在する脳室・視床・大脳基底核の同定に用い、数値的知識は頭蓋内縁輪郭・脳の表面・白質の外側輪郭・脳室の同定に用いている。

4. 対話型構造解析システム

OMラインで脳の断層像を構成した場合、OM 50 mm 付近で脳(大脳)の多くの解剖学的構造が出現する。Fig. 1 に示した脳の解剖学的構造のハイアラーキは、このOM 50 mm の断層面を対象として作成したハイアラーキである。従って、構造数の減少するOM 50 mm 以外の断層面では、出現する構造に応じて Fig. 1 のハイアラーキを変形することにより構造同定が可能となる。そこで、以下では、Fig. 1 のハイアラーキすなわちOM 50 mm の断層面でのハイアラーキに基づく対話的同定の処理手順について述べる。

4.1 対話的構造同定手法の概要

3で述べた自動的同定では、分散最大法により閾値を自動的に設定し、また解剖学的構造に関する知識に基づいて対象構造物の抽出や形状の妥当性の判定を行っている。これに対し、対話的同定では、Fig. 2 に示すように、処理者が任意に閾値を設定し、また画素単位での点の指定・対象構造物の抽出・形状の妥当性判定を行っている。Fig. 2 には、各構造の同定において処理者が設定すべき内容を示した。以下に、この処理手順を示す。

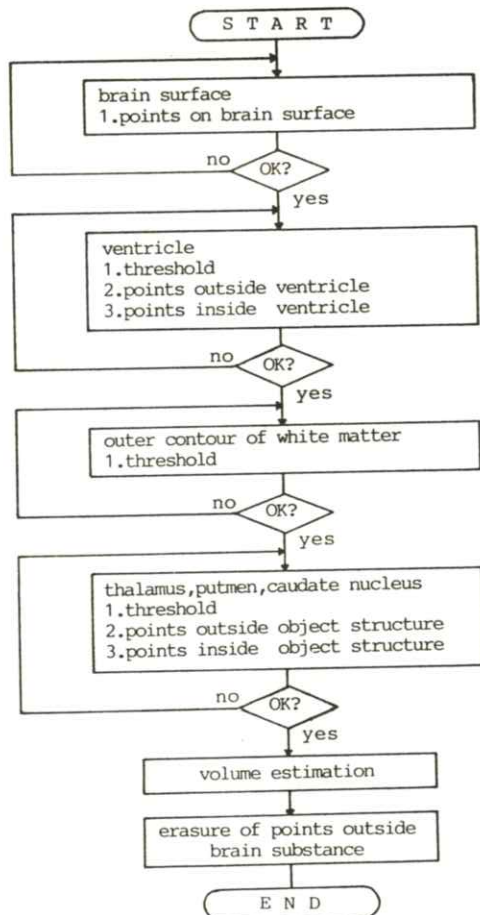


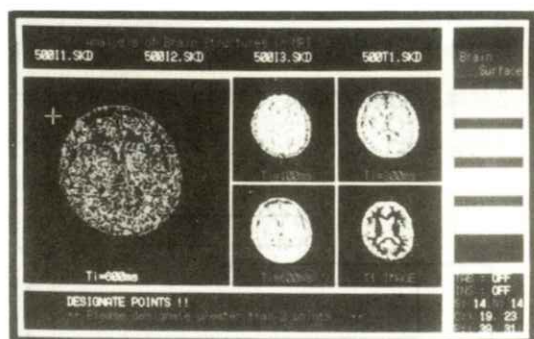
Fig. 2 Flow diagram of interactive identification

〔対話的同定の処理手順〕

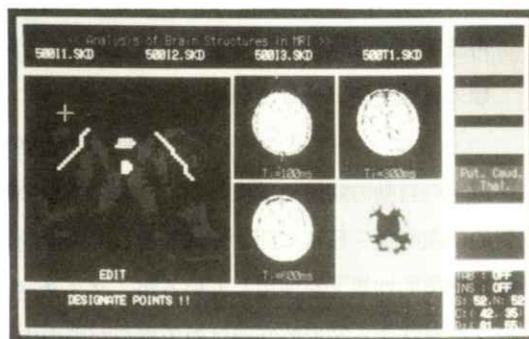
- (I) 脳の表面の同定 — 髄液と脳実質との識別が明瞭である $T_1 = 600$ msec の画像を画面に表示し、脳の表面上と思われる位置に点を数点（約10点）指定する。この指定された点をスプライン補間して脳の表面を得る。さらに、脳の

表面の同定結果を画面に表示し、妥当であるかどうかを判定する。

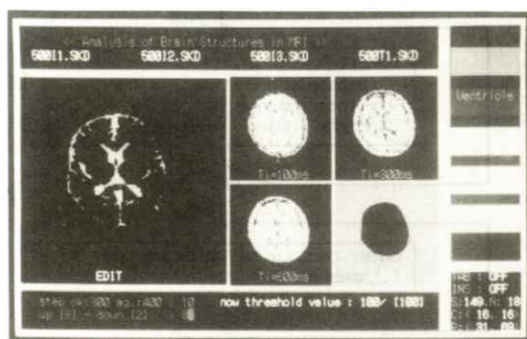
- (II) 脳室の同定 — $T_1 = 600$ msec の画像を用いて(I)で得た脳の表面の内部で閾値処理を行う。そこで、まず、処理者が任意に閾値を設定して閾値処理を行う。次に、閾値処理後の画像を画



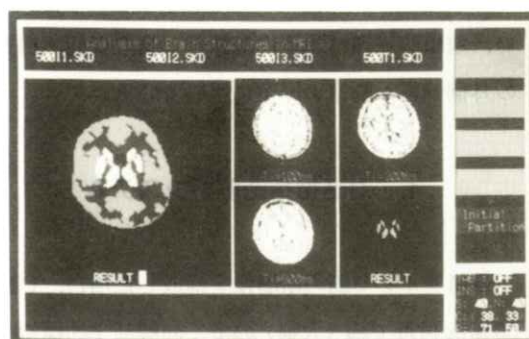
(a) brain surface



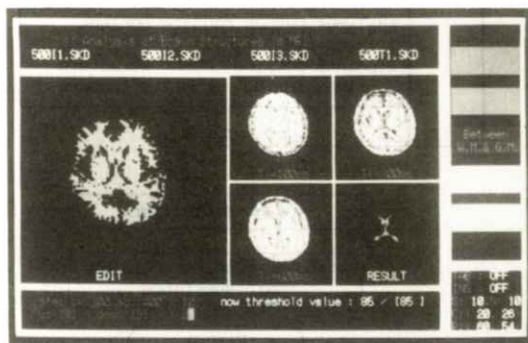
(d) thalamus, putamen, caudate nucleus



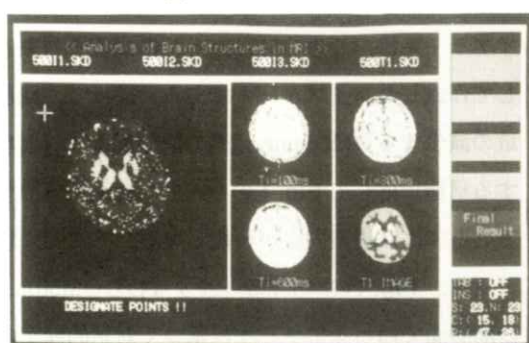
(b) ventricle



(e) volume estimation



(c) outer contour of white matter



(f) erasure of points outside brain substance

Fig. 3 Display images of interactive identification

面に表示して脳室と脳室外部と思われる領域の境界付近に点を指定し、脳室からその外部領域を切り離す。さらに、脳室内部に点を指定し、4連結方向に領域を拡張して脳室を得る。最後に、脳室の同定結果を画面に表示して妥当であるかどうかを判定する。

(Ⅲ) 白質の外側輪郭の同定 — 白質・灰白質のコントラストの差が比較的に大きい $T_1 = 300$ msec の画像を用い、(I)で得た脳の表面の内部で閾値処理を行う。そこで、処理者が閾値を設定して閾値処理を行い、処理後の画像から輪郭を追跡することにより白質の外側輪郭が得られる。さらに、白質の外側輪郭の同定結果を画面に表示し、妥当であるかを判定する。

(Ⅳ) 視床・大脳基底核の同定 — 視床・大脳基底核が識別可能な $T_1 = 100$ msec の画像を用い、

(Ⅱ)で得た脳室と(Ⅲ)で得た白質の外側輪郭とで囲まれた領域で閾値処理を行う。さらに、(Ⅱ)の場合と同様に、閾値を設定し、視床・大脳基底核内外の点を指定して視床・大脳基底核を得る。又、同定結果を画面に表示し、妥当であるかを判定する。

(Ⅴ) 脳の構造の Volume 評価 — 以上の同定結果を重ね合わせて初期分割とし、この初期分割に Fuzzy クラスタリング⁷⁾と2成分モデル解析を適用して脳の解剖学的構造の Volume を評価することも可能である。この Volume 評価の詳細に関しては文献(5)を参照されたい。

(Ⅵ) 脳の外部の除去 — (Ⅴ)の Volume 評価では、非階層的クラスタリングの一手法である Fuzzy クラスタリングを用いているので、最終的な結果を画像として構成可能である。しかし、(I)に

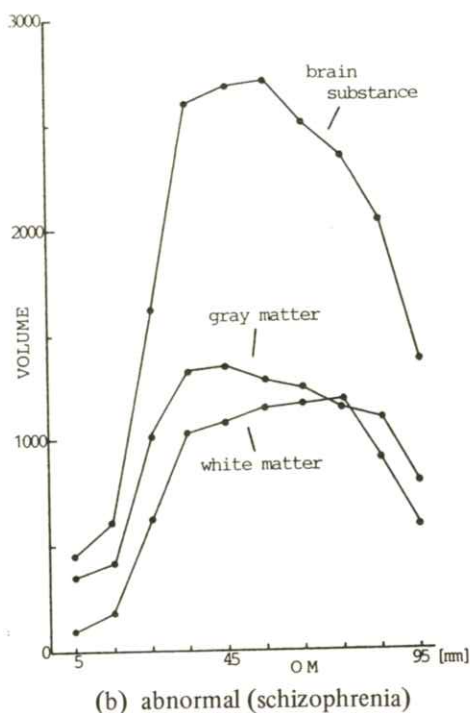
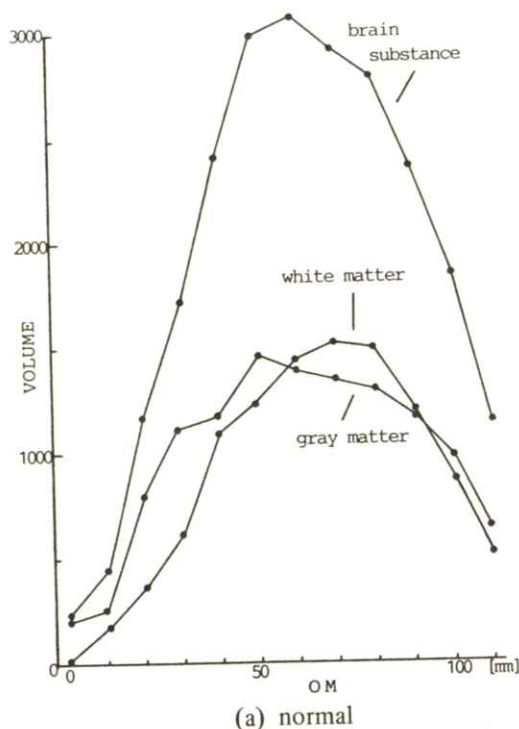


Fig. 4 Result of volume estimation

において脳の表面をスプライン補間により同定しているため、この最終結果には脳外部の領域（骨髄）が出現する。そこで、点を指定してこの外部領域を除去する。

以上の(I)～(VI)の各処理段階における画面の表示例を Fig. 3 (a)～(f)に示す。又、Fig. 4 (a), (b)には本手法による Volume 評価結果の例を示した。(a)には正常者を(b)には精神分裂病者の例をそれぞれ示した。

4.2 ソフトウェア構成

本構造解析システムのソフトウェアは、アセンブリ言語とC言語により構成されている。アセンブリ言語は主にグラフィクス関係に用いられており、約25個のサブルーチンから成る。一方、C言語は主に画像処理に用いられており、約30個のサブルーチンから構成される。従来のFORTRAN言語などに比べて、メモリ使用効率や実行速度の向上を図っている。又、各サブルーチンはライブラリ登録されており、今後のMAINプログラムの開発が容易である。Table. 1にはこのソフトウェアの主たる内容を示した。

Table 1 Software configuration

program language	assembly	c
contents	• initialization • cursor • drawing • dot • line • box • painting • eraser • display	• spline interpolation • thresholding • contour tracing • labelling • image composition • fuzzy clustering • 2 - component model analysis

4.3 ハードウェア構成

使用したコンピュータはPC - 9801 Eで、主記憶及び周辺装置は以下の通りである。

- 主記憶 640 Kbyte
- 増設RAMディスク 1 Mbyte
- 浮動小数点演算プロセッサ

以上の構成において、1つの断層面を処理するのに要する時間は、対話的に処理者が指定する時間を含めなければ約7分であり、含めた場合約15分であるが、操作に慣れれば1つの断層面の処理を10分以内で完了できるものと思われる。

5. む す び

本論文では、反転回復法により得たMRI脳画像から、対話型インターフェイスを導入して脳の解剖学的構造を同定し、各構造のVolumeを評価する対話型構造解析システムについて述べた。本手法により、脳全体のVolumeを評価することも可能である。今後、本システムを用いて各種の臨床評価を行い、本システムの有用性を確認して行く予定である。

本論文で述べた対話型構造解析システムでは、処理者が全ての処理段階に介入しているが、先に筆者らが提案した自動的同定手法と組み合わせる構造同定システムを構成すれば、より柔軟な処理が実現できると考えられる。現在、この点について検討を加えている。又、本システムでは反転回復法によるMRI脳画像を用いて処理を行っているが、SE (Spin Echo) 法などの他の撮影法によるMRI脳画像に対してもシステムを構成できることが望ましい。この点についても検討を加えて

いる。

文 献

pp

- 1) 岡本：臨床精神医学 13, 12, pp. 1561-1572 (1984)
- 2) 葉原, 原島, 他：第22回ME学会大会, J-13 (1983)
- 3) 斎藤, 桑原, 他：信学技報, MBE 84-52 (1984)
- 4) 桑原, 斎藤, 他：信学技報, IE 85-9 (1985)
- 5) 桑原, 斎藤, 他：信学技報, MBE 85-64 (1986)
- 6) 長尾著：画像認識論 (コロナ社, 昭58)
- 7) 大隅：現代数学 10, 9 (1977)

〔計 報〕

故 小西圭介理事を悼む

御 略 歴

昭和12年3月6日	長崎県佐世保市に生まる。
昭和35年3月	九州大学理学部物理学科 卒業
昭和35年4月	理学電機株式会社研究部 勤務
昭和38年10月	東京医科歯科大学助手 (医学部放射線医学教室)
昭和48年4月	同 上 講師
昭和52年8月	九州大学助教授 (歯学部 歯科放射線学教室)
昭和59年6月	本会理事
昭和62年2月13日	御逝去



去る昭和62年2月13日16時30分、小西先生は、東京から御自宅へ帰られて間もなく、心不全のため、突然逝去されました。

小西先生と最初にお会いしたのは昭和39年2月、長崎での日医放物理部会の折でした。新進気鋭のメンバーとして、若手ホープとして、期待されておりました。この期待にたがわず、その後のご活躍は目覚ましいものがあり、放射線物理から放射線画像に至るまで、多くの業績を残されました。最近では、X線スペクトルの測定、単色X線源の開発、X線吸収法による骨塩の定量、筑波のSOR単色X線を用いたエネルギーサブトラクション像、等、幅広い御研究で東奔西走されていた由です。先生は非常にお元気で、1985年のヘルシンキでの国際会議では、福岡から空路でパリへ着き、休む間もなく、列車と船で、連続何泊か夜行を続けてこられたのには、驚くほかありませんでした。

先生は、RII研究会時代から本会のメンバーで、時々貴重な研究発表をされました。昭和59年6月に、MII学会になったときから、理事をお願いし、九州地方での本会の発展に御努力頂いておりました。また、近いうちに、我国の最近の、診断用X線スペクトル測定に関する研究成果を、数人で纏めることになっていました。

先生の突然のご逝去は、本会だけでなく、放射線関係学会にとって大きな痛手です。どうか冥界から本会の発展を見守って下さい。

ここに謹んで哀悼の意をささげ、先生の御冥福をお祈り申し上げます。

(金森 仁志)

I 第87回研究会記事

第87回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和62年1月31日(土) 10:00~16:30

場 所 東京工業大学長津田キャンパス総合研究館

出席者 約60名

プログラム

特別講演 10:00~11:00

マルチプレックスホログラムを用いた医用画像の立体表示

東京工業大学工学部情報工学研究施設 本田 捷夫 助教授

見 学 11:00~12:00

同上研究施設, 辻内・本田研究室の画像処理装置とホログラム展示室

研究発表 13:00~16:30

1) X線管電圧脈動率のスペクトルと減弱曲線への影響

大阪府立高専 松本 政雄

京都工芸繊維大学 金森 仁志

2) X線管電圧脈動率のmAs値と照射線量への影響

大阪府立高専 松本 政雄

京都工芸繊維大学 金森 仁志

3) フィルム特性曲線の形状比較法

都立池袋保健所 斉藤 誠

4) スリット法によるイメージングプレート of MTF 測定

岐阜高専 藤田 広志, 赤石 和泰

山口大学病院 上田 克彦, 藤川 津義, 大塚 昭義

5) KDDX 線像入力システム - 新しい輝尽性蛍光体システム

小西六 島田 文生

(休 憩)

6) ^{31}P - MRI インビボスペクトルコピーの臨床応用

東大工学部金属材料学科 八木 一夫, 伊藤 邦夫, 堂山 昌男

東大医学部放射線医学教室 伊藤 正光, 吉川 宏起, 飯尾 正宏

7) Sodium (^{23}Na) MRI 用ファントムとMR画像

東大工学部金属材料学科 八木 一夫, 伊藤 邦夫, 堂山 昌男

東大医学部放射線医学教室 伊藤 正光, 吉川 宏起, 飯尾 正宏

8) MRI 脳画像の対話型構造解析システム

神奈川大学	桑原伸一郎, 鈴木 隆, 斉藤 隆弘
東大工学部電子工学科	原島 博
都立松沢病院	岡本 克郎
国立精神神経センター	苗村 育郎

9) エネルギーサブトラクションX線テレビジョンの研究

電通大	諏訪 昭夫, 長谷川 伸, 野上 浩明, 深川 浩史
	鈴木 究, 伊藤 正俊, 渡辺 和浩
高エネルギー研	安藤 正海, 兵藤 一行
筑波大	秋貞 雅祥
埼玉医大	西村 克之
九州大	小西 圭介, 豊福不可依
防衛医大	竹中 栄一, 保阪 良資

Ⅱ 理 事 会 議 事 録

日 時 昭和62年1月31日(土) 12:00~13:00
場 所 東京工業大学 長津田キャンパス
出 席 者 内田, 竹中, 長谷川, 三浦, 田中(代理), 樋口(代理), 金森
議 題

1. 昭和62年度表彰選考委員長として長谷川常務理事を選出した。
長谷川委員長が理事の中から, つぎの理事14名を表彰選考委員に指名した: 内田, 金森, 竹中, 佐々木, 田中, 樋口, 磯部, 小西, 滝沢, 和田, 三浦, 杉本, 失 本, 矢仲, 津田
会誌4巻1号で内田論文賞を公募した結果4件の推薦があった。この4件の選考を表彰委員に委託した。
2. 昭和62年6月6日の総会に提案するために, 改選役員名簿の案を決めた。
3. 依頼原稿の原稿料と広告の取扱について審議した。

——— 新 入 会 員 ———

☆賛助会員

会 社 名	代表者	所 在 地	電 話 番 号
築地ソフト開発	築地 克彦	〒420 静岡市末広町22-1	0542-71-4535

☆正 会 員

会員名	勤 務 先 お よ び 所 在 地	電 話 番 号
岐阜医療技術短期大学	代表者：久保田保雄	
	〒501-32 関市市平賀字長峰795-1	0575-22-9401
安部 真治	東京都立医療技術短期大学診療放射線学科	
	〒116 東京都荒川区東尾久7-2-10	03-819-1211
景山 貴洋	千葉県立鶴舞病院放射線科	
	〒290-04 市原市鶴舞565	0436-88-3111 (ex.254)
佐藤 次男	千葉県立鶴舞病院放射線科	
	〒290-04 市原市鶴舞565	0436-88-3111
加納 俊和	三菱神戸病院理学診療係放射線室	
	〒652 神戸市兵庫区和田宮通6丁目1-34	078-671-7705
前川 昌之	神戸医療技術専門学校診療放射線科	
	〒657 神戸市灘区摩耶埠頭一号地	078-881-2733

——— 会 員 移 動 ———

会員名	種別	変更項目
西山 篤 正	勤務先	東洋公衆衛生学院
		〒151 東京都渋谷区本町6-21-7
小林 顕 正	勤務先	浦安歯科医院
		〒272-01 浦安市北栄1-17-15 (0473-52-6700・6701)

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

昭和62年4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㈱	㈱ 東 芝
エックスライド鳥栖研究	東芝メディカル㈱
化成オプトニクス㈱	東洋メディック㈱
小西六写真工業㈱	東和放射線防護設備㈱
三 洋 電 機 ㈱	トムソンジャパン㈱
㈱ 島 津 製 作 所	コダック・ナガセメディカル㈱
シーメンス メディカル システムズ㈱	㈱ ナ ッ ク
シ ャ ー プ ㈱	日 本 電 気 ㈱
セイコー・イーアンドジー㈱	㈱ 日 立 メ デ ィ コ
中 央 精 機 ㈱	富士写真フィルム㈱
築 地 ソ フ ト 開 発	浜松ホトニクス㈱
デュボンジャパンリミテッド	松 下 電 器 産 業 ㈱

(計24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）
 〔会社関係〕 佐柳和男（写研）， 杉本 博（東芝）， 高野正雄（富士フィルム），
 津田元久（島津財団）， 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

国公立大学入試制度改革のおかげで，春休みは消えてしまった。補欠合格に一喜一憂したが，何とか4月の2次募集をせずにすんだので，3月から4月にかけての東京の学会に出張することができた。この時期は多くの学会が催される。4月1日に2次募集の実施の有無を決めるようなことはやめてもらいたいものである。

小西先生の突然の訃報に我が耳を疑った。慎んで先生の冥福をお祈りします。（K）

編集委員	医用画像情報学会雑誌
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）	1987年5月1日発行 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芸学部電気工学科内 電話 075 (791) 3211（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) 6125（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
(所属部課まで)

TEL

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18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18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、'87国際画像機器展（日時：12月9日～11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62年12月9日(木)～11日(金)

場 所 農協ホール(東京・大手町)

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します。

募集論文の性格 論文として未発表のものに限り、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・材料・デバイス・システム・方式・応用・評価および知覚に関連する内容を募集対象とします。なお、今回は「高精細画像デバイスをめざして」と題した特別セッションを予定しています。

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・図表などを含め2枚以内(800字程度)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62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字以内のカメラレディ原稿(タイプ又はワープロ)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62年10月27日(火)必着

主 催 第18回画像工学コンファレンス実行委員会

(担当 電気学会・電子デバイス技術委員会・光子デバイス技術委員会)

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・光子デバイス技術委員会、電子情報通信学会・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18回画像工学コンファレンス事務局」 ☎03-433-2541 (FAX 433-2544)

第18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		☐ ポスタ講演	☐ VTR
連絡先 (住所) (所属) (電話)	〒 ☎	☐ 一般講演	☐ マイコン・パソコン
		☐ どちらでも可	その他() ☐ 使用しない 持込み・借用

FAX

21世紀の学術とその動向調査

昭和62年2月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、昨年9月27日(出)、初めて日本学術会議主催公開講演会を開催しました。

今回の「日本学術会議だより」では、公開講演会「21世紀の学術」の講演内容と日本学術会議の国際交流事業の一つである二国間学術交流及び来年度に開催される共同主催国際会議についてお知らせします。

また、昨年10月、第101回総会で設置された「地域の研究推進特別委員会」等について内容を紹介します。

公開講演会「21世紀の学術」

本会議は、学術の成果を国民に還元するという日本学術会議法の趣旨に沿うための活動の一環として、9月27日、本会議講堂において、公開講演会「21世紀の学術」を開催した。

これは、第13期日本学術会議主催の初めての公開講演会であったが、各界各層及び一般市民から350人以上が聴講し、成功裡のうちに終了した。

講演は、3人の演者の講演とそれに関連する質疑応答が行われた。

まず最初に、近藤次郎日本学術会議会長が「これからの科学の望ましいあり方」について、1855年王立研究所のファラデーの講演を示しながら、学術会議の講演会の意義を述べるとともに、21世紀の中期に焦点をあてて明暗の予測として、人口増加、CO₂の増加、森林喪失、砂漠化、核戦争の影響、核の冬の問題等について、スライドを交えながら意見を述べられた。そして、最後に科学技術の進歩が新たな職業を労働者に提供するとともに、多くの失敗も相次いで起こっており、そこで科学を望ましい方向に向けることの重要性を力説した。

次に、本明寛日本学術会議第1部長(早稲田大学教授)が「創造性豊かな人材の育成」について、若者の創造性をいかにして養成するかは、指導する側の態度・助言及び自己主張を表現できるムード・環境作りが重要であるとともに、若者の個性を伸ばすためには「見る・聴く」の教育から「聴く・話させる」の教育へ移行させる必要性が述べられ、21世紀に向けて、今、若者をいかにして「教える」かではなく、「育てる」かが重大であると力説した。

最後に、西川哲治日本学術会議第4部会員(高エネルギー物理学研究所長)が「学術研究における国際性」について、演者の専門分野である物理学特に原子核物理学の分野を中心に演者の体験を踏まえて、高エネルギー物理学のみならず基礎科学の研究には国際協力が不可欠であり、国と国とが独自の個体となって対等なぶつかり合うことが重要であると述べられた。そして、現在、日本では言葉のかべが問題であるが、来訪者に対して特別扱いせず、発展途上国からの研究者に対しても温かく見守るだけでなく、自分でやれるように仕向けることが必要であると力説した。

(なお、この講演会の講演内容は、日学双書第2刊として、(財)日本学術協力財団から出版されます。1月末日発行予定)

このような日本学術会議主催の公開講演会は、今後各年度2～3回を目標に開催していくこととしております。

二国間学術交流

本会議は、我が国が科学や技術面において諸外国と交流を深め、それにより我が国の科学技術の総合的な発展に寄与することを目的として、昭和58年度から毎年2か国を選んで代表団を派遣している。58年度にはアメリカ合衆国、マレーシア、59年度にはドイツ連邦共和国、インドネシア共和国、60年度にはスウェーデン王国、タイ王国、そして今年度は11月15日から24日までフランス共和国へ、また、12月8日から14日まで大韓民国へ会長、副会長以下7名ずつの会員を派遣した。

日本学術会議の第13期は、その活動計画にあるとおり、「学術研究の国際性重視と国際的視野の確立」をその活動の重要な柱の一つとしている。今回もその観点に立って訪問国諸機関との間で熱心な協議が行われた。

今回の代表団は、派遣国において科学技術政策や教育を担当する行政機関、研究所、大学等を訪問し、情報交換を行い、さらに訪問先の関係者と両国の学術研究とその問題点について討論を行った。

フランスでは、特に教育の問題について関心が高く、この問題について各地で関係者から種々の意見を聞くとともに情報の交換を行った。さらに近藤会長がコレージュ・ド・フランス及び国立科学研究センターで「日本の最近の科学・技術政策について」講演を行ったが、これに対し、最近のフランスの我が国科学技術政策への関心の高まりを反映し、熱心な意見交換が行われた。

韓国では、最近の産業の発展と科学技術の役割の観点から日本学術会議の役割と活動を含め、我が国の学術体制への質問が多く出されるとともに学術研究の面における協力要請が各訪問先で出され、我が国に対する期待が高いことを深く痛感した。

今回の成果は、代表団の訪問時だけのものではなく、今後の相手国との継続的な科学者の交流、情報、資料の緊密な交換、日本学術会議と相手国機関と相互理解の促進、関係緊密化等の形で永続的に表れるものであり、加えて、これらの成果は、我が国の学術研究の国際交流・協力の基本姿勢及びその抜本的充実方策を検討する場合の大きな資料として役立つものと期待される。

昭和62年度共同主催国際会議

我が国の多数の科学者が世界各国を代表する関係科学者と接し、最近の研究情報を交換し、我が国の科学の向上発達を図り、行政、産業及び国民生活に科学を反映浸透させることを目的として、昭和28年以降毎年おおむね4件の学術関係国際会議を学・協会と共同主催している。近年、国内外において日本開催の要請が強く、また、日本開催国際会議は高い評価を得ている。昭和62年度は次の4国際会議を開催する。

第6回ケムロン世界会議

開催期日 昭和62年5月17日～22日

開催場所 東京都（都市センターホール）

参加者数 国外 300人、国内 600人、計 900人
[36か国]

共催団体 ①日本化学会

※ この会議は、産業、経済の発展と密接な関係を持つ材料問題と材料、宇宙開発の将来計画と材料、未来のコンピュータと材料等について研究発表と討論を行い、材料工学の発展を図ることを目的としている。

第18回低温物理学国際会議

開催期日 昭和62年8月19日～26日

開催場所 京都市（国立京都国際会館）

参加者数 国外 600人、国内 750人、計 1350人
[38か国]

共催団体 ①日本物理学会、②応用物理学会

※ この会議は、量子液体、量子固体、超伝導、固体の低温物性、低温技術及び応用等を主要題目とし、研究発表と討論を行い、低温物理学の発展を図ることを目的としている。

法哲学・社会哲学国際学会連合第13回世界会議

開催期日 昭和62年8月20日～26日

開催場所 神戸市（神戸国際会議場）

参加者数 国外 150人、国内 300人、計 450人
[22か国]

共催団体 日本法哲学会

※ この会議は、法、文化、科学技術—異文化間の相互理解を主要題目とし、科学技術の時代における法と倫理、現代法哲学・現代法社会哲学の基本問題、東西文化の比較について研究発表と討論を行い、法哲学・社会哲学の発展を図ることを目的としている。

第6回国際会計教育会議

開催期日 昭和62年10月7日～10日

開催場所 京都市（国立京都国際会館）

参加者数 国外 250人、国内 400人、計 650人
[56か国]

共催団体 日本会計研究学会、日本経済学会連合

※ この会議は、国際理解のための会計教育、会計研究を主要題目とし、研究発表と討論を行い、会計研究の発展を図ることを目的としている。

地域の研究推進特別委員会

日本学術会議は、昨年10月の第101回総会において、「臨時（特別）委員会の設置について（申し合せ）」の一部を改正し、新たに「地域の研究推進特別委員会」を設置することとした。

[目的]

基礎的研究を十分に発展させるためには、研究基盤が広く整備され、各地で特色をもった研究が行われて、研究者

の交流、人事の流動なども活発に行われることが必要である。

地域における学術の振興のための学術体制については、その必要性に応じていろいろな方策が考えられているが、当面、地域に個々の大学、研究機関及び産業界の研究者等に広く開かれた共同利用の総合的、学際的研究機関を設置するのが最も実際の、かつ有効な方策であろうと思われる。このような研究機関は、地域の研究に関する中枢的機能も果たすべきである。

学術研究動向に関するアンケート調査 についてお願い

日本学術会議第3常置委員会では、第13期における活動の一環として学術研究動向の現状分析とその展望を行い、今後の学術研究の発展に寄与するために「学術研究動向に関する白書（仮称）」の作成を主要目標としています。

この白書作成については、第99回総会（昭和60年10月）で決定した第13期活動計画において「学術研究の動向について総合的分析を加え、その長期的な研究計画を総合的レビューのためのいわゆる『学術白書』の作成の可能性を検討する」と述べられており、次の第100回総会（昭和61年4月）において、この白書を作成することが了解されました。これらの総会の決定に基づき、白書の具体的内容、作成手続等について検討を重ねてきた第3常置委員会では、白書作成のための資料を得る目的で、本会議の全会員・研究連絡委員会委員および学術研究団体等に対する学術研究動向に関するアンケート調査を実施することにしました。

今回作成予定の白書は、人文・社会及び自然科学の全学問分野の現状分析と動向的確な把握、問題点の解明等を行うことを目指していますが、これらのことを適切に行うためには、全会員の英知の結集等が不可欠なことは言うまでもありませんが、更にそれに加えて、現に日本学術会議の存在の基盤を成している全学問領域にわたる約830の学術研究団体及び各専門の学問領域や研究課題ごとに設置された180の研究連絡委員会（委員数2370人）の御協力、御支援が是非とも必要であると考えております。

以上のことを踏まえて、アンケート調査の具体的な手順としては、現在、全会員・研究連絡委員会委員にアンケート調査票を発送済みであり、昭和62年2月28日を締切期日として回答願うこととしております。

また、学術研究団体等に対するアンケート調査は、3月上旬に依頼することにし、回答締切は4月末を予定しております。

白書の内容は、各団体等の研究計画等を考える上で種々活用していただけたことと思いますので、アンケート調査票がお手許に届きました学術研究団体等におかれましては、年度末の御多用の折、御面倒をおかけしますが、御協力のほどよろしくお願いいたします。

多数の学・協会の御協力により、「日本学術会議だより」に掲載していただくことができ、ありがとうございます。

なお、御意見・お問い合わせ等がありましたら下記までお寄せください。

〒106 港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会

（日本学術会議事務局庶務課）

電話 03 (403) 6291

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

エックスライド

X-slide
非破壊検査装置

エックスライド 鳥栖研究所

〒841 佐賀県鳥栖市田代大宮町845-21

電話0942-82-6161



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



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 ☎0222(21)1651代
広島営業所 ☎082(244)5246代 高松営業所 ☎0878(22)8366代

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)

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

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) **シャープ株式会社**
応用機器事業部

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 TEL.03-257-1911(代)

PC-9801シリーズ対応

待望のソフト“MASCOT” いよいよ発売

- 臨床X線撮影条件の設定に
- MTF・WSなど臨床用・研究用計算に
- 学生・新人の教育に

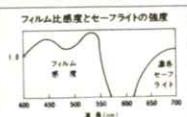
病院・学校に是非1組はそなえて下さい

お問合せ：築地ソフト開発 〒420 静岡市末広町22-1 Ⅷ(0542)71-4535



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、デュポンのメディア・カルコーディングフィルム、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フィルムに匹敵しています。また、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限にするために、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わずかに調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。CRTの調整は、デュポ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、どんなご要望にも、正確・迅速に対応いたします。



MRF31及びMRF32は、デュポン製品としての使用により、優れた画質を得られます。
MD：自動現像機用標準液
XMF：自動現像機用定着液
●デュポンではCRTイメージングのご相談を無料でお受けしています。

デュポン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-11-1 5F 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

デュポン ジャパン



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
- 大電力管
- アイヤー管(第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

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) 2 3 2 1 - 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
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ
- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 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



CGR NEC varian

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



技術革新への限りない挑戦

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）。

