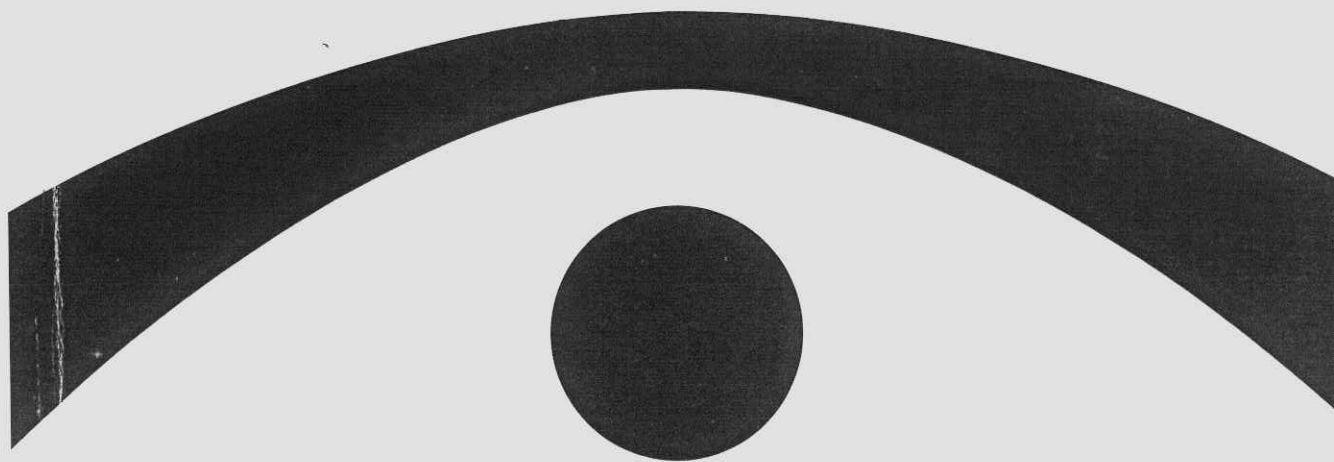


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻79号

Japanese Journal of
Medical Imaging and Information Sciences
Vol. 2 No. 1 January 1985



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2巻第1号 1985年1月

目 次

会 告

81回研究会の案内－82回研究会の演題伺い－バックナンバー買い戻し－その他 会告 1

巻 頭 言

学会発足にあたって 立入 弘 1

特別講演資料

加速器放射線ドシメトリ 山本 幸佳 2

論 文

○ 診断画像作成条件での管電圧脈動率に対するX線スペクトル測定法
..... 松本 政雄, 岡 弘之, 中森 伸行, 金森 仁志 12

○ 散乱線を含めたX線スペクトル測定法 —— プレーナ型Ge 検出器の
斜入射レスポンス 松本 政雄, 中森 伸行, 金森 仁志 18

○ 放射線診断領域における距離の逆自乗則の検討
..... 吉田日出輝, 内田 勝 27

高速画像処理システム－MFIP－の試作と応用
..... 杉本 敏司, 一岡 芳樹 34

X線TV画像録画装置の画質改善について
..... 西岡 弘之, 津田 元久, 中西 猛 41

会 報

研究会記事－委員会報告－新入会員名簿－会員移動 49

賛助会員名簿 52

本学会前会長・現顧問の高橋信次先生が、このたび11月3日宮中におきまして文化勲章を戴かれました。誠におめでとうございます。

これは先生ご一人の喜びだけでなく、われわれ一同大慶に存ずるところでありまゝ。ここに謹んでお祝辞を申し上げ、先生の今後、益々のご清栄をお祈りしております。

医用画像情報学会 会員一同

会 告

第 81 回研究会のご案内

第81回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和60年2月16日(土) 10:00～17:00

場 所 岐阜大学工学部 106番教室

〒501-11 岐阜市柳戸1-1

(TEL) 0582-30-1111 (内線4512: 田中)

特別講演 10:00～11:00

アモルファス シリコン系半導体と画像工学への応用

岐阜大学工学部 仁田 昌二 先生

見学会 11:00～12:30

岐阜大学工学部電気工学科

最近、放射線画像の評価に用いられている系列依存性の測定装置、および、その実演、また多方面で話題になっているアモルファス半導体の作成装置、およびその物性の測定装置等を見せていただける予定です。奮って御参加下さい。

懇親会のお知らせ

時 間 午後7時～9時

場 所 長良川ホテル

会 費 1万円(宿泊希望の方は3,500円追加)

予約の関係上、先着順30名程度で打ち切らせていただきます。希望の方は、宿泊希望も添えて、2月10日迄にハガキでお申し込み下さい。

申し込み先 〒501-11 岐阜市柳戸1-1

岐阜大学工学部 電気工学科 田中 嘉津夫 宛て

(TEL) 0582-30-1111 (内線4512)

第 82 回研究会演題伺い

第82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60年6月8日(土)

場 所 京 都

演題〆切 昭和60年4月10日(水)

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580, 585)

(なるべく、文書でお願いします。)

—— バックナンバー買戻し ——

先日、国会図書館から「放射線像研究」全巻と、その前に発行した「放射線像の研究」1，2巻の寄贈依頼がありました。このほかにも、今後我々の長年の研究成果を保存してもらえる国内、国外の公共機関（西独のレントゲン博物館、等）に寄贈する機会が出てくると予想されますので、とりあえず全巻を約10部揃えることにしました。つきましては、下記のものが不足していますので、事務局へお送り頂ければ幸いです。また、退会されて、バックナンバーが不要になった方がおられましたらこの旨をお伝え下さい。目標冊数に達するまで、1冊につき下記の金額を支払いますのでご協力の程お願いします。

放射線像の研究	1巻	4,000円
放射線像研究	1巻1号，2巻1－4号，3巻1，3号	
	5巻1号，7巻1，3号	各 400円

—— 会費納入と新入会勧誘のお願い ——

本年9月に学会雑誌1巻1号に郵便振替用紙を同封して、59年度分の会費の納入をお願いしております。未納の方はなるべく早く払い込みをお願いします。年額、3,000円です。本会の発展のために、会費納入と併せて、新入会の勧誘もよろしくお願いします。

振替 京都 1-32350 医用画像情報学会

—— 会の略号をMII学会と決定 ——

雑誌と会の英語名を表紙に記したように決定し、略号をMII学会としました。これはRIIに代る名称です。今後はMIIの略号で親しんで下さい。

学会発足にあたって

顧問 立 入 弘

昭和39年3月21日に、大阪大学医学部附属病院の小じんまりした会議室で31人の人々が集って、ささやかな研究集会が催されました。工学、理学、医学、放射線技術などの、年齢や階層を問わない異った領域からの人達でした。こうした会合のはじめにはいつもみられるように、研究の意気に燃えるもの、「イメージ・インフォメーション」と云うその当時としては耳に新しかった言葉に戸惑う人、あるいは新進の研究者の中に入って学識の若返りを願う年配者らが、意欲と好奇心をもって基礎的な真理の探求を志しました。

その日の報告は

「X線撮影系の光学的考察」

「レンズを含んだ像伝達系の一評価法」

「最大情報量撮影」

「 γ 線スペクトルの超分解」

などでありました。画像情報ではあっても、その中心が臨床医学のX線写真におかれていたのがわかります。

新しい医用画像情報学会雑誌の第1巻、第1号では

「放射線領域における濃度——露光量変換曲線とマイクロ黒度特性」

「画像の系列依存性による評価」

「定量性を保有したSPECT用の新しいデータ採集法」

となっています。こうしてみると、今回「医用」画像情報学会と「改称」されたのは肯かれます。初めの精神が今もなお受け継がれているからであり、名前は研究会でも学会でも、本来の主旨から云うと一見ネクタイを締めた位のちがいです。しかしネクタイのあるなしは品格を整えるだけではなくて、必構えも一新されるようになりましょう。問題は会員の精進と研究の成果にあるので、第1号巻頭の内田会長の言葉にもその覚悟のほどが窺われて、うれしい限りであります。

「遠くして光あるものは飾りなり。近づきていよいよ明らかなるは学なり」と云う言葉があります。会員の皆さんの御健闘と内田会長とそのスタッフの強く正しい指導力とを期待し、徐々ではあっても確実な一步一步で、地味な本学会の存在価値を十二分に発揮されるように念願します。

加速器放射線ドシメトリ

山 本 幸 佳

大阪大学産業科学研究所 ㊦ 567 大阪府茨木市美穂ヶ丘 8 番 1 号

(1984 年 11 月 30 日 受理)

1. は じ め に

近年、粒子線加速器は、益々そのエネルギーが増大し、陽子で 500 GeV を超え、電子に関しても 100 GeV マシンの到来は時間の問題とされている。このような高エネルギー加速器は、主として、素粒子実験用に建設されたもので、その目指すところは、物質間に働く力の場の統一理論の完成という大命題に挑戦することである。

現代社会は価値多様化の時代、或は、付加価値重視の時代とも云われており、従来の画一的な価値体系が崩壊しつつある時代と云っても差し支えないであろう。加速器もその例外ではなく、加速器イコール素粒子実験という短絡思想的判断は、既に過去の遺物であり、別の観点からの加速器の利用法の開発が急ピッチで進められ、実に多方面に亘って利用されるに至っている。それでも、尚、極く最近までは、既存の素粒子実験用の加速器を、マシンタイムに余裕のある時に限って、他の分野にもその利用を許すと云うような発想が主流を占め、特殊な目的のために一番適した加速器を設計製作するというようなことはまれなことであった。そして、これまで、原子核破壊を目的として超高エネルギーへと進んでいた加速器が、一部軌

道修正をして、低エネルギーのまゝ大電流化する方向が、物性物理、物理化学、生物医学等の分野から要求が高まり、更に、利用できる放射線の種類も多様化し、X線、 γ 線、電子線、陽子線から各種重イオン、中性子それにパイ、ミューの中間子までコントロールすることが可能になった。一方、種類ばかりではなく、そのエネルギー範囲も広いレンジに亘って発生可能で、放射線を照射される物質側からみると、種々の LET (線エネルギー付与) を持つ放射線の利用ができるようになったといえる。このことは、加速器周辺の混成放射線場が、LET の関数としての連続場と見做すことができることを意味し、一般の分類法による放射線の種類を、あえて明示することは不必要となる。即ち、混成場は、簡単に、LET の 1 価連続関数として表示できるわけで、実際の加速器周辺の放射線場の理論的取り扱いが容易になる。加速器は、更に、低エントロピー化へと進み、時間幅に対する要請も段々と欲深くなり、今では、半値幅にして 10~20 ピコ秒という短い時間幅パルスの電子線を発生させることも可能になっている。このような加速器放射線の多様化に伴い、ドシメトリの観点からも旧態依然とした計測法では対応しきれなくなり、斬新な工夫が要求されている。

すべての複雑な放射線場に対して総括的な計測法が存在するわけではないが、夫々、特徴ある場に適用できる計測法のいくつかを、順を追って述べてみることにする。

2. ピコ秒パルス放射線場のドシメトリ

加速器の多様化の一つの方向として、出力放射線の時間幅を極端に短くすることが考えられる。この路線に沿って、大阪大学産業科学研究所に設置された電子線型加速器は、¹⁾エネルギーこそ 35 MeV と決して高くはないが、その電子線のパルス幅が 20 ピコ秒と極端に短く、更に、そのパルス中に含まれる電子の電荷量は 50 ナノクーロン以上にも達している。この電子線パルスを Xe ガス中を通してチェレンコフ光を発生させ、ストリークカメラで計測したものが Fig.1 である。ファラデー・カップでは、ピコ秒の時間応答は得られ

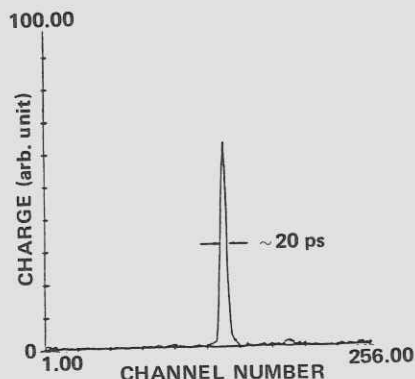


Fig.1 ピコ秒電子線パルスのストリーク・パターン

ないので、積分値としての電荷量のみしか計測できない。この電子線をタングステン等よりなるターゲットに照射して、制動放射 X 線とか光核反応による中性子を発生させて利用するわけであるが、

X 線の照射線量或は吸収線量を正確に測定するには、絶対線量計の一つである電離箱を利用するのが妥当である。照射線量は、X 線により空気中に発生する電離電荷量で定義されており、吸収線量も空洞原理により、電荷量が測定されれば自動的に求まるわけであるから、電荷量の測定が放射線計測の原点であることがわかる。

電離箱そのものは、やはりピコ秒のパルス幅の放射線に対しては時間応答しないので、発生電荷量を積分値として求めるしか方法はない。その際、電極間に高電圧を印加して、極板間の空気中に発生した正負のイオンを集めて、イオン電流として観測される。X 線の線量率が低いと、イオン電流は三角波となり、単にそれを積分すれば電荷量が求まるが、線量率が高くなると、正負イオンの発生密度が高くなり、印加電圧により、互いに反対方向に対向して移動する際に、再結合する確率が高くなり、電極に到達する前に中性ガスにもどってしまう。これはイオン電流の減少となり、実際の電流波形は三角波よりも下にくぼんだ双曲線に似た形となる。この、電極に実際に集められる電荷量の、最初に発生した電荷量に対する比を収集効率 (f 値) と呼び、再結合が無視できれば $f = 1$ で、通常は $0 < f < 1$ の間の値をとる。この収集効率は線量率に依存するため、未知の放射線場で電離箱の f 値はやはり未知数である。従って、単に電離箱の出力電流を積分しても、何割が再結合で消滅しているかわからない。そこで、測定原理として、同じ照射線量 X の場合を、異なる収集効率 f_1, f_2 で測定すると、実測値は $X_1 = f_1 X$, $X_2 = f_2 X$ となるため、両者の比をとると、 $X_1 / X_2 = f_1 / f_2$ となり、未知の f 値の比が求まる。電離

箱の印加電圧を変えれば、収集効率が変わるため、あらかじめ数値計算により、収集効率の比とパルス当りの照射線量との関係を求めておけば、 X_1 と X_2 とを同時に、Fig.2に示すようなアプレスト型電離箱で測定して、Fig.3のような電流波形を夫々積分してイオン電荷量を求めれば、真の収集効率を得ることができる。その具体的な方法については、文献を参照されたい。^{2,3)}

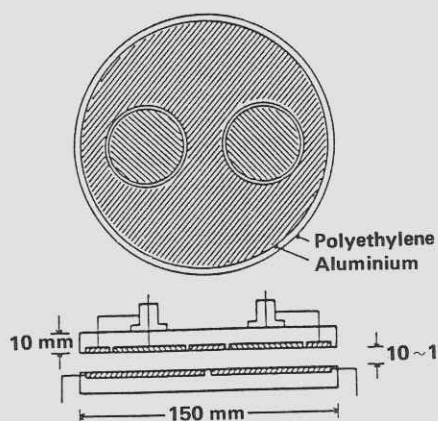


Fig.2 アプレスト型電離箱

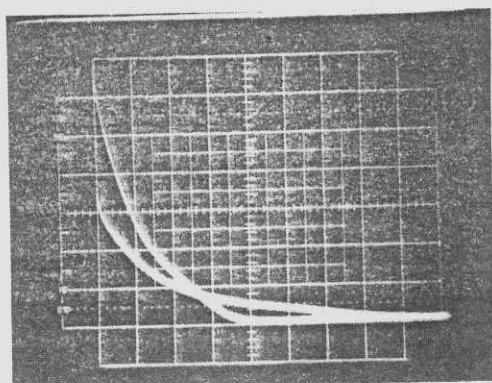


Fig.3 電離箱のイオン電流波形
縦軸 $1.5 \mu\text{A}/\text{div}$. 横軸 $0.2 \text{ ms}/\text{div}$.
印加電圧 500 V, 1 KV

ところで、今までの議論は、電離箱を流れる電流はイオン電流のみであるとの仮定のもとに進め

て来た。即ち、空気電離箱の中の電荷担体は、負のイオンであり、電子は寄与していないと仮している。果たして、これは正しいであろうか
Fig.3で観測されるイオン電流を、もっと周波特性の良い測定系で観測すると、最初の部分にい立ち上がりを示す電子電流が観測される。この測定のためには、Fig.4に示すような、平行平型ではあるが、集電極以降を同軸コンカル構造した電離箱が設計され、時間スケールを拡大しFig.5に示すような電子電流の測定に成功して

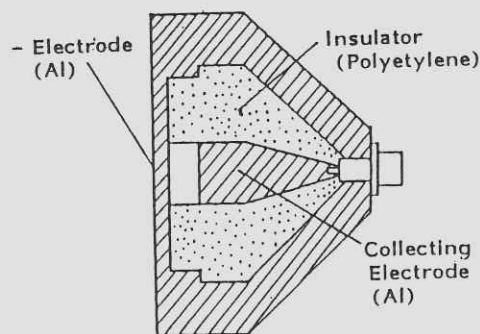


Fig.4 高速時間応答電離箱

Air 760 Torr
Applied voltage: 500 V
Ordinate: $0.4 \text{ mA}/\text{div}$.
Abscissa: $5 \text{ ns}/\text{div}$.

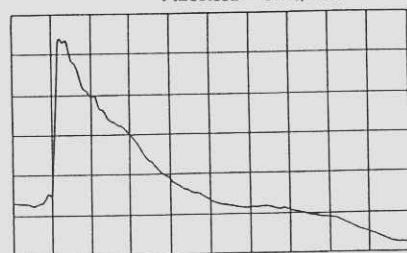


Fig.5 電離箱の電子電流波形

る。但し、この積分値としての電子電荷量は、イオン電荷量の約1/1000程度であるので、それを無視してもドシメトリの立場からは問題ない。しかし、この現象は、空気電離箱の中で

っていることをよく表わしている。即ち、半値幅 20 ピコ秒の X 線が電離箱の壁をたゞいて、一次電子を電離箱の有効体積内に飛び込ませ（この現象は速すぎて直接観測不可能！）、空気の構成分子を電離して電子と正イオンとをまず作るであろう。1 気圧の空気中では、電子はすぐに中性分子に捕まって負イオンとなってしまう。その寿命が、Fig. 5 に示すように、大体 10 ナノ秒と観測される。即ち、電子の平均寿命、云い換えれば、負イオンの平均生成時間が、約 10 ナノ秒ということである。その後、正負のイオンは、ゆっくりと数 100 マイクロ秒かけて電極に集められる。その電流波形が Fig. 3 であった。この電子の平均寿命からは、空気中での電子付着係数を求めることができ、パルス X 線を利用するこの方法では、従来データの無い 1 気圧或はそれ以上の高圧ガス中での電子付着係数を求めることが可能となり、原子・分子関係の基礎データ収集が期待されている。⁴⁾

そのほか、ピコ秒パルス電子線は、アルカリハライド中の種々のカラー・センターの短い寿命の測定にも応用されている。⁵⁾

3. 混成放射線場のドシメトリ

一般に、加速器は一種類の荷電粒子を加速するものであるが、その高エネルギーの荷電粒子が、ひとたびターゲットに当たると、その周辺は複雑な混成放射線場を成す。例えば、電子線型加速器の場合は、制動放射 X 線、中性子、陽電子等が考えられ、更にエネルギーが高くなると、パイ及びミュー中間子も混じってくる。そして、各々がエネルギー的にも拡がりを持っており、角度依存性

もあるため、加速器周辺、特にターゲットの周辺は、場所々々で異なる極めて複雑な混成場を成しているであろう。従って、照射実験を行うにしても、各場所での“各”放射線の“量”を正確に把握しておくことは極めて重要である。電子エネルギーが 50 MeV 以下の加速器では、発生放射線は主として、制動放射 X 線と中性子のみと考えてよい。電子エネルギーが高くなるにつれて、X 線は前方、即ち、電子ビームの進行方向に大量に発生し、横方向は極めて少なくなる。その様子を示したものが Fig. 6 である。⁶⁾これに対して、中性子はほぼ等方的に発生すると考えてよい。また、中性

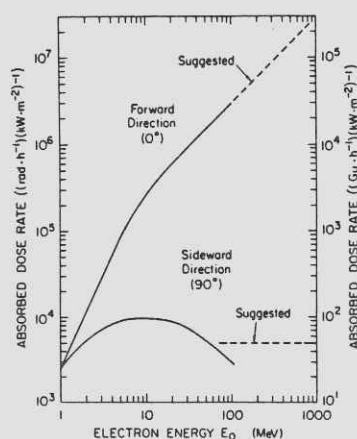


Fig. 6 制動放射 X 線の角度依存

子発生量は、ターゲット物質によって大きく異なり、Fig. 7 に示すように原子番号と共に増大する。⁷⁾中性子を多量に発生させる必要がある場合は、ウランウムが用いられるが、取り扱いの容易さ、高融点等を考慮して、普通はタングステンとかタンタルが用いられる。

さて、このような複雑な放射線場における線量測定は、一体どうすればよいのであろうか。幸い

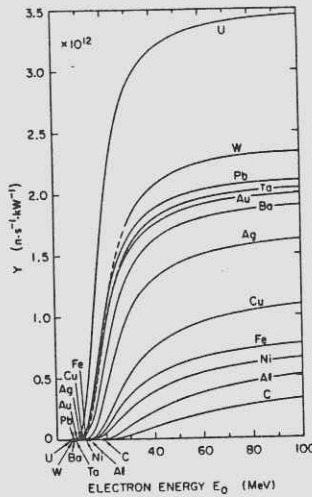


Fig. 7 光核反応による中性子発生量

なことに、総吸収線量は電離箱を用いれば、かなりの精度で測定可能である。即ち、ブラッグ・グレイの空洞理論より⁸⁾、全吸収線量 $\mathcal{D}$ は

$$\mathcal{D} = \sum_i s J_i W_i / e \quad (1)$$

と表わされる。ここで、 s は吸収線量を求めたい物質の質量阻止能と空気（空気電離箱を使用するとして）のそれとの比であるが、電離箱壁に空気等価物質を用いると $s = 1$ となる。また、 J_i は第 i 種の放射線が電離箱内の単位質量の空气中に作る正負いずれかのイオンの電荷量、 W_i は、第 i 種の放射線が空气中で1イオン対を作るのに要する平均エネルギー、即ち、 W 値を表わすが、一般に、この W 値は線質によらず、はゞ一定とされているので、 $W_i \approx W$ と置いて、和記号の外に出せる。従って、(1)式は

$$\mathcal{D} = (W/e) \sum_i J_i = (W/e) \cdot Q \quad (2)$$

となり、各放射線による電離量の総和 Q を測定し素電荷 e で割れば発生イオン対の数が求まり、これに空気の W 値約34 eVをジュール単位に換算し

て乗じてやれば、吸収線量がJ/kg即ちGy単位で求まることになる。

次に、被曝線量の測定はどうすればよいかというと、これには大きく分けて3つの方法が考えられる。一つは、一番単純な方法であるが、各放射線のエネルギー・スペクトラムとフルエンス率を分離測定により求め、ICRP（国際放射線防護委員会）により与えられている変換係数 $P_i(E)$ を用いて、線量当量 H を

$$H = \sum_i \int_0^\infty P_i(E) \phi_i(E) dE \quad (3)$$

なる式により導出する方法である。各放射線の $P_i(E)$ をFig.8に示す⁹⁾。この方法は、各放射線

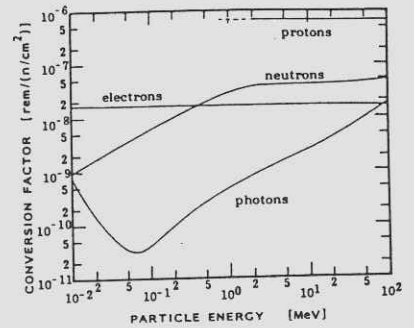


Fig. 8 フルエンス率-線量当量変換係数

分離測定さえうまくゆけば便利な測定法であるエネルギーの関数としてのフルエンス率 $\phi_i(E)$ を、色々な閾値を持った箔を利用して放射化法より求めるとすると、エネルギー範囲によって精度があまり良くないことも考えられる。

2番目の方法として、発想をがらりと転換し放射線の種類にはこだわらず、受ける側の物質でのLETのスペクトラムに注目する方法がある。このようにすると、放射線の種類、エネルギー関係なく、物質中でのLETのみを変数として

その他の量がLETの1価関数として扱えるようになり、数学的取り扱いも簡単になる。即ち、線量当量は

$$H = \int_0^{\infty} QF(L) D(L) dL \quad (4)$$

と表わされ、(3)式にあった Σ 記号は不必要となる。

ここで、 $QF(L)$ は、LETの関数としての線質係数で、ICRPによりFig.9のように与えられている。¹⁰⁾ また、 $D(L)$ は組織等価物質中での、LETの関数としての微分吸収線量で、これは、LETス

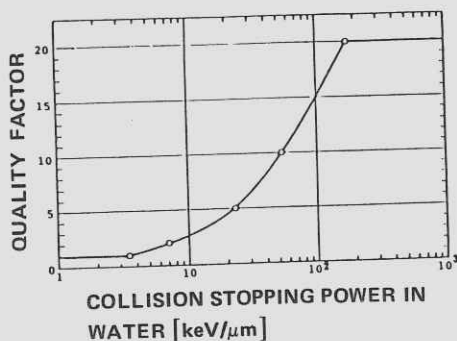


Fig.9 線質係数のLET依存

ペクトロメータ、いわゆるロッシ・カウンタで測定することができる。¹¹⁾ その測定した1例をFig.10に示す。この方法は、 $D(L)$ さえ正確に求めることができれば、極めて秀れた測定法である。但し、この方法は、パルス放射線が繰り返しやって

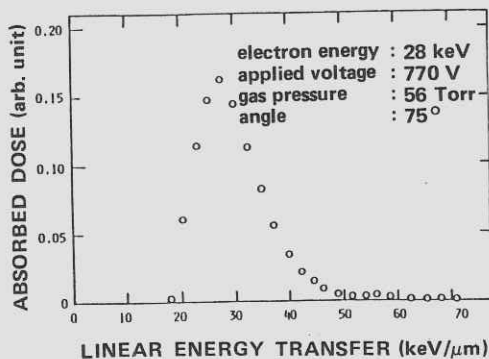


Fig.10 組織等価物質中でのLETスペクトラムの一例

来る場合には偉力を発揮するが、核融合実験のような、単発バースト状放射線に対しては適用できない。この点を改良したものが、次に述べる3番目の方法である。(4)式の $QF(L)$ を微分吸収線量に関して平均をとり、

$$H = \overline{QF} \int_0^{\infty} D(L) dL = \overline{QF} \cdot \mathcal{D} \quad (5)$$

と変形する。但し、

$$\overline{QF} = \int QF(L) D(L) dL / \mathcal{D} \quad (6)$$

で、 $\mathcal{D}$ は全吸収線量を表わす。

混成場における全吸収線量は、組織等価電離箱を用いて容易に測定することができるし、更に、単発バースト状の場合は、先に述べたアプレスト型電離箱を用いれば求めることができる。問題は $\overline{QF}$ であるが、これも電離箱を用いて、発生イオン対の不均一分布と平均再結合係数とを結びつける方法が開発され、比較的容易に求められる。詳しくは文献を参照されたい。¹²⁾

以上の三つの方法で、電子ライナックのターゲット周辺での線量当量と吸収線量とを測定し、 $\overline{QF}$ を求めて比較したものがFig.11である。¹³⁾ 電子ビームの進行方向に対して、角度が増すにつれてX線の寄与する割合が減り、中性子の寄与する割合

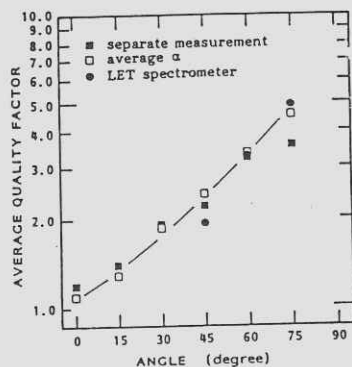


Fig.11 平均線質係数の角度依存

が増加するため、平均線質係数が大きくなり、混成場の特性としては危険ということになる。勿論、実際には、正面の吸収線量が圧倒的に大きいため線量当量も当然大きくなる。また、この図から、最後に述べた方法の精度の良さもわかる。

4. 混成放射線場の表示法

混成放射線場の間接的表示法としては、カーマ (Kerma) を取るのが最適であろう。カーマは間接電離放射線にのみ定義された量であるから、X線・中性子混成場に対しては問題ないが、直接電離放射線である荷電粒子が混じっている場合には、定義を拡張する必要があるだろう。それはさておき、カーマの定義は、ある物質の単位質量当りからはじき出された荷電粒子の運動エネルギーの総和ということであるから、これをその物質のW値で割れば、発生イオン対の数が求まり、本質的には電離量の測定と変わりはないが、カーマの場合は電離能を表わす量ということができよう。

場の表示法としてカーマを採用する場合は、標準物質を定めなくてはならず、通常は空気選ばれ、空気カーマと呼ばれる。カーマの測定も簡単ではなく、荷電粒子平衡が成り立っていると、吸収線量と等しいが、そうでない場合は工夫を要する。Fig.12 に物質中での吸収線量とカーマの深さ分布の一般例を示す。吸収線量の深さ分布は、小型電離箱等で求めることが可能で、Attix により、吸収線量とカーマの間には¹⁴⁾

$$D = (1 + \epsilon \bar{x}) K \quad (7)$$

なる関係式が求められている。ここで、 ϵ はビルドアップ係数を含んだ実効線減弱係数、 $\bar{x}$ は物質

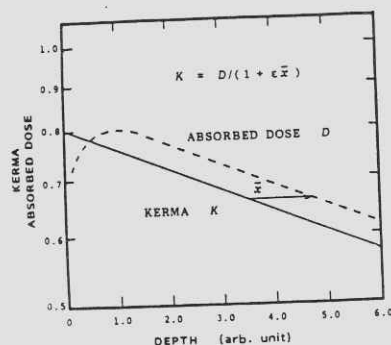


Fig.12 吸収線量とカーマの深さ分布

中での2次荷電粒子の平均移動距離を表わす。この $\bar{x}$ は計算により求めることができる。従って、線量-深さ分布を求め、深い所での減衰部分を $\bar{x}$ だけ表面方向に平行移動した直線を表面まで外挿してやれば、表面カーマを求めることができる。混成場の場合は、分離測定により、夫々表面カーマを求めて和をとる必要があるだろう。

混成場の間接測定法として、前節で求めた平均線質係数 $\overline{QF}$ を採用することも考えられる。電子線の進行方向に対する角度の違いにより、LET

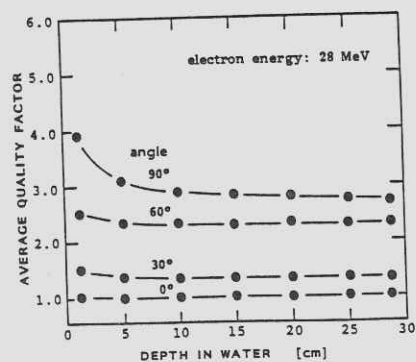


Fig.13 平均線質係数の水中での深さ分布

スペクトラム及びX線と中性子の線量の混成度が異なるため、 $\overline{QF}$ の角度依存が現われた。これは即ち、 $\overline{QF}$ の値より、その混成場の大体の様子が推測できることを意味している。同様に、例えば

水中での $\overline{QF}$ の深さ分布をとってみても、Fig.13に示すように、角度による違いを見せている。即ち、 $\overline{QF}$ とLETスペクトラムとが1対1に対応していることになる。この $\overline{QF}$ の深さ分布を見て、元の混成場の“硬さ”のようなものが推測できよう。中性子のエネルギーがもっと高い場合には、深い所で $\overline{QF}$ がピークを持つことも考えられる。しかし、人体に対する危険度の目安となる平均線質係数を場の表示法に採用するのは、やはり不自然であろう。そこで、次の候補として考えられるのが、化学反応の結果得られる収量を規格化したもの、即ち、単位吸収エネルギー当りの化学収量と定義されるG値である。そして、標準化学反応として、フリッケ線量計において、第1鉄イオンが放射線により第2鉄イオンになる反応を利用する。実際のG値は、100 eVの吸収エネルギー当りで定義され、 ^{60}Co の γ 線に対しては、約15.5と与えられている。しかしながら、このG値はLET依存性を示し、Fig.14のような値をとる。従って、化学収量Yは混成場中では

$$Y = \int_0^{\infty} G(L) D(L) dL \quad (8)$$

と表わさなければならない。

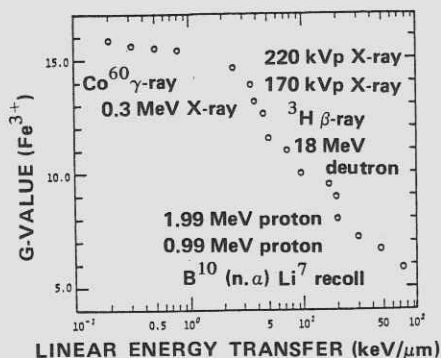


Fig.14 フリッケ線量計のG値のLET依存

G値のLET分布の代わりに平均G値を

$$\overline{G} = \int_0^{\infty} G(L) D(L) dL / \mathcal{D} \quad (9)$$

と定義すれば、化学収量Yは

$$Y = \overline{G} \cdot \mathcal{D} \quad (10)$$

と表わされ、Yと全吸収線量 $\mathcal{D}$ とを求めれば、 $\overline{G}$ が導出される。この平均G値は、やはり、混成場の表示法の候補となり得る。¹⁵⁾

中性子とX線の夫々の線量の割合が、電子線の進行方向からの角度に対して、Fig.15のように変化する場合、 $\overline{G}$ の角度依存はFig.16のように求められる。従って、この分布をながめると、電子

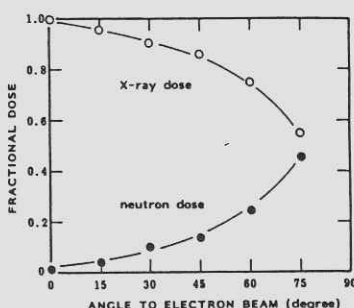


Fig.15 電子ライナックのターゲット周辺の中性子線量とX線線量の割合の角度依存

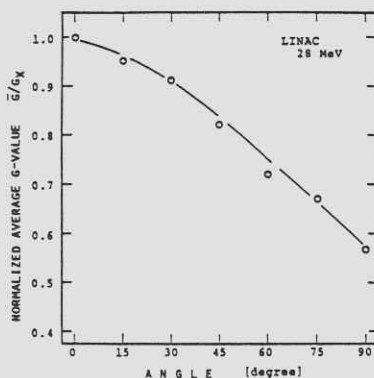


Fig.16 平均G値の角度依存

線の進行方向からそれる程、混成場のLET分布が平均的に高い方にずれていることが推定される。

また、 $\bar{G}$ の水中での深さ分布をFig.17に示す。X線は水中奥深く入り得るが、速中中性子は表面でエネルギーを失い、すぐに熱中中性子となってLET

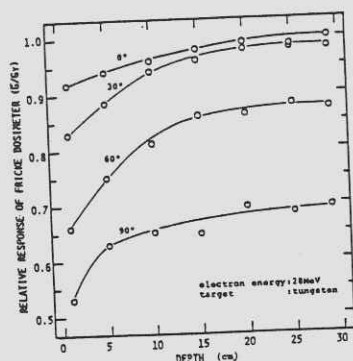


Fig.17 平均G値の水中での深さ分布

が小さくなり、G値が回復している様子がわかる。

Fe^{2+} を酸化させて Fe^{3+} にするのは、主として、放射線により発生するラジカルの働きであるが、LETが高いと、このラジカル同志の距離が近く、 Fe^{2+} と反応するよりも先にラジカル同志が反応して分子になってしまい、 Fe^{2+} を酸化させる能力を失ってしまうことが原因で、G値が低下すると考えられている。

この平均G値を求める方法は応用範囲が広く、G値のLET依存が未知の化学反応の $G(L)$ を求めることが可能になるし、また逆に、 $G(L)$ が既知のいくつかの試料を用いて、未知の混成場の、例えば、水中でのLETスペクトラム、即ち、微分吸収線量を求めることもできるようになる。

5. お わ り に

高エネルギー加速器より得られる多様化した放射線の特徴を捕えたドシメトリと利用例とを述べ、更に、多様性を生かしつつ、できるだけ統一的に取り扱う方法の提案も試みた。即ち、単発バースト状混成場における線量当量の測定法、平均線質係数の水中での深さ分布、また、フリッケ線量計の平均G値の角度依存等である。

これらの量は、複雑な場を平均化してしまったものであり、勿論、情報伝達量は減少するが、その代わり、比較的単純に混成場の全体像を把握することが可能となり、その付加価値は極めて大きいといえる。

文 献

- 1) H. Sakurai, M. Kawanishi, K. Hayashi, K. Tsumori and S. Takeda: Mem. Inst. Sci. Ind. Res., Osaka Univ. **38** 51 (1981).
- 2) T. Yamamoto, K. Oda, H. Kobayashi and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **172** 447 (1980).
- 3) T. Yamamoto, K. Oda, H. Kobayashi and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **196** 469 (1982).
- 4) T. Yamamoto: Ionizing Radiation **11** 2 (1984), in Japanese.
- 5) K. Fujii, R. Kikuchi, S. Katagiri, K. Tsumori and M. Kawanishi: Proc. 4th Int. Conf. Ultrafast Phenomena, Monterey, p. 402 (1984).

- 6) W. P. Swanson: Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators, p. 52. (IAEA, Vienna, 1979)
- 7) W. P. Swanson: Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators, p. 87. (IAEA, Vienna, 1979)
- 8) F. H. Attix, W. C. Roesch and E. Tochilin: Radiation Dosimetry vol. I 2nd ed., p. 331. (Academic Press, New York, 1968)
- 9) K. Oda: Doctor Thesis, p. 89. (Osaka Univ., 1983)
- 10) ICRP Publication **21** (1971).
- 11) H. H. Rossi and W. Rosenzweig: Radiology **64** 404 (1955).
- 12) K. Oda, T. Yamamoto and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **202** 481 (1982).
- 13) K. Oda, H. Koyama, T. Yamamoto and M. Kawanishi: J. Nucl. Sci. Technol. **21** 224 (1984).
- 14) F. H. Attix: Health Phys. **36** 347 (1979).
- 15) T. Yamamoto, K. Oda, H. Mukai, H. Koyama and M. Kawanishi: Proc. 5th Symp. Accelerator Science & Technology, Tsukuba, p. 384 (1984).

線の進行方向からそれ程、混成場のLET分布が平均的に高い方にずれていることが推定される。

また、 $\bar{G}$ の水中での深さ分布をFig.17に示す。X線は水中奥深く入り得るが、速中性子は表面でエネルギーを失い、すぐに熱中性子となってLET

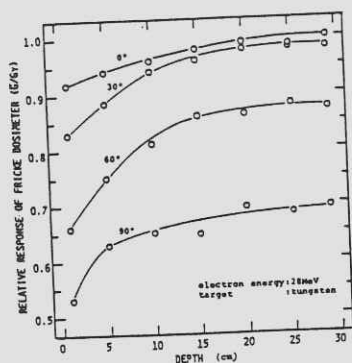


Fig.17 平均G値の水中での深さ分布

が小さくなり、G値が回復している様子がわかる。 Fe^{2+} を酸化させて Fe^{3+} にするのは、主として、放射線により発生するラジカルの働きであるが、LETが高いと、このラジカル同志の距離が近く、 Fe^{2+} と反応するよりも先にラジカル同志が反応して分子になってしまい、 Fe^{2+} を酸化させる能力を失ってしまうことが原因で、G値が低下すると考えられている。

この平均G値を求める方法は応用範囲が広く、G値のLET依存が未知の化学反応の $G(L)$ を求めることが可能になるし、また逆に、 $G(L)$ が既知のいくつかの試料を用いて、未知の混成場の、例えば、水中でのLETスペクトラム、即ち、微分吸収線量を求めることもできるようになる。

5. お わ り に

高エネルギー加速器より得られる多様化した放射線の特徴を捕えたドシメトリと利用例とを述べ、更に、多様性を生かしつつ、できるだけ統一的に取り扱う方法の提案も試みた。即ち、単発バースト状混成場における線量当量の測定法、平均線質係数の水中での深さ分布、また、フリック線量計の平均G値の角度依存等である。

これらの量は、複雑な場を平均化してしまったものであり、勿論、情報伝達量は減少するが、その代わり、比較的単純に混成場の全体像を把握することが可能となり、その付加価値は極めて大きいといえる。

文 献

- 1) H. Sakurai, M. Kawanishi, K. Hayashi, K. Tsumori and S. Takeda: Mem. Inst. Sci. Ind. Res., Osaka Univ. **38** 51 (1981).
- 2) T. Yamamoto, K. Oda, H. Kobayashi and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **172** 447 (1980).
- 3) T. Yamamoto, K. Oda, H. Kobayashi and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **196** 469 (1982).
- 4) T. Yamamoto: Ionizing Radiation **11** 2 (1984), in Japanese.
- 5) K. Fujii, R. Kikuchi, S. Katagiri, K. Tsumori and M. Kawanishi: Proc. 4th Int. Conf. Ultrafast Phenomena, Monterey, p. 402 (1984).

- 6) W. P. Swanson: Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators, p. 52. (IAEA, Vienna, 1979)
- 7) W. P. Swanson: Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators, p. 87. (IAEA, Vienna, 1979)
- 8) F. H. Attix, W. C. Roesch and E. Tochilin: Radiation Dosimetry vol. I 2nd ed., p. 331. (Academic Press, New York, 1968)
- 9) K. Oda: Doctor Thesis, p. 89. (Osaka Univ., 1983)
- 10) ICRP Publication **21** (1971).
- 11) H. H. Rossi and W. Rosenzweig: Radiology **64** 404 (1955).
- 12) K. Oda, T. Yamamoto and M. Kawanishi: Nucl. Instr. Meth. **202** 481 (1982).
- 13) K. Oda, H. Koyama, T. Yamamoto and M. Kawanishi: J. Nucl. Sci. Technol. **21** 224 (1984).
- 14) F. H. Attix: Health Phys. **36** 347 (1979).
- 15) T. Yamamoto, K. Oda, H. Mukai, H. Koyama and M. Kawanishi: Proc. 5th Symp. Accelerator Science & Technology, Tsukuba, p. 384 (1984).

診断画像作成条件での管電圧脈動率に対するX線スペクトル測定法

松本 政雄*・岡 弘之**・中森 伸行**・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

(1984年11月12日 受理)

Measurements of Diagnostic X-ray Spectra for Various Tube-Voltage Ripple-Rates

Masao MATSUMOTO*, Hiroyuki OKA**, Nobuyuki NAKAMORI**
and Hitoshi KANAMORI**

* Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College,
Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

** Department of Electrical Engineering, Kyoto Technical University,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received November 12, 1984)

In diagnostic radiography a large x-ray tube current value of hundreds mA is required. Therefore, in measuring x-ray spectra with the factors used in diagnostic radiography, a germanium detector receives too large a photon fluence rate which causes great error due to the pile up phenomenon. When the tube current is decreased to reduce the photon fluence rate, the ripple rate of the high-voltage waveform applied to an x-ray tube becomes small. This is the effect of the electric capacity of high voltage cables connecting a high-voltage generator and an x-ray tube.

We have developed low capacity cables, and reduced the photon fluence rate by decreasing the tube current to less than a few mA without changing the high voltage waveforms. Then the measurement of the x-ray spectra with diagnostic radiographic factors is readily performed. The x-ray spectra measured for several high-voltage ripple rates are shown.

1. 緒 言

X線診断でのX線曝射条件を、撮影ではkVpと

mAs, 透視ではkVpとmAで表示するが、電源方式が異れば、同じ条件で放射しても画像への効果が

著しく異なる^{1~5)}。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^{1~7)}。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10~数100 mA程度)に対しては、X線の photon fluence rate が強すぎるために、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 を起して) 誤差が生ずる。そこで photon fluence rate 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^{8,9)}、(2) X線管と検出器との距離を数10mと離すか^{7,10)}、(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むづかしく、充分な厚さのものが作れない事、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、photon fluence rate 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、撮影時とは異った管電圧波形となる。

本論文では、以上の点を克服するために、ケーブルの静電容量をへらすことを考えた^{6,11)}。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ことを示す。

本論文では、管電圧波形の脈動率をパラメータとして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^{12~14)}。この方法では、脈動率が小さいと非計数間が長くなり、全測定時間も長くなって非能率的である。従って、本論文では上記の方法で、全時間で計数するようにした。

2. 管電圧波形

2.1 管電圧波形と脈動率

Fig.1 に、単相全派整流形X線装置で、管電圧70 kVp で測定した管電圧波形を示す。これは、高電圧ケーブルの途中に、C-R並列方式の分圧器を接続し、オシロスコープで測定したものである。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、

$$r = a \frac{i}{f_{CE}} = a' \frac{1}{f_{CR}} \quad (1)$$

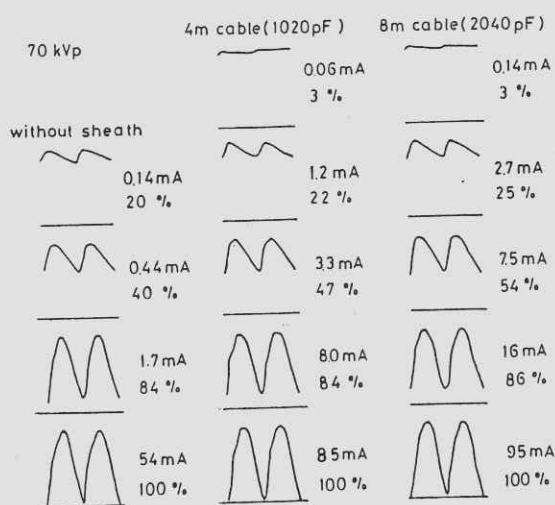


Fig. 1 Tube-voltage waveforms at 70 kVp

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 (平均値)、 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)、 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が大きい撮影時の管電圧波形を保持するためには、ケーブルなどの静電容量 C を小さくすればよいことがわかる。そこで、我々は、高電圧ケーブルの被覆を剥がして、静電容量 C を小さく抑え、Fig. 1 の左の without sheath に示すような、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。

2.2 脈動率と管電流

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。2.1 で述べたように、静電容量 C を小さくすれば、同じ脈動率にするための管電流 i は小さくてすむ。すなわち Fig. 2 の左の without sheath では、2mA 以下の電流で、通常のケーブル (4m, 8m) と同じ脈動率にする事ができた。この場合、(1)式からわかるように、同じ脈動率にするためには、静電容量 C を半分にする、管電流 i も半分でよいことになる。実際

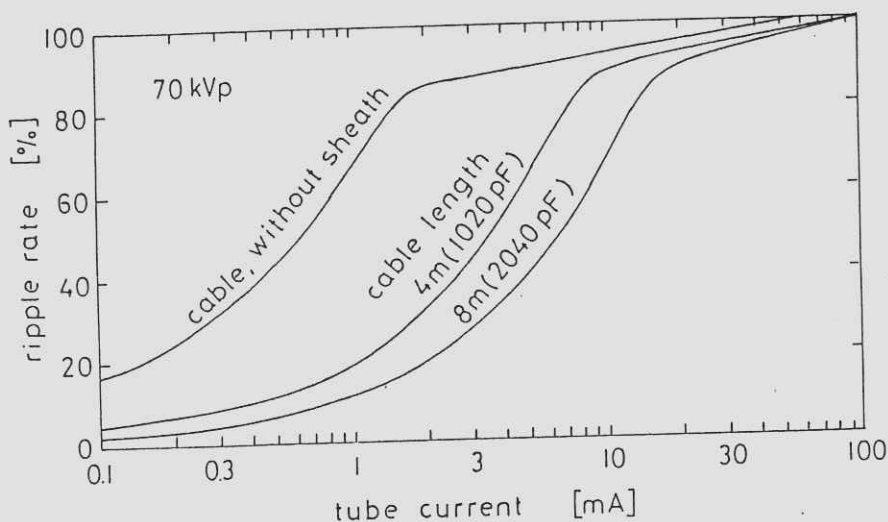


Fig. 2 Relations between ripple rate and tube current

にFig. 2のケーブルが4 mと8 mの場合を比較すると、だいたいこの関係が成り立っている。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なおすと、管電流と脈動率が(1)式に従ってほぼ比例していることがわかる。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⁶⁾、脈動率の上昇は管電流に対しゆるやかになる。脈動率を100%にするには、without sheathのケーブルでも管電流が大き過ぎる。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または8 mのケーブルを使用した。

3. X線スペクトルの測定法

Fig. 3に、X線スペクトルの測定装置を示す。
X線管から放射されたX線ビームを管球コリメー

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る。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 06/65/05型)でX線光子を1個ずつ検出する。

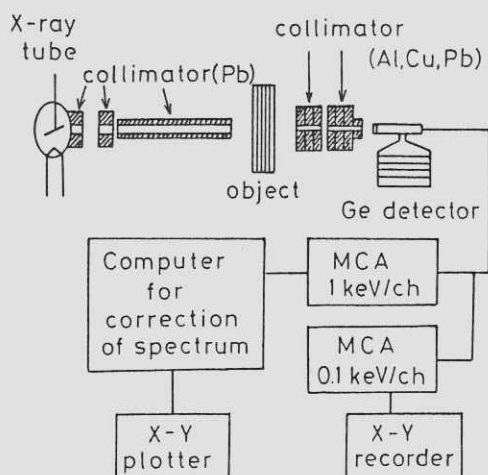


Fig. 3 Experimental set up

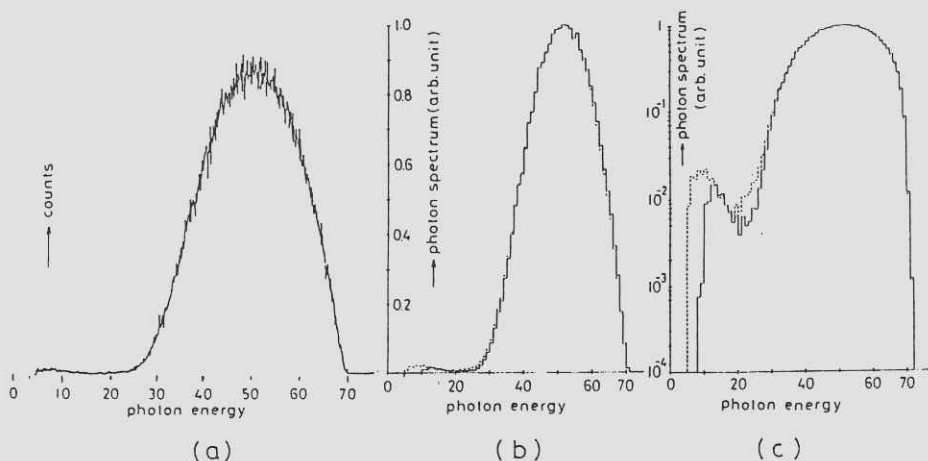


Fig. 4 X-ray spectra (70 kVp, ripple 3%, 25 cm acrylic resin)
(a) Measured with 0.1 keV/ch, (b) Corrected (full line) and uncorrected (dotted line) spectra measured with 1 keV/ch, (c) logarithmic representation of (b)

検出したX線光子を、検出器内でそのエネルギーに比例する波高値のパルス信号に変換し、2台のマルチチャンネルアナライザー(MCA: INOTEC社製 IT-5300型1000 ch, 5400型4000 ch)に送る。2台のMCAではそれぞれ、1チャンネル(ch)当たり0.1 keVと1 keVのエネルギー間隔で、このパルスを計数して、パルス波高スペクトルを作る。このパルス波高スペクトルをGe検出器に垂直に入射する1 keV毎の単色線レスポンス関数¹⁵⁾を使って、stripping法¹⁶⁾で補正し、真のX線スペクトルを求める。Fig.4に測定例を示す。これは、管電圧70 kVp、脈動率3%で、被写体として25 cm厚のアクリル板を使用した場合である。Fig.4の左は、0.1 keV/chで、X-Yレコーダにパルス波高スペクトルを描かせたものである。真中の図の点線が同じパルス波高スペクトルを、実線が補正したX線スペクトルを1 keV/1 chで、

計算機のX-Yプロットに描かせたものである。右は、真中と同じスペクトルを対数目盛で表示したものである。こうすると補正部分がよりはっきりする。また、スペクトル曲線の折れ曲最高エネルギーから、使用した管電圧ピーク値を決定するのに利用できる。

4. X線スペクトルの測定例

3.の方法で測定したX線スペクトルの例をFig.5に示す。ピークの高さを揃えて画いてある。(a)は、管電圧70 kVpで、被写体を入れずに測定した結果を示す。脈動率を3%、10%、20%、40%と大きくして行くと、スペクトルの高エネルギー側が、低エネルギーの方へシフトする。シフトの大きさは、脈動率が10%までは徐々に、10%以上では急激に大きくなっている。40%以上に

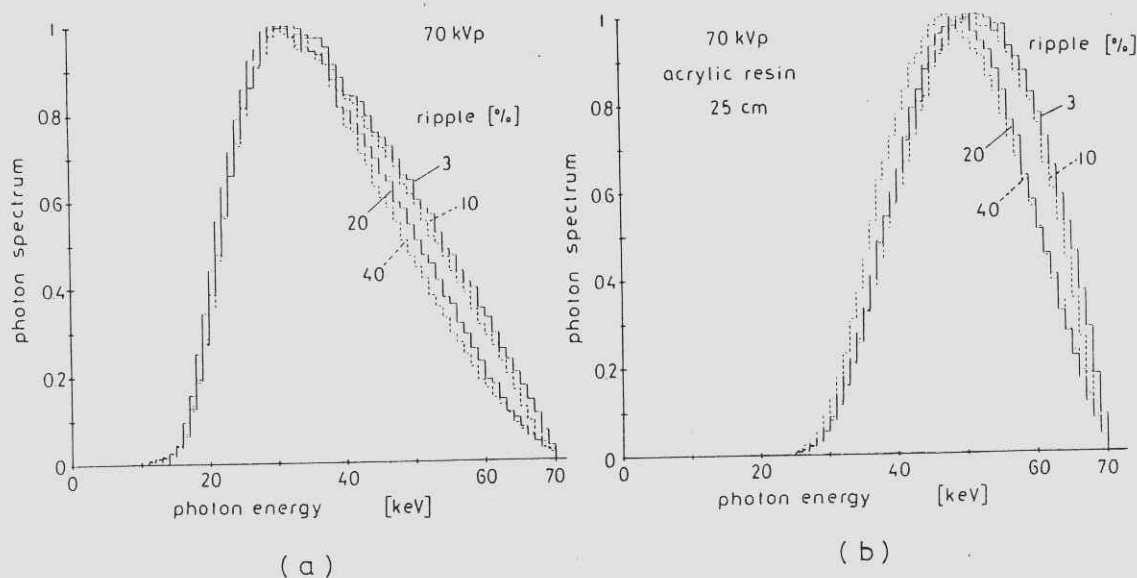


Fig.5 X-ray spectra for various ripple rates

ついても測定したが、40%の場合とほとんど一致したので記入しなかった。**Fig-5(b)**に被写体として25 cm厚の亚克力板を入れた場合のX線スペクトルを示す。被写体が入ると、スペクトルの低エネルギー部分が亚克力内で吸収、散乱されるため、高エネルギー部分だけが透過し、スペクトルは高エネルギー側にシフトし、幅も狭くなっている。脈動率に対しては、20%以下でスペクトル間の相対関係はほとんど変化しないが、40%以上では、低エネルギー側で他のスペクトルから分離し、高エネルギー側でも20%のスペクトルに接近し、それよりも大きくなる部分が現われている。この原因は、**Fig-1**の波形からわかるように、脈動率が40%以上になると、管電圧波形の歪みが大きくなるためと思われる。

5. 結 論

従来、撮影条件下でのX線スペクトルの測定が困難であったが、この研究により、これが容易となった。例としては、70kVpの測定結果を示したが、脈動率が大きくなると、全体として低エネルギー側にシフトし、線質変化を無視できないことがわかった。

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) H. Kanamori: J. Franklin Inst. **279** 147, 246 and 347 (1965)
- 7) G. Svahn: Diagnostic X-ray Spectra, (Thesis, Univ. Lund, 1977)
- 8) G. A. Johnson and F. O'Foghludha: Radiology **127** 511 (1978)
- 9) Y. Koderu, H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. **28** 841 (1983)
- 10) 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)
- 11) T. R. Fewell and R. E. Shuping: Med. Phys. **4** 187 (1977)
- 12) B. Birch, M. Marshall and L. H. J. Peaple: Phys. Med. Biol. **21** 745 (1976)
- 13) F. O'Foghludha and G. A. Johnson: Phys. Med. Biol. **26** 291 (1981)
- 14) 豊福不可依, 小西圭介, 神田重信: 歯放 **22** 31 (1982)
- 15) 松本政雄, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 **2** 18 (1985)
- 16) W. W. Seelentag and W. Panzer: Phys. Med. Biol. **24** 767 (1979)

散乱線を含めたX線スペクトル測定法 —— プレーナ型 Ge 検出器の斜入射レスポンス

松本 政雄*・中森 伸行**・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芸学部電気工学科 〒 606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

(1984年11月12日 受理)

Measurement of X-ray Spectra Including Scatter —— Oblique Incidence Responses of a Planar Ge Detector

Masao MATSUMOTO*, Nobuyuki NAKAMORI** and Hitoshi KANAMORI**

* Department of Electrical Engineering, Osaka Prefectural Technical College,
Saiwai-cho, Neyagawa, Osaka 572

** Department of Electrical Engineering, Kyoto Technical University,
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

(Received November 12, 1984)

One of the important factors affecting radiographic image quality is the scattered radiation arising from the interaction of the photons with the object being radiographed. A large amount of scattered radiation results in the reduction of image contrast. In order to investigate the effects of scattered radiation, we have measured the angular dependence of the responses of the planar Ge detector for the obliquely incident photons.

Our investigation established that the active area of a $6\text{ mm}\phi \times 5\text{ mm}$ detector is 3 mm in diameter and the available incident angle is within 20° . In this region, the measured spectra were successfully corrected with the monoenergetic response functions calculated by using the Monte Carlo method for a pencil beam of photons impinged normally on the center of the planar Ge detector.

When a grid is used to avoid scatter, obliquely incident scatter is limited. When a grid of the ratio 5:1 is used, the scatter of incident angle of more than 11° coming crossly to the leaves is removed. Even if the scatter of incident angle of more than 20° is removed by a suitable collimator or pinhole, the diagnostic X-ray spectra made using a grid can be measured with a bit of error.

1. 緒 言

診断用 X 線像を作成する場合には被写体から散乱線が発生する。従って像上の各点には、直接線以外に、周囲から斜に散乱線が混入する。X 線スペクトルと画質との関係を研究する場合には、この散乱線も含めてスペクトルを測定できれば理想的である。しかし、現在の半導体検出器は、ビームをしぼって検出器の中心に垂直入射させるように設計されているので、理想的な測定は困難であった。従って、関連した研究は少く、我々の知る限りでは、特定方向への散乱線を散乱角度毎に検出器に垂直入射させてスペクトルを測定した結果¹⁻³⁾と、モンテカルロ法で理論的に散乱線の画質への影響を論じた結果⁴⁻⁹⁾が発表されているだけである。

本研究は、現在市販されている一つの検出器を例にとって、周囲の全方向から斜に入射する散乱線（入射位置は中心からはずれる）と垂直入射する直接線とを合計した X 線のスペクトルを測定する可能性を検討するものである。これまでに、感度の位置依存性^{10,11)}と角度依存性¹¹⁾を測定した例があるが、スペクトルの位置、角度依存性を測定していないか¹⁰⁾、スペクトルを測定しても補正していないか¹¹⁾。散乱線も含めて測定したスペクトルを補正する場合には、検出器の中心に垂直入射する単色線のレスポンス関数¹²⁾を共通に用いて補正できれば便利である。本論文では、まず、²⁴¹Am の γ 線を Ge 検出器に垂直に入射させて、感度の入射位置依存性を測定して、感度中心を決定した。つぎに、入射位置と入射角度をずらせてスペクトルを測定し、中心に垂直入射する単色線

のレスポンス関数で補正した。この結果と、中心に垂直入射する場合の結果とを比較検討して、実用に耐える入射位置と入射角度の限界を求めた。

2. 実 験 法

Ge 検出器として ORTEC 社製 GLP 06 / 65 / 05 型（プレーナ型）を使用した。カタログでの寸法は直径 6 mm で、厚さ 5 mm である。この検出器の 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 4.65 mm 内側に Ge 結晶の表面があり、その大きさはカタログの通りであることがわかった。

Fig. 1 に実験配置を示す。コリメータに ²⁴¹Am の線源を固定し、直径 1 mm 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 10 mm の鉛、銅、アルミの板を 3 枚重ねたものである。実験では、まず、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、感度の均一領域と感度中心を求めた。次に、ビームと X 軸を含む平面内で、線源、検出

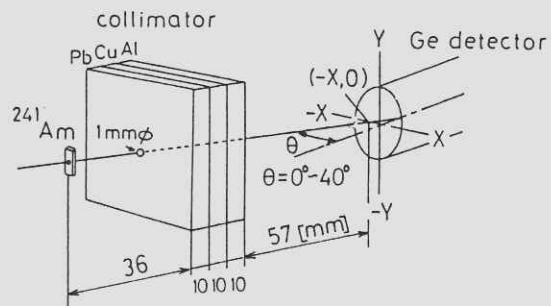


Fig. 1 Experimental set-up

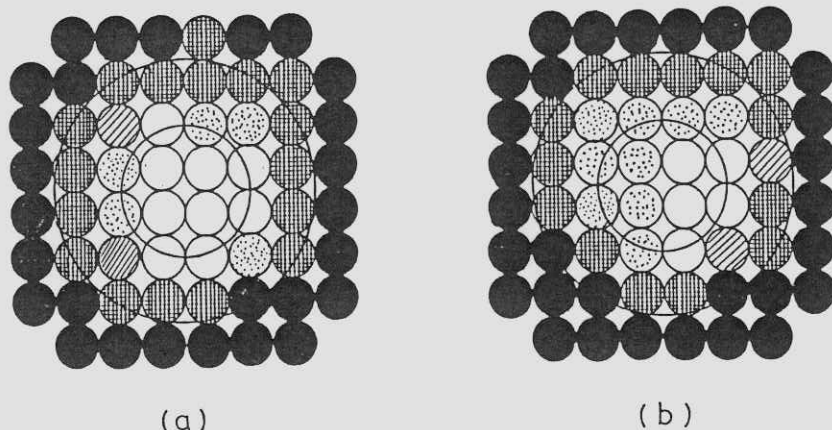


Fig. 2 Homogeneity of the photon counts of a Ge detector:
(a) total, (b) 59.56 keV (^{241}Am)

器間の距離を変えずに、角度 θ で斜入射させてスペクトルを測定した。さらに入射位置もずらせて測定した。測定結果を 4 で述べる方法で補正した。

波高分析器に INOTEC 社製 IT-5400 型を使用し、1 チャンネル当り 1 keV のエネルギー間隔で計数した。

3. 感度の均一領域と感度中心の決定

Fig. 2 に感度の入射位置依存性を示す。(a)は ^{241}Am 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 の光子の計数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、その分布が等方的になるような位置

を感度中心と決めた。

つぎに、中心を囲む 4 つの領域で計数したパルス数の平均値を 100% として、各入射位置での計数パルス数の割合を求めた結果が Fig. 2 である。その割合の記号を図の上に示してある。Fig. 2 から直径 3 mm の範囲内であれば、(a)も(b)も両方とも $\pm 5\%$ の誤差範囲内で感度が均一であることがわかる。この範囲が検出器の端から 1.5 mm より内側という点では Svahn¹⁰⁾ (直径 16 mm, 厚さ 5.24 mm の Ge 結晶) の結果とほぼ一致している。

4. 測定スペクトルの補正

4.1 単色線レスポンス関数

単色 X 線を Ge 検出器の中心軸に沿って、入射半径 1 mm で垂直入射させた時、個々の光子がどの

ようなエネルギー分布でGe 検出器に吸収されるかをモンテカルロ法¹³⁾を使って求めた。この計算で、文献13の方法と違う点はずの三つである。(1) 減弱係数の表としてNBSの表¹⁴⁾を使った。(2) 文献13では、低原子番号の化合物(軟部組織)を対象としていたが、Geでは原子から放出されるK特性X線のエネルギーが約10 keVであるから、結晶内で光電効果が起って、K特性X線の一部が結晶の外に逃げる。このKエスケープ現象をも考慮した^{15,16)}。L特性X線はエネルギーが5 keV以下であるから省略した。(3) 文献13では、電子を自由電子としているが、実際は、散乱に参与する電子は原子に束縛されているので、Form factor¹⁷⁾とScattering function¹⁷⁾

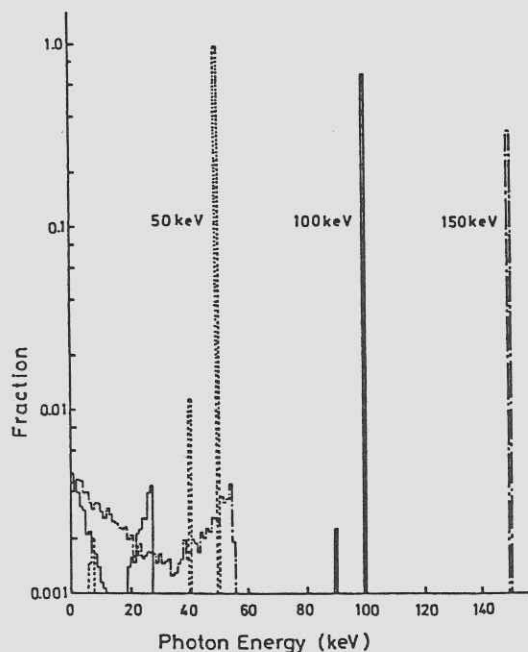


Fig. 3 Response function for monoenergetic 50, 100 and 150 keV photons

を使い、散乱光子の角度分布を修正した。

以上の方法で求めたGe 検出器の単色線レスポンス関数の代表例(50, 100, 150 keV)をFig.3に示した。

4.2 補正方法

入射単色X線のエネルギー E_0 を6 keVから250 keVまで変えて1 keV毎に単色線レスポンス関数を求め、計算機に (E_0, E) のマトリックスとして記憶させた。ここで E は、 E_0 以下1 keV毎の光子エネルギーである。この単色線レスポンス関数には、入射光子数に対する全吸収ピークの光子数の割合(検出器効率) $\epsilon(E)$ と、Kエスケープピークの光子数の割合 $\eta_K(E)$ と、コンプトン散乱で結晶外に出て行く光子数の割合 $h(E_0, E)$ が含まれている。これらの単色線レスポンス関数と波高分析器で1チャンネル当り1 keVで測定した測定スペクトル $N_m(E)$ をstripping法¹⁸⁾の式

$$N_t(E) = \left[N_m(E) - \eta_K(E+10)N_t(E+10) - \sum_{E_0 > E}^{E_{\max}} h(E_0, E)N_t(E_0) \right] / \epsilon(E) \quad (1)$$

に代入して、補正スペクトル $N_t(E)$ を求めた。ただし、 $E_{\max}$ は測定スペクトルの最大エネルギーである。高エネルギー側から演算する。

5. 垂直入射時の補正スペクトルの入射位置依存性

Fig.4に、3で決めた感度中心を座標の原点(0, 0)として位置(-1.5, 0), (-3.0, 0)に垂直方向に入射させて一定時間(36分)で計数

したスペクトルを示す。ただし、入射位置の座標をmm単位で示す。Fig. 4で、点線は測定スペクトルを、実線は補正スペクトルを示している。補正効果は、 ^{241}Am の59.5 keV線と20 keV以下のNpL線のKエスケープに対して顕著に現われている。中心からの距離が大きくなると、計数パルス数が減少し、バックグラウンドの割合が大きくなって正確なスペクトルが測定できない。しかし、位置

(-1.5, 0)までは中心のスペクトルと同様に、計数パルス数もあまり変わらず、各ピークも正確に分離されており、補正も中心と同様に良好である。また、他の方向($\pm X$, $\pm Y$ 方向)のスペクトルも中心からの距離が ± 1.5 mm以内であれば、ほとんど中心でのスペクトルと同じような形をしており、各ピークの分離も、補正も良好であった。

このことから、入射位置が直径3 mm以内であれ

ば、スペクトルも中心との差異がほとんどなく、補正も良好であると判断できる。なお、コンプトン効果の補正はFig. 4ではよくわからないが、連続X線に対してこの方法で補正した結果では、低エネルギー部分で良好に補正されている¹⁹⁾

6. 斜入射時の補正スペクトルの入射位置・角度依存性

Ge 結晶表面の感度中心を座標原点と決めた。(斜入射の場合には、Be窓とGe結晶表面での入射位置がずれる。) Fig. 5はこの点を中心としてビームがGe結晶に斜入射する様子を示している。ここで、中心部の白い領域は3で説明した均一感度領域で、周辺部の点々で表わした領域は感度が低下した領域(低感度領域)を示している。その

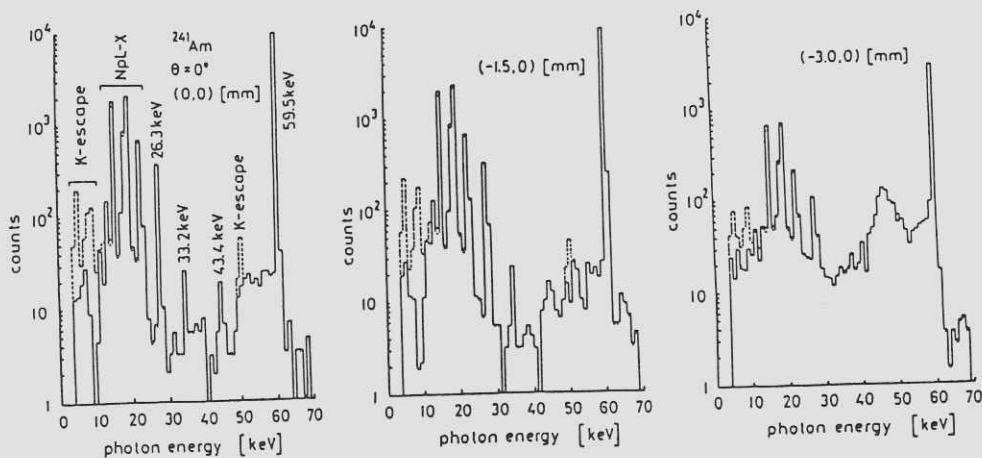


Fig. 4 Measured and corrected spectra at various incident positions

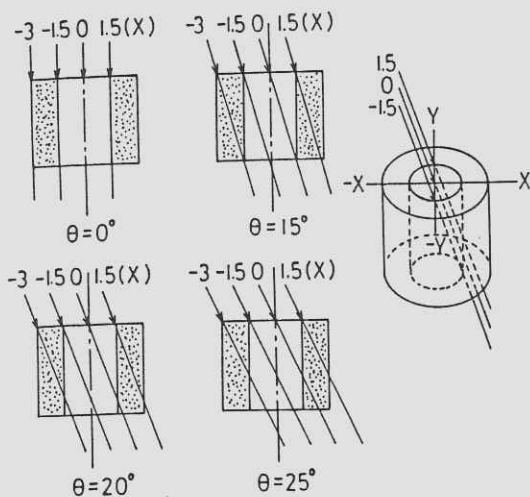


Fig. 5 Schematic diagram of the Ge detector for obliquely incident beams

原因は電場の不均一性や光子が結晶の側面から逃げる確率が大きくなるためである。実験では、

Fig. 5 に示したように、線源を固定したコリメータをビームと X 軸を含む面内で $-X$ 方向に角度 θ (0° , 15° , 20° , 25°) だけ回転させ、さらに、入射位置を中心から $\pm X$, $\pm Y$ 方向にずらせて、時間 (36 分) を一定として、 ^{241}Am の 4–63 keV のエネルギー範囲の光子のスペクトルを測定し、4 で述べた方法で補正スペクトルを求めた。**Fig. 6** でビームが低感度領域に入り込む入射位置 (+1.5, 0) での例を示す。入射角度は 0° , 20° , 25° である。 20° と 25° のスペクトルを比較すると、 25° では各ピークのパルス数が減少しており、特に 59.5 keV で顕著に現われている。均一感度領域内で他の位置に入射する場合には、スペクトルの補正はより良好であった。この補正スペクトルから求め

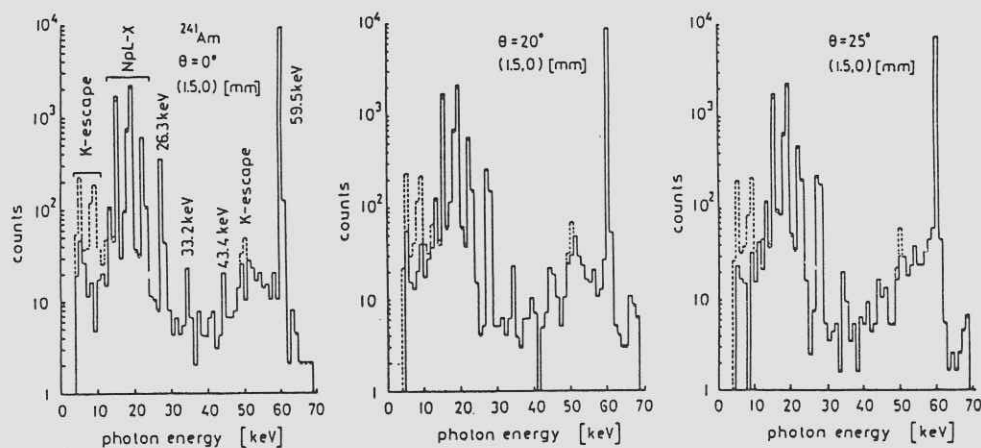


Fig. 6 Measured and corrected spectra for various incident angles at (1.5, 0)

た計数パルス数をレスポンスと名づけた。以下、レスポンスの入射位置及び入射角度依存性を示す。

7. レスポンスの入射位置・角度依存性

7.1 全エネルギー範囲に対するレスポンス

Fig. 7に、補正スペクトルから計数した全パル

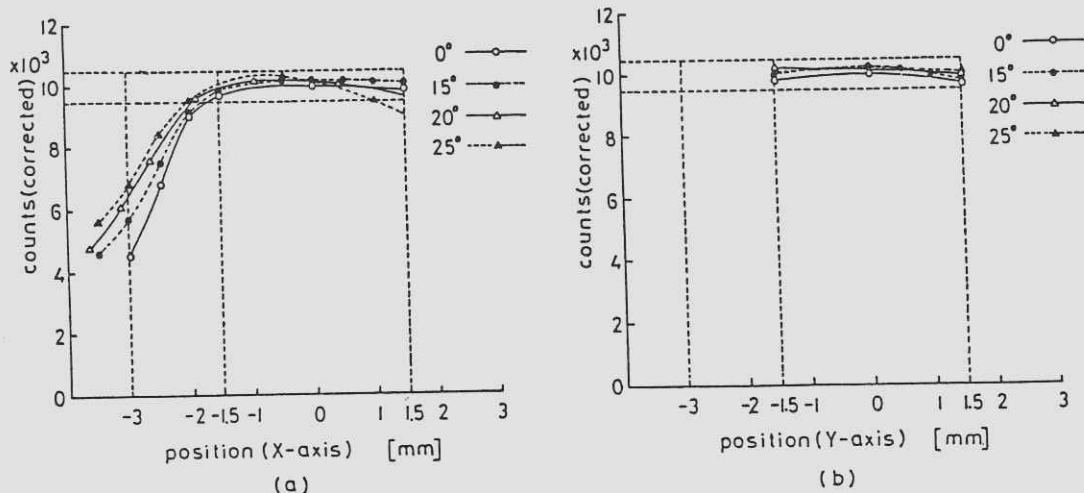


Fig. 7 Responses for full-energy range of ^{241}Am :
(a) at various incident positions on X-axis,
(b) at various incident positions on Y-axis

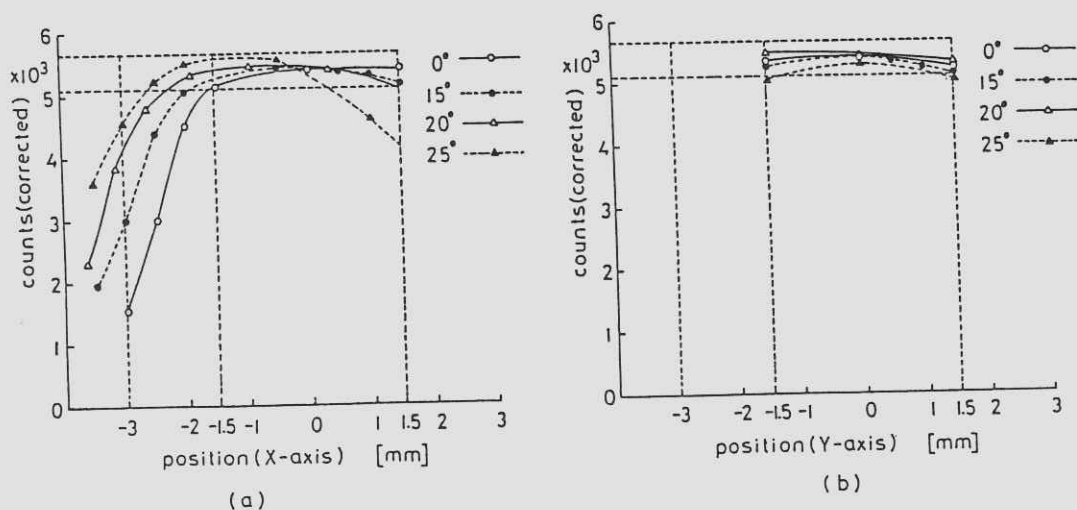


Fig. 8 Responses for 59.5 keV photon of ^{241}Am :
(a) at various incident positions on X-axis,
(b) at various incident positions on Y-axis

ス数に対するレスポンスを示す。横軸は入射位置を、縦軸はレスポンスを示している。(a)はX方向、(b)はY方向にずらせた場合を示す。

Fig. 7(a)では、 θ が大きくなるとレスポンスが最大となる所が少しずつ-X方向にずれる。またレスポンスは、全体に増加するが、+X方向では減少している。これは、Fig. 5からわかるように、 θ が大きくなると、レスポンスの中心が-X方向にずれることと、行路長が長くなるためである。ただし、+X方向では、結晶の側面から出てしまうので、逆に行路長が短くなる。一方、図(b)を見ればわかるように、 $\pm Y$ 方向にずれると均一感度領域を通過する行路長が短くなるため、中心に比べてレスポンスは減少する。結局、 $\theta = 0^\circ$ の中心位置でのレスポンスとの差が $\pm 5\%$ の誤差範囲に入るのは、X軸〔図(a)〕では、入射位置が ± 1.5 mm以内で、入射角度が 20° 以内であり、Y軸〔図(b)〕では、入射位置が ± 1.5 mm以内で、入射角度は 25° 以内である。

7.2 59.5 keVの光子に対するレスポンス

Fig. 8に ^{241}Am の59.5 keVの光子に対するレスポンスの入射角度依存性を示す。これを見ると、図(a)では、 θ の変化に対するレスポンスの変化がFig. 6(a)より顕著になっている。その理由はFig. 5に示したように59.5 keVの光子が、低エネルギーの光子に比べて、Ge結晶の表面からより深部に入り込むために、 θ が大きくなると、-X方向では-2.0 mm付近から入射しても、直径3 mm内の均一感度領域で検出される確率が大きくなるためである。一方、+X方向ではその逆になるためである。このことは、図(b)でも認められる。結局、入射角度 0° の中心位置での59.5 keVの光子エネ

ルギーに対するレスポンスとの差が $\pm 5\%$ の誤差範囲に入るのは、X軸でも、Y軸でも、入射位置が ± 1.5 mm以内で、入射角度が 20° 以内である。

8. 結 論

以上の結果から、本検出器（直径6 mm）では中央の3 mm径の範囲では、垂直入射に対して、感度が5%以内で均一と見なせることがわかった。つぎに、入射位置と入射角度を変えてスペクトルを測定し、中心に垂直入射させたときの単色線レスポンス関数で補正した。これらを中心に垂直入射させた時の補正スペクトルと比較した。その結果、中央の直径3 mm以内に 20° 以内で入射させた場合には、全エネルギー範囲と、59.5 keVの光子のいづれについても、中心に垂直入射させたレスポンスと誤差 $\pm 5\%$ 以内で一致し、スペクトルの補正も良好であることがわかった。

実際の撮影ではグリッドを使って散乱線を除去することが多い。グリッド比が5 : 1ならばグリッドに対して垂直方向からは 11° 以下の斜入射散乱線が入り、他の方向からはより大きな角度で入る可能性がある。本研究の結果、 20° の斜入射迄は実用に耐えることがわかったので、例えばグリッドと 20° の角度のついた鉛コリメータを併用すれば、小さな誤差でグリッド撮影時のX線スペクトルを測定することができる事が分かる。本研究では直径6 mmのGe結晶を使用したので有効径が3 mmであった。より大きな直径の結晶を用いれば有効径が大きくなるので、より実際の撮影条件に近い測定が可能となる。

文 献

- 1) 上原周三, 長 哲二, 吉村 厚, 吉永春馬: 九大医短大紀要 3 69 (1976).
- 2) T. Cho, S. Uehara, A. Yoshimura and H. Yoshinaga: Oral Surg. 45 965 (1978).
- 3) A. E. Burgess and G. Pate: Med. Phys. 8 33 (1981).
- 4) K. Doi and H.-P. Chan: Radiology 135 199 (1980).
- 5) H.-P. Chan and K. Doi: Radiology 139 195 (1981).
- 6) H.-P. Chan and K. Doi: Radiographics 2 378 (1982).
- 7) H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. 27 785 (1982).
- 8) H.-P. Chan and K. Doi: Phys. Med. Biol. 28 109 (1983).
- 9) R. A. Schmidt, H.-P. Chan, Y. Kodaera, K. Doi and C.-T. Chen: Radiology 146 801 (1983).
- 10) G. Svahn: Diagnostic X-ray spectra pp. 6-8 (Thesis, Univ. Lund 1977).
- 11) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 12 120 (1982).
- 12) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 11 118 (1981).
- 13) J. J. Battista and M. J. Bronskill: Phys. Med. Biol. 23 1 (1978).
- 14) G. L. Simmons and J. H. Hubbell: Comparison of photon interaction cross section data sets. VII. Biggs-Lighthill [Rev.] and ENDF/B. Table III, (NBSIR 73-241, National Bureau of Standards, Washington D.C., 1973).
- 15) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 11 16 (1981).
- 16) C. S. Chen, K. Doi, C. Vyborny, H.-P. Chan and G. Holje: Med. Phys. 7 627 (1980).
- 17) J. H. Hubbell and I. Øverbø: J. Phys. Chem. Ref. Data 8 69 (1979).
- 18) W. W. Seelentag and W. Panzer: Phys. Med. Biol. 24 764 (1979).
- 19) 松本政雄, 岡 弘之, 中森伸行, 金森仁志: 医画情誌 2 12 (1985) の Fig. 4 (b)

放射線診断領域における距離の逆自乗則の検討

吉田日出輝*・内田 勝**

* 熊本大学医療技術短期大学部 〒862 熊本市九品寺 4 - 24 - 1

** 岐阜大学工学部電気工学科 〒501-11 岐阜市柳戸 1 - 1

(1984年11月30日 受理)

The Research on the Inverse Square Law in Diagnostic Radiography

Hideteru YOSHIDA* and Suguru UCHIDA**

* College of Medical Science, Kumamoto University,

4-24-1, Kuhonji, Kumamoto-shi 862

** Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Gifu University,

1-1, Yanagido, Gifu-shi 501-11

(Received November 30, 1984)

The inverse square law is considered to be valid in measuring characteristic curves virtually governed by this law. But this law is not perfectly applicable to the tube voltage range for conventional radiography. In inverse square law, x-ray intensity is proportional to $1/r^m$ (r means source detector distance) and the value of m is usually 2.0. In the report, the value of m with the ionization chamber and the fluorescent detector is studied.

The value of m measured by the ionization chamber detector changes from 2.1 to 2.0 when the tube voltage alters from 60 kVp to 140 kVp. However, the value of m obtained by the fluorescent screen detector remains at 2.1 in the same tube voltage range.

1. 緒 言

X線写真の特性曲線は、画像評価の基礎として多方面にわたって使用されている。この特性曲線測定のひとつの方法であるインテンシティスケール法は、距離の逆自乗則を適用する方法である。

この距離の逆自乗則のべき数は、相反則不軌現象を距離法を用いて測定した場合は、 $2.15^{1,2)}$ 、 $2.12^{3)}$ 、 $2.1^{4)}$ との報告がある。これらは、X線撮影に用いるフィルムだけを用いて得た値である。本報告では、距離のべき数を m とし、蛍光量計および線量計を用いた場合に、X線管電圧の変化

による m 値の変化を測定し、計算値と比較する。
X線照射時のX線出力の変動に対しては、モニター用検出器を用いて補正する。ここで取り扱うX線スペクトルは、150 keV以下とする。

2. 距離の逆自乗則

一般に、焦点から発生するX線強度を $\Phi_0(E)$ 、焦点から r の距離におけるX線強度を $\Phi(r)$ とすると、次式が成立する。

$$\Phi(r) = \int_{E_1}^{E_2} \frac{\Phi_0(E)}{r^2} dE \quad (1)^*$$

ただし、 E はX線のエネルギー、 E_1, E_2 はおのおの有効エネルギー範囲の下限、上限とする。

つぎに、ある点においてX線強度 $\Phi(r)$ を線量計で測定する場合について考える。

線量計が空気の単位体積当りの電離電流を測定すると仮定し、X線が焦点から線量計に到達するときの空気の吸収および距離 r の逆自乗則を考えると、電離電流 $i_d(r)$ は、近似的に次式で与えられる。

$$i_d(r) = K_1 \int_{E_1}^{E_2} \frac{\Phi(E, r) \cdot D(E)}{r^2} dE \quad (2)^{**}$$

ただし、 K_1 は比例定数、 $\mu_a(E)$ は任意のエネルギー

における空気の全吸収係数、 $\mu_{ae}(E)$ は空気のエネルギー吸収係数とする。

一方、片面スクリーンをセンサーとした蛍光量計について考えると、スクリーンによって吸収された線量が光量に変換され、この光を光電流 $i_p(r)$ に変換するのであるから、次式が成立する。

$$i_p(r) = K_2 \int_{E_1}^{E_2} \frac{\Phi(E, r) \cdot L(E)}{r^2} dE \quad (3)^{**}$$

ただし、 K_2 は比例定数、 $\eta(E)$ はスクリーンの変換係数、 $\mu_s(E)$ はスクリーンに入射するX線のエネルギーが E のときのスクリーンの線エネルギー吸収係数、 t_s はスクリーンの厚さとする。

ここでは、距離の逆自乗則を検討するために、SDD(Source detector distance: 焦点・検出器間距離)を変化して得た線量および蛍光量の変化を測定する。線量計の場合と蛍光量計の場合について、異なった距離($r_1 < r_2$)における線量および蛍光量の比をおのおの $C_d(r_1, r_2)$ 、 $C_p(r_1, r_2)$ とすると、

$$C_d(r_1, r_2) = \frac{i_d(r_1)}{i_d(r_2)} = \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^2 \cdot F_d(r_1, r_2) \quad (4)$$

$$C_p(r_1, r_2) = \frac{i_p(r_1)}{i_p(r_2)} = \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^2 \cdot F_p(r_1, r_2) \quad (5)$$

* X線強度は最近ではエネルギーの関数として表現される。⁵⁻⁷⁾

** 式(2), (3), (6), (7)において、

$\Phi(E, r) = \Phi_0(E) \cdot \exp\{-\mu_a(E) \cdot r\}$, $\Phi(E, r_1) = \Phi_0(E) \cdot \exp\{-\mu_a(E) \cdot r_1\}$
 $\Phi(E, r_2) = \Phi_0(E) \cdot \exp\{-\mu_a(E) \cdot r_2\}$, $D(E) = E \cdot [1 - \exp\{-\mu_{ae}(E)\}]$
 $L(E) = E \cdot \eta(E) \cdot [1 - \exp\{-\mu_s(E) \cdot t_s\}]$ とする。

を得る。ただし、

$$F_d(r_1, r_2) = \frac{\int_{E_1}^{E_2} \Phi(E, r_1) \cdot D(E) dE}{\int_{E_1}^{E_2} \Phi(E, r_2) \cdot D(E) dE} \quad (6)^{**}$$

$$F_p(r_1, r_2) = \frac{\int_{E_1}^{E_2} \Phi(E, r_1) \cdot L(E) dE}{\int_{E_1}^{E_2} \Phi(E, r_2) \cdot L(E) dE} \quad (7)^{**}$$

とする。

一方、距離の逆自乗則は、一般に次式のように表わす。

$$I(r) = K \cdot \frac{I_0}{r^2} \quad (8)$$

式(8)において、距離のべき数2を m に置き換えて、両辺の対数をとると、

$$\log I = K' - m \log r \quad (9)$$

が得られる。ただし、 $K' = \log K + \log I_0$ とする。

式(9)の m 値を用いて式(4)、(5)を変形すると、

$$C_d(r_1, r_2) = \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^{m_d} \quad (10)$$

$$C_p(r_1, r_2) = \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^{m_p} \quad (11)$$

となる。ただし、 m_d は線量計で測定した場合の m 値、 m_p は蛍光量計の場合の m 値とする。

3. シミュレーション

つぎに、式(4)、(5)、(10)、(11)について、空気吸収および検出器の吸収による影響をX線スペクトル的に考える。X線管電圧の変化による m 値の変

化を検討するためにX線管電圧は、60および120 kVpとする。 F_d の計算は式(6)を適用し、 F_p の計算には、 $L(E)$ の $E \cdot \eta(E) \cdot \{1 - \exp\{-\mu_s(E) \cdot t_s\}\}$ の部分に単色X線で測定したVyborny等⁸⁾の写真濃度1.0に要するRS(Relative sensitivity: 相対感度)を用いる。Vyborny等の報告では、RSは80 keVまでであるため、X線管電圧120 kVpの F_p の計算には、この曲線を外挿して用いる。ここでは、 F_d, F_p の変化を式(10)、(11)に従い、 m_d, m_p の変化に置き換える。この計算に用いる定数およびその結果をTable 1に示す。エネルギーのサンプリング間隔 ΔE は、2 keVを用いる(これはサンプリング定理より求めた値5 keVより小さい)。 $\Phi_0(E)$ は、別途測定した値を、 $\mu_a(E)^*, \mu_{ae}(E)^*, \mu_s(E)^{**}$ は資料のデータを用いる。Table 1に示すように、 m_d は、120 kVpで2.08、60 kVpで2.11であり、 m_p は120 kVpで2.10、60 kVpで2.11である。このことから、 m_d はX線管電圧の影響を受け、 m_p はほとんど影響を受けないといえる。

Table 1 The results and constants for simulation.

Results			Constants	
Tube voltage (kVp)	m_d	m_p	Source-Detector distance	r_1 100 cm
120	2.08	2.10		r_2 500 cm
60	2.11	2.11	Thickness of screen	t_s 0.01 cm

4. 実験および結果

本研究における距離の逆自乗則を測定するため

* アイソトープ手帳：日本アイソトープ協会 54年

** 増感紙・蛍光板：化成オプトニクス 58年

に、線量計と蛍光量計の信頼性を測定する。線量計は Ionex を用いるので2次標準線量計としての確度を信頼できる。用いた機器をTable 2に示す。

線量と蛍光量の相関係数は、全レンジについて0.998以上の値を有し、かなり良好な直線性を保証している。各レンジにおける誤差は、そのレンジの標準偏差をそのレンジの最大読み値に対する百分率で表わし、その値は0.5%以下であり、測定点はほとんど直線上にある。相関係数の0.5%検定の結果は、すべて有意である。

距離の逆自乗則の測定は、前述の蛍光量計の信頼性を確認した後に、検出器として蛍光量計および線量計を用いて行なう。測定に際しては、X線装置の照射条件を一定として、検出器を移動し、おのおのの点でのX線量を測定し、式(9)から m 値を求める。このとき、1回のX線照射ごとに発生するX線量が変動するので、この変動を補正する必要がある。このために、X線放射口付近(厚さ3mmの鉛板絞りのX線管側)にX線出力モニター用検出器を置き、この検出器の値でX線出力の変動を補正する*。このときの距離の逆自乗則の測定の幾何学的配置をFig. 1に示す。同図(a)は、検出器として線量計を、モニター用として蛍光量計を用いた場合で、(b)はその逆の場合を示す。なお、

* 一連の測定において、 n 番目に照射したときの校正用検出器の読みを R_n 、距離の逆自乗則を求めるための測定用検出器の読みを X'_n とすると、 X'_n の補正後の値 X_n は、
$$X_n = \frac{R_1}{R_n} \cdot X'_n$$
によって求められる。

距離の測定には、JIS 1級巻尺を用い、X線装置は、一般撮影に用いられる単相全波整流X線装置を用いる。

Table 2 Materials for experiments.

X-ray unit	Toshiba KXO-15:2peak (60kVp~140kVp)
Dosimeter	Ionex 2500/3 (33ml chamber)
Fluorescent meter	ALCO F-11 (Phosphor: KYOKKO FS front)

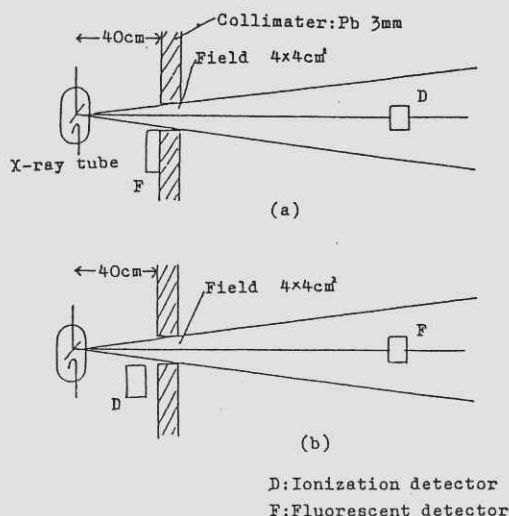


Fig. 1. Experimental arrangement for measurement of inverse square law.

つぎに、距離に関するX線量の測定結果の1例をFig. 2に示す。この図は、式(9)に従って横軸(対数目盛)に距離、縦軸(対数目盛)に相対X線強度をとって表わしたもので、すべて直線からの偏差は少なく、直線として表わし得ることを示している。また、各測定点間の測定値をもとに、相互に隣接する測定点間での空気の実効吸収係数*を正確に得ようとする、有効数字4桁以上の精

度を必要とし、通常の線量計の精度から考えてかなり困難である。よって、これを全体的に直線近似すると、全測定点についての m 値を求めることが可能で、かなり良い相関を得ることができる。SDDが近くてX線強度が大きい場合には、測定点の変動は少なく、SDDが大きい場合には、その変動が大きい。おのおのの直線についての測定点の変動は、 $\pm 1.7\%$ 以下である。Fig.3にX線管電圧の変化に対する m 値の変化を示す。検出器に

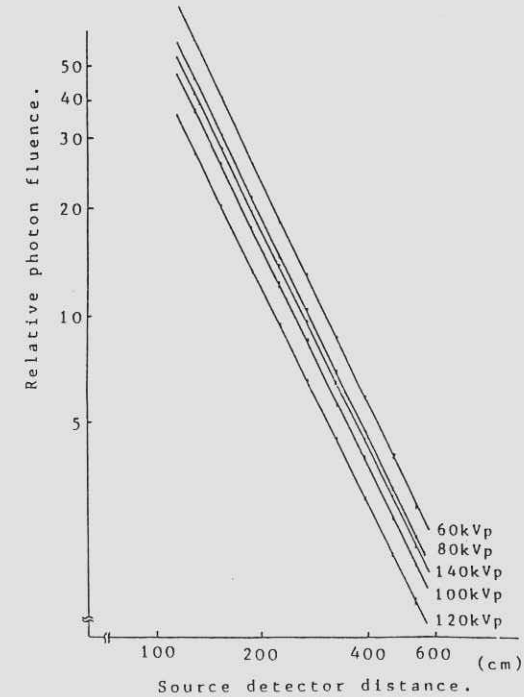


Fig. 2. Log I obtained by ionization chamber changes linearly with log r .

* ここでいう実効吸収係数とは、2測定点間の測定値をもとに

$$\mu_{\text{eff}} = - \frac{1}{r_2 - r_1} \cdot \log_e \frac{I_2}{I_1}$$

の式により計算した μ_{eff} の値をいう。ただし、 μ_{eff} は実効吸収係数、 r_1, r_2 は焦点からの距離($r_1 < r_2$)、 I_1, I_2 は点 r_1, r_2 におけるX線の強度とする。

線量計を用いた場合と蛍光量計を用いた場合では、線量計についてはX線管電圧60 kVpの m 値は2.1前後を示し、X線管電圧を高くするに従って2.0に近くなり、蛍光量計は2.1前後の値を保持している。この傾向は、シミュレーション結果と一致している。すなわち、 m 値は、検出器に線量計を用いた場合、X線管電圧を高くすることによる空気の実効吸収係数の変化に対応し、蛍光量計の場合は、ほとんど対応しないことを示している。

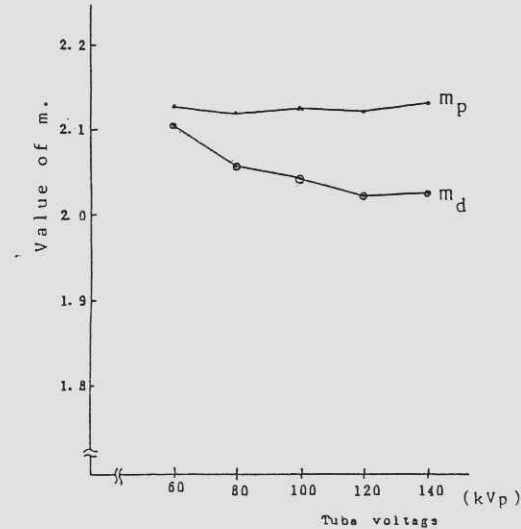


Fig. 3. The m_d (value of m with ionization chamber) decreases with tube voltage and the m_p (value of m with fluorescent detector) keeps a constant of 2.1.

5. 考 察

距離の逆自乗則は、点焦点に対して成立する。実際には、焦点はある面積をもっているため、距離の逆自乗則は、厳密には成立しない。特に、焦点の近くでは、この影響が大きい。焦点から任意の点までの距離が、線、円板状または正方形の

焦点の長径（正方形のときはその一辺の長さ）の10倍以上であれば、焦点の大きさの影響は無視できる。^{9, 10)} 本報告に用いたX線管の焦点の大きさは、 $1.0 \times 1.0 \text{ mm}^2$ で、SDDは、125から522cmであり、前述の条件を満足している。よって、ここでは、焦点の大きさを点と考えて m 値の計算を行なう。

つぎに、距離の逆自乗則に対する検出器の大きさの影響について考える。これは、前述の焦点の場合と同じように考えることができる。よって、検出器の長径の10倍以上のSDDで検出器の大きさの影響をほとんど無視できる。しかし、ここに用いた検出器の長径は、大きいもので6cmあり、その10倍をとると、60cmとなる。よって、SDDは100cm以上とする。

もし、 $m = 2.0$ とすると、SDDが100cmと550cmの点でのX線強度の比は30:1であり、 $m = 2.1$ とすると36:1となる。すなわち、 m 値に2.0を適用するか2.1を適用するかによって、最大17%のX線強度の差を生じる。SDDが600cmを超える状態では、X線の空気中の透過距離が大きくなり空氣の吸収がより大きく影響するので、 m 値は2.1より大きい値をとると考えられる。

つぎに、距離の逆自乗則測定に際して、検出器に線量計または蛍光量計を用いた場合、X線管電圧の変化にともない、 m 値がFig. 3に示すように変化する原因について考える。その原因は、シミュレーションの計算過程であきらかであるから、ここでは、定性的な解釈にとどめる。

たとえば、X線管電圧を60kVpとすると、X線スペクトルの最大値におけるX線エネルギーは、約30keVである。X線管電圧を120kVpにしても最大X線強度は30keVでほぼ同じである。この120

kVpのX線スペクトルは、30keVから120keVのエネルギー範囲でX線強度が直線的に低下している。したがって、この120kVpの連続スペクトルをもつX線が、空気中を透過する場合、30keV付近の低エネルギー部分は、60keV付近の高エネルギー部分より距離による減弱量が多い。すなわち、60kVpと120kVpのX線は、距離の変化によってX線スペクトルの変化を受け、この変化は、主に低エネルギー側において大きい。このようなX線スペクトルの変化に対して、線量計を用いてX線を検出する場合は、X線スペクトルの全エネルギー領域（50～150keV）に対してほぼ均等に電離電流が流れる。したがって、低X線管電圧では、距離による線量の減弱が大で $m = 2.1$ 、高X線管電圧では、距離による減弱が小で $m = 2.0$ に近づく。それに反して、蛍光量計は、30keV付近の低エネルギー部分で検出能が高く、60keV以上の高エネルギー部分では低い。したがって、距離による線量の変化分は、高エネルギー側よりも低エネルギー側によって主に大きく計測される。よって、蛍光量計を使用して得た m 値は、高いX線管電圧でも低い管電圧の場合と同様の値を示す。この傾向は、前に述べたシミュレーションの結果と一致する。

一方、散乱線は、任意の測定点に対してX線強度が増加するように作用する。すなわち、散乱線の付加によって、 m 値は小さくなる。 m 値は、この散乱線の付加と、さきに述べた空氣によるX線吸収との相互作用として変化する。本報告で測定した m 値は、2.0より大きい値であり、空氣によるX線吸収の影響が大きく、散乱線の影響は小さい。

6. 結 論

放射線診断領域における距離の逆自乗則の適用について、シミュレーションの結果とその実測値について検討した。通常のX線撮影に用いるX線管電圧範囲では、距離の逆自乗則のべき数 m は、空気の吸収の影響を受ける。線量計の場合の m 値は、X線管電圧が高くなると2.1から2.0に近づき、蛍光量計の場合は2.1前後の一定な値となる。したがって、距離のべき数 m は、測定手段および管電圧によって異なると考えられる。強度スケールによる特性曲線の測定、相反則不軌などにべき数を使用するときは、その場合に応じた数値を用いるよう注意が必要である。

謝 辞

本実験に際し、快く協力してくれた九州労災病院の鳥巢健二君に感謝を表わします。

文 献

- 1) 藤田広志, 安田 満, 横山三吉, 内田 勝: 放射線像研究 9 42 (1979).
- 2) S. Uchida, H. Fujita: Jpn. J. Appl. Phys. 18 501 (1979).
- 3) 藤田広志, 横山三吉, 内田 勝: 放射線像研究 10 30 (1980).
- 4) 洞田貴誠志, 守部伸幸, 園田良男: 日放技学誌 39 18 (1983).
- 5) 佐藤孝司: 日放技学誌 29 393 (1974).
- 6) 佐藤孝司: 日放技学誌 39 37 (1983).

- 7) JOOL E. Gray, MARK W. Ragozzino, MICHEAL S. Van Lysel, THOMAS M. Burke: AJR 137 463 (1981).
- 8) Carl J. Vyborny, Charles E. Metz, Kunio Doi, Kurt Rossmann: Radiology 125 811 (1977).
- 9) 佐藤孝司: 放射線像研究 4 160 (1974).
- 10) 佐藤孝司, 小野光一: 日放技学誌 31 407 (1976).

高速画像処理システム—MFIP—の試作と応用

杉 本 敏 司

一 岡 芳 樹

大阪大学工学部応用物理学科 〒565 吹田市山田丘2-1

(1984年11月10日受付)

High Speed Image Processing System —MFIP— and its Applications

Satoshi SUGIMOTO and Yoshiki ICHIOKA

Department of Applied Physics, Faculty of Engineering, Osaka University,

2-1, Yamadaoka, Suita-shi, 565

MFIP is a high speed image processing system with time shared multiframe data bus architecture, consisting of large image memory, the image processor with specially designed hardware, and image input/output units. The data bus with 64 bit bus lines is time shared to four channels, which is capable of transferring image data (16 bits/pixel) at the rate of 40 MW/sec. In this paper, we describe system architecture of MFIP and represent some experimental results.

(Received November 10, 1984)

1. ま え が き

画像処理技術の応用分野は広く、その実用化に対する要望は非常に大きい。しかし、一般に、医用画像処理やロボティクスなどの分野に必要な画像強調・修正処理や動画像処理のように、大量の画像データを高速に処理する必要がある目的には、用いる画像処理システムの処理速度が特に問題となる。従来の画像処理システムの多くは、ミニコンピュータ等の計算機を中心としたシステムであり、実用的な処理速度を得るのは、非常に困難である。そこで、現在は、画像処理に適したアーキテクチャを持つ画像処理システムの開発が盛ん

になってきている。¹⁻³⁾これらの大型画像処理システムは、画像処理の研究や、画像処理技術の実用化にとって不可欠のものとなりつつある。

そこで、われわれも、高分解能の濃淡画像を円滑に対話処理したり、濃淡動画像の処理を行うことのできる汎用画像処理システムの設計・試作に着手した。設計・試作したシステムは、独特の時分割多重データバスを用いて時分割データ転送を行い、画像データ転送の効率化や、専用ハードウェアによる処理の高速化を図った高速汎用画像処理システムで、MFIP (Multiframe Image Processor)⁴⁻⁶⁾と名づけた。

ここでは、MFIPの概要および特徴について

述べ、MFIPを用いて行った処理例を示す。

2. MFIPの概要・特徴

設計・試作したMFIPのブロック図をFig.1に示す。MFIPは、大容量の画像メモリを中心に、画像の入出力処理や演算処理を行う処理装置、およびシステム制御部から成る。各処理装置は、機能ごとにモジュール化しており、時分割多重データベースを介して画像メモリをアクセスする。システム制御部は、コマンドバスを通して各装置を制御する。

MFIPの仕様および特徴を列挙すると、

- (1) 最大 1024×1024 画素サイズの濃淡画像を扱うことのできる汎用画像処理システムである。
- (2) 高精度な処理を実行するために、1画素の信号は、16ビット（1ワード）で表わす。
- (3) 512×512 画素サイズの画像をビデオレート（30フレーム/秒）で入出力できる実時間画像入力装置および表示装置を装備している。
- (4) 画像メモリは、画像メモリーブロックと呼ぶ単位に分割してある。各画像メモリーブロックは、独立に動作可能で、256 KWの記憶容量を持ち、 512×512 画素サイズの濃淡画像を1枚ずつ格納する。
- (5) 時分割多重データベースは、時分割により、みかけ上同時に、4つの画像メモリーブロックへのアクセスを

受け入れ、画素データを転送する。それぞれのアクセスによるデータ転送速度は、最大10 MW/secであり、このバスの総データ転送速度は、最大40 MW/secである。

- (6) 高速演算処理を実行するために、専用ハードウェアから成る高速画像処理装置IPU-A (Image Processing Unit-A)、および汎用画像演算処理装置IPU-Bを試作し、装備してある。
- (7) 時分割多重データベースを用いれば、ビデオレートで動作可能な画像入力装置、演算処理装置（IPU-A）、および表示装置を画像メモリを介してパイプライン的に利用することにより、簡単な濃淡動画像の処理ができる。

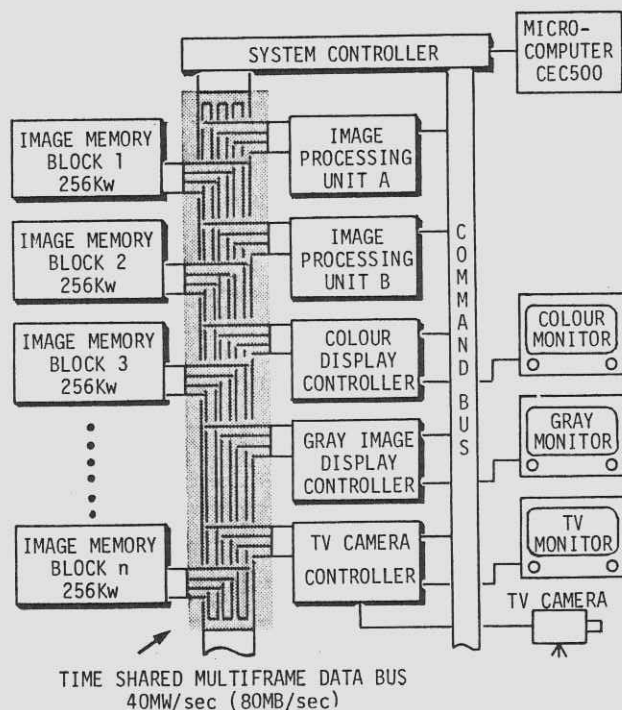


Fig. 1 Block diagram of MFIP

3. MFIPの動作

MFIPを構成するハードウェアのうち、アーキテクチャ上で重要な部分は、時分割多重データバスおよびIPU-Aである。

3.1 時分割多重データバス

システムの処理速度の向上を図るには、各処理装置の高速化とともに、複数の処理装置が同時に動作できなければならない。MFIPの時分割多重データバスは、別々の画像メモリーブロックをアクセスするならば、最大4台の装置がビデオレートで同時動作可能である。このような時分割バス方式は、高速度でバスを駆動する必要がある反面、システムの拡張性や柔軟性を重視する汎用画像処理システムには適した方式であると言える。

時分割多重データバスでは、1回のアクセスサイクルに要する時間（400 nsec）を時分割して、同時に4つの画像メモリーブロックへのアクセスを可能にしている。これは、処理装置と画像メモリーブロック間のバス上に、4つのデータ転送路ができることを意味し、それらをチャンネル1～4と呼ぶことにする。また、このバスでは、アド

レスの連続した4つの画素（64ビット）を同時にアクセスして、チャンネル当たり、10 MW/secのデータ転送速度を得ている。

チャンネル1（CH1）を用いてアクセスする場合のバスの動作例をFig.2に示す。リードサイクルでは、CH1に与えられた100 nsecの時間幅でアドレス信号A₁を送出する。すると、該当するメモリーブロックは、1サイクル後のCH1のタイミングで4画素分のデータD₁₁～D₁₄を同時にバスに返す。ライトサイクルでは、同様に、アドレスA₃および書き込みたい画素データD₃₁～D₃₄を同時にバスに乗せる。

システム内の各装置は、未使用のチャンネルを任意に選択して使用する。また、各画像メモリーブロックは、アクセスの生じたチャンネルに自動的に接続される。

3.2 IPU-A

IPU-Aは、画像処理でよく用いる演算を実行するための専用ハードウェアから成り、時分割多重データバス的高速データ転送能力を十分に生かすことのできる処理速度を持つ。可能な演算の種類は、

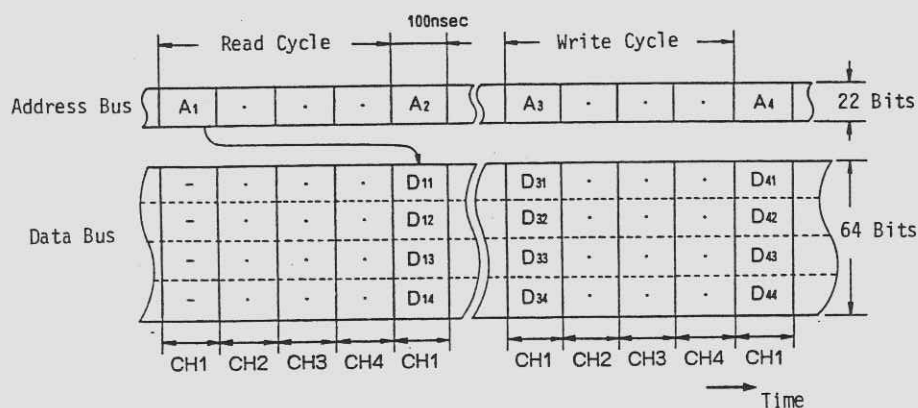


Fig. 2 Time shared multiframe data bus

- (a) 輝度レベル変換
- (b) フレーム間演算
- (c) 2次元コンボリューション
- (d) 2次元リカーシブフィルタリング

である。これらの演算のうち、(a) および (b) は、 512×512 画素サイズの画像に対して、ビデオレートでの実時間処理が可能である。各演算は、16ビットの精度で行うため、特に演算 (d) のような高精度な演算を必要とする処理も実行できる。また、IPU-Aは、時分割チャンネルを最大3チャンネル使用して処理を行う。

IPU-A内の演算用ハードウェアの構成図をFig.3に示す。このハードウェアは、ALU/レジスタ回路(Pipe-lining ALUs/Registers)とテーブル変換回路を組み合わせた場合、フレーム間演算用ハードウェアとして動作する。また、ALU/レジスタ回路とコンボリューション用加算回路を組み合わせた場合は、コンボリューション用ハードウェアとして動作する。演算 (a) および (b) は、前者のハードウェア、それ以外は、後者のハードウェアを用いる。

ALU/レジスタ回路は、パイプライン状に並べた4つのPE(Processing Element)から成る。1つのPEは、ALU(Arithmetic Logical Unit)、および4つの16ビットレジスタ(Reg. A~D)を持つ。ALUは、レジスタA~Dの中から2つのレジスタを選択し、その入力データに対して、加減乗算および論理演算(AND,OR,XOR)のうちの1種類の演算を行う。その結果は、次段のレジスタCに格納される。ここで、レジスタ

AおよびBは、入力画像(Image A and B)からの画素データを保持し、次段に転送する働きを持つ。また、レジスタDは定数用レジスタである。

テーブル変換回路は、前回路の出力の上位14ビットを用いてテーブル変換を実行する。4つのPEおよびテーブル変換回路は、パイプライン処理を行うため、1画素あたりの処理速度は、100 nsecである。

以上の2つの回路、すなわちフレーム間演算用ハードウェアで実行できる演算式の例を式 (1) および (2) に示す。

$$z_{ij} = T[\alpha x_{ij} + \beta] \quad (1)$$

$$z_{ij} = T[\alpha(x_{ij} + \beta y_{ij}) + \gamma] \quad (2)$$

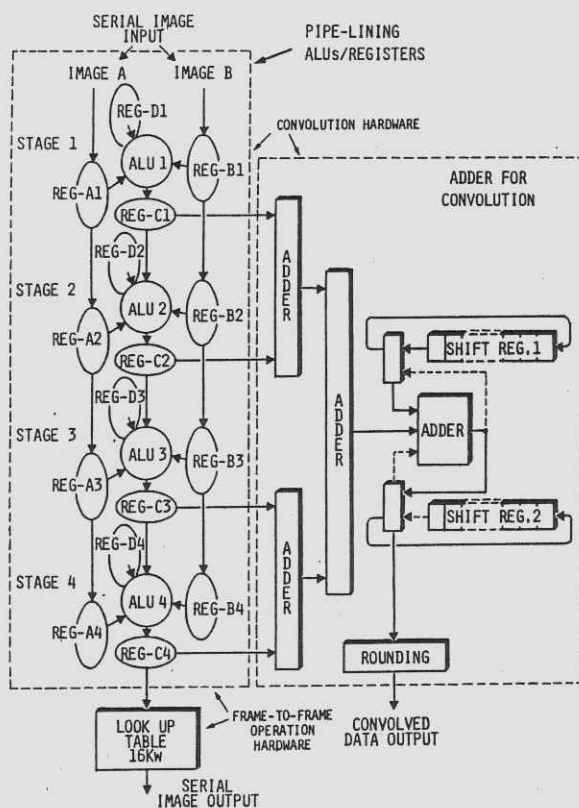


Fig. 3 Architecture of frame-to-frame operation and convolution hardware

ただし, x_{ij} , y_{ij} は, それぞれ2枚の入力画像の第 ij 番目の画素データ, z_{ij} は, 同様に出力画素データ, α , β , および r は定数, $T[\cdot]$ は, テーブル変換の操作を表わす。

演算 (c) および (d) は, コンボリューションハードウェアを用いて, 1次元コンボリューション演算を行って得られる部分積和値を累積して演算結果を求める。まず, 入力画像 (Image A) をラスタースキャン方式でアクセスし, その画素データをALU/レジスター回路に送る。各ALUは, 画素データと重み係数 (Reg. D) との積を次々に求め, 加算器に送る。シフトレジスターには, 積和演算の途中結果が入っており, 加算器からの部分積和値と加算し, 新しい途中結果として, 再度シフトレジスターに格納する。このようにして, 1行分の積和が完了すると, 結果を16ビットに丸めて画像メモリーブロックに出力する。このハードウェアでは, 127×127 までの任意のサイズの重みによるコンボリューション演算が行える。

I P U - Aを用いて 512×512 画素サイズの画像の処理を行う場合の処理時間例を Table.1 に示す。

3.3 I P U - B

I P U - Bは, 演算素子に, 16ビットマイクロプロセッサ (8086 および 8087) を用いた汎用画像処理装置であり, I P U - Aのハードウェアでは実行不可能な複雑な処理を行う。

3.4 画像入力装置

画像入力装置は, 計測用TVカメラを用いて, 512×512 画素サイズの画像を $1/30$ 秒で画像メモリーブロックに入力する装置である。ただし, 入力画素のグレイレベルは, 256 レベルである。

3.5 画像表示装置

Table 1 Processing time by MFIP for the image with 512×512 pixels

Operation	Execution time(msec)
Gray level transform	32
Frame-to-frame operation	32
2-D Convolution (7×7 weight size)	453

MFIPには, ビデオレートで動作するカラー画像表示装置, および濃淡画像表示装置を装備した。前者は, RGBを各5ビットで表わした画素データを表示する装置である。後者は, 最大 1024×1024 画素サイズの濃淡画像を256のグレイレベルで表示する装置である。

4. MFIPの応用

4.1 動画画像処理

MFIPでは, Fig.4に示す方法で濃淡動画画像の処理を実行する。これは, TVカメラから入力される 512×512 画素サイズの濃淡画像を, 1秒間当たり30フレーム処理して表示する方法である。ただし, 輝度レベル変換など, $1/30$ 秒以内に実行可能な処理に限られる。

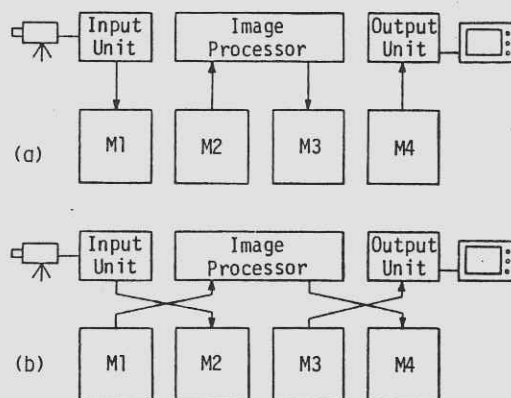


Fig. 4 Moving object processing

M1～M4は、各々1フレームずつ画像を記憶している画像メモリーブロックである。また、各装置と画像メモリーブロック間の矢印は、画像データの転送を示す。まず、状態(a)では、M4内の処理結果が表示中であり、IPU-Aは、M2内のデータを読み出して処理し、M3に出力している。また、M1には、新たな画像を入力中である。この状態は、1枚の画像の処理時間(1/30秒)続いたあと、状態(b)に変わる。状態(b)では、各装置は、同様な処理を続行するが、M1～M4の役割が異なる。すなわち、状態(a)および(b)を交互に繰り返せば、動画像の処理がビデオレートで実行できることになる。

4.2 画像処理例

顕微鏡の焦点深度は、その分解能を上げるに従って浅くなり、厚い試料を観察するときの大きな

ネックとなっている。そこで、MFIPを用いて、顕微鏡像の焦点深度の改善処理を行った。その処理法は、試料の厚さ方向に焦点をずらして得た複数枚の顕微鏡像をTVカメラから入力してフレーム加算し、1枚の画像として観察する方法である。ただし、フレーム加算像は、全体的にぼけているので、これを修正するために高周波強調処理を行う。その結果をFig.5に示す。この処理に必要な時間は、画像の入力およびIPU-Aによる加算、強調処理も含めて、 512×512 画素の入力像に対して約1秒である。

5. ま と め

本論文では、設計・試作した高速画像処理システムMFIPの概要および動作について述べた。

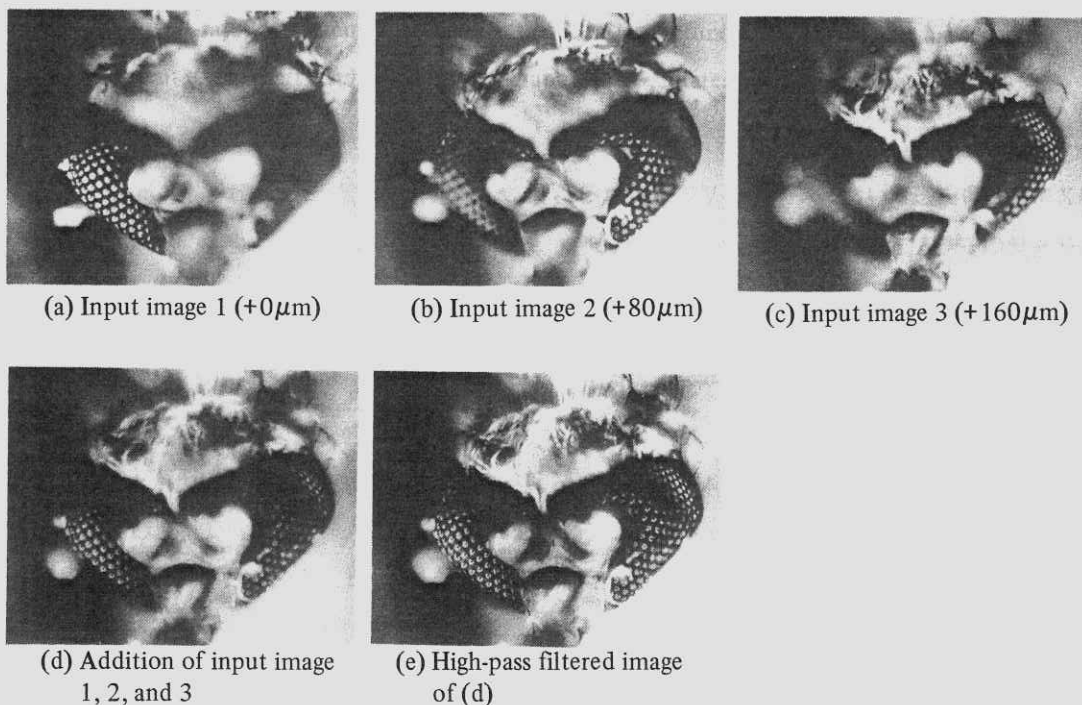


Fig. 5 Improvement of focal depth of microscope image (the head of a mosquito)

そして、MFIPの性能評価のために行った画像処理例を示した。

MFIPのアーキテクチャ上の最大の特徴は、
1) 画像メモリーおよび各処理装置をブロック、あるいは機能ごとに分割して、それぞれ独立に動作可能としたこと。2) 最高4台の処理装置がビデオレートで同時に動作できるように、時分割多重データバス方式を用いたこと、である。これにより、汎用画像処理システムとして、画像データ転送の効率化および処理の高速化を図ることができた。

今後、このシステムは、動画像処理や、医用画像処理、リモートセンシング像の処理などに必要な処理アルゴリズムの開発に用いる予定である。

文 献

- 1) P. E. Danielsson and S. Levialdi: Computer 14 53 (1981)
- 2) 木戸出, 坂上: 日経エレクトロニクス No. 295, 179 (1982).
- 3) P. E. Danielsson: Proc. 5th Int'l Conf. Pattern Recognition, Miami Beach, Fla. Vol. 1, pp. 296-299 (1980)
- 4) 松岡, 一岡, 鈴木, 第13回画像工学コンファレンス論文集 179 (1982).
- 5) 杉本, 松岡, 一岡, 第14回画像工学コンファレンス論文集 217 (1983).
- 6) 杉本, 一岡, 信学論(D) 投稿中.

X線TV画像録画装置の画質改善について

西岡 弘之・津田 元久・中西 猛

株式会社 島津製作所 医用技術部 〒604 京都市中京区西ノ京桑原町1

(1984年11月30日 受理)

Improvement of Image Quality of X-ray TV System

Hiroyuki NISHIOKA, Motohisa TSUDA and Takeshi NAKANISHI

R/D Engineering Department, Medical System Division, Shimadzu Corporation

1, Nishinokyo-Kuwabaracho, Nakagyo-ku, Kyoto 604

(Received November 30, 1984)

We have developed a new type of video memory system by which the image of the traces of moving contrast medium is able to be recorded. This memory system is effective to improve the image quality of the X-ray TV system by reducing the X-ray quantum noise. Then we have applied this memory system to the digital subtraction angiography and evaluated its performance.

1. 緒 言

血管造影検査は各種の画像診断が進歩してきた現時点においても最終診断としての位置を占め、さらに動脈塞栓術や拡張術などの治療的応用も行なわれている。目的血管に選択的にカテーテルを誘導することが血管分枝変異や血管走行により困難な場合、透視下で造影剤を注入し一瞬の流れを確認したり、その部分のスポット撮影を行なっているのが現状である。この分野の問題点^{1,2)}を解決するために我々はピークホールド式ビデオメモリと呼ばれるフレームメモリを開発した。この装

置はX線TVシステムにおいて透視像の中にX線吸収の大きい移動物体があるとき、その軌跡を一枚のフレームメモリ上に録画してモニタTVで観察できるようにしたものである。さらにこの方式を発展させてある期間中の各画素ごとの最大値をホールドするフレームメモリと最小値をホールドするフレームメモリの両メモリ間の引き算を行なうことによってディジタルサブトラクション³⁾を実行する装置を試作した。これらの装置についてその概要および臨床応用の可能性について報告する。

2. ピークホールド式ビデオメモリの概要

この装置はX線テレビジョンシステムに組み込まれ、リアルタイムで画像処理を行なうものでありテレビカメラからのビデオ信号を入力としてモニタテレビ上に録画像を出力する。Fig.1はこの装置をX線テレビジョンシステムに組み合わせたときのシステム全体のブロック図である。透視中の血管内に造影剤を注入して録画を行なう場合、X線像がイメージインテンシファイアによって光学像に変換され、テレビカメラによって電気信号に変換された後ビデオ信号として、この装置に入力される。スイッチ1およびスイッチ2はFig.1のように倒れているのでビデオ信号はモニタTV上に通常の透視像として表示され、この状態で診断部位の位置決めが行なわれる。このときビデオメモリ装置内は512×512の画素すべてについて最も明るい状態、すなわちグレースケールの全ビットが1になるようにイニシャライズされる。次に録画を行なう場合には押ボタンを操作してスイッチ1およびスイッチ2をFig.1とは反対方向に倒す。この状態では装置内に入力されたビデオ信号はA/D変換された後、各画素ごとにフレームメモ

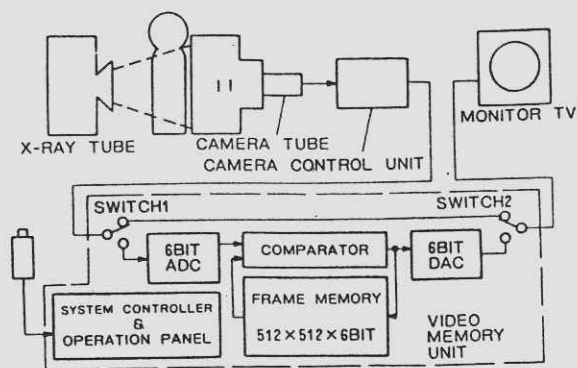


Fig. 1 System block diagram

リ上の対応する画素位置の濃度データと比較され、新しく入ってきた濃度データの方が暗い場合に限ってフレームメモリ上の値と置き換えられる。フレームメモリの内容はすべての画素について最も明るい値にイニシャライズされているので、最初の1フレームについては全画素とも入力データの方が暗く、このため入力された通りの画像が記録される。以降入力される画像については造影剤が通過した画素位置のデータのみがより暗い値に置き換えられていくので、メモリ上には被写体の透視像と造影剤の軌跡像としての血管像が記録されていく。すなわちFig.2のように血管内を造影剤が矢印の方向へ流れる場合を考えると $t_1, t_2, t_3, \dots$ の時間経過とともにある点をピークとした造影剤の濃度の山が移動していくので、通常方式の録画を行なったのではある瞬間の造影剤の濃度分布像が録画されるのみである。これに対して本装置を用いて録画すると、時間経過と共に造影剤濃度のピーク値が連続した形でメモリ上に記録され、同時にこの値はD/A変換されてモニタTV上に表示される。以上の動作は押しボタンが押された後、指定された時間だけ続けられる。

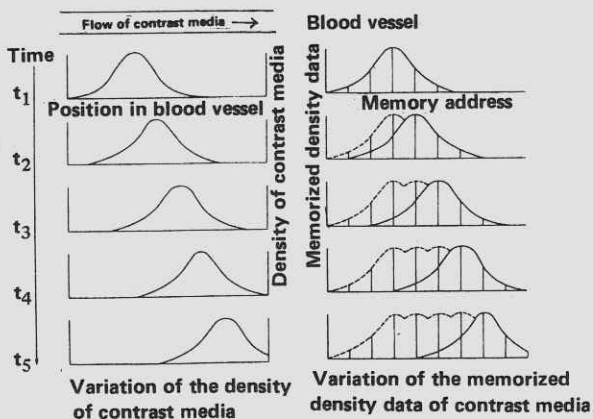


Fig. 2 The principle of peak-hold memory

3. ピークホール式ビデオメモリの臨床的意義⁴⁾

選択的血管造影において血管の走行を知るために通常造影剤のテスト注入を行なうが、このテスト注入によって血管をモニタ上に描出できるのは一瞬のみである。従って検査者はそれを記憶しながらカテーテルを操作するが、走行が複雑な場合や予期しない変異が存在する場合は一回のテスト注入のみで走行を把握することが不可能なことがある。また透視像での一瞬の描出だけでは走行を誤認し、不適切なカテーテル操作によって内膜の損傷を引き起こすこともある。正確な判断が必要な場合には通常スポット撮影を行なうのが良いとされているが、スポット撮影を多数回行なうことは造影剤の使用量の増加および被ばく線量の増加を招く。このようなときに本装置は少量の造影剤で短時間のうちに血管の分岐様式の正確な情報を与えることができる。

次に選択的血管造影に実際に使用して得られた臨床例を示して本装置の有用性について述べる。

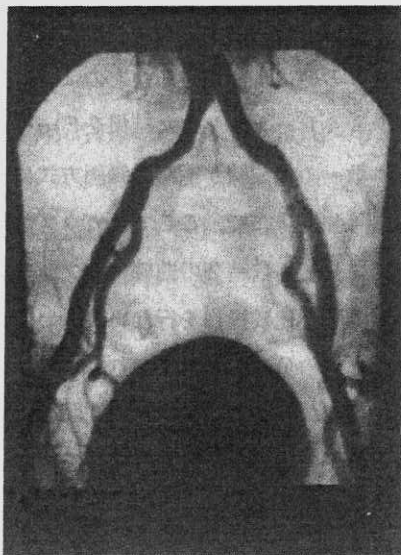


Fig. 3 The iliac artery

Fig.3 は総腸骨動脈像であり、選択的内腸骨動脈造影前に総腸骨動脈直上より 10ml の 65% アンギオグラフィンを手圧で注入した例である。総腸骨動脈と内腸骨動脈がスポット撮影よりも少量の造影剤で鮮明に造影されている。Fig.4 は左大腿動脈（閉塞性動脈硬化症）の造影例である。5ml の造影剤により大腿動脈の閉塞が明瞭に描出されている。

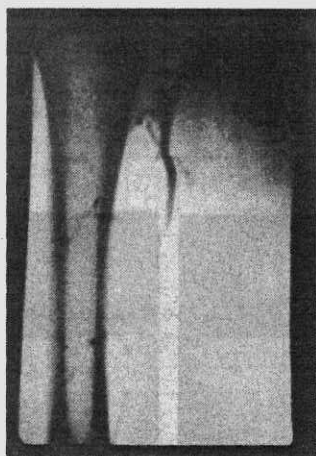


Fig. 4 The left femoral artery

以上からピークホール式ビデオメモリを血管造影に使用することの臨床的有用性をまとめると次のようになる。

(1)少量の造影剤の注入により血管地図を描くことができるので、これをガイドマップとして安全かつ迅速にカテーテルを目的とする血管に挿入することにより、選択的血管造影を効率的に行なうことができる。

(2)下肢などでは本装置による像のみでも、ある程度の診断能力があり診断の目安をつけることが可能である。

4. SN比向上による画質改善効果

2項で述べたような方式で各画素ごとに濃度値の大小比較をくり返すと上述のような特長以外にSN比向上の効果も得られることが実験的に確認された。Fig.5はこのことを示すもので、(a)はX線TVからの透視像を単に1フレーム分録画しただけの通常の録画像であり(b)は(a)と同じ入力像について16フレーム期間上述の大小比較操作を行なって得られた像である。(b)は(a)に比べて量子ノイズが低減され滑らかな像になっていることがわかる。

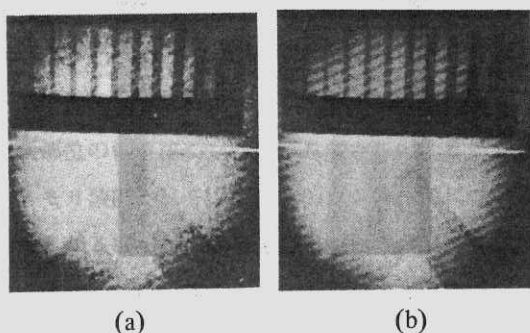


Fig. 5 Noise reduction by peak-hold method

以下この現象について考察を行なう。X線信号の強度分布関数を $f(x)$ とすると、ある画素について n フレーム期間中の入力値がすべて x_1 以上になる確率は

$$\left[\int_{x_1}^{\infty} f(x) dx \right]^n$$

となるので、その画素について n フレーム期間中の最小値が x_1 以下になる確率 $P(x_1)$ は

$$P(x_1) = 1 - \left[\int_{x_1}^{\infty} f(x) dx \right]^n$$

となる。従って n フレーム期間中の最小値が x_1 と $x_1 + \Delta x$ の間の値になる確率 $F(x_1)$ は

$$\begin{aligned} F(x_1) &= \left\{ 1 - \left[\int_{x_1 + \Delta x}^{\infty} f(x) dx \right]^n \right\} \\ &\quad - \left\{ 1 - \left[\int_{x_1}^{\infty} f(x) dx \right]^n \right\} \\ &= \left[\int_{x_1}^{\infty} f(x) dx \right]^n - \left[\int_{x_1 + \Delta x}^{\infty} f(x) dx \right]^n \end{aligned}$$

となる。

以上は各画素ごとに濃度値の大小比較をくり返して小さい方の値を記憶する方式について述べたが、SN比向上の効果に関する限り大小比較後大きい方の値を記憶する方式をとっても同じ効果を得ることができる。この場合 n フレーム期間中の最大値が x_1 と $x_1 + \Delta x$ の間の値になる確率 $F(x_1)$ は

$$\begin{aligned} F(x_1) &= \left[\int_0^{x_1 + \Delta x} f(x) dx \right]^n \\ &\quad - \left[\int_0^{x_1} f(x) dx \right]^n \end{aligned}$$

となる。

ここでX線信号の強度分布をガウス分布と仮定して上記 n の値によって分布がどのように変化するかをシュミレーションした結果をFig.6に示す。フレーム数=1の曲線が通常の録画方式による像のX線信号強度分布で、ここではガウス分布と仮定した。フレーム数=2の曲線は2フレーム期間にわたって大小比較操作を行ない大きい方の値を録画したときの分布を示しており以下1フレームずつ操作期間がのびて7フレーム期間までの分布が表示されている。これにより操作を行なうフレーム期間が増加するにつれて平均値が移動するとともに分布の幅が狭くなっていくことがわかる。

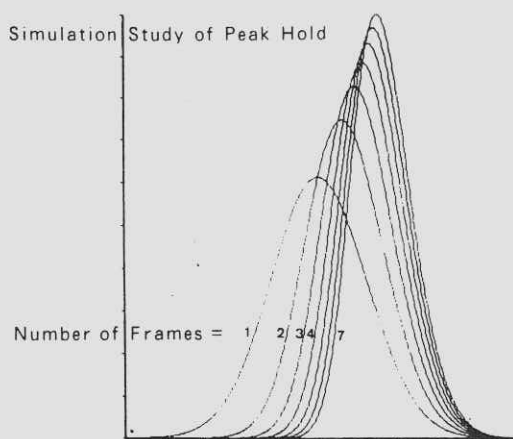


Fig. 6 Variation of X-ray signal intensity distribution

5. ピークホールド式サブトラクション法

前述のピークホールド式ビデオメモリの機構を2組用いて両メモリ間の引き算を行なうことによってデジタルサブトラクション装置を構成することができる。Fig.7はこの方式によるサブトラクション法のブロック図であり、Fig.8は動作原理説明図である。

Fig.7からわかるように2組のピークホールド式ビデオメモリのうちの1つは大小比較後大きい方の値を記憶するメモリ（最大値ホールドメモリ）であり、もう1つは小さい方の値を記憶するメモリ（最小値ホールドメモリ）である。以下Fig.8に従って動作説明を行なう。X線ばく射開始後造影剤を注入するとテレビカメラの出力としては“LIVE IMAGE”で示すように透視像の中に造影剤があらわれ、その後流れ去っていく像が得られる。この像がFig.7のブロック図の入力信号と

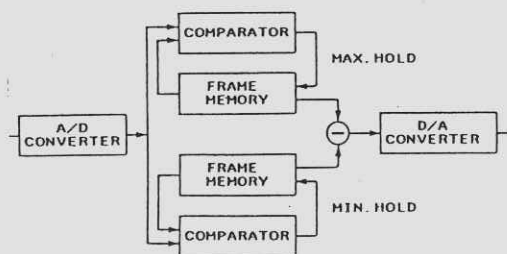


Fig. 7 The block diagram of peak-hold subtraction method

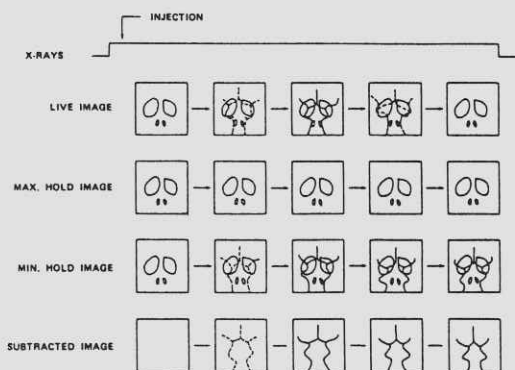


Fig. 8 The principle of peak-hold subtraction method

となり、デジタル化された後最小値ホールドメモリおよび最大値ホールドメモリに記録される。このとき最小値ホールドメモリは前述のピークホールド式ビデオメモリと全く同じ動作を行ないFig.8の“MIN. HOLD IMAGE”で示すように透視像の上に造影剤の軌跡を記録する。これに対して最大値ホールドメモリについては濃度値の大小比較後、より明るい値が記録されていくため造影剤の進入を一切受けつせず、Fig.8の“MAX・HOLD IMAGE”で示すように造影剤の流入、流出後も人体の透視像のみを記録し続ける。ここでFig.7のブロック図の出力信号と

しては最大値ホールドメモリおよび最小値ホールドメモリ間の引き算像となるので、Fig.8の“SUBTRACTED IMAGE”で示すように造影剤の軌跡のみの像が得られることになる。この像はモニタTV上にリアルタイムで表示されるので血管像が十分に描かれた後X線のばく射を停止して一連の撮影動作を終了するとモニタTV上には造影剤の軌跡像が表示されたままの状態が保たれる。

この方式は造影剤の軌跡を描くこと以外に前項で述べたようにSN比向上の効果もあるので通常のサブトラクション法にくらべて低線量で同程度の画質が得られることが期待される。このことを確認するために次の実験を行なった。すなわちFig.9に示すように頭部ファントムの上に内径2mmのビニルチューブをとりつけ、まずこの中を水で満たした状態にする。X線ばく射開始後マスク像をフレームメモリに記憶し、その後40倍に希釈された76%ウログラフィンチューブ内に十分に流しこんで水と置きかえた後の像を別のフレームメモリに記憶して両メモリの画像間の引き算を行なう通常方式のサブトラクションと、まずチューブを水で満たした後X線ばく射を開始して最大値ホールドメモリおよび最小値ホールドメモリを同時に動作開始させてから40倍希釈の造影剤をチューブ内に流しこんで両メモリ間の引き算を行なうピークホールド式サブトラクションの両方式による画像の比較を行なった。結果はFig.10に示す通りで(a)は通常方式のコンティニュアスモードによる像であるがX線条件は通常の1/10程度(70 kV, 10mA)である。この場合X線量の不足から非常に粗い像しか得られない。(b)は(a)

と同じX線条件によるピークホールドサブトラクション像であり、(c)は(a)と同じ方式でX線条件を70 kV, 100mAにして得られたものである。

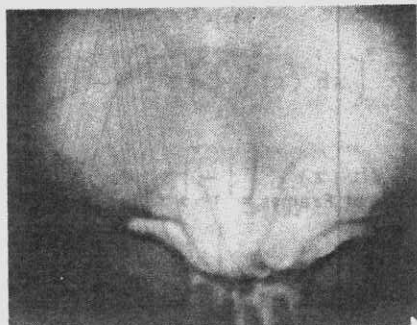
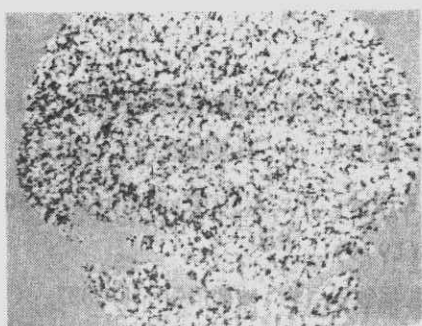


Fig. 9 The skull phantom

これによりピークホールド式サブトラクション法は通常方式にくらべて1/10程度の線量ではば同画質の像が得られることを確認した後、臨床的検討を行なった。Fig.11は70 kV・2mAのX線条件による頸部造影像で(a)、(b)はそれぞれ最大値ホールドメモリ像および最小値ホールドメモリ像であり(c)が両メモリの差の画像である。

またFig.12は50 kV, 10mAのX線条件による大腿部の動注像であり(a)~(c)は希釈度の異なる造影剤による像である。すなわち(a)は65%アンギオグラフィンを5倍希釈したものを10ml注入した例であり(b)、(c)はそれぞれ20倍および40倍希釈した造影剤を各10ml注入して得られた像である。通常方式のDSA(特にコンティニュアスモード)とくらべて約1/10のX線量で40倍希釈した造影剤を用いて診断可能な大腿部血管像が得られたことから、この方式を用いることにより低線量でDSAを実行できる可能性が臨床的にも示された。



(a)



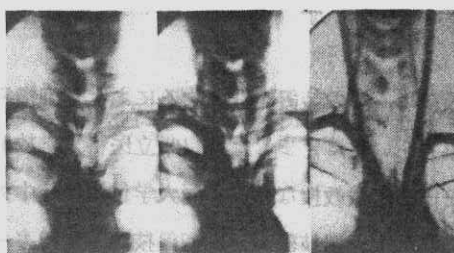
(b)



(c)

Fig. 10 The experimental results with the skull phantom:

- (a) conventional DSA (70 kV, 10 mA, continuous model)
- (b) peak-hold DSA
- (c) conventional DSA (70 kV, 100 mA, continuous model)



(a)

(b)

(c)

Fig. 11 The clinical results of CAG (70 kV, 2 mA)



(a)

(b)

(c)

Fig. 12 The clinical results of the femoral artery

結 論

ピークホールド式サブトラクション法の特長を要約すると次のようになる。

(1)造影剤の最高濃度値を集めて一枚の画像上に表示するので特に動注法による検査時には少量の造影剤で中心部から末梢部までの血管像を描くことができ、造影剤の使用量を減少させることができる。

(2)この方式のもつSN比向上の効果により通常方式のDSAにくらべて患者の被ばく線量の減少を期待できる。

謝

辞

最後に、この装置を開発するにあたり御指導、御協力をいただきました奈良県立医科大学放射線科打田日出夫教授ならびに同大学付属病院中央放射線部宇山茂樹技師長、越智保技師、才田寿一技師に深く感謝いたします。

文

献

- 1) 工藤弘明, 他: 映像情報 12 617 (1980)
- 2) 工藤弘明, 他: 映像情報 13 1027 (1981)
- 3) Kruger, R. A.: Radiology 130 49 (1979)
- 4) 松尾敏和, 他: 映像情報 15 337 (1983)

I 第80回研究会記事

第80回研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和59年10月20日(土) 10:00~17:00

場 所 午前:大阪大学産業科学研究所 セミナー室
午後:大阪大学歯学部

出席者 46名

プログラム

特別講演 10:00~11:00

✱ 加速器放射線の dosimetry

大阪大学産業科学研究所 山本幸佳先生

見 学 11:00~12:00

大阪大学産業科学研究所附属放射線実験所

研究発表

✱ 1) 診断画像作成条件でのX線スペクトル

— 70 kVp, アクリル被写体の場合の直接線

大阪府立工業高専 松本 政雄

京都工繊大 岡 弘之, 中森 伸行, 金森 仁志

✱ 2) 散乱線を含めたX線スペクトル測定法

大阪府立工業高専 松本 政雄

京都工繊大 中森 伸行, 金森 仁志

✱ 3) 放射線診断領域における距離の逆2乗則の検討

熊本大学医療技術短期大学部 吉田日出輝

岐阜大学 内田 勝

✱ 4) 散乱線含有率による粒状性の変化

熊本大学医療技術短期大学部 吉田日出輝

熊本市市民病院 川崎 雅明

岐阜大学 内田 勝

5) 胸部X線写真評価のエントロピー解析

熊本大学医療技術短期大学部 吉田日出輝

岐阜大学 内田 勝

6) 歯科領域におけるX線受光系の知覚系による画像評価

広島大学歯学部歯科放射線教室

小寺 吉衛, 池原菜穂子, 山根由美子

砂屋敷 忠, 小川 正晃, 藤田 實

谷本 啓二, 和田 卓郎

＊ 7) 高速画像処理システム—MFIP—の試作と応用

大阪大学工学部

杉本 敏司, 一岡 芳樹

＊ 8) ピークホールド型メモリーによるX線テレビジョン画像の画質改善

島津製作所

西岡 弘之, 中西 猛, 津田 元久

II 理事会議事録

昭和59年10月20日 12:40—13:20 大阪大学工学部

出席者 内田会長, 竹中, 長谷川, 三浦, 和田, 田中, 樋口, 金森

1. 開催地をつぎのように決定した。60年2月16日 岐阜大学, 60年6月 京都, 60年10月 盛岡, 61年2月(又は3月) 東京
2. 国会図書館からバックナンバー寄贈の申し込みがあったのを機会に, 放射線像の研究(図書)と放射線像研究(雑誌)の全巻を数組揃えるために, 不足分を, 会員から買戻すことにした。
3. RIIに代る英語略名を決めることにした。

III 前号の訂正

医用画像情報学会雑誌1巻1号, 会告4ページ, 上から5行, 細則 第2章 「役員および理事会」を「役員および委員会」に訂正します。これは, 放射線像研究14巻1号3ページ, 11行目で「規約改正案」として提案したとおりです。ミスプリントをおわびします。

— 新 入 会 員 —

☆ 賛 助 会 員

会 社 名	代 表 者	所 在 地	TEL
赤間レントゲン工業(株)	赤間 経生 〒880	宮崎市高千穂通2丁目2番27号	0985-23-3463 6466
シ ャ ー プ (株)	岩瀬 哲雄 〒632	天理市櫟本町 2613番地の1	07436-5-1321 (内2701)
セイコーイメージアンドジー	宮原 信一 〒532	大阪市淀川区中ノ島4の1-1 日清食品ビル9F	

☆ 正 会 員

会 員 名	勤務先および所在地	TEL
稲 本 一 夫	大阪大学医療技術短期大学部	
	〒560 豊中市待兼山町1-1	06-855-1281
小 野 芳 文	近畿大学医学部付属病院	
	〒589 大阪府南河内郡狭山町西山380	0723-66-0221
千 葉 成	岩手県立胆沢病院	
	〒023 水沢市西町1番5号	0197-24-4121
米 岡 敏 雄	星ヶ丘厚生年金病院	
	〒573 枚方市星ヶ丘4-8-1	0720-40-2641 (内290)
平 山 伸 一	兵庫医科大学病院中放部	
	〒663 西宮市武庫川町1-1	0798-45-6259
三 宅 洋 一	千葉大学工学部画像工学科	
	〒260 千葉市弥生町1-33	0472-51-1111
宮 坂 和 雄	(株)MTDC	
	〒160 東京都新宿区西新宿8-3-31	03-367-1451

— 会 員 移 動 —

会 員 名	種 別	変 更 項 目	変 更 内 容
ナガセメディカルサプライ(株)	賛 助	所 在 地	〒530 大阪市北区天神橋3-6-26 (電話番号は変わりません。)
富士写真フィルム(株)	賛 助	代 表 者	園 田 実
井 上 多 門	正 会 員	勤 務 先	筑波大学物理工学系 〒305 茨城県新治郡桜村天王台1-1-1

会 員 名	種別	変更項目	変 更 内 容
小 林 敏 雄	正 勤 務 先		諏訪赤十字病院 〒392 諏訪市湖岸通り 4-7-12
神 廉	正 勤 務 先		弘前大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科 〒036 弘前市本町 66-1
鈴 木 明 秀	正 勤 務 先		東芝横浜金属工場電子技術研究所光デバイス開発部 〒235 横浜市磯子区新杉田 8 番地
中 牟 田 孝 雄	正 勤 務 先		国立診療所南福岡病院 〒815 福岡市南区屋形原 4-39-1
中 村 滋 男	正 勤 務 先		(株)東芝CAT部 〒105 東京都港区芝浦 1-1-1 東芝ビル
穂 森 敏 晴	正 勤 務 先		鹿児島県衛生部保健予防課 〒892 鹿児島市山下町 14 番 50 号
新 谷 明 久	正 勤 務 先		宝塚市立病院 0797-87-1161 〒665 宝塚市小浜 4 丁目 5 の 1
樽 岡 照 知	正 勤 務 先		宝塚市立病院 0797-87-1161 〒665 宝塚市小浜 4 丁目 5 の 1

賛 助 会 員 名 簿

昭和59年11月20日現在の本学会賛助会員は下記の通りです。本学会、事業に対すると賛助に厚く感謝し、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(株)	東 芝 (株)
化成オプトニクス(株)	東芝メディカル(株)
キ ャ ノ ン (株)	東洋メディック(株)
小西六写真工業(株)	東和放射線防護設備(株)
(株)島津製作所	トムソンジャパン(株)
シーメンスメディカルシステム(株)	ナガセメディカルサプライ(株)
シ ャ ー プ (株)	(株) ナ ッ ク
セイコーイー吉安ドジー(株)	日 本 電 気 (株)
中 央 精 機 (株)	(株)日立メディコ
デュボンジャパンリミテッド	富士写真フィルム(株)

(計20社)

役 員

会 長 内田 勝（岐阜大）

顧 問 立入 弘，高橋信次

総務理事 金森仁志（京工繊大）

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（京工繊大），〔財務担当〕樋口清伯（京工繊大）

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），高野正雄（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

10月理事会で，RIIに代る英語略称を議題に出した時に，できればMIIにしたいとの意見が多かった。そこで1巻1号に出した英文誌名の最後の in Medicineをやめて Medical としてIIの前にもってくることにした。外人にも相談して，これでよいという事になったので，本号から変更することにした。最後の Sciencesは雑誌名として必要であるが，略称では省いてよい。MIIになってはっとしている。正式名称「医用画像情報学会」と記す必要のない時には，MIIの略称で親しんで頂きたい。（K）

編 集 委 員

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）

医用画像情報学会雑誌

1985年1月20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)

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 ☎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

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

島津製作所

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) 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

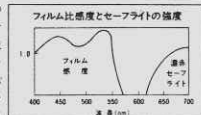
〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



デュボンには、
CRTの主治医がいます。

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、デュボンのメーカー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でも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を盛り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、より優れた画像を得られます。
MD : 自動露光機用現像液
XMF : 自動露光機用定着液
●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 放射線製品事業部
〈東日本〉 〒107 東京都港区赤坂1-11-11 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

お問い合わせ、資料請求は下記まで
Tel. (03)585-5360

デュボン ジャパン



取扱品：各種電子管

THOMSON-CSF

電子管事業部

- 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

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
TEL 03(815)7211(大代)

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

診断から治療まで
NECメディカル

取扱機器



CGR NEC varian

- 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)

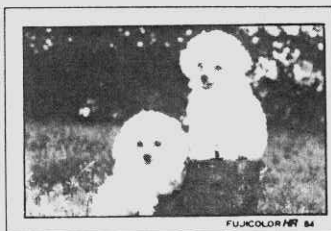
● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



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