

放射線像研究

VOL. 13. NO. 3. (通巻76号) 1983年11月

* 目 次 *

研究会記事・会告	103頁
巻頭言		
分化と統合	107頁
会 長	内田 勝	
特別講演会資料		
京都工芸繊維大学情報処理センターの画像処理システムについて	109頁
京都工織大	宮下豊勝	
論 文		
77-2	Fluctuation による被写体散乱線の評価について	115頁
	兵庫医大	伊藤 博
77-3	X線テレビジョン画像の画質改善について	119頁
	島津製作所	西岡弘之
77-5	Ge 検出器の応答の入射角度依存性	123頁
	大阪府立工専	松本政雄
	京都工織大	中森伸行, 金森仁志
77-6	KIP方式によるX線電子写真法とその臨床応用	126頁
	阪大微研病院・放	寺田 央, 山崎君江
	桂川電機KK研究部	植原四郎
77-7	コレクションマトリックス法による定量性保存SPECT	132頁
	東京工業大学	川上稔彦, 大山永昭
		本田捷夫, 辻内順平

第77回研究会記事

第77回RII研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和58年11月5日(土) 10:00~17:00

場 所 京都工芸繊維大学電子工学科 会議室

出席者 約40名

プログラム (*印:本誌に論文を掲載しています)

特別講演 13:30~15:00

* 京都工芸繊維大学情報処理センターの画像処理システムについて

京都工織大 宮下豊勝先生

研究発表

1) 雑音を発生する検出器の検出能について

国立循環器病センター 若松孝司

阪大医短大 山下一也

* 2) $1/f$ Fluctuation による被写体散乱線の評価について

兵庫医大 伊藤 博

* 3) X線テレビジョン画像の画質改善について

島津製作所 西岡弘之

4) モンテカルロ法による骨髓線量の計算

阪大歯・放 速水昭宗

* 5) Ge 検出器の応答の入射角度依存性

大阪府立工専 松本政雄

京都工織大 中森伸行, 金森仁志

* 6) KIP方式によるX線電子写真法とその臨床応用

阪大微研病院・放 寺田 央, 山崎君江

桂川電機KK研究部 植原四郎

* 7) コレクションマトリックス法による定量性保存SPECT

東京工業大学 川上稔彦, 大山永昭

本田捷夫, 辻内順平

会 告

第78回RII研究会の御案内

第78回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和59年2月25日(土)

場 所 名古屋大学医療技術短期大学部

〒461 名古屋市東区大幸南1-1-20

特別講演 Digital Radiography 用センサー

富士フィルム宮台研究所 宮原 諄二 氏

(当日会場で、参加費として500円(学生は無料)をいただきます。)

第79回研究会, 演題伺い

第79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59年6月30日(土)

場 所 東 京

演題〆切 昭和59年5月25日(金)

申込先 〒560 豊中市待兼山1-1 大阪大学医療技術短期大学部 山下 一也

TEL (06) 855-1281 なるべく、文書でお願いします。

— 新 入 会 員 —

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
矢 島 麗	260	東京歯科大学千葉病院 歯科放射線学教室 千葉市真砂1-22	0472-79-2222
田 原 誠 司	700	岡山大学医学部附属病院 放射線科 岡山市岡町7-3 三十日ビル(自宅)	0862-23-7151
豊 島 英 仁	010	秋田県立脳血管研究センター 秋田市千秋久保田町6の10	0188-33-0115
横 内 久 猛	185	(株)日立製作所 中央研究所 東京都国分寺市東恋ヶ窪1-280	0423-23-1111
二 木 清	617	三菱製紙(株)京都工場 長岡京市開田1-6-6	075-921-1181
井 口 恵 介	617	三菱製紙(株)京都工場感材研究所 長岡京市開田1-6-6	075-921-1181

— 所 属 変 更 —

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
佐々木 常 雄	4 6 1	名古屋大学医療技術短期大学部 名古屋市東区大幸南1-1-20	052-723-1111
嶋 孝 治	4 7 8	知多市市民病院放射線部 知多市にしの台3-9-9 職員住宅2号(自宅)	
杉 木 博	3 2 9-2 6	東芝那須工場応用技術部 栃木県大田市下石上1385-1	
岡 田 勝 行	2 6 0	千葉大学工学部画像工学科 千葉市弥生町1-33	0472-51-1111(内2874)
渡 辺 英 普	3 5 3	埼玉県志木市館2丁目6番3-502号(自宅)	

委 員 会 議 事 録

- 日 時 昭和58年11月5日(土) 12:30~13:15
- 場 所 京都工芸繊維大学
- 出席者 内田 勝, 木下幸次郎, 佐柳和男, 速水昭宗, 山下一也, 金森仁志
- 議 事 ①昭和59年3月に本会創立20周年を迎える。ここで、一度、学会昇格問題を会員全員で考えてもらうために、内田会長の提言を巻頭言として、本号に掲載することにした。
- ②今後の研究会の参加費を500円(学生は無料)とすることにした。



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

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)

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

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)



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 東京都千代田区麴町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

分 化 と 統 合

会長 内 田 勝

本研究会は来年3月で創立満20年を迎えようとしている。早いものだとつくづく思う。しかしよくふた昔も続いたものである。途中で何度も演題切れのたびに、もうこの研究会の使命は終わったのではないか、解消して新しく出発しなおすべきではないかと自問自答し提案もしたものである。最近に至っては、他の同種の研究団体から合同新発足の誘いかけもあったが、これも辞退して相変わらずのRIIはgoing my wayである。

何がこの500名足らずの研究団体をこのように維持させているのか、考えることしきりの昨今である。会の維持については、歴代の役員諸氏の努力もさることながら、賛助会員の奉仕的援助によるところが大である。この場をかりて厚くお礼を申し上げますと共に今後も変わらない賛助をお願いする次第である。

他方、本質的な研究の維持については、会発足当初から幾多の変遷を経て現在に至っているものである。X線管焦点のフーリエ解析が会誕生の発端となったことはそれこそふた昔前のことであるが、この領域は増感紙・フィルムなどの光学からの延長として発展してきた分野と共に一度に開花したのである。

このように華やかな時代は精々10年ほどであったろうか、その後は放射線関係の演題は激減し毎回の発表演題にこと欠く有様、その後の役員諸氏の努力は見るも気の毒であったと記憶している。したがってその後の演題も、本来の目的である放射線を手段とする像情報からはなれて、周辺の機器とか像が多くならざるを得ない状態となってきている。それも役員が毎回かけずりまわって寄せ集め、会の面目を保ってきた有様である。

このような現状をふまえると、それなら前にも再々考えたようにこの研究会は解散した方がいいのではないかという思案が出てくる。しかしながら、それはとんでもない考え違いであることに今更のように気が付くのである。

そもそも、RII研究会は当初、放射線による像を情報理論によって解析することを目的として発足した。したがって、画像だけでなく、線量像についての情報理論による解析もその主な領域として存在していたのである。ところが、科学は限りなく分化と統合をくりかえして発展するという例にもれず、測定関係はその影をひそめ、画像の解析がだんだん主となってきた。また、その画像も現在ではNMRに代表されるように、放射線を手段とするという制限を解放しつつある。すなわち、像は画像に分化し手段を統合して、画像は1人歩きしだしたのである。そして画像を哲学として共有する各分野がその発表の場を求めている現状である。

以上をまとめるとつぎの2点になると考えられる。

その第1は、医療総合画像診断の言葉にみられるように、現在の画像は多様化してきているということである。放射線だけが孤壘を守るときではない。正に総合画像情報としてとらえる時代である。研究団体として医療画像を旗印にかかげるならば、その中に放射線分科会、断層分科会、超音波分科会、……等の分科会がそれぞれの専門領域として権威をもつべきであろう。すなわちその研究団体は、画像を専門として共通する、手段の異なる分科会から構成されることが望ましい。

その第2は、医療画像情報に関する論文の審査をどこの学会が主としてとり上げ権威をもって行ってくれるかである。筆者をふくむまわりの人々は自己の論文の権威のために学会誌を選ぶが、権威ある学会で主としてとりあげ審査してくれるところはない。精々“その他”の項で扱われるくらいである。したがってそのレフリーも専門の権威者であるとは限らない。外国誌についても同じである。それはレフリーからのレスポンスをみて“おぬしできるのう”とは考えられないからである。ここまで考えれば“それならR I I研究会が一肌ぬいで男になろうじゃないか”というところであろう。そのためにはこのままでは無理である。やはり学会形式をとり権威あるレフリー制をしいて、小粒でもピリッとからい存在となる必要がある。

まだ外にもいろいろ気付くことがあるが、この2点だけでもこの際R I Iが脱皮して新しく生まれ変わることが、R I I研究会をこれまで続けてきたことに対するわれわれの一つの責であると痛感するものである。

勿論、学会に対する欠点もある。会費が高くなる。いままでのフリーターキングのようなリラックスした雰囲気失われる、会誌に気楽に掲載されなくなる等々。またこの逆が研究会の利点でもあるのだが、どちらをとるか、創立満20年のこのときに真剣に考えていただきたいし、考えたいものである。

いま筆者の机の上に日本学術会議からとり寄せた学協会登録申請書が置いてある。資格はすべてととのっている。署名捺印するかどうか、これは会員諸氏にきめていただくことである。

京都工芸繊維大学情報処理センターの画像処理システムについて

京都工芸繊維大学工学部電気工学教室 宮下 豊勝

本学の情報処理センターは、これまでの電子計算機室を改組昇格し、1982年1月より稼動した新しい施設である。学術研究専用ではなく、情報処理教育、図書館業務、学生事務処理にも用いられているが、特に色彩画像処理システムに大きな特長を持たせた情報処理センターである。各種の高精度の画像入出力装置が揃っており、また中心的存在であるカラー・ディスプレイに種々のインテリジェントな機能が備わっているということだけでなく、これらの画像入出力装置と大容量の複雑な画像処理をさせる大型計算機とが有機的に連

携していることは、画像処理を行っている研究者の注目の的となっている。それだけ逆に、本学の研究者がこのシステムを有効に利用して研究を盛んに行わなければ、猫に小判のそしりをまぬがれないが、学内の種々の研究分野の研究者が使い易いように、センターとしても特に努力を払っている。開所よりまだ2年たらずであるため、成果がどんどん出ているというわけには当然いかないが、着実に利用者の使用内容の質が向上してきており、これからの研究成果に期待できると考えている。

図1に情報処理センターの画像室にある6つの

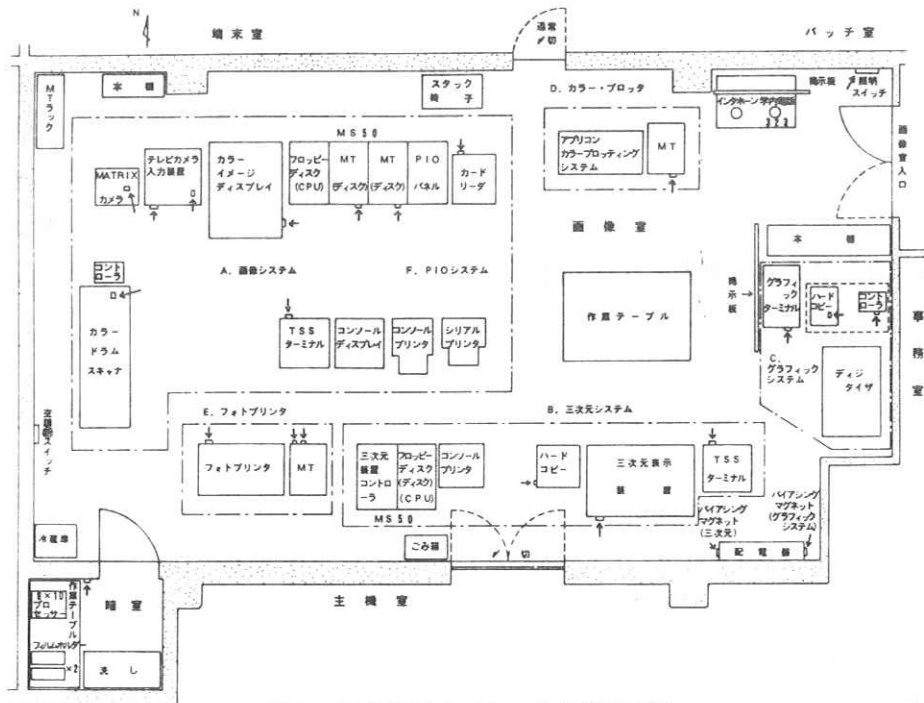


図1 画像室のサブシステム機器配置

サブシステムの機械配置を示し、表1にサブシステムの名称、ソフトウェア・ライブラリおよびホストコンピュータとの関係を示す。カラー・プロッタおよびフォトプリンタは、オフライン機器であるため、おのおの独立したサブシステムとしているが、画像システムと共に用いられ画像処理システムを構成するものである。表には未だ記入していないが、1984年より、電子総合技術研究所が中心となって開発した画像処理ソフトウェアパッケージ：SPIDERが、画像システムのソフトウェアに加えらるる予定である。

表1 画像室内サブシステム一覧表

分類記号	サブシステム名 (画像・図形入出力機器名)	ソフトウェア・ライブラリ名 と 使用 言語	ジョブ クラス	コンピュータ との 関係
A	画像システム Color Image Display 装置 Color Drum Scanner 装置 テレビカメラ画像入力装置 (浜松テレビ: Model C 1000-01+a) Color Image Camera (MATRIX: Model 2000) VTR出力 (NTSC方式)	RSIPS-MS (NCOS 1)		a. MS50のみ による制御と 処理 (Stand-alone)
		RSIPS-6/DT (ACOS-6)		
		FORTTRAN2 (NCOS 1)	P	b. ACOS-MS連携 制御と処理 (CRJE処理)
		FORTTRAN (ACOS-6)		
B	三次元システム [Vector General: Model 3404]	GDSP-6/S11 FORTTRAN	G	MS50経由による ACOS直結 (CRJE処理)
C	グラフィックシステム [Tektronix: Model 4014]	GDSP-6/PLOT GDSP-6/3D GDSP-6/DMG FORTTRAN	TSS A, B, C, D	ACOS直結 (TSS 処理) (CRJE処理)
D	カラープロッタ [Applicon: Color Plotting System]	a. UNIRAS [RASPAC, GIMAGE GEOPAK, BIZPAK SEISPAK FORTTRAN]	A, B, C, D	オフライン (MT使用)
		b. DAPPL, APPMT(S _M)		
E	フォトプリンタ [阿部設計: Model 3302A]	a. RSIPS-MS (NCOS 1) (これは画像システムの利用となる)		オフライン (MT使用)
		b. RSIPS-6/DT (ACOS-6) (これも画像システムの利用となる)		
		c. RSIPS-6/DT (ACOS-6)	P	M
F	PIOシステム [アナログ入出力]	FORTTRAN2 (NCOS 1)		MS50のみによる 制御と処理 (Stand-alone)

この画像処理システムの特長を説明す

るために、まず一般的に画像処理システムに要求される項目を列挙し、それらの項目がどのように本学のシステムで満足されているかを、各画像入出力装置の性能の簡単な説明に続けて、システムのハードウェアとソフトウェアの全体的結びつきについて述べることにより示す。

1. 画像処理システムに要求される項目

一般研究用画像処理システムに要求される項目を列挙すると、次のようであろう。

- (1) 種々のメディア上の画像（印刷物、フィルム、または、磁気テープ、固定ディスク、フロッピー・ディスク上に格納された画像データ）を容易にユーザプログラムまたはコマンド入力により計算機に読み込めること。
- (2) それらの画像データの複雑な処理が高速に大型計算機でできること。

- (3) 各種の画像処理サブルーチン群が用意されており、容易に利用できること。
- (4) 画像処理支援システムがあること。
- (5) 原画像、処理中また処理後の画像を容易に画像ディスプレイに表示して見ることができること。その際、表示だけでなく簡単な処理は画像ディスプレイ・ターミナルで実時間でかつ対話的に行え、さらにその結果に対して上記の画像処理が続行できること。
- (6) 画像の入出力装置群をコントロールするのにミニコンピュータを用いるのが普通であるが、一般ユーザはホストコンピュータのプログラムを走らせるだけでよく、このミニコンピュータの操作をする必要のないこと。
- (7) 画像ディスプレイに表示している画像、さらには磁気テープやディスクファイル上にあるが画像ディスプレイに表示できない程の大きな画

像をも、そのハードコピーが目的に応じた精度で得られること。

2. 画像入出力装置

このシステムに含まれている各種の画像入出力装置を列挙し、その性能について簡単に述べる。

(1) カラー・イメージディスプレイ装置

画像入出力装置の中心となる機器で、単なるカラー・ディスプレイではなく、種々のインテリジェント機能を備えた色彩画像処理装置と言うべきものである。まず、画像メモリとしては、32ビット×512×512画素分のメモリが2組存在する。通常この32ビットを8ビットずつの4バンドに分割し、その内の任意の3バンドを用いて各画素に各色256段階の階調を持たせたRGBカラー表示を行ったり、任意の1バンドを用いて

256段階のモノクロ画像データの白黒表示または擬似カラー表示を行う。他の代表的なメモリ構成は、この2×4バンドのメモリをいろいろと組合わせた形である。すなわち、512×1024（または、1024×512）画素の4バンド構成、2組の1024×1024画素の1バンド構成、2048×1024（または、1024×2048）画素の1バンド構成がある。これらはすべて1画素の構成ビット数を8としているが、一般には、1～32ビットまで任意に設定することができる。画素値の入出力は縦方向でも横方向でも高速で行えるので、画像表示から離れて、2次元メモリとしての利用も可能である。例えば、2次元FFTをこの画像メモリを用いて行えば、行と列の転置をしなくてできるのである。1画素8ビット構成の標準的な使用の場合、画像メモ

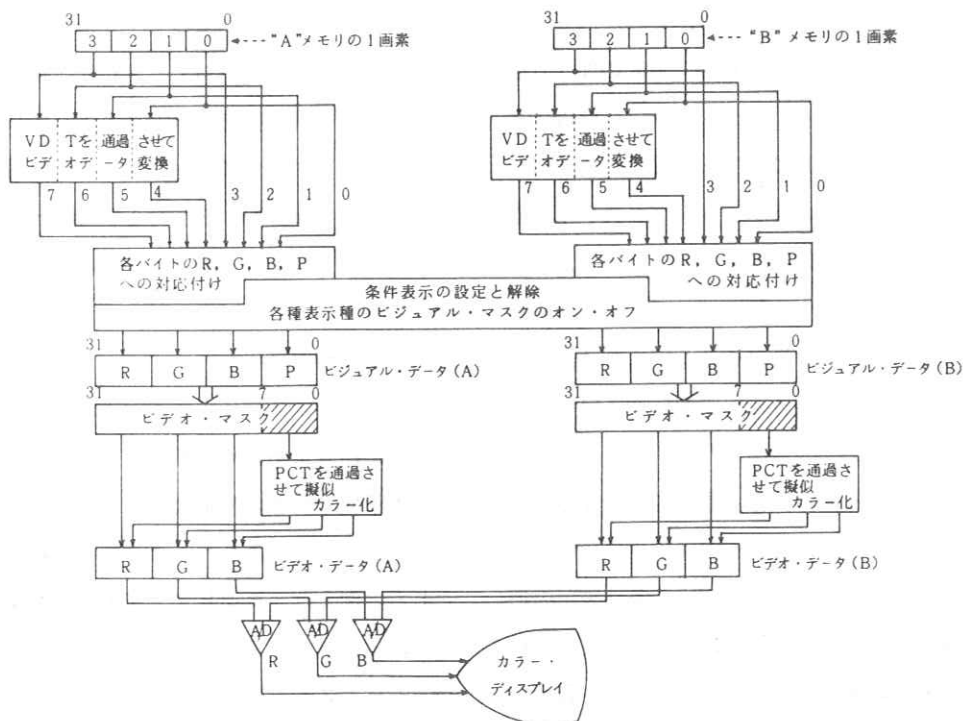


図2 画像メモリからカラー・イメージディスプレイまでの画像データの流れ

りからディスプレイまでの画像データの流れは図2に示すようである。

画像メモリの値をそのまま表示することができるだけでなく、ビデオ変換テーブルを経由させることにより、ノイズカット、クリッピング、ガンマ補正などの処理をすることができる。また、1バンドデータを、白黒表示のみならず、シュードカラー変換テーブルを経由させることにより擬似カラー表示やクラスカラー表示することもできる。これらの変換テーブルの作成は、プログラムで行うこともできれば、ジョイスティックを用いて画像表示を見ながら対話的に行うこともできる。テレビジョンライト機構により、後述するようにテレビカメラから高速に画像を画像メモリに読み込むことができると共に、上記のビデオ変換テーブルを経由して変換された画像データの値を元の画像メモリに書き込むこともでき、したがって、そのように変換された画像に対して画像処理なりを行うことが可能である。リサンプリング機構により、画像データに対してアフィン変換を高速で行うことができる。ヒストグラム/プロファイル機構は、指定した矩形領域のヒストグラム、または指定した直線上のデータ値のプロファイルを高速で測定し専用のメモリに書き込んでくれる。この値をプログラムに読み込んで画像処理に用いたり、データのチェック等の目的でリアルタイムでカラー・ディスプレイに原画像と重ねて表示することもできる。種々の論理演算を画素単位に行い、その結果に従って表示条件を設定する条件表示の機能をも備えている。この機能により、2枚の画像データの混合表示や、上記のクラスカラー表示が可能である。以上はすべてカラー・イメージディ

スプレイ装置内で行われる機能である。その他にジョイスティックおよびキーボードがあり、トリミングマークやカーソルマークを制御したり、英数字や記号を入力することにより、ミニコンピュータと、さらにホスト（大型）コンピュータとも対話することが可能である。

(2) テレビカメラ装置

一般の文書、図面、印刷画像およびフィルム上の画像を、最大 512×512 画素数の分解能で、1バンド当たり1/30秒の速さでイメージディスプレイのメモリに、8ビット精度で入力する装置である。R、G、BおよびN（ノーマル）のフィルタを自動的にプログラムまたはコマンド入力により制御して、フルカラー画像または白黒画像を高速で入力することのできる便利な装置である。

(3) 高精度カラー・ハードコピー装置

イメージディスプレイのビデオ信号を直接受けて静電偏向形フラットフェースCRTに高階調度で表示し、それを撮影する方式をとっている。イメージディスプレイに表示されている画像そのままのハードコピーを、 $8" \times 10"$ ポラロイドフィルムまたは一般の 35mm フィルムに取ることのできる装置である。

(4) VTR用信号出力

イメージディスプレイに表示されている画像をVTRに録画するためのNTSC信号出力である。電子編集機能付きのVTRとコマ取りコントローラを用いることにより、1コマ単位の録画が可能である。例えば、コンピュータ・グラフィックス作品の製作ができる。

(5) ドラムスキャナ

ドラム上に張り付けた資料の反射像または透過

像を、三原色同時測光し最高 $25\ \mu\text{m}$ 間隔でサンプリングし、RGB3原色データをおのおの256段階に量子化し、画像システムを制御しているミニコンピュータのメモリ、磁気テープ、固定ディスク、フロッピーディスクに、またイメージディスプレイのイメージメモリに、さらに直接ホストコンピュータのディスクファイルへも入力することのできる装置である。

反射像と透過像に対し別々のドラムを用い、資料の最大のサイズは、前者の場合 $60\text{ cm} \times 60\text{ cm}$ 後者の場合 $25\text{ cm} \times 25\text{ cm}$ であり、得られる画像データの最大の大きさは、前者の場合 12000×12000 、後者の場合 10000×10000 (画素)である。画像の大きさが、テレビカメラ装置と同様に、 512×512 画素で十分なら、2分半で入力できる重宝な装置である。

(6) フォトプリンタ

この画像処理システムで採用しているフォーマットで磁気テープ上に作成された色彩画像データを、オフラインで高精度で写真フィルムや印画紙に記録する装置である。スポットサイズは最小で $25\ \mu\text{m}$ 角、プリントピッチも最小で $25\ \mu\text{m}$ である。最大 $279 \times 354\text{ mm}$ の大きさの画像のハードコピーを作ることができる。この装置で得られる画像の精度、画質および色再現性は、他の画像出力装置に比べはるかに優れている。

(7) カラープロッタ

マゼンタ、イエロー、シアンの3原色のインクを 1 mm 当り5点の密度で、ドラムに巻いた紙または表面処理した透明フィルムに吹き付けて、色彩図形または色彩画像を作成する装置である。描画できる大きさは最大 $55 \times 88\text{ cm}$ にも及ぶ。この

画像・図形データを作成するための豊富な機能を持ったソフトウェア・ライブラリをホストコンピュータに備えており、これを用いて、簡単な色付き線図形や自然色画像から、陰線処理のみならず陰面処理また色彩内挿処理を含んだ、複雑な色彩三次元面図形、色彩透視図まで多種多様な色彩画像を作ることができる。

(8) 磁気テープ装置

これは一般目的用のものであるが、この画像処理システムで採用しているフォーマットを用いて磁気テープ上の画像データの入出力が行えるだけでなく、情報処理学会の標準画像データ(SIDBA)フォーマットによる磁気テープ上の画像データの入出力も行うことができる。

3. 画像処理ソフトウェア

(1) RSIPS-MS

主として、ミニコンピュータ(MS)による画像入出力装置の制御およびイメージディスプレイ装置の各種のインテリジェント機能の実行のためのコマンド群とそれに対応するサブルーチン群よりなる。コマンド入力で用いるが、サブルーチン群を用いて使ったユーザプログラムを走らせることもできる。これはRSIPS-MSのスタンド・アロンの使用である。利用の主たる形態は、次に述べるホストコンピュータ(ACOS)上でのプログラムにより、このコマンドをホストコンピュータ側から送ることである。この形態では、ミニコンピュータの操作についてユーザは全く知らずに、ホストコンピュータで作ったプログラムを実行することにより、直接画像入出力装置群をコントロールすることができる。その中に、イメージ

ディスプレイのインテリジェント機能の制御も当然含まれる。

(2) RSIPS-6/DT

ホストコンピュータのプログラムライブラリである。ディスクファイル上の画像定義，異なるフォーマットまたは媒体上の画像データ間の変換，ラジオメトリックおよび幾何学的補正，リサンプリング，画像データに対する基本的演算，変換，統計量の計算，画像データ管理，利用者独自の画像処理プログラムとの間の画像データの受け渡し，および，上記のRSIPS-MSとの連携制御サブルーチン群から成り立っている。この連携の仕方は図3に示すようである。

(3) SPIDER

電子総合技術研究所が中心となって作り上げた，良く知られている画像処理サブルーチンパッケージである。RSIPS-6/DTと組合わせて用いることにより，かなりのレベルの画像処理が可能になると考えている。

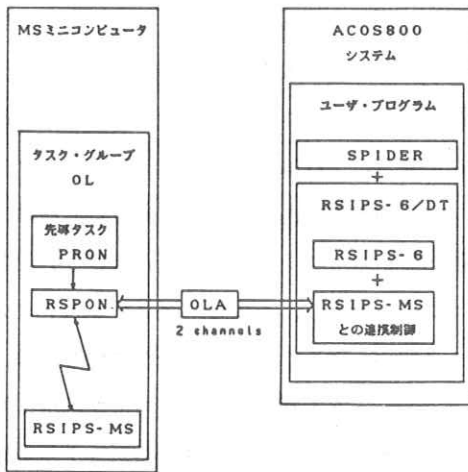


図3 画像処理におけるACOSとMSの連携

4. 使用形態

ミニコンピュータ (MS) のみでのRSIPS-MS使用，またはホストコンピュータ (ACOS) のみでのRSIPS-6使用による画像処理も勿論行われるが，通常は上記のACOS-MS連携で使用される。特に特徴的な使い方として，この連携使用 (RSIPS-6/DT) の途中で，RSIPS-MSスタンドアロン使用を組み込むことができる。

例えば，次のような内容のプログラムをホストコンピュータのTSSターミナルより走らせる。

- ①ドラムスキャナなどからの画像入力。
- ②そのイメージディスプレイへの表示。そのインテリジェント機能による簡単な前処理。ハードコピーを取る。磁気テープへ原画像データの格納。(このような部分は，スタンドアロン形態にして行くと非常にフレキシブルに行うことができる。)
- ③RSIPS-6とSPIDERを用いたACOS上での画像処理演算。
- ④その結果のイメージディスプレイへの表示。必要なら，RSIPS-MSを用いて，対話的に簡単な処理を行う。ハードコピーを取る。
- ⑤さらに，ACOS上で画像処理を行う。
- ⑥その結果のイメージディスプレイへの表示。そのインテリジェント機能を用いた後処理。ハードコピーを取る。画像室の磁気テープ装置を用いて，処理結果を磁気テープに格納する。
- ⑦磁気テープ上に格納した画像データの高精度ハードコピーの作成。(これはオフラインで行う)

5. おわりに

このシステムを有効に用いて，本学の画像処理研究がより発展することを期待している。

1/f Fluctuation による被写体散乱線の評価について

兵庫医科大学病院 伊藤 博

1. はじめに

一般にX線写真を観察するとき、その画像から受ける印象の良さは概ね物理的評価と一致するが、同一撮影系にあって、被写体の厚みの変化により、それ等が一致しないことがある。例えば、被写体が一定の厚みまでは物理的評価と印象の良さが一致するが、その限界を越えると評価が逆転することがある。

この原因にはいろいろ考えられるが、原因の一つとして、フィルムの散乱線記録特性が問題になると考えた。即ち、被写体から発生した散乱線のフィルム上に記録された状態が視覚系を通して人間の感性に影響を及ぼしているものと考えられる。最近の画像評価では精神物理的手法も用いられているが、人間の感性（感情への生理的な「なじみ」のよさを意味する）の評価にまでいたらず、感覚器のある条件下でのしきい値を決めているにすぎない。

2. 感性の評価法

通常、精神物理的手法は人間の感覚にたいする刺激の反応過程を物理的刺激と対応させしきい値を決定するが、本報告では物理的刺激として絵画観賞時の反応を用いる。即ち、一般的通念として絵画に与えられている評価が人間の感性にあたる印象として「良好」であるという仮定にもとづいている。

絵画が人間の感性にあたる効果はその絵画のもつスペクトルの Fluctuation によると言う発想から武者等¹⁾はいろいろの絵画のパワースペクトルを調べ、そのパワースペクトル $P(f)$ と空間周波数 f の間に

$$P(f) \propto k \cdot (1/f)^r \dots\dots\dots(1)$$

なる関係があり、係数 r について $1 \leq r \leq 2$ であることを報告している。つまり、人間の感性に「なじみ」のよい $P(f)$ は $1/f \sim 1/f^2$ に比例していることを示唆した。このほか、音楽やペインクリニックの電氣的除痛法等における聴覚や痛覚生理等にたいして「なじみ」のよいスペクトルの「ゆらぎ」が $1/f$ に比例している報告^{2),3)}もある。これ等の事実は関係式(1)を導き出すことにより、人間の感性を評価する事の可能性を示めている。

3. 評価法の根拠

自己相関関数 $C(\tau)$ とパワースペクトル関数 $P(f)$ の間には、

$$C(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P(f) \exp(2\pi i f \tau) df \dots\dots\dots(2)$$

$$P(f) = \int_{-\infty}^{\infty} C(\tau) \exp(-2\pi i f \tau) d\tau \dots\dots\dots(3)$$

なる関係のあることは周知の通りである。

(f : 空間周波数, τ : 相関距離), これらの関係式において, 相関距離が $0 \sim \tau$ の間にだけ自己相関が存在するとき, $f < 1/\tau$ では白色雑音となり, $f > 1/\tau$ では $P(f)$ は周波数の増加につれて単調に減少する。また, 相関の強い信号ではスペクトルは急峻に減少し, 相関の弱いものほどスペクトルが高周波まで続くことになる。これ等の記述を人間の生理反応との関わりのある様々の現象と対応させ数量的に表現することが可能である。即ち, 絵画, 音楽, 脳波等における定常不規則信号のスペクトルの「ゆらぎ」が $1/f$ 型であり, これが人間の感性に好ましい印象をあたえることから評価が可能となる。しかし, 雑音としての被写体散乱線では式(1)において $r \geq 1$ が望ましい条件となる。この意味は被写体散乱線のスペクトルは速やかに白色雑音レベルまで減衰することが望ましいということであり, 有意のスペクトルが存在する場合でも生理的に「なじみ」のよい $1/f$ 型を限度として $r \geq 1$ まで許容できるとする。以下にその適用例をしめす。

4. 絵画とX線写真のスペクトル

武者¹⁾による絵画のスペクトル解析では式(1)において $1 \leq r \leq 2$ であるが, X線写真と絵画の傾向の違いを知るため, レオナルド・ダ・ビンチの「モナ・リザ」と胸部X線写真のスペクトルを見た。図-1にその結果を示した。

このスペクトル図中の回帰直線は式(1)を表わしている。従って, その勾配は r 値を表わす。それぞれの r 値をもとめると,

MONA LISA : $r = 1.93$

CHEST : $r = 1.37$

となり, 武者¹⁾の結果の範囲に入っている。

5. 被写体散乱線のスペクトル

フィルム上の画像信号のスペクトルはノイズとしての散乱線スペクトルを含んだものである。したがって, 画像の印象の良否をきめるのは撮影系が一定であれば散乱線スペクトルが大きな役割を演ずるものと考えられる。それ故, 本報告では管電圧, 被写体厚 (MIX-DP) の変化によるスペクトルの「ゆらぎ」をみた。図-2, 図-3に

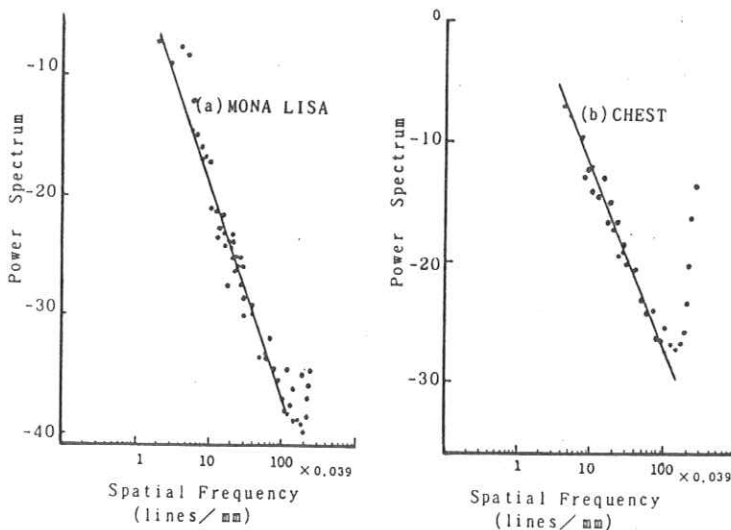


図-1. 絵画とX線写真のパワースペクトル

その結果を示す。また、それから得られる r 値を表-1 に示した。

(管電圧: 75 kV)	
MIX-DP 厚	r 値
10 cm	0.88
15 cm	0.71

(管電圧: 125 kV)	
MIX-DP 厚	r 値
10 cm	0.49
15 cm	0.32

表-1. 管電圧, ファントム厚の変化による r 値

6. 考 察

本報告の結果はすべて表-1 に集約されている。被写体散乱線の人間の感性に与える効果の度合いは前述のように r 値の大きさに依存する。従って、表-1 から明らかな様に、日常の経験則が成立していることが解る。即ち、散乱線の多寡は管電圧と被写体厚によっていることが明らかであり、同時に 75 kV における「ゆらぎ」は 125 kV のものにくらべて r 値が 2 倍になっている。また、同一周波数において散乱線スペクトルの強度に差があっても無関係に人間の感性への「なじみ」がよく「ざらつき」を感じない。

本報告はあくまで「評価の可能性」を見たものであるが、その限りにおいては可能性は十分確かめられた。しかし、次の問題点について検討を行う必要がある。

1. Aperture size の依存性があるか?

本報告では $50 \times 50 \mu$ を用いたが、これを視覚系の限界解像力が $5 \sim 8$ lines/mm とされていることから決めている。

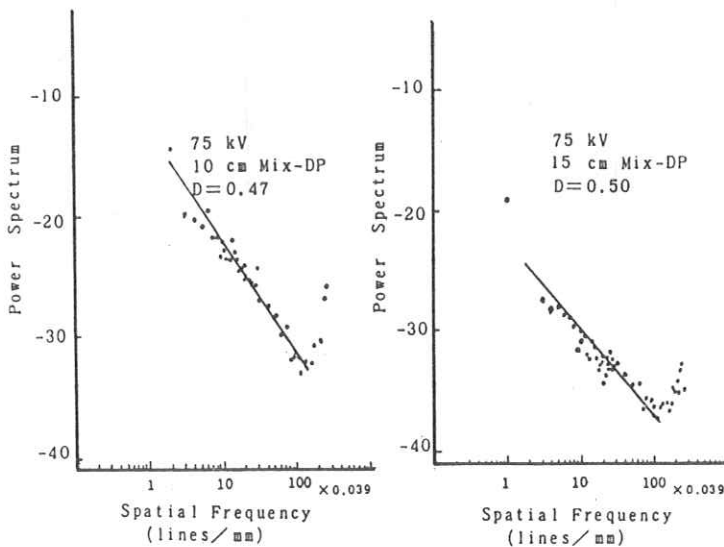


図-2. 管電圧 75 kV で撮影したファントム像のパワースペクトル

2. フィルムの濃度依存性はないか?

今回の実験では、平均濃度を0.5前後としたが、これは散乱線が出やすい低濃度部を評価するためであるが、その他の濃度では不明である。

3. 濃度レベルの bit 数が評価に影響しないか? 回帰直線を得る場合、問題となる低周波側での data point が少いため、その相関係数が0.6以下となることがある。絵画、X線写真では0.9以上である。

4. RMS, ROC曲線等の評価法との関係はどうかを検討する必要がある。

この他、不規則図形の解析に用いられているフラクタルの次元と本法の r 値との間に一定の相関があるとされており、解析法としていずれが有利かを見る必要がある。

7. 謝 辞

本実験を行うにあたって、資料の作製、プログラムの修正等で協力いただいた、当学 中央放射線部の下浦義広技師、安政勝巳技師、田中淳司技師の諸氏に誌上を借りて深謝いたします。

なお、本報告は第77回 RII 研究会で「最終画像の視覚系での評価の試み」として発表したものである。

参 考 文 献

1. 武者利光: $1/f$ ゆらぎ ブルーバック
2. 武者利光: $1/f$ ゆらぎ 応用物理 46 (1977)
3. R. F. Voss: Proc. Symp. on $1/f$ Fluctuations 1977
4. 小杉幸夫: 電気通信学会資料 MBE 78

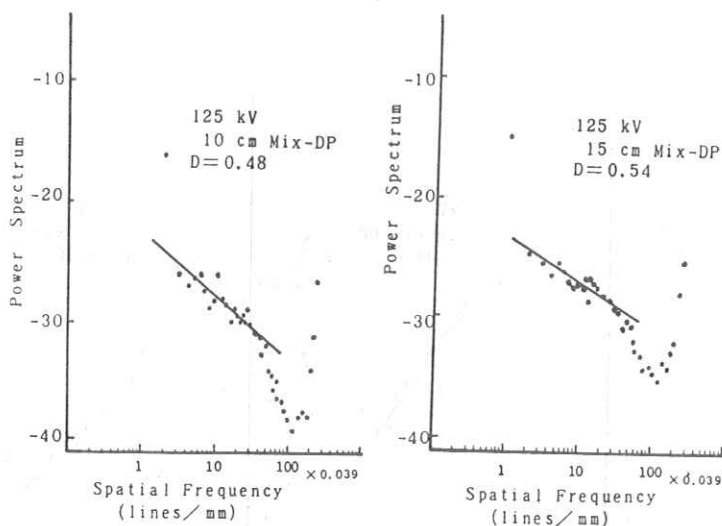


図-3. 管電圧125kVで撮影したファットーム像のパワースペクトル

X線テレビジョン像録画装置の画質改善について

株式会社島津製作所医用技術部 西岡弘之

X線テレビジョン（以下TVと略す）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、その軌跡を一枚の画像に録画して観察できるビデオメモリ装置を開発し臨床に応用したところ、特に超選択的血管造影のカテーテル操作に有用性が確認され、さらに信号対雑音比（以下SN比と略す）の向上による画質改善の効果も認められた。

1. はじめに

血管造影検査は各種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っているのが現状である。

今回、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、その軌跡を一枚の画像上に録画し観察できるビデオメモリ装置を試作した。この装置は臨床的に意義のある利用法が考えられるとともに画質改善効果も確認された。そこで本装置の概要および臨床応用への可能性について報告する。

2. 装置の概要

この装置はイメージインテンシファイア（以下IIと呼ぶ）を使用したX線TVシステムに組み込まれ、リアルタイムで画像処理を行うものでありTVカメラからのビデオ信号を入力としモニターTV上に録画像を出力する。

ハードウェアの仕様は以下の通りである。

入力映像信号 : 1 V_{p-p} 複合映像信号

走査線 : 525本, 60Hz

AD変換精度 : 6 bit

画像処理速度 : 30フレーム/秒

メモリ容量 : 512×512×6 bit

DA変換精度 : 6 bit

出力映像信号 : 1 V_{p-p} 複合映像信号

3. 動作原理

図1は本装置をX線TV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。

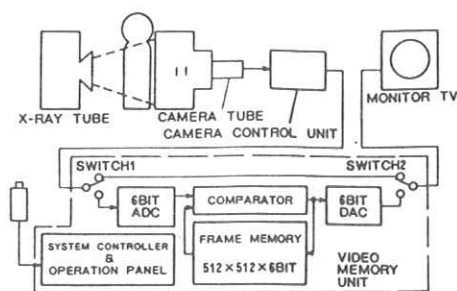


図1. システムブロック図

透視中の血管内に造影剤を注入し録画しようとする場合、被写体を透過したX線はIIにより光学像に変換されかつ輝度が増強される。光学像はTVカメラにより再度電気信号に変換された後、ビデオ信号として本装置に入力される。スイッチ1およびスイッチ2は図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6ビットのすべてが1になるようにイニシャライズされる。次に録画を行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を図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AD変換された後、各画素ごとにフレームメモ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り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各画素の造影剤濃度が最も濃いときの状態が軌跡として記録されていく。すなわち図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 ……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ったのでは、ある瞬間の造影剤の濃

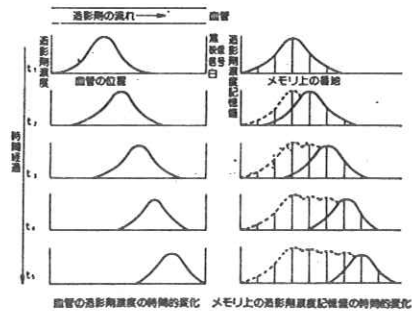


図2. 血管造影に使用した場合の原理図

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収納され、同時にこの値はDA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。

4. SN比向上による画質改善効果

上述の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だけでSN比向上の効果があらわれることについて考察する。今ノイズの強度分布関数を $f(x)$ とすると、ある画素について n フレーム期間中の入力値のすべてが 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

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

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

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

となる。

ここでノイズの強度分布をガウス分布と仮定し上記 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図3に示す。

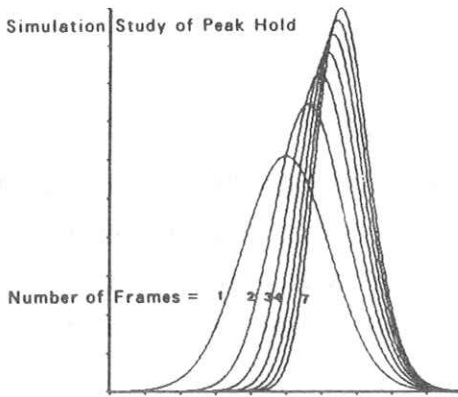


図3. ノイズの強度分布の変化

フレーム数 = 1 の曲線が通常の録画方式による像のノイズの分布で、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っ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。

写真1は本方式による具体的なノイズ低減例であり、被写体としては階段状のAl板(最も薄い部分が0.1mm、最も厚い部分が1.6mm)に直径の異

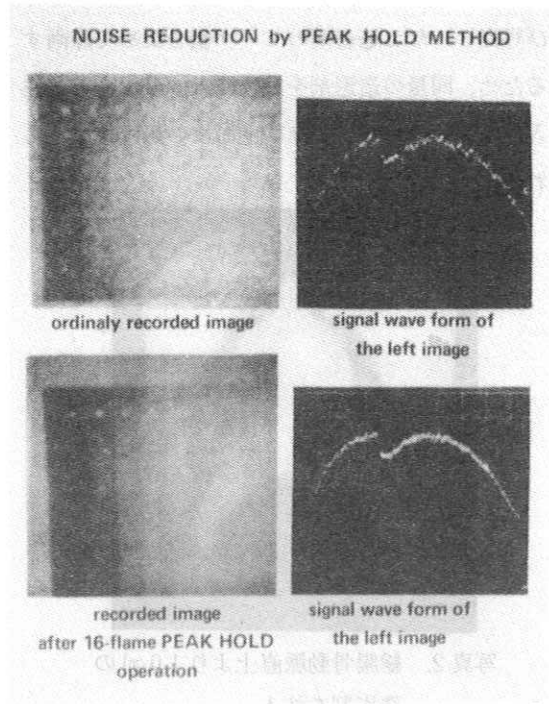


写真1. ファントム像によるノイズ低減例

なる孔があけられたものを厚さ50mmの亚克力板と重ねたものを用いた。写真1のうち上が単純な録画像であり、下が16フレーム期間にわたって大小比較操作を行った像である。またそれぞれの録画像の右側の写真は各画像のビデオ信号である。下の像の方がなめらかになっておりビデオ信号波形からもノイズが低減されていることがわかる。

5. 臨床応用上の利点

5.1 選択的血管造影時の指標

透視下で造影剤のテスト注入直後にモニタ上に血管の分岐状態を軌跡像として録画できるため、この録画像と透視像の比較により選択的カテーテ

ル操作の指標として有用であった。(写真2および写真3)なお造影剤のピーク値を集めて録画するため、同量の造影剤を試験注入する場合でも注入圧の高い方がコントラストのよい録画像が得られる。

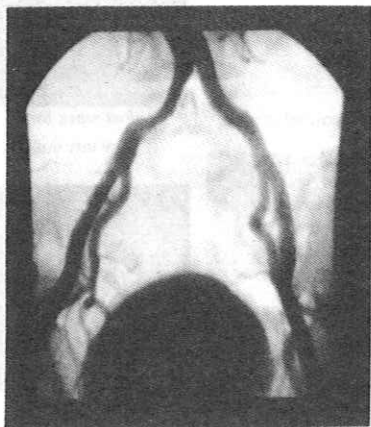


写真2. 総腸骨動脈直上より10 mlの造影剤を注入



写真2. 左大腿動脈より5 mlの造影剤を注入

5.2 造影剤使用量の減少

通常のテスト注入やスポット撮影での注入量より少量の造影剤で鮮明な像が得られること、およびテスト注入の回数が減少することにより造影剤使用量の減少につながった。

5.3 検査時間の短縮

一般に選択的カテーテル操作時のスポット撮影は現像処理完了時まで指標として利用できないが本装置を使った場合、血管等の軌跡像が瞬時に得られ、造影剤注入も一回でよく検査時間の短縮が可能であった。

6. 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。

Ge 検出器の応答の入射角度依存性

大阪府立工業高等専門学校 松本政雄
 京都工芸繊維大学 中森伸行, 金森仁志

1. 緒 言

X線写真の画質を研究する場合、一次X線の特
 性だけでなく、散乱X線の特
 性も調べる必要があ
 る。散乱X線は、被写体から散乱されたものであ
 るから、細いビームの線源を用いても、例えば増
 感紙-フィルム系に入射するときには、種々の角
 度で広い領域に分布する。このため、散乱X線ス
 ペクトルを測定するには、検出器の入射X線に対
 する位置依存性^{1,2)}のほかに角度依存性²⁾も重要
 である。また、真のX線スペクトルを求めるには、
 測定スペクトルを検出器の各単色線に対するレス
 ポンスを考慮して補正する必要がある。

今回、われわれは、ORTEC社製の高純度 Ge
 検出器(直径6mm, 厚さ5mm)の斜入射に対する
 応答を²⁴¹Amの γ 線スペクトルを用いて測定した。ま
 た、真のX線スペクトルを求めるために、検出器
 の中心に垂直入射する細いビーム(直径1mm)に
 ついて、モンテカルロ法を用いて1keV毎に計
 算した単色線レスポンス³⁾が測定した斜入射のス
 ペクトルに適用できるかどうかを調べた。

2. 実験配置

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1mmのピンホールを通して、
 γ 線をGe検出器に入射させる。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

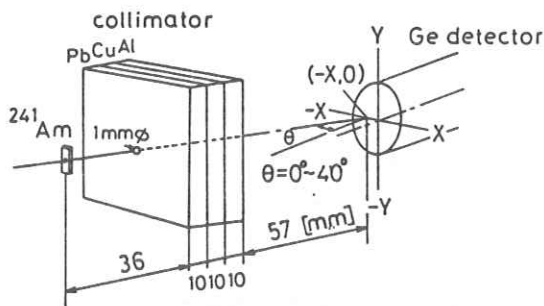


Fig. 1 Experimental set-up

る。実験では、線源を固定したコリメータを水平、
 垂直方向に移動させ、さらに、角度 θ で斜入射さ
 せてスペクトルを測定した。

3. Ge 検出器の応答の均一性

Fig 2 に、Ge 検出器の入射位置に対する応答の
 均一性を示す。(a)は²⁴¹Amの4-63 keVの光子エ
 ネルギー範囲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の光子エネ

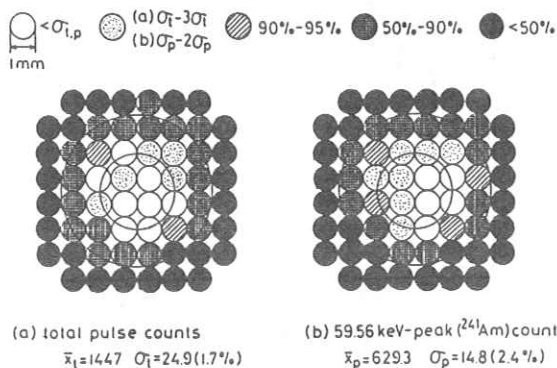


Fig. 2 Homogeneity of the Ge detector response

ルギーで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。このパターンは中心付近の4つの領域で計数したパルス数の平均値と標準偏差を計算し、その平均値を100%とした時、その位置でのパルス数が、1標準偏差以内であれば白丸、1から3 (a)の場合あるいは1から2 (b)の場合 標準偏差以内であれば点々の丸、90~95%であれば斜線の丸、50~90%であれば格子の丸、50%以下であれば黒丸として示してある。Fig. 2 から直径3 mmの範囲内ではれば、(a)も(b)も両方とも±5%の誤差範囲内で応答が均一であることがわかる。

4. Ge検出器の応答の位置及び入射角度依存性

4.1 全エネルギー範囲での応答

Fig. 3に入射角度0°, 15°, 20°, 25°で、一定時間内に計数した²⁴¹Amの4~63 keVの範囲の全パルス数を入射位置を横軸として示す。Fig. 3から、入射角度0°の中心位置でのパルス数との差が±5%の誤差範囲に入るのは、入射位置が±1.5 mm以内で、入射角度が20°以内であることがわかる。

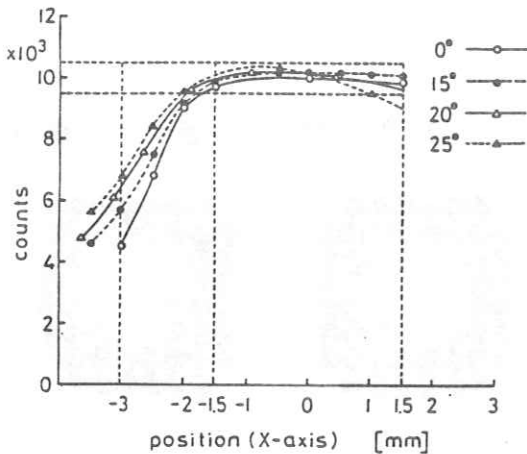


Fig. 3 Response for full-energy range of ²⁴¹Am

4.2 59.5 keVの光子エネルギーに対する応答

Fig. 4は、²⁴¹Amの59.5 keVの光子エネルギーに対する応答の位置及び入射角度依存性を示している。Fig. 4から入射角度0°の中心位置での59.5 keVのパルス数との差が±5%の誤差範囲に入るのは、入射位置が±1.5 mm以内で、入射角度が20°以内であることがわかる。

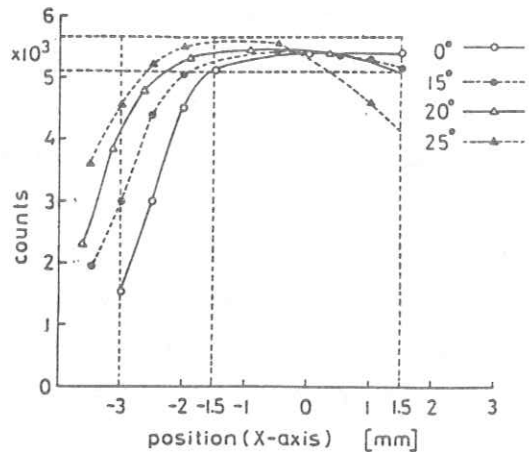


Fig. 4 Response for 59.5 keV-photon of ²⁴¹Am

4.3 応答から計算した平均光子エネルギー

Fig. 5に文献3の方法で補正したスペクトルか

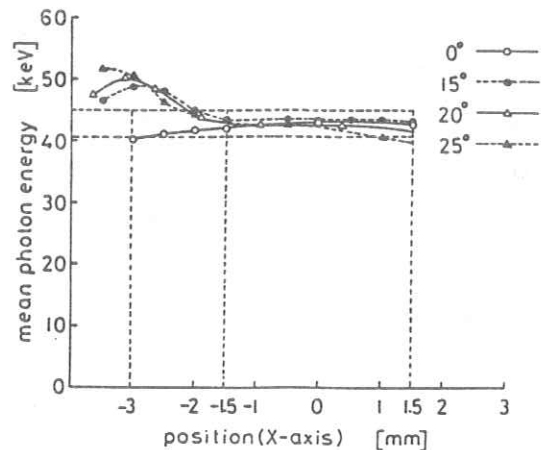


Fig. 5 Mean photon energy calculated from response for full-energy range of ²⁴¹Am

ら計算した平均光子エネルギーを示す。Fig. 5 から、入射角度 0° の中心位置の平均光子エネルギーとの差が $\pm 5\%$ の誤差範囲内に入るのは、入射位置が ± 1.5 mm以内で、入射角度が 20° 以内であることがわかる。また、その変化は入射位置が -1.5 mmを越えると一度上昇し、 -3 mmを越えると下降している。これは、 -1.5 mm以上では相対的に 59.5 keVの光子エネルギーに対する感度が上昇するためであり、 -3 mmでGe結晶の端に至るためである。

4.4 測定及び補正スペクトル

Fig. 6に、入射位置 $(-1.5, 0)$ [mm]、入射角度 $\theta = 0^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ$ での ^{241}Am の測定スペクトル

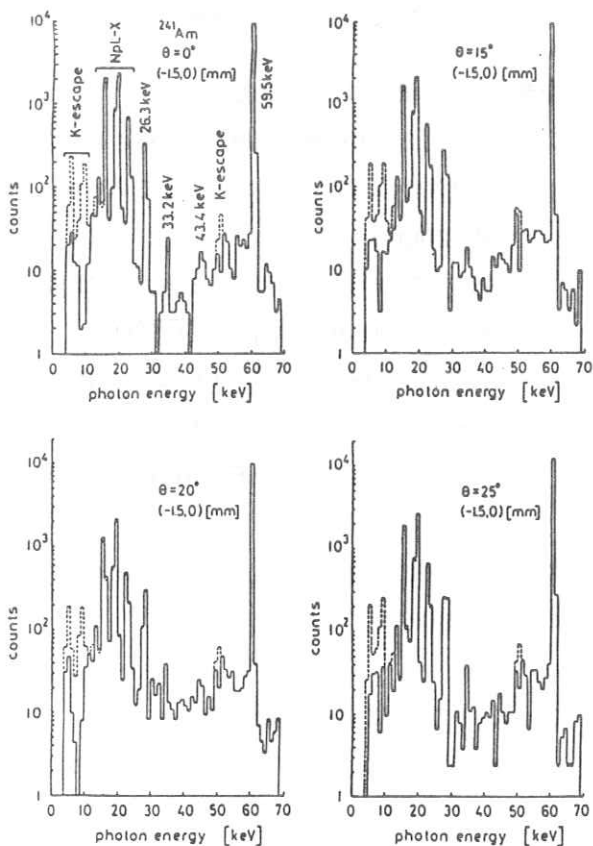


Fig. 6 Measured and corrected spectra

(点線)と補正スペクトル(実線)を示す。Fig. 6から、補正はK-エスケープに対して顕著であり、各ピークが正確に分離されていることがわかる。

5. 結論

以上、述べて来たように、Ge検出器の斜入射に対する応答は直径3 mm以内の入射位置で、入射角度が 20° 以内であれば、 $\pm 5\%$ の精度内で測定が可能であり、垂直入射に対する単色線レスポンスを使って、測定スペクトルを補正できることが確認できた。また、検出器の応答が均一である範囲は、G. Svahn (1977)の結果とだいたい一致して、Ge結晶の端から1.5 mmより内側であることがわかった。

参考文献

- 1) G. Svahn: Diagnostic X-ray spectra (Thesis, Univ. Lund, 1977), pp 6-8
- 2) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 12(3), 120 (1982)
- 3) 中森伸行, 金森仁志: 放射線像研究 11(4), 118 (1981)

KIP 方式による X 線電子写真法とその臨床応用

阪大微研病院 寺田 央, 山崎 和江
桂川電機KK研究所 植原 四郎

1. はじめに

1938年C. F. Carlsonによって開発された電子写真技術は、その後新しい研究や実用化が進められ、今日では銀塩写真と並ぶ画像形成法の代表的な一つとして確立され、複写機を中心とした事務情報機器、印刷、医学など、その応用分野も拡大の一途をたどっている。

一方、電子写真の医学分野への先駆けとなった Xeroradiography (Xerox 125) は、臨床応用されてすでに15年を経過したが、ここに新しい KIP 方式による X 線電子写真装置が開発実用化され、この領域にも新たな期待と転機をもたらせることになった。今回、この新しいシステムによる画像形成の原理と特徴について述べてみたい。

2. X 線電子写真の基本的プロセス

X 線電子写真は銀塩写真と比較して、1) 露光
2) 潜像形成、3) 現像・定着操作、といった共通のプロセスによって可視画像に変換され両者に大きな違いがないように思えるが、本質的に見て、前者はその変換のすべてを物理的变化を利用して行なっているのに対して、後者は化学的变化に基づいて行なわれる点で大きく異なっている。

X 線電子写真の基本的プロセスは、一般的な電子写真に共通する5つの工程(図1)によって画像が形成されるが、感光体が像露光されて静電潜

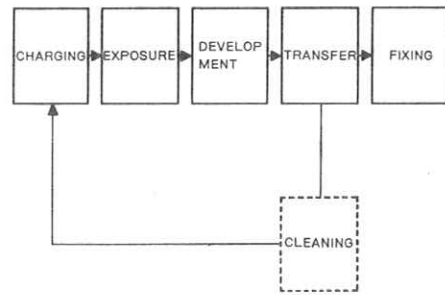


図1 X線電子写真の基本的プロセス

像を形成する過程によって分類すると、

- 1) 表面電荷を光導電性を利用して放電させる方式 = (Xerox 125 system による Xero-radiography)
- 2) X線の電離作用を直接利用する方式 = (High pressure gas-ionography: ERG)
- 3) 持続性内部分極 (Persistent Internal Polarization: 以下PIPと略す) を利用する方式 = (KIP方式による Electroradiography)

の3つの形式に分類することができ、各々が独自の歴史的背景を経て今日に至っている。

3. KIP方式による画像形成

本方式はプロセッサー、カメラ、カメラコントローラーの3つのユニットで構成され(図2)、カメラはコントローラーを介して既設のX線装置

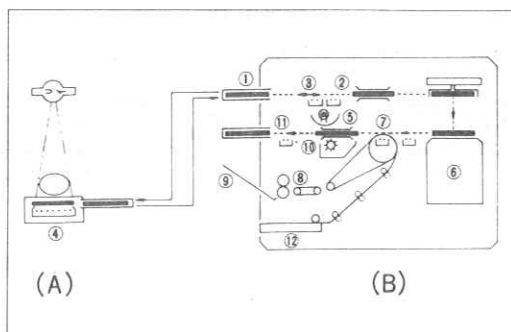


図2 KIP方式によるX線電子写真装置

と接続して使用する。その撮影過程の動作手順を図3に示す。

3.1 PIPの形成

一般に光導電体や蛍光体のような Trap の多い試料に光またはX線による露光と、同時に電界を印加すると、試料層内に生成された Charge Carrier は内部電界によって分離され、表面近傍で Trap されて分極を形成する。この分極は露光と電界を取り去ったあとでも、Trap の深さに依存して有限の時間 Trap されたままになっており、Trap が浅ければ Charge Carrier は早く解放されるが、深い Trap Level に Trap されると長時間、ときには数日 Trap されることが知られており、この現象をPIPと呼んでいる。このPIPは露光と同時に電界を印加するとき、最も効果的につくられることが実証されており、KIP方式ではこの移動性のない分極電荷が画像効果に大きく関与する。



KIP方式撮影過程

- | | |
|---------------|------------------|
| (A) Camera | (B) Processor |
| ①カセット | ⑦転写用コロナ・チャージャー |
| ②ACコロナ・チャージャー | ⑧定着ローラ |
| ③コロナ・チャージャー | ⑨トレイ |
| ④コロナ・チャージャー | ⑩クリーナー |
| ⑤ランプ | ⑪疲労回復用コロナ・チャージャー |
| ⑥現像器 | ⑫フィルム・カセット |

図3 KIP方式による撮影過程の動作手順

PIPを示す物質の条件として 1) 暗中には高抵抗で絶縁性であること。2) 光導電性をもつこと。3) 深い Trap Level が存在すること。などが知られており、その代表的な物質に ZnS, CdS などがあり、KIP方式ではSeに添加不純物として微量のTeを混じり真空蒸着したものを感光層としている。

3.2 X線用多層感光板の構造

KIP方式で使用するX線用感光板は多層構造をしており、その基本的な構造は、図4に示すように、最上部が透明絶縁層（ポリエステル・フィルム）、その下部に光導電体層（Se層とSe-Te層の多層構造）、下部透明絶縁層（パリレン）、透明電極層（AlまたはCuI）、基板（炭素繊維強化樹脂）から構成されており、透明電極と基板間に蛍光体層（Gd₂O₂S:Tbなど）を設けることにより、X線で先づ蛍光体を励起して発光させ、その光と蛍光体層を通過したX線によって光導電体層を励起して感度を向上させるこ

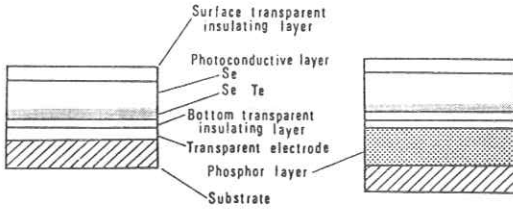


図4 X線用多層感光板の構造

(左は基本的な多層感光板, 右は蛍光体の付加による多層感光板)

とも可能である。

3.3 潜像形成のプロセス

KIP方式による潜像形成の大きな特徴は、逆転電界法とも呼称されているごとく、PIP効果と、正、負の直流電界印加による2つの帯電過程によって感光板の表面絶縁層上に静電潜像が形成され、これによってS/Nのよい画像が得られることである。

先づ、潜像形成のプロセスと電荷分布の状態を図5にしたがって、感光板が直接X線によって露光される露光部と、被写体の吸収によって露光されない未露光部について述べる。

1st. Stepとして、感光板表面を透明絶縁層側から可視光を照射すると同時にコロナ放電器(6.7 kV)よりスキヤニングして均一に帯電

する。これによって光導電層が励起され、発生した多数Carrier(正孔)は、電界に応じて下部透明絶縁層近傍に引き寄せられ、そのほとんどがTrap LevelにTrapされ、時間の経過と共に強いPIPが形成される。このPIP電荷は光露光または強い熱励起を受けなければ解放されにくい。

2nd. Stepとして、基板側からX線曝射を行なうと同時に、1st. Stepとは逆極性の負のコロナ放電(-7 kV)を行なう。このコロナ放電ではX線曝射中に大面積(4つ切サイズ)を均一に帯電させる必要があり、このため細線を多数並列に並べた大面積コロナ帯電器によって行なわれる。

未露光部では、TrapされたPIP電荷は負コロナ放電を行なっても解放されにくく、従ってこの部分の負電荷が抑制され、感光板表面の正電荷が消失されずに保持される。

一方、露光部では、直接X線の励起によってPIP電荷が解放され(蛍光体層がある場合には、発光による可視光によっても励起される)、感光層内には多数のFree Charge Carrierが発生しているので、1st. Stepによる表面の正電荷がRecombinationして消失すると同時に2nd.

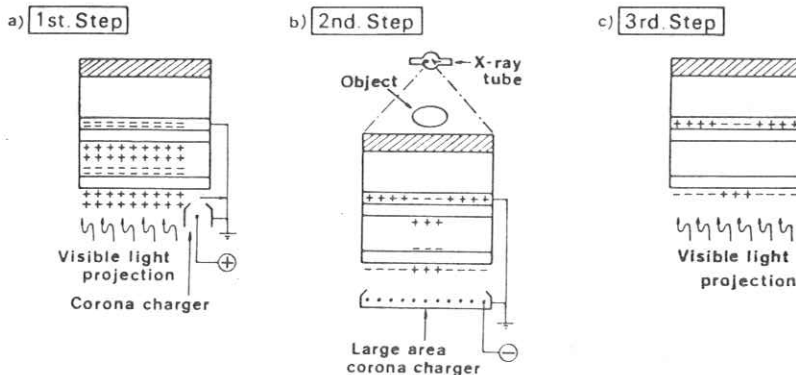


図5 KIP方式による潜像形成のプロセス

Step による負電荷が透明絶縁層表面に荷電される。

3rd. Step は感光板表面を可視光により全面露光し励起する。その結果、絶縁層に拘束されている電荷以外は消滅し、光導電層にかかる電界は零となる。これによって、未露光部と露光部との間の表面電位に大きな差が生じS/Nの高い潜像が形成される。

このKIP方式で特に注目すべきことは、電荷保持のための高絶縁層と光導電層を分離した形として構成されており、感光板表面に形成された電荷潜像は、光導電層の動作で保持されているのではなく、表面絶縁層によって保持されているため、明所において消失したり減衰したりすることはない、従って明所での現像も可能である。

3.4 潜像の可視化

本方式は二成分系によるパウダークラウド現象を採用している。先づ、黒色微粒子トナー（平均粒径 $5\mu\text{m}$ ）に電荷を与えるため2物質間の摩擦帯電を利用する。トナー粒子とキャリア・ビーズ（鉄粉）の混合により現像剤を構成すると、摩擦帯電によってトナーとキャリアはそれぞれ逆極性の電荷をもって帯電し、噴霧状になった帯電トナーが潜像電界に引かれて感光板表面に付着する。

可視像となった感光板は、コロナ放電転写によって透明フィルム（ポリエステル）に転写され、熱ローラー方式（ 190°C ）により高速定着されて最終画像が完成する。

4. 感光板のX線特性

X線電子写真の画質に影響する諸因子の中で、感光板のX線特性が及ぼす影響は多大であり、そ

の特性を知る尺度として放電曲線、静電電位差 (Contrast voltage) がある。

4.1 感光板の放電曲線

一様に帯電された感光板の表面電位は、感光面に達するX線量が増加するにつれて減衰する。

図6は表面電位計（TREK社）により求めた放電曲線で、Xerox方式によるSe感光板では、露光量の増加に伴って指数関数的に減衰し零電位に収れんするのに対し、本方式による感光板では、零電位から更に負電位にまで減衰し、電位が飽和に達するまでの露光域はかなり大きく、蛍光体付加の感光板ほどその度合は大きい。この両システムの放電曲線の差異は、画像上のEdge effect にも微妙な差を生じている。

4.2 静電コントラスト

一般にフィルムでは病巣の濃度の差により読影を行なうのに対し、X線電子写真では Edge

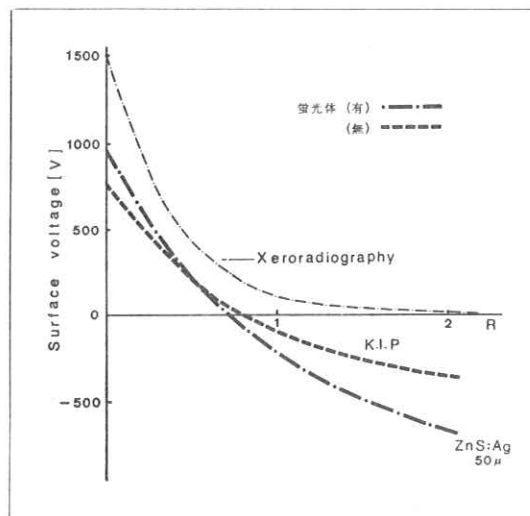


図6 各種感光板による放電曲線

effect による辺縁の変化を主として読みとるところに特徴があり、従って画像形成の過程での

Edge effect の応答は重要な特性を表わすことになる。この Edge effect は、画像上では像の内側に付着するトナー密度が最大となり、外側においては引込効果 (pull in effect) によってトナー密度が小さくなってハロー (Halo) を生じる。このハロー巾は被写体による感光板の表面電位の部分的な電位差、初期電位 (KIP方式では、

2nd. Step による負コロナ放電によっても変化する)、現像時の Back bias に左右される。図7は被写体コントラスト $C = 0.7$ ($C = 1 - e^{-kx}$) における管電圧をパラメータとした場合の静電電位差 (Contrast Voltage) と露光量との関係を求めたもので、乳房撮影に近い管電圧 (50 kV, 付加フィルター 0.8 mmAL) の方が電位差は大きく (ハロー巾が大きい)、かつその最大値は露光量の大きい方にずれる。

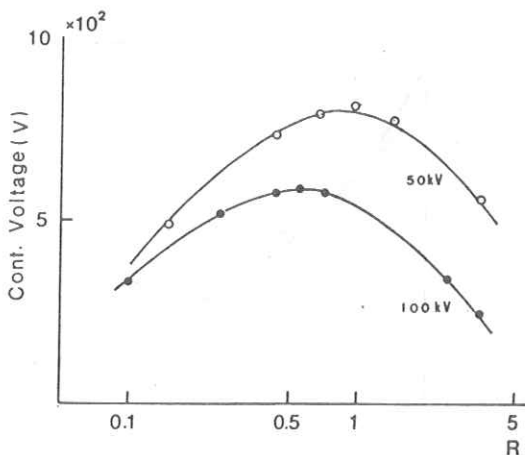


図7 管電圧をパラメータとした時の露光量に対する静電電位差の変化

5. あとがき

KIP方式によるX線電子写真の画像形成法を中心に、その特徴をいくつか述べたが、当院における1年間の適応症例では、乳腺が圧倒的に多く、次いで頭頸部、四肢となった。しかし当院では適応症例が限られており、整形外科その他の領域への適応も十分可能である。

特に乳腺疾患のX線診断では、乳房の解剖上の特殊性と組織間のX線吸収差が極端に少ないため、Film-screen system ではMo X線管システムによる低電圧撮影を余儀なくされるが、KIP方式ではタングステンX線管による一般撮影装置で、高いX線エネルギー領域での撮影が可能である。(図8)

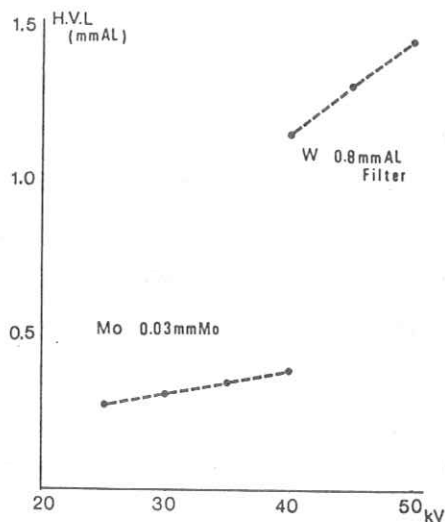
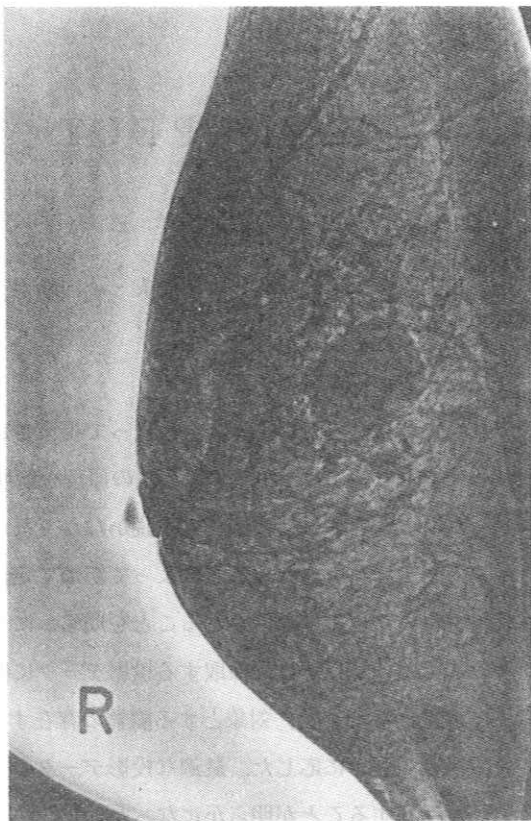
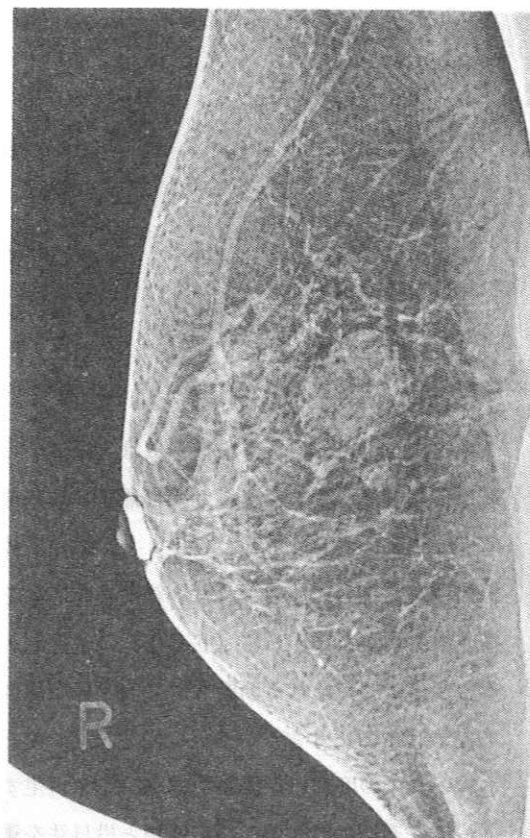


図8 Mammographyにおける Film-screen system (Mo) と KIP system による至適X線エネルギー域



ポジ像



ネガ像

症 例

KIP方式のX線電子写真による ポジ像(左), ネガ像(右)の比較
(撮影条件: 4.8 kV, 200 mA, 0.4 sec, 7.5 cm)

参 考 文 献

- 1) 河村孝夫他: 逆転電界による電子写真,
画像電子学会誌, 1 (1) 1972
- 2) 河村孝夫他: 蛍光増感による高感度電子X線
写真, 応用物理, 45 (2) 1976
- 3) 寺田 央他: 新しい高感度電子X線写真法の
開発とその臨床診断への応用, 映像情報,
13, 6, (184) 1981
- 4) 寺田 央他: KIP方式によるX線電子写真
とその適応, 映像情報, 15, 7 (227)
1983
- 5) 寺田 央他: 乳房X線撮影技術(II), 大放
技誌, 29 (27) 1983
- 6) 日本写真学会編: 写真工学の基礎(非銀塩
写真編), コロナ社, 1982
- 7) 深見敦夫他: Xeroradiography の理論と臨
床, アドバイス出版KK, 1982
- 8) R. M. Schaffert: Electrophotogra-
phy (Focal press N. Y.) 1965

コレクション・マトリクス法による定量性保存SPECT

東京工業大学工学部像情報工学研究施設

川上稔彦・大山永昭・本田捷夫・辻内順平

1 はじめに

電磁波を用いてCT像を得るには、体外からX線を照射し、透過したX線から断層像を再構成するTransmission CT (TCT)と、体内に放射線核種を投与し、放射された γ 線から断層像を再構成するEmission CT (ECT)の2種類がある。TCTで得られる断層像は体内の吸収係数分布を表わすのにすぎないが、ECTに於いては、 γ 線の集中の度合いを表わす線源分布を再生する。従って、適切に放射線核種の種類と投与方法を選択することによって、対象とする臓器の生態機能像が得られるという大きな特徴を持つ。中でも単光子を用いるSingle Photon Emission CT (SPECT)は、特殊な装置を必要としないため大きな期待を集めている。しかし γ 線は体内でその一部が吸収されるため、測定された投影データから直接再生しただけでは定量性を保存する像が得られないという大きな問題がある。従って、吸収の影響を受けた投影データから定量性を保存する再生像を得るには、何らかの補正を行なうことが必要である。

吸収補正法としてこれまでに、対向する投影データの幾何平均をとる方法¹⁾、体内での吸収係数を一定と仮定し解析的に解く方法²⁾等が提案されている。しかしこれらの方法は近似にすぎず、補

正法としては不十分である。

本研究では、L. T. Chang によって提案されたコレクション・マトリクス³⁾⁴⁾法の原理を解明し、Chang 自身は特に必要性を説かなかったが、イタレーションを行なうことによって初めて定量性を保存する再生像が得られることを明らかにした。またこの補正法は、採取する投影データに関して制約がないため、対象とする臓器の存在する位置及び大きさに応じた、最適な投影データの採取法が存在することが明らかになった。

2 補正を行なわない再生像

体内に線源濃度 $\rho(\mathbf{r})$ 及び吸収係数 $\mu(\mathbf{r})$ が分

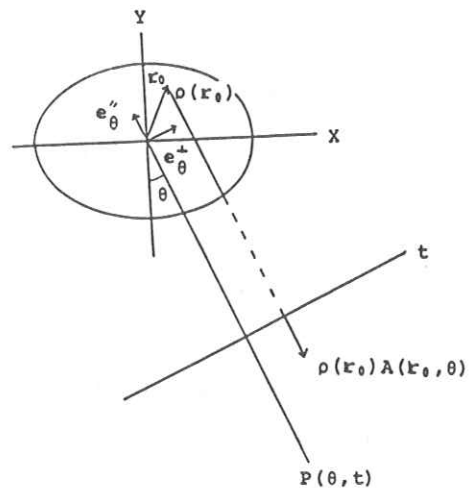


図1 吸収の影響を受けた投影データ

布している。図1に示す様に、投影データを採取する方向に平行な単位ベクトルを e_{θ}^{\parallel} 、それと垂直な単位ベクトルを e_{θ}^{\perp} とする。線源 $\rho(r=r_0)$ が受ける吸収の影響は、線源が存在する位置から体輪郭までの吸収係数の線積分で与えられる。

$$A(r_0, \theta) = \exp \left[- \int_{r_{\theta}^{\parallel} \leq r_0 e_{\theta}^{\parallel}} \mu(r) \delta(r e_{\theta}^{\parallel} - r_0 e_{\theta}^{\parallel}) dr \right] \quad (1)$$

θ 方向、 t の位置での吸収の影響を受けた投影データは、各点の線源濃度に(1)式で与えられる吸収の影響を与えるファクターをかけて、線積分を行なうことによって得られる。

$$P(\theta, t) = \int \rho(r) A(r, \theta) \delta(t - r e_{\theta}^{\parallel}) dr \quad (2)$$

$r=r_0$ の位置にのみ点線源だけがある線源分布の場合には、 $\rho(r) = \delta(r - r_0)$ となり、投影データは次式で与えられる。

$$P(\theta, t) = A(r_0, \theta) \delta(t - r_0 e_{\theta}^{\parallel}) \quad (3)$$

この投影データを用いた、通常の重畳積分法による再生像を考える。フィルターを $f(t)$ とすると、フィルターをかけた投影データは、

$$P_f(\theta, t) = P(\theta, t) * f(t) = A(r_0, \theta) f(r_0 e_{\theta}^{\parallel} - t) \quad (4)$$

となる。ここで*は畳み込みを表わす。(4)式のデータを逆投影することによって再生像 $g(r)$ を得る。

$$g(r) = \int_0^{\pi} P_f(\theta, t) \delta(t - r e_{\theta}^{\parallel}) dt d\theta = \int_0^{\pi} A(r_0, \theta) f((r_0 - r) e_{\theta}^{\parallel}) d\theta \quad (5)$$

フィルター $f(t)$ は

$$\int_0^{\pi} f((r_0 - r) e_{\theta}^{\parallel}) d\theta = \delta(r - r_0)$$

で定義され、実際に線源が存在する位置にだけ像

が再生されるように設計された関数である。従って、吸収の影響がない $A(r, \theta) \equiv 1$ の場合にはTCCTの場合に一致し、像は正しく再生できることになる。

線源が広がりを持って分布している場合には、各点の線源濃度を $a(i)$ 、位置を δ 関数で与えることにより、線源分布は次式で表わされる。

$$\rho(r) = \sum_i a(i) \delta(r - r_i)$$

従って吸収の影響を受けた投影データは次式で与えられる。

$$P(\theta, t) = \sum_i a(i) A(r_i, \theta) \delta(t - r_i e_{\theta}^{\parallel}) \quad (6)$$

この投影データより、前と同様にして重畳積分法で像を再生すれば、再生像は次式で与えられる。

$$g(r) = \sum_i a(i) \int_0^{\pi} A(r_i, \theta) f((r_i - r) e_{\theta}^{\parallel}) d\theta \quad (7)$$

(7)式から判る様に再生像は、(5)式によって与えられる吸収係数の分布のみによって決まるspace-variantな点像分布関数(PSF)によって劣化を受けている。従って、単純なフィルタリング等の補正法で像を補正することはできない。

3 コレクション・マトリクス法

(5)式で示される、線源濃度が1の点線源の再生像に於いて、ピーク値は、

$$g(r_0) = \frac{\int_0^{\pi} A(r_0, \theta) d\theta}{\pi} \quad (8)$$

となり、吸収の影響を与えるファクターの全投影方向の平均値になっている。(8)式は実際の線源濃度と再生像のピーク値の比を与える。従って、予め体内の吸収係数の分布が判っていれば、各点の吸収係数の平均値の逆数

$$\left[\frac{\int_0^\pi A(r_0, \theta) d\theta}{\pi} \right]^{-1} \equiv C(r) \quad (9)$$

を補正係数と定めることにより、この補正係数マトリクス（コレクション・マトリクス）を再生像に乗算することによって、点線源のピークの値については正しく補正することができる。しかし、(9)式で与えられる補正係数は、(5)式で示される点線源の再生像のもつサイドローブのエラーを補正することはできず、補正した像

$$g^c(r) = C(r) \cdot g(r) \\ = C(r) \int_0^\pi A(r_0, \theta) f((r_0 - r) e_\theta^+) d\theta \quad (10)$$

は、依然としてサイドローブを持つ像となる。

線源が広がりを持つ場合には、このサイドローブの影響により、吸収補正を行なった再生像（以下補正再生像と略す）は補正誤差を持つことになる。線源が広がりを持って分布している場合、補正係数(9)式による再生像(7)式の補正再生像は次式によって与えられる。

$$g^c(r) \\ = C(r) \cdot \sum_i a(i) \int_0^\pi A(r_i, \theta) f((r_i - r) e_\theta^+) d\theta \quad (11)$$

今、 $r = r_j$ という点に注目すれば再生濃度は、

$$g^c(r_j) = a(j) \\ + C(r_j) \sum_{i \neq j} a(i) \int_0^\pi A(r_i, \theta) f((r_i - r_j) e_\theta^+) d\theta \\ = a(j) + \epsilon(j) \quad (12)$$

となる。(12)式に於ける第1項は、 r_j の点を持つべき正しく補正された線源濃度を示し、第2項は周囲の点のサイドローブの影響による補正誤差を示す。

4 イタレーション法による補正

再生像にコレクション・マトリクスを乗算した初期補正像は、(12)式の第2項によって示される補正誤差を持つ。この補正誤差をイタレーションを行なうことによって取り除くことを考える。

ここで用いるイタレーション法は、①得られている補正再生像から吸収の影響を考慮に入れて擬投影データを作り、②測定されている投影データ(6)式との差（残差データ）を計算し、③残差データのコレクション・マトリクスによる補正再生像を作成し、④得られている補正再生像に重ねていく方法である。

このことを式を用いて表わすと次の様になる。イタレーション n サイクル後の補正再生像の各点の持つ補正誤差を ϵ_n で表わせば、補正再生像 $g_n^c(r)$ は次式で与えられる。

$$g_n^c(r) = \sum_i (a(i) + \epsilon_n(i)) \delta(r - r_i) \quad (13)$$

この補正再生像から吸収の影響を考慮に入れて擬投影データを計算すると、 θ 方向、 t の位置の擬投影データ $P_n'(\theta, t)$ は次式で示される。

$$P_n'(\theta, t) = \sum_i (a(i) + \epsilon_n(i)) A(r_i, \theta) \\ \times \delta(t - r_i e_\theta^+) \quad (14)$$

(14)式と(6)式から残差データ $E_n(\theta, t)$ を得る。

$$E_n(\theta, t) = \sum_i \epsilon_n(i) A(r_i, \theta) \delta(t - r_i e_\theta^+) d\theta \quad (15)$$

(15)式から判る様に、残差データは補正再生像(13)式の各点の持つ補正誤差の吸収の影響を受けた投影データになっている。残差データの重畳積分法による再生像にコレクション・マトリクスを乗算した像は

$$g_n^E(r_j) = \epsilon_n(j) + C(r_j) \cdot \sum_{i \neq j} \epsilon(i) \int_0^\pi A(r_i, \theta) \\ \times f(r_i - r_j) e_\theta^+ d\theta \\ = \epsilon_n(j) + \Delta_n(j) \quad (16)$$

となる。従って $n + 1$ サイクル後の補正再生像は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} g_{n+1}^c(\mathbf{r}_j) &= g_n^c(\mathbf{r}_j) - g_n^E(\mathbf{r}_j) \\ &= a(j) - \Delta_n(j) \\ &\equiv a(j) + \epsilon_{n+1}(j) \end{aligned} \quad (17)$$

各点の持つ補正誤差は ϵ_n から ϵ_{n+1} に置き替わったことにより、 $\|\epsilon_n\| > \|\epsilon_{n+1}\|$ ($\|\cdot\|$ はノルムを表わす) の条件が満足されれば、イタレーション法によって各点の補正誤差は取り除かれることになる。

ここでイタレーション法で重ねる像(16)式は、(18)式に示す線源濃度分布の吸収の影響を受けた投影データの再生像に、コレクション・マトリクスを乗算した補正再生像になっている。

$$\rho(\mathbf{r}) = \sum_i \epsilon_n(i) \delta(\mathbf{r} - \mathbf{r}_i) \quad (18)$$

従って、一般的には $\|\epsilon_n\| > \|\epsilon_{n+1}\|$ と考えられ、この場合には、 ϵ_n が計算精度レベル、或いは実際の投影データには含まれるノイズの影響による誤差レベルになるまで収束する。

以上のことより、イタレーション法を用いることによって、コレクション・マトリクス法で SP E C T に於いて定量性を保存する再生像が得られることが示された。

5 投影データの方向数

これまでの議論に於いて、投影データの投影方向が 180° であったことから判るように、コレクション・マトリクス法を用いた場合、投影データは 360° 採取する必要はなく、物体の 2 次元フーリエ面を構成する投影データが採取できれば充分である。実際に再生を行なう場合には、(12)式の第 2 項で示される補正誤差を抑えるために、投影デ

ータを 360° にわたって採取し補正係数を小さくする方が有効である。しかしこの場合にも 180° 反対方向の対向する投影データを特に採取する必要はない。対向する投影データは、吸収の影響を除けば同一の線源分布に対する等価なデータであり、物体の 2 次元フーリエ面を考えた場合、実質的な投影方向数は増加しない。従って、データの持つ情報量を考えた場合、投影データは対向しないで採取する方が良好な再生像が得られると思われる。

6 シミュレーション

以上のことを確認するために計算機シミュレーションを行なった。再生像面は 64×64 のマトリクスとし、1 画素は 0.5 cm 平方の大きさを持つと想定した。 γ 線に $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の 142 keV のフォトンを選定し、吸収係数は、軟部組織には水の吸収係数の 0.15 cm^{-1} 、骨の部分には 0.30 cm^{-1} 、肺の部分には空気吸収係数の 0 cm^{-1} の値を用いた。フィルターには Shepp & Logan のフィルターを用いた。計算機にはエクリプス S-130 を用い、言語は Fortran V を使った。計算時間は重畳積分法の再生に約 5 分、イタレーション 1 サイクルに約 20 分費した。

シミュレーションに用いる投影データは、図 2 (a) に示す様に 1 つ 1 つの開口を 10 等分して、解析的に計算した各データの平均値を用いた。再生像から擬投影データを計算する際には、図 2 (b) に示す様に各画素の投影面での面積に相等する値を計算し、擬投影データに分配した。吸収の影響だけを見るために、投影データにはノイズ等のその他の影響は加えなかった。

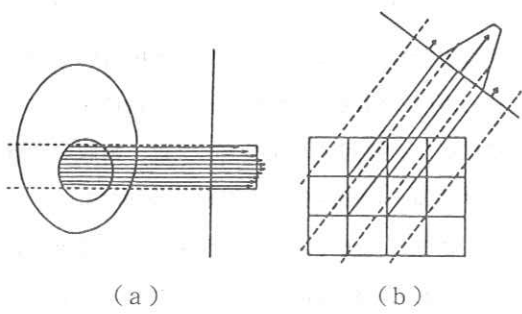


図2 投影データの作成法

図3にシミュレーションに用いたモデルを示す。モデルには、(a)に示す体内全体に線源が分布する“肝臓”モデルと、(c)に示す体内の一部に線源が局在する“心臓”モデルの2種類を用いた。(b)、(d)は各モデルの吸収係数分布を示す。“肝臓”モデルの場合は吸収係数を体内で一定とし、“心臓”モデルの場合は、骨と肺の部分の設定した。

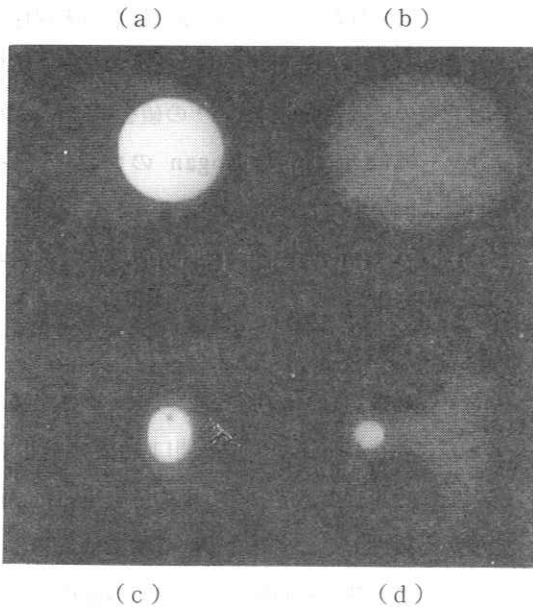
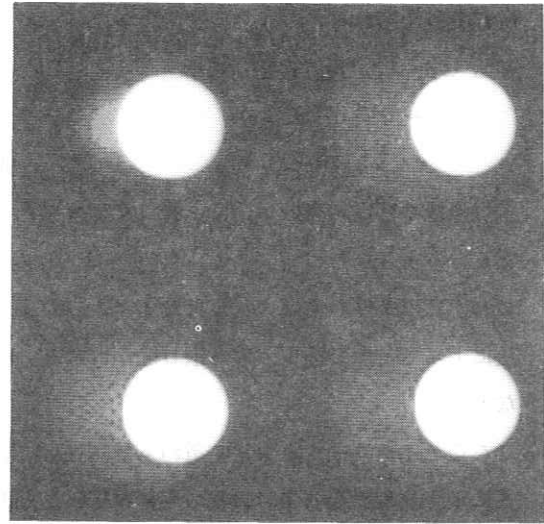


図3 オリジナル・モデル

先ず“肝臓”モデルを用いてイタレーションの効果を確認した。投影データは360°にわたって

(a) 初期補正像 (b) イタレーション1回



(c) 2回 (d) 3回

図4 イタレーションによる再生像の変化

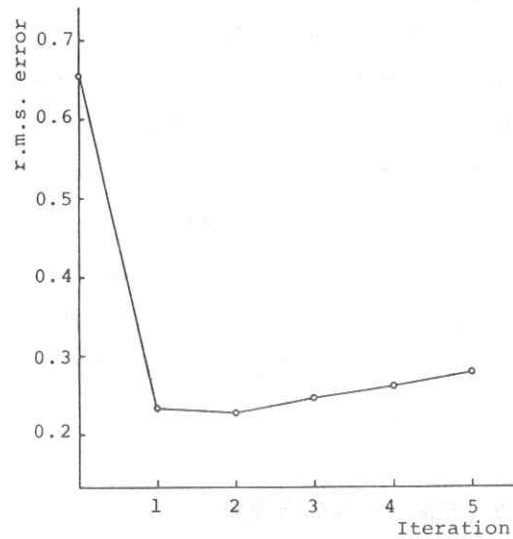
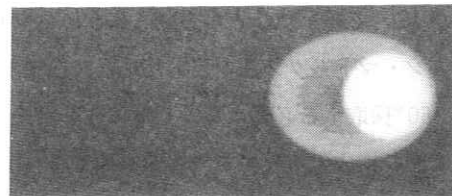


図5 イタレーションによる rms 誤差の変化



(a) (b)

図6 他の補正法による再生像

60方向採取した。再生像を図4に示す。図5はイタレーションによる再生像の rms 誤差の変化を示す。rms 誤差は再生像と図3に示すオリジナルモデルの各画素の値の2乗平均をとったものである。初期補正像では定量性だけでなく形状もかなり異なる像になっているが、イタレーションを1サイクル行なうことによってほぼ完璧な補正が行なわれていることが判る。図6に他の補正方法による再生像を示す。(a)は対向する投影データの幾何平均を補正投影データとして再生した像である。(b)は各投影データの積分経路での吸収の影響を与えるファクター $A(r, \theta)$ の最大値と最小値の平均値で投影データを補正¹⁾して再生した像である。どちらの再生像もオリジナル・モデルとは形状が大きく異なり、コレクション・マトリクス法の補正効果の大きいことが示されている。

次に“肝臓”モデルと“心臓”モデルを用いて投影データが対向しないことによる効果を確認した。投影方向数は、“肝臓”モデルでは対向する場合が 360° で60方向、対向しない場合が 360° で59方向、“心臓”モデルでは対向する場合が 360° で100方向、対向しない場合が 360° で99方向とした。再生像を図7に示す。再生像は、“肝臓”モデルではイタレーション1サイクル後の像であり、“心臓”モデルではイタレーション3サイクル後の像である。どちらのモデルも、投影データが対向しない方が再生像の形状誤差が少なく、rms 誤差の値も小さくなっており、投影データが対向しないことによる効果が確認された。

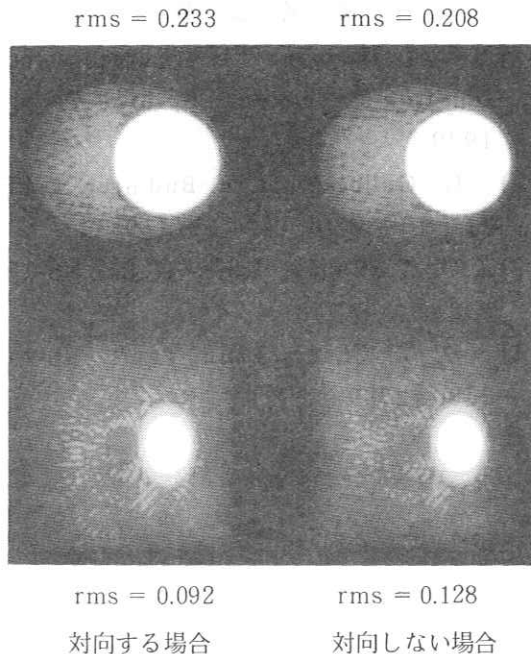


図7 投影データが対向しない効果

7 結 論

コレクション・マトリクス法の原理から、イタレーションを行なうことによってSPECTに於いても定量性を保存する再生像が得られることが判り、計算機シミュレーションによって実際に定量性を保存する像を得ることができた。またこの補正方法は、投影データの採取に対する制約がないため、対象とする臓器の位置と大きさに応じた投影データの採取が行なえることが判った。今回はその一例として投影データの対向しない場合を考えたが、実際の投影データにはノイズの影響が含まれるため、“心臓”モデルの様に線源が体内で局在する場合には、線源に近い側の投影方向数を増す方が定量性の良い再生像を得るために有効に働くのではないかと考えられる。

参 考 文 献

- 1) G. T. Herman: "Image Reconstruction from Projections", Springer-Verlag, 1979
- 2) G. Gullberg and T. Budinger, IEEE Trans. BME-28, 142-157 (1981)
- 3) L. T. Chang, IEEE Trans. NS-25, 638-643 (1978)
- 4) L. T. Chang, IEEE Trans. NS-26, 2780-2789 (1979)

R. I. I. 研 究 会

会 長 内田 勝
顧 問 立入 弘, 高橋信次
常任委員 金森仁志, 佐々木常雄, 竹中栄一, 津田元久, 長谷川 伸, 山下一也
委 員 飯沼 武, 木下幸次郎, 佐藤孝司, 佐柳和男, 杉本 博, 高野正雄
滝沢正臣, 中森伸行, 三浦典夫, 矢仲重信, 山崎 武
監 事 速水昭宗, 光田秀雄

編 集 後 記

事務局を関西地区に移して、はじめての研究会を開催し、事務局の苦勞を痛感した。改めて、竹中、長谷川両先生の長年のご努力に敬意を表したい。

巻頭言に内田会長の提言を載せることにした。たとえ学会になっても、今迄の研究会の長所を生かして楽しく討論できる雰囲気を残し、レフリーは親切にアドバイスして気楽に投稿できるようになってほしいものである。会費もなるべく値上げしないようにしたい。今は分科会どころではない。これはもっと成長してからの問題であろう。(H)

放射線像研究

発行 昭和五十八年六月

編集責任者 金森 仁 志

〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学電気工学科内

電話〇七五―七九一―三三二一

内線 五八五

発行所 R I I 研究会

発行者 山 下 一 也

〒560 豊中市兼山町一―一

大阪大学医療技術短期大学部

電話〇六一八五五―二二八一

印刷所

京都市左京区下鴨高木町
有限会社 北斗プリント社

電話〇七五―七九一―六二二五
