

放射線像研究

カ
ノ
エ

VOL. 5. No. 1. (通巻42号) 1975年3月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1 頁
特別講演資料	
アナログ画像処理 (I)	浜松テレビ.....土屋 裕 電 通 大.....長谷川 伸..... 7 頁
論 文	
43-2 フォトンファクトリーのSOR放射光のX線診断への応用	東大病院放.....竹中 栄一..... 17頁
43-4 X線管の管電圧、管電流とその波形による放射X線の強度変化 (IV)	コンデンサ放電波形 (2) 京大原子炉実験所.....佐藤 孝司..... 26頁
43-5 放射線画像の対数フィルタリング	富士フィルム足柄第一研究所.....加藤 久豊..... 30頁

第 4 3 回 研 究 会 記 事

第 4 3 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 5 0 年 3 月 1 5 日 (土) 1 0 : 3 0 ~ 1 6 : 3 0
場 所 名古屋大学医学部放射線医学教室
特別講師 電気通信大学 長谷川 伸 教授
出席者 (敬称略)

青柳泰司, 秋貞雅祥, 伊藤 博, 今川房之助, 奥村 寛, 奥水大和, 片岡久雄, 加藤久豊, 金森仁志, 神田幸助, 木下幸次郎, 楠本芳二, 小林一夫, 近藤邦雄, 斎藤一彦, 斎藤 誠, 佐藤孝司, 佐々木常雄, 神保昌夫, 高橋信二, 滝沢正臣, 竹中栄一, 田村光子, 角田 明, 鳥脇純一郎, 長谷川 伸, 長谷川純一, 橋爪俊幸, 速水昭宗, 壁谷喜義, 松本義一, 光田秀雄, 森矢達人, 安原 弘, 矢仲重信, 柳本真市, 山口奉頼, 脇方妙子 他数名

プログラム (* 印のものは本誌に論文が掲載されています)

特別講演

アナログ画像処理 (I) 電気通信大学 長谷川 伸 教授
浜松テレビ 土屋 裕

研究発表

1) γ 線用蛍光板の構造

三井記念病院 秋貞 雅祥
日立電子 山口 奉頼 佐藤 英久 木下幸次郎
応用光研工業 江原 弘三

* 2) フォトン ファクトリーの X 線診断への応用

東大医放 竹中 栄一

3) X 線撮影系のシミュレーション (II)

阪 大 速水 昭宗 森 嘉信 山崎 武

* 4) X 線管の管電圧, 管電流とその波形による放射 X 線の強度変化 (IV)

コンデンサー放電波形 (2)

京大原子炉実験所 佐藤 孝司

* 5) 放射線画像の対数フィルタリング

富士フィルム足柄第一研究所 加藤 久豊

6) R O C 曲線について

愛知がんセンター 奥村 寛

会 告

—— 第 4 4 回研究会について ——

第 4 4 回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和 5 0 年 6 月 7 日 (土) ~ 8 日 (日)

場 所 信 州 大 学

—— 第 4 2 回研究会記事について訂正とおわび ——

放射線像研究第 4 卷 4 号 1 4 1 ページ (通巻 4 1 号色ページ) の第 4 2 回研究会記事 (昭和 4 9 年 1 2 月 7 日、電気通信大学において開催) に次の通り脱落がありました。

研究発表

5) I. I. 間接撮影方式における線量と診断能の関係

日立メディコ 佐藤 茂

6) 速度変換希釈曲線記録法

東大医放 城間 勝

日立電子 山口 奉頼

以上は編集担当 (長谷川) の責任であり、出版担当の今川先生、印刷の渡辺龍史堂さんには関係ありません。御発表者並に関係の皆様、会員諸兄に深くおわびし、訂正いたします。尚上記 2 件の原稿は次号に掲載できる予定です。

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

		〒		
松	本 義 一	1 6 0	応用光研工業(株) 東京都新宿区百人町 3-25-2	
小	寺 吉 衛	5 0 4	岐阜大学工学部電気工学科 岐阜県各務原市那加門前町 3-1	0583-82-1201
田	中 嘉津夫	〃	同 上	
和	田 卓 郎	5 3 0	大阪大学歯学部歯科放射線学教室 大阪市北区常安町 3 2	06-444-1421
福	岡 孝 義	250-01	富士写真フィルム足柄第一研究所 神奈川県南足柄市中沼 2 1 0	0465-74-1111
横	山 俊	3 3 6	埼玉がんセンター準備室 埼玉県浦和市高砂 3-15-1	0488-24-2111 県庁内

—— 会費納入お願い・振替番号変更について ——

昭和50年度会費未納の方はお払いこみ下さい。年会費1,000円です。

尚会の郵便振替番号が昭和50年8月より次のように変更になりました。

納 入 先 振 替 東京1-151980
放射線イメージインフォメーション研究会

第24回委員会議事録

日 時 昭和50年3月15日 5時～
場 所 名古屋大学放射線科図書室
出席者 今川，奥村，佐々木，滝沢，竹中，長谷川

1. アメリカにおいて研究会を開催する件

(昼休に続き全参会者にて議事) 前回議事録に従い，会員に参加予定の有無をアンケート調査した結果が発表された。配布数179，回収69，参加7，参加予定6，未定4，不参加52，演題発表の予定8であった。

この結果をロスマン教授に伝え開催するかしないかは先方の判断によることとした。

2. 次回予定

6月上旬信州大学で行うこととした。

Canon

キヤノン株式会社
東京都中央区銀座5-9-9 〒104
☎ 572-4 2 5 1 (大代表)

アナログ画像処理 (I)

浜松テレビ株式会社 土屋 裕
電気通信大学 長谷川 伸

1. ま え が き

電子的な画像処理の手段については、すでに本講座第1回でふれたように、電子計算機によるデジタル処理(第6回予定)と、専用の処理装置によるアナログ処理とがある。アナログ処理は、さらにテレビカメラ出力などの映像信号を電子回路で処理するもの(次回に解説)と、撮像管や蓄積管などの電子素子やその使い方を工夫して画像が2次元情報であることを直接利用して行う処理とに分かれる。ここでは後者について述べる。

ただし、上記の区別は画然と分かれているものではない。今回述べる装置でも回路処理技術を併用したものや、全体としてアナログ機器であってもデジタル技術を取り入れたもの、論理回路を用いて判断動作をさせるものなどもある。この分野での技術の研究はまだ歴史が浅く、今後、電子計算機と組合せ、複合処理の形で画像処理、画像計測、画像伝送などに応用される可能性を考えると、ここで扱う内容の処理は“ハードウェアによる処理”と考えておいたほうがよい。

本稿ではまず、アナログ処理の手法、基本演算、重ね合わせ(convolution)処理につき述べ、次にこれまでに発表されている各種の処理について述べる。

2. 処理の手法

アナログ処理の代表的なものは重ね合わせによるボケ、ブレなど不良画像の修正と輪郭の抽出であるが、これは四則の基本演算の組合せで行う。ほかにも数種の処理が考えられている。

2.1 処理の手段

アナログ処理では画像信号を電気信号に変え、電氣的

な量の形で演算処理を行うのであるが、これには次のような手段が使われる。

(A) 多数の入力を回路処理する方法

処理されるべき画像上に特定の相対位置関係に保った数個の光電素子を置き、画面上を走査させながら素子の出力信号を回路で処理し結果を出力する。後に掲げる図2(a)はその例で、2つの光電素子による x 方向輪郭表示を示す。演算は点順次に行われる。

この処理のための入力部として専用の撮像管が作られ、また遅延回路を用いて通常の撮像管出力から等価的に数個の座標点の信号を同時に得る方法もある。

(B) 画像蓄積管を用いる方法

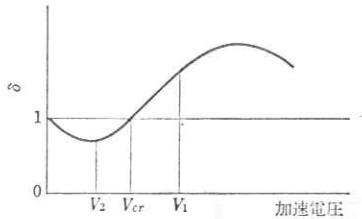
画像を2次元アナログ信号のまま蓄積、読取りできる素子は演算器として用いられる。実際には2次電子放出を用いた各種の蓄積管(撮像蓄積管、信号蓄積管など)で処理が行われている。蓄積管のターゲットには金属メッシュ上に絶縁物蒸着による電荷蓄積層があり、ここへ入射する電子の加速電圧と2次電子放出比 δ の間の図1(a)の関係をj利用する。電子像を入射させる際、加速電圧を $\delta > 1$ の V_1 の領域にしておくt蓄積電荷は正、したがって蓄積面電位は入射電子量に応じて正方向に動く。同様に $\delta < 1$ の V_2 の領域で動作させると蓄積電荷、蓄積面電位の動きは負量である。電子像を順次与えると蓄積面は各点ごとに並列に加減演算を行って結果を記憶する。演算結果の読出しは読取りビームを入射したときの蓄積電荷とビーム透過率の間の図1(b)のような関係を利用して行う。

(C) 非蓄積型撮像装置を用いる方法

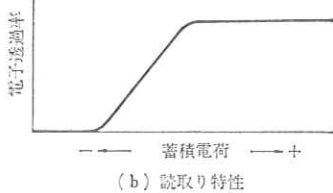
フライングスポットなどの非蓄積撮像装置を用い、特殊な走査や出力のフィードバックなどを行って処理する。

以上の他にも独自のものもある。

"Image and Its Processing; 4. Analogue Image Processing (I)"
by Yutaka Tsuchiya (Hamamatsu TV Co. Ltd., Hamamatsu) and
Shin Hasegawa (The University of Electro-Communication, Tokyo)



(a) 記録時の電子加速電圧と2次電子放出率δの関係



(b) 読取り特性

図1 蓄積管ターゲットの特性(模式図)

2.2 基本的演算

(1) 加減算

上記の(B), すなわち蓄積管を用いて処理する。蓄積管の動作状態を図1(a)の V_1 の状態とし画像 $f_1(x, y)$, $f_2(x, y)$ を重ねて記録したのち読出せば $f_1(x, y) + f_2(x, y)$ を得る。

上記と同様に正極性で画像 $f_1(x, y)$ を記録したあと、蓄積管の動作状態を図1(a)の V_2 の状態とし、負極性で画像 $f_2(x, y)$ を記録すると蓄積電荷量は $f_1(x, y) - f_2(x, y)$ であり、2画像の差が演算できる。

2画像の書き込みの量を変える、たとえば記録時間を変えるなどにより、2画像の線形和 $af_1(x, y) + bf_2(x, y)$ が得られる (a, b は定数)。加算の応用としては S/N の改善、減算の応用としては画像の差、たとえば移動物の検出、標準パターンとの差の検出、ネガポジ変換などがあり、線形和は重ね合わせ処理の基礎となる。

(2) 乗算

この場合も2.1節(B)の蓄積管を用い、まず動作状態を図1(a)の状態として画像 $f_1(x, y)$ を正極性でターゲットに記録する。次に電子流をターゲット上で $f_2(x, y)$ となるよう変調しておき、図1(b)の傾斜部で読出すようにすると、画像の積 $f_1(x, y) \times f_2(x, y)$ が得られる。

乗算の応用としては相関関数の演算があげられる。除算はいまのところアナログ演算の例がない。

(3) 論理演算

基盤目状のマトリックスに1, 0を白黒で表わした情報に対して論理演算を行うことができる。これにも2.1節(B)の蓄積管を用いる。

AND……前記の加算と同様に2画像 $f_1(x, y)$, f_2

表1 蓄積型イメージ管による論理演算

入力画像		蓄積電荷 Q	AND ($Q > 2q_0$)	OR ($Q > q_0$)
f_1	f_2			
0	0	0	0	0
0	1	q_0	0	1
1	0	q_0	0	1
1	1	$2q_0$	1	1

黒……0 白……1

(x, y) を記録する。各座標点における蓄積電荷 Q は表1の真理値表に示すように0, q_0 , $2q_0$ のいずれかである。 q_0 は1の情報が入ったときの蓄積電荷である。読取りにさいし、図1(b)を参照して蓄積電荷 q_0 以下の部分は読取り電子ビームがカットオフされ、電荷 $2q_0$ の部分のみビームが透過するよう蓄積管の動作状態(各電極の直流電位)を定めれば f_1 AND f_2 が出力される。

OR……AND 演算と同様に f_1 と f_2 を重ねて記録し、読取りのさい電荷0の部分のみビームカットオフ、電荷 q_0 以上の部分で透過するよう動作状態を定めれば f_1 OR f_2 が計算される。

NAND…… f_1 , f_2 を重ねて負極性記録する。読取りのさい蓄積電荷 $-q_0$ 以下の部分をカットオフする。

NOR……同様に負極性記録し $2q_0$ の部分をカットオフするようにして読取る。

論理演算は標準のパターンとの整合検知(テンプレートマッチング)、文字読取りなどに使われる。

2.3 重ね合わせによる輪郭抽出

基本演算の応用として重ね合わせ(convolution)処理が行われるが、このなかでは輪郭抽出が簡単であり、実用的でもある。重ね合わせは第1回と同じ記号を用いれば1次元、2次元の場合それぞれについてすでに述べたように、

$$g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \cdot h(x-x') dx' \quad (1)$$

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot h(x-x', y-y') \cdot dx' dy' \quad (1')$$

で表わされるが、これを、

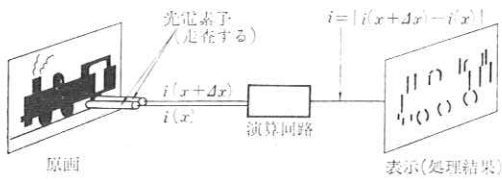
$$g = f * h \quad (2)$$

と表わすことにする。

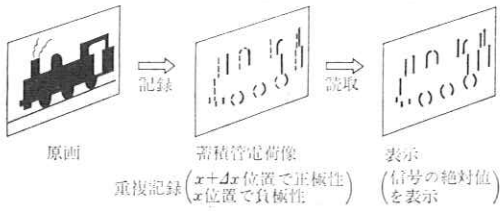
一方、画像の輪郭とは輝度レベルの急変する部分である。したがって一般の画像から輪郭だけの画像を抽出表示するには、電磁気学における電界の求め方と同様、画像輝度の gradient すなわち1次微分を求めるか、または2次微分を求め、その値の大きい所を抽出表示する。

(1) 1次微分

x 方向に関する輪郭は $\partial f / \partial x$ の計算で求める。



(a) 多数の入力と処理回路を用いる ISAP 法



(b) 蓄積管による IPAS 法

図 2 2種の重ね合わせ技術による処理 (いずれも図3(a)のx方向微分オペレーターとの重ね合わせの例を示す。点線は負極性であることを示す)

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \left(\frac{f(x + \Delta x, y) - f(x, y)}{\Delta x} \right) \quad (3)$$

であるから小さい画素間隔を Δx にとれば、 x 方向隣接 2 画素の輝度差を計算して表示すればよい。

この実行には図 2 の 2 方法のいずれかがよく用いられる。ひとつは 2.1 節(A)の入力手段によるもので、図 2 (a)のように x 方向に近接して並べた 2 個の光電素子と差動増幅器を用い、光電素子の組で画面を走査しつつ 2 点の輝度差を出力する (輝度差の絶対値をとれば微係数の絶対値 1.5 倍輪郭となる)。1 画素の演算は同時に、全画面については点順次に演算されるため、イメージシリアル・アパーチャパラレル (image serial-aperture parallel, 以下 ISAP とかく) 法といわれる。

他の方法は図 2 (b)のように 2.1 節(B)で述べた蓄積型の電子管を用いる方法で、まず原画像を正極性でターゲットに記録し、次に電子ビームをわずかに偏向して全画面を x 方向に 1 画素分だけずらせ、負極性として重ねて記録する。これによりターゲット上の各点ごとに(3)式の演算が行われているため、これを読み出して表示する。この方法では単位の演算は順次に、しかし全画面同時に演算が行われるため、イメージパラレル・アパーチャシリアル (image parallel-aperture serial, 以下 IPAS) と呼ぶ。

以上、両方法とも図 3 (a)または(b)に示す関数 $d(x, y)$ と原画 $f(x, y)$ を(1)式を用い座標領域で重ね合わせ処理を行っていることが式からわかる。 $d(x, y)$ を微分オペレーターという。

y 方向の微分 $\partial f / \partial y$ についても同様に処理できる。 x 方向の微分ならば通常のテレビカメラの出力と微分回

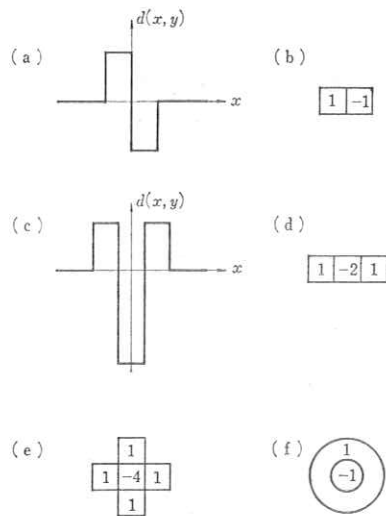


図 3 微分 (輪郭抽出オペレーター)

- (a), (b)は x 方向 1 次微分オペレーター
- (c), (d)は x 方向 2 次微分オペレーター
- (e), (f)は全方向 2 次微分オペレーター

路を用いて処理することもできるが、これは周波数領域での処理である。

全方向の微分 $[(\partial f / \partial x)^2 + (\partial f / \partial y)^2]^{1/2}$ の演算については、2.1 節(B)の蓄積管では不可能、2.1 節(A)の多数入力法では可能ではあるが、これまでに発表された例はない。(C)の非蓄積型撮像管に特殊な走査をほどこせばこの処理は可能であるが(後述)、座標領域での重ね合わせ処理ではない。

(2) 2次微分

画像の全方向の輪郭抽出やボケ修正には 2 次微分をよく用いる。まず x 方向の 2 次微分については第 1 回の(3)式に示したように、本稿の図 3 (c)または(d)に示す微分オペレーターと原画との重ね合わせ処理を行えばよい。具体的に ISAP 法で行う場合は x 方向に Δx ずつずらせて並べた 3 個の光電素子で画面を走査しつつ、両側の素子出力の和から中央素子の出力の 2 倍を減じた信号を回路で作って表示する。IPAS 法で行う場合は原画を負極性で蓄積管に記録し、次に画像全体を Δx だけ x の正および負の方向にずらせ、それぞれ半分の強度で正極性に重ねて記録したのち読出す。

y 方向の微分についても同様である。全方向の微分については $\partial^2 f / \partial x^2 + \partial^2 f / \partial y^2$ すなわちラプラシアンを用いる。これはベクトル量ではなく、オペレーターは方向微分の和として図 3 (e)のようになる。ISAP 法で行うには十文字に並べた 5 個の光電素子の出力にオペレーターの重みをつけて加算すればよい。IPAS 法では 5 回の記録演算を順次行う。後者の場合、図 3 (f)のオペレー

ターを用いることも多い。この場合、正の演算は画面を微小円走査する。

2.4 重ね合わせによる画像修正

まず簡単のため1次元画像を扱うことにする。任意の画像装置の入出力のスペクトルの間には第1回(6)式の関係があるから、フィルター関数 $M(N_x)$ を用い、空間周波数領域で、

$$G(N_x) \cdot M(N_x) = F'(N_x) \quad (4)$$

$$\text{ただし、} M(N_x) = 1/H(N_x) \quad (5)$$

の処理を行えば F' は F と同じであり、ボケ画像をもととして完全な画像を復元できる。

この処理は周波数のフィルタリングで、撮像管のビームの太さに基づくボケを修正するアパーチャ補正は数学的な厳密さはともかく、(5)式をそのまま具体化したものである。2次元の場合は第2回に詳述した。

次に、修正関数 $m(x)$ を $M(N_x)$ の逆変換として、

$$m(x) = \int_{-\infty}^{\infty} M(N_x) \exp(iN_x x) dN_x \quad (6)$$

で定義すると、上記の(4)、(5)式は、

$$g(x) * m(x) = f'(x) \quad (7)$$

$$m(x) * h(x) = \delta(x) \quad (8)$$

となる。カメラその他の線形画像機器はすべて(1)式を行う重ね合わせアナログ演算機であるから、(7)、(8)式は次のように解釈できる。“カメラIで撮影して得たボケ画像を修正カメラIIで再撮影する。両カメラのLSFの重ね合わせが $\delta(x)$ になるよう選んでおけば、ボケ画像から完全な原画を導き出すことができる”。

(8)式を満足するようなLSFは一般には負の光量を必要とするため光学レンズでは実現できず、電子的手法で等価的にこのようなLSFを作って処理する。 $m(x)$ は処理技術上は図3の各オペレーターと同様、演算子の意味を持つから修正オペレーターと呼ぶことにする*。

2次元画像に対する式を次に示す。

$$g(x, y) * m(x, y) = f'(x, y) \quad (7')$$

$$m(x, y) * h(x, y) = \delta(x, y) \quad (8')$$

画像修正を行うには(8)式または(8')式で既知の h から m を計算し、ISAP法またはIPAS法で重ね合わせ処理をする。 m が連続関数の場合はとびとびの x の値に対する階段関数の形で m を近似し、微分の場合と同様な手順で処理する。演算回数の少ない簡単な処理を中心に研究されている。

(1) 流れ写真¹⁾

1方向(x 方向)に等速にぶれた写真を流れ写真といい、ボケのLSF(line spread function) $h(x)$ は図4(a)のようになる。そこで修正オペレーター $m(x)$ と

* mask function ともいう。

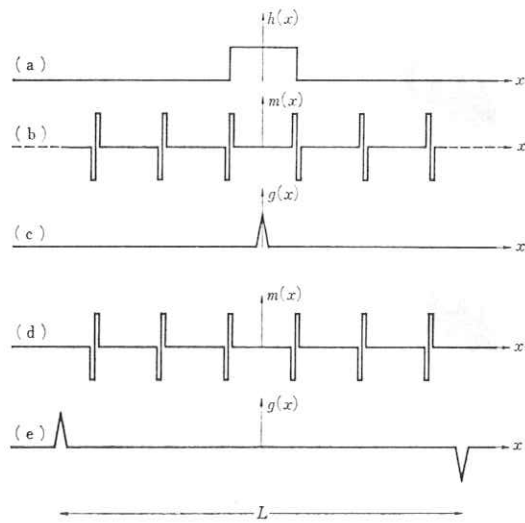


図4 流れ写真の修正

(a) 流れのLSF, (b) 修正オペレーター, (c) (b)図のオペレーターによる線像の出力, (d) 修正オペレーター, (e) (d)図のオペレーターによる線像の出力

して図4(b)を用いれば(8)式が満足される。現実には無限回の演算はできないため、図(d)のように n 個で止めると、 $h * m$ は図(e)で与えられ、再生画像は寸法 L だけ離れた陰画と陽画になる。 L は流れの幅と演算の組の数できまり、陰陽画が充分離れるようにする。

(2) ボケ画像

一般のピンボケ写真のような場合、アナログ処理は必ずしも適当でない。ボケが1次元でしかも Gauss 関数に従うといった特別な場合について修正関数が計算されている¹⁾。しかし一般の2次元的なボケの場合、修正オペレーターが複雑になるため計算機を用いて空間周波数で処理する方が便利だからである。

一方、数学的に厳密ではないが、ボケ画像に輪郭を加えて補正する程度のことにはアナログ処理で行われる。本来図5(a)の点線のような輝度分布の像が、レンズの収差により同図の実線のようにボケて写ったとする。ボケ写真から2次微分を抽出すると同図(b)のような値をとるから、ボケ画像から2次微分信号をさしひくと同図(c)のようにボケが改善される。修正オペレーターとしては原信号と2次微分とを適当な割合で混じた同図(d)のようなオペレーターを用いる。この処理は2.1節(B)の蓄積管のほか、テレビ系にも応用される。

(3) 網目写真の補正

新聞写真等の網目構造の修正について考える。ここでは簡単のため、網目を x, y 2方向垂直目状で点間隔を $2l$ とする。網目写真には x, y 方向に空間周波数 $1/2l$ の強いスペクトルが混入する。図6(a)のようなオペレ

ターを考えると、そのフーリエ変換は同図(b)のようになり、網目スペクトルは伝送されないため修正オペレーターとして使用できる。実際には2.1節(B)の蓄積管を

利用し図6(c)のように走査しつつ記録し、等価的に図6(a)のオペレーターを得るようにする。

3. 処理の実際

3.1 複合開口による処理

2.1節(A)で述べた多数の入力を用いるISAP処理(image serial-aperture parallel)は適当なハードウェアと結びつけて行われている。その面から解説する。

(1) マルチセクター²⁾

複合開口で画像を電子的に走査するものとして、図7に示すような9個(縦横3×3)のアーチャーを持ったマルチセクターと呼ばれる静電集束、電磁偏向型の撮像管がある。

入射画像を光電面で光電子流に変換して加速し、アーチャー直前に電子像を結ばせる。この電子像を偏向して9個のアーチャーから電子を取り出し、それぞれ9個のチャンネルマルチプライヤーで電子増倍して映像信号を取り出す。この管は、外径1.5インチ、長さ約250mm、マルチアルカリ光電面でその有効径は19mm、解像度は500TV本である。

図3のようなオペレーターで表わされる重ね合わせ積分を行い、微分によるエッジの抽出(x, y 2軸方向)、2次微分による輪郭の抽出などができる。また、映像信号間の論理積を求めるテンプレートマッチングによって簡単なパターン認識ができる。なお、この管は動画のエッジの位置をリアルタイムで計測する簡単な構造のトラッカーにも応用できる。

(2) 回転ドラムによる走査¹⁾

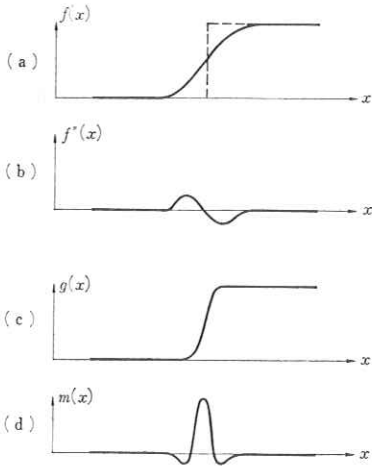


図5 ポケの修正

(a) 原画 $f(x)$, (b) 2次微分 $f'(x)$, (c) 出力 $g(x)$
(d) この処理を行うためのオペレーター

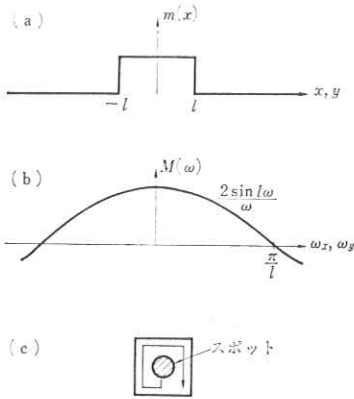


図6 網目修正

(a) オペレーター, (b) そのフーリエ変換, (c) 実際のオペレーション(蓄積管への記録オペレーター)

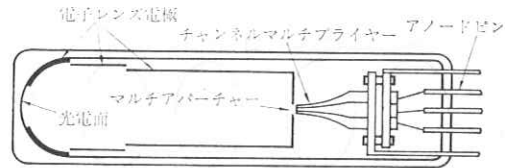


図7 マルチセクターの構造 (Abraham ら)

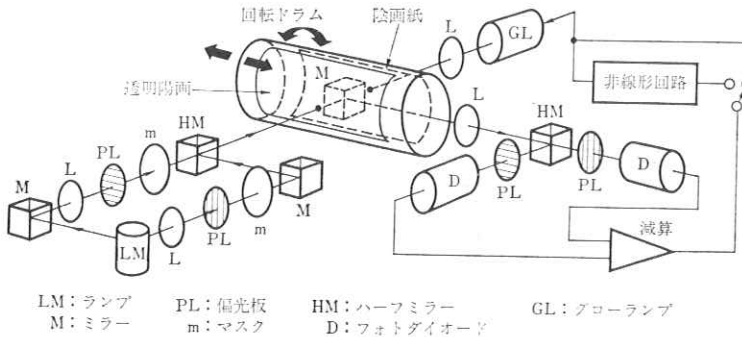


図8 Swindell の画像処理装置

回転ドラムで走査し、さらに複雑な形の重ね合わせ積分を求めるものに、Swindell¹⁾の報告がある。図8で、透明ドラムに透明陽画を巻き付け、陽画を直交する偏光で照射する。重ね合わせ積分を行うオペレーターには正負両極性の重みが必要であるが、輝度分布には負値がないため、正負の符合に応じてそれぞれ直交する偏光を用い、あとで分離して回路的に処理する。オペレーターの重みは、偏光光源と陽画の間に入れるマスク(透過率分布)を陽画に投影して与え、透過光の総量を直交した偏光板を通して2個のフォトダイオードで検出し、その差を増幅してグローランプの輝度を制御し、上記回転ドラム上の陽画と反対側に巻き付けた陰画紙に焼き付ける。コントラストの修正などの非線形処理は、差信号を非線形回路に通してグローランプに導く。

この方法は、マスクを変えることによって種々の重ね合わせ積分ができ、2.4節の各項に示したオペレーターを用い、流れ写真の修正、テンプレートマッチングによる文字認識、輪郭抽出などができる。

3.2 多重重畳による処理

前節に述べたものは画像の一部を取り出して重みを与える ISAP 処理であったのに対し、蓄積管を用いると四則演算、IPAS 法による重ね合わせ処理などができる。後者はオペレーターが全画面内で一定の場合、重み(利得と極性)の異なる画像をずらせながら次々に加算して行う。

2次電子放出現象を用いた演算の原理はすでに述べたが、実際には次のようなものがある。

(1) 蓄積型イメージ管による処理^{3),7)}

蓄積型イメージ管は光電面と螢光面との間に蓄積ター

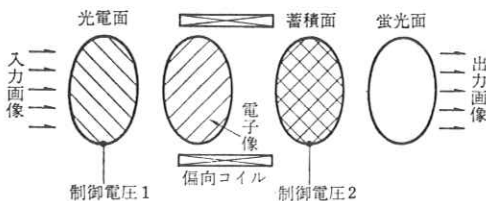


図9 蓄積型イメージ管による画像処理

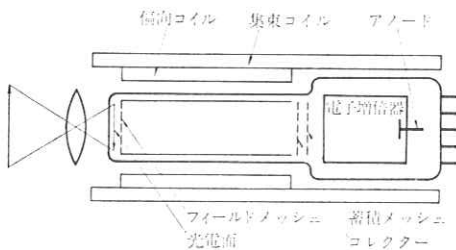


図10 像比較管の構造 (ITT, News Letter)

ゲットを持ち、走査を行わず蓄積画像を直視し得る。

蓄積型イメージ管による処理は図9のようなになる。画像を蓄積したあと、第2の画像を入射しながら読取ると、第2の画像に応じた光電子像が蓄積面を通り抜けるとき変調(透過率変調)され、両画像の積が得られる。この性質を積極的に利用して画像の相関を求める像比較管³⁾と呼ばれるものがある。これは、図10に示すように、蓄積型イメージ管の螢光面の代りに電子増倍器が取り付けられており、電気信号出力が得られる。

重ね合わせ積分は、重みと位置の異なる数枚の画像を重ねたあと、均一な入射光で読取って求める。この結果、画像の微分、2次微分、空間フィルタリングなどが行える^{4),5)}。また、蓄積面を2枚設けた蓄積型イメージ管もある⁶⁾。

白と黒の2値画像の加算を行い、読取り時の蓄積電極電圧で読取り画像のスレッシュドを制御すると、表1に示すような論理演算ができる^{7),8)}。

(2) 撮像蓄積管による処理^{9),10)}

撮像蓄積管は、光学像で書込み、走査電子ビームで読取る撮像管と蓄積管の機能を兼ね備えたものである。したがって、蓄積型イメージ管による処理のような暗室作業が不用となり、処理結果が通常のモニターに得られる。図11に撮像蓄積管を用いた画像処理装置の系統図を示す。この装置では、画像の減算による移動物体の抽出や欠陥検出、2次微分による物体の輪郭抽出、平均化処理によるS/Nの改善、画像の尖鋭化などが行え、これらはオペレーター選択スイッチによって選べる。

画像処理の解像度は、中心で400TV本であるが、周辺は正負両極性の画像のわずかな回転ずれのため150TV本程度となる。写真1に図6のオペレーターによる網点画像の修正例、写真2に図5のオペレーターを用いた画像の尖鋭化の例を示す。

なお、上述のような処理は電気信号で書込む蓄積管(走査変換管)でも同様に行え、交通流計測への応用例がある¹¹⁾。

3.3 特殊な処理

これまで述べたものは、重ね合わせ積分処理を主な目的としたもので、多目的型といえる。しかし、実際に画像処理を何らかの目的に使用するときには、単機能力で充分であることが多く、特殊な処理方法がある。

(1) フライングスポット装置による画像微分器¹²⁾

フライングスポット装置(以下FSS)で、濃度勾配が一定とみなせる微小部を円偏向すると、光電管の交流出力信号が画像の濃度勾配に比例する。したがって、FSSのラスタ偏向(主走査)に微小な円偏向(副走査)を重ねたトロコイド走査を行い、交流出力信号をラスタ

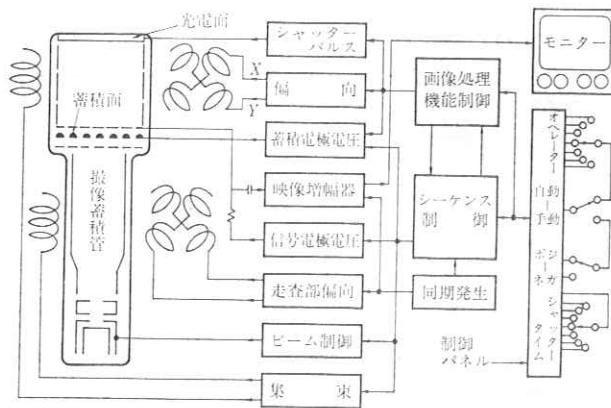
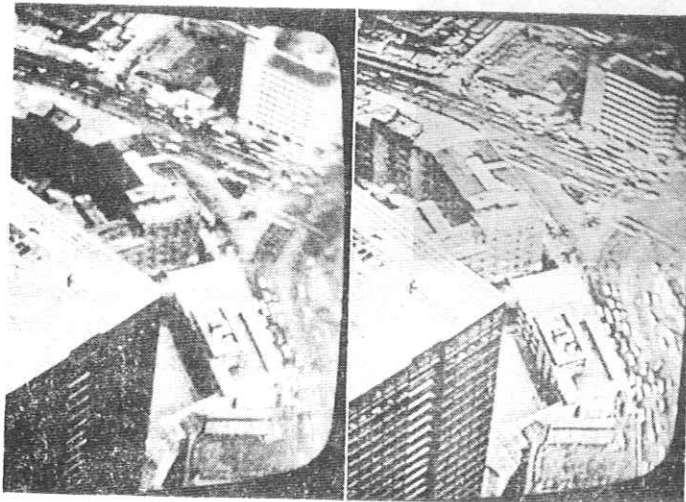


図 11 撮像蓄積管を用いた画像処理装置



(a) 処理前 (b) 処理後

写真 1 網点画像の修正例



(a) 処理前 (b) 処理後

写真 2 画像の尖鋭化の例

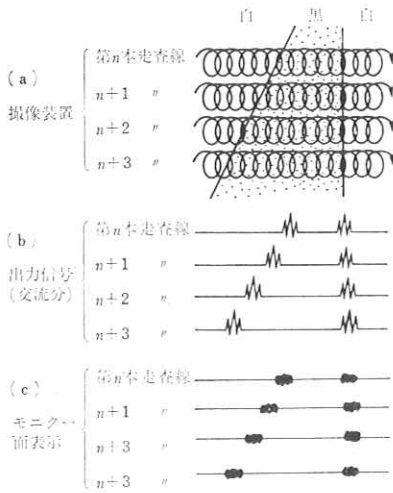
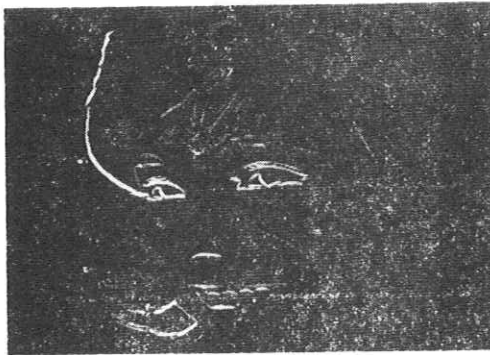


図 12 トロコイド走査蓄積撮像装置による画像微分



(a) 原画



(b) 微分画

写真 3 トロコイド走査による画像微分

一走査しているモニターに導けば微分画像が得られる。

図 12(a) に示すように、輝点がスライド上の濃度差のあるところを通過すると、光電管の出力信号の交流分は(b)のようになるため副走査周波数成分のみをフィルターで取り出せば微分信号となる。主走査周波数を 15.75 kHz にすれば通常のモニターが使える、このときの微

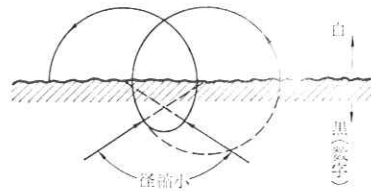


図 13 輪郭の走査方法 (IBM JOURNAL)

分例を写真 3 に示す。

(2) チャンネル型イメージ管による処理¹³⁾

チャンネル型イメージ管は、光電面と螢光面の間にチャンネルプレートを組み込んだものである。ところが、チャンネルマルチプライヤーは一度電流が流れると、その直後の 10 ms 程度の間、入力に対する増幅率が低下する不応期がある。したがって、チャンネルマルチプライヤーを 2 次元的に並べたチャンネルプレートは、一種の画像メモリーとなり、不応期に一樣な光を入射すると陰陽反転した画像が得られる。この性質をうまく利用し、自動車の衝突実験を記録したフィルムから車体に印した標点の動きを追跡する装置がある。

(3) FSS による手書き数字の判読¹⁴⁾

FSS と演算回路を組合せて特殊な走査をし、輪郭を手がかりとして手書き数字を判読する装置がある。輪郭を調べる走査は図 13 に示すように、輝点がパターンの内部に入ったときに円偏向の径を縮小する方法を用い、径を充分小さくすれば任意の形の輪郭に追跡できる。

最初の走査で数字の大きさを計測して次の走査の径を計算し、次の走査で正規化した輪郭の位置を x, y の 2 軸について計測する。数字を 3×4 のマス目に分割し、おのおの領域で上記の計測値から輪郭の方向を 45° ずつに等分割した 8 方向に分類して、論理回路で判読する。

30 分間の訓練を受けた 45 人が書いた 23500 文字について実験した結果、判読率 99.3% 程度が得られている。

(4) プリント基板の傷認識¹⁵⁾

テレビカメラで得られる映像信号を 2 値化して、2 次元的な局部メモリーに記憶し、これを並列に読取って前述の複合開口によるテンプレートマッチングのような処理をして、プリント基板の傷を認識する装置がある。これは、正常なプリント基板の画像はある大きさ以上の円の軌跡によって表わされるが、傷などの異常部分はこれより小さい円の軌跡でしか表わせないことを利用している。

このような微小異常の認識方法には、境界間隔法、拡大縮小法、周囲平均法がある。境界間隔法はテンプレートによってパターンの間隔を測る方法、拡大縮小法は着目する状態をあらゆる方向に一定距離だけ広げたあとと縮

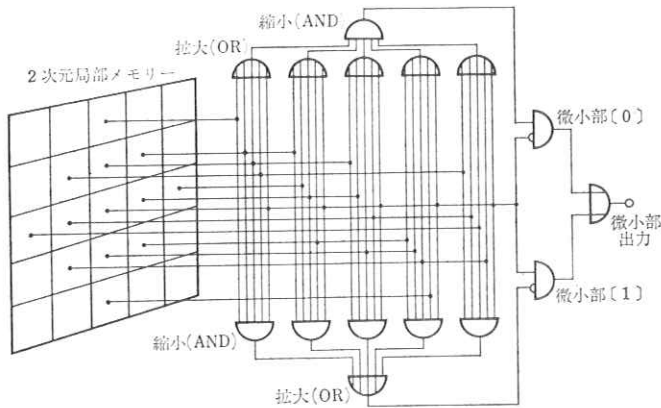


図 14 拡大縮小法の論理回路 (鳥野ら)

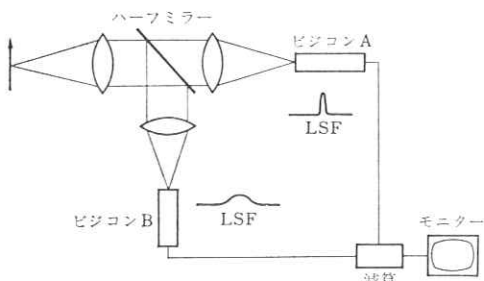


図 15 テレビ系によるボケ修正

めて微小部をおしつぶす方法である。周囲平均法は着目点から一定距離内の状態を調べ、多い方の状態を着目点の状態とする方法である。図 14 は、拡大縮小法の論理処理を示したもので、拡大は OR、縮小は AND 回路で処理する。

この方法は、正常なパターン（辞書）を必要としない新しい手法である。

(5) テレビ系による解像度改善¹⁶⁾¹⁷⁾

X線透視テレビ装置では蛍光板（およびこれを含んだ X線蛍光増倍管）の OTF が不十分のため、撮像管に入る前に画像の高空間周波数成分が失なわれ、テレビ系でこれを改善することが研究されている。

図 15 はその例で、被写体像はハーフミラーで 2 分されて 2 本の撮像管に入る。ビジコン A は充分焦点調整し、ビジコン B は焦点をわずかにはずしておき、前者の出力信号から後者を適当な割合で減算する。これにより、出力像は原画像に図 5 (d) のボケ修正オペレーターを重ね合わせた結果となり、輪郭の強調された像がモニターに表示される。

イメージオルシコンは画像のキレが良いといわれ、現在も X線テレビによく使われる。これは黒ぶち効果により点像に対する出力が図 5 (d) のようになり、重ね合わ

せ処理で輪郭を強調したような効果を持つためである。

4. む す び

以上、アナログ画像処理のうち、画像が 2 次元分布情報であることを直接利用した処理について述べた。このほかにもフライングスポットを利用した電子引伸し機などがあるが省略した¹⁸⁾。

ハードウェアによる処理は計算機処理にくらべると精度が劣り、高級な判断処理がむずかしく、処理内容の変更が簡単にはできないなど欠点を持つ。一方、計算機処理にくらべ所要時間、経済性の点で有利である。技術的には画像情報をディスクやテープなどに記録することをせず、原画自体をメモリーとして使用している点がアナログ処理の特長で、上記の利点を生む原因となっている。

画像処理の将来を占うことはむずかしい。しかしデジタル計算機による認識など高級な判断を伴う精度の高い処理のほか、処理内容が比較的単純で単能の画像処理装置が医用、工業計測用などの分野で必要になるものと思われる。すなわち、やや高級な画像計測装置とでもいべきもので、画像の比較的簡単な処理や特長の数量化を行い、最終的な判断や処置は人間が担当しようとするものである。この目的にはアナログ画像装置が適している。この分野では半導体素子の発展に伴って、これまで困難であった処理も実現できるようになり、新しいアイデアの生かされる余地も残っており、進展を願っている。本文が何らかの御参考になれば幸いである。

〔参 考 文 献〕

- 1) W. Swindell: A Noncoherent Optical Analog Image Processor, Appl. Opt., 9, 11 (1970) 2459-2469
- 2) J.M. Abraham, C.E. Catchpole, G.W. Goodrich: Image Processing with Multiaperture Image Dis-

- sector, SPIE J., 6 (1968) 93-96
- 3) ITT: See Saw Image Correlation Tubes, News Letter, June (1967)
 - 4) J.K. Hawkins, C.J. Munsey: Image Processing by Electron-Optical Techniques, JOSA, 57, 7 (1967) 914-918
 - 5) C.J. Munsey: An Electro-Optical Search and visibility Enhancement Technique, SPIE Seminar Proc., 12 (1968) 175-182
 - 6) R.L. Beurle, G.W. Jenkinson: A Charge Image Storage Tube for Character Recognition, Advance in Electronic and Electron Physics, 28, Academic Press, London (1969) 1043-1050
 - 7) B.L. Morgan, R.W. Smith, G.A. Wilson: A Storage Image Tube for Optoelectronic Computing, Advance in Electronic and Electron Physics, 28, Academic Press, London (1969) 1051-1058
 - 8) 鈴木: イメージ蓄積管, テレビ誌, 27, 6 (1973) 474-476
 - 9) 鈴木, 倉沢: 撮像蓄積管とその画像処理への応用, テレビ誌, 27, 9 (1973) 697-703
 - 10) 土屋, 鈴木: 撮像蓄積管による画像処理, テレビ誌, 28, 5 (1974) 383-388
 - 11) 尾上, 浜野, 大場: シリコンターゲット蓄積管の画像処理への応用, 画像技術, 4, 10 (1973) 13-27
 - 12) 長谷川, 金子, 則包: 特殊フライングスポット装置による画像微分器, テレビ全大, 11-1 (1973)
 - 13) A. Seko, H. Kobayashi: Application of Channel Multiplier Plate as Image Information Processor, RSI, 44 (1973) 400-405
 - 14) E. C. Greanis, P.F. Meagher, R.J. Norman, P. Essinger: The Recognition of Handwritten Numerals by Contour Analysis, IBM J., Jan. (1963) 14-21
 - 15) 鳥野, 目瀬, 池田, 江尻: 複雑パターンの異常認識, 電学全大, 1347 (1973)
 - 16) 橋詰辰夫, 津田元久: X線テレビジョンの輪郭強調, 島津評論, 29, 93 (1972)
 - 17) O. Schott: Image Improvement by Processing the Fourier spectrum of X-ray Patterns, 12th ICR Symposium Lecture (SO 220) (Oct., 1969)
 - 18) 辻内順平ほか: 光学情報処理, 朝倉書店 (1974)

フォトンファクトリー の SOR 放射光の X線診断への応用

東大病院中央放射線部 竹 中 榮 一

§ 1 は し が き

近年所謂フォトンファクトリー計画が推進されている。これは電子シンクロトロン軌道放射電磁波 (synchrotron orbit radiation, SOR) を、素粒子物理学、工学、医学、農学の方面まで幅広く利用する国立総合研究所を作らんとする計画である。東大原子核研究所の 1.3 GeV の電子シンクロトロンは耐用年数が少ないこと、またその SOR 利用が研究者の手弁当的な努力にも拘らず、優れた業績を挙げているのに鑑み、大規模の電子シンクロトロン並びに SOR 利用のためのストレージリングを建設する計画が富家雄、高良和武両教授らにより進められている。ついては放射線医学への応用について意見を求められた宮川正教授 (昭和 46 年) の推薦で著者がオヴザーバーのような資格でときどき参加していた。放射線生物学的利用はともかく、放射線診断学への利用については強力なモノクロム X 線の利用ということだが検出系の未開発と相俟って、その利用は不十分であった。最近計画も具体化し放射線診断学への応用も積極的に計るべきだと考え、放医研梅垣洋一郎部長、飯沼武、須田善雄の諸氏と討議し、日本放射線医学会物理部会で著者、須田がその応用について発表。

素粒子物理学の主要な研究施設として 1.3 GeV の電子シンクロトロンが東京大学原子核研究所 (共同利用) に 1956 年に完成され、核子の励起状態の研究が開始された。1962 年から SOR が物性物理学研究に利用され始めた、SOR の特長は遠紫外から軟 X 線にかけての極めて強い電磁波であり、これは従来無駄に捨てられていた。しかしこの SOR は光源として不安定で精密実験がむづかしいという欠点がある。これを補うためにストレージリングといふ電子シンクロトロンで加速された一定のエネルギーの電子を一定の円形軌道に蓄えて、高エネルギー物理実験並びに SOR 利用実験に使用している。電子シンクロトロンやストレージリングのエネルギー増大と共に SOR 領域が 10 ~ 150 KeV の硬 X 線の領域にまで広がり重元素の最内殻電子を電離するに十分となった。かくて高エネルギー物理学、回折結晶学、新しい光電子分光学、分析化学、放射線化学、生物機能の解析、放射線生物学、放射線農学、放射線診断学への新しい応用が考えられている。モノク

ロムX線の放射線診断への応用についての問題点などについて報告する。

§2 電子シンクロトロンおよびストレージリングの原理

電子をシンクロトロンの原理で加速すれば電子の運動エネルギーが大になると相対論的質量が増大するので、磁場を変化させて電子を加速する方法が行われる。LINACなどで電子を数 MeV (約光速) に加速しシンクロトン振動を行いつつ安定円軌道に近付ける。すなわち磁場H (ガウス) がエネルギーE (GeV) の電子に垂直に加えられると Lorentz 力により半径R (m) の運動をする。

$$R(\text{m}) = \frac{10^2}{3} \frac{E(\text{GeV})}{B(\text{gauss})}$$

次に電子の回転周波数の整数倍の大出力の高周波を入れると、電子は繰返し加速される。

このような高エネルギー加速器においては普通のX線管と同様に加速電子が物質に衝突して所謂制動放射の電磁波を出す。物質は核外電子と荷電粒子の集合の原子核からなっているので電子がそれらのクーロン電場の所を通ると電子が急激に曲げられ、その運動エネルギー差が光子となり、所謂連続波長の電磁波を生ずる。また電子シンクロトロンのとき電子は磁場で方向を曲げられ加速度をうけるので電磁波を放出する (synchrotron orbit radiation, SOR)。この放出される電磁波は電子エネルギーと磁場に関係する。

$$\lambda_p = \frac{141}{BE^2} = 4.23 \times \frac{R}{E^3} [\text{\AA}]$$

$$N = 1.30 \times 10^5 B^2 E^2 = 1.44 \times 10^8 \frac{E^4}{R^2} [\text{ph}/\text{\AA} \cdot \text{sec} \cdot \text{el}]$$

このように電子エネルギーに対しSORのエネルギーは極めて低くゆるやかな連続分布をする。

その指向性は

$$\phi = \frac{\text{電子の静止質量エネルギー}}{\text{電子のエネルギー}} = \frac{0.51}{E} \times 10^{-3} \text{ rad}$$

であり、極めてよいので、適当なモノクロメーターで任意のエネルギーを取出すことができる。

ちなみに普通のX線管では電子ビームが衝突し死んでしまい変換効率が悪いが、SORのエネルギーは電子のEと比べると大変小さく加速用高周波空洞で失ったEを補給され回転しつづけるので、電子が触媒となって加速用高周波の長波長の電磁波が短い波長のSORに変換されるにすぎないと考えてよく、変換効率は極めて高い。

シンクロトロンの1 サイクル中に波長分布が変ること、また1 サイクル毎の加速電子の数が異なるのでSORは非常に不安定であるが、電子シンクロトロンで磁場が最高になったとき電子のエネルギーは一定になり、磁場をそのままにすると、そのまま回転するのでSORは安定である。この電子塊をストレージリングという一定磁場のもとの一定軌道の中へ打込み回転つづけさせるので、SORで失う電子を自動的に補いかつ、有効電子量を電子シンクロトロンのSORの100倍も強力にできる。また陽子-電子衝突装置として素粒子物理学的にも極めて有用であるといわれている。SORは 10^{-9} Torrの真空中で残留イオンとの衝突など失われ半減期数時間であるので、数時間に1回電子を補給する。SORとして数 μ secに1n secパルス状のX線として取出される。

§3 SORの特長

最大の特長はその強度が普通のX線管の、1万倍位ある。これは平均値だが瞬間値としてはもっと強いといわれている。2~3 GeV ストレージリングのSORの特長は

- 1) 原子、分子の全く関係しない真空中の電子の発光である。発光機構が既知であり計算で強度および波長分布を知りうる。
- 2) そのスペクトルは赤外から硬X線にかけての滑らかな連続スペクトルである。
- 3) 極めて強力である。
- 4) 電子軌道の切線方向に鋭い指向性を有し、幅はm rad以内でレーザー光より指向性がよい。
- 5) 電子軌道面に高度の偏光性を有する。
- 6) n secのパルス光源で数 μ secの間隔でおこる。

§4 フォトンファクトリ計画

LINAC (100 MeV, 160 mA, 3 μ sec)の電子銃から100kVの熱電子をパルス電場で引出し50 MHz, 500 MHzの大電力マイクロ波にのせてLINAC (10^{-6} Torr 真空)で100 MeVに加速し、ビーム整形用電磁石を通し2.5 GeVの電子シンクロトロンで打込み加速し、一部高エネルギー実験に使用し、2.5 GeVのストレージリングに打込み強力なパルス状の一定軌道の回転電子塊とし、陽子、電子衝突反応実験やそのSORを各種領域のSOR実験室にチャンネルを導く。

SORの電子の半減期数時間に応じて電子を供給する。シンクロトロンの高周波加速はストレージリングの周波数と同期している。電子の回転数の50倍の50 MHzの高周波のとき、電子ビームは50個のバンチからなるが、ストレージリング入射のときは電子銃の後に、ビームカッターを入

れ一定時間だけビームを加速しシンクロトロンに入れ、その特定周波数のバケツに電子を入れバンチを1つにする(約1分かかる)。

ストレージングには4つの強さの異なる電流石があり、大体4つの波長グループのチャンネルに分れる。ビームチャンネルは始め約10本付け2本は高エネルギーの電子と γ 線用で8本は反射鏡やモノクロメーターを付けて、波長、波長幅、偏光を選別し、さらに1本を3本に分け20~30本に分ける。そしてエネルギー、幅強度、ビームの広がり、時間的変化、偏光度が指定され、測定器、オンラインコンピュータ、その他実験に必要な設備を整える。

使用グループは、①加速器、②高エネルギー、③分光分析、④回折散乱、⑤放射線効果(生物と放射線診断)に分れ、放射線診断は⑤の中に含まれているが診断への応用を積極的に考えるとき放射線生物学用チャンネルと別個になろう。

§5 放射線診断への応用

X線の医療面への応用として患者の治療および診断への応用がある。放射線は元来、人体へ有害でありかつ、生殖細胞への効果は、蓄積するので、治療面では、現在悪性腫瘍への治療に限定され、高エネルギーの電子線またはX線へと、また一方では重粒子線の治療への応用へと指向している。診断面への応用としてX線の吸収差のフィルムによる検出は三次元物体をX線の入射方向に圧縮して二次元分布としているので、ある深さの所の臓器または病変を検出したいという欲望が断層撮影を進展させ、ついで吸収係数分布を求める所謂EMI スキャン、ACTA スキャナー、GIRETOMへと発展してきたが、モノクロームX線で写真をとったりその生物学的効果を調べたいというのは多年の希望であった。ラジオアイソトープの単色 γ 線による外部照射線源では、比放射能の関係で線源が大きすぎるので、半影が大となり使用範囲は限定される。工業方面における厚み計と同じようにTransmission scanningとして一部使用されている。したがってSOR放射光の登場は画期的なものであり、単色X線像をとることができるという夢をかなえてくれる。単色X線としての特色を生かし、新しいX線計測学の方面として表1の3方法が考えられる。

1. dynamic な体内物質分布の測定 前述のようにこの場合入射方向に沿った体内物質の吸収係数分布を得、すなわち一定の微小な断面厚さの吸収係数分布を考えなくては従来のX線写真を抜けきることができない。これらの場合一定の線源の大きさとX線ビームのコントロール(強さおよびパルス)が必要である。現在脳断面スキャナーとしてX線源で人体横断走査し、NaI 検出系を用い、その断面の相対吸収係数分布を得る方法が欧米で重視されX線吸収率差1%以下、大きさ数mmの検出能力といわれている。このとき指向性があるSOR光を用い完全に近い単色X線源を用

表 1. SOR放射光の放射線診断への応用

1. dynamic 体内物質分布の測定 体内一定断面厚内の X 線吸収係数分布を短時間で測定
2. 蛍光 X 線法 物質の定量測定 物質分布の測定
3. ホログラフィーの応用 Fresnel zone plate imaging の応用

い、かつ、NaI 検出系のエネルギー解像力以上を有する検出系を用いるとき現在の EMI スキャナー以上の検出能力を有し、後述のようにこれらの分布の dynamic study ができる可能性がある。かくすれば患者は検査のために何らの苦痛も味わうことなく従来の身体軟成分として物体の三次元分布、二次元分布に圧縮した透過型 X 線写真では同一と見られた身体各臓器および臓器内の異常成分分布、すなわち組織の病変や変性や悪性腫瘍の発生を適格に検出できるようになる。正常身体内の吸収係数分布（軸方向に数百面）、各種疾患のときの吸収係数分布（軸方向に疾患によっては mm 単位で）によって、頭部、縦隔、後腹膜、肝臓、骨盤内の軟組織内の異常の検出に有力な武器となろう。たとえば肝臓癌か悪性腫瘍の肝内転移の場合、血管撮影のとき腫瘍血管（腫瘍の増生と共に発生する腫瘍の栄養血管）の豊富なものは 1 cm 位の大きさでも分るが、この位のときは一般に臨床症状がほとんどなくかつ検査手技方法が複雑であり、患者には相当な苦痛を与えるのでルチン検査として、または多少の疑いで容易に行えない。一方患者に苦痛を与えないラジオアイソトープ検査では、空間解像力の点で問題外である。頭部のような硬組織の中で、かつ特有の神経症状を呈するときは数 mm の大きさのものも検出される（脳下垂体腫瘍、聴神経腫瘍など）。その他のものは相当な大きさにならないと分らないし、かつ血管撮影などを併用しないといけない。しかし SOR 光による断面吸収係数分布ではその検出能が飛躍的に向上しよう。

この目的達成のための条件として前述の如く①線源の大きさに関するもの②ビームコントロール
③検出系の開発などの技術的問題点がある(表2)。

表2. SOR放射光の放射線診断への応用に関する問題点

1. パルス光 (10^{-7} sec) の線源の大きさ				
	大(き)さ (mm)	時間/画面 (sec) / スキャン	180°の範囲 ¹ おき (秒)	
点 (二次元 スキャン)	ϕ 0.1 ~ 0.5	0.25 ~ 0.025	4.5 ~ 45	二次元 スキャン
Slit (一次元 スキャン)	0.1×300	$3 \times 10^{-3} \sim 10^{-4}$	3×10^{-1} $\sim 10^{-2}$ (1 ~ 1.5)⊗	一次元 スキャン

方 法 ①特性X線
②取出し電磁機構 (Wiggler)
③回析格子, 距離で稼ぐ

2. 放射光強度ハギトリコントロール
①絵素とパルス同期
②任意ハギトリ, 強度コントロール
③波長 $\Delta\lambda/\lambda \sim 10^{-7}$ ----- 高エネルギー分解の検出器
④波長コントロール ----- 回析格子

⊗平衡検査時の人体回転速度 m/sec

その線源をうる方法として特性X線によるもの, Wiggler などのビーム取り出し用電磁機構の開発および回析格子を用い, 距離で稼ぐ方法などが考えられる。さらに一次元走査にせよ二次元走査にしろ画像の絵素との同期とパルス内強度のコントロールが必要である。またこれに対応した

検出系として SOR 放射光のモノクロム X 線にふさわしいものとして Ge(Li), Si(Li) 検出器とかワイヤ型液体 Xe 比例計数管の性能以上の検出器の開発が絶対必要である。面状線源をつくることは余り意味がなさそうである。二次元検出器は線源の点から難点があるが、一次元に関しては不可欠である。かつ、 μ sec に 1 パルス X 線で点線源として $30 \times 30 \text{ cm}^2$ の 512^2 のマトリックスをスキャンすると、1 画面 0.25 sec となり心臓部以外の dynamic スキャンは数秒で人体を回せばよい。Slit 線源とするとき 1 ライン 3000 点 としても 1 画面 3×10^3 sec でスキャンできるので人体を回転すれば 1 sec 以内で胸部の全断面がとれることになる。心臓血管造影法の領域にくいこみ、心筋硬塞のみならず dynamic な心筋変化、一過的乏血流量領域を描出できる可能性がある。

2. 蛍光 X 線法 従来の放射線診断の 1 分野としての核医学診断では体内に適当なラジオアイソトープ物質（臓器に選択吸収性があれば最もよい）を投与し、そこから放出する γ 線を体外計測して臓器および病変部のラジオアイソトープ分布を時間的空間的に検出し、診断したり、脳、甲状腺、肺、肝、腎、骨などの機能検査として吸収排泄曲線や流量曲線（全臓器や臓器の一局所）などを得て診断している。これに対して蛍光 X 線法では外部から体内物質の特性 X 線のエネルギーより高い電磁波を照射し（ γ 線や X 線）、その物質の励起により発生した特性 X 線を測定することで、上記ラジオアイソトープ検査と同様に物質分布や物質の吸収排泄曲線によって診断することができる。SOR 光によるモノクロム強力 X 線によって広範囲な利用が考えられる。応用範囲として胆石、腎石、体液成分、血液成分の非観血的 in vivo 蛍光分析ができ、Hg, Pb, Ca, Na, Cl, N, P の分析ができよう。しかし現在主に $^3\text{H}(\text{d}, \text{n})^4\text{He}$ の 14 MeV 中性子による in vivo 放射化分析との適応範囲の選択をきめる必要がある。ヨードによる $k\alpha$ (286, 283 KeV), $k\beta$ (32.3 33.0 KeV) を注入された部位の微量範囲数 cm^3 から検出し、その部位による流量の変動が得られている。Xe, Bi などとも用いられよう。また体内に既存の物質分布として甲状腺の内因性ヨード分布測定も行われようとしている。このように蛍光 X 線検査法はラジオアイソトープによる検査と異なり体内被曝が少ないこと、体内特定元素の定量また体内分布、さらに断面内分布測定も可能であり、強力単色 X 線の使用により X 線診断でも、核医学診断でも比較的盲点の腹部臓器への応用研究で新しい分野が開かれよう。

3. ホログラフィの応用 体内の組織像は従来上述のように二次元的に捕えられていたが、これを 3 次的に任意に抽出したいというのが放射線診断学学者の夢である。 γ 線を用いフレネル・ゾーン・プレート投影像を得、レーザー光を用い像抽出を行う方法（1 点のホログラムの重複像から多数の点集合としての物体を把握する）、フレネル・ゾーン・プレート型 X 線源を用いる方法、X 線 TV 像からホログラフィの任意断面像など、従来の放射線診断の映像技術と全く異なった新しい方法

の開発および提案が行われており、この領域へ単色強力X線源の利用は精度の上のみならず、新しい分野の開発を暗示する。

4. 最後に SOR の具体的応用は数年先としても、線源機構（放射線診断を目的とする）、ビームコントロール機構、検出系の開発が只今から計画進展するなら、フォトンファクトリー総合研究所の設立が多少遅れても、利用面では何ら遜色がない。

§ 6 以上、フォトンファクトリーによる SOR 放射光の原理、特徴、応用とくに放射線診断の応用について述べた。実現には多大の困難が伴うだろうが関心ある人々の理解と協力のできるだけ早く実現することを期待する。

謝辞 本論文の原理的なことは文献4中の、高良、富家両教授の論文および文献5に負う所が大きいことを付記して感謝する。御討議戴いた放医研須田善雄博士、理学電機吉松満博士に感謝する。

文 献

1. フォトンファクトリー研究所（仮称）設立趣意書（案） 49. 6
2. フォトンファクトリー計画資料 1973年3月
3. " (II) 1975年3月
4. シンクロトロン放射とその応用：科学 1974年10月
5. 野中 致：核物理学 培風館 昭和48年

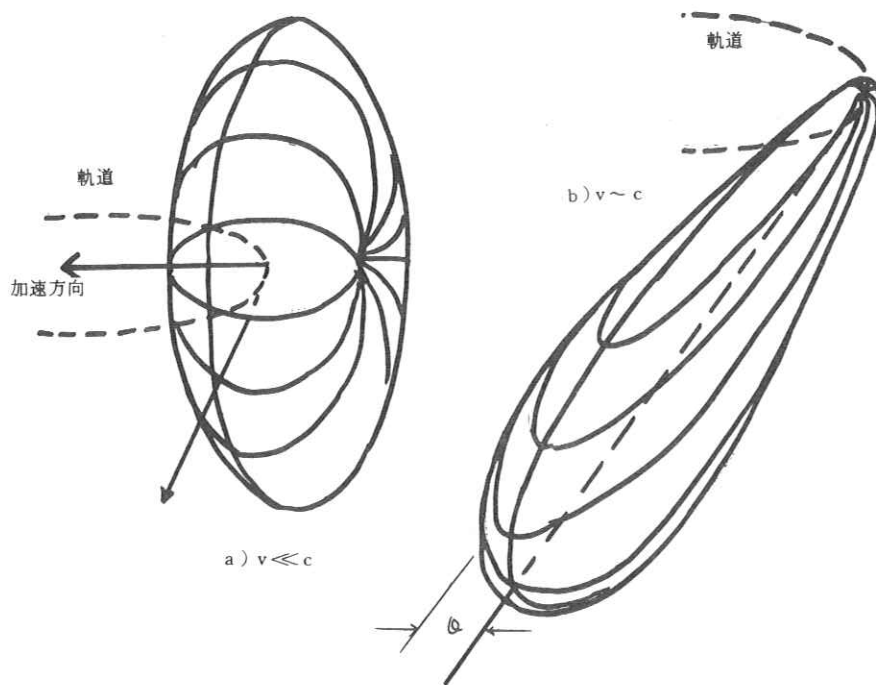


図1. 電子軌道とSOR放射光強度分布

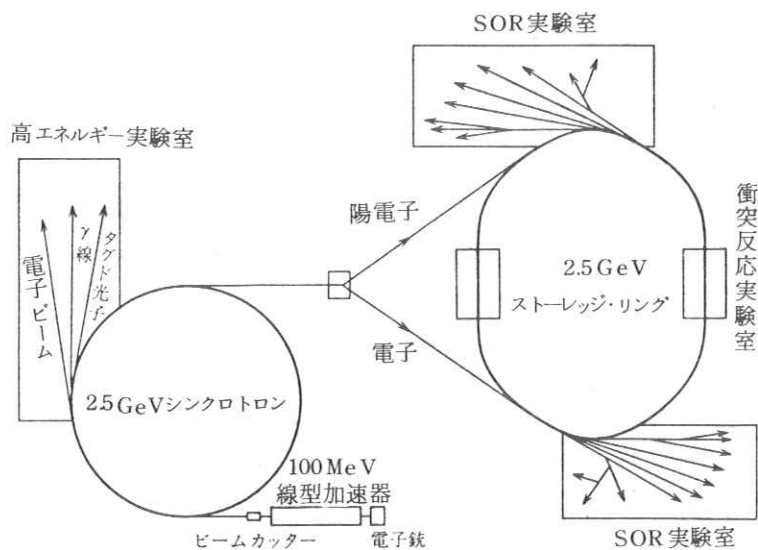


図2. フォトンファクトリー計画の加速器、シンクロトロンとストレージリング

X線管の管電圧・管電流とその波形による
放射X線の強度変化(Ⅳ)
コンデンサ放電波形(2)

京都大学原子炉実験所 佐藤孝司

コンデンサ式X線装置から放射されるX線の特性でコンデンサとX線管を直結した基本放電回路におけるX線の各強度スペクトル、線量は、コンデンサの容量、充電電圧、放電電気量のみで定まり、放電方式、放電最大電流 mA_p には関係しないことを前回明らかにした。¹⁾

しかし、実用化されているコンデンサ式X線装置の多くは、第1図のように放電回路にX線管と直列に数 $\text{K}\Omega$ から数 $10 \text{ K}\Omega$ の抵抗 (R_{2a} , R_{2b}) がX線管とコンデンサの保護用に挿入されていて、放電時のX線管電圧は、この抵抗の電圧損失分だけコンデンサ放電電圧より低くなる。

この電圧損失は、抵抗値が一定でも管電流値により変化するため、コンデンサの放電方式(高圧印加、フィラメント点火)、放電電流、X線管の $V-i$ 特性の影響を受け管電圧が変化し、同一充電電圧でも放射X線の特性は違ったものとなる。

これについては、すでに全放電におけるX線量の実測と計算が中堀により報告されているが、今回、更に放電電気量とX線特性の関係を明らかにした。

1 放電方式と管電圧変化

第1図の放電抵抗 (R_{2a} , R_{2b}) の入った放電回路において、放電時のX線管電圧 V_T はコンデンサ端子電圧 V_C から常に放電抵抗の電圧損失を差引いた値となる。

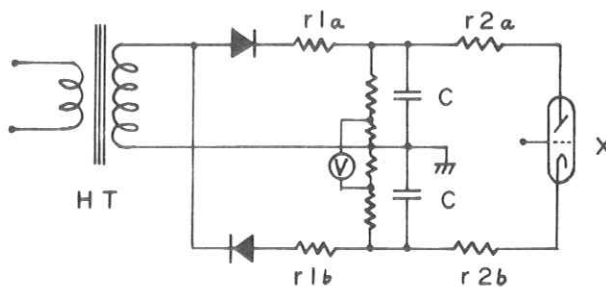


Fig. 1 コンデンサー式X線装置の高圧回路

$$V_T = V_C - i (R_{2a} + R_{2b}) \text{----- (1)}$$

コンデンサ放電中のこの電圧損失は、コンデンサの放電方式、X線管の特性により変化するため、この解析には次の4つの放電条件を仮定する

1. 高圧印加方式 管球V-i特性は比例
2. 高圧印加方式 管球V-i特性は飽和
3. ファイラメント点火方式 管球特性は比例
4. ファイラメント点火方式 管球特性は飽和

第2図に充電電圧 80kV の各放電条件における放電電流量とコンデンサ電圧、X線管電圧の関係を示す。

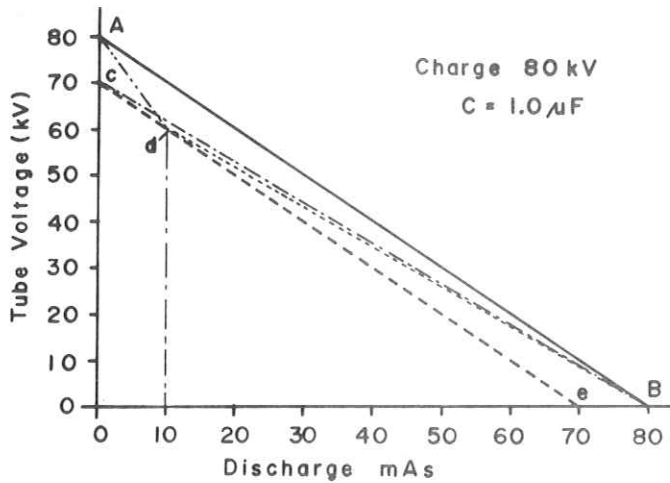


Fig. 2 同一mApを示す各放電条件での放電電流量に対するX線管電圧

この図において、コンデンサ電圧は放電とともに直線A→Bで電圧降下が起こるが、X線管電圧は高圧印加方式の比例特性(1)でc→B、同じく飽和特性(2)でc→d→eと抵抗による電圧損失分だけコンデンサ電圧より低くなる。

一方、ファイラメント点火方式の場合は、最大管電流となる時間が定まらなると解析できないが、仮りに放電開始後10mAsとすれば、図のように比例特性(3)でA→d→B飽和特性(4)でA→d→eとなる。高圧印加とファイラメント点火の両放電方式を比較すれば、高圧印加では抵抗による電圧損失が放電開始時から大きく起こるのに反し、ファイラメント点火では放電開始時の電圧損失は少なく、放電の途中で最大の電圧降下が起こる。

2 電圧損失と X 線特性

X 線管から放射する X 線の物理特性は管電圧波形により大きく変化する。コンデンサー式 X 線装置の場合、すでに明らかにした様に、放電条件により管電圧波形が異なるため放射 X 線特性に違いを生ずる。

第 1 表にコンデンサ容量 1.0 μF 、充電電圧 80 kV のコンデンサ X 線装置において、放電電流量、

Table 1. コンデンサー装置の電圧損失による X 線特性の変化^{*1,2)}
(充電電圧 80 kV, コンデンサ容量 1.0 μF , Added tilter Al 1.0 mm)

放電電流量 (mA)	電圧損失 (V)	高圧印加方式						フィラメント点火方式 ^{*2)}					
		比例特性			飽和特性			比例特性			飽和特性		
		ϕ MeV/cm ²	X mR	\bar{E} KeV	ϕ MeV/cm ²	X mR	\bar{E} KeV	ϕ MeV/cm ²	X mR	\bar{E} KeV	ϕ MeV/cm ²	X mR	\bar{E} KeV
1	10	6.36×10^6	122	388	6.36×10^6	122	388	6.36×10^6	122	388	6.36×10^6	122	388
	100	6.33×10^6	122	388	6.33×10^6	122	388	6.33×10^6	122	388	6.33×10^6	122	388
	500	6.24×10^6	121	387	6.24×10^6	121	387	6.24×10^6	121	387	6.24×10^6	121	387
	1000	6.12×10^6	120	385	6.12×10^6	120	385	6.12×10^6	120	385	6.12×10^6	120	385
	5000	5.21×10^6	108	374	5.21×10^6	108	374	5.21×10^6	108	374	5.21×10^6	108	374
	10000	4.19×10^6	93.9	360	4.18×10^6	93.8	360	4.18×10^6	93.8	360	4.18×10^6	93.8	360
10	10	5.33×10^7	109	376	5.33×10^7	109	376	5.33×10^7	109	376	5.33×10^7	109	376
	100	5.32×10^7	109	376	5.32×10^7	109	376	5.32×10^7	109	376	5.32×10^7	109	376
	500	5.23×10^7	108	375	5.23×10^7	107	375	5.23×10^7	107	375	5.23×10^7	107	375
	1000	5.13×10^7	107	374	5.12×10^7	107	373	5.12×10^7	107	373	5.12×10^7	107	373
	5000	4.35×10^7	96.1	363	4.30×10^7	95.9	362	4.30×10^7	95.9	362	4.35×10^7	90.5	365
	10000	3.48×10^7	88.3	350	3.38×10^7	81.7	348	3.38×10^7	81.7	348	3.45×10^7	90.5	365
20	10	8.71×10^7	191	365	8.71×10^7	191	365	8.71×10^7	191	365	8.71×10^7	191	365
	100	8.68×10^7	191	365	8.68×10^7	191	365	8.68×10^7	191	365	8.68×10^7	191	365
	500	8.54×10^7	189	364	8.54×10^7	189	364	8.54×10^7	189	364	8.54×10^7	189	364
	1000	8.37×10^7	186	362	8.33×10^7	186	362	8.33×10^7	186	362	8.33×10^7	186	362
	5000	7.07×10^7	167	352	6.88×10^7	165	351	6.88×10^7	165	351	7.07×10^7	167	351
	10000	5.61×10^7	144	339	5.27×10^7	131	337	5.27×10^7	131	337	5.61×10^7	144	347
50	10	1.18×10^8	297	346	1.18×10^8	297	346	1.18×10^8	297	346	1.18×10^8	297	346
	100	1.17×10^8	296	345	1.17×10^8	296	345	1.17×10^8	296	345	1.17×10^8	296	345
	500	1.15×10^8	293	345	1.14×10^8	292	344	1.14×10^8	292	344	1.15×10^8	293	344
	1000	1.13×10^8	289	343	1.11×10^8	288	343	1.11×10^8	288	343	1.13×10^8	289	343
	5000	9.42×10^7	256	334	8.85×10^7	244	334	8.85×10^7	244	334	9.42×10^7	256	334
	10000	7.37×10^7	217	323	6.46×10^7	191	322	6.46×10^7	191	322	7.37×10^7	217	331

註 *1 at 1 m from Target 但し特性 X 線を除く。

*2 10 mA 放電時に管電流が最大になるとする。

最大電圧損失 ($\text{mA} \times (R_{2a} + R_{2b})$)、放電方式の違いによるX線強度、平均エネルギーを前回同様の数値計算により求めた。

同一電圧損失でも、放電方式は高圧印加よりフィラメント点火の方が、又、X線管特性は飽和より比例の方が放電全体の電圧損失が少なくX線強度、平均エネルギーも増加する。

第3図に充電電圧80kV、40kVの高圧印加方式での電圧損失と放射X線量の関係を図示する。電圧損失が500V以下ではX線強度に変化は起こらないが、これ以上ではX線強度が低下する。また、放電電気量の大きい程、この影響は大きく現われる。

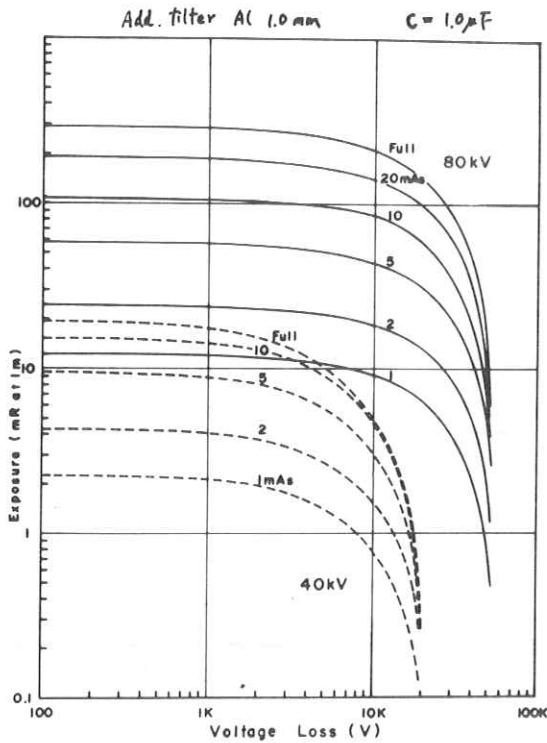


Fig. 3 充電電圧40kV、80kVの高圧印加（比例）方式での電圧損失とX線量の関係

むすび

コンデンサ式X線装置のX線特性は、高圧回路の放電抵抗の存在のため放電方式及び放電最大電流 mA_p により変化する。このため、使用している放電抵抗の値とそれによる電圧降下を知らねば正確にX線特性を表わすことが出来ない。又、コンデンサ式X線装置の管電圧計は実際の管電圧を示すのではなく、コンデンサ充電電圧を表示していることも知らねばならない。

文 献

- 1) 佐藤孝司 放射線像研究 Vol 3-4, 177 (1973)
- 2) 中畑孝志 島津評論 Vol 39-12 (1951)

放射線画像の対数フィルタリング

富士フィルム足柄第一研究所 加 藤 久 豊

1 はじめに

コヒーレント光を用いた空間的画像処理が線型演算処理であることから加算的信号および雑音を持つ系には有効に適用できるが、それ以外の信号系、例えば乗算的信号および雑音を持つ系には利用できないことが知られている。

そこで乗算的画像を線型系で処理するための実用的解決法がデジタル画像処理の分野で開発され「対数フィルタリング」として知られている¹⁾。この方法では図1に示されるようにフィルタリングしたい乗算的画像はまず強度の対数変換によって加算的な信号と雑音とに変換される。次に線型フィルタリング技術を用いてできるかぎり雑音を除去するなり適当な像検出、改良を行い、最後にもし望むならばフィルタリングされた画像の強度を指数変換してもとの階調分布にもどすようにする。

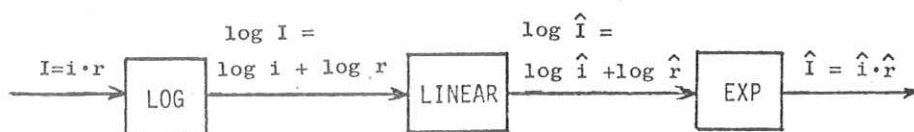


図1 対数フィルタリング

このような乗算的画像は一般の画像にも広く見られるが、特に放射線画像はその典型的な例で例えば、通常のX線写真はX線による3次元吸収体の幾何学的影絵であり、各吸収層の吸収がかけ合わさって全体の吸収が決まるので、乗算的構造を持つと言えるし、一方、ラジオ・アイソトープを用いるガンマ線像においても量子雑音に起因する目ざわりな乗算的雑音が問題となる。

従来「対数フィルタリング」は大がかりなデジタル・コンピュータを用いてデジタル的にしか実現できなかったが、我々はコヒーレント光学系処理と網点写真技術とを組合わせて、アナログ

的に簡単に「対数フィルタリング」を実現する方法を開発した。²⁾ すなわち網点写真プロセスにおいて用いられるコンタクト・スクリーンのボケ点の濃度プロファイルを適当に選べば、網点化によって画像強度の任意な非線型変換ができることに注目し、対数変換のできるコンタクト・スクリーンを開発した。したがって、この対数変換用コンタクト・スクリーンを用いて原画像を対数変換した後、コヒーレント光学系でフィルタリングすれば「対数フィルタリング」が実現できる。

写真2はこのようにして実現された「対数フィルタリング」の例で、原画像に含まれる格子線を(1)原画像をそのままコヒーレント光学処理系に入れ、そのスペクトル面に格子線のスペクトルだけを除去する吸収スポットを置いて、周波数フィルタリングした場合(線型フィルタリング)と(2)まず対数変換した後、コヒーレント光学処理系に入れて全く同一のフィルターでフィルタリングした場合(対数フィルタリング)との比較である。対数フィルタリングでは格子線がきれいに除去されているのに比べて、線型フィルタリングでは格子線と女性の顔写真との乗算性のゆえに信号(顔写真)と雑音(格子線)のスペクトル間の区別がつかず、格子線が完全には除去できないことがよく解る。

2 放射線画像への応用

放射線画像は乗算的であり、従来の線型フィルタリングではうまく処理できない。Doi, Rossmann³⁾は増感紙を用いた直線X線写真像からグリッドの陰を取りのぞくためにコヒーレント光学系によるフィルタリングを用いたが成功しなかった。またこの種のX線写真に特有な各種のモトルが乗算的性質を持つためフィルタリングの障害となった。写真3は我々が試みたグリッド像除去のフィルタリング結果である。ここで原画像は増感紙を用いた頭部直接X線写真の一部でそれぞれ「線型フィルタリング」および「対数フィルタリング」を試み比較した。「対数フィルタリング」ではグリッド像は完全に除去され、写真の細部もよく再現されている。一方「線型フィルタリング」ではグリッド像がきれいに除去されないだけでなく、細部もつぶれ、さらにスペックル状の粒状性が目立つ。これは原画像の持つ各種モトルの位相成分やフィルムに含まれるマツト剤などによる大量の位相雑音がコヒーレント光学処理系の出力面にスペックル雑音となって現われるものでコヒーレント光処理をする限り避けられない。

しかしながら「対数フィルタリング」の場合は位相雑音の多い原画像をあらかじめ位相雑音がなく、フィルムの粒状もない網点写真に変換した後でコヒーレント光処理するために、スペックル雑音が現われないという利点を持つ。さらに網点化された画像の持つ周波数域は用いたコンタクト・スクリーンのボケ点の周波数でおさえられ、それより高い周波数は伝達されないため、原画像の持

写真2 「対数フィルタリング」の例



原画像



従来の線型フィルタリング



対数フィルタリング

写真3 X線画像の
対数フィルタリング



原画像



従来の線型フィルタリング



対数フィルタリング

つ高周波の雑音成分は自動的に抑圧されるという利点も持つ。

3. お わ り に

以上「対数フィルタリング」の放射線画像への応用の一例を述べたが、今後このような新しいフィルタリング技術を用いてどのような医療画像処理ができるか、引き続き研究する必要がある。また(1)フィルタリング後に指数変換が必要か否か、(2)「対数フィルタリング」で量子雑音のような帯域の広い、信号依存性(乗算的として取扱えるか?)のある雑音が本当に除去できるか、(3)対数変換用コンタクト・スクリーンのボケ点の周波数と診断情報の周波数とのかね合い、など興味深い問題がたくさん残っている。

参 考 文 献

- 1) A.V.Oppenheim, et al, Proc. IEEE 56 (1968) 1264.
- 2) H.Kato and J. W. Goodman, Optics Comm. 8 (1973) 378.
加藤久豊, 第5回画像工学コンファレンス論文集(1974).
さらに詳細には Applied Optics (1975) に発表予定。
- 3) D. J. Goodenough, K. Doi and K. Rossmann, Radiology 111 (1974) 433.

R. I. I. 研 究 会

会 長 高 橋 信 次
 顧 問 立 入 弘, 宮 川 正
 常任委員 佐々木 常雄, 竹 中 栄 一, 津 田 元 久, 長谷川 伸,
 委 員 飯 沼 武, 一 岡 芳 樹, 内 田 勝, 梅 垣 洋一郎,
 金 森 仁 志, 木 下 幸次郎, 久 保 栄太郎, (代理 松川収作)
 佐 柳 和 男, 佐々木 常雄, 竹 中 栄 一, 高 野 正 雄,
 滝 沢 正 臣, 津 田 元 久, 恒 岡 卓 二, 長谷川 伸,
 松 田 一, 三 浦 典 夫, 矢 仲 重 信

— 編 集 後 記 —

遅くなりましたが放射線像研究第5巻1号をお届けします。

恒例により3月は名古屋大学で開催しました。今回は特別講演の講師の御都合が悪く、私(長谷川)が代打を引き受けました。いつもの有益な講演を期待してお集りの皆様に申し訳ないことをしました。しかし午後はすぐれた研究発表が多くありましたので罪の意識が幾分薄らぎました。

R I I 研究会も11年を終り、雑誌を並べてみると演題の変化に今昔を感じます。第1回研究会の39年2月と言えばX線テレビは一部の大病院のみに使われ、R I や超音波は殆んど実用になっていなかったと思われます。研究会の往復は市内電車、駅ではS L が待っていました。工学ではI C は未開発、レーザも未実用、計算機は今日のミニコン程度のもので大形ともてはやされた時代でした。こうした背景の移り変わりに従い、総合学問である医用画像工学も中身が変わり、我々の関心もR I I の使命も移って行くものと思われます。

毎回の特別講演の講師には、こうした時代の変化の中で広く会員皆様の関心にふさわしい方と心を配ってお願いしており、またできるだけ研究装置等を実地に見せて頂くよう心がけております。皆様からの御希望をお寄せ下さい。

今年から会長高橋先生が浜松医大へ、またR I I 生みの親の内田先生が岐阜大へ御転任となり、名古屋と合わせ中京地区に立派なKern ができました。

東京グループが幹事を引き受けて6年目、マンネリになり息も切れましたので、できれば次年より中京地区に役目を引継ぎたく皆様の御協力をお願いします。(S. H.)

放射線像研究

発行日 昭和五十年三月 日

編 者 長 谷 川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一五十一
 電気通信大学電子工学科内
 電話〇四二四一
 八三二二一六一
 内線四二〇

発行所 R I I 研究会

発行者 竹 中 栄 一

〒113 東京都文京区本郷七十三二
 東京大学医学部放射線 医学教室内
 電話〇三八一五五四二一
 内線八六七六

印刷所 株式会社 龍史堂印刷
 池田市石橋三三一一
 電話〇七二七一
 六二一七一六九