

# 画像通信

Vol. 11 No. 1 (通巻20)

## 目 次

- ☆ 第23回画像部会（東京）総合案内
  - 総 会
  - 「画像について語ろう」
  - デジタル画像の物理特性
  - デジタルラジオグラフィの特性曲線の測定 —  
岐阜工専 藤 田 広 志
- ☆ 第22回画像部会講演
- ☆ ニュートンと「現代の神」  
部会長 山 下 一 也
- ☆ 第24回画像部会（松山）予告
- ☆ 第3回画像リフレッシャースクール開催予告

昭和63年4月

社団法人 日本放射線技術学会  
画 像 部 会

〒604 京都市中京区西ノ京北壺井町88  
二条プラザ内

## 第24回 画像部会 予告

日 時 : 昭和63年10月8日(土)

場 所 : 松山市総合コミュニティセンター(松山市)

プログラム : 午前 教育講演 「C R T画像診断について」(予定)

— 講演者交渉中 —

午後 シンポジウム 「C R T画像の評価」

司会者 滝沢正臣(信州大)

— 演者未定 —

## 第3回 画像リフレッシャー・スクール 予告

このスクールは、画像の解析・評価・計測など、画像についての啓蒙的、学術的研修会です。画像部会のこれまでの実績をふまえて、優れた講師の方々をお願いし、画像技術のレベルを引き上げると同時に、新しい技術にも即応できる内容にしたいと思います。(以下、すべて予定です。詳細は学会誌に掲載します)

期 日 : 7月下旬～8月上旬(3日間合同宿泊)

場 所 : 関西地区

受講者数 : 20名

受講料 : 35,000円(教材、資料、および宿泊料を含む)

内 容 : 画像評価についての基礎について学び、実験・演習などにより理解を助ける。

(a) 画像に関する総合的解説講演

(b) 講義と実験・演習 : X線センシトメトリー、M T F、粒状度、R O C解析など、パソコンなどを使用し解析や計算を実施に学ぶ。

## 第23回 画像部会のご案内

日 時 : 昭和63年4月1日(金) 17:30~19:30

場 所 : 東京国際貿易センター

プログラム : (1) 総 会

事業報告、事業計画、会長選出、その他

— 総会を開催致しますので、欠席で御意見のある方は、事前に部会長まで御連絡下さい —

(2) 「画像について語ろう」 座 長 小 水 滿(滋賀医大)  
デジタル画像の物理特性

— ディジタルラジオグラフィの特性曲線の測定 —

岐阜工専 藤 田 広 志 先生

## 昭和62年度 画像部会 事業報告

1. 昭和62年4月2日 第21回画像部会 東京都

(1) 総 会

(2) 教育講演 「M R Iにおける画像再構成の理論」

2. 昭和62年7月30日~8月1日 画像リフレッシャースクール

3. 昭和62年10月17日 第22回 画像部会 浜松市民会館

(1) 教育講演 「画像診断学の現状と今後」

(2) 画像レクチャー

「放射線画像のコンピューター処理について」

(3) 画像シンポジウム

「デジタル画像とアナログ画像を考える」

4. 画像通信発行 昭和62年4月1日 Vol. 1 0 №1 (通巻18) 10頁

昭和62年10月1日 Vol. 1 0 №2 (通巻19) 26頁

5. 全国委員会 昭和62年6月6日、昭和63年2月13日

常任委員会 昭和62年4月2日、6月27日、7月31日、10月17日

昭和63年1月9日、3月

## 昭和63年度 画像部会 事業計画案

1. 昭和63年4月1日 第23回画像部会開催  
東京国際貿易センター PM5:30~7:30  
総会開催  
「画像について語ろう」  
デジタル画像の物理特性 — 特性曲線について —
2. 昭和63年7月29(金)、30(土)、31(日)  
第3回画像リフレッシャースクール 開催
3. 昭和63年10月8日 第24回画像部会開催  
愛媛県 松山市総合コミュニティセンター
4. 画像通信発行 Vol. 11 №1(春)、№2(秋)

## 「ディジタルラジオグラフィの特性曲線の測定」

岐阜高専 藤田 広志

ついにビデオデッキを購入した。今ごろと言われるかもしれないが、とにかく昨年の暮のことである。発端は、R S N A（北米放射線学会）'87に参加した際、子供用の英語ビデオテープを購入したことにある。品定めに当って感じたのは、「ディジタル」と名が付くと、無条件でイコール「高級で高画質」とイメージ化されていることであった。かく言う私も、安物で十分と決めていたものの、店員に「これはディジタル方式による・・・」とディジタルと言われただけで“少し高級品”に単純に飛びついてしまった衝動買い人間である。しかしながら、この“ディジタル”は便利であり、一応満足しているのもまた事実である。

さて、医用X線画像においても、C T、D S A、C Rとディジタル化の波はものすごく、「ディジタル画像イコールすばらしい！」と単純に考え始めた人が多くなりつつあるのではないだろうか。また、単純にではなく、使ってみてその便利さだけ考えても“二重丸”と言う人が多いと思われる。画像処理の機能しかりである。

しかしながら、画像部会員にとっては、このように定性的に「ディジタルは良い」と言うだけでは何か物足りないはずである。従来の増感紙／フィルム系（アナログ系）と同様に、特性曲線、M T F、ウィーナースペクトル等を測定してディジタル画像を定量的に評価し、その上で性能がどれだけ向上したかを判断しようと考えるはずである。その第一歩が、ここで示す「ディジタルラジオグラフィ（D R）の特性曲線の測定」である。なぜなら、アナログ系の場合同様、ディジタル系でもこの曲線は有効な力を発揮し、この曲線なしにM T Fやコントラストの測定は不可能であるからである。

ただし、一つ注意すべき点がある。それは“ディジタルの世界”は“アナログ”的世界とは少し異なり、アナログ系で使用した“道具”をそのままディジタル系で使用することは通常困難である。時には、全く不可能である。間違った結論すら導き出されることがある。そこで、ディジタル系に適した新しい道具、または、改良された道具が必要になってくる。

われわれはアナログ系において、通常、相対X線強度と写真濃度との関係として特性曲線を定義して用いてきた。しかしながら、ディジタル系においては、相対X線強度とピクセル値（ディジタル値）との関係を表す曲線が有用となる（文献1、2）。この曲線が、アナログ系の特性曲線と同じ概念で利用できることから、“ディジタル系の特性曲線”と呼ぶことにする。あるいは、“ディジタル特性曲線”と呼ぶ。これまでに、D S AはI . I . / T Vシステム（文献1-7）、ディジタル胸部撮像装置（文献8）、C Rシステム（文献9）について、このディジタル特性曲線が測定され、ディジタル画像系の定量解析に有用な結果が報告されている。また、システム特性の日常のモニタリングにも使える。ある日突然、特性曲線の形状が大

きく変化し、システムの電気系部品の不良が発見された例もある（文献1）。異なった二つのメーカーのDSA装置（Fig. 1とFig. 2）、胸部ディジタルシステム（Fig. 3）、および、CRシステム（Fig. 4）それぞれのディジタル特性曲線を、一例として示した。曲線の形状、傾き、ダイナミックレンジなど比較すべき点は多くある。また、増感紙／フィルム系の特性曲線のラチチュードと比較するのも興味深い。CRシステムのもつ広いラチチュードは、他のシステムでは見られない。

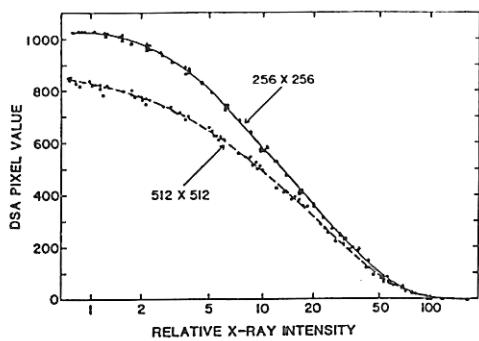


Fig. 1 DSA装置のディジタル特性曲線の例1（文献1より）

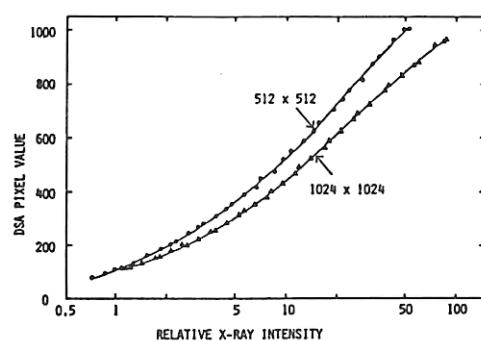


Fig. 2 DSA装置ディジタル特性曲線の例2（文献6より）

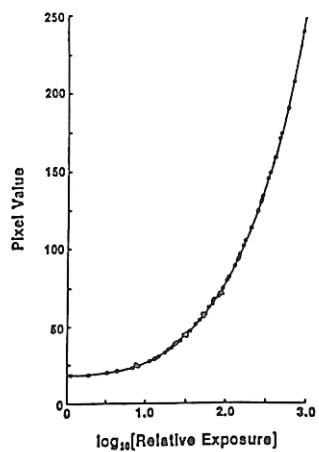


Fig. 3 ピッカの胸部ディジタルシステムのディジタル特性曲線の例（文献8より）

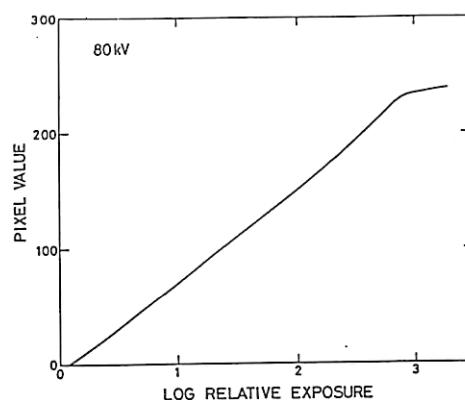


Fig. 4 CRシステムのディジタル特性曲線の例（文献9より）

昭和62年度の本学会の専門委員会に、「ディジタル画像の物理的評価検討班」（担当専門委員：山下一也、班長：藤田広志、班員：堀田勝平、大西義隆、坂本清、杜下淳次）が発足し、一年間の活動として、「ディジタル系の特性曲線の測定法」を取り扱ってきた。そして、各班員の施設で使用しているDSA、CR、および、I.I./TVディジタルマンモの三種類のディジタル撮像システムについて特性曲線を実際に測定し、種々の問題を検討した。ディジタルデータが自由に読み出せないのでどうするか？ 増感紙／フィルム系での代表的なセンシティメトリ法である距離法が使えないとき（特に、I.I./TV系において）、他のどんな方法が使えるか？ アルミニウム階段法ではどうか？ ラッテンフィルタを用いる方法ではどうだろか？ 相反則不軌が起こらないので、タイムスケール法ではどうか？ 低い管電圧領域での測定法はどうあるべきか？ 撮像パラメータが変わったとき、特性曲線はどのように変化をするのか？ その変化の理由は？ ディジタル特性曲線の、ある程度の標準的な測定法の指針を結論として出せないだろうか・・・・（近々、これらについての報告書がまとまる予定である）。

マルチフォーマットカメラやレーザプリンタによって、写真フィルム上にディジタル画像データを出力して画像を読影することが現状である。相対X線強度の入力に対してこのような写真濃度を出力とした系の応答特性が必要なときには、ピクセル値と写真濃度との関係を別に測定し、上で定義した特性曲線に加えて用いればよい（文献10）。または、必要なら別個にそのような特性曲線を直接測定してもよい。DRシステムの別のコンポーネント、例えばディスプレイ部の特性曲線が必要になることもある。CRシステムにおけるディジタル特性曲線、ディスプレイ部のキャリブレーション曲線、および、システムの総合的な特性曲線を測定した例をFig.5に示した（文献11）。4種類の異なる撮像パラメータの組合せについて測定している。これらのパラメータに関するCRシステムの動作原理を理解するのにも役立つ。

ディジタル画像の評価は、従来の増感紙／フィルム系に比べて、多くの電子部品が入っているため非常に複雑になってくる。したがって、MTFを低下させる因子や、ノイズを構成する因子もこれまでのアナログ系に比べて多くなり、やっかいである。その他、サンプリングに関する問題や、医用画像に適したマトリックスサイズの問題等、未解決のテーマが山積みとなっている。しかしながら、ディジタル画像系の定量的評価の第一歩は、ディジタル特性曲線の測定であると言える。

一日も早く、ディジタルの世界に第一歩をしるそうではないか。

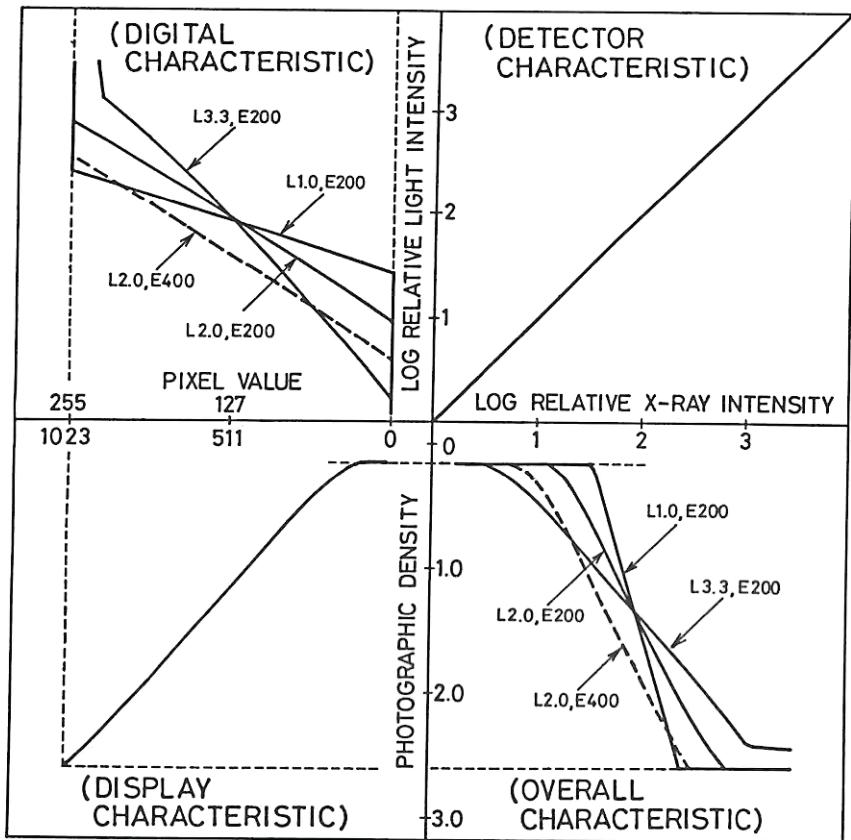


Fig. 5 CRシステムの各部および総合的な入出力特性を示す(文献11より)

### 【参考文献】

1. H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger, and H. - P. Chan, Investigation of basic imaging properties in digital radiography .5. Characteristic curves of II-TV digital systems, Med. Phys. 13( 1986 ) 13 - 18.
2. 藤田広志、土井邦雄、I.I./TVデジタル撮像系の特性曲線の測定、医画情誌 4 ( 1987 ) 31 - 45.
3. W. J. MacIntyre, W. Pavlicek, J. H. Gallagher, et al., Image capability of an experimental digital subtraction angiography unit, Radiology 139 ( 1981 ) 307 - 313.
4. G. Cohen, L. K. Wagner, and E. N. Ranschke, Evaluation of a digital subtraction angiography unit, Radiology 144 ( 1982 ) 613 - 617.

5. H . Fujita and K . Doi, Accurate measurement of characteristic curves of II - TV digital systems by use of aluminum stepwedge technique, Med . Phys . 13 ( 1986 ) 922 – 924.
6. 東田善治、高橋睦正、松本政典、他、D S A装置の特性曲線の測定、日医放誌 46 ( 1986 ) 1314 – 1318.
7. H . Fujita, K . Doi, H . Macmahon, et al . , Basic imaging properties of a large image intensifier-T V digital chest radiographic system, Invest . Radiol . 22 ( 1987 ) 328 – 335.
8. G . T . Barnes, R . A . Sones, and M . M . Tesic, Digital chest radiography : Performance evaluation of a prototype unit, Radiology 154 ( 1985 ) 801 – 806.
9. 藤田広志、上田克彦、藤川津義、他、輝尽性蛍光体を用いたディジタルラジオグラフィの解像特性 Ⅱ . ディジタル特性曲線とプリサンプリングM T Fの測定、 医画情誌 5
10. K . Ohara, H . -P . Chan, K . Doi, et al . , Investigation of basic imaging properties in digital radiography . 8 . Detection of simulated low-contrast objects in digital subtraction angiographic images, Med . Phys . 13 ( 1986 ) 304 – 311.
11. H . Fujita, K . Ueda, T . Fujikawa, et al . , Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors ( abstr . ), Radiology 165 ( P ) ( 1987 ) 359 .

# 放射線画像のコンピュータ処理

国立循環器病センター研究所  
放射線医学部 柳原 圭雄

## まえおき

デジタル画像処理のためにはコンピュータと入出力装置が必要である。X線シネフィルムをコンピュータ上でどのように表現すればよいか考える必要がある。このことは主に濃度分解能と空間分解能の問題に帰着する。本稿の前半では画像入力時の問題及び入出力装置を説明する。後半ではフーリエ変換と主だった周波数処理について説明する。

## 1. 画像入力

画像の計算機上での表現法と入力法について述べる。画像入力のとき注意する点は濃度分解能と空間分解能である。この二つの分解能は画質の点で互いに補いあう関係にある。

### 1-1 画像の計算機表現の基礎

計算機上では正方格子表現と呼ばれる配列の形で記憶される。対象の画像に碁盤の目のような規則正しい格子を描き、交点の所の明るさ（あるいはマス目に含まれる画像の小部分の明るさ）を対応する配列の要素とすることにより画像配列が得られる。画像の大きさを横×縦の画素数で表す。別の表現に6角格子があり、一説ではこの方が滑らかな画像になると言われている。

計算機内では連続値は表現できないため離散値に変換して記憶する。定められた格子の間隔ごとにデータを取り込むことをサンプリングといい、個々のデータを離散値で表現することを量子化という。画像を表す配列の一要素を画素と呼ぶ。

### 1-2 量子化および濃度分解能

フレームメモリーでは1画素当たり8ビットの濃度値を割り当てることが多い。量子化後のレベル数が有限であることにより生じる雑音を量子雑音またはグラニュー雑音と呼ぶ。テレビ信号に直線量子化を行う場合、7ビット／画素以上で量子化すれば、量子化雑音は人間の目では違和感を伴わないという報告がある〔1〕。

### 1-3 画像の空間分解能

空間分解能に関してサンプリング定理がある。無限長のアナログ信号波を一定の間隔でサンプリングするときどのような間隔でサンプリングすればよいかを与える定理である。

この定理に従うと周波数帯が $-W \sim W$  [Hz]に制限されたアナログ信号波は $1/2W$  [sec]以下の間隔でサンプリングすればよい。この条件が満たされないときには周波数面上で折り返し現象が起こる（モアレ縞の発生等）。サンプリング定理で注意しなければならないことは、情報として復元できることを意味しており、人の目で見え得るということとは意味が

異なる点である。

横 512 画素の画像で考えると撮影された画面の横全部に対して 256 周期までの波を表せる。ただし理論上の話である。例えば、256 周期のサインカーブを考えた場合、原点からサンプリングを始めるとき総ての画素は 0 であり、255 の周波数の波では場所により 0 であったり、0 以外の値を持ったりする。またテレビディスプレイ分解能に限界分解能（後述）という視覚評価があり、サンプリング定理とは違う値を出している。

#### 1-4 処理対象による違い

前節までのことからシネ X 線撮影フィルムを対象としたときの計算機での画像の大きさが推測できる。シネ 1 駒の大きさは約  $18 \times 24 \text{ mm}$  である。この 1 駒に写る現実世界の対象の大きさを話を簡単にするために  $18 \text{ cm} \times 24 \text{ cm}$  とする。シネフィルム上の識別分解能を表す言葉に「ミリ 3 本」がある。 $18 \text{ cm}$  では 540 ( $= 3 \times 180$ ) 本の計算である。即ち、 $18 \text{ cm}$  の幅に対して 540 周期の波である。サンプリング定理を使うと 1080 ( $= 540 \times 2$ ) 点のサンプル点がいる。 $24 \text{ cm}$  では 1440 ( $= 3 \times 240 \times 2$ ) で、画像の大きさとしては  $1080 \times 1440$  画素である。十二分な視認に耐えるようにするにはこれ以上の解像度が必要である。これについての調査は行ってはいないが縦横それぞれさらに 2 倍位ある方が良いかも知れない。さらに計測等の画像処理を行うにはさらに 3 ~ 5 倍以上欲しいところである。これは最高周波数の波の形を損なうことなくサンプリングする間隔と言えるのではないかと思われる。

シネフィルムの粒状性雑音は  $2 \mu$  位と言われている。1 画素  $2 \mu$  すると、 $18 \text{ mm} \times 24 \text{ mm}$  は  $9000 \times 12000$  画素になる。計算機により冠動脈血管狭窄を測定・評価する研究では血管径が太いところで 50 ~ 100 画素前後になるように撮影することが多くこれはおよそ 1 画素  $10 \mu$  に相当する。我々は測定誤差をみこんで血管径が太いところで 200 画素前後以上になるよう撮影しておりこれはおよそ 1 画素  $4 \mu$  に相当する。1 画面の大きさは画像は  $4500 \times 600$  画素になる。

#### 1-5 市販されている画像入力装置など

入力装置は各々の特性を持っている。光電感度、分光感度、光電変換特性、解像度、幾何学的歪など評価すべき要素が色々とある。

N T S C 信号系（現在のテレビやビデオが使っている信号系）は 1 / 30 秒ごとに 525 本の走査線をもつフレームと呼ばれる画面を送りだしている。さらにこのフレームはわずかに位相のずれた 263 本からなる 2 枚のフィールドから構成される。（奇数と偶数とに区別している）。525 本の走査線のうち実際に映像信号を送っているのは 480 本である。

##### ( a ) T V カメラ（撮像管）

走査線 525 本の N T S C 規格信号を出力する。撮像管にはビジコン、カルニコン、サチコン、ニュービコン、ブランビコンなどがあり、感度、解像度、暗電流、残像、焼付け度などの違いがある。また、撮像面の大きさも 1 インチ、 $2 / 3$  インチ、 $1 / 2$  インチなどがある。空間分

解能はビジコンとサチコンがよく、1インチタイプで水平目視解像度が約800本以上である。これはビームの太さなどの原因に依る。垂直方向は走査線の数により決まり、有効走査線数の約70%が限界解像度と呼んでいる。有効走査線が480本のとき、約350TV本が限界解像度である。サンプリング定理に基づくと240振幅分の波である。

( b ) TVカメラ(個体撮像素子: CCD)

2次元の面の個体撮像素子は現在のところ総素子数約20万個のものが多く使われている。撮像面の大きさが約8.8mm×6.8mm(2/3インチ相当)であり、素子の並びは縦490個×横384個である。水平解像度は約285TV本、垂直解像度は約350本である。他にも38万素子など色々なタイプが開発されつつある。

撮像管に比べて個体撮像素子は①幾何学的歪がない、②磁界の影響を受けない、③経年変化が少ない、④低残像であり焼付けがない、⑤価格が安いなどの長所を持つ。短所としては、①空間分解能力が低い、②素子ごとの感度のバラつきがある、③欠損素子が全体で数個存在する、④濃度分解能が5~7ビット位である、などが挙げられる。

( c ) ラインスキャナー

池上のP I C 2350で説明する。2048素子のラインCCDをメカニカルに移動させて面の読み取りを行う。読み取り領域分解数は2000(水平)×3000(垂直)であり量子化数は8ビット/画素である。素子の感度のばらつきはラインスキャナーが自動補正する機構になっている。面型CCDに比べて素子の数がかなり少ないので欠陥素子の除去などの品質の管理がしやすい利点がある。

( d ) ビデオ装置

現在使用されているビデオ装置にはテープの厚さにより、1/2インチ、3/4インチ、1インチタイプに分けられる。垂直有効走査線数はいずれも480本である。1/2インチタイプは家庭用として(VHS、βなど)3/4インチタイプは業務用として(Uマチック)、1インチタイプは放送局用として使われている。水平解像度はVHSが約240TV本(カラー)、SVHSが約40TV本、Uマチックが約350TV本(白黒のとき、カラーは約250本)、1インチタイプが約500TV本である。

( e ) シネからの簡易入力

簡単な方法はシネプロジェクトにTVカメラを付けてフレームメモリに入力する方法である。簡便ではあるがプリズムによる照明むらや多くのミラーによる幾何学的な歪みや濃度シェーティングをともなうので、入力後に何等かの補正が必要である。画面の中央と端との比較でおよそ10~40%の歪がある。

( f ) 高分解能撮影

空間分解能を上げて撮影するには、今のところ特別に撮影装置を作成する他はない。池上のラインスキャナーを使って、10μm/画素、4μm/画素、2μm/画素で入力できる装置

を作成した。 $10\text{ }\mu$ ／画素では $2000 \times 3000$ 画素はシネ一駒分全体を入力でき、 $4\text{ }\mu\text{m}$ ／画素では太い血管径を約200画素以上で入力できる。

#### ( g ) D S A装置

現在のD S A撮影装置の形態は、X線読み取りカメラからA／D変換器を通してフレームメモリに時間経過とともに何十枚かの画像を取り込むようになっている。東芝D S Aを例にとる。A／D変換器が撮影した画像を12／8ビットに量子化する。12ビットか8ビットかは切り替えることができる。取り込み速度は $512 \times 512$ 画素の大きさで秒30画面、 $10000 \times 1000$ で秒7.5画面である。

#### ( h ) 直接X線入力装置

X線を感板に照射し、直接レーザーで電気的に読み取る装置である。性能はK D D(コダック)が濃度分解能10ビットで6画素／mmの $2048 \times 2464$ 画素の画像が入力できる。最近 $4000 \times 4000$ の対応を行っている。レーザーを使用するため、入力時の雑音は少なくなっている。

#### ( i ) レザーフィルムリーダ

白黒フィルムの透過濃度をHeNeレーザで読み取る装置が阿部設計から出ている。6つ切～半切まで対応し、 $10 \sim 200\text{ }\mu$ の画素間隔、10ビット／画素で読み込む。現在フィルムを高精細度で読み込むことのできる装置の一つである。濃度分解能も空間分解能も十分な性能をもつ。

#### ( j ) レンズ

現在使われているレンズの中心解像度は結像面上で約100本／mmである。これの問題は現在の所大丈夫と思われるが、撮影素子の発達によっては考え直す必要があるかも知れない。ちなみに $1000 \times 1000$ 画素相当のカメラで100倍の対物の場合 $8.8\text{ }\mu\text{m}$ の視野で $0.088\text{ }\mu\text{m}$ が見える計算になる。

## 2. 画像表示・出力

計算機の中では画像はビットの集まりでしかない。これを人間の眼で見える何らかの媒体が必要である。フレームメモリは出力としてNTSC信号出力、RGB出力などの端子をもっている。人間の目の濃度分解能はおよそ6ビットと言われている。

### 2-1 ディスプレイ装置

家庭用TVなどに使われているブラウン管は濃度分解能がおよそ4～5ビット相当(注：正確な実験は行っていない)、水平解像度が $200 \sim 300$ TV本である。計測用モニタでは水平解像度が約500TV本以上ある(芝測CMM)。歪率は3%以下となっている(同タイプ)。濃度分解能は約5ビット相当である(注：同上)。シネフィルムに比べてかなり濃度分解能は劣るが、全濃度を一度に見る必要がなければ調節つまみ(明るさ、コントラスト、アーチャ

)を調節することにより必要な部分を見ることができる。

## 2-2 フィルムハードコピー

ビデオ信号やデジタル信号をフィルムに焼き付ける装置である。小型のCRTを使うタイプとレーザーを使うタイプとがある。レーザを使う方が濃度分解能、解像度共に優れており100μ間隔で表示することができる。

## 3. 画像処理を行うための計算機・専用装置

フレームメモリに付加された画像処理装置などの専用装置の利点は処理速度が早い点にあるが、処理できる内容が限定されている。電総研版SPIDER Iの中の画像処理で専用装置で実現できる処理は30%位と言われている。

専用機にせよ汎用機にせよ、装置を選ぶにはまず入出力が完備できるかどうかを調べる。他の機器を接続しても入出力が出来なければ検討の対象にはならない。次にフレームメモリを含む記憶容量と演算能力を比較検討する。行いたい処理を決めてその処理が必要とするメモリは何バイトか、処理を終了するまでに待てる時間は何分位か、を予め試算しておく必要がある。この点については経験者および実務者にひとこと聞く方が良い。

## 4. 2次元フーリエ変換

フィルムの性能を表す言葉の一つとして1mmの間で何本の棒が見えるかというものがある。これを周波数で言い替えるとmm当たりサイクル数である。フーリエ変換は画面中にある空間周波数成分を求める方法である。

フーリエ変換の結果は画面幅に対してのサイクル数で表現される。計算結果の周波数は整数値をとり、その範囲は最低が0（バイアス値）から最大が1次元画素数の1/2の値の周波数（負成分もある）までである。横512画素の画面で考えると256サイクルまでである。20cm幅を画面横いっぱい（512画素）に写したとき1mmが2.56画素に相当し、mm当たり1.28本まで計算できる。

## 4-1 式

フーリエ変換の式は正弦波を基本波とする直交関数系の変換式である。2次元フーリエ変換および2次元フーリエ逆変換は次の式で表される（連続系の場合）。両方をあわせて2次元フーリエ変換対と呼ぶ。（eは指數関数を表す）

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{(-j 2 \pi (u x + v y))} dx dy$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{(-j 2 \pi (u x + v y))} du dv$$

デジタルデータを対象にしたフーリエ変換は離散フーリエ変換と呼ばれる。上の式とサンプリング定理を用いて導出される。下の式はそれぞれ D F T ( Discrete Fourier Transform ) と I D F T ( Inverse Discrete Fourier Transform ) と呼ばれる。

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f(m, n) e^{-j2\pi(mu/M + nv/N)}$$

$$; u = 0, 1, \dots, M-1, v = 0, 1, \dots, N-1$$

$$f(m, n) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j2\pi(mu/M + nv/N)}$$

$$; m = 0, 1, \dots, M-1, n = 0, 1, \dots, N-1$$

D F T および I D F T の高速計算法は高速フーリエ変換 ( F F T : Fast Fourier Transform ) としてよく知られている。データの数は 2 のべき乗に限られている。周波数平面配列の左上がバイアス値 (  $u = 0, v = 0$  の周波数成分 ) を表すマス目である。周波数成分が  $0 \sim M-1$  までのようにみえるが、例えば  $M = 512$  のとき  $-255 \sim 256$  まであり、並びは  $0, \dots, 256, -255, \dots, -1$  である。

余談になるが、本質的にアナログの三角関数でデジタルデータの直交化を行うのはやや不自然に感じことがある。デジタル直交化を行う変換 ( 例えばウォルシュ・アダマール変換など ) を用いるとまた別の有効な見方が出てくるかも知れない。

#### 4-2 応用・その他

##### ( a ) 光学的フーリエ変換

上の式をモディファイして中央にバイアス値がくるように周波数成分を求める方法を光学的フーリエ変換と呼ぶ。これはもともとレンズ系を用いて得られる周波数成分にあわせているのである。

レンズ系により周波数成分を求める方法は次の様に説明される。凸レンズで物を映し出すときレンズをレンズ軸に沿って動かすと実像から虚像へ変わる位置がある。その位置では周波数スペクトラムが見えている。すなわち物体を片側の焦点の位置に置くと反対側の焦点面に周波数スペクトラムが映し出されている。実にアナログでしかもリアルタイムでフーリエ変換が行われることになる。このことは昔から知られており、この性質を利用して ( 昔の呼び名で ) 光コンピュータを作成することが考えられた。

##### ( b ) 投影からの周波数成分計算

画像の角度  $\theta$  の投影の 1 次元フーリエ変換は、2 次元フーリエ変換面の角度  $\theta$  方向の中心断

面に等しい。これは投影定理と呼ばれており、式の導出は容易である。他の方向の投影からのフーリエ変換も利用することにより2次元周波数平面を構成できる。

#### (c) MTF (Modulation Transfer Function : 変調変換関数)

MTFは撮影系などの周波数特性を表す言葉である。通常の撮影系は高域の周波数領域が減衰している。対象のエッヂ(edge)には高域周波数成分が多い。X線フィルムでは、全体に滑らかに減衰するMTFをもつ撮影系による撮影像は空間分解能がよく、途中の周波数からややきつめに減衰するMTFをもつ撮影系による撮影像は濃度変化がシャープである(画像の鮮鋭度の項)。MTFは撮影系で固定されているが、撮影像を空間周波数面で表現し、周波数フィルム処理を行うことにより撮影像の性質を変化させることができる。例えば高域の周波数成分を増幅することによりエッヂのはっきりした像を得られる。

#### (d) 画像の鮮鋭度(2)

画像の「鮮鋭さ」は心理的な量を表すが、これを心理物理量として表したものと鮮鋭度と呼ぶ。解像度とは区別される。解像度は画像の周波数スペクトラムの上限に関係する。

鮮鋭さは輪郭部分の立上がりや細いコントラストの有無や大面積コントラストあるいは黒の再現性の良否であり、MTFに関係する。鮮鋭さはシステムMTFの中域周波数の強調によって生じることは、すでにいくつかの実験例で示されている。

Sporsonは鮮鋭度係数Sfを次のように定義した。MTFグラフの上で、レスポンス0と1および周波数の下限(0)と上限によって囲まれる矩形の面積をS<sub>0</sub>とする。画像システムのMTFのグラフ上で、周波数の下限(0)におけるレスポンス0と1および上限におけるレスポンス0とMTFで示されるレスポンス値によって囲まれる面積をS<sub>1</sub>とする。

Sf = S<sub>1</sub> / S<sub>0</sub> と定義する。

他の報告では、視覚のMTF特性r(ν)と、r(ν)に対するトータルMTF特性R,(ν)の関数として次式のようにSfを定義している。

$$S_f = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \{ R'(\nu) \}^n d\nu}{\int_{-\infty}^{\infty} \{ r(\nu) \}^n d\nu}$$

ただし、R'(ν) = R(ν) \* r(ν) : R(ν)はシステムのMTF

最近では、鮮鋭さは、視覚系の特性を経た後の反応波形の立ち上がりの勾配値の大きさで表すと、主観評価の値と一致しやすいという報告もある。

#### (e) LSF (Line Spread Function) の測定

LSFは撮影系のもつ特性を表す。LSFのフーリエ変換は、LSFを求めるために置かれたラインの直交方向のMTFに対応する。幅の狭い(10 μm位の)スリットを通して撮影された像はLSFである。本来撮影系のMTFに対応するのはPSF(Point Spread Function)

である。P S Fの像は小さい穴を通して撮影することにより得られるが、中心となる位置を求めるることは非常に難しく、P S Fの濃度曲線を正確には測定し難い。

#### ( f ) ハイパスフィルタ・ローパスフィルタ・バンドパスフィルタ

それぞれ高域強調フィルタ、低域強調フィルタ、帯域強調フィルタである。ハイパスフィルタは細部の強調やエッヂの強調などに使われる。ローパスフィルタは雑音除去やスムージングなどに使われる。バンドパスフィルタは後述のマッチドフィルタのように対象の持つ周波数特性をパターン化し利用する方法である。

#### ( g ) ぼけ

画像の劣化すなわち「ぼけ」は、ある（主には高域）周波数成分の減衰や濃度レンジの偏った圧縮など、また雑音の影響などによって起こる。細かい血管が見えにくいような現象を含む。このぼけを復元するには減衰した周波数成分を増幅することが有用な一つの方法である。他にはヒストグラムの均一化などの濃度レベルを変更する方法が使えることもある。通常撮影系のM T Fや雑音の統計的性質、特に周波数成分が分かっている方が良いのは無論である。

#### ( h ) フィルム粒状性の評価

フィルムの評価方法のひとつにR M S（Root Mean Square：2乗平均平方値）がある。粒状性のバラつきを測定することになる。粒状性雑音が現れる要素としては、①空間分解能が高いこと、②濃度分解能が大きいこと、が挙げられる。濃度分解能が小さければ粒状性雑音は量子化雑音に埋もれてしまう。

### 4-3 デジタル画像との対応・その他

#### ( i ) Legendre 多項式

フーリエ変換を行う際には入力された画像の濃度曲線に注意しておかなければならない。3角波がその濃度の高いところが飽和していて正弦波に似てくれれば、フーリエ変換の結果は低周波しか求まらない。そのような影響が大きいときには感度曲線の補正を考える必要がある。

フィルムの感度特性（濃度曲線）はLegendreの多項式によってよく近似されるとと言われている。次数=7のときの一例の各係数は次の通りである。

1, -56, 756, -4200, 11550, -16632, 12012, -3432

#### ( j ) サンプリング定理との対応

512×512画像のフーリエ変換はX方向Y方向ともに-255～256まで周波数成分を計算している。前に説明したサンプリング定理で示される限界までである。光学的フーリエ変換を用いる方が周波数の範囲の理解をしやすい。

#### ( k ) マスク演算

移動平均などで代表される画像処理である。入力画像をf(i, j)、出力画像をh(i, j)、マスク配列をm(i, j)(i=-n, ..., n)としたとき、マスク演算は次式で表される。微分演算などもこの式で表される。

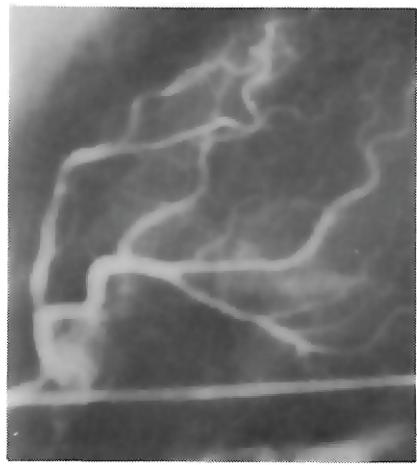
$$h(i, j) = \sum_{x=-n}^n \sum_{y=-n}^n m(x, y) * f(i+x, j+y)$$

入力が1画素にのみ値を持つ画像を考えると出力  $h$  は P S F ( Point Spread Function ) に対応する。マスク  $m$  が原点を中心に対称であればマスク  $m$  が P S F と同じ形になる。このときマスク  $m$  の周波数特性が P S F の考え方へ従って計算及び理解される。P S F は通常画像のぼけ成分を含むのでその逆フィルタを設計することにより修復ができる。それをマスクの形で表現することも可能である。代表的なマスク演算を行った結果を写真に示す。

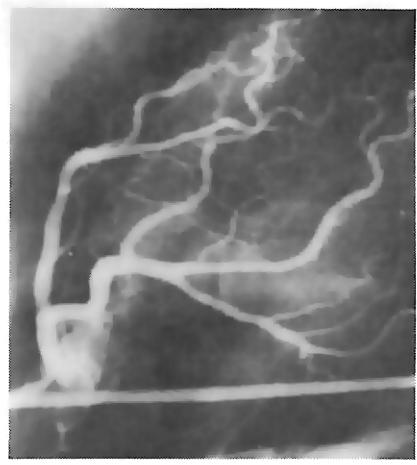
謝辞 有益な御助言を頂いた国立循環器病センター放射線部副技師長 若松氏に感謝します。

【文 献】 [ 1 ] 尾上編「画像処理ハンドブック」 P . 31

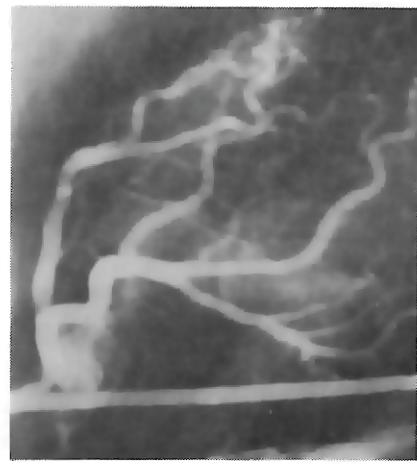
[ 2 ] ( 同上 ) P . 27



a・原画像



b・ラプラスアン処理画像



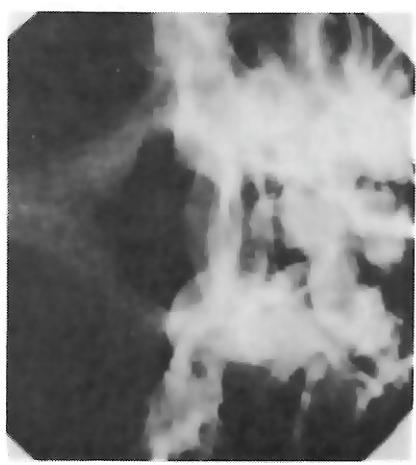
c・ロバートフィルタ処理画像



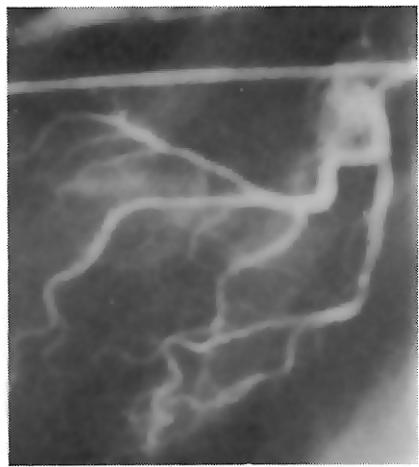
a・原画像



b・ラプラスアン処理画像



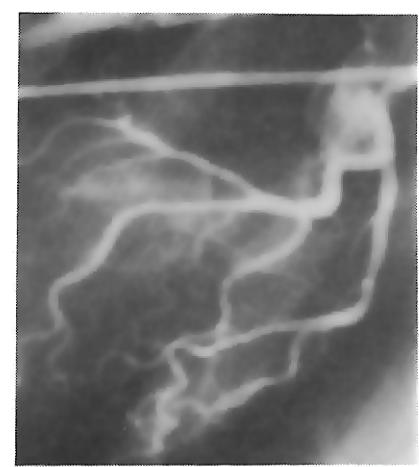
c・ロバートフィルタ処理画像



a・原画像



b・中域周波数強調処理



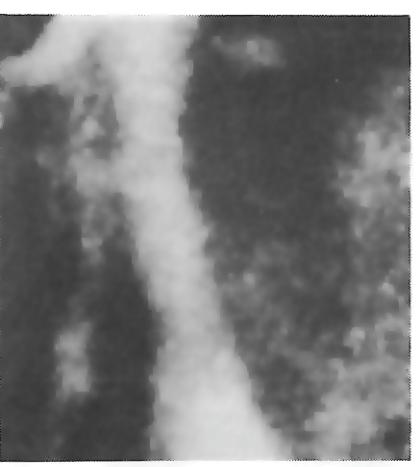
c・中域周波数減衰処理



b・ラプラシアン処理画像



c・ロバートフィルタ処理画像



c・ロバートフィルタ処理画像

## ニュートンと「現代の神」

部会長 山下 一也

早いものである。本号で「画像通信」は通巻で20号を数える。初期の氣負った編集時代に比べて、最近はややこぶりの冊子であるが、それでもこの種の機関誌をもった先駆者としての自負もあるが、はたしてどうであろうか。

この2、3月必要があって、近代科学の成り立ちを調べる機会があった。レオナルド・ダ・ヴィンチが先達者として種を蒔き、コペルニクス、ヴェサリウス、ケプラー、ガリレイ、ギルバート、とつづきやがてペーコン、デカルト、そしてフック、ライプニッツ、やがてニュートンの古今不滅の著書「プリンキピア」（これは一般的な呼び名で、原著の邦名は「自然哲学の数学的原理」である）にいたって近代科学は、人知の妙をきわめはなやかに開花する。この間の年月の流れ、実に200年余である。私たちの記憶にあるこれらの著名な科学者たちが、その時代の流れに刃向かい、あるいは流れに身を投じて、科学としての法則性を「自然」のなかから一つひとつみつけだすまでの労苦は、蒼絶そのものであり、改めて感銘を深くしたものである。

なかでも興味を引いたのは、ニュートンがあたりかまわず論争を挑む鼻っ柱の強さ、ペーコンとデカルトの学者としてもつ科学思想の極端なまでの対比、ガリレイがとぼけたなかでなくまで信条を貫く執念、などなどである。

アイザック・ニュートンは、1642年にイギリスのウールズソウプの貧しい農家に生まれたが、奇しくも同じ年に遠くフィレンツェの郊外で両眼を失明したままガリレオ・ガリレイが没している。ニュートンはその生涯で3人の科学者と争っている。いわゆる重力理論の先取権争いをフックの法則で有名なロバート・フックと、微積分学の先取権争いを積分記号や微分記号の考案者であり、ライプニッツの公式で名を残しているドイツのウイルヘルム・ライプニッツと、そして恒星表を初めて作ったグリニッジ天文台の初代台長であるジョン・フラムステードとは、その星表の出版をめぐって、それをお互いに終生にわたって絶えまなく論争を続けた。科学者として自負とプライドをかけてのことであるが、当時すでに客観的にみて決着のついでいることでも蒸しかえしては、執拗に繰り返されている。とくにライプニッツに対しては、かれの死後までも無益・不毛の論争を挑んでいる。これらの内容について詳細にみる余裕はないが、現在の科学史家の評価では、まったくこれらの紛争は無意味で、科学的生産性のない論争であったというのが常識である。なぜニュートンがこのように争いを繰り返したのか、いまになって知るよしもないが、ただ、かれの哲学や思想が意外にも極端なまでも保守主義者であることや、日常の振る舞いに幼児性が見られたことなどとは、たぶん無縁ではないだろう。

「プリンキピア」の巻末（一般的注釈）で、かれは、デカルトの力学を綿密にかれ一流のや

り方で数学的・論理的に批判しながら（ニュートンは、この大著の出発点をデカルトの力学に対する批判においている）、他方では太陽の周りを惑星がめぐるこの壮大で美しい神秘な体系は、神の存在の深慮と支配とによってのみ生じたもので、神は創造主であり、神は創造した世界を持続させる。そしてあらゆる事物は神に包まれ、神に動かされる、と脣面もなく書き述べている。

ニュートンは、科学のなかに「神の座」を置き、科学の進化をさらに探求するその先に科学が越えてはならない垣根〔神〕を設けている。たとえば、惑星の回転運動の二つの分力のうち、太陽に向かう落下の運動は、引力の法則で説明し、接線方向の運動に対しては「神の腕」によって起こる、と論じている。

つまりニュートンにとって科学は、神と力学の分業によって成り立つというのである。

「技術と科学」が、社会の諸相に大きな影響を与えていた現在からみて、このニュートンの科学思想はかぎりなく実証主義的であり、理想主義的である、と思う。やれマイクロエレクトロニクスだの、新素材だの、バイオ技術だと、のたうちまわっているこの時代の科学者・技術者にとって、これらの「先端技術」のその先を極めると、また「先端技術」があり、そしてその先にいくと、また……、と絶えることなく「先端」が繰り返される。ニュートンではなくとも、おお神よ！、といいたくなる。

ニュートンが死の間際で、かれをみとった友人に、自らを海辺で遊ぶ幼い子供にたとえ、自らが発見した多くの法則や理論を小さな貝殻になぞらえながら、未知の真実をはてしない大海として語ったことは、あまりにも有名である。「現在の神」を語るにしても、このことはあまりにも象徴的ではないか。

しかし本当は、「先端」のその先のその先には、「神」がぶらさがっていることを、いまはだれも知らない。

（1988・2・13）

## あとがき

---

近年のデジタル化の進歩に伴い、我々の周囲にもデジタル画像を取り扱う割合いが多くなってきた。

今回の「画像について語ろう」で、デジタル画像の定量的評価の基礎を学び、今後のデジタル画像評価及び処理に役立つものである。多くの会員の参加を期待しています。

---

会費を納めて下さい。

1,000円です。

学会事務局宛お願いします。

昭和63年4月1日発行

(社)日本放射線技術学会  
画像部会々長 山下一也

〒604 京都市中京区西ノ京北壱井町88  
二条プラザ内

TEL (075)801-2238