

医療における波形および画像処理手法

Application of Wave Form and Image Processing Technique in Medicine

This article deals with a basic, common technique for processing wave-form information such as electro-cardiographs, phono-cardiographs, electroencephalograms and spiograms as well as image information such as photographs of cells and blood cells, fundus photographs, scintigrams and X-ray films.

The basic processing of wave-form information consists in the pre-processing procedures including noise elimination and the discrimination of wave components. For noise elimination the digital filter method and a method utilizing space and time characteristics of the wave information are employed. Discrimination of each wave component starts with the detection of clue points and starting and end points of each wave component, and such detection is performed by combining primary differentiation information with secondary one.

The basic processing image information involves the pre-processing procedures such as noise elimination, image edge detection and feature extraction. Noise elimination is conducted by the digital filter method and the S/N improving method using image's color information. For detection of image edges are used the threshold processing and the edge enhancement method. Also described in the article are the kind of feature parameters extracted from the images for diagnosis and the method of their extraction.

鈴木孝治* Takaji Suzuki

小川俊雄* Toshio Ogawa

河野秀樹* Hideki Kôno

1 緒 言

最近、ホスピタルオートメーションシステム、健診センターなどの医療システムのサブシステムとして、心電図、心音図などの波形情報および血球像、眼底写真、X線写真などの画像情報を定量化し、必要に応じて異常の有無の判定を行なうデータ処理装置の開発が望まれている。われわれは、これらの要望を背景に、心電図、心音図、呼吸曲線、脳波および筋電図などの波形情報を自動的に解析する心電心音自動解析装置、肺機能自動検査装置（商品名：スパイロコンピュータ）、脳波自動解析装置、神経伝導速度測定装置などを開発してきた。またこれと併行して染色体、がん細胞などの細胞像、眼底写真、ラジオアイソトープ像などを対象に、画像情報を処理して定量的に表現し、異常の有無を判定するアルゴリズムの開発をも進めてきた。

今回、これらの研究開発の経験をもとに、波形情報および画像情報処理にあたって基本となるべき共通の処理手法を中心に報告する。

2 医用波形処理法

医療領域において処理の対象となる波形情報としては、(1)心電図、心音図、脳波、筋電図、脈波などのような波形の認識処理を行なうものおよび(2)呼吸曲線、濃度希釈曲線などのように波形処理を通して生理的な量を計測処理するものがある。これらの波形処理は、大規模集積回路(LSI)デジタル回路素子の普及に伴って、デジタル的に行なわれる方向にあるため、デジタル的手法を中心に報告する。波形をデジタル的に処理するには、まず波形をA/D変換し波形に混入

する雑音除去などの前処理を行なう。次いで波形の特徴点の抽出、波形識別および計測などを行ない、それらの計測値を用いて判定が行なわれる。以下これらの各段階で用いられる手法につき報告する。

2.1 A/D変換周波数

A/D変換周波数については、染谷-Shannonの定理により、信号の上限周波数の2倍あればよいことが知られている。しかし、波形処理においては位相によって決まる波高値が重要な情報となることが多い。したがって、通常、A/D変換周波数を変化させ、波形の振幅の再現性により経験的に決めることが多く、表1に示すA/D変換周波数が用いられる。

2.2 前処理—雑音除去法

各波形情報の処理にあたって、(1)脳波への筋電図信号、心電図信号の混入に見られるような対象生体信号以外の生体信号の混入、(2)生体信号が商用交流周波数帯を含むため、生体を通しての商用交流電源の混入などが障害となるため、その除去が必要となる。前者の対象波形以外の生体信号の除去には、各信号の周波数特性に差がある場合は、低域通過形フィルタを用いた除去が用いられる。デジタルフィルタとしては図1に示すような各フィルタが用いられる⁽⁵⁾。

一方、処理の対象となる波形と、対象外の生体波形情報の周波数特性が交さしている場合は、前述のフィルタによって除去することが困難なため、(1)両信号間の空間的性質を利用した除去法、(2)両信号間の波形的性質を利用した除去法などが用いられる。(1)の両信号の空間的性質を利用した除去法は、たとえば脳波信号に混入する心電図のように、心電図信号は

* 日立製作所中央研究所

胸部で脳波信号の数十倍の大ききで得られるので、この信号を用いて除去することができる。この方法は、両信号の発生個所が空間的に接近している場合には用いることができない。これに対し、(2)の波形的性質を利用する除去報は、処理はやや複雑となるが空間的に接近した雑音の除去に有効である。たとえば脳波に混入する筋電図は、低域通過形フィルタを通して除去すると、脳波上の異常所見として重要な棘(きょく)波と類似した波形を生ずる。しかし脳波波形を直接A/D変換すると図2にて示すような変化を示し、その一次差分は脳波信号に比較して大きな変化を示す。したがってこの変化量に閾(しきい)値を設定し、図2にて示すように振幅を減小させることによって図3にて示すように筋電図を除去することができる。

(2)の手法を用いるには、発生する対象波形と非対象波形の波形的特徴に差がある場合にはきわめて有効な手段であるが、このような差を見いだすことが困難な場合には、加算平均法が用いられる。たとえば誘発脳波のように対象とする信号は刺激後一定時間に発生するのに対し、背景脳波が不規則の場合に有効である。すなわち、N回平均加算をとることにより信号対雑音比は \sqrt{N} 倍に改善される。

2.3 波形識別法

医用波形情報は、心電図がP波、QRS波、T波(時としてU波が加わることあり)より構成されるように多種類の各波より構成されている。そこで各成分波を識別する必要がある。これらの識別すべき成分波は、表1に示すように疾患によって変化する。したがってこれらの成分波の識別にあつ

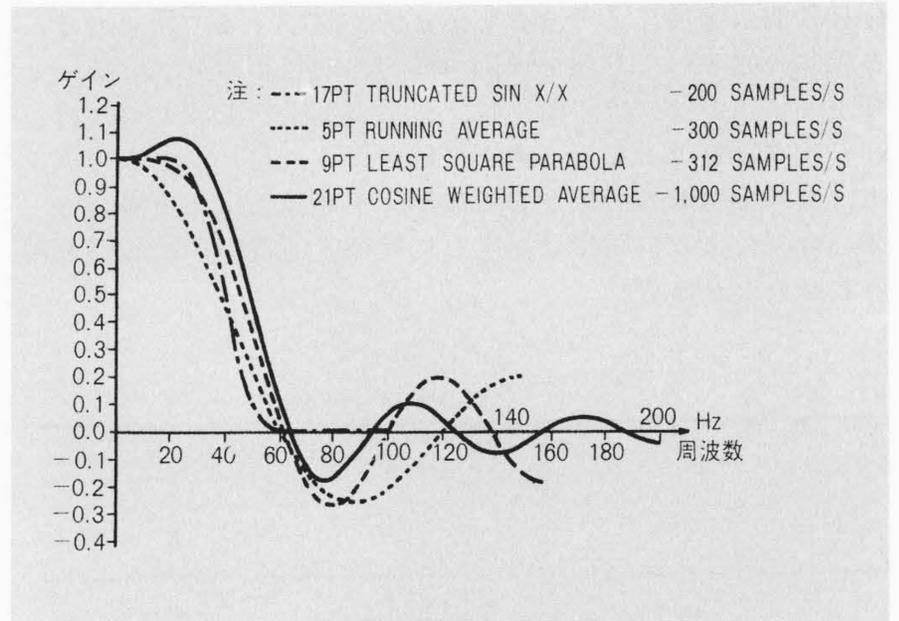


図1 デジタルフィルタの周波数特性⁽⁵⁾ 重みを変えることにより種々の低域通過形フィルタが実現できる。

Fig. 1 Frequency Responce of Digital Filters

ては、まず各波を識別するための足がかり点を検出する。次いでこの足がかり点に対する各成分波の生理的知見や波形的特徴を用いて識別が行なわれている。たとえば心電図においては、心臓の心室への刺激によって生ずるQRS波とT波が組み合わさって出現する。そこでQRS波上に足がかり点を検出し、その点をもとにQRS波の始点と終点を決め、その

表1 波形の種類と特徴パラメータ 各波を識別するにはまず特徴パラメータにより、足がかり点を検出する必要がある。

Table 1 Classification of Waves and Each Characteristic Parameter

種類	A/D変換周波数	波形例と識別波形	各波の性質	足がかり点
心電図(1)	250~500Hz		P波: 正常の場合、QRS波の手前に出ることが多い。 QRS波: 波形の変化あり、常に出る。 T波: QRS波に続いて必ず出る。	二次微分の最大となる点
心音図(1)	(エンベロープ検波後) 200Hz		I・II音: 測定部位によりきわめて小さくなる。 心雑音: 疾患に伴って出る。	QRSの始点
脳波(2)	250~500Hz		棘波: 突発的に出現する。	波形の先端の二次微分
			鋭波: "	一次微分
			背景波: 比較的定期的に出現する。	極小点
筋電図(3) (伝導速度測定の場合)	20kHz		—	二次微分の最大となる点
呼吸曲線(4) (努力性呼出の場合)	100Hz		—	一次微分の最大となる点

QRS波の直後にある波としてT波を識別する。次いでそれら以外の波としてP波を識別する方法が用いられている。したがって足がかり点の検出は、波形識別を行なうためには、最も基本的処理となる。表1に示すように足がかり点の検出法には、(1)処理の対象となる波形より直接検出する場合と、(2)心音図のように同時に測定した異種(心電図)の波形を用いる場合とがある。

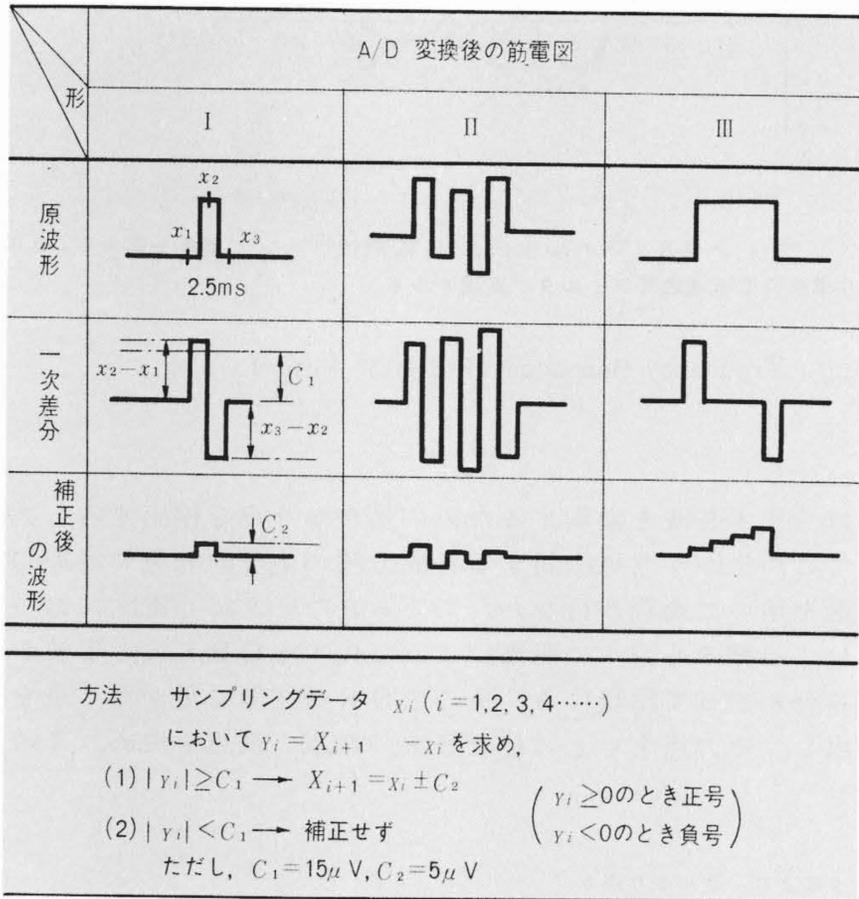


図2 一次差分による筋電図除去法 サンプルデータ間の一次差分が所定の閾値を越えたとき振幅を減少させる。

Fig. 2 Procedure of EMG Elimination by First Difference Method

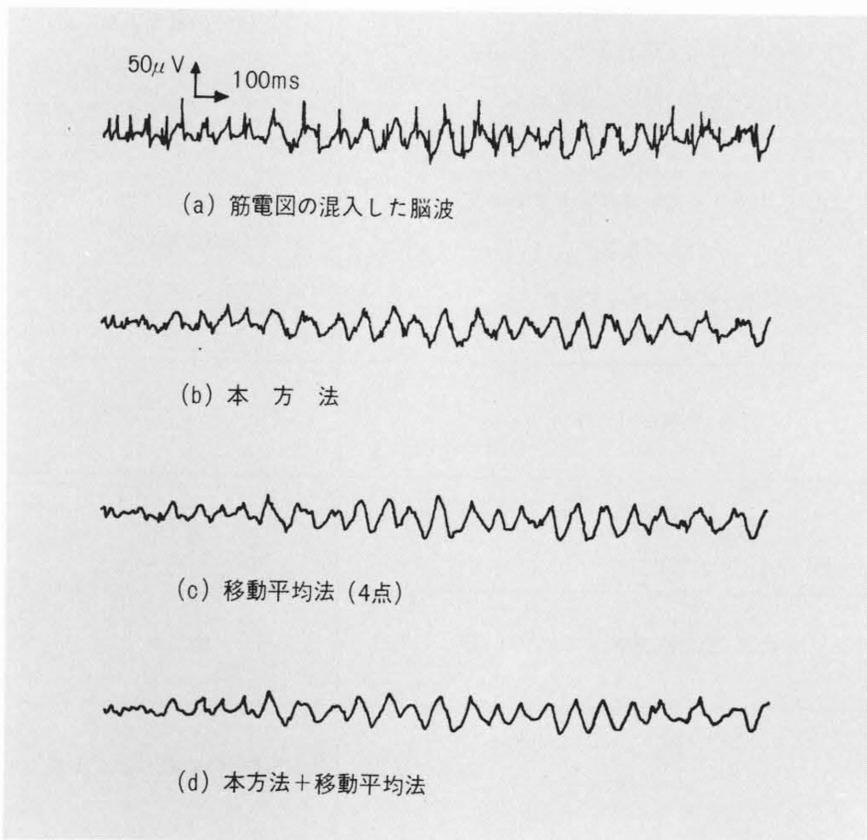


図3 筋電図除去例 一次差分法を施した後、移動平均を行なうとほぼ完全に筋電図が除去可能であった。

Fig. 3 Example of EMG Elimination

処理の対象となる波形より直接足がかり点を検出する場合には、その誤検出を避けるため、同時に測定した他部位の同種の信号を組み合わせる用いることがある。たとえば心電図では足がかり点として二次微分曲線を求め、その最大値を検出し、その70%値以上となる点を足がかり点とする方法がとられている。しかし心室に期外収縮が生ずると、QRS波形が大きく変化して、前述の足がかり点検出法では検出できないことがある。しかし同時に別の部位より心電図と組み合わせることにより前者の検出ミスを防ぐことができる。

次いで各成分波を正確に決めるためには、各波の立上がり点、立下がり点を検出する必要がある。このためには図4に示すように各波の一次微分値より各波の存在領域を決め、その前後に向かって、二次微分曲線の極大点または極小点を求め、その点を立上がり点または立下がり点とする方法が用いられる。

以上の処理を行なうには、一次微分、二次微分および極大極小点の検出などの処理をデジタル的に行なう必要があるが、これらには表2に示す方法が用いられる。

3 医用画像処理手法

医学の分野で画像の形で得られる情報として、子宮がん細胞、血球像、染色体などの細胞像、ラジオアイソトープ像(以下、RI像と略す)、眼底写真、胸部ならびに胃X線写真などがあげられる。これらの画像を処理するねらいは大別して、画像の雑音除去や測定系で生ずる画像ひずみの補正など画像の質の改善処理、画像を定量化し診断に直接結びつけるパターン認識的な処理および画像の定量化を通して生理的量を計測する画像計測処理の三つがある。

これらの各処理はアナログ方式、デジタル方式および両者を組み合わせたハイブリッド方式に分けられるが、最近の傾向としてデジタル方式による処理が主流になりつつあるので、ここではデジタル処理について報告する。医用画像

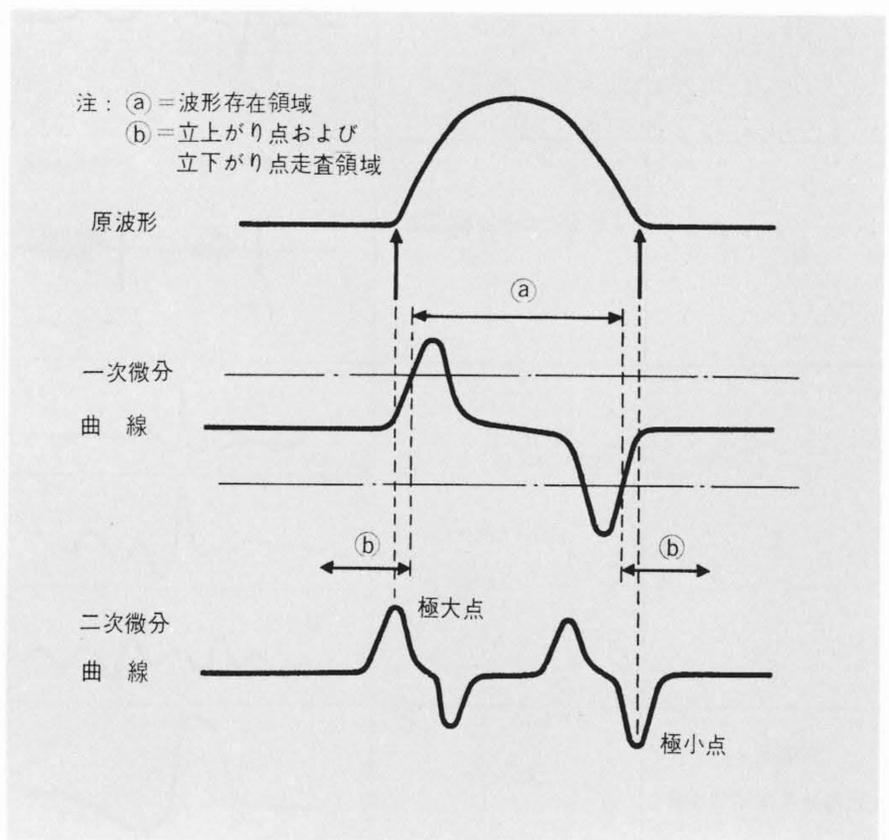


図4 波形の立上がり点および立下がり点検出法 一次微分により波形存在領域を指定した後、その前後の二次微分により立上がり点および立下がり点を決定する。

Fig. 4 Detection of Starting and End Points of Waveform

表2 波形の特徴パラメータ計測法 波形に混入する不規則雑音の影響が少なく、しかも簡略な方式である。

Table 2 Measurement of Characteristic Parameters of Waveform

特徴パラメータ	計測法の名称と内容	備考
一次微分	一次差分：サンプリングデータ間の差分	最小自乗法のほうが雑音の影響が少ない。 $n=5$ のとき、 $T_i=2, 1, 0, -1, -2$
	最小自乗法による一次近似： $\sum_{i=1}^n X_i T_i$	
二次微分	最小自乗法による二次近似	$k=1, 2 \dots k$ によりマスクの大きさが決まる。
	最小自乗法による一次近似の差： $\sum_{i=1}^n X_i T_i - \sum_{i=1}^n X_{i+k} \cdot T_i$	
極大点・極小点	一次微分の符号変化	一次微分の符号変化では正確に決まらない。 $X_i - X_{i+k}$ すべて正→極大点 すべて負→極小点
	前後のデータとの差分： $X_i - X_{i+k}$	
屈曲点	二次微分の極大・極小点	屈曲の程度を判定するときは、屈曲角度を計測すること。

をデジタル処理するには、RI像のように本来デジタル情報として得られる画像は別にして、画像を絵素に分解し、各絵素の濃淡情報、色度情報をデジタル化（量子化）し、そのデータを用いて処理するのである。

3.1 画像の量子化

画像を絵素に分解するときの所要分解能については、各画像の空間周波数の計測より行なうことが考えられる。しかし通常は、デジタルの画像をアナログの画像にもどしたときの再現性より経験的に決められており、表3にて示すような

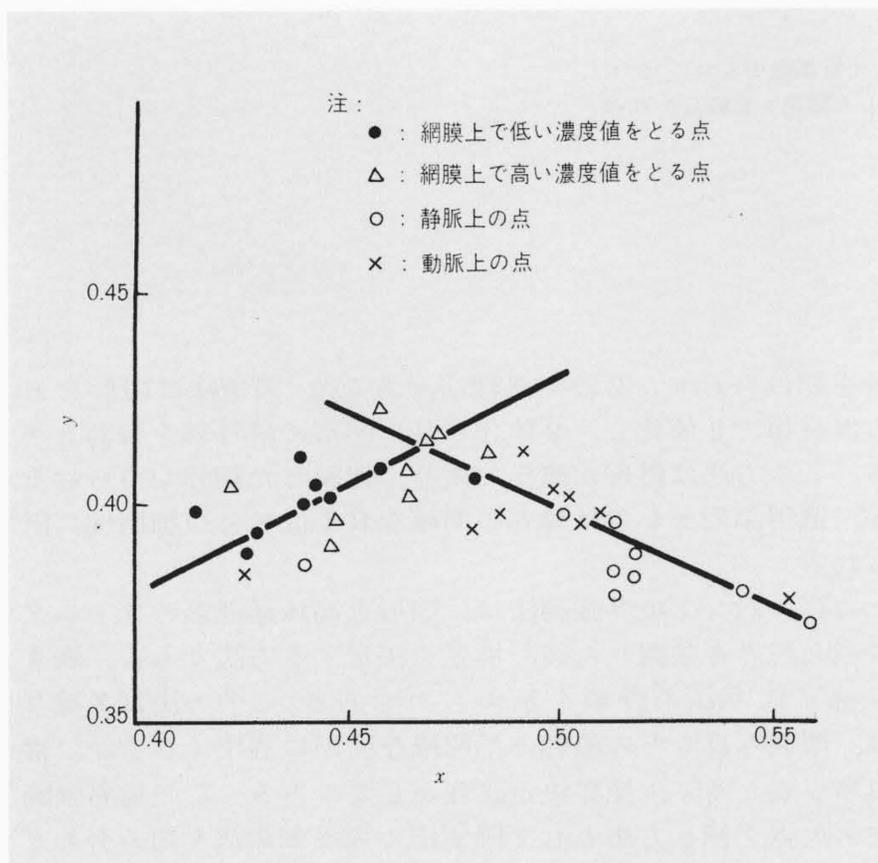


図5 眼底写真の網膜部および血管部の色度図上の分布 眼底写真を赤、緑、青各フィルタを介して計算機に入力し、網膜および血管部の色度図上における分布を求めたものである。

Fig. 5 Chromaticity Diagram of Fundus Photograph

大きさの絵素に分解し、その絵素の濃度をデジタル化する。

すなわち、画像上をテレビカメラ、フライングスポットスキャナ、デンシトメータなどにより電子的あるいは機械的に走査し、画像からの透過光または反射光の量を電圧値に置き換え、一定時間ごとにA/D変換を行ない量子化する。A/D変換を行なうときのビット数は表3にて示すように、ほとんどの画像に対して7ビット（128段階）あれば処理には不足しないが、X線写真のように濃度差の大きな図形では7～10ビット（1,024段階）程度の濃度レベルが必要とされている。

3.2 画像の質の改善処理法

(1) 画像の混入雑音除去

画像に混入する雑音としては、画像情報の統計的ばらつきフィルムの粒状性、測定系の雑音などによる高周波の雑音および画像の撮影や量子化の際の外部条件（たとえば照明）によりゆるやかに変化する低周波雑音とに分けられる。

前者の高周波雑音除去には低域通過形のフィルタが用いられ、1点のデータをその周囲のデータの平均値で置き換える移動平均法がよく用いられる⁽⁶⁾。比較的高周波雑音成分の多いRI像では、移動平均法に重みをつける方法、濃度により移動平均法のマスクサイズを変化させる方法⁽⁷⁾、1点のデータの取りうる範囲をその周囲のデータの平均および分散で規定する方法など非線形のフィルタも提案されている。

低周波雑音は、画像の背景濃度が画像内の場所によってゆるやかに変化し、その変化に信号成分が重畳しているものをさす。この低周波雑音を除去するフィルタは、高周波雑音除去の場合のように容易には設計できない。一般的には、画像中で信号成分のない部分の複数個の点の座標と濃度を求め、その点群に対して平面ないし曲面をあてはめ、画像よりその平面ないし曲面を差し引くことによって低周波雑音を除去することが可能である⁽⁸⁾。

(2) カラー情報を用いたS/N改善処理

血球像、眼底写真のように色情報を持っている画像は信号成分と雑音成分を色の違いとしてとらえることができ、色の違いを処理により強調することが可能である。すなわち、信号成分と雑音成分とが色度図上で異なる分布を持つとき、適当な写影軸を設け、S/Nを最大にすることが可能である。

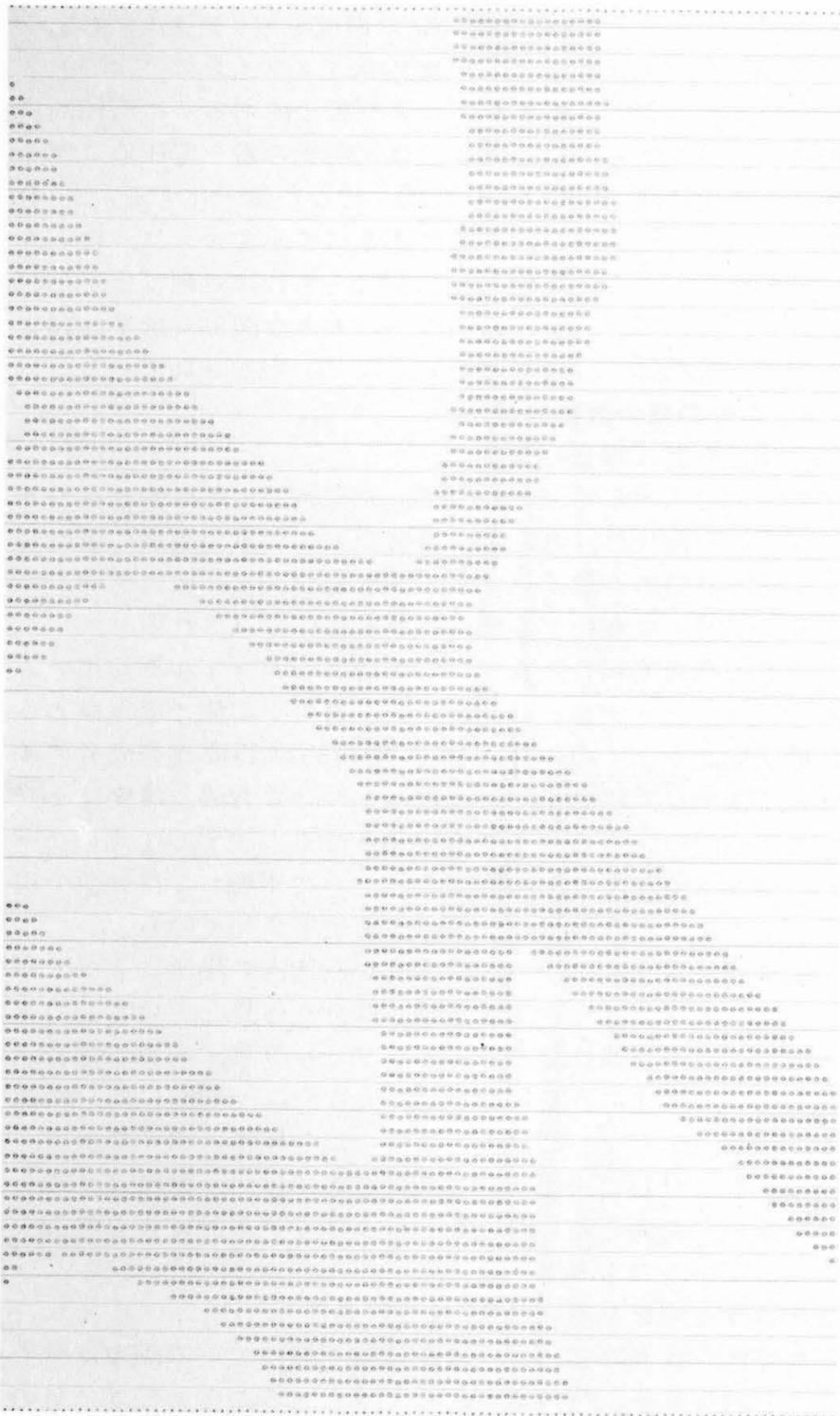
図5は眼底写真の血管部と網膜部の色度図上の分布である⁽⁹⁾。血管部を信号と見なし、網膜部を雑音と見なしたとき、S/Nを最大にするためには網膜部の変動が最小となるような写影軸を設ければよい。図6(a)は赤、緑、青各フィルタを通して眼底写真をカラー情報として計算機に入力し、前記の写影軸上に倒した後に2値化した図形であり、同図(b)は白黒像

表3 画像の量子化の条件 画像をA/D変換する際必要とされる分解能、濃淡レベルおよびカラー情報として画像をデジタル化する必要があるかを代表的な画像について示す。

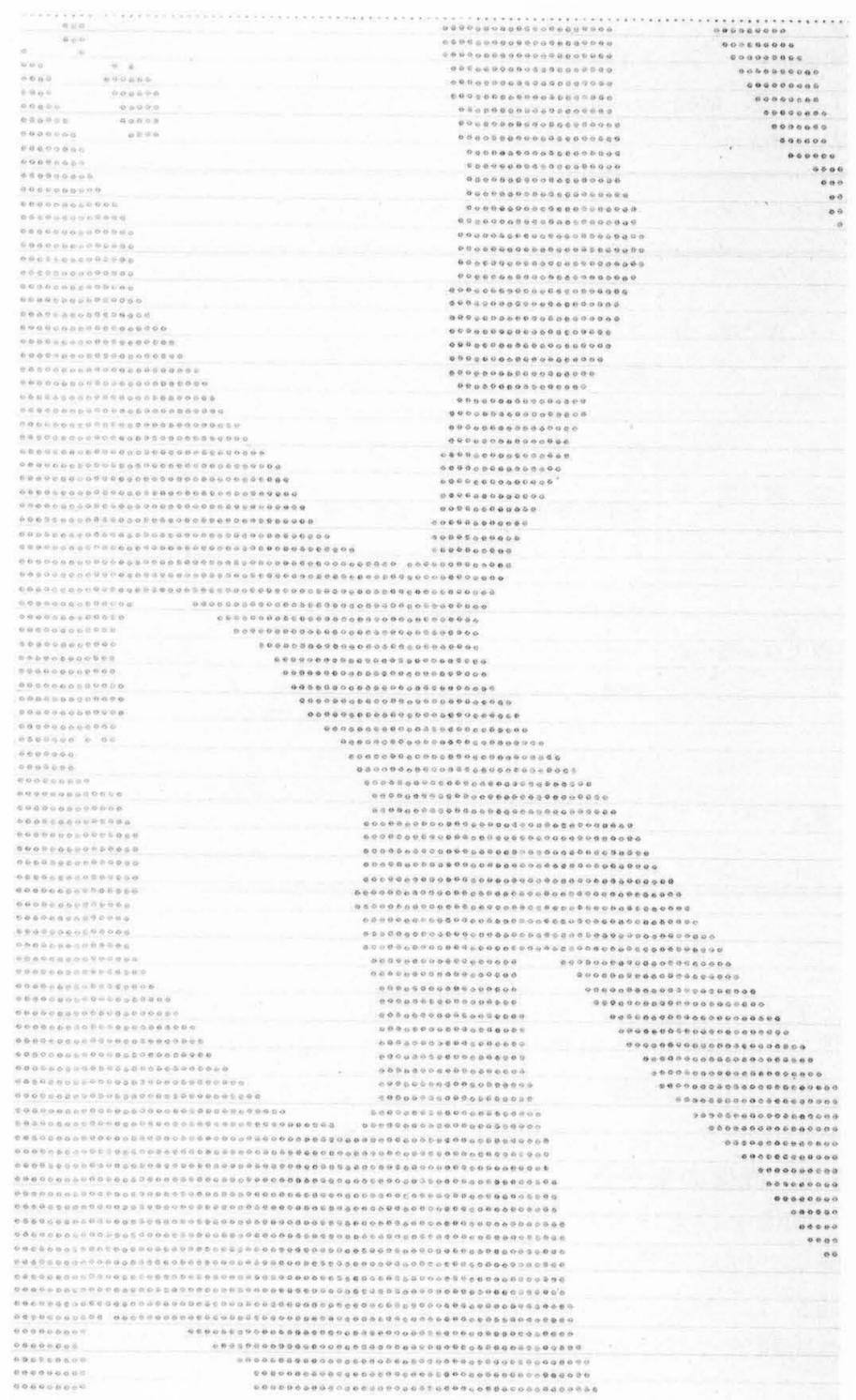
Table 3 Quantification of Image

画像	分解能	濃淡レベル (ビット)	カラー情報の必要性
子宮がん細胞	0.25 μ^*	7	なし
血球像	"	"	あり
染色体	0.1 μ^*	"	なし
RI像	2 mm	"	"
眼底写真	20 μ	"	あり
X線写真	100 μ	7~10	なし

注：* = 試料上での分解能



(a)



(b)

図6 眼底写真における血管境界線抽出結果 眼底写真をカラー情報として計算機に入力し、S/N改善処理をした後血管部を2値化して打ち出したものと、通常の白黒画像として処理した結果を比較したものである。

Fig. 6 Result of Edge Detection from Fundus Photograph

として計算機に入力し2値化した図形である。両図を比較するとカラー処理のほうが血管が正しく得られると同時に、雑音が増加していることがわかる。

このほかに画質改善処理には濃度補正、分解能向上および座標変換などの処理がある。

3.3 パターン認識

パターン認識は画像の定量化を行ない、診断に直接結びつく情報を得ることである。パターン認識は処理過程が前処理、特徴抽出および判定の3段階に分けられる。以下それぞれについて述べる。

前処理には3.2で述べた雑音除去、S/N改善さらに輪郭決定が含まれる。図形の輪郭はその内側と外側では濃度が異なり、さらに輪郭付近で濃度が急激に変化するという性質を持っている。前者の性質を利用した輪郭決定法に閾値が後者の性質を使った方法に境界強調法が、またさらに両

者を組み合わせた2段階処理法がある⁽⁹⁾。閾値法は図形をある濃度値で2値化し、2値化された図形の最外郭を輪郭とする。この方法は処理が簡単であり、連続した輪郭が得られるが、適用図形としては輪郭の明確なR I像および細胞像に限られる。

これに対して境界強調法は、図形を高域通過形のフィルタに通し境界を強調した後、境界を決定する方法である。表4は境界強調法の種類を示すものである。この方法はX線写真、眼底写真などの輪郭の不明確な図形に適用できるが、疑似境界点が多く、境界決定論理が必要である。この境界強調法の欠点を補う方法として閾値法と境界強調法を組み合わせた2段階処理法がある。これは、閾値法で境界の存在する領域をあらかじめ限定しておき、次に境界強調法で境界部を強調し、輪郭決定を行なうものである。この方法によれば、疑似境界点が少なくなり決定論理が容易になる。

境界決定法には強調した境界の尾根を追跡していく方法、強調された境界を2値化した後に細め処理を行なう方法およびWave Propagation法⁽¹²⁾などがあり、これらは境界の不連続、孤立した疑似境界点に対する対策を必要とする。

医用画像を正常、異常あるいは種類の違いにより分類するためには、一つのカテゴリーに属するものはできるだけ近い値を持つようなパラメータとして導入し、その値の違いにより画像をいくつかのカテゴリーに分類する。このパラメータの値を求めることを特徴抽出と呼んでいる。医用画像の特徴抽出は診断に直接結びつけるという意味で、医師の読影基準を定量化することが多く試みられる。表5はその代表的なものを示すものである。

上記のように特徴抽出を行ない、一つの画像がどのカテゴリーに属するかを判別する論理には、枝分かれ論理、判別関数、ベイズの式および最短距離法などが広く利用されている。しかしまだ決定的な方法はなく、このほかにも枝分かれ論理中に判別関数を組み込んだ論理、クラスター理論なども使われている。

4 結 言

ホスピタル オートメーション システム、健診センターなどの医療システムのサブシステムとして開発されつつある心電

図、心音図、脳波、呼吸曲線などの波形情報処理装置と、染色体、血球像、細胞像、眼底写真、X線写真などの画像情報処理装置の基本的処理手法につき報告した。

すなわち、波形情報処理における基本的処理は前処理としての雑音除去と、波形を形成する成分波の識別が基本となる。雑音除去には低域通過フィルタなどのフィルタが最もよく用いられているが、本法のみでは不十分なこともあり、波形的特徴を利用した非線形フィルタ、または同時に利用できる情報間の空間的、時間的相関を利用した除去法などについて報告した。

また、波形の識別にあたっては、安定して識別できる足がかり点の検出、各波の成分を決める立上がり点および立下がり点検出ならびに医学的情報を組み合わせた波形識別の基本的手法について報告した。

画像情報の処理においては雑音除去および画像の輪郭検出が最も基本的な処理で、雑音除去としては、曲面当てはめ法による低周波雑音除去および色情報を用いたS/N改善法を、輪郭検出法としては、閾値法および境界強調法について報告した。

これらの各手法を有効に活用するには、各波形または画像情報の背後にある医学的知識を利用する必要がある。これらの医学的情報の利用の基本的考え方については例示したが、その詳細については参考文献を参照されたい。

表4 境界強調法の種類 画像の輪郭部分を強調する手法の種類とその処理方法を示す。

Table 4 Method of Edge Enhancement

種 類	処 理 内 容
一次微分法	平面または曲面あてはめによる一次微分
二次微分法(∇ ² 演算)	曲面あてはめによる二次微分
最急勾配法	1点のデータより上下、左右、斜め方向の一次微分の最大値
ブリッジフィルタ ⁽¹⁰⁾	二次微分の変形で、広い領域にわたって計算を行なう。
レンジフィルタ ⁽¹¹⁾	一定量域内におけるデータの最大値と最小値との差一次差分の変形
方向付レンジフィルタ ⁽⁹⁾	レンジフィルタに対して方向性を持たせたフィルタ

表5 特徴パラメータの種類 医用画像のパターン認識を行なうための代表的な画像の特徴パラメータの種類を示す。

Table 5 Method of Feature Extraction

	形 状	構 造	色
子宮がん細胞	核面積、細胞質面積、N/C、核形不整*	核平均濃度 核内濃度分布	—
血 球 像	核面積、核縁不整* 核面積/(核周囲長) ²	核内濃度分布 顆(か)粒の有無	細胞質の色 顆粒の色
染色体像 ⁽¹²⁾	腕長、腕比	—	—
R I 像 ⁽⁶⁾ (甲状腺)	面積、縦横比** 周辺不整	計数値の分布 計数値の絶対量	—
眼底写真 ⁽⁹⁾	血管径の変動***	—	白班(はん) 出 血
胃 X 線写真	周辺の曲率 周辺の不整*	—	—

注：* 輪郭線に直線または曲線をあてはめた場合のあてはめの誤差(標準偏差)で定義
 ** 甲状腺(せん)の縦方向の最大径と横方向の最大径の比で定義
 *** 血管径の平均血管径に対する比率

参考文献

- (1) Suzuki et al, "ECG Automatic Analyzer", Digest of 7th I.C.M.B.E. (1967)
- (2) Homma, Suzuki et al, "Automatic analyzer of EEG", Digest of 9th I.C.M.B.E, 86 (1971)
- (3) 越川, 鈴木ほか, 「末梢神経伝導速度自動測定装置の開発」第12回日本ME学会予稿集, 549 (昭48-5)
- (4) 鈴木孝治ほか, 「スパイロコンピュータ」通信学会医用電子・生体工学研究会資料, MBE 68-16, 1968-11
- (5) J.R.Cox et al, "Digital analysis of the electroencephalogram, the blood pressure wave, and the electrocardiogram", PROC. OF IEEE, 60, 10 (1972)

上記の5つの論文は、波形処理に関する参考文献で(1)は心電図、(2)⁽⁵⁾脳波、(3)筋電図、(4)呼吸曲線の処理法について報告している。

- (6) 河野, 鈴木, 「シンチグラムの自動解析」, 第3回画像工学コンファレンス, 1972
- (7) S.M.Pizer, "Processing Radioisotope Scans", J. of Nuclear Medicine, 10, 4, 1968
- (8) 山本, 鈴木ほか, 「カラー眼底写真における動静脈の検出」, 第11回日本ME学会大会, 2-2-5, 1972
- (9) 横内, 山本, 鈴木, 「眼底像の血管境界線抽出」, 日本ME学会画像処理研究会資料, IT72-38, 1972
- (10) 末永, 鳥脇, 「Bridge Filterによる間接撮影胸部X線写真の特徴抽出と処理」, 第3回画像工学コンファレンス, 1972
- (11) 鳥脇ほか, 「濃淡図形の局所的な濃度変化を検出するためのRange Filter」, 電気4学会東海支部連合大会講演論文集, 1970
- (12) 鹿野, 鳥脇, 福村, 「Wave Propagation Methodによる曲線抽出」, 電子通信学会インホメーション研究会資料, IT71-48, 1971
- (13) 桃井, 加藤, 鈴木ほか, 「ヒト染色体の分類の自動化」, 第10回ME学会大会, 1-3-2, 1971

上記の(6)~(13)の論文は医用画像処理に関する参考文献で、(6)(7)はシンチグラム、(8)(9)は眼底写真、(10)~(12)は胸部X線写真(13)は染色体の処理法について報告している。