

胃X線写真の胃領域認識処理

中村 鎮雄

(北海道大学 応用電気研究所)

1. ま え が き

胃X線写真の自動スクリーニングの研究は画像の処理や認識方法を開発するための具体例として、又、集団検診の自動化という必要性からも興味ある課題である。

医師による胃のX線診断は異なる撮影法を組み合わせる総合的に行われるが、工学的処理法を考えるとときには、当面、重要性の高いバリウム充満像と二重造影像を対象にする。バリウム充満像は胃内部にバリウムを充満し、胃辺縁の病変をチェックするものである。一方、二重造影像は胃に炭酸ガスを充満し、粘膜ひだや胃壁に少量のバリウムを付着させて胃内部の病変をチェックする。この2つの画像処理に共通する重要な課題に雑音となる背景陰影から胃輪郭線を正確に抽出するという問題がある。本報告ではバリウム充満像に対する辺縁エッジ検出方法と二重造影像に対する胃領域抽出について述べる。

2. バリウム充満像のエッジ検出

2.1 方法の概要

バリウム充満像の濃度ヒストグラムは図1(b)のように一般に2峰性を示すので、濃度のしきい値処理で胃部と背景とを容易に分離できると考えられた⁽¹⁾。しかし、胃辺縁では胃壁の構造上、バリウムが充満しにくいので、図1(c)のように濃度が不均一になりやすく、脊椎や腸陰影

の濃度と差がないために、濃度のしきい値処理だけでは輪郭線の検出が困難である。

このため本方法では次のようなエッジ検出方法を提案している。

濃度しきい値処理で得られる境界線はおおよそその胃輪郭線を手えるので、この境界線近傍で濃度の微分波形を調べ、微分値の大きい点を胃の輪郭エッジとすれば、濃度やその微分値を単独でしきい値処理するよりは正確で雑音の少ないエッジ検出効果が期待できる。さらに本方法で使用するパラメータは簡単化のために画像全体に一定のパラメータを与えているので、局所的にパラメータの不適合を生じ、エッジ検出エラーを起こす可能性がある。このための対策として、lineごとのエッジの対応関係を照合する手法を組み込むことにより、パラメータの不適合によるエッジ検出エラーを低減し、エッジの信頼性を上げている。また本方法では照合アルゴリズムの関係上、次元処理を基本にしている。

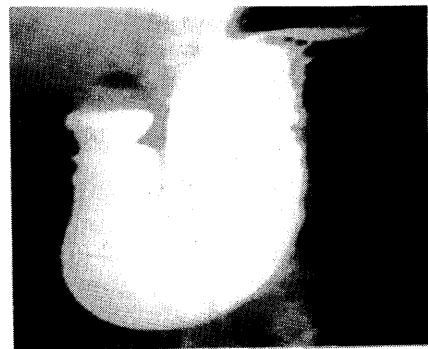


図1(a)バリウム充満像の一例

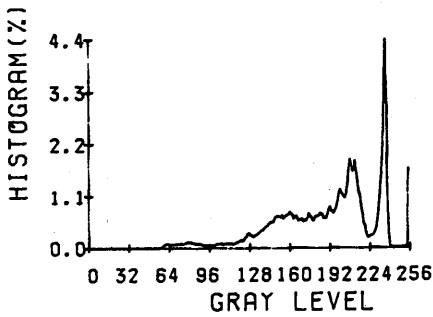


図1 (b)濃度ヒストグラム

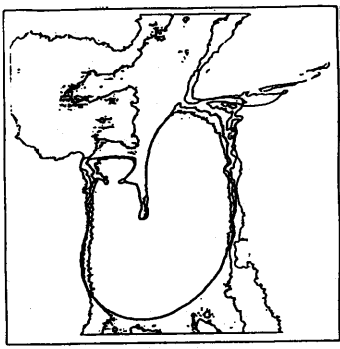


図1 (c)等高線図

しきい値: 195, 210, 225, 230

2.2 アルゴリズム

デジタル画像の濃度関数と微分関数を $F(i, j)$, $D(i, j)$ と表わす。但し, j 行目の1次元処理を行うときには j を省略し, 単に $F(i)$, $D(i)$ と書く。 i, j は $1 \leq i \leq N$, $1 \leq j \leq M$ なる整数, $D(i)$ は次式で与えられる。

$$D(i) = \frac{1}{F} \left\{ \sum_{t=1}^k F(i+t) - \sum_{t=1}^k F(i-t) \right\} \quad \text{---- (1)}$$

但し, k は移動平均パラメータ。

次にエッジ検出アルゴリズムと各ステップの内容を説明する。フローチャートは図2に示す。

(アルゴリズム)

- (1) 行カウンタ j を $j = 1$ にする。
- (2) (1)式に従って j 行目の微分関数を求める。
- (3) 列カウンタ i を $i = 1$ にする。
- (4) しきい値 T で濃度関数のしきい値処理を行い, 境界線上の点の座標 (i^k, j) を見つける。ただし添字 k は j 行目のエッジ番号を表す。

しきい値処理は

- i) $D(i) > 0$ のとき $F(i) > 0$ で $F_m(i) > 0$ 又は
- ii) $D(i) < 0$ のとき $F(i) < 0$ で $F_m(i) < 0$ が成り立つとき $i^k = i$ とする。その後,

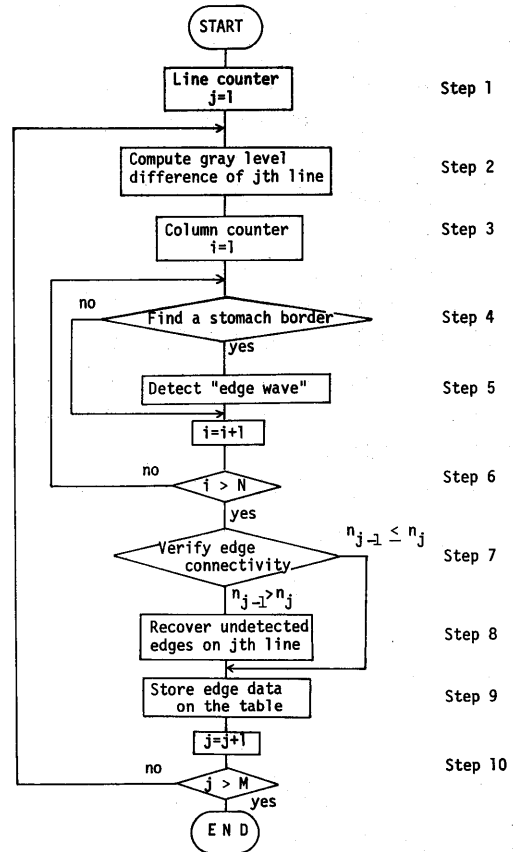


図2 エッジ検出のフローチャート

ステップ(5)へ行く。条件が成立しないときにはステップ(6)へ行く。平滑化した濃度関数 $F_m(i)$ は次式で与えられる。

$$F_m(i) = \frac{1}{m} \sum_{u=i}^{i+m-1} F(u) \quad (D(i) > 0)$$

$$F_m(i) = \frac{1}{m} \sum_{u=i}^{i+m-1} F(u) \quad (D(i) < 0)$$

但し、 m は平均化パラメータ。

(5) 点 (i_0^k, j) の近傍でエッジ波形 (edge wave) を探し、波形上のピーク位置 i_p^k と区間 (i_1^k, i_2^k) を定める。次にピークの値 $D(i_p^k)$ を調べて $|D(i_p^k)| > E$ ならばそのエッジを採用し、 $|D(i_p^k)| \leq E$ ならば捨てる。但し、 E は微分値に対するしきい値。また、"エッジ波形" というのは図3に示すようにゼロでない同符号の微分関数 $D(i)$ が連続する1つの区間を表す。

(6) n を1つ増し、 $i \leq N$ ならばステップ(4)に戻る。 $i > N$ ならばステップ(7)に行く。

(7) 隣接する2行間でエッジの連結性を調べる。

今、 $j-1$ 行目と j 行目のエッジの総数をそれぞれ n_{j-1} 、 n_j と表し、 $j-1$ 行目のエッジ番号を n ($1 \leq n \leq n_{j-1}$) とすれば、次の2つの条件

- (i) $i_1^h < i_1^k$ or $i_2^h < i_2^k$
- (ii) $D(i_p^h)$ の符号と $D(i_p^k)$ の符号が異なる。

のいずれか一方が成立するとき、 $j-1$ 行目の n 番目のエッジと j 行目の k 番目のエッジに連結性がない。この照合を $j-1$ 行目と j 行目のすべてのエッジに対し行って、連結しないエッジが生じたときには

$n_{j-1} > n_j$ ならば ステップ(8)へ
 $n_{j-1} \leq n_j$ ならば ステップ(9)へ行く。一方、2行間のエッジがすべて連結するならばステップ(9)へ行く。

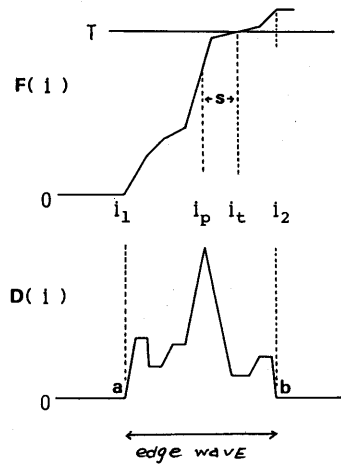


図3 1次元濃度関数と微分波形

(8) $j-1$ 行目のエッジを参照して、 j 行目の未検出のエッジを探す。今、 j 行- k 番目のエッジは $(j-1)$ 行- n 番目のエッジと連結すべきところ、 j 行- k 番目のエッジが未検出としよう。このとき図4のように $(j-1)$ 行- n 番目のエッジ波形の区間 (i_1^h, i_2^h) を j 行目に設定して、この近傍で

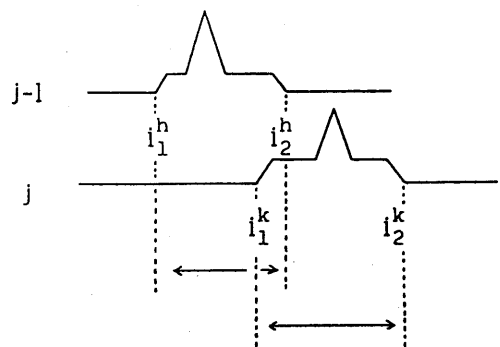


図4 未検出エッジの回復

$|D(i_p^j)| > E$ かつ $D(i_p^j)$ と符号の等しいエッジがあればこれを i_p^j とし、無ければ i_p^j に対応するエッジは無いと考える。

{9} j 行目で検出したエッジの情報を図6に示すテーブルに格納する。

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
n_j	j	i_1^j	i_2^j	i_3^j	$D(i_1^j)$	i_4^j	i_5^j	i_6^j	$D(i_6^j)$

図6 エッジテーブル

{10} j を1つ増加する。この結果 $j \leq M$ ならばステップ{2}に戻る。
 $j > M$ ならば処理を終了する。

上述のアルゴリズムは1次元処理であるから、これを基に2次元のエッジを構成するには次のような手順が必要である。

- 1) 画像を水平にスキャンして垂直方向のエッジを検出する。
- 2) 画像を転置する。
- 3) 転置画像をスキャンして、元の画像の水平方向のエッジを検出する。
- 4) 両方のエッジ成分を合成する。

上述のアルゴリズムでは4つのパラメータ (T, E, m, τ) を使用している。濃度しきい値 T は通常、濃度ヒストグラムの中の2つの大きな峰の間にある谷の最小値を選ぶ。微分値に対するしきい値 E と平均化パラメータ m は経験的に $2 \leq E \leq 4$, $2 \leq m \leq 4$ に選んでいる。パラメータ τ は実験的に $2 \leq \tau \leq 4$ に選んでいる。

2.3 実験結果

図1(a)の充満像に本方法のエッジ検出を用いた結果を図7に示す。一方同じ画像に Sobel オペレータを適用した結果を図8に示す。両方を比較すると本方法は通常の微分オペレータに比べ背景雑音が少ないことがわかる。



図7 本方法によるエッジ検出

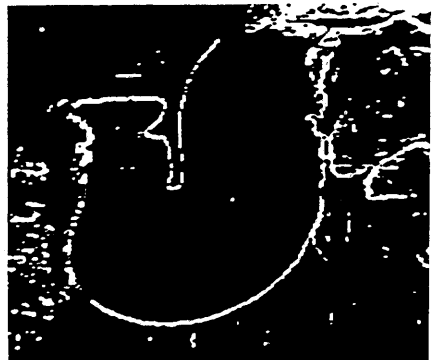


図8 Sobel オペレータによるエッジ検出
(レベル ≥ 32)

3. 二重造影像の胃領域抽出

二重造影像は胃壁に少量のバリウムを付着させ、炭酸ガスで胃を充満するため胃内部の病変やひだを鮮明に見ることができる。しかしながら、胃内部と背景との濃度差が殆んど無く、脊椎や腸陰影が胃と重なるため画像はかなり複雑になる。このため二重造影像の画像処理の当面の目標は複雑な背景から胃領域を正確に抽出することにある。

3.1 方法の概要

二重造影像の処理に際し、画像の特徴を処理に利用することが考えられる。我々は濃度ヒストグラムやフィルムの観察から二重造影像を

- (1) バリウムが流出した領域(胃穹窿部や腸など)
- (2) それ以外の領域(胃輪郭線, 胃内部ひだ, 脊椎や肋骨陰影, 背景の軟組織)からなる

の2つに分けて処理することを試み⁽²⁾た。これはバリウム領域が胃と部分的に接しているため胃の観察領域が性質の異なる輪郭線によって作られることに着目したものである。そこで本報告では胃部領域を解剖学的な意味ではなく、人間が観察するときに見える領域という意味に定義する。従って胃輪郭線に次のような仮定を設けた。

- (仮定) 胃部領域を形成する輪郭線は (A) 胃壁に付着した少量のバリウムで作られる薄い線と、
(B) 胃穹窿部や腸に流入したバリウムが胃と接する境界線の2種類の線(これを仮に胃輪郭線A, Bと呼ぶことにする)からなる。

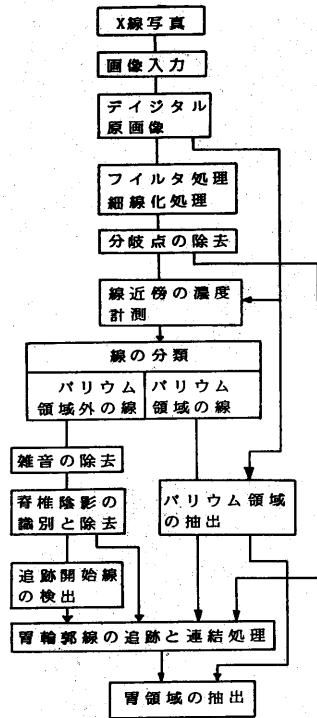


図9 処理の流れ図

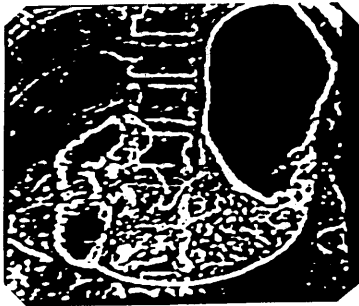
本方法はバリウム領域の濃度範囲が比較的限定しやすく、胃輪郭線Bのコントラストが良いことに着目して、これらを先に抽出し、その情報を基に胃輪郭線Aを検出する。最後に胃輪郭線AとBで作られる閉領域を合成して、合成領域からバリウム領域を除去したものを胃領域とするものである。図9に本方法の流れ図を示す。以下これについて説明する。

3.2 前処理

約25×25 cm四方のX線フィルムを500μ中のスポットでサンプリングして標本点512×512、濃度256レベルのデジタル画像を得る。これに3×3のマスクでスムージングしたもの



(a) 原画像



(b) フィルタ出力像

図10 二重造影像とフィルタ処理

を処理の原画像とした。図10に二重造影像の1例とエッジ強調のための 15×15 サイズのFIRフィルタ出力像(2値化して表示)を示す。図11にWPM法による細線化像を示す。細線化処理のパラメータは距離のしきい値を2, 勾配のしきい値を0.8にした。次に細線化された線に対して分岐点の除去を行う。これは分岐点を含む線では追跡開始線が一義的に決まらず, しかも種類の異なる線が結合するため線の分類が不正確になるなどの問題が生ずるので, 各分岐を独立した線に分けて扱うようにした。

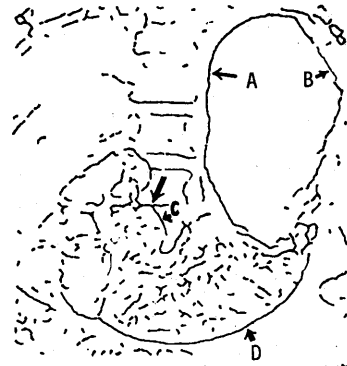


図11 細線化像

3.3 線の識別処理

3.1節で述べたように二重造影の構造は2つに大別される。しかしながら, 細線化像の線を形状で識別することは難しいため, 線の位置情報と原画像を用いて線の近傍における明るさの変化を計り, それにより線を分類する。

濃度計測は細線化像の長さ l 以上の線を対象にする。今, この条件を満足する線要素を l , l の長さを n , 線 l 上の点 P_m の座標 (X_m, Y_m) と表す。但し $m=1, 2, \dots, n$ 。このとき P_m の前後の

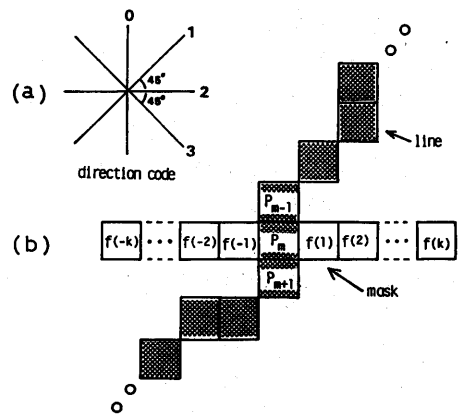


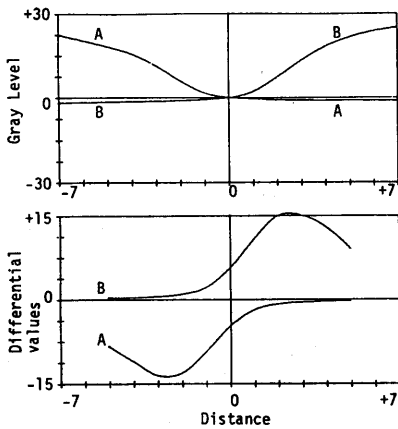
図12 線近傍の濃度情報の計測

点 P_{m-1} , P_{m+1} の座標を用いて P_m における方向角 θ を定義する。

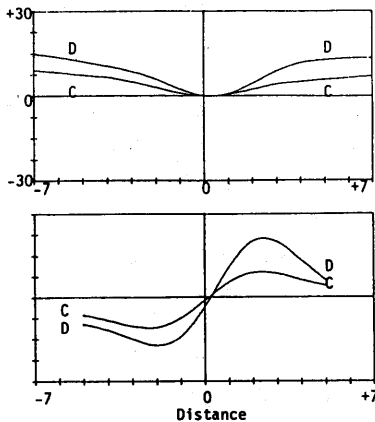
$$\theta = \tan^{-1} (y_{m+1} - y_{m-1}) / (x_{m+1} - x_{m-1}) \quad \text{--- (3)}$$

又、 θ の値により 4 個の方向コード (0, 1, 2, 3) を図 12(a) のように定める。今、線 l の近傍における濃度変化を図 12(b) に示すように線に直角な方向で原画像に 1 次元マスクをかけ、このマスク内の原画像の濃度 $f(x)$ と差分 $D_m(i)$ を計測する。実験

的にはマスクのサイズは 7, n_2 は 4, $D_m(i)$ は (1) 式と同様な関数である。計測結果を図 13 に示す。図 13(a) は図 11 の A, B で示されるバリウム領域の境界線近傍における濃度変化 (上) とその差分 (下) を示す。図 13(b) は図 11 の C, D で示す胃輪郭線近傍における測定結果である。グラフの縦軸の数値は各線の長さで平均化した値であり、横軸は線を中心からの相対的距離を示す。図より明らかにバリウム境界線と胃輪郭線では濃度に差がある。また、脊椎陰影や胃のひだも胃輪郭線と同様な波形になる図 13 の 2 種類の線の差分波形を



(a) バリウム領域の境界線



(b) 胃輪郭線

図 13 濃度変化の測定結果



(a) バリウム領域の線



(b) バリウム領域以外の線

図 14 細線化像に対する線の識別

積分してその絶対値を取ると、胃輪郭線を含むバリウム以外の線では値が小さく、バリウム領域の境界線では値が大きくなる。そこで線 l の差分の和を S_e 、線全体の差分和の平均を S_w として、 $S_e \geq S_w$ ならば線 l はバリウム境界線、 $S_e < S_w$ ならばバリウム領域以外の線とする。図14は識別の結果で(a)はバリウム領域の線、(b)はバリウム領域以外の線を示す。次に図14(a)の線上の濃度ヒストグラムからしきい値を求め、原画像のしきい値処理によってバリウム領域を図15のように抽出する。一方、図14(b)の線画には脊椎陰影などの雑音が残っている。これを線

の長さで最小二乗法で求めた直線の傾きのしきい値処理を行って脊椎陰影の線も求め図14(b)から除き、残った線を胃輪郭追跡の候補線とする。候補線からバリウム充満部までの最短経路を構成するものを探して胃輪郭線Aを求める。この結果を図16に示す。

図15と図16の線画を合成した線画に対して反時計回りに輪郭追跡をして、合成線図形の外周の輪郭線を得たものが図17である。この図形より図15のバリウム領域を除去することにより最終的な胃領域が得られる。

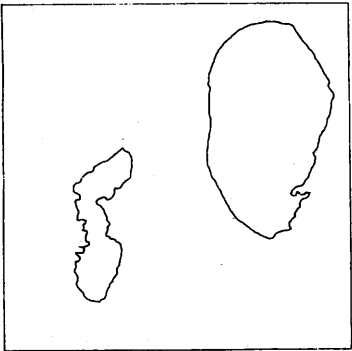


図15 バリウム領域

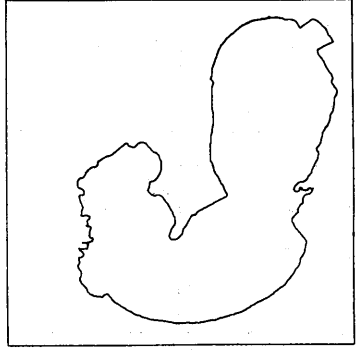


図17 バリウム領域と胃領域の合成

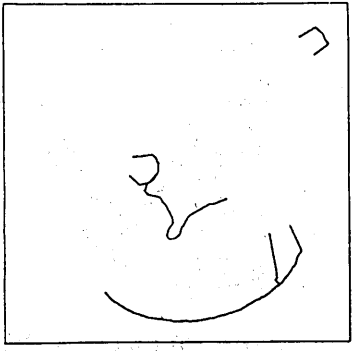


図16 胃輪郭線

(謝辞) 本研究で使用したX線写真は北海道対がん協会から借りたものである。又、SPIDERの微分オペレータを実験で使用した。ここに感謝申し上げます。なお本研究は文部省科学研究費によるものである。

参考文献

- (1) 中村: "胃X線充満像に対する特徴点抽出の一方法." 信学論(D), J63-D, 5 (1980)
- (2) 中村, 板垣: "胃X線二重造影像に対する胃部領域抽出の一方法." 信学論, V, J64-D, No.11 (1981)