

立位充満正面像からの予測形を利用する 2 重造影正面像の胃領域輪郭抽出

正 員 喜多 泰代[†]

Extraction of Stomach Contours from Double Contrast Radiographs Using Predicted Shapes Derived from Barium-Filled Stomach Radiographs

Yasuyo KITA[†], Member

あらまし 胃の集団検診の自動診断を目指して、胃 X 線 2 重造影正面像から胃領域の輪郭を高精度に抽出する手法について述べる。集団検診で撮影され、診断される 5, 6 枚の X 線像のうち、2 重造影像からの胃領域輪郭抽出は、輪郭を表す白線のコントラストが弱く紛らわしい線も多いので、対象の胃領域形状に関する先見的知識を用いなければ正しい結果は導けない。ところが、胃の形状は個人差によって多様で一般形状に関する知識では不十分である。そこで、同一胃の異種 X 線像のうち比較的処理の容易な立位充満正面像の胃領域をもとに、2 重造影正面像での胃領域の形状を個人別に予測し、この結果を利用して輪郭抽出を行う手法を提案する。立位充満正面像と 2 重造影正面像では、撮影条件の違いから胃が変形しているので、まず、立位充満正面像の胃領域をもとに作成した個人別の胃の柔軟モデル上でこの変形をシミュレーションして、2 重造影正面像の胃領域形状を予測する。この予測形を 2 重造影正面像の輪郭候補と多く重なるよう位置合せして、その輪郭を初期輪郭とし、まず、輪郭候補と大局的に更に整合するように変形し大まかな輪郭を得て、次にその近傍で局所的な処理を行い高精度に輪郭を決定する。実際の X 線像を用いて実験を行った結果はほぼ満足なものであった。

1. ま え が き

胃の集団検診の普及に伴い、大量の枚数の X 線像の処理に、計算機による自動診断が期待されている。胃の集団検診では、被検者にバリウム溶液を飲ませ、被検者の体の向き、バリウムの充満状態、カメラの位置などを変えて 5, 6 枚の X 線像を撮影する。計算機で自動診断を行うためには、各画像ごとに異常候補を検出し、その結果を統合解析する必要があるが、現時点では個別の画像解析が行われている段階である。

2 重造影正面像では、胃壁に付着して残留したバリウムによって胃壁のしわや胃領域の輪郭が明るい線として現れる。この画像の診断は、胃壁のしわ、すなわち胃領域内の明るい線の状態を用いて行う⁽¹⁾ので、まず画像から胃領域を抽出する処理が必要である。しか

し、輪郭を表す線と背景とのコントラストが必ずしも強くなく、更に背骨や腸、胃領域内部のしわも明るい線として現れ紛らわしい線が多く存在するため、輪郭抽出は非常に難しい。コントラストが弱く、ノイズも多い画像からのエッジ抽出のために、エッジの近辺の SN 比に応じて平滑化の幅を変えたり⁽²⁾、粗い分解能で確かなエッジを見つけた後、その近傍で高精度に輪郭を抽出するエッジフォーカシング⁽³⁾などの研究がなされているが、これらは抽出すべきエッジの形状に関する知識がない状態での最良検出を目指したものである。しかし、抽出すべき対象がわかっている場合(コンピュータビジョンにおけるかなり多くの課題でそうであるが)、それに関する知識を十分に生かせば、望ましい結果が得られる。機械部品を対象とするように明白に形状がわかっている場合に比べ、自然物を対象とする場合、形状に関する抽象的であいまいな知識をどう輪郭抽出に生かすかが問題となる。このため、モデルに幅をもたせるような取扱い方を、Tehrani らは心臓左心室の動

[†] 電子技術総合研究所知能システム部, つくば市
Electrotechnical Laboratory, Tsukuba-shi, 305 Japan

画像解析⁽⁴⁾で、Bajscyは脳の3次元CT像の解析⁽⁵⁾に用いているが、いずれも多数の人の平均値をモデルとして、そこからのずれを考慮している。しかし、胃のようにその形状の多様性の幅が広い場合、このような平均値の近傍のずれでとらえるのは不可能である。このため、胃の一般的な形状の知識を用いて、輪郭候補線を限定し、それらを滑らかに接続する手法^{(6),(7)}が提案されているが、多様な画像に対応できる手法とはなっていない。

最初に述べたように、集団検診では同一胃に対して、5, 6枚のX線像を撮影し診断する。そこで、これら一連の画像処理において、先に処理したX線像から得られる個人別の胃の形状情報は、その後の異種X線像の処理において、個人に対応したモデルとして利用できる。しかし、X線画像間では柔軟な胃が大きく変形するため、画像間の胃の対応をとるのは難しく、今までこの対応問題を取り扱った研究はなかった。本論文では、X線像のうち、胃の形状を最も自然に表し、比較的胃領域抽出が容易で、既にその手法が開発されている⁽⁸⁾、立位充満正面像の胃領域抽出結果との対応を利用して、2重造影正面像から胃領域の輪郭を抽出する手法を提案する。

手法は、2重造影正面像の胃領域形状の予測部と、予測形を利用する輪郭抽出部からなる。予測部では、同一胃を撮影した立位充満正面像の胃領域形状から、2重造影正面像の胃領域形状を個人別に予測する。両画像間では撮影条件の違いにより胃が変形しているので、胃壁の弾性や滑らかさをばねで表した個別の胃の断面モデルによりこの変形をシミュレーションする。

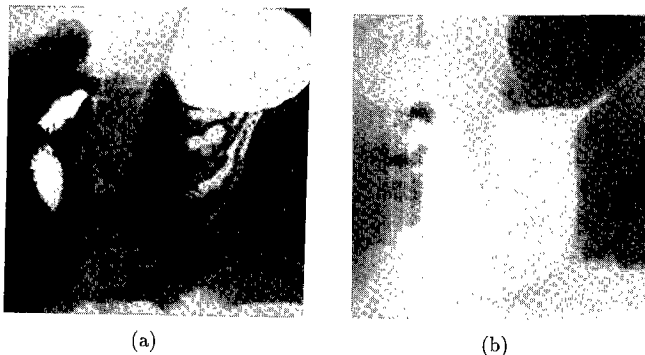
こうして得た予測形は実際の形と多少異なる場合があるので、輪郭抽出部では、予測形を初期輪郭とし、2重造影正面像の輪郭候補とより多く重なるよう変形することにより、大まかな推定輪郭を得る。この処理は大局的で、結果は分解能の粗い大まかな推定輪郭であるので、最後にその近傍で局所処理を行い高分解能な輪郭を正確に決定する。以後、予測部と、輪郭抽出部について述べた後、最後に実験結果および、その考察を述べる。

2. 柔軟モデルによる胃領域形状の予測

図1は、同一胃の2重造影正面像(図1(a))と立位充満正面像(図1(b))である。以後、それぞれ2重造影像、立位充満像と省略して呼ぶ。両画像はどちらも胃を正面から撮影したもので各胃領域は胃の同じ鉛直断面の形状を表すが、撮影条件の違いにより胃が変形するため、その形状も図1のように異なる。但し、この変形は鉛直断面に垂直な成分をもたないので、鉛直断面の輪郭はこの断面を含む平面(画像平面)内だけで変形する。また、カメラと胃の距離は両画像において一定であるので、胃領域の大きさは変わらない。従って、両画像間の胃領域形状の変形は、この2次元画像上での鉛直断面輪郭の物理的変形のシミュレーションにより予測が可能である。そこで、この鉛直断面の輪郭を胃壁の弾性を考慮した2次元柔軟モデルで表し、撮影条件の違いをシミュレーションして、立位充満像の胃領域から2重造影像の胃領域の予測形を得る。

2.1 胃の鉛直断面モデル

図2に、胃の鉛直断面モデルを示す。2本の輪郭線



- (a) Double contrast radiograph taken from the front of a human subject (abbreviated as DCR image)
 (b) Radiograph of a barium-filled stomach taken from the front of a human subject (abbreviated as BFR image)

図1 同一胃の異種X線像

Fig. 1 Two types of X-ray images of the same stomach.

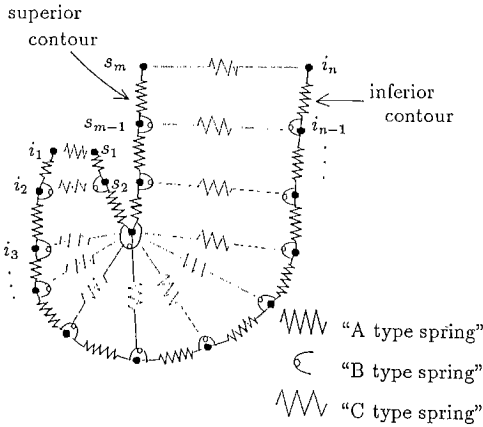


図2 胃の鉛直断面モデル
Fig. 2 Model of stomach vertical section.

である小弯, 大弯は直線で近似し, それぞれ, 代表点列 (s_1, s_2, \dots, s_m), (i_1, i_2, \dots, i_n) で表す. 胃壁の弾性と滑らかさを考慮するため, 次のような3種類のばねをモデルに導入する.

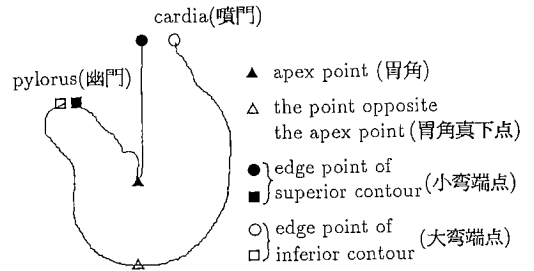
- (1) 輪郭線に沿った方向の弾性を表す「ばねA」
各輪郭点列の隣接点間の距離を保つように, 変化に対して反力を生じる.
- (2) 輪郭線の滑らかさを保つ「ばねB」
隣接線分のなす角度の変化に対して逆向きのトルクを生じる. 輪郭点列の端点以外に設定する.
- (3) 2本の輪郭線間の胃壁の弾性を表す「ばねC」
小弯輪郭と大弯輪郭の距離の変化に対して反力を生じる. 大弯上の点 i_k と, i_n に最も距離の近い小弯上の点 s_j 間に設定する.

(3)は, 小弯輪郭と大弯輪郭が円筒状の胃壁の一部で, 両者間も胃壁で連結されていることを考慮している. モデルを簡易にするために, 胃壁は胃のどの部位においても均質であると仮定する. これにより, 胃壁の弾性を表す, ばねA, ばねCのばね定数は, どの部位においても一定の単位長さ当りのばね定数 k_a, k_c から算出し, 滑らかさを保つばねBの定数は一定の k_b とする. モデルの特性はこの三つの値で左右されるが, 今回の実験では, すべての人の胃に共通の値として, この定数の値を実験的に定めた.

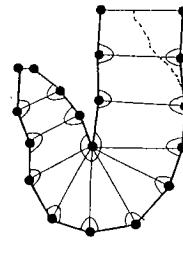
個人別のモデルは, 文献(8)の手法で得られる立位充滿像の胃領域の小弯, 大弯の輪郭点列と6点の特徴点(図3(b)参照)から, 自動的に作成される. まず, 輪郭の代表点列, s_k, i_j が, 六つの特徴点を含み, かつ, 代表点間の距離がほぼ等しくなる(今回は 512×512 画像



(a)



(b)



(c)

- (a) BFR image
- (b) The stomach contour and six characteristic points extracted from BFR image
- (c) Individual stomach model

図3 個人モデルの作成

Fig. 3 Construction of an individual model.

上の輪郭点列の約50点間隔)ように選出される. モデルは, 胃が押し広げられた形を基本とするが, 立位充滿像では, 図3(a)の例のように, 大弯部噴門側でしばしばバリウム不充滿のために胃壁が十分に広がっていない場合がある. そこで, 噴門側の胃の大きさを調べ縮みが検出されたら, モデルの大弯部を噴門部が細くならないように外側に延長して修正する. 図3(c)は図3(a)の胃の個人別モデルである. ばね定数は, 基本定数 k_a, k_b, k_c を用いて決定する.

2.2 力の加え方

立位充滿像の胃領域を初期形状とするモデルを、2重造影像での胃領域形状に変形するために加える力を撮影条件を考慮して決定する。図4に示すように、2重造影像撮影時には空気圧が胃壁に均一にかかっているのに対して、立位充滿像撮影時には、胃内部のバリウム溶液の重力が大弯の下側の水平な部分に多くかかって、胃を下に引き伸ばしている。我々の課題は、立位充滿像の胃領域の形状から、2重造影像の胃領域形状への変形で、これはこのバリウム重力による変形の逆向きの変形である。この逆変形を次のようにシミュレーションする。モデルが初期形状、すなわち立位充滿像での胃領域形状のとき、ばねは自然状態(すなわち、ばねによる内力0)とし、バリウムの重力とは反対に、胃を左右に押し広げるような力を加える。具体的には、

$$F = f_0(1 - \cos\theta) \tag{1}$$

を大弯の各点 i_j に加える。ここで θ は、輪郭が水平線となす角度で、 f_0 は定数である。小弯輪郭には、外力は直接加えないが、大弯が動くのと同時に、両輪郭を結ぶばね C から小弯に力が加わる。

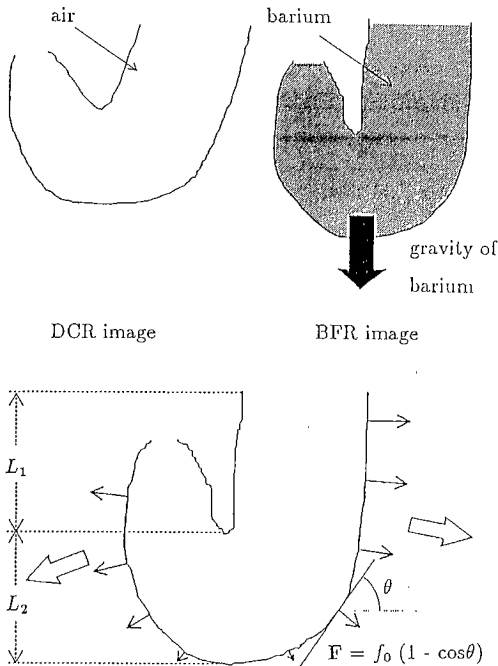


図4 柔軟モデルに加える外力

Fig. 4 Force transforming the stomach shape of a BFR image into that of a DCR image.

2.3 変形の算出

モデルの変形の計算を簡単にするために、大弯と小弯をそれぞれ別の系として計算する。従って、各系に含まれるばね A とばね B の反力はそれぞれの系の内力となり、大弯と小弯をつなぐばね C の反力は各系に対する外力となる。このように分けると、各輪郭線の系は Kass らが提唱した、外力の影響のもとで制御されて動く動的輪郭モデル snake⁽⁹⁾ と同様に扱える。

今、このモデルが粘性係数 γ の流体中でゆっくり変形すると仮定すると、時刻 t における点 i に関する x 方向の力のつりあい方程式は、

$$\begin{aligned} & -\alpha_{i,t}(x_{i,t} - x_{(i-1),t}) + \alpha_{(i+1),t}(x_{(i+1),t} - x_{i,t}) \\ & + \beta_{(i-1),t}(x_{(i-2),t} - 2x_{(i-1),t} + x_{i,t}) \\ & - 2\beta_{i,t}(x_{(i-1),t} - 2x_{i,t} + x_{(i+1),t}) \\ & + \beta_{(i+1),t}(x_{i,t} - 2x_{(i+1),t} + x_{(i+2),t}) \\ & + f_x(x_{i,t}, y_{i,t}) + \gamma \delta x_{i,t} / \delta t = 0 \end{aligned} \tag{2}$$

ここで、

$$\begin{aligned} \alpha_{i,t} &= K_{ai}(l_{i,t} - l_{i,0}) / l_{i,t} \\ \beta_{i,t} &= K_{bi}(\theta_{i,t} - \theta_{i,0}) / d_{i,t} \\ d_{i,t} &= \sqrt{(x_{(i+1),t} - 2x_{i,t} + x_{(i-1),t})^2 + (y_{(i+1),t} - 2y_{i,t} + y_{(i-1),t})^2} \end{aligned}$$

$(x_{i,t}, y_{i,t})$ は、点 i の座標

$(f_x(x_{i,t}, y_{i,t}), f_y(x_{i,t}, y_{i,t}))$ は点 i にかかる外力。

$l_{i,t}$ は、点 i と点 $i-1$ 間の距離。

$\theta_{i,t}$ は、点 i での曲率。

K_{ai} は点 i と点 $i-1$ 間のばね A のばね定数。

K_{bi} は点 i のばね B のばね定数。

下付きの ' t ' は「時刻 t における」を意味する。

γ を絶対値の非常に大きい負の値とすると、 δt の間に点はごくわずかしき変化しないので、 $f_x(x_{i,t}, y_{i,t}) \cong f_x(x_{i,t+1}, y_{i,t+1})$ と考えられる。これを用いると、時刻 t における一つの系内のすべての点に関する方程式が行列式の形で次のように書ける。

$$A \mathbf{x}_{t+1} + \mathbf{f}_{x,t} = -\gamma(\mathbf{x}_{t+1} - \mathbf{x}_t) \tag{3}$$

$$\mathbf{x}_t = \begin{bmatrix} x_{1,t} \\ x_{2,t} \\ \vdots \\ x_{n,t} \end{bmatrix} \quad \mathbf{f}_{x,t} = \begin{bmatrix} f_x(x_{1,t}, y_{1,t}) \\ f_x(x_{2,t}, y_{2,t}) \\ \vdots \\ f_x(x_{n,t}, y_{n,t}) \end{bmatrix}$$

ここで、 A は $\alpha_{i,t}, \beta_{i,t}$ の多項式を要素とする 5 角対角型の $n \times n$ 行列である。 y 方向にも同様な式が成り立ち、次の漸化式を得る。

$$\mathbf{x}_{t+1} = (A_t + \gamma I)^{-1}(\gamma \mathbf{x}_t - \mathbf{f}_{x,t}) \tag{4}$$

$$\mathbf{y}_{t+1} = (A_t + \gamma I)^{-1}(\gamma \mathbf{y}_t - \mathbf{f}_{y,t}) \tag{5}$$

式(4)、(5)を用いて、各輪郭の逐次近似を次のよう

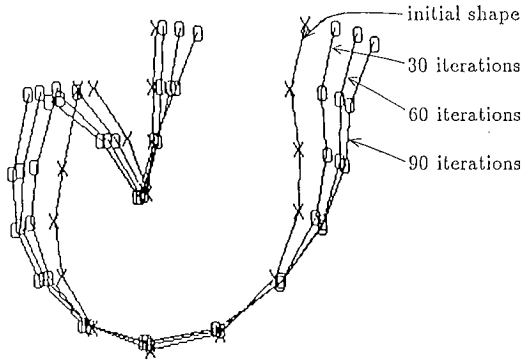


図5 変形の過程

Fig. 5 Transformation traces obtained by successive approximation.

表1 初期形(立位充滿像の胃領域輪郭), 予測形それぞれの2重造影像の胃領域の正しい輪郭(人が抽出)との平均ずれ画素

データ	初期形	予測形
A	29	11
B	25	9
C	18	12
D	17	4
E	17	6
F	17	7
G	17	15
H	13	12
I	12	9
J	11	13
K	8	11
L	6	13
M	5	7

に交互に行い、輪郭の位置を算出する。

(1) 時刻 $t+1$ における大弯の位置の計算

大弯に対する外力は、2.2で述べた F とばね C による反力である。外力 F は、時刻 t における大弯の各点 i_j の接線が水平となす角度をもとに算出する。反力を決定するばね C の長さは、時刻 t における、小弯と大弯の位置に基づいて計算する。これらの外力と時刻 t における大弯の位置を式(4)、(5)の右辺に代入して時刻 $t+1$ の大弯の位置を算出する。

(2) 時刻 $t+1$ の小弯の位置の計算

小弯に対する外力はばね C からの反力である。これは、時刻 t の小弯の位置と、時刻 $t+1$ の大弯の位置に基づいて算出する。この外力と時刻 t における小弯の位置を式(4)、(5)に代入し、時刻 $t+1$ の小弯の位置を求める。

(1)、(2)を繰り返すことにより、図5のように輪郭の変形が得られる。もし、胃の周りの臓器が胃に及ぼす力まで考慮すれば、胃の変形は力の平衡状態に到達するだろうが、これらは個人差が多く、X線画像だけからそれらの条件を得るのは不可能である。そこで、「立位充滿像で、胃領域の下部にバリウムがたくさんたまっているときほど、より大きくバリウム重力による変形を受けていて、2重造影像と立位充滿像での胃領域の形状の差が大きい」というヒューリスティクスを用いて、次の数だけ処理を繰り返すこととする。

$$c_0 L_2 / L_1 \quad (6)$$

ここで、 L_1 、 L_2 は図4に示すような胃の部位の長さで、 c_0 は定数である。

2.4 実験結果

実際の X 線像 13 例について胃領域予測の実験を行っ

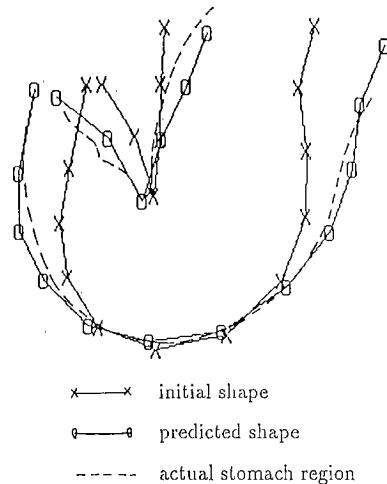


図6 予測結果1(図1(b)の胃領域から図1(a)の胃領域の予測)

Fig. 6 Prediction result 1(Prediction of the stomach shape in Fig. 1(a) from the stomach shape in Fig. 1(b)).

た。個々の初期モデルは、2.1に述べた手法で、対応する立位充滿像の胃領域抽出結果から自動作成し、各係数 (k_a, k_b, k_c, γ , 式(1)の f_0 と、式(6)の c_0) は、二つの胃の X 線像を用いて、実験的に決定した値を、すべての例に用いた。予測結果を、2重造影像から人が抽出した胃領域の輪郭に胃角(図3(b)参照)をそらえて重ねて、そのずれを観察した結果を表1に示す。表中の数字は、輪郭代表点と人が抽出した輪郭との平均ずれ画素 (512×512 画像) である。初期形(立位充滿像の

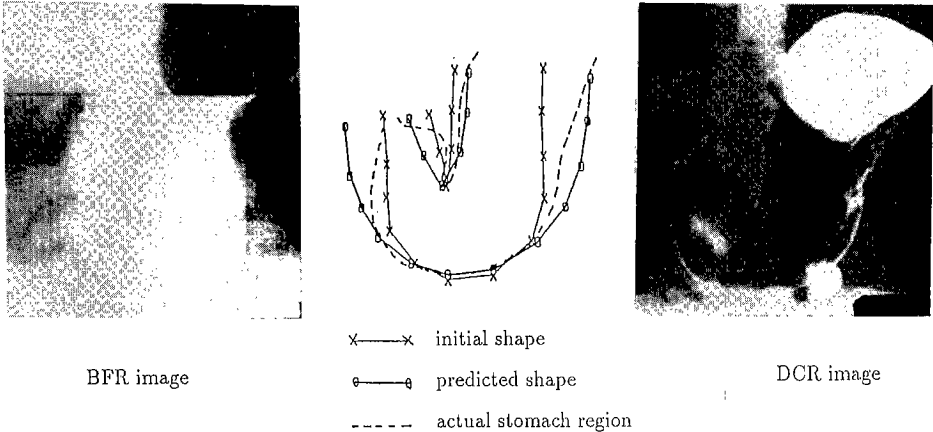


図7 予測結果2 (胃角から左側半分で、2重造影像の胃領域が変形後より立位充満像のものと胃領域に近い)
 Fig. 7 Prediction result 2 (With respect to the left-hand part of the inferior contour, the contour of the original shape in the BFR image lies near the contour of the actual shape rather than the predicted shape).

胃領域)と2重造影像の胃領域との形状のずれは29~5画素と大きく異なり、変形の度合の個人差が大きいことがわかる。これは、胃の変形量が形状の個人差により変わるため生じている。しかし、個人別のモデルでこの変形をシミュレーションすることにより、予測形と正しい輪郭とのずれは15~4画素と小さく平均したずれとなっている。特に、変形量の大きい6例(表中A, B, C, D, E, F)に関しては、予測の効果が大きく現れている。図6に表中Eの結果を示す。この例のように、同一胃内でもその変形量は胃の部位で大きく変わるが、胃壁の弾性を考慮して、実際の変形のシミュレーションを行う本手法により、すべての部位で良好な予測を行えている。立位充満像内の胃領域と2重造影像との胃領域が似た形状である4例(表中J, K, L, M)においては、予測により平均ずれ量が大きくなっている。この原因は、通常は幽門(腸への出口)、噴門(食道からの入口)(図3(b)参照)の位置は可動であるが、この4例では幽門あるいは噴門が他の組織で固定されており、実際には胃領域の左半分や右半分が動かなかつたためと推定される。このような現象は、他の9例の中にも一部見られ、図7の例(表中C)では、胃角より左半分でこの現象が起きている。そこで、この場合を考慮して、立位充満の胃領域(Oとする)と、変形予測後の胃領域(Tとする)、更に右半分がOで左半分がT、右半分がTで左半分がOの四つの形を予測形候補として、2重造影像から得られる輪郭候補との整合が最も良いものを選べば、すべての例に対して、良い予測形

が得られる。次章では、この予測形の決定と、それを用いて2重造影像の胃領域の輪郭を抽出する処理について述べる。

3. 予測形を利用した輪郭抽出

まず、2重造影像の輪郭候補と最もよく重なるように予測形を位置合せし、2重造影像上に輪郭が現れる位置を予測する。こうして得た予測輪郭は、実際の輪郭と部分的にずれる場合があるので、より多くの輪郭候補と重なるように変形させてこれを修正し、分解能の粗い大まかな推定輪郭を得る。最後に、この大まかな推定輪郭の近傍で局所処理を行い、高精度に輪郭を抽出する。

3.1 2重造影像の輪郭候補の抽出

2重造影像上で、予測形を輪郭候補に重なるように位置合せし変形する処理のために、あらかじめ各画素の輪郭点らしさを評価する数値を求めておく。2重造影像では輪郭線は基本的に明るい線(以下白線と呼ぶ)として現れるので、各画素の白線度を算出する。抽出すべき領域の予測形が得られているので、その予測形と一致する方向をもつという条件で白線を探索できるように縦、横、右斜め、左斜めの4方向の方向別白線度画像(多値) W_k ($k=1\sim 4$, 方向を示す)を方向別のマスク処理で作成する。平均的な輪郭線の幅 n 画素 (n は奇数、今回は $n=3$) をもとに、マスク処理の1単位を $n \times n$ 画素とし、例えば、縦方向の白線検出にはこれを横に並べた $3n \times n$ マスクで処理する。具体的に、画



図8 図7の2重造影像の縦方向白線度画像
(白い点が高い白線度を示す)

Fig. 8 Possibility that each pixel may be on a vertical white line concerning the DCR image in Fig. 7
(White points illustrate high possibility).

素 (x, y) の明さを $I(x, y)$ とすると、縦方向白線度 $W_1(x, y)$ は、重み $(0, 1, -1)$ のマスク処理結果 $p_1(x, y)$,

$$p_1(x, y) = 0 \times \sum_{i=(x-n)-n'}^{(x-n)+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j) \\ + 1 \times \sum_{i=x-n'}^{x+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j) \\ + (-1) \times \sum_{i=(x+n)-n'}^{(x+n)+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j)$$

$$n' = (n-1)/2$$

と、重み $(-1, 1, 0)$ のマスク処理結果 $p_2(x, y)$,

$$p_2(x, y) = (-1) \times \sum_{i=(x-n)-n'}^{(x-n)+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j) \\ + 1 \times \sum_{i=x-n'}^{x+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j) \\ + 0 \times \sum_{i=(x+n)-n'}^{(x+n)+n'} \sum_{j=y-n'}^{y+n'} I(i, j)$$

をそれぞれ算出し、

$$\text{if } (p_1(x, y) > 0 \cap p_2(x, y) > 0)$$

$$W_1(x, y) = p_1(x, y) + p_2(x, y);$$

else

$$W_1(x, y) = 0;$$

として求める。尾根線抽出として一般的なマスク、 $(-1, 2, -1)$ を採用せずに、 p_1 と p_2 ともに正である条件を付けるのは、コントラストの強い明るい領域のエッジを検出しないためである。これにより、コントラストが強い線(線幅 n) 上の画素ほど、白線度が大きくなる。図8に図7の2重造影像の縦方向の白線度画像例を示す。

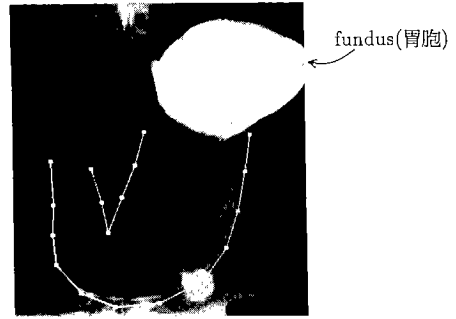


図9 位置合せ後の予測形(原画像: 図7の2重造影像)
Fig. 9 Predicted shape after registration (Original image is the DCR image in Fig. 7).

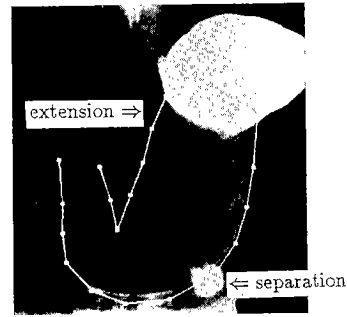


図10 修正後の予測輪郭線分(原画像: 図7の2重造影像)
Fig. 10 Predicted contour lines after modification (Original image is the DCR image in Fig. 7).

3.2 予測輪郭の位置決定

2.4の実験結果で述べた四つの形を予測形候補とする。各候補形を胃胞(図9参照)を目安に画像上に大まかに位置合せした後、近傍で平行移動させて各位置での白線との重なり度 M を次に述べるように算出し、重なり度 M が最大となる形、位置での候補形を2重造影像の予測輪郭とする。

候補形と白線との重なり度 M は、候補形上の各代表点 p (図7の \circ や \times) の白線との重なり度 m_p の総和とする。 m_p は、点 p が点 p における候補形接線方向の白線度の高い点に近いほど大きな値となるようにする。具体的に、点 p (2重造影像上での座標 (x_p, y_p)) での候補形の接線方向(代表点 $(p-1)$ と代表点 $(p+1)$ を結ぶ線分の傾き)に一番近い方向の白線度画像 W_{k_p} を用いて、近傍の各点 $(x_p + \Delta x, y_p + \Delta y)$ に対して、

$$W_{k_p}(x_p + \Delta x, y_p + \Delta y) (1 - c_1 \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2}) \quad (7)$$

を算出し、その最大値とする。ここで c_1 は定数 $(0 < c_1 < 1)$ である。

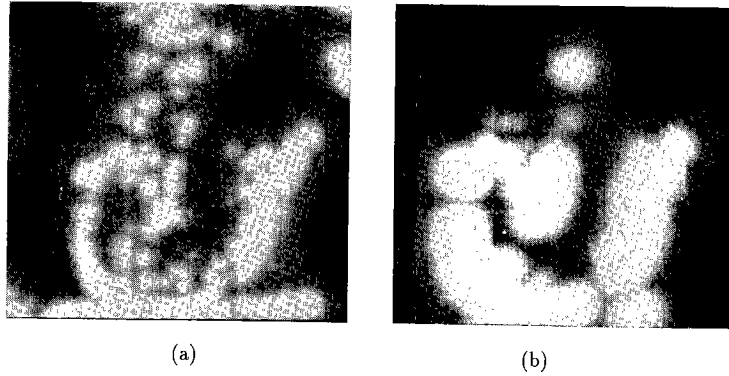


図 11 輪郭度ポテンシャル
 Fig. 11 Potential for possible contour (a) calculation by using all lines ; (b) calculation by using the lines corresponding to the predicted shape.

図 9 に図 7 の胃に対する予測輪郭を示す。この例では左半分が立位充滿の胃領域、右半分が変形シミュレーション後の胃領域である組合せの候補形が選ばれた。

さて、こうして胃領域輪郭の存在位置を予測したが、2重造影像では明るい腸領域が輪郭を隠している、白線として現れない場合がある。実際に存在しない白線を無理に抽出しようとする、間違った輪郭抽出結果が導かれるので、次の処理に先立って予測輪郭上で2重造影像の明るい領域との重なりを調べ、重なっている部分を探索すべき輪郭から削除する。また、立位充滿像で得られる輪郭は2重造影像に現れる輪郭より欠けていることが多いが、胃胞近傍(図9参照)では予測輪郭を胃胞まで延長することによりこの部分を推定できる。これらの処理により、図9の例の場合、予測輪郭から、図10の3本の予測輪郭線分が得られる。

3.3 大まかな胃領域輪郭の推定

予測輪郭線分をその初期形状をできるだけ保ちながら、2重造影像の輪郭候補との重なりが大きくなるように変形することにより、大まかな輪郭を求める。このため、予測輪郭線分を動的輪郭モデル(snake)⁹⁾で表し、初期形状を保とうとする内力と、2重造影像の輪郭線候補に重ならせようとする外力との均衡を保つように、エネルギー最小化原理を用いる。各予測輪郭線分のエネルギーは、線分上の各代表点を用いて、

[内部エネルギー]=[隣接点間の距離の初期値からのずれの大きさの総和に比例する正のエネルギー]+[各点の曲率の初期値からのずれの大きさの総和に比例する正のエネルギー]

と、

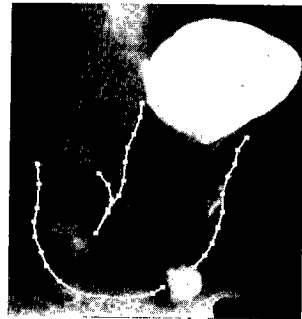


図 12 大まかな胃領域輪郭推定結果 1 (原画像：図 7 の 2 重造影像)

Fig. 12 Contour extraction result with low resolution 1 (Original image is the DCR image in Fig. 7).

[外部エネルギー]

= [各点の輪郭度ポテンシャルの総和]

の和と定義する。

各画素の輪郭らしさを表す輪郭度ポテンシャルは、明るい白線に近い画素ほど絶対値の大きい負の値(安定状態)をもつように計算するが、予測輪郭線分が得られているので、予測線分と方向の一致する白線だけを用いて、よりノイズの影響の少ない場を算出する。具体的には、点 (x, y) における輪郭度ポテンシャル $P(x, y)$ は、 (x, y) に最も近い予測輪郭線分上の代表点 q での接線方向(代表点 $(q-1)$ と代表点 $(q+1)$ を結ぶ線分の傾き)に一番近い方向の白線度画像 W_{nq} を用いて、近傍の各点 $(x+\Delta x, y+\Delta y)$ に対して、

$$-W_{nq}(x+\Delta x, y+\Delta y)(1-c_2\sqrt{(\Delta x)^2+(\Delta y)^2}) \quad (8)$$

の値を算出し、その最小値とする。ここで c_2 は定数 ($0 < c_2 < 1$) である。

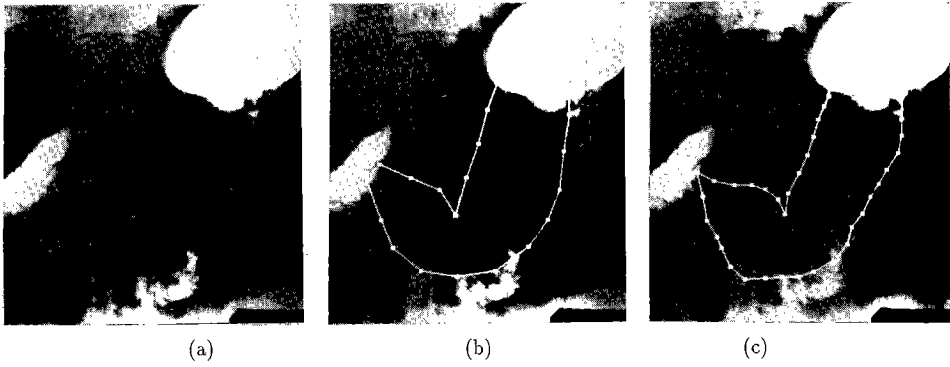


図 13 大まかな胃領域輪郭推定結果 2 (一部間違える例)
 Fig. 13 Contour extraction result with low resolution 2 (Some part of the contour is misextracted); (a) original image; (b) predicted contour lines; (c) contour extraction result with low resolution.

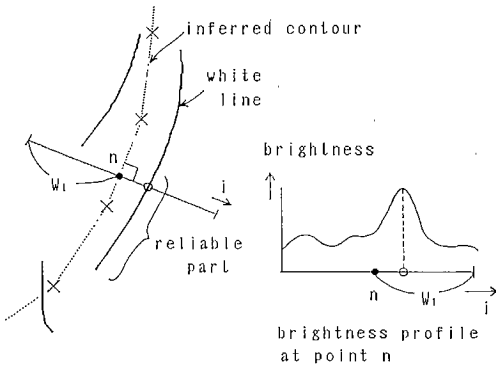


図 14 確実線分の抽出
 Fig. 14 Extraction of reliable contour lines.

図 11(a)は白線方向を考慮せずに算出した場、図 11(b)は予測輪郭線分方向を考慮した場である。ノイズが大きく減っているのがわかる。こうして算出した場を用いて、動的輪郭モデルのエネルギーが最小となる各点の座標を逐次近似法で求める。図 10 の予測輪郭線分において代表点の数を 2 倍に増やした後、この処理により安定状態まで変形した結果、図 12 のように胃領域輪郭が推定される。分解能が低いため、2 本の輪郭線が近接している胃角部では輪郭の融合が見られるが、大まかな胃領域としては十分な結果が得られている。実際の X 線像 13 例について実験を行ったところ、9 例で同様に良好な結果が得られた。残り 4 例では一部輪郭が正しく得られなかった。図 13 はその一例で、(a)は原画像、(b)は予測輪郭線分、(c)が胃領域輪郭推定結果である。幽門側の大弯 (図 3 (b)参照) 輪郭が暗いため、近傍の明るい白線を誤って推定している。

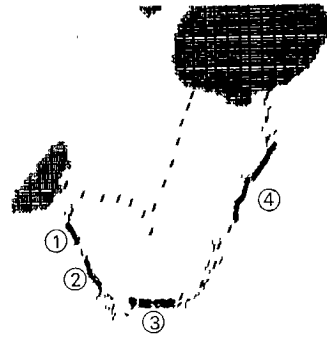


図 15 図 13(a)の大弯部の確実線分
 Fig. 15 Reliable lines for the inferior contour in Fig. 13(a).

これらの結果に見られるように、どの部分にも一律な処理を施す大局的手法の特徴は、全体的に評価すれば良い結果が得られるが、部分的には間違えることがあり、その部分の特定ができないことである。また、分解能を上げると計算量が飛躍的に増大することから、高分解能の処理には適さない。このような欠点は、相反する特徴をもつ局所的な処理を推定結果の近傍で行うことにより、克服できる。次節では、推定を間違った箇所や、融合している輪郭線を高分解能で正確に求め直す処理について述べる。

3.4 高精度輪郭抽出

推定輪郭の近傍で、輪郭を形成する点を決定していくが、近傍に紛らわしい線分が存在する部分では誤った点を抽出する可能性があるため、まず近傍に推定輪郭と同じ傾きをもつ白線が唯一存在する部分において確実な線分 (図 14 参照) を抽出し、残りの部分はその線

分の延長上に探索する2段階法をとる。このため、推定輪郭を急曲点(胃の場合、胃角)で分割し、各線分上で、図14に示すように、推定輪郭の垂直方向の明るさの断面図を幅 w_1 (推定輪郭の予測誤差) で調べ、明らかなピークがただ一つある場合だけ、このピークを示す点を确实線分を構成する候補点とする。推定輪郭線上のすべての点でこの処理を行った後、候補点が連続 ([隣接候補点との距離] $< d_1$ (d_1 は定数)) する区間のうち、長さが十分長い ([端点間の距離] $> d_2$ (d_2 は定数)) ものを确实線分として抽出する。図15に図13の大弯部の确实線分を示す。

次に、図16に示すように、确实線分の端点をA、Aから少し内側の确实線分上の点をB ([距離 AB] $\cong d_3$ (d_3 は定数))、点Bの点Aに対する対象点をB'とし、

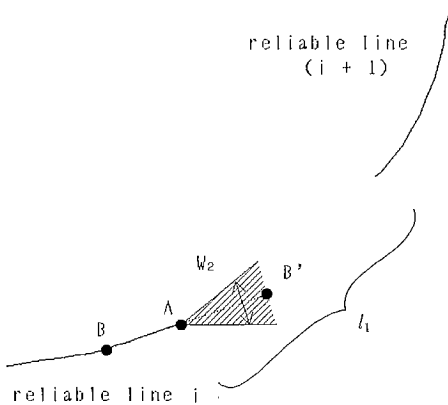
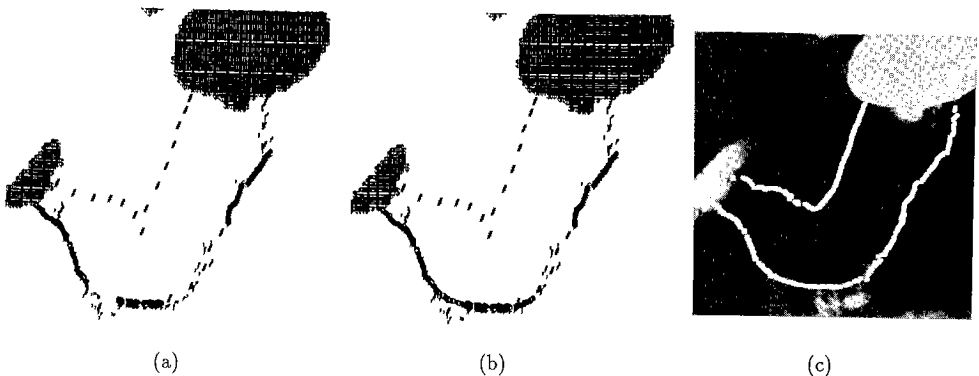


図16 确实線分の延長
Fig. 16 Extension of a reliable line.

線分 AB' 上の点 A に近い側の点から線分 AB' の垂直方向の明るさの断面図を幅 w_2 で調べ、ただ一つだけのピークがあれば、确实線分の点列に加えて、确实線分を延長する。 w_2 は、既に抽出された点からの距離に比例させ、确实線分抽出のとき用いた幅 w_1 より小さく設定するので、近傍に紛らわしい線が存在しても、延長上に白線を示すピークが存在すれば線分に加えらる。点 B' まで探索を終えた時点で、他の确实線分と交わらず、かつ、予測到達距離 (図16中の l_1) を大きく超えておらず、更に新たに点を加えられているうちは新しい点を加えた确实線分で延長を続ける。

図17に図13の例の确实線分 (図15) の延長処理過程および最終結果を示す。この画像は紛らわしい白線が多く、推定輪郭の段階では大弯部の両端部分で間違えていたが、図17(a)、(b)に示すようにより確かな輪郭を基準にして紛らわしい部分の輪郭を探索した結果、図17(c)に示すように正しく抽出し直されている。

更により確実な輪郭抽出を行うために、推定輪郭の形状情報を利用することができる。例えば輪郭が図18(a)の胃角部のように近接して並ぶ場合、片方の輪郭を探索するときに隣りの輪郭を誤検出しやすいが、このとき、确实線分の検出処理を近接部分を除いた残りの部分に限り (図18(c))、近接部分はその确实線分の延長に求めることにより、正しい輪郭を抽出できる (図18(d))。残りの半分の推定輪郭の処理は確定された輪郭の左側に探索領域が限定できるので、図18(e)に示すように、胃角部分においても正しく輪郭が抽出される。



(a) After extension of the reliable line ①
(b) After extension of the reliable line ③
(c) Contour extraction result with high resolution.

図17 高精度輪郭抽出結果1 (原画像: 図13(a))
Fig. 17 Contour extraction result with high resolution 1 (Original image is Fig. 13(a)).

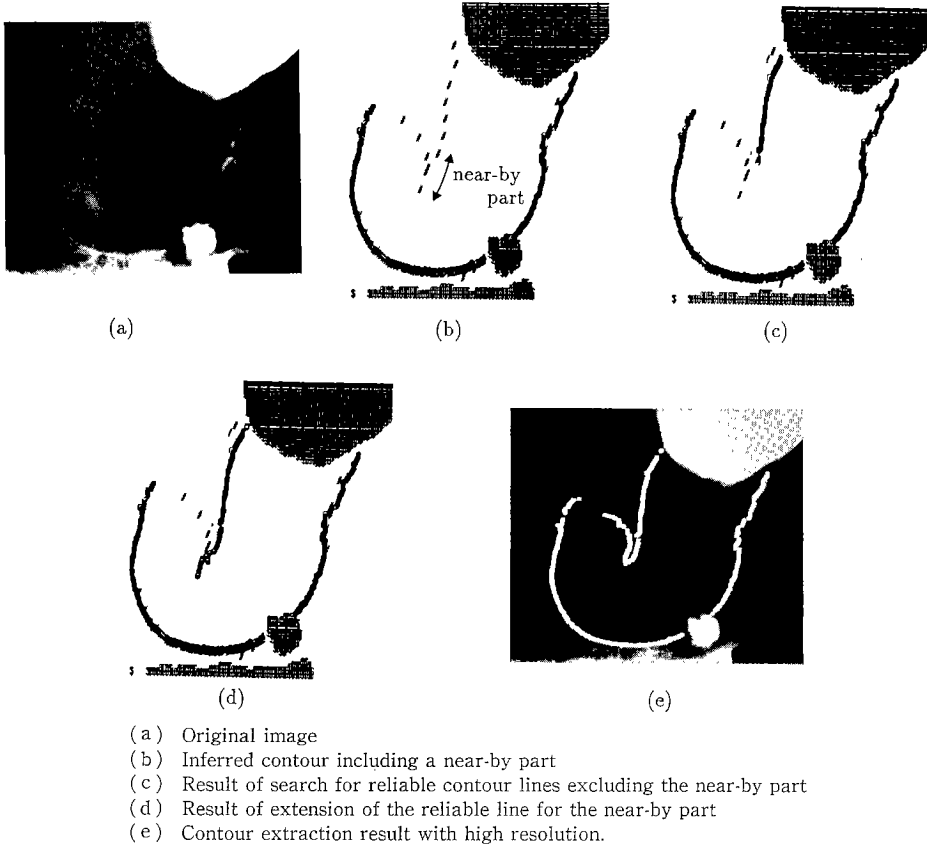


図 18 高精度輪郭抽出結果 2
 Fig. 18 Contour extraction result with high resolution 2.

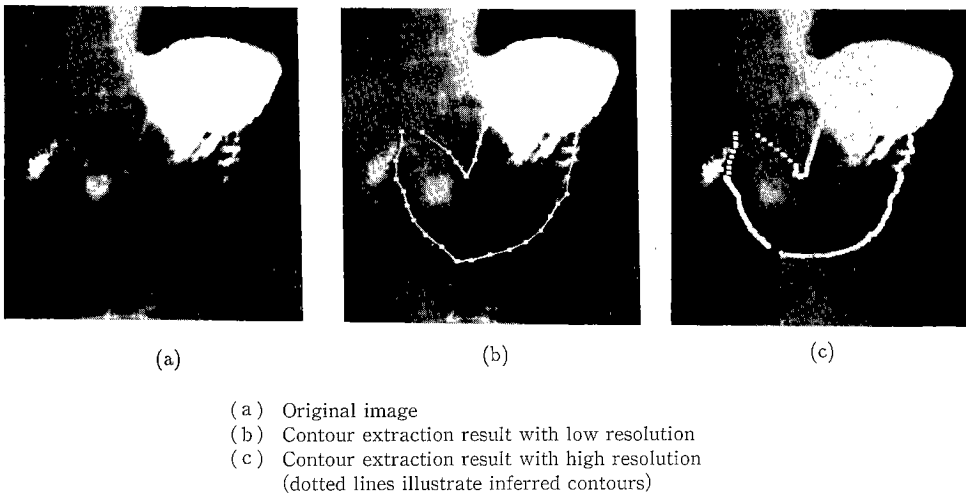
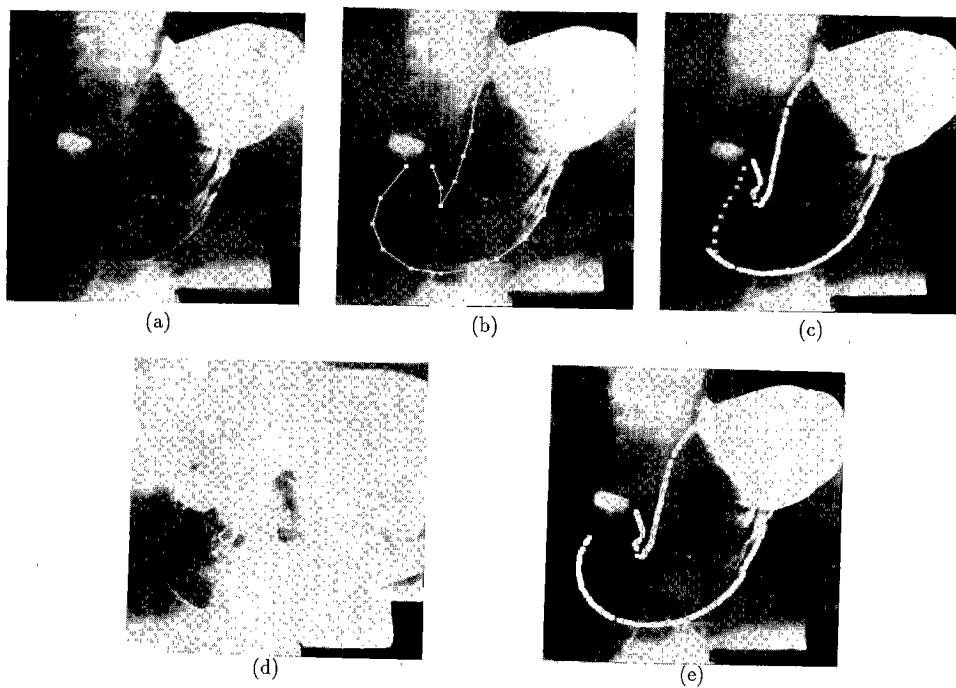


図 19 高精度輪郭抽出結果 3
 Fig. 19 Contour extraction result with high resolution 3.



(a) Original image
 (b) Predicted contour lines
 (c) Contour extraction result with high resolution (dotted lines illustrate inferred contours)
 (d) Image taken with higher sensitivity
 (e) Reextraction result using (d).

図 20 高精度輪郭抽出結果 4

Fig. 20 Contour extraction result with high resolution 4 (Contour lines are reextracted by extra local processing).

4. 輪郭抽出結果および考察

実際の X 線像 13 例に対して、以上述べた手法で高精度輪郭抽出を行った。このうち、3.4 で示した 2 例の結果のように、3.3 で得られる推定輪郭のすべての部分に対して、高精度な輪郭が抽出されたのは 6 例であった。残りの 7 例では、輪郭が画像上に白線として現れていない部分が存在し、その部分が抽出されなかった。図 19 の例は、小弯部幽門側(図 3 (b)参照)に輪郭に相当する白線がなく、逆に骨などによる紛らわしい白線がある場合であるが、誤った輪郭抽出を行わず、輪郭が見つからないという結果になった(図 19(c) 白線部)。このような場合、高精度に輪郭が決定されなかった部分に関しては推定輪郭の結果を組み合わせると(図 19(c)点線部)、可能なところは精度良く、それ以外では、おおよその結果を求めておくという、人の判断に近い結果が得られる。

表 2 予測形, 大まかな輪郭, 高精度輪郭それぞれの 2 重造影像の胃領域の正しい輪郭(人が抽出)との平均ずれ画素

データ	予測形	大まか	高精度
A	16	9	1
B	9	7	0
C	9	3	0
D	4	1	0
E	6	1	0
F	7	1	0
G	6	3	1
H	12	3	2
I	10	3	1
J	7	3	2
K	4	1	0
L	7	5	0
M	4	4	4

表3 予測形の近傍で高精度輪郭抽出を行った結果と大まかな輪郭近傍での高精度輪郭抽出結果との比較

データ	予測形の近傍		大まかな輪郭の近傍	
	平均ずれ	輪郭抽出率	平均ずれ	輪郭抽出率
A	1	85	1	88
B	0	100	0	100
C	1	82	0	100
H	2	92	2	92
I	3	77	1	77

また、このように白線が見つからず推定結果となっている部分に関して、更に局所的に特殊な処理を行うことにより、輪郭を抽出することも可能である。図20の例では、大弯部幽門側が極度に暗いため、図20(c)のように大弯部幽門側の輪郭が抽出されない(点線部は推定結果)。推定結果の近傍の明るさを調べれば、極度に暗いことがわかるので、その部分に関して感度を上げて画像を入力し(図20(d))、処理し直すことにより図20(e)のように輪郭が抽出できる。

各途中段階、位置合せ後の予測形、大まかな輪郭、高精度輪郭それぞれと、人が抽出した胃領域輪郭との平均ずれ画素(512×512画素)の遷移を表2に示す(高精度輪郭抽出で輪郭が得られた部分に対応する輪郭部分だけで計測している)。表1と比較すると、四つの予測形候補から最も整合性の良いものを選ぶことにより、予測形の平均ずれがほとんどの例で更になくなっていくことがわかる。更に輪郭抽出の各段階で正しい輪郭とのずれが減り、高精度輪郭では大部分の画像でずれが1画素以下となる。ずれが残っている、6画像中4画像についても、そのずれが胃泡の真下部の大弯部(胃壁のしわによる白線が輪郭線と紛らわしいところ)でおきている(図19(c)はその一例(表中I))。従って、この部分特有の局所処理により再抽出が可能である。

大まかな輪郭を抽出した後、その近傍で高精度な輪郭抽出を行うことの意義を調べるため、予測形で実際の形状からのずれが大きい表中A, B, C, H, Iの五つの画像について、予測形から直接高精度な輪郭を抽出する実験を行った。その結果と本手法の結果との平均ずれと輪郭抽出率(胃の輪郭のうち正しく検出された輪郭の割合)の比較を表3に示す。BとHでは、予測形の近傍で処理したものと結果が変わらない。これは、予測形が多少ずれているところでも、周りに紛らわしい白線がなければ正しい輪郭が得られるためである。しかし、A, C, Iでは、正しい輪郭のより近傍で処理

することにより、輪郭抽出率の増加や、平均ずれの減少が見られる。I(図19の例)では、予測形近傍の処理では予測のずれのため重なった骨の線を輪郭と間違えて検出していた部分を、大まかな輪郭近傍の処理では紛らわしい線が多く抽出不可能と判定できた。このことより、SN比の小さな画像なら、予測形の精度で十分だが、2重造影像のように紛らわしい白線の多い画像では、本手法のように、多段階で徐々に正しい輪郭を抽出する必要があることがわかる。

5. むすび

立位充滿正面像から抽出した胃領域形状から2重造影正面像の胃領域形状を予測し、その輪郭抽出に利用する手法について述べた。手法は、(1)柔軟物体の変形の予測、(2)大まかな形状モデルを利用する輪郭抽出、からなる。(1)では実際には複雑な動きを、簡素化したシミュレーションで必要な情報だけを効率良く得ている。このため、必要な定数の数も少なく、しかも個人差によらず共通な値で胃領域予測が行えるので、自動処理に適している。(2)では、形状の大局的な制約のもとで、ノイズの多いところや、コントラストの弱いところに存在する輪郭を推定し、その後その近傍の局所処理により実際に輪郭線が存在するかの決定を行うので、紛らわしい線の多い画像からも正しい輪郭を精度良く抽出することができた。更に高精度な輪郭と大まかな輪郭を組み合わせることにより、可能なところは精度良く、あいまいな部分でも大まかな結果は得られるという頑健な手法となる。また、(1)の柔軟モデルの構成以外に胃に固有な知識は用いておらず、多様な形状をもつ対象を扱う輪郭抽出問題に汎用的に有効なアルゴリズムである。

胃X線像の自動診断の視点から見ると、多様な2重造影像13例で良好な輪郭抽出結果を得たことは、大きな前進である。更に、立位充滿像、2重造影像間で胃の断面モデルを通して輪郭抽出と同時に胃の部位の対応もとれ、自動診断のために必須である複数X線像の統合解析に1歩近づいたと言える。今回は、同方向から撮影した画像間の胃の対応であったので2次元のモデルを用いたが、異なる方向から撮影されたX線像間の対応を3次元のモデルを用いて行うことが今後の課題である。

謝辞 胃X線像読影に関して御指導頂いた筑波大医学部福富久之教授、筑波学園病院の伊藤葉子医師、茨城県総合健診協会の古川洋一氏に、また有益な御助言

を頂いた阪大の白井良明教授に深謝致します。弓場敏嗣元知能システム部長には研究の機会を与えて頂き、大島正毅室長はじめ視覚情報研究室の皆様には日ごろ有益な討論および、良好な研究環境を提供下さり、感謝致します。喜多伸之主任研究官には適切なアドバイスおよび暖かい援助を与えて頂きました。本研究の一部は厚生省がん研究助成金(1-49)による。

文 献

- (1) 長谷川純一, 筒井武敏, 鳥脇純一郎: “胃 X 線 2 重造影像におけるひだ集中を伴うがん病変部の自動抽出”, 信学論(D-II), **J73-D-II**, 4, pp. 661-669 (1990-04).
- (2) Canny J.: “A Computational Approach to Edge Detection”, IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell., 8, 6, pp. 679-698 (1986).
- (3) Bergholm F.: “Edge Focusing”, IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell., 9, 6, pp. 726-741 (1987).
- (4) Tehrani S., Weymouth T. E. and Mancini G. B. J.: “Knowledge-Guided Left Ventricular Boundary Detection”, Proc. CVPR '89, pp. 342-347 (1989).
- (5) Bajscy R. and Kovačič S.: “Multiresolution Elastic Matching”, Comput. Vision, Graphics & Image Process., **46**, p. 121 (1989).
- (6) 羽鳥光俊, 佐野幸男: “胃部二重造影像からの輪郭抽出”, 信学技報, **PRU79-95** (1980).
- (7) 中村鎮雄, 宮崎 修: “線の識別と大局的論理を考慮した胃 X 線二重造影像の胃部抽出”, 情報学論, **24**, 2, pp. 165-174 (1983).
- (8) 喜多泰代, 白井良明: “胃 X 線立位充満像からの異常候補の検出”, 信学論(D), **J71-D**, 11, pp. 2370-2380 (1988-11).
- (9) Kass M., Witkin A. and Terzopoulos D.: “Snakes: Active Contour Models”, International Journal of Computer Vision, pp. 321-331 (1988).

(平成2年9月3日受付, 3年1月18日再受付)



喜多 泰代

昭57筑波大・第三学群・基礎工卒。同年電子技術総合研究所入所, 現在に至る。コンピュータビジョンの研究に従事。情報処理学会会員。