

胃 X 線画像からの高精度な胃領域輪郭線自動抽出

尾崎 誠^{*1} 小林 富士男^{*2}

要旨 本論文では、胃領域輪郭線を抽出する手法を提案する。その方法は、胃 X 線画像の特徴を利用し、自動的かつ正確に胃領域輪郭線を抽出するものである。具体的には、あらかじめ胃 X 線画像とその微分画像をそれぞれ 2 値化した画像を組み合わせた画像から大まかな胃領域（以下、近似的胃領域と呼ぶ）を求め、近似的胃領域の形状を基に微分画像において最大微分値を追跡しながら、胃領域輪郭線の抽出を行う。本手法を実際の胃 X 線画像に適用し、自動的かつ正確に胃領域輪郭線の抽出を行うことができ、その有効性が確認されている。

Key words : X-Ray stomach image, Image processing, Extraction of stomach contour, Pattern recognition

1. まえがき

近年、X 線画像の集団検診はよく普及しており、そのため撮影される X 線画像の数は膨大なものとなっている。なかでも、胃の疾患は発生頻度が高く、胃 X 線画像の自動診断は特に急を要する問題であり、かなり研究されている [福島 77, 白井 85, 白井 87, 喜多 88, 長谷川 90]。胃 X 線画像の集団検診では、条件を変えて異なる視点から撮影し、複数の胃 X 線画像を組み合わせて専門医が読影する。自動診断を行うためには、胃領域の特徴を正確に抽出することが必要である。胃 X 線画像のうち、立位正面充満像は被験者が直立しており、また胃領域内部には造影剤であるバリウムが充満しているため、最も自然な胃の形状を表している。その診断は胃領域の辺縁を読み取って行われ、異常は辺縁の微小な凹凸として現れることも多いので、正確に胃の輪郭を抽出することが重要である。

立位正面充満像から胃の輪郭を抽出する方法としては、変動閾値法 [福島 77], フィードバック法 [白井 85, 白井 87, 喜多 88] などが提案されているが、変動閾値法は、コントラストの低い領域内の閾値の決定が困難であり、フィードバック法は処理に多くの時間を必要とする。また、WSCAN [長谷川 90] は 2 重造影法を対象とし、ひだ集中度の抽出を目的としているため、胃領域輪郭線の抽出には適用できない。

本研究では、集団検診における立位正面充満像か

ら、効率良く自動的かつ正確に胃領域輪郭線を抽出することを目的としている。そのため、まず原画像から胃 X 線画像の特徴を利用し、大まかな胃領域を抽出する。次に近似的胃領域の形状と胃 X 線画像の特徴から、正確な胃領域輪郭線を抽出している。本方法は、計算機に適したアルゴリズムであり、画像の大局的な情報も利用しているので、雑音が加わっている画像に対しても連続性の良い輪郭が抽出される [小林 93, 94, 96, 97a, 97b, 97c, 97d, 98a, 98b, 99] [Kobayashi 99]。更に、本手法を実際の胃 X 線画像に適用し、その有効性を確認している。

2. 全体の処理の流れ

全体的な処理の流れを Fig.1 に示す。前半の処理により近似的胃領域を求め、後半の処理により正確な胃領域輪郭線を抽出する。また、Fig.2 は原画像である。原画像はイメージスキャナにより胃 X 線写真をモノクロ 256 階調で取り込み、明るさの範囲を線形変換により許容範囲全体に拡大している。

3. 近似的胃領域の抽出

3.1 胃領域候補画像の作成

3.1.1 原画像の 2 値化

胃領域内部にはバリウムが充満しているため、背景より明るく撮影されている。そのため、原画像 $P_1(x, y)$ を適当な閾値で 2 値化し、2 値画像を作成すれば、胃領域を確実に含む領域が得られる。すなわち、次の式により原画像の 2 値画像 $P_2(x, y)$ を求める。

$$P_2(x, y) = \begin{cases} 1, & P_1(x, y) \geq t_1 \\ 0, & P_1(x, y) < t_1 \end{cases} \quad (1)$$

ここで、閾値 t_1 は判別分析法 [大津 80] より得られる値である。

^{*1} 福山大学大学院工学研究科電子情報工学専攻 [〒 729-0292 広島県福山市学園町 1 番地三蔵]

^{*2} 福山大学工学部情報処理工学科

3.1.2 微小な連結領域の削除

3.1.1 で求めた原画像の2値画像には微小な連結領域が存在する．そこでそれらを雑音として除去する．予備実験の結果から，画像面積の0.2%未満の面積の連結領域を除去の対象とする．このようにして得られる画像を胃領域候補画像 $\hat{P}_2(x, y)$ とする．Fig.3 はその画像である．

3.2 境界候補画像の作成

3.2.1 微分画像の作成

原画像 $P_1(x, y)$ に次の式で表される Sobel オペレータを適用し，微分画像 $P_3(x, y)$ を作成する．

A	B	C
D	E	F
G	H	I

$$E = \{(A + 2B + C - G - 2H - I)^2 + (A + 2D + G - C - 2F - I)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

Fig.4 は微分画像である．

3.2.2 微分画像の2値化

微分画像を適当な閾値により2値化し，2値画像を作成すれば，胃領域と背景との境界を含む領域が得られる．この時，閾値 $t_2(x, y)$ は次の式より求める．

$$\bar{P}_3(x, y) = \frac{1}{49} \sum_{i=-3}^3 \sum_{j=-3}^3 P_3(x+i, y+j) \quad (3)$$

$$\sigma_1(x, y) = \sqrt{\frac{1}{49} \sum_{k=-3}^3 \sum_{l=-3}^3 \{P_3(x+k, y+l) - \bar{P}_3(x, y)\}^2} \quad (4)$$

$$t_2(x, y) = \sigma_1(x, y) + m \quad (5)$$

ここで， $\sigma_1(x, y)$ は微分画像の明るさの標準偏差， m は閾値の最小値である．予備実験の結果から， $m = k / 20$ とし， k は判別分析法により求められる値である．

また，胃 X 線画像の特徴から胃領域内部の濃度値は，ほぼ一定となっている．そのため，原画像での濃度値の標準偏差は，胃領域内部で 1.2 未満，境界付近で 1.2 以上となっている．このことから，微分画像の2値画像 $P_4(x, y)$ は次の式より求める．

$$\bar{P}_1(x, y) = \frac{1}{49} \sum_{i=-3}^3 \sum_{j=-3}^3 P_1(x+i, y+j) \quad (6)$$

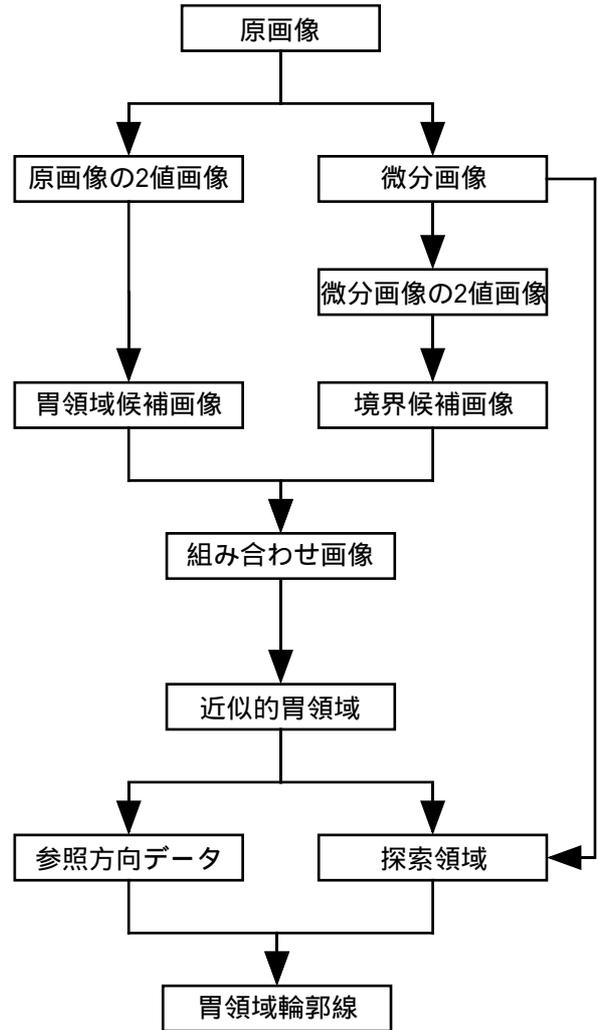


Fig.1 Flowchart of processing.



Fig.2 Original image.



Fig.3 Candidate image of stomach region.



Fig.4 Differential image. Fig.5 Candidate image of boundary.



$$\sigma_2(x, y) = \sqrt{\frac{1}{49} \sum_{k=-3}^3 \sum_{l=-3}^3 \{P_1(x+k, y+l) - \bar{P}_1(x, y)\}^2} \quad (7)$$

$$P_4(x, y) = \begin{cases} 1, & P_3(x, y) \geq t_2(x, y) \wedge \sigma_2(x, y) \geq 1.2 \\ 0, & \text{その他} \end{cases} \quad (8)$$

ここで、 $\sigma_2(x, y)$ は原画像の濃度値の標準偏差である。

3.2.3 微小領域の削除および細線化

3.1.2で求めた胃領域候補画像と同様に、微分画像の2値画像から微小領域を除去する。次に、連結領域の線幅が1画素となるように細線化を行い、境界候補画像を $\hat{P}_4(x, y)$ とする。Fig.5は、その画像である。

3.3 組み合わせ画像

3.1で求めた胃領域候補画像 $\hat{P}_2(x, y)$ と3.2で求めた境界候補画像 $\hat{P}_4(x, y)$ を用いて、組み合わせ画像 $P_5(x, y)$ を作成する。すなわち、次の式より組み合わせ画像 $P_5(x, y)$ を求める。

$$P_5(x, y) = \begin{cases} 1, & \hat{P}_2(x, y) = 1 \wedge \hat{P}_4(x, y) = 0 \\ 0, & \text{その他} \end{cases} \quad (9)$$

Fig.6は組み合わせ画像である。

3.4 近似的胃領域

3.4.1 近似的胃領域候補

組み合わせ画像 $P_5(x, y)$ には、複数の連結領域が存在する。この連結領域の中で、重心が画像の中央付近にあり、かつ面積が胃領域とほぼ同じものを、近似的胃領域の候補 $P_6(x, y)$ とする。

3.4.2 近似的胃領域の作成

近似的胃領域の候補には、微小な凹凸が存在する。近似的胃領域は、胃領域の輪郭を求めるのに有効な形状モデルであるため、簡単な形状であることが望ましい。そこで、微小な凹凸を削除し、近似的胃領域 $\hat{P}_6(x, y)$ を作成する。具体的には、処理対象となる画素の値が1であれば、その8近傍画素の値を1とする膨張作業を2回行う。次に、処理対象となる画素の値が0であれば、その8近傍画素の値を0とする収縮作業を2回行う。Fig.7は近似的胃領域である。

3.5 近似的胃領域の輪郭

3.4で得られた近似的胃領域の輪郭を、右側上部

から右回り8近傍で求め、各輪郭点を $C(i)$ 、各点の座標を $x_c(i), y_c(i)$ と表す。ここで $1 \leq i \leq n_a$ とし、 n_a は輪郭点数とする。

4. 胃領域輪郭線の抽出

4.1 探索領域の限定

胃領域の輪郭は微分値の極大点を追跡して抽出する。このとき、背景のエッジを追跡する可能性があるため、実際の輪郭から大きく外れないように、近似的胃領域の形状に基づき、輪郭の探索領域を限定する。

3.で求めた近似的胃領域を用いて原画像上に探索領域を設定する。具体的には、次の式により $C(i)$ を中心とし、その8隣接画素の明るさの平均 $\bar{C}(i)$ を求める。

$$\bar{C}(i) = \frac{1}{8} \sum_{j=-1}^1 \sum_{k=-1}^1 P_1\{x_c(i) + j, y_c(i) + k\} / 9 \quad (10)$$

次に、この明るさの平均に基づいて、次の式で決定される幅 $W(i)$ の正方形の領域を探索領域 $R(x, y)$ とし、その値を1とする。

$$W(i) = \{1 - \bar{C}(i) / L_{\max}\} \cdot S + W_0 \quad (11)$$



Fig.6 Combination image.

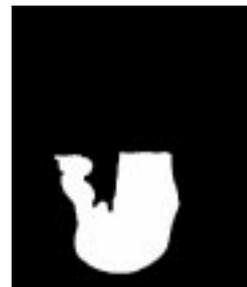


Fig.7 Approximate region of stomach.



Fig.8 Search region.



Fig.9 The image which was combined the differential image and the search region.

ここで, L_{\max} は明るさの許容範囲の最大値, S は探索領域 1 辺の幅の係数, W_0 は探索領域 1 辺の幅の最小値である. 予備実験より, $S = 20$, $W_0 = 20$ とする.

得られた探索領域 $R(x, y)$ と微分画像を組み合わせ, 探索領域を限定した微分画像 $\hat{P}_3(x, y)$ とする. 具体的には, 次の式 (12) によって探索領域を限定した微分画像を得る. Fig.9 はその画像である.

$$\hat{P}_3(x, y) = \begin{cases} P_3(x, y), & R(x, y) = 1 \\ 0, & R(x, y) \neq 1 \end{cases} \quad (12)$$

4.2 参照方向データの作成

あらかじめ近似的胃領域から参照方向データを作成する. 作成例を Fig. 10 に示し, 作成手順を以下に記述する.

(1): 近似的胃領域の輪郭点 $C(i)$ (座標 $x_c(i), y_c(i)$) に輪郭の方向を示す符号 (Fig.11 参照) を記録しておく. (Fig.10(a))

(2): 輪郭点 $C(i)$ の近似的胃領域の外側法線方向の隣接点に, 輪郭点と同じ方向を示す符号を記録する. (Fig.10(b))

(3): 2×2 画素ごとに方向データの記録状況を調べ, 方向データが存在する画素があれば, それらの値を平均し, 新たな方向データとして, 空き画素に記録する. また, 方向データが存在する画素がない場合, もしくは全ての画素に方向データが記録されている場合には, 新たな処理は行わない. (Fig.10(d))

(4): さらに 4×4 , 8×8 , 16×16 , 32×32 , 64×64 画素と次第に調べる範囲を拡大しながら, (3) と同様な処理を繰り返し行う. (Fig.10(e), (f))

4.3 輪郭線追跡の方法

4.1 で求めた探索領域を限定した微分画像と 4.2 で求めた参照方向のデータを基にして, 胃領域の輪郭を追跡する.

4.3.1 追跡開始点の決定

正確に輪郭を追跡するためには, 信頼性の高い点から追跡を開始しなければ, 誤った輪郭を追跡する可能性が生ずる. 本論文では, 立位正面充満像の画像の性質を利用する. すなわち, 近似的胃領域で得られた輪郭が実際の胃領域の輪郭に近いので, 胃の

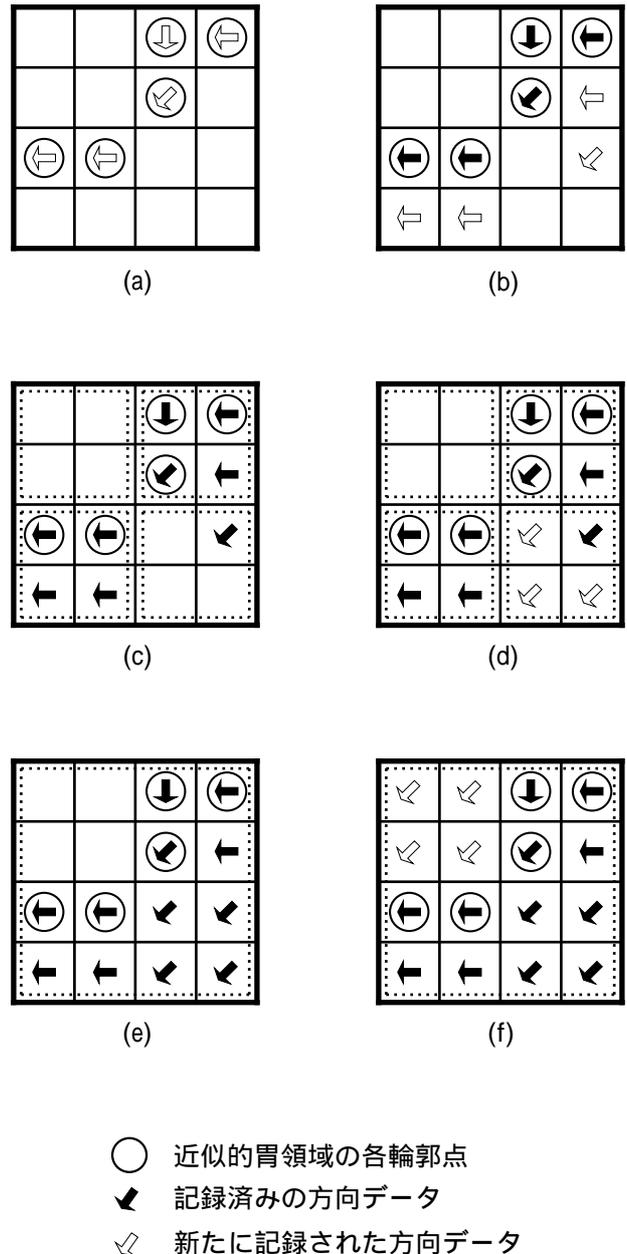


Fig.10 Examples of reference direction data.

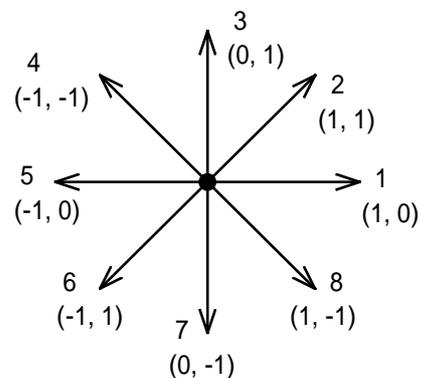


Fig.11 Directions of tracking.

上部右側の部分に位置し、輪郭がほぼ垂直で、水平方向の微分値が最大を示す点を追跡開始点とする。

4.3.2 最適な追跡方向の決定

探索中の画素 (x_p, y_p) の8近傍画素のうち、既に探索した画素と隣接しない5画素を通る方向 (Fig.12の矢印の5方向)の中から、最適な追跡方向 $C_d(i)$ を次の手順により決定する。

(1): 各追跡候補方向の値 $V(j)$ を次の式によって求める。

$$V(j) = \sum_{k=1}^l \left\{ \hat{P}_3(x_p + x_d(j) \cdot k, y_p + y_d(j) \cdot k) \cdot W_k \right\} \quad (13)$$

ここで、 j は追跡候補方向の番号、 $x_d(j), y_d(j)$ は追跡候補方向の x, y 座標の値、 l は $V(j)$ を求める最大距離、 W_k は距離に応じた重みを表す。予備実験から $l=5, W_k = \{4, 3, 2, 1, 1\}$ を用いる。重みをつけるので、Fig.12のような微小な凹部の部分でも正確に追跡できる。

(2): $V(j)$ の値が最大となる追跡候補方向の番号を L とするとき、次の式を満足するなら L を追跡方向とする。

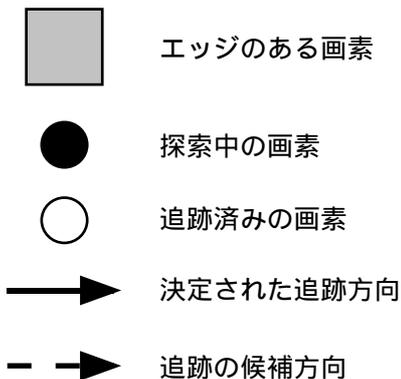
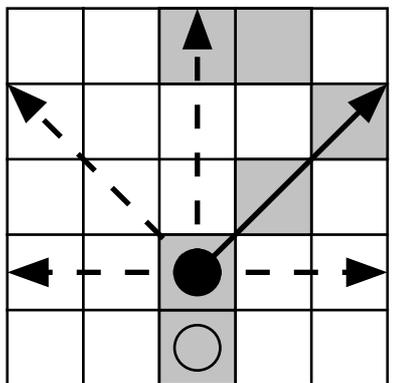


Fig.12 Decision of tracing direction.

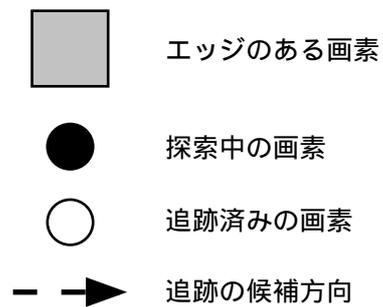
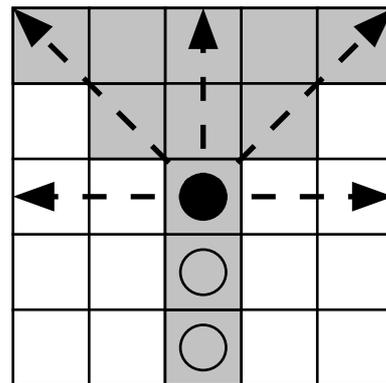


Fig.13 The pixels with similar differential value are positioned adjacently.

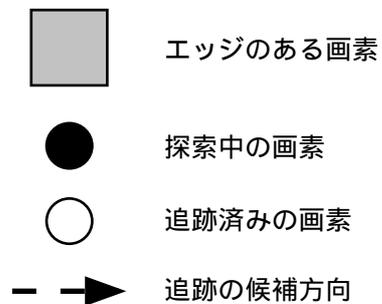
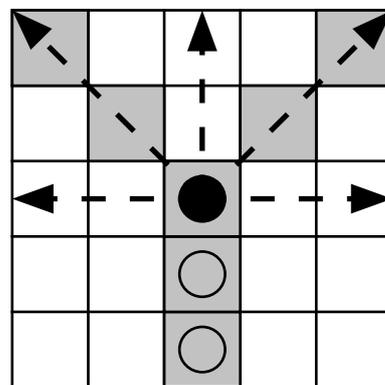


Fig.14 A case of branched edge.

$$\{V(L) > 300\} \wedge \left\{ \frac{V(L)}{V(j)} \geq 1.3 \right\} (j=1,2,3,\dots,8: j \neq L) \quad (14)$$

(3): 境界における明るさの変化が緩やかで微分値が小さい部分や, Fig.13のように同じような微分値を持つ画素が隣接している場合, また, Fig.14のように微分値が同一で枝分かれしている場合には, (2) では追跡方向が決定できない. このようなときには, 原画像の解像度を半分に減らし, そのときの画像の微分値を利用して (1) から (2) までの処理を行い追跡方向を決定する.

(4): 境界における明るさの変化がさらに緩やかである場合は, (3) でも決定できない. このようなときには, 4.2で作成した参照方向データを利用し, 現在追跡中の座標に記録された参照方向データを追跡方向とする.

4.4 胃領域輪郭線の抽出

4.3.1で求めた追跡開始点から出発して, 4.3.2の処理を繰り返し, 追跡開始点に戻るまで処理を続ける. このようにして得られる結果が, 求める胃領域輪郭である. 各輪郭点を $C_s(i)$ とし, 各点の座標を $x_s(i), y_s(i)$ と表す. ただし, $1 \leq i \leq n_s$ とし, n_s は輪郭点数とする. 抽出された胃領域の輪郭を Fig.15 に示す. また, 抽出結果の例を Fig.16 に示す. 背景に紛らわしい領域が存在する画像は, 従来の手法では正確な輪郭の抽出が困難であったが, 本手法では正確に抽出されることが確認できた.

5. むすび

対象により形状が大きく異なる胃 X 線画像で, 処理画像から形状モデルとなる近似的胃領域を求め, その形状と胃 X 線写真に関する知識に基づき, 正確に胃領域の輪郭を抽出する手法について記述した. 正確に胃領域輪郭線を抽出するには, 微分値によって追跡方向を確実に決定する必要があるが, 背景にノイズが存在したり, 明るさの変化が緩やかな部分では, 微分値のみでの正確な追跡方向の決定は困難である.

本論文の手法では, 微分値によって追跡方向が確実に決定できる場合には, その方向を採用し, 困難な場合には, 解像度を半にした画像の微分値を利用する. さらに, 参照方向データに基づき, 大局的な見地から信頼性の高い追跡方向を決定している. そのため, 背景に背骨などが明るく撮影されている

画像やコントラストの低い画像でも, フィードバック法のように胃領域を抽出し直す必要がない. また, 変動閾値法では胃領域と背景との明るさの変化が緩やかな部分での閾値の決定が困難であったが, そのような部分でも大局的な情報を利用することで, 途切れることなく胃領域輪郭線を抽出できる.

今後の課題としては, 本手法を多くの画像に適用して信頼性を高め, 自動診断できるように発展させることであると考えている.



Fig.15 Extracted contour of stomach.

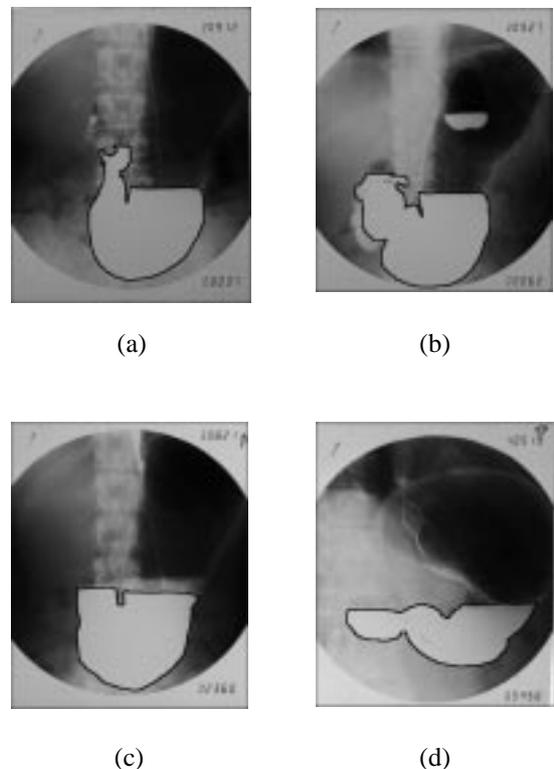


Fig.16 Examples of extracted images.

参考文献

- [福島 77] 福島重広, 宇都宮俊二, 相馬敬司: 胃 X 線像の辺縁抽出. 医用電子と生体工学, Vol.15(6), pp.383-388, 1977
- [白井 85] 白井良明: フィードバック法による胃 X 線充満像の胃領域抽出. 電子情報通信学会論文誌, J68-D(3): 296-276, 1985
- [白井 87] 白井良明, 喜多泰代: 胃 X 線立位充満像の胃領域抽出と部位の認識. 電子技術総合研究所彙報, Vol.51(4): 253-277, 1987
- [喜多 88] 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. 電子情報通信学会論文誌, J71-D(11): 2370-2380, 1988
- [長谷川 90] 長谷川純一, 筒井武敏, 鳥脇純一郎: 胃 X 線 2 重造画像におけるひだ集中を伴うがん病変部の自動抽出. 電子情報通信学会論文誌, D-2, J73-D2, 4, pp.661-669, 1990
- [小林 93] 小林富士男, 長谷井稔, 坪井始, 他: 高精度胃領域輪郭線の抽出. 平成 5 年度電気・情報関連学会中国支部連合大会: No. 111421, 1993
- [小林 94] 小林富士男, 長谷井稔, 坪井始, 他: 胃領域の輪郭線の抽出. 平成 6 年度電気・情報関連学会中国支部連合大会: No.051409, 1994
- [小林 96] 小林富士男, 美咲隆吉, 坪井始, 他: 胃領域輪郭線の抽出. 第 19 回日本 M E 学会中国四国支部大会講演抄録: No.25, 1996
- [小林 97a] 小林富士男, 尾崎誠, 坪井始, 他: バリウム充満胃 X 線画像のエッジ抽出. 1997 年電子情報通信学会総合大会: D-11-130, 1997
- [小林 97b] 小林富士男, 尾崎誠, 坪井始, 他: 胃 X 線立位正面充満像の輪郭抽出. 第 55 回情報処理学会全国大会: 3AB-2, 1997
- [小林 97c] 小林富士男, 富田将英, 尾崎誠, 他: X 線画像の胃領域抽出法. 画像電子学会誌: Vol.26(6), 1997
- [小林 97d] 小林富士男, 尾崎誠, 富田将英, 他: 立位正面充満像からの胃領域輪郭線抽出. 平成 9 年度電気・情報関連学会中国支部連合大会: No.072207, 1997
- [小林 98a] 小林富士男, 尾崎誠, 坪井始, 他: 胃 X 線画像からの正確な胃領域輪郭線の抽出. 医用電子と生体工学, Vol.36(特別号): 334, 1998
- [小林 98b] 小林富士男, 尾崎誠, 坪井始, 他: 変動閾値法による胃 X 線画像の胃領域抽出. 第 7 回計測自動制御学会中国支部学術講演会論文集: 224-225, 1998

[小林 99] 小林富士男, 尾崎誠, 坪井始, 他: 変動閾値法を用いた胃 X 線画像からの胃領域境界抽出. 1998 年電子情報通信学会総合大会, D-11-122, 1999

[Kobayashi 99] F.Kobayashi, M.Ozaki, H.Tsuboi et al: EXTRACTION OF STOMACH CONTOUR FROM X-RAY IMAGE. The Fifth International Symposium on Signal Processing and its Applications, Vol.1(1): 371-374, 1999

[大津 80] 大津展之: 判別および最小 2 乗規準に基づく自動しきい値選定法. 電子情報通信学会論文誌, J63-D(4): 349-356, 1980

著者紹介



尾崎 誠 (おざき まこと)

平 1 0, 福山大学大学院工学研究科情報処理工学専攻修士課程了. 現在, 福山大学大学院工学研究科電子情報工学専攻博士課程在学. 主として, 画像処理に関する研究に従事.



小林富士男 (こばやし ふじお)

昭 3 6, 東京工業大学助手, 同助教授を経て, 昭 6 1, 福山大学工学部教授となり現在に至る. 工学博士. 主として, 画像処理, パターン認識, 視覚情報処理, データ処理に関する研究に従事. 照明学会研究奨励賞受賞. 電子情報通信学会, 情報処理学会, 人工知能学会, 映像情報メディア学会, 電気学会, 日本エム・イー学会, IEEE, 各会員.

Automatic Extraction of Accurate Stomach Contour from X-Ray Image

Makoto OZAKI^{*1}, Fujio KOBAYASHI^{*2}

^{*1}Department of Electron and Information Engineering, Faculty of Engineering, Fukuyama University

^{*2}Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Fukuyama University

Abstract In this paper, the method of stomach extraction is proposed. First, the approximate region of stomach is obtained by the combination image which is constructed from binarize of original image and its differential image. The reference direction data are obtained by the approximate contour of stomach. and their data are made by the following algorithm. (1) The connected components on edge line of the approximate region are recorded in clockwise rotation. (2) Each direction datum is recorded at the left adjacent pixel. However, the direction datum has already been existed at the pixel, the pixel is excluded from the consideration. (3) The large areas are constructed by each pixel in the size of 2×2 pixels. (4) All pixels in large area are checked. If all pixels do not have the direction datum, nothing is processed. If only one pixel in the large area has the direction datum, the datum is stored into another pixels. If there are two or more direction data in the large area, the average of their data is recorded at the empty pixel. If all pixels have the direction datum, nothing is processed. (5) The size of large area is changed in each size of 4×4 , 8×8 , 16×16 , 32×32 , 64×64 , and the processing (4) is carried out. Next, the stomach contour is extracted by tracking the brightness of differential image. When the tracking direction is selected, the direction with maximum value of brightness of differential image is decided in the tracking direction. In this method, the reliable stomach contour is extracted by tracking the sharp edge. Then, in the part where the edge is unclear, the stomach contour is extracted in consideration for the reference data of direction. Therefore, the accurate stomach contour is extracted. Lastly, this method was applied for many samples of X-ray image, and was proved to be effective.