

3次元胃袋モデルを用いた複数の胃X線像対応付け

桐 利行, 大島 誠一, 目加田 慶人, 長谷川 光司, 春日 正男
宇都宮大学工学部

概要: 本文では, 胃X線像の撮影体位によって変化する3次元胃袋モデルの作成と, それを介した同一患者からの撮影条件の異なる複数枚の胃X線像の部位の対応付けに関する手法を提案する. 本手法は撮影体位により変化する3次元胃袋モデルと, その投影像を初期輪郭として弾性輪郭モデルにより求められる2次元の胃部領域を基に複数画像間の対応付けを行う. この実現により, 今まで1枚の胃X線像の上で行っていた計算機による病変部自動検出手法の精度向上や, 拾いすぎ領域の削減などに有効と考えられる. 3次元モデルとしては噴門と幽門を固定点とし, 胃角を表わす点を可動な点として, その3点を基に構成した. 本手法により, 撮影体位に条件はあるものの異なる体位間のおおまかな位置合わせが可能となった.

キーワード: 3次元胃袋モデル, 胃X線像, マッチング, 弾性輪郭モデル, 変形モデル

A matching method for stomach X-ray images using 3D stomach model

Toshiyuki Kiri, Seiichi Ohshima, Yoshito Mekada, Hiroshi Hasegawa, Masao Kasuga
Faculty of Engineering, Utsunomiya University

Abstract : This paper proposes a new method for matching the stomach X-ray images which taken various angle in one inspection. We employ the 3D stomach model which is deformed by gravity and Elastic Contour Model to represent stomach border through the projection of 3D stomach model. Using these models, we get the information of how to change the shape of stomach and how to match the positions among X-ray images taken in different condition. In the experimental results, we can correspond the three representative postures of stomach X-ray images.

Key words : 3D stomach model, X-ray images of stomach, matching, Elastic Contour Model, deformation

1 はじめに

3次元物体の形状や位置を2次元画像から求める研究はコンピュータビジョンの分野で盛んに行われてきた[1]. これらの研究を一言で表せば, 「異なる画像間のマッチング」と言えよう.

医用画像においてもこのような画像間の対応付けは多くの研究がなされており, CTやMRIなど特性の異なるモダリティ間のマッチング[2]や, 胸部X線像において異常な陰影が新規に出現したのか, 常に現れる正常な構造の組み合わせなのかを同一被験者の経年変化をもとにして病変部候補領域の絞り込みなど

の報告[3]がある. 本研究では胃X線二重造影像を対象として, 同一被験者が一度の検査で撮影する複数の画像間の対応付けに関する検討を報告する. 胃X線二重造影像を対象とした複数画像の対応付けは, 胃を3次元のばねモデルで構成し, 主に姿勢移動に伴う造影剤の状態をもとにモデルの変形を行い, そのモデルを介して行う研究が既に報告されているが[4], 本研究では簡易な3次元モデルとそれにより得られた投影像のモデルの両者を変形し, 対応付けを行うこととする.

現在, 胃がんの診断は, 医師の読影による胃X線二重造影像の画像診断によりなされて

いる。しかし、医師の診断しなければならないX線像は大量で、患者一人につき7枚から10枚を超える場合もあり、この負担軽減のための計算機診断支援に関する試みが筆者らにより行われている[5,6]。従来の研究の成果により、胃内壁ひだの集中が見られる病変タイプに対しては9割以上の検出が可能となっているが、同時に1画像あたり8個程度検出される拾い過ぎが問題となっていた。この原因として考えられることの一つには、従来の研究においては撮影される複数枚の画像の中の1枚のみを用いていたことが考えられる。複数の画像の部位毎の対応付けが可能になれば、病変部の検出精度の向上や、拾いすぎ領域の削減などに有効なものになると考えられる。そこで、3次元胃袋モデルを作成し、それを介した、複数枚の胃X線像の部位の対応付けを試みた。3次元胃袋モデルはX線像の撮影体位により変形する胃を模擬して作成し、その投影像をもとに動的輪郭モデルにより胃X線二重造影像上で胃部領域を抽出し、弾性輪郭モデルによる変形の過程を使って画像間を対応させた。以下、2では具体的な画像間の対応付けのモデルについて述べ、3で実画像への適用を行い、4で考察を行う。

2 手法

ここでは複数の胃X線像間の対応付けのために用いた各処理や3次元胃袋モデルの説明を行う。本手法は基本的には次の3つの画像を用いて対応付けを行う。1) 胃の重力による変形を模擬する3次元胃袋モデル画像、2) 変形されたモデルを撮影方向に投影して得られる2次元胃袋モデル画像、3) 2次元胃袋モデルと原画像から求められる胃部領域画像。

2.1 3次元胃袋モデル

今回用いた3次元胃袋モデルは、胃を正面から見た時の形状を表現するために、いくつかの制御点を選び、これらの点から胃の3次

元形状を生成するものである。以下、具体的な手順について説明する。

1) 制御点の設定と姿勢変化による質点の移動

今回、右肩から左肩をx方向、腹から背をy方向、頭から足をz方向とする人体を考える。胃は食道に通じる噴門と呼ばれる部位と、十二指腸に通じる幽門と呼ばれる部位(Fig.1)が存在する。本モデルでは噴門と幽門を表わす点F,Jを固定点とし、噴門と幽門の間の胃角と呼ばれるくびれを表現するためにその基準となる点SCを設定した。SCは胃のCT像を元に、仰向けに寝ている状態のときの胃角の位置の座標から設定した、これらの3点のy座標は同じ値とした。質点SC'はSCから重力方向に垂れ下がっているものとし、姿勢変化の影響により質点SC'の位置のみが移動するモデルを作成した。SCとSC'間の距離 r は立位状態で撮影した胃X線像を元に設定した。また、姿勢変化によってSCとSC'の距離は可変とし、実験的に重力方向と人体のz軸との角度を θ (立位の時 $\theta=0$)としたとき、 $r \times \cos(\theta/3)$ とした。

2) 3点から逆距離変換に基づく3次元胃袋モデルの作成

点F, J, SC'の3点を通る放物線を3次元胃袋

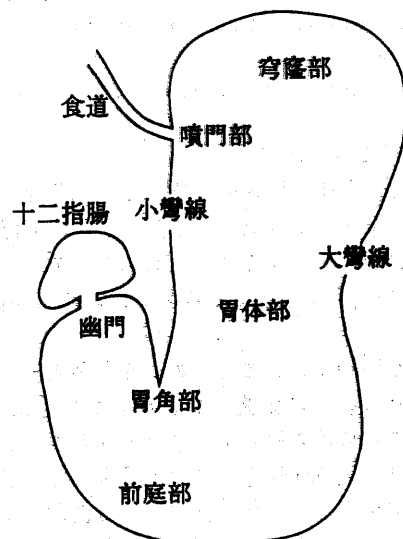


Fig.1 胃の名称

モデルの骨格とし (Fig.2), この曲線に胃 X 線像や CT 像の胃領域の厚みを参考に距離値を設定した。この骨格を逆ユークリッド距離変換した画像の正の値を持つ画素の集合を 3次元胃袋モデルとした。この時, 重力の方向によって胃袋の表面積に違いがないように距離値を F から J までの骨格線の長さにより正規化している。

なお, このモデルは胃の 3次元形状を 3点のみで作成する非常に簡易なものであるが, 胃の診断において非常に重要となる胃角の位置と角度が得られること, 正確な形状の認識は以下の手法が行うことから現時点では十分と考えられる。

2.2 弾性輪郭モデルに基づく胃部領域の認識

上記手順で作成したモデルを基に, 弾性輪郭モデル [7] を用いて胃部領域の輪郭線の抽出を行う。弾性輪郭モデルは, 目標となる形状から得られる知識を導入することが容易であることから医用画像にも多く用いられている [8,9]。モデルは, N 個の制御点から成る閉区間である。本手法では各制御点間に働く異なる性質をもった 2 種類のばねを用いて, 各制御点においての形状エネルギーと画像からのポテンシャルエネルギーを最小にすることによって輪郭線の変形を行なう (Fig.3)。ばね 1 は

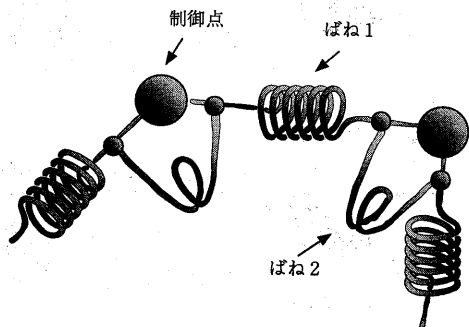


Fig. 3 2種類のばねによる弾性輪郭モデル

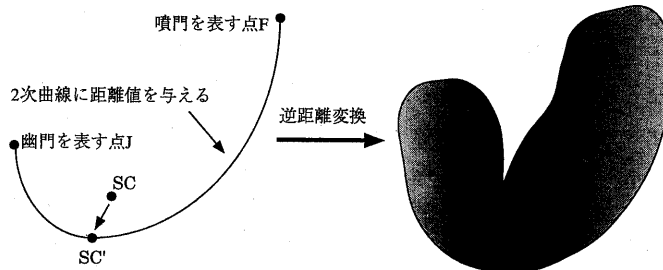
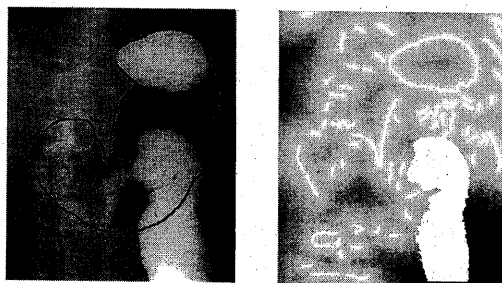


Fig.2 2次曲線から3次元モデルの作成法

制御点間の長さのエネルギー, ばね 2 は制御点 3 点がなす角度のエネルギーを決定するばねである。

1) ポテンシャル画像の作成

胃 X 線二重造影像において胃部領域を構成するエッジ要素は, 胃壁と撮影面が垂直となりその部分の造影剤による線状陰影, 胃の食道側に造影剤が溜まって画像上では白いまとまった領域として写る領域の輪郭線に大別される。前者の特徴としては, 比較的コントラストと直線性が高いことから, 線状陰影強調フィルタによって線成分を強調した後に直線性が低い成分を削減することで抽出した [6]。後者は回転型の一階差分の出力が高い部分を輪郭線とし, 平均濃度値が低い領域のなかで最も円形度が高い領域を採用した。このようにして得られた 2 つのエッジ画像の論理和をとった画像に対して, エッジからのユークリッド距離変換を行ったものをポテンシャル画像とした。なお, 後者の領域を求める際の



(a) 目標とする輪郭線 (b) 結果の一例

Fig. 4 ポテンシャル画像

中間結果として得られる造影剤領域のなかで、十二指腸に流れた造影剤領域が胃輪郭線に重なる場合が生じるため、この領域ではポテンシャルを0とした。Fig.4(a)に胃部領域輪郭線を黒線で原画像に重ねて示し、(b)に同じX線像から求めたポテンシャル画像を示す。図中の白い領域がポテンシャルの低い領域に対応する。

2) エネルギーの定義

N 個の点においての全てのエネルギーは以下の式(1)により定義される。

$$E_{total} = \sum_{i=1}^N \{ E_{shape}(i) + \omega_p(i) E_{potential}(i) \} \quad (1)$$

形状エネルギーは(2)式によって定義される。

$$E_{shape}(i) = \omega_l(i) \{ l(i) - l_0(i) \} + \omega_a(i) \{ a(i) - a_0(i) \} \quad (2)$$

i : 制御点番号(但し $i=N$ の時は $i-N \rightarrow i$)

$l(i)$: 制御点 $i, i+1$ 間の長さ

$a(i)$: 制御点 $i, i+1, i+2$ のなす角度(deg.)

$l_0(i), a_0(i)$: 制御点 i における胃部輪郭モデル

$\omega_l(i), \omega_a(i)$: 制御点 i における重み係数

ただし、投影像において胃角に対応する制御点番号を1とした。 $l_0(i)$ は実験により得られた制御点間の長さの平均値をあらかじめ入力し、 $a_0(1)$ はモデルから得られた胃角での角度 θ_1 を用い、そこでの係数 $\omega_a(1)$ をその他の制御点に関する係数の20倍とし

それ以外の制御点では N 角形の内角和を θ_N とすると $(\theta_N - \theta_1)/N$ を用いた。ポテンシャルエネルギーは前節で述べた通りである。ただし、

実際の処理には重み係数 ω_p を掛けたものを用い、これらの係数の具体的な値は画像により異なる値を用いた。

3) 胃部領域輪郭線の抽出

前手順で作成したモデルの境界線を40本のほぼ等しい長さの線分で近似し、初期輪郭として配置し、各制

御点を現時点での位置を含めた5近傍に移動させた点の組み中で、エネルギーが最小になる組み合わせを選択する作業をエネルギーの減少がなくなるまで行なった。

2.3 モデルとX線像との対応

今回、複数枚のX線像上の部位の対応付けを次の手順(Fig.5)で行なった。以下、図のX線像A上の点Pに対応するX線像Bの点を求める手法について説明する。

- 1) まず、対応させるX線像Aの撮影体位と同じ重力方向に垂れ下がっている3次元胃袋モデルMaを作成する。
- 2) モデルMaをX線像Aの撮影角度で投影する。
- 3) 投影像から抽出した輪郭点の座標の組(M-list)を求め、弾性輪郭モデルによって胃部領域の検出を行う。
- 4) M-listとそれらの対応する上で求めた胃部領域輪郭点(P-list)の対応表を作成する。
- 5) X線像A上のある部位の座標PをP-listからの3点によりベクトル表現する。

ここでは胃角に対応する点を必ず選ぶこととし、残りの2点と胃角に対応する点がつくる三角形の内部に点Pが入り、これらと点Pのなす角が30度に近くなるように2点を求めた

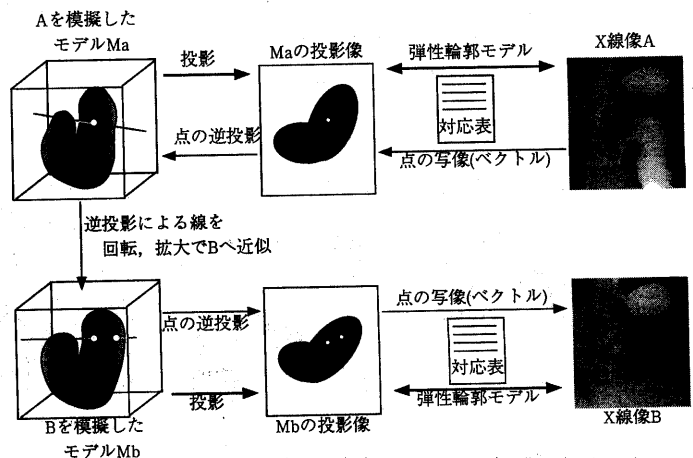
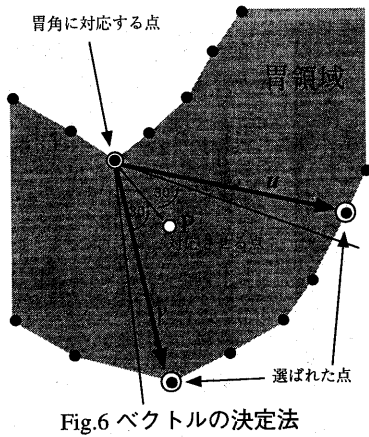


Fig.5 複数のX線像の対応法



(Fig.6).

6) その3点に対応する M-list の3点によって P の位置ベクトル P を表現し、投影像上に写像する。

つまり、P-list から作った2つのベクトルを v, u とすると、点 P は、

$$P = av + bu$$

のように表わせ、それに対応する M-list から作られたベクトルを v', u' によって、

$$P' = av' + bu'$$

のように P が投影像上へ位置ベクトル P' の点 P' に写像される。

7) P' を3次元モデル Ma に逆投影 (Fig.7) し、点 P' 上に投影される点の集まりからなる直線を引く。

8) 新たに対応させる X線像 B に対して 1), 2), 3), 4) と同様の手順で、モデル Mb を作成し、投影像と X線像 B から M-list と P-list の対応表を作る。

9) モデル Ma 上に引かれている線は、モデル Ma 上の SC' から X線像 B の撮影体位を模擬したモデル Mb 上の SC' への移動を回転と拡大で近似すると同時に動かし、モデル Mb 上に対応させる。その線が通る胃領域の表と裏の2点を投影する。これにより、X線像 A のある部位 P に対応する点が2点になる。

10) この2点を今度は、投影像から抽出した座

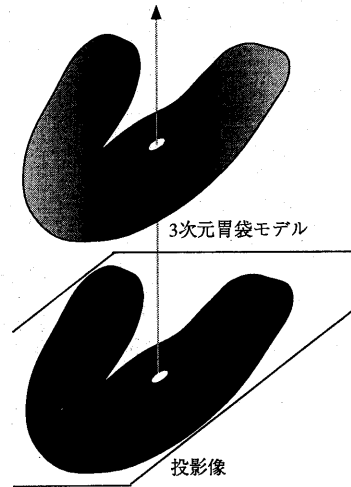


Fig.7 投影像から3次元モデルへの逆投影

標の組、M-list からの3点により、ベクトル表現し、6) と同様に、P-list によって X線像上に写像する。

この手順により、2枚の X線像上の部位の対応付けが可能になる。

3. 実験と結果

前述した手法に基づいて異なる胃 X線二重造影像間の対応付けを行った。用いた画像は CR 像であり、空間分解能 0.15mm、濃度分解能 10bit、サイズ 1670×2010 である。ポテンシャル画像作成のみこのサイズで行い、それ以外の処理はサイズを5分の1の 334×402 に縮小した画像を用いて処理を行い、3次元胃袋モデルも縮小した空間解像度に合わせて作成した。Fig.8 に弾性輪郭モデルにより求めた胃輪郭線を示す。黒い線が抽出された胃の輪郭を示している。X線像間の対応付け結果の一例を Fig.9 に示す。

Fig.9(a) の黒点が元になる X線像(背臥位正面二重造影像) 上のある部位を表す。Fig.9(b),(d),(f) には対応させる X線像の撮影体位に模擬したモデルの投影像に対応された点が黒点で示されている。Fig.9(c),(e),(g) は、黒

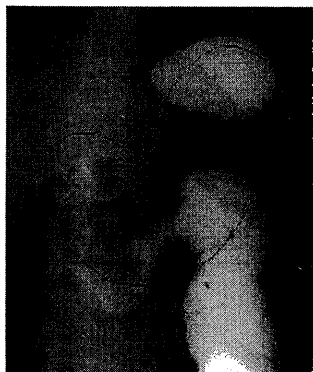


Fig.8(a) 初期輪郭

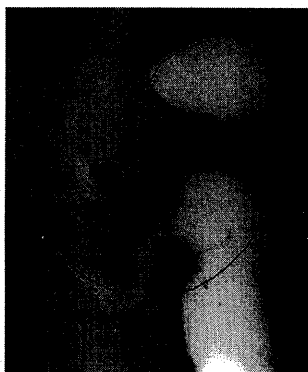


Fig.8(b) 得られた胃部領域輪郭線

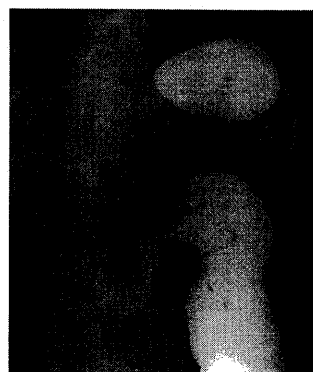


Fig.9(a) 元のX線像

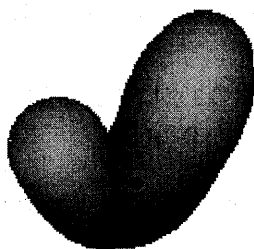


Fig.9(b) 投影像(背臥位モデル)

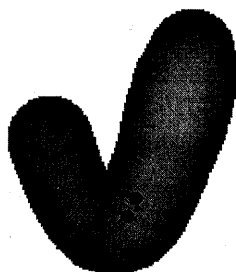


Fig.9(d) 投影像(立位モデル)

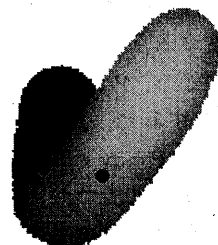


Fig.9(f) 投影像(半立位左前モデル)

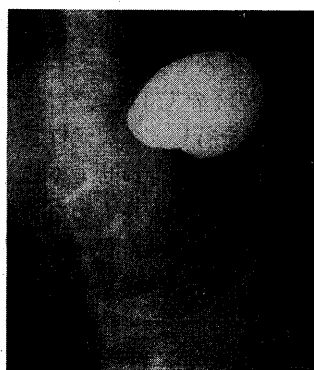


Fig.9(c) 背臥位X線像

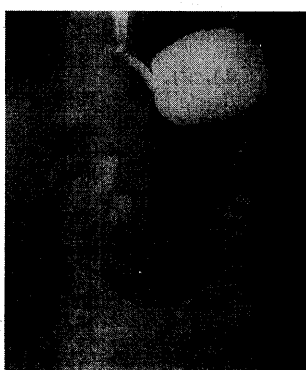


Fig.9(e) 立位X線像

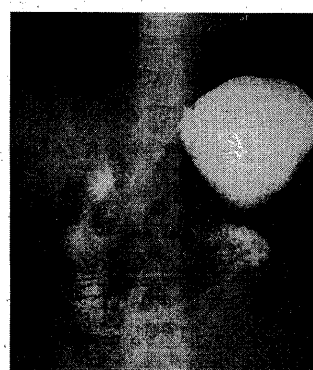


Fig.9(g) 半立位左前X線像

点に対応された部位である。Fig.9(b)はFig.8(a)の撮影体位、角度によって模擬したモデルの投影像で、Fig.9(c)は、Fig.9(a)と撮影体位が同じ背臥位正面二重造影像なので、対応する点は1点となっているのがわかる。Fig.9(e)は、立位二重造影像、Fig.9(g)は、半立位左前二重造影像で、Fig.9(d),(f)はそれぞれFig.9(e),(g)を模擬したモデルの投影像である。

4. 考察

Fig.9(a)とFig.9(c)は胃角の右上あたりにうまく対応されているのがわかる。Fig.9(b)では胃角の右下あたりに対応されているが、これは、弾性輪郭モデルで求められた胃角の位置がFig.9(a)に比べて上にあるため、弾性輪郭モデルにより下に下げられた結果、Fig.9(c)ではうまく対応された位置に移動しているので、モデル上の対応位置としては、適切な位置にある。したがって、同じ撮影体位同士のX線像間の対応は良好である。

Fig.9(e)は立位で撮影した二重造影像で、Fig.9(a)が画面奥が重力方向なのに対して、画面下が重力方向である。したがって、Fig.9(d)では裏の点が、下へ下がって点が上下2点存在しているのがわかる。この2点の関係が完全な上下ではなく、少し斜めになっているのは、回転、拡大によってFig.9(b)からFig.9(d)のSC'に近似しているためによる影響と考えられる。これは、SC'の完全な近似としては多少問題があるが、Fig.9(e)をみると、Fig.9(a)からのおおまかな位置として対応ができていといえる。しかし、弾性輪郭モデルがうまく胃輪郭に収束しない場合は、誤差は顕著なものになる。弾性輪郭モデルはポテンシャルの低い脊椎などに誤って収束してしまう点が問題として残る。

Fig.9(g)は人体に対し、左前から撮影した胃X線二重造影像である。設定した点を胃に対して左側45度方向から撮影すると、だいたい、胃の小彎線上に表れる。したがって点の関係はうまく近似されているといつてよいだ

ろう。しかし、Fig.9(f),(g)を見比べると、胃の厚みが太いため、Fig.9(f)で胃角が上にあるようにみえてしまう。これに対しては、単純に幽門側に与えた距離値が大きすぎたことが原因である。また、胃領域の厚みを1本の線上にある距離値の逆距離変換によって与えているため、中心線に直交する平面でモデルを切った場合必ず真円となる。実際の胃の断面が楕円になっていることが、3次元胃袋モデルでは表現されていないことが原因であり、今後の課題として残るところである。

以上を総合して対応された点を全体的にみると、弾性輪郭モデルにより得られる胃輪郭線の結果に影響されるものの、おおまかな部位の位置合わせは可能になったと思われる。

5. まとめ

今回、噴門と幽門を表す2つの固定点と、胃角を表す点SC'を可動な点として、それらを通る放物線から、3次元胃袋モデルを作成した。このモデルの投影像を初期値として、2次元画像上の胃部領域を弾性輪郭モデルで求め、これらを用いて複数X線像間の対応付けに関する検討を行った。その結果、異なるX線像間のおおまかな位置合わせは達成されたといえよう。

現在採用している3次元胃袋モデルは、空間上の3点を放物線で繋いでいるためすべての撮影体位における胃の形状を表現できないことが問題となる。また、弾性輪郭モデルによる胃部領域の検出手順においても、脊椎などの影響で胃輪郭線を正確に検出できない場合があり、これらが今後の課題となる。

なお、本研究で用いた試料は昨年度コンピュータ支援画像診断学会より発行された胃X線二重造影像データベースによる。

謝辞

本研究を進めるにあたり、日頃医学的立場からご指導を賜り貴重な実験データを提供いただく国

立がんセンター中央病院宮川国久博士，同東病院
縄野繁博士に感謝する。なお本研究で参考にした
胃部領域の3次元データは名古屋大学工学部鳥脇
純一郎教授，同森健策助手，中京大学情報科学部
長谷川純一教授らのグループより提供いただいた。

1991

- [9] 松坂匡芳，清水昭伸，長谷川純一，鳥脇
純一郎，鈴木隆一郎：弾性輪郭モデルを用
いた胸部X線像の肺輪郭線抽出。日本医用
画像工学会誌，Vol.14, No.6：680-689，1996

参考文献

- [1] Berthold Klaus Paul Horn：Robot vision.
MIT press, 1986
- [2] Cédric Oelhafen, Yuko Tanaka, Tomohiko
Kihara, Yoshitsugu Kamimura, Yoshifumi
Yamada, Shinichi Hirabayashi：Registration of
Brain Images by Surface Matching: A CT to CT
Validation. 日本医用画像工学会誌，
Vol.15, No.2：152-163，1997
- [3] 清水昭伸，長谷川純一，鳥脇純一郎，鈴
木隆一郎：胸部X線像の経時変化検出にも
とづく拾い過ぎ候補領域の削減。1997年電
子情報通信学会総合大会：D-12-47, 254，
1997
- [4] 喜多泰代：複数種胃X線画像の統合解析
のための画像間の胃領域対応付け。信学論
(D-II)J76-D-II, No.2：268-278，1993
- [5] 目加田慶人，長谷川純一，鳥脇純一郎，縄
野繁，宮川国久：線状陰影強調フィルタの
改良と胃X線像におけるがん病変部自動検
出への応用。日本医用画像工学会誌，
Vol.14, No.3：269-279，1996
- [6] 桐利行，目加田慶人，長谷川光司，春日
正男，縄野繁，宮川国久：直線度を用いた
胃X線二重造影像からの病変部の検出。日
本医用画像工学会第16回大会特集号，
Vol.15, No.4：OS-49, 503-504，1997
- [7] 上田修功，間瀬健二，末永康仁：弾性輪
郭モデルとエネルギー最小化原理による輪
郭追跡手法。信学論(D-II)J75-D-II No.1：
111-120，1993
- [8] 喜多泰代：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。信学論(D-II)J74-D-II, No.7：873-886，