

研究論文

造影3次元腹部X線CT像からの
肝臓領域自動抽出手法の開発林雄一郎*¹ 出口大輔*² 森健策*² 目加田慶人*³
末永康仁*² 鳥脇純一郎*³

要旨 本稿では、造影3次元腹部X線CT像から肝臓領域を自動抽出する手法について述べる。肝臓の診断では複数の時相のCT画像を用いるため、肝臓を対象としたコンピュータ支援診断システムにおいては、複数の時相から肝臓領域を抽出することは非常に重要である。本稿では特に肝細胞がんの診断に重要とされる早期相、晚期相からの肝臓領域抽出を行う。まず、晚期相においてCT値ヒストグラムを解析し、肝臓に対応するCT値の範囲を自動決定し、しきい値処理によりおおまかな肝臓領域を抽出する。次に、ユークリッド距離に基づく図形分割・統合処理により肝臓に接している他臓器を除去し、最後に輪郭を補正し肝臓領域を得る。早期相に対しては、晚期相から抽出した肝臓領域を早期相のCT像にマッピングし、輪郭領域を修正することで肝臓領域を得る。本手法を早期相、晚期相の3次元腹部X線CT像19症例に適用した結果、ほぼ良好に肝臓領域を抽出することが可能であった。

Key words : Liver, Segmentation, Contrast 3D abdominal X-ray CT images, CT histogram analysis, Figure decomposition

1. はじめに

CTやMRIなどのイメージング装置の発達により臨床の場において人体の高精細な画像が利用可能となった。その反面、診断画像のデータ量は膨大なものとなってきており、読影医師の負担は増大してきている。そのため、画像を読影する医師の負担軽減を目的としたコンピュータ支援診断 (Computer Aided Diagnosis; CAD) システムの研究が盛んに行われている [鳥脇 00, 特集 04, 特定 04]。これまで行われてきたCADの研究では、肺がんや乳がん等の胸部の臓器を対象としたものが多く、いくつかのシステムが実用段階に入ってきている。

一方、肝臓を始め腹部臓器を対象としたCADシステムの研究はまだ少ない。肝臓や膵臓の診断においては、非造影の画像に加え、造影剤を注入してからの撮影時間が異なる3つの時相 (本論文では撮影時間の早いものから早期相、門脈相、晚期相と呼ぶ。) の画像が用いられる [縄野 01a]。医師は大量の画像を読影する必要があり、その負担は非常に大きく、腹部臓器を対象としたCADシステムの早急な開発が望まれている [縄野 01a, 縄野 01b]。そこで、本論文では腹部臓器の

中でも肝臓に注目し、そのCADシステム開発を目指す。肝臓を対象としたCADにおいては、(a) 肝細胞がんの自動抽出、(b) 過去画像との自動対比、(c) 肝臓の体積計算、(d) 肝細胞がんと肝内血管の高精細3D表示、などが望まれている [縄野 01b]。CADにおいてこれらの機能を実現するためには、肝臓の診断に用いられる多時相CT画像から肝臓領域を自動認識することが必要不可欠である。特に肝細胞がんの診断においては、多時相CT画像の中でも早期相と晚期相が重要であるため [縄野 03]、本論文ではこの2時相からの肝臓領域抽出について述べる。

多時相CT画像からの肝臓領域抽出手法は、これまでもいくつかの研究グループから提案されている [榎本 01, 榎本 03, 一杉 03, 横山 03, 渡辺 03, 齊藤 03]。抽出に複数時相の画像を用いるものとしては、文献 [榎本 01, 榎本 03, 一杉 03, 齊藤 03] がある。文献 [齊藤 03] では非造影と門脈相の画像を用いて肝臓内の血管を追跡し、その結果を用いて肝臓領域を抽出している。そのため、本論文で対象とする早期相、晚期相からの肝臓抽出にはそのままでは適用できない。文献 [榎本 01, 榎本 03] では2時相 (文献 [榎本 03] では非造影と門脈相) の肝臓のCT値分布から生成する肝臓強調画像を利用して抽出を行っている。この手法は2時相の画像を精度良くレジストレーションする必要があるため、時相間で臓器の形状が大きく異なっている場合は肝臓領域の抽出精度が十分でない場合がある。また、文献 [一杉 03] では4時相の画像を用いて大まかな肝臓領域を抽出し、その後 Level Set Method を用いて詳細な肝臓領域抽出

*1 名古屋大学大学院工学研究科 (〒464-8603 名古屋市千種区不老町)

*2 名古屋大学大学院情報科学研究科 (〒464-8603 名古屋市千種区不老町)

*3 中京大学生命システム工学部 (〒470-0393 愛知県豊田市貝津町床立101)

投稿受付: 2004年4月23日

最終稿受付: 2004年6月30日

採用決定日: 2004年8月9日

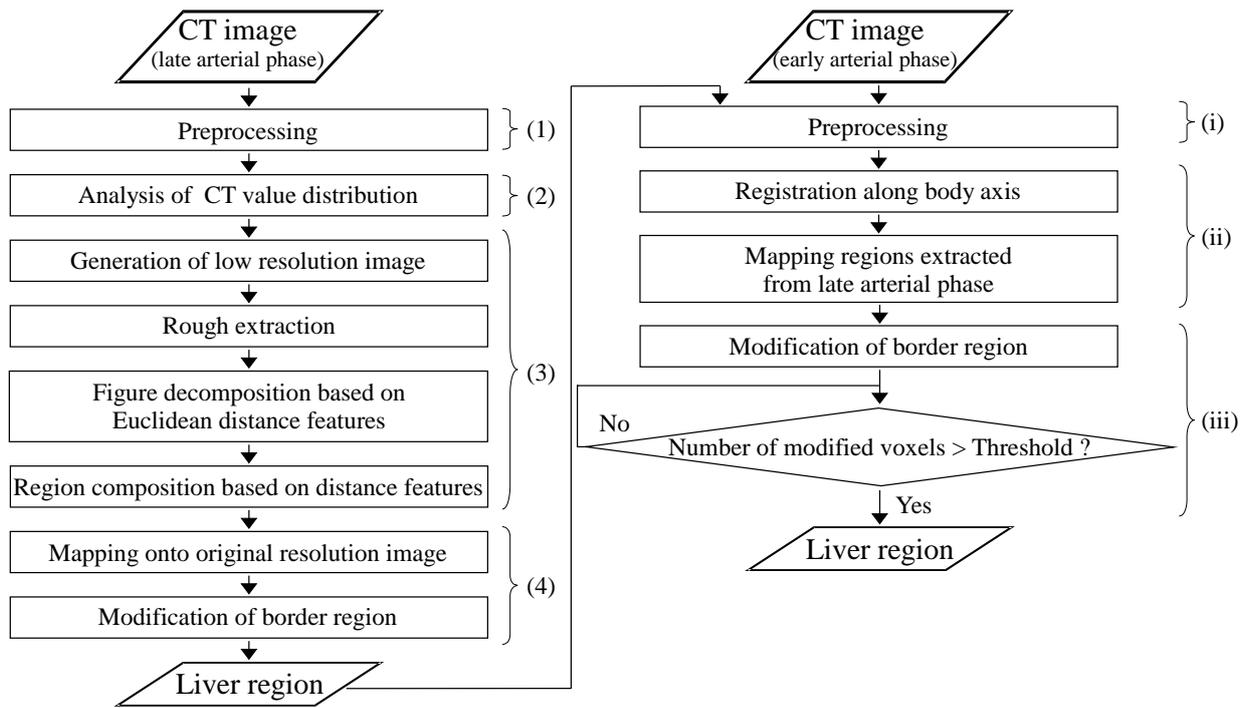


Fig. 1 Processing procedure.

出を行っている。この手法では、Level Set Method において輪郭面を滑らかにする働きにより臓器の先端部等の曲率の大きな輪郭部分での抽出精度が低下する可能性がある。一方、単一時相のみの画像を用いて抽出を行う研究として文献 [横山 03, 渡辺 03] がある。これらの研究では領域拡張法を用いて非造影あるいは造影 CT 画像から肝臓領域を抽出している。領域拡張法では、接触他臓器への過抽出を防ぐために大きな構造要素を設定する必要があるため、目的臓器の先端部などの細かい領域は抽出することが出来ない。

本論文では、臓器の先端部などの細かい領域を抽出するため、濃度値分布に基づいた画素単位の処理を行う。さらに、上記の手法では肝臓と接触他臓器の濃度値が似通っている場合は分離が困難であった。そこで、図形の距離特徴を基にした分離・統合処理を導入することで接触他臓器の分離を行う。また、本手法では造影剤が肝臓領域に行き渡っているため濃度むらが少なく、抽出のためのパラメータ設定が容易な晚期相を対象として肝臓領域を抽出し、その結果を早期相での領域抽出に積極的に利用することで、画像間の位置合わせを行うことなく、両時相から安定して肝臓領域を抽出することを目指す。以下、2 で晚期相，早期相それぞれの肝臓領域抽出処理手順について述べる。3 で実験結果を示し、4 で考察を加える。

2. 肝臓領域抽出手順

2.1 処理概要

本手法の抽出対象である早期相，晚期相は、それぞれ造影剤注入後 35～50 秒後，3～5 分後に撮影された画像である。早期相の CT 像は撮影時の造影剤の広がり具合により、肝臓や周辺臓器の CT 値の分布が不均一となる可能性がある。そのため、すべての症例に対して肝臓領域を抽出するパラメータを安定して自動決定することは困難である。一方、晚期相の CT 像は造影剤を注入してから十分に時間が経過しているため、造影剤が肝臓内に均一に広がっており肝臓や周辺臓器の CT 値分布は比較的安定している。そこで、本手法ではまず晚期相から肝臓を抽出し、その結果を用いて早期相での肝臓抽出を行う。

本手法の処理手順の概要を Fig. 1 に示す。晚期相からの肝臓領域抽出では、肝臓領域を含む領域を抽出するしきい値を CT 値ヒストグラムから自動的に決定する。その後、ユークリッド距離に基づく図形分割法により接触他臓器を分離して最終的に輪郭を補正する。処理手順は

- (1) 前処理
- (2) CT 値ヒストグラム解析
- (3) 大まかな肝臓領域抽出とユークリッド距離に基づく図形分割・統合処理
- (4) 輪郭補正

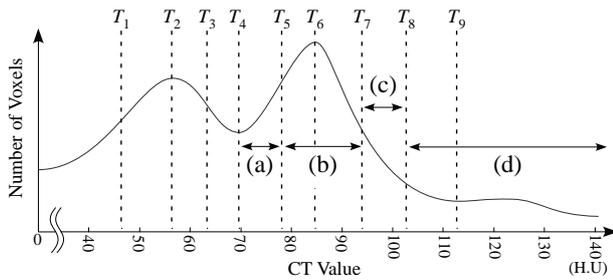


Fig. 2: Typical histogram of CT values of a late arterial phase image.

の4つの処理から構成される．本手法では，処理時間の高速化，肝臓内の造影むらの影響の軽減を目的とし，(3)の処理では解像度を落とした画像を用いる．そして，処理(4)で解像度を戻して詳細な輪郭補正を行い最終的な肝臓領域を抽出する．早期相では，晚期相で抽出した肝臓領域の輪郭を修正することで肝臓領域を抽出する．処理手順は

- (i) 前処理
 - (ii) 両時相における体軸方向のずれの補正と早期相のCT画像上に晚期相での抽出結果をマッピング
 - (iii) 輪郭補正
- の3つのステップからなる．

2.2 晚期相からの肝臓領域抽出

2.2.1 前処理

入力画像にメディアンフィルタ(3×3×3画素)を施し，ノイズを除去する．

2.2.2 CT値ヒストグラム解析

晚期相のCT画像では，Fig. 2のように0 H.U.～100 H.U.付近のCT値ヒストグラム中に，肝臓領域等と筋肉領域等に対応する2つの大きなピークが観察される．そこで，CT値ヒストグラムの極値と変曲点を求め，ヒストグラムをFig. 2に示すように10の区間に分割し，肝臓領域を抽出するしきい値を自動的に決定する．

まず入力された3次元X線CT像に対し，CT値 T_{l1} H.U.以上かつ T_{u1} H.U.未満で区間幅1 H.U.のCT値ヒストグラム $H(t)$ を作成する．ヒストグラム中の小さな極値を取り除くために，作成されたヒストグラムに対し幅9の一樣重み平滑化フィルタを施し $H'(t)$ を得る．そして，CT値の低いほうから順に1階差分を用い，次式を満たすCT値 x を極小値と極大



Fig. 3: An example of CT image including cyst regions inside the liver.

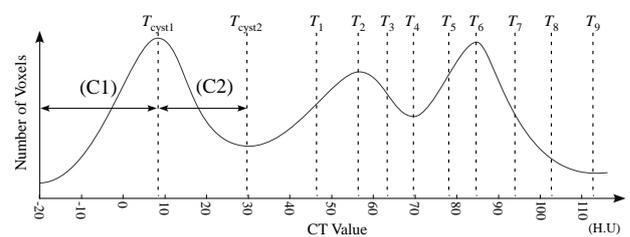


Fig. 4: CT value histogram in the case of having many cyst regions inside the liver.

値として検出する．

$$(H'(x) - H'(x-1)) \times (H'(x+1) - H'(x)) < 0 \quad (1)$$

この処理によって4つの極値を検出し，それらを値の小さい順に T_2, T_4, T_6, T_9 とする(Fig. 2参照)．次に， $T_1 < T_2, T_2 < T_3 < T_4, T_4 < T_5 < T_6, T_6 < T_7 < T_9$ を満たす変曲点 T_1, T_3, T_5, T_7 を2階差分を用いて，次式を満たす x として検出する．

$$(H'(x+1) - 2H'(x) + H'(x-1)) \times (H'(x+2) - 2H'(x+1) + H'(x)) < 0 \quad (2)$$

ここで $T_7 \sim T_9$ に対応する区間には，主に肝臓と血管が含まれる．そこで，一般的に肝臓のCT値は血管のCT値よりも若干低いことを考慮し，しきい値 $T_8 = \frac{T_7+T_9}{2}$ によって， T_8 H.U.未満を肝臓， T_8 H.U.以上を血管とする．以上の処理で決定される9つの値により，CT値 T_{l1} H.U.以上かつ T_{u1} H.U.未満の領域を10区間に分割する．Fig. 2の各区間は，おおよそ(a)肝臓+筋肉($T_4 \sim T_5$)，(b)肝臓+脾臓($T_5 \sim T_7$)，(c)肝臓+脾臓+血管+心臓($T_7 \sim T_8$)，(d)血管+腎臓+骨($T_8 \sim$)，に対応している．

このCT値ヒストグラムの自動解析法では，通常の

肝臓領域よりも CT 値が低い嚢胞領域を検出するしきい値は決定できない。そのため Fig. 3 に示されるような、肝臓領域に嚢胞を多量に含む症例では、肝臓内の嚢胞を抽出することができず肝臓領域を適切に抽出できない可能性がある。そこで、ヒストグラム解析時に多量の嚢胞の有無を次に示す処理で判定する。嚢胞領域が多量に存在する場合、その CT 値ヒストグラムでは、Fig. 4 に示すように、0 H.U. 付近に大きなピークが存在する。そこで、 T_{l_2} H.U. 以上かつ T_{u_2} H.U. 未満でピン幅 1 H.U. の CT 値ヒストグラムを作成し、ヒストグラムが極大となる CT 値 T_{cyst_1} を検出する。次に、 T_{cyst_1} H.U. 以上の CT 値でヒストグラムが極小となる T_{cyst_2} H.U. を検出する。ヒストグラムにおいて T_{cyst_1} と T_{cyst_2} に対応する画素数の差が、しきい値 T_{cyst} より大きい場合は、多量の嚢胞が含まれると判定し、2.2.4 の処理で利用する (Fig. 4)。

2.2.3 低解像度画像の生成

造影むらの影響軽減と、処理の高速化を目的として、低解像度画像を作成する。この後の大まかな肝臓領域抽出、ユークリッド距離に基づく図形分割・統合処理では、この低解像度画像から肝臓領域を抽出する。

2.2.4 大まかな肝臓領域抽出

2.2.2 で決定したしきい値 (T_{cyst_1} , T_{cyst_2} , $T_1 \sim T_9$) を用いてしきい値処理を行うことで大まかな肝臓領域抽出を行う。晩期相における肝細胞がん領域の CT 値は肝臓領域と比較して低いため、2.2.2 で決定したしきい値では抽出できない。そこで、しきい値処理を行った後に Closing 演算によって肝細胞がん領域を埋め、大まかな肝臓領域とする。大まかな肝臓領域抽出処理は、2.2.2 の嚢胞の検出結果によって次の 2 種類に分けられる。

嚢胞が検出されない場合 CT 値が T_4 H.U. 以上かつ T_8 H.U. 未満の領域をしきい値処理により求め、抽出した 2 値画像に対して半径 8 mm の球を構造要素とする Closing 演算を施す。Closing 演算後の 2 値画像のそれぞれの画素に対し、対応する原画像の CT 値が T_2 H.U. 未満または T_8 H.U. 以上の場合、その画素を取り除き肝臓領域とする。

嚢胞が検出された場合 T_4 H.U. 以上かつ T_8 H.U. 未満もしくは T_{l_2} H.U. 以上かつ T_{cyst_2} H.U. 未満の領域を求め、抽出した 2 値画像に対して 3 mm の球を構造要素とする Closing 演算を施す。Closing 演算後の 2 値画像のそれぞれの画素に対し、対応する原画像の CT 値が T_{l_2} H.U. 未満または T_8 H.U. 以上の場合、その画素を取り除き肝臓領域とする。

最後に、小成分除去および空洞埋め処理を施し¹、大まかな肝臓領域を得る。

2.2.5 ユークリッド距離に基づく図形分割

2.2.4 で抽出された大まかな肝臓領域には、脾臓、静脈、心臓等が真の肝臓領域に接触して抽出されている。肝臓と他臓器の接触面積は各々の臓器の大きさと比較して小さいことが多い。そのため、その接触部は Fig. 5 に示すように図形的にくびれている (Fig. 5 では 2 つの円形領域が接触しており、その接触部はくびれている)。そこで、くびれた部分で図形を分割することで、肝臓とみなされる領域と他臓器に対応する領域を分けることにした。そのようなくびれ部分は画像の背景からの距離値の谷線や鞍部に対応する。そこで、2.2.4 で抽出した 2 値画像の背景からのユークリッド距離を調べ、その距離値に基づいて図形分割処理を行う。

まず、2.2.4 で抽出された大まかな肝臓領域に対して、3 次元ユークリッド距離変換 [Saito94] を行う。次に、求めた距離画像中の距離値が大きい点から順に、その点を中心としその点の距離値を半径とする球を設定し、その領域に同一ラベルを付ける。この時、他のラベルと重なった領域は、予め定めた基準でどちらかのラベルを選択し、図形を分割する。分割の一例を Fig. 5 に示す。Fig. 5(a) のような 2 値画像を入力した場合、距離変換を行い (同図 (b)) 図形分割処理を行うことで、同図 (c) のように図形をくびれ部分で複数の領域に分割する。アルゴリズムを付録に示す。

2.2.6 ユークリッド距離に基づく図形統合

2.2.5 の図形分割処理により、肝臓と脾臓、静脈、心臓の接触他臓器を分離することができるが、肝臓の形状および肝臓内における血管の造影の程度により、肝臓領域が複数に分割される可能性がある。しかし、肝臓領域は非常に大きいため、領域同士の接触面も非常に大きくなる。そこで、領域同士の接触面が大きいもののみを次の手順で統合することで肝臓領域を得る。

まず、2.2.5 で分割された領域群から任意の 2 つ領域を選択し、その接触部を求める。ここで、領域 A と領域 B の接触部とは、領域 A に 6 近傍で接する領域 B の画素と領域 B に 6 近傍で接する領域 A の画素の集合とする。接触部の各画素において 2.2.5 で行ったユークリッド距離変換の距離値を調べ、その最大値が L mm 以上の場合、それらの領域を統合して一つの領域とする。この処理を 2.2.5 で分割されたすべての領域に対して行う。これにより接触部分が大きな連結成分同士

¹小成分除去処理では、ラベリング処理後 [鳥脇 02] に画素数が一定以下の領域を削除する。空洞除去処理では、背景に対してラベリング処理を施し、画素数が一定以下の領域を図形画素とする。

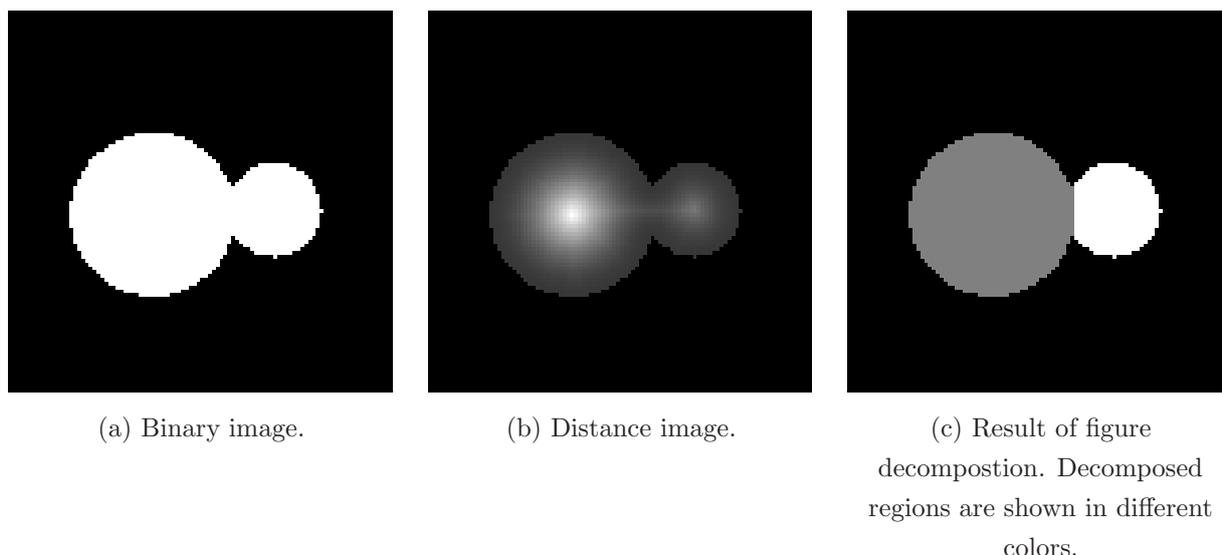


Fig. 5 An illustrative example of figure decomposition.

は統合され、肝臓領域は一つの連結成分となる。

この処理によって、2.2.4で抽出した大まかな肝臓領域は、一つの肝臓領域といくつかの接触他臓器に分割される。そこで、この連結成分の中で最大のものを選択することで肝臓領域を抽出する。

2.2.7 高解像度画像へのマッピング

2.2.6までの処理は低解像度画像を用いていたが、最後の輪郭修正は入力画像を用いて行う。そこで、これまでの処理で得られた肝臓領域を拡大して入力画像にマッピングする。

2.2.8 輪郭補正

2.2.6までの処理で大まかな肝臓領域は抽出されるが、抽出処理を低解像度画像で行っているため輪郭面は正確でない可能性がある。そこで、大まかな肝臓領域の境界から一定距離以内の画素を対象として肝臓領域の詳細化を図る。

大まかな肝臓領域の画素集合を L_0 とする。 L_0 中の画素で背景に6近傍で接する画素を肝臓輪郭画素集合 B とする。各肝臓輪郭画素を中心とした $r \times r \times r$ 画素の範囲を輪郭補正範囲とし、その領域内に含まれる画素の集合を輪郭補正画素集合 C とする。また、大まかな抽出結果のうち輪郭補正画素とならなかった領域を $L(L = L_0 \cap \bar{C})$ とする。 L 内の画素はすべて真の肝臓領域と考えて以下の修正を行わず、 C 内の画素のみを肝臓内、肝臓外に判別する。この処理では、-110 H.U. 以下のCT値を-110 H.U. に190 H.U. 以上のCT値を190 H.U. とするウィンドウ処理を施した画像を用いる。これは、医師が肝臓領域の輪郭を評価する場合、CT画像の表示ウィンドウを-110 H.U. ~ 190 H.U. とするこ

とに基づく[清水02]。また差分画像として、この画像に対し3次元のSobelフィルタ($3 \times 3 \times 3$ 画素)を施したものをを用いる。

まず、 L 内の全画素のCT値の平均値を μ_i 、標準偏差を σ_i とする。輪郭画素 $b_i \in B$ を中心とした輪郭補正範囲を大津の自動しきい値選択[大津80]により得られるしきい値で2つの領域 R_1, R_2 に分割し、それぞれの領域の平均値を μ_{R_1}, μ_{R_2} とする。 μ_{R_1}, μ_{R_2} がどちらも $\mu_i \pm \sigma_i$ の範囲内の時はどちらの領域の画素も肝臓内と判定し、 $\mu_i \pm 3\sigma_i$ の範囲外の時はどちらの領域も肝臓外とする。それ以外の時は、領域 R_1, R_2 のうち、平均値が μ_i に近い方の領域を肝臓内、もう一方の領域を肝臓外とする。この判定をすべての輪郭画素 $b_i \in B$ を中心とした輪郭補正範囲に対して行い、輪郭補正画素 $c_i \in C$ が肝臓内と判定される回数 $I_c(c_i)$ 、肝臓外と判定される回数 $O_c(c_i)$ を計算する。

差分画像に対しても上記と同様の方法で輪郭補正画素 $c_i \in C$ が肝臓内と判定される回数 $I_d(c_i)$ 、肝臓外と判定される回数 $O_d(c_i)$ を計算する。これは、明らかな境界を肝臓外と判定するための処理であり、この処理では、エッジの部分が肝臓外、それ以外が肝臓内と判定される。

最終的に、各輪郭補正画素 ($c_i \in C$) の中で $O_c(c_i) < I_c(c_i)$ かつ $O_d(c_i) < I_d(c_i)$ を満たす画素を肝臓領域とし、それ以外の画素を肝臓外領域と分類する。

なお、この処理で判定回数を用いるのは、ある輪郭補正画素の判定に複数の局所領域を用いて複数回判定することで、局所領域の設定が大きく影響することを防ぐためである。

以上の処理は画素単位で行っているため、得られた肝臓領域には、空洞が存在したり、肝臓領域と連結していない領域が存在する。そのため、最後に空洞除去、小成分除去を行い、最終的な肝臓領域を得る。

2.3 早期相からの肝臓領域抽出

2.3.1 前処理

入力画像にメディアンフィルタ ($3 \times 3 \times 3$ 画素) を施し、ノイズを除去する。

2.3.2 体軸方向の位置合わせ

早期相では、晚期相で抽出した肝臓領域を基にして肝臓領域の抽出を行う。早期相と晚期相の CT 画像は撮影時の被験者の状態によって位置がずれている場合がある。そこで、撮影時の Image Position を入力し、2 時相の CT 画像を Image Position の差だけ体軸方向に平行移動して位置を合わせる。

2.3.3 早期相画像へのマッピング

2.3.2 の位置合わせにより、早期相と晚期相の CT 画像における画素の対応関係が求まる。この対応関係を用いて、晚期相の CT 画像から抽出した肝臓領域に対応する早期相の CT 画像の領域を肝臓領域とするマッピング処理を行う。ここでは 2.3.2 の簡単な位置合わせ結果を用いてマッピングを行い、次の処理で輪郭部分の補正を行うようにする。

2.3.4 輪郭修正

晚期相と早期相で肝臓領域の形状は大きく変化していないと考え、輪郭付近のみを修正することで最終的な肝臓領域を抽出する。まず、マッピングした肝臓領域中で CT 値が -200 H.U. 以下もしくは 300 H.U. 以上の領域は肝臓領域外として除去し、さらに Opening 演算を施し小さな突起を削除する。最後に 2.2.8 で行った輪郭補正処理を行う。この時、輪郭補正処理で新たに肝臓領域に加わった画素数、および肝臓領域から除かれた画素数を計算し、画素数の変化量が補正前の肝臓領域の画素数の $N\%$ 以下になるまで補正操作を繰り返すことで最終的な肝臓領域を得る。

3. 実験

本手法をコンピュータ支援画像診断学会 (CADM) から配布されている腹部 CT 像 17 症例 34 画像 (早期相 17 画像, 晚期相 17 画像) [DB] と第 2 回肝臓領域抽出コンテスト [清水 04] でコンテストに用いられた 2 症例 4 画像 (早期相 2 画像, 晚期相 2 画像) に適用した。

以下の説明で Case 18, Case 19 がコンテストに用いられた画像である。実験に用いた画像の仕様は、画像サイズ 512×512 画素, スライス枚数 161 ~ 248 枚, 画素サイズは $0.546 \sim 0.625$ mm, X 線ビーム厚は 2.0 mm, 再構成間隔は 1.0 mm である。計算時間は CPU が Xeon 3.06 GHz $\times 2$ の計算機で 1 症例 (2 画像) あたり約 20 分であった。

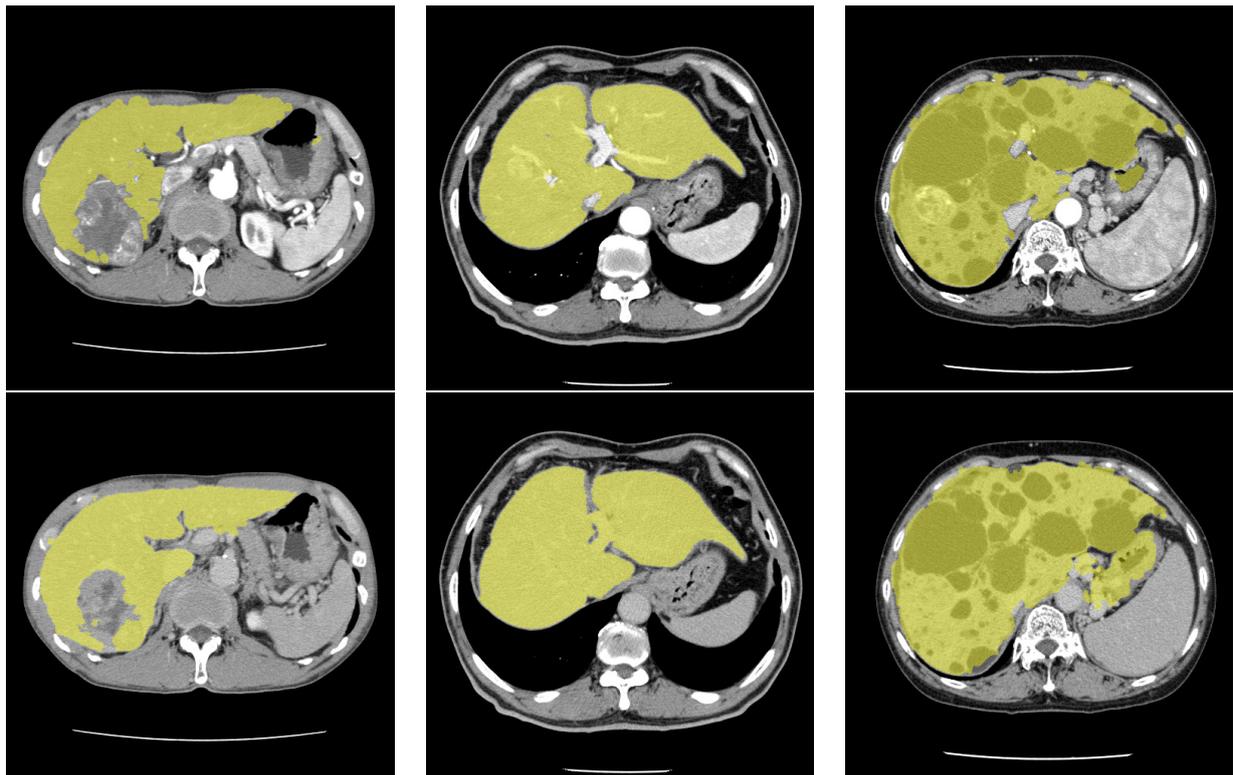
実験に用いたパラメータは CADM から配布されている 17 症例の画像を用いて次のように実験的に設定した。 T_{l_1} , T_{l_2} , T_{u_1} , T_{u_2} は肝臓領域および嚢胞の CT 値が含まれる範囲を調査し、次のように設定した。

- (a) $T_{l_1} = 30$ H.U.
- (b) $T_{l_2} = -20$ H.U.
- (c) $T_{u_1} = 300$ H.U.
- (d) $T_{u_2} = 30$ H.U.

また、低解像度画像作成時の画像の縮小率は、計算時間、抽出精度および 2.2.8 での輪郭修正範囲 ($r \times r \times r$) との関係で決めるパラメータであるが、今回は実験的に 50% とした。 T_{cyst} は嚢胞を多量に含む 1 症例とその他の症例を判別できるように $T_{cyst} = 10000$ 画素と設定した。図形統合の際のパラメータは、分割された肝臓領域が統合されるように $L = 9.7$ mm と設定した。また、輪郭修正のパラメータは大きな過抽出が発生しないように $r = 3$, $N = 10\%$ と定めた。

抽出結果の一例を Fig. 6 示す。図中では抽出された領域を黄色で原画像に重ねて表示している。また、抽出結果を筆者らが目視により評価した結果を Table 1 に示す。評価は、肝細胞がん領域がすべて欠損している場合や、肝臓領域に肝垂区域程度の大きさの欠損が存在した場合は \times 、数画素程度の抽出過不足な箇所はあるがほぼ良好に抽出できた場合は \square 、それ以外の肝細胞がん領域の一部欠損や、肝臓領域抽出過不足には Δ とした。表からほとんどの症例で良好に肝臓領域が抽出されているのが分かる。評価が悪かった Case 1, 5, 18, 19 は肝細胞がん領域の一部または全部が抽出不足であり、Case 2, 18 は肝臓領域の抽出不足があった。Case 14 は多くの嚢胞を含む症例であったが、嚢胞を含めて肝臓領域は大まかには抽出されている。その他の症例では肝細胞がんの領域は抽出した肝臓領域に含まれており、また肝臓領域にも大きな過抽出、未抽出は見られなかった。

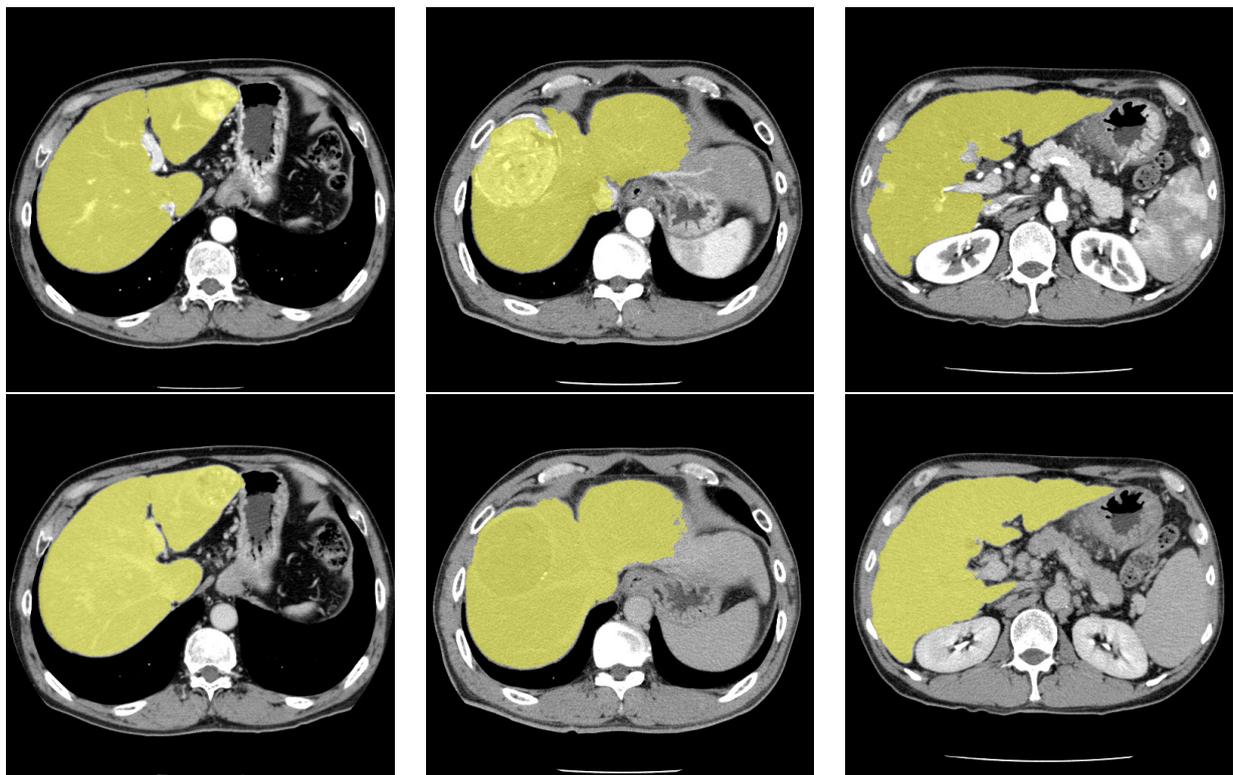
さらに抽出精度を、文献 [一杉 03, 田村 04] と同様の方法で評価した。すなわち、抽出結果の輪郭から ± 5 mm 以内に肝臓領域の輪郭が存在するかを目視により調査し、輪郭がこの領域内に明らかに存在しない部位の数を過抽出、未抽出に分けて集計する。また、過抽出、未



(a) Case 5

(b) Case 8

(c) Case 14



(d) Case 15

(e) Case 18

(f) Case 19

Fig. 6: Examples of extracted liver region. Extracted regions are overlaid on corresponding input iamges with yellow color. In each case, upper and lowe images are extraction results from early and late pahse image, respectively.

Table 1: Evaluation results of extracted regions by visual inspection. Symbols \circ , \square , and \times mean, respectively

- (a) the method extracts the whole liver region successfully,
- (b) small amount of lack or excesss in extracted regions are observed,
- (c) mis-extractions are obvious.

Case No.	Early phase	Late phase	Case No.	Early phase	Late phase
1			11		
2	\times	\times	12		
3			13		
4			14		
5	\times	\times	15		
6			16		
7			17		
8			18	\times	\times
9			19		
10					

Table 2: Classification misextraction in early and late phase cases. Overextracted and underextracted regions are defined as regions existing 5mm or more outside, and inside area from the real border, respectively. Each region is also classified into hepatocellular carcinoma and other regions.

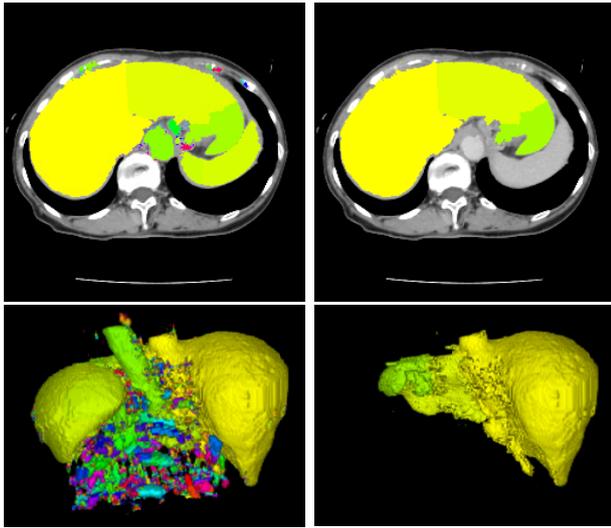
Category of mis-extraction regions	Overextraction		Underextraction	
	Early phase	Late phase	Early phase	Late phase
Hepatocellular carcinoma	-	-	3	3
Others	3	3	9	5

抽出が肝細胞がんの領域であるかそれ以外の領域であるかを集計する。本稿でも、この評価法を用いることによって、文献[一杉 03, 田村 04]の手法の抽出精度を客観的に比較検討することが可能となる。筆者らは抽出結果の輪郭をユークリッド距離変換を用いて $\pm 5mm$ 移動させ、それをCTスライス上に重畳表示して評価を行った。結果をTable 2に示す。まず肝細胞がん領域に注目すると、6個の肝細胞がんが抽出された肝臓領域に含まれていなかった。また、抽出された領域中には肝細胞がん領域以外の過抽出が6箇所、肝細胞がん以外の未抽出が14箇所存在した。次に、早期相と晚期相の抽出精度に注目すると、早期相の抽出結果は抽出不足、過抽出含めて15箇所であるのに対し、晚期相のそれは11箇所であり、晚期相での抽出結果の方がやや良好であることが確認できる。さらに、抽出結果において過抽出は6箇所であるのに対し、未抽出は20箇所であるので、本手法は過抽出より未抽出が多い傾向があることが知られる。

第2回肝臓抽出コンテストにおいて評価用画像2症例(本論文ではCase 18, Case 19)に対して適用した結果では、(医師の評価による。1画像あたり10点満点)Case 18の早期相7点、晚期相8点、Case 19の早期相6点、晚期相7点であった。また、「濃度による抽出重みが高いためか、腫瘍を抽出範囲に含めていなかったり、抽出範囲に胸壁や脾臓などの隣接臓器を含めていた」との指摘を受けた[清水 04]。

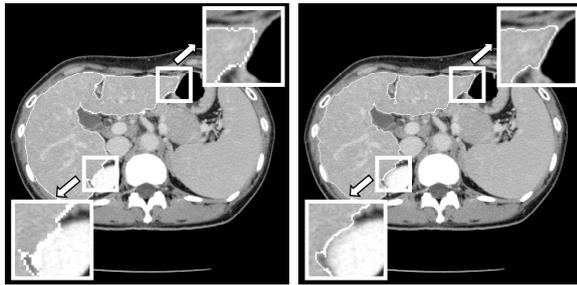
4. 考察

本手法では、CT値ヒストグラムを解析することで肝臓領域を抽出するしきい値を自動的に求めて2値化を行い、大まかな領域を求めている。ただし、それだけでは肝臓領域と類似したCT値を持つ脾臓や血管等までが肝臓領域として抽出されてしまうため、距離特徴に基づく図形分割・統合処理を行って接触他臓器を分離し、肝臓領域のみを抽出している。この図形分割・統合処理の一例をFig. 7に示す。Fig. 7(a)に示すように、しきい値処理後には肝臓以外の領域も多数抽出



(a) Results of figure decomposition. (b) Results of figure composition.

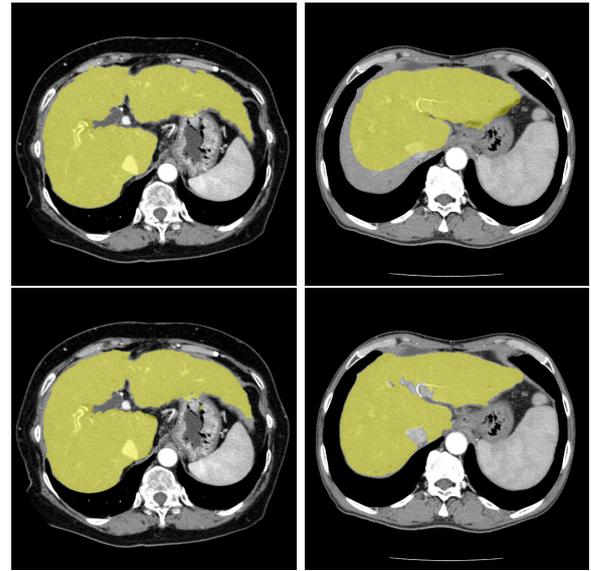
Fig. 7: Examples of figure decomposition and composition based on Euclidean distance. Each separated regions are shown by different colors. (upper row: slice images, lower row: 3D images)



(a) Before modification. (b) After modification.

Fig. 8 Results of border surface modification.

されている．これに図形分割処理を行うことでいくつかの領域に分割される．Fig. 7(a) の図中の色の違いはラベルの違いを表しており、図形分割処理で複数の領域に分割されていることが分かる．その後、図形統合処理により、Fig. 7(b) に示すように肝臓領域に対応する領域のみを残すことが出来る．図で示した症例では肝臓と脾臓や血管等が接触しているが、本手法により良好に肝臓領域のみを抽出していることが確認できる．分割の際、肝臓領域もいくつかの領域に分割されるが、肝臓領域同士の接触面は肝臓領域と他臓器の接触面よりも大きいため、統合処理では肝臓領域のみを統合できる．ほぼすべての症例でこの処理は良好に働き、接触他臓器を分割して肝臓領域を統合することが出来たが、Case18 では肝臓領域に非常に細い部分が存在し



(a) The case which has small deformation between early phase and late phase image. (b) The case which has large deformation between early phase and late phase image.

Fig. 9: Results of border surface modification in the case of early phase. Liver regions extracted from the late arterial phase are mapped onto the early arterial phase CT images (upper row). Border surface of the liver region are modified. (lower row).

たため、図形統合処理で肝臓領域すべてを統合することが出来なかった．これは、図形分割処理においてこの細い部分で肝臓領域が分割されたため、分割された領域同士の接触面が小さくなり、次の図形統合処理において分割された肝臓領域同士が統合されなかったことによる．臓器抽出によく用いられている領域拡張法 [横山 03, 渡辺 03] でこのような接触他臓器への過抽出を防ぐためには、目的臓器と接触他臓器の接触面より大きな構造要素を設定する必要がある．しかし、大きな構造要素で領域拡張を行うと目的臓器の先端部などの細い領域は抽出することが出来ない．それに対して本手法で行う図形の分割・統合処理は、肝臓領域中の細い領域を削ることなく大きな図形である肝臓領域と小さな接触他臓器を分割することができ非常に有効であろう．

2.2.6 までの肝臓領域抽出では肝臓領域の境界面が正確に求まらない箇所がある．これは、画像の一边を画素数 $1/2$ にした低解像度画像で処理を行っていることと、パーシャルボリューム効果の影響により、境界領域の CT 値がヒストグラムの自動解析では正確に求められないためであると考えられる．そこで、本手法で

は 2.2.8 で述べた様に局所的な濃度値を用いて境界領域を補正している。Fig. 8 で示すように、輪郭補正により腎臓付近の過抽出領域や肝臓の先端の尖った未抽出領域が修正されている。これまでに行われている領域拡張法やモルフォロジー演算を用いた肝臓領域抽出手法では構造要素の設定によっては、肝臓の先端のような細い領域を抽出することは困難であるが、本手法では画素単位で処理を行っているため、このような細い領域も良好に抽出できる。しかし、画素単位の処理であるために、抽出領域の輪郭が滑らかになりにくいという問題がある。また、輪郭補正処理は局所領域で行うため、局所領域内で肝臓外と肝臓内の CT 値が非常に似通っている場合は、多少の抽出過不足が発生する。これは第 2 回肝臓抽出コンテストでも医師に指摘されており、改善する必要がある。例えば、抽出領域の輪郭の滑らかさや等の特性をもった肝臓の輪郭モデルの導入が考えられる。

造影むらが生じやすい早期相に関しては、より安定して抽出できる晚期相の結果を位置補正して初期領域として利用し、その境界付近のみを修正して最終結果を得た。このような手法の場合、早期相と晚期相で肝臓領域の位置や形が大きく異なっていると抽出に失敗する可能性がある。しかし、今回の実験では Fig. 9(a) に示すような時相間で肝臓の位置や形の変化が少ない症例だけでなく、Fig. 9(b) のような位置や形の変化が大きな症例でも良好に抽出できている。これは、早期相での抽出では輪郭修正を繰り返し行うため、時相間で肝臓の位置や形状の変化に対応できたためであろう。このように時相間で大きな位置ずれが存在していても、あらかじめ時相間の正確なレジストレーションを必要としない本手法は有効であろう。しかし、本手法では早期相の抽出精度は晚期相の抽出精度に大きく依存しているため、晚期相で抽出されない領域は早期相でも抽出されないといった問題がある。また、今回は早期相のみの適用であったが、同様の考え方で他の時相の抽出も可能であると考えられる。

実験の結果、一部の症例において肝細胞がん領域が抽出されなかった。肝細胞がん領域は CT 値のヒストグラム解析で得られるしきい値のみでは抽出できないため、2.2.4 の大まかな肝臓領域抽出処理で行う Closing 演算と空洞除去処理によって肝細胞がん領域を肝臓領域に含めている。Closing 演算により欠損した領域が肝臓領域に囲まれることで、次の空洞除去処理により欠損が除去されるためである。ほとんどの肝細胞がん領域はこの処理により肝臓領域に含めることができるが、Fig. 6(a) に示すような大きな病変や、小さな病変でも Fig. 6(f) に示すような肝臓領域の辺縁に生じてい

る病変は肝臓領域に含めることが出来ない場合があった。これは、しきい値処理の段階で欠損した病変領域を Closing 演算により肝臓領域で囲うことが出来ないため、空洞埋め処理で欠損を埋めることが不可能であるからである。本研究で抽出した肝臓領域は、最終的には肝細胞がん領域の自動検出に用いるので、肝臓領域抽出の段階でがん領域が欠落することは許されない。そのため、今後は肝臓領域抽出の段階でがん領域の欠落を防ぐよう改良する必要がある。

本手法ではいくつかのパラメータを実験的に設定している。その中で臓器の形状の個人差や撮影条件に密接に関係しているパラメータとして、ヒストグラムの作成の範囲を決定する T_{l_1} , T_{l_2} , T_{u_1} , T_{u_2} , 嚢胞存在判定のパラメータ T_{cyst} および、図形統合のパラメータ L がある。ここで、ヒストグラムの作成範囲を決定する T_{l_1} , T_{l_2} , T_{u_1} , T_{u_2} については、肝臓と嚢胞の CT 値がヒストグラムに必ず含まれるように実験的に設定した。しかし、今回設定したヒストグラムの作成範囲は十分広いため、ほぼすべての症例に対しても、今回の設定値で肝臓領域が抽出できるであろう。次に、嚢胞存在判定のパラメータ T_{cyst} に関しては、嚢胞が多量に存在する 1 例とその他の症例が判別できるように設定した。用いた症例には嚢胞が多量に存在するものは 1 例しかないため、今回はパラメータ値設定の評価を行うことは出来ない。そのため今後は、多数の症例を用いてパラメータ値の決定、評価を行う必要がある。また、今回の実験結果においては、肝臓領域抽出コンテストの 1 症例 (Case18) で、図形統合のパラメータ値 L の設定が原因の未抽出が発生した。未抽出発生の原因は、パラメータ値の設定段階で想定した肝臓の形状より細い箇所がこの症例の肝臓領域に存在したためである。このように、このパラメータ値の設定は臓器の形状の個人差によって抽出精度に影響を与えるため、今後は多症例を用いて最適なパラメータ値を検討する必要がある。

5. むすび

本稿では、造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域抽出について述べた。造影 CT 像の中でも特に肝細胞がんの診断に重要とされる早期相、晚期相からの肝臓領域抽出を行った。肝臓の CT 値分布は早期相に比べて晚期相が比較的安定しているため、まず晚期相から肝臓領域を抽出し、その結果を用いて早期相での抽出を行った。晚期相からの肝臓領域抽出では CT 値ヒストグラムから推定した肝臓領域の CT 値を用いてしきい値処理を行い、その後ユークリッド距離特徴に

基づく図形の分割・統合によって接触他臓器を分離し、大まかな肝臓領域を抽出した。最後に肝臓輪郭を局所的な濃度値分布特徴を用いて補正し、最終的な肝臓領域を得た。早期相では、晚期相での抽出結果をマッピングして境界領域のみを修正することで抽出を行った。本手法を腹部 X 線 CT 像 19 症例に適用した結果、肝細胞がん領域を抽出できなかった症例も存在したが、肝臓領域が良好に抽出されることを確認した。

我々の最終目的は、肝細胞がんを含めた肝腫瘍の自動検出を行う CAD システムの開発である。本論文では、その第一段階として肝細胞がん検出に重要な早期相、晚期相の時相の CT 像からの肝臓領域抽出手法を導いた。これにより、ほぼ良好に肝臓領域が抽出でき、初期段階としては十分な結果が得られた。しかし、肝細胞がんの CAD システムへの応用を考えた場合、肝細胞がん領域の欠落は大きな問題となる。そこで、今後は本手法の精度を向上し、肝細胞がん領域の欠落が発生しにくい手法を開発していくことが重要である。

謝辞

貴重な CT 画像を提供して頂いた国立がんセンター東病院放射線部縄野繁博士および、有用なコメントを多数頂いた本学会肝臓領域抽出コンテストの審査員の先生に深謝する。日頃ご指導いただく名古屋大学村瀬洋教授、中京大学長谷川純一教授、ならびに日頃御討論頂く名古屋大学末永・村瀬研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は、文部科学省 21 世紀 COE プログラム「社会情報基盤のための音声・映像の知的統合」、文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金ならびに厚生労働省がん研究助成金によった。

参考文献

- [鳥脇 00] 鳥脇純一郎：X 線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題、電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J83-D-II, No.3, pp.3-26, 2000
- [特集 04] 医用画像技術の最先端論文特集、電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J87-D-II, No.1, 2004
- [特定 04] 文部科学省 科学研究費補助金 特定領域研究 多次元医用画像の知的診断支援 第一回シンポジウム論文集, 2004
- [縄野 01a] 縄野繁：読影フィルムが津波のように押し寄せてくる, CADM News Letter, No.28, pp.12-13, 2001
- [縄野 01b] 縄野繁, 清水昭伸：3 次元腹部 CT 像の画像処理コンテスト, CADM News Letter, No.31, pp.8-10, 2001
- [清水 02] 清水昭伸, 縄野繁：肝臓領域コンテストの実施要領, CADM News Letter, No.36, pp.2-3, 2003
- [縄野 03] 縄野繁：肝臓抽出コンテストの講評と今後について, CADM News Letter, No.38, pp.6-7, 2003
- [清水 04] 清水昭伸：第二回肝臓領域抽出コンテスト & 肝細胞がん検出プレコンテスト速報, CADM News Letter No.40, pp.6-8, 2004
- [樹本 01] 樹本潤, 堀雅敏, 佐藤嘉伸, 他：マルチスライス CT 画像からの肝臓領域自動抽出, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J84-D-II, No.9, pp.2150-2161, 2001
- [齊藤 03] 齊藤剛史, 田村雄太, 金子豊久：血管形状に基づく肝臓領域の自動抽出, 電子情報通信学会論文誌 D-II, J86-D-II, No.5, pp.633-641, 2003
- [樹本 03] 樹本潤, 佐藤嘉伸, 堀雅敏, 他：非剛体レジストレーションを適用した多時相腹部造影 CT 画像からの肝臓領域自動抽出法, コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.7, No.4-1, pp.1-9, 2003
- [一杉 03] 一杉剛志, 清水昭伸, 田村みさと, 他：Level set method を用

- いた肝臓領域抽出手法の開発と評価, コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.7, No.4-2, pp.1-9, 2003
- [横山 03] 横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 他：CT 値の分布特徴を利用した 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域抽出, コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.7, No.4-3, pp.1-11, 2003
- [渡辺 03] 渡辺恵人, 瀧剛志, 長谷川純一, 他：領域拡張法を用いた多時相腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手順, コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.7, No.4-4, pp.1-7, 2003
- [田村 04] 田村みさと, 清水昭伸, 小畑秀文：異常部位の濃度パターンを考慮した肝臓領域抽出手法の改良, 信学技法, MI-2003-105, pp.45-50, 2004
- [鳥脇 02] 鳥脇純一郎：3 次元デジタル画像処理, 昭晃堂, 2002
- [Saito94] T.Saito and J.Toriwaki：New algorithms for n-dimensional Euclidean distance transformation, Pattern Recognition, Vol.27, No.11, pp.1551-1565, 1994
- [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 D, Vol.J63-D, No.4, pp.349-356, 1980
- [DB] <http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/database.html>

付録

(ユークリッド距離に基づく図形分割処理) 入力画像を 3 次元ユークリッド距離変換して得られる距離画像を F , 作業用配列を M, D , 出力画像を G , ラベル番号を l , ラベル数を l_{max} とし以下の手順を実行する。ここで、 $F(x)$ は画像 F 中の画素 x における画素値を表す。

- [step 1] M, G の各要素を画素値 0, D の各要素を画素値 ∞ (計算機上の実装では表現可能な非常に大きな値) で初期化し, $l_{max} \leftarrow 0$ とする。
- [step 2] $M(x) = 0$ かつ $F(x) \neq 0$ となる全ての画素集合 P を求める。
- [step 3] $P = \phi$ (空集合) なら step 9 へ。 $P \neq \phi$ なら画素集合 P 内で最大の距離値 $F(p_i)$ を持つ画素 p_i の集合 Q を求める。
- [step 4] $Q = \phi$ なら step 2 へ。 $Q \neq \phi$ なら画素集合 Q から次の手順に従って画素 $q_i \in Q$ を選択し, 画素集合 Q から取り除く。 q_i を選択する順番は, $G(q_i) \neq 0$ かつ画素値 $G(q_i)$ が小さい順とする。すべての画素が $G(q_i) = 0$ の場合は, Q に含まれる画素 q_i を一つ選択する。
- [step 5] $G(q_i) = 0$ の場合は $l_{max} \leftarrow l_{max} + 1, G(q_i) \leftarrow l_{max}$ とする。
- [step 6] $l \leftarrow G(q_i)$ とし, 次の処理へ進む。
- [step 7] 画素 q_i を中心として, 距離値 $F(q_i)$ を半径とする球領域 R の各画素に次の条件によりラベルを割り当てる。ここで R 内の画素を r_i とすると, 他の領域との接触判定により次の 2 つの処理で R 内の各画素に割り当てるラベルを決定する。
- (a) $\|q_i - r_i\| < D(r_i)$ の場合
- $$G(r_i) \leftarrow l$$
- $$D(r_i) \leftarrow \|q_i - r_i\|$$

(b) (a) 以外では、ラベルは変更せず次のステップに進む。

ここで、 $\|a - b\|$ は画素 a と b 間のユークリッド距離を表す。

[step 8] $M(q_i) \leftarrow 1$ とし、step 4 に進む。

[step 9] ラベル付けされた画像 G と分割されたラベル数 l_{max} を出力し終了する。

著者紹介



林 雄一郎 (はやし ゆういちろう)

1999 年名大・工・情報卒。2001 年同大学院工学研究科博士課程前期課程了。現在同大学院工学研究科博士課程後期課程在学中。主に 3 次元医用画像処理、バーチャルエンドスコープの研究に従事。電子情報通信学会、日本エム・イー学会、日本医用画像工学会各会員。



出口 大輔 (でぐち だいすけ)

2001 年名古屋大学工学部卒。現在同大学院博士課程に在学中。2004 年より日本学術振興会特別研究員。軟性内視鏡ナビゲーションシステムの開発および前立腺針生検シミュレーションシステムの開発に従事。電子情報通信学会、日本エム・イー学会、日本医用画像工学会各会員。



森 健策 (もり けんさく)

1992 年名大・工・電子卒。1996 年同大学院博士課程後期課程修了。1994～1997 年まで日本学術振興会特別研究員。1997 年より名大学院工学研究科助手、2000 年同大講師。2001 年同大難処理人工物研究センター助教授。2001 年より 2002 年まで米国スタンフォード大学客員助教授。2003 年より名古屋大学大学院情報科学研究科助教授。現在に至る。主に 3 次元画像処理とコンピュータグラフィックスの医用画像への応用に関する研究に従事。日本医用画像工学会奨励賞、日本エム・イー学会論文賞・坂本賞、丹羽記念賞、電子情報通信学会情報システムソサイエティソサイエティ論文賞、日本気管支学会優秀演題賞各賞受賞。工博。日本エム・イー学会、電子情報通信学会、日本気管支学会各会員。IEEE Member。



目加田 慶人 (めかだ よしと)

1991 年名古屋大学・工・情報卒。1996 年同大学院博士課程後期課程修了。同年、宇都宮大学工学部情報工学科助手。2001 年名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授、2004 年より中京大学生命システム工学部教授。パターン認識、3 次元画像処理とその医用応用に関する研究に従事。博士(工学)。IEEE、電子情報通信学会、日本医用画像工学会、コンピュータ支援画像診断学会各会員。



末永 康仁 (すえなが やすひと)

1968 年名大・工・電子卒。1973 年同大学院博士課程了。同年日本電信電話公社(現 NTT)電気通信研究所に入社。一貫して画像処理、画像認識、画像生成の研究に従事。1985 年 3 月より 1 年間、米国マサチューセッツ工科大学メディア研究所客員研究員。NTT ヒューマンインタフェース研究所研究グループリーダー、主幹研究員を経て、1997 年 2 月より、名大学院工学研究科計算理工学専攻教授。2003 年 4 月同大学院情報科学研究科教授。電子情報通信学会、情報処理学会会員。工博。



鳥脇 純一郎 (とりわき じゅんいちろう)

1962 年名大・工・電子卒。1967 年同大学院博士課程了。同年 4 月名古屋大学工学部助手。以降、同助教授、名古屋大学大型計算機センター助教授、豊橋技術科学大学教授、1983 年名古屋大学工学部(後に大学院工学研究科情報工学専攻)教授。2003 年 4 月より現職。工博。パターン認識、画像処理、グラフィックス及びそれらの医学情報への応用に関する研究に従事。最近は 3 次元画像処理、コンピュータ外科、コンピュータ支援診断、バーチャルエンドスコープなどが中心である。著書：「画像理解のためのデジタル画像処理 I, II」(昭晃堂)、3 次元デジタル画像処理(昭晃堂)、「認識工学」(コロナ社)、など。電子情報通信学会、情報処理学会、コンピュータ支援画像診断学会、IEEE など各会員。

Development of a method for automated liver region extraction from contrasted 3D abdominal X-ray CT images

Yuichiro Hayashi*¹ Daisuke Deguchi*² Kensaku Mori*² Yoshito Mekada*³ Yasuhito Suenaga*²
Junichiro Toriwaki*³

*¹ Graduate School of Engineering, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

*² Graduate School of Information Science, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

*³ School of Life System Science and Technology, Chukyo University, 101 Tokodachi, Kaizu-cho, Toyota, 470-0393, Aichi, Japan

Abstract

In this paper, we present a method for automated extraction of the liver region from contrasted 3D abdominal CT images. Since the medical doctor diagnoses the liver using multi contrasted phase CT images, it is necessary for computer aided diagnosis system which extracts the liver region from each contrasted phase image. We propose an automated extraction method of liver regions from both the early and late arterial phase CT images. In the case of the late arterial phase, we estimate the threshold value for the liver region extraction by analyzing the CT value histogram. Then, false positive regions are removed by employing a figure decomposition and composition method based on an Euclidean distance feature. Finally, we modify the contour of the liver region. In the case of the early arterial phase, we map the liver region extracted from the late arterial phase onto the early arterial phase CT image and modify its contour. We applied the proposed method to contrasted abdominal CT images. The experimental results suggested the proposed method could extract the liver region from both phases satisfactorily.