

研究論文

CT 値分布情報とテンプレート画像を用いた 3次元腹部CT画像からの肝臓領域の抽出

○古川 寛^a, 上田 克彦^b, 橘 理恵^a, 木戸 尚治^c

^a山口大学大学院理工学研究科, ^b山口大学医学部附属病院放射線部

^c山口大学工学部知能情報システム工学科

要旨: 本論文では, 計算機を用いて腹部 CT 画像からの肝臓領域の自動抽出法を提案する. 本手法は 4 段階の処理で構成されている. まず, 第一段階では, 腹腔領域を決定する. 次に第二段階としてヒストグラム特徴から肝臓領域抽出のための閾値を決定する. 第三段階で, ラベリングや膨張収縮処理などの手法により大まかな肝臓領域を抽出し, 最後の第四段階で, Watershed 法とテンプレートマッチング処理を用いて正確な肝臓領域を抽出する. 提案手法を非造影腹部 CT 画像 14 症例に適用し, 評価を行った.

Keywords: Liver Extraction, Watershed Method

1. はじめに

生体肝移植などを行う際に肝臓領域の体積測定を行うことを目的として, CT 画像からの肝臓領域の抽出処理が行われる. しかし, 近年 CT 装置の性能の向上に伴い, 一度に撮影されるスライス枚数が増加したため, 読影医への負担は大きくなっている. そのため, 計算機を使用した自動抽出ができれば, 客観的かつ定量的に対象領域の抽出ができ, 医師の負担も軽減すると考えられる([信太 02][石田 02][山本 03]). 肝臓領域自動抽出の分野での計算機支援診断システムの開発は盛んに行われ, すでにいくつかの研究が報告されている([横山 03][榎本 03][一杉 03][渡辺 03][出口 03]).

文献[榎本 03][一杉 03]では, 異なる時相の画像情報を用いて肝臓領域を抽出する方法を提案している. しかし, これらの手法は複数の時相の画像を用いているため, 造影剤を使

用した画像が必要となり, 患者への負担と検査のコストが高くなることが問題となると考えられる. そこで, 我々は造影 CT 画像を用いず単純 CT 画像のみで肝臓領域を抽出する方法を提案する.

本論文と同様の研究として, 多時相 CT 画像を用いているが各時相の画像から同一の手順で肝臓領域を抽出する方法[渡辺 03]や, 非造影の CT 画像から CT 値の分布情報を用いて肝臓領域を抽出する方法がある[横山 03]. これらの手法は処理初期の大まかに肝臓領域を抽出する段階で二値化処理を行っており, その閾値は経験的に設定している. しかしながら, 様々な症例が存在することを考慮すると, ある固定の閾値を用いるよりも各症例ごとに自動で閾値を決定した方が良いと考える. そこで, 経験的に設定されることが多い二値化処理に用いる閾値を CT 分布情報を用いて自動的に決定することを試みた.

文献[出口 03]では, 単一時相の CT 像を対象として CT 分布特徴を用いた肝臓領域の抽出方法を提案しているが, 適応画像は造影 CT 像である. 単純 CT 像では造影 CT 像のように肝臓領域の CT 値が高くないため, 筋肉等

山口大学大学院理工学研究科 [〒755-8611 山口県宇部市常盤台 2 丁目 16-1]

投稿受付: 2005 年 4 月 30 日

最終稿受付: 2005 年 10 月 20 日

採用決定日: 2005 年 10 月 24 日

の周辺領域と肝臓の CT 値がほぼ等しく、腹部 CT 像の全情報から閾値を決定することは困難であると考えられる。

本論文では、CT 値の分布情報を基に抽出範囲を腹腔領域に制限することで、肝臓以外

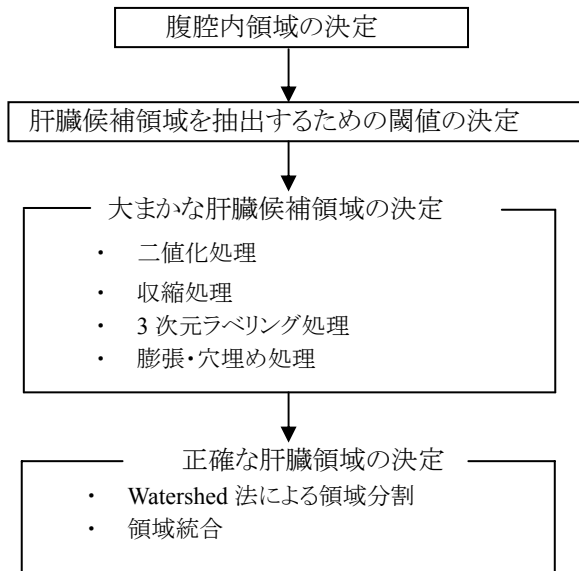


図 1 肝臓領域抽出処理の流れ

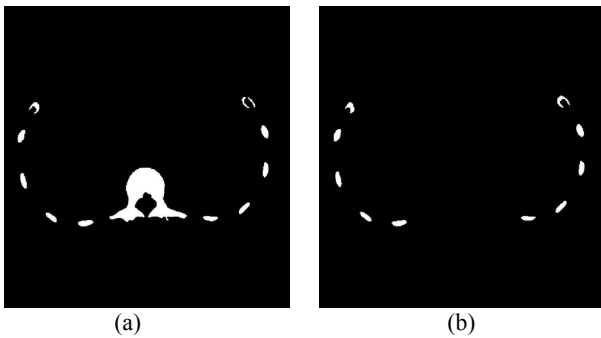


図 2 (a)骨領域, (b)肋骨領域

の領域の影響を低減した閾値決定が可能であると考え、二値化処理に用いる閾値を自動的に決定する方法を提案する。また、二値化処理後に肝臓領域のみを抽出する方法として、Watershed 法([John02])とテンプレートマッチング処理を用いた方法を提案する。Watershed 法は、CT 画像に適用した場合、過分割が問題となる([志治 00])。そのため、距離画像を用いることで過分割を低減させ、さらに距離値

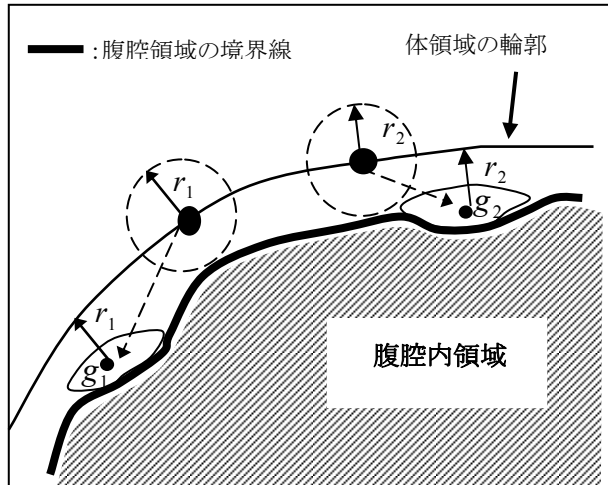


図 3 腹腔内領域の決定

に制限値を設定することにより、肝臓中心部の分割領域数も低減させる。その後の処理において、マニュアルトレースしたある症例の肝臓領域をテンプレートとし、そのテンプレートと Watershed 法を用いて分割した領域の重複領域を求める領域統合処理から最終的な肝臓領域を決定する。この処理により過剰な領域抽出や過小な領域抽出になることを防ぎ、実際の肝臓領域に近い領域を得ることができる。

2. 処理手順

本手法は大きく分けて4段階の処理で構成されている(図 1)。まず、第一段階として体の内部である腹腔領域を決定する。次に、濃淡ヒストグラムから閾値の決定を行う。第三段階として大まかに肝臓領域を決定し、最後の第四段階では Watershed 法を用いて正確な肝臓領域の抽出を行う。なお、本手法では前処理として、入力画像に対して補間処理を行い等方化し、メディアンフィルタ (3×3×3 画素) を施している。以下に各段階における詳しい処理手順を述べる。

1) 腹腔領域の決定

このステップでは、肝臓領域をより正確に抽出するために肋骨の位置情報を用いて、体の内部である腹腔内領域を決定する。肋骨領域は、骨領域から脊椎領域

を除去することによって抽出を行う。具体的には、まずメディアンフィルタを施した入力画像において、CT 値 150H.U.以上の領域で、かつ領域内に CT 値 250H.U.以上の画素を含む領域を骨領域として二値化する(図2(a)). さらに、y 軸, z 軸方向の総和をとることで、x 軸方向に関する骨領域の頻度情

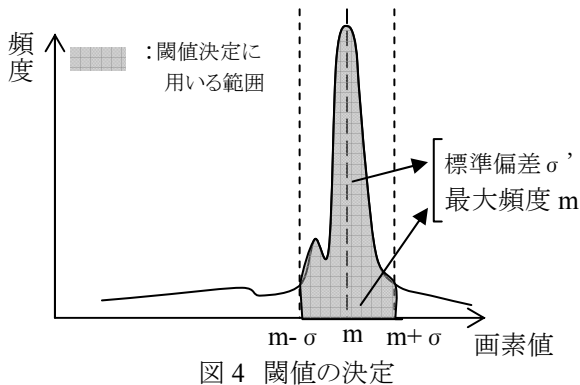


図4 閾値の決定

報を得る。得られた濃淡プロファイルの1次微分データから、最大値, 最小値を示す座標 x_l , x_h を取得する。骨領域から、 x_l , x_h の2座標に挟まれる領域内のオブジェクトを除去し、肋骨領域のみを抽出する(図2(b)).

次に、得られた画像の各スライスにおける肋骨オブジェクトの重心座標 g_n を求める。 g_n から体領域の輪郭までのユークリッド距離 r_n を計測し、輪郭点から最も近い重心での距離 r_n を用いて、輪郭点を中心に半径 r_n の円を描く。この処理を全ての輪郭点に対して行うことで得られた領域を腹腔外領域とし、腹腔外領域の内部境界よりも内側の領域から骨領域をのぞいた領域を腹腔内領域とする(図3).

2) 肝臓領域を抽出するための閾値の決定

肝臓領域抽出の際の閾値の決定は、ヒストグラムを用いて行うことになるが、できるだけ肝臓のみのヒストグラムを得なければならぬ。そこで、肝臓領域の大部分は人体の上腹部右半分に存在することから、腹腔領域の右側領域のみを処理対象とする。

まず、対象領域に対して、閾値600H.U.以下を1(肺領域)とする二値化処理を行う。次に頭側のスライス

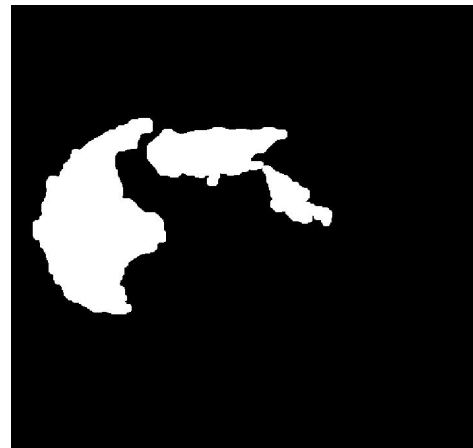


図5 大まかな肝臓候補領域

から順に各スライスでの右腹部内に占める肺領域の面積を求めていき、スライス内での肺領域の面積が最初のスライスの5%以下になったnスライス目の画像をヒストグラム作成用の画像とする。

nスライス目の画像における右側領域での腹腔領域のヒストグラムを求める。得られたヒストグラムから、肝臓が含まれると推定されるCT値-200H.U.以上 200H.U.以下の範囲での最大頻度 m , 標準偏差 σ を求める。さらに、 $m - \sigma$ H.U.以上 $m + \sigma$ H.U.以下の範囲での標準偏差 σ' を求める(図4). 求められた最大頻度 m と標準偏差 σ' を用いて、 $m - 2\sigma'$ H.U.以上 $m + 2\sigma'$ H.U. 以下の範囲を肝臓領域と推定し、下限, 上限をそれぞれ閾値 T_l , T_h とする。

3) 大まかな肝臓候補領域の決定

ここでは、二値化処理, モルフォロジー処理などにより大まかな肝臓領域を決定する(鳥脇 02)]. 具体的には、まず腹腔内領域画像に対し、求めた閾値 T_l , T_h を用いて、 T_l 以上 T_h 以下の画素を1とする二値化処理を行う。さらに、微小領域を除去するために構造要素を半径5 pixelの球とする3次元収縮処理を行う。残った領域に対して3次元ラベリング処理を施す。ラベル付けされた領域で最大領域のオブジェクトを肝臓候補領域とする。整形処理として、肝臓候補領域に対し、構造要素を半径5 pixelの球とする3次元膨張処理を行い、その後、各スライスに対して穴埋め処理を行う(図5).

4) 正確な肝臓領域の決定

最後に、Watershed 法による領域分割を行った後テンプレートマッチングに基づき領域統合処理を行うことで、肝臓外領域を除去し、正確な肝臓領域を得る。

4-1) まず、Watershed 法を用いて領域分割を行う。

Watershed 法は、マーカと呼ばれる領域を拡張していくことで、領域の分割を行う手法である。具体的には、

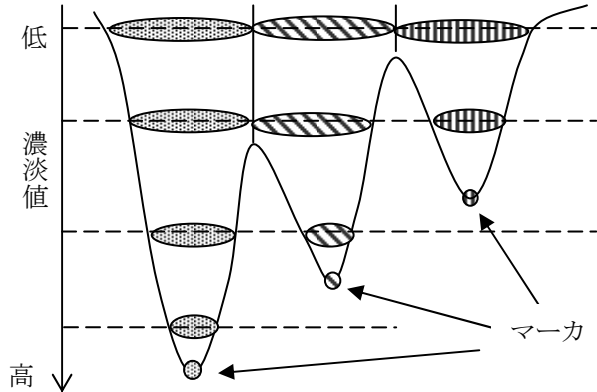


図 6 Watershed 法の概要

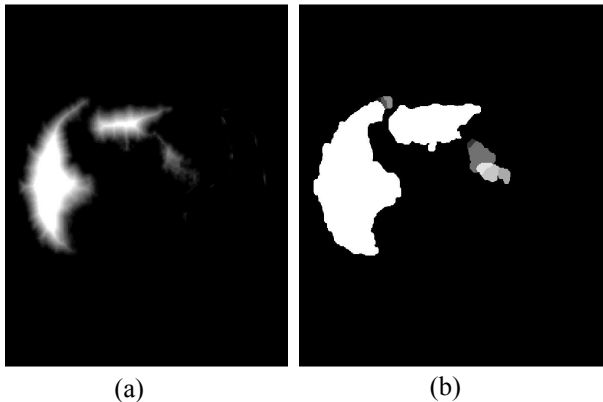


図 7(a) 閾値処理後の距離画像, (b) 領域分割結果画像データ全体の中の 1 スライスであり, (a) の画素値は 3 次元データにおける背景からの距離を表す

最初に画像内での極大値をもつ連結画素を分割領域の開始点 (マーカ) として決定する。次に、各マーカに対して領域拡張を行い、領域の接触面を境界と設定し、領域を分割する (図 6)。なお、境界画素は近傍領域内において、最も頻度の高い領域のラベルを採用する。しかし、アルゴリズムからもわかるように Watershed 法による領域分割では、極大値を全てマーカとして設定するため、肝臓候補領域

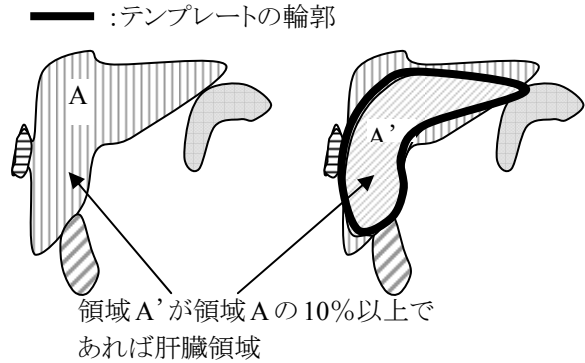


図 8 分割された領域の統合

の CT 値に対して適用した場合、必要以上に細分割されてしまう。本手法では、領域分割処理を適用する前に、三次元ユークリッド距離変換 ([斎藤 93]) を施し、さらに距離値を閾値によって制限することで、領域の細分割を抑制している。したがって、本手法での領域分割処理は以下ようになる。

(Step1) 肝臓候補領域の二値画像に対して、三次元ユークリッド距離変換を施す。

(Step2) 得られた距離画像に対して以下のような閾値処理を行う (図 7(a))。

$$d_{after} = \begin{cases} d_{half} & ; \text{画素値が } d_{half} \text{ 以上} \\ d_{before} & ; \text{それ以外} \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 d_{before} は距離変換後の画像

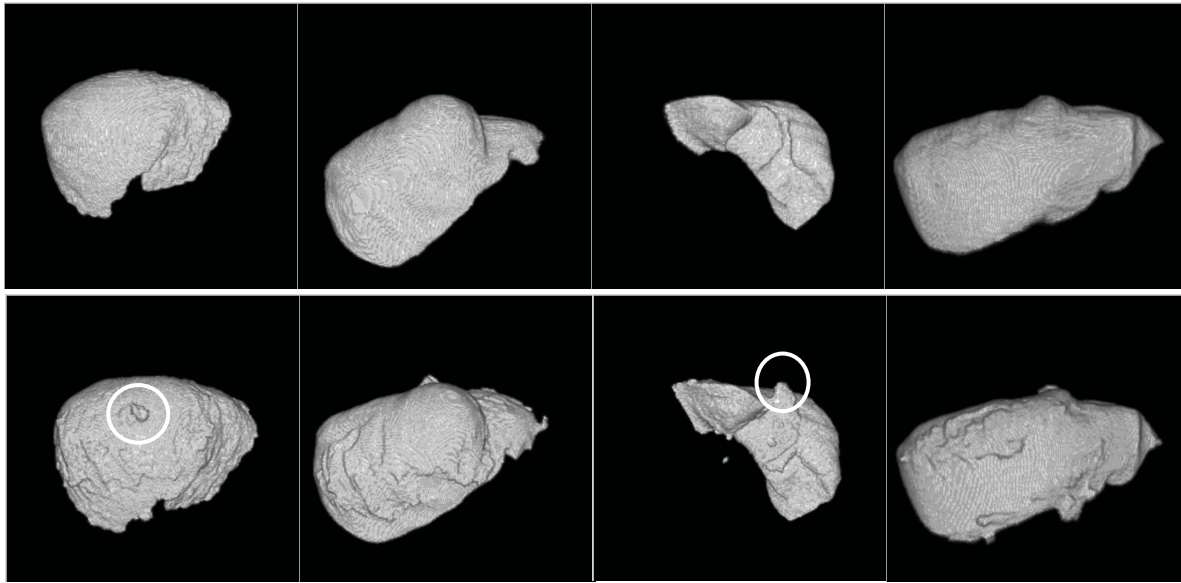
d_{after} は閾値処理後の画像

d_{half} は d_{before} での最大画素値の半分を表す。

(Step3) d_{after} に対して Watershed 法を適用し、肝臓候補領域を分割する (図 7(b))。

4-2) 分割された領域を統合する際のテンプレート画像として、マニュアルトレースによって求められた、ある肝臓領域のボリュームデータから 3 次元の肝臓領域の画像を作成する。なお、今回はコンピュータ支援画像診断学会主催の肝臓抽出コンテスト用に配布された正解領域 4 症例のうちの 1 つをテンプレート画像としている。

4-3) テンプレート画像と分割された候補領域



症例 1 症例 2 症例 3 症例 4

図 9 正解領域の 3 次元画像(上)と抽出結果(下)

のパワースペクトルから相互相関関数を求め、その最大相関値から移動量を算出し、二領域を重ね合わせる。分割された領域ごとに、領域全体の体積とテンプレート内に含まれている領域の体積を計算し、領域の 10%以上をテンプレート内に含んでいた場合、肝臓領域として統合する(図 8)。

3. 実験結果

コンピュータ支援画像診断学会により実施された肝臓領域抽出コンテストにおいて配布された非造影腹部 CT 画像 14 症例に対して実験を行った。画像サイズ 512 × 512 ピクセル、ピクセルサイズ 0.546~0.625mm、スライス厚 2mm、スライス間隔 1mm、一症例のスライス枚数は 154 枚~217 枚である。

結果については正解領域のデータが用意されている 4 症例は、以下の式で定義される一致率を用いて精度を評価した(表 1)。なお、症例 3 の正解画像はテンプレート画像として用いている。

$$\text{一致率} = \frac{A \cap B}{A \cup B} \times 100 \quad (\%) \quad (2)$$

A : 正解領域内の画素数

B : 本手法で採取した輪郭内の画素数

残りの 10 症例に関しては、正解領域が存在しないため、目視により評価した(表 2)。失敗の判断基準については、肝臓領域と失敗部位の比率が 1~2 割程度に抑えられていると思われるものを「一部失敗」とし、肝臓領域の半分以上を抽出できていない、というように失敗部位が大きいものを「大きく失敗」とした。まず、正解領域のデータが用意されている 4 症例に関して、全ての症例で 90%以上の高い一致率を得ることがで

表 1 一致率

症例 No	1	2	3	4
一致率	92.4	91.5	92.9	92.0

表 2 目視による評価

○は抽出が良好だった症例、△は一部抽出失敗した症例、×が大きく抽出失敗してしまった症例

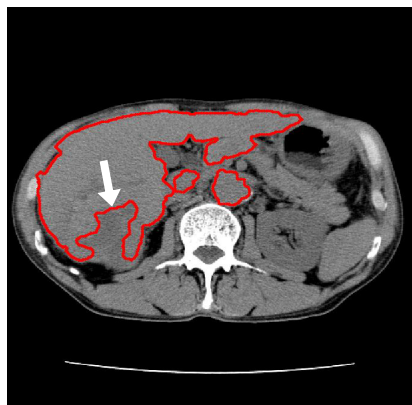
症例 No	5	6	7	8	9
評価	×	△	○	△	○

症例 No	10	11	12	13	14
評価	○	○	○	×	×

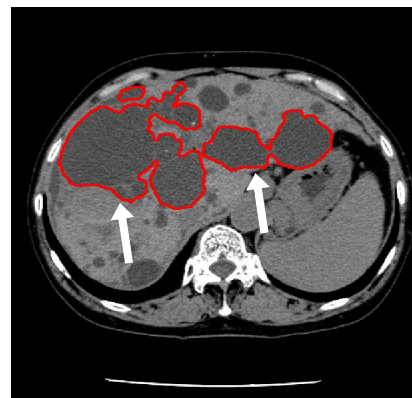
きた。正解領域と抽出結果の 3 次元画像を図 9

に示す。正解領域と比較した場合、症例 1 では肝臓領域の形状は正解領域との大きなずれはなかったが、辺縁に存在する CT 値の低い病変部の取りこぼしが見られた。また、症例 3 に関しては、血管領域(下大静脈)の CT 値が肝臓領域と似ているため、肝臓領域として抽出していた。残りの 2 症例に関しては、辺縁は正解画像ほど滑らかではなかったものの、肝臓領域の形状は正解領域との大きなずれはなく、良好な抽出結

肝内に異常部位が存在したために失敗した症例は、症例 5 と症例 14 であった。この 2 症例において抽出を失敗した原因は、現在の閾値決定法では、単峰性のヒストグラムを有する領域しか抽出できないからであると考えられる。本手法では二値化の際の閾値は自動的に決定できるような手順を用いている。しかし、現在の手法は正規分布を仮定した上で肝臓領域の画素を推定しており、正常な症例のように単

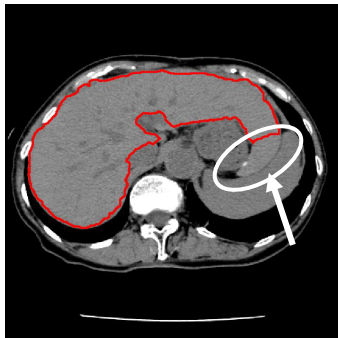


(a)症例 5



(b)症例 14

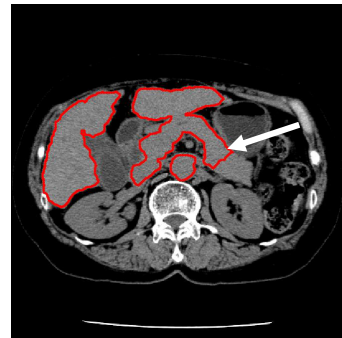
図 10 異常部位が存在したため抽出を失敗した症例



(a)症例 6



(b)症例 8



(c)症例 13

図 11 テンプレートのサイズ・形状によって抽出を失敗した症例

果であった。

次に、目視による評価を行った 10 症例に関して、5 症例については良好な結果を得ることができた。抽出を失敗した症例の原因は、

- ①肝内に異常部位が存在する
- ②テンプレートのサイズ・形状が候補領域と大きく異なる

と大きく 2 つに分類できる。

峰性のヒストグラムをもつ肝臓領域しか正確に抽出できないと考えられる。症例 5 においては肝内に存在する病変と正常部位との CT 値の差が大きく、決定された閾値の範囲に病変部は含まれなかった。さらに、病変部の位置が辺縁であったため、穴埋め処理で肝臓領域として含むことができなかった (図 10 (a))。また、症例 14 は嚢胞領域が多く存在し、閾値

の範囲が低く決定され、嚢胞のみを抽出してしまい、正常な肝臓領域を含むことができなかった(図 10 (b)). このように、病変や嚢胞のような正常な領域とは CT 値の異なる領域が存在した場合、ヒストグラムは双峰性となり、正常な部位か異常部位のどちらかのみを抽出してしまう。これを改善するためには、閾値の決定処理前に、異常部位を含んでいるかどうかを判定することが必要となる。病変や嚢胞が存在する場合には、ヒストグラムは双峰性となる。したがって、大津の判別分析法([大津 80])を用いることで、1つのヒストグラムを正常部位の領域と異常部位の領域に自動的に分割し、かつ正常部位と異常部位との CT 値の違いによる大きな取りこぼしを低減できると考えられる。

統合処理の際のテンプレートが原因といえる症例は、一部失敗していた 2 症例と症例 13 の計 3 症例だった。症例 6 は肝臓領域の先端が抽出できていなかった(図 11 (a)). これは、テンプレート画像と症例 6 の肝臓の形状が大きく異なっていたためであると考えられる。本手法ではテンプレート画像として症例 3 の正解画像(図 9 上図)を用いており、図から分かるように症例 6 はテンプレート画像の症例 3 に比べて肝臓の左葉が大きく、また左端が鈍である。そのため、テンプレートの形状が実際の症例と大きく異なり、特に左葉ではテンプレートと分割領域が重複しない部分が大きかったため肝臓領域として判定されなかったと考えられる。また、症例 8、症例 13 に関しては、症例 6 とは逆に領域統合時のテンプレートが大きかったために、テンプレート内に肝臓外領域も含んでしまい、肝臓外領域の除去ができなかった。(図 11 (b), (c)). 現在の手法では、最後のステップにおいて、テンプレート画像を用いて分割された各領域が肝臓領域かどうかの判定を行っている。し

たがって、抽出した候補領域とテンプレートのサイズや形状に大きなずれが存在した場合、肝臓外領域をうまく除去できないということや、肝臓領域であっても一部抽出できないということがありうる。改善方法としては、テンプレートを変更する方法が考えられるが、複数のテンプレートを用意した場合には、どのテンプレートを使用するかなどの判定基準が必要となるため、さらに検討する必要がある。最後に、本手法では膨張・収縮処理の構造要素や、領域統合の条件には固定のパラメータを用いている。そのため、今後、より多くの症例に対して本手法を適用し、このような固定パラメータと精度の関連性や結果への影響、特徴を把握しなければならないと考え

4. まとめ

本稿では、単一の時相で閾値を自動的に決定し、さらに Watershed 法を用いた肝臓領域抽出法を提案した。結果、全 14 症例中 9 症例において、概ね良好に肝臓領域を抽出することが出来た。しかし、肝臓領域に異常部位が存在した場合は抽出が困難になるため、肝内に病変などが存在した場合でも、肝臓領域全体を抽出できるような適切な閾値決定法の検討が必要であると考えられる。また、領域統合の際に、テンプレート内に肝臓外領域を多く含んだ場合、除去できないため、適切なテンプレート画像の作成方法を検討する必要がある。

謝辞

本研究を行うにあたり、貴重な CT 画像をご提供していただいた国立がんセンター東病院の縄野繁博士に深謝する。

参考文献

[信太 02] 信太泰雄, “高速化が進む X 線 CT システム”, 東芝レビュー, Vol.57, No.2, 2002.

- [石田 02] 石田隆行, 桂川茂彦, “コンピュータ支援診断(CAD)概論”, 日本医学放射線学会誌, 第 62 巻第 8 号, pp404-408, 2002.
- [山本 03] 山本鼎, 渡潤, 田島廣之, 隅崎達夫, “検診の実際”, メジカルビュー社, 臨床画像, Vol.19, NO.4, pp.374-384, 2003.
- [横山 03] 横山耕一郎, 北坂孝幸 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, Jun, 2003.
- [梶本 03] 梶本潤, 佐藤嘉伸 他, “非剛体レジストレーションを適用した 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, Jun, 2003.
- [一杉 03] 一杉剛志, 清水昭伸 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, Jun, 2003.
- [渡辺 03] 渡辺恵人, 瀧剛志 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, Jun, 2003.
- [出口 03] 出口大輔 他, “3 次元腹部 X 線 CT 像からの CT 値分布の自動解析に基づいた肝臓領域抽出法の開発”, 第 13 回コンピュータ支援画像診断学会大会・第 12 回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp.277-278, 2003.
- [John02] John C. Russ, “The Image Processing Handbook, 4th Edition”, CRC Press., 429-433, 2002.
- [志治 00] 志治亜矢子 他, “Watershed アルゴリズムと輪郭情報を用いたカラー画像の領域分割”, 電子情報通信学会論文誌, D-II J83-D-II, 593-600, 2000.
- [鳥脇 02] 鳥脇純一郎, “3 次元デジタル画像処理”, 昭晃堂, pp.34, 2002.
- [斎藤 93] 斎藤豊文, 鳥脇純一郎, “3 次元デジタル画像に関するユークリッド距離変換”, 電子情報通信学会論文誌, D-II J76-D-II,

445-453, 1993.

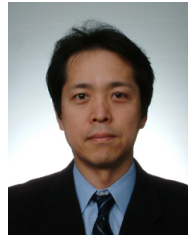
- [大津 80] 大津展之, “判別及び最小二乗基準に基づく自動閾値選択法”, 電子通信学会論文誌, vol.J63-D, No4, pp.349-356, 1980.

著者紹介



古川 寛(ふるかわ ひろし)

2003 年山口大・工・知能情報卒. 2005 年同大大学院博士前期課程了. 在学中, 医用画像に関する研究に従事.



上田 克彦(うへだ かつひこ)

山口大学医学部附属病院放射線部勤務. 1982 年九州大学医療技術短期大学部卒. 同年山口大学病院に勤務. 1987 年シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所へ短期留学. 2000 年 放送大学卒. 山口大学大学院に在籍. 医用画像評価に関する研究に従事.



橋 理恵(たしばな りえ)

2001 年山口大・工・知能情報卒. 2003 年同大大学院博士前期課程了. 現在, 同大大学院博士後期課程在学中. 医用画像処理の研究に従事.



木戸 尚治(きど しょうじ)

昭 63 大阪大・医・医卒. 平 4 同大大学院博士課程了. 大阪大学医学部附属病院, 大阪府立成人病センター等に勤務. 平 11 山口大学工学部知能情報システム工学科教授. 現在に至る. 医博, 工博. 胸部画像診断学, コンピュータ支援医療画像診断などの研究に従事.

Liver Extraction on 3D Abdominal CT Images by use of distribution feature of CT densities and Template Image

H. Furukawa^a, K. Ueda^b, R. Tachibana^a and S. Kido^a

^a *Graduate School of Science and Engineering, Yamaguchi University, Ube, Japan*

^b *Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital, Ube, Japan*

Abstract: Accurate extraction of liver on abdominal CT images is an important technique for quantification of its volume change. We propose a computerized scheme for hepatic extraction on abdominal CT images automatically in this article. Our computerized scheme consists of four steps. The first step is an extraction of abdominal region. In the next step, a threshold is decided by use of histogram feature of CT densities. In the third step, a rough region is extracted with a labeling and a erosion and a dilatation algorithms. In the final step, the fine region is extracted with a watershed algorithms and template matching. As a result, we are able to obtain segmented hepatic region. To evaluate the performance of this scheme, 14 cases on abdominal CT images were processed by this scheme.