

病変部の濃度特徴に注目した肝臓領域抽出手法の開発

清水 昭伸, 田村みさと, 小畑 秀文

要旨: 本論文では, 正常の肝臓組織以外に肝がんや嚢胞などの病変部の濃度特徴も考慮しながら, 早期相と晩期相の2時相の3次元腹部CT像から肝臓領域を抽出する手法を提案する. この手法ではまず, 2時相のCT値に基づいて肝臓を大まかに抽出し, 次にLevel Set Methodを用いて肝臓領域を精密に抽出するが, 本手法の特色は, 前者の大まかな抽出処理において, 正常部位, がん, 及び嚢胞の各部位を抽出するための3つの局所処理を並列に実行し, 後に統合することで肝臓領域全体を欠損無く抽出する点にある. 本論文の後半では, マルチスライスCT装置により撮影した17症例34画像, 及び2003年度の肝臓領域抽出コンテストの2症例4画像に提案手法を適用した結果を示し, 有効性について考察する.

Keywords: Computer-Aided Diagnosis, Three dimensional CT image, Liver Region Extraction

1. はじめに

日本人男性のがん死亡率の中で肝臓がんは第三位であり[がんセンター03], 最近では診断精度向上のために造影剤を用いたマルチスライスCT像による画像診断が行われている. しかし, ここでは医師が被検者一人あたり数百枚のスライス像を見る必要があり, これが大きな負担になっている[縄野00]. そこで著者らはこれまでに, 計算機による支援診断(CAD)システムを開発してきた[中川04]. このシステムでは最初に肝臓領域を特定する必要があるが, 肝臓領域の抽出手法については過去に幾つか提案されている[増谷02, 榎本03, 横山03, 渡辺03, 古川03, 出口03]. 著者らも造影条件の異なる4つの画像(造影なし, 早期相, 門脈相, 晩期相)から肝臓領域を抽出する処理を開発してきた[一杉03]. しかし, 実際の臨床の場では早期相と晩期相のみが用いられることも良くあることから, この2つの時相に対する抽出処理の開発が求められていた.

本論文では, 2時相用に開発した肝臓領域の抽出処理について述べる[田村03]. この手法は当初, 従来の4時相用のシステム[一杉03]を単純に2時相用に変更して作成していたが, 様々な症例に適用して結果を評価する過程で幾つか問題があることが分かった. 例えば, 従来の手法では肝臓領域が一樣の性質を持つ領域であると仮定しているが, 実

際には正常な組織だけでなくがんや嚢胞などのCT値の異なる領域が同時に存在することが多く, 仮定が成り立たないことがあり, 抽出領域に大きな欠損が生じることがあった. そこで本手法では, 抽出処理を正常部位, がん, 及び嚢胞に対する3つの処理に分けてそれぞれを独立に行なった後, 各結果を統合することで肝臓領域を欠損無く抽出することに成功した. 以下では, 提案手法について述べた後, 実際の画像に適用した結果を示して有効性について考察する.

2. 提案する肝臓領域処理

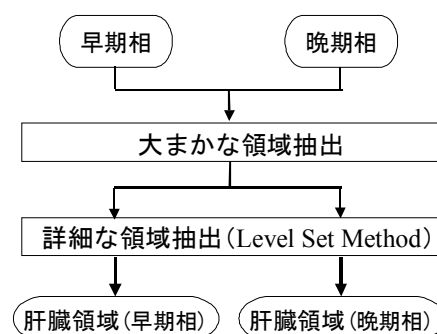


Fig.1 抽出処理の概略

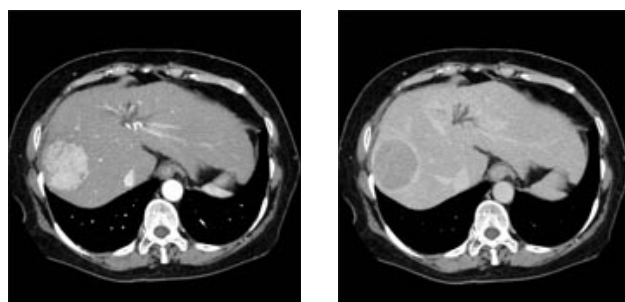


Fig.2 入力画像の一例 (左: 早期相, 右: 晩期相)

東京農工大学 大学院 共生科学技術研究部 [〒184-8588

東京都小金井市中町2-24-16]

投稿受付: 2004年4月20日

最終稿受付: 2004年6月28日

採用決定日: 2004年8月9日

抽出処理の概略を Fig. 1 に示す. 入力は 2 時相(早期相, 晩期相)の 3 次元腹部 CT 像であり (Fig. 2 参照), 画像サイズ, 空間解像度, スライス間隔, 及び濃度レベル数はそれぞれ, $512 \times 512 \times 154 \sim 267$ (voxels), $0.546 \sim 0.625$ (mm), 1 (mm), 及び 12 (bits) である. ただし, 実際の処理では 3 次補間によって空間解像度をスライス内の解像度に合わせて等方化した後, 計算コストを考慮して原画像の 3 分の 1 サイズに圧縮して用いた. 本手法ではこれらの 2 時相の画像から大まかに肝臓を抽出し, 次に, その領域を初期領域として Level Set Method によって詳細に抽出する. 以下では各処理について順に説明する.

2.1 大まかな領域抽出処理

今回提案する処理を Fig. 3 に示す. この手順は図に示したとおり 5 つの処理に分かれており, 2) の「マハラノビス距離値による画素単位の判定」と 3) の「図形融合, 不要成分除去」は, 処理の精度を向上させるために 2 回反復を行っている. 以下では各処理について順に説明する.

1) 位置合わせ

まず, 早期相と晩期相から背骨と肋骨を抽出す

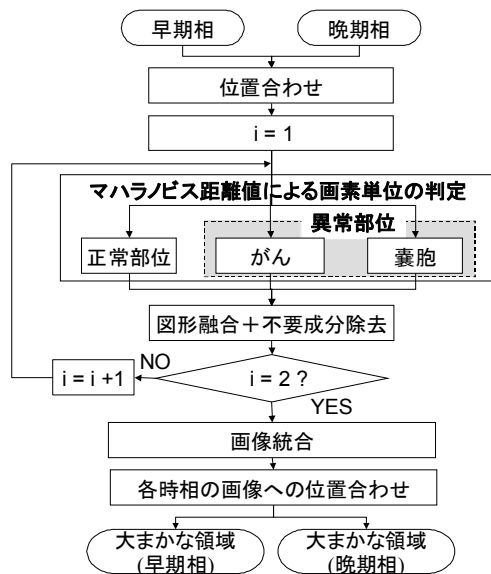


Fig.3 大まかな抽出処理の流れ

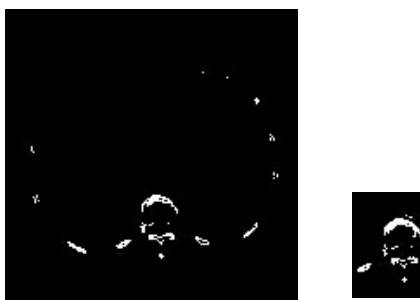


Fig.4 晩期相から抽出された骨と早期相の背骨の 2 値テンプレート ($41 \times 61 \times 41$ (voxel))

る(閾値: $300H.U.$). 次に, 晩期相の中央のスライスと, それに対応する早期相のスライスを体軸方向の Image Position を利用して求める. さらに, 早期相から求めた中央の前後 5 スライス of 骨から重心を計算し, それに基づいて背骨の 2 値テンプレート ($41 \times 61 \times 41$ voxels) を作成する (Fig. 4 参照). 最後にそのテンプレートを晩期相の 2 値画像上で走査させ, 濃度値の誤差の 2 乗が最小となる位置を求める.

2) マハラノビス距離による尤度の計算と画素単位の判定

ここでは正常部位とがん, 及び嚢胞に対する 3 つの局所処理を独立に適用する. それぞれの処理の内容は, 用いる特徴量や臓器らしさを表す尤度の定義などがやや異なる他は基本的には同様であるので, 以下では 3 つの処理についてまとめて説明する.

まず, 画素ごとに 2 つの時相の CT 値とそれらの四則演算の値, 計 6 つの特徴量を計測し, それらを並べたベクトルと学習データから求めた部位ごとの平均値ベクトルとの間のマハラノビス距離を求める. 次に, これらの距離値を用いて臓器らしさを表す尤度を決定し, 尤度がある閾値以下なら注目する領域とする. ここで, 正常部位の場合の尤度はマハラノビス距離そのものとした. 次に嚢胞の場合は, 嚢胞とよく似た濃度パターンを持つがんの壊死領域も含めることとし, 嚢胞と壊死のそれぞれのマハラノビス距離を求めて両者の最小値を尤度とした. 最後に, がんに対する処理では, がんによく似た濃度パターンを持つ胃壁や脾臓の過抽出を抑えるため, がんとは別に脾臓のマハラノビス距離値 (D_{spleen}) を計算し, これを重みとして (1) 式によって尤度を計算した.

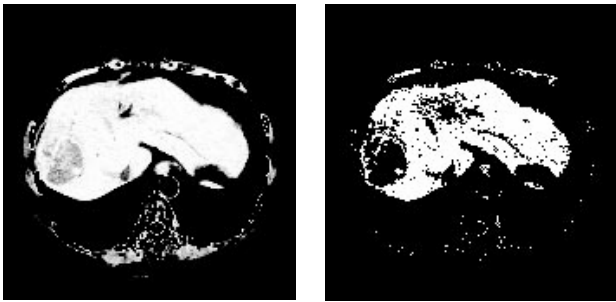
$$D_{cancer} = D_{cancer} \times \left(\alpha + \frac{1}{\beta D_{spleen}} \right) \quad (1)$$

($\alpha, \beta \rightarrow$ 1 回目: $1.0, 0.01$, 2 回目: $0.8, 0.1$)

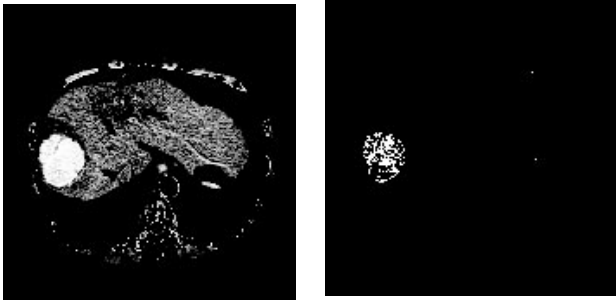
判定の閾値 TH は, 1 回目の処理では正常部位, がん, 嚢胞の場合でそれぞれ $2.3, 1.0, 2.0$ とした. 2 回目は, マハラノビス距離を求めるために必要な平均と共分散を 1 回目で抽出された領域から求め, 判定の閾値 TH はそれぞれ $1.0, 3.0, 1.0$ とした. Fig. 5 に正常部位, がん, 及び嚢胞のそれぞれの尤度画像と閾値処理の結果を示す.

3) 図形融合と不要成分除去

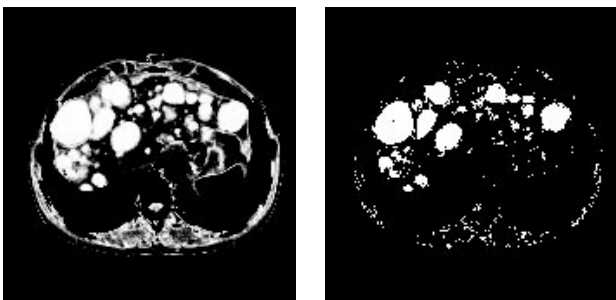
まず, 正常部位に対しては, closing と opening (共に半径 $r = \sqrt{2}$) を行い, 最大連結成分 (26 連結) のみを抽出した後, closing ($r = 10$) と erosion ($r = \sqrt{2}$)



(a) 正常部位



(b) 異常部位(がん)



(c) 異常部位(嚢胞)

Fig.5 尤度画像(左)と閾値処理結果(右)
(尤度は0~50を0~255に正規化して表示)

を行う。次に、胆嚢などの他の臓器を晩期相のCT値に対する2値化(25H.U.)によって除去する。ただし、2回目の判定後の最初のclosingの半径は $r=1$ とした。

次に、がんに対しては、closingとopening(共に $r=\sqrt{2}$)を行なった後、先に求めた正常部位を半径1で膨張させ、それに1画素以上重なる図形のみを抽出した。但し、2回目の判定後の正常部位の膨張の半径は3とした。

最後に嚢胞では、openingとclosing($r=\sqrt{3}$)を行い、がんの場合と同様にして正常部位に連結する成分のみを抽出した。次に、腎臓が抽出される可能性があるため、腎臓除去のために晩期相のCT値の2値化(100H.U.)を行った。但し、2回目の判定後の図形融合の半径は $\sqrt{2}$ とし、正常部位は半径1で膨張させたものに連結する成分のみを抽出した。また、嚢胞と類似した特徴を持つ胆嚢の過抽出を抑えるため、2回目の図形融合の後、嚢胞として抽出

された連結成分ごとに複数の特徴量を計測し、胆嚢のクラスの平均値までのマハラノビス距離を計算した後、閾値30以下の連結成分(最大2つ)を除去した。ここで、特徴量には、連結成分内の平均CT値(早期相, 晩期相)と体積, 重心の位置情報(画像の重心を原点とする円筒座標系における, x軸からの角度, 原点からの距離, z座標), 球形度の計7個を用いた。

4) 画像統合

上記の処理によって求められた肝臓の正常領域と異常領域の和集合を求め、それにclosing, opening($r=\sqrt{2}$)をした後、最大連結成分のみを抽出した。ここでclosingの半径は、肝臓と嚢胞の体積の割合に応じて $\sqrt{3}$ から5まで変化させた。

5) 各時相の画像への位置あわせ

1)の位置あわせで求めたパラメータを基に、4)で得られた結果の画像を各時相の原画像に位置あわせする。そして、これらを最終的な大まかな抽出結果とし、この後の詳細な領域抽出処理への入力とする。

2.2 詳細な領域抽出

この処理ではLevel Set Method[Caselles 93, Malladi 95]を用いる。以下では3次元画像に対する処理について述べるが、説明図は3次元では描き難いため、2次元の場合の図をFig.6に示した。

1) 伝播面の設定

まず、画像 $I(x, y, z)$ の座標軸 x, y, z に直交する第4の軸 ξ 軸を考え、適当な関数 $\xi = \phi(x, y, z, t=0)$ (伝播面と呼ぶ。tは時間を示す)を定義する。今回は、伝播面を2.1で抽出した図形の輪郭面からのユークリッド距離値(輪郭面上の距離値を0, また、図形内部の距離値には-1を乗じた)とした。

2) 伝播面の変形[一杉03]

次に、その伝播面を以下の速度関数を用いて逐次的に変形させる。

$$F(x, y, z) = [g(I)(-a + B(x, y, z) \times \kappa) |\nabla \phi| + \nabla g(I) \cdot \nabla \phi] \times D \quad \dots (2)$$

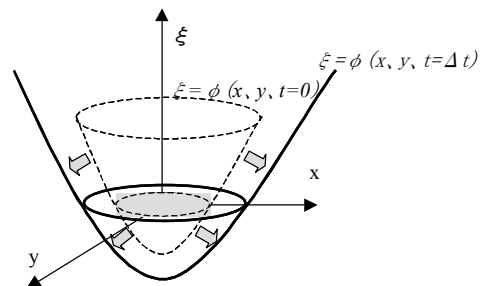


Fig.6 Level Set Methodの説明図(2次元の場合)

ここで,

$$g(I) = 1/(1 + |G_\sigma * \nabla I|) \quad \dots (3)$$

$$D = \begin{cases} d_s^2 / 2D_s^2 & (d_s \leq \sqrt{2}D_s) \\ 1 & (else) \end{cases} \quad \dots (4)$$

である. また, (2) 式の G_σ は標準偏差 σ のガウシアン, (1) 式の κ は抽出された輪郭面の平均曲率, a は定数である. (3) 式の d_s は体表面 (閾値 $-700H. U.$ で抽出) から注目画素までの距離値, D_s は画像ごとに計算される定数である. この速度関数により, 直感的には伝播面は変形を繰り返しながら濃度勾配の大きな位置で停止するが, 変形の際には曲率の項によってノイズ (アーチファクトなど) の影響を受けにくいという特徴がある. また, (2) 式の {} 内の最後の内積項は, 輪郭を画像中のエッジに引き戻す効果を持つ. さらに, 速度項全体に掛かる項 D は輪郭面が体表面に近づき過ぎないようにし, $b(x, y, z)$ は曲率の重みで, 肝臓の形状が本来大きな曲率を持つ箇所では重みを小さく, 逆に肝臓が本来滑らかな形状をしている箇所では重みを大きくする働きをもつ.

Δt 秒後の伝播面は以下の通りであり, 抽出輪郭線は伝播面と $\phi = 0$ の超平面との交差面である.

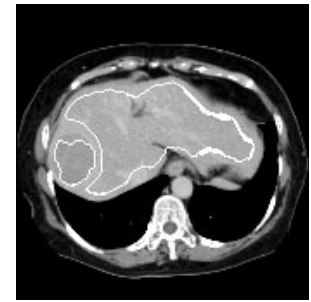
$$\phi(x, y, z, t + \Delta t) = \phi(x, y, z, t) + F(x, y, z)\Delta t \quad \dots (5)$$

3. 実験および考察

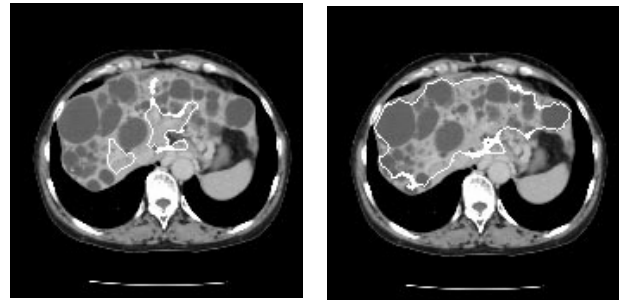
まず, 17 人の被検者を撮影した 3 次元腹部 CT 像 34 画像に提案手法を適用した結果について示す. ただし以下では異常部位 (がんと嚢胞) に対する処理を行わない場合 (著者らが最初に開発した 4 時相用の手法 [一杉 03] を単純に 2 時相用に変更した場合に対応するのでこれを従来法と呼ぶ) と比較しながら有効性を評価する. なお, マハラノビス距離値を求める際に必要な特徴量の平均値と共分散の学習には, 正常部位は 10 症例, がんは 12 症例, 嚢胞は 1 症例を用いた. また, 胆嚢の除去処理では 4 症例を学習用に用いた. 次に, 本章の後半では, 2003 年度コンピュータ支援画像診断学会で行われた肝臓領域抽出コンテスト [清水 04, 清水 HP] の結果について示して未学習画像に対する性能について考察する.

3. 1 大まかな抽出処理の結果と考察

まず, Fig. 7 (a) にがんを含む症例に対する大まかな抽出処理の結果を示した. これを見ると, 従来法 (同図 (a) 左) ではがんの領域は大きく見落とされていたが, 提案手法によって抽出精度が大きく改善されることが分かった. また, 同図 (b) に嚢胞を



(a) 肝細胞がんを含む症例



(b) 嚢胞を含む症例

Fig.7 大まかな抽出結果 (抽出領域の輪郭は白線)
(左: 従来法, 右: 提案手法)

含む症例の大まかな抽出結果を示したが, こちらも従来抽出できなかった領域を抽出できることが確認された. また, 胆嚢除去を行わなかった場合には, 17 症例中 11 症例で胆嚢を過抽出していたが, 処理を加えた結果, 全ての胆嚢の領域が除去されることも確認された.

Table1 に全症例に対する評価結果を示す. これを見ると, 従来がんが抽出できなかった 9 画像中 7 画像において, がんの領域を含めて肝臓領域を正しく抽出することができたことが分かるが, 2 画像 (同一の症例) ではがん領域の一部が欠けていた. 理由としては脾臓による重みが悪影響を与えたこと, 肝臓の辺縁部に存在したために後段の図形融合処理などでも補正できなかったことが考えられる. 次に嚢胞に注目すると, 今回の実験の範囲では全例が良好に抽出されていた. また, 他の部位の抽出不足も 13 から 2 へと大きく減少したが, これはがんに対応する処理の際に肝臓内の正常部位の一

Table1 大まかな抽出結果の目視評価
(17 症例 34 画像中)

	過抽出		抽出不足	
	従来	改良後	従来	改良後
肝細胞がん	-	-	9	2
嚢胞	-	-	2	0
その他	6	7	13	2

部も同時に抽出されたことによると考えられる。一方、今回の処理による悪影響も一部で観察され、胃壁や脾臓への過抽出が幾つかの症例で見られた。この理由としては、がんの濃度パターンと胃壁や脾臓の濃度パターンが類似していることがあげられるが、今後は、他の情報も併用して誤抽出を減少させる必要がある。

3. 2 詳細な抽出処理の結果と考察

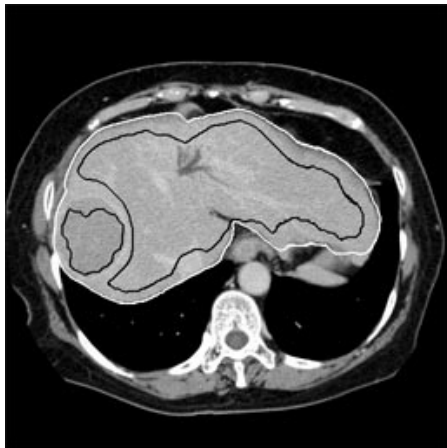
前節の結果を初期領域として詳細な抽出処理を適用した結果を Fig. 8 に示す。黒線が大まかな抽出処理の結果、白線が詳細な抽出処理の結果を示すが、おおよそ正確な肝臓領域が得られており、従来 (Fig. 7 の左図参照) 抽出に失敗していたがんや嚢胞が含まれるケースでも、提案した処理によって抽出に最終的に成功することが確認された。

一方、Fig. 9 に示した例は抽出不足となったがんの症例であり 3.1 節で既に示したが、この様に濃度値のムラが大きい場合には Level Set Method による抽出は難しく、大まかな抽出結果の失敗を挽回するまでには至らなかった。そこで、今後はこのような特徴のがんに対応した新たな処理の追加を検

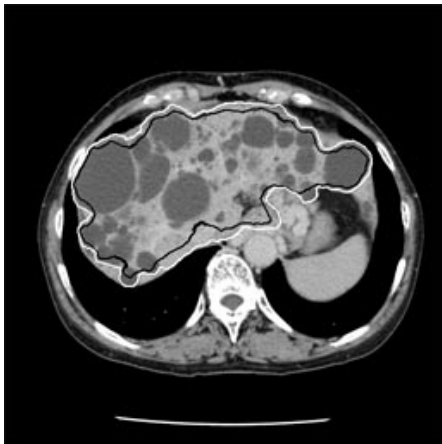
討する予定である。

Table2 に改良前後の最終的な輪郭の精度を目視により評価した結果を示す (従来法による結果が存在する 10 症例のみで評価)。ここで評価は、抽出輪郭面から ± 5mm 以内に真の輪郭が含まれていない部位の数を過抽出と抽出不足に分けてカウントした。まず、がんに注目すると、従来抽出できなかった全例でがんが抽出されるようになったことが分かる。一方、胃や脾臓への過抽出が 2 つ増えて 3 つとなったが、その他の部位の過抽出や抽出不足は従来と同程度であった。まとめると、提案法によって異常部位の抽出不足は解消されたが、副作用として胃や脾臓の一部を誤って抽出したと言える。

最後に、残りの 7 症例 14 画像も含めた全 17 症例 34 画像に対する目視評価の結果を Table3 にまとめた。新しく加えた 7 症例の大部分は抽出に成功していたが、Fig. 9 に示した例 (2 画像) で抽出不足が見られた。また、その他の部位も心臓や右腎臓の一部



(a) 肝細胞がんの症例



(b) 嚢胞を含む症例

Fig.8 詳細な抽出処理の結果 (白線)
(黒線は大まかな抽出結果)



Fig.9 失敗した症例 (右は拡大図)
(黒線：大まかな抽出結果、白線：最終結果)

Table2 従来法との最終結果の比較 (10 症例 20 画像)

	過抽出		抽出不足	
	従来	改良後	従来	改良後
肝細胞がん	-	-	5	0
嚢胞	-	-	0	0
胃、脾臓等	1	3	-	-
その他	3	3	7	6

Table3 最終結果の目視評価 (17 症例 34 画像)

	過抽出	抽出不足
肝細胞がん	-	2
嚢胞	0	0
胃、脾臓等	3	-
その他	6	6

が過抽出となり、肝臓の上端、下端、右端などの胃に近く曲率の大きな部位に幾つか抽出不足が見られた。

3. 3 未学習データに対する結果

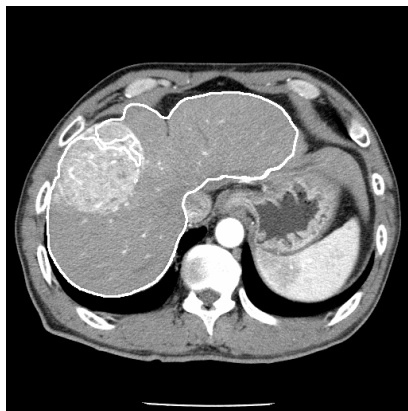
ここでは、2003年度コンピュータ支援画像診断学会大会で開催された肝臓領域抽出コンテストの結果について述べる[清水04, 清水 HP]. このコンテストでは、2症例から撮影した4画像に提案手法を適用し、その結果を3名の医師が評価した。Fig. 10に4画像に対する結果を示す。それぞれの画像に対する医師の採点(10点満点)はそれぞれ8, 9, 9, 9であった(評価は相対的に行われたが、基準の詳細については文献[清水04]を参照された)。結果の画像を見ると、最初の症例(同図(a), (b))では、左葉外側区域が抽出できていないが、その他の部分については、がんの領域でやや見落としがあるものの、ほぼ良好に抽出できていることが確認された。2つ目の症例(同図(c), (d))では、がんの領域を正しく肝臓領域に含めて抽出できており、未知データに対しても良好な結果が期待さ

れることが分かった。

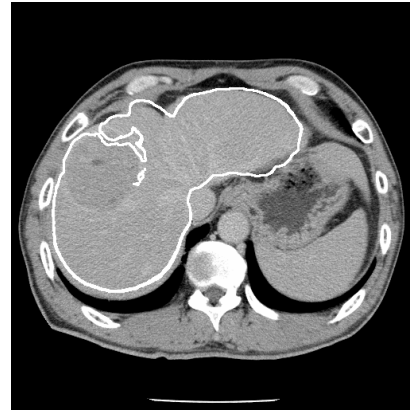
4. むすび

本論文では、3次元腹部CT像から肝臓領域を抽出する新しいアルゴリズムについて述べた。この処理では、正常な肝臓組織と肝がんや嚢胞などの病変部では濃度分布が異なることに注目し、それぞれの領域を抽出するための3つの処理を作成し、並列に組み合わせることで肝臓領域全体をもれなく抽出することが可能になった。提案したアルゴリズムをマルチスライスCT装置で撮影された17症例34画像に適用したところ、胃壁や脾臓への過抽出が一部増加したものの、従来抽出できなかったがんや嚢胞などの異常部位を肝臓領域に正しく含めて抽出できることが確認された。また、2003年度のコンピュータ支援画像診断学会大会で開催された肝臓領域抽出コンテスト用の画像に対する結果を示し、未学習画像に対する性能についても考察した。

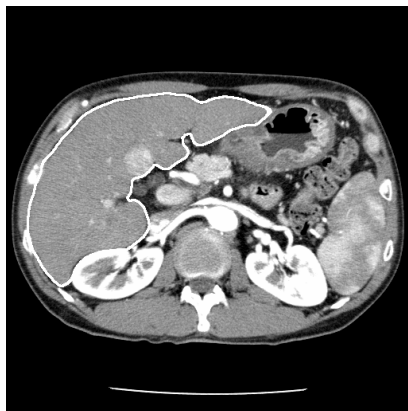
今後の課題としては、今回抽出できなかった胃の付近に存在する濃度ムラの大きながんへの対応、



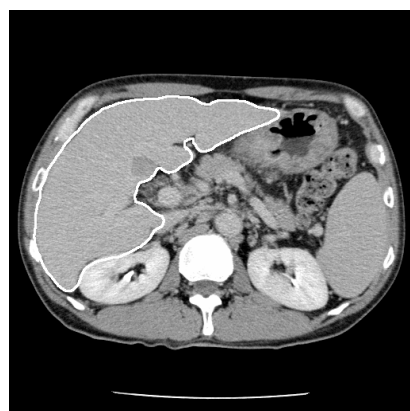
(a) 症例1の早期相



(b) 症例1の晩期相



(c) 症例2の早期相



(d) 症例2の晩期相

Fig.10 2003年度のコンテスト用画像に対する結果

嚢胞が多発した例における肝臓辺縁部の抽出精度の改善, 胃や膵臓などへの過抽出を抑制する処理の開発, 多試料による評価などがあげられる. また, 処理に用いている様々なパラメータの値は今回は実験的に決めているが, 対象とする組織の特徴との関係の解析や, それに基づくパラメータの決定方法の考案なども予定している.

謝辞 試料画像をご提供頂いた国立がんセンター東病院の縄野繁博士に深謝する. また, 日頃, 熱心にご討論頂く東京農工大学の小畑・清水研究室の各位に感謝する. なお, 本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金, 及び厚生労働省がん研究助成金による.

文 献

[がんセンター03] 国立がんセンター「がんの統計」編集委員会 編: がんの統計・3; 悪性新生物死亡数・死亡割合、部位別 (平成13年), 2003

<http://www.ncc.go.jp/jp/statistics/2003/data03.pdf>

[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. コンピュータ支援画像診断学会ニューズレター, No. 40, pp. 6-8, 2004

[清水 HP] 清水昭伸: 肝臓領域抽出コンテストのホームページ<http://www.tuat.ac.jp/~simizlab/CADM/index0.html>

[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. 信学技報, MI2003-105, Vol. 103, No. 599, pp. 45-50, 2004

[出口03] 出口大輔, 林雄一郎, 森健策, 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手法の開発. 第13回CADM大会講演論文集: 277-278, 2003

[中川04] 中川潤哉, 清水昭伸, 小畑秀文: 多時相の3次元マルチスライスCT像からの肝腫瘍の自動抽出手法の開発. 信学論, J87-D-II(1): 260-270, 2004

[縄野00] 縄野繁: 読影フィルムが津波のように押し寄せてくる. コンピュータ支援画像診断学会ニューズレター, 28: 12-13, 2000

[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, 7(4-2), 2003

[古川03] 古川寛, 上田克彦, 橋理恵, 他: Watershed法を用いた腹部CT画像からの肝臓領域の抽出. 第13回CADM大会講演論文集: 275-278, 2003

[増谷02] 増谷佳孝, 木村文彦, 佐久間一郎: 三次元医用画像における形状特徴の抽出とその肝臓形状モデリングへの応用(第2報). 第12回CADM大会講演論文集: 223-224, 2002

[榎本03] 榎本潤, 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, 7(4-1), 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, 7(4-3), 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, 7(4-4), 2003

[Caselles 93] Caselles V, Catta F, Coll T et al.: A geometric model for active contours. Numerische Mathematik Vol.66, pp. 1-31, 1993

[Malladi 95] Malladi R, Sethian J, Vemuri B: Shape modeling with front propagation: a level set approach. IEEE trans. PAMI, Vol. 17 No. 2, pp. 158-175, 1995

著者紹介



清水昭伸 (しみずあきのぶ)

平元名大・工・電気卒. 平6同大・大学院博士課程了. 同年同大・工・助手. 平10東京農工大学・大学院助教授. 博士(工学). 医用画像処理に関する研究に従事.

電子情報通信学会, 情報処理学会, 日本エム・イー学会, 日本医用画像工学会, IEEE 各会員



田村みさと (たむらみさと)

平15東京農工大学・工・電気電子卒. 現在, 同大・大学院・生物システム応用科学教育部に在籍中.

3次元医用画像処理に関する研究に従事.



小畑秀文（こばたけひでふみ）

昭42 東大・工・計数卒. 昭47 同大・大学院博士課程了. 工学博士. 東京大学宇宙航空研究所・助手を経て, 昭50 東京農工大学・工学部助教授. 昭61 同教授. 現在同大学・大学院教授. 音響・音声・画像の処理や認識などの研究に従事. 著書:「信号処理」(計測自動制御学会), 「CAI デジタル信号処理」(コロナ社), 「モルフォロジー」(コロナ社) など. 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 日本音響学会, 日本エム・イー学会, 日本医用画像工学会, IEEE 各会員

Development of liver region extraction method using gray features of lesions

Akinobu SHIMIZU[†] Misato TAMURA[†] and Hidefumi KOBATAKE[†]

[†] Institute of Symbiotic Science and Technology

Tokyo University of Agriculture and Technology

Abstract : This paper proposed an extraction method of liver regions in three dimensional abdominal CT images of early and late phases using gray features of not only normal liver tissues but also those of lesions. This method consists of two processes; 1) a rough estimation of liver regions based on two CT values of different phases, 2) a level set method so as to sophisticate the roughly extracted surfaces of livers. Here, the rough extraction process employs a unique parallel process which is made up of three local processes followed by integration of the three outputs, each of which focuses on normal tissues, cancer and cysts regions, respectively. This paper also describes experimental results of applying the proposed method to actual 34 images of 17 patients by multi-row detector CT scanners and unknown four images of two patients used in competition of 2003 with discussion on its effectiveness.

Keyword : Computer-Aided Diagnosis, Three dimensional CT image, Liver Region Extraction