

多時相 CT 像からの CT 値分布推定を用いた肝臓領域抽出手法の検討

出口 大輔^a, 林 雄一郎^a, 森 健策^a, 目加田 慶人^b,
末永 康仁^a, 長谷川 純一^b, 鳥脇 純一郎^b

^a 名古屋大学大学院情報科学研究科, ^b 中京大学生命システム工学部

A study on a method for automated liver region extraction by analyzing CT value distributions from multi-phase CT images

Daisuke Deguchi^a, Yuichiro Hayashi^a, Kensaku Mori^a, Yoshito Mekada^b,

Yasuhito Suenaga^a, Jun-ichi Hasegawa^b, Junichiro Toriwaki^b

^a Graduate School of Information Science, Nagoya University,

^b School of Life System Science and Technology, Chukyo University

Abstract: This paper proposes a method for automated liver region extraction by analyzing distributions of CT values from multi-phase 3D abdominal X-ray CT images. A simple thresholding method does not work well for extracting liver regions from single phase CT images, since the CT value of liver regions is very similar to those of other organs such as the heart and the spleen. The proposed method estimates a CT value distribution of liver region using early and late arterial phase CT images. We assume this distribution as Gaussian, and estimate it by the EM algorithm. The estimated distribution is used for determining the optimum threshold value for extracting liver region. Finally, the surface of the extracted liver region is smoothed along the border of liver region. We applied the proposed method to 19 cases of multi-phase abdominal CT images. The experimental results showed that the proposed method could extract liver regions satisfactorily.

Key words: Segmentation, Liver, Organ Recognition, Contrasted abdominal X-ray CT images

1. はじめに

我々は、これまでに肝臓の CAD システムへの利用を目的として肝臓領域の自動抽出手法の開発を試みてきた¹。この手法では、晩期相の CT 像の CT 値ヒストグラムを解析し、肝臓に対応する CT 値の分布を推定することで、肝臓抽出のしきい値を決定していた。晩期相では脾臓や心臓の CT 値が肝臓の CT 値と非常に類似しているため、単純なしきい値処理のみでは肝臓領域以外の脾臓や心臓などが過抽出される。そこで、距離値に基づく図形分割統合手法によりこれらの領域を肝臓から分離していた。しかし、心臓や脾臓との接触面積の大きさや、肝臓の形状によっては抽出過不足が発生していた。早期相と晩期相における肝臓領域と脾臓や心臓領域での CT 値を比較してみると、晩期相では同程度の値を示すが、早期相では肝臓領域の方が低い傾向にある。そこで、本研究では早期相と晩期相の 2 時相から肝臓領域の CT 値分布を推定し、肝臓領域の自動抽出を試みる。

2. 処理手順

本手法では、早期相と晩期相の 2 時相から、肝臓・血管・筋肉等に対応する CT 値の分布を推定し、肝臓抽出のしきい値を自動的に決定する。本手法は、大まかに分けて (A) 前処理, (B) 早期相と晩期相のレジストレーション, (C) CT 値ヒストグラム解析, (D) おおまかな肝臓領域抽出, (E) 輪郭補正, の 5 段階の処理からなる。(A) 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。

(B) 早期相・晩期相のレジストレーション 平行移動と回転の 6 自由度のパラメータを用いた剛体レジストレーション²を行う。本処理には非常に時間がかかるた

め, 1 辺の画素数を半分にした縮小画像を作成し, 各時相における撮影時の Image Position の差を初期値として, 剛体レジストレーションを行う。

(C) CT 値ヒストグラム解析 肝臓・血管 (心臓, 脾臓を含む)・筋肉等に対応する CT 値の分布は正規分布であり, 早期相・晩期相の分布はそれらの混合分布であると仮定して, EM アルゴリズム³を用いて各臓器に対応した CT 値の分布を推定する。ここで, 推定する各分布のパラメータを, 混合重み w , 平均値 μ , 分散 σ^2 (もしくは共分散行列 Σ) とし, 第 i 番目の分布は, 1 次元の場合を $\psi_i = (w_i, \mu_i, \sigma_i^2)$, 2 次元の場合を $\Psi_i = (w_i, \mu_i, \Sigma_i)$ と表す。本処理は, (a) 晩期相における肝臓の CT 値分布の推定, (b) 早期相と晩期相から肝臓領域の CT 値分布の推定, の 2 つの処理で構成される。晩期相では, 肝臓領域の CT 値が筋肉等と比べて高くなるため, CT 値ヒストグラム上に肝臓領域 (脾臓・心臓を含む) に対応する特徴的な分布が現れる。この分布パラメータを推定することにより, 処理 (b) の初期値を自動決定する。

[晩期相における肝臓の CT 値分布の推定] EM アルゴリズムの初期値として, 肝臓領域 $\psi_l^{(0)} = (0.5, 100, 5^2)$, 筋肉等 $\psi_m^{(0)} = (0.5, 50, 5^2)$ を用いる。そして, このアルゴリズムによって推定された分布を肝臓領域 ψ_l , 筋肉等 ψ_m とする。

[早期相と晩期相から肝臓領域の CT 値分布の推定] 処理 (B) 後の早期相画像と晩期相画像の CT 値から 2 次元ヒストグラムを作成する。得られる 2 次元ヒストグラムは Fig. 1 に示すように, 肝臓・血管 (心臓, 脾臓を含む)・筋肉等の混合分布となる。そこで, 肝臓領域

$\Psi_l^{(0)}$, 筋肉等 $\Psi_m^{(0)}$, 血管等 $\Psi_v^{(0)}$ を初期値とし, EM アルゴリズムを用いて各臓器の分布を推定する. ここで, 初期値は実験的に以下のように設定する.

$$\Psi_l^{(0)} = \left\{ 0.4, \begin{pmatrix} \mu_l \\ \mu_l \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_l^2 & 0 \\ 0 & \sigma_l^2 \end{pmatrix} \right\}$$

$$\Psi_m^{(0)} = \left\{ 0.4, \begin{pmatrix} \mu_m \\ \mu_m \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 4\sigma_m^2 & 0 \\ 0 & 4\sigma_m^2 \end{pmatrix} \right\}$$

$$\Psi_v^{(0)} = \left\{ 0.2, \begin{pmatrix} \mu_l + \sigma_l \\ 180 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} \sigma_l^2 & 0 \\ 0 & 30^2 \end{pmatrix} \right\}$$

EM アルゴリズムにより推定された分布パラメータを, 肝臓領域 Ψ_l , 筋肉等 Ψ_m , 血管等 Ψ_v とする.

(D) おおまかな肝臓領域抽出 処理 (C) で求めた肝臓領域の分布パラメータ $\Psi_l = (w_l, \mu_l, \Sigma_l)$ を用いて, 初期肝臓領域を抽出する. 具体的には, 2 時相間で対応する画素の晩期相での CT 値 v_1 , 早期相での CT 値 v_2 を成分とするベクトル $x = (v_1, v_2)^T$ を考え, 次式を満たす場合に肝臓画素と判定する. ここで, Σ_l の要素を $(\sigma_{11}^2, \sigma_{12}^2, \sigma_{21}^2, \sigma_{22}^2)$, $y = (1.5 \sigma_{11}, 1.5 \sigma_{22})^T$ とする.

$$(x - \mu_l)^T \Sigma_l^{-1} (x - \mu_l) \leq y^T \Sigma_l^{-1} y \quad (1)$$

(E) 輪郭補正 本処理は, 早期相と晩期相のそれぞれの時相で行う. まず, 原画像に半径 3 画素の球を構造要素とするオープニング演算, およびクロージング演算を施し, 微小な濃淡の突起を除去する. 次に, 処理 (D) で求めた初期肝臓領域の 2 値画像に対し, 各画素をその近傍 ($7 \times 7 \times 7$ 画素) 内で図形画素と背景画素の多い方に割り当てる. そして, 画素数が最大の連結成分を抽出した後, 半径 5 画素の球を構造要素とするクロージング演算を施し, 背景と 6 近傍で接する画素を境界画素として抽出する. 各境界画素毎に, 境界画素を中心とする半径 r の球を配置し, 球内のすべての原画像の画素値が T_1 以上かつ T_2 以下の場合, その領域を肝臓領域に加える. この処理を, 球の半径 r を徐々に大きくしていき, 条件を満たさなくなるまで続ける. 全ての境界画素に対して適用した結果を最終的な肝臓領域とする.

3. 実験結果と考察

本手法を造影 X 線 CT 像 19 例に適用した. 用いた CT 像の仕様は, 各スライスの画素数 512×512 画素, スライス枚数 161 ~ 248 枚, スライス内画素サイズ $0.540 \sim 0.625 \text{ mm}$, スライス厚 2.0 mm , 再構成間隔 1.0 mm である. 今回は最終的な肝臓領域を晩期相上で抽出し, 処理 (E) におけるしきい値は, Ψ_l の平均値 $\mu_l = (\mu_1, \mu_2)^T$ と $\Sigma_l = (\sigma_{11}^2, \sigma_{12}^2, \sigma_{21}^2, \sigma_{22}^2)$ を用いて $T_1 = \mu_1 - 2 \sigma_{11}$, $T_2 = \mu_1 + 3 \sigma_{11}$ とした. 実験計算機として OS: WindowsXP CPU: Xeon 3.4GHz \times 2 を用い, 処理時間は 1 症例あたり約 4 分であった. また, 抽出結果のスライス表示を Fig. 2 に示す. Fig. 2 を見ると, 良好な抽出結

果が得られていることが分かる. 従来手法では, 肝臓の形状が一部細くなっているため抽出の難しかった左葉の先端部まで抽出できている. これは, EM アルゴリズムによる肝臓領域の CT 値分布推定結果を用いた, 式 (1) による肝臓領域の抽出処理が適切に動作していることを示している. しかし, 辺縁に存在する腫瘍部分の一部が未抽出となっている. これは, 抽出した肝臓の CT 値分布に腫瘍領域の CT 値が含まれていなかったためである. 今後, 輪郭補正手法を再検討し, 腫瘍も合わせて抽出する必要がある. 今回の実験では最終的に晩期相で肝臓抽出を行ったが, Ψ_l には早期相における肝臓の CT 値分布の推定結果も含まれるため, 処理 (E) におけるしきい値 T_1 と T_2 を変更することで, 早期相からも肝臓抽出が可能であると考えられる. また, レジストレーションの精度を向上することにより, 推定した血管等の CT 値分布 Ψ_v を用いて血管等も自動抽出できると考えられる.

4. むすび

造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域自動抽出手法を開発した. 本手法を CT 像 19 例に適用し, 概ね良好に肝臓領域を抽出可能であることを確認した. 今後の課題として, 抽出精度の定量的評価, レジストレーション手法の改善, 医師による評価が挙げられる. 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に深謝する. また日頃ご指導頂く名古屋大学村瀬洋教授, ならびに討論頂く名古屋大学末永研究室, 村瀬研究室諸氏に感謝する. 本研究の一部は, 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る.

参考文献

- [1] 林雄一郎, 出口大輔, 森健策, 他, “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,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, 印刷中
- [2] F. Maes, A. Collignon, et al., “Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information,” IEEE TMI, Vol. 16, No. 2, 1997
- [3] D. A. Forsyth, J. Ponce, “Computer Vision A Modern Approach,” Prentice Hall, 2003

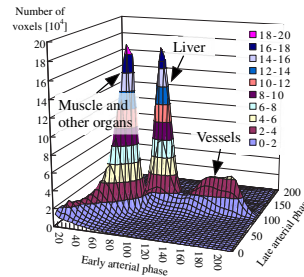


Fig.1 An example of a histogram of early and late arterial phase.



Fig.2 Extracted liver region on late arterial phase CT images.