

単純 X 線 CT 画像における肝臓血管の自動抽出法の初期検討

川尻 傑[†], 周 向荣[†], 張 学軍[†], 原 武史[†], 藤田広志[†]
横山龍二郎^{††}, 近藤浩史^{††}, 兼松雅之^{††}, 星 博昭^{††}

[†]岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

^{††}岐阜大学医学部附属病院放射線部 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

(2006年8月31日受付, 2006年11月20日受理)

An automatic extraction method of liver vessels in non-contrast X-ray CT images

Suguru KAWAJIRI[†], Xiangrong ZHOU[†], Xuejung ZHANG[†], Takeshi HARA[†], Hiroshi FUJITA[†]
Ryujiro YOKOYAMA^{††}, Hiroshi KONDO^{††}, Masayuki KANEMATSU^{††}, and Hiroaki HOSHI^{††}

[†]Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Sciences
Graduate School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu 501-1194, Japan

^{††}Department of Radiology, Gifu University Hospital, 1-1 Yanagido, Gifu 501-1194, Japan

(Received August 31, 2006, in final form November 20, 2006)

Abstract : We propose a new method for liver vessel extraction from 3-D non-contrast X-ray CT images and evaluate the performance of the method. First, the X-ray CT images are smoothed to reduce the noise using a median filter following by the extraction of liver region, and then the voxels in the range of pre-estimated liver-vessel grayscale levels are enhanced. Moreover, the line components in the liver are enhanced using multi-scale filtering. Finally, the liver vessels are extracted by using binalization. Twenty cases including two cases of contrast-enhanced CT images were employed to validate the proposed method by visual assessment between the vessel-enhanced result from non-contrast CT images and the result of vessels from contrast-enhanced CT images. It was found from our preliminary study that our proposed method may be useful to enhance liver vessels in non-contrast CT images.

Key words : Computer-aided diagnosis (CAD), torso X-ray CT, liver vessel extraction

1. はじめに

コンピュータ支援診断 (CAD: computer-aided diagnosis) とは, コンピュータの支援による医師の診断およびそれを実現するシステムのことである. CAD は, 医師の負担軽減, 診断ミスの防止, 病気の早期発見・早期治療への効果などが期待されるため, 現在研究が進んでいる.

われわれは, これまで人体の解剖学的な構造を認識するアルゴリズムの開発を行ってきた [1, 2]. その中で, 正確な人体構造の認識結果を CAD へ応用する研究に重点を置いている.

人体構造の中でも血管の情報, 特に動脈と静脈の情報は, 医師の診断や手術計画の立案において重要である. このことは, 同時に複数の病気の診断を支援する CAD の実現にも当てはまる. 血管の抽出・強調は文献 [3]において多くの例が取り上げられている. その中には, 造影 CT 画像からの肝臓血管抽出の報告 [4]はあるが, 単純 CT 画像からは筆者の知る限り報告がない.

本研究では, これまで誰も成功していなかった, 非造影の X 線 CT 画像から肝臓血管を抽出する手法を提案し, その可能性を示す. また, 提案する手法の有効性を検証するため, 同一患者の造影 X 線 CT 画像における肝臓血管領域との比較を行った.

2. 方法

今回提案する手法の処理の流れを Fig. 1 に示す. ここで,

Enhancement of liver vessels は血管強調であり, ここはさらに血管の可能性が高い画素値のボクセルを選択的に強調する処理 (2.3 で説明) と, 画像中から血管の可能性のある線の成分を強調する処理 (2.4 で説明) から構成される. 以下, 順に説明する.

2.1 ノイズの除去

Fig. 1 の Noise reduction では, CT 画像からノイズを除去する. ノイズ除去フィルタは, 様々な種類を検討した結果, ノイズ除去効果が最も大きかったメディアンフィルタ (フィルタサイズ 7×7×7 ボクセル) を利用した.

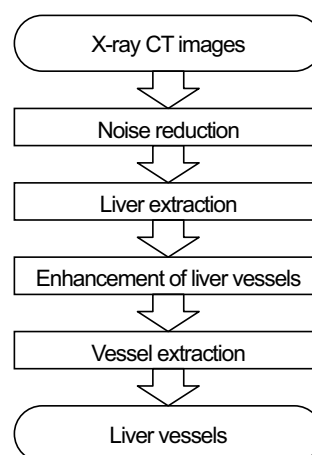


Fig.1 The flow diagram of our proposed method for extracting liver vessels from non-contrast X-ray CT images.

2.2 肝臓領域の自動抽出

肝臓領域は、[5]の手法を用いて抽出した (Fig. 1 の Liver extraction). [5]の手法の特徴は、事前に複数の症例から算出した肝臓の濃度値や位置をアトラスと呼ぶ確率分布で表現し、未知の症例に対する肝臓領域の抽出精度を向上させていることである。

2.3 肝臓血管の濃度確率分布を用いた肝臓血管の強調

ノイズ除去後の非造影 X 線 CT 画像 I における肝臓血管濃度の平均と標準偏差をそれぞれ μ と σ としたとき、式(1)に従って I の濃度 $I(x)$, $x = (x, y, z)$ を変換した画像 $p(x)$ を生成することで、肝臓血管の可能性が高い濃度値をもつボクセルを選択的に強調する。

$$p(x) = \mu \frac{\exp[-\{I(x) - \mu\}^2]}{2\sigma^2} \quad (1)$$

式(1)は、ボクセル値 $I(x)$ に関する窓関数であり、肝臓血管濃度を推定した分布 (濃度確率分布 [5]) $\exp[-\{I(x) - \mu\}^2]/(2\sigma^2)$ に平均 μ を乗じたものである。

肝臓血管の平均 μ と分散 σ は、次のように推定した。まず、文献 [5]の手法により、肝臓領域全体と肝臓の実質を抽出する。次に、肝臓領域全体から肝臓の実質を差分し、差分領域を得る。差分領域には、肝臓血管が多く含まれている可能性が高い。そこで、差分領域のボクセル値の平均や分散、ヒストグラムなどを求めることで、肝臓血管の平均などを推定した。その結果、差分領域のヒストグラムはおおよそ正規分布であることがわかったので、肝臓血管の濃度確率分布を正規分布と仮定した[6]。

2.4 ヘッセ行列に基づく線フィルタを用いた肝臓血管の強調

肝臓血管は線状かつツリー状の構造をしているという仮定のもと、2.3で強調した領域から線状の特徴をもつものを選択的に抽出し、血管の成分を強調することを検討した。線状の構造を強調する方法には、[4]や[7]の手法などがあるが、ここでは様々な幅の線構造に対応した、Sato らの提案した方法 [4]を利用した。パラメータは $\alpha = 0.25$, $\gamma_\phi = \gamma_\omega = 0.5$, $\sigma_i = s\sigma^{i-1}$, $i = 1, 2, 3$, $s = \sigma = 1.5$ ($\sigma_1 = 1.5$, $\sigma_2 = 2.25$, $\sigma_3 = 3.375$) とした。 α , γ_ϕ , γ_ω は線構造の強調度合い、 σ_i は抽出したい血管の半径に対応していると考えてよいパラメータであ

る。特に σ_i は、読影に重要で目視の確認が容易である、直径が3ボクセル以上ある血管を強調できるという観点から決定した。

2.5 血管の抽出

血管抽出処理 (Fig. 1 の Vessel extraction) では、上述の2つの方法により肝臓血管を強調した画像に対し、2値化を行うことにより、肝臓血管を抽出する。その結果、体積が100ボクセル以下の微小成分がある場合、それらを除去している。血管の連結処理などは行っていないが、現在検討中である。

3. 実験

上記の提案手法を用いて、岐阜大学附属病院で撮影された全20症例の体幹部造影 CT 画像に対し肝臓血管の強調・抽出を行い、その結果を MIP 画像による2次元表示の目視によって評価した。うち2症例は造影と非造影の両方を含む。

体幹部 CT 画像の濃度階調は16[bits]である。CT 画像を sinc 関数による補間により等方性に変換し、1ボクセルの画素間隔を造影・非造影ともに縦・横・高さすべて0.63 [mm]に揃えた後、肝臓を含む512[pixels]×512[pixels]×512 [slices]の領域を切り出した。GE LightSpeed 16の腹部標準カーネルで撮影され、管電圧は120[kV]、管電流は自動設定である。

なお、画像のノイズレベル特性を示すために、肝臓血管を含まない肝実質 (半自動で決定) の平坦部分 (64×64×64) について、造影剤注入前後の画像2症例 (A, B) を選択し、CT 値の平均 [HU] と標準偏差を求めた。CT 値の平均と標準偏差は、症例 A では造影前が順に62.5 [HU], 16.3, 造影後が順に129.4 [HU], 25.0 で、症例 B では造影前が順に62.4 [HU], 16.4, 造影後が順に118.0 [HU], 23.6 であった。

4. 結果と考察

実験結果の一例を、Fig. 2 に示す。これらは (a) 原画像 (非造影) と (b) 2.3 と 2.4 の方法による肝臓血管 (線成分) を強調した結果の1スライスである。Fig. 2 (a) の原



Fig.2 Results of liver vessel enhancement.

(a) A slice of an original non-contrast CT image.

(b) A slice of the enhanced result.

画像はウインドウレベル 74, ウインドウ幅 80 で表示した。この画像を表示する場合, ウインドウ幅やウインドウレベルをさまざまに調節したが, 肝臓血管と肝臓非血管部分の濃度差が少ないため, 肝臓血管を目視で識別することは困難であると推測できる。しかし, 今回提案した手法を利用すると, 肝臓血管が強調できることが Fig. 2 からわかる。

Fig. 3 の (a) に造影 X 線 CT 画像における肝臓血管を, (b) に (a) と同一患者の非造影 X 線 CT 画像, (c) に (b) より肝臓血管を本論文で提案した手法で強調した結果を示す。(a) から (c) で共通に静脈 (IHV: left hepatic vein, mHV: middle hepatic vein, rHV: right hepatic vein) を含むスライスを 1 枚 (左側) と門脈 (PV: portal vein) を含むスライスを 1 枚 (右側) を選び, その画像の一部を拡大している。それぞれを目視で比較・評価した結果, 造影画像 (a) と比較して同様の画像 (c) が得られていることがわかる。また, 放射線科医の目視評価により, 肝臓血管が強調されていることを確認した。しかしながら, ノイズを誤って血管と認識している可能性がある」と指摘された。

Fig. 3 (a) から (c) の比較から, 次のことがわかる。1 つ目は, ノイズ除去も含む本手法で用いた画像フィルタの影響により, 強調した血管の太さが実際とは異なる可能性である。これに対しては, ノイズ除去フィルタと肝臓血管強調処理において, パラメータの適切な選択で対応が可能と

考えている。2 つ目は, 血管以外の部分を強調している可能性や血管の強調がされていない箇所が存在する。これに対しては, 肝臓血管の濃度分布に類似した部位の存在や, 造影時 (a) と非造影時 (b, c) 間の微妙な位置ズレが原因で, 同一の血管形状とはならなかったことが理由であると考えている。

参考までに, 1 以上のボクセル値をもつ全画素の平均値で肝臓血管強調画像を 2 値化して肝臓血管を抽出した結果について, マーチングキューブ法によってサーフェスレンダリングを行い, 表示した結果を Fig. 4 に示す。これを見ると, 肝臓血管として強調した部分は連結性を保ち, また微小な体積をもつ成分が確認できないことがわかる。

最後に, この手法の欠点の 1 つに, CT 画像の平滑化により, 画像上で肝臓血管の口径が変化することがある。これを防ぐためには, 強調対象である肝臓血管の太さに応じ, 適切に平滑化と肝臓血管強調のパラメータを決め, 処理を実行する必要がある。

5. むすび

本研究では, 3 次元 X 線非造影 CT 画像からの肝臓血管を自動で強調および抽出するための強調手法を検討し, その性能を評価した。その結果, 提案した手法により, 非造

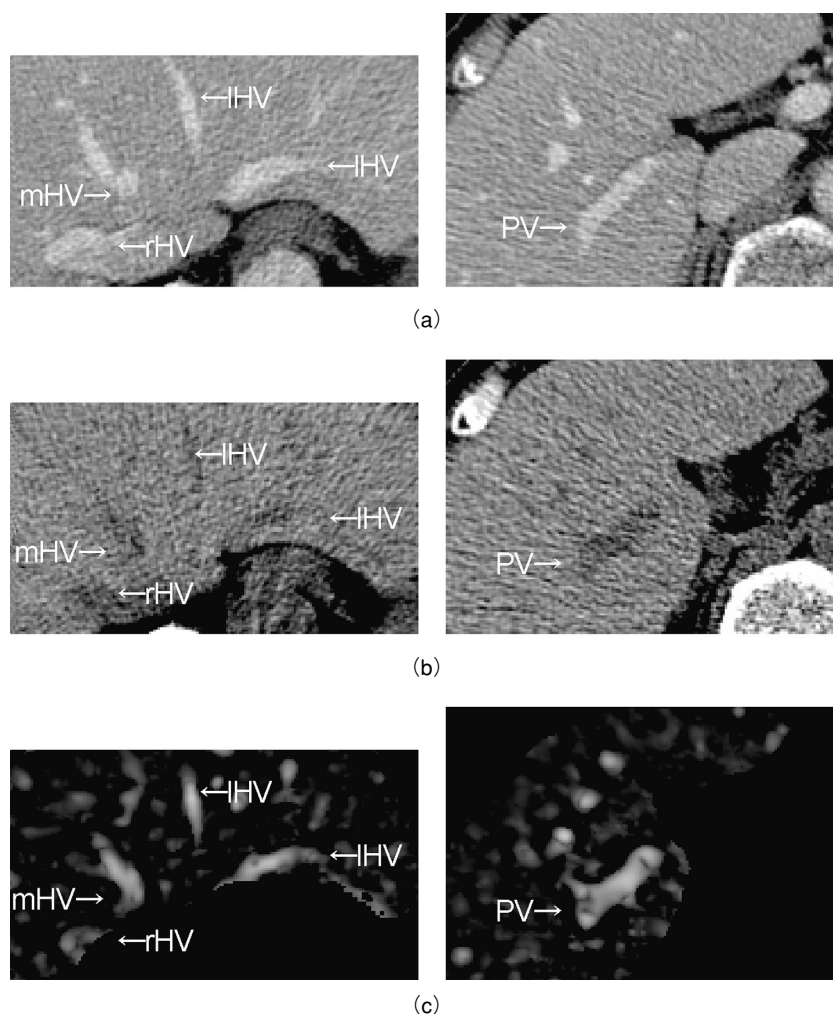


Fig.3 Comparing the results of liver vessel enhancement.

(a) Magnified slices of conventional contrast-enhanced CT images, (b) magnified slices of conventional non-contrast CT images, and (c) magnified slices of virtual contrast-enhanced CT images. (a), (b) and (c) are aligned from left to right with ascending order of slice number of images. Virtual contrast-enhanced means the technique of vessel enhancement proposed in this paper. rHV (right hepatic vein), mHV (middle hepatic vein), IHV (left hepatic vein), and PV (portal vein) in the images indicate the corresponding vessel, respectively.



Fig.4 A surface-rendering image of the result of liver vessel extraction from Fig. 1(b).

影 CT 画像からでも肝臓血管が強調・抽出できることがわかった。

今後の課題は、非造影画像において雑音を血管と誤認識している可能性が高い箇所を減少させるため、ノイズ除去や肝臓血管強調フィルタのパラメータを適切に設定するなどして、より血管の強調・抽出の精度を高めることである。また、強調した血管部分をより詳細に比較し精度を検証するため、文献[6]の内容を基に、肝臓血管と肝臓非血管部分の濃度における統計量（平均濃度など）による定量的な評価を行う。

謝辞

日ごろより熱心に御討論頂く岐阜大学藤田研究室の諸氏に深く感謝いたします。なお、本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金、日本学術振興会科学研究費補助金、および厚生労働省がん研究助成金（縄野班）による。

参考文献

- [1] Zhou X, Hayashi T, Hara T, et al.: Automatic segmentation and recognition of anatomical lung structures from high-resolution chest CT images, *Comp. Med. Imag. Graph.*, in press, 2006.
- [2] 周 向荣, 藤田広志: 体幹部領域の単純 CT 画像における解剖学的正常構造の認識, *Med. Imag. Tech.*, 24 (3), 167-172, 2006.
- [3] Kirbus C and Quek F: A review of vessel extraction techniques and algorithms, *ACM Computer Surveys (CSUR)*, 36(2), 81-121, 2004.
- [4] Sato Y, Westin C-F, Bhalerao A, et al.: Tissue classification based on 3 D local intensity for volume rendering, *IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics*, 6(2), 160-170, 2000.
- [5] 北川輝彦, 奥尾一将, 周 向荣, 他: 体幹部 CT 画像における横隔膜の変形による肝臓の確率的アトラスの自動生成とその肝臓自動抽出への応用, 電子情報通信学会技術研究報告, MI 2005-16,13-18, 2005.
- [6] 川尻 傑, 周 向荣, 原 武史, 他: 単純 X 線 CT 画像における肝臓血管の自動抽出手法の開発と性能評価, 信学技報, MI 2006-25, 31-36, 2006.
- [7] Tong WS, Tang CK, Mordohai P, et al.: First order augmentation to tensor voting for boundary inference and multiscale analysis in 3D, *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 26(5), 594-611, 2004.