

局所濃淡構造解析を用いた3次元腹部造影CT像からの胆道自動抽出手法

古閑 楠人[†] 林 雄一郎^{††} 廣瀬 友昭^{†††} 小田 昌宏[†] 北坂 孝幸^{†††}
伊神 剛^{†††} 椰野 正人^{†††} 森 健策^{††,†}[†] 名古屋大学大学院情報科学研究科 〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町
^{††} 名古屋大学情報連携統括本部情報戦略室 〒464-8601 愛知県名古屋市千種区不老町
^{†††} 名古屋大学大学院病態外科学講座腫瘍外科学 〒466-8550 愛知県名古屋市昭和区鶴舞町65
^{††††} 愛知工業大学情報科学部情報科学科 〒470-0392 愛知県豊田市八草町八千草1247

あらまし 本稿では、3次元腹部造影CT像からの胆道自動抽出手法を提案する。CT像上での胆道は、その周囲と比較して濃度値が低い線状構造である。そこで、本手法ではヘッセ行列の固有値を用いた局所濃淡構造解析による暗線状構造強調(DLSE)フィルタを用いる。また、本手法は肝内と肝外の胆道を別々に抽出する。まず、肝内胆管領域をDLSEフィルタにより抽出する。肝外胆道系は、胆道の濃度値に近い軟部組織が周囲に存在しているため、DLSEフィルタにより十分に強調されない。そこで、CT像の軟部組織と胆道壁を強調した補正画像を作成する。補正画像に対してDLSEフィルタと領域拡張法を適用して肝外胆道系を抽出する。最後に、肝内と肝外の抽出結果を統合して、胆道領域を得る。本手法を胆管拡張症例の門脈相CT像16例に対して適用した結果、医師から半数の症例について概ね良好であるという評価を得た。

キーワード 胆道, 胆管, 胆管拡張症, 腹部CT像, 局所濃淡構造解析

A method for automated extraction of biliary tract from 3D abdominal contrast CT images based on local intensity structure analysis

Kusuto KOGA[†], Yuichiro HAYASHI^{††}, Tomoaki HIROSE^{†††}, Masahiro ODA[†],
Takayuki KITASAKA^{††††}, Tsuyoshi IGAMI^{†††}, Masato NAGINO^{†††}, and Kensaku MORI^{††,†}[†] Graduate School of Information Science, Nagoya University
^{††} Strategy Office, Information and Communications Headquarters, Nagoya University
^{†††} Division of Surgical Oncology, Department of Surgery, Graduate School of Medicine, Nagoya University
^{††††} School of Information Science, Aichi Institute of Technology

Abstract In this paper, we propose a method for automated extraction of the biliary tract from abdominal contrast CT volumes based on local intensity structure analysis. Our method utilizes a dark linear structure enhancement (DLSE) filter based on the local intensity structure analysis of the eigenvalues of the Hessian matrix. Our method extracts the intrahepatic bile duct (IHBD) and the extrahepatic biliary tract (EHBT) separately. Firstly, we extract the IHBD region by using the DLSE filter. The DLSE filter cannot enhance the EHBT effectively because intensity value of the soft tissue in the neighborhood of the EHBT is very similar to that of the EHBT. Therefore, we generate a modified image, that is obtained by enhancing the soft tissue and biliary wall from the CT volume. Then, we extract the EHBT using DLSE filter and a region growing method from the modified image. Finally, we obtain the region of biliary tract by combining IHBD and EHBT regions. In the experiment using 16 cases of CT volumes, a medical doctor evaluated that our approach produced good results in half of the cases.

Key words biliary, bile duct, cholangiectasis, abdominal contrast CT images, local intensity structure analysis

1. まえがき

人体の腹部には様々な臓器が存在しており、さらにその存在位置やサイズ、形状などは一様ではない。腹部外科手術においては、臓器の存在位置及び位置関係を把握し、誤認なく安全に手術を成功させることが求められる。一方、医用画像診断装置の性能向上により、高精細な CT 像の撮像が可能となった [1]。さらに、計算機の性能向上と医用画像処理技術の発展により、医用画像を用いて医師を支援する様々なシステムが提案されている。特に、外科手術の支援を行う、計算機支援外科 (Computer Aided Surgery: CAS) システムの開発が目覚ましい [2]。CAS システムにおいて、医用画像からの臓器の自動抽出は重要な基盤技術である。実際、実質臓器や管腔臓器などの自動抽出に関する研究は数多く報告されており [3]~[6]、様々なアプローチからその抽出精度の向上が試みられている。

本研究では胆道に着目する。胆道とは、肝細胞から分泌された胆汁が十二指腸に流出するまでの全排泄経路であり、胆管、胆嚢、乳頭部により構成される。図 1 に胆道の概要を示す。

胆道疾患には肝合併切除が必要な場合がある。その際、血管や胆管などの脈管系の位置関係を誤認して手術を行うと、重大な合併症に繋がる危険がある。そのため、脈管系の位置関係の術前把握が非常に重要となる。

胆道疾患の精密検査の際には、血管の造影 CT を行う。また、胆道疾患の状態を検査するために、核磁気共鳴胆管造影 (MRC: Magnetic Resonance Cholangiography) なども行う。現在、MRC によって得られる胆道強調画像から自動的に胆道を抽出する研究が行われている [8]。しかし、検査数が複数になると、患者の身体的負担や医療コストが高まる。そこで、検査数の減少を目指すため、本稿では血管造影 CT 像を用いた胆道抽出手法を提案する。

血管造影 CT 像においては、動脈、門脈、静脈などの血管や血流豊富な臓器は、造影剤の影響により高い CT 値をとるため、比較的容易に抽出することができる。しかし、胆道内部の胆汁は造影されず、CT 値は造影前とほぼ変化しない。また、肝外においては胆道周囲の脂肪などの軟部組織も CT 値はほぼ変化せず、胆汁の CT 値に近い値のため、CT 値に対するしきい値処理による胆道抽出は困難である。そこで、本研究では胆道の局所濃

淡構造情報を抽出に利用する。胆管は周囲より暗い線状の構造であるとみなすことができる。血管抽出の研究に、ヘッセ行列の固有値を用いた局所濃淡構造解析を利用した抽出手法 [9], [10] がある。これらの手法では、造影時の血管は CT 値が周囲より高く、線状構造であるという情報を利用している。本研究では、このヘッセ行列の固有値を用いた局所濃淡構造解析手法を胆道抽出に応用し、暗線状構造を強調するフィルタを用いて胆道の抽出を試みる。

以下、2. で提案手法、3. で実験とその結果、4. で考察を述べる。

2. 手 法

2.1 概 要

本手法では、3 次元腹部造影 CT 像から胆道領域の自動抽出を行う。造影 CT 像は、胆道とその周囲の組織とのコントラストが明確になる門脈相を用いる。また、正常な胆管は非常に細く、抽出が困難である。よって本稿では、図 2 のような、実際に手術の対象となることがある、中・下部胆管閉塞による胆管拡張症例を対象として胆道自動抽出を行う。

CT 像上の胆道の CT 値はおおよそ $-40 \sim 100$ [H.U.] である。図 2 に示すように、門脈相における胆道領域は、その周囲と比較して濃度値が低く、胆嚢を除けば線状構造である。よって、本手法は局所濃淡構造解析を利用し、周囲と比較して濃度値が低い線状の構造物を強調することで胆道を抽出する。

しかし、肝外においては胆道の濃度域に近い脂肪などの軟部組織が近隣に存在するため、すべての肝外胆道系が周囲と比較して濃度値が低いとはいえない。そこで、胆道抽出法を肝内と肝外で分割し、肝外胆道系の抽出においては軟部組織や胆道壁の濃度値を変更することによって、肝内と同様の解析手法を利用可能にする処理を加える。

本手法のフローチャートを図 3 に示す。以下、2.2 で注目領域がその周囲と比較して濃度値が低く、線状構造である領域の強調を行うフィルタ、暗線状構造強調 (DLSE) フィルタについて定義し、2.3 で肝内胆管抽出法、2.4 で肝外胆道系抽出法、2.5 で各抽出結果の統合処理について述べる。

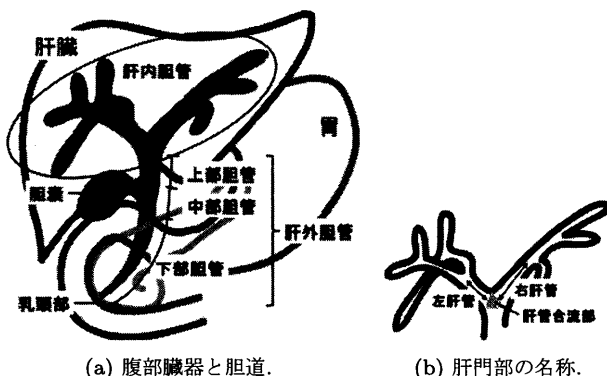


図 1 胆道の概要。文献 [7] 参考。



図 2 胆管拡張症例の CT 像 (門脈相)。胆道を黒実線で囲って示す。肝内胆管は高濃度値に囲まれているが、肝外胆道系は必ずしもそうではない。

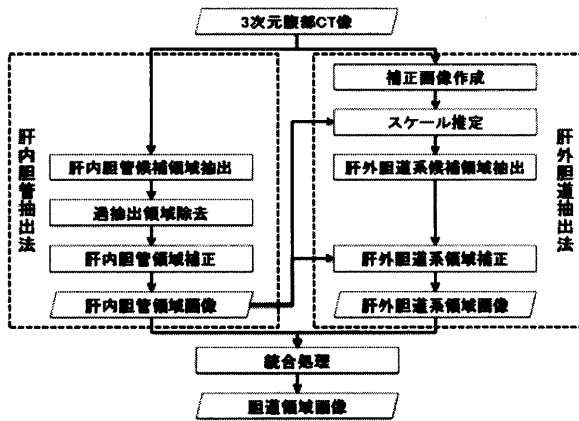


図3 本手法のフローチャート

2.2 暗線状構造強調 (DLSE) フィルタ

局所濃淡構造解析 [9], [10] では、ヘッセ行列の固有値を用いて画像内の局所領域がどのような構造を持つか解析を行う。ここで、 $f(\mathbf{x})$ を画素 $\mathbf{x} = (x, y, z)$ における濃度値関数とする。ヘッセ行列は、

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial z} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial z \partial x} & \frac{\partial^2 f}{\partial z \partial y} & \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} \end{bmatrix} \quad (1)$$

で与えられる。ヘッセ行列 \mathbf{H} の固有値を $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ($\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3$) とする。ここで文献 [9] で定義された明線状構造強調フィルタを基に、暗線状構造強調 (DLSE) フィルタを λ_1 と λ_3 を入れ替え、不等号を反転することにより、

$$S_{line}(f) = \begin{cases} |\lambda_1| \cdot \psi(\lambda_2; \lambda_1) \cdot \omega(\lambda_3; \lambda_2) & \lambda_1 \geq \lambda_2 > 0, \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (2)$$

とする。ここで、 ψ, ω は、文献 [9] の定義では DLSE フィルタに適用できないため、

$$\psi(\lambda_s; \lambda_t) = \begin{cases} \left| \frac{\lambda_s}{\lambda_t} \right|^\gamma & |\lambda_t| \geq |\lambda_s| \text{ and } \lambda_t \lambda_s > 0, \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (3)$$

$$\omega(\lambda_s; \lambda_t) = \begin{cases} \left(1 - \left| \frac{\lambda_s}{\lambda_t} \right|\right)^\gamma & |\lambda_t| \geq |\lambda_s| \text{ and } \lambda_t \lambda_s > 0, \\ \left(1 - \alpha \left| \frac{\lambda_s}{\lambda_t} \right|\right)^\gamma & \frac{|\lambda_t|}{\alpha} > |\lambda_s| \text{ and } \lambda_t \lambda_s < 0, \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (4)$$

とした。

また、マルチスケールへの対応のため、ヘッセ行列算出の際に濃度値関数 $f(\mathbf{x})$ にガウス関数 $G(\mathbf{x}; \sigma_f)$ を畳み込む。ただ

し、 σ_f は標準偏差である。この標準偏差を調節することによって、マルチスケールでの局所構造を強調することが可能となる。ここで、 σ_f は $\sigma_i = \sigma_1 s^{i-1}$ とする。ただし、 s は正数、 i はスケールインデックス ($i > 0$) とする。そして、各スケールでの DLSE フィルタ出力の最大値をとる。すなわち、

$$M_{line}(f; \sigma_1, s, n) = \max_{1 \leq i \leq n} S_{line}(f; \sigma_i) \quad (5)$$

とする。ただし、 n は非負整数とする。

2.3 肝内胆管抽出

2.3.1 概要

入力 of CT 像を I_{in} とする。肝内胆管の抽出は、肝内胆管末梢から肝管合流部まで (図 1 参照) の抽出を目的とする。 I_{in} に対して DLSE フィルタを適用し、そして、DLSE フィルタによって高い反応を得た領域を候補領域として抽出する。候補領域中の過抽出領域を除去し、穴埋め処理を行なって肝内胆管領域 B_1 を抽出する。以下に詳細を示す。

2.3.2 肝内胆管候補領域抽出

I_{in} の各画素の濃度値を示す関数を f_{in} とする。 I_{in} に DLSE フィルタ $M_{line}(f_{in}; 1, \sqrt{2}, 5)$ を適用し、CT 像中の肝内胆管を強調する。 $-30[\text{H.U.}] \leq f_{in} \leq 100[\text{H.U.}]$ かつ $M_{line} \geq 50$ に該当する領域を抽出し、これを肝内胆管候補領域 A_1 とする。

2.3.3 過抽出領域除去

I_{in} には胆道以外にも暗線状構造の組織が存在しているため、 A_1 領域には多くの過抽出が存在する。過抽出の大半は軟部組織であるため、 A_1 から軟部組織を除去し、肝内胆管の存在位置の情報を用いて肝内胆管のみを抽出する。

まず、CT 値に対するしきい値処理により脂肪などの軟部組織を求める。 $f_{in} \leq 0[\text{H.U.}]$ に該当する領域に 26 近傍ラベリングを適用し、画素数が最大のラベルを抽出する。この領域に、半径 1.0[mm] の球を構造要素とした Dilation 処理、及び半径 0.5[mm] の球を構造要素とした Closing 処理を行い、軟部組織領域 A_2 を得る。 $A_1 \cap \overline{A_2}$ を計算することにより、過抽出された軟部組織を除去した領域を得る。この処理では、濃度値が 0[H.U.] 以上の過抽出された軟部組織は除去されない。そこで次に、胆道は腹部領域において身体の右側頭側腹側に存在するという情報を利用してラベル選択を行う。 $A_1 \cap \overline{A_2}$ に対して、26 近傍ラベリングを適用し、ラベル i の重心 $\mathbf{g}_i = (x_i, y_i, z_i)$ を各ラベル領域について求めることで、残りの過抽出領域を除去する。CT 画像の腹背方向の画素数 $w[\text{pixels}]$ 、左右方向の画素数 $h[\text{pixels}]$ 、頭尾方向のスライス枚数 $d[\text{枚}]$ とすると、各ラベルにおいて重心位置が、 $x_i < w/2, y_i < h/2, z_i < d/2$ であるかをラベルの体積の降順で判定を行い、最初に合致したラベル領域を選択して A_3 とする。これにより、胆管領域のラベルを選択する。

2.3.4 肝内胆管領域補正

A_3 とその背景を反転して 6 近傍ラベリングを行い、最大画素数を持つ連結成分を背景、それ以外を肝内胆管領域 B_1 とすることで穴埋め処理を行い、肝内胆管の抽出を終える。

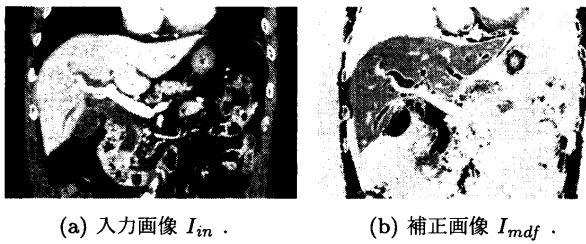


図4 補正画像の作成. 軟部組織と胆道壁の強調.

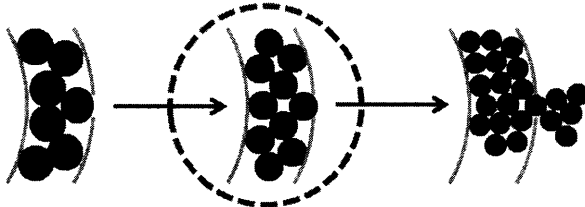


図5 スケール推定の概要. 徐々に領域拡張法の構成要素の球を小さくし, 過大抽出前の球の半径を選択する.

2.4 肝外胆道系抽出

2.4.1 概要

肝外胆道系の抽出は, 肝管合流部から中・下部胆管の閉塞部まで(図1参照)の抽出を目的とする. 肝外では, 胆道の周囲に濃度値の低い軟部組織が存在しているため, DLSEフィルタをそのまま I_{in} に適用しても胆道が強調されにくい. そのため, I_{in} における軟部組織及び胆道壁を高濃度値とした補正画像を作成することで, DLSEフィルタにより肝外胆道系が強調されやすくする. また, 肝外胆道系は肝内胆管に比べて太いため, DLSEフィルタ $M_{line}(f_{in}; \sigma_1, s, n)$ で用いる σ_1 が小さいと, 胆道以外の領域が強調され過抽出がCT像全体に広がってしまう. そこで, 肝内胆管の抽出結果 B_1 と領域拡張法を用いて肝外胆道系の最小スケールを推定することによって過抽出を防ぎ, 肝外胆道系領域 B_2 を抽出する.

2.4.2 補正画像作成

まず, 補正の対象とする軟部組織を抽出する. $f_{in} \leq -40[\text{H.U.}]$ に該当する領域を抽出し, 抽出領域に対して半径 $1.0[\text{mm}]$ の球を構成要素とした Dilation 処理, 及び半径 $0.5[\text{mm}]$ の球を構成要素とした Closing 処理を行い, 得られた領域を軟部組織領域 A_4 とする. I_{in} 中の A_4 領域の画素の濃度値を $200[\text{H.U.}]$ に変え, これにメディアンフィルタ(マスクサイズ $3 \times 3 \times 3[\text{voxels}]$)を適用し, 得られた画像を I_{med} とする. 次に, 胆道壁を抽出するために, I_{in} に明面状構造強調フィルタ [9] $M_{sheet}(f_{in}; 1, \sqrt{2}, 1)$ を適用する. そして, I_{med} において, $M_{sheet} \geq 40$ を胆道壁と考え, その画素の濃度値を $200[\text{H.U.}]$ に変え, これを補正画像(図4) I_{mdf} とする.

2.4.3 スケール推定

肝外胆管を強調するための DLSE フィルタの適切なスケールを設定するために, 肝内胆管領域 B_1 と領域拡張法により, 肝外胆管の最小スケールを推定する.

B_1 にユークリッド距離変換 [11] を施し, 距離値の最大値 $r_{i,max}[\text{mm}]$ と最大値を得る画素位置 p を得る. 領域拡張法の

拡張条件を濃度値域 $-20[\text{H.U.}] \leq f_{mdf} \leq 60[\text{H.U.}]$ する. p を始点にして領域拡張法を, 図5に示すように, 構造要素の球の半径を $r_{i,max}[\text{mm}]$ から, 徐々に小さくして繰り返し適用する. 各半径での抽出時の抽出領域の体積を算出し, 体積があるしきい値以上になる直前の構造要素の球の半径を $r_{e,min}[\text{mm}]$ とする. ここでは, 胆道の体積を考慮して, しきい値を $40,000[\text{mm}^3]$ とした. ただし, 構造要素の球の半径が $0.5[\text{mm}]$ 以下になった場合は, 半径を $0.5[\text{mm}]$ とする.

2.4.4 肝外胆道系候補領域抽出

肝外胆道系候補領域の抽出は, 先に求めた $r_{e,min}[\text{mm}]$ を使用して, DLSE フィルタと領域拡張法によって行う. この2つの方法によって, 暗線状構造で, ある程度の太さを持った管を抽出できる.

2.4.3で推定した半径 $r_{e,min}[\text{mm}]$ の球を構成要素, p を始点, $-20[\text{H.U.}] \leq f_{mdf} \leq 60[\text{H.U.}]$ を拡張条件とする領域拡張法により得られた領域を肝外胆道系候補領域 A_5 とする. また, DLSE フィルタでは半径が $r_{e,min}[\text{mm}]$ 以上の領域を強調する. $i_{min} = \lfloor \log_{\sqrt{2}} r_{e,min} + 1 \rfloor$ を算出する. ここで, $\lfloor y \rfloor$ は, 実数 y 以下の最大の整数を示す床関数である. 補正画像 I_{mdf} に, DLSE フィルタ $M_{line}(f_{mdf}; \sqrt{2}^{i_{min}-1}, \sqrt{2}, 9 - i_{min})$ を適用する. これにより, 補正画像 I_{mdf} の始点 p を含む, 太さ $r_{e,min}[\text{mm}]$ 以上の肝外胆道系を強調する. $M_{line} \geq 50$ に該当する領域を肝外胆道系候補領域 A_6 とする.

2.4.5 肝外胆道系領域補正

$A_5 \cap A_6$ に26近傍ラベリングを適用し, 2.3.4で得られた肝内胆管領域 B_1 と一部でも重なるラベルの中で画素数が最大のラベル値をもつ領域 A_7 を抽出する. A_7 に, 2.3.4と同様に穴埋め処理を行い, この出力を肝外胆道系領域 B_2 とし, 肝外胆道系の抽出を終える.

2.5 統合処理

$B_1 \cup B_2$ の領域を胆道領域 B_{out} として胆道の抽出を終了する.

3. 実験と結果

3.1 実験条件

提案手法を中・下部胆管閉塞による胆管拡張症例16例に適用し, 抽出結果とその評価を行う. 入力には3次元腹部造影CT像(門脈相)である. 16症例のCT像の仕様は, 画像サイズ $512 \times 512[\text{pixels}]$, スライス枚数 $391 \sim 521[\text{枚}]$, 画素サイズ $0.506 \sim 0.665[\text{mm}]$, 再構成間隔 $0.500[\text{mm}]$, スライス厚 $1.00[\text{mm}]$ である.

実験環境として, CPU: Intel(R) Xeon(R) CPU X5570 $2.93\text{GHz} \times 2$, Memory: 8GB, OS: Windows 7(64bit)の計算機を使用した. 本手法の処理時間はおおよそ5分であった. 局所構造強調フィルタの重み関数のパラメータは, 実験的に $\gamma = 1.0$, $\alpha = 0.25$ とした.

3.2 結果と評価

3.2.1 抽出結果

胆道領域の正解領域と自動抽出領域を, ボリュームレンダリング(VR: Volume Rendering)法 [11] によって表示した例を図

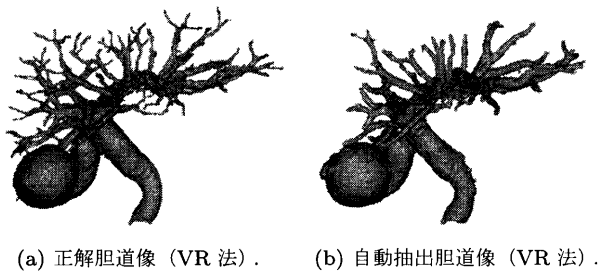


図 6 本手法を適用して良好に抽出された例。主要な胆道が十分に抽出され、合流異常が殆ど無い。

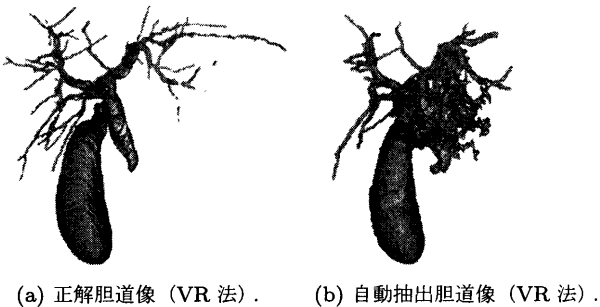


図 7 本手法を適用して概ね良好に抽出された例。主要な胆道が十分に抽出されているが過抽出が見られる。

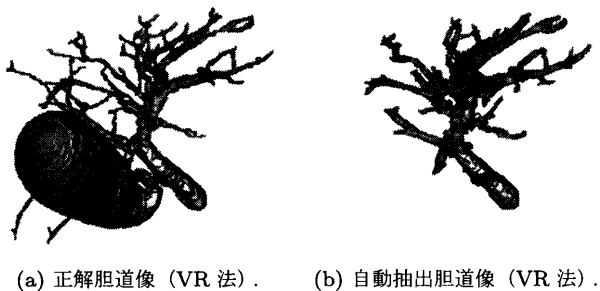


図 8 本手法を適用して一部不良に抽出された例。肝内胆管の未抽出が多く、過抽出も多い。また、胆嚢が未抽出である。

6, 7, 8 に示す。

図 6 は良好に抽出された例, 図 7 は概ね良好に抽出された例, 図 8 は一部不良に抽出された例である。

3.2.2 医師による評価結果

16 症例について, 医師 1 名による目視評価を行った。肝内胆管の主要分枝までの抽出精度, 肝外胆管の抽出精度, 合流異常などを考慮して評価を行った。16 症例のうち 1 例が良好, 7 例が概ね良好, 2 例は一部不良, 6 例は不良であった。

3.2.3 定量的精度評価結果

医師によって作成された正解領域と胆道自動抽出結果を, 一致度 (JI: Jaccard Index), 適合率 (Precision rate), 再現率 (Recall rate), F 値 (F-measure) により評価をした。これらの評価値は, 正解胆道領域を A , 胆道自動抽出領域を B とすると,

$$\text{一致度} = \frac{A \cap B}{A \cup B} \times 100[\%] \quad (6)$$

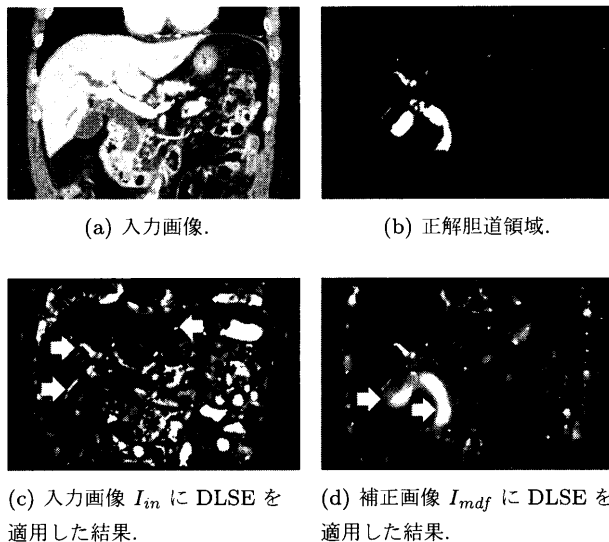


図 9 DLSE フィルタの出力結果。フィルタ出力の強弱を白～黒で示す。また、矢印で胆道を示す。

$$\text{適合率} = \frac{A \cap B}{B} \times 100[\%] \quad (7)$$

$$\text{再現率} = \frac{A \cap B}{A} \times 100[\%] \quad (8)$$

$$\text{F 値} = \frac{2 \times \text{適合率} \times \text{再現率}}{\text{適合率} + \text{再現率}} [\%] \quad (9)$$

により定義される。

16 症例について, 全く胆道が抽出されなかった症例が 2 例あり, これらを除いた 14 症例について上記評価値を算出すると, 平均一致度 50.8%, 平均適合率 60.9%, 平均再現率 64.3%, 平均 F 値 61.8% という結果が得られた。

4. 考 察

3. で示した評価結果において, 医師からは全 16 症例中の半数について概ね良好以上の評価が得られた。また平均一致度が 50.8% であったことから, 提案手法による 3 次元腹部 CT 像からの胆道領域自動抽出の可能性が示唆された。本手法では, 胆道抽出に DLSE フィルタを用いたが, 図 9 に示すように, DLSE フィルタにより胆道領域が良好に強調された。肝内胆管は, 図 9(c) に示すように, 原画像に対してそのまま DLSE フィルタを適用することで十分に強調されている。一方, 肝外胆道系は, 原画像に対して DLSE フィルタを適用しても十分に強調されない。本手法で作成した補正画像を用いることで, 図 9(d) に示すように DLSE フィルタにより肝外胆道系の強調が可能になった。また, 図 10 に示すように, 補正画像に対して領域拡張法を適用することにより, 肝外胆道系の過抽出を削減することができた。

入力画像に対して DLSE フィルタを適用することにより, 肝内胆管は十分に強調された。しかし, その後の自動選択されたラベル領域 A_3 には, 図 11 に示すように, 一部の肝内胆管のみしか抽出されなかった症例が存在した。

これは, 肝内胆管の合流部 (肝管合流部) が肝外にあるために, すべての肝内胆管領域が 1 つの領域としてラベル付けされ

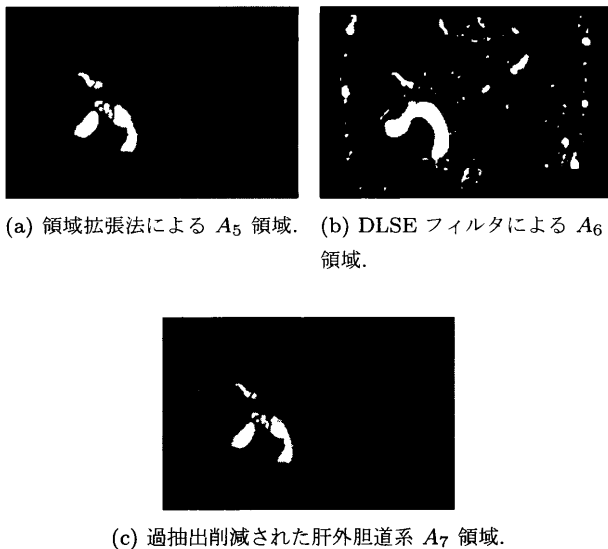


図 10 領域拡張法による過抽出削減. 図 9 と同一症例.



図 11 ラベル自動選択による領域抽出. 抽出すべき肝内胆管が欠落した例.

なかったことが要因である。また、肝内胆管の末梢部においても、DLSE フィルタによって強調されている胆管が、主幹と接していないためにラベリング処理によって欠落し得る。以上の問題点の解決策として、肝臓領域情報の利用により DLSE フィルタで強調されたすべての肝内胆管を抽出することで、精度が向上すると考える。

肝外胆道系の抽出においては、肝内胆管の抽出が概ね良好であった症例については、肝管合流部から中・下部胆管閉塞部まで十分に抽出された。しかし、肝外胆道系の抽出には、先に抽出した肝内胆管の情報を利用しているため、肝内胆管の抽出結果によってはスケール推定のための領域拡張の始点が適切に設定されない。これは、オペレータによる始点入力あるいは肝外胆管の位置推定を行うことにより解決できると考えられる。

最後に、本手法では胆嚢の抽出について未考慮である（図 8）。実際、胆嚢を抽出可能な症例も存在したが、胆嚢と肝外胆道系を接続する胆嚢管は、胆管拡張症例においても合流部が視認できないこともあり、肝外胆管と連続して抽出することは難しい。そのため、胆嚢抽出手法を今後開発する必要がある。胆嚢抽出に関しては、いくつかの研究グループで研究されており [4], [5], これらの手法を応用することも考えられる。

5. むすび

本稿では、局所濃淡構造解析を用いた 3 次元腹部 CT 像からの胆道自動抽出手法について述べた。本手法では、胆道が周囲より暗い線状の構造であることを利用して、ヘッセ行列の固有値を用いた局所濃淡構造解析による暗線状構造強調 (DLSE) フィルタにより抽出を行った。胆管拡張症例 16 症例の 3 次元腹部血管造影 CT 像の門脈相に対して本手法を適用した結果、医師からは、16 症例中 8 症例について概ね良好な抽出であるという評価を得た。また、16 症例中抽出できなかった 2 症例を除いた 14 症例での平均一致度が 50.6% であった。

今後の課題としては、肝臓領域情報の利用による抽出精度向上と、胆嚢自動抽出手法の開発により、胆道像全体の抽出を可能とする胆道自動抽出手法の開発が挙げられる。

謝辞

日頃から熱心に御討論頂く名古屋大学森研究室の諸氏に感謝する。本研究の一部は、文部科学省・日本学術振興会科学研究費補助金によった。

文 献

- [1] 日本医用画像工学会, 医用画像工学ハンドブック, 日本医用画像工学会, 2012.
- [2] 佐藤嘉伸, “外科手術支援システム研究の現状と将来展望,” 電子情報通信学会誌, vol.89, no.2, p.144, 2006.
- [3] チョ成文, 小田昌宏, 北坂孝幸, 三澤一成, 藤原道隆, 林雄一郎, 森健策, “体格正規化手法と個別尤度マップを用いた 3 次元腹部 CT 像からの複数臓器抽出手法に関する検討,” 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像., vol.112, no.411, pp.139-144, 2013.
- [4] T. Okada, M. Linguraru, Y. Yoshida, M. Hori, Ronald M. Summers, Y.-W. Chen, N. Tomiyama, and Y. Sato, “Abdominal Multi-Organ Segmentation of CT Images Based on Hierarchical Spatial Modeling of Organ Interrelations,” *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications*, eds. by H. Yoshida, G. Sakas, and M. Linguraru, vol.7029, pp.173-180, Lecture Notes in Computer Science, Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [5] 中田美沙希, 清水昭伸, 小畑秀文, 網野繁, “腹部の複数臓器の統計的同時形状モデルの提案と評価,” 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像, vol.110, no.364, pp.205-210, 2011.
- [6] D. Lesage, E.D. Angelini, I. Bloch, and G. Funka-Lea, “A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction schemes,” *Medical image analysis*, vol.13, no.6, pp.819-845, 2009.
- [7] 日本胆道外科研究会, 外科・病理胆道癌取扱い規約, 金原出版, 2003.
- [8] Y.T. Chen and M.S. Wang, “MR cholangiography 3D biliary tree automatic reconstruction system,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol.28, pp.13-20, 2004.
- [9] Y. Sato, C.F. Westin, A. Bhalerao, S. Nakajima, N. Shiraga, S. Tamura, and R. Kikinis, “Tissue classification based on 3D local intensity structures for volume rendering,” *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol.6, no.2, pp.160-180, 2000.
- [10] A.F. Frangi, W.J. Niessen, R.M. Hoogeveen, T. Van Walsum, and M.A. Viergever, “Model-based quantitation of 3-D magnetic resonance angiographic images,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol.18, no.10, pp.946-956, 1999.
- [11] 鳥脇純一郎, 3 次元デジタル画像処理, 昭晃堂, 2002.