

研究論文

解剖学的知識に基づく 非造影3次元腹部X線CT像からの 複数臓器領域の抽出

北坂孝幸*¹ 小川浩史*¹ 横山耕一郎*¹ 森健策*¹
目加田慶人*² 長谷川純一*² 末永康仁*¹
鳥脇純一郎*²

要旨 本論文では、解剖学的知識に基づく非造影3次元腹部X線CT像からの臓器領域抽出について述べる。腹部CT像では、CT値が類似した各臓器が近接して存在しているために境界が不鮮明であることが多い。そのため、領域拡張法などのCT値に基づく処理のみでは各臓器を個別に抽出することは難しい。臓器領域抽出精度の向上には、解剖学的知識の積極的利用、複数臓器の協調的抽出機構の構築などのアプローチが考えられる。そこで本文では、各臓器の形状や位置関係の解剖学的知識とCT値の分布情報を領域拡張処理に組み込むことにより複数の腹部臓器を抽出する。具体的には、臓器の位置関係に関する知識を用いて各臓器ごとに処理範囲を限定し、臓器のCT値の分布情報および臓器形状の特徴を領域拡張の拡張条件に反映させる。これにより、各臓器抽出の精度向上および安定化を図る。提案手法を非造影3次元腹部X線CT像14例に適用した結果、ある程度の誤抽出はあるものの安定して腹部臓器を抽出できることを確認した。

Key words : anatomical knowledge, computed tomography, liver, kidney, aorta, extraction

1. まえがき

近年、マルチスライスCT (multi-detector row CT; MDCT) に代表される3次元イメージング装置の高性能化が進み、大量の3次元画像が臨床の場で取り扱われるようになった。MDCTでは従来のヘリカルCTよりも撮影時間が短縮され、広範囲にわたる人体内部の高精細な3次元画像が取得可能となった。その一方で、医師によるCT像の読影は、画像に含まれる情報量の多さ故に多大な時間と労力を必要とし、病変や石灰化などの見落としが頻繁に生じることが危惧されている[片田00]。高精細化している医用3次元画像に含まれる情報を余すことなく利用して日常の診断業務を行うには、すでに人間の情報処理能力の限界を超えているおそれは十分にある。そのため医療の現場では、画像診断処理の一部(あるいは全部)を計算機に肩代わりさせ、できる限り医師の読影負担を軽減する計算機支援診断 (computer aided diagnosis; CAD) システムの実用化が切望されている[片田00, 鳥脇00, 縄野00, 特定領域申請書, 特定シンポ04]。

医用画像計算機診断支援システムが有すべき機能として、疾患の存在の検出、良悪性鑑別などが挙げられる

が、これらの機能の実現において対象とする臓器を自動抽出することは重要な課題の一つである。これまでは特定の疾患・臓器を対象としたCADにおいて、そこで直接に扱われる臓器の抽出手法について多くの研究がなされてきた[奥村98, 北坂00, Kitasaka02, 一杉02, 榎本02, ツアガン02]。これらでは、各臓器に特化した処理が提案されている。しかし、前述のように3次元医用画像には対象とする臓器のみならず周辺の構造物の詳細な情報が含まれているため、特定疾患・特定臓器を限定しない汎用的なCAD (汎用CAD[鳥脇00])の必要性が高まっている。その中で、平成15年に始まった文部科学省科学研究費特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」[特定領域申請書, 特定シンポ04]では、従来型の臓器・疾病を限定した単能機としてのCADを越えて、臓器・疾病を限定しない「臓器・疾病横断型の知的CAD」の必要性を提唱し、その開発を主要な目標としている。

このような汎用CADにおいては、画像中に含まれるあらゆる臓器を高精度に抽出することが求められる。そのためには各臓器に特化した処理を行う前に、抽出の高精度化および安定化のためにも、全体に共通する基本的な処理として大まかに各臓器を抽出できることが望ましい。

ところで、近年の医用画像の高解像度化により、各画素値はより忠実に人体構造物のX線吸収値を反映すると考えられるため、同じような濃度値を持つ画素が

*¹ 名古屋大学大学院情報科学研究科 (〒464-8603 名古屋市中千種区不老町)

*² 中京大学生命システム工学部 (〒470-0393 豊田市貝津町床立)
投稿受付: 2004年4月22日
最終稿受付: 2004年12月2日
採用決定日: 2004年12月14日

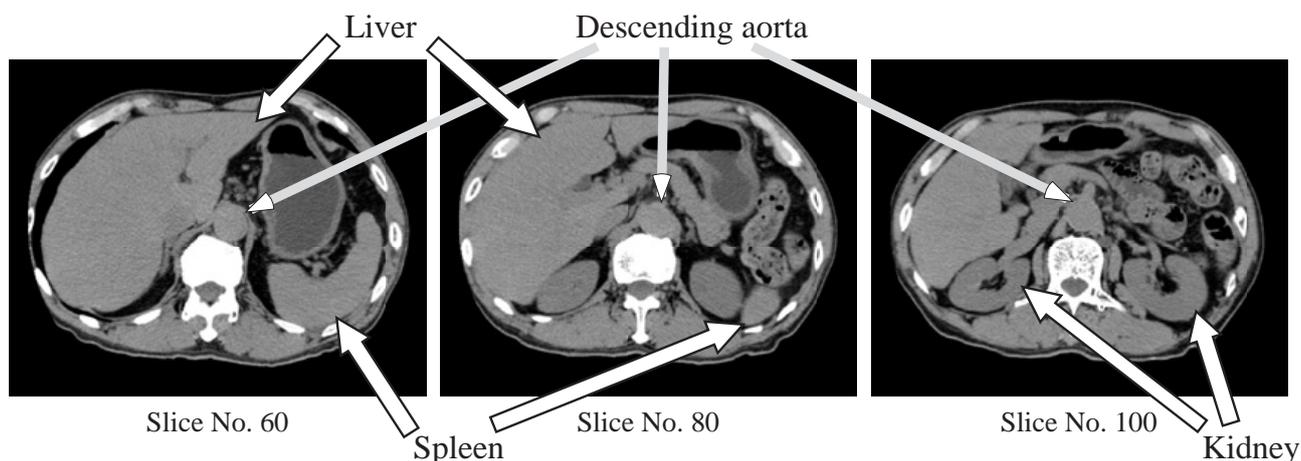


Fig. 1 Examples of uncontrasted 3D abdominal X-ray CT images.

ら構成される領域を順次抽出する領域拡張法は、多臓器同時抽出においても基本的手法としての有効性は高い。さらに、複数の臓器を扱う場合、および汎用CADにおいては、各臓器の形状や位置に関する解剖学的知識の利用が一層重要となる。

これまでに複数の臓器抽出に関する研究はいくつか報告されている [藤本 01, Zhou02, Park03]。文献 [藤本 01] では、モルフォロジー演算を利用して腹部の臓器を抽出している。しかし、造影剤を注入して撮影された画像を対象としており、非造影の画像とは著しく性質が異なる。本研究では、予め疾患が特定されていない段階（初期診断など）での使用を想定しているため、造影剤を用いずに撮影されたCT像（非造影CT像）から臓器を認識することが望ましい。非造影CT像では、各臓器間の境界が不明瞭であることが多く、この手法をそのまま非造影CT像に適用することはできない。文献 [Zhou02] では、領域拡張法を利用して3次元胸部X線CT像から比較的輪郭が明瞭な構造物（骨、気管支内腔、肺野内血管など）の抽出を行っている。しかし、臓器の輪郭が不鮮明な部分が多い縦隔部や腹部臓器の解析は行っていない。腹部は臓器が密集して存在しているため、縦隔部と同様に臓器の輪郭は不鮮明である（Fig. 1）。そのため、CT値に基づく領域拡張法のみでは腹部臓器抽出は困難である。

そこで本論文では、複数臓器認識の第一歩として、解剖学的知識を積極的に利用し、解剖学的知識とCT値の分布情報を領域拡張処理に組み込んだ非造影3次元腹部CT像からの腹部臓器抽出手法について述べる。扱う臓器は肝臓、脾臓、腎臓、および、腹部大動脈とし、解剖学的知識として各臓器の位置関係、各臓器内のCT値、ならびに臓器特有の形状情報を用いる。

以下、2. で提案手法で利用する腹部臓器の解剖学的知識について述べ、3. で腹部臓器抽出手順を説明する。4. で非造影3次元腹部X線CT像14例に対する抽出実験の結果を示し、5. で考察を加える。

2. 腹部臓器の解剖学的知識とその利用について

本研究で扱う画像は、少なくとも肝臓、脾臓、腎臓（腎洞）および腹部大動脈が撮影されている3次元腹部X線CT像とする。Figure 2に腹部臓器の位置関係のモデルを示す。画像の座標系はx軸正の方向をR-L方向、y軸をA-P方向、z軸をH-F方向にそれぞれとる。なお、実際には図に描かれている臓器以外にも小腸や大腸などの複数の臓器がそれぞれ近接して存在しており、臓器間の濃度値コントラストは低い。

Table 1に本文の手法で利用する解剖学的知識、および、CT値の分布を示す。Figure 2、およびTable 1のように、各臓器は脊柱を基準としてほぼ位置関係が決まっている。また、肝臓は他の臓器よりも比較的高いCT値分布を持つ。腎臓は肝臓よりはややCT値が低く、脾臓はその中間のCT値が多くみられる。

そこで提案手法では、まずFig. 2の位置関係モデルに基づいて、各臓器抽出のための拡張開始点の探索範囲を定める。すなわち、安定して抽出可能な脊柱を基準とし、脊柱との位置関係により処理範囲を限定した後、CT値分布を考慮した領域拡張法により腹部臓器を抽出する。臓器の形状特徴、および、CT値の分布の情報は、領域拡張法の拡張条件およびその他の細部に組み込んで用いる。

ただし、腹部大動脈は、横隔膜や静脈との境界が特に不鮮明であり、CT値に基づく処理のみでは正確な抽出はほとんど不可能である。そのため、大動脈が円

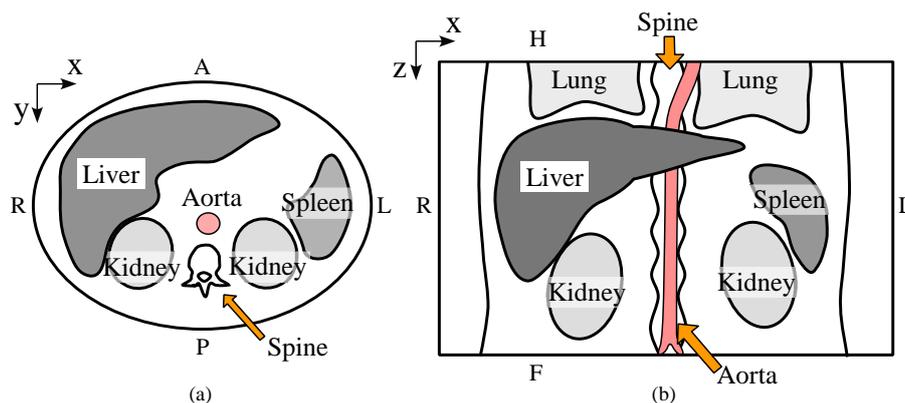


Fig. 2: Positional relation model of abdominal organs. (a) Axial view, (b) coronal view. A: Anterior, P: Posterior, R: Right, L: Left, H: Head, F: Foot.

Table 1 Anatomical knowledge of abdominal organs and distributions of CT values in them.

	解剖学的知識	CT 値の分布
肝臓	腹部で最大の実質臓器 右葉は人体右側に存在	20 H.U. ~ 80 H.U.
脾臓	脊柱の左側にあつて左側腹部 および背側の肋骨に接して存在	30 H.U. ~ 70 H.U.
腎臓	脊柱の左右両側、後腹膜に存在 腎洞あり	10 H.U. ~ 60 H.U.
腹部大動脈	円柱状の臓器 脊柱と並走	0 H.U. ~ 80 H.U.

柱状であるという形状に関する知識に重点を置いた処理を行う。具体的には、領域拡張によって直接腹部大動脈領域を抽出するのではなく、まず、エッジ抽出と距離変換およびハフ変換により血管芯線位置を推定し、得られた芯線上の距離値を基に逆距離変換を施すことにより血管領域を復元するというアプローチ [北坂 02] を用いる。領域拡張は形状修正処理で利用する。

3. 腹部臓器抽出手順

3.1 概要

前節で述べた方針を具体化した腹部臓器抽出処理の全体の流れを Fig. 3 に示す。まず、入力 CT 像を平滑化して脊柱領域を抽出し、脊柱を基準として各臓器抽出の処理範囲を設定する。得られた処理範囲内で領域拡張の開始点を探索し、CT 値分布を考慮した領域拡張法を用いて各臓器領域を抽出する。

領域拡張手順の詳細は A に示す。なお、以下の説明における (条件) は、付録に示された領域拡張処理手順における拡張条件を表す。以下、各臓器領域抽出処理の詳細について述べる。

3.2 平滑化

入力 CT 像にメディアンフィルタ (マスクサイズ: $3 \times 3 \times 3$) を施して平滑化を行う。

3.3 脊柱領域抽出

平滑化された画像に CT 値に対するしきい値処理 (60H.U. 以上の画素を 1, その他を 0) を施した後、空洞除去を行う。脊柱と肋骨を切り離すために、得られた領域の内部で半径 13 画素の球を構造要素とする領域拡張処理を施して脊柱領域を抽出する。この際の領域拡張開始点は、入力画像の中央のスライス (入力された n 枚のスライスのうち $n/2$ 枚目のスライス) における最大連結成分の重心とする。

3.4 処理範囲および領域拡張開始点の決定

各臓器の解剖学的な知識 (Table 1) を利用して、領域拡張開始点の探索範囲を限定し、各開始点を決定する。

(1) 肝臓抽出の処理範囲・開始点

Table 1 の知識 < 肝臓の右葉は人体右側に存在し、腹部臓器では一番大きな実質臓器 > , および、 < 非造影 CT

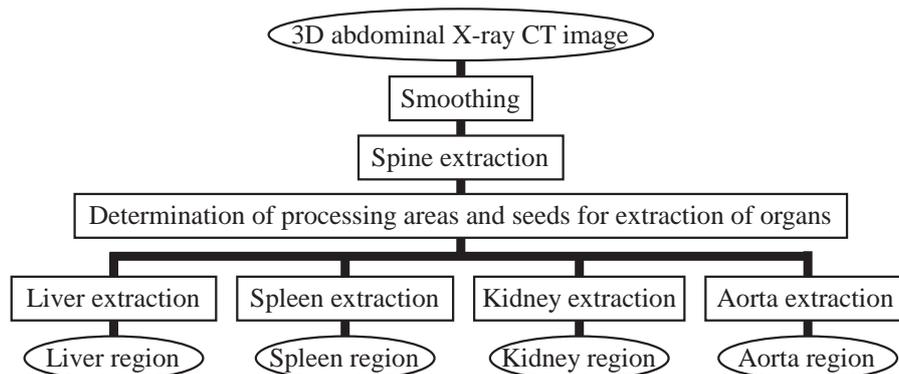


Fig. 3 Processing flow of the abdominal organ extraction.

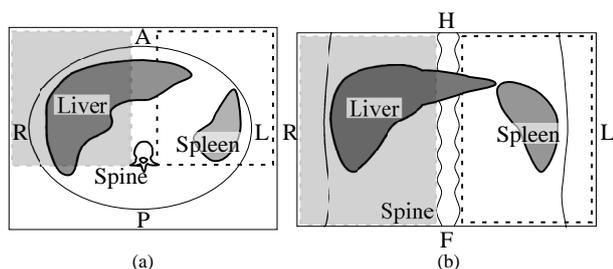


Fig. 4: Processing area for detecting seeds of the liver (light-gray area) and the spleen (dashed rectangular area). (a) axial section and (b) coronal section.

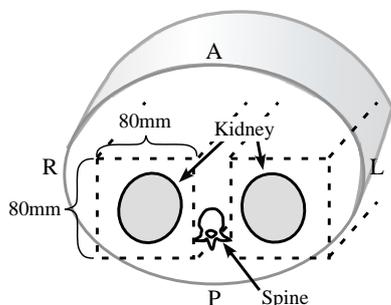


Fig. 5 Processing area for kidney extraction.

像では肝臓は他の臓器よりも若干高いCT値分布をもつ>を利用して、以下のように拡張開始点を求める。

(1.1) CT値に対するしきい値処理(1 H.U.以上かつ100 H.U.以下を抽出)を施す。

(1.2) 得られた図形から、肋骨から推定した胸郭内側包絡面[遠藤98]および皮膚から8mm内の領域(これらの領域を ε と記す)を削除し、図形融合により大まかな肝臓候補領域を抽出する。これにより肋骨間の筋肉領域と肝臓を分離する。

(1.3) 脊柱を基準として人体右側の範囲(Fig. 4の灰

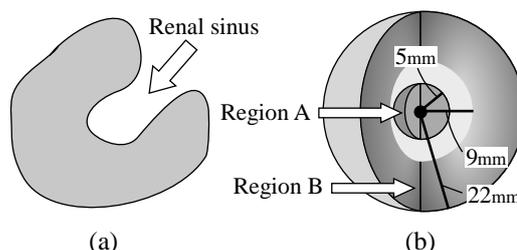


Fig. 6: Illustration of an axial section of the kidney (a), and a mask for detecting seeds for the kidney extraction (b).

色の矩形領域。実際は3次元直方体領域)内で体積が最大となる連結成分のみを残し、他の成分は削除する。

(1.4) 得られた図形にユークリッド距離変換[斎藤93]を施し、距離値 T_d [mm]以上の画素を抽出する。

(1.5) 抽出された図形に対して逆ユークリッド距離変換[Saito94]を施して得られる図形の全画素を肝臓抽出の開始点とする。

(2) 脾臓抽出の処理範囲・開始点

(2.1) Figure 4のように脊柱を基準とした処理範囲(破線領域)を設定し、その範囲内でしきい値処理を行う(10 H.U.以上かつ80 H.U.以下を抽出)。

(2.2) 脾臓はこの処理範囲内では最大の実質臓器であるため、肝臓の開始点抽出と同様に最大連結成分に対する距離変換、しきい値処理(しきい値 T_d)および逆距離変換を施して得られる全画素を脾臓抽出の開始点とする。

(3) 腎臓抽出の処理範囲・開始点

(3.1) 腎臓は脊柱の左右に位置し、中央に腎洞と呼ばれる窪みがある(Fig. 6(a))。そこでFig. 5のように、脊柱の左右に処理範囲を設定する。ただし、体軸方向は制限しない。

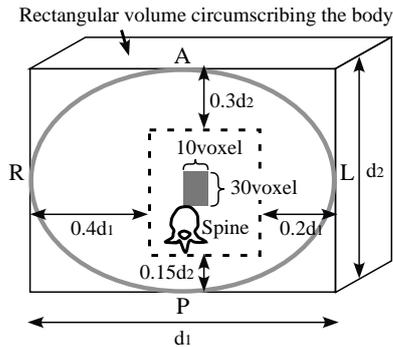


Fig. 7: Processing area for aorta extraction (dashed rectangular area), and a limitation for estimating the location of the aorta (gray area).

(3.2) 処理範囲内で, Fig. 6(b) に示すマスクを用いて局所的な濃度値の分布を調べることで腎洞の位置を推定する. Fig. 6(b) の Region A (半径 5mm の球) は腎洞に, Region B (マスク中心から距離が 9mm 以上 22mm 以下の球殻領域) は腎臓にそれぞれ相当する領域である. Region A の画素の 30%以上が -80H.U. 以上 0H.U. 以下, かつ, Region B の画素の 70%以上が 10H.U. 以上 50H.U. 以下という条件を満たすとき, 注目画素を腎洞にあたる画素と推定する.

(3.3) Region B で CT 値が 10H.U. 以上 60H.U. 以下である画素を腎臓領域内の画素と推定し, 領域拡張の開始点とする. ここで, Region A には CT 値が腎洞より高い部分 (尿道や腎静脈など) も含まれるため, Region A 内の画素の 30%と低い値に設定する. また, 腎洞の方向に個人差, あるいは, 同一人物でも右腎と左腎で異なる場合があるので, Region A, B とともに方向に依存しない球をマスクとして用いる.

(4) 腹部大動脈抽出の処理範囲

腹部大動脈領域抽出は, 形状情報を利用した処理に重点を置くため, ここでは腹部大動脈抽出の処理範囲の設定のみを行う. Figure 7 に示すように, 人体に外接する直方体を基に処理範囲を設定する. 脊柱を基準としないのは, 腹部大動脈の蛇行に対処するためである.

3.5 肝臓領域抽出

症例ごとの肝臓 CT 値の分布の変動に対処するために, 3.4 (1) で得られる肝臓抽出の開始点 (以下, 粗抽出肝臓領域と書く) の CT 値の分布特徴量 (平均値および標準偏差) を計測し, この分布特徴量を領域拡張の拡張条件に組み込んだ領域拡張処理によって最終的な肝臓領域を抽出する [横山 02].

3.5.1 CT 値分布特徴を考慮した肝臓領域抽出

粗抽出肝臓領域内の CT 値の平均値 μ_1 および標準偏差 σ_1 を分布特徴量とする. そして 3.4 (1) の肝臓抽出の開始点から, 半径 5mm の球を構造要素 (以下, $\mathcal{G}^{[5]}$ と記す) とする領域拡張処理によって肝臓領域を抽出する.

拡張条件は以下の 3 つである. 条件 1 は腹部の他臓器の一部混入も許して肝臓領域全体を抽出するためのものである. 条件 2 は肝臓領域固有の高 CT 値領域を抽出するためのもので, $\mathcal{G}^{[5]}$ 内の $h\%$ 以上の画素が高 CT 値 (μ_1 以上 $\mu_1 + k_2\sigma_1$ 以下) でなければならない. 条件 3 は肋骨間の筋肉や腹筋の誤抽出を防ぐためのものである.

(条件 1) $\forall x \in \mathcal{G}^{[5]}, \mu_1 - k_1\sigma_1 \leq f(x) \leq \mu_1 + k_2\sigma_1$

(条件 2) $(\exists x' \in \mathcal{G}^{[5]}, \mu_1 \leq f(x') \leq \mu_1 + k_2\sigma_1) \wedge (100 \sum x' / N \geq h)$

(条件 3) $\forall x \in \mathcal{G}^{[5]}, x \notin \mathcal{E}$

ただし, $f(x)$ は点 x における平滑化後の画像の CT 値を, $\sum x'$ は $\mathcal{G}^{[5]}$ 内の x' の画素数を, N は $\mathcal{G}^{[5]}$ 内の総画素数, k_2 は予め設定した定数を表す.

3.5.2 修正処理

以上の処理で大まかな肝臓領域 (以降, RG 出力図形と呼ぶ) は抽出できるが, 病変領域等の低 CT 値領域が存在した場合, その領域を肝臓として抽出できない. そこでさらに, モルフォロジ処理 [Haralick87] と局所特徴量に基づく以下の修正処理を施し, 得られた領域を肝臓領域とする. 病変等による未抽出領域は洞穴 (くぼんだ領域) として現れる. そこで, モルフォロジ処理や局所特徴量を用いて誤抽出を抑制しながら病変等の領域を抽出する.

(1) モルフォロジ処理 RG 出力図形に対して構造要素 $\mathcal{G}^{[15]}$ の Closing 演算を施した図形と元の RG 出力図形との差分処理を行い, 得られた連結成分に Opening 演算 (構造要素: $3 \times 3 \times 3$ 画素の立方体) およびラベリング処理を施して洞穴領域 $H_i (1 \leq i \leq N_H, N_H$ は洞穴領域の数) を抽出する.

(2) 局所特徴量による制限 得られた各洞穴領域 H_i の体積 V_{H_i} , CT 値の平均値 μ_{H_i} と標準偏差 σ_{H_i} , および存在位置を計測し, 以下の修正条件を満たす領域を修正候補領域とする.

(修正条件 1) $V_{H_i} \geq T_V$

(修正条件 2) $\sigma_{H_i} \leq 20$

(修正条件 3) $H_i \in \mathcal{E}'$

ここで, \mathcal{E}' は RG 出力図形の重心より人体右側の領域を表す. 修正条件 3 は, 正常な肝臓の右側が比較的滑らかな凸状をしているため, そこに現れる洞穴領域は

病変等の未抽出領域であると考えられることによる。
 (3) 領域拡張による修正 各洞穴領域 H_i の全画素を開始点とし、以下の2つの拡張条件を用いて $G^{[5]}$ による領域拡張を実行し、得られた領域を修正図形とする。この処理を全洞穴領域に対して行う。

(条件4) $\forall \mathbf{x} \in G^{[5]}, \mu_{H_i} - k_3\sigma_{H_i} \leq f(\mathbf{x}) \leq \mu_{H_i} + k_3\sigma_{H_i}$

(条件5) $(\exists \mathbf{x}' \in G^{[5]}, \mu_{H_i} - k_3\sigma_{H_i} \leq f(\mathbf{x}') \leq \mu_{H_i})$

$\wedge (100 \sum \mathbf{x}' / N \geq h)$

$\sum \mathbf{x}'$ は $G^{[5]}$ 内の \mathbf{x}' の画素数を、 k_3 は予め設定した定数を表す。最後に、RG 出力図形と修正図形の和集合をとることによって空洞を除去し、最終的な肝臓領域を得る。

3.6 脾臓領域抽出

3.4 (2) で抽出された開始点から、 $G^{[9]}$ (構造要素: 半径 9mm の球) による領域拡張により脾臓を抽出する。拡張条件は上記の条件3と次の条件6とする。

(条件6) $\forall \mathbf{x} \in G^{[9]}, 30 \leq f(\mathbf{x}) \leq 70$

3.7 腎臓領域抽出

3.4 (3) で抽出された開始点から、以下の条件7を拡張条件として $G^{[5]}$ による領域拡張により腎臓を抽出する。

(条件7) $\forall \mathbf{x} \in G^{[5]}, 10 \leq f(\mathbf{x}) \leq 60$

3.8 腹部大動脈領域抽出

腹部大動脈は、筋肉や他臓器との接触により輪郭が不明瞭である。そこで、大動脈が細長い円柱状という形状に関する解剖学的知識を利用して、エッジ抽出と距離変換およびハフ変換 [Ballard81] による芯線抽出、および逆距離変換による形状復元処理により、大まかな腹部大動脈領域を抽出する。抽出された領域内のCT値の分布特徴(平均値と分散)を求め、分布を考慮した領域拡張による形状修正処理によって腹部大動脈領域を得る [北坂 03]。以下、具体的処理手順について述べる [北坂 03]。

3.8.1 腹部大動脈領域抽出手順

(1) 平滑化 3.2 のメディアンフィルタによる平滑化後の画像に対して構造要素 $G^{[5]}$ のオープニング演算による平滑化を行う。

(2) エッジ領域抽出 平滑化された画像にグラディエントフィルタを施す。得られた画像に対してしきい値処理(フィルタ出力画像の濃度値 15 以上を 1, それ以外を 0)を行ってエッジ候補領域を得る。次に、エッジ候補領域の各画素に対して、その画素を中心とする

局所領域 $G^{[3]}$ (半径 3 画素の球) 内の CT 値の分散を求め、その値が 225 (標準偏差 15) 以下の画素を残す。以上の処理で得られた領域をエッジ領域とする。

(3) 距離値画像作成 エッジ領域以外の各画素に対して、ユークリッド距離変換によりエッジ領域までの最短距離値を与える。これにより得られる画像を距離値画像と呼ぶ。距離値画像の各画素には、理想的には、臓器の中心(芯線)に近いほど大きな値が格納される。

(4) 腹部大動脈存在位置推定 Figure 7 の灰色で示した推定範囲内で、近傍領域 $G^{[9]}$ 内の全 CT 値が条件 (15H.U. 以上 60H.U. 以下) を満たす点を求め、そのうち最も脊柱に近い点(複数存在した場合は一番初めに得られた点)を腹部大動脈領域内の点とする。

(5) 腹部大動脈芯線抽出 (5.1) 各スライス平面上で、(4) で得られた点を中心として、(3) で求めた距離値を半径とする円内で距離値が最大となる点を探索し、得られた点を腹部大動脈芯線追跡開始点とする。

(5.2) 芯線追跡は、追跡開始点を含むスライスから体軸の上下各方向にスライス単位で行う。以下、下方向の追跡処理について説明する。上方向の追跡処理も同様である。

注目するスライスを S_z と記し、その一つ上(頭側方向)のスライス S_{z-1} において得られた芯線画素を $\mathbf{p} = (p_x, p_y, z-1)$ とする。また、 S_z 上の点 $\mathbf{p}' = (p_x, p_y, z)$ を中心とする半径 3mm の円内の最大距離値を半径とする円領域を、 S_z における追跡対象範囲 R とする。 R 内で以下の球ハフ変換投票値(B)と距離値の重み付き和が最大となる画素を S_z における芯線画素とし、一つ下のスライス S_{z+1} を注目スライスとして追跡を繰り返す。以上の処理を追跡が CT 像外になるまで行う。なお、球ハフ変換投票値と距離値の重みはともに 0.5 とする。

(6) 形状復元 (5) で抽出した腹部大動脈芯線上における距離値(3)で求められている)を利用して逆距離変換を行うことにより腹部大動脈形状を復元する。

(7) 領域拡張による形状修正 (2) で抽出したエッジ領域には偽エッジを含む場合がある。その場合、腹部大動脈領域が適切に復元されないため、メディアンフィルタによる平滑化(3.2)後のCT像を用いて、以下の領域拡張処理によって形状修正を行う。拡張開始点を芯線を中心とする半径 5 画素の球領域内の全点とし、次の条件8を拡張条件とする。

(条件8) $\forall \mathbf{x} \in G^{[d(i)]}, t \leq f(\mathbf{x})$

ここで、 $d(i)$ はスライス i における芯線上の距離値である。しきい値 t は復元領域内の CT 値の平均値 m_n ,

Table 2: Acquisition parameters of CT images used in the experiment. All these images are available from the Society of Computer Aided Diagnosis of Medical Images (CADM database [清水 02]) .

Case	Number of slices [slices]	Number of pixels [pixels]	Pixel spacing [mm]	Slice spacing [mm]	Thickness [mm]
1 (NCCE_3DABD_1_1)	158	512×512	0.549	1.0	2.0
2 (NCCE_3DABD_2_1)	177		0.625		
3 (NCCE_3DABD_3_1)	185				
4 (NCCE_3DABD_4_1)	154				
5 (NCCE_3DABD_11_1)	186		0.546		
6 (NCCE_3DABD_12_1)	181		0.625		
7 (NCCE_3DABD_13_1)	176				
8 (NCCE_3DABD_14_1)	166		0.586		
9 (NCCE_3DABD_15_1)	185				
10 (NCCE_3DABD_16_1)	166		0.625		
11 (NCCE_3DABD_L1C1_1)	196				
12 (NCCE_3DABD_L2C2_1)	167		0.606		
13 (NCCE_3DABD_L3C3_1)	156				
14 (NCCE_3DABD_L4C4_1)	217				

標準偏差 σ_n より,

$$t = \begin{cases} m_n - 2\sigma_n, & (m_n - 2\sigma_n > 5) \\ 5, & (otherwise) \end{cases} \quad (1)$$

により与える。これは、腹部大動脈の CT 値のばらつきを考慮したものである。

修正処理により得られた領域を最終的な腹部大動脈領域とする。

4. 実験

4.1 試料画像

提案手法を非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像 14 例に適用した。これらの画像は、本学会で配布されている CADM データベース [清水 02] の画像である。画像の仕様を Table 2 に示す。

4.2 実験結果

Figure 8 および Fig. 9 に、Case 1 に対する抽出結果の 3 次元表示例およびスライス表示例をそれぞれ示す。図中の矢印は小腸などを過抽出した部位を指す。肝臓は良好に抽出されているが、脾臓や腎臓に対する抽出結果では小腸が多量に過抽出されている。また、Fig. 10 に Case 14 に対する抽出結果のスライス表示例を示す。Case 14 は、肝臓および腎臓の大部分に病変が存在

している例である。図のように、肝臓と腎臓領域の抽出精度は低いが、脾臓と腹部大動脈の抽出結果は良好であった。Case 2~14 の結果の 3 次元表示を Fig. 11 に示す。Case 5, 10 および 14 を除いて、概ね良好に各臓器領域を抽出できていることが分かる。3. 節のパラメータ値として、本実験で用いた値を Table 3 に示す。各パラメータ値は実験的に決定した。処理時間は、肝臓抽出に約 10 分、脾臓抽出に約 5 分、腎臓抽出に約 5 分、および、腹部大動脈領域抽出に約 7 分であった (CPU: Dual Intel Xeon 1.7GHz)。

筆者らの目視による評価結果を Table 4 に示す。Case 1, 5, 10 および 14 の誤抽出は、筋肉と腹部臓器間の濃度値コントラストがその他の症例と比べて著しく低いことによる。他の症例に対しては微量の誤抽出があるものの良好であった。さらに、Case 1~4 の肝臓領域抽出結果に対しては、CADM データベースにある正解領域との一致度 (Coincidence index; CI) による評価も行った。ここで CI は、正解領域を A 、抽出された肝臓領域を B とすると、

$$CI(A, B) = \frac{\#(A \cap B)}{\#(A \cup B)} \quad (2)$$

により与えられる。ただし、 $\#(X)$ は領域 X 内の画素数を表す。評価結果は平均で 0.95 と非常に良好であった。

Table 3: Values of parameters used in the experiments

Parameter	Value
T_d	10 [mm]
k_1	3.0
k_2	4.5
k_3	3.5
h	30
T_V	300 [mm]

5. 考察

Fig. 8, 9 および 11 に示すように, 各臓器の位置関係や形状に関する解剖学的知識, および, CT 値分布情報を組み込んだ領域拡張処理により, 良好に腹部臓器を抽出できることを確認した. 例えば, Fig. 1 と Fig. 9 の Slice No. 80 を見比べると分かる通り, 肝臓では筋肉との接触により境界が非常に不鮮明となるが, 肋骨から推定した胸郭内側包絡面と肝臓と皮膚の位置関係を抽出処理に組み入れることで, 肝臓の輪郭と思われる部分を抽出できている. また同様に, 腹部大動脈においても横隔膜や静脈との接触により輪郭が不鮮明であるが, 血管は円柱状の臓器であるので, 血管芯線抽出と逆距離変換による血管形状復元により妥当と思われる輪郭を抽出している. これらにおいては解剖学的知識の導入が有効に機能している.

CT 値分布情報の利用は, 事前の分布情報 (Table 1) による大まかな領域抽出に加えて, 大まかに抽出された領域内の CT 値分布を測定し領域拡張条件に組み込むことにより, 各症例ごとの分布の差違に対応することができ, 処理の安定化に寄与している. しかし, 事前の分布情報は正常例を基にしたものであるため, Case 14 のように病変が広範囲にわたって存在する場合は抽出結果に欠損が生じ, 今回の修正処理では限界がある. このような例に対しては, 抽出結果の形状を解析して予め用意したモデルとの差違を比べることによる修正, といった処理が必要であろう.

一方, CAD の目的である病変検出の立場から見ると, 修正処理を行わなくとも, 抽出結果の形状解析により病変の存在を指摘できる可能性がある. そのためには, 誤抽出と欠損を識別するための形状解析, 特に正常モデルとの形状の差違を定量化する手法の開発が望まれる. これは抽出結果の定量評価という観点からも必須であろう.

また, 今回は解剖学的知識の導入に重点を置いて, 解剖学的知識に基づいて複数の臓器を同時に抽出する手

順を用いた. これは各臓器の抽出のかなりの部分を並列に実行できるという利点がある. 一方, 他の臓器の抽出結果の情報を用いてさらに結果を改善する可能性が残されている. これは今後の課題としたい.

6. むすび

本論文では, 解剖学的知識に基づく非造影 3 次元腹部 X 線 CT 像からの腹部臓器領域抽出法について述べた. 提案手法では, 各臓器の位置関係や CT 値の分布などの事前知識を領域拡張処理に組み込むことにより, 低コントラストな腹部臓器抽出の精度向上と安定化を図った. 非造影腹部 CT 像 14 例に対する抽出実験の結果, 概ね良好に安定して腹部臓器を抽出できることを確認した. この抽出結果は臓器・疾病横断型 CAD の臓器認識の第一段階として十分利用できると思われる. しかし, 著しく濃度値コントラストが低い部分や病変が広範囲にわたって存在する場合は, 誤抽出あるいは抽出不足が避けられず, これに対処する何らかの手順の組み込みが必要である. その他, 今後の課題として, 解剖学的あるいはその他の知識の利用の強化, 複数臓器の排他・協調的同時抽出機構の構築, 形状モデル等による腹部臓器精密抽出法の開発, 医師による評価, 定量評価法の開発, より多数の症例に対する抽出実験, 病変部の検出などが挙げられる.

謝辞

医学用語の用法に関して詳細に検討して頂き, 多数のコメントを頂いた査読者に厚くお礼申し上げます. 貴重な試料をご提供頂いた国立がんセンター東病院縄野繁博士に深謝する. また, 日頃御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, 厚生労働省がん研究助成金, 文部科学省日本学術振興会科学研究費補助金, 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」, ならびに, 文部科学省私学 HRC 助成金によった.

参考文献

- [片田 00] 片田和廣, “マルチスライス CT と CAD,” コンピュータ支援画像診断学会, CADM News Letter, No. 29, pp. 10-12 (2000).
- [鳥脇 00] 鳥脇純一郎, “X 線像のコンピュータ支援診断-研究動向と課題,” 信学論 D-II, Vol.J83-D-II, No. 1, pp. 3-26 (2000).
- [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, CADM News Letter, No. 28, pp. 12-13 (2000).
- [奥村 98] 奥村俊昭, 山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 飯沼武, 松本徹, “Active Cylinder Model を用いた胸部 X 線 CT 像からの肺野領域抽出,” Medical Imaging Technology, Vol. 16, No. 1, pp. 61-71 (1998).
- [北坂 00] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “可変ベジェ曲面による形状モデルを用いた 3 次元胸部 X 線 CT 像からの肺野領域抽出,” 信学論 D-II, Vol.J83-D-II, No. 1, pp. 165-174 (2000).
- [Kitasaka02] T. Kitasaka, K. Mori, J. Hasegawa, J. Toriwaki, “A method for extraction of bronchus regions from 3D chest X-ray CT images by analyzing structural features of the bronchus,” Forma, Vol. 17, No. 4, pp. 321-338 (2002).

Table 4: Evaluation of the extraction results by observation.

Case	Liver	Spleen	Kidney	Aorta
1		× ^a	× ^a	^b
2				
3				
4				
5	× ^{b, c}	× ^a	× ^a	
6		^b	× ^a	^d
7				
8				
9				
10	× ^{b, e}		× ^d	
11		^b	^a	
12				
13				
14	× ^{b, c, d, e, f}		× ^{a, d}	

: good.

: small amount of mis-segmentation.

×: large amount of mis-segmentation.

a: over-segmentation of the small intestine.

b: over-segmentation of muscles.

c: over-segmentation of the heart.

d: defect regions in the extracted result.

e: over-segmentation of the main vein.

f: over-segmentation of the descending aorta.

[一杉 02] 一杉剛志, 清水昭伸, 小畑秀文, “Level Set Method を用いた肝臓領域の自動抽出法の開発,” 第 12 回コンピュータ支援画像診断学会大会・第 11 回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp. 219-220 (2002).

[樹本 02] 樹本潤, 佐藤嘉伸, 堀雅敏, 村上卓道, 上甲剛, 中村仁信, 田村進一, “異なる時相の画像情報を用いた肝臓領域自動抽出法,” 第 12 回コンピュータ支援画像診断学会大会・第 11 回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp. 221-222 (2002).

[ツァーガン 02] ツァーガン・バイガルマ, 清水昭伸, 小畑秀文, 宮川国久, “3 次元可変形状モデルによる腹部 CT 像からの腎臓領域抽出法の開発,” 信学論 D-II, Vol.J85-D-II, No. 1, pp. 140-148 (2001).

[特定領域申請書] “多次元医用画像の知的診断支援,” 科学研究費特定領域申請書 (代表 小畑秀文) (2003).

[特定シンポ 04] “多次元医用画像の知的診断支援,” 科学研究費特定領域第一回シンポジウム論文集 (2004)

[藤本 01] 藤本秀行, 顧力羽, 金子豊久, “3 次元モルフォロジー法による腹部臓器の認識,” 信学論 D-II, Vol.J84-D-II, No. 5, pp. 843-850 (2001).

[Zhou02] X. Zhou, T. Hara, H. Fujita, Y. Ida, K. Katada and K. Matsumoto, “Thoracic organs recognition from 3D multi-slice CT images: preliminary results,” TECHNICAL REPORT OF IEICE, PRMU2002-3, MI2002-19 (2002).

[Park03] H. Park, P. H. Bland, and C. R. Meyer, “Construction of an Abdominal Probabilistic Atlas and its Application in Segmentation,” IEEE Trans. on MEDICAL IMAGING, Vol. 22, No. 4, pp. 483-492 (2003)

[北坂 02] 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 片田和廣, “芯線モデルを利用した非造影 3 次元胸部 X 線 CT 像からの縦隔内血管領域抽出,” MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 20, No. 5, pp. 572-583 (2002).

[遠藤 98] 遠藤知彦, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 安野泰史, 片田和廣, “肋骨の骨格形状を利用した 3 次元胸部 CT 像からの肺野領域自動抽出,” 信学論 D-II, Vol.J81-D-II, No. 6, pp. 1429-1438 (1998).

[横山 02] 横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “CT 値の分布特徴に基づいた 3 次元腹部 X 線 CT 像からの肝臓領域抽出

手法の開発,” 第 12 回コンピュータ支援画像診断学会大会・第 11 回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp. 217-218 (2002).

[斎藤 93] 斎藤豊文, 鳥脇純一郎, “3 次元デジタル画像に対するユークリッド距離変換,” 信学論 D-II, Vol.J76-D-II, No. 10, pp. 445-453 (1993).

[Saito94] T. Saito and J. Toriwaki, “Reverse distance transformation based upon the Euclidean metric for n-dimensional digital binary pictures,” IEICE Trans. INF. & SYST., Japan, E77-D, No. 9, pp. 1005-1016 (1994).

[Haralick87] R. M. Haralick, S. R. Sternberg and X. Zhuang, “Image analysis using mathematical morphology,” IEEE Trans. on PAMI, Vol. 9, No. 4 pp. 532-550 (1987).

[北坂 03] 北坂孝幸, 小川浩史, 森健策, 目加田慶人, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “血管の解剖学的知識を用いた 3 次元腹部 X 線 CT 像からの大動脈領域自動抽出,” 信学技報, MI2003-10, pp. 55-60 (2003).

[清水 02] 清水昭伸, 縄野繁, “肝臓領域抽出コンテストの実施要領,” コンピュータ支援画像診断学会, CADM News Letter, No. 36, pp. 2-3 (2002).

[Ballard81] D. H. Ballard, “Generalizing the Hough Transform to Detect Arbitrary Shapes,” Pattern Recognition, Vol. 13, No. 2, pp.111-122 (1981).



北坂 孝幸 (きたさか たかゆき)

1997 年名古屋大学・工・情報卒。2002 年同大学院博士課程後期課程満了。2003 年より同大学院情報科学研究科助手。医用画像処理の高度化とその計算機診断支援システムの開発に関する研究に従事。博士 (工学)。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会, 日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会各会員。



小川 浩史 (おがわ ひろふみ)

2001 年名大・工・情報卒。2003 年同大学院博士課程前期課程修了。主に, 3 次元医用画像からの臓器領域セグメンテーションに関する研究に従事。



横山 耕一郎 (よこやま こういちろう)

2001 年名大・工・情報卒。2003 年同大学院博士課程前期課程修了。主に, 3 次元医用画像からの臓器領域セグメンテーションに関する研究に従事。



森 健策 (もり けんさく)

1992年名大・工・電子卒。1996年同大大学院博士課程後期課程修了。1994～1997年まで日本学術振興会特別研究員。1997年より名大大学院工学研究科助手、2000年同大講師。2001年同大難処理人工物研究センター助教授。2001年より2002年まで米国スタンフォード大学客員助教授。2003年より名古屋大学大学院情報科学研究科助教授。現在に至る。主に3次元画像処理とコンピュータグラフィックスの医用画像への応用に関する研究に従事。日本医用画像工学会奨励賞、日本エム・イー学会論文賞・坂本賞、丹羽記念賞、電子情報通信学会情報システムソサイエティソサイエティ論文賞、日本気管支学会優秀演題賞各賞受賞。工博。日本エム・イー学会、電子情報通信学会、日本気管支学会各会員。IEEE Member。



目加田 慶人 (めかだ よしと)

1991年名古屋大学・工・情報卒。1996年同大大学院博士課程後期課程修了。同年、宇都宮大学工学部情報工学科助手。2001年名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授、2004年より中京大学生命システム工学部教授。パターン認識、3次元画像処理とその医用応用に関する研究に従事。博士(工学)。IEEE、電子情報通信学会、日本医用画像工学会、コンピュータ支援画像診断学会各会員。



長谷川 純一 (はせがわ じゅんいち)

1974年名古屋大学工学部卒。1979年同大大学院博士課程了。同年名古屋大学工学部助手、1986年同講師。1987年中京大学教養部助教授。1992年中京大学情報科学部教授。工博。パターン認識、画像理解とそれらの医療・スポーツへの応用に関する研究に従事。電子情報通信学会、情報処理学会、人工知能学会、日本ME学会、日本医用画像工学会、コンピュータ支援画像診断学会、米国IEEEなどの会員。平成3、8、10年度日本医用画像工学会論文賞、平成8年度日本ME学会論文賞・阪本賞、平成12年度第16回NICOGRAPH/MULTIMEDIA論文コンテスト最優秀論文賞。



末永 康仁 (すえなが やすひと)

1968年名大・工・電子卒。1973年同大大学院博士課程了。同年日本電信電話公社(現NTT)電気通信研究所に入社。一貫して画像処理、画像認識、画像生成の研究に従事。1985年3月より1年間、米国マサチューセッツ工科大学メディア研究所客員研究員。NTTヒューマンインタフェース研究所研究グループリーダー、主幹研究員を経て、1997年2月より、名大大学院工学研究科計算理工学専攻教授。2003年4月同大学院情報科学研究科教授。電子情報通信学会、情報処理学会会員。工博。



鳥脇 純一郎 (とりわき じゅんいちろう)

1962年名大・工・電子卒。1967年同大大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。以降、同助教授、名古屋大学大型計算機センター助教授、豊橋技術科学大学教授、1983年名古屋大学工学部(後に大学院工学研究科情報工学専攻)教授。2003年4月より現職。工博。パターン認識、画像処理、グラフィックス及びそれらの医学情報への応用に関する研究に従事。最近は3次元画像処理、コンピュータ外科、コンピュータ支援診断、バーチャルエンドスコープなどが中心である。著書:「画像理解のためのデジタル画像処理Ⅰ,Ⅱ」(昭晃堂)、「3次元デジタル画像処理」(昭晃堂)、「認識工学」(コロナ社)、など。電子情報通信学会、情報処理学会、コンピュータ支援画像診断学会、IEEEなど各会員。

A 領域拡張法

領域拡張法は対象物体の内部に適当に定めた開始点から、ある一定範囲内の画素群（構造要素と呼ぶ）が別途定めた条件（拡張条件と呼ぶ）を満たす領域を順次抽出する処理である。具体的なアルゴリズムを以下に述べる。

入力3次元画像を $F = \{f(x); x = (i, j, k)\}$, 出力3次元2値画像を $G = \{g(x)\}$, 座標値 (x, y, z) を記憶するFIFOキューを QUE , 点 $p = (x, y, z)$ を中心とする構造要素を $\mathcal{G}(p)$, 空集合を ϕ で表す。点 p の座標 (x, y, z) を QUE に格納する操作を $push(p)$, QUE から座標を一つ取り出す操作を $pop()$ とする。また、拡張開始点の集合を $\{s\}$, 拡張条件の集合を $\{C_i\} (1 \leq i \leq N)$ とし、 $Judge(p, C_i)$ を

$$Judge(p, C_i) = \begin{cases} 1, & (p \text{ satisfies Condition } C_i) \\ 0, & (Otherwise) \end{cases}$$

とする。

(Step 1) $QUE \leftarrow \phi$.

(Step 2) $for \forall s; push(s), g(s) \leftarrow 1$.

(Step 3) $p \leftarrow pop()$.

(Step 4) $\begin{cases} \text{Go to Step5,} & \text{if } \Pi_i \{Judge(p, C_i)\} = 1 \\ \text{Go to Step6.} & \text{Otherwise} \end{cases}$

(Step 5) $for \forall x \in \mathcal{G}(p) \mid g(x) = 0;$
 $push(x), g(x) \leftarrow 1$.

(Step 6) $\begin{cases} \text{Go to Step3,} & \text{if } QUE \neq \phi \\ \text{stop.} & \text{Otherwise} \end{cases}$

以上の処理で得られた出力画像 G 中の1画素を抽出領域とする。ここで、Step 5で拡張条件を満たした画素をキューに格納するのは出力画像中の0画素のみであるので、既に抽出された画素を再度処理することはない。

B 球ハフ変換

3次元空間 $h(x, y, r)$ を球ハフ投票空間とし、 R^E を抽出されたエッジ領域とする。また、 r_{z-1} をスライス S_{z-1} で追跡された芯線画素の距離値、 \mathcal{N} を自然数全体の集合とすると、球ハフ変換は、

$$\begin{aligned} &for \forall (i, j, k) \in R^E, \forall (x, y, z) \in R, \forall r \in \mathcal{N}; \\ &h(x, y, r) \leftarrow h(x, y, r) + 1, \text{ if } (|(x, y, z) - (i, j, k)| = r) \\ &\quad \wedge (r_{z-1} - 2 \leq r \leq r_{z-1} + 2) \end{aligned}$$

で与えられる¹。

¹ここでは、芯線追跡処理はスライス単位で行うので、球ハフ投票空間を3次元空間 $h(x, y, r)$ としたが、一般的な球ハフ変換は4次元空間 $h(x, y, z, r)$ に対して行われる。また、 h の初期値は0とする。

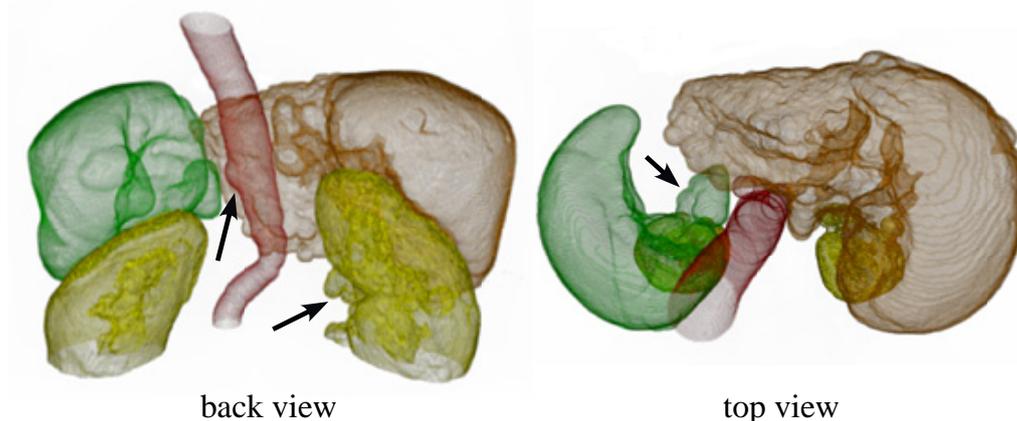


Fig. 8: Examples of the 3D displays of the extraction results. Brown: liver, green: spleen, yellow: kidney, red: aorta.

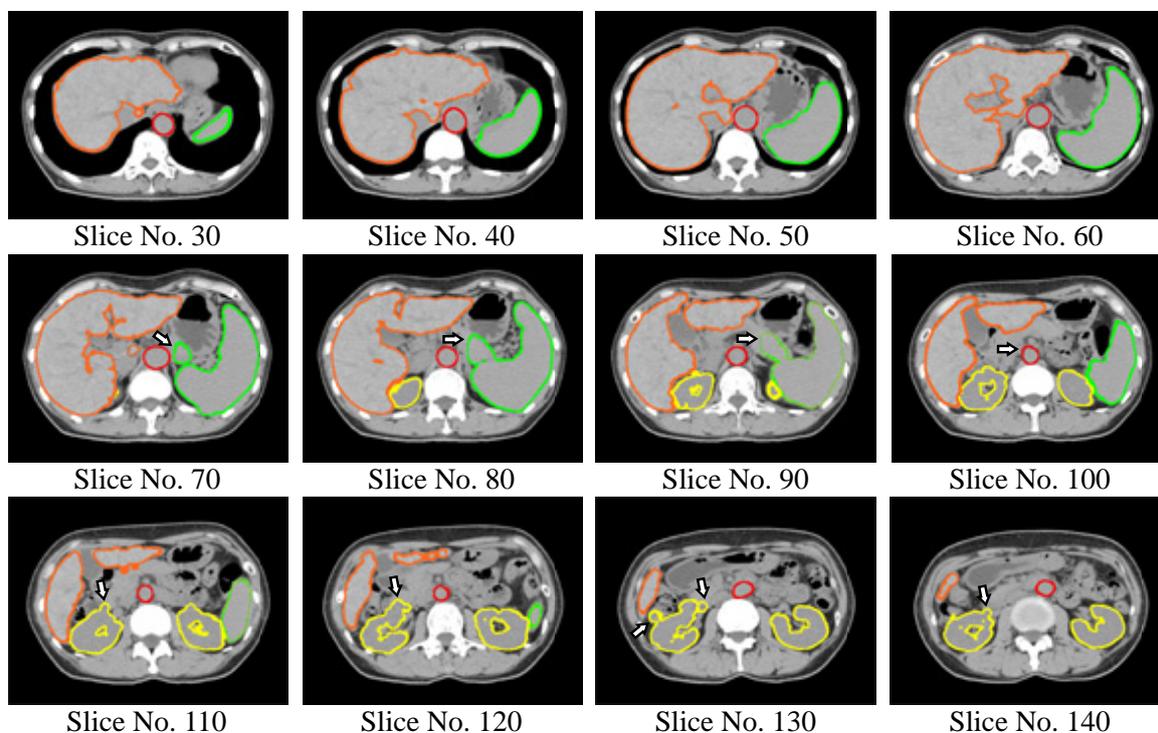


Fig. 9: Examples of the axial sections of the extraction results. Brown: liver, green: spleen, yellow: kidney, red: aorta.

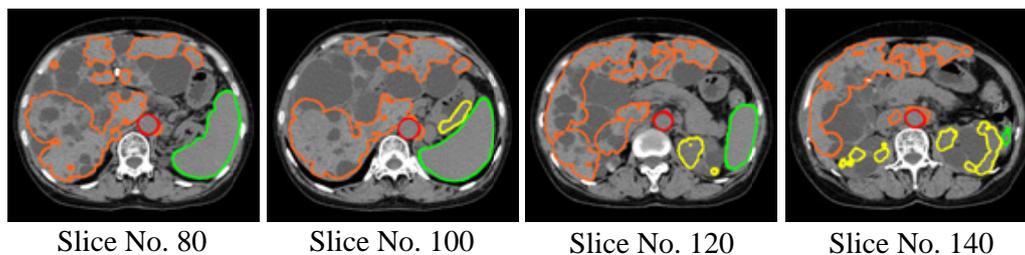


Fig. 10: Examples of the axial sections of the extraction results. Brown: liver, green: spleen, yellow: kidney, red: aorta.

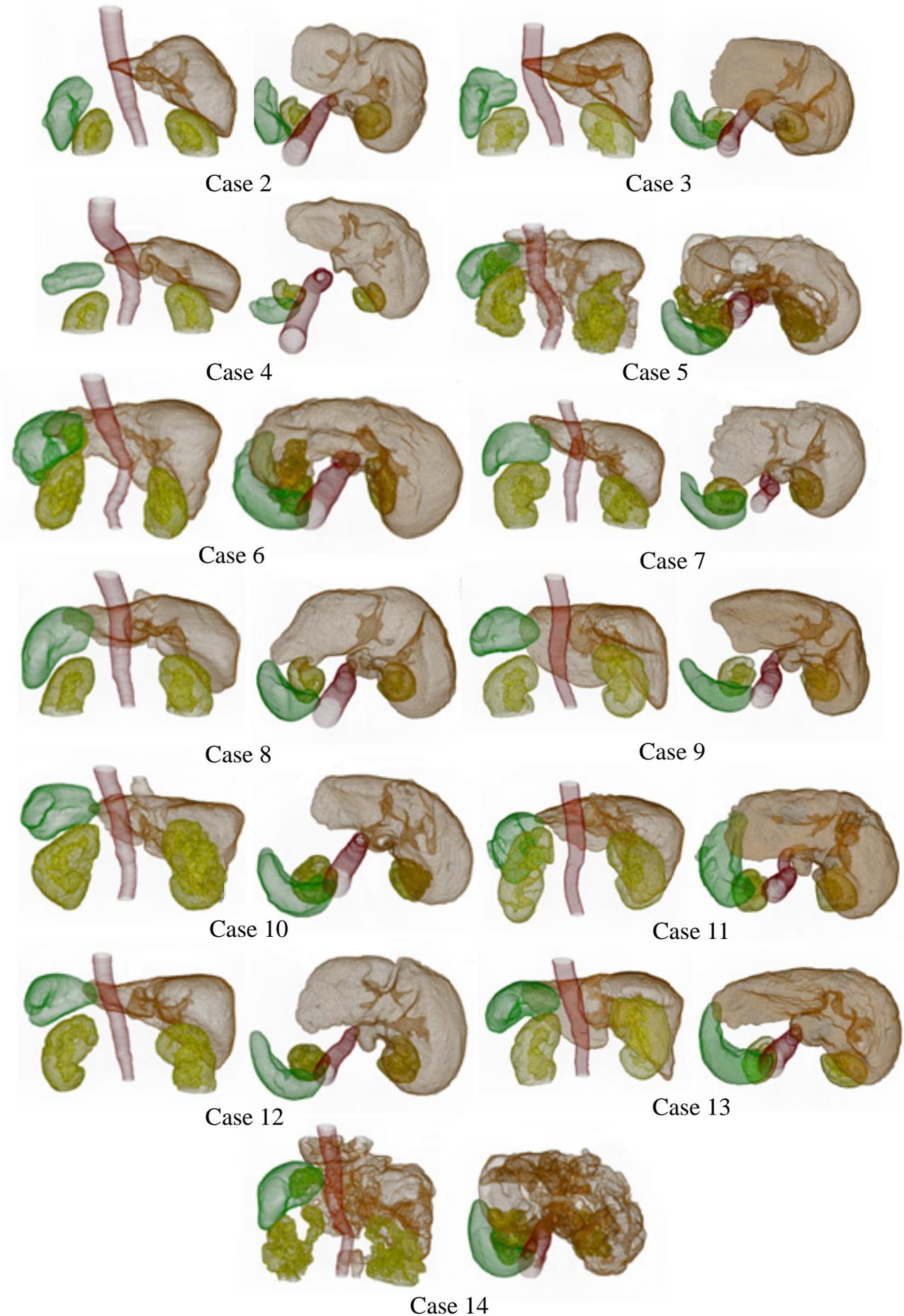


Fig. 11: 3D display of the extraction results (left: back view, right: top view). Brown: liver, green: spleen, yellow: kidney, red: aorta. (For Case 1, see Fig. 8)

Automated extraction of abdominal organs from uncontrasted 3D abdominal X-ray CT images based on anatomical knowledge

Takayuki Kitasaka^{*1} Hirofumi Ogawa^{*1} Koichiro Yokoyama^{*1} Kensaku Mori^{*1} Yoshito Mekada^{*2}
Jun-ichi Hasegawa^{*2} Yasuhito Suenaga^{*1} Jun-ichiro Toriwaki^{*2}

^{*1} Graduate School of Information Science, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

^{*2} School of Life System Science and Technology, Chukyo University, Tokodachi, Toyota, 470-0391 Japan

Abstract

In this paper, we describe a method for automated extraction of abdominal organs from uncontrasted 3D abdominal X-ray CT images based on anatomical knowledge. In abdominal CT image, intensity contrasts between abdominal organs are low and they exist very closely. Therefore, any extraction methods based on CT values, such as a region-growing method, cannot segment each organ correctly. On the other hand, shapes, positions and distributions of CT values of organs are known. The proposed method extracts each organ by a region-growing method, which uses not only CT values of organs but also anatomical knowledge mentioned above. Before extracting each organ, the processing area for each organ is defined by using anatomical knowledge of its shape and position so as to make the extraction process stable. In the extraction process, distribution information of CT values of each organ is used as a condition of the region-growing. The proposed method is applied to fourteen cases of 3D abdominal X-ray CT images. The extraction results showed that each abdominal organ can be extracted satisfactorily and stably.