

研究論文

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

横山耕一郎*¹ 北坂孝幸*¹ 森健策*¹

目加田慶人*¹ 長谷川純一*² 鳥脇純一郎*²

要旨: 本論文では, 肝臓領域のCT 値の分布特徴や位置情報を利用した肝臓領域抽出法について述べる. 本手法ではまずしきい値処理や距離変換等を用いて大まかな肝臓候補領域を求める. そして, 候補領域のCT 値の分布特徴を利用して, 症例毎のCT 値の変動に対応したパラメータを領域拡張の拡張条件に用いることにより, 他臓器の過抽出を抑制して肝臓領域を抽出する. また, モルフォロジ演算により得られる領域のCT 値の分布特徴等を肝臓領域抽出と同様に利用して, 正常な肝臓領域とは異なったCT 値を持つ病変領域を抽出する. 提案手法を非造影腹部X線CT像14例に適用した結果, しきい値処理や距離変換を用いて肝臓領域を抽出した従来の手法に比べて, 抽出精度が改善されていることを確認した.

Keywords: liver, segmentation, 3-D abdominal CT image, region growing, distribution feature of CT values

1. はじめに

近年, 医療の場で用いられるイメージング機器の高性能化に伴い, 人体内部の情報を詳細に記録した高解像度の3次元画像を得ることができるようになった. このような画像を用いることにより, 精度の高い画像診断が可能になっている. しかし, 撮影される画像枚数の増加に伴って読影医師の負担が増大しており, その負担軽減や診断の客観化を目的とした計算機による診断支援システムの開発が求められている[鳥脇00], [縄野00], [片田00]. このようなシステムに必要な機能として病変領域の自動検出が挙げられるが, これの実現のためには対象臓器領域のセグメンテーションが必要となる.

本研究で対象とする肝臓領域抽出に関する研究も多くなされている[渡辺02], [一杉02], [梶本02], [Schenk00], [Lamecker02], [Masutani02]. 一杉らの手法では, 大まかな肝臓領域抽出後, Level Set Method[Malladi95]と呼ばれるモデルマッチングを用いて肝臓領域を抽出している. また, 梶本らの手法では, 撮影時相の異なる2つの造影X線CT像から肝臓領域を強調した尤度画像を作成し, そこから候補領域を抽出し, 最後に輪郭補正を行って肝臓領域を抽出している. 前者の手法においては濃度勾配や曲率情報を抽出時に利用しているため大幅な過抽出は起こりにくい. しかし, CT値の分布特徴を利用していないので, 緩やかな濃度勾配で他臓器と接触する箇所において誤抽出が発生する可能性がある. また, 後者は異なる時

相に撮影された2つの造影X線CT像が必要である. 我々は病気が確定していない患者に対して撮影される画像から病変領域を検出することを最終的な目標としている. そこで, その前段階として本研究では非造影X線CT像からの肝臓領域のセグメンテーションを行う. また, CT値の分布特徴を利用することで, 濃度値変化が緩やかな部分でも, できる限り誤抽出を抑制することを目指す.

一方, 最近では撮影されるX線CT像の解像度の向上に伴って臓器形状が詳細に得られるようになった. これを生かした臓器領域抽出のアプローチの一つとして, 形状情報の利用が考えられる. しかし, 肝臓は症例間の形状差が大きいため, モデル等の形状情報を利用することは難しい. 一方, 画像の高解像化により, 各画素値はより忠実に対象物のX線吸収値を反映したものとすることが予想される. 細胞レベルでの濃度値情報が得られれば, 同一臓器内でも異なる濃度値を持つ画素が存在すると考えられるが, 現在撮影されるCT像の解像度において同一臓器内の濃度値はほぼ一様である. ゆえに, 同じような濃度値を持つ画素のつくる領域を順次抽出する領域拡張法を基本としたセグメンテーションは素直なアプローチであろう.

筆者らはこれまでにしきい値処理, 距離変換および逆距離変換を利用した肝臓領域抽出手法(球を構造要素とした領域拡張法^(注:1))と等価な処理. 以下, 従来法と呼ぶ)を開発してきた[横山01]. この手法により大まかな肝臓領域の抽出を実現したが, 左葉など厚みの薄い領域を精度良く抽出できない, 低CT値を持つ病変領域を抽出できずに欠損を生じる, という問題点が存在した. これは, 誤抽出を抑制するために大きな

*¹名古屋大学大学院情報科学研究科(〒464-8603 名古屋市千種区不老町)

*²中京大学情報科学部(〒470-0393 愛知県豊田市貝津町床立101)

(注:1)領域拡張法における拡張の基本単位. 詳細は付録参照.

構造要素を領域拡張処理で用いているためである。しかし、単純に構造要素を小さくすると誤抽出が急増する。これに対処する方法として、各症例毎に肝臓のCT値の分布特徴を解析し、領域拡張の拡張条件に組み込むことが考えられる。

そこで本論文では、粗抽出した肝臓領域からCT値の分布特徴を求め、その値を精密抽出段階での領域拡張に利用する方法を提案する。また、正常組織とは異なるCT値の分布特徴を持つ病変領域を抽出するために、局所的なCT値の分布特徴やモルフォロジー処理を利用した形状補正法も組合せる。

2. 肝臓領域抽出手法

2.1 処理の概要

非造影X線CT像において腹部臓器間のコントラストの差異はあまり見られないが、肝臓領域は他の腹部臓器より若干高いCT値を持つ(Fig.1)。そこで、提案手法では肝臓が固有の高CT値画素(Fig.1の赤領域)を一定の割合で持つということを領域拡張の拡張条件として利用する。セグメンテーションの一手法としてモデルマッチングが考えられるが肝臓の形状は個人差が大きいため形状情報は利用せず、肝臓領域に固有のCT値の分布特徴を利用することにより肝臓領域を抽出する。ただし、補足的な情報として、肋骨群から求められる胸郭内側包絡面の情報(右葉外側の輪郭の一部とみなす)、および人体内における肝臓領域の相対的な位置情報等を利用する。

まず、しきい値処理や距離変換等を用いて大まかな肝臓領域を抽出し、その領域内におけるCT値の平均および標準偏差を求め、領域拡張の条件として利用する。これにより、単純に肝臓全体を単一のしきい値でしきい値処理した場合に発生する誤抽出を抑制する。領域拡張の際、肋骨の情報を利用して、肋骨間の筋肉領域を処理対象外とする。また、肝臓領域内の病変領域は一般に肝臓領域に比べて低いCT値を持つため、

上記の手法だけでは抽出されず、病変に対応した領域が欠損することがある。そこで、Tophat演算や人体内における位置情報等を用いてそのような欠損領域を修正する。ただし、下大静脈や門脈などが存在する肝臓内側部分は複雑な形状であるため修正対象としない。以下、詳細な処理手順を示す。

2.2 処理手順

提案手法の処理の流れをFig.2に示す。

(1)平滑化 入力画像に対して、メディアンフィルタ(3×3×3画素)を施し、ノイズを除去する。

(2)肝臓候補領域抽出 肝臓候補領域の抽出手順をFig.3に示す。平滑化を施した画像から、腹部臓器領域を抽出するために、1[H.U.]以上かつ100[H.U.]以下となる画素のみを取り出し、これらの画素を図形画素とする。次に、背景からのユークリッド距離変換を施し、値d[mm]以上の距離値を持つ画素を抽出する。dの初期値は20とする。次に、Fig.4のように人体右側から人体横幅(人体を取り囲む外接長方形の横幅と

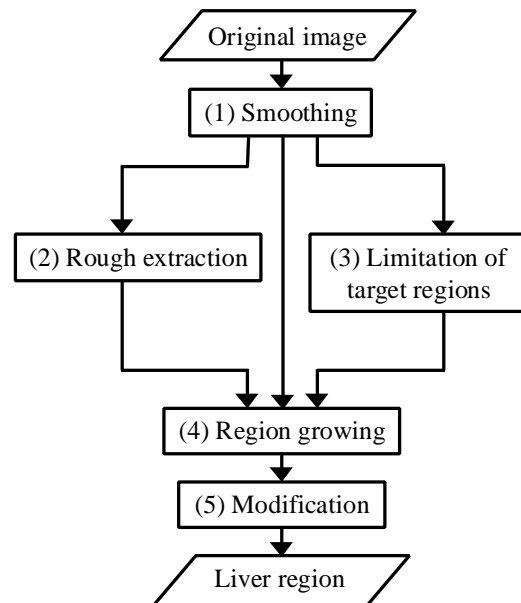


Fig.2 Process flow.

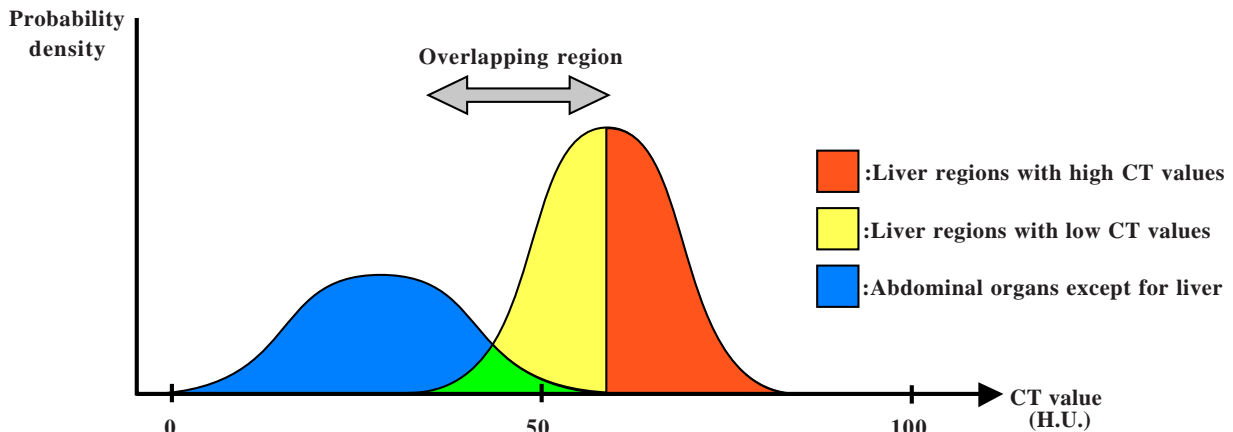


Fig.1 An illustration of the distribution of CT values.

して定義される)に対して10%の領域,左側から60%の領域,腹側から20%の領域および背中側から20%の領域を除いた領域(Fig.4の破線領域)内に重心が存在する最大連結成分を抽出する(注:2)。このとき,体軸方向での重心位置の制限は行わない Fig.4の破線領域内に連結領域の重心が存在しない場合は,しきい値 d を1[mm]小さく設定し,再度重心位置の判定を行う。Fig.4の破線領域内に重心を持つ領域が得られるまで,距離値に対するしきい値処理および重心位置の判定を繰り返す。抽出された連結成分に対して,逆距離変換を施して肝臓候補領域を得る。

(3)抽出対象外領域の決定 CT値の分布特徴が肝臓に類似している肋骨間の筋肉の抽出を抑制するために,遠藤らの手法[遠藤98]により推定された胸郭内側包絡面に相当する領域を次の(4)における領域拡張処理の抽出対象外とする。また,肋骨の存在しない下腹部の筋肉領域の過抽出を抑制するために,皮膚から8[mm]の領域も抽出対象外とする。なお,この距離値は皮膚から腹部臓器までの最短距離を基に実験的に定めた。

(4)領域拡張 領域拡張を行うには,あらかじめ対象臓器内に開始点を設定する必要がある。そこで平滑化を施したX線CT像から,後に述べる(条件1)を満たす

領域をしきい値処理により抽出し,その領域に対してユークリッド距離変換を施す。次に距離値の大きな画素から順に,その画素を中心とした構造要素内の画素群が後に述べる(条件2)を満たすか否かを求め,条件が満たされるならば領域拡張の開始点とする。

上記の処理で求められた画素を開始点,球を構造要素(半径5[mm])とし,以下に示す3つの条件を用いて領域拡張処理(付録(i))を実行し肝臓領域を抽出する。

(条件1)構造要素内のすべての画素値が $\mu_1 - k_1$ [H.U.]以上かつ $\mu_1 + k_2$ [H.U.]以下を満たす。

(条件2)構造要素内の $h\%$ 以上の画素値が μ_1 [H.U.]以上かつ $\mu_1 + k_2$ [H.U.]以下を満たす。

(条件3)抽出対象外領域を含まない。

ここで μ_1 は処理(2)で得られた肝臓候補領域に相当する処理(1)を施した画像のCT値の平均, σ_1 は標準偏差である。条件1は腹部臓器の抽出も許して肝臓領域全体を抽出するためのもので,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ある(Fig.1の赤領域)。

以後,この処理で得られた画像をRG出力画像と呼ぶ。

(5)修正処理 この処理では,処理(4)で抽出できない病変領域等の低CT値領域の抽出を試みる。病変等による未抽出領域はFig.5に示すように洞穴として現れるので,モルフォロジ処理や領域の特徴量による制限を利用することで誤抽出を抑制しながら病変等の領

(注:2)肝臓は概ね人体右側に存在し,かつ,腹部における最大の臓器であることを考慮して Fig.4に示した抽出範囲を設定し,その範囲内で最大の連結成分を肝臓領域内部の画素と同定する。

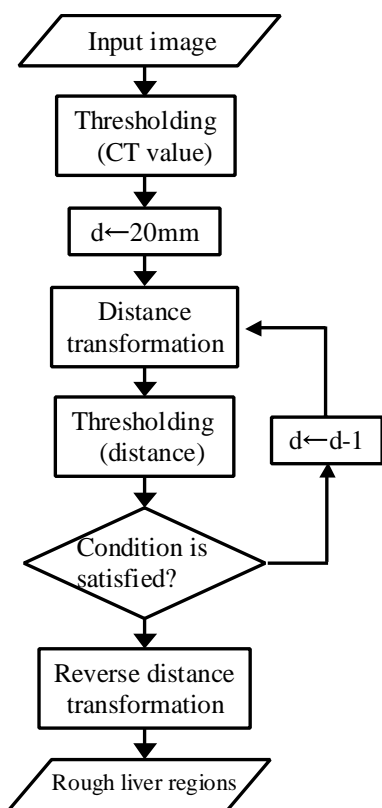


Fig.3 Process flow for extracting a rough liver region. The variable d means a threshold to distance value.

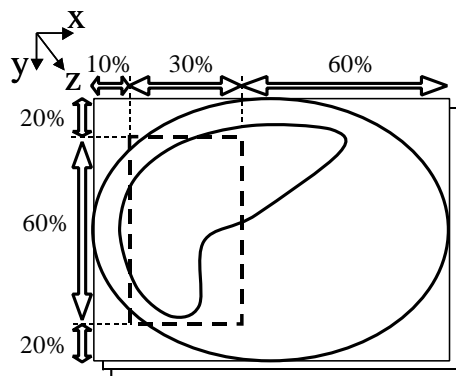


Fig.4 An illustration of the restricted area for selecting a liver candidate region.

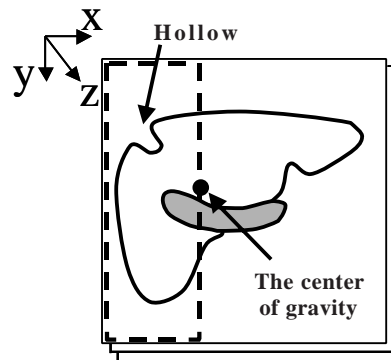


Fig.5 Target areas for modification. A gray region show a portal vein region.

域を抽出する。以下、修正手順について示す。

<a> モルフォロジー処理 RG 出力画像に対して Closing 演算(構造要素:半径 15[mm]の球)を施した画像と元のRG出力画像との差分処理を行う。

** 図形融合** 処理 <a> で得られた結果では、病変領域が他の領域と厚みの薄い領域でつながっていることがあるので図形融合処理(収縮3回,拡散3回)を施し,厚みの薄い領域を除去する。

<c> 特徴量による制限 処理 により得られた各連結成分の体積,存在領域,領域内のCT値の標準偏差を計測し,以下に述べる条件を満たす領域を修正候補領域とする。

- (条件1)体積が 300[mm³]以上。
- (条件2)領域内のCT値の標準偏差が20[H.U.]以下。
- (条件3)RG出力画像の1-画素の領域の重心よりも人体右側の領域を対象領域(Fig.5の破線部)としたとき,対象領域内に存在し,かつ対象領域の端と接しない。

病変領域はある程度の体積を持つと考えられるため,一定の体積に満たない領域を除外する(条件1) 処理では,血管,脂肪等が連結した領域として抽出されることがあるが,このような領域内のCT値の分散は大きくなることを利用してこれらの領域を除去する(条件2)。また,人体右側の肝臓領域は比較的滑らかな形状をしているため,人体右側(Fig.5の破線部)の領域を修正処理の対象範囲とし,それ以外の領域を除去する(条件3)。ただし,肝臓には門脈(Fig.5の灰色領域)が接続しているため,この条件のみでは門脈領域も抽出してしまう。そこで,対象領域の端に接している領域も除去する。

<d> 領域拡張 平滑化を施したCT像に対して,処理(4)と同様の処理で求められた画素を開始点とし,球形状の構造要素(半径5[mm])とし,拡張条件として次の2つの条件を用いた領域拡張(付録(i))を実行し,得られた領域を修正領域とする。

- (条件1)構造要素内のすべての画素が $\mu_2 - k_3$ [H.U.]以上かつ $\mu_2 + k_3$ [H.U.]以下を満たす。
- (条件2)構造要素内の $h\%$ 以上の画素が $\mu_2 - k_3$

Table 1 Evaluation results by coincidence indices.

Case No.	Previous method	Proposed method
1	0.91	0.94
2	0.92	0.95
3	0.93	0.97
4	0.93	0.96

[H.U.]以上かつ μ_2 [H.U.]以下を満たす。

ここで μ_2 は処理<c>で得られた修正候補領域に相当する処理(1)を施した画像のCT値の平均, σ_2 は標準偏差である。条件1は病変および病変に接して抽出されなかった肝臓領域を抽出するためのもので,条件2は病変領域固有の低CT値領域を抽出するためのものである。

<e> 過抽出の判定 処理(4)で抽出した肝臓領域から 15[mm]以上離れた画素が修正領域に含まれる場合,誤抽出の可能性があるので,処理<d>で得られた領域を処理<f>ではRG出力画像に統合しない。

<f> 領域の統合 RG出力画像と処理<e>との領域の論理和で得られる領域を肝臓領域とする。

<g> 空洞除去 空洞を除去し,得られた領域を最終的な肝臓領域とする。

3. 実験

コンピュータ支援画像診断学会により実施された肝臓領域抽出コンテスト[清水02]において配布された非造影腹部X線CT像14例(内4例は手入力により入力された肝臓領域画像を含む)に対して提案手法を適用した。実験に用いた画像の仕様はスライス内画素数 512 × 512[pixels],スライス厚 2.0[mm],再構成間隔 1.0[mm],スライス枚数 154 ~ 217[枚],スライス内画素間隔 0.546 ~ 0.625[mm]である。正解領域が存在する4症例に対しては,抽出結果と正解領域との一致度を計算した(Table 1)。残りの10例については正解領域がないため,目視により評価した(Table 2)。

Table 2 Evaluation results by observation. The symbols and × mean good and poor extraction results, respectively. Asterisk marks mean that the method having a mark shows a better result in comparison with the other one.

Case No.	Previous method	Proposed method
5	×*	×
6	○	○*
7	×	○
8	○	○*
9	×	○
10	×	×*
11	×	○
12	○*	○
13	○	○*
14	×	×*

症例1～4について、理想領域、従来法および提案手法により抽出された領域の3次元表示結果をFig.5に示す。症例5～14の従来法と提案手法により抽出された領域の3次元表示結果をFig.6に示す。また、従来法に比べて、抽出精度が改善した例をFig.7に、修正処理後のスライス表示をFig.8にそれぞれ示す。なお、実験に用いたパラメータは処理(4)の拡張条件のしきい値の下限および上限を決定するパラメータ k_1 、 k_2 を $k_1=3.0$ 、 $k_2=4.5$ 、修正処理における領域拡張の拡張条件のしきい値を決定するパラメータ $k_3=3.5$ 、構造要素内の満たすべき割合を示すパラメータ $h=30$ にそれぞれ設定した。これらのパラメータは、コンピュータ支援画像診断学会肝臓領域抽出コンテスト用データベースに含まれている症例のうち正解領域が提供されている4例、ならびに、従来法で良好に抽出できた2例において、肝臓領域の濃度値分布を調べ、その分布を基に決定したものである。平均処理時間は1症例あたり約10分であった(使用CPU:Pentium4 1.7GHz)。

4. 考察

従来法と比較してほとんどの症例で抽出精度が向上していることがTable1, 2およびFigs.6, 7から分かる。従来法では抽出できなかった左葉等の厚みの薄い領域を、提案手法では精度良く抽出可能であることがFig.8(a)から確認できる。また、Fig.8(b)に示すように従来法では心臓の一部も抽出していたが、提案手法では過抽出することなく肝臓領域を抽出できていることが確認できる。これらのことから、従来法では他の臓器を過抽出しないように大きな構造要素を用いていたが、提案手法ではCT値の分布特徴を利用することにより構造要素を小さくしても肝臓領域に接した他の腹部臓器を過抽出せずに正確な領域を抽出できていることが確認できる。

また、モルフォロジー処理等を用いた修正処理により病変領域の抽出が可能であることが確認された(Fig.9の赤領域)。修正された領域はCT値の分布特徴が正常な肝臓領域と異なっているために処理(4)の領域拡張では抽出されなかったが、モルフォロジー処理により得られる領域に対してその領域の位置や大きさ等を考慮することで抽出が可能になったと考えられる。しかし、症例10では修正処理により誤修正が確認された(Fig.9 Case10)。これは、処理(4)により過抽出した箇所にも同じように局所的な分布特徴を求め、その領域に対応した修正を行ったためである。本手法の修正処理では形状が滑らかで洞穴がほとんど存在しない人体右側の肝臓領域に対象範囲を制限したため、肝臓に接続している門脈や下大静脈等の血管領域を過抽出することは起こらなかった。しかし、

Fig.10に示すように未抽出領域が存在し、従来法より結果が悪化した。これは未抽出領域が肝臓の人体前側に存在し、誤修正抑制のために用いた対象範囲から外れたためである。

症例5, 10では心臓や肝臓に接した筋肉の一部を過抽出した。これらの領域は肝臓と広く接しており、CT値の分布特徴にほとんど差異が見られないため、領域拡張で誤抽出した。筋肉の誤抽出に関しては2.2(3)で決定した抽出対象外領域は肝臓領域を含まないように皮膚から8mmと比較的小さな値に設定したためであり、被検者の体型によっては肝臓領域抽出精度が低下する可能性がある。CT値の分布に差異が見られない場合、形状情報を併用することにより抽出精度が改善すると考えられる。

多発のう胞症を持つ症例14に従来法を適用したとき、肝臓ではない領域を候補領域として抽出したため、その結果脾臓領域を抽出していたが(Fig.11(a)), Fig.11(b)から提案手法では肝臓領域の抽出精度が改善していることが確認できる。これは、肝臓の重心が人体右側にあるという特徴を利用したためであり、多くの病変を持つ症例14でもある程度の精度で抽出可能であることが確認された。しかし、肝臓に接した血管および心臓の一部を過抽出し、病変領域のほとんどを抽出できなかった。提案手法はFig.1に示したように肝臓のCT値の分布を単峰性であると想定して、平均値より高い領域を他の臓器と重ならない肝臓固有の分布として利用した。しかし、病変領域が広い範囲にわたって存在する症例では肝臓正常組織と病変領域の二峰性の分布になることが想定され、実験的に求めたパラメータが適応できず、抽出精度が低下する可能性がある。なぜなら、二峰性の分布の一方が肝臓以外の正常臓器の分布と重なるため正常な抽出が困難になるためである。症例14のようなう胞を持つ症例は実際の医療現場において比較的多く見られるということ を考慮すると、このような症例への対応が必要である。

また、症例5, 14で他臓器との境界が著しく不明瞭であるため、他臓器の誤抽出が確認された。この対策として、他の臓器情報を利用しなくても精度良く抽出できる臓器領域を利用することが考えられる。症例14ではFig.10(b)(丸で囲まれた領域)に示すように大動脈領域を過抽出しているが、小川らの大動脈抽出手法[小川02]を用いることで精度良く大動脈領域を抽出できるため、肝臓領域から除外できると考えられる。

本論文において述べた手法では肝臓領域固有のCT値の分布特徴や位置情報などを利用することで、肝臓領域の抽出精度の改善を図ったが肝臓に関しての形状情報を考慮していないため、いくつかの抽出結果にお

いて過抽出が発生し、抽出結果に不自然な形状が確認された症例が存在した。今後、さらなる精度改善のためには形状情報の利用が不可欠であると考えられる。これには、提案手法より抽出された領域を基に、部位に応じて形状情報を考慮したモデルマッチングを行う手法が考えられる。

5. むすび

本稿では、CT値の分布特徴を積極的に利用した領域拡張法や肝臓の位置情報による非造影腹部X線CT像からの肝臓領域抽出手法を提案した。本手法を14例に適用した結果、従来法に比べて多くの症例で抽出精度が向上していることが確認された。

今後の課題としては、形状や他臓器の情報を利用した抽出手法、造影CT像からの肝臓領域抽出手法、肝臓領域からの病変領域の検出手法の開発、および、医師による評価などが挙げられる。

謝辞

貴重なCT画像を提供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、日頃ご検討頂く名古屋大学鳥脇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、日本学術振興会科学研究費補助金、日本学術振興会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」、文部科学省私立大学HRC補助金による。

参考文献

- [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. 電子情報通信学会論文誌, D-II, Vol. J83-D-II, No.1, pp.3-26, 2000.
- [縄野00]縄野繁: 造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.
- [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.10-11, 2000.
- [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. 電子情報通信学会論文誌, D-II, Vol. J83-D-II, No.1, pp.165-174, 2000.
- [小川02]小川浩史, 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 3次元腹部X線CT像からの大動脈領域自動抽出手法の開発. 第20回日本医用画像工学会大会抄録集, pp.231-232, 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. 電子情報通信学会論文誌, D-II, Vol. J85-D-II, No.1, pp.140-148, 2002.
- [渡辺02]渡辺恵人, 野方円, 長谷川純一, 目加田慶人: 腹部単純・造影X線CT像からの肝臓領域全自動抽出法の開発. 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.215-216 (2002-11)
- [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.219-220 (2002-11)
- [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 (2002-11)
- [Schenk00]Andrea Schenk, Guido Prause, and Heinz-Otto Peitgen: Efficient Semiautomatic Segmentation of 3D Objects in

- Medical Images. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI2000, pp.187-195 (2000)
- [Lamecker02]Hans Lamecker, Thomas Lange, and Martin Seebass: A Statistical Shape Model for the Liver. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI2002, pp.412-427 (2002)
- [Mastani02]Yoshitaka Masutani: RBF-Based Representation of Volumetric Data. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI2002, pp.300-307 (2002)
- [Malladi95]Ravikanth Malladi, James A. Sethian, and Baba C. Vemuri: Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.17, No.2 (1995)
- [横山01]横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎: 肋骨の情報を利用した3次元腹部X線CT像からの肝臓領域の自動抽出. 第11回コンピュータ支援画像診断学会大会・第10回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集, pp.193-194 (2001-11)
- [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: 肋骨の形状を利用した3次元胸部X線CT像からの肺野領域自動抽出. 電子情報通信学会論文誌D-II, Vol. J81-D-II, No.6, pp.1429-1438, 1998.
- [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.
- [小畑96]小畑秀文: モルフォロジー, コロナ社, 1996

付録

(i)領域拡張 領域拡張処理は以下のようにして実行される。与えられた開始点を初期注目画素とし、注目画素からある一定の範囲内の画素群(構造要素と呼ぶ)が別途設定する条件(拡張条件と呼ぶ)を満たす場合、構造要素内の全ての画素を抽出画素としてマークする。そして、抽出された各画素を注目画素として再帰的に同様な処理を繰り返す。但し、既に抽出された画素を再度キューに格納しない。具体的な処理内容を以下に述べる。出力画像の各画素の初期値は0とする。

(step1)与えられた開始点の座標をFIFOのキューに格納する。

(step2)キューから画素の座標を一つ取り出す。

(step3)step2で取り出された注目画素を中心とした構造要素内の画素群が拡張条件を全て満たす場合step4へ、そうでなければstep5へ進む。

(step4)構造要素内の画素群に対応する出力画像中の0-画素の座標をキューに格納する。そして、その画素値を1に設定し、step2へ戻る。

(step5)キューが空でなければstep2に戻る。空ならば処理を停止し、出力画像の1-画素を抽出領域とする。

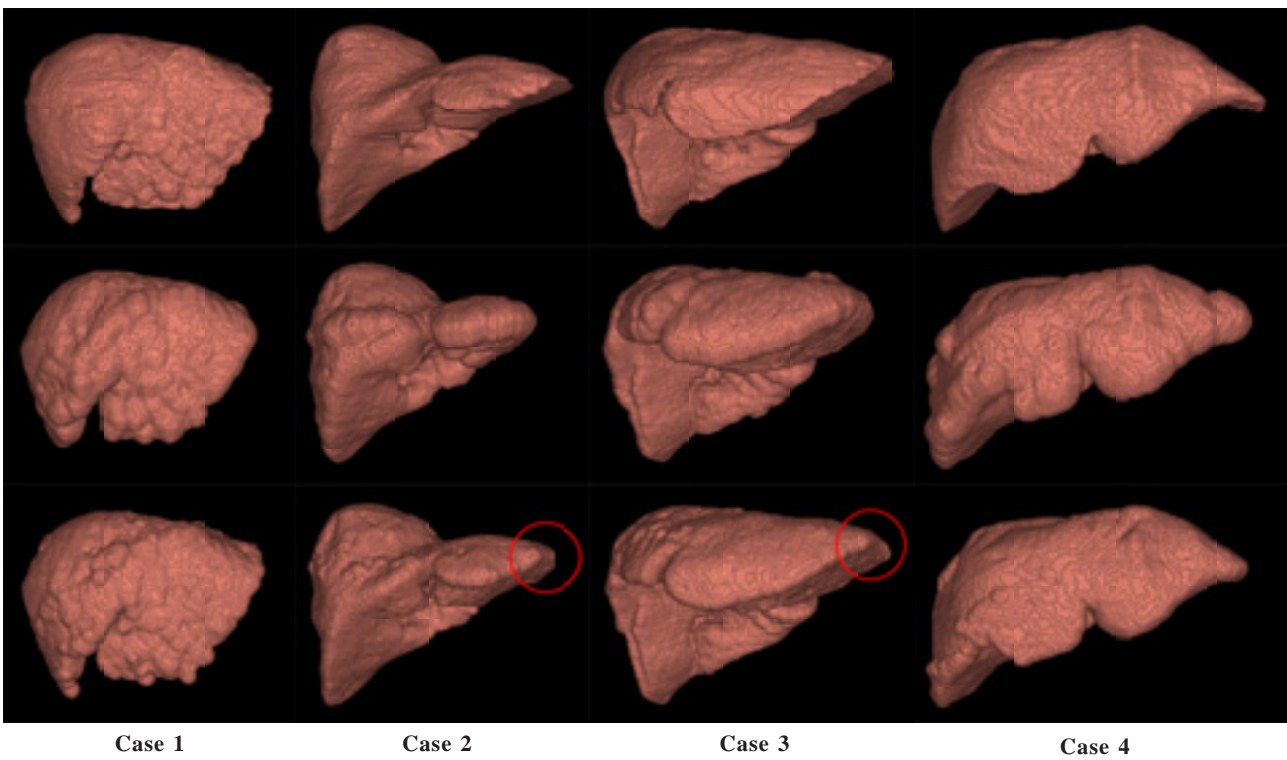
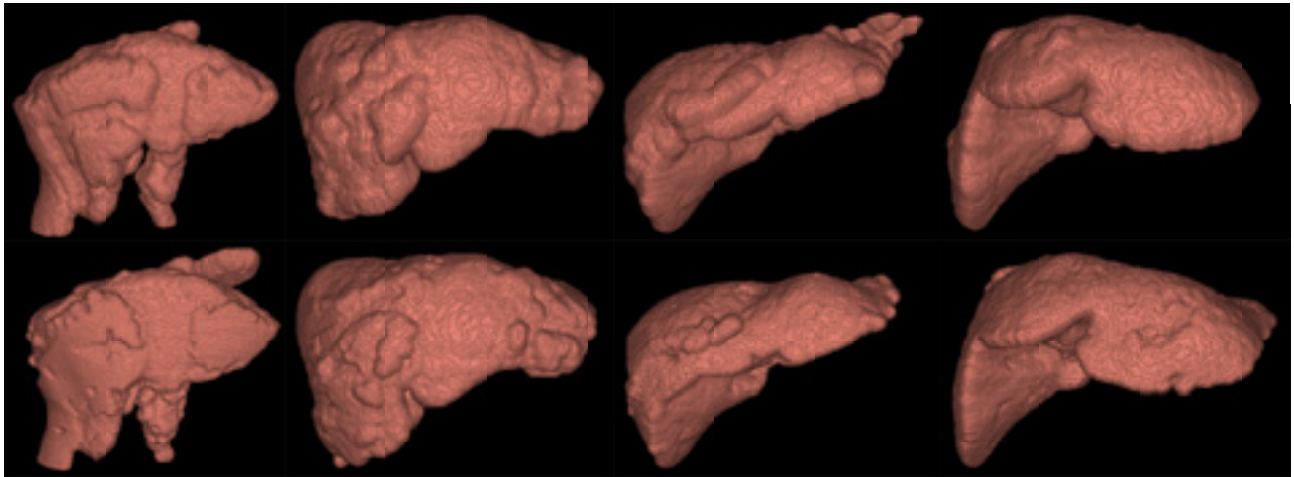


Fig.6 3D views of ideal regions(the upper row), extracted regions by the previous method (the middle row) and extracted regions by the proposed method(the lower row)(Case 1-4). Extraction accuracy of left lobe are improved(Case 2,3).

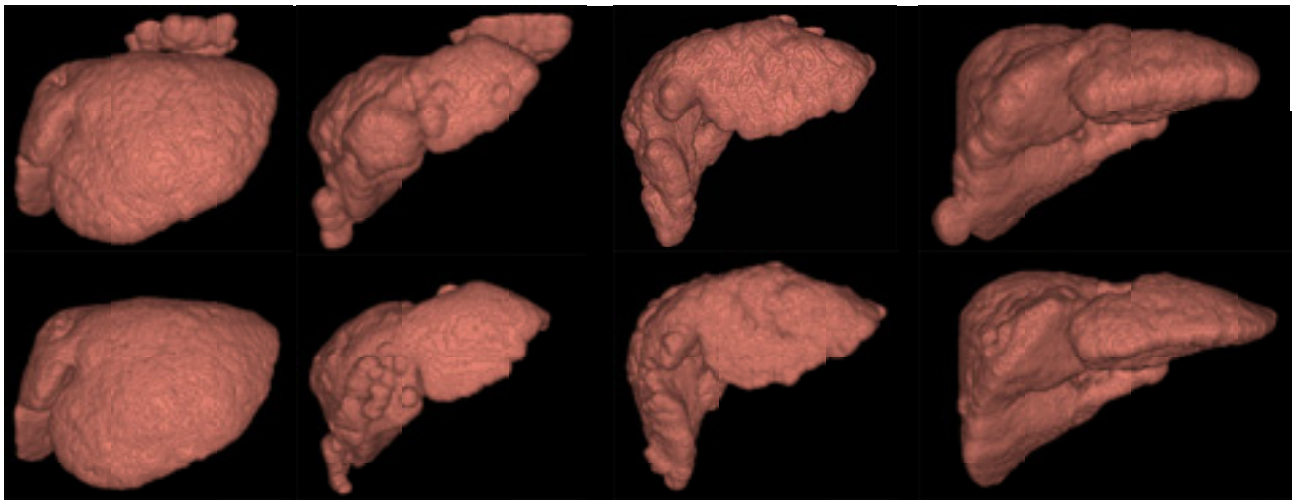


Case 5

Case 6

Case 7

Case 8

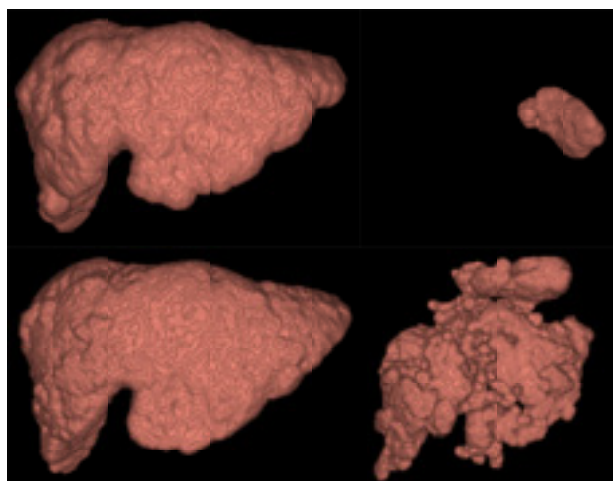


Case 9

Case 10

Case 11

Case 12



Case 13

Case 14

Fig.7 3D views of extracted regions by the previous method (the upper row) and extracted regions by the proposed method(the lower row)(Case 5-14). Overextraction of heart regions are restrained(Case 7,9,10). Other organ regions are overextracted(Case 5,10,14). The previous method extracts spleen regions, but the proposed method extracts rough liver regions(Case 14).

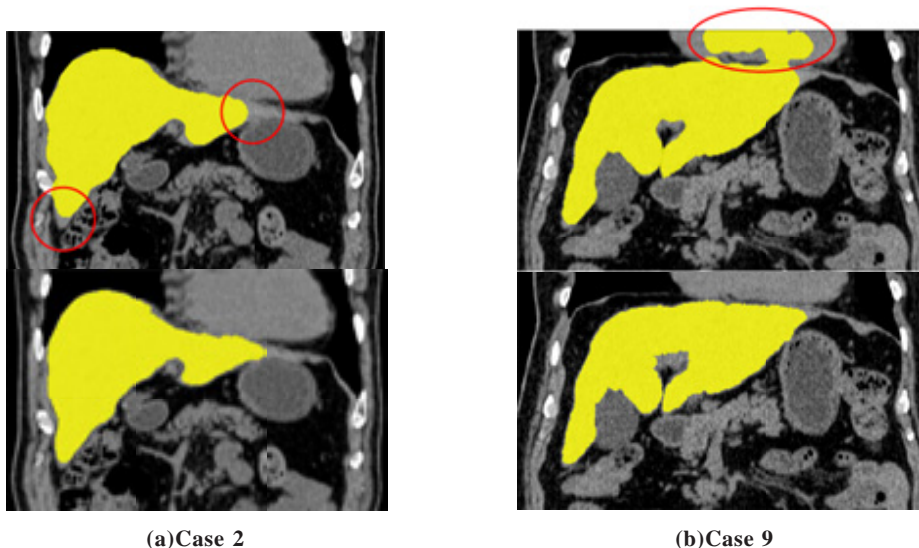


Fig.8 Examples of improvement of extraction accuracy(the upper row:the previous method, the lower row:the proposed method). Extraction accuracy of left lobe are improved in case 2, overextraction of heart regions are restrained in case 9.

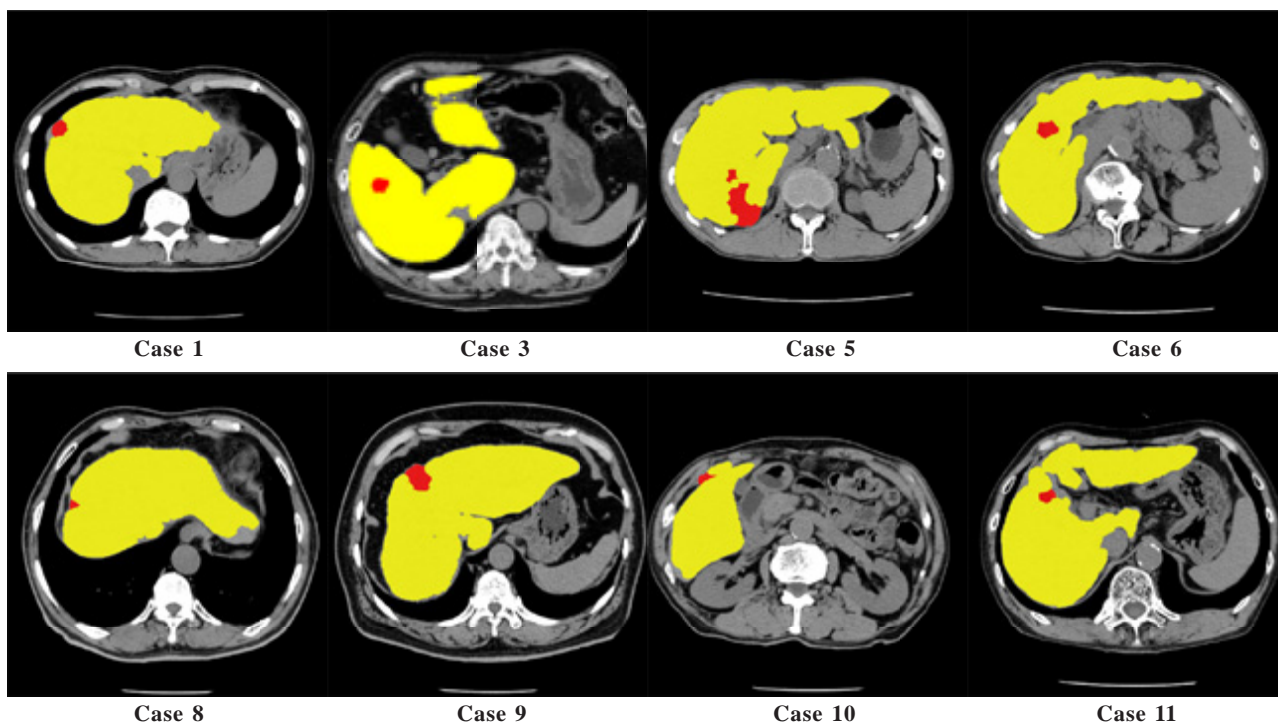


Fig.9 Examples of slice images overlaid on extracted region(yellow:extracted region by region growing, red:extracted region by modification). In case 10, muscle regions contacted with liver regions are misextracted. In other case, the proposed method extracts disease regions.

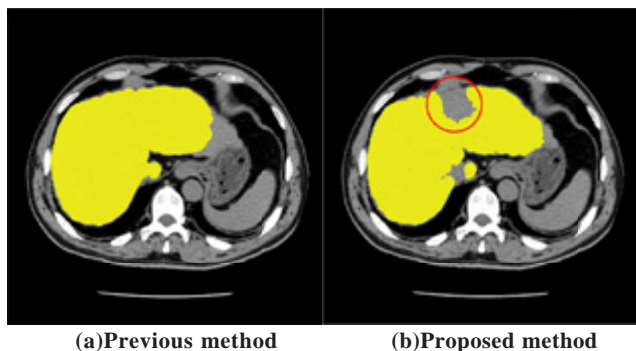


Fig.10 An example of insufficiently extracted regions (Case 12).

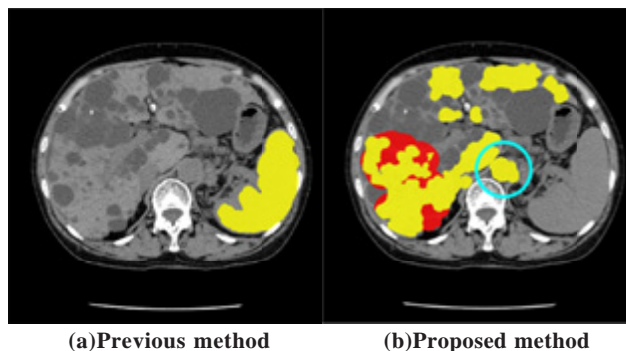


Fig.11 Comparison of extracted regions between the previous and the proposed method (Case 14). The previous method cannot extract liver regions, but the proposed method extracts that roughly.

著者紹介



横山耕一郎(よこやま こういちろう)
 平13名大・工・情報卒。現在,同大大学院博士課程前期課程在学中。主に3次元医用画像からの臓器領域のセグメンテーションに関する研究に従事。



北坂孝幸(きたさか たかゆき)
 平9年名大・工・情報卒。平14同大大学院博士課程後期課程了。平15名大工学研究科助手,現在に至る。主に,3次元医用画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会,日本エム・イー学会,電子情報通信学会各会員。



森健策(もり けんさく)
 平4名大・工・電子卒。平8同大大学院博士課程後期過程了。平6より平9まで日本学術振興会特別研究員。平9より名大大学院工学研究科助手。平13より同大大学院工学研究科助教授,現在に至る。平9より情報処理学会コンピュータビジョン・イメージメディア研究会連絡委員。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,阪本賞,丹羽記念賞。工博,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。



目加田慶人(めかだ よしと)
 平成3年名大・工・情報卒。平成8年同大学大学院博士後期課程修了。平成8年宇都宮大学工学部情報工学科助手。平成13年より名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授,現在に至る。画像処理とその医用応用,信号処理などの研究に従事。博士(工学) 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,胸部CT検診研究会各会員。



長谷川純一(はせがわ じゅんいち)
 昭49名大・工・電気・電子卒。昭54同大大学院博士課程情報工学専攻了。同年名大工学部電子工学科助手。昭61同情報工学科講師。昭62中京大学教養部助教授。昭63同教授を経て,平4より中京大学情報科学部教授,現在に至る。工博。パターン認識,画像処理,エキスパートビジョン,及び,それらの医療,スポーツへの応用に関する研究に従事。情報処理学会,人工知能学会,日本エム・イー学会,日本医用画像工学会,IEEE 会各会員。



鳥脇純一郎(とりわき じゅんいちろう)
 昭和37年名大・工・電子卒。昭和42年同大学大学院博士課程了。同年4月名古屋大学工学部助手。以後,昭和45年助教授,昭和49年名古屋大学大型計算機センター助教授。昭和55年豊橋技術科学大学情報学系教授。昭和58年名古屋大学工学部電子工学科教授,昭和60年4月より同情報工学科教授を経て,平成6年より同大学院工学研究科情報工学専攻教授。工博。パターン認識,画像処理,グラフィックス および,それらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理I,II」(昭晃堂),「パターン情報処理の基礎」(朝倉書店),「認識工学」(コロナ社) 電子情報通信学会,情報処理学会,日本エム・イー学会,人工知能学会,IEEE 各会員

Liver region extraction from 3D abdominal X-ray CT images using distribution features of abdominal organs

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

^{*1}Graduate School of Information Science, Nagoya University

^{*2}School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

Abstract

This paper proposes a new method for extracting liver regions from 3D abdominal X-ray CT images without contrast medium. The previous method using the thresholding and the distance transformation cannot extract thin regions or regions at low CT value, such as disease region. So the proposed method extracts rough liver regions at first. Then, more detailed regions are extracted by using distribution feature of CT value and the information of the position. In this time, target regions are limited by using rib cage that the shape almost unchange, overextraction is restrained. In addition, our method extracts disease region by using morphological operation. We applied the proposed method to 14 cases of abdominal CT images taken without using contrast medium. The experimental results showed that the proposed method was significantly improved in extraction.