

## 研究論文

# 領域拡張法を用いた多時相腹部X線CT像からの肝臓領域自動抽出手順

渡辺恵人<sup>\*1</sup> 瀧剛志<sup>\*2</sup> 長谷川純一<sup>\*1\*2</sup> 目加田慶人<sup>\*3</sup>

## 要旨

本論文では、多時相の腹部X線CT像から、肝臓領域を自動抽出するための一手順について述べる。肝臓のCT診断では、一人の被験者に対して、撮影時刻の異なる計4種類(時相)のCT像が用いられる。しかし、造影剤の影響で、それぞれの画像に映る肝臓領域は濃淡パターンが大きく異なるため、肝臓領域自動抽出に関する従来の研究では1種類あるいは2種類のCT像のみを用いるものがほとんどであった。そこで本文では上記4種類のCT像のすべてから同一の手順で肝臓領域を抽出する方法を提案する。この手順は、領域拡張法を基本とし異なる種類のCT像には処理パラメータの変更のみで対応可能である。実験では、実際のCT像に本手順を適用し、比較的良好な抽出結果が得られたことを示す。

**Key words** : liver region extraction, X-ray CT image, multi-phase, region growing, CAD

## 1. まえがき

近年、CT像の体軸方向の解像度は大幅に向上し、多数のスライス像からなる3次元画像が臨床の場で広く用いられるようになった。しかし、その一方で、画像量の増大は読影医の負担を確実に増加させており[縄野00]、そのため、計算機を用いた診断支援(CAD)システムの実用化が強く望まれている。とくに、肝臓のCT診断では、通常、造影剤注入前、および、注入後の異なる3時刻に撮影した計4種類(以下時相とよぶ)のCT像が用いられるため、CADへの期待も大きい。

一般に、CADシステムには、対象となる臓器領域を自動識別する機能が備わっていることが望ましく、位置や形状のばらつきのある大きい臓器ほどその重要性は大きい。従って、肝臓CADシステムの開発においても、肝臓領域の自動抽出は重要な課題となる。

肝臓領域の自動抽出に関するこれまでの研究では、しきい値処理を利用した方法[横山02]、血管領域を利用した方法[Saitoh02]、異なる2つの時相のCT像から得られたCT値の2次ヒストグラム特徴を用いる方法[榎本01]、一度大まかに抽出したあとで精密に抽出する方法[Masutani02]などが報告されているが、それらは単一時相、あるいは2つの時相のCT像のみを対象にしており、上記4時相のCT像すべてを対象にして抽出を試みた例は文献[一杉02]を除いてほと

んどない。しかし、実際には、どの時相のCT像も診断に利用される可能性があるため、CADシステムもすべての時相のCT像から肝臓領域を抽出できる機能を備えるべきである。

そこで、本論文では、上記4時相すべてのCT像から基本的に同じ手順で肝臓領域を抽出する方法を提案する。この手順は、時相の違いに対して、1個の処理パラメータのみの調整で対応するため、撮影装置や撮影時期の違いで画像の性質が多少変わっても比較的容易に対応できると考えられる。また、本手順は、文献[一杉02]の方法とは違い、各時相間の関係は基本的に使わないため、仮に4時相すべてが揃わない場合でも利用可能である。

以下、2. で処理対象の性質について述べたあと、3. で処理手順を述べ、4. で実験結果を示す。

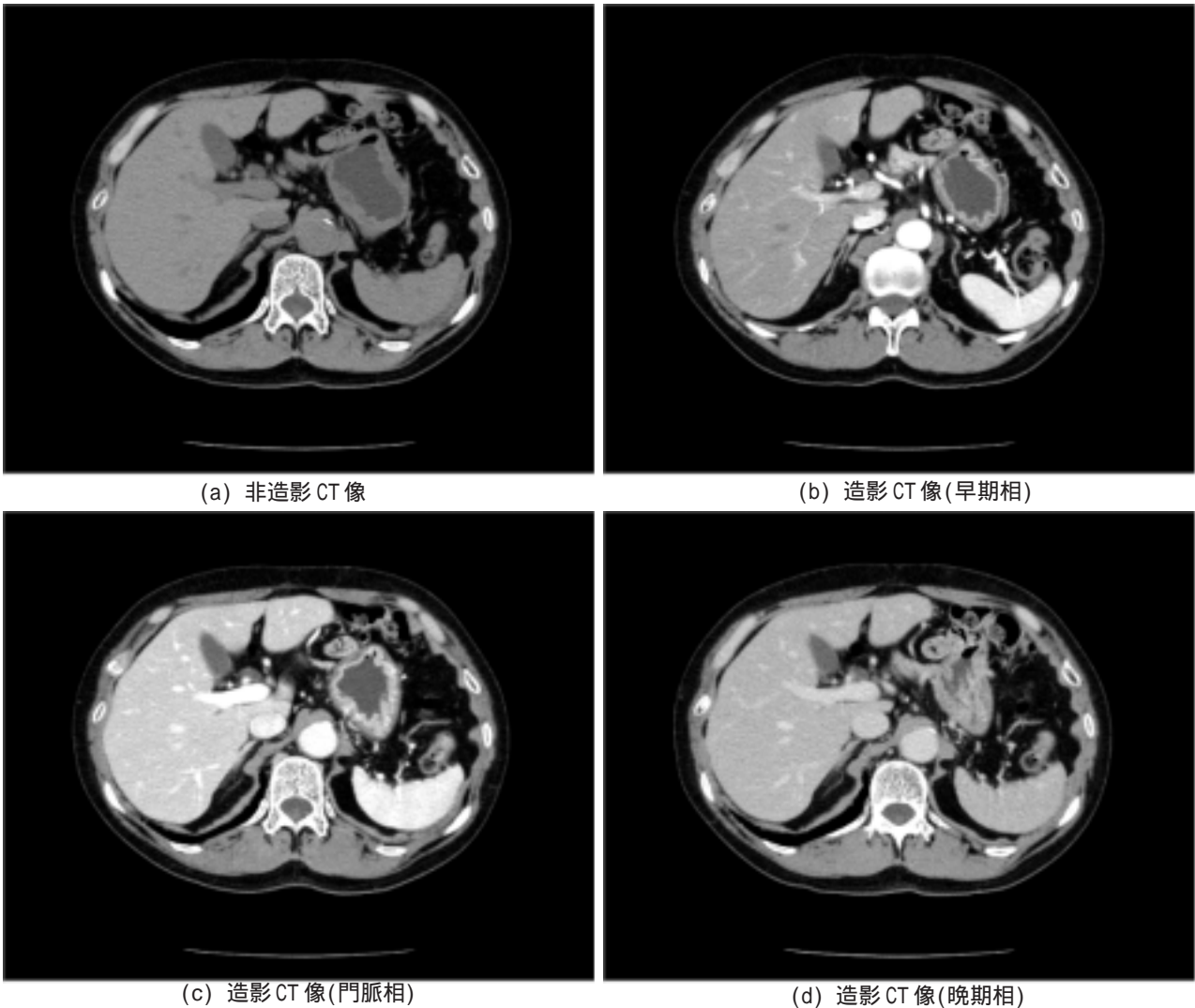
## 2. 処理対象の性質

肝臓CT診断では、造影剤注入前に撮影した非造影CT像に加えて、造影剤注入後、35～40秒後に撮影したもの(早期相)、60～70秒後に撮影したもの(門脈相)、および、3分後に撮影したもの(晩期相)の計4種類(4時相)のCT像が使われる。Fig.1は同一被験者に対する各時相；(a)非造影CT像、(b)早期相、(c)門脈相、(d)晩期相の画像例である。これらは、ほぼ同じ位置のスライスを表示したものであるが、造影剤によって肝臓領域の濃淡が大きく変化しているのわかる。また、被験者の体位の変化や呼吸の影響で、画像間で臓器自体の形状も異なっている。これは、各時相ごとに肝臓領域を抽出しなければならないことを意味する。

\*1 中京大学大学院情報科学研究科情報認知科学専攻 [〒470-0348 愛知県豊田市員津町床立101]

\*2 中京大学情報科学部メディア科学科

\*3 名古屋大学大学院情報科学研究科メディア科学専攻



(a) 非造影 CT 像

(b) 造影 CT 像(早期相)

(c) 造影 CT 像(門脈相)

(d) 造影 CT 像(晩期相)

Fig.1 Examples for abdominal X-ray CT images.(Window Level 40, Window Width 300)

### 3. 処理手順

#### 3.1 処理概要

肝臓領域は形状やCT値に個人差があるため、その自動抽出に、形状モデルの利用や、単純なしきい値処理での対応は難しい。しかし、一つの画像内の肝臓領域はほぼ同じCT値(濃度値)を持ち、かつ、その変化も比較的滑らかであるため、ここでは領域拡張法[森94]を基本にした抽出手順を考えることにする。その場合、肝臓領域に近い臓器への誤拡張を防ぐため、領域拡張の前処理として鮮鋭化処理を行い、肝臓領域輪郭付近の濃度値を上げておく効果的である。この考えに基づいて構築した処理手順をFig.2に示す。以下、各ステップを詳しく述べる。

#### 3.2 処理範囲の決定

入力画像に対して、-500[H.U.]以上が図形領域となるようなしきい値処理を施す。スライスの各断面に穴埋め処理をすることによって、大まかな体領域

を得る。この体領域に対して収縮処理を行い、得られた領域を以後の処理範囲とする。

#### 3.3 平滑化

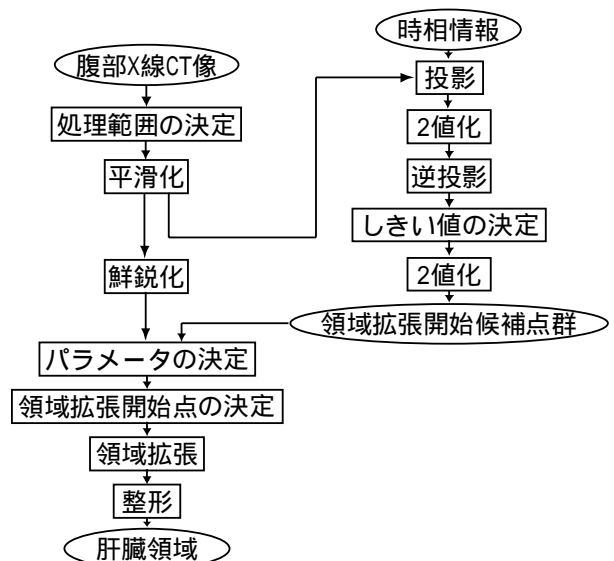


Fig.2 Processing Procedure.

同じく、入力画像に対してメディアンフィルタを用いて、平滑化を行う。その画像に対して、opening-closing演算[小畑 96]を施し、細い血管などを除去する。

### 3.4 鮮鋭化

3.3で求めた画像に対して鮮鋭化を行う。鮮鋭化は、入力をF、出力をGとすると、次式で定義される

$$G=F+ D(F) \quad (1)$$

ここで、Dは適当な差分フィルタ、 $\alpha$ は鮮鋭化係数である。今回はDに最大方向一階差分フィルタを用いた。この処理によって、臓器輪郭付近の濃度が高くなるため、領域拡張が他の臓器領域に及ぶこと(誤拡張)をある程度防ぐことができる。

### 3.5 領域拡張開始候補点の抽出

以下の手順で領域拡張候補点を決定する。

[Step1]投影 上記3.3で求めた画像に対して、濃度値があらかじめ設定した2つの値(low, high)の間にある画素のみを体軸に垂直なn方向にそれぞれ平行投影する。なお、highは肝臓領域内のCT値の最大値辺りの値、lowは肝臓領域内CT値の最小値より若干低めの値に設定しておく。通常、造影剤を注入した画像は、時間が変化するとそのCT値は非造影の時より高くなる。したがって、パラメータhighは処理対象となる時相ごとに変える必要がある。一方、肝臓内のCT値は造影により低くなることは無いため、lowは時相ごとに変化させなくてもよい。このときできる投影像は、肝臓領域が他の臓器よりCT値が高いので、肝臓領域を通過した割合の多い点の出力は比較的高くなる。

[Step2]投影像上での肝臓領域抽出 Step1で求めた投影像を適当なしきい値で2値化することによって、投影像上での大まかな肝臓領域を表す2値図形を得る。

[Step3]逆投影 Step2で求めた2値図形を逆投影することによって、3次元多値図形を得る。

[Step4]しきい処理 Step3で求めた多値図形の中で、先の処理範囲の左側半分(肝臓の存在する側)の領域のみを適当なしきい値で2値図形化する。

[Step5]終了判定 Step4で求めた図形領域の体積がある範囲内ならば、その領域を領域拡張開始候補点群とし、そうでなければ、その条件に合う結果が得られるまでしきい値を変化させ[Step4]をくり返す。

### 3.6 領域拡張

以下の手順で領域拡張を行う。

[Step1]パラメータ決定 3.4で得た画像中の3.5で求めた領域Pの濃度値の平均値 $\mu(P)$ 、標準偏差 $\sigma(P)$ 、体積 $\#(P)$ を求め、それより以下の式で領域拡張の上限 $C_u$ 、下限 $C_l$ 、領域拡張の体積の上限 $v$ を設定する。

$$C_u = \mu(P) + a_0 \sigma(P) \quad (2)$$

$$C_l = \mu(P) - a_0 \sigma(P) \quad (3)$$

$$v = k \#(P) \quad (4)$$

ここで、 $a_0$ および $k$ は1以上の適当な定数である。  
[Step2]領域拡張開始点群の決定 開始候補点群のうち、3.4で求めた画像中の濃度値が(2)式、(3)式で求めた値の範囲に入る領域のみを抽出し、この領域をQとする。

[Step3]領域拡張 Qの各点の隣接する近傍の画素の濃度値が $C_l$ 以上、 $C_u$ 以下であるならば、その点を新たなQに加える。

[Step4]パラメータ更新 Qの体積が $v$ を越えた場合パラメータの更新を行う。そうでなければStep5の処理を行う。パラメータの更新は、まず(5)式によって*i*回目の処理パラメータ $a_i$ を変更する。

$$a_i = (a_{i-1}) + 1 \quad (5)$$

ここで、 $\alpha$ は0以上1未満の適当な定数である。

次に、(2)~(4)式のPをQに置き換えて処理パラメータを更新する。そして領域拡張を再開する。すなわち、領域拡張した体積が大きくなるほど、次第に拡張しにくくなる。

[Step5]領域拡張終了判定 領域拡張された点が1つも無くなった領域拡張を終了し、そうでなければ[Step3]の処理から繰り返す。

### 3.7 整形

領域拡張で得られた結果に対して、収縮処理で領域をいくつかの部分領域に分離したのち、最大体積を持つ領域のみを拡散処理で元に戻すことによって、不要な部分を削除する。さらにその結果に拡散-収縮型の図形融合を施し、不要な穴や空洞を除去する。以上の結果をここでの最終的な肝臓領域とする。

## 4. 実験結果

腹部X線CT像データベース13例52画像に対して実験を行った。実験に用いた処理パラメータをTable1に、抽出結果の一例をFig.3およびFig.4に

Table1 Parameter values used in the experiments

処理	種類	パラメータ			
		非造影	早期相	門脈相	晚期相
領域拡張開始候補点群	low	0			
	high	80	130	180	130
	n	60			
鮮鋭化		3			
領域拡張	$a_0$	2			
	$k$	1.2			
		0.9			

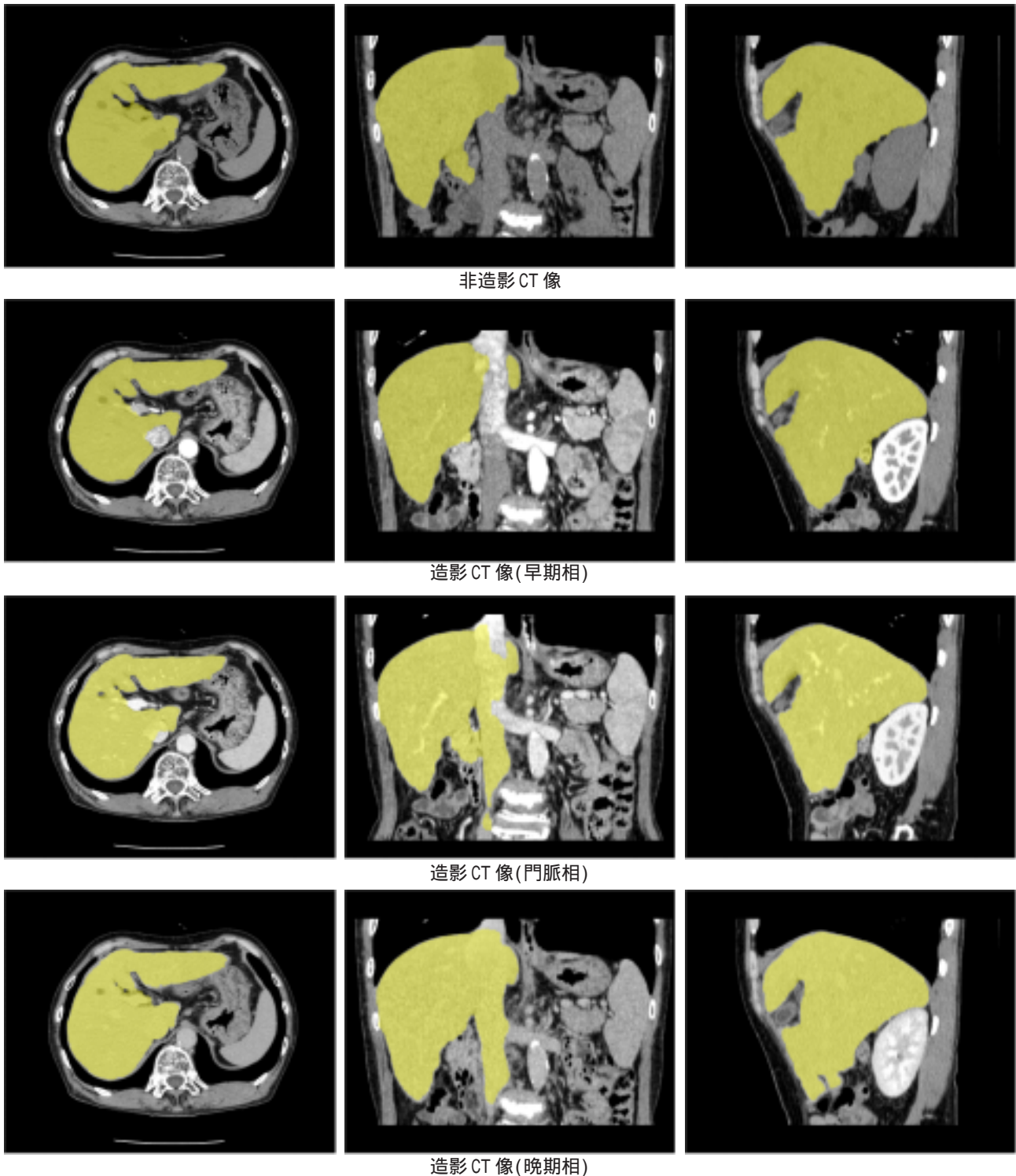
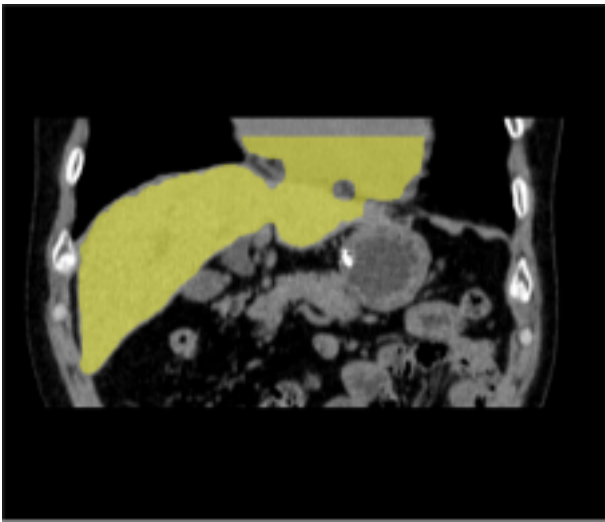
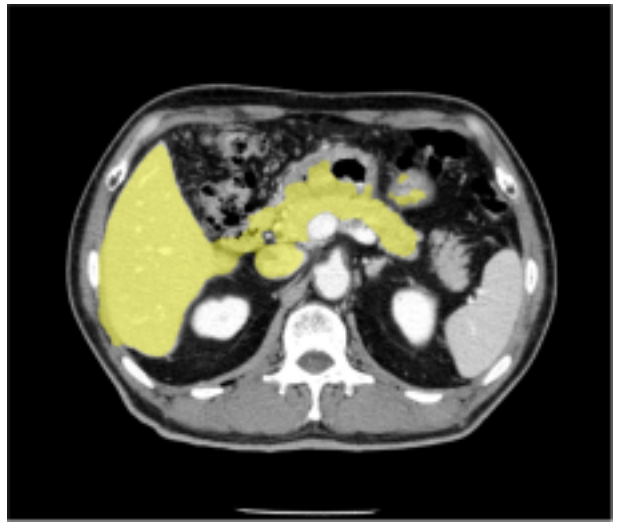


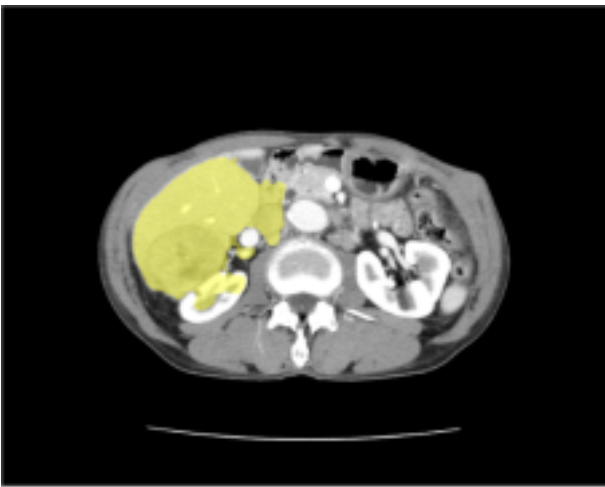
Fig.3 Extraction results(yellow area) of liver region.



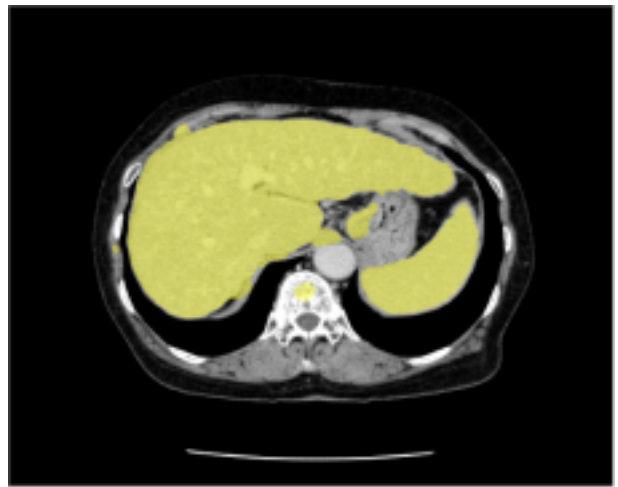
(a)心臓部まで抽出(非造影CT像)



(b) 膵臓部を誤抽出(門脈相)



(c) 隣接臓器の一部へ誤拡張(門脈相)



(d) 脾臓領域の一部へ誤拡張(晩期相)

Fig.4 Examples of miss-extraction of liver region.

Table2 Evaluation results for all CT images used in the experiments.

		非造影		早期相		門脈相		晩期相	
成功数		8	62%	11	85%	7	54%	10	77%
失敗数	拾いすぎ	4	31%	0	0%	6	46%	3	23%
	見落とし	1	8%	2	15%	0	0%	0	0%
拾いすぎの内訳	心臓	4	100%	0	0%	0	0%	0	0%
	脾臓	0	0%	0	0%	0	0%	2	67%
	膵臓	2	50%	0	0%	4	67%	2	67%
	腎臓	1	25%	0	0%	2	33%	0	0%

示す．ここで，時相ごとに変化させるべきパラメータは，領域拡張開始候補点を抽出するために投影する濃度値の条件の上限であり，時相の早い順に80,130,180,130[H.U.]とた 残りのパラメータはすべての時相共通で， $low=0[H.U.]$ ， $\alpha=3$ ， $a_0=2$ ， $k=1.2$ ， $\beta=0.9$ とした．

まず，抽出結果を，目視で，成功と失敗に分け，さらに失敗を拾いすぎと見落としに分けて集計した．目視の基準としては，他の臓器等の誤抽出の有無，先端部などの細い領域の抽出具合を重点的に調べた．結果をTable2に示す．拾いすぎについては，拾

いすぎの発生場所とその数も合わせて示してある．この結果から，早期相と晩期相については比較的良好的な結果が得られていることが分かる．また，失敗の多くは，拾いすぎによるものであることもわかる．非造影CT像においては，過抽出した4例すべてにおいて，血管部を介して，心臓領域に達していた

Table3 Quantitative evaluation results for CT images taken without contrast medium.

症例番号	1	2	3	4
一致度	0.852	0.716	0.810	0.780

(Fig.4(a)). また, 成功と判断した例においても, そのほとんどは肝臓外血管領域を抽出していた. これは, 肝臓領域と血管領域とのCT値との差が小さいことが原因と考えられる. また, 早期相以外で起きた脾臓, 腎臓, 脾臓などの拾いすぎ(Fig.4(b), (c), (d))についても同様の原因が考えられる. また, 早期相における見落としは, 造影のむらが主な原因と考えられる.

次に, 試料の一部に対して, 抽出結果の定量的評価を行った. 具体的には, 非造影CT像4例に対して, 肝臓領域と血管領域を手入力で抽出した結果と, 抽出結果との比較を行った. ただし, 今回は肝臓領域だけにしぼった評価を行いたいため, 抽出結果から手入力の血管領域を除去したものを改めて抽出された肝臓領域とみなし. それと手入力の肝臓領域との一致度を計算した. 一致度には, 和集合領域に対する積集合領域の体積の割合(最大値1, 最小値0)を用いた. 結果はTable3の通りである. なお, この4例の中で成功とされたのは症例1のみで, 残りはすべて, 心臓領域を誤抽出した例である. 今回用いた一致度は, 結果の良さを評価する指標の一つにすぎない. また, この評価尺度は, 全体的な一致度を測る評価尺度であるため, 前に述べた目視評価と一致するとは言えない. 特に症例3に対しては, 誤抽出した心臓領域に対して, 肝臓領域が非常に大きいため, 症例1の結果と数値的にはあまり差はなかったと考えられる. しかし, 全体的に拾いすぎの傾向があるにもかかわらず, 一致度は比較的高い値が得られたと思われる. 一方, 見落としは少なかつたため, 今回の結果を病変検出などに利用する場合には, 病変を見落とす危険性はかなり少ないと思われる. なお, 今回の定量的評価は, 非造影CT像についてのみ行ったが, 非造影CT像は4時相の中では肝臓領域の抽出が最も難しいCT像であることを考えれば, Table3の結果は本手法がかなり有望であることを示している.

## 5. まとめ

本文では, 腹部X線CT像からの肝臓領域自動抽出手順について述べた. 肝臓のCT診断には, 通常撮影時刻の違う4種類(時相)のCT像が用いられるが, 本手順は領域拡張法を基本にしているため, 拡張用パラメータを変更するだけでどの時相のCT像にも対応できる. 実際のCT像を用いた実験の結果, 特定の時相のCT像に対してはやや領域を拾いすぎる傾向はあるものの, 見落としは非常に少なく, 全体としては比較的良好な結果であった.

今後は, 腹部臓器の解剖学的な知識を用いた領域

抽出精度の改善していくことと, 今回の結果を利用した病変検出などを行っていく予定である.

## 謝辞

本研究を行うにあたり, 貴重な試料を提供頂いた国立がんセンター東病院縄野繁博士に感謝する. また, 日頃からご指導賜る名古屋大学鳥脇純一郎教授(現中京大学), ならびに, 熱心にご議論いただく中京大学長谷川研究室および名古屋大学旧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, 文部科学省私学HRC補助金によった.

## 参考文献

- [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ニューズレター, No.28: pp.12-13, 2000
- [横山02] 横山耕一郎, 北坂孝幸, 森健策, 他: 非造影3次元腹部CT像から抽出された肝臓領域に対する定量評価, 電子情報通信学会医用画像研究会資料, MI2002-44: pp.47-52, 2002
- [Saitoh02] Takeshi Saitoh, Yuta Tamura Toyohisa Kaneko: Automatic Segmentation of Liver Region Through Blood Vessels on Multi-Phase CT, Proc.ICPR 2002: 1, pp.735-738, 2002
- [榎本01] 榎本潤, 堀雅敏, 佐藤嘉伸, 他: マルチスライスCT画像からの肝臓領域自動抽出, 電子情報通信学会論文誌(D-II), J84-D-II, 9: pp.2150-2161, 2001
- [Masutani02] Yoshitaka Masutani: RBF-Based Representation of Volumetric Data: Application in Visualization and Segmentation, Proc.MICCAI 2002, 2: pp.300-307, 2002
- [一杉02] 一杉剛志, 清水昭伸, 小畑秀文: マルチスライスCT像からの肝臓領域の自動抽出手法の開発, 電子情報通信学会技術研究報告, MI2002-45: pp.53-58, 2002
- [小畑96] 小畑秀文: モルフォロジー, コロナ社, 東京, 1996
- [森93] 森健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 他: 3次元X線CT像からの気管支領域の自動抽出, 電子情報通信学会パターン認識・理解研究会資料, PRU93-149: pp.49-56, 1994

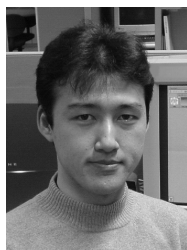
## 著者紹介



渡辺 恵人(わたなべ しげと)

平12中京大・情報・情報卒. 平成14同大学院情報科学研究科修士課程修了. 現在同大学院博士課程後期課程在学中.

主に, 3次元医用画像処理に関する研究に従事.



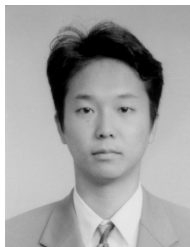
瀧 剛志(たき つよし)

平成6年中京大学情報科学部情報科学科卒業. 平成8年同大学院修士課程了, 平成11年同大学院博士後期課程(情報認知科学専攻)了. 博士(情報科学). 同年, 中京大学情報科学部情報科学科助手, 平成12年同学部メディア科学科に移り現在に至る. 画像処理およびその集団行動・スポーツ解析への応用に関する研究に従事.



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同大学院博士課程（情報工学専攻）修了．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より中京大学へ移り，教養部助教授，63同教授を経て，平成4から同大学情報科学部教授．工博．パターン認識，画像理解，および，それらの医療・スポーツ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各会員．



目加田 慶人（めかだ よしと）

平3名大・工・情報卒．平8同大学大学院博士後期課程修了．平8宇都宮大学工学部情報工学科助手．平13より名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻助教授，平15より同大学大学院メディア情報科学研究科メディア科学専攻助教授，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各会員．

## **A Method for Automated Extraction of Liver Regions from Multi-Phase Abdominal X-ray CT Images Based on Region Growing**

Shigeto WATANABE<sup>\*1</sup>, Tsuyoshi TAKI<sup>\*2</sup>, Jun-ich HASEGAWA<sup>\*1\*2</sup>, Yoshito MEKADA<sup>\*3</sup>

<sup>\*1</sup>Graduate School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

<sup>\*2</sup>School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University

<sup>\*3</sup>Graduate School of Information Science, Nagoya University

### **Abstract**

This paper presents a method for automated extraction of liver regions from multi-phase abdominal X-ray CT images. In CT diagnosis of liver, four abdominal CT images taken at different phase are used. Liver regions in those CT images have different gray pattern due to time-variation of distribution of the contrast medium. Therefore, most of previous studies on automated extraction of liver region has used only one phase or two phases of CT images. In the paper, we propose a single procedure which can extract liver regions from all phases of CT images is proposed. This procedure is based on region growing technique with single parameter easily adjustable to each phase of CT images. Using practical CT images, performance of the proposed method is evaluated experimentally.

**Keywords:** liver region extraction, X-ray CT image, multi-phase, region growing, CAD