

[原著論文]

## 腹部 CT 像からの肝臓領域と異常陰影候補領域の抽出

金 亨燮<sup>1</sup>、萩原 圭太<sup>1</sup>、石川 聖二<sup>1</sup>、四宮 孝史<sup>2</sup>、佃 正明<sup>3</sup>  
九州工業大学工学部<sup>1</sup>、(株)ニコンシステム<sup>2</sup>、九州厚生年金病院<sup>3</sup>

**要約:** 医療分野ではCTやMRI画像を始めとする様々な画像診断ツールが開発されている。腹部CT画像上の肝臓領域の抽出とその解析に関する研究も複数提案されているが、3次元構造の解析が必要であることや、処理が複雑であるなどの理由のため、処理が困難な場合が多い。本論文では、2次元腹部CT像から肝臓領域の自動抽出を行い、得られる領域内で病変部候補領域を自動抽出する手法を提案する。病変部候補領域の抽出には、異なる時相間で得られる画像からの経時的变化を利用している。提案法を腹部CT像に適用し、その結果と考察を述べる。

キーワード: CT画像、CAD、肝臓領域

## Automatic extraction of liver regions and classification of shadow candidate from abdominal CT images

Hyoungseop KIM<sup>1</sup>, Keita Hagiwara<sup>1</sup>, Seiji ISHIKAWA<sup>1</sup>,  
Takashi Shinomiya<sup>2</sup> and Masaaki Tsukuda<sup>3</sup>

Department of Mechanical and Control Engineering, Kyushu Institute of Technology<sup>1</sup>

Nikon Systems Inc.<sup>2</sup>, Kyushu Kouseinenkin Hospital<sup>3</sup>

**Abstract:** In recent year, various imaging techniques have been introduced into medical fields as useful tools for providing helpful information for visual inspections. For example, magnetic resonance imaging and computed tomography, etc., are those already established imaging techniques. Accordingly many related image processing techniques have been developed and reported in medical imaging fields. In the field of X-ray CT images, to segment of liver region several approaches are reported in the past. Many of them are needs knowledge-based schemes based on fuzzy logic or 3-D structural such as a blood vessel. It is therefore, for numerical representation automatic extraction of the liver region and classification of shadow candidate is required. In this paper, we propose a technique for automatic extraction of liver areas and its classification of shadow by computer employing a set of abdominal CT images. In the first stage, we extract a region of liver area from the given 2-D CT images. In the next stage, abnormal area is extracted employing subtraction technique. The technique was applied to three abdominal CT image sets and satisfactory results were obtained.

**Key words:** CT image, CAD, liver Area

---

HyoungSeop KIM  
Department of Mechanical and Control Engineering, Kyushu Institute of Technology  
1-1, Sensui-cho, Tobata-ku, Kitakyushu 804-8550, Japan  
E-mail: kim@cntl.kyutech.ac.jp

## 1. まえがき

現代の医療現場では、画像情報に基づく画像診断が、病変部の早期発見に大きく貢献している。画像診断は特に、癌や腫瘍等の発見には不可欠な存在になっている。

画像診断には、胸部単純X線CTを始め、超音波、MRI等が挙げられるが、年々その装置は高速化している。これにより、診断に用いることができる情報が増え、病変部発見にも好影響を与えるが、増加した情報から診断に必要な情報を得ようとする医師への負担も増加しているのが現状である。また、定量的な診断が行われない問題もあり、現在では、医師へのコンピュータによる診断支援を目的とするCAD (Computer Aided Diagnosis) システムに関する研究が数多く行われている [1-4]。

これまでに、診断医が腹部CT画像における肝臓領域を抽出する場合、マニュアル操作により輪郭をトレースして、肝臓領域の容積を計算し、腫瘍の大きさを計算する方法 [5-7] や、肝臓領域の長辺の長さを測ることによる評価法等も用いられるが、容積の計測は不可能なゆえ、医師の主観によるので、定量化の要望が医療現場から強く求められている。さらに、CT装置に付属する3D用のソフトウェアを用いた肝臓容積の計測方法が提案されている [8-9] が、それらは主観に影響されやすいという問題点やCT値の変化に伴い、境界領域での肝臓領域の設定が難しい [10-11] 等の問題点がある。また、榎本 [12-13] らは、マルチスライスCT (Multi Detector-raw Computed Tomography; MDCT) 像から、CTの造影相の時間変化情報を考慮し、肝臓領域を自動抽出する手法を提案しているが、位置ずれの補正を行わなければならないことや、閾値の決め方およびCT値の変化に影響される可能性があるなどの問題点がある。

一方、造影剤の効果を利用した経時的変化による異常陰影や病変部の解析法として、経時差分法 [14-17] が提案されている。この手法は、胸部単純CT像を対象に肺がんの候補陰影を抽出するもので、近年急速に普及し始めているマルチスライスCTに適用した報告はほとんど見られない。

一方、国内においてがんによる死亡は、男性では

肺がん、胃がんに次いで肝臓がんによる死亡率は第3位となっており、男性に圧倒的に多く、死亡年齢が若い等の特徴があり、早期発見の必要性が増している [18]。肝臓がんは、発生しても自覚症状が比較的少ないため、発生していることに気づかず、治療が困難になる事がある。従って、肝臓がんの早期発見には、肝臓領域内部の情報を詳細に得ることができるCT像による画像診断が有効であると考えられる。また、病変部を画像診断する上では一般に単純CT (造影なし) と造影CTとがあり、造影CTの中でも、造影剤の注入時間変化により、動脈相 (早期相)、門脈相、晩期相 (遅延相) に分かれる。通常、動脈相から晩期相へと経過するに連れ、造影剤の広がりにより肝臓領域が強調され、周囲の他の腹部臓器 (胃や脾臓など) と比べ、コントラストが明瞭になり、病変部候補領域の発見がしやすくなる効果がある。

本研究では、CADシステムの一つとして、腹部X線CT画像から肝臓の病変部候補領域を抽出するシステムの開発を目指す。

提案法ではまず、マルチスライスCT像から得られる腹部CT像の造影CT画像を用い、各時相で得られるすべての2次元スライス画像から肝臓領域の自動抽出を行う。つぎに、異なる時相間の経時的変化を考慮した差分画像を作成し、各時相間で生じる造影剤の広まり具合から異常陰影の候補領域を抽出する。以下2.では肝臓領域の自動抽出と異常部位の抽出法について述べる。また、3.では実験結果を述べ、最後に結論と考察を加える。

## 2. 肝臓領域の抽出法

一般に、腹部CT像上から得られる肝臓領域は、対軸方向に沿って大きさが徐々に変化する。本システムでは、肝臓領域を自動抽出するため、全体のスライス数から中央のスライス番号を初期画像として入力し、以下に述べる手法により肝臓領域の自動抽出を行う。

### 2-1 肝臓領域の抽出

提案法による肝臓領域自動抽出処理の流れをFig.1に示す。同図における左側の処理は肝臓領域が最大と思われるスライスの処理で、右側は最大スラ

イス処理の前後スライスにおける領域抽出を示す。その詳細を以下に示す。

まず入力画像にメディアンフィルタによる平滑化処理を施し、判別分析法 [19] による2値化処理を行う。その際、肝臓領域に接している他の組織である余分な臓器領域部分を除去するため、収縮処理を行う。次に、ラベリング処理を施し、面積が最大と思われる領域のみを抽出し、輪郭線追跡処理を行う。最後に、輪郭線拡張処理を行い、肝臓領域を抽出する。また、前後のスライスについては、金ら [20] が提案した手法を用い、1つ前のスライスの肝臓領域抽出結果に対して、同図での右側の処理を実行する。これにより、全スライスの連続処理が可能になる。得られる肝臓領域の面積を求め、その大小を比較することにより、各スライスにおける肝臓領域が最大となるスライスを決定する。なお、以下で述べる経時差分法におけるスライス間の対応には、最大スライス同士の大さき情報を用いることにより、スライス間の対応付けの自動化を図る。

## 2-2 異常陰影の抽出

一般にCT撮影では、造影剤を注入することにより、単純CTでは計測されにくい、異常陰影や腫瘍等の検索、治療後の効果等を容易に計測することができる。

造影剤注入後の時間的な変化より、その段階に応じて造影剤による効果が現れるため、3種類の造影CT画像を得ることができる。最も早い段階で撮影される造影CT画像を動脈相と言い、最初に動脈に造影剤が流れ込んでいく。次に門脈相、遅延相が得られ、特に遅延相では、肝臓全体に造影剤が行き渡り、安定した画像が得られる。正常の肝臓は動脈と門脈という2種類の血流で支配され、20~30%が動脈であり、残りが門脈の血流が優位である。Fig. 2 に4種類のCT画像の例を示す。同図(a)は単純CT像で、(b)から(d)までが造影剤注入後の時間変化により得られる造影CT像を示す。

異時相間の差分画像による特徴を抽出するためには、各時相でのスライス画像の位置合わせが必要となる。本研究では、前節の処理で得られる面積最大スライスを各時相で求め、呼吸やベッドの位置ずれを考慮した画像間の対応付けを行う。手法としては、異時相の2セット分の肝臓領域抽出完了後、以下の

Fig.3 に示す画像処理を実行する。この時、それぞれの面積を計算し、最大面積のスライス同士を対応させ、同様に前後のスライスを対応させていく。さらに、アフィン変換により位置合わせを行い、以下の

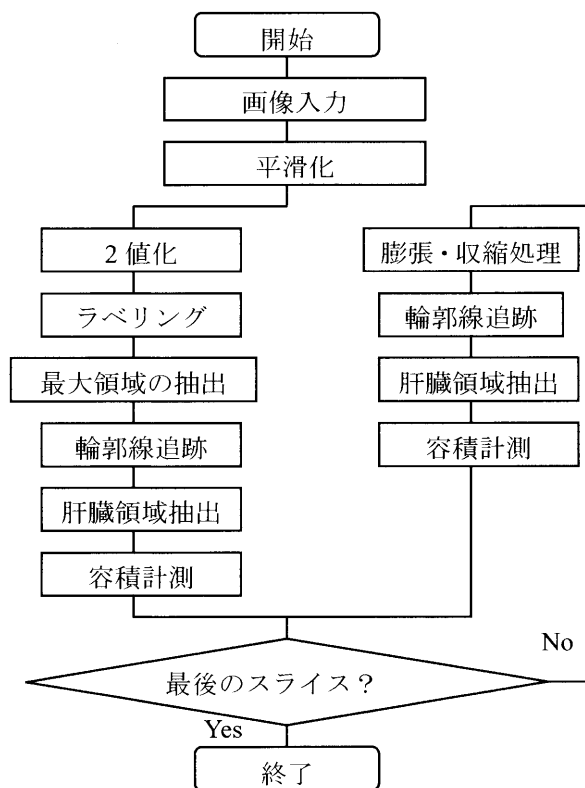


Fig.1 Flow of the flowchart (Extraction of liver region).

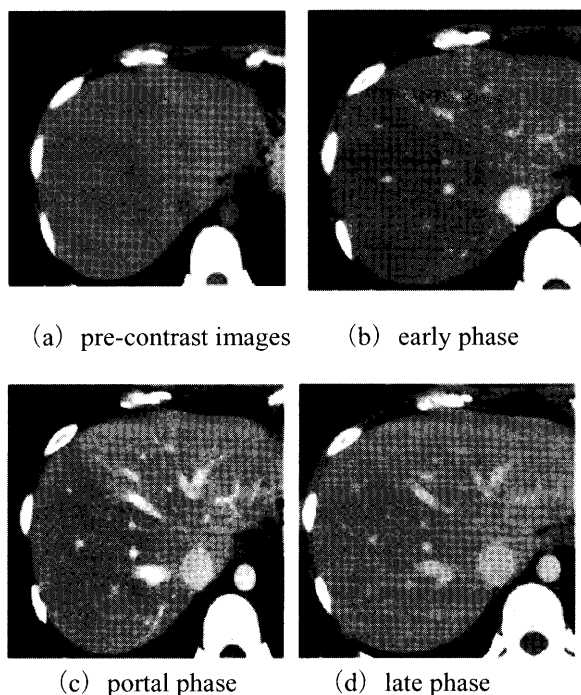


Fig.2 Examples of 4-phase CT images.

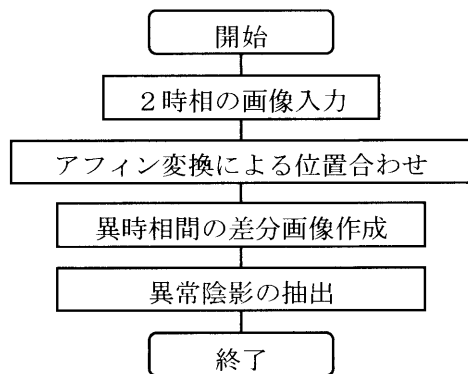


Fig.3 Flow of the flowchart (Classification of shadow)

異時相間の差分処理による病変部候補領域の抽出を行う。

差分処理とは、画像1と画像2との差から得られる画像を、新たな画像として出力し、その変化部分を抽出するという手法である。画像1の画素値を  $image1(x,y)$ 、画像2の画素値を  $image2(x,y)$  とすると、差分画像  $Sub\_image(x,y)$  は次式で表される。

$$Sub\_image(x,y) = image1(x,y) - image2(x,y)$$

ただし濃度値の特性上、上記式をそのまま用いた場合、負の画素値を持つ画像が生成されるため、差分処理後の画像の画素値に対して線形変換を行う。

また、本研究では差分画像を生成するため、動脈相のCT像と遅延相のCT像を用いる。これは、単純CT像では得られないような病変部の濃度変化が、造影剤の効果によって濃度変化が著しくなり、異常陰影の候補領域を効率よく抽出できるためである。同じ造影CT画像でも、時間により動脈相、門脈相、遅延相と染まる部分が違うため、異時相同士の差分処理でも病変部の抽出が可能である。

### 2-3 肝臓容積の計測

2次元画像として与えられるスライス間での肝臓領域を抽出し、症例毎に面積を求める。面積の求められたスライスセットに対し、シンプソンの数値積分則を適用し、肝臓領域の容積を計算する。

## 3. 実験結果

実験で用いる腹部CT像をPCに取り込み、PC-Unix (Pentium III 600MHz) 上で実験を行った。画像サイズは  $512 \times 512$  画素、階調は256レベルであ

る。実験で用いる腹部CTデータはMDCT (Multi Detector-raw CT) より得られる3症例 (単純CT、造影CT3相の計12セット) で、それぞれ20から34スライスで構成されている。また、スライス間隔は5ミリ厚の画像を用いる。Fig.4に肝臓領域の抽出結果を示す。なお、同図は、動脈相におけるCT像で、原画像の上に領域抽出結果を太線で示している。

また、異時相間での差分画像の例をFig.5に示す。同図は動脈相と遅延相とのスライス間の対応付けにより求まる両時相間の差分画像である。さらに、これらの経時差分法により求まる異常陰影の候補領域をFig.6に示す。同図 (a) は医師によるマーキング結果 (まるで示す領域) で、同図 (b) は提案法により得られる異常部位の候補領域を示す。なお、得られる肝臓領域から求めた容積計測結果を、Table.1に示す。同表でSusは異常例を、Norは正常例を、Preは単純CT像を、Early、Portal、Lateは動脈相、門脈相、晩期相の計測結果をそれぞれ示す。

## 4. 考察とむすび

腹部のマルチスライスCT像から得られる肝臓領域の自動抽出とその容積計測を行い、病変部候補領域の抽出法を提案した。異常例2例、正常例1例の合計3例の各4相における肝臓領域の抽出を行い、全てのデータセットにおいて自動で抽出することができた。また、肝臓が複数に分かれた時でも、スライス間の連続性を用いることにより、抽出が可能であった。

一方、病変部候補領域の抽出では、造影CTにおける動脈相と遅延相との経時差分を用いた場合、より安定した解析結果が得られる。単純CT像と他の造影CT像との経時変化を利用した場合、過不足が大きくなり、失敗する傾向であった。その理由としては、単純CT像では造影剤の効果が現れないことが挙げられる。造影CT像の場合、第1相目の動脈相から第3相目の遅延相が得られるまでの撮影間隔が短いため、臓器の位置ずれがほとんどないため、良好な結果が得られると考えられる。

Fig.7に嚢胞の例を示す。同図左側の医師のマーキングについて、右図の抽出結果では抽出に失敗している。その理由は、嚢胞の場合、病変部はすべての

腹部CT像からの肝臓領域と異常陰影候補領域の抽出

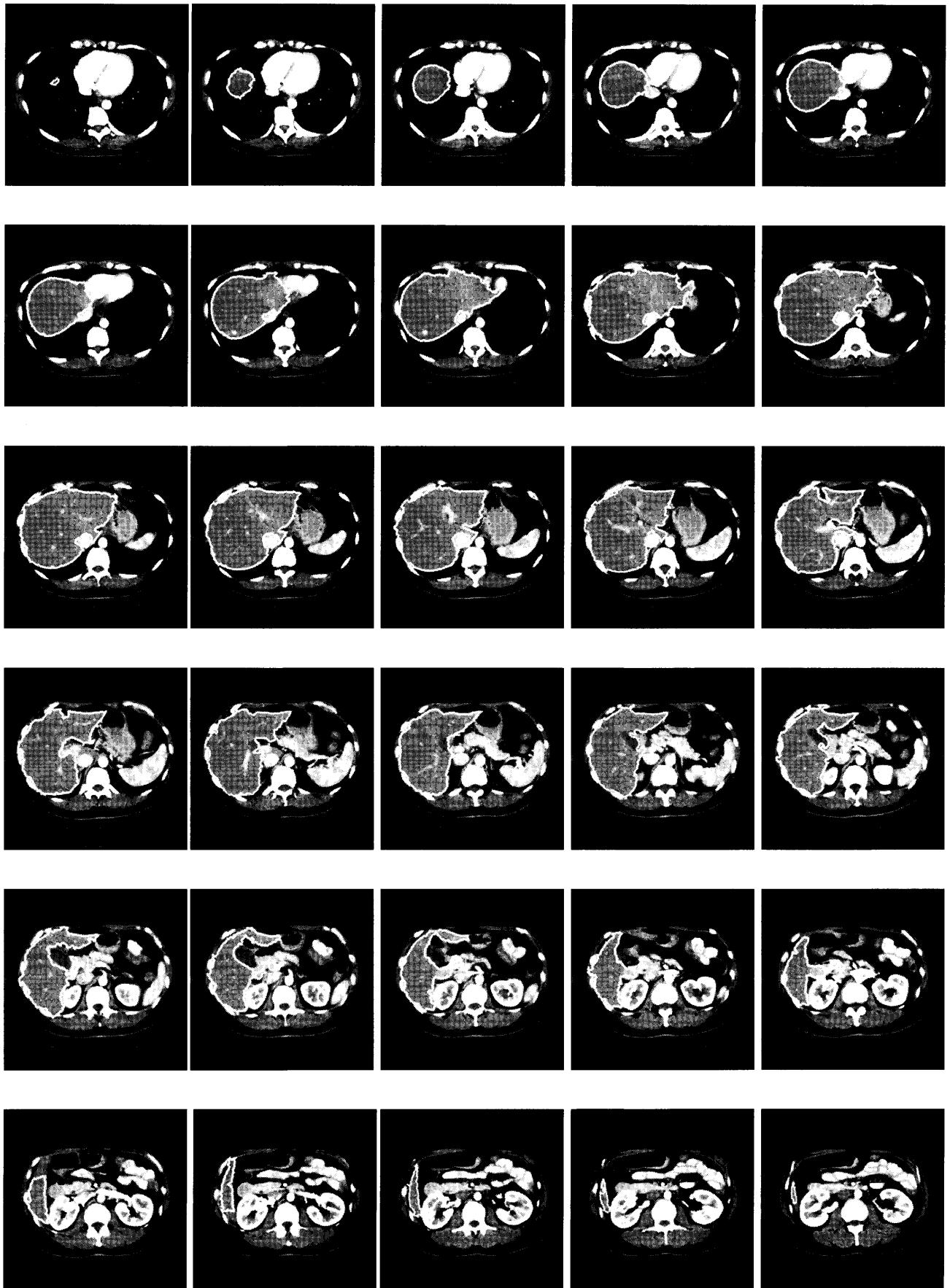


Fig.4 Examples of extracted liver region (early phase).

時相において低い濃度値を示しているため、本研究のアルゴリズムでは過不足が多く存在すると思われる。

Table. 1 より、抽出された肝臓容積には、正常例・異常例でその容積の違いが見られ、両者の比較が可能であると思われる。一般に、肝臓の肥大化が見られる肝硬変や肝がんなどの異常症例の場合、得られる大きさの情報も正常・異常判別の一つの評価指標として考えられるため、この点については今後、より多くの実データを用いて検討する必要がある。

今後は、実験に用いた症例が少ないため、より多くの症例に対する実験が必要であることやより正確な病変部候補領域の抽出法の検討が必要である。また、複数の医師による本システムの性能評価が必要である。

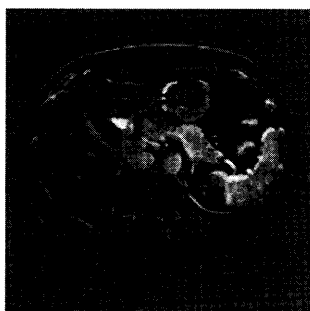


Fig.5 An example of subtraction image.

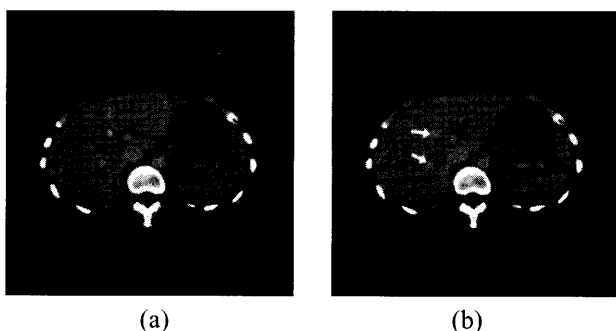


Fig.6 Experimental results: (a) shows marked area by M.D, (b) shows candidate area by this system.

Table.1 Measured liver volume[pixels].

	Sus1	Sus2	Nor
Pre	333592	416096	220580
Early	352365	370105	261177
Portal	373578	329930	238228
Late	378803	398995	252502

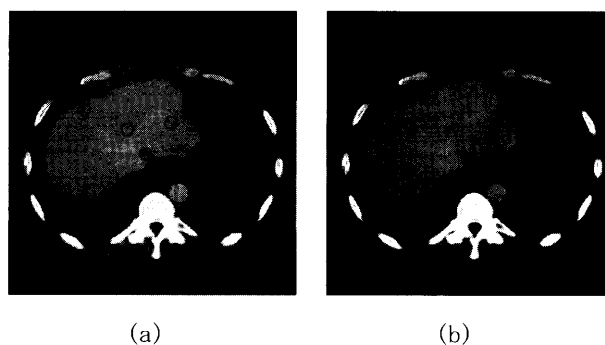


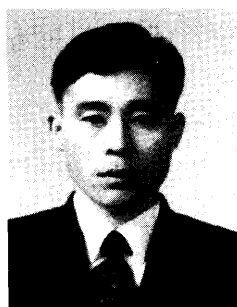
Fig.7 Examples of liver cyst: (a) shows marked area by M.D, (b) shows candidate area by this system.

## 文献

- [1] Yoshida H: "CAD for the detection of colonic polyps in CT colonography", *Medical Imaging Tech.*, **21**, No. 1: 34-40 (2003).
- [2] 植、佐藤、羽石他: "胸部 X 線 CT 画像からの肺葉分割", *Med Imag Tech* **21**, No. 2: 122-130 (2003).
- [3] Masutani Y, MacMahon H, Doi K: "Computerized detection of pulmonary embolism in spiral CT angiography based on volumetric image analysis", *IEEE Trans. on Med Imag*, **21**, No. 12, 1517-1523 (2002).
- [4] 森、櫛田、長谷川: "3 次元医用画像の変形に基づく管腔臓器の仮想展開像の作成と胃 X 線 CT への応用", *信学論 D-II*, Vol. J83-D-II, No. 1, 351-361 (2000).
- [5] Kao S.C., Wang G: "Radiologic volumetry on a personal computer with a stereologic method", *Academic Radiology*, Vol.5, No.10, 665-669 (1998).
- [6] Ney D.R., Drebin R.A., Fishman E.K., Magid D.: "Volumetric rendering of computed tomography data: principles and techniques", *IEEE Comput. Graph. Appl.*, Vol.10, 24-32 (1990).
- [7] Lin X.Z., Chang T.M., Tsai H.M., Sun Y.N., Sheu B.S., Jen C.M.: "Liver, spleen and tumor volume measured by personal computer", *Hepatology*, Vol.46, No.26, 838-842 (1999).
- [8] Kashiwagi T., Mitsutani N., Koizumi T., Kimura K.: "Three-dimensional demonstration of liver and spleen by a computer graphics technique", *Acta Radiol.*, Vol.29, 27-31 (1998).
- [9] Yang N.C., Lechner P.K., Fishman E.K. *et al*: "CT volumetrics of primary liver cancers", *Journal of*

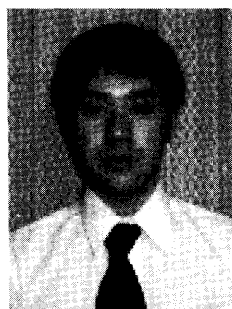
## 腹部CT像からの肝臓領域と異常陰影候補領域の抽出

- Computer Assisted Tomography*, Vol.10, No.4, 621-628(1986).
- [10] Gao L., Heath D.G., Kuszyk B.S., Fishman E.K.: "Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data", *Radiology*, Vol.201, No.2, 359-364(1996).
- [11] Bae K.T., Giger M.L., Chen C.T., Kahn C.E.: "Automatic segmentation of liver structure in CT images", *Med. Phys.*, Vol.20, No.1, 71-78(1993).
- [12] 榎本、佐藤、堀、村上、土甲、中村、田村: "マルチスライス CT 画像からの肝臓領域自動抽出", 第 19 回日本医用画像工学会大会号, Vol.18, No.4, 405-406(2000).
- [13] 榎本、佐藤、堀、村上、土甲、中村、田村: "時間変化情報を用いたマルチスライス CT 画像からの肝臓領域の自動抽出", 信学技報, 51-58(1999).
- [14] K. Doi, H. MacMahon, S. Katsuragawa, R. M. Nishikawa, Y. Jiang: "Computer-aided diagnosis in radiology: potential and pitfalls", *European Journal of Radiology*, **31**, 97-109(1997).
- [15] T. Ishida, K. Ashizawa, R. Engelmann, S. Katsuragawa, H. MacMahon, K. Doi: "Application of temporal subtraction for detection of interval change in chest radiographs: Improvement of subtraction image using automated initial image matching", *J Dig Imaging*, **12**, 77-86(1999).
- [16] S. Tsukuda, A. Heshiki, S. Katsuragawa, Q. Li, H. MacMahon, K. Doi: "Detection of lung nodules on digital chest radiographs: Potential usefulness of a new contralateral subtraction technique", *Radiology*, **223**, 199-203(2002).
- [17] S. Katsuragawa, H. Tagashira, Q. Li, H. MacMahon, K. Doi: "Comparison of temporal subtraction image obtained with manual and automated methods of digital chest radiography", *J. Digital Imag.* 12(4), 166-172(1999).
- [18] 国立がんセンター「がんの統計」編集委員会編: 「がんの統計'03」部位別がん死亡率の推移, <http://www.ncc.go.jp/jp/statistics/2003/fig03.pdf> (2003).
- [19] 大津: "判別および最小2乗基準に基づく自動しきい値選定法", 信学論, Vol. J63-D, No. 4, 349-356(1980).
- [20] 金、野田、石川、佃: "CT 像からの肝臓領域の自動抽出と容積の計測", *バイオメディカル・フuzzy・システム学会誌*, Vol. 3, No. 1, 59-65(2001)



金 亨燮 (きむ ひよんそぶ)

1994年九州工業大学工学部卒。1996年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。1997年同後期課程退学。同年より九州工業大学工学部助手(機械知能工学科)。現在、同大工学部講師。画像計測、対称性解析、医用画像処理、遠隔医療ネットワーク、パターン認識に関する研究に従事。博士(工博)。電子情報通信学会、日本医用画像工学会、バイオメディカルフuzzyシステム学会、IEEE各会員。



萩原 圭太 (はぎわら けいた)

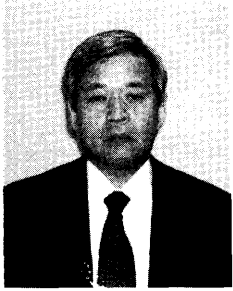
2004年九州工業大学工学部卒。現在、(株)エクシーズ(Xseeds)システム技術部勤務。在学中は医用画像処理、特にCT画像に関する研究に従事。



石川 聖二 (いしかわ せいじ)

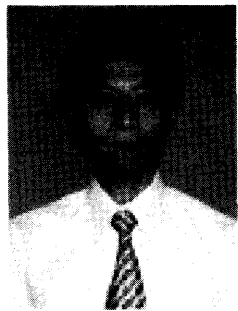
1974年東大・工・計数卒。1979年同大学院博士課程了。工博。1979年九州工業大学情報工学科講師。現在、同大工学部教授(機械知能工学科)。この間、1983年～1984年連合王国シェフェールド大客員研究員。1996年オランダ王国ユトレヒト大客員教授。画像計測、医学画像処理、拘束解析問題などの研究に従事。電子情報通信学

会、計測自動制御学会、IEEE、コンピュータ支援画像診断学会各会員。



**四宮 孝史 (しのみや たかし)**

1972年日本大学生産工学部卒。1996年九州芸術工科大学大学院博士後期課程了。工博。1972年(株)日本光学工業(現ニコン(株))入社。現在、(株)ニコンシステム取締役。2000年琉球大学地域共同研究センター客員教授。同年琉球大学工学部電気電子工学科非常勤講師。2000年より浙江大学国際文化学院客員教授など、日本経営工学会、日本人間工学会、人類働態学会、日本眼光学会、日本生理人類学会各会員。



**佃 正明 (つくだ まさあき)**

1983年九大・医学部卒。同年同大学医学部放射線科学教室入局。1989年松山赤十字病院放射線科、1992年北九州市立医療センター、1994年国立小倉病院放射線科。1999年国立国際医療センター放射線科、2002年より九州厚生年金病院放射線科医師、現在に至る。専門は放射線診断。放射線診断へのコンピュータ応用に興味を持つ。