

[Original article]

(2007年 3 月19日 Accepted)

## 経時差分法を用いた腹部 CT 画像上の血管領域の抽出

小松 昌史<sup>1</sup>, 金 亨燮<sup>2</sup>, 山本 晃義<sup>1</sup>, タン ジュークイ<sup>2</sup>, 石川 聖二<sup>2</sup>

1) 九州工業大学大学院・工学研究科, 2) 九州工業大学・工学部

**要約:** 近年, 様々な画像解析技術が医療現場に導入されるようになった。特に HRCT は, 有用性の高い診断システムの一つとして高い評価を得ている。腹部 CT 画像を用いた診断においても, 高分解能を有する CT 画像から, 術前に患者の血管領域の構造を把握するなど, 様々な用途で利用されている。これらの画像解析を行うには, 対象領域のセグメンテーション技術が必要であり, 領域抽出に関する研究が盛んに行われている。一方, 2つの異なる時期に作成される画像からの差分演算を行い, 変化部位を強調するための経時差分技法が用いられている。経時差分技法において最も重要視されているのは, 過去画像と現在画像の正確な位置合わせを行うための画像変形(ワーピング)処理である。ワーピングが正確に行われていなければ, 差分画像上において位置ずれによるアーチファクトが発生し, 画質が低下するという問題が生じる。本稿では, 従来用いられている 2 次元経時差分技法を 3 次元に拡張し, 腹部 MDCT 画像に適用することにより, 血管領域の抽出を試みる。提案する手法を実腹部 CT 画像 4 症例に適用した結果について述べる。

**キーワード:** 関心領域, 経時差分技法, グローバルマッチング, ローカルマッチング  
セグメンテーション

## Extraction of Blood Vessel Regions on the Abdominal CT Images

### Employing Temporal Subtraction Method

Masafumi KOMATSU<sup>1</sup>, Hyungseop KIM<sup>2</sup>, Akiyoshi YAMAMOTO<sup>1</sup>, Joo Kooi TAN<sup>2</sup>, Seiji ISHIKAWA<sup>2</sup>

1) Graduate School of Engineering, Kyushu Institute of Technology

2) Faculty of Engineering, Kyushu Institute of Technology

**Abstract:** In recent years, various imaging techniques have been introduced into medical fields for extraction of internal organ. Especially, HRCT is one of the useful diagnosis systems because it provides high resolution images. In the field of abdominal CT images, it is very important to understand blood vessel structures of a patient before operation. Furthermore, in the medical imaging field, segmentation is one of the most important problems. On the other hand, temporal subtraction method attempt to remove normal structures in the CT images, so that abnormalities can be observed more clearly to the medical doctor. With the subtraction technique, image warping is very important. If the performance of warping is no good, normal structures will appear as the artifacts on the subtraction image, and the image quality can be degraded. In this paper, we propose a 3-dimentional temporal subtraction method for abdominal CT images in order to detect the blood vessel region. The proposed technique is applied to four abdominal CT images and satisfactory results are achieved.

**Keywords:** Regions of interest, Temporal subtraction, Global matching, Local matching, Segmentation

Masafumi KOMATSU

1-1, Sensui-cho, Tobata, Kitakyushu, 804-8550, Japan

E-mail: [komatsu@kimlab.cntl.kyutech.ac.jp](mailto:komatsu@kimlab.cntl.kyutech.ac.jp)

## 1. 背景

近年、医療現場において多くの画像撮影技術が導入されるようになった。特に、High Resolution helical Computed Tomography (HRCT) は、高解像度、体軸方向への優れた分解能を有するCT画像を、医師に提供することができるため、最も有用性の高い診断装置の一つとして注目されている。なかでも、マルチスライスCT (Multi Detector-row Computed Tomography ; MDCT) 装置の急速な普及に伴い、鮮明なCT画像の取得が実現でき、従来検出が難しかった悪性腫瘍(ガン)を始めとする、小さい病変部の早期発見が可能になり、質の高い診断が受けられるようになった。しかし、患者一人当たりのCT画像の枚数は飛躍的に増加し、それらを読影する医師の負担も増加しているのが現状である。そこで、計算機による診断支援 (Computer Aided Diagnosis; CAD) システムの開発が医療現場より強く求められている。

このような高解像度のCT画像が容易に得られるようになったことから、画像中の関心領域 (Regions Of Interest ; ROI) の自動抽出に関する研究も盛んに行われており、ROIを自動抽出するため、多数のセグメンテーション技法が開発されている。

Neyら[1]は、肝臓の輪郭をマウスで指定することにより、インタラクティブに領域抽出を行う手法を提案した。Gaoら[2]は、モデルによる肝臓領域の自動抽出法を適用した。また、Baeら[3]は、ガウシアンスムージングと8点連結追跡を用いた肝臓領域のセグメンテーションを考案した。さらに、Masumotoら[4]は、対象となる臓器の連結状態を考慮した、非剛体ボリュームレジストレーション法を提案した。この他にも数多くのセグメンテーションに関する手法が提案されている[5, 6]。しかし、腹部CT画像上の各種臓器に対するセグメンテーションの完全自動化には、多くの課題を残しているのが現状で、精度よくセグメンテーションを行うための手法の開発が求められている。

一方、CT画像を対象とする、病変部候補領域の自動抽出やCT画像データセットからの3次元復元・表示に関する研究報告がなされている。特に、単純X線画像を対象とした病変部候補領域の抽出分野では、2次元画像上の病変部の検出・同定手法が多く提案されている。Katsuragawaら[7]やIshidaら[8]は、胸部X線画像上の病変部の検出・同定法を開発した。他にも多くの手法が開発されている[9-11]。特に、時相の異なる

胸部画像を用いた差分画像を生成する手法は、時間経過による新たな病変部の発生、既存の病変部の経過観察に有効である。我々はこれらの2次元経時差分技法を3次元に拡張し、腹部MDCT画像に適用するための手法を提案する。

本論文では、4相のMDCT画像 (造影3相、非造影1相) を用いた、腹部血管領域の自動抽出における新たな手法を提案する。CT画像撮影時に患者に投与される造影剤は、CT画像上において内部臓器や血管領域を明るく表示する効果があり、これにより、病巣部をより観察しやすい画像を放射線科医に提供できる。造影剤を用いることにより、画像中の血管領域をより簡便に検出することが可能となる。肝臓領域におけるCT画像診断では、病変部の診断を行うため、4相のCT画像が用いられる。図1はCT画像上における造影剤の効果を示している。同図において、(a)は造影剤を投与していないCT画像 (非造影) の例であり、同図(b)は造影剤投与後の、第1相(動脈相)のCT画像の例である。同図(b)に示すように、大動脈(矢印部)が白く表示されているのが確認でき、造影剤による血管領域の強調表示が確認できる。提案法では、このような、造影剤を投与する前後の異なる時相の画像に対し、経時差分処理を施すことにより、造影剤の投与により得られるCT値の上昇効果を利用した領域抽出を行う。

我々は、腹部CT画像上から血管領域を抽出するため、異なる時相間に得られる画像による、経時差分技法を用いる。第1ステップでは、非造影画像と第1期相の造影画像との、大域的な位置合わせ (グローバルマッチング) を適用する。第2ステップでは、造影画像上でテンプレートROIを作成し、非造影画像上のテンプレートマッチングを行うことにより、3次元領域における局所移動量を算出する。第3ステップでは、局所移動量を用いた経時差分技法を適用する。提案する手法を腹部MDCT画像4例に適用し、血管領域の自動抽出

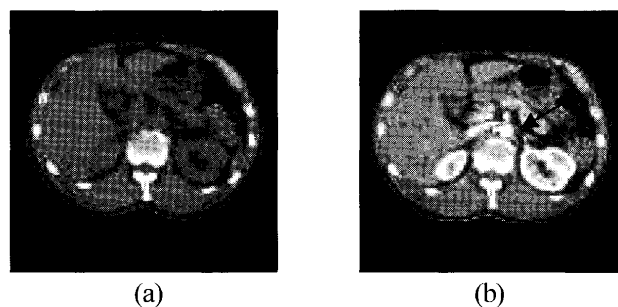


図1 造影剤の効果

(a) 非造影画像 (b) 造影画像第1相 (動脈相)

を行う。このCADシステムを利用することにより、医師は得られる血管領域を3次元的に観察することができるため、診断精度の向上が見込まれる。

本論文は以下の章で構成される。まず、前処理および経時差分手法、血管領域の3次元表示法を第2章に示す。次に、実験結果を第3章に、結果に対する考察およびむすびを第4章に示す。

## 2. 手法

本章では画像前処理および経時差分技法について述べる。図2に大まかな画像処理の流れを示す。第1ステップでは、画像上のノイズを除去するため、画像前処理を施す。第2ステップでは、3次元経時差分手法を用いた、異なる画像間の位置合わせを行う。最後に、これらの経時差分画像から血管領域の自動抽出および3次元表示を行う。

画像のレジストレーションは、コンピュータビジョン分野において、大きな課題の一つである。特に医用画像処理分野においては、最も重要な要素技術の一つとなっている。異なる時期に撮影された2枚の画像の位置合わせを行う際、精度の高いレジストレーションが要求される。画像レジストレーションの中でも特に多用されている手法は、テンプレートマッチング法である。本稿では、前処理を行うことにより、テンプレートマッチングの精度向上を目指す。テンプレートマッチングにおいて、画像上のノイズはマッチングの正確性を阻害する最も大きな要因となっている。この問題に対処するため、全てのCT画像に対し平滑化処理を施す。以下に詳細を示す。

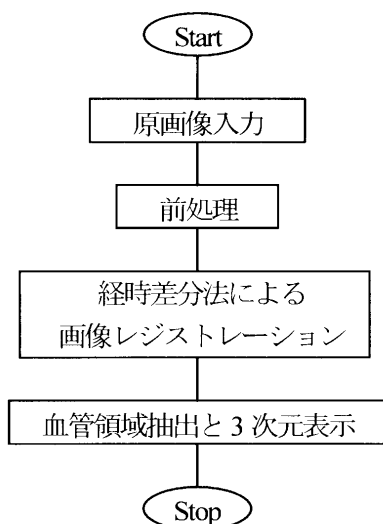


図2 血管領域抽出の流れ

### 2.1 画像前処理

これまでに画像上の雑音除去を行うため、多種の平滑化アルゴリズムが提案されている。本稿では、線形平滑化フィルタ（フィルタサイズ； $3 \times 3$ ）を用い、画像上の雑音除去を行う。これにより、画像全体のスパイクノイズ、およびエッジ付近におけるノイズを抑え、後に適用するテンプレートマッチングの精度向上が見込まれる。提案法では、2つの時相の異なる画像（非造影画像と第1相造影画像）に対し、平滑化処理を適用する。加えて前処理において、テンプレートマッチングの精度向上のため、人体の体外領域（空気領域、CTスキャナのベッド領域）を除去する。

### 2.2 経時差分法による二つの画像の位置合わせ

本稿では、異なる二つの時相間で得られる画像から、経時差分技法を用いた血管領域の抽出を行う。腫瘍や新たに発生した病変部のような異常部位や、時間的变化を観察するため、医用画像解析分野において経時差分技法が用いられている。経時差分技法には、過去画像と現在画像に対する、自動的な2次元画像変形（ワーピング）と位置合わせ（レジストレーション）の操作が含まれている。経時差分技法の目的は、時間差が存在する同一部位における異常陰影を、発見しやすくすることである。差分画像上に異常部位が存在する場合、一段明るい領域で表示される。一方、2つの画像間で変化がない部位は、均一な灰色で表示される。経時差分技法は、主に胸部X線画像における、肺結節陰影の検出に用いられる。経時差分技法では、レジストレーションの正確性にかかわるマッチング精度が、最も重要なファクターの一つである。これまでの2次元胸部単純CT画像では、画像枚数が少ないことから、過去画像および現在画像の画像セット間での位置合わせが行われている。しかし、3次元情報を有する、2つの時相のMDCT画像セットの場合、それぞれ1枚ずつ、対応する画像を自動的に位置合わせすることは困難である。本稿では、差分画像作成前の2つの画像の位置合わせを行うための、初期平行移動に関する新たな手法を提案する。さらに3次元経時差分技法についても提案する。

経時差分画像を生成する第1段階として、画像データ全体に対し、2つの異なる時相の3次元画像データ間の大まかな位置合わせ（グローバルマッチング）を行

う。まず、非造影画像（過去画像）、第1相造影画像（現在画像）それぞれの画像セットから、Axial、Coronal、Sagittal 断面を投影面とした、MIP (Maximum Intensity Projection) 画像をそれぞれ3枚、合計6枚作成する。生成したMIP画像のCoronal面の例を、図3に示す。さらに、骨領域を含む高CT値を示す領域を強調するため、MIP画像に対し2値化処理を施す。CT画像において、骨領域は最も高いCT値を示す。また、骨は被験者の体位の変化に対し、比較的変形量が小さい。この特性を利用し、CT画像より骨領域を含むMIP画像を作成し、各面に対する2枚のMIP画像の対に対する、テンプレートマッチングを施すことにより、3次元画像データに対する大域移動量を算出する。レジストレーションに対する補間手法には主に、(i) 輪郭ベース (ii) 濃度ベース (iii) 形状ベースの3つのカテゴリーが存在する。本稿では、2つのCTスライス画像のレジストレーションに、濃度ベースによる補間手法を用いる。算出した大域移動量を用い、平行移動を行うことにより、グローバルマッチングを行う。

第2段階として、ワーピング処理[12]を施すため、画像の局所的な位置合わせ(ローカルマッチング)を施し、画像の局所的な移動量を算出する。ワーピング処理において、参照画像の形状に合わせるため、対象画像の非線形変形を行う必要がある。非線形の変形では、まず、造影画像より3次元テンプレートを作成し、非造影画像上の探索領域VOI (Volume Of Interest) 上で、テンプレートマッチングを行う。テンプレートVOIと探索領域VOIの大きさは、それぞれ、 $32 \times 32 \times 5$ 、 $52 \times 52 \times 15$  [Pixels]とする。これにより、局所領域における移動量が算出される。局所移動量の算出の概念図を、図4に示す。

次に、算出した局所移動量を用い、ワーピング処理を適用する。本稿では、対象画像の変形に、以下に示す10次のフィッティング多項式を用いる。

$$x' = \sum_{i=0}^{10} \sum_{j=0}^{10-i} \sum_{k=0}^{10-i-j} a_{i,j,k} x^i y^j z^k \quad (1)$$

$$y' = \sum_{i=0}^{10} \sum_{j=0}^{10-i} \sum_{k=0}^{10-i-j} b_{i,j,k} x^i y^j z^k \quad (2)$$

$$z' = \sum_{i=0}^{10} \sum_{j=0}^{10-i} \sum_{k=0}^{10-i-j} c_{i,j,k} x^i y^j z^k \quad (3)$$



図3 MIP画像の例

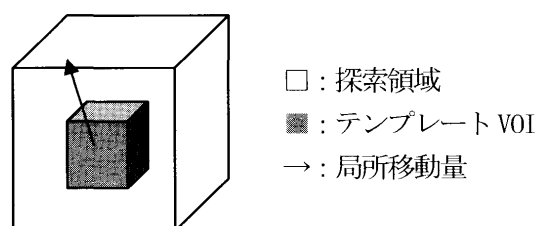


図4 局所移動量の算出

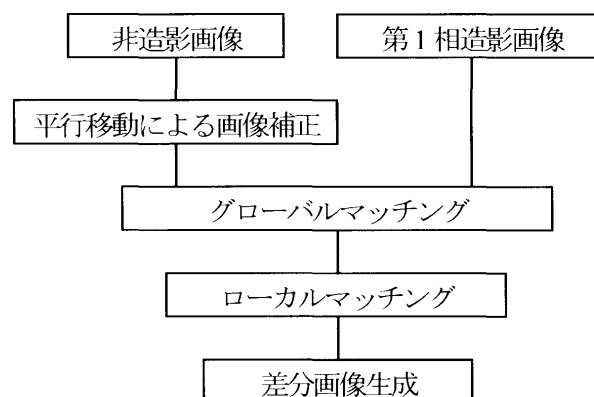


図5 経時差分技法

ここで  $x, y, z$  は変形前の画像の座標値、 $x', y', z'$  は変形後の画像の座標値、 $a_{ijk}, b_{ijk}, c_{ijk}$  は係数である。これらの係数  $a_{ijk}, b_{ijk}, c_{ijk}$  が与えられるならば、座標  $x, y, z$  に対応する変形画像の座標値  $x', y', z'$  が一意に定まる。

最後に、ワーピングを施した非造影画像と対応する造影画像より差分画像を生成し、血管領域および他の臓器領域を抽出する。図5に、本稿で提案した経時差分技法の全体の流れを示す。

### 2.3 抽出結果の3次元表示

本稿では、経時差分画像から抽出した血管領域の3次元表示法として、SSD (Shaded Surface Display) 法を用いる。SSD法では、表示したい面を求め、シェーディングを施すことにより、表示面を3次元的に表示する手法である(式4)。

$$I(x, y) = k_d I_l (L \cdot N) \quad (4)$$

ここで  $k_d$  は拡散反射率、 $I_l$  は入射光の強さ、 $L$  は光源への単位方向ベクトル、 $N$  は面の単位法線ベクトルである。

### 3. 実験結果

提案法を、腹部MDCT画像データ4セット(正常例3例、異常例1例)に対し適用した。CT画像の撮影パラメータを、表1に示す。

まず、原画像に対し、空気領域除去、ベッド領域除去などの画像前処理を施した結果を、図6に示す。また、経時差分技法により得られる差分画像を、図7に示す。図7において、(a)はグローバルマッチングのみを施した非造影画像、(b)は(a)に対応する第1相造影画像、(c)は(a)と(b)より作成した差分画像である。さらに、(d)はワーピング処理を施した非造影画像、(e)は(b)と(d)より作成した差分画像である。

図7(c)、(e)に対し、提案法の性能を評価するため、ROIを設定し、ROI内のヒストグラムから、画質評価[13]を行う。理想的な差分画像の場合、領域内は均一な灰色であり、そのヒストグラムの分散は小さい。ROI内のアーチファクトが多いほど、ヒストグラムの分散値は大きくなる。本稿では、関心領域を、背骨付近を含む  $150 \times 190 \times 5$  [Pixels] の領域とし、底辺から6分の1の高さのヒストグラムの幅を評価値として、評価を行う。作成したヒストグラムを、図8に示す。同図において、点線はグローバルマッチングのみを適用した場合(図7(c))、実線はローカルマッチングを適用した場合(図7(e))のヒストグラムをそれぞれ示す。図9に、SSDにより3次元表示を行った結果を示す。血管領域は差分画像上で明るいグレーの領域として観察することが可能であり、提案した手法が有用であることが確認できた。

表1 CT スキャナと画像データ

X-ray tube voltage [kV]	120
X-ray tube current [mA]	400
Image matrices [Pixels]	512×512
Slice thickness [mm]	2
Pixel size [mm]	0.616~0.744

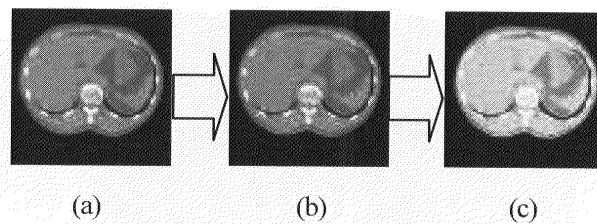


図6 画像前処理の結果

(a)原画像 (b)空気領域除去後 (c)ベッド領域除去後

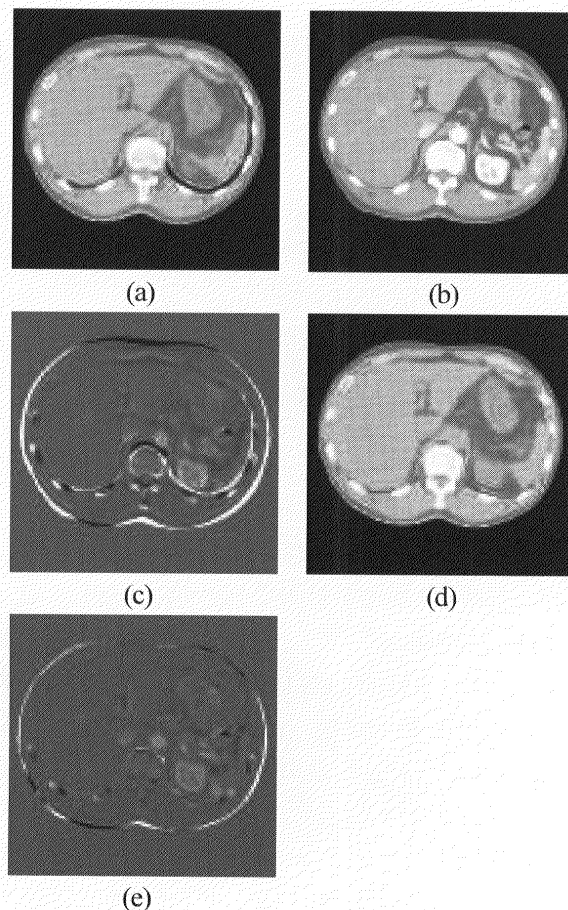


図7 実験結果;(a) グローバルマッチングのみを施した非造影画像, (b) 造影画像, (c) (a)と(b)より作成した差分画像, (d)ワーピングを施した非造影画像, (e) (b)と(d)より作成した差分画像

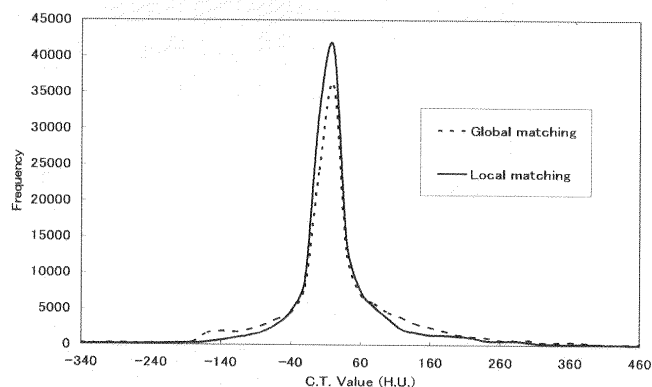


図8 ヒストグラムによる画質の評価

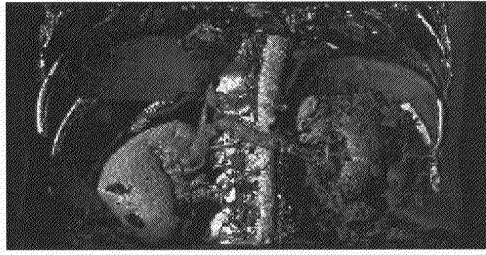


図9 3次元表示

#### 4. 考察とむすび

本稿では、経時差分法を用いた腹部CT画像上の血管領域の自動抽出手法について述べた。実験結果より、差分画像上において血管領域が明るいグレー領域として観察することが可能であり、十分な結果が得られた。また、ヒストグラム解析による、差分画像の画質評価を行った結果、4症例ともに、ローカルマッチングを適用した場合、アーチファクトの低減が図られ、画質の向上が確認できた。

本稿では、グローバルマッチングを適用することにより、差分画像生成の基準となる造影画像と、それに対応する非造影画像を自動的に決定した。これは造影剤の投与前後において、肋骨などの骨領域は他の軟部組織に比べ変形量が小さいと仮定したためである。レジストレーション精度の向上と、自動的な初期画像の抽出のため、非造影画像セットと造影画像セットからそれぞれ3枚、合計6枚のMIP画像を作成しテンプレートマッチングを施した。

MIP画像同士のテンプレートマッチングより、経時差分における初期画像の位置合わせを自動的に行った。本論文では、さらにレジストレーション精度を向上させ血管領域を抽出するため、ワーピング技法を適用した。その結果、ワーピング技法を施すことにより、差分画像の画質改善が確認できた。しかし、位置ずれによるアーチファクトが、差分画像内に一部残っていることが確認された。また、ワーピング処理を適用する際のフィッティング多項式の次数は、計算コストを考慮し、今後検討が必要である。さらなるレジストレーションの精度向上や、医師による画質の定量評価が必要であり、これらは今後の課題である。

#### 謝辞

本研究に至る上で有益な助言を頂いた、久留米大学医学部の奥田 康司先生に、感謝致します。

#### 参考文献

- [1] D. R. Ney, R. A. Drebin, E. K. Fishman, D. Magid : "Volumetric rendering of computed tomography data : principles and techniques", *IEEE Computer Graph. Appl.*, **10**, pp.24-32(1990).
- [2] L. Gao, D. G. Heath, B. S. Kuszyk, E. K. Fishman: "Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data", *Radiology*, **201**, 2, pp.359-264(1996).
- [3] K. T. Bae, M. L. Giger, C. T. Chen, C. E. Kahn Jr.: "Automatic segmentation of liver structure in CT images", *Med. Phys.*, **20**, 1, pp.71-78, 1999
- [4] J. Masumoto, Y. Sato, M. Hori, T. Murakami, T. Johkoh, H. Nakamura, S. Tamura: "A similarity measure for non-rigid volume registration using known joint distribution of targeted tissue: Application to dynamic CT data of the liver", *Medical Image Analysis*, **7**, 4, pp.553-564(2003).
- [5] H. Hui: "Multi-slice helical CT, Scan and reconstruction," *Med. Phys.*, **26**, 1, pp.5-18(1999).
- [6] J. S. Lim, S. C. B. Lo, A. Hasegawa *et al.*: "Reduction of false positives in lung nodule detection using a two-level neural classification", *IEEE Trans. on Med. Imaging*, **15**, 2, pp.206-217(1996).
- [7] S. Katsuragawa, K. Doi, H. Macmahon: "Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs", *Med. phys.*, **15**, pp.311-319(1988).
- [8] T. Ishida, S. Katsuragawa, T. Kobayashi *et al.*: "Computerized analysis of interstitial disease in chest radiographs: Improvement geometric-pattern feature analysis", *Med. Phys.*, **24**, pp.915-924(1997).
- [9] T. Masumoto, H. Yoshimaru, K. Doi *et al.*: "Image feature analysis of false positives produced by an automated computerized scheme for the detection of lung nodules in digital chest radiographs", *Invest Radio.*, **27**, pp.587-597(1992).
- [10] T. Ishida, K. Ashizawa, R. Engelmann *et al.*: "Application of temporal subtraction for detection of interval change in chest radiographs: improvement of subtraction images using automated initial image matching", *Digital imaging*, **12**, pp.77-86(1999).

- [11] A. Kano, K. Doi, H. MacMahon *et al.*: “Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change”, *Med. Phys.*, **21**, pp.453-461(1994).
- [12] J. H. Kinsey, B. D. Vannelli: “Application of digital image change detection to diagnosis and follow-up of cancer involving the lungs”, *SPIE*, 70, Medicine IV, pp.99-111(1975).
- [13] 村上誠一、小田紬弘、中田肇、二神恵津朗、藤本啓司、陣内裕介、渡辺秀幸、桂川茂彦、土井邦雄: “胸部 CR の経時的差分処理画像に及ぼす吸気量の影響”, 日本放射線技術学会雑誌, 第 57 巻, 第 7 号, pp.845-852(2001).



小松 昌史 (こまつ まさふみ)

平成 17 年九州工業大学工学部卒業。  
平成 19 年九州工業大学大学院工学研究科博士前期課程修了。現在、同大学院博士後期課程在学中。医用画像処理特に CT 画像処理に関する研究に従事。  
北九州医工学者協会、BMFSA 各会員。