

[Original article]

(2008年6月30日 Accepted)

3次元 Elastic matching 法による

腹部 CT 像からの血管領域の自動抽出法

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

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、HRCT 等の有用性の高い診断システムが医療現場に導入されるようになった。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る。一方、2つの時相の異な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、2つの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。そこで、位置合わせ精度の向上のために、Elastic matching 法が提案されている。本稿では、Elastic matching 法を用いた経時差分技法を、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。提案法を腹部 CT 画像 3 症例に適用し、単純差分と比較してアーチファクトの低減が確認された。今後さらなるアーチファクトの低減のためのアルゴリズムの改良が必要である。

キーワード: CT, 画像処理, 血管領域の抽出, 経時差分技法, セグメンテーション, Elastic matching 法

An automatic detection method for extracting of blood vessels on the abdominal CT images by using a 3-D elastic matching technique

Masafumi KOMATSU¹, Hyungseop KIM², Seiji ISHIKAWA²,
Joo Kooi TAN², Akiyoshi YAMAMOTO¹

1) Graduate School of Engineering, Kyushu Institute of Technology

2) Faculty of Engineering, Kyushu Institute of Technology

Abstract: In recent years, various useful diagnosis systems such as HRCT have been introduced into medical fields for detecting of abnormalities such as cancer, shadows. In the field of abdominal CT images, it is very important to understand blood vessel structures of a patient before operation. 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 techniques, image warping is very important. In order to achieve a good performance, elastic matching technique is applied to temporal subtraction method. In this paper, we apply temporal subtraction method with elastic matching technique to abdominal CT images in order to detect the blood vessel region. In this method the temporal subtraction is applied between successive phases. The proposed technique is applied to three abdominal CT images. And we perform 3-D displaying of extracted blood vessels by using a SSD and can perform the usefulness of proposed technique.

Keywords: CT, Image processing, Detection of blood vessels, Temporal subtraction method, Segmentation, Elastic matching technique

Masafumi KOMATSU

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

E-mail: komatsu@kimlab.cntl.kyutech.ac.jp

1. まえがき

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、非剛体ボリウ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という観点から、経時差分に関する多くの手法が混在している。

経時差分技法は、時相の異なる 2 枚の画像から差分画像を生成し、時間経過によって変化した部位を強調表示する手法である。しかし時相の異なる 2 枚の画像において、撮影時の患者の体位や呼吸によって臓器形状が変化することによって、差分画像上に位置ずれによる偽像 (アーチファクト) が発生する。そのため経時差分技法において、一方の画像の形状を変形 (ワーピング) させ、2 枚の画像を位置合わせする必要がある。

経時差分技法を適用する場合、画像の位置合わせ手法が重要である。経時差分技法におけるマッチング精度向上のため、Elastic matching 法が提案されている。Li ら[12]は、経時差分技法と Elastic matching 法を用いた、X 線画像上の病変部の抽出法を提案した。Elastic matching 法は、主に胸部単純 X 線画像上の異常部位の抽出に用いられている。我々はこれらの 2 次元経時差分技法を 3 次元に拡張し、Elastic matching 法を組み合わせることで、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する造影剤は、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

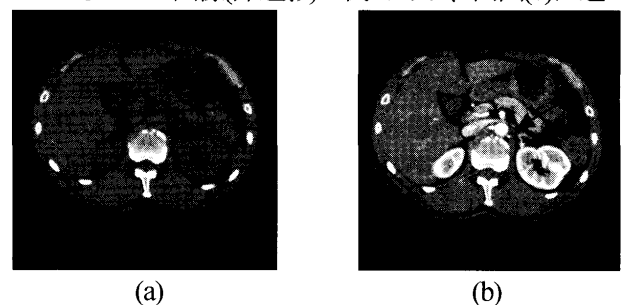


図 1 造影剤の効果

(a) 非造影画像 (b) 造影画像第 1 相(動脈相)

造影投与後の、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血管領域の自動抽出を行う。

まず、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3例に適用し、血管領域の自動抽出を行う。本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、Elastic matching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. 画像処理手法

本章では画像前処理、経時差分技法、Elastic matching法、および抽出した血管領域の3次元表示のためのSSD(Shaded Surface Display)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。まず、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

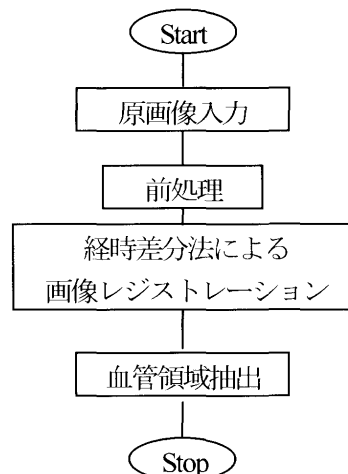


図2 血管領域抽出の流れ

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。

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; 3×3)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、時間的変化を観察するため、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、経時変化の少ない同一構造を除去し、経時変化の存在する異常陰影を強調表示することにより、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、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、差分演算により均一な灰色で表示される。これまでに経時差分技法は、主に胸部単純画像における、肺結節陰影の検出に用いられている。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た。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のは困難である。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述べる。

経時差分画像を生成する第1段階として、与えられる3次元MDCT画像全体に対し、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。手法としては、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。次に、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値を示しており、かつ、被験者の体位の変化に対し、比較の変形量が小さい。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[13]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、

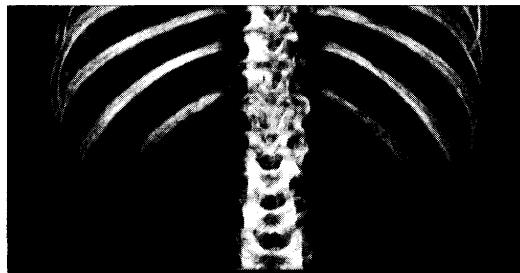


図3 MIP画像の例

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、対象画像の変形には、以下に示す10次のフィッティング多項式を用いる。

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

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

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

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、 $a_{i,j,k}, b_{i,j,k}, c_{i,j,k}$ は係数である。これらの係数 $a_{i,j,k}, b_{i,j,k}, c_{i,j,k}$ 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、本稿で提案する経時差分技法の全体の流れを示す。

2.3 Elastic matching 法

経時差分技法におけるマッチング精度の向上のため、Elastic matching 法が用いられている。人体内部の臓器には連結性が存在する。Elastic matching 法は、ワーピングを適用する際に、内部臓器の連結性を保ったまま変形を行うことができる。

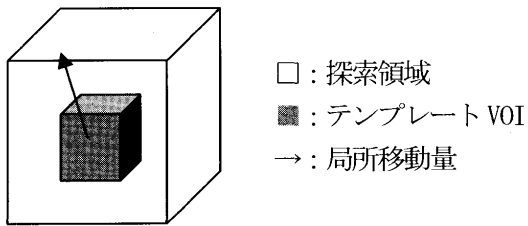


図4 局所移動量の算出

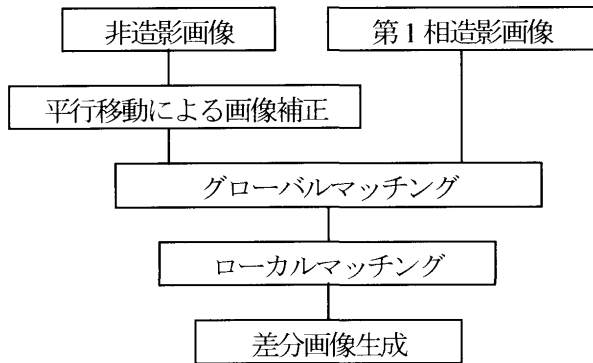


図5 経時差分技法

局所移動量 U を用いると、内部エネルギー E_{int} と外部エネルギー E_{ext} を定義することができる。Elastic matching 法では、次式(4)を用いることにより、差分画像上のアーチファクトの低減を図る。

$$E_{local} = (Bias_{int} \times E_{int}) + (Bias_{ext} \times E_{ext}) \quad (4)$$

$$E_{int} = |U_x|^2 + |U_y|^2 + |U_z|^2 + |U_{xy}|^2 + |U_{yz}|^2 + |U_{zx}|^2 + 2|U_{xy}|^2 + 2|U_{yz}|^2 + 2|U_{zx}|^2 \quad (5)$$

$$E_{ext} = (\text{cross_correlation}) \quad (6)$$

ここで $Bias_{int}$ 、 $Bias_{ext}$ は任意の整数値である。すなわち、局所エネルギー E_{local} を最小化するように局所移動量を再計算することにより、内部臓器の連結性を保ったままワーピング処理を行うことができる。

2.4 Shaded Surface Display

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、Shaded Surface Display(SSD)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(7))。

$$I(x, y) = k_d I_l (L \cdot N) \quad (7)$$

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

提案手法を、腹部MDCT画像3症例(正常例2症例、異常例1症例)に適用した。撮影パラメータを表1に、実験結果を図6に示す。同図において、(a)は非造影画像、(b)は造影画像、(c)はワーピングを施した造影画像、(d)はElastic matching法を用いてワーピング処理を施した造影画像である。さらに、(e)は(a)と(b)を用いて作成した差分画像、(f)は(a)と(c)を用いて作成した差分画像、(g)は(a)と(d)を用いて作成した差分画像である。差分画像の(e)、(f)、(g)を比較した場合、血管領域(白矢印部)はいずれも強調表示されており、提案手法の有用性が確認できる。また、(f)、(g)は(e)に比べ、骨領域のずれ(黒矢印部)や腹部輪郭のずれによるアーチファクトが低減されており、より血管領域を観察しやすい画像が取得されている。なお、実験環境は、Pentium IV 3.0GHz(1GB memory)、VineLinux 3.2を搭載したPCを用いた。

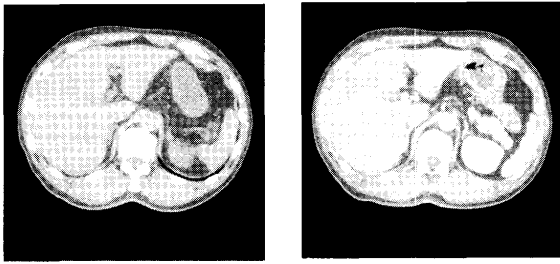
図6(e)、(f)、(g)に対し、提案法の性能を評価するため、ROIを設定し、ROI内のヒストグラムから、画質評価[14]を行う。理想的な差分画像の場合、領域内は均一な色であり、そのヒストグラムの分散は小さい。ROI内のアーチファクトが多いほど、ヒストグラムの分散値は大きくなる。本稿では、関心領域を、肝臓領域を含む $512 \times 512 \times 30$ [Pixels] の領域とし、底辺から6分の1の高さのヒストグラムの幅を評価値として、画質評価を行う。作成したヒストグラムを、図7に示す。同図において、(a)はグローバルマッチングのみを適用した場合(図6(e))とElastic matching法を適用した場合(図6(g))の比較、(b)はローカルマッチングを適用した場合(図6(f))とElastic matching法を適用した場合(図6(g))の比較をそれぞれ示す。

図8にSSDにより3次元表示を行った結果を示す。同図において造影剤が浸透している大動脈や腎臓領域が観察でき、提案手法が有用であることが確認できる。

表1 CT スキャナと画像ソース

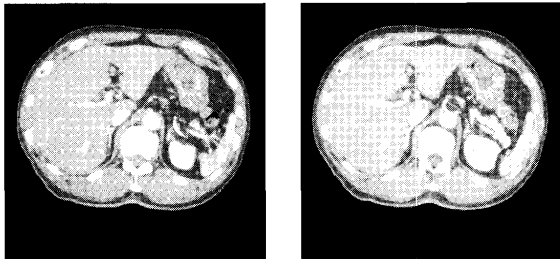
| | |
|-------------------------|------------------|
| X-ray tube voltage [kV] | 120 |
| X-ray tube current [mA] | 400 |
| Image matrices [Pixels] | 512×512 |
| Slice thickness [mm] | 2 |
| Pixel size [mm] | 0.616~0.744 |
| CT image sets [Slices] | 255~285 |

3次元Elastic matching 法による腹部CT 像からの血管領域の自動抽出法



(a) 非造影画像

(b) 造影画像

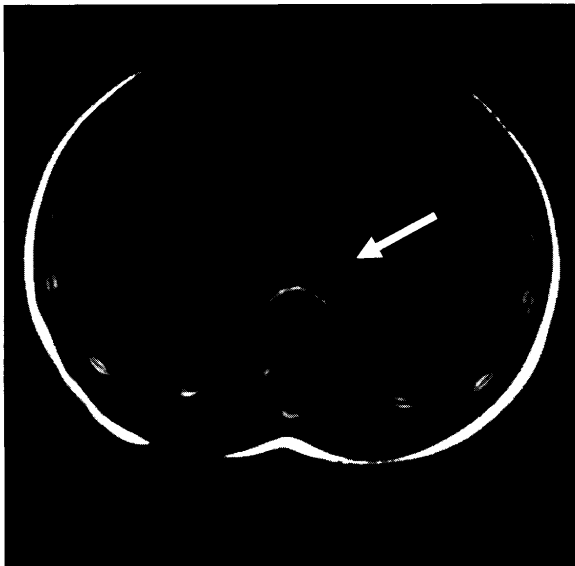


(c)ワーピング後の造影画像 (d)(b)のElastic matching 後

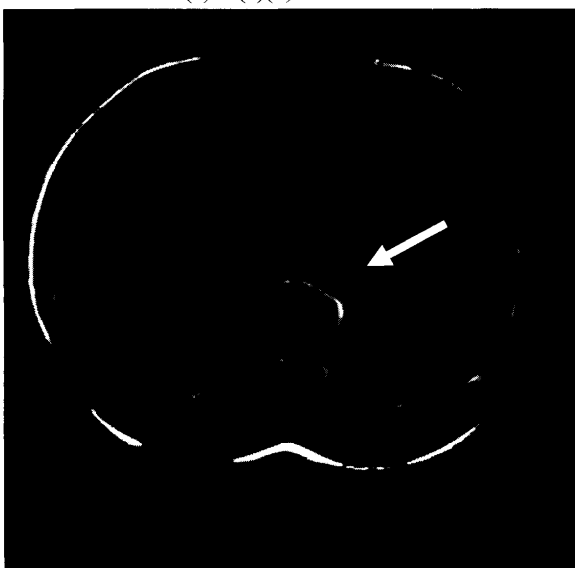


(g) (a)(d)の差分画像

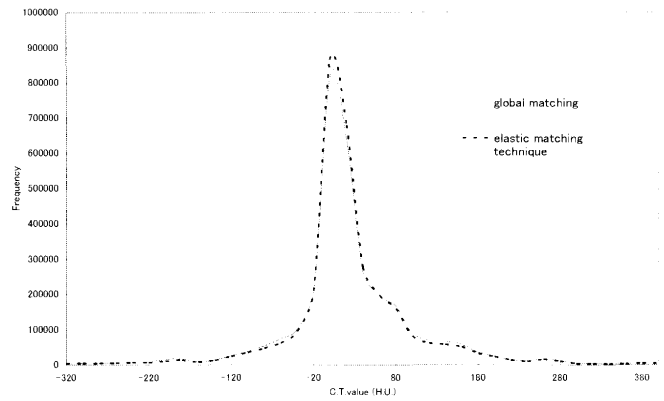
図6 実験結果



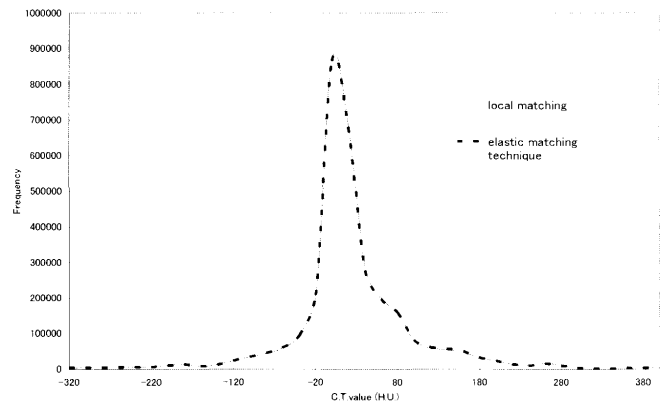
(e) (a)(b)の差分画像



(f) (a)(c)の差分画像



(a) 図6(e)と図6(g)の比較



(b) 図6(f)と図6(g)の比較

図7 ヒストグラムによる画質の評価



図8 3次元表示の例

4. 考察およびむすび

本稿では、Elastic matching 法を用いた腹部血管領域の自動抽出法を提案した。実験結果より、提案手法の有用性を確認することができた。図6において、(e)、(f)、(g)の差分画像を比較した場合、いずれも差分画像からの血管領域の強調表示が実現できている。単純な差分処理(同図(e))より、Elastic matching 法(同図(g))を適用することにより、肋骨や肝臓内の他の正常構造がより除去されており、アーチファクトの少ない画像が生成できている。

本論文では、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。ヒストグラムによる画質評価を行った図7(a)より、ワーピング技法を適用することにより、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。これらのアーチファクトは、SSD法を用いた3次元画像上でも、本来除去されるはずの肋骨領域や背骨領域、腹部の周りを囲む膜状のアーチファクトとして残っており、一部において血管領域の観察の妨げとなっている。またローカルマッチングを適用した場合とElastic matching法を適用した場合とを比較した場合、視覚的にアーチファクトの低減が認められたが、ヒストグラムによる

画質評価(図7(b))を適用した場合、ほとんど差異が認められなかった。これは一部の領域でアーチファクトが低減されたと同時に、別の領域において新たなアーチファクトが発生してしまったためと考えられる。腹部は硬度の異なる複数臓器の集合体であるため、腹部全体にElastic matching法を適用する本手法では、アーチファクトの低減が十分に行われなかったと考えられる。各臓器をセグメンテーションし、その臓器内のみElastic matching法を適用することにより、アーチファクトの低減が期待できる。

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。また255~285スライスで構成される1症例当たりの処理速度は、平均約12時間であった。しかしその90%以上がローカルマッチングにおけるテンプレートマッチングの処理に費やされているため、並列コンピュータを用いた並列処理を導入することにより、処理速度の大幅な改善が見込まれる。

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。

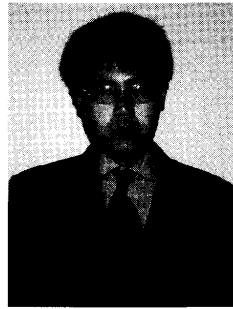
謝辞

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. Frebin, E. K. Fishman *et al.*: "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 *et al.*: "Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data", *Radiology*, 201, 2, pp.359-364, 1996.
- [3] K. T. Bae, M. L. Giger, C. T. Chen *et al.*: "Automatic segmentation of liver structure in CT images", *Med. Phys.*, 20, 1, pp.71-78, 1999
- [4] J. Masumoto, Y. Sato, M. Hori *et al.*: "A similarity measure for non-rigid volume registration using known joint distribution of targeted tissue: Application to dynamic CT data of the liver", *Med. Phys.*, 26, 1, pp.5-18, 1999

- [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.*: "Reconstruction 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] Q. Li, S. Katsuragawa, K. Doi: "Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique", *Med. Phys.*, 27(8), pp.1934-1943, 2000
- [13] 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.
- [14] 村上誠一、小田紘弘、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。バイオメディカルファジィシステム学会会員。