

濃度勾配情報を用いた胸部 MDCT 画像における経時的差分手法

前田 真也*・三宅 徳朗*・金 亨 燮*・タン ジュークイ*
石川 聖二*・村上 誠一**・青木 隆敏**

Temporal Subtraction Method for Thoracic MDCT Image by Using Intensity Gradient Information

Shinya MAEDA*, Noriaki MIYAKE*, Hyoungseop KIM*, Joo Kooi TAN*,
Seiji ISHIKAWA*, Seiichi MURAKAMI** and Takatoshi AOKI**

Recently, CAD system has been introduced as a visual screening method in medical field. Also, temporal subtraction method, which enhances temporal changes such as the abnormalities on the image, is implemented as one of technique for CAD by subtracting previous image from current one. Image registration techniques are required for the temporal subtraction method. If the accuracy of image registration is insufficiently, normal structure elements which should be removed are remained on subtraction image. In this study, a novel image registration method for temporal subtraction technique on thoracic MDCT images has been developed to reduce the subtraction artifacts by using intensity gradient information. The proposed method has been applied to thoracic MDCT images, and its efficiency has been indicated.

Key Words: temporal subtraction method, image registration, computer aided diagnosis, gradient vector flow, thoracic MDCT image

1. はじめに

CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging) などの医用画像撮影機器の発展により、高精度な画像が短時間で得られるようになり、画像診断は医療現場において不可欠なものとなった。特に定期健診など、同一の被験者に対して定期的な診断を行なう場合、現在に撮影された画像と、過去に撮影された画像とを比較し、経時的な変化を観察する比較読影による診断が行なわれている。さらに、近年では胸部 MDCT (Multi Detector-row CT) が定期健診でも用いられるようになってきた。しかし、MDCT 画像は高精細である反面、読影しなければならない画像が増大し、医師への負担増が懸念されている。

このような医師への負担を軽減するため、コンピュータ支援診断 (CAD; Computer Aided Diagnosis) システムについての研究開発が活発に進められており、その期待が高まっている¹⁾。CAD システムとは、コンピュータを用いて画像処理、

画像解析を行ない、その結果を医師が「第 2 の意見」として利用するものであり、さまざまな研究が報告されている^{2)~4)}。

比較読影に関する CAD システムのための技術として、経時的差分手法に関する研究が行なわれている。経時的差分手法とは、現時点で撮影された画像 (現在画像) と、過去に撮影された画像 (過去画像) との差分処理を行なう画像処理手法である。この技術は、両画像間に存在する正常構造 (両画像間で変化の少ない血管、骨など) を除去し、経時的な変化部分 (新たな病巣陰影、既存陰影の経時変化) を強調表示した経時的差分画像を生成する手法である。比較読影の際に、現在および過去画像に加え、経時的差分画像を参照することにより、病巣陰影の見落としを防ぐ効果が期待される。これまでに、胸部単純 X 線画像を対象とした経時的差分手法についてはいくつかの研究が報告されており^{5)~7)}、临床上の有用性も示されている⁸⁾。

経時的差分手法では、同一被験者の現在、過去といった撮影時期の異なる画像が用いられる。これらの画像は、撮影時のポジショニングの違いや呼吸などの体動の変化により画像の描出位置が異なるため、画像位置合わせを行なった後で差分処理を行なう必要がある。この画像位置合わせが正しくない状態で差分処理を行なった場合、差分画像上にアーチファクトが生じ診断の妨げとなる可能性がある。特に胸部 MDCT 画像を対象とした場合、肺血管などの細かな構造物が 3 次元的に分布しており、細部の位置合わせが困難となる場合が多い。胸部 MDCT 画像を対象とした経時的差分手法について

* 九州工業大学大学院工学府 北九州市戸畑区仙水町 1-1

** 産業医科大学放射線科学教室 北九州市八幡西区医生ヶ丘 1-1

* Graduate School of Engeneering, Kyushu Institute of Technology, 1-1 Sensui-cho, Tobata-ku, Kitakyushu

** Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health, 1-1 Iseigaoka, Yahatanishi-ku, Kitakyushu

(Received May 17, 2012)

(Revised September 26, 2012)

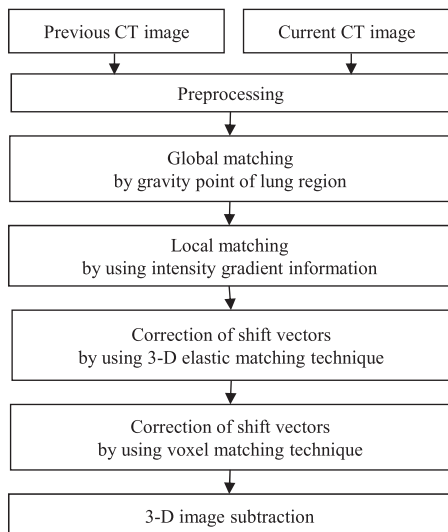


Fig. 1 Overview of proposed temporal subtraction method

はいくつかの報告があるが^{9)~11)}, 差分画像上のアーチファクトのさらなる低減が課題となっている。

本稿では, 胸部 MDCT 画像における経時的差分画像上のアーチファクトの低減を図るため, 濃度勾配情報を用いた新たな経時的差分手法を提案する. 提案手法では, 濃度勾配情報として GGVF (Generalized Gradient Vector Flow)¹²⁾ を用いる. GGVF により血管および陰影の構造情報を表現し, そのベクトルの集中度の分布を考慮することにより, 画像位置合わせの精度を改善し差分画像上のアーチファクトの低減を図る.

2. 経時的差分手法

2.1 概要

本稿で提案する経時的差分手法の概要を Fig. 1 に示す. まず前処理として, 現在および過去画像について撮影時の FOV (Field of View) の選択に起因する, Voxel サイズの違いを線形補間により補正し Voxel の等方化を行なう. また, 濃度値に基づくしきい値処理およびモルフォロジ演算により, 肺野領域のセグメンテーションを行なう. 抽出された肺野領域は関心領域として設定される.

つぎに, 画像位置合わせにより, 現在・過去画像間の位置ずれを表わすシフトベクトルを求める. 画像位置合わせではまず, Global matching により大局的な位置合わせを行なう. Global matching では, 撮影時における被験者のポジショニングの変動に起因する CT 画像間の平行移動量を求める.

Global matching による大局的な位置合わせの後, Local matching により, 息止めや心臓の動きに起因する肺野領域内部の局所的な位置ずれを求める. Local matching では, 3次元テンプレートマッチングによる探索によりシフトベクトルを求める. 提案手法では, Local matching において, GGVF¹²⁾ から得られる血管などの構造要素情報を求め, 位置合わせに用いる. GGVF により得られる勾配ベクトル場に対して集中

度を求め, その分布を考慮することにより血管および陰影の構造情報を表現する.

Local matching によるシフトベクトルの算出後, 3次元 Elastic matching 法⁹⁾によりさらに詳細なシフトベクトルの探索を行なう. 3次元 Elastic matching 法では, Local matching により得られたシフトベクトルを初期値として, 画像間類似度, および変形の滑らかさを考慮してシフトベクトルを求める.

さらに, 3次元 Elastic matching 法により得られたシフトベクトルに対し, Voxel matching 法¹¹⁾を適用することにより Voxel 単位のずれを補正する. 最後に, 得られたシフトベクトルに基づき過去画像を変形し, 現在画像から変形過去画像を差分することにより, 経時的差分画像を生成する.

従来手法¹¹⁾においても, Local matching, 3次元 Elastic matching 法によるマッチングの後に Voxel matching 法が適用される. しかし, 従来手法では CT 画像間のマッチングの後に Voxel matching 法を適用しているのに対し, 本稿で提案する手法では, CT 画像の GGVF により得られる, 勾配ベクトル場の集中度に基づくマッチングを行なった後に Voxel matching 法を行なっている点で従来手法と異なる.

2.2 Global matching

Global matching では, 現在および過去画像からセグメンテーションされた肺野領域の重心を用い, 大局的な位置合わせを行なう. 画像の重心は, $p+q+r$ 次のモーメント $M(p, q, r)$ を用いて求める. $M(p, q, r)$ は次式により定義される.

$$M(p, q, r) = \sum_{i,j,k} i^p j^q k^r f_{ijk} \quad (1)$$

ここで, f_{ijk} は肺野領域内で 1, 肺野領域外で 0 となる 3次元 2値画像であり, i, j, k は 2値画像内の座標である. (1) 式を用いて, 重心 (x_c, y_c, z_c) は次式により求まる.

$$(x_c, y_c, z_c) = \left(\frac{M(1,0,0)}{M(0,0,0)}, \frac{M(0,1,0)}{M(0,0,0)}, \frac{M(0,0,1)}{M(0,0,0)} \right) \quad (2)$$

現在および過去画像の肺野領域に対し, (2) 式を求め, 各重心のずれを Global matching によるシフトベクトルとする.

2.3 Local matching

2.3.1 濃度勾配情報の抽出

一般的に, 濃度勾配ベクトルは画像のエッジ近傍において, エッジ位置の法線を示すベクトルとなる. しかし, エッジから離れた均質な領域では, 濃度勾配ベクトルは大きさをもたない. GGVF (Generalized Gradient Vector Flow) は, エッジから離れた均質な領域にも, 濃度勾配ベクトルの影響を伝播させたものである. 本稿では, Local matching において, 現在および過去画像に対して濃度勾配情報として GGVF を算出し, そこから得られる血管などの構造情報を用いる.

GGVF は (3) 式で表わされるエネルギー関数を最小化するベクトル場 $\mathbf{v}(\mathbf{x})$ として定義される.

$$E = \int (g(|\nabla f|)|\nabla \mathbf{v}|^2 + h(|\nabla f|)|\mathbf{v} - \nabla f|^2) d\mathbf{x} \quad (3)$$

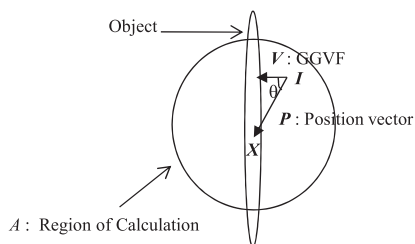


Fig. 2 Schematic view of vector convergence index

(3) 式の最小化の実装においては、次式の繰り返し計算を行なう。

$$\begin{aligned} \mathbf{v}(t+1) &= \mathbf{v}_t \Delta t + \mathbf{v}(t) \\ \mathbf{v}_t &= g(|\nabla f|) \nabla^2 \mathbf{v} - h(|\nabla f|) (\mathbf{v} - \nabla f) \\ \mathbf{v}(0) &= \nabla f \end{aligned} \quad (4)$$

ただし、 \mathbf{x} は画像上の任意の位置であり、 ∇f は画像の一次微分により得られる濃度勾配ベクトルである。また、 $g(|\nabla f|)$ 、 $h(|\nabla f|)$ は次式で表わされる。

$$g(|\nabla f|) = e^{-\left(\frac{|\nabla f|}{\kappa}\right)^2} \quad (5)$$

$$h(|\nabla f|) = 1 - g(|\nabla f|) \quad (6)$$

ここで、 κ はベクトル場の分布を変化させるパラメータである。(3) 式の被積分部分の 1 項目は、 \mathbf{v} の分布の滑らかさに関する項であり、2 項目は勾配ベクトルの影響に関する項である。(3) 式を最小化することにより、 \mathbf{v} は勾配ベクトルの大きさが大きい位置において勾配ベクトルに近づく。一方、勾配ベクトルの大きさが小さい位置では、 \mathbf{v} の空間的变化の滑らかさの影響が支配的となる。

以上より、勾配ベクトル場の影響を大きくしたい場合は、勾配ベクトルの大きさに対して κ を小さくし、逆に勾配ベクトル場の伝播の影響を大きくしたい場合は κ を大きくする。本稿では事前実験として、胸部 MDCT 画像から得られる肺野領域に対し GGVF を求め、MDCT 画像上の血管周辺の濃度勾配ベクトルの大きさを考慮し、また空気領域において勾配ベクトルの影響を伝搬させるよう、経験的に $\kappa = 1000$ とした。なお、事前実験で用いた胸部 MDCT 画像は、本稿で行なった性能実験には含まれない。

従来手法のように濃度値情報のみを用いた場合、画像における濃度分布のムラや、現在および過去画像間で濃度値に違いがある場合、画像間の位置合わせが困難となる。一方、GGVF のように濃度勾配ベクトルの方向性に着目すれば、濃度値の影響を抑えた位置合わせを行なうことができる。さらに本稿では、GGVF のベクトル集中度¹³⁾を求め、血管などの構造要素のエッジを構造情報として抽出する。ベクトル集中度は結節状陰影の検出のための特徴量であり、濃度勾配ベクトルと位置ベクトルのなす角の平均値として定義される。本稿では、濃度勾配ベクトルの代わりに、GGVF によるベクトルを用いてベクトル集中度を算出する (Fig. 2 参照)。まず、画像

上の注目座標 \mathbf{X} に対し、計算領域 A を定める。本稿では、肺野内の血管径を考慮し A を注目座標から半径 5 voxel の球内とした。余弦値算出座標を \mathbf{I} とすると、相対位置ベクトルは $\mathbf{P} = \mathbf{X} - \mathbf{I}$ となる。このとき、余弦値算出座標の GGVF によるベクトルを \mathbf{V} とすると、ベクトル集中度 C は次式で表わされる。

$$C(\mathbf{X}) = \frac{1}{N} \sum_{i \in A} \cos \theta_i \quad (7)$$

ただし、

$$\cos \theta = \frac{\mathbf{P} \cdot \mathbf{V}}{|\mathbf{P}| |\mathbf{V}|} \quad (8)$$

であり、 N は計算領域 A 内の余弦値算出座標の個数である。

2.3.2 局所変形量の算出

本稿では、GGVF 集中度を各 Voxel に対して計算した画像を GGVF 集中度画像とし、肺野領域の局所的な位置ずれ量であるシフトベクトルを求める。まず、現在および過去画像に対し位置合わせ点を格子状に配置する。このとき、肺野領域内にある位置合わせ点を計算対象とする。さらに、現在および過去画像に対して求めた GGVF 集中度画像に対し、位置合わせ点を中心とする VOI (Volume of Interest) を設置する。現在画像の VOI をテンプレート VOI、過去画像の VOI を探索 VOI とする。なお本稿では、テンプレート VOI のサイズを $12 \times 12 \times 12$ voxel、探索 VOI のサイズを $24 \times 24 \times 24$ voxel とした。また、位置合わせ点の間隔は 6 voxel とした。探索 VOI 内において、テンプレート VOI との類似度が最大値を示す位置をテンプレートマッチングにより求める。ここで、類似度は次式の正規化相互相関値 $H(\mathbf{u})$ を用いる。

$$H(\mathbf{u}) = \frac{\sum_{x,y,z} (C_c(\mathbf{x}) - \bar{C}_c) (C_p(\mathbf{x} + \mathbf{u}) - \bar{C}_p)}{\sqrt{\sum_{x,y,z} (C_c(\mathbf{x}) - \bar{C}_c)^2 \sum_{x,y,z} (C_p(\mathbf{x} + \mathbf{u}) - \bar{C}_p)^2}} \quad (9)$$

ただし、 \mathbf{u} はシフトベクトルであり、 $C_c(\mathbf{x})$ 、 $C_p(\mathbf{x})$ は位置 \mathbf{x} における現在、過去画像の GGVF 集中度である。また、 \bar{C}_c 、 \bar{C}_p は現在、過去画像の平均 GGVF 集中度である。各位置合わせ点についてテンプレートマッチングを行なうことにより、肺野全体にわたり局所的なシフトベクトルを求める。

2.4 シフトベクトルの補正

2.4.1 3次元 Elastic matching 法

肺野領域における経時的な画像間の位置ずれは滑らかであり、隣り合う位置合わせ点のシフトベクトルは、互いに整合が保たれている必要がある。しかし、最大相互相関値のみを評価指標とした Local matching は、位置ずれの滑らかさは考慮されていない。そこで、Local matching で得られたシフトベクトルを初期値として、位置ずれの滑らかさを考慮した 3次元 Elastic matching 法⁹⁾により、シフトベクトルの補正を行なう。3次元 Elastic matching 法では、位置合わせ点のシフトベクトルを逐次的に更新することにより、以下のエネ

ルギー関数を最小化する.

$$E = \sum_{\mathbf{x} \in \Omega} (E_{\text{int}}(\mathbf{x}) + E_{\text{ext}}(\mathbf{x})) \quad (10)$$

(10) 式において, Ω は位置合わせ点の集合である. また, E_{int} , E_{ext} はそれぞれ, 内部エネルギー, 外部エネルギーである. シフトベクトルを $\mathbf{u}(\mathbf{x})$ とすると, 内部エネルギー E_{int} は次式で表わされる.

$$E_{\text{int}} = w_1 \sqrt{\left| \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial x} \right|^2 + \left| \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial y} \right|^2 + \left| \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial z} \right|^2} + w_2 \sqrt{\left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial x^2} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial y^2} \right|^2 + \left| \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial z^2} \right|^2} \quad (11)$$

ここで, w_1 , w_2 は定数であり, 内部エネルギーと外部エネルギーの影響を調整するための重み係数である. 内部エネルギーは, シフトベクトルの空間的な変化量の大きさに相当し, シフトベクトルの空間的な滑らかさに関する制約項となる. 一方で, 外部エネルギーは画像間類似度であり, Local matching の指標として用いた正規化相互相関値の負値として与えられる.

本稿では胸部 MDCT 画像を用いて事前実験を行ない, シフトベクトルの滑らかさに対する過度の制約にならないよう, 画像間類似度によるマッチングの度合, および変形のような考慮し, 経験的に $w_1 = 0.05$, $w_2 = 0.004$ とした. なお, 事前実験で用いた胸部 MDCT 画像は, 本稿で行なった性能実験には含まれない.

位置合わせ点のシフトベクトルを逐次更新し, エネルギー関数の最小化を行なう. 更新の時点で選択されたシフトベクトルについて, シフトベクトルの各成分 ± 1 の範囲で (10) 式を計算し, 更新の判定を行なう. 本稿では, 更新されたシフトベクトルの数が, 位置合わせ点全体のシフトベクトルの総数の 0.1% 以下になるまで処理を繰り返す. 以上の処理により, 各位置合わせ点におけるシフトベクトルが求められる.

2.4.2 Voxel matching 法

現在画像内の任意の Voxel 位置 \mathbf{x} におけるシフトベクトルは, \mathbf{x} の近傍位置合わせ点のシフトベクトルから線形補間により求める. このとき, Voxel matching 法¹¹⁾により現在・過去画像間の各 Voxel の対応関係を求め, さらに詳細なシフトベクトルの補正を行なう.

Voxel matching 法では, 現在画像上の位置 \mathbf{x} に対応する過去画像上の点を $\mathbf{x}' = \mathbf{x} + \mathbf{u}(\mathbf{x}) + d\mathbf{u}(\mathbf{x})$ とし次式により求める.

$$\arg \min_{d\mathbf{u} \in U} |f_c(\mathbf{x}) - f_p(\mathbf{x} + \mathbf{u} + d\mathbf{u})| \quad (12)$$

ここで, f_c , f_p は現在, 過去画像であり, \mathbf{u} は, シフトベクトルである. また, $d\mathbf{u}$ は, 現在・過去画像における Voxel 間の対応関係を定めるためのベクトルであり, U はシフトベクトルによる過去画像上の対応点 $\mathbf{x} + \mathbf{u}$ の近傍領域を示すように設定する. なお, 本稿では $3 \times 3 \times 3$ voxel となるように近

Table 1 Specification of image data

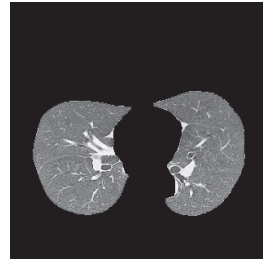
Cases	69 [cases] (Normal 34 [cases], Abnormal 35 [cases])
Image size	512×512 [pixel]
Pixel spacing	0.586~0.781 [mm]
Slice thickness	2 [mm]



(a) Original image(Axial)



(b) Original image(Coronal)



(c) Lung region(Axial)



(d) Lung region(Coronal)

Fig. 3 Segmentation of lung region

傍領域 U を設定した.

3. 実験結果および考察

3.1 症例データ

提案手法を胸部 MDCT 画像に対して適用し, その評価を行なった. Table 1 に実験で使用した画像データの仕様を示す. 実験には病巣陰影を含む異常症例 35 症例, 病巣陰影を含まない正常症例 34 症例の計 69 症例のデータを用いた. なお, 画像の撮影間隔は最短 1 ヶ月から最長 42 ヶ月, 平均約 8 ヶ月である. また, 従来手法¹¹⁾による経時的差分手法と比較することにより, 提案手法の有用性について検討した.

3.2 肺野領域のセグメンテーション

各症例の現在, 過去画像それぞれについて, 濃度値に基づくしきい値処理, およびモルフォロジ演算により, 肺野領域のセグメンテーションを行ない関心領域を求めた. 肺野領域のセグメンテーションでは, まず, 判別分析によるしきい値の決定¹⁴⁾を行ない, 初期肺野領域を抽出する. その後, 初期肺野領域に対して, モルフォロジ演算として半径 12 voxel の球を構造要素とした Closing 演算を行ない肺野領域を抽出した. Fig. 3 に肺野領域のセグメンテーション結果を示す. Fig.3(a), Fig.3(b) は原画像の CT ボリュームデータの Axial 画像, Coronal 画像である. また, Fig.3(c), Fig.3(d) は, 原画像からセグメンテーションされた肺野領域における Fig.3(a), Fig.3(b) に対応するスライス画像である.

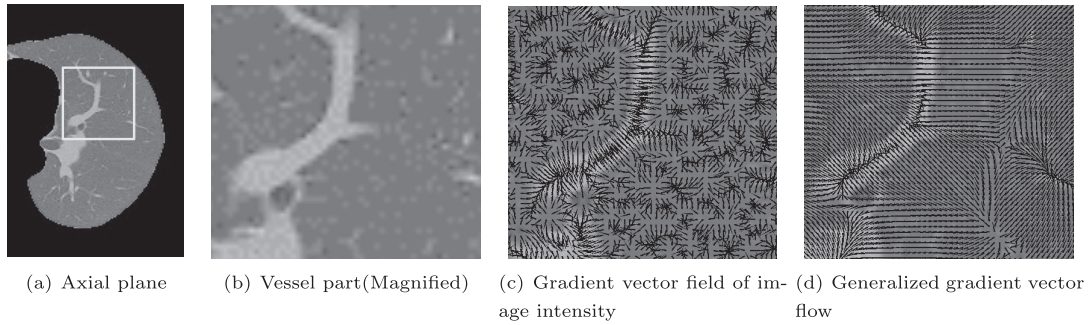


Fig. 4 Illustration of obtained generalized gradient vector flow

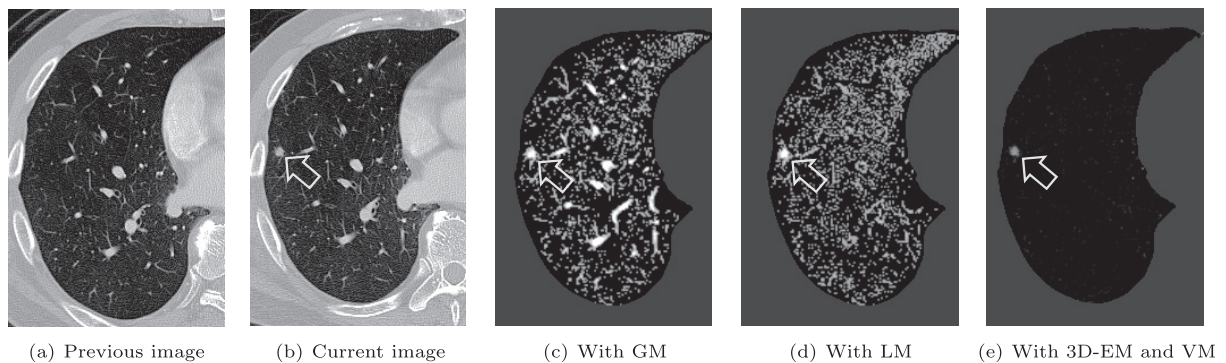


Fig. 5 Comparison of artifacts on temporal subtraction image with respect to each of matching procedure (GM; Global Matching, LM; Local Matching, 3D-EM; 3D Elastic Matching, VM; Voxel Matching)

3.3 濃度勾配情報の抽出

Fig. 4 に GGVF の算出例を示す。Fig.4(a) は 3 次元ボリュームデータ中の Axial 画像を示しており、Fig.4(b) は Fig.4(a) における四角領域で囲んだ部分を抽出したものである。また、Fig.4(c)、Fig.4(d) はそれぞれ、Fig.4(b) の領域についての通常の勾配ベクトル場および GGVF の結果を示している。Fig.4(c)、Fig.4(d) より、これらの濃度勾配情報を比較すると、通常の勾配ベクトル場では空気領域などの均質な領域は血管などの構造要素の情報をもっていないが、GGVF では空気領域においても、構造要素が存在する方向を示すベクトル場が得られていることがわかる。

3.4 経時的差分画像

提案手法の各マッチング処理における、経時的差分画像を Fig. 5 に示す。Fig.5(a)、Fig.5(b) はそれぞれ、過去画像、および現在画像である。また、Fig.5(c) は Global matching、Fig.5(d) は Local matching による経時的差分画像であり、Fig.5(e) は、3次元 Elastic matching 法および Voxel matching 法によるシフトベクトルの補正から得られる経時的差分画像である。なお、矢印部分は結節上陰影である。

Fig.5(c)、Fig.5(d) により、Global matching と比較して Local matching による経時的差分画像では、血管部分のアーチファクトが低減されていることがわかる。また、Fig.5(e) により、Local matching と比較して、3次元 Elastic matching 法、Voxel matching 法によるシフトベクトルの補正を行なった経時的差分画像では、細部の位置ずれによるアーチファク

トが低減されていることがわかる。

提案手法および従来手法による経時的差分画像を Fig. 6 に示す。Fig.6(a)、Fig.6(b) はそれぞれ、過去画像および現在画像の Axial 画像である。また、Fig.6(c)、Fig.6(d) はそれぞれ、従来手法および提案手法により得られた経時的差分画像である。なお、矢印部分は結節状陰影である。Fig.6(c)、Fig.6(d) により、従来手法と比較して血管部分のアーチファクトが低減されていることがわかる。

3.5 アーチファクト評価

3.5.1 評価方法

画像間の類似度を評価する指標としては、相互相関値、相互情報量¹⁵⁾などがあるが、これらは画像全体の類似度を示す大局的な評価指標である。そのため、経時的差分画像上に局在するアーチファクトに対し、これらの指標を用いるのは困難である。そこで本稿では、アーチファクトの評価のため、経時的差分画像における肺野内の濃度ヒストグラム解析により性能評価を行なう。Fig. 7 に経時的差分画像の濃度ヒストグラムの例を示す。経時的差分画像の濃度ヒストグラムは差分値が 0 付近 (オフセット値) に集中して分布している。このオフセット値付近の頻度値を示す差分値は、経時的差分画像の背景成分に相当し、それ以外の頻度値はアーチファクトに相当すると考えられる。

ヒストグラムの半値幅 (FWHM; Full Width at Half Maximum) は分布の広がりを表わす。アーチファクトが減少すれば背景成分の頻度値が増加し、ヒストグラム分布の広がりが

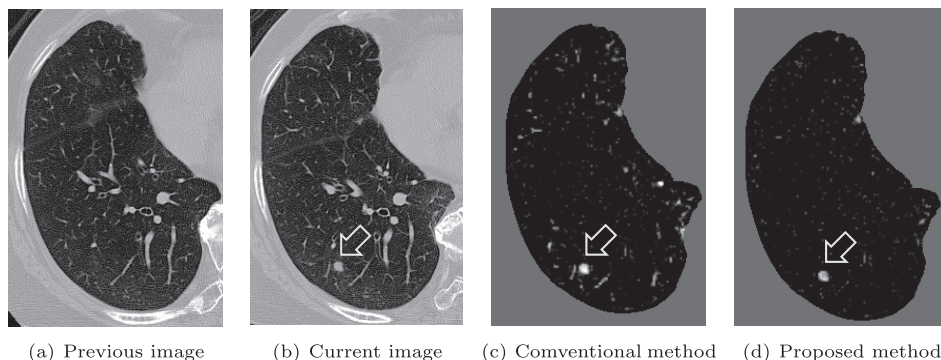


Fig. 6 Comparison of temporal subtraction image between conventional method and proposed one

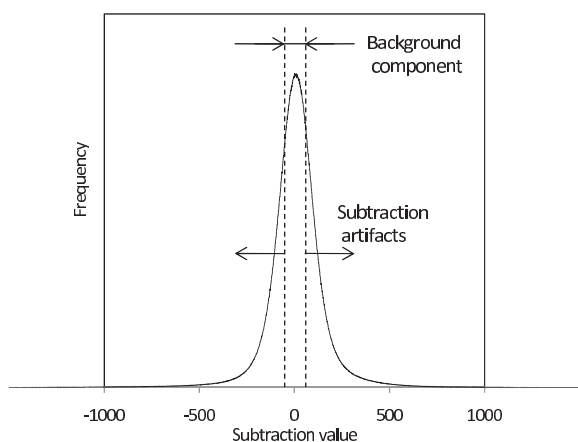


Fig. 7 Intensity histogram of temporal subtraction image

小さくなる。これは、アーチファクト減少にともなう背景成分の増加により、差分画像上におけるコントラストが低減するためである。よって、FWHMが小さいほどアーチファクトが少ないことを表わす。また、アーチファクトに相当する頻度値の積算値をアーチファクト総量とすると、このアーチファクト総量は肺野内におけるアーチファクトの占める体積となる。そこで、肺野体積とアーチファクト総量の比をアーチファクト比として評価する。アーチファクト比が小さいほど、アーチファクトが少ないことを表わす。

以上のことより、経時的差分画像のヒストグラムから得られるFWHM、およびアーチファクト比によりアーチファクトを評価する。オフセット値に対しある範囲(オフセット幅)の部分の頻度値を背景成分とする。板井らによる経時的差分手法⁹⁾において、類似の評価手法が用いられている。なお本稿では、背景成分とアーチファクト成分を分離して視認可能となるよう、実験的にオフセット幅を71とし、板井ら⁹⁾と同じ値を用いた。

3.5.2 評価結果

Table 2 および、Table 3 に正常症例、異常症例についてのアーチファクトの評価について示す。比較として、位置合わせなし、従来手法¹¹⁾および提案手法それぞれについて、経時的差分画像のヒストグラムから得られるFWHM、およ

Table 2 Evaluation of artifact on temporal subtraction image (normal cases)

	FWHM			Artifact to lung volume ratio [%]		
	Ave	Min	Max	Ave	Min	Max
W/O registration	127	91	201	76.5	67.9	85.1
Conventional ¹¹⁾	32	21	44	12.2	8.7	18.5
Proposed	29	19	38	7.8	5.3	14.2

Table 3 Evaluation of artifact on temporal subtraction image (abnormal cases)

	FWHM			Artifact to lung volume ratio [%]		
	Ave	Min	Max	Ave	Min	Max
W/O registration	127	94	176	75.9	69.0	84.7
Conventional ¹¹⁾	34	22	43	11.9	6.8	19.7
Proposed	30	21	39	8.1	4.4	15.7

びアーチファクト比による評価を行なう。Table 2, Table 3 中のAve, Min, Maxはそれぞれ、平均値、最小値、最大値である。

正常症例については、位置合わせなし、従来手法、提案手法のFWHMはそれぞれ平均で127, 32, 29であった。同様にアーチファクト比はそれぞれ、平均で76.5%, 12.2%, 7.8%であった。また異常症例については、位置合わせなし、従来手法、提案手法のFWHMはそれぞれ平均で127, 34, 30であった。同様にアーチファクト比はそれぞれ、平均で75.9%, 11.9%, 8.1%であった。正常症例、異常症例ともに従来手法と比較し提案手法はFWHM、およびアーチファクトと肺野領域の体積比の両方が減少しており、アーチファクトの改善が確認できる。これは、GGVFにより末梢血管や胸壁の構造情報が各Voxelに伝播し、末梢血管の位置合わせが可能となったためであると考えられる。

本稿ではGGVFのパラメータである κ やベクトル集中度の算出領域などのパラメータは経験的に決定した。しかし、これらのパラメータの決定方法を検討することにより、さらなる位置合わせ精度の向上が期待できる。また、提案手法では、テンプレートマッチングに基づきシフトベクトルが算出さ

れる。そのため、テンプレート内部の非剛体変形については、さらなる補正が必要である。Free Form Deformation¹⁶⁾などを用いた、非剛体位置合わせ手法を提案手法に組み合わせることにより、さらなる位置合わせ精度の向上、アーチファクトの低減が期待される。

4. む す び

本稿では、胸部 MDCT を対象とした濃度勾配情報を用いた経時的差分手法を提案した。提案手法では、濃度勾配情報から得られる肺血管などの構造情報を用い、現在および過去画像間の位置合わせ精度を改善した。その結果、経時的差分画像上のアーチファクトを低減させることができた。今後はさらなるアーチファクトの低減を図り、臨床上的応用を目指す。

参 考 文 献

- 1) K. Doi: Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status, and future potential, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **31-4**, 198/211 (2007)
- 2) Y. Lee, T. Hara, H. Fujita, S. Itho and T. Ishigaki: Automatic Detection of Pulmonary Nodules in Helical CT Images Based on an Improved Template-Matching Technique, *IEEE Trans. Med. Imaging*, **20-7**, 595/604 (2001)
- 3) X. Zhang, G. McLennan, E.A. Hoffman and M. Sonka: Automated detection of small-size pulmonary nodules based on helical CT images, *Proc. of International Conference on Information Processing in Medical Imaging*, 664/676 (2005)
- 4) 野村, 根本, 増谷, 伊藤, 前田, 花岡, 吉川, 林, 吉岡, 大友: 胸壁付着結節に対応した識別器の改良による肺結節自動検出法の改良, *Medical Imaging Technology*, **27-2**, 123/131 (2009)
- 5) A. Kano, K. Doi, H. MacMahon, D.D. Hassel and M.L. Giger: Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change, *Medical Physics*, **21-3**, 453/461 (1994)
- 6) T. Ishida, S. Katsuragawa, K. Nakamura, H. MacMahon and K. Doi: Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change, *Medical Physics*, **26-7**, 1320/1329 (1999)
- 7) D. Loeckx, F. Maes, D. Vandermeulen and P. Suetens: Temporal subtraction of thorax CR images using a statistical deformation model, *IEEE Trans. Med. Imaging*, **22-11**, 1490/1504 (2003)
- 8) S. Kakeda, K. Kamada, Y. Hatakeyama, T. Aoki, Y. Kurogi, S. Katsuragawa and K. Doi: Effect of temporal subtraction technique on interpretation time and diagnostic accuracy of chest radiography, *American Journal of Roentgenology*, **187-5**, 1253/1259 (2006)
- 9) 板井, 金, 石川, 桂川, 石田, 川下, 粟井: 三次元画像マッチング手法による胸部マルチスライス CT 画像を用いた経時的差分技術の開発, *画像電子学会論文誌*, **36-6**, 883/890 (2007)
- 10) 前田, 板井, 金, 石川, 桂川: 胸部 MDCT 画像からの経時差分画像上のアーチファクトの低減法, *Medical Imaging Technology*, **25-5**, 399/403 (2007)
- 11) Y. Itai, H. Kim, S. Ishikawa, S. Katsuragawa and K. Doi: Development of a Voxel-Matching Technique for Substantial Reduction of Subtraction Artifacts in Temporal Subtraction Images Obtained from Thoracic MDCT, *J. Digital Imaging*, **23-1**, 31/38 (2010)
- 12) C. Xu and J.L. Prince: Generalized gradient vector flow

external forces for active contours, *Signal Processing*, **71-2**, 131/139 (1998)

- 13) 魏, 萩原, 小畑: 肺がん陰影候補抽出のためのこう配ベクトル集中性フィルタ, *電子情報通信学会誌*, **J83-D-II-1**, 118/125 (2000)
- 14) N. Otsu: A threshold selection method from gray-level histograms, *IEEE Trans. System, Man and Cybernetics*, **9-1**, 62/66 (1979)
- 15) J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz and M.A. Viergever: Mutual information based registration of medical images: A survey, *IEEE Trans. Med. Imaging*, **22-8**, 986/1004 (2003)
- 16) D. Rueckert, L.I. Sonoda, C. Hayes, D.L.G. Hill, M.O. Leach and D.J. Hawkes: Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images, *IEEE Trans. Med. Imaging*, **18-8**, 712/721 (1999)

[著 者 紹 介]

前 田 真 也



2006年九州工業大学工学部卒。2008年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。現在、同大学工学府博士後期課程在学中。医用画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会員。

三 宅 徳 朗



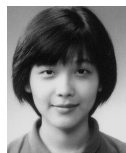
2009年九州工業大学工学部卒。2011年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。在学中は医用画像処理に関する研究に従事。

金 亨 變 (正会員)



1994年九州工業大学工学部卒。96年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。97年九州工業大学工学部助手。2003年同大学工学部講師, 2005年同大学准教授を経て, 現在, 同大学工学部教授(機械知能工学科)。画像計測, 対称性解析, 医用画像処理, パターン認識に関する研究に従事。博士(工学)。電子情報通信学会, 日本医用画像工学会, 医用画像情報学会, IEEE各会員。

タン ジュークイ (正会員)



九州工業大学大学院工学研究科設計生産工学専攻修了。博士(工学)。現在, 同大学工学研究院准教授(機械知能工学研究系)。3次元復元, 人の動作・挙動解析の研究に従事。SICE九州支部奨励賞(1999), AROB Young Author's Award(2004), 情報処理学会九州支部奨励賞(2004), Biomedical Fuzzy Systems Association The Best Paper Award(2008), バイオメディカル・ファジィ・システム学会最優秀論文賞(2010)各受賞。情報処理学会, IEEE各会員。

石川 聖二 (正会員)



東京大学工学部計数工学科卒。東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。工学博士。九州工業大学情報工学科講師を経て、現在、九州工業大学工学部教授（機械知能工学科）。この間、連合王国シェフィールド大学客員研究員、オランダ王国ユトレヒト大学客員教授。3次元画像計測、医学画像処理の研究に従事。電子情報通信学会、画像電子学会、IEEE 各会員。

村上 誠一



1990年熊本大学医療技術短期大学部診療放射線学科卒。同年産業医科大学病院放射線部に勤務、診療放射線技師。99年学位授与機構より保健衛生学士取得。2010年九州工業大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年より九州工業大学大学院工学府博士後期課程在学中。現在、産業医科大学病院放射線部主任。医用画像処理および画質評価、コンピュータ支援診断システムの開発に関する研究に従事。日本放射線技術学会、日本医用画像工学会、電子情報通信学会、医用画像情報学会各会員。

青木 隆敏



1989年産業医科大学医学部医学科卒。97年同大学大学院医学研究科生体情報系専攻博士課程修了。97年産業医科大学医学部助手、2002年同大学医学部講師を経て、現在、同大学医学部准教授（放射線科学）。体幹部・四肢領域の放射線診断学に関する研究に従事。博士（医学）。2000年大学勤務医福岡県医師会会長賞、2002年 Certificated Merit Award（第88回北米放射線学会）、2003年 Cum Laude Award（第89回北米放射線学会）。

.....