

H-012

## 時系列情報を利用した腹部 DSA 画像の画質改善法

平塚 紘一郎<sup>†</sup> 白井 治彦<sup>‡</sup> 高橋 勇<sup>‡</sup> 黒岩 丈介<sup>‡</sup> 小高 知宏<sup>‡</sup>  
 小倉 久和<sup>‡</sup> 伊藤 春海<sup>§</sup> 山本 和高<sup>§</sup>

Kouichirou Hiratsuka Haruhiko Shirai Isam Takahashi Jousuke Kuroiwa Tomohiro Odaka  
 Hisakazu Ogura Harumi Ito Kazutaka Yamamoto

## 1. はじめに

本研究では腹部 DSA (Digital Subtraction Angiography) 画像を対象として、患者の動きなどによるモーションアーチファクトを軽減した血管像を得ることを目的としている。DSA 画像においては、撮像中に患者に動きなどが生じると差分画像にモーションアーチファクトとして現れ、血管像が識別しにくくなるなど診断の妨げとなる。このようなモーションアーチファクトを軽減するため、患者を固定して撮影されるが、それでも呼吸性の動きや造影剤注入時のショックでの体動は防ぐことはできない。このような動きは、簡単には剛体的運動と見なして補正したり、伸縮運動がある場合でも撮像面に並行な二次元的運動とみなして補正するが、実際には旋回運動を伴うなど三次元的な移動もあり、かつ部分的な変形も生じる。そこで、本研究では、我々がこれまでに提案してきた局所移動量補正法 [1] に対して、時系列情報を積極的に利用することでモーションアーチファクトを軽減した差分画像を構成する方法を提案し、その有効性を示すことを目的とする。

## 2. 位置合わせ手法

## 2.1 対象画像

対象とする DSA 画像は、造影剤を投与した後 0.5 秒間隔で撮影され、Angio 装置から on-line で転送された  $880 \times 880 \times 8bit$  サイズの腹部動脈造影像である。位置合わせ処理に用いる時系列画像としては、MASK 画像から  $1 \sim T$  までの全ての LIVE 画像を用いた。ここで、MASK 画像を  $Image^M$ 、引き続いた次の時刻の画像を LIVE 画像  $Image^L_1$ 、以後の LIVE 画像を  $Image^L_2 \sim Image^L_T$  と記す (但し、本論文では  $T = 5 \sim 12$  程度である)。

## 2.2 局所移動量補正手法

本研究での位置合わせ手法は、MASK-LIVE 画像の 2 枚に対する局所的運動補正法 [1] を用い、時系列画像へ応用した。ここでは MASK 画像  $Image^M$  と LIVE 画像  $Image^L_T$  の画像の位置合わせを行うための移動量を求める方法を説明する。まず時間的に最後である  $Image^L_T$  と一つ前の画像  $Image^L_{T-1}$  について位置合わせを行い、局所的な移動量を求める。 $Image^L_T$ 、 $Image^L_{T-1}$  に対し等間隔に、 $N \times N$  個 ( $N$  は任意の整数) の局所的移動量を求める画素である注目画素を設定する。その注目画素を中心として、ある大きさ  $R \times R$  ピクセルの局所領域 (ROI: Region Of Interest) を設定する。 $Image^L_{T-1}$  における注目画素の位置をある探索範囲  $-M \sim M$  ( $M$  は任

意の整数) で 1 ピクセルずつ変えながら両画像の ROI についての類似度を計算する。任意の注目画素  $(i, j)$  における ROI の類似度  $C(i, j)$  は、以下の式で表わされる画素値差の自乗和によって求めた。

$$C(i, j) = \sum_{x, y \in G(i, j)} (p_a(x, y) - p_b(x + dx, y + dy))^2 \quad (1)$$

ただし  $p_a(x, y)$ 、 $p_b(x, y)$  は、それぞれ対象画像の任意の座標  $(x, y)$  における画素値を表し、 $dx$ 、 $dy$  は  $-M \sim M$  の探索範囲での注目画素の移動量、 $G(i, j)$  は注目している ROI の配置を表す。

$Image^L_T$  における注目画素の座標  $(i, j)$  から、最良値を与える  $Image^L_{T-1}$  の座標  $(i + dx, j + dy)$  までの移動量  $(dx, dy)$  をその注目画素の移動量  $(\Delta x_T, \Delta y_T)$  とする。この局所的位置合わせを全ての  $N \times N$  個の注目画素について行う。同様の処理を、 $Image^L_{T-2}$  と  $Image^L_{T-1}$ 、 $Image^L_{T-3}$  と  $Image^L_{T-2}$ 、 $\dots$ 、 $Image^M$  と  $Image^L_1$  に対し、順に行い、移動量を求める。そして、各画像間の移動量をすべて加えたもの  $(\sum_t \Delta x_t, \sum_t \Delta y_t)$  ( $t$  は  $1 \sim T$  までの整数) を  $Image^L_T$  と  $Image^M$  のピクセル単位での移動量とする。

次にピクセル単位での移動量から、 $Image^M$  と  $Image^L_T$  のサブピクセル ( $1/10$  ピクセル) 単位での位置合わせを行う。式 (1) において  $(i, j) = (\sum_t \Delta x_t, \sum_t \Delta y_t)$ 、 $dx$  と  $dy$  の移動をサブピクセル単位  $-M_s \sim M_s$  ( $M_s$  は  $0.0 \sim 0.9$  までの実数) とし、同様に類似度の最良値を与えるサブピクセル単位での移動量  $(\Delta x_s, \Delta y_s)$  を求める。ただし、サブピクセル移動の場合のピクセル値は双一次補間により補間した値を用いた。ピクセル単位での移動量とサブピクセル単位での移動量を加えたものを  $Image^M$  と  $Image^L_T$  における注目画素の移動量とする。以上の処理を  $N \times N$  個のすべての ROI に対して行う。

最後に  $N \times N$  個の注目画素の移動量をもとに 3 次 B スプラインで補間し、すべてのピクセルの移動量を求める。すべてのピクセルの移動量から  $Image^M$  を変形することで、 $Image^L_T$  までの患者の運動を補正できる。

## 3. 実験

本実験では、提案手法が所望の結果を与え得るかどうかについて、(1) 時系列情報を利用する場合としない場合で、局所的位置合わせが本手法の一つの任意パラメータである ROI サイズに対してどのような振舞いを示すのか、及び (2) 局所的位置合わせ処理結果が、時系列情報を利用する場合としない場合とで、実際の腹部 DSA 画像に対しどのような視覚的差異を与えるのか、という 2 つの点に注目して実験を実施した。実験に用いた時系列画像は、血管の造影される直前の画像を MASK 画像  $Image^M$  と

<sup>†</sup> 福井大学大学院工学研究科

<sup>‡</sup> 福井大学工学部

<sup>§</sup> 狭湾エネルギー研究センター医療研究室

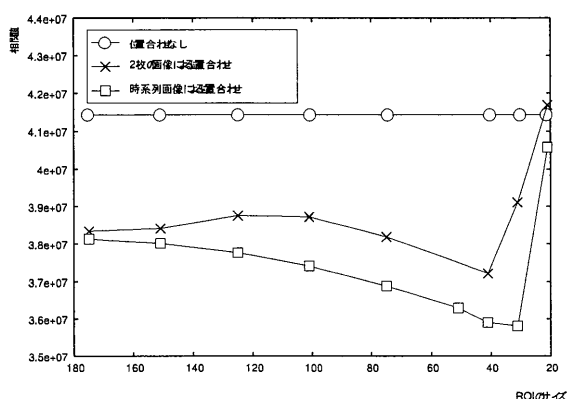


図 1: ROI サイズに対する評価値特性 (N=48)

し、その後 8 枚の LIVE 画像  $Image_1^L \sim Image_8^L$  の計 9 枚 ( $T=8$ ) の画像を用いた。

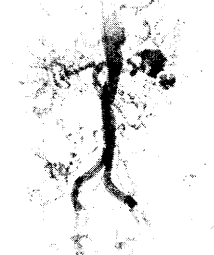
まず、実験 (1) についての結果を図 1 に示す。ここでは、ROI の数を  $N=48$  に固定し、ROI のサイズ  $R$  を 175~21 で変化させたときの相関係数 (式 1 の値) をグラフ化している。ROI サイズによらず時系列情報を利用した場合が、良い結果となっている。また、時系列情報を用いた場合は、 $R=31$  で最も良い評価値となっており、時系列情報を用いない場合に比べてより小さな ROI サイズに対して局所的な位置合わせ手法が適用可能であることを示している。実際、腹部 DSA 画像の特徴として、複雑な動きというもの挙げられ、補正を行うには ROI のサイズをより小さくして位置合わせを行うことが重要であると考えられる。その意味からも、局所的な位置合わせ手法においては、提案手法である時系列情報を積極的に利用することが有効であるといえる。

次に実験 (2) の実際の処理結果を示す。図 2 (a) は、位置合わせを行わずに  $Image^M$  と  $Image_8^L$  の差分を取った結果である。図 2 (b) 及び (c) は、図 1 から評価値の最も良い ROI サイズ  $R=41$ 、ROI の数  $N=48$  とした場合の、局所的な位置合わせ処理後の差分画像である。図 2 (b) では、時系列情報を用いず直接  $Image^M$  と  $Image_8^L$  位置合わせを行った。図 2 (c) では、時系列情報を用いて位置合わせを行った。

まず、図 2 (a) の場合、全体的に強いアーチファクトが表れており、血管像が非常に識別しづらくなっている。右下部などには腸のガスによると思われるアーチファクトが現れている。時系列情報を用いずに局所的な位置合わせ処理を行うと (図 2 (b))、単純差分に比べると全体的にアーチファクトが軽減されている。但し、右下部のアーチファクトが軽減されているものの、やや不自然になっている。一方、時系列情報を用いて局所的な位置合わせ処理を行うと (図 2 (c))、右下部のアーチファクトが軽減されており、2 枚の位置合わせ結果よりも自然になっている。このように、時系列情報を利用することで ROI サイズを小さくすることができ、結果として細かい動きなどに対しても対応ができるため、右下部のアーチファクトが軽減されたのだと考えられる。



(a) 単純差分結果



(b) 2枚での位置合わせ結果



(c) 時系列での位置合わせ結果

図 2: 各処理での結果画像

#### 4. まとめ

時系列画像に対して局所的な運動補正法を応用したことによって、腹部 DSA 画像の対してより適切に位置合わせが行えたといえる。また ROI サイズを小さくできるため、腹部 DSA 画像で起こる複雑、細かな動きについてもより適切に位置合わせが行えると思われる。今後の課題としては、今回は評価値により評価を行ったが、実際に医師の所見による評価も行う必要があると思われる。

#### 参考文献

- [1] 廣嶋恭一, 西野順二, 小高知宏, 小倉久和, 福島哲弥, 西本康宏, 田中雅人, 林信成, 小室裕冉, 石井靖, "頭頸部 DSA 画像における局所移動量を用いたレジストレーション法", 電子情報通信学会論文誌, Vol.J82-D-II, No.3, pp.566-570, sep., 1999
- [2] M.Takahashi, J.Shinzato, Y.Korogi et al. "Automatic reregistration for correction of localized misregistration artifacts in digital subtraction angiography of the head and neck", Acta Radiol Suppl Stockh, 1986.