

冠動脈造影のパンノラマ動画の作成

原 口 亮*・中沢 一雄*・関口 博之**・杉本 直三**・英保 茂***

Construction of a Panorama Image from a Series of Coronary Cineangiograms

Ryo HARAGUCHI,* Kazuo NAKAZAWA,* Hiroyuki SEKIGUCHI,**
Naozo SUGIMOTO,** Shigeru EIHO***

Abstract In this study, we present a new method for constructing panorama images from a series of coronary cineangiograms. The obtained panorama images enable us to observe a complete coronary at a glance. In order for medical staff to take angiocardigraphic images, one often has to move a patient's bed in order to catch the vessels to be visualized in the viewing field after injecting a contrast medium. Moreover, those vessels are usually inconsistently contrasted because it takes time for the contrast medium to reach the end of every vessel. In this study, we present a method that reduces such inconvenience and constructs useful coronary images for clinical diagnosis. First, we roughly estimate the heartbeat cycle and the bed movement using a spatiotemporal image generated from a series of original coronary cineangiograms. Next, we group each angiocardigram frame based on heartbeat phase and estimate the bed movement spatiotemporally. Panorama images can then be obtained by merging a few frames in the same heartbeat phase with a composite background image. This makes it possible to easily observe a contrasted, complete coronary in a still viewing field.

Keywords: panorama image, coronary cineangiogram, spatiotemporal image.

1. はじめに

冠動脈造影映画法とは、カテーテルを用いて造影剤を冠動脈に注入しながらその様子を X 線シネ撮影装置により動画で撮影する方法であり、虚血性心疾患の診断には不可欠な撮影法である。造影剤が注入されてから冠動脈の末端部に至るまでには一定時間必要であり、したがって各部位において時刻とともに造影の程度が変化していく様子が画像上で観察される。また、造影剤が注入される前に観察に適した視野を定めることは困難で、そのため造影剤注入後に撮影者が患者を載せた台を動かして冠動脈全体を適切に撮影できるように視野を調整する場合がある。冠動脈造影映画法による画像診断を行うためには、このような条件下で撮影された動画をもとに冠動脈全体の走行の様子や狭窄の程度を観察する必要がある。造影の程度の変化や患者

台の移動の影響を低減した画像を診断補助画像として作成することができれば、観察が容易になり、診断支援に役立つものと思われる。

限られた視野の画像をもとに広視野の診断補助画像を作成する研究は、眼底写真や下肢の血管造影像においては既に行われている [1-4]。しかし、冠動脈造影像の場合には、患者台の動きの影響の他に拍動や造影剤の流れの影響も考慮せねばならず、その処理にはより一層の工夫が必要である。また、パンノラマ画像の作成は医用画像に限らず広く一般に行われているが [5, 6]、動きのある対象をもとにパンノラマ画像を作成する研究はあまり知られていない。

本研究では、冠動脈全体の観察に適した診断補助画像として冠動脈パンノラマ動画を作成する手法を提案する。本手法では、冠動脈枝の抽出処理を行わずに、時空間画像の特徴から拍動や患者台の動きを推定することにより、簡便に目的の画像を得ることができる。

2. 対象画像について

対象となる冠動脈造影像は bi-plane digital angiography を用いてほぼ同時に 2 つの異なる方向より撮影し、デジタル出力を CD-R に記録したものをを用いる。画像サイズは 512×512 ピクセル、濃度階調は 8 bit である。フレーム数は対象画像により異なるが約 110 ~ 140 フレーム程度であ

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005 年 9 月, 大阪)
2005 年 8 月 1 日受付, 2005 年 11 月 4 日改訂
Received August 1, 2005; revised November 4, 2005.

* 国立循環器病センター研究所

National Cardiovascular Center Research Institute

** 京都大学大学院情報学研究所

Graduate School of Informatics, Kyoto University

*** 京都情報大学院大学

The Kyoto College of Graduate Studies for Informatics

る。なお、対象画像では中央部分のみにデータがあり、周辺部の画素値は 0 である。

図 1 にそれぞれ $t=20$, $t=50$ における原画像を示す。原画像において、以下の点が特徴として挙げられる。

1. 冠動脈起始部から可視化され、その後時間の経過とともに末端部が可視化されていく。
2. 患者台を移動したことによる視野の移動が見られる。
3. 拍動による冠動脈形状の周期的な変化が見られる。
4. 冠動脈以外にも肋骨、脊椎、横隔膜等が観察される。

3. 方法

目的の冠動脈パノラマ動画像を得るためには、時系列画像の位置合わせと合成を行う必要がある。しかしながら、本研究では対象である冠動脈自身が拍動による造影血管の動きと造影剤の流れという 2 つの意味で変形を伴いながら動いているので、初期フレームを基準画像とするテンプレートマッチングなどの単純な方法を用いることはできない。一方、造影血管部分以外の背景部分には一般的に肋骨や横隔膜が淡い濃淡を持って映るが、それらは拍動の影響を受けない。また多くの場合息止め下で撮影され、かつ呼吸による変動は心臓の動きに比べて通常は数倍遅いので、呼吸の影響による背景部分の変動はないとみなすことができる。したがって、位置合わせのためには主に背景部分の変化に注目して視野の動きを推定するアルゴリズムを用いる必要がある。また、周期的な動きを繰り返す造影血管部分を違和感なくつなぎあわせるために、あらかじめ心周期を推定し心時相ごとにそれぞれパノラマ画像を作成する必要がある。

本論文では、これらの事情を考慮して次の手法を考案し検討した。まず冠動脈造影像の時系列画像から 2 次元の時空間投影画像を作成し、そこから画像の特徴や時間軸方向

の変化を捉えることにより、おおまかに視野動きの推定を行う。あわせて心周期の推定も行う。その後、時空間にわたり画像間のマッチングを行うことにより詳細な位置合わせを行う。冠動脈造影像の撮影系は平行投影モデルを仮定し、時系列画像間で平行移動によりマッチングを行って視野動きを推定する。

時系列画像からカメラの動きを推定するために、投影像を用いる方法が提案されている [5]。また多次元画像の位置合わせを高速に行うために、投影像を用いる方法が提案されている [7, 8]。投影像を用いるという点で提案手法はこれらと類似しているが、本研究においては対象 (心臓) が変形を伴いながら動くので、これらとは異なる手法を考える必要がある。

3.1 時空間投影像を用いた粗推定

はじめに、冠動脈造影像の時空間投影像を用いて視野動きと心周期をおおまかに推定する。

まず、冠動脈造影像に見られる視野の動きと拍動の影響を説明するために、図 2 に時空間断面像 ($x-t$ 面) の一例を示す。図 2 において、造影された血管は拍動の影響を受けて時間軸方向 t に周期的な軌跡を描いている。ただし、対象画像においては撮影中に患者台を動かした影響により、空間軸方向 x に視野の動きに合わせた影響が重畳されている。このような動きのもとで位置合わせを行うために、以下でまず空間軸方向の視野動きをおおまかに補正した後心周期を推定する。

空間軸方向の視野動きの補正には、冠動脈造影像 x 軸 y 軸それぞれに投影した時空間投影像を用いる (図 3)。その

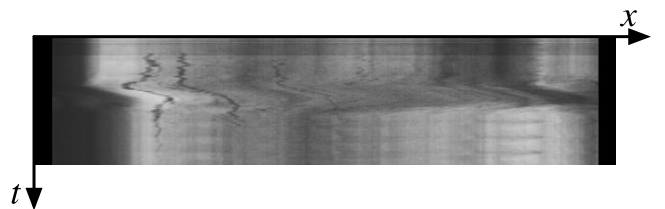
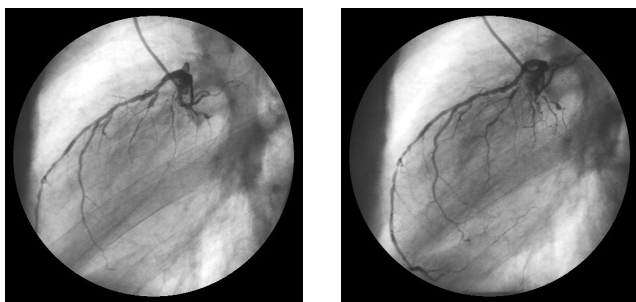


図 2 冠動脈造影像の $x-t$ 断面図 ($y=255$)
Fig. 2 A $x-t$ cross-sectional image of CAG ($y=255$).



(a) $t = 20$ (b) $t = 50$

図 1 冠動脈造影像

Fig. 1 A part of the coronary cineangiogram images used in this study.

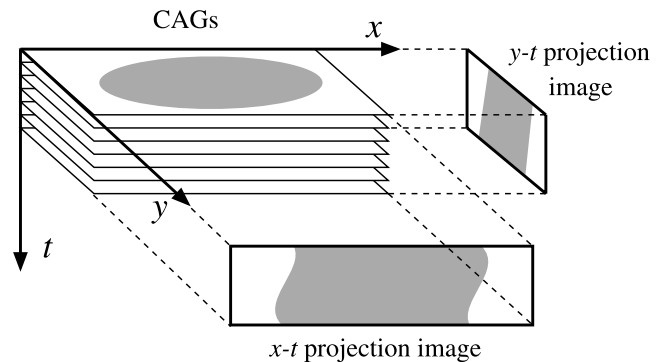


図 3 投影像の生成方法

Fig. 3 Generating projection images of CAGs.

際、造影剤の流れおよび拍動の影響をおさえて背景部分の動きを主に反映させるために、投影方向にある画素値の平均値を用いて投影像を作成する。造影血管部分の画素数に比べて背景部分の画素数が非常に多いので、平均値投影により背景部分の動きを主に反映させることができると考えられる。投影方法としては他に最大値投影や微分投影が考えられ、文献[9]にて比較検討を行っているので、詳細については省略する。

得られた投影像 (図4) を用いて、時刻 $t=0$ の時の1次元像をもとに時刻 t を進めながらテンプレートマッチングを行う。評価関数には相関係数を用い、テンプレートを時間 t とともに更新しながら x 軸 y 軸それぞれについて視野動き量を求める。得られた視野動き量をもとに各軸において平行移動を行うことにより視野動きの補正を行う。得られた x 軸視野動き量を用いて図4を補正したものを図5に示す。

このような視野動き補正を x 軸、 y 軸それぞれについて行った後に、心周期の推定を行う。心周期の推定には、図6に示すように、 x - y 平面における対角線と x 軸に平行と

なる直線を含む3つの時空間断面像 $I_i(d_i, t)$, ($i=sw, nw, w$) を用いる。通常、冠動脈造影法では冠動脈部分が画像の中央に含まれるように撮影されるので、ここで用いる3つの時空間断面像には造影された血管部分がほぼ含まれる。 y 軸に平行断面ではなく x 軸に平行断面を選ぶのは、心長軸とより大きな角度をなす断面を用いることにより、得られた断面像において造影血管の動きがより大きく表れ、以後の処理に有利であると考えられるからである。

作成した時空間断面像のうち、 x 軸に平行となる直線を含む像 I_w の例を図7に示す。時空間断面像 $I_i(d_i, t)$ において、時刻 t_1 と t_2 ($t_2=t_1+\tau$) の1次元画像同士のマッチングを行ったとき、2つの時刻における心時相が近いと画像の相違度が小さくなると考えられる。そこで、 τ をいろいろと変化させ、相違度が最小となる時間間隔 τ を求めて、これを心周期とする。相違度を求める評価値 $J(\tau)$ には式1に示すように残差の平均値を用いる。

$$J(\tau) = \sum_{i,t,m,d} |I_i(d_i, t) - I_i(d_i, t+m\tau)| / n_i, \quad (1)$$

ただし m は自然数、 n_i は相違度を求める回数で評価値を正規化する目的で用いている。

3.2 時空間にわたる詳細な位置合わせ

3.1 節で求めたおおまかな位置合わせと心周期推定をもとに、時空間にわたって詳細な位置合わせを行う。

はじめに、代表的な一心拍画像群 (時間的に連続) を選び出して詳細な位置合わせを行う。血管が十分に造影されていると考えられる時系列画像の中央の時刻 ($t=T/2$) の前後1周期分 ($T/2-\tau/2, T/2+\tau/2$) を選び詳細な位置合わせを行う (図8(a))。冠動脈造影像において隣り合う時刻の画像同士を比較すると、造影血管部分は造影剤の流れや拍動に応じて大きく変化するのに対し、造影されていない背景部分などはほぼ変化しないと考えられる。そこで、造影血管の影響を低減するためにロバスト推定の手法のひとつである M-estimator を用いて位置合わせを行う。隣り合う時刻 t_0, t_1 における画像 $I_{t_0}(x, y), I_{t_1}(x, y)$ において、 (m_x, m_y) だけ平行移動を行った場合の相違度 $JM(m_x, m_y)$ を式(2), (3)のように定める。

$$JM(m_x, m_y) = \frac{\sum_{x,y} \rho(I_{t_1}(x+m_x, y+m_y), I_{t_0}(x, y))}{n_{t_0, t_1}(m_x, m_y)} \quad (2)$$

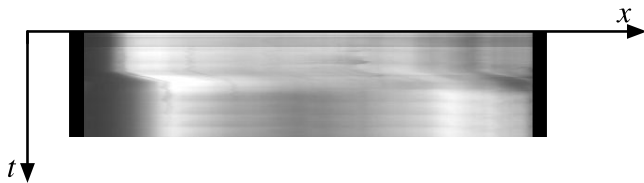


図4 冠動脈造影像の時空間投影像
Fig. 4 A spatiotemporal projection image of CAGs.



図5 視野動きの補正
Fig. 5 Correction of movement in the viewing field.

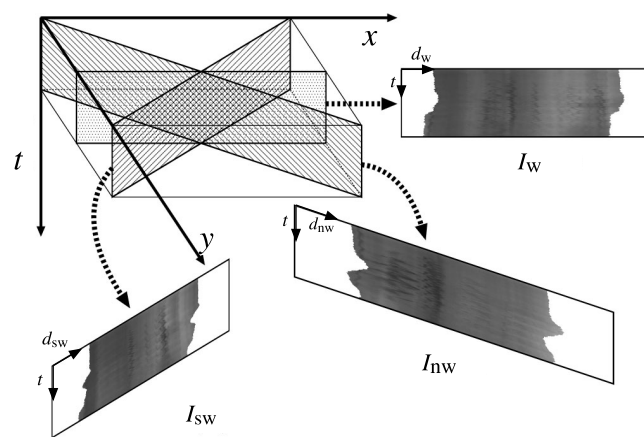


図6 時空間断面像の生成方法
Fig. 6 Generating cross sectional images of CAGs.

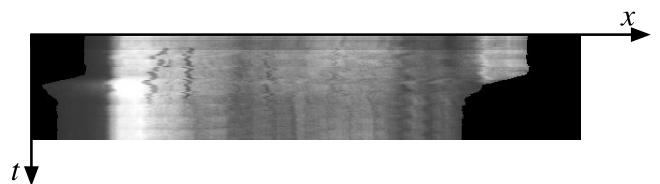


図7 時空間断面像 I_w
Fig. 7 A cross sectional image of CAG I_w .

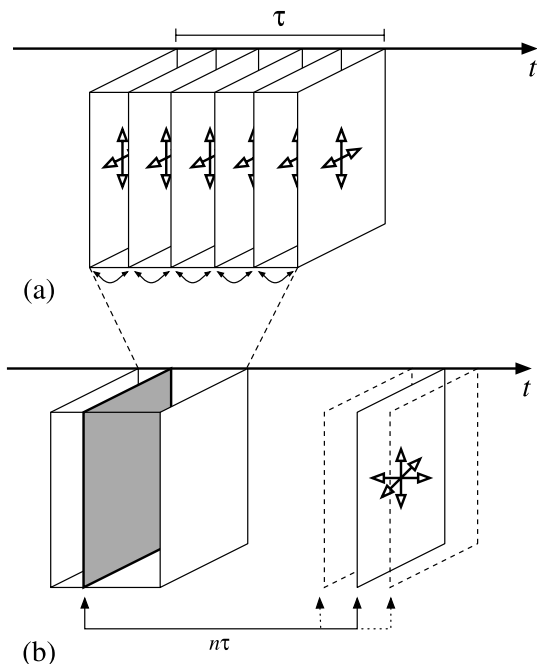


図 8 時空間にわたる位置合わせ
 (a) 代表的な一心拍画像群の位置合わせ, (b) 同じ心時相の画像同士的位置合わせ.

Fig. 8 Correction of the movement spatiotemporally.
 (a) Correcting the images through one cycle of a heartbeat, (b) Correcting the same phase images.

$$\rho(\alpha, \beta) = \begin{cases} \frac{(\alpha - \beta)^2}{\sigma + (\alpha - \beta)^2} & \text{if } \alpha \neq 0 \text{ and } \beta \neq 0 \\ 0 & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (3)$$

ただし, $n_{i0, i1}(m_x, m_y)$ は処理対象となる画素数で, 評価値を正規化する目的で用いている. 評価値が最小となる (m_x, m_y) を求めることにより, 位置合わせを行う.

次に, これまでに位置合わせがなされた代表的な一心拍画像群と残りの画像との位置合わせを行う. 代表的な一心拍画像群の中から 1 枚ずつ画像をとり出し, これと同じ心時相と推定される画像 (時間的に離れている) との間で位置合わせを行う (図 8(b)). 同じ心時相と推定される 2 枚の冠動脈造影像において, 造影血管部分の形状はよく似ていると考えられる. 造影血管を違和感なくつなぎ合わせてパノラマ画像を作成するのが目的であるため, 背景部分よりも造影血管部分を重視して位置合わせを行う. その際, 複雑な冠動脈枝の自動抽出処理は行わずに, 造影血管部分周辺では一般に輝度値の分散が大きい (図 9(a)) ことを利用し, 閾値以上の分散値を持つ領域のみを処理対象とした上で (図 9(b)), 相関関数を評価値として位置合わせを行う. 処理対象を造影血管部分周辺とすることで, 2 つの画像間で共通して造影されている領域を基準に位置合わせを行うことができ, 後のパノラマ画像作成の際にも血管部分を違和感なくつなぎ合わせることができる.

1. 位置合わせの済んでいる代表的な一心拍画像群が

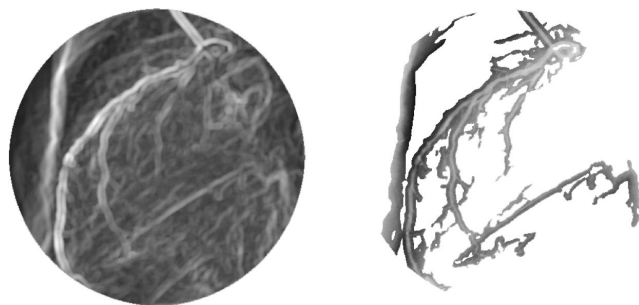


図 9 処理対象領域の設定
 (a) 分散値画像, (b) 処理対象領域.

Fig. 9 Set-up of the region for processing.
 (a) Variance image, (b) Thresholding.

ら 1 枚取り出し, これを基準画像 (図 8(b) の網掛部分) とする.

2. 基準画像の一心拍 (t) 後の時刻の画像 (候補画像) を取り出し, 閾値以上の分散値を持つ領域のみを処理対象とした上で, 平行移動しながら基準画像と候補画像との相違度を求める.
3. 2. の候補画像の前後数フレームに対しても同様に相違度を求める.
4. 2. と 3. を合わせて最も相違度が低い場合を選ぶことにより, 2 枚の画像間での時空間にわたる位置合わせを行う.
5. 候補画像を, 基準画像と n 心拍 ($n\tau, n = -1, \pm 2, \pm 3$) 離れた画像に順次変更し, 2. から 4. の手続きを繰り返して位置合わせを行う. 最後に, 基準画像の時刻を 1 周期にわたってずらしながら同様の手続きを繰り返し, 冠動脈時系列画像全体に対して時空間にわたる位置合わせを行う.

3.3 パノラマ画像の作成と表示

これまでに得られた位置合わせデータをもとに, 視野が固定・拡大した冠動脈パノラマ画像を作成する

3.3.1 パノラマ造影画像 固定・拡大された視野の中で, 冠動脈に造影像が流れる様子を数周期にわたって観測できる時系列画像を作成する. はじめに, 元の冠動脈造影時系列画像の時間方向の平均値を求め, これを背景画像とする. 次に, 背景画像の中に各時刻における冠動脈造影像を位置合わせして接合することで, 目的の時系列画像を得た. 本研究ではこの画像をパノラマ造影画像と呼ぶ. 各時刻における画像を背景画像上に基本的に上書きするが, 境界部分が滑らかにつながるように境界線付近に濃度値の混合処理を施す [10].

3.3.2 パノラマ拍動画像 造影剤が冠動脈全体に行き渡った状態で拍動を繰り返しているように観察できる時系列画像を作成する.

中央の時刻に一番近い画像を基準とし, 基準から n 心拍離れた画像を順次選び出して接合する. このとき, より中

中央に近い画像を優先して段階的に視野を拡大し (図 10), 境界部分が滑らかにつながるように境界線付近に濃度値の混合処理を施す. 冠動脈造影映画法においては一般的に中央の時刻付近が最もよく造影されているので, このような順番で接合することにより違和感の少ないパノラマ画像を作成することができると考えられる.

最後に, これまでに作成したパノラマ画像を背景画像と接合して, 目的の時系列画像を得る. 本研究ではこの画像をパノラマ拍動画像と呼ぶ.

4. 結果と考察

まず, パノラマ造影画像を図 11 に示す. パノラマ造影画像は別途作成した背景画像の中に, 各時刻における画像を位置合わせして接合したものである. 図 11(a)~(d)にはそれぞれ造影直前, 造影開始時, 造影中期, 造影終期におけるパノラマ造影画像を選んで表示した.

パノラマ造影画像においては, 背景画像と各時刻における画像との接合も自然で, 固定・拡大された視野の中で造影剤が流れていく様子を違和感なく観察することができた.

次に, パノラマ拍動画像を図 12 に示す. パノラマ拍動画像は冠動脈全体が仮想的に造影された状態で拍動する一心周期分の画像である. 図 12(a)~(d)にはそれぞれ拡張中 ($t=29, 40, 54, 67$ を合成), 拡張末期 ($t=31, 46, 57, 68$ を合成), 収縮中 ($t=34, 47, 60, 73$ を合成), 収縮末期 ($t=37, 52, 63, 77$ を合成)におけるパノラマ拍動画像を選んで表示した.

パノラマ拍動画像においては, 造影血管のつながりも自然であり, 冠動脈全体が仮想的に造影された状態で拍動を続ける様子を違和感なく観察することができた.

本手法による心周期推定と位置合わせを評価するために, 用法的に求めた値を正解とみなし, 本手法による推

定量との比較を行った. なお, 今回は 3 症例について評価を行ったが同様の結果であったので, 一例について述べる.

3.1 節で述べた心周期推定の粗推定について, 本手法により求められた評価値 $J(\tau)$ のグラフを図 13 に示す. 求められた心周期と, 用法的に求めた周期はともに 13 であり, 正しく推定されていると言える.

位置合わせについて, 用法的に位置合わせを行って求めた値と本手法により推定した値とを, x 軸方向と y 軸方向それぞれについて比較を行った. 結果を図 14 に示す. 本手法による推定値は正解値によく追従しているが, 時刻 0 の位置から移動するにしたがって正解と推定値の差が生じている. 本手法では, 撮影系として平行投影モデルを仮定しているが, 患者台の移動に伴って拡大率に変化が生じ, このモデルに合致しなくなることが原因と考えられる. 拡大率が異なる 2 枚の冠動脈像では, 画像中の特定の部分を位置合わせできても, 同時に別の部分を合わせることはできないので, どの部分に着目するかによって位置合わせ結果が異なる. 以上のような理由で用法的に求めた値と推定値との差が生じていると考えられる.

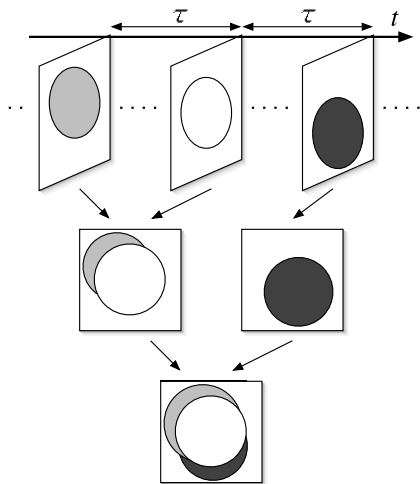


図 10 パノラマ画像の生成方法

Fig. 10 Generating a panorama image from CAGs.

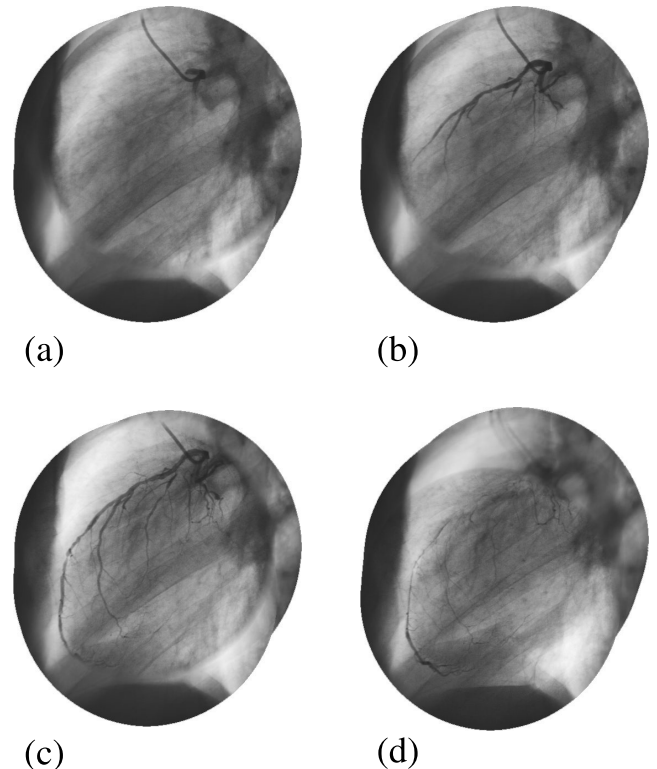


図 11 パノラマ造影画像

(a) 造影直前 ($t=10$), (b) 造影開始時 ($t=15$), (c) 造影中期 ($t=55$), (d) 造影終期 ($t=74$).

Fig. 11 Panorama CAG.

(a) before injecting a contrast medium ($t=10$), (b) initial stage ($t=15$), (c) mid stage ($t=55$), (d) final stage ($t=74$).

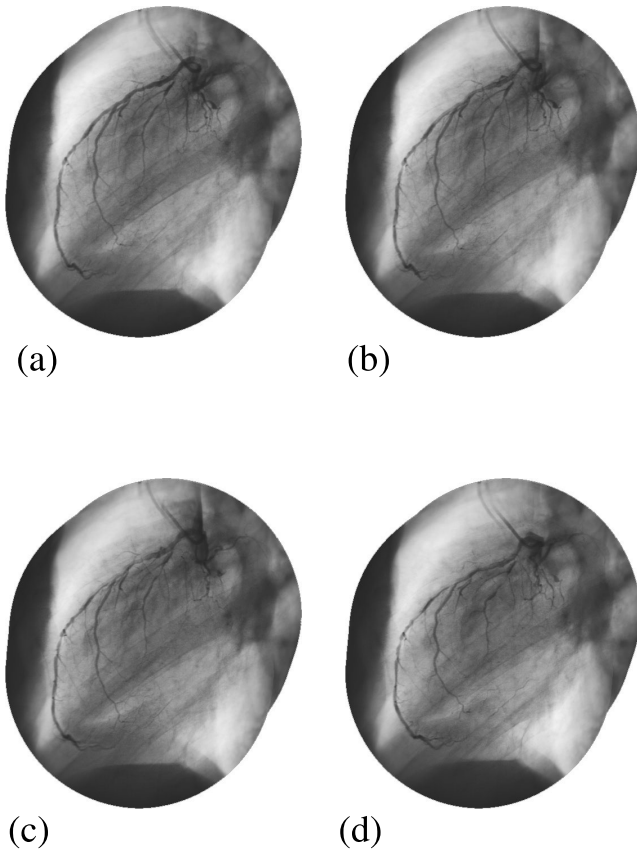


図 12 パノラマ拍動画像
 (a) 拡張中 ($t=29, 40, 54, 67$ を合成), (b) 拡張末期 ($t=31, 46, 57, 68$ を合成), (c) 収縮中 ($t=34, 47, 60, 73$ を合成), (d) 収縮末期 ($t=37, 52, 63, 77$ を合成).

Fig. 12 Fully contrasted panorama CAG.
 (a) diastole (merging from $t=29, 40, 54, 67$), (b) end-diastole (merging from $t=31, 46, 57, 68$), (c) systole (merging from $t=34, 47, 60, 73$), (d) end-systole (merging from $t=37, 52, 63, 77$).

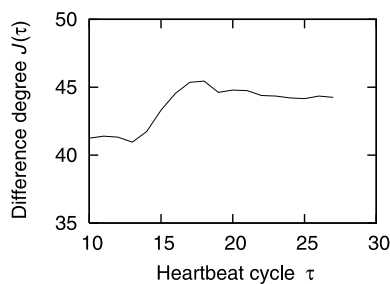


図 13 心周期を推定するための相違度 $J(\tau)$
 Fig. 13 A graph of differential degrees for estimating a heartbeat cycle.

5. 結 論

本研究では、冠動脈造影映画法により得られた時系列画像より、冠動脈パノラマ動画像を作成した。提案手法により自動的に心周期と視野動きを推定して適切に背景画像と接合することにより、目的の動画像を得た。得られた画像

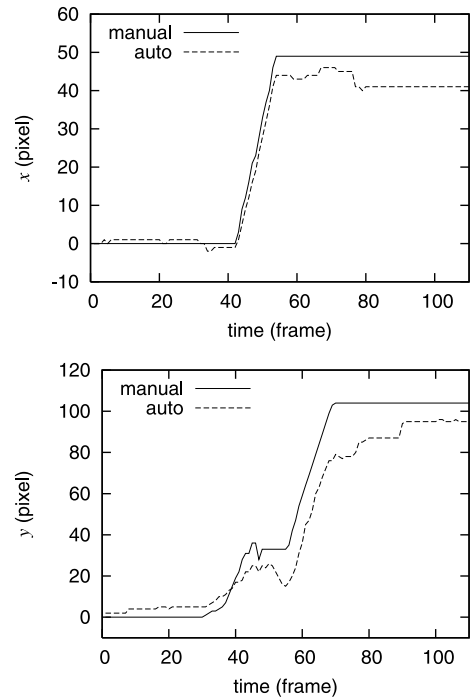


図 14 本手法による位置合わせと用手法的な位置合わせとの比較

Fig. 14 Comparison of the results of our method with a manually defined value.

により、視野動きや造影剤の流れの影響が低減され、冠動脈全体を違和感なく観察することができた。

今後の課題としては、撮影系を平行投影モデルで近似したことによる誤差の評価、より自然な接手法、拡張末期・縮小末期といった心時相の自動検出などが挙げられる。

謝辞 本研究を進めるにあたり、京都大学情報学研究科の石原陽太郎氏 (現 GE 横河メディカルシステム(株)) の多大なる協力を得ました。ここに感謝いたします。本研究の一部は、科学研究費特定領域研究(2)15070206「時系列病理形態理解に基づく知的 CAD」、文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(C)(2)16500311)および厚生労働省循環器病研究委託費(15公6)の支援を受けた。

文 献

1. Can A, Stewart CV, Roysam B: Robust hierarchical algorithm for constructing a mosaic from images of the curved human retina. Proc of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 1999, pp. 286-292.
2. Chou JS, Qian J, Wu Z, Schramm H: Automatic mosaic and display from a sequence of peripheral angiographic images. Proc of SPIE Medical Imaging 1997: Image Processing, Vol. 3034. Newport Beach, 1997, pp. 1077-1087.
3. Kump KS, Saidel GM, Wilson DL: Comparison of algorithms for combining X-ray angiography images. IEEE Trans Med Imag. 20(8): 742-750, 2001.
4. Wilson DL, Koenig WP, Lundberg JL: Whole-leg display techniques for digital peripheral angiography studies. Proc of SPIE Medical Imaging IV: Image Capture and Dis-

- play, Vol. 1232, 1990, pp. 136-141.
5. 阿久津明人, 外村佳伸: 投影法を用いた映像の解析方法と映像ハンドリングへの応用. 電子情報通信学会論文誌. **J79-DII**(5): 675-686, 1996.
 6. Rousso B, Peleg S, Finci I, Rav-Acha A: Universal mosaicing using pipe projection. Proc of the Sixth International Conference on Computer Vision. 1998, pp. 945-952.
 7. Mizuta S, Minato K, Takahashi T, Yonekura Y, Uyama C: A rapid matching algorithm for cerebral 3d images using 1d projection. Comput Methods Programs Biomed. **55**: 191-198, 1998.
 8. 水田 忍, 湊小太郎, 高橋 隆, 米倉義晴: 1次元投影像を用いた3次元画像の高速マッチングに関する検討. 日本医用画像工学会誌. **13**(2): 170-178, 1995.
 9. 原口 亮, 中沢一雄, 関口博之, 杉本直三, 英保 茂: 冠動脈造影像の時空間イメージモザイク. 電子情報通信学会技術研究報告書. **MI2005-37**: 35-40, 2005.
 10. Szeliski R: Video mosaics for virtual environments. IEEE Trans Comput Graph Appl. **16**(2): 22-30, 1996.

原口 亮 (ハラグチ リョウ)

1998年京都大学工学部電気工学科卒業, 2000年同大学大学院情報学研究所修士課程修了. 2003年同博士後期課程修了. 同年4月より国立循環器病センター研究所流動研究員. 2004年より同室員, 現在に至る. 医用画像処理ならびに医用生体工学に関する研究に従事. 情報学博士.



日本生体医工学会, 電子情報通信学会などの会員.

中沢 一雄 (ナカザワ カズオ)

1980年大阪大学基礎工学部卒業. 同年より三菱電機(株)勤務. 1987年大阪大学大学院基礎工学研究科修士課程修了. 同年4月より滋賀医科大学医学情報センター助手. 1991年国立循環器病センター研究所研究員, 2002年より同研究所研究機器管理室室長, 現在に至る. 医用生体工学および医療情報学の研究に従事. 工学博士.



日本生体医工学会, 医療情報学会などの会員.

関口 博之 (セキグチ ヒロユキ)

昭和61年京都大学工学部電気工学科卒業. 昭和63年同大学大学院工学研究科修士課程修了. 同年より日立製作所(株)勤務. 平成4年京都大学大学院工学研究科助手, 平成10年同大学院情報学研究所助手, 現在に至る. 医用画像処理に関する研究に従事.



日本生体医工学会, 情報処理学会, 電子情報通信学会などの会員.

杉本 直三 (スギモト ナオゾウ)

昭和60年京都大学工学部電気工学科卒業. 昭和62年同大学大学院工学研究科修士課程修了. 同年4月より国立循環器病センター研究所に勤務. 平成9年京都大学大学院工学研究科助教授, 平成10年同大学院情報学研究所助教授, 現在に至る. 医用画像処理・画像情報システムに関する研究に従事. 工学博士.



日本生体医工学会, 電子情報通信学会などの会員.

英保 茂 (エイホ シゲル)

1964年京都大学工学部電子工学科卒業. 1966年同大学大学院工学研究科電子工学専攻修士課程修了, 京都大学工学部助手, 助教授を経て1987年教授, 1998年大学院情報学研究所教授, 2005年京都情報大学院大学教授, 現在に至る. 多次元画像処理システムおよびカラー画像処理等の研究に従事.



日本医用画像工学会, 電子情報通信学会会員などの会員.