

高解像度 CT 画像に対する CPD を用いた心臓内膜の三次元運動解析

北海道大学 ○木村 仁美, 金井 理, 伊達 宏昭, 小林 一哉, 松居 喜郎

要旨

現在、医療診断での心機能の評価では、心臓全体の運動を指標化する方法が一般的である。しかし、心不全の場合、心臓の壁運動は局所的に不均一となり、拡張収縮変形が正常に行われている領域とそれらの変形がほとんど見られない領域に分かれる為、診断・治療ではそれらの局所的な違いを解析する事が重要となる。そこで、本研究では、より高度な心臓内膜の運動評価方法として、心臓の高解像度 First-Pass CT 画像より収縮期の時系列の 3 次元心臓内膜メッシュモデルを作成し、心室壁運動時の局所変形の程度を評価可能な 3 次元運動の定量的解析手法を非剛体レジストレーション手法である CPD を用いて開発したので報告する。

1. はじめに

高齢化社会の到来により心臓病の症例が増加の一途をたどっており、心機能の評価の重要性が増している。現在、心臓の機能評価では、超音波検査に基づく左室駆出率や左室容量など、心臓全体の運動を指標化した評価を行うのが一般的である。しかし、超音波検査は解像度が低く、患者の状態によっては記録が困難な事がある。また、不全箇所が異なっても同一の左室容量や駆出率になることがあり、この評価方法で不全箇所を正しく特定し、治療に用いることはできない。

そのため、本研究では、高解像度 First-Pass CT 画像を用いた心臓収縮期の一定時刻毎の心臓内膜表面の三角形メッシュ群を生成し、これらを用いた局所的な心室壁運動の高精度な定量的解析を行う。心臓壁の収縮変形領域と単純移動領域を区別するための手法を、非剛体レジストレーション手法の一つである CPD(Coherent Point Drift)に基づき開発する。既にブタ心臓を用いた類似の既存研究[1]があるが、この手法では、拡張末期と収縮末期のメッシュのみを用いて変形を推定するため、表面移動の推定を正しく行える保証がないこと、また表面積変化を伴わない変形は正しく評価できないという問題がある。

2. 提案する心臓内膜の 3 次元運動解析手法

2.1 概要

図 1 に提案する運動解析手法の流れを示す。まず、心臓収縮時の時系列 CT 画像群から、心臓内膜メッシュモデル群を作成する(A1)。その後、CPD 変形推定と、次の位相のモデルに対する頂点トラッキングによるメッシュモデル間の頂点移動推定を行う(A2,A3)。最後に、近似的なメッシュの弾性エネルギーを計算し心臓内膜変形指標とする(A4)。

2.2 心臓内膜メッシュモデル作成

高解像度 CT スキャナ(Aquilion ONE)より取得した造影剤注入時の心臓の時系列 CT 画像(断面解像度: 512×512pixel, 1pixel=0.263mm)から、CT 値を指定した等値面抽出により三角形メッシュモデルを作成する(図 2(a))。このメッシュから僧帽弁位置より下の左心室内膜部のみを手動で切り出し(図 2(b))、更に微細なノイズ除去のため APSS フィルタ[3]を適用する(図 2(c))。このフィルタにより三角形の大きさは不均一になり、後の頂点移動推定に悪影響を及ぼす可能性があるため、さらに再メッシュ化により頂点位置を均一にする。以上の手順により、拡張末期から収縮末期まで、約 0.1s の間隔の 10 個の位相に分かれた左心室内膜メッシュモデル群を得る。以降、拡張末期を位相 1、収縮末期を位相 10 とする。

2.3 メッシュ頂点の移動推定方法

次に拡張末期のメッシュモデル M_1 上の各頂点が、収縮変形により各位相 k のメッシュモデル M_k ($k = 2 \sim 10$) 上のどの位置へ移動しているのかの推定を、以下の方法で行う。まず、図 3 のように後述する非剛体レジストレーション手法である CPD を用いメッシュ M_k を直後の位相のメッシュ M_{k+1} の形状にフィットさせた、メッシュ M'_k を作成する。 M'_k は M_k と同一位相のメッシュである。次に、拡張末期メッシュ M_1 の各頂点が各々、収縮末期 M_{10} 上のどの位置に移動したかを頂点トラッキングにより求める。ここで、頂点トラッキングとは、図 3 の様に M'_1 の頂点を、 M_2 の最近三角形面上に投影し、

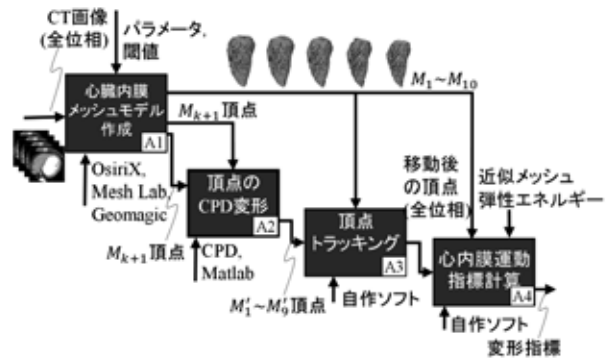


図 1 提案手法概要(IDEFO 表記)

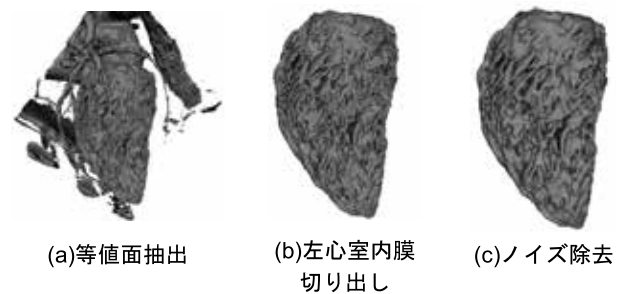


図 2 メッシュモデル作成過程

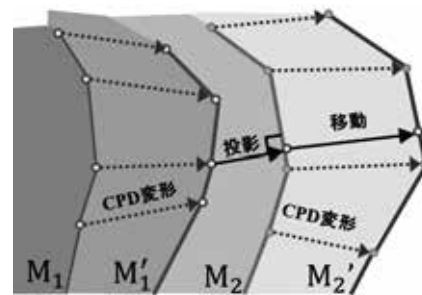


図 3 頂点トラッキング

更に投影頂点を、 M_2 の CPD 変形前後で面分内の重心座標を保ちながら M_2 の面分上に移動させる処理である。この投影と移動を繰り返すことで、 M_1 の各頂点が、収縮変形により M_{10} 上のどの位置に移動したかが推定できる。

2.4 Coherent Point Drift (CPD) [2]

CPD とは、一方の点群を変形し、他方の点群へ位置合わせする処理を、確率密度推定問題として考える非剛体レジストレーション手法の一つである。以下に、CPD の計算式を示す。2 つの点群 X, Y (式 1) の入力とパラメータの設定(式 2)により、 σ^2 の初期値(式 3)を計算する。その後、収束条件(式 7)が見たされるまで、事後確率(式 4)の計算と、共分散(式 5)と変形後の Y の位置 Y' の推定を繰り返し行う事で最適な変形量 GW を発見する手法である。

入力 ターゲット点群 $\mathbf{X}=\{\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \dots, \mathbf{x}_N\}$,

ソース点群 $\mathbf{Y}=\{\mathbf{y}_1, \mathbf{y}_2, \dots, \mathbf{y}_M\}$

パラメータ $\omega(0 \leq \omega \leq 1), \beta > 1, > 0$

初期設定 $\sigma^2 = \frac{1}{DNM} \sum_{m,n=1}^{M,N} \|\mathbf{x}_n - \mathbf{y}_m\|^2$

カーネル行列 $\mathbf{G}: g_{ij} = \exp(-\frac{1}{2\beta^2} \|\mathbf{y}_i - \mathbf{y}_j\|^2)$

事後確率 $\mathbf{P}: p_{mn} = P(m|\mathbf{x}_n) = \frac{e^{-\frac{1}{2} \left\| \frac{\mathbf{x}_n - \mathbf{y}_m}{\sigma \alpha d} \right\|^2}}{\sum_{k=1}^M e^{-\frac{1}{2} \left\| \frac{\mathbf{x}_n - \mathbf{y}_k}{\sigma \alpha d} \right\|^2} + c}$

$$(c = (2\pi\sigma^2)^{\frac{D}{2}} \frac{\omega}{1-\omega} \frac{M}{N})$$

共分散 σ^2

$$= \frac{1}{N_p D} (\text{tr}(\mathbf{X}^T \mathbf{d}(\mathbf{P}^T \mathbf{1}) \mathbf{X}) - 2\text{tr}((\text{tr}(\mathbf{P} \mathbf{X})^T \mathbf{Y}') + \text{tr}(\mathbf{Y}'^T \mathbf{d}(\mathbf{P} \mathbf{1}) \mathbf{Y}'))$$

$$(N_p = \mathbf{1}^T \mathbf{P} \mathbf{1})$$

変形後の \mathbf{Y} $\mathbf{Y}' = \mathbf{Y} + \mathbf{G} \mathbf{W}$

$$\mathbf{W} = \frac{\mathbf{d}(\mathbf{P} \mathbf{1})^{-1} \mathbf{P} \mathbf{X} - \mathbf{Y}}{(\mathbf{G} + \lambda \sigma^2 \mathbf{d}(\mathbf{P} \mathbf{1})^{-1})}$$

収束条件

$$\left\{ \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{m,n} \mathbf{P}(m|\mathbf{x}_n) \|\mathbf{x}_n - \mathbf{y}'_m\|^2 + \frac{N_p D}{2} \log \sigma^2 + \lambda \|\mathbf{L} \mathbf{v}\|^2 \right\} \leq \varepsilon$$

出力 $\mathbf{Y}' = \mathbf{Y} + \mathbf{G} \mathbf{W}$

2.5 心内膜変形指標

2.3.2.4 節の方法で推定された拡張末期のモデル \mathbf{M}_1 の各頂点の、収縮末期のモデル \mathbf{M}_{10} 上での移動位置をもとに心内膜の変形度合いを示す指標を計算する。まず、 \mathbf{M}_1 上の頂点 \mathbf{q}_i とその \mathbf{M}_{10} 上での移動位置 \mathbf{q}'_i を用いて、文献[4]で提案されたメッシュの局所頂点群のみで計算できる、近似的な局所変形エネルギー $e(\mathbf{q}_i, \mathbf{q}'_i)$ を式9で計算する。

$$e(\mathbf{q}_i, \mathbf{q}'_i) = \sum_{j \in N_i} \omega_{ij} \left\| (\mathbf{q}'_i - \mathbf{q}'_j) - R_i(\mathbf{q}_i - \mathbf{q}_j) \right\|^2 \quad (9)$$

$$\omega_{ij} = \frac{1}{2} (\cot \alpha_{ij} + \cot \beta_{ij})$$

R_i : $e(\mathbf{q}_i, \mathbf{q}'_i)$ を最小化する回転行列

α_{ij}, β_{ij} : 辺 ij を共有する三角形の辺の対頂角

N_i : \mathbf{q}_i の近傍頂点集合

全頂点で変形エネルギー $e(\mathbf{q}_i, \mathbf{q}'_i)$ を計算後、さらに各頂点の r 近傍の頂点集合の局所平均変形エネルギーを計算し、これを頂点 \mathbf{q}_i の心内膜変形指標 E とした。

3. 解析結果

心内膜メッシュモデル \mathbf{M}_1 , \mathbf{M}_{10} および、計算した心内膜変形指標を図4に、断面を図5に示す。なお CPD 変形に使用したパラメータ値は、 $\lambda = 3, \beta = 3, \omega = 0.4$, 変形指標 E の計算時の r は 5mm に設定した。図5(a)の円で囲まれた前壁側の部分は、拡張末期と収縮末期で殆ど変形しておらず、図4の心内膜変形指標の推定結果は妥当と考えられる。一方、図5(b)の円で囲まれた部分は、 \mathbf{M}_1 に存在する内側に入り込んだ内膜構造のトラッキングが正確に行えず、変形量が見かけ上局所的に大きくなってしまったと考えられるため、今後の対策が必要である。

なお、CPD1 回当たりには Matlab で平均約 7 時間 53 分、心内膜変形指標の計算(図 1 A4)には約 580 秒を要した。

4. まとめ

本研究では、高解像度 CT 画像から作成した心臓収縮期の

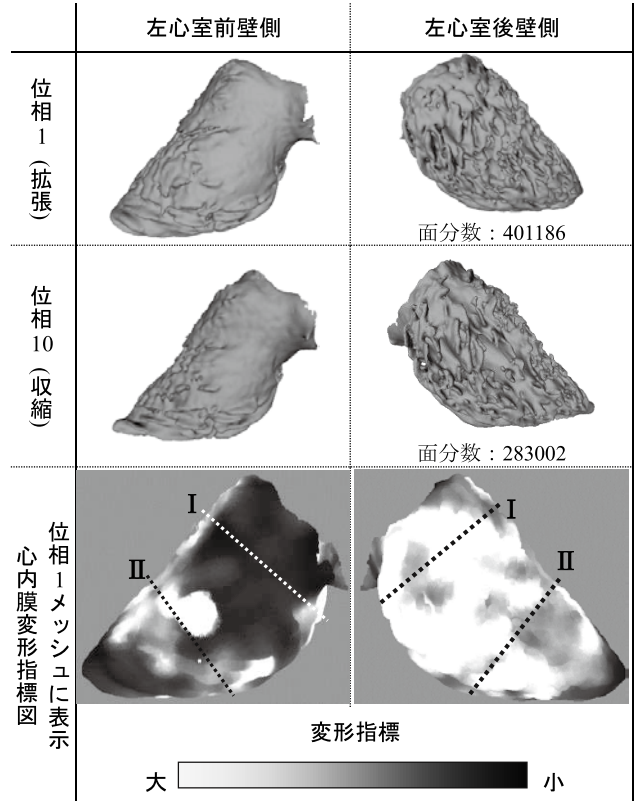
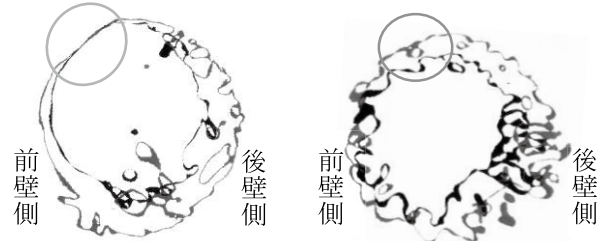


図4 左心室内膜壁変形指標計算結果



(a) 図4 I の断面 (b) 図4 II の断面

図5 心内膜メッシュモデル断面

(灰色:拡張末期, 黒:収縮末期)

三角形メッシュモデル群に対し、CPDと頂点トラッキングを組み合わせ、左心室内膜の運動と変形運動を解析する方法を提案した。近似的な変形エネルギーを用いることで、心室内膜の局所的な変形量が3次元的に評価できる可能性が示唆された。今後の課題として3節で述べた内側に入り込んだ複雑構造の箇所においても正しく頂点の移動推定が行えるよう、変形手法の改良と処理時間の短縮を行う必要がある。

参考文献

- [1] Amir Pourmorteza, et.al: A New Method for Cardiac Computed Tomography Regional Function Assessment Stretch Quantifier for Endocardial Engraved Zones (SQUEEZ), Circulation: Cardiovascular Imaging, 5, pp.243-250, (2012)
- [2] Andriy Myronenko, et.al: Point Set Registration: Coherent Point Drift, Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions, 32,(12), pp.2262-2275, (2010)
- [3] Gaël Guennebaud, et.al: Algebraic point set surfaces. ACM Transactions on Graphics (SIGGRAPH 2007Proceedings) 26(3), pp.23-23, (2007)
- [4] Olga Sorkine et.al: As-Rigid-As-Possible Surface Modeling, SGP '07 Proceedings of the fifth Eurographics symposium on Geometry processing, pp. 109-116, (2007)