

局所点群レジストレーションを用いた心臓内膜の3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, 拡張収縮運動が正常に行われている領域とそれらの運動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, 時系列 CT 画像群から, 収縮運動時の3次元心内膜メッシュモデル群を作成し, スケーリングを含む ICP を利用し, 局所的な心室壁の3次元運動とその変形程度の定量的解析手法を提案した.

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 画像用い心臓収縮期の一定時刻毎の心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とその変形程度の定量的解析を行う. 類似研究には, ブタ心臓を用いた Pourmorteza らの手法[1]があるが, 表面移動の推定を正しく行える保証がない, また表面積変化を伴わない形状変形は正しく評価できない問題があった. また我々も, 前報[2]において Coherent Point Drift による運動解析を試みたが, 日単位での膨大な処理時間を要していた.

そこで本報では, 心室壁の収縮運動領域と単純移動領域を区別するため, 非剛体点群レジストレーションの1種である SICP (スケーリング付き ICP)[3]を利用し, 処理時間の効率化を図ったので報告する.

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, 心内膜メッシュモデル群を作成する(A1). 次に SICP を利用し, 連続する位相間のメッシュモデル上の局所領域間の相似変換を推定し, メッシュ間での頂点の移動推定を行う(A2). 最後に, 近似的なメッシュの歪み指標を局所領域毎に計算し, 心内膜運動指標とする(A3).

2.2 心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[4]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. 以上の手順を繰り返し, 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作成する. 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 が, 収縮運動によりどのように運動するかを推定を, 各位相 l のメッシュモデル $M_l (l = 2 \sim 10)$ を用いて行う. 本手法では, まず M_1 の頂点集合からランダムに N 点個の頂点 $q_i (i = 1 \sim N)$ を抽出し, これらを代表点として各位相間での頂点移動を行い, 運動指

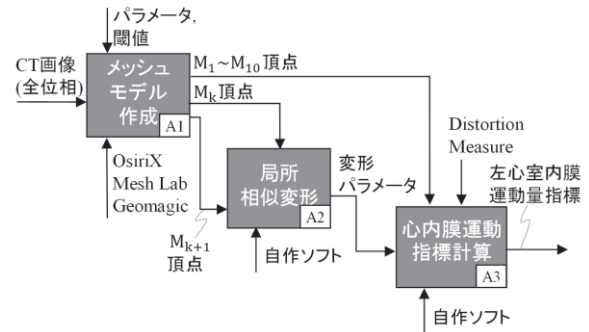


図 1 提案手法概要(IDEF0 表記)

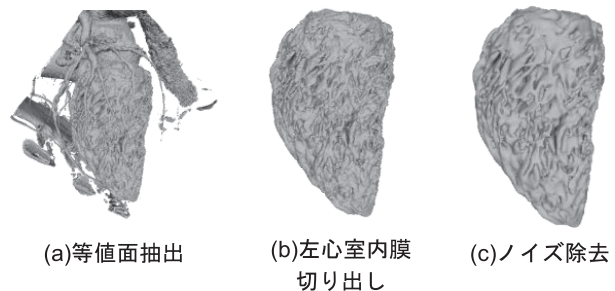


図 2 メッシュモデル作成過程

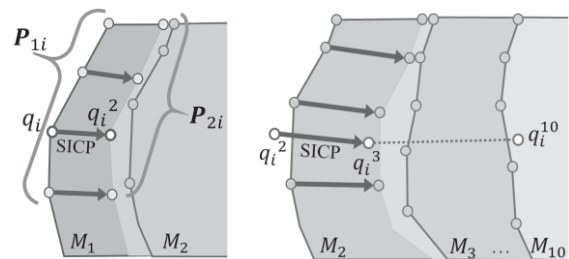


図 3 頂点移動推定

標の計算に利用する.

本研究では, 前節のように各位相間の時間間隔は約 0.1[s] であり位相間の運動が極僅かであるため, 心室内膜表面は, 局所的に見ると並進・回転と収縮が組み合わされた相似変形のみを行っているとして仮定し, 位相間での代表点 q_i の移動をスケーリング付き ICP(SICP)[3]を利用した以下の方法で推定する.

まず図3(a)の様に, 抽出した M_1 上の各代表点 q_i と, M_1 上の q_i の k 近傍点からなる局所点群 P_{1i} を, また M_2 から局所点群 P_{2i} の各頂点の最近傍点となる局所点群 P_{2i} を抽出する. 次に点群 P_{1i} をソース, P_{2i} をターゲットとして SICP を実行し, P_{1i} を P_{2i} に相似変換するスケール, 回転, 並進パラメータ

$\langle s_i^1, R_i^1, t_i^1 \rangle$ を得、このパラメータにより q_i を M_2 表面近傍に移動させた点 q_i^2 を推定する。

その後も同様に、図 3(b) の様に、 q_i^1 と M_1 上の q_i^1 の k 近傍点群と、次の位相メッシュ M_{i+1} の q_i^1 の k 近傍点群間での相似変換を繰り返す事で、 q_i^1 をメッシュ間で移動させてゆき、 M_1 上の全代表点が、 M_{10} 近傍のどの位置へ移動したかを推定し、これを収縮時の移動ベクトルとする。

2.4 心内膜運動指標

2.3 節の方法で推定された拡張末期のモデル M_1 の代表点群 $\{q_i\}$ の、収縮末期モデル M_{10} 上での移動位置 $\{q_i^1\}$ をもとに心内膜の運動指標を計算する。本研究では、Pauly ら[5]の提案する Distortion Measure を運動指標として利用した。これは、2 つの同位相メッシュの、ある頂点周辺の近似的な歪み $E(q_i, q_i^1)$ を評価するもので、以下の式(1)で表される。

$$E(q_i, q_i^1) = \sum_{j \in N_{q_i}} \left\| \frac{(q_i - q_j^1) - (q_j - q_j^1)}{\|q_i - q_j\|} \right\|^2 \quad (1)$$

q_i^1 : 変形後の頂点 q_i の対応点

N_{q_i} : 代表点群 $\{q_i\}$ 内の点 q_i の k 近傍点集合

3. 解析結果

心内膜メッシュモデル M_1 , M_{10} および、代表頂点の移動ベクトルと式(1)で計算した心内膜運動指標を図 4 に、断面を図 5 に示す。図 5 の断面は、グレーが M_1 、黒が M_{10} である。なお代表点数は 2000 点、SICP の為取得した代表点の近傍点数は 2000 点、心内膜運動指標計算の為の近傍代表点数は 20 点とした。

図 4 より、拡張から収縮まであまり変形していない図 5 (a) の前壁側では指標が小さく、大きく変形している図 5 (a) の後壁側では指標が大きくなっており、結果が概ね妥当と考えられる。一方図 5(b) では、前壁側も後壁側も運動指標が小さくなっているが、別途 SICP で計算した収縮率(図 6)を見ると、この部分は縮小スケールリングで収縮運動を行っているとは推定される。以上より、式(1)の評価指標はスケールリングのみの変形には鈍感なため、運動推定には式(1)と収縮率とを併用した方が良いことが示唆される。

なお、運動の推定(図 1-A2)には約 2 時間、運動指標の計算(図 1-A3)には 9 秒となり、運動推定は前報[2]に比べ著しく改善した。

4. まとめ

高解像度 CT 画像から作成した心臓収縮期の三角形メッシュモデル群に対し、スケールリング付きの ICP を局所的に適用し、左心室内膜の運動を効率的に解析する方法を提案した。近似的な変形指標と収縮率を併用し、心室内膜の局所的な運動量が 3 次元的に評価できる可能性が示唆された。今後は評価指標の検証・改善を行う予定である。

参考文献

- [1] Pourmorteza, A. 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] 木村他: 「高解像度 CT 画像に対する CPD を用いた心臓心内膜の三次元運動解析」, 2015 年度精密工学会北海道支部講演論文集, pp.51-52, (2016).
- [3] Zinßer, T., Schmidt, J., Niemann, H., "Point Set Registration with Integrated Scale Estimation", Int. Conf. on Pattern Recognition and Information Processing, pp.116-119, (2015).
- [4] Gaël Guennebaud, et al.: "Algebraic point set surfaces", ACM Transactions on Graphics (SIGGRAPH 2007 Proceedings) 26(3), pp.23-23, (2007).
- [5] Mark Pauly, Niloy J. Mitra, Joachim Giesen, Markus Gross, Leonidas J. Guibas: "Example-based 3d scan completion", SGP '05 Proceedings of the third Eurographics symposium on Geometry processing, 23, (2005).

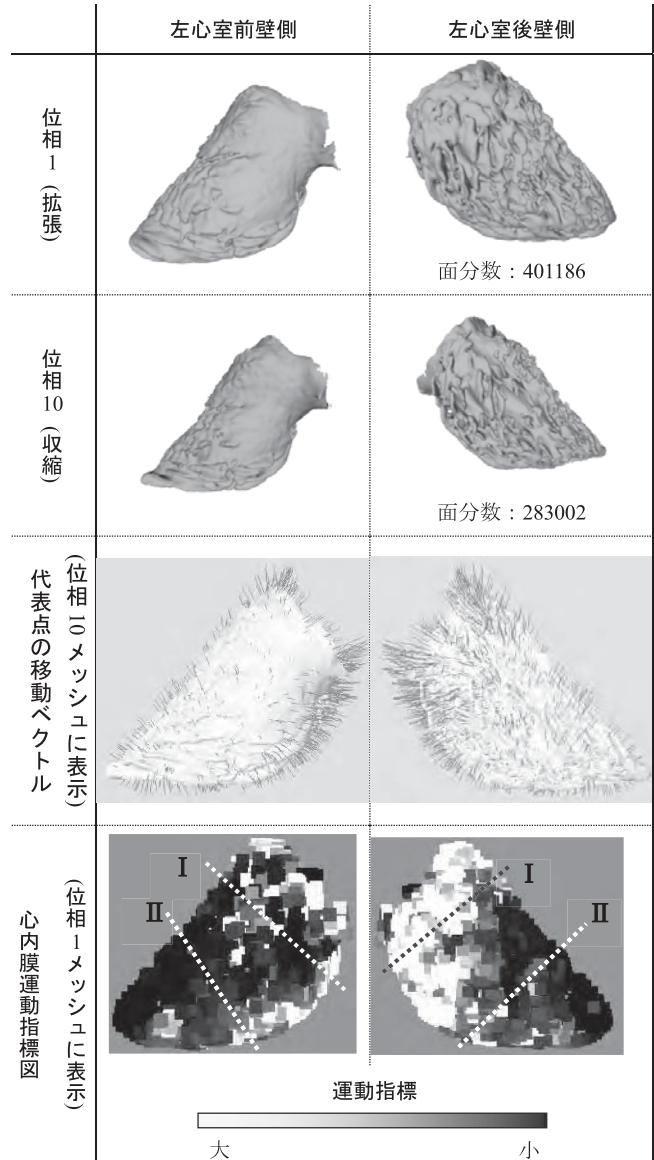
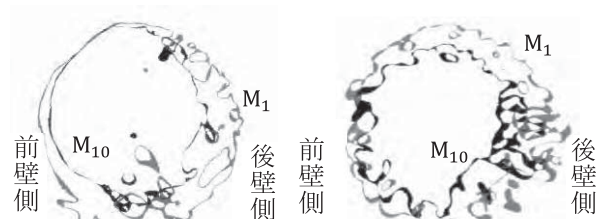


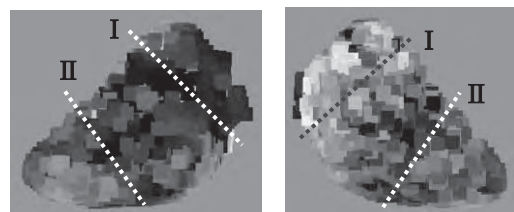
図 4 左心室内膜壁運動指標計算結果



(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)



収縮率

高 低

図 6 SICP による収縮率