

心電図同期心臓 CT 画像における心筋の動態解析のための FFD 正則化パラメータの検討

生藤 雅俊[†] 鈴木 雄策[†] 青山 正人[†] 古川 亮[†] 日浦 慎作[†]
浅田 尚紀[†] 國田 英司^{††} 山本 秀也^{††} 木原 康樹^{††}

[†] 広島市立大学 〒731-3194 広島市安佐南区大塚東三丁目 4 番 1 号

^{††} 広島大学 〒734-8551 広島市南区霞一丁目 2 番 3 号

あらまし 心臓血管検査では、超音波、単一光子放射断層撮影 (SPECT)、コンピュータ断層撮影 (CT)、核磁気共鳴画像法 (MRI) など多くの異なるモダリティで撮像された画像を対象に、従来から多くの研究が行われている。虚血性心疾患などの病変部分を客観的に評価するためには、心筋の動態解析の結果から拍動による心臓壁の壁厚変化の定量化、可視化が必要である。本稿では、心電図同期心臓 CT 画像を対象とした心筋の動態解析の試みについて述べる。具体的にはまず、全身に血液を送り出す左心室の壁厚変化を求めるために、FFD (Free Form Deformation) で左心室の外壁、内壁の拍動による変形を追跡し、動態の変形パラメータを推定する。その後求めた変形パラメータに基づいて壁厚変化を計測した結果を報告する。

キーワード 心電図同期心臓 CT 画像、メディアンフィルタ、Free Form Deformation、平滑化、心筋の動態解析

1. はじめに

医師や患者に負担がかかる心臓検査としては、リスクファクタの検査及び運動負荷心電図、カテーテル検査等が挙げられる。これらの検査ではごくまれに患者が死亡する危険さであった [1]。近年、装置の進歩、例えば、多列化したマルチスライス CT と 0.5 秒以下の回転速度を持つ架台 (円筒状の装置)、さらに心位相に対する時間分解能を向上させるための再構成技術により、心臓の撮影が可能となったこと [2] や、CT 画像で内腔のほかに冠動脈の壁の様子も見る事が可能となり、CT 画像での診断に注目が集まってきている [3]。しかし、それら医療機器の性能向上に伴い、複雑な処理や困難な操作がユーザに要求される場合があり、ほぼ半自動的に医師に対して診断に役立つ情報を提示する診断支援システムの開発が期待されている [4]。

従来より心臓の形状や動きを抽出する研究は多く行われている [5] ~ [7]。心臓のアトラスを用いた解析のレビュー論文 [5] では、心室形状においては、MRI が有効で、アトラスを個々の患者に当てはめる研究や CT へのフュージョン、さらに FFD を用いたタグ付き MRI と DTMRI (Diffusion Tensor MRI) のフュージョンなどの研究が行われてきていることが分かる。また 3 次元医用画像セグメンテーションにおいて統計的形状モデルを用いる手法をまとめた文献 [6] では、心臓を対象としたセグメンテーションでは、MRI が比較的多く用いられていることが分かる。CT 画像を対象とした研究 [7] では、少ないユーザインタラクションで心臓のセグメンテーションを実現する手法が述べられている。このように心臓のセグメンテーションを対象とした研究は多く行われてお

り、FFD を用いた位置合わせについての検討も行われている。

それに対して本研究は、CT 画像を対象として、拍動によって変化する心臓形状の変形を FFD によって表現し、動態解析に利用しようとするものである。本稿では、心機能の定量評価を行うために必要な客観的な情報を抽出するという観点から左心室の壁厚変化を計測することを目的とする。この問題に対し、本研究では、FFD を適用する際に用いられる正則化パラメータに着目し、シミュレーション実験によって適切なパラメータ設定について検討する。その結果に基づいて実画像に適用し、壁厚変化を計測した結果を示す。

2. 対象データ

血液は左心室から全身に送り出されている。そのため左心室はポンプの役割を担っているといえ、心疾患等の心臓検査には左心室壁の動態が重要である。そのため、本研究では注入した造影剤が左心室に到達したタイミングで撮影され、心電図と同期することで、拍動に同期して画像再構成された心電図同期心臓 CT 画像を用いる。画像データの概要を以下に示す。

- 異常所見なしの症例
- 一心拍を 20 分割した画像 (全 20 時相)
- スライス画像サイズ: 512×512
- 各時相の画像枚数: 86 枚
- 解像度
 - スライス画像: 0.39[mm]×0.39[mm]
 - 体軸方向: 1.25[mm]

体軸方向とスライス面内で解像度が異なり体軸方向の解像度が粗いため、スライス面内の解像度に合わせて線

形補間法によって 0.39[mm] に等方ボクセル化した画像を用いる。

3. 心筋の動態解析

本章では、心電図同期心臓 CT 画像から心筋の動態解析を行う手法について述べる。まず、本手法の処理の流れを以下に示し、次節以降で詳細に述べる。

(1) 心筋領域の境界点(特徴点)抽出

(a) メディアンフィルタによる平滑化

線形補間後の画像には、乳頭筋や心筋表面の細かい凹凸、ノイズが存在する。その影響を低減するため、メディアンフィルタによって画像全体を平滑化する。

(b) 心筋領域の抽出

平滑化した画像に対して、しきい値処理、クロージング、ラベリングを用いて心筋領域を抽出する。

(c) 心筋領域の境界点(特徴点)抽出

抽出した心筋領域の画素値の隣接関係に基づき内壁(心内腔と心筋)、外壁(心筋と肺野)の画素を特徴点として抽出する。

(2) FFD を用いた心筋運動の表現

時相毎に抽出した心筋領域の境界点を入力データとして、FFD によって心筋の変形パラメータを求める。

(3) 心筋の動態解析

心筋の変形結果から、心筋の動態解析を行う。

3.1 心筋領域の境界点(特徴点)抽出

図 1 のように線形補間後の画像には乳頭筋や心筋表面の細かい凹凸、ノイズなどが存在する。その影響を低減するため、心筋を FFD によって変形する前に、メディアンフィルタを用いて画像を平滑化する。その後、平滑化画像の濃度ヒストグラムを用いて心筋領域の抽出を行う。図 2 に示す濃度ヒストグラムを見ると、対象画像は、低い方から肺野、心筋、骨・造影剤の 3 領域に大別できることが分かる。図 2 に示すようにしきい値を 2 箇所指定することで、画像を肺野、心臓、骨・造影剤を示す 3 領域に分割することができる。初期のしきい値決定には判別分析法を用いた(図 2 の t_0)。この閾値 t_0 は、図 2 から分かるように肺野側による傾向が見られたため、次のように微調整して肺野と心筋の閾値 t_1 を決定した。 t_0 から、濃度ヒストグラムを濃度値の高い方に探索し、隣り合う階級間の度数をつないだ直線の傾きが正から負に変化したときの濃度値を肺野と心筋の閾値 t_1 とした。続いて、しきい値 t_1 以上の濃度ヒストグラムに対して、度数が最大となる箇所を探索し、その濃度値から始めて、直線の傾きが負から正になる変化したときの濃度値を心筋と骨・造影剤の閾値 t_2 とした。この t_1, t_2 を用いて対象画像を 3 値化した。さらに 3 値画像からノイズや微小領域を削減するため、膨張、収縮、ラベリング処理を行った。以上の処理結果を図 3 に示す。図 3 の黒が肺野、灰色が心筋、白が骨・造影剤の領域に相当する。誤分類さ

れている部分もみられるものの、心筋領域がおおまかに抽出できていることがわかる。

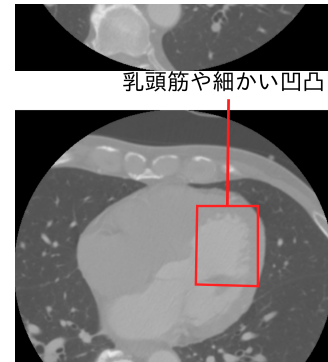


図 1 処理画像(スライス画像)

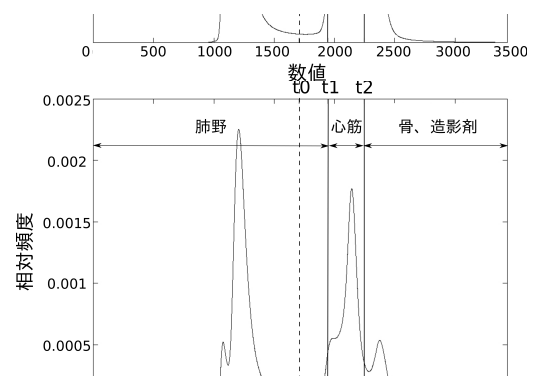


図 2 濃度ヒストグラム



図 3 肺野、心筋、骨・造影剤の 3 値画像

次に、心筋の内壁、外壁にあたる画素を境界点(特徴点)として抽出する。具体的には、図 3 の心筋領域に分類された画素に対して、26 近傍に心内腔の画素が隣接している画素を内壁、肺野の画素が隣接している画素を外壁の特徴点として抽出する。

3.2 FFD を用いた心筋運動の表現

3.2.1 FFD による 3 次元空間の変形

FFD とは、変形対象となる物体に対して制御格子と呼ばれるパラメータ空間を設定し、制御点の移動に伴いパラメータ空間をゆがめることで物体を変形する手法である。本研究で用いる 3 次元 FFD では B スプライン曲面を 3 次元に拡張した B スプラインポリュームを用いる。以下に B スプラインポリュームについて説明する。

3 次元空間 (u, v, w) 中で B スプラインポリュームは、制御点 P_{ijk} といくつかのセグメントから構成される。ここでの i, j, k はそれぞれ u 方向、 v 方向、 w 方向のインデックスである。また、 u 方向、 v 方向、 w 方向にそれぞれについて 3 次 B スプラインポリュームを構成する各セグメントは、(セグメントの数)+1 個の制御点によって定められる。つまり、 $L \times M \times N$ 個のセグメントからなる各軸における 3 次の B スプラインポリュームはパラメータ範囲 $0 \leq u \leq L, 0 \leq v \leq M, 0 \leq w \leq N$ で定義される区分多項式ポリュームとなり、式 (1) で表される。しかし、本研究では、セグメントを囲うように制御点を配置するため、パラメータ範囲は $-1 \leq u \leq (\text{セグメントの数}) + 1$ となる。

$$\begin{aligned} S(u, v, w) &= (S_u(u, v, w), S_v(u, v, w), S_w(u, v, w)) \\ &= \sum_{i=-1}^{L+1} \sum_{j=-1}^{M+1} \sum_{k=-1}^{N+1} P_{ijk} B^3(u-i) B^3(v-j) B^3(w-k) \quad (1) \end{aligned}$$

ここで、 $B^3(u-i), B^3(v-j), B^3(w-k)$ は、各軸に対する 3 次の B スプライン関数であり、式 (2) で表される。

$$B^3(t) = \begin{cases} 0 & (t < -2) \\ \frac{(t+2)^3}{6} & (-2 \leq t < -1) \\ \frac{-3t^3-6t^2+4}{6} & (-1 \leq t < 0) \\ \frac{3t^3-6t^2+4}{6} & (0 \leq t \leq 1) \\ \frac{-(t-2)^3}{6} & (1 < t \leq 2) \\ 0 & (2 \leq t) \end{cases} \quad (2)$$

制御点は i, j, k のインデックスで指定されるが、全制御点にグローバルな 1 次元のインデックスが付けられており、 h 番目の制御点 P_h の変形前の座標を (i_h, j_h, k_h) とする。つまり $P_h \equiv P_{i_h j_h k_h}$ である。 h の範囲が 1 から S であるとする、式 (1) の右辺は、

$$S(u, v, w) = \sum_{h=1}^S P_h B^3(u-i_h) B^3(v-j_h) B^3(w-k_h) \quad (3)$$

となる。式 (3) の u 成分は、式 (4) で表すことができる。

$$S_u(u, v, w) = \sum_{h=1}^S i_h B^3(u-i_h) B^3(v-j_h) B^3(w-k_h) \quad (4)$$

式 (3) において (u, v, w) で表される点の変形を行う前の物体上の点であり、

$$(S_u(u, v, w), S_v(u, v, w), S_w(u, v, w)) \quad (5)$$

は変形を行った後の物体上の点である。変形を表すためのパラメータは全制御点 P_h の位置である。

3.2.2 対応点からの変形の推定

制御点の変更パラメータである P_h をどのように決定するかを示す。FFD による変形は、3 次元空間上に存在する各点が、時相間の対応をとるときに出来るだけ小さな変化、つまり時相間の対応間の距離を最小になるように推定する。したがって対応点間の距離の二乗和を評価関数とし、式 (6) で表す。

$$\begin{aligned} D(P_1, \dots, P_S) &= \sum_{p=1}^K \{u'_p - S_u(u_p, v_p, w_p)\}^2 \\ &\quad + \sum_{p=1}^K \{v'_p - S_v(u_p, v_p, w_p)\}^2 \\ &\quad + \sum_{p=1}^K \{w'_p - S_w(u_p, v_p, w_p)\}^2 \quad (6) \end{aligned}$$

ただし (u_p, v_p, w_p) は p 番目のサンプル点であり、 K はサンプル点の個数である。また、 (u'_p, v'_p, w'_p) は (u_p, v_p, w_p) の対応点を示す。この評価関数 D を最小化するために、制御点をどのように変更すればいいかを最適化によって決定する。

変形後の制御点 P_h の 3 次元座標を $P_h = (q_h, r_h, s_h)$ とおく。式 (4) により

$$S_u(u, v, w) = \sum_{h=1}^S B^3(u-i_h) B^3(v-j_h) B^3(w-k_h) q_h \quad (7)$$

である。この式 (7) から式 (6) の右辺の第 1 項は q_h に依存し、 r_h, s_h に依存しないことがわかる。この項を $D_1(q_1, \dots, q_S)$ とおくと、

$$\begin{aligned} D_1(q_1, \dots, q_S) &= \sum_{p=1}^K \{u'_p - B^3(u_p-i_0) B^3(v_p-j_0) B^3(w_p-k_0) q_1 \dots \\ &\quad - B^3(u_p-i_h) B^3(v_p-j_h) B^3(w_p-k_h) q_h \dots \\ &\quad - B^3(u_p-i_S) B^3(v_p-j_S) B^3(w_p-k_S) q_S\}^2 \end{aligned}$$

となる。同様に第 2 項、第 3 項も求め、以下の式 (8) が得られる。

$$D(P_1, \dots, P_S) = D_1(q_1, \dots, q_S)$$

$$\begin{aligned}
& +D_2(r_1, \dots, r_S) \\
& +D_3(s_1, \dots, s_S)
\end{aligned} \quad (8)$$

である．ここで，係数行列 $\mathbf{A}$ を，その g 行 h 列の成分 $A_{g,h}$ が，

$$A_{g,h} = B^3(u_g - i_h)B^3(v_g - j_h)B^3(w_g - k_h) \quad (9)$$

となるような行列として定義する．すると，

$$D_1(q_1, \dots, q_S) = \|\mathbf{A}\mathbf{x}_1 - \mathbf{b}_1\|^2 \quad (10)$$

と表すことが出来る．ただし，列ベクトル $\mathbf{x}, \mathbf{b}$ は，

$$\mathbf{x}_1 \equiv (q_1, \dots, q_S)^T \quad (11)$$

$$\mathbf{b}_1 \equiv (u'_0, \dots, u'_{n-1})^T \quad (12)$$

と定義される．

同様に，

$$D_2(q_1, \dots, q_S) = \|\mathbf{A}\mathbf{x}_2 - \mathbf{b}_2\|^2 \quad (13)$$

$$D_3(q_1, \dots, q_S) = \|\mathbf{A}\mathbf{x}_3 - \mathbf{b}_3\|^2 \quad (14)$$

である．ただし，

$$\mathbf{x}_2 \equiv (r_1, \dots, r_S)^T \quad (15)$$

$$\mathbf{b}_2 \equiv (v'_0, \dots, v'_{n-1})^T \quad (16)$$

$$\mathbf{x}_3 \equiv (s_1, \dots, s_S)^T \quad (17)$$

$$\mathbf{b}_3 \equiv (w'_0, \dots, w'_{n-1})^T \quad (18)$$

である．

評価関数 (式 (8)) の最小化は， $D_1(q_1, \dots, q_S) \equiv D_1(\mathbf{x}_1)$ ， $D_2(r_1, \dots, r_S) \equiv D_2(\mathbf{x}_2)$ ， $D_3(s_1, \dots, s_S) \equiv D_3(\mathbf{x}_3)$ を個別に最小化することと等しい．つまり，

$$\arg \min_{\mathbf{x}_i} D_i(\mathbf{x}_i) = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{b}_i \quad (i = 1, 2, 3) \quad (19)$$

によって求めることが出来る．

3.2.3 正則化パラメータ

3.2.2 節で述べた式 (19) を最小化するだけでは，制御点の近くにサンプル点が無い場合，解が一意に定まらないという問題が発生する．その場合には，最も小さい変形で最も距離が小さくなるものを解と定める．

具体的には式 (20) に示す最小二乗法により，解を求める．

$$\begin{aligned}
& \arg \min_{\mathbf{x}_i} (D_i(\mathbf{x}_i) + \alpha \|\mathbf{x}_i - \mathbf{c}_i\|^2) \\
& = (\mathbf{A}^T \mathbf{A} + \alpha \mathbf{I})^{-1} \mathbf{A}^T (\mathbf{b}_i - \mathbf{A} \mathbf{c}_i) + \mathbf{c}_i \\
& \quad (i = 1, 2, 3)
\end{aligned} \quad (20)$$

ただし， $\mathbf{c}_i$ は変形の無い時の $\mathbf{x}_i$ の値， α は正則化パラメータであり，対応点間の距離の小ささに対して，変形

における変化の小ささを優先する度合を制御する．

求められた制御点による変形は，二組の対応する点の集合が与えられている場合に，各対応点同士の距離が小さくなるような変形である．

本研究では，以下のアルゴリズムでパラメータの算出を行った．

Step1: 点集合 A の各点 a に対して，点集合 B の点 b で， a からの距離が最小となるような点を探索する．

Step2: 探索された点の対を対応点として，各対応点同士の距離が小さくなるような変形を求める．

Step3: 求められた変形で集合 A を変形し，変形後の各点 a' に対して，点集合 B の点 b で， a からの距離が最小となるような点を探索する．

Step4: Step2, Step3 を繰り返し，変形が行われなくなるまで X 回繰り返す．

3.3 パラメータ検討の必要性

以上の手順で心筋領域の外壁，内壁の特徴点を抽出し，FFD による心筋領域の変形を適用する．これまでの検討で，比較的滑らかな形状で，動きも大きくない外壁については前後の時相の画像間での変形に大きな誤対応がないことが確認できている．その一方で，心内腔側の内壁は，外壁に比べると動きが大きく，さらに乳頭筋などの組織が存在していることも影響し，誤対応がみられた．そこで，本研究では，特に内壁の動態解析を改善するために，これまでの検討で不十分であったメディアンフィルタのマスクサイズ，および FFD の正則化パラメータについて定量的な評価を行い，その検討を踏まえた壁厚変化の計測を試みる．

3.3.1 メディアンフィルタのマスクサイズ

本研究では，時相間での心臓壁の対応付けを行う際に，特徴点間の最短距離で対応付けを行っている．しかし，乳頭筋などの組織やノイズなどの影響によって誤対応が生じている．その例を図 4(a)，図 4(b) に示す．図中の黒色の点と赤色の点の対応付けを考える．最短距離で対応付けを行った場合，青の実線の矢印の先が対応先になってしまう．青の破線の矢印の先が正しい対応先である．そこで，図 4(c) に示したようにメディアンフィルタによって複雑な形状を平滑化しノイズを除去することで，誤対応を減らすことが出来ると考えられることから，マスクサイズについて検討する．

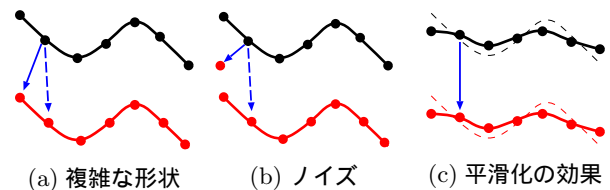


図 4 誤対応のモデル (黒から赤への対応付け)

3.3.2 FFD におけるパラメータの検討

正則化項は 3.2.3 節の式 (20) で表される．FFD の制御点位置を最適化する際、正則化のために、制御点位置の変化量を表す項を最小化する関数に加える．この時の重みが正則化パラメータ α である．正則化パラメータ α の大きさを変えると、FFD の最適化に影響を及ぼす．式 (20) で最小化される関数の形は、(変形されたサンプル点と目標となるサンプル点の距離) + α (変形前での制御点位置の距離) となっており、 α が小さい時には第一項の影響が強くなり、変形されたサンプル点が、目標となるサンプル点に近くなるが、サンプル点から離れた制御点の移動が不安定になる．また、 α が大きい時には、第二項の影響が強くなり、制御点の変形の前後で動きにくくなるため、空間の変化量が小さくなり、サンプル点が目標に近づかなくなるが、制御点の移動は安定する．

以上のことより、本研究では、入力に用いるサンプル数、正則化パラメータ α の値、制御点の数について検討する．ただし、制御点は均等に配置し、全ての制御点の正則化パラメータの値は同じとする．

4. 実験と考察

4.1 メディアンフィルタを用いた平滑化

4.1.1 シミュレーション実験

メディアンフィルタのマスクサイズの違いによる平滑化効果を確認するため、 $512 \times 512 \times 260$ のボクセルのボリューム内に球体と楕円体を配置したシミュレーションデータで実験する．球体と楕円体のサイズは実画像における心内腔の大きさは半径約 50 ボクセルであったため、半径 50 ボクセルとした．ここで、画像を生成する際、 $-10 \leq \epsilon \leq 10$ の範囲のノイズをランダムに与えた．メディアンフィルタのマスクサイズを $11 \times 11 \times 11$ としたときの楕円体の実験結果を図 5 に示す．

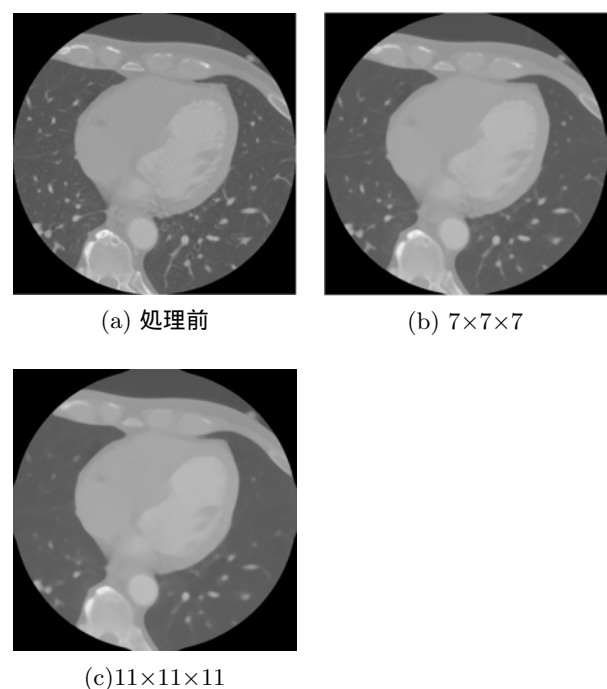
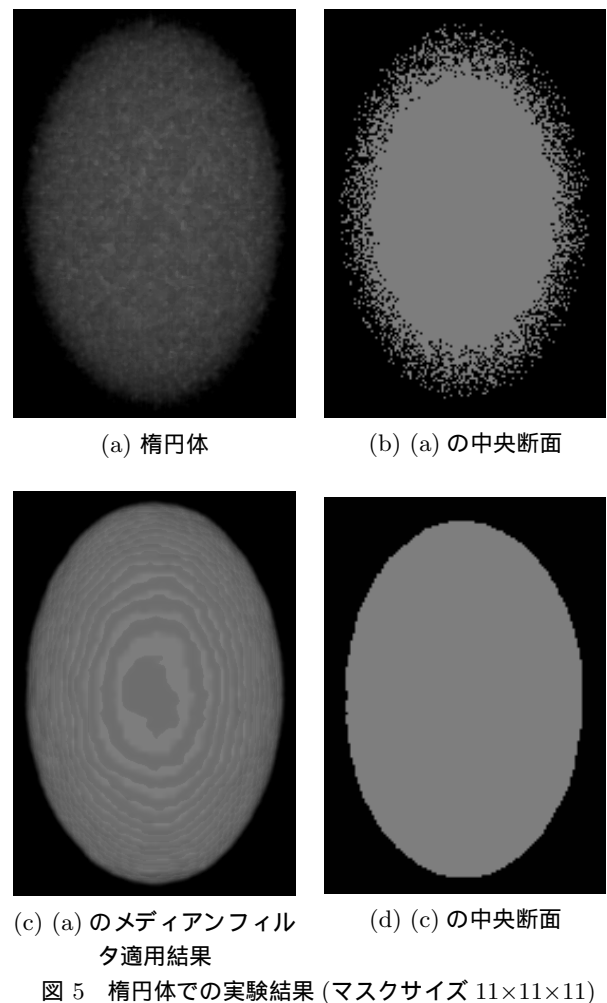
4.1.2 実画像への適用

等方ボクセル化を行った画像に対してメディアンフィルタをかけた結果を図 6 に示す．メディアンフィルタのフィルタサイズを大きくするとより、平滑化の効果も高くなることが確認されたが、医用画像に対し、どこまで大きなフィルタサイズにするのが良いかまで、一意に決定できなかった．そこで以下の実験では、 $7 \times 7 \times 7$ 、 $11 \times 11 \times 11$ の両方を用いて実験を行った．これらのフィルタサイズの違いが FFD による変形にあたえる効果については考察で議論する．

4.2 心筋領域の境界点 (特徴点) 抽出

本節では、3.1 節で述べた方法により、心筋領域の抽出、および外壁、内壁の特徴点抽出を行った．ただし、本研究では、クロー징を行った後、ラベリングを行う領域を各スライスが心内腔を含むように手動で決定した．

クロー징は 26 近傍で行い、ラベリングは 2 次元



の8近傍で行い、一番大きい領域を心筋領域として抽出した。等方ボクセル化後の画像から心筋領域を抽出した結果を図7に示す。なお、図7の処理に用いたメディアンフィルタのフィルタサイズは $7 \times 7 \times 7$ である。

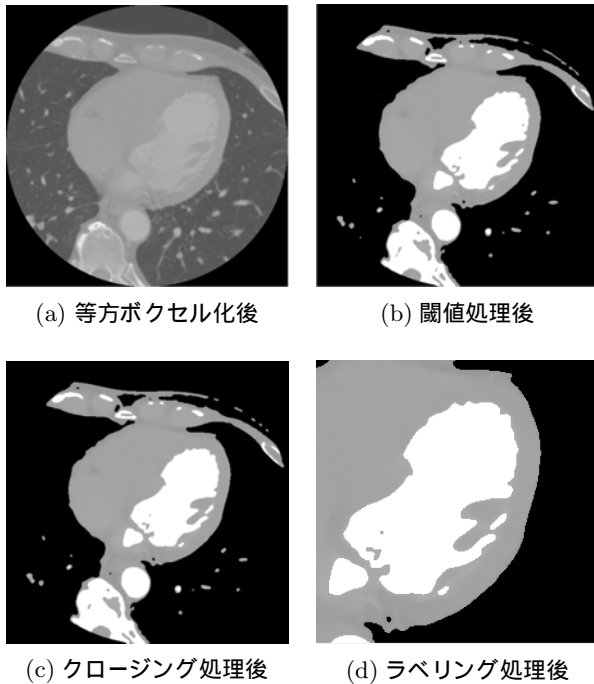


図7 心筋領域の抽出結果

引き続き、近傍処理により心筋領域の外壁、内壁の特徴点を抽出する。得られた外壁、内壁の特徴点を図8に示す。図8(a)がメディアンフィルタなし、(b)がフィルタサイズ $7 \times 7 \times 7$ 、(c)が $11 \times 11 \times 11$ の結果である。また図8の白い点が外壁、灰色の点が内壁である。

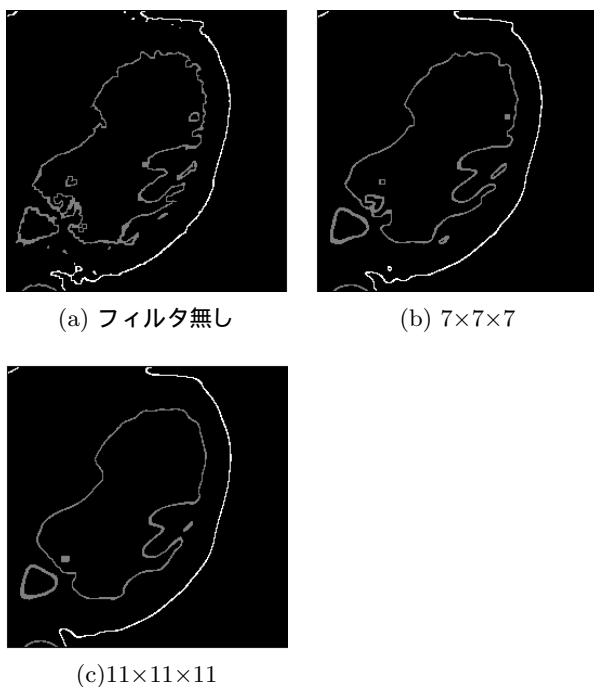


図8 外壁、内壁点

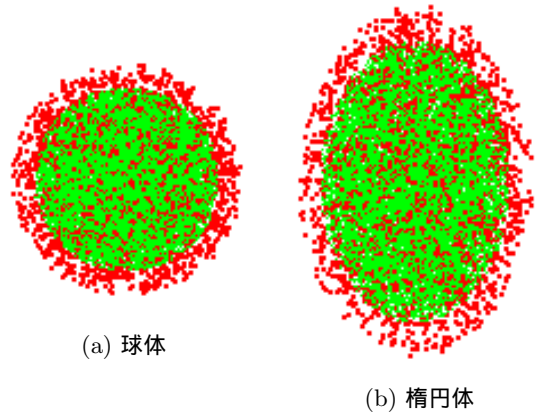


図9 シミュレーションデータ

4.3 FFDによる心筋の動態解析のための正則化パラメータ推定

4.3.1 シミュレーション実験

4.1.1節と同様に $260 \times 260 \times 260$ のボクセルのボリューム内に球体と楕円体を配置したシミュレーションデータで実験する。このシミュレーションデータを用いて、FFDのパラメータに関する検討を行った。入力に用いたデータを図9に示す。赤色の点群が対応元の特徴点を示しており、緑色の点群が対応先となる点群である。対象画像の心臓全体の直径は約300ボクセルであるが、拍動の大きい心内腔の部分に関しては直径が約100ボクセルであった。さらに、拍動の最大は約20ボクセルであった。そのため、本実験では、中心座標は変えずに、大きさを半径50ボクセルから半径40ボクセルに縮小したデータを用いて、心臓の収縮を模式的に表したデータで検討する。

また、対応先の点(半径40ボクセルのオブジェクト上にとった緑色の点)の数は入力データと十分に対応できるように表面上にランダムに100000点を与えた。そして、本実験で検討したパラメータを以下に示す。

- 入力データの数(対応元の特徴点数)

対応先のデータ数(100000点)の(0.1%, 0.5%, 1%, 3%, 10%)の個数の特徴点を半径50ボクセルのオブジェクト上からランダムに抽出した。

- 制御点の正則化パラメータ

小さい値に設定すると、制御点の移動が不安定になるので、0.125, 0.25, 0.5, 0.75とした。

- 制御点数 $7 \times 7 \times 7$, $11 \times 11 \times 11$, $15 \times 15 \times 15$ とした。

誤差評価に用いる値は、変形元と変形先の特徴点の対応に対して、FFDによる変形後の特徴点位置と変形先の特徴点間の距離とする。特徴点数に着目し、横軸に入力データ数、縦軸を平均誤差として正則化パラメータを変更したときのグラフを図10(a), (b), (c)に示す。これらのグラフより、同じ正則化パラメータに対しては、楕円体の方が球体より誤差が大きくなっていることが分か

る．正則化パラメータを大きな値にしたり入力データ点数を減らすと誤差が大きくなることも確認できる．また，制御点数が増えれば，入力データ点数や正則化パラメータが同じでも誤差が大きくなっている．いずれの場合も入力データ点数が 3000 点 (3%) 以上になると誤差は，1 画素未満に抑えられていることが分かる．

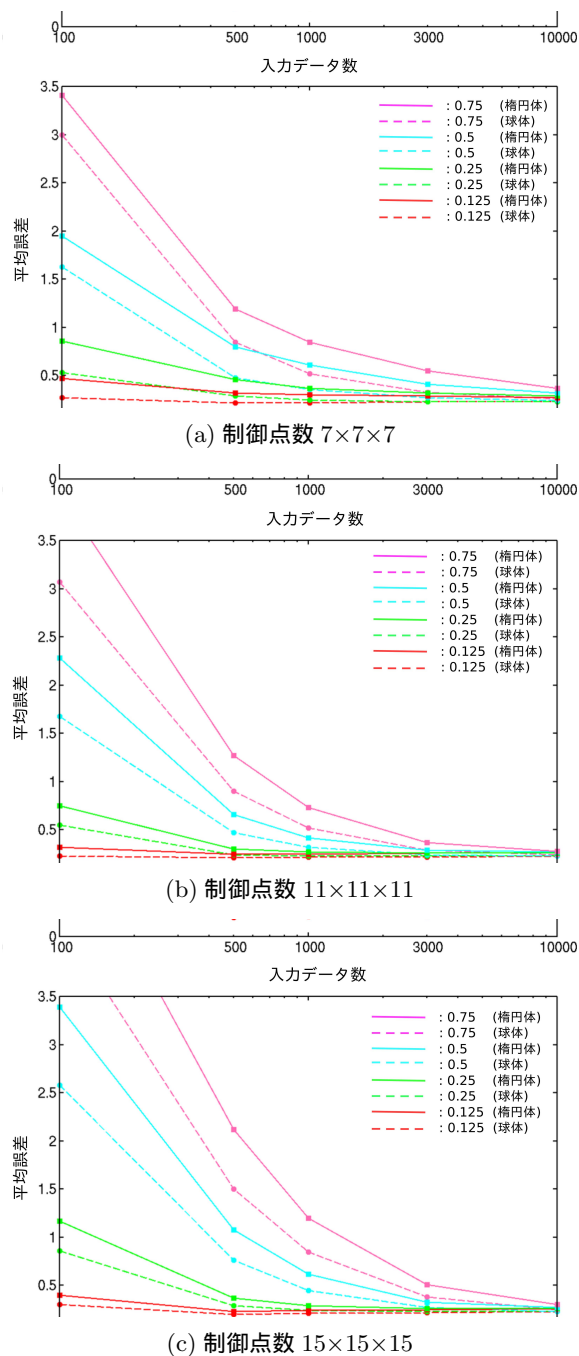


図 10 制御点数の違いに注目した誤差

以上の検討から処理時間も踏まえて，FFD の入力データ点数は対応先の点数の 3%，正則化パラメータは 0.5，制御点数は $7 \times 7 \times 7$ とする．

4.3.2 実画像への適用

3.1 節で得られた内壁点を用いて，実画像に適用した．前節の結果から決定したパラメータ，つまり，入力デー

タ数は対応先の点の 3%，正則化パラメータは 0.5，制御点数は $7 \times 7 \times 7$ とした．ここで，抽出された内壁の点数は時相によって異なっているが，最初の時相から連続的に変形させることから，本実験では，それぞれ，最初の対応先 (時相 2) の内壁点数の 3% を対応元の時相 1 の内壁点からランダムに選択して用いた．また，心筋運動は周期性を持っているため，20 時相と 1 時相で対応付けを行った．結果を図 11 に示す．

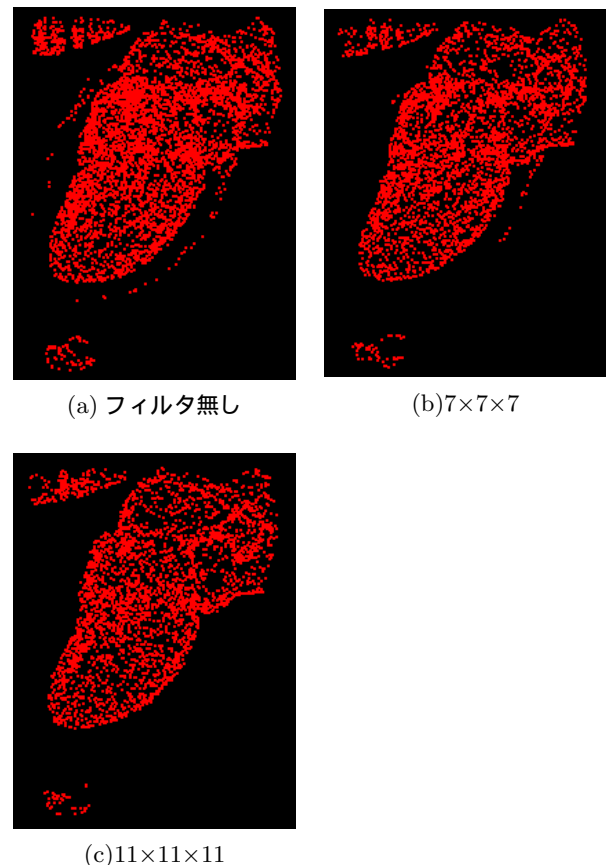


図 11 FFD 実行結果 (時相 1 から時相 2 への対応付け結果)

4.4 壁厚の測定

壁厚変化を測定するため，心筋領域の境界点抽出結果から短軸，長軸画像を生成した．収縮末期と拡張末期の短軸，長軸それぞれの画像を図 12 に示す．1 周期 20 時相分の画像に対し，図 12(a)(c) 拡張末期に示す赤点から放射状に伸ばした各緑線上において内壁点から外壁点までの長さを壁厚として計測した．図 13 に短軸画像，図 14 に長軸画像において，横軸を時相，縦軸を壁厚としてプロットしたグラフを示す．このグラフから測定した短軸画像，長軸画像における最大壁厚と最小壁厚は，それぞれ，29mm，35mm と 6mm，13mm であった．

4.5 考 察

図 11 に示したようにメディアンフィルタを用いることで，乳頭筋や表面の細かい凹凸の影響による誤対応が減少したことがわかる．図 11(a) のフィルタ無しでは，内

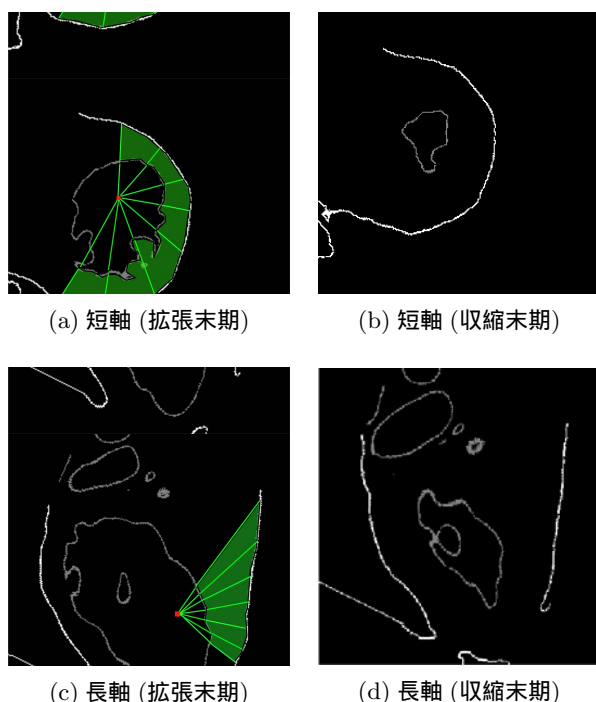


図 12 短軸，長軸画像

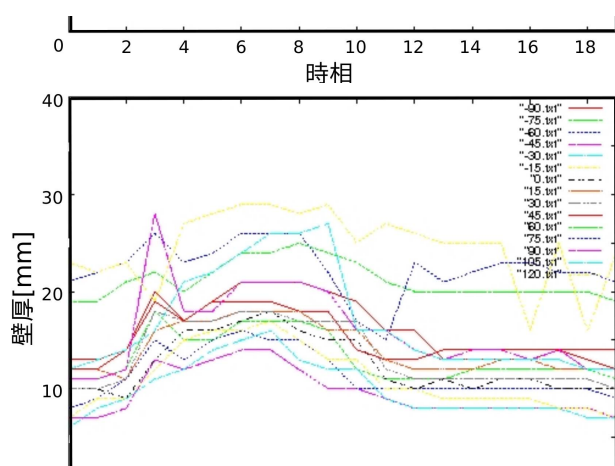


図 13 短軸での壁厚変化

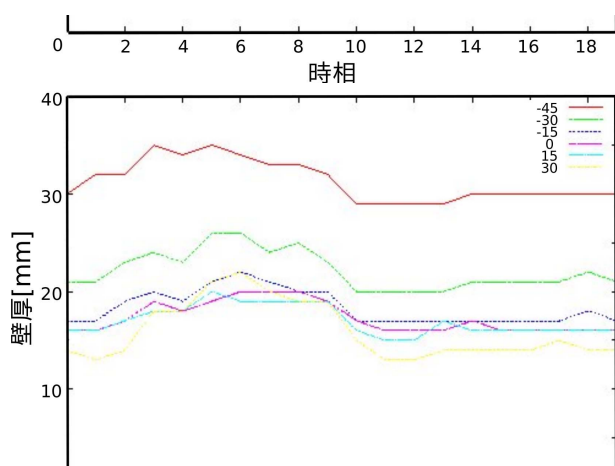


図 14 長軸での壁厚変化

側の心内腔の外側に FFD による誤対応である細かい点群が見られる．それに対して，図 11(b) のフィルタサイズ $7 \times 7 \times 7$ の結果では，中央下部周辺ではそのような点群が見られないことが確認できる．さらにフィルタサイズを $11 \times 11 \times 11$ とした図 11(c) では，ほぼ誤対応は見られない．主観的ではあるが，本データでは， $11 \times 11 \times 11$ のフィルタサイズで内壁の追跡が行えていると判断できる．

また，シミュレーション実験による FFD の正則化パラメータの検討を行い，シミュレーション実験から導いた値を実画像に適用し，壁厚変化のグラフを描いた．この結果から半自動処理による定量評価結果の提示の可能性を示した．

5. おわりに

本論文では，心電図同期心臓 CT 画像から心筋の動態解析を行うための FFD 正則化パラメータについて検討し，短軸，長軸画像での計測結果を示した．今後，半自動処理による壁厚変化のグラフ化により，定量評価につながることを示唆された．今後の課題として，適用する症例数を増やし，汎用性の高い処理，パラメータ設定を確立すること，拍動による外壁と内壁点の対応付けに動的計画法採り入れ改善すること，心内腔体積のグラフ化や駆出率の提示など，他の定量データを抽出することなどが挙げられる．

文 献

- [1] 鵜飼 裕司, 仁木 登, 佐藤 均, 渡辺 滋: “ヘリカル CT 画像を用いた冠動脈石灰化検診支援システム,” 電子情報通信学会論文誌, D, vol.J83-D2, No.1, pp.342-350, 2000.
- [2] 井田 義宏: “マルチスライス CT による心臓診断技術,” 日放技学誌, Vol.62, No.6, pp.804-810, 2006.
- [3] 林 宏光: “マルチスライス CT による冠動脈 CT の現状と展望,” 日本医科大学医学会雑誌, Vol.4, pp.19-24, 2008.
- [4] 芳賀 良平, 満倉 靖恵, 福見 稔, 安友 基勝: “ファジィ推論による心臓壁運動異常の自動検出,” 電子情報通信学会技術研究報告 NC, ニューロコンピューティング, Vol.104, No.140, pp.71-75, 2004.
- [5] A.A.Young and A.F. Frangi: “Computational cardiac atlases: from patient to population and back,” Experimental Physiology, Vol.94, No.5, pp.578-596, 2009.
- [6] T.Heimann, H.P.Meinzer: “Statistical shape models for 3D medical image segmentation: A review,” Medical Image Analysis, Vol.13, No.4, pp.543-563, 2009.
- [7] D.Fritz, D.Rinck, R.Dillmann, M.Scheuring: “Segmentation of the left and right cardiac ventricle using a combined bi-temporal statistical model,” SPIE Medical Imaging 2006.