

修士学位論文要約 (平成21年 3 月)

心筋の収縮弛緩特性計測における 2次元相関関数の窓長と探索領域の最適化に関する研究

本庄 泰徳

指導教員：金井 浩， 研究指導教員：長谷川英之

Optimization of Kernel Size and Search Region in Estimation of 2D Cross-Correlation Function for Measurement of Regional Myocardial Displacement

Yasunori HONJO

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Hideyuki HASEGAWA

The two-dimensional (2D) heart wall motion has been estimated by an algorithm, block matching using 2D cross-correlation function between ultrasonic RF echoes. However, important parameters in the algorithm, the optimal sizes of a region-of-interest (ROI) and search region, have not been thoroughly investigated. In this study, the optimal values of these important parameters were determined and the 2D displacement was estimated by 2D cross-correlation between RF echoes. The sizes of a search region and ROI were respectively optimized by referring to the maximum velocities of the heart wall and root-mean-square (RMS) error of the estimated displacement evaluated by the basic experiment. Regional heart wall motion was measured using the optimal parameters by the 2D cross-correlation function and the maximal correlation coefficients during one cardiac cycle were kept greater than 0.81. The *in vivo* experimental result show the possibility of this method for measurement of 2D heart motion for assessment of the regional myocardial strain rate.

1. はじめに

心臓壁の 2次元変位の同時推定法として相互相関関数などを用いたブロックマッチング法が主流である [1]。しかし、推定結果に影響するパラメータの最適値の定量的な検討は十分に行われていない。本研究では、シリコン板を用いた模擬実験により 2つのパラメータ (関心領域と探索領域の大きさ) の最適値を決定し、さらに *in vivo* 実験によりヒト心臓壁の 2次元変位推定を行った。

2. 2次元変位同時推定法の原理

本報告では、反射超音波 RF 信号に関して 2次元相互相関関数を算出することにより心臓壁の 2次元変位の同時推定を行う。

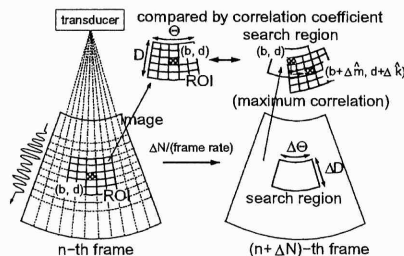


図 1: ブロックマッチング法の概要。

図 1 に示すように、第 n フレームにおける心室中隔壁内の任意の座標 (ラテラル, 超音波ビーム方

向) $= (b, d)$ 周辺に関心領域 ($\Theta \times D$) を設定する。第 $(n + \Delta N)$ フレーム内の関心領域の位置を第 n フレーム内の関心領域に対してラテラル方向とビーム方向にそれぞれ $\Delta m, \Delta k$ 変化させながら 2次元相互相関係数を算出し、相関係数が最大となる $\Delta m, \Delta k$ を決定する。決定したシフト量 $\Delta \hat{m}, \Delta \hat{k}$ を用いて、心臓壁のラテラル方向とビーム方向の ΔN フレーム ($= \Delta T$ 秒) 間の変位 $\Delta \hat{m} \Delta \theta, \Delta \hat{k} \Delta d$ を算出する。

3. シリコンを用いた模擬実験

3.1 実験システム

本報告では、関心領域の最適な大きさ ($\hat{\Theta} \times \hat{D}$) について模擬実験によって検討を行った。

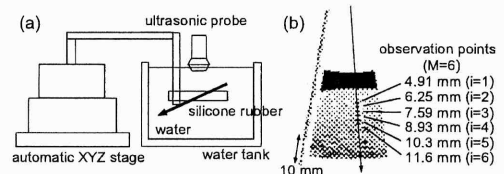


図 2: (a) 模擬実験システム模式図。(b) シリコン板の B モード断層像と変位計測点。

図 2(a) に示すように、水槽内に設置したシリコン板の移動速度を XYZ ステージで制御し、2次元変位を発生させた。超音波診断装置 (Aloka 社製: SSD-6500) の中心周波数 3.75 MHz のセクタプローブを

使用し、シリコン板の音速 v_c は 1340 m/s, RF 信号のサンプリング周波数 15 MHz, フレームレート 260 Hz, ビーム間隔 $\Delta\theta=0.75$ 度である。

3.2 RMS 誤差による関心領域の最適値の決定

関心領域の最適な大きさ $(\hat{\Theta} \times \hat{D})$ を決定するために、推定変位の RMS 誤差を用いて評価を行った。RMS 誤差 $\epsilon(\Theta, D)$ は、計測点 $i = 1, 2, \dots, M$ におけるシリコン板の推定変位を $(x_{i,\Theta,D}(j\Delta T), y_{i,\Theta,D}(j\Delta T))$ ($j = 1, 2, \dots, K$) とすると、真値 $(x_0(j\Delta T), y_0(j\Delta T))$ (ラテラル方向 4.0 mm/s, ビーム方向 3.5 mm/s から算出) との差は $(\Delta X_i(j\Delta T), \Delta Y_i(j\Delta T))$ で求められ、以下のように表される。

$$\epsilon(\Theta, D) = \sqrt{\frac{1}{MK} \sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^K \left(\sqrt{\Delta X_i(j\Delta T)^2 + \Delta Y_i(j\Delta T)^2} \right)^2}$$

$$\Delta X_i(j\Delta T) = x_{i,\Theta,D}(j\Delta T) - x_0(j\Delta T)$$

$$\Delta Y_i(j\Delta T) = y_{i,\Theta,D}(j\Delta T) - y_0(j\Delta T)$$

図 2(b) に示すように、B モード断層像上の計測点数 $M = 6$ 点分に関して、関心領域の大きさ $(\Theta \times D)$ をそれぞれ $(\Theta=1.5\sim 7.5$ 度, $D=0.089\sim 2.68$ mm) と変化させ 2 次元変位推定を行った。なお、探索領域の大きさは、関心領域をシフトさせて相関係数を算出する範囲であるため、最大のフレーム間変位に対応する領域が必要となる。そこで、変位推定を行う対象の最大速度 (速度の真値) と相関係数を算出するフレーム間隔から $(\Delta\Theta \times \Delta D)=(2.25$ 度 $\times 0.8$ mm) に設定した。フレーム間隔 ΔN は、既存の 1 次元変位推定法から算出した心臓壁の最大速度 70 mm/s が、シリコン板の速度の約 17 倍であるため、模擬実験では $\Delta N=17$, *in vivo* 実験では $\Delta N=1$ と設定することによってフレーム間変位を等しく設定した。

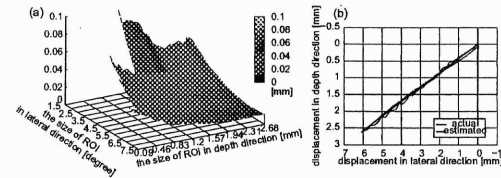


図 3: (a) 推定変位と真値との RMS 誤差。 (b) 関心領域の最適な大きさ $(\hat{\Theta} \times \hat{D})=(6.0$ 度 $\times 2.3$ mm) を用いた 2 次元推定変位。

図 3(a) は、関心領域の大きさをそれぞれ $(\Theta=1.5\sim 7.5$ 度, $D=0.089\sim 2.68$ mm) に変化させたときの観測点 $M = 6$ 点分の推定変位とシリコン板の変位の真値との RMS 誤差である。図 3(a) が示すように、 $(\hat{\Theta} \times \hat{D})=(6.0$ 度 $\times 2.3$ mm) のときに RMS 誤差が最小となった。使用した超音波ビームのビーム幅とパルス長はそれぞれ、1.6 mm, 1.1 mm であったため、RMS 誤差が最小になったときの関心領域の大き

さは、焦点付近においてビーム焦点のおよそ 2 倍に対応していた。また、図 3(b) は、関心領域の最適な大きさ $(\hat{\Theta} \times \hat{D})$ を用いてシリコン板の 2 次元変位を推定した結果である。推定変位 (実線) は、真値 (点線) と一致した波形が得られた。

4. 最適なパラメータを用いた *in vivo* 実験

前節で決定した最適なパラメータを用いて、*in vivo* 実験を行った。図 4(a) は、決定した関心領域と探索領域の最適な大きさ $(\hat{\Theta} \times \hat{D})=(6.0$ 度 $\times 2.3$ mm) と $(\Delta\Theta \times \Delta D)=(2.25$ 度 $\times 0.8$ mm) を用いて、2 次元推定を行うために設定した関心領域と探索領域の中心点 (関心点: 図 4(a) (1)) の 1 心拍内の動きを示したものである。図 4(b) は、関心点の 1 心拍中の 2 次元変位である。心電図 R 波のタイミング (図 4(a)~(c) の (1)) から中隔壁が運動を始め、収縮期 ((1)~(5)) に心基部にある関心点が心尖部、左心室方向へ動き、拡張期 ((6)~(10)) に再び元の位置に戻っていることが分かる。図 4(d) は、第 n フレームと第 $n + \Delta N$ フレームにおける関心領域内の RF 信号間の 2 次元相互相関係数の最大値の分布であり、1 心拍中で 0.81 以上となり、高精度な変位推定の可能性を示した。

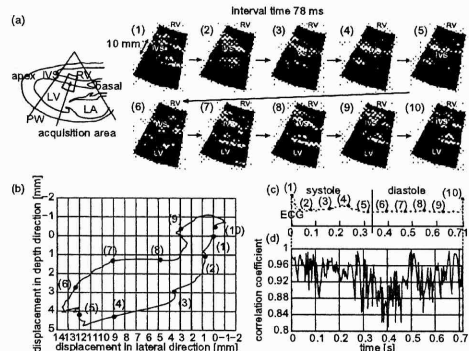


図 4: (a) 1 拍の心臓壁 B モード断層像 (外枠: 関心領域, 内枠: 探索領域)。 (b) 2 次元推定変位。 (c) 心電図。 (d) 1 心拍中の n フレームと $n + \Delta N$ フレーム間の 2 次元相互相関係数の最大値の分布。

5. 結論

本報告では、模擬実験によって最適な関心領域の大きさを $(6.0$ 度 $\times 2.3$ mm) に決定した。決定した関心領域を用いて 2 次元変位推定を行うと、シリコン板の 2 次元変位は図 3(b) の真値 (点線) とよく対応した結果となり、心臓壁の 2 次元変位は図 4(a), (b) のように 1 心拍の変位を追従することができ、高精度な 2 次元トラッキングを行える可能性を示した。

文献

[1] S. Langeland *et al.*, *IEEE Trans. UFFC.*, Vol. **43**, No. 11, pp. 1537-1546, 2004.
 [2] S. Cespedes *et al.*, *Ultrasonic Imaging*, Vol. **17**, pp. 142-171, 1995.