

博士学位論文要約 (平成24年 3月)

超音波による局所心筋収縮弛緩特性計測のための最適な 相関窓幅を用いた心臓壁 2次元運動計測の高精度化に関する研究

本庄 泰徳

指導教員：金井 浩， 研究指導教員：長谷川 英之

Study on Improvement on Accuracy in Estimation of 2-D Heart Wall Motion by Optimization of Correlation Kernel Size for Ultrasonic Measurement of Regional Myocardial Contraction and Relaxation

Yasunori Honjo

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Hideyuki HASEGAWA

For noninvasive and quantitative measurements of global 2-D heart wall motion, speckle tracking methods have been developed and used in clinical situations. In these conventional methods, an important parameter, the optimal kernel size, has not been thoroughly investigated. In our study, the optimal kernel size was defined using the ultrasonic field under several signal-to-noise ratios. In a basic experiment, it was found that the optimal kernel sizes at several depths can be determined from the size of ultrasonic field area, which was determined by the width at -20 dB of ultrasonic sound pressure profile. In *in vivo* experiment, the regional instantaneous velocities and strain rates of the heart wall were analyzed in detail at an extremely high temporal resolution (frame rate of 860 Hz). In this study, transitions in contraction and relaxation were able to be detected by 2D tracking. These results indicate the potential of this method for accurate estimation of strain rates and detailed analyses of physiological function of the myocardium.

1. はじめに

近年、心臓壁の 2 次元方向(超音波ビーム方向および超音波ビームに直交する(ラテラル)方向)の速度・変位推定法であるスペckルトラッキング法によって、2次元方向の収縮弛緩特性を計測・解析することが可能となった⁽¹⁾。スペckルトラッキング法によって算出される速度や変位は、相関窓幅(ラテラル方向幅 W_l × 超音波ビーム方向幅 W_d)に依存する。従来の研究では、真値が不明な *in vivo* 計測において、推定された心臓壁運動が尤もらしい動きとなるように、経験的に相関窓幅を決定している⁽²⁾。しかし、相関窓幅の絶対的な大きさは検討されているものの、普遍的な値として系統的な検討が十分に行われていない。本研究では、超音波の点拡がり関数(PSF)に対して何倍になるかという相対的な大きさとして、相関窓幅の最適値を普遍的に決定した。また、超音波断層像を取得する際の一般的なフレームレートは 50-200 Hz 程度であり、このような低フレームレートでスペckルトラッキング法を適用しても、心臓壁の急速な動きによってフレーム間のスペckルパターンの変化が大きくなり、心臓壁の運動を正確に追従することが困難である。そのため、Parallel Beam Forming (PBF)⁽³⁾を用いることで、超音波 RF 信号の高フレームレート収集を実現し、決定した最適な相関窓幅($W_{10}(d) \times W_{d0}(d)$)を用いたスペckルトラッキング法によって心臓壁の 2

次元方向の運動解析を行った。

2. 原理

2.1 相関窓幅の設定

本研究では、2次元速度推定法として相互相関を用いたスペckルトラッキング法を用いる。スペckルの大きさは、超音波の点拡がり関数(ラテラル方向: 超音波ビームの -20 dB 幅 $\Delta l(d)$ 、超音波ビーム方向: 超音波パルス幅の -20 dB 幅 $\Delta d(d)$)に依存する⁽⁴⁾。そこで、図 1(b)に示すように、深さ d ごとに PSF の大きさ($\Delta l(d) \times \Delta d(d)$)を予め計測する。図 1(a)に示すように、任意の位置($i - \delta l, j - \delta d$) $\equiv (i, j)$ を中心とした相関窓 $w(i, j)$ の形状は 2変量正規分布としている。ここで $\delta l, \delta d$ は、隣り合う超音波ビーム間隔および超音波 RF 信号のサンプリング間隔である。2変量正規分布のラテラル方向の標準偏差 $\sigma_l(d)$ と超音波ビーム方向の標準偏差 $\sigma_d(d)$ は、超音波の PSF の大きさ($\Delta l(d), \Delta d(d)$)と変数 α を用いて ($\sigma_l(d), \sigma_d(d) = \alpha \cdot (\Delta l(d), \Delta d(d))$) と定義する。2変量正規分布内の全ての RF 信号を用いて相関演算を行うことが理想的であるが、本研究では計算時間の都合上、2変量正規分布の 96% 分の領域を含む範囲である $\pm 2\alpha$ の領域を相関窓幅 ($W_l(d) \times W_d(d) = \pm 2(\sigma_l(d) \times \sigma_d(d)) = \pm 2\alpha(\Delta l(d) \times \Delta d(d))$) として設定し、様々な深さ d および SN 比 SNR ごとに

との最適な変数 α の値 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ を水槽実験によって決定した。

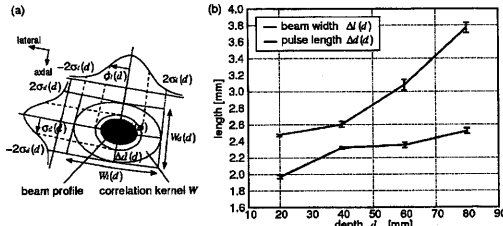


図 1: (a) 相関窓幅の模式図。(b) 深さ d における点拡がり関数の大きさ $(\Delta l(d) \times \Delta d(d))$ の計測結果。

2.2 2次元方向の速度・変位推定原理

n フレームと $(n+\Delta N_F)$ フレームにおける任意の位置 (i, j) を中心とした相関窓内の超音波 RF 信号間の相互相関係数を最大とするラテラル方向および超音波ビーム方向のシフト量を $(\Delta \hat{m}_n, \Delta \hat{k}_n)$ とすると、 ΔN_F フレーム間のラテラル方向と超音波ビーム方向の速度 $v_l(i, j; n)$ と $v_d(i, j; n)$ は、以下のように算出できる。

$$v_l(i, j; n) = \frac{(\Delta \hat{m}_n / M_l) \cdot \delta l}{\Delta N_F \cdot \Delta T} \quad (1)$$

$$v_d(i, j; n) = \frac{(\Delta \hat{k}_n / M_d) \cdot \delta d}{\Delta N_F \cdot \Delta T} \quad (2)$$

ここで、相関係数分布は再構築補間法⁽⁵⁾によって補間しており、深さ d における隣り合う超音波ビーム間隔 $\delta l (= 2d \cdot \sin(\delta\theta/2))$ と受信超音波信号の標本化間隔 $\delta d (= c_0/2f_s)$ 以下の速度推定が可能となる。 ΔT はフレーム間の標本化周期、 M_l と M_d はラテラル方向および超音波ビーム方向の標本点数である。

3. シリコン板を用いた水槽実験による相関窓幅の最適化

3.1 実験概要

最適な相関窓幅 $(W_{l0}(d) \times W_{d0}(d))$ 、すなわち最適な係数 $\alpha_{opt}(d)$ を決定するために、シリコン板を模擬心臓壁として用いた水槽実験を行った。図 2(a)に水槽実験の模式図を示す。水槽内にグラファイト粉末を 5% 混入させたシリコン板(モメンティブ・パフォーマンス・マテリアルズ・ジャパン社製: TSE3503)を設置し、X-Y ステージにより、図 2(a)中の矢印方向のような 2 次元運動を発生させた。自動ステージで設定したラテラル方向の速度 v_{l0} と超音波ビーム方向の速度 v_{d0} は共に 5 mm/s である。PSF の大きさを予め計測した超音波診断装置(α -10: Aloka 社製)およびセクタ型電子スキャンプローブを用いて、PBF により超音波 RF 信号を高フレームレート収集した。RF 信号の標本化周波数 f_s は 15 MHz、シリコン板の音速 c_s は 990

m/s、フレームレート 860 Hz、ビーム間角度 θ は 0.375 度である。本研究では、様々な深さ d で最適な相関窓幅を決定するために、シリコン板を深さ 20、40、60、80 mm に設置した。さらに、図 2(b)に示すように、シリコン板内の解析位置として、超音波ビーム番号 41、46、…、66 本目(l_0 - l_5)、シリコン板の境界から 1.5、3.0、…、7.5 mm (d_0 - d_4)の位置を解析した。

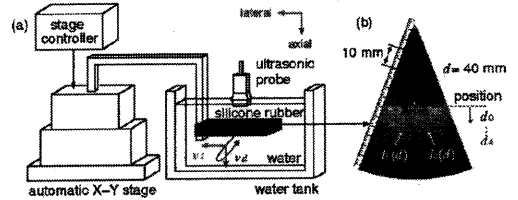


図 2: (a) 水槽実験模式図。(b) 深さ 40 mm におけるシリコン板の B モード断層像と解析位置。

3.2 白色雑音の付加

水槽実験における受信超音波 RF 信号の SN 比は、*in vivo* 計測に比べて高い。そのため、*in vivo* 計測で取りうる SN 比になるように、受信超音波 RF 信号 $rf(l, d)$ に、任意に振幅を変化させて白色雑音 $\eta_w(l, d)$ を計算機内で付加した。水槽実験における SN 比 SNR は、装置由来の RF 信号に重畳する雑音 $\eta_0(l, d)$ 、付加した白色雑音 $\eta_w(l, d)$ 、白色雑音の振幅を決める変数 β と計測した RF 信号 $rf(l, d)$ を用いて表す。本研究では、RF 信号に重畳する装置由来の雑音 $\eta_0(l, d)$ は、対象物がない水中における超音波 RF 信号のフレーム間での分散として算出した。以上より、図 2(b)に示すように、設置したシリコン板の断層像のビーム位置 $l_0(d)$ - $l_5(d)$ (41-66 本目)、深さ d_0 - d_4 が含まれる領域内の SN 比 SNR を算出すると、以下のように表される。

$$SNR = 10 \log_{10} \left(E_{(l,d)} \left[\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |rf_n(i \cdot \delta l, j \cdot \delta d)|^2 \right] \right) - 10 \log_{10} \left(E_{(l,d)} [\eta_0(l, d)]^2 + E_{(l,d)} \left[\frac{\beta}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \eta_w^2(l, d) \right] \right) \quad (3)$$

3.3 相関窓の最適幅の決定

本研究では、相関窓に関する変数 α の最適値 α_{opt} を決定するために、推定されたシリコン板の変位と自動 X-Y ステージに設定した変位の真値との二乗平均平方根誤差(RMS 誤差)を用いて評価を行った。相関窓幅に関する変数 α と雑音の振幅を決める変数 β によって SN 比を変化させ、図 2(b)中のシリコン板の断層像内にある赤点 (l_i, d_j) ($i = 0-5, j = 0-4$)の瞬時変位を推定した。推定した瞬時変位(ラテラル方向 $x_l(n; \alpha, SNR, l_i, d_j)$ 、超音波ビーム方向 $x_d(n; \alpha, SNR, l_i, d_j)$)と真値(ラテラル方向

$x_{i0}(n)$ 、超音波ビーム方向 $x_{d0}(n)$ の差で表される二乗平均平方根(RMS)誤差 $\varepsilon(\alpha, SNR, d_j)$ ($j = 0-4$) は、以下のように表される。

$$\varepsilon(\alpha, SNR, d_j) = \left(\frac{1}{B \cdot N} \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{i=0}^{N-1} X_i^2(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) + X_d^2(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

$$X_i(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) = \hat{x}_i(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) - x_{i0}(n)$$

$$X_d(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) = \hat{x}_d(n; \alpha, SNR, l_i, d_j) - x_{d0}(n)$$

ここで、 B 、 N はトラッキング点数およびフレーム数である。シリコン板内のトラッキングを行う位置 (l_i, d_j) ($d = 20, 40, 60, 80$ mm, $j = 0-4$) において、変数 β ごとの SN 比 SNR の条件下で、相関窓幅に関する変数 α ごとに RMS 誤差 $\{\varepsilon(\alpha, SNR, d_j)\}$ を算出した。

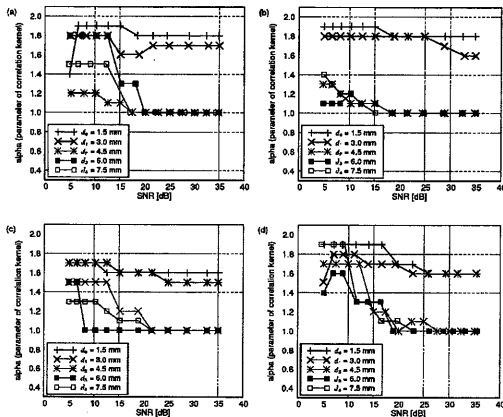


図3: RMS 誤差最小時の SN 比 SNR と $\alpha_{opt}(d, SNR)$ の関係。深さ (a) 20 mm、(b) 40 mm、(c) 60 mm、(d) 80 mm。

図 3(a)-(d) は、RMS 誤差 $\varepsilon(\alpha, SNR, d_j)$ が最小となったときの変数 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ を深さごとに示したものである。図 3(a)-(d) が示すように、変数 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ の値は、深さによらずほぼ同様の傾向を示していることが分かる。また、解析する位置がシリコン板の境界付近 (d_0, d_1) とシリコン板内部 ($d_2 \sim d_4$) では、相関窓幅に関する変数 α の最適値 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ が異なっていることが分かる。本研究では、相関窓幅を $(W_i \times W_d) = \pm 2\alpha(\Delta l \times \Delta d)$ と定義しており、相関窓幅は、シリコン板の境界付近(深さ 3.0 mm 以内)で、超音波の焦点に対して 7 倍程度 ($\alpha = 1.6, 1.8$)、シリコン板内部(3.0 mm より深い位置)では、超音波の焦点に対して 4 倍 ($\alpha = 1.0$) の大きさとして用いれば、最も RMS 誤差を低減できることが分かった。逆に、20 dB 以下であれば、図 3(a)-(d) に対応する最適な α の値 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ を用いることで RMS 誤差を最も低減することが可能となる。

4. in vivo 計測によるヒト心臓壁の 2 次元方向の厚み変化速度計測

4.1 左室長軸断面の RF 信号収集

図 4 に示すように、超音波診断装置 ($\alpha-10$: Aloka 社製) の 3.75 MHz セクタ型プローブを用いて、左室長軸像を描出した。図 4(b) に、取得した 23 歳健康常者の心臓の長軸断層像を示す。心室中隔壁 (IVS) および左室後壁 (PW) に設定したトラッキング点(赤枠黄色点)の厚み変化速度を計測した。

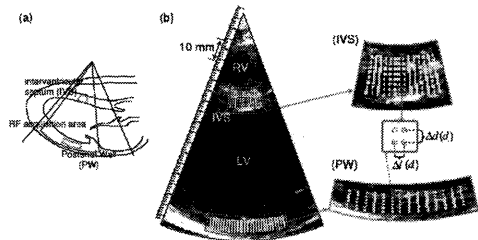


図4: (a) 左室長軸断面模式図。(b) 超音波断層像および解析領域。

4.2 in vivo 計測における SN 比の算出

最適な相関窓幅 ($W_i(d) \times W_d(d)$) を決定するためには、in vivo 計測における SN 比 SNR を算出する必要がある。SN 比を算出する際、一般的には心筋からの超音波 RF 信号を計測フレーム内で平均し、ランダムノイズを除去してから空間方向に平均して信号パワーを推定する。雑音に関しては、計測フレーム内の超音波 RF 信号の分散として算出する。しかし、心臓は常に拍動を続けているため、平均操作を行うことができない。そこで、図 5(a)、5(b) に示すように、他の静止している筋肉(前腕橈骨筋)を用いて上記の操作を行って SN 比を算出し、超音波 RF 信号のパワーと SN 比との関係を求めた。

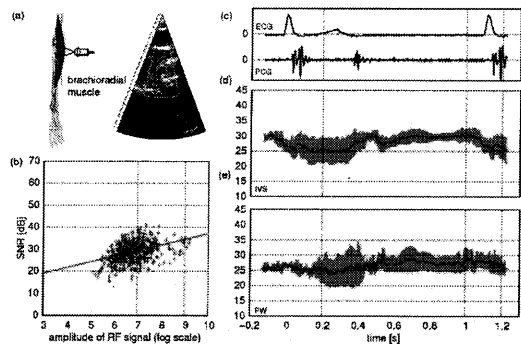


図5: (a) 橈骨筋の超音波断層像。(b) 橈骨筋からの受信超音波 RF 信号のパワーと SN 比の関係。(c) 心電図と心音図。算出した SN 比 (d) 心室中隔壁。(e) 左室後壁。

本研究では、図 5(b)の関係が、心筋にも適用できると仮定し、1 フレームごとに心筋からの受信超音波 RF 信号のパワーを求め、SN 比を算出した。本研究では、図 5(b)の関係が、心筋にも適用できると仮定し、1 フレームごとに心筋からの受信超音波 RF 信号のパワーを求め、SN 比を算出した。赤の領域は、図 4(b)の解析領域内の黄色の点における SN 比の標準偏差を表す。図 5(d)、5(e)が示すように、心室中隔壁と左室後壁の SN 比は、1 心拍間において 20 dB 以上であるため、相関窓に関するパラメータ $\alpha_{opt}(d, SNR)$ は、図 3 をもとに、境界付近(境界から 3.0 mm 以内)の位置では、超音波の PSF に対して 7 倍の大きさ $\alpha_{opt}(d, SNR) = 1.8$ (IVS)、1.6 (PW)、心臓壁内部では、超音波の PSF に対して 4 倍の大きさ $\alpha_{opt}(d, SNR) = 1.0$ として設定した。

4.3 心電図 QR 波付近の厚み変化速度計測

図 6(a)および 6(b)に R 波直前の心室中隔壁と左室後壁のラテラル方向および超音波ビーム方向の厚み変化速度のカラーコーディング結果を示した。図 6(1)-(10)は、Q 波付近(R 波から 18 ms 前から R 波までの 2 ms 間隔で厚み変化速度を表示している。青、水色が超音波ビーム方向に厚みの増加を表し、心臓壁が心筋線維(ラテラル)方向に収縮することに対応する。また、赤、黄色は、超音波ビーム方向の厚みの減少を表し、心臓壁が心筋線維(ラテラル)方向に弛緩することを表す。心電図 Q 波付近(1)では、心筋は弛緩しているのに対して、心電図 R 波(10)では、解析範囲全体が収縮していることが確認できる。図 6(a-1)内の白線内の収縮成分が時間経過とともに伝播しており、図 6(a-1)から(a-9)内で収縮成分が伝播した距離を δL (ビーム 52 本分)とし、伝播に要した時間で割ることにより速度を算出すると、収縮の伝播速度は、0.96 m/s となった。これは、QRS 波周辺で心室中隔壁の心室筋を伝播する電気信号の速度(0.2-1.0 m/s)と良く対応していることが分かる。

5. まとめ

本研究では、スペクトルトラッキング法のパラメータである相関窓幅の最適化を行った。また、*in vivo* 計測においてヒト心臓左室長軸断面の 2 次元方向の厚み変化速度の高時間分解能計測を行った。厚み変化速度は、心時相と対応して心筋の収縮から弛緩の様子が計測され、心機能の詳細な評価が行える可能性を示した。また、収縮成分の伝播に着目することによって、従来では観察が困難であった電気信号に対する心筋の応答を確認することができた。

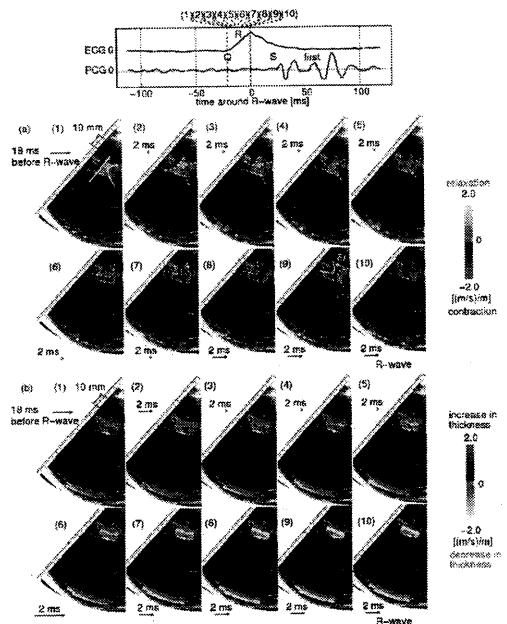


図 6: 心電図 QR 波における厚み変化速度。(a) ラテラル方向。(b) 超音波ビーム方向。

文献

- 1) J. D'hooge, E. Konofagou, F. Jamal, A. Heimdal, L. Barrios, B. Bijnens, J. Thoen, F. van de Werf, G. R. Sutherland and P. Suetens: Two-dimensional ultrasonic strain rate measurement of the human heart *in vivo*, IEEE Trans. UFFC, Vol. 49, No. 2, pp. 281-286, 2002.
- 2) 中谷 敏: Tissue velocity imaging を臨床に活かす心室同期不全に対する両室ペーシング治療の有効性判定への応用, GE today, pp. 31-34, (社)GE ヘルスケア・ジャパン, 東京, 2003.
- 3) H. Hasegawa and H. Kanai: Simultaneous imaging of artery-wall strain and blood flow by high frame rate acquisition of RF signals, IEEE Trans. UFFC, Vol. 55, No. 12, pp. 2626-2639, 2008.
- 4) I. Akiyama, A. Hayama, M. Nakajima, S. Yuta and T. Itoh: Measurement of displacement distribution in biological tissues from ultrasound B-mode images, 電気情報通信学会論文誌, Vol. J71-D, pp. 733-736, 1988.
- 5) I. Cespedes, Y. Huang, J. Ophir and S. Spratt: Methods for estimation of subsample time delays of digitized echo signals, Ultrason. Imaging, Vol. 17, p. 142, 1995.
- 6) 岡小天著: レオロジー—生物レオロジー—, 中央印刷, 東京, p. 256, 1974.