0916-2410/12/¥500/論文/JCOPY
U1202-10

解　説　　医用超音波

心臓壁二次元運動計測の高精度化
=最適な相関窓幅の検討=

東北大学　本庄 泰徳・長谷川 英之・金井　浩

1．はじめに

近年、心臓壁の二次元方向（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・変位の同時推定法であるスペックルトラッキング法によって、二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]。スペック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ック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ック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$(W_{l0}(d)\times W_{d0}(d))$を用いたスペックルトラッキング法によって心臓壁の二次元方向の運動計測を行った。

※本記事は第32回超音波シンポジウムで発表された論文に基づいております。

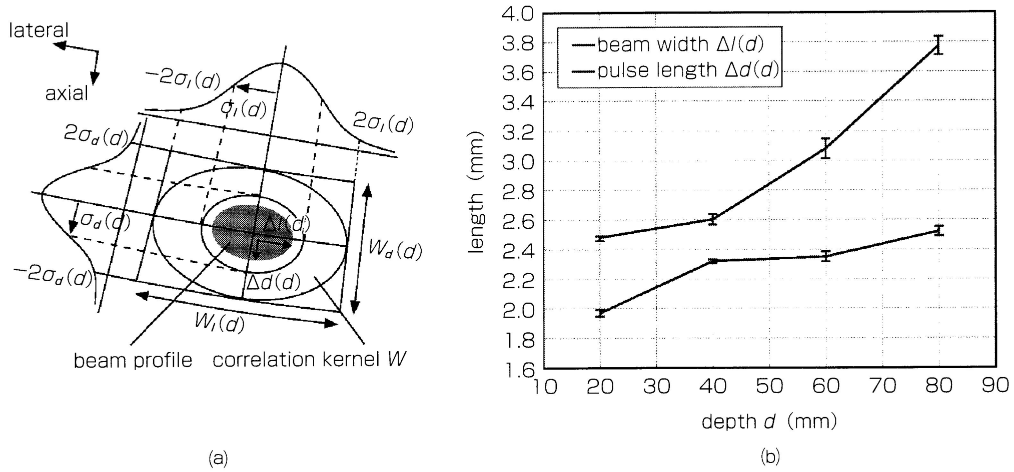
2．原理

2－1　相関窓幅の設定

本研究では、二次元速度推定法として相互相関を用いたスペックルトラッキング法を用いる。スペックルの大きさは、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、第1図(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。第1図(a)に示すように、任意の位置$(i\cdot\delta l, j\cdot\delta d)\equiv(i, j)$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$\alpha$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、さまざまな深さ$d$およびSN比$SNR$ごとの最適な変数$\alpha$の値$\alpha_{\mathrm{opt}}(d, SNR)$を水槽実験によって決定した。

2－2　二次元の速度・変位推定原理

nフレームと$(n+\Delta N_{\mathrm{F}})$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シフト量を$(\Delta\hat{m}_n, \Delta\hat{k}_n)$とすると、$\Delta N_{\mathrm{F}}$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



第1図
(a)相関窓幅の模式図。(b)さまざまな深さ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。

ように算出できる。

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

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

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。$\Delta T$はフレーム間隔、$M_l$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。

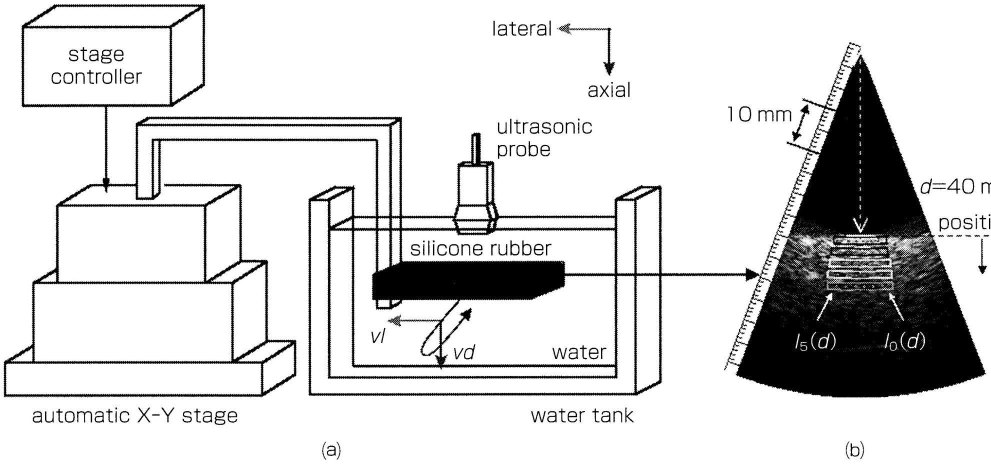
3. シリコーン板を用いた水槽実験による相関窓幅の最適化

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$\alpha_{\mathrm{opt}}(d)$を決定するために、シリコーン板を模擬心臓壁として用いた水槽実験を行った。第2図(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%混入させたシリコーン板(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、第2図(a)中の矢印方向のような二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、シリコーン板の音速c_sは990 m/s、フレームレート860 Hz、ビーム間角度$\delta\theta$は0.375度である。本研究では、さまざまな深さdで最適な相関窓幅を決定するために、シリコーン板を深さ20、40、60、80 mmに設置した。さらに、第2図(b)に示すように、シリコー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)、シリコーン板の境界から1.5、3.0、…、7.5 mm(d_0〜d_4)の位置を解析した。

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$\eta_{\mathrm{w}}(l, d)$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$\eta_{\mathrm{w}}(l, d)$、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、第2図(b)に示すように、設置したシリコー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



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

出すると、以下のように表される。

$$SNR = 10\log_{10}\left(\mathrm{E}_{(l,\,d)}\left[\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}\mathrm{rf}_n^2(i\cdot\delta l,\, j\cdot\delta d)\right]\right) - 10\log_{10}\left(\mathrm{E}_{(l,\,d)}\left[\eta_0^2(l,\,d)^2\right] + \mathrm{E}_{(l,\,d)}\left[\frac{\beta}{N}\sum_{n=0}^{N-1}\eta_{\mathrm{w}}^2(l,\,d)\right]\right) \quad \cdots(3)$$

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、推定されたシリコーン板の変位と自動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、第２図(b)中のシリコーン板の断層像内にある赤点$(l_i,\, d_j)$ $(i=0\sim5,\, j=0\sim4)$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$x_{l0}(n)$、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$\varepsilon(\alpha,\, SNR,\, d_j)$ $(j=0\sim4)$は、以下のように表される。

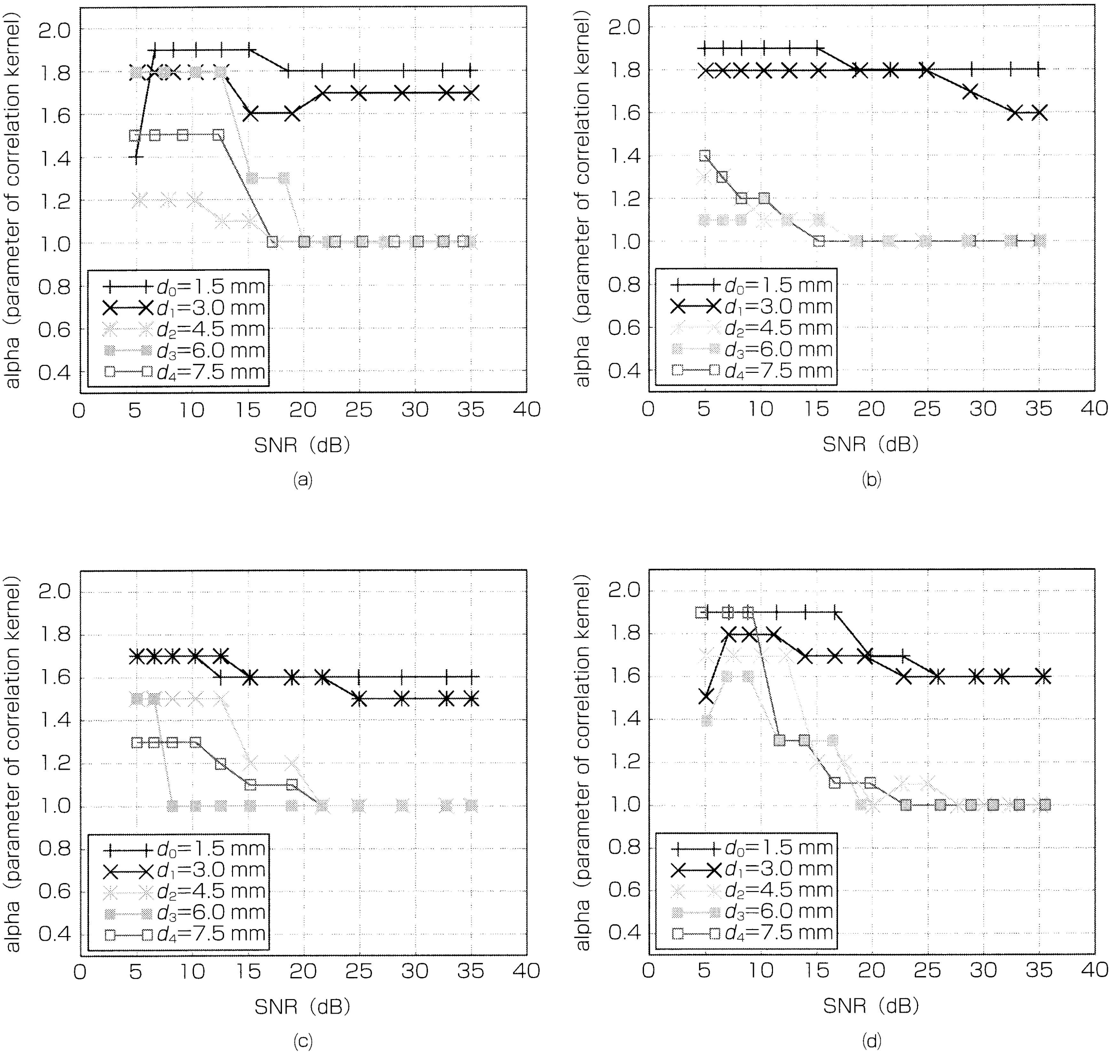
$$\varepsilon(\alpha,\, SNR,\, d_j) = \left(\frac{1}{B\cdot N}\sum_{i=0}^{5}\sum_{n=0}^{N-1}X_l^2(n;\, SNR,\, l_i,\, dj) + X_d^2(n;\,\alpha,\, SNR,\, l_i,\, d_j)\right)^{\frac{1}{2}} \quad \cdots(4)$$

$$X_l(n;\alpha,\, SNR,\, l_i,\, d_j) = \hat{x}_l(n;\alpha,\, SNR,\, l_i,\, d_j) - x_{l0}(n)$$

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

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。シリコー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、$j=0\sim4)$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。

第３図(a)〜(d)は、RMS誤差$\varepsilon(\alpha,\, SNR,\, d_j)$が最小となったときの変数$\alpha_{\mathrm{opt}}(d,\, SNR)$を深さごとに示したものである。第３図(a)〜(d)が示すように、変数$\alpha_{\mathrm{opt}}(d,\, SNR)$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わかる。また、解析する位置がシリコーン板の境界付近$(d_0,\, d_1)$とシリコーン板内部$(d_2\sim d_4)$では、相関窓幅に関する変数αの最適値$\alpha_{\mathrm{opt}}(d,\, SNR)$が異なっていることがわかる。本研究では、相関窓幅を$(W_l\times W_d) = \pm 2\alpha(\Delta l\times\Delta d)$と定義しており、相関窓幅は、シリコーン板の境界付近（深さ3.0 mm以内）で超音波の焦域に対して７倍程度$(\alpha=1.6,\, 1.8)$、シリコーン板内部（3.0 mmより深い位置）では超音波の焦域に対して４倍$(\alpha=1.0)$とすれば、最もRMS誤差を低減できることがわかった。第３図(a)〜(d)が示すように、特に20 dB以上であれば、どの深さ、SN比の条件であっても同様の傾向となることから、相関窓の最適な大きさ$(W_{l0}(d)\times W_{d0}(d))$は、予め超音波の点拡がり関数$(\Delta l(d)\times\Delta d(d))$を測定しておき、SN比によって窓幅



第3図　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。

を最適に決定することが可能である。逆に、20 dB以下であれば、第3図(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。

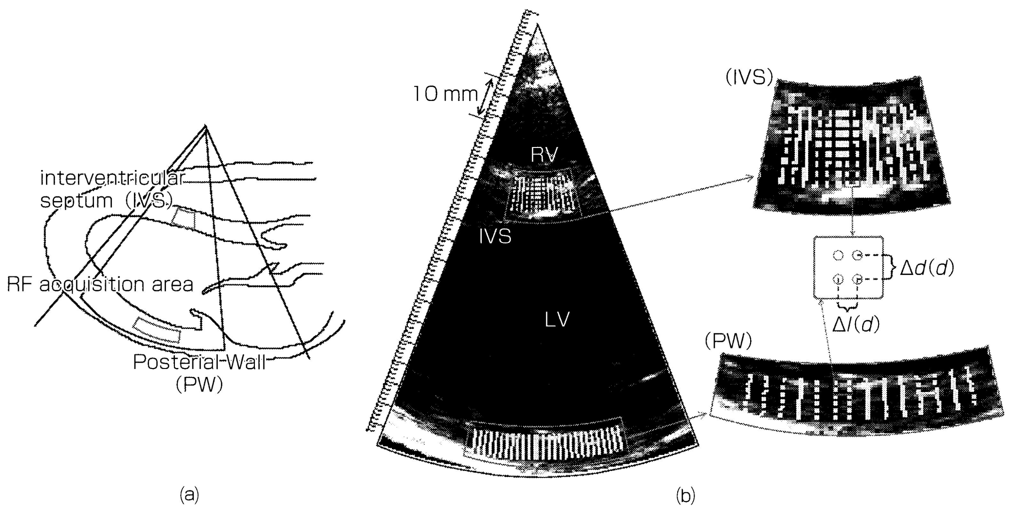
4. *in vivo*計測によるヒト心臓壁の二次元方向の厚み変化速度計測

4－1　左室長軸断面のRF信号収集

第4図に示すように、超音波診断装置（α-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。第4図(b)に、取得した23歳健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（赤枠黄色の点）の厚み変化速度を計測した。

4－2　*in vivo*計測におけるSN比の算出

最適な相関窓幅$(W_{l0}(d) \times W_{d0}(d))$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



第4図
(a)左室長軸断面模式図。(b)超音波断層像および解析領域。

を行うことができない。そこで、第5図(a)、第5図(b)に示すように、他の静止している筋組織（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。本研究では、第5図(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。

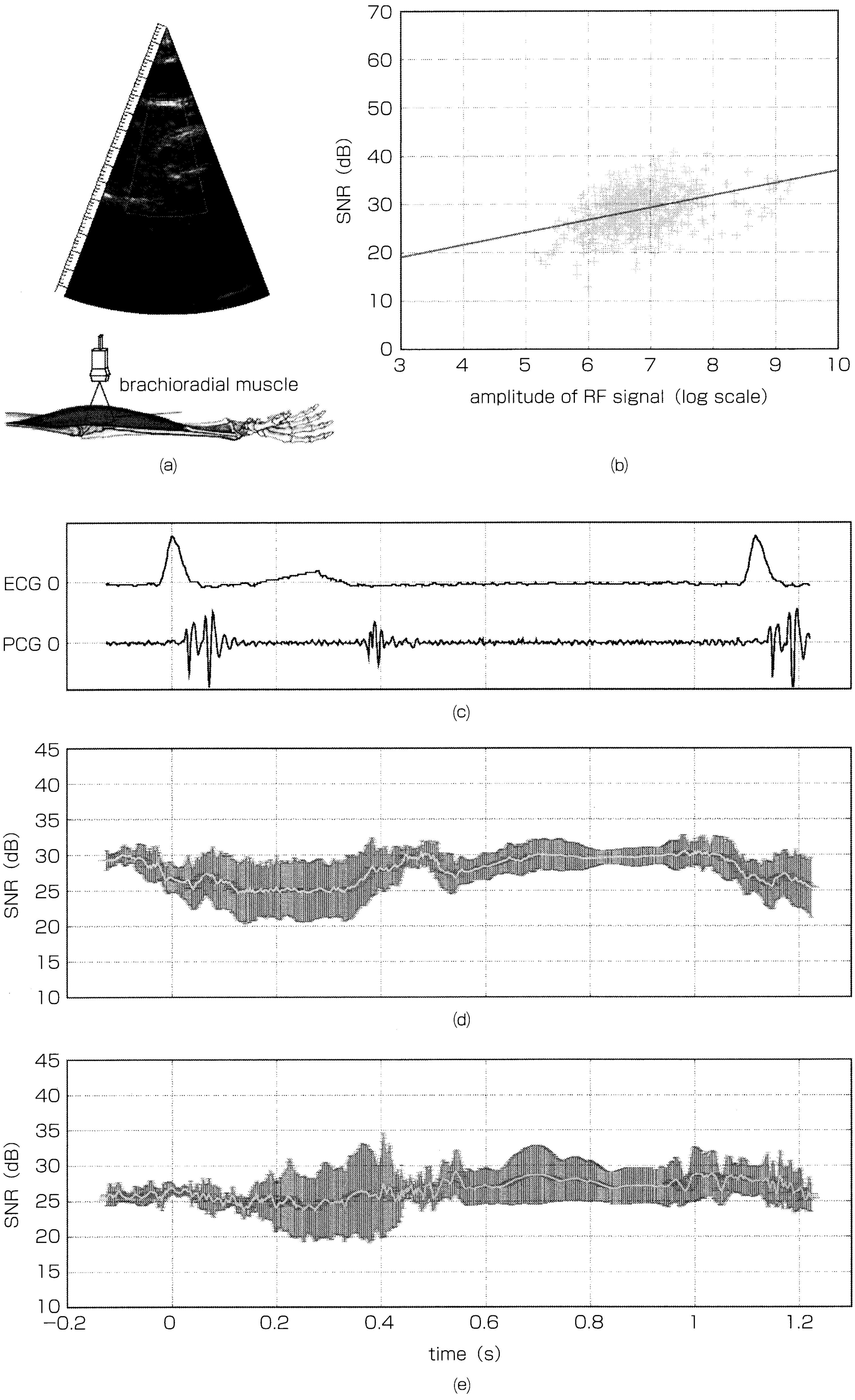
本研究では、第5図(b)の関係が、心筋にも適用できると仮定し、1フレームごとに心筋からの受信超音波RF信号のパワーを求め、SN比を算出した。赤の領域は、第4図(b)の解析領域内の各点におけるSN比の標準偏差を表す。第5図(d)、(e)が示すように、心室中隔壁と左室後壁のSN比は、1心拍間において20 dB以上であるため、相関窓に関するパラメータ$\alpha_{\mathrm{opt}}(d, SNR)$は、第3図をもとに、境界付近（境界から3.0 mm以内）の位置では、超音波のPSFに対して7倍の大きさ($\alpha_{\mathrm{opt}}(d, SNR) = 1.8$(IVS)、1.6(PW))、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

第6図(a)および第6図(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。第6図(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。第6図(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、第6図(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わかる。

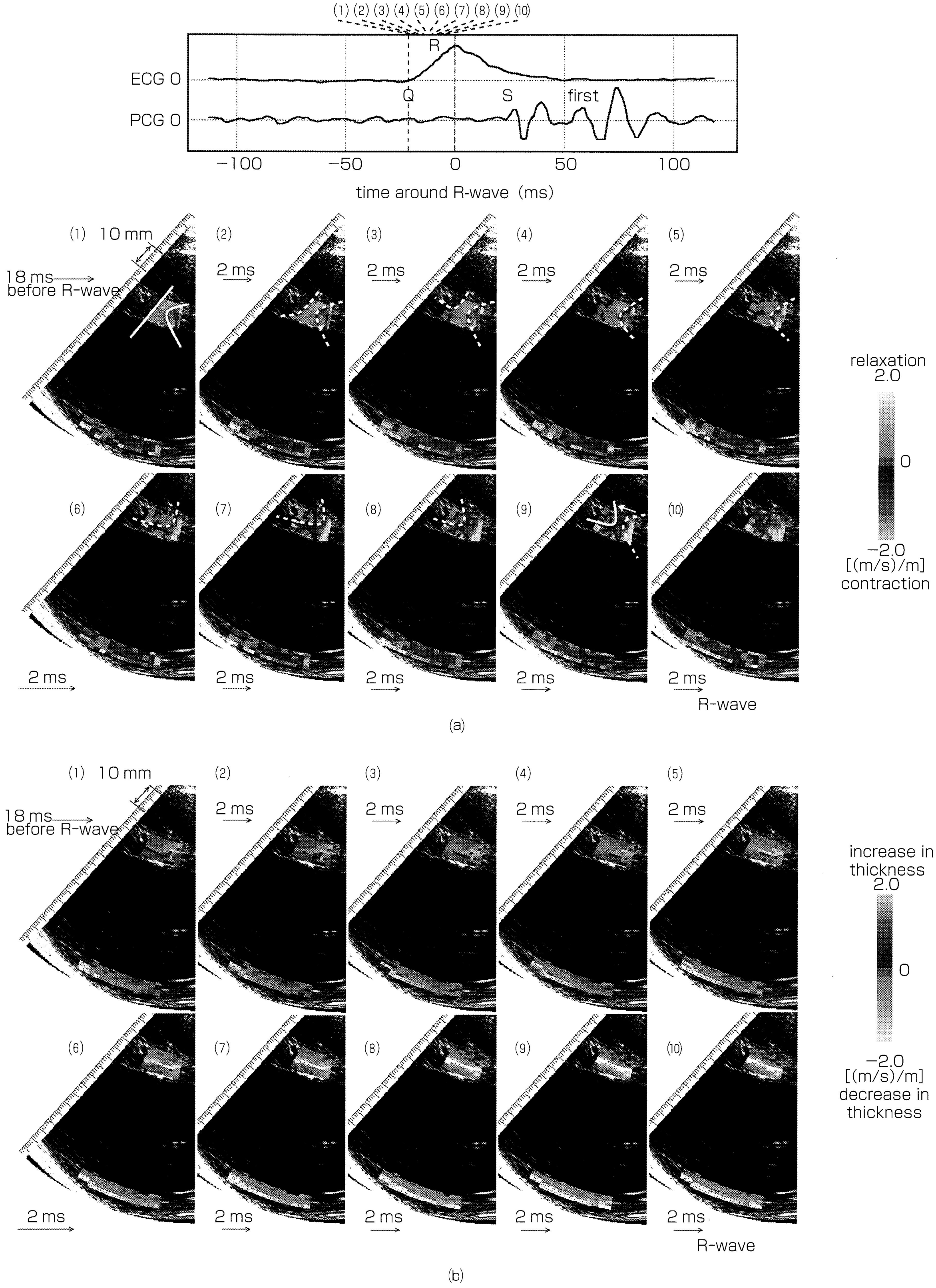
5. おわりに

本研究では、スペック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二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。



第5図

(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。



第6図　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。

＜参考文献＞
(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、㈳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)

【筆者紹介】

本庄　泰徳

東北大学　医工学研究科　医工学専攻
金井・長谷川研究室　博士３年
〒980-8579　仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL：022-795-7079　FAX：022-795-7195
E-mail：honjo@us.ecei.tohoku.ac.jp

長谷川　英之

東北大学　医工学研究科　医工学専攻
計測・診断工学講座　准教授
〒980-8579　仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL：022-795-7079　FAX：022-795-7195
E-mail：hasegawa@us.ecei.tohoku.ac.jp

金井　浩

東北大学　医工学研究科　医工学専攻
計測・診断工学講座　教授
〒980-8579　仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL：022-795-7078　FAX：022-263-9444
E-mail：hkanai@ecei.tohoku.ac.jp