

二次元収縮弛緩特性計測を目指した心筋運動の高フレームレート計測

本庄 泰徳[†] 長谷川英之[†] 金井 浩^{††}

High Frame Rate Tracking of Heart Wall Motion for Two-Dimensional Measurement of Myocardial Contraction and Relaxation

Yasunori HONJO[†], Hideyuki HASEGAWA[†], and Hiroshi KANAI^{††}

あらまし 近年、心筋の厚み変化や厚み変化速度計測に関する研究が盛んに行われている。我々は、心機能評価に有用なスペckルトラッキング法に関するパラメータである相関窓幅について、超音波の焦点から最適値を決定した上で、心臓壁変位の高時間分解能（フレームレート 860 Hz（時間分解能 1.2 ms））計測を行った。しかし、これまでに決定した最適な相関窓幅は長軸像において、心室中隔壁が一般的に存在する位置のみに対応したものであり、その他の深さや水槽実験の SN 比を考慮していない。本論文では、様々な深さにおける超音波ビームの -20 dB 幅と超音波パルスの包絡線の -20 dB 幅を計測した。また白色雑音を付加し、深さごとかつ SN 比ごとに、最適な相関窓幅を検討した。ヒト心臓の *in vivo* 計測では、水槽実験で算出した様々な SN 比に対応した最適な相関窓幅を決定した。超音波焦点の大きさに対して 0.8, 1.0, 1.1, 1.2 倍の領域を標準偏差とする 2 変量正規分布の相関窓幅を用いて、心室中隔壁と左室後壁の二次元方向の速度の高時間分解能計測を行ったところ、詳細な速度波形を得ることができた。このような結果から、*in vivo* 計測における SN 比を算出することで、SN 比ごとに相関窓幅を決定することが可能となり、心筋の二次元的な運動の詳細な評価が行える可能性を示した。

キーワード スペックルトラッキング法、相関窓幅、高時間分解能、*in vivo* 計測

1. まえがき

心筋の収縮弛緩特性である心筋の厚み変化や厚み変化速度のイメージングは、局所心筋機能の定量的評価に有用な方法である [1]~[4]。近年では、心臓壁の二次元方向（超音波ビーム方向及び超音波ビームに直交する（ラテラル）方向）の変位・速度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、超音波ビーム方向のみではなく、二次元方向の心臓壁の変位や速度から収縮弛緩の様子を計測・解析することが可能となった [5]~[8]。しかし、心筋の収縮弛緩の遷移過程の機序がまだまだ不明確である。心筋の収縮弛緩の遷移過程において、心臓壁は約 10 ms と短い時間に急速に動く [4]。従来のスペックルトラッキング法は、フレームレートが 50~200 Hz 程度であるため [9]~[12]、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、心臓壁の変位・速度の推定精度が低下する。そのため、心臓壁の微小な動きを正確に追従するためには、500 Hz（時間分解能 2 ms）以上のフレームレートが必要となる [1], [4]。

また、スペックルトラッキング法によって算出される変位や速度は、パラメータである相関窓幅（ラテラル方向幅 W_l × 超音波ビーム方向幅 W_a ）に依存する。Kaluzynski らは、(1.0 × 0.5) mm の窓幅を用いて、15 μ m の散乱体を含んだ直径 31 mm の円筒のシリコン板の厚み変化速度計測を行った [13]。また、Bohs らは、(2.0 × 1.5) mm の窓幅を用いて、ワイヤの二次元方向の速度推定を行った [14]。心臓壁の変位や速度推定における相関窓幅は、真値が不明である心臓壁の *in vivo* 実験をもとに最適値の検討を行ったり [15]~[18]、心臓壁がもっともらしい動きとなるように、経験的な大きさとして (3.0 × 3.0) mm や (10 × 10) mm の窓幅が用いられている [19], [20]。しかし、研究者によって様々な相関窓幅が用いられてきたが、相関窓幅を単に大きさとして評価しているのみであり、普遍的

[†] 東北大学大学院医工学研究科, 仙台市

Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aramaki-aza-Aoba, Sendai-shi, 980-8579 Japan

^{††} 東北大学大学院工学研究科, 仙台市

Graduate School of Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aramaki-aza-Aoba, Sendai-shi, 980-8579 Japan

な値をもとに系統的な検討が十分に行われていない。

我々はこれまでに、相関窓幅 ($W_l \times W_a$) について、超音波の焦点の大きさに対して何倍になるかという相対的な大きさとして、その最適値を普遍的に決定した。また、Parallel Beam Forming (PBF) [21] によって超音波 RF 信号を高フレームレート収集し、決定した相関窓幅 ($W_{l0} \times W_{a0}$) を用いたスペクトルトラック法により、心室中隔壁の変位計測を行った [22]。しかし、心室中隔壁が存在する典型的な深さにおける最適な窓幅 ($W_{l0} \times W_{a0}$) を決定したものの、その窓幅が異なる深さにおいても最適なのか検討を行っていない [22]。更に、最適な窓幅を検討する際に行った水槽実験は、雑音が付加されていない条件でしか行っていない。心室中隔壁に比べて深い位置にある左室後壁では、超音波の反射信号は減衰などの影響で振幅が小さくなることから、様々な SN 比で検討を行う必要がある。

本論文では、様々な深さにおける超音波焦点の大きさを測定し、様々な深さに対応できるように、最適な相関窓幅を決定した。更に、計測した超音波 RF 信号に白色雑音を付加し、SN 比が低い条件でも同様の検討を行った。また、決定した窓幅を用いて、心室中隔壁及び左室後壁の二次元方向の速度を高時間分解能で推定し、心筋の収縮弛緩特性計測を詳細に行うことができる可能性を示す。

2. 原理・方法

2.1 相関窓幅の設定

本論文では、心臓壁の二次元変位・速度の同時推定法として、相互相関を用いたスペクトルトラック法を用いる。スペククルの大きさは、深さごとの超音波焦点 (ラテラル方向: 超音波ビーム幅, 超音波ビーム方向: 超音波パルス幅) に依存する [23], [24]。そこで、深さごとに超音波ビーム幅 $\Delta l(d)$ と超音波パルスの包絡線幅 $\Delta d(d)$ をあらかじめ計測する。ここで、計測する包絡線幅は -20 dB 幅として十分小さな信号まで考慮に入れることで、 -3 dB 幅などに比べて、より送信ビームの特性を表した超音波の焦点 ($\Delta l(d), \Delta d(d)$) とするためである。図 1 に示すように、相関窓 W の形状は 2 変量正規分布とし、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 $\sigma_a(d)$ は、超音波の焦点 ($\Delta l(d), \Delta d(d)$) と変数 α を用いて ($\sigma_l(d), \sigma_a(d) = \alpha \cdot (\Delta l(d), \Delta d(d))$) と定義する [22]。本論文では、深さ d ごとの最適な α の値

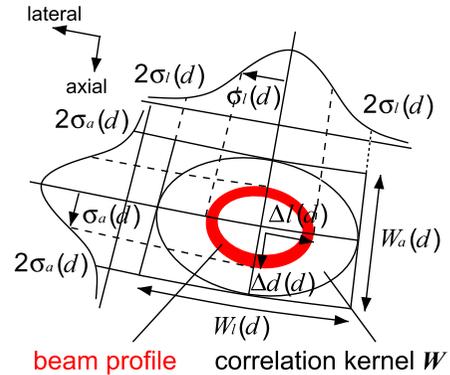


図 1 相関窓と超音波焦点の関係図
Fig. 1 Schematic image of relationship between correlation kernel and beam profile.

$\alpha_{\text{opt}}(d)$ を水槽実験によって決定した。

2.2 二次元速度推定

n フレームと $(n + \Delta N_F)$ フレーム間の心臓壁のラテラル方向の速度 $v_l(n)$ と超音波ビーム方向の速度 $v_a(n)$ は、 n フレームと $(n + \Delta N_F)$ フレームの相関窓 W 内における超音波 RF 信号間の相関係数を最大とするシフト量 ($\Delta \widehat{m}_n, \Delta \widehat{k}_n$) から以下のように算出できる。

$$v_l(n) = \frac{(\Delta \widehat{m}_n / M_l) \cdot \delta l}{\Delta N_F \cdot \Delta T} \quad [\text{mm/s}] \quad (1)$$

$$v_a(n) = \frac{(\Delta \widehat{k}_n / M_a) \cdot \delta d}{\Delta N_F \cdot \Delta T} \quad [\text{mm/s}] \quad (2)$$

ここで、シフト量 ($\Delta \widehat{m}_n, \Delta \widehat{k}_n$) は無次元の整数である。また、相関係数分布は再構築補間法 [25] によって補間しており、その深さ d における隣り合う超音波ビームの間隔 $\delta l (= 2d \cdot \sin(\delta\theta/2))$ と超音波の標本化間隔 δd より小さい変位や速度計測が可能となる [22]。 ΔT はフレーム間隔、 M_l と M_a は、1 ピクセルのラテラル方向及び超音波ビーム方向の分割数、 $\delta\theta$ は隣り合うビーム間角度である。

3. 水槽実験による相関窓幅の最適化

3.1 超音波焦点の計測

最適な相関窓幅 ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$) を決定するために、深さごとに超音波ビームの -20 dB 幅 $\Delta l(d)$ と超音波パルスの包絡線の -20 dB 幅 $\Delta d(d)$ を計測した。図 2 (a) に示すように、水槽内に直径 $35 \mu\text{m}$ のステンレスワイヤを張り、超音波プローブを固定した。使用した超音波プローブはセクタ型電子スキャンプローブ、

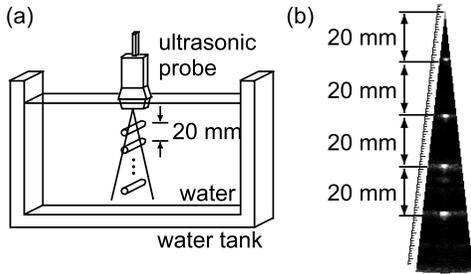


図 2 (a) 超音波焦点測定の実験システム. (b) ステンレスワイヤの B モード断層像 (深さ: 20, 40, 60, 80 mm)

Fig. 2 (a) Schematic of system for measurement of beam profiles. (b) Cross-sectional image of wires which made from stainless placed at depths of 20, 40, 60 and 80 mm.

中心周波数 3.75 MHz, 波長が 410 μm である. 本論文では, PBF によって平面波を 7 回送信し, 同時受信したプローブ各素子の信号から, その平面波内に 16 本の受信ビームを形成させた. フレームレートは 860 Hz, 隣り合うビーム間角度 $\delta\theta$ は 0.375 度である. 図 2 (b) に示すように, ステンレスワイヤを深さ 20, 40, 60, 80 mm に設置した. 図 3 は, 計測された超音波焦点域 ($\Delta l(d)$, $\Delta d(d)$) の分布である.

3.2 ファントム実験

3.2.1 実験概要

最適相関窓幅 ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$), すなわち最適な係数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を決定するために, シリコン板を用いた水槽実験を行った. 図 4 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, 移動速度を X-Y ステージで制御して, axial-lateral 平面内で図 4 中の矢印方向のような二次元運動を発生させた. 自動ステージに設定したシリコン板のラテラル方向の速度 v_{l0} と超音波ビーム方向の速度 v_{a0} は共に 5 mm/s である. 心筋の速度は, 50 mm/s 程度と速い運動を行う [26]. そこで, 心筋の速度 (50 mm/s) と同様な速度に設定するために, 相関係数を算出するフレーム間隔 ΔN_F をファントム実験と *in vivo* 計測では, 異なる値に設定することで同様なフレーム間変位を実現する. ファントム実験では $\Delta N_F = 10$, *in vivo* 計測では $\Delta N_F = 1$ と設定することで, 相関係数を算出するフレーム間変位 (瞬時速度) を対応させた. 超音波焦点域の大きさの計測と同じセクタ型電子スキャン

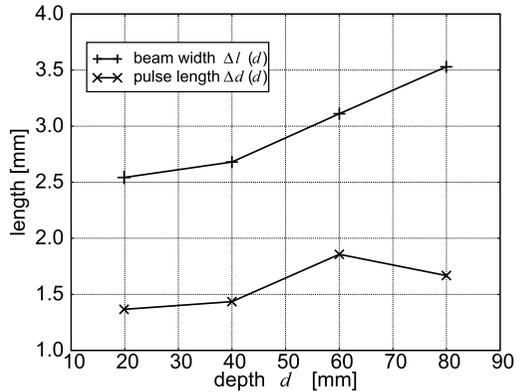


図 3 深さ d ごとの超音波ビームの -20 dB 幅 $\Delta l(d)$ と超音波パルスの包絡線の -20 dB 幅 $\Delta d(d)$

Fig. 3 Measurement of the -20 dB widths of lateral amplitude profile and pulse envelope.

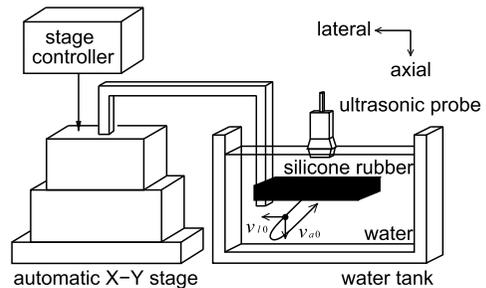


図 4 水槽実験模式図

Fig. 4 Schematic of phantom experiment.

プローブを用いて, 超音波 RF 信号を高フレームレート収集した. RF 信号の標準化周波数 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 $\delta\theta$ は 0.375 度である. 本論文では, 図 5 に示すように, 様々な深さで最適な相関窓幅 ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$) 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.

3.2.2 白色雑音の付加

PBF によって取得した RF 信号 $\text{rf}(l, d)$ に, 任意に振幅を変化させて白色雑音 $\eta_w(l, d)$ を計算機内で付加させた. 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 $\eta_w(l, d)$ の振幅を決める変数 β と RF 信号 $\text{rf}(l, d)$ を用いて以下のように表される.

$$\begin{aligned} \text{SNR} &= 10 \log_{10} \left(E[\text{rf}(l, d)]^2 \right) \\ &\quad - 10 \log_{10} E \left[(\eta_0(l, d) + \beta \cdot \eta_w(l, d))^2 \right] \\ &= 10 \log_{10} \left(E[\text{rf}(l, d)]^2 \right) \end{aligned}$$

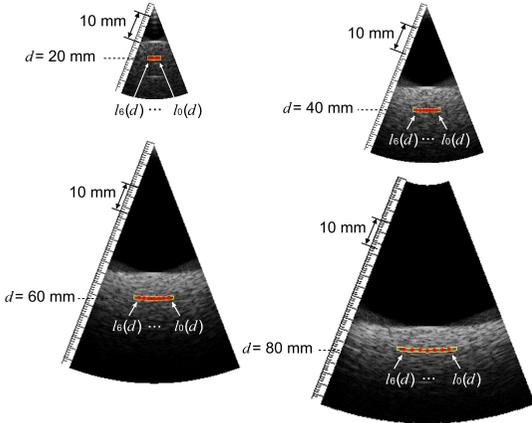


図5 シリコン板のBモード断層像(赤点:設定したトラッキング点. 超音波ビーム位置 l_i は, 深さ d ごとにビーム5本間隔で7本設定. ($l_i = 41, 46, \dots, 71$ ($i = 0, 1, \dots, 6$)), 深さ d は20mm間隔で4点設定. ($d = 20, 40, 60, 80$ mm))

Fig. 5 Cross-sectional images of silicone rubber. Two-dimensional (2-D) displacements of the silicone rubber at the red points were estimated. The beam number l_i was set at intervals of five beams from 41 ($i = 0$) to 71 ($i = 6$). Depth d were set at intervals of 20 mm from 20 to 80 mm.

$$-10 \log_{10} E [\eta_0(l, d)^2 + (\beta \cdot \eta_w(l, d))^2] \quad (3)$$

$E[\cdot]$ は時間に関する平均操作である. 本論文で用いるSNRは, 深さ d における装置由来のRF信号に重畳する雑音 $\eta_0(l, d)$ と, 付加した白色雑音 $\eta_w(l, d)$ の振幅を決める変数 β で変化する. ここで, 装置由来のRF信号に重畳する雑音 $\eta_0(l, d)$ と付加した白色雑音 $\eta_w(l, d)$ は無相関であるため, $E[\eta_0(l, d) \cdot \eta_w(l, d)] = 0$ となる. また, 深さ d における装置由来のRF信号に重畳する雑音の平均パワー $E[\eta_0(l, d)^2]$ は, 静止時におけるシリコン板からの反射信号のフレーム間での分散をラテラル方向に平均して推定する. 図5と同じ深さ20, 40, 60, 80mmにそれぞれシリコン板を設置した. 図5と同じように, シリコン板の断層像内にあるトラッキングを行う赤点(超音波ビーム番号 l_i , 深さ d) ($i = 0, 1, \dots, 6$: 対応するビーム番号 $l_i = 41, 46, \dots, 71$)が含まれる黄枠の領域内の装置由来の雑音 $E[\eta_0(l, d)^2]$ を以下のように定義した.

$$E[\eta_0(l, d)^2] = \frac{1}{l_6 - l_0 + 1} \sum_{l=l_0}^{l_6} \left\{ \frac{1}{N} \right.$$

$$\left. \sum_{n=0}^{N-1} (\text{rf}_n(l, d) - \bar{\text{rf}}(l, d))^2 \right\} \quad (4)$$

$$\bar{\text{rf}}(l, d) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \text{rf}_n(l, d) \quad (5)$$

ここで, N はフレーム数である. また, 図5に示すように, シリコン板の断層像内にある, ビーム番号 $l_0 \sim l_6$ (41 ~ 71本目)が含まれる黄枠の領域内のSN比SNRは, 以下のように表される.

$$\begin{aligned} \text{SNR} = & 10 \log_{10} \left[\frac{1}{A} \sum_{l=l_0}^{l_6} \left\{ \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \text{rf}_n(l, d) \right\}^2 \right] \\ & - 10 \log_{10} \left[E[\eta_0(l, d)^2] \right. \\ & \left. + \frac{1}{A} \sum_{l=l_0}^{l_6} \left\{ \frac{\beta}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \eta_w(l, d) \right\}^2 \right] \quad (6) \\ & (A = (l_6 - l_0 + 1)) \end{aligned}$$

3.2.3 最適な相関窓幅の決定

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5中のシリコン板の断層像内にある赤点(l_i, d) ($i = 0, 1, \dots, 6$)の瞬時変位を推定した. 推定した n フレームにおける瞬時変位(ラテラル方向 $\hat{x}_l(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d)$, 超音波ビーム方向 $\hat{x}_a(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d)$)と真値(ラテラル方向 $x_{l0}(n)$, 超音波ビーム方向 $x_{a0}(n)$)の差で表される2乗平均平方根(RMS)誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ を算出した.

$$\begin{aligned} \epsilon(\alpha, \text{SNR}, d) &= \left(\frac{1}{7N} \sum_{i=0}^6 \sum_{n=0}^{N-1} (X_l^2(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d) \right. \\ & \quad \left. + X_a^2(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d)) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (7) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_l(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d) &= \hat{x}_l(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d) - x_{l0}(n) \quad (8) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} X_a(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d) &= \hat{x}_a(n; \alpha, \text{SNR}, l_i, d) - x_{a0}(n) \quad (9) \end{aligned}$$

図6は, 深さ d が20, 40, 60, 80mmにおける変数 α とSNRをそれぞれ変化させたときのRMS誤差分

布 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ である. 変数 α は 0.3 ~ 2.5, SNR は 5~35 dB まで変化させた.

変数 α の値が小さいとき, RMS 誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ は非常に大きくなった. これは, 相関窓幅 ($W_l(d) \times W_a(d)$) を小さく設定した場合, 相関窓 W に含まれるスペックルパターンが少なすぎるため, 相関演算を行う 2 フレーム間で, 類似したスペックルパターンをもつ領域が複数存在してしまうためと考えられる [27]. また, 窓幅を必要以上に大きくするほど, 空間分解能が低下するため, RMS 誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ は大きくなる [28], [29].

一方, 変数 α は SN 比が高いときに比べて, SN

比が低いときでは RMS 誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ が最小となる変数 α が大きくなった. これは, 相関窓幅 ($W_l(d) \times W_a(d)$) を大きく設定することで, スペックルパターンが複雑となり, 唯一なパターンとなるため雑音の影響が小さくなっていると考えられる.

図 7 には, RMS 誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ が最小となったときの変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を深さ d ごとに示した. 図 7 が示すように, 変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ の値は深さによらずほぼ一定の値を示していることが分かる. このことから, 相関窓幅の最適な大きさ ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$) は, あらかじめ超音波の焦域の大きさを測定しておき, SN 比によって窓幅を最適に変化させて決定できる.

4. *in vivo* 計測

4.1 *in vivo* 計測における相関窓幅の決定

図 8 に, 心臓の模式図と超音波 RF 信号取得領域及び 23 歳健康者の心臓の長軸断面を示す. 超音波 RF 信号は, 水槽実験と同様の条件で取得した. フレームレートは 860 Hz, ビーム間角度 $\Delta\theta$ は 0.375 度である. 断層像内の心室中隔壁 (IVS) 及び左室後壁 (PW) に設定した 6 点ずつ (赤枠黄色の点) の心臓壁速度を二次元トラッキングによって推定した.

水槽実験で検討した相関窓幅を用いるためには, 心室中隔壁及び左室後壁の SN 比 SNR を算出する必要がある. しかし, *in vivo* 計測では, 装置由来の雑音 $\eta_0(l, d)$ を算出することが困難である. そのため, 本論文では, 水槽実験で算出した SN 比 5~35 dB の範囲中に *in vivo* 計測における SN 比が存在すると仮定して, 複数の SN 比 (10, 15, 20, 35 dB) に対応する変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を用いた. 対応する相関窓幅

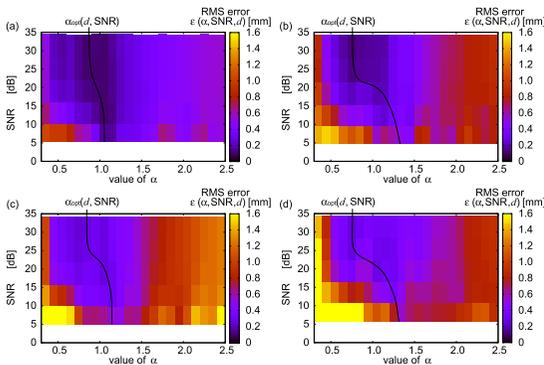


図 6 各深さにおける相関窓幅係数 α , SNR と RMS 誤差 $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ の関係

Fig. 6 RMS errors $\epsilon(\alpha, \text{SNR}, d)$ at depths of 20 ~ 80 mm in response to the correlation window width coefficient α and SNR.

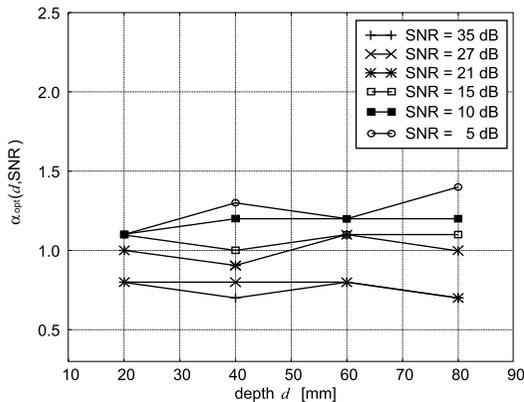


図 7 SN 比ごとの変数 α の最適値 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ と深さ d の関係

Fig. 7 Relationships between optimum value $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ of α and depth d at different signal-to-noise ratios.

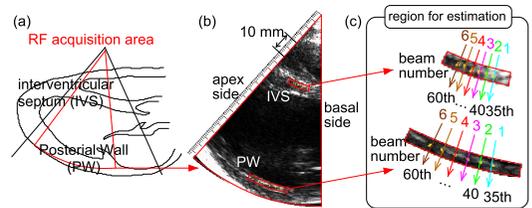


図 8 (a) 心臓の模式図と超音波 RF 信号取得領域. (b) 23 歳健康者の左室長軸断層像. (c) 心室中隔壁及び左室後壁のトラッキング点 (1)~(6)

Fig. 8 (a) Acquisition area of RF signals in the longitudinal-axis view. (b) Cross-sectional image obtained from a healthy 23-year-old male. (c) Tracking points (1) ~ (6) for estimation of 2-D velocities of interventricular septum (IVS) and posterior wall (PW).

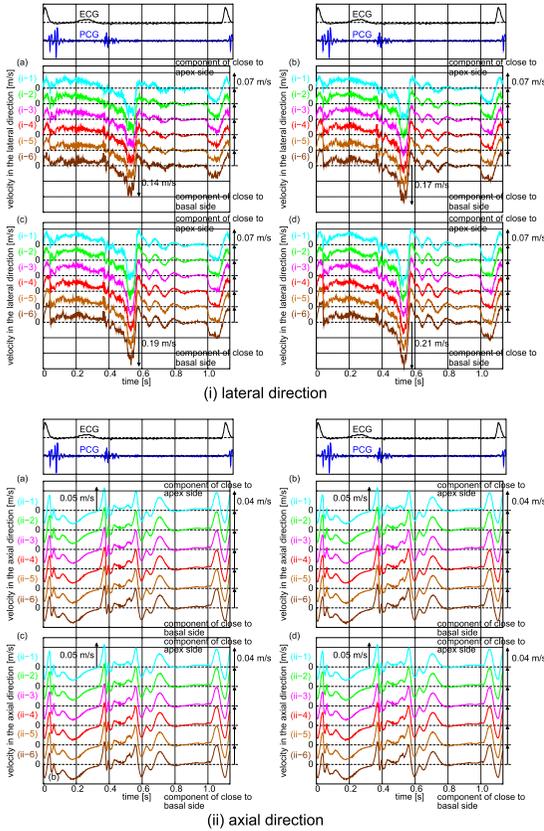


図9 心室中隔壁のラテラル方向 (i) 及び超音波ビーム方向 (ii) の推定速度. (a) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=0.8$. (b) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.0$. (c) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.1$. (d) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.2$.

Fig. 9 Estimated velocity in the lateral (i) and axial (ii) direction in the IVS using various values of $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$. (a) 0.8, (b) 1.0, (c) 1.1 and (d) 1.2.

$(W_{l0}(d) \times W_{a0}(d))$ は、超音波焦点 ($\Delta l(d), \Delta d(d)$) に対して 0.8, 1.0, 1.1, 1.2 倍の領域を標準偏差とする 2 変量正規分布として設定した。

図 9, 図 10 に、心室中隔壁及び左室後壁の速度波形を示す。図 9, 図 10(a), (b), (c), (d) は、相関窓幅 $(W_{l0}(d) \times W_{a0}(d))$ を、超音波焦点 ($\Delta l(d), \Delta d(d)$) に対してそれぞれ $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR}) = 0.8, 1.0, 1.1, 1.2$ 倍の領域を標準偏差とする 2 変量正規分布を用いたときの速度波形を示している。また、(i) はラテラル方向の速度、(ii) は超音波ビーム方向の速度を表す。図 9, 図 10(1)~(6) は、図 8(c) の心臓壁の部位 (1)~(6) と対応している。

心室中隔壁及び左室後壁の速度の推定結果は、変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を 0.8, 1.0, 1.1, 1.2 と変化させたとき、

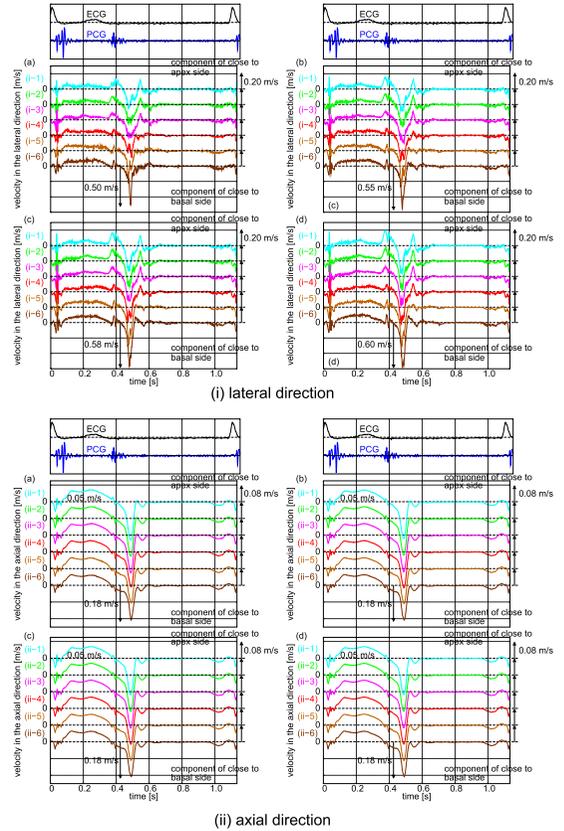


図10 左室後壁のラテラル方向 (i) 及び超音波ビーム方向 (ii) の推定速度. (a) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=0.8$. (b) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.0$. (c) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.1$. (d) $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})=1.2$.

Fig. 10 Estimated velocity in the lateral (i) and axial (ii) direction in the PW using various values of $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$. (a) 0.8, (b) 1.0, (c) 1.1 and (d) 1.2.

類似した結果が得られた。一般的に心室中隔壁については、収縮期の速度は心尖部方向及び左室に近づく成分となり、拡張期の速度は心基部方向及び右室に近づく成分となる。また、左室後壁の収縮期の速度は、心尖部方向及び左室に近づく成分となり、拡張期に心基部方向及び心外膜に近づく成分となる [4]。本論文において推定された心室中隔壁及び左室後壁の二次元方向の速度は同様の傾向を示している。

4.2 心室中隔壁と左室後壁の二次元速度推定

等容性収縮期である心 I 音付近で、心室中隔壁及び左室後壁のラテラル方向の速度は、心基部に近づく成分となった。この運動は、心 I 音のタイミングであることから、僧帽弁や心房の動きに起因していると考えられる。また、心室中隔壁の超音波ビーム方向の速度

は、右室に近づく速度成分となった。これは、心尖部側の壁によって、血液が心基部側に押し出されたことで、心基部側の壁が右心室側に動いたものだと考えられる [30]。左室後壁では、心外膜に近づく速度成分が見られた。これは、心室中隔壁が右室側に近づく成分が見られた原因だと考えられる血液の一部が、左室後壁に向かって流れたことが原因だと考えられる [30]。

駆出期では、心室中隔壁のラテラル方向の速度は、心基部側 (図 9 (i-1)) に近づくほど大きい。そのため、心室中隔壁は、心尖部に向かって収縮していることが分かる。また、左室後壁では心室中隔壁とは逆に、心尖部側 (図 10 (i-6)) に近づくほど速い。左室後壁は、心基部に向かって収縮していることが分かる。

大動脈弁が閉鎖後、急速に血液が左心室内に流入して来る急速流入期では、心室中隔壁及び左室後壁ともに、心筋が心基部方向に非常に速く動く。緩徐流入期では、中隔壁及び左室後壁ともに収縮期に比べて非常に小さい速度となった。

図 9, 図 10 に示すように、変数 $\alpha_{opt}(d, SNR)$ を 0.8, 1.0, 1.1, 1.2 と変化させて推定した速度結果は、速度波形の概形は類似しているが、それぞれ振幅が異なっている。

一般的に、相関窓幅を大きくすることは、速度情報の平滑化を行うことになるため、 α を大きくすると推定される速度は小さくなる。しかし、本論文で推定された速度波形は、相関窓幅に関する変数 α が大きいときに比べて小さいときの方が、速度波形のピーク値が

小さくなった。これは、図 11, 図 12 に示すように、変数 α が大きいときに比べて小さいときの方が、相関係数の値が低下していることが分かる。更に、推定した速度波形のピーク位置 (R 波から 0.5 秒後) における相関係数分布の半値幅 ($w_l \times w_d$) を α ごとに計測した。表 1 が示すように、速度波形のピーク位置における相関係数分布の半値幅 ($w_l \times w_d$) は、 α が大きくなるにつれて、急峻な分布になることが分かる。そのため、 α が大きいときに比べて α が小さいときに心筋の速度が小さくなったのは、推定精度が悪く誤推定したためであり、特に速度波形のピーク位置付近

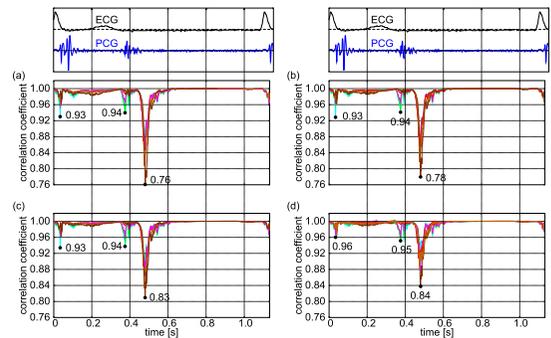


図 12 左室後壁の速度推定における 1 心拍間の相互相関係数分布。(a) $\alpha_{opt}(d, SNR)=0.8$. (b) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.0$. (c) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.1$. (d) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.2$.

Fig. 12 Distribution of correlation coefficient during a cardiac cycle in the estimation of PW using various values of $\alpha_{opt}(d, SNR)$. (a) 0.8, (b) 1.0, (c) 1.1 and (d) 1.2.

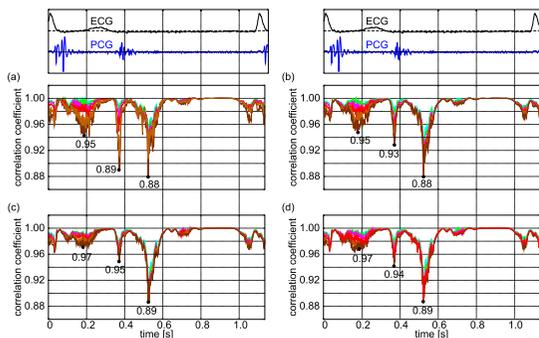


図 11 心室中隔壁の速度推定における 1 心拍間の相互相関係数分布。(a) $\alpha_{opt}(d, SNR)=0.8$. (b) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.0$. (c) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.1$. (d) $\alpha_{opt}(d, SNR)=1.2$.

Fig. 11 Distribution of correlation coefficient during a cardiac cycle in the estimation of IVS using various values of $\alpha_{opt}(d, SNR)$. (a) 0.8, (b) 1.0, (c) 1.1 and (d) 1.2.

表 1 相関窓幅に関する変数 α と推定された速度波形のピーク位置 (R 波から 0.5 秒後) の相関係数分布の半値幅 ($w_l \times w_d$) との関係

Table 1 Relationship between value of α at peak position of estimated velocity and half maxima of the correlation coefficient ($w_l \times w_d$).

	変数 α	相関係数分布の半値幅 ($w_l \times w_d$) [mm]
心室中隔壁	0.8	(0.74 × 0.076)
	1.0	(0.66 × 0.076)
	1.1	(0.65 × 0.076)
	1.2	(0.64 × 0.075)
左室後壁	0.8	(1.64 × 0.082)
	1.0	(1.50 × 0.081)
	1.1	(1.45 × 0.081)
	1.2	(1.21 × 0.082)

の相関係数の値が低下したことで、相関係数分布の半値幅 (w_l, w_d) が大きいことが原因であると考えられる。

本論文では、*in vivo* 計測における雑音 $\eta_0(l, d)$ を算出し SN 比を求めることが困難であるため、SN 比を仮定して複数の速度推定を行った。今後は、*in vivo* 計測における雑音 $\eta_0(l, d)$ の算出方法の提案と、SN 比に対応した最適な相関窓幅 ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$) を決定する必要がある。

5. むすび

本論文では、スペックルトラッキング法に関するパラメータである相関窓幅 ($W_l(d) \times W_a(d)$) を超音波の焦域の大きさ ($\Delta l(d), \Delta d(d)$) と変数 α によって定義し、 α の最適値 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ についての検討を詳細に行った。ここで、超音波の焦域の大きさに関して、今後は平均値と標準偏差について考慮しなければならない。更に、本論文ではワイヤを用いて超音波ビーム幅及び超音波パルスの包絡線幅を計測している。そのため、ワイヤの超音波ビーム方向における同相加算の影響により点目標からの信号と比較すると、低周波成分が強調され、距離が離れるに従い増強される。今後は、ワイヤの計測方法について今後検討する必要がある。

変数 α の最適値 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ は、SN 比に依存し、深さごとではほぼ一定の値となった。すなわち、相関窓幅は、深さが変化しても超音波焦域に対して常に $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ 倍の領域を標準偏差とする正規分布となる。これより、相関窓幅の最適な大きさは、超音波焦域と SN 比をあらかじめ算出しておくことで、最適な大きさを決定することが可能であることが分かった。

また、*in vivo* 計測では、水槽実験で算出した様々な SN 比 SNR に対応する変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を用いて相関窓幅を決定した。相関窓幅に関する変数 $\alpha_{\text{opt}}(d, \text{SNR})$ を 0.8, 1.0, 1.1, 1.2 と変化させて、心室中隔壁と左室後壁の二次元方向の速度の高時間分解能計測を行ったところ、詳細な速度波形が得ることができた。このような結果から、*in vivo* 計測における SN 比を算出することで、SN 比ごとに相関窓幅を決定することが可能となり、心筋の二次元的な運動の詳細な評価が行える可能性を示した。

しかし、推定された速度波形の概形は類似しているが、振幅が異なっていた。そのため、*in vivo* 計測における雑音 $\eta_0(l, d)$ を算出し SN 比を求めて、その SN

比に対応した最適な相関窓幅 ($W_{l0}(d) \times W_{a0}(d)$) を決定する必要がある。

謝辞 本研究科は日本学術振興会・特別研究員奨励費（課題番号：21-3798）の助成を受けたものである。ここに謝意を表する。

文 献

- [1] H. Kanai, H. Hasegawa, N. Chubachi, Y. Koiwa, and M. Tanaka, "Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol.44, no.4, pp.752-768, 1997.
- [2] J. D'hooge, B. Bijnens, J. Thoen, F. van de Werf, G.R. Sutherland, and P. Suetens, "Echocardiographic strain and strain-rate imaging: A new tool to study regional myocardial function," IEEE Trans. Med. Imaging, vol.21, no.9, pp.1022-1030, 2002.
- [3] G.R. Sutherland, G.D. Salvo, P. Claus, J. D'hooge, and B. Bijnens, "Strain and strain rate imaging: A new approach to quantifying regional myocardial function," J. Amer. Soc. Echocardiogr., vol.17, pp.788-802, 2004.
- [4] H. Yoshiara, H. Hasegawa, H. Kanai, and M. Tanaka, "Ultrasonic imaging of propagation of contraction and relaxation in the heart walls at high temporal resolution," Jpn. J. Appl. Phys., vol.46, no.7B, pp.4889-4896, 2007.
- [5] S. Langeland, J. D'hooge, H. Torp, B. Bijnens, and P. Suetens, "Comparison of time-domain displacement estimators for two-dimensional RF tracking," Ultrasound Med. Biol., vol.29 pp.1177-1186, 2003.
- [6] L.N. Bohs, B.J. Geiman, M.E. Anderson, S.C. Gebhart, and G.E. Trahey, "Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation," Ultrasonics, vol.38, pp.369-375, 2000.
- [7] S. Langeland, J. D'hooge, T. Claessens, P. Claus, P. Verdonck, P. Suetens, G.R. Sutherland, and B. Bijnens, "RF-based two-dimensional cardiac strain estimation: a validation study in a tissue-mimicking phantom," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol.51 no.11, pp.1537-1546, 2004.
- [8] H. Geyer, G. Caracciolo, H. Abe, S. Wilansky, S. Carerj, F. Gentile, H.J. Nesser, B. Khandheria, J. Narula, and P.P. Sengupta, "Assessment of myocardial mechanics using speckle tracking echocardiography: Fundamentals and clinical applications," J. American Society of Echocardiography, vol.23, no.4, pp.351-369, 2010.
- [9] 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. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol.49, no.2, pp.281-286, 2002.
- [10] B. Lind, J. Nowak, J. Dorph, J. van der Linden, and

- L.-A. Brodin, "Analysis of temporal requirements for myocardial tissue velocity imaging," *Eur. J. Echocardiography*, vol.3, no.3, pp.214-219, 2002.
- [11] Y. Notomi, P. Lysyansky, R.M. Setser, T. Shiota, Z.B. Popovic, M.G. Martin-Miklovic, J.A. Weaver, S.J. Oryszak, N.L. Greenberg, R.D. White, and J.D. Thomas, "Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging," *J. American College of Cardiology*, vol.45, no.12, pp.2034-2041, 2005.
- [12] T.H. Marwick, R.L. Leano, J. Brown, J.P. Sun, R. Hoffmann, P. Lysyansky, M. Becker, and J.D. Thomas, "Myocardial strain measurement with 2-dimensional speckle-tracking echocardiography," *JACC., Cardiovascular Imaging*, vol.2, no.1, pp.80-84, 2009.
- [13] K. Kaluzynski, X. Chen, S.Y. Emelianov, A.R. Skovoroda, and M. O'Donnell, "Strain rate imaging using two-dimensional speckle tracking," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.48, no.4, pp.1111-1123, 2001.
- [14] L.N. Bohs, B.H. Friemel, B.A. McDermott, and G.E. Trahey, "A real time system for quantifying and displaying two-dimensional velocities using ultrasound," *Ultrasound Med. Biol.*, vol.19, p.751, 1993.
- [15] G.F. Pinton, J.J. Dahl, and G.E. Trahey, "Rapid tracking of small displacements with ultrasound," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.53, no.6, pp.1103-1117, 2006.
- [16] J. Bai, K. Liu, Y. Jiang, K. Ying, P. Zhang, and J. Shao, "A two-dimensional CVIB imaging system with a speckle tracking algorithm," *Ultrason.*, vol.48, pp.394-402, 2008.
- [17] F. Yeung, S.F. Levinson, and K.J. Parker, "Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms," *Ultrasound in Med. Biol.*, vol.24, no.3, pp.427-441, 1998.
- [18] L. Cook, Y. Zhu, and T.J. Hall, "A comparison of one-dimensional and two-dimensional kernels for tracking two-dimensional motion in ultrasound echo data," *Ultrasound in Med. Biol.*, vol.29, no.5, p.S206, 2003.
- [19] 竹中 克, "Tissue strain imaging," 超音波医学最前線新技術と臨床応用, 伊東統一(編), pp.45-50, 医歯薬出版, 東京, 2004.
- [20] 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.
- [21] H. Hasegawa and H. Kanai, "Simultaneous imaging of artery-wall strain and blood flow by high frame rate acquisition of RF signals," *IEEE Trans. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.55, no.12, pp.2626-2639, 2008.
- [22] Y. Honjo, H. Hasegawa, and H. Kanai, "Two-dimensional tracking of heart wall for detailed analysis of heart function at high temporal and spatial resolutions," *Jpn. J. Appl. Phys.* vol.49, no.7, pp.07HF14-1-07HF14-9, 2010.
- [23] I. Akiyama, A. Hayama, M. Nakajima, S. Yuta, and T. Itoh, "Measurement of displacement distribution in biological tissues from ultrasound B-mode images," *信学論 (D)*, vol.J71-D, no.4, pp.733-736, April 1988.
- [24] R.F. Wagner, S.W. Smith, J.M. Sandrik, and H. Lopez, "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.30 no.3, p.156, 1983.
- [25] 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.
- [26] H. Kanai, "Propagation of vibration caused by electrical excitation in the normal human heart," *Ultrasound Med. Biol.*, vol.35, no.6, pp.936-948, 2009.
- [27] W. Walker and G.E. Trahey, "A fundamental limit on delay estimation using partially correlated speckle signals," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.42, no.2 pp.301-308, 1995.
- [28] S.B. Ramamurthy and G.E. Trahey, "Potential and limitations of angle independent flow detection algorithms using radio-frequency and detected echo signals," *Ultrasound Imag.*, vol.13, pp.252-268, 1991.
- [29] D. Rappaport, D. Adam, P. Lysyansky, and S. Riesner, "Assessment of myocardial regional strain and strain rate by tissue tracking in B-mode echocardiograms," *Ultrasound Med. Biol.*, vol.32, p.1181, 2006.
- [30] M. Tanaka, T. Sakamoto, S. Sugawara, H. Nakajima, Y. Katahira, S. Ohtsuki, and H. Kanai, "Blood flow structure and dynamics, and ejection mechanism in the left ventricle: Analysis using echodynamography," *J. Cardiology*, vol.52, pp.86-101, 2008.

(平成 23 年 2 月 4 日受付, 5 月 31 日再受付)



本庄 泰徳

平 19 東北大・工卒, 平 21 同大学院博士前期課程了。平 21 同大学院博士後期課程在学中。平 21 日本学術振興会特別研究員 (DC1), 現在に至る。平 22 第 31 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム超音波シンポジウム奨励賞, 平 22 日本超音波医学会第 11 回奨励賞, 平 21 東北地区若手研究者研究発表会優秀発表賞受賞。日本超音波医学会, 日本音響学会各会員。



長谷川英之 (正員)

平 8 東北大・工卒, 平 13 同大学院博士後期課程了. 博士(工学). 平 13 日本学術振興会特別研究員 (PD), 平 14 同大学院工学研究科助手, 講師を経て, 平 19 東北大大学院工学研究科准教授, 平 21 東北大大学院医工学研究科准教授, 現在に至る. 循環器の非侵襲診断を目指したデジタル信号処理と超音波による医用生体計測に関する研究に従事. 平 19 日本超音波医学会第 21 回菊池賞 (論文賞), 平 18 第 26 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム超音波シンポジウム奨励賞, 平 16 日本音響学会第 21 回栗屋潔学術奨励賞, 平 14 日本超音波医学会第 3 回奨励賞など受賞. IEEE, 日本超音波医学会, 日本音響学会各会員.



金井 浩 (正員)

昭 56 東北大・工卒, 昭 61 同大学院博士課程了. 工博. 昭 61 同大学院助手, 講師を経て, 平 9 同大学院工学研究科助教授, 平 13 同大学院工学研究科教授, 現在に至る. この間, 超音波による医用生体計測と音響振動に関するデジタル信号処理に関する研究に従事. 平 21 中谷賞, 平 20 日本超音波医学会松尾賞, 平 19 市村学術賞, 平 17 文部科学大臣表彰科学技術賞 (研究部門), 平 15 科学計測振興会賞, 平 13 IBM 科学賞などを受賞. 著書: 「音・振動のスペクトル解析」単著 (コロナ社) など. IEEE, 日本超音波医学会, 日本音響学会, 日本循環器学会, 日本生体医工学学会各会員.