

超音波エコー間のコヒーレンスの評価に基づく心臓壁領域の自動同定

東北大学 衣川 尚臣・長谷川 英之・金井 浩

1. はじめに

近年、心筋梗塞などの循環器系疾患患者の増加が問題視されている。心臓疾患の診断において、超音波診断は非侵襲的であるため、繰り返し適用でき、検査の実施も比較的容易であり、リアルタイムでの診断が可能であるといった利点がある。超音波画像中における心臓壁領域の同定は、心臓の形態学的評価だけでなく、心臓機能の解析における関心領域(=心臓壁)を決定するために重要である。

超音波断層像において、心臓壁の内部領域は、心内腔領域同様、輝度が小さく表示されることが多い。そのため、心臓壁と心内腔で輝度が同等の部位が少なくない⁽¹⁾。また、心臓の超音波断層像には、サイドローブの肋骨による反射に起因するアーチファクトが多数存在する。したがって、従来の超音波断層像における心臓壁領域の判別は、心臓の構造の知識が前提となる主観的な傾向が強い。

一方、RF信号の振幅や位相の周波数特性は、全周波数成分の平均的な振幅のみである従来の断層像の輝度よりも情報が多い^{(2)~(4)}。したがって、RF信号の周波数特性に着目することにより、心臓壁領域と心内腔領域を弁別できる可能性がある。

本報告では、RF信号を周波数領域で解析することにより、心臓壁領域と心内腔領域を自動同定することを目指し、両領域からの反射・散乱波の相違について解析、考察を行った⁽⁵⁾。

2. 解析方法

2-1 RF信号の複素周波数スペクトルの時間変化

本論文では、心臓壁領域と心内腔領域からの反射超音波RF信号の複素周波数スペクトルの時間変化の相違に着目する。

心臓壁においては、散乱体がビームの中に留まるため、心筋線維の動きをトラッキングすることにより、壁変位による反射波の時間シフトを相殺できる。その結果、壁変形の影響はあるものの短時間区間におけるRF信号の位相変化が非常に小さくなる。一方、内腔領域においては、血流により散乱体がビームの焦域から外れるため散乱波形の変化が大きく、それに伴う位相変化が起こる。その位相変化量は時刻ごとに異なるため、短時間区間における位相変化の分散が大きい。本論文では、両領域のRF信号の位相変化の分散の相違を、振幅2乗コヒーレンス関数により評価する。

2-2 RFデータの取得

ALOKA社製超音波診断装置SSD-6500を用い、セクタ電子スキャンプローブを被験者(25歳健常者男性)の前胸部に当て、左室長軸像を描出し(第1図(a))、心室中隔壁(IVS)、右心室(RV)、および左心室(LV)の*in vivo*計測を行う。このとき、超音波ビームをスパースに走査し、広いエリアにおける高時間分解能計測を実現している⁽⁶⁾。計測を行う際のフレームレートは592 Hzであった。RF信号のサンプリング周波数 f_s は15 MHzで、送信超音波の中心周波数は3 MHz(実測値)である。

超音波ビームに沿って取得したRF信号 $y_n(x)$ は、超音波診断装置に起因するバイアスを含んでいるの

*本記事は第28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。

で除去し、バイアス除去後のRF信号 $\hat{y}_n(x)$ を得る。ここで、 n 、 x はそれぞれ時間（フレーム）と深さ（離散値（サンプリング間隔 $\Delta x = 51.3 \mu\text{m}$ ）を表す。

2-3 アーチファクトの低減

RF信号 $y_n(x)$ は、肋骨のような心外組織によるサイドロープの反射に起因する変化の小さいアーチファクトを含んでいる。心外組織は経時に動きがほとんどないため、(1)式のようにRF信号から経時的变化のない成分を取り除くことで、アーチファクトを低減できる。

$$\bar{y}_n(x) = \hat{y}_n(x) - \frac{1}{L+1} \sum_{i=-L/2}^{L/2} \hat{y}_{n+i}(x) \quad \cdots(1)$$

ここで、 $\bar{y}_n(x)$ はアーチファクト低減後のRF信号であり、RF信号 $\hat{y}_n(x)$ の時間平均を行うフレーム数は $L+1=15$ (25.3 ms) と設定した。

2-4 複素周波数スペクトルの推定

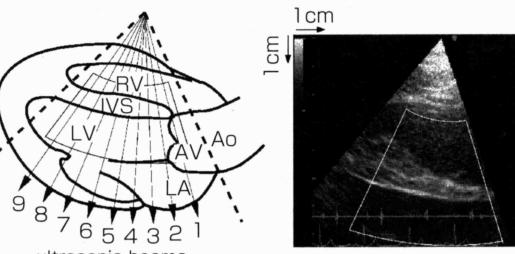
解析中心時刻 $n_0 (= t_0)$ において、超音波ビームに沿ったRF信号 $\tilde{y}_n(x)$ にハニシング窓（窓幅：1.64 mm (32サンプル点)）を用いた短区間フーリエ変換を施し、複素周波数スペクトル $Y_{n,x}(f)$ を得る。同様の処理を複数フレームに適用する。このとき、それぞれの切り出し窓が全てのフレームにおいて同じ対象からの反射・散乱波を解析できるよう、位相差トラッキング法⁽⁷⁾を用いて窓の位置を対象の動きに追従させ、全てのフレームにおける複素スペクトル $Y_{n,x}(f)$ を得る。位相差トラッキング法を用いることにより、深さ方向のサンプリング間隔 Δx に依存せず、二つの異なるフレーム間の変位が連続値で推定されるが、窓の位置はサンプリング間隔に依存した離散値となる。したがって、窓の位置の設定誤差 $\delta x_{n,x}$ が生じ、 $Y_{n,x}(f)$ と $Y_{n+1,x}(f)$ の間の位相変化には、 $\delta x_{n,x}$ に起因する位相変化 $\delta\theta_{n,x}(f)$ も含まれる。そこで、この位相変化を、

$$\hat{Y}_{n,x}(f) = Y_{n,x}(f) e^{-j\delta\theta_{n,x}(f)} \quad \cdots(2)$$

と補正する。ここで、 $\hat{Y}_{n,x}(f)$ は位相を補正された複素スペクトルである。

2-5 振幅2乗コヒーレンス関数の推定

2-1節で述べたように、心臓壁と内腔からのRF信号の位相変化の分散の相違を、振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ を用いて評価する。振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ は、次式のように算出する。



(a) 左室長軸断層像計測の説明図 (b) 25歳健常者男性の左室長軸断層像

第1図

レーンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ を用いて評価する。振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ は、次式のように算出する。

$$|\gamma_x(f)|^2 = \frac{\left| E_n [\hat{Y}_{2n,x}^*(f) \hat{Y}_{2n+N,x}(f)] \right|^2}{E_n [\hat{Y}_{2n,x}(f)]^2 E_n [\hat{Y}_{2n+N,x}(f)]^2} \quad \cdots(3)$$

ここで、 $E_n[\cdot]$ は100フレーム間の時間平均、*は複素共役を表す。この関数により、(2n)フレームと(2n+N)フレームの間の複素周波数スペクトルの時間変化の100フレームにおける分散を、RF信号の振幅の大きさに関係なく周波数ごとに評価できる。特に、スペクトルの位相変化がこの関数に大きく影響を与える。

2-6 振幅2乗コヒーレンス関数への最適閾値設定

振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ を用いた心臓壁領域の自動同定のために、ベイズ決定則に基づき、振幅2乗コヒーレンス関数への最適閾値 $T_0(f)$ を決定する。クラス Ω_i に属する標本が生起する確率である事前確率 $P(\Omega_i)$ 、クラス Ω_i に属する標本の中で $|\gamma_x(f)|^2$ が生起する確率である条件付き確率密度関数 $p(|\gamma_x(f)|^2 | \Omega_i)$ を用いると、ベイズ決定則は次式のように表される。

$$p(|\gamma_x(f)|^2 | \Omega_1) P(\Omega_1) > p(|\gamma_x(f)|^2 | \Omega_2) P(\Omega_2) \rightarrow |\gamma_x(f)|^2 \in \begin{cases} \Omega_1 \\ \Omega_2 \end{cases} \quad \cdots(4)$$

ここで、クラス Ω_1 と Ω_2 はそれぞれ、心臓壁と心内腔を表す。本論文では、条件付き確率密度関数 $p(|\gamma_x(f)|^2 | \Omega_i)$ と事前確率 $P(\Omega_i)$ は、マニュアルで検出した心臓壁領域(Ω_1)と心内腔領域(Ω_2)における振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ のヒストグラム

に基づいて計算し、(4)式に基づいて振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ への最適閾値 $T_0(f)$ を決定する。

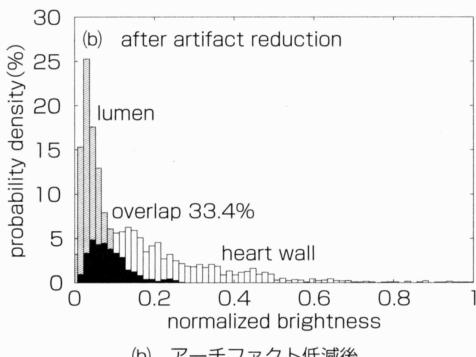
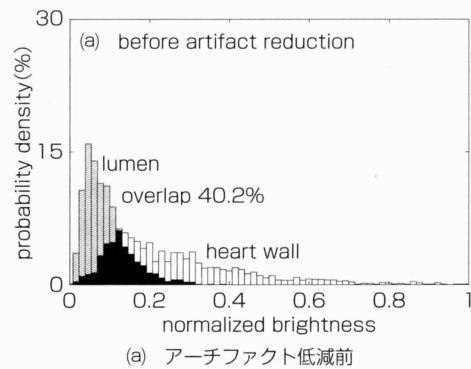
3. 解析結果

3-1 RFデータ取得

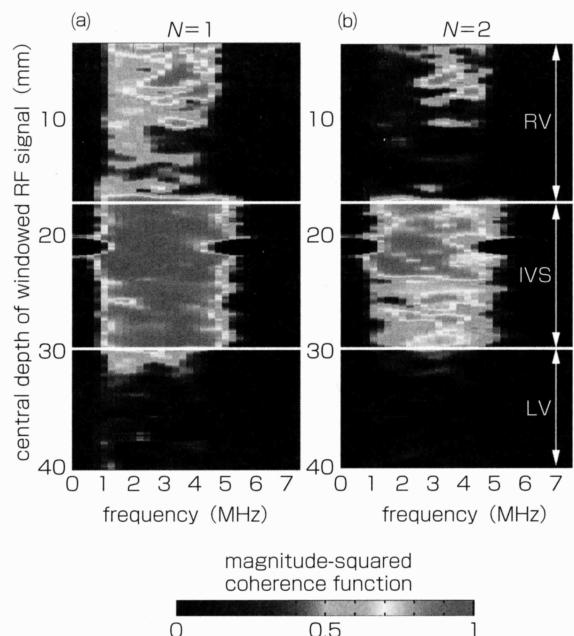
第1図(b)に25歳男性健常者の左室長軸断層像を示す。図中の白線で囲まれた領域においてRFデータを取得した。第2図(a)と2(b)は、それぞれアーチファクト低減前後における、第1図に示す9本のビームから得た、心臓壁領域と心内腔領域の輝度の最大値で正規化した輝度のヒストグラムを示す。アーチファクト低減前は、心臓壁と心内腔における輝度の重複は40.2%であった。アーチファクト低減後は33.4%まで減少したが、心臓壁領域と心内腔領域を弁別するにはまだ大きすぎた。したがって、輝度を領域同定に用いることは難しいと考えられる。

3-2 振幅2乗コヒーレンス関数の推定

第3図は、ビーム5の各深さにおいて $t_0 \pm 84$ [ms]の区間で算出した振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ を示す。第3図(a)と3(b)はそれぞれ、コヒーレンスを推定するフレーム間隔 N が1(1.69 ms)と



第2図 心臓壁と内腔における輝度の分布



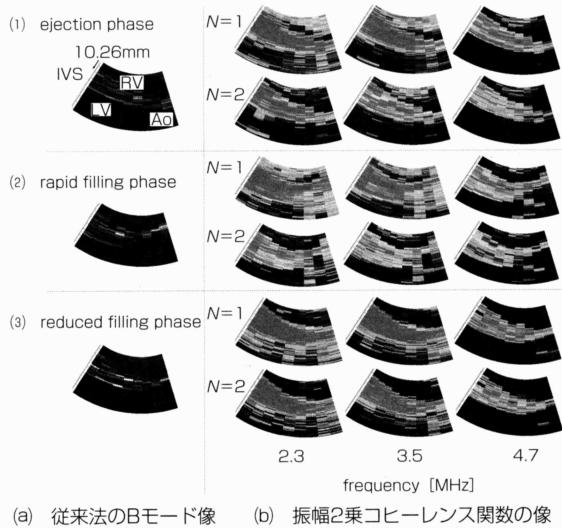
第3図 ビーム5における振幅2乗コヒーレンス関数

2(3.38 ms)の場合を示す。心室中隔壁領域ではコヒーレンスは高くなった。一方、左右心室領域ではコヒーレンスは低くなかった。第3図(a)と3(b)に示されるように、心臓壁領域においては、4 MHz付近におけるコヒーレンスは2 MHzにおけるコヒーレンスとほぼ同じであった。一方、心内腔領域においては、4 MHz付近におけるコヒーレンスは2 MHz付近におけるコヒーレンスより低くなかった。

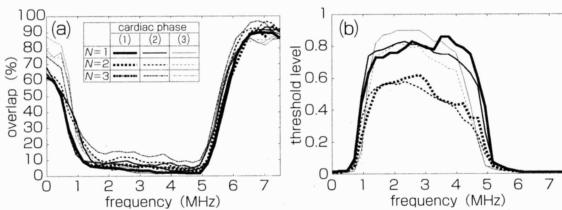
第4図は、第1図に示す9本のビームに関して解析を行い、それぞれの周波数において算出した、3つの心周期における振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ をBモード像上に示したものである。第4図(a)は従来のBモード像である。第4図(b)に示すように、3つの心周期ともに心臓壁領域のコヒーレンスが高くなり、心内腔領域のコヒーレンスが小さくなったり。また、大動脈弁(AV)が閉鎖している急速流入期や、緩徐流入期においては、大動脈弁の部分のコヒーレンスも高くなったり。

3-3 振幅2乗コヒーレンス関数を用いた領域同定

第5図に心臓壁領域と心内腔領域における振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ のヒストグラムの一例(周波数: 4.2 MHz, N=1、急速流入期)を示す。これらの振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ のヒス

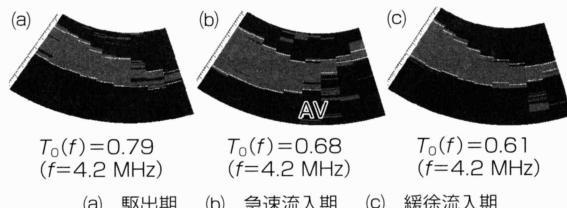


第4図

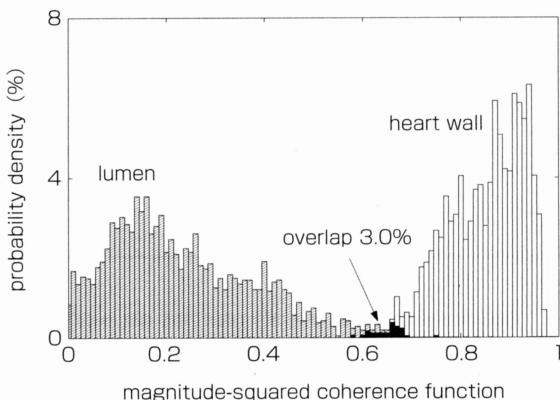


第6図

- (a) 心臓壁と内腔における振幅2乗コヒーレンス関数の重複率。
(b) 決定された最適閾値 $T_0(f)$ 。
(1) 駆出期 (2) 急速流入期 (3) 緩徐流入期



第7図 領域同定結果



第5図 心臓壁と内腔における振幅2乗コヒーレンス関数の分布

トグラムは、(4)式における条件付き確率密度関数 $\{p(|\gamma_x(f)|^2|\Omega_i)\}$ ($i=1, 2$) に相当する。また、両領域の重複率は(4)式における誤識別の確率に相当する。この時、両領域の重複は3.0%と非常に小さくなつた。なお、最適閾値 $T_0(f)$ を得るために、第2図と第5図で示される解析において、右心室のアーチファクトが卓越している領域 (<10.26 mm) は解析から除外した。

異なる解析条件において、両領域の振幅2乗コヒーレンス関数の重複度を求めたものを第6図(a)に示す。振幅2乗コヒーレンス関数の重複度は、4.2 MHz, $N=1$ で最小となつた。したがつて、これらのパラメータを領域同定に用いる。(4)式に基づいて決定した、振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ に

対する最適閾値 $T_0(f)$ を第6図(b)に示す。また、この閾値 $T_0(f)$ を利用して、領域を弁別した結果を第7図に示す。ここで、赤色で示した領域が、閾値 $T_0(f)$ よりも振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ が大きい（心臓壁と同定された）領域であり、青色で示した領域が閾値 $T_0(f)$ よりも振幅2乗コヒーレンス関数 $|\gamma_x(f)|^2$ が小さい（心内腔と同定された）領域である。また、白線は、マニュアルで決定された心室中隔壁と左右心室の境界である。心室中隔壁と左右心室の境界近傍においては、1.64 mmの解析窓幅の影響により誤識別が多いものの、全ての心周期において心室中隔壁が明確に左右心室と弁別されている。また、急速流入期における大動脈弁の速度は60 mm/sであり、心臓壁の平均速度 (11 mm/s) と比べて非常に速いが、大動脈弁の開閉まで観察できる。

4. おわりに

心臓からの反射RF信号のコヒーレンスを評価することによる心臓壁領域と心内腔領域の自動同定の可能性を示すことができた。

＜参考文献＞

- (1) M.M.Nillesen, R.G.P.Lopata, I.H.Gerrits, L.Kapusta, H.J.Huisman, J.M.Thijssen, and C.L.de Korte : Segmentation of the Heart Muscle in 3-D Pediatric Echocardiographic Images, Ultrasound Med. Biol., Vol.33, pp.1453-1462 (2007)

- (2) F.L.Lizzi, M.Ostromogilsky, E.J.Feleppa, M.C.Rorke, and M.M.Yaremko : Relationship of Ultrasonic Spectral Parameters to Features of Tissue Microstructure, IEEE Trans. UFFC., Vol.33, pp.319-329 (1987)
- (3) R.J.Watson, C.C.McLean, M.P.Moore, T.Spencer, D.M.Salter, T.Anderson, K.A.A.Fox, and W.N.McDicken : Classification of Arterial Plaque by Spectral Analysis of In Vitro Radio Frequency Intravascular Ultrasound Data, Ultrasound Med. Biol., Vol.26, pp.73-80 (1999)
- (4) K.R.Waters, S.L.Bridal, C.Cohen-Bacrie, C.Levrier, P.Fornes, and P.Laugier : Parametric Analysis of Carotid Plaque Using a Clinical Ultrasound Imaging System, Ultrasound Med. Biol., Vol.29, pp.1521-1530 (2003)
- (5) T.Kinugawa, H.Hasegawa, and H.Kanai : Automated Segmentation of Heart Wall Using Coherence Among Ultrasonic RF Echoes, Jpn. J. Appl. Phys., Vol.47, pp.4155-4164 (2008)
- (6) H.Kanai : Propagation of Spontaneously Actuated Pulsive Vibration in Human Heart Wall and In Vivo Viscoelasticity Estimation, IEEE Trans. UFFC., Vol.51, pp.1931-1942 (2005)
- (7) H.Kanai, M.Sato, Y.Koiwa, and N.Chubachi : Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations, IEEE Trans. UFFC., Vol.43, pp.791-810 (1996)

【筆者紹介】

衣川 尚臣

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
電子制 御工学講座 修士2年
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL : 022-759-7195 FAX : 022-263-9230

長谷川 英之

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
電子制 御工学講座 准教授
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL : 022-759-7078 FAX : 022-263-9444

金井 浩

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
電子制 御工学講座 教授
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05
TEL : 022-759-7078 FAX : 022-263-9444

月刊自動認識

(旧:月刊バーコード)

バーコードシンボル RFID バイオメトリクス

バーコードシンボル・RFID・バイオメトリクスの3本柱を中心に、自動認識技術全般を網羅し、活用のヒントとなるシステムから最新の技術、知っておきたい基礎知識等の情報を提供。

定 価 : 2,000円

年間購読料 : 20,000円
(14冊・増刊2冊含)

編集誌面

業界view 自動認識技術または周辺技術・業界に関する現状や動向、課題、今後までを、これまで以上に幅広く提供します。

特 集 自動認識技術の最新動向をさまざまな角度から斬り、実務に直結した技術・システムの最新情報を集めます。

System Solution システム構築の背景から概要、メリット、課題までをご紹介。これから導入する際のヒントとなる活用例や活用提案を紹介します。

自動認識最前線 国内・海外のさまざまなトピックスや注目すべき話題をいち早く紹介します。

クローズUP 業界キーマンや主要各社の動向をインタビューにてお届けします。

テクノトレンド 自動認識関連の今後期待される新技術の詳細・応用提案などを解説します。

プロダクトA 自動認識機器・周辺機器を幅広く紹介。開発の背景から使い方まで把握します。

基礎講座 自動認識技術のプロを目指す方、初心者の方にもわかりやすい入門編。スキルアップに直結した講座を展開します。

シリーズ 自動認識技術に直結、または関連したさまざまな知識を広げる連載コーナー。疑問の解消に役立つ情報を強化します。

AUTO-ID NEWS 最新機器や会社情報を幅広く紹介します。加えて各産業界の動向をこれまで以上にパワーアップしてお届けします。

年間購読のお申し込みは
販売直通

03-3944-8001

日本工業出版

本社 〒113-8610 東京都文京区本駒込6-3-26 日本工業出版ビル
TEL.03(3944)1181(代) FAX.03(3944)6826
<http://www.nikko-pb.co.jp/> E-mail : info@nikko-pb.co.jp

大阪営業所 〒541-0046 大阪市中央区平野町1-6-8-705
TEL.06(6202)8218 FAX.06(6202)8287

日本橋事務所 〒103-0004 東京都中央区東日本橋3-5-7 ワタナベビル4階
TEL.03(3808)1021 FAX.03(3808)1023