

修士学位論文要約 (平成20年 3 月)

# 超音波 RF 信号の周波数特性に基づく心臓壁領域の同定に関する研究

衣川尚臣

指導教員：金井 浩，研究指導教員：長谷川英之

## A Study on Identification of Heart Wall Based on Frequency Characteristics of Ultrasonic RF Echoes

Takaomi KINUGAWA

Supervisor: Hiroshi KANAI, Reseach adviser: Hideyuki HASEGAWA

In the conventional ultrasonic tomographic images, the heart wall cannot be distinguished from the cardiac lumen automatically using only the echogenicity. One of the largest problems is that echogenicity, which corresponds to the amplitude of the RF echo, in the heart wall is as low as that in the lumen. In this paper, ultrasonic RF echoes from the heart wall and lumen were analyzed in frequency domain in order to distinguish the heart wall from the lumen automatically. Temporal changes in complex frequency spectra were evaluated using the magnitude-squared coherence function. The coherence function of the RF signal scattered from the interventricular septum (IVS) was high. In contrast, the coherence function in the right ventricle (RV) and left ventricle (LV) was low because the scatterers (blood cells) slipped off from the focal area of the ultrasonic beam by blood flow. For automated identification of the heart wall using the coherence function, the optimal threshold  $T_0(f)$  for the coherence function should be determined. In this study, based on the Bayes decision rule, the optimum value of  $T_0(f)$  was determined. *In-vivo* experimental results show that the differentiation of the heart wall from the lumen was improved significantly using the proposed method.

### 1. はじめに

従来の超音波断層像において、心臓壁領域内部は心内腔領域と同様に輝度が小さく表示されることが多い。さらに心臓の超音波断層像には、サイドロープ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、輝度のみを用いて心臓壁領域を自動同定することは難しい。一方、心臓からの反射 RF 信号の周波数特性は、S/N が悪くない限り、エコーの振幅と比べて多くの情報(周波数ごとの振幅, 位相)を含んでいる。そこで、心臓壁領域と心内腔領域からの RF 信号の周波数特性を用いることにより、輝度が同レベルである場合においても両領域を弁別できる可能性がある。本論文では、主観によらず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<sup>1)</sup>。

### 2. 解析方法

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の前胸部に当て、心室中隔壁 (IVS), 右心室 (RV), および左心室 (LV) の *in vivo* 計測を行い、左室長軸断層像と心尖部四腔断面像を描出する。このとき、超音波をスパースに送信し、広いエリアにおける高時間分解能計測を実現している<sup>2)</sup>。計測を行う際のフレームレートは左室長軸断層像計測時において 592 Hz、心尖部四腔断面像計測時において 546 Hz と高フレームレートを実現した。RF 信号のサンパ

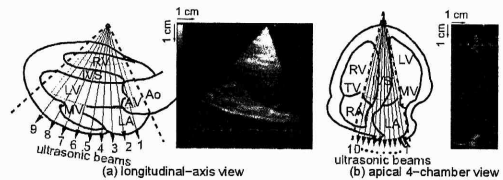


図 1: (a) 左室長軸断層像. (b) 心尖部四腔断面像.

リング周波数は 15 MHz, 送信超音波の中心周波数は 3.75 MHz である。

超音波ビームに沿って取得した RF 信号  $\{y_n(x)\}$  に含まれる、超音波診断装置に起因するバイアスを除去する。ここで、 $n, x$  はそれぞれ時間 (フレーム) と深さを表す。また、RF 信号  $\{y_n(x)\}$  はサイドロープの肋骨による反射に起因するアーチファクトを含んでいる。そこでアーチファクトの成分は経時的に大きく動かないため、 $\{y_x(n)\}$  から直流成分を取り除くことによりアーチファクトを低減する。

RF 信号  $y_n(x)$  にハニング窓 (窓幅: 1.64 mm) を用いた短区間フーリエ変換を適用することで、それぞれのフレーム  $n$ , 深さ  $x$  における複素周波数スペクトル  $Y_{n,x}(f)$  を得る。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<sup>3)</sup>を用いて窓の位置を対象の動きに

追従させる．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  $\Delta x$  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，窓の位置に誤差  $\delta x_{n,x}$  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，この位相変化を補正し，位相が補正されたスペクトル  $\hat{Y}_{n,x}(f)$  を得る．

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，血流により散乱体はビームの焦点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さまざまな値をとるため，短時間区間においても位相変化の分散が大きいが，本論文では，両領域の間の RF 信号の位相変化の分散の相違を，振幅，位相ともに含む複素スペクトルを用いた，振幅二乗コヒーレンス関数  $|\gamma_x(f)|^2$  により評価する．振幅二乗コヒーレンス関数  $|\gamma_x(f)|^2$  は次式のように算出する．

$$|\gamma_x(f)|^2 = \frac{\left| E_n \left[ \hat{Y}_{2n,x}^*(f) \hat{Y}_{2n+N,x}(f) \right] \right|^2}{E_n \left[ \left| \hat{Y}_{2n,x}(f) \right|^2 \right] E_n \left[ \left| \hat{Y}_{2n+N,x}(f) \right|^2 \right]} \quad (1)$$

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．

次に，ベイズ決定則に基づき振幅二乗コヒーレンス関数への最適閾値  $T_0(f)$  を決定し，領域同定を行う．ここで最適閾値  $T_0(f)$  を求める際に，手で検出した心臓壁および内腔領域の振幅二乗コヒーレンス関数を用いている．

### 3. 解析結果

25 歳健康者男性の心臓から RF データを得て，2

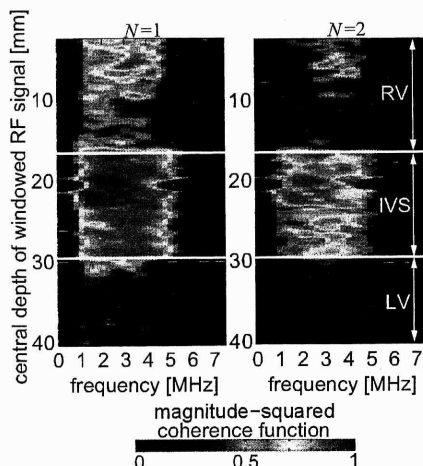


図 2: 図 1(a) のビーム 5 に沿った振幅二乗コヒーレンス関数  $|\gamma_x(f)|^2$  .

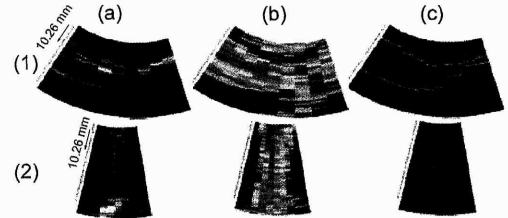


図 3: (a) B モード像．(b) 振幅二乗コヒーレンス関数 (カラーコードは図 2 と同じ)．(c) 領域同定結果 (赤色: 心臓壁, 青色: 心内腔)．(1) 左室長軸断層像．(2) 心尖部四腔断面像．

章に述べた解析を行った．解析の中心時刻は急速流入期に対応させた．

図 1(a), 1(b) は，それぞれ心臓の左室長軸断層像と心尖部四腔断面像である．赤線で囲まれた領域から RF データを取得した．これらの領域における心臓壁と心内腔の輝度の重複は，それぞれ 40.2%, 43.8% と非常に大きくなった．したがって，輝度を用いた領域同定は非常に難しい．

図 2 は，左室長軸断層像におけるビーム 5 の各深さにおいて算出した振幅二乗コヒーレンス関数  $|\gamma_x(f)|^2$  を示す．ここで，コヒーレンスを推定するフレーム間隔  $N$  が 1 (1.69 ms) と 2 (3.38 ms) の場合を示す．心室中隔壁領域では，コヒーレンスが大きくなった．一方，左右心室領域では，コヒーレンスは小さくなった．

図 3(b) は，図 1 に示す全てのビームに関して解析を行うことにより得た振幅二乗コヒーレンス関数  $|\gamma_x(f)|^2$  を B モード上に示したものである．図 3(a) は従来の B モード像である．ここで，心臓壁と心内腔の振幅二乗コヒーレンス関数の重複率 (領域同定における誤識別の確率) は， $N = 1$ , 4.2 MHz のときに最小 (左室長軸断層像: 3.0%, 心尖部四腔断面像: 13.3%) となった．したがって，これらの条件において領域同定を行う．

図 3(c) に閾値  $T_0(f)$  を利用して領域を弁別した結果を示す．ここで，赤色で示した領域が，閾値  $T_0(f)$  よりも振幅二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  $T_0(f)$  よりも振幅二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．心室中隔壁が左右心室と明瞭に弁別された．

### 4. まとめ

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．

### 文献

- 1) T. Kinugawa, H. Hasegawa, and H. Kanai: Jpn. J. Appl. Phys. **47** (2008, in press).
- 2) H. Kanai: IEEE Trans. UFFC. **51** 1931 (2005).
- 3) H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa, and N. Chubachi: IEEE Trans. UFFC. **43** 791 (1996).