

修士学位論文要約 (平成19年 3月)

時間分解能を向上させた心筋ストレイン計測による 心筋収縮弛緩特性の心臓生理学的解明に関する研究

吉新寛樹, 長谷川英之, 金井 浩, 田中元直

Study on Estimation of Physiological Function of Human Heart by Measuring Myocardial Strain at High Temporal Resolution

Hiroki YOSHIARA, Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI and
Motonao TANAKA

Strain and strain rate imaging have been shown to be useful for assessment of regional myocardial function. However, some of the mechanisms of transition in myocardial contraction/relaxation still remain unclear. In this study, the RF echoes from left ventricular (LV) wall were acquired by scanning ultrasonic beams sparsely to improve the temporal resolution, realizing a frame rate of about 500 Hz. The *phased tracking method* was applied to the multiple points in the heart wall for estimating the strain rate. The spatial distribution of the strain rate measured at every about 2 ms showed the continuous transition in myocardium. In addition, data for not only normal subjects but a patient were analyzed and definite differences were found. These results show a potential of this method for estimation of the physiological function of myocardium.

1. はじめに

心臓壁運動の非侵襲的計測のために組織ドプライメージング法 (Tissue Doppler Imaging: TDI) が開発された。TDIは心筋の速度分布をリアルタイムで計測でき、得られた速度情報から心筋ストレインやストレインレートを算出し画像化することで心筋の収縮弛緩特性の評価が可能であるが、フレームレートは 200 Hz 程度に制限される [1]。しかし、心筋が電気的興奮により収縮を始める過程においては、電気信号は心臓壁を約 10 ms の短時間で伝搬するため、その伝搬過程を連続的に観察するためには 1-2 ms の高時間分解能 (フレームレート > 500 Hz) で計測する必要がある。

本研究では、心筋が収縮と弛緩の間で遷移する時相において、心臓壁内ストレインレート分布を高時間分解能で計測し、心筋の収縮・弛緩の遷移過程の解明を試みた [2,3]。

2. 計測原理

図 1(b) に示すように、時刻 $t = t_0$ で、心臓壁内に厚さ $\Delta d = 821 \mu\text{m}$ の層を超音波ビームに沿って深さ方向に $\Delta d/4 = 205 \mu\text{m}$ の間隔で N 個設定した。層の厚さ Δd は送信超音波パルス半値幅から決定した。時刻 $t = t_0$ において設定した各層 i ($i = 0, 1, 2, \dots, N-1$) の上端 x_{1i} と下端 x_{2i} の点の振動速度 $\{v(x_{1i}; t), v(x_{2i}; t)\}$ を算出するために、時刻 $t = t_0$ を中心に $t_0 - T \leq t \leq t_0 + T$ の区間で位相差トラッキング法 [4] を適用した。解析時間区間 T は心臓壁の超音波ビームに直交する成分の影響を避けるため

に短時間 (約 100 ms) に設定した。

本報告では設定した各層が各時刻にどれだけ厚さを変化させているかを評価するために、ストレインレートを導入した [5]。時刻 t における i 番目の層のストレインレート $S_i(t)$ は次式で与えられる。

$$S_i(t) = \frac{v(x_{2i}; t) - v(x_{1i}; t)}{\Delta d} \quad [(\text{m/s})/\text{m}] \quad (1)$$

分子は各層の上端と下端の点の速度差を、分母は層の初期厚さを表し速度差を正規化している。すなわち、 $S_i(t)$ は i 番目の層に関して時刻 t における単位長さ当りの厚み変化速度を表わしている。

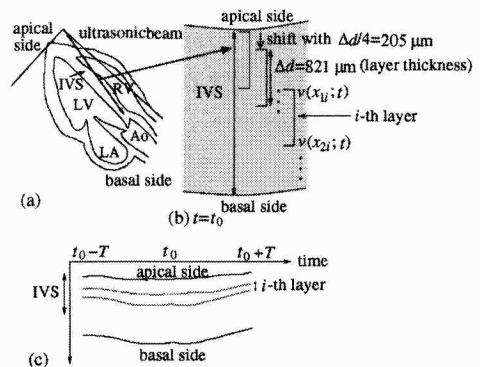


図 1: (a) RF データの取得. (b) 心臓壁内に層を多数設定 ($t = t_0$). (c) 各層の端点に位相差トラッキング法を適用。

3. 健常者における *in vivo* 実験

図2は24歳男性健常者の心室中隔壁に走査したビームについて、心電図R波前後を解析した結果を示す。図2(a)は式(1)のストレインレートをカラーコードを用いてMモード像上に表示したものである。カラーコードの青と赤は各々伸長、収縮に対応する。図2(b), (c)はそれぞれ心電図(ECG)と心音図(PCG)を示す。図2(d)はビームに沿って設定した各層上端の速度を重ねて表示している。図2(a)より、R波直前の収縮開始に関して心尖部側が心基部側に対して約40ms先行していることが分かる。

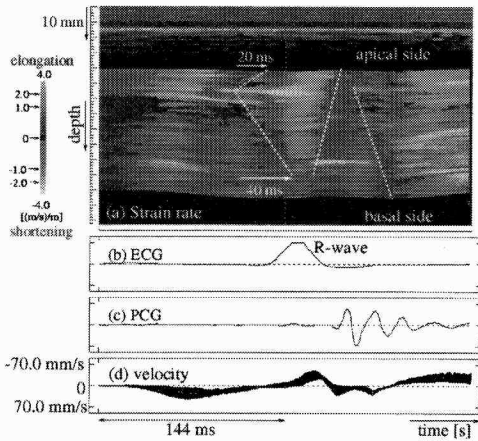


図2: 心電図R波周辺の解析結果。(a) Mモード像上にカラーコードで表示したストレインレート $S_e(t)$ 。(b) 心電図(ECG)。(c) 心音図(PCG)。(d) 心室中隔壁(IVS)内に設定した各層上端の点の振動速度。

図3に同一被験者のR波直前のストレインレート空間分布を示す。図3より、R波の直前約40msから収縮成分が心尖部側から心基部側に遷移する過程が見られた。

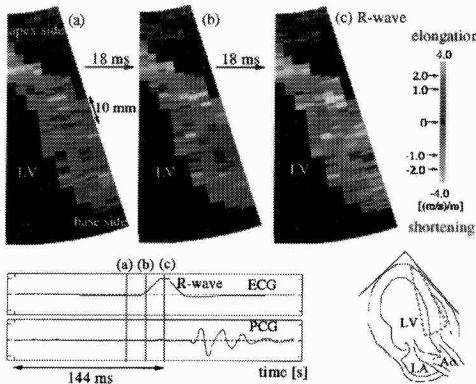


図3: 心電図R波直前のストレインレート空間分布。(a) R波の36ms前。(b) R波の18ms前。(c) R波。

4. 陳旧性心筋梗塞患者における *in vivo* 実験

陳旧性心筋梗塞患者(79歳男性, 前壁中隔梗塞(#7)[6])に本手法を適用し、その有用性を検討した。R波の前後に中隔壁各々がどれだけ厚み変化させているかを評価するために、中隔壁内に設定した各層のストレインレート絶対値の平均を算出した。図4にR波の前後±82msの平均値をBモード上にカラーで表示した結果を示す。この時間区間は図2で収縮開始の過程が見られた時相である。図4(a), (b)はそれぞれ24歳と22歳男性健常者、図4(c)は心筋梗塞患者の結果である。図4より、心筋梗塞患者は健常者に比べてストレインレートの値が全体的に小さく、また局所的に厚み変化が小さい領域が見られた。厚み変化の小さい領域は、梗塞部位における収縮能力の低下を反映していると考えられ、局在する梗塞部位の評価に有用な指標となると考えられる。

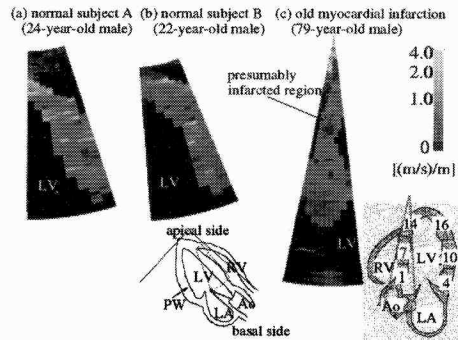


図4: 健常者と陳旧性心筋梗塞患者の比較。R波前後±82msのストレインレート絶対値の平均値をカラーコードで表示。(a) 24歳男性健常者。(b) 22歳男性健常者。(c) 陳旧性心筋梗塞患者(79歳男性)[6]。

5. 結論

本論文では、心臓壁内ストレインレートを高時間分解能(約2ms)で計測し収縮弛緩特性の解明を試みた。健常者と心筋梗塞患者における *in vivo* 実験結果は、心機能解明と局所的梗塞部位の非侵襲診断の可能性を示した。

文献

[1] G. R. Sutherland, *et al.*, *J. Amer. Soc. Echocardiogr.*, Vol. 17, pp. 788-802, 2004.
 [2] H. Yoshiara, *et al.*, *Jpn. J. Med. Ultrason.*, (in press).
 [3] H. Yoshiara, *et al.*, *Jpn. J. Appl. Phys.*, (in press).
 [4] H. Kanai, *et al.*, *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 43, pp. 791-810, 1996.
 [5] H. Kanai, *et al.*, *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 44, pp. 752-768, 1997.
 [6] N. B. Schiller, *et al.*, *J. Amer. Soc. Echocardiogr.*, Vol. 2, pp. 358-367, 1989.