

左室心筋伸縮伝搬様式の高時間分解能計測

黒川 貴史¹ 中島 博行¹ 高橋伸一郎¹ 田中 元直² 金井 浩³ 西條 芳文⁴

抄 録

目的：本研究の目的は多方向からビーム軸上ストレインレート（aSR）計測を行い、左室心筋伸縮伝搬様式を可視化することである。**対象と方法**：同意を得た成人健常例 20 例および 6 例の追試験により検討を行った。スパーススキャンにより高フレームレートを実現して取得した RF 信号に位相差トラッキング法を適用し高時間分解能 aSR 計測を行った。左室長軸断面およびアプローチを変え多方向から描出した左室短軸断面にて aSR を計測した。**結果と考察**：左室長軸断面において左室後壁では拡張後期から等容収縮期に心尖部で生じた収縮が心基部へと伝搬していくことが確認され、すなわち同時相における拡張と収縮の混在が示された。多方向からの左室短軸断面においては収縮期に心基部、中央部では時計回転の収縮伝搬および反時計回転の拡張伝搬が起り、心尖部ではまず内膜側に収縮が生じ、次いで外膜側から再度内膜側へ起る強い収縮が観察された。また反時計回転の収縮伝搬および時計回転の拡張伝搬が起ることが確認できた。これらの結果は、局所の心筋伸縮動態は不均一であり、本手法による刺激伝導系ならびに左室固有心筋における伸縮伝搬の可視化を示唆するものである。**結論**：高時間分解能 aSR 計測を多方向から行うことにより局所心筋の伸縮動態に加えて左室の広範囲な心筋伸縮動態の空間的・時間的な不均一性を可視化できることから、本法による心筋伸縮能評価は心臓ポンプ機能解明に有用な情報を与える。

High temporal resolution measurement of propagation pattern of myocardial stretching in left ventricle

Takafumi KUROKAWA, RMS¹, Hiroyuki NAKAJIMA, RMS¹, Shinichiro TAKAHASHI¹, Motonao TANAKA, SJSUM², Hiroshi KANAI, EJSUM³, Yoshifumi SAIJO, SJSUM⁴

Abstract

Purpose: The objective of the present study is to visualize propagation of myocardial stretching in the left ventricle by measuring the axial strain rate on the ultrasound beam (aSR). **Subjects and Methods**: Twenty healthy volunteers and six additional cases with informed consent were enrolled in the study. The RF signal was obtained by sparse scan in which high-frame-rate imaging was realized by reduction of scanning line density. Phase differential tracking was applied to the RF signal to obtain high temporal aSR. The aSR of each scanning line was obtained in the left ventricular (LV) long-axis view and multiple LV short-axis views with different scan angles. **Results and Discussion**: The LV long-axis view showed the propagation of the myocardial contraction from the LV apex to the base from the late diastole to isovolumic contraction phase. Thus, both contraction and relaxation were observed in the same cardiac phase. The multiple LV short-axis views showed that clockwise rotation occurred in the systole and anticlockwise rotation occurred in the diastole at the basal and mid portions. The LV short-axis views at the apex showed that contraction first occurred in the endocardium and propagated to the epicardium with strong contraction toward the endocardium. Anticlockwise rotation was observed in the systole and clockwise rotation was observed in the diastole. These results suggested that the contraction of the myocardium was non-uniform, and that the method had potential to show propagation of myocardial stretching in the cardiac conduction system and ordinary myocardium. **Conclusion**: Measurement of high temporal resolution aSR from multiple angles visualized not only local myocardial contraction but also spatial and temporal inhomogeneity of myocardial stretching in the whole heart. Evaluation of cardiac contraction with aSR measurement may provide important information for understanding cardiac pump function.

Jpn J Med Ultrasonics 2021, 48 : 73-80

Keywords

phase differential tracking, propagation of myocardial stretching, axial strain rate on the ultrasonic beam

¹東北医科薬科大学病院検査部, ²同循環器内科, ³東北大学大学院工学研究科電子工学専攻, ⁴同医工学研究科¹Department of Clinical Laboratory, ²Department of Cardiology, Tohoku Medical and Pharmaceutical University Hospital, 1-12-1 Fukumuro, Miyagino-ku, Sendai, Miyagi, 983-8512 Japan, ³Department of Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aramaki-Aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai, Miyagi, 980-8579 Japan, ⁴Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, 4-1 Seiryomachi, Aoba-ku, Sendai, Miyagi, 980-8575 Japan

Received on November 11, 2019; Revision accepted on October 29, 2020 J-STAGE. Advanced published. date: January 14, 2021

1. はじめに

ストレインおよびストレインレート計測は心筋伸縮能評価に有用であり、日常診療においても speckle tracking 法による global longitudinal strain 計測が用いられるようになってきている^{1,2)}。一方、我々はスパーススキャンによる高速イメージング法により得られたフレームレート 500 Hz 以上の RF 信号に対し、金井らにより開発された位相差トラッキング法³⁻⁶⁾を適用して、従来法と比較し、時間的および空間的に高分解能計測が可能であるビーム軸上ストレインレート (aSR) 計測による報告を行ってきた⁷⁻¹⁰⁾。しかし、その報告は傍胸骨左室長軸断面のみを用いた評価であり、心筋伸縮能評価には解析範囲を広げた検討が必要であった。そこで今回傍胸骨左室長軸断面および短軸断面について多方向からのアプローチを行い、左室広範囲における局所心筋の伸縮動態および左室心筋伸縮の伝搬様式を可視化し、本法の心筋伸縮能評価への更なる有用性を求めた。

2. 対象と方法

はじめに、成人健常例 20 例 (30.5 ± 4.0 歳) を対象とし傍胸骨左室長軸断面を用いた検討を行った。次いで左室長軸断面が鮮明に描出可能であった 9 例のうち追加検査の同意が得られた 6 例について左室短軸断面を用いた検討を行った。

超音波診断装置は日立製作所社製 SSD-6500 および prosound f75、プローブは周波数 3.5 MHz、繰返し周波数 4.5 kHz、ビーム幅 1.5 mm、パルス幅 1.0 μs のパルス超音波を用いたセクタ型プローブを使用した。検査体位は全例において左側臥位とし、傍胸骨左室長軸断面を描出した。この際左室長軸断面は左室血流の流入軸および流出軸が含まれる大動脈弁口の中央点、僧帽弁口の中央点および心尖部点の 3 点が同時に描出される面と設定し、この直交断面を左室短軸断面と定義した。さらに、左室短

軸断面は次の基準を設け心基部・中央部・心尖部の 3 レベルに分割した。

- 1) 心基部：アメリカ心エコー図学会 (American Society of Echocardiography) による心腔計測ガイドラインにおいて左室内腔計測を行う部位と定義された¹¹⁾、僧帽弁の弁尖先端を通る面。
- 2) 中央部：前後の乳頭筋先端が同時に描出される面。
- 3) 心尖部：心筋走行上、心尖で心渦を形成した内筋層が肉柱構造および乳頭筋を形成することから前後の乳頭筋左室付着部位が同時に描出される面。

さらに各レベルにおいて肋間等のアプローチ位置を変更することで、5 方向からの短軸断面を描出しこれを多方向短軸断面と名付けた。

以上の描出法により得られた左室長軸および多方向短軸各断面においてスキャン範囲を約 30° に限定し、等間隔な 5 ~ 6 本の超音波ビームでスパーススキャンを行うことによりフレームレート 500 Hz 以上、すなわち時間分解能 2 ms 以下の高速イメージングを実現し、心室中隔 (IVS) および左室後壁 (LVpw) からの RF 信号を取得した。取得した RF 信号はオフライン処理にて位相差トラッキング法を適用し、200 μm 毎に aSR 計測を行った^{3-6,12)}。aSR は心筋の壁厚増大 (収縮) 時に正となり寒色系、壁厚減少 (伸展) 時に負となり暖色系、そして壁厚変化が極めて小さい (弛緩) 場合は aSR = 0 となり黒で表示した (Fig. 1)。aSR の大きさはカラーバーで表し、それぞれ M モード像上にカラーマッピングすることで空間分布の観察を可能とした。

3. 結果

(1) 再現性の検討

本研究を進めるにあたり、同一被験者内における心拍毎の再現性、および健常例群内の異なる被験者間における再現性についての検討を行った。

Fig. 1 aSR 分布の表示法。収縮 (壁厚増大) 時を寒色系 (①)、拡張 (壁厚減少) 時を暖色系 (②)、壁厚変化が極めて小さい場合黒 (③) とし、M mode 像上にカラーマッピングして表示した。また aSR の大きさはカラーバーにて表される

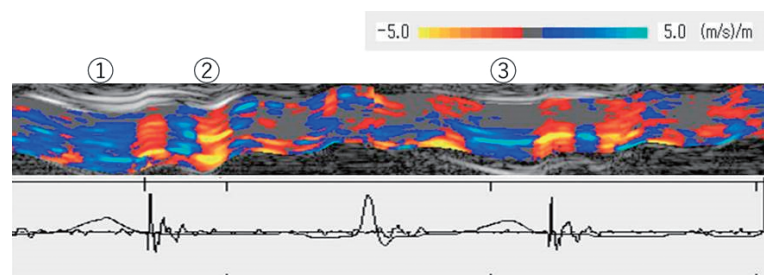


Fig. 2 a に同一被験者における同一部位別心拍の aSR 分布を示す。 *in vivo* における測定であるため同一被験者内においても完全に同一分布様式を示すことはないが、IVS, LVpw 共に良好な再現性を示した。また、**Fig. 2 b** に異なる被験者間における心基部および心尖部の aSR 分布を示す。両者の比較を行うにあたり、先行研究により健常例の aSR 分布様式が i) 一方の位相の中に点状に逆位相の aSR 分布が混在する斑状分布、ii) 正負の aSR 分布が層状に存在する多層分布、iii) 正もしくは負の aSR 分布が一種類のみ aSR の強弱をもって存在する濃淡分布、iv) 一方の位相の中に逆位相の aSR 分布が紐状に存在する索状分布、v) 逆位相の aSR 分布が交互に出現する反復分布の 5 種類に分類できることを報告している^{7,8)} ことから各分布様式出現の有無を用いて被験者間における再現性の検討を行った。その結果、異なる被験者間においても aSR の大きさなど微小な差異は存在するが、全例において同様の分布様式となる傾向を示した。したがって健

常例について言及している以下の結果は代表的一例の図を用いて示す。

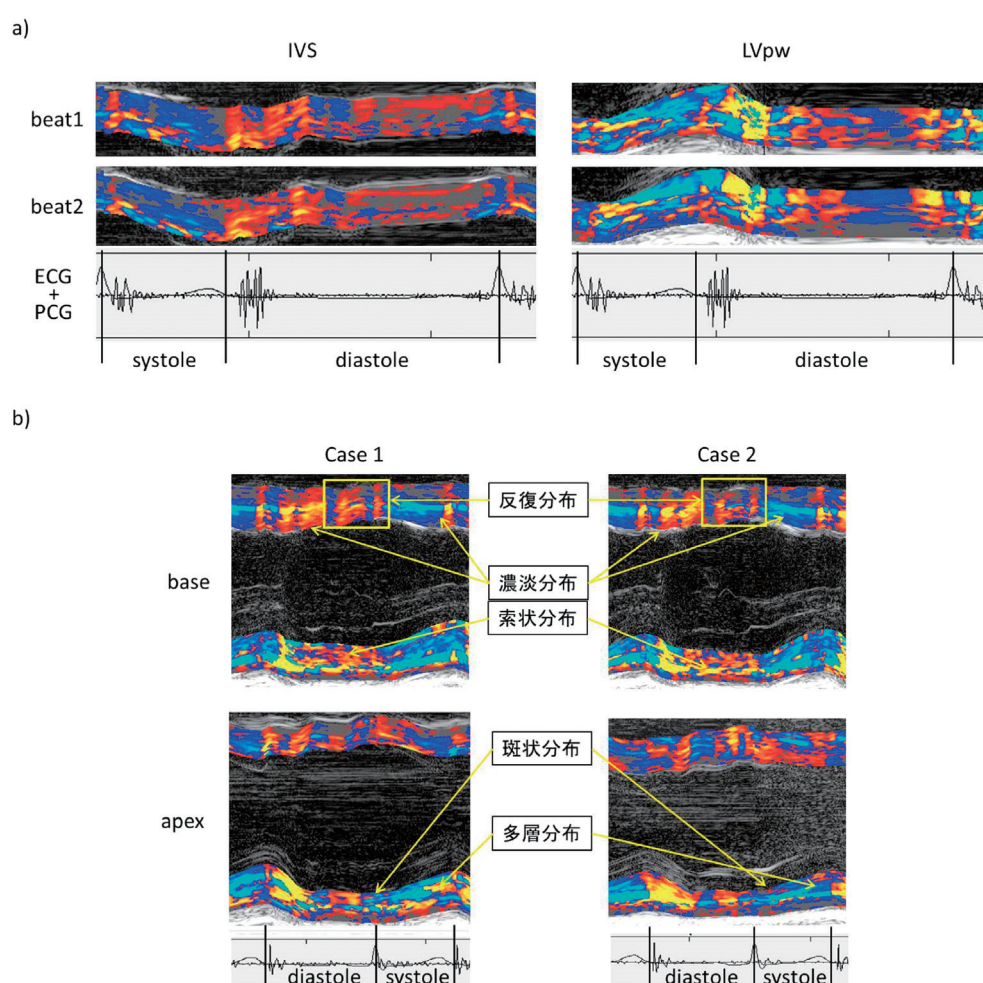
(2) 左室長軸断面における伸縮伝搬様式

左室長軸断面から得られた aSR 分布様式を **Fig. 3** に示す。長軸方向の拡張および収縮伝搬様式について検討すると拡張開始は IVS においては心基部、心尖部ほぼ同時に起こるが、LVpw においては心音図 II 音に続く形で心尖部において拡張が開始し、心基部へと伝搬していく様子が確認できた。また、心音図 II 音の時点をもととしてグラフに示すと **Fig. 4 a** のように示され、測定両端間の時間差は 34.6 ± 5.9 (mean \pm SD) ms であった。一方収縮開始は、IVS においては心電図 R 波直後に心基部にて先行して生じたものがわずかな時間差で心尖部へと伝搬していくのに対し、LVpw の収縮開始は心電図 P 波にあたる心房収縮期から拡張末期の時相で心尖部に生じ、心基部へと伝搬していく。心電図 R 波を基準 (0 s) としグラフに示すと **Fig. 4 b** のように示され、測定両端間には 106.7 ± 23.8 (mean

Fig. 2 再現性の検討。

a 同一被験者別心拍の aSR 分布 (左:心室中隔, 右:左室後壁)。 *in vivo* 計測であるため完全には同一とはならないがほぼ同様の aSR 分布様式を示す。

b 異なる被験者間における aSR 分布の比較。心筋内に見られる斑状分布, 多層分布, 濃淡分布, 索状分布, 反復分布の 5 分布様式がどちらの被験者にも見られ, 健常例における心筋伸縮様式が定性的に同様の傾向を示すことがわかる (IVS: 心室中隔, LVpw: 左室後壁, systole: 収縮期, diastole: 拡張期, base: 心基部, apex: 心尖部, ECG + PCG: 心電図・心音図重ね波形)



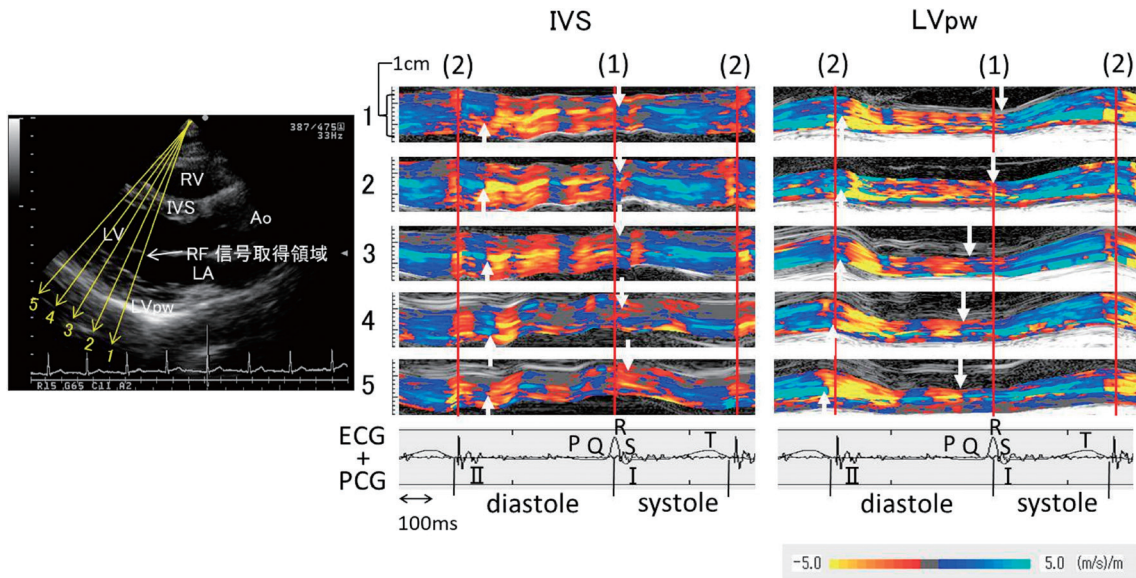


Fig. 3 左室長軸断面から取得した aSR 分布. B mode 像上における RF 信号取得領域を示す黄色矢印の番号は aSR 分布の番号に相当. aSR の大きさは図右下のカラーバーにて表される. 各部位における拡張開始点および収縮開始点を白矢印でプロットすると LVpw における拡張収縮開始はいずれも心尖部で先行して心基部へと伝搬していくことがわかる. 心電図上の破線間隔: 30 ms, 上向白矢印: 拡張開始点, 下向白矢印: 収縮開始点. 赤実線: 収縮拡張伝搬時間計測の基準部位 ((1): 心電図 R 波, (2): 心音図 II 音) (RV: 右室, Ao: 大動脈, LV: 左心室, IVS: 心室中隔, LVpw: 左室後壁, LA: 左心房, ECG + PCG: 心電図・心音図重合波形, P・Q・R・S・T: 心電図 P 波・Q 波・R 波・S 波・T 波, I・II: 心音図 I 音・II 音)

± SD) ms の時間差が生じていた.

すなわち LVpw では拡張および収縮それぞれの開始時点において心尖部と心基部とで逆位相の aSR が存在することとなり, 心尖部が拡張を開始した時点では心基部は収縮をし続けており, 逆に心尖部が収縮を開始した時点では心基部が拡張し続けていることを示す.

(3) 左室短軸断面における伸縮伝搬様式

心基部の多方向短軸断面から得られた aSR 分布を示す (Fig. 5 a). 心基部の拡張・収縮伝搬様式を左室長軸断面同様 aSR 分布から読み取ると, 拡張は心尖部から見て円周方向に反時計方向の伝搬様式を示し, 収縮は時計方向の伝搬様式を示すことが確認された. 左室長軸断面同様, 拡張は心音図 II 音, 収縮は心電図 R 波を基準として伝搬をグラフに示すと Fig. 5 b のように示され, 拡張の測定両端間の時間差は IVS において 10.9 ± 2.5 (mean ± SD) ms, LVpw において 14.4 ± 4.1 (mean ± SD) ms であり, 収縮の測定両端間の時間差は IVS で 10.5 ± 1.3 (mean ± SD) ms, LVpw で 14.3 ± 2.2 (mean ± SD) ms であった.

次いで中央部の多方向短軸断面から得られた aSR 分布 (Fig. 6 a) を示す. 中央部においても心基部と同様に反時計方向の拡張伝搬および時計方向の収

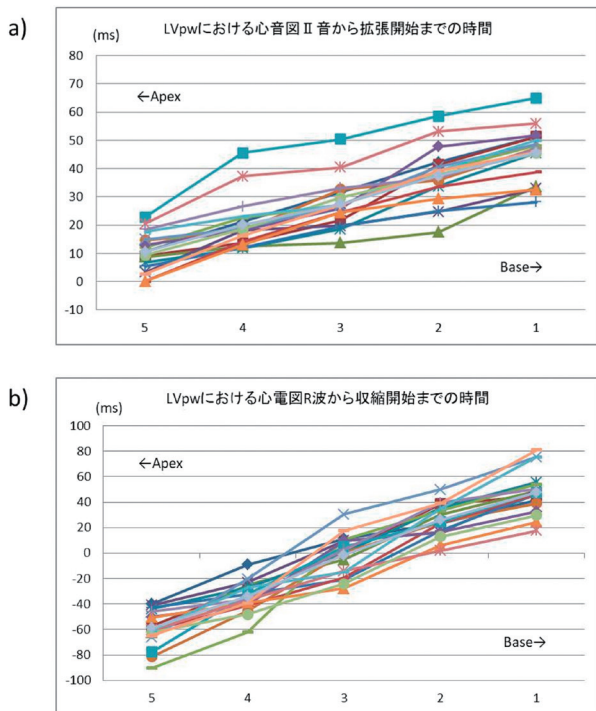


Fig. 4 左室後壁における拡張および収縮開始の時間差異. **a** 心音図 II 音から拡張開始までの時間差異. 心音図 II 音の時点基準とし, 各部位の拡張開始点をプロットしたグラフ. **b** 心電図 R 波から収縮開始までの時間差異. 心電図 R 波の時点基準とし, 各部位の収縮開始点をプロットしたグラフ. 拡張・収縮共に心尖部で生じたものが心基部へと伝搬していくことがグラフからも示される. 1・2・3・4・5: Fig. 3 で示した RF 信号取得位置に相当

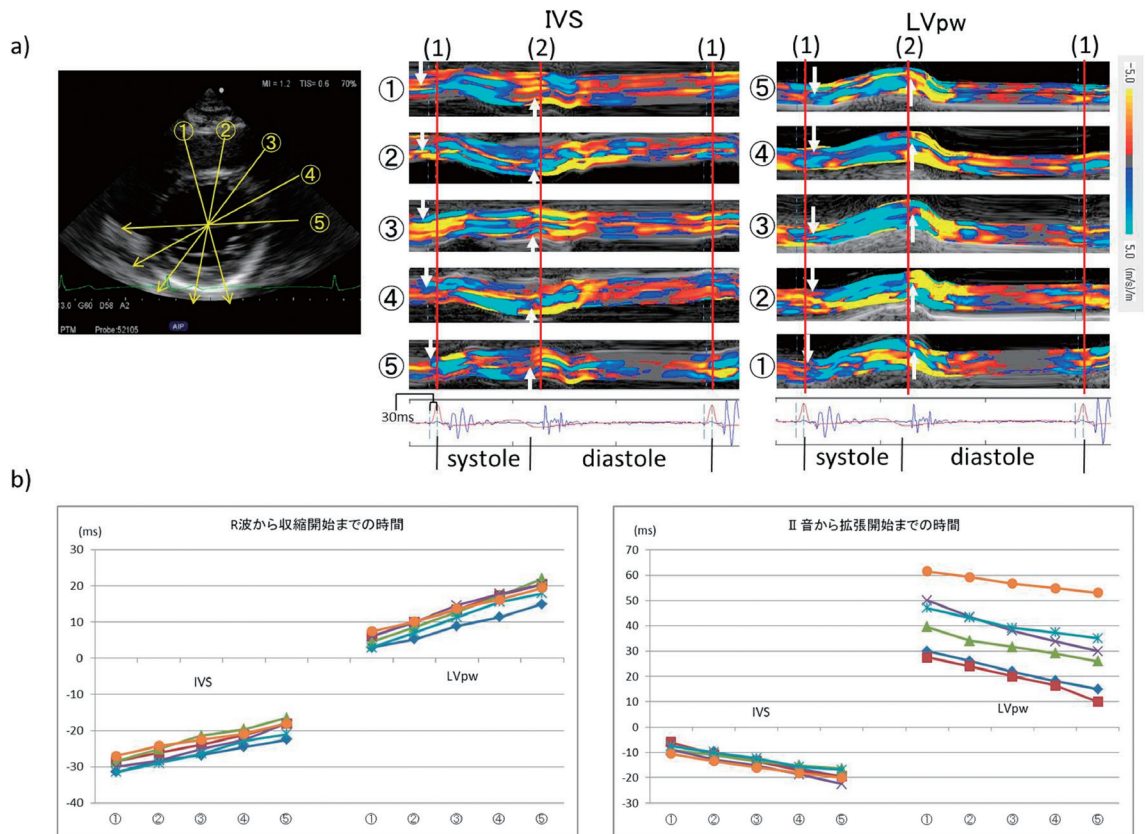


Fig. 5 a 左室短軸断面心基部から取得した多方向 aSR 分布. B mode 像上黄色矢印番号は aSR 分布の番号に対応. 拡張開始は反時計方向回転, 収縮開始は時計方向回転で伝搬する. 心電図上の破線間隔: 30 ms, 上向白矢印: 拡張開始点, 下向白矢印: 収縮開始点. 赤実線: 収縮拡張伝搬時間計測の基準部位 ((1): 心電図 R 波, (2): 心音図 II 音). b 心室中隔および左室後壁各部位の拡張ならびに収縮開始の時間差異. Fig. 4 と同様の方法を用いて各部位の拡張・収縮開始をプロットしたグラフ. 測定両端間の時間差異は拡張開始が IVS で 10.9 ± 2.5 ms, LVpw で 14.4 ± 4.1 ms, 収縮開始が IVS で 10.5 ± 1.3 ms, LVpw で 14.3 ± 2.2 ms となった

縮伝搬様式を示し, 測定両端間において拡張時には IVS で 8.0 ± 1.8 (mean \pm SD) ms, LVpw で 12.8 ± 2.8 (mean \pm SD) ms の時間差を有し, 収縮時には IVS で 13.0 ± 1.5 (mean \pm SD) ms, LVpw で 13.9 ± 2.6 (mean \pm SD) ms という時間差を有した.

一方, 心尖部においては Fig. 7 a に示すように心基部・中央部とは逆方向の伝搬様式を示し, 時計方向の拡張伝搬および反時計方向の収縮伝搬様式を示した. 測定両端間の時間差は拡張時において IVS で 9.5 ± 1.7 ms (mean \pm SD), LVpw で 9.3 ± 1.6 ms (mean \pm SD) となり, 収縮時には IVS で 27.3 ± 5.1 ms (mean \pm SD), LVpw で 34.9 ± 5.1 ms (mean \pm SD) であり, 心尖部の収縮伝搬時間は心基部および中央部と比較して長時間になることが確認された.

また心尖部 LVpw の収縮開始の際には, 心房収縮期から等容収縮期の時相においてまず心内膜側に収縮が生じ, 次いで心外膜側が収縮を開始する. そ

の後, 再度大きな収縮速度をもって内膜側へと伝搬していく様子が確認できた (Fig. 7 a LVpw ③内黒色破線矢印).

なお, (2) および (3) の測定結果から, 収縮拡張の伝搬時間に被検者間での差異は存在するものの, そのばらつきは小さく伝搬の傾向は同様であることが示された. したがって (1) の結果と総合して, 健常例における収縮拡張伝搬様式が定性的および定量的に同様であることが確認できる.

4. 考 察

本研究にて左室の多方向断面から aSR 分布を算出し検討した結果, 局所の心筋伸縮動態に加え, 隣接する心筋同士の伸縮伝搬の様子が可視化できたと考える.

左室長軸断面の検討において確認された LVpw における伸縮開始の時間差から左室は心尖部から心基部へと向かい蠕動様に変形していることが推定で

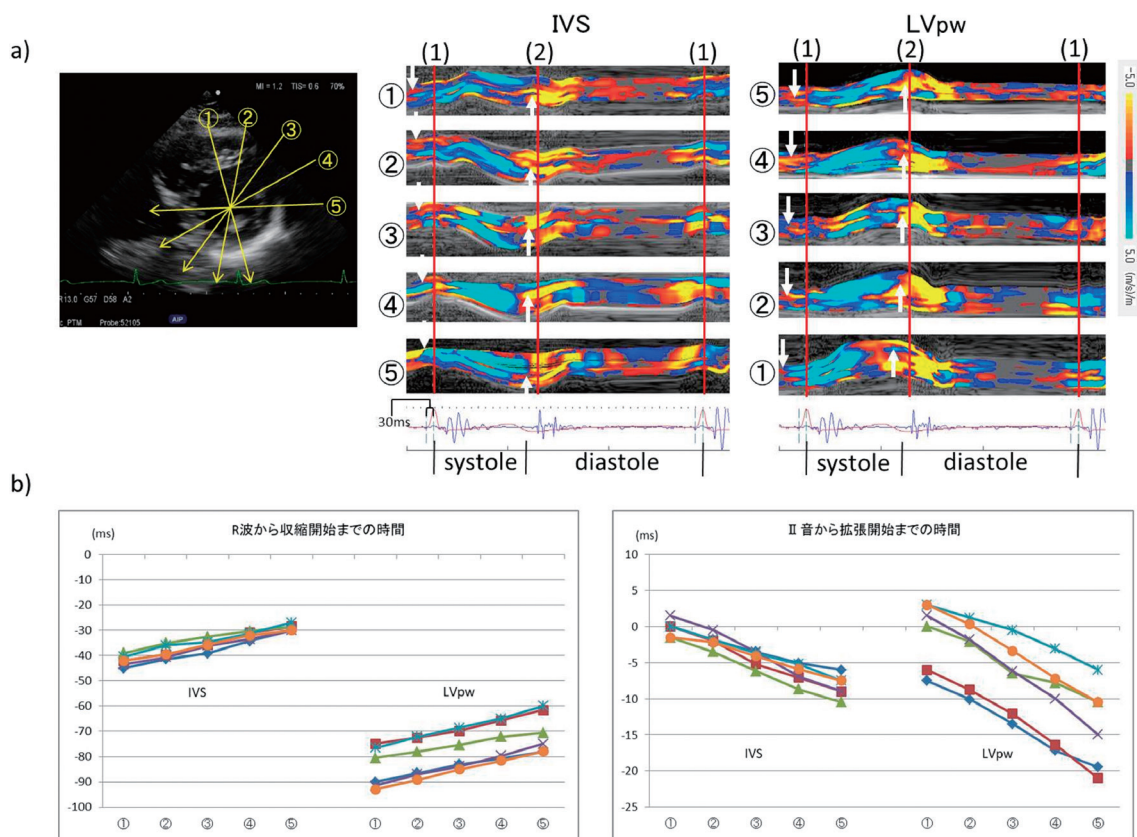


Fig. 6 a 左室短軸断面中央部から取得した多方向aSR分布. B mode像上黄色矢印番号はaSR分布の番号に対応. 心基部同様, 拡張開始は反時計方向回転, 収縮開始は時計方向回転で伝搬する. 心電図上の破線間隔: 30 ms, 上向白矢印: 拡張開始点, 下向白矢印: 収縮開始点. 赤実線: 収縮拡張伝搬時間計測の基準部位 ((1): 心電図R波, (2): 心音図II音). b 心室中隔および左室後壁各部位の拡張ならびに収縮開始の時間差異. 測定両端間の時間差異は拡張開始がIVSで 8.0 ± 1.8 ms, LVpwで 12.8 ± 2.8 ms, 収縮開始がIVSで 13.0 ± 1.5 ms, LVpwで 13.9 ± 2.6 msとなった

きるが, この変形により等容拡張期における急峻な心腔内圧減少, および等容収縮期における急峻な心腔内圧上昇を行うことができるため, 効率の良い流入・駆出が可能になると考えられた. また, 流入・駆出に伴う容量変化には肉柱構造の変形が関わるが, 左室短軸断面心尖部レベルにおいて確認された心房収縮期から等容収縮期における内膜側に生じる収縮は, プルキンエ線維末端が位置する心内膜面の肉柱構造が心筋層に先行して収縮したことによると考えられる. 本検討により肉柱構造の変形を捉えることができたことは蠕動様運動の存在に加え, ポンプ機能の有効性を詳細に評価することが可能になるものであると考える.

多方向左室短軸断面の心基部から心尖部各レベルにおける伸縮伝搬の時計・反時計回転の時間差は斜走筋の伸縮が影響していると考えられた. 斜走筋は心尖部で心渦を形成し心基部と心尖部で逆方向に走行している. この走行により心筋は長軸方向に変形

を起こし, またこの変形は早期の心機能低下に関連があると考えられ, 心臓超音波およびMRIを用いた評価がなされている^{13,14}. これらの評価は左室全体の変形からポンプ機能を評価しているが, 本法を用いることで多方向短軸像から斜走筋の伸縮動態を局所的に評価してポンプ機能の評価が可能となる. なお Konofagou らによると傷害心筋では収縮応答に遅延が生じるという報告があり¹⁵, 我々の先行研究において傷害心筋ではaSRが小さくなるだけではなく心筋内aSR分布の多様性が減少することを報告している¹⁰. そのため斜走筋の局所的な傷害部位を詳細に推定することが可能となり, 早期の心機能低下に対する新たな情報を提供できる手法になり得ると考えられた. また, Konofagou らは心筋伸縮の高分解能解析としてBモード像を用いた報告を行っている^{16,17}が, 本法はMモード像を用いて心周期を通した伸縮動態をカラー表示するため直感的にも心筋伸縮について簡便な解釈が可能であり, 心

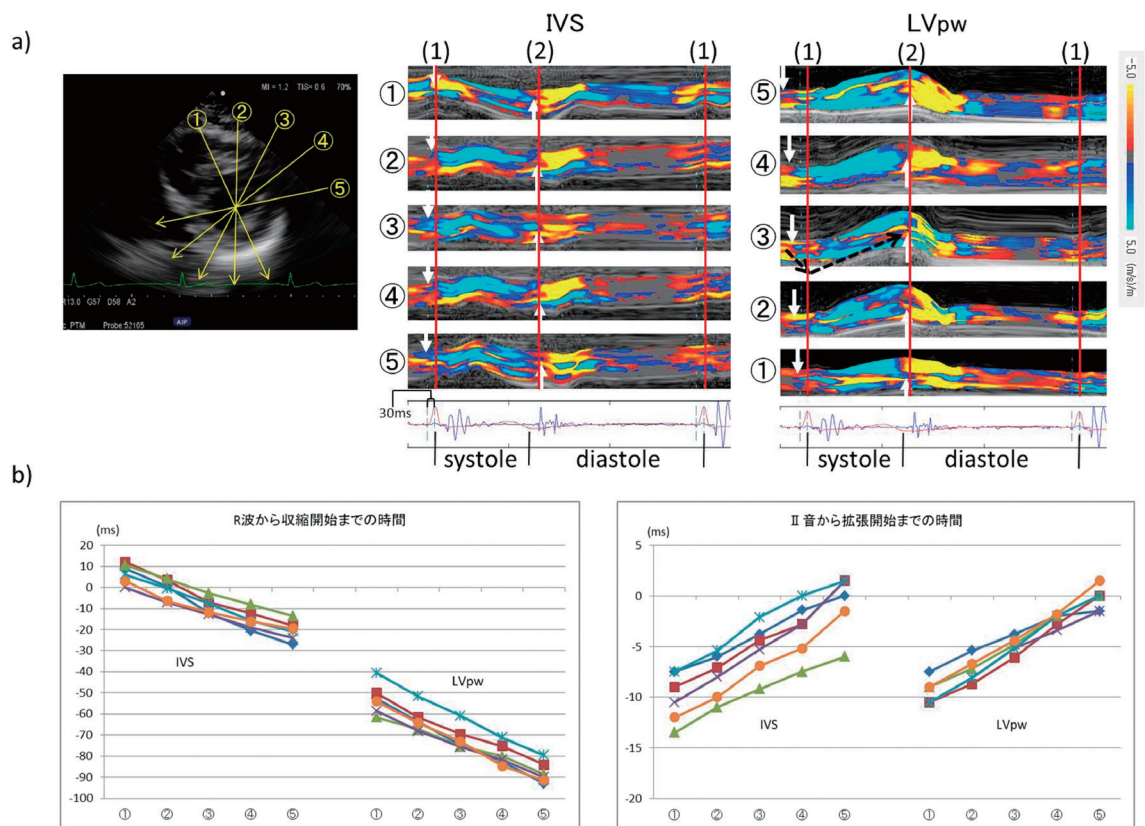


Fig. 7 a 左室短軸断面心尖部から取得した多方向 aSR 分布. B mode 像上黄色矢印番号は aSR 分布の番号に対応. 心基部ならびに中央部とは異なり, 拡張開始は時計方向回転, 収縮開始は反時計方向回転で伝搬する. 心電図上の破線間隔: 30 ms, 上向白矢印: 拡張開始点, 下向白矢印: 収縮開始点. 赤実線: 収縮拡張伝搬時間計測の基準部位 ((1): 心電図 R 波, (2): 心音図 II 音). LVpw ③内黒破線矢印: 心内膜側→心外膜側→心内膜側の収縮伝搬方向. b 心室中隔および左室後壁各部位の拡張ならびに収縮開始の時間差異. 測定両端間の時間差異は拡張開始が IVS で 9.5 ± 1.7 ms, LVpw で 9.3 ± 1.6 ms, 収縮開始が IVS で 27.3 ± 5.1 ms, LVpw で 34.9 ± 5.1 ms となった

臓ポンプ機能を考えるにあたり有用な方法であると考えられる。

以上のように本法は心臓ポンプ機能を評価するにあたり局所の心筋伸縮にとどまらず, 伸縮伝搬についても有用な情報を提供する方法であると考えられるが, いくつか課題も存在する. 心筋線維は内外層の斜走筋と中層の輪状筋から構成されることから, 心筋伸縮は重心方向成分の変化の他, 長軸方向および円周方向成分の変化が組み合わさって生じていることを考慮する必要がある¹⁸⁻²⁰⁾. 本研究で検討した方法は超音波ビーム方向に対する伸縮を計測しているため重心方向成分の変化のみを捉えていることになる. ただし本法の時間分解能は ≤ 2 ms と非常に早いため, 各部位の M モード上における分布は長軸および円周方向成分の運動が測定面外から混入してきたとしても正確に描出されていると考えられる. しかし, 心基部から心尖部, IVS から LVpw のように複数の部位にまたがった比較を行う際には測定面

外からの運動が少なからず混在している可能性を否定しきれない. 今回左室長軸断面および短軸断面を用いて同一部位を観察して同様な結果が得られているため計測は正確に行われていると考えられるが, 他方向の運動成分による影響に関しては今後慎重な検討を要する.

また, 位相差トラッキング法の計測原理上, RF 信号取得断面は超音波ビーム方向と心筋の運動方向が直交している断面である必要がある. そのため B モード撮像時に描出断面の微細な調整を行わなければならない. 加えて現時点では解析が全てオフラインであるため, 一連の信号取得ならびに検査終了後に解析処理を行っている. したがって解析時に不適当な断面であることが判明することを防ぐ目的で RF 信号取得毎に描出断面の是非を確認し, 解析に適さないと判断した場合, 再度 RF 信号を取得している. そのため本研究では RF 信号取得の際に, 長軸断面で 6.3 ± 2.7 分, 多方向短軸断面では 18.4

± 4.5 分の時間を要した。この時間に加え、臨床使用の際にはルーチン計測の時間が必要になるため被験者への身体的負担は少なからず増加する。したがって今後臨床的実用性を考えるにあたっては、オンライン解析によるリアルタイム性向上により検査所要時間の減少を可能とすることも求められる。

以上のように臨床使用するにあたっては改善すべき課題も存在するが、スパーススキャンおよび位相差トラッキング法を用いた高分解能心筋伸縮計測は局所心筋の伸縮動態および左室心筋伸縮の伝搬様式を可視化することが可能であり、心臓ポンプ機能の解明に寄与しうる可能性が示唆された。

5. 結 語

スパーススキャンおよび位相差トラッキング法による時間的・空間的高分解能 aSR 計測を多方向左室断面に対して行うことで局所心筋の伸縮動態と同時に左室広範囲における心筋伸縮動態の空間的・時間的不均一性を可視化できた。その結果左室の変形や刺激伝導系に関連した伸縮応答の確認が可能であり、本法による心筋伸縮能評価から得られた情報は心臓ポンプ機能解明に有用な情報となることが示唆された。

倫理規定

本研究は、当院の倫理委員会から承認を得て実施した。（当院倫理委員会承認番号：2019-2-023）

利益相反

本研究に関して著者全員に利益相反はありません。

文 献

- 1) Shimon AR, Peter L, Yoram A, et al. Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function. *J Am Soc Echocardiogr.* 2004;17:630-3.
- 2) Mikhail A, Cyrille B, Alexandra A, et al. Assessment of left ventricular systolic function by deformation imaging derived from speckle tracking: a comparison between 2D and 3D echo modalities. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2014;15:316-23.
- 3) Kanai H, Hasegawa H, Chubachi N, et al. Noninvasive Evaluation of Local Myocardial Thickening and Its Color-Coded Imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 1997;44:752-68.
- 4) Kanai H, Koiwa Y. Myocardial rapid velocity distribution. *Ultrasound Med Biol.* 2001;27:481-98.
- 5) Kanai H. Propagation of spontaneously actuated pulsive vibration in human heart wall and in vivo viscoelasticity estimation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2005;52:1931-42.
- 6) Kanai H. Propagation of Vibration Caused by Electrical Excitation in The Normal Human Heart. *Ultrasound Med Biol.* 2009;35:936-48.
- 7) Tanaka M, Sakamoto T, Sugawara S, et al. A new concept of the contraction-extension property of the left ventricular myocardium. *J Cardiol.* 2014;63:313-9.
- 8) Tanaka M, Sakamoto T, Katahira Y, et al. Non-uniform distribution of the contraction/ extension (C-E) in the ventricular myocardium related to the myocardial function. *J Cardiol.* 2014;64:401-8.
- 9) Tanaka M, Sakamoto T, Sugawara S, et al. Deformability of the pulsating left ventricular wall: A new aspect elucidated by high resolution ultrasonic methods. *J Cardiol.* 2017;69:462-70.
- 10) 黒川貴史, 中島博行, 西條芳文, ほか. 位相差トラッキング法を用いた左室心筋伸縮性の高分解能測定法. *医学検査.* 2019;68:76-84.
- 11) Roberto ML, Luigi PB, Victor MA, et al. Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2015;16:233-71.
- 12) 吉新寛樹, 長谷川英之, 金井浩, ほか. 心筋ストレインレート空間分布の高時間分解能計測による収縮・弛緩の遷移過程の描出. *超音波医学.* 2007;34:439-48.
- 13) Notomi Y, Peter L, Randolph MS, et al. Measurement of ventricular torsion by two-dimensional ultrasound speckle tracking imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2005;45:2034-41.
- 14) Francesc C, Jaume GB, Debora G, et al. Left ventricular torsion and longitudinal shortening: two fundamental components of myocardial mechanics assessed by tagged cine-MRI in normal subjects. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2012;28:273-84.
- 15) Konofagou EE, Simon DF-K-F, Luo J, et al. Imaging the mechanics and electromechanics of the heart. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2006; Suppl: 6648-51.
- 16) Konofagou EE, Lee WN, Luo J, et al. Physiologic Cardiovascular Strain and Intrinsic Wave Imaging. *Annu Rev Biomed Eng.* 2011;13:477-505.
- 17) Luo J, Fujilira K, Homma S, et al. Myocardial elastography at Both High Temporal and Spatial Resolution for The Detection of Infarcts. *Ultrasound Med Biol.* 2007;33:1206-23.
- 18) Victoria D, Claudia Y, Rutger JB, et al. Assessment of left ventricular dyssynchrony by speckle tracking strain imaging comparison between longitudinal, circumferential, and radial strain in cardiac resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol.* 2008;51:1944-52.
- 19) Jing PS, Alex PWL, Chengquan W, et al. Quantification of left ventricular regional myocardial function using two-dimensional speckle tracking echocardiography in healthy volunteers — A multi-center study. *J Int J Cardiol.* 2013;167:495-501.
- 20) Onishi T, Samir K S, Antonia DM, et al. Global longitudinal strain and global circumferential strain by speckle-tracking echocardiography and feature-tracking cardiac magnetic resonance imaging: comparison with left ventricular ejection fraction. *J Am Soc Echocardiogr.* 2015;28:587-96.