

心内腔血流の速度ベクトルイメージングのための二次元相関関数の時間平均化

高橋 広樹 長谷川英之 金井 浩

抄 録

目的：心内腔血流の超音波イメージングはヒトの心臓のポンプ機能を評価するのに非常に有用なツールである。スペckルトラッキング法は血流速度ベクトルの推定を可能にする。しかし、微小な血球からのエコーの信号対雑音比が低いいため、血流速度ベクトルを安定的に推定することは難しい。本研究では、血流速度ベクトルの推定精度向上のために、2次元相関関数の時間平均化を行うスペckルトラッキング法を用いた。**方法**：拡散ビーム送波を用いた高フレームレート超音波断層法によって収集されるエコーデータを利用することで、複数の2次元相関関数を非常に短い時間幅で平均化することができる。擬似血液（平均流速0.2 m/s、トランスデューサ表面からの流れ角56°）を使った定常流実験を行い、6,024 Hzのフレームレートで2次元相関関数の平均化の効果を調べた。**結果**：まず初めに、血流速度ベクトルの安定的な推定に必要な平均化時間を検討するために、定常流測定にて、2次元相関関数のさまざまな平均化時間幅に対して速度ベクトル推定精度を評価した。8フレームを超える平均化時間幅を用いることで、ベクトル推定の方向推定誤差は従来のスペckルトラッキング法のほぼ半分に低減できることが分かった。次に、平均化時間幅を2 msに相当する12フレームに設定し、より速い速度の定常流に対する計測を行った。速度0.2 m/sのエコーデータのフレーム間隔を変えて、0.4 m/sおよび0.6 m/sの流速の定常流計測を模擬した。平均化時間幅はわずか2 msであったが、平均血流速度0.2 m/s、0.4 m/s、0.6 m/sにおける方向推定誤差は著しく減少した。健常者の心臓を対象とした*in vivo*実験では、高画質なBモード画像を生成するために、さまざまな偏向角の拡散波を送信する送信シーケンスを挿入した。実験の結果、左心室腔の血流速度ベクトルが駆出期および拡張初期における心内腔を流入および流出する血流を示した。さらに、推定された血流方向は拡張期における心内腔での渦流を可視化した。**結論**：提案する手法を用いることで、造影剤を使用せずに、速度ベクトルによる心内腔血流動態の可視化を実現する可能性が示された。

Temporal averaging of two-dimensional correlation functions for velocity vector imaging of cardiac blood flow

Hiroki TAKAHASHI, Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI

Abstract

Purpose: Ultrasonic imaging of blood flow in the cardiac lumen is a very useful tool to evaluate the pumping function of the human heart. The speckle tracking technique makes it possible to estimate the blood velocity vector. However, a stable estimation of the velocity vector of blood flow is difficult because signal-to-noise ratios of echoes from tiny blood particles are low. In this study, the speckle tracking technique with averaging of multiple two-dimensional correlation functions was employed for stable estimation of the blood velocity vector. **Methods**: Multiple two-dimensional correlation functions can be averaged during a very short period by using the echo data acquired by high-frame-rate echocardiography with diverging beam transmission. A steady flow experiment using blood-mimicking fluid (mean fluid velocity 0.2 m/s, flow angle 56° from the transducer surface) was implemented to investigate the effect of the averaging of two-dimensional correlation functions at a frame rate of 6024 Hz. **Results**: First, to examine the averaging duration required for stable estimation of the flow velocity vector, the accuracies of vector estimates were evaluated at different durations for averaging of two-dimensional correlation functions in the steady flow measurement. It was found that the proposed averaging process with an averaging duration of over 8 frames could reduce the directional error in vector estimation to almost half that of the conventional speckle tracking technique. In subsequent experiments, the averaging duration was set at 12 frames corresponding to 2 ms. Measurements of steady flow at higher velocities were further implemented. The steady flow measurements with higher flow velocities of 0.4 and 0.6 m/s were simulated by changing the frame interval of the echo data at a flow velocity of 0.2 m/s. Although the averaging duration was a mere 2 ms, directional errors at mean flow velocities of 0.2, 0.4, and 0.6 m/s were reduced significantly. In an *in vivo* experiment of the healthy human heart, to produce a fine B-mode image, the diverging wave transmissions with different steered angles for compounding were interleaved in the transmission sequence. From the *in vivo* experimental result, the blood velocity vector of the left ventricular cavity showed the flow getting into/out of the cavity in ejection and early diastolic phases. Furthermore, estimated flow directions revealed rotating flow in the cavity in mid-diastole. **Conclusion**: Our proposed method has the feasibility to visualize the vortex flow by velocity vector mapping without a contrast agent.

Jpn J Med Ultrasonics 2017; 44 : 275-282

Keywords

cardiac blood flow, blood velocity vector, speckle tracking, high-frame-rate acquisition

本論文は、公益社団法人日本超音波医学会 第30回菊池賞受賞論文を翻訳掲載したものです。

元論文は、英文誌 J Med Ultrasonics 2015;42:323-330 に掲載しています。

Received: 20 October 2014 / Accepted: 12 February 2015 / Published online: 17 March 2015

東北大学大学院医工学研究科医工学専攻

Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aramaki-aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai, Miyagi 980-8579, Japann

J-STAGE. Advanced published. date: March 24, 2017

1. はじめに

心内腔血流の超音波イメージングはヒトの心臓のポンプ機能を評価するのに有用なツールである。従来より、医用超音波はヒトの心臓の異常を調べるための主要な診断モダリティであった¹⁾。カラードプラ血流イメージング (CDI: Color Doppler Imaging) は心臓内の血流の情報を得るための代表的な方法であり、ほとんどの市販装置に搭載されている。近年では、平面波送信を用いた並列ビームフォーミングを用いることでドプラ血流イメージングのフレームレートを大幅に改善する手法が提案されている^{2,3)}。また、このような平面波送信を用いた高フレームレートイメージングは頸動脈の局所における脈波伝搬速度測定にも用いられている^{4,5)}。しかし、CDIでは超音波ビームに沿った速度しか計測されないため、血流の方向は示されない。

別のアプローチでは、CDIによって得られたビーム方向速度の分布から、血流速度ベクトルの直交成分 (超音波ビームに対し垂直) を流体力学的仮定を用いて算出している⁶⁾。また、心臓壁周辺の色速度を境界条件とする連続の式を用いた方法も提案されている⁷⁾。近年では、精度を向上させるために、ビーム方向速度分布の平滑化と心内腔両側の心臓壁の色速度を用いた重み付けが提案されている⁸⁾。しかしながら、そのような仮定に基づくアプローチでは本来の血流を可視化できない。

一方で、血流速度ベクトルを2方向以上のドプラ法による計測値を合成することによって推定する手法も提案された⁹⁻¹¹⁾。しかし、このような方法では、超音波ビーム同士を大きな角度で交差させる必要がある。したがって、深度の浅い領域にある血流に限定される。つまり、通常の色内腔計測に使われるような、開口が小さいフェーズドアレイトランスデューサはそのようなビーム交差ドプラ法には適さない。結果として、開口の大きなリニアトランスデューサが多くの研究で使われている。

E-PIVは、造影剤からの超音波エコーの動きに基づき、速度ベクトルと血流の流線とのマッピングを実現している^{12,13)}。しかし、造影剤の静脈注射が必要である。一方で、Løvstakken等¹⁴⁾は造影剤を使わずに、改良した超音波ビーム走査法を用いたCDIによって血球からのエコーの動きを可視化した。この方法のフレームレートは循環器のような高速な血

流を描出するためには不十分であったが、近年、長谷川と金井¹⁵⁾は、リニアアレイトランスデューサを使い、平面波送信と並列受信ビームフォーミングを用いて、数kHzの高フレームレートで頸動脈内の血球からのエコーのイメージングを行う方法を開発した。心臓超音波法では、超音波ビームは扇状に掃引される。走査線の横方向間隔はトランスデューサからの距離とともに広がるが、平面波面は広がらないため、平面波イメージングは心内腔計測においてフレームレートを制限する。

心内腔における1 m/sを超える速度を持つ血流や渦流のような複雑な血流パターンの可視化のためには高フレームレート計測が望ましい。これまでの研究で我々は、球面拡散ビームを用いた高フレームレート計測を用いて心内腔血流の方向を可視化する方法を提案した^{16,17)}。この研究では、心内腔血流速度ベクトルをスペックルトラッキングによって推定することに成功した¹⁸⁾。しかし、一方ではその推定精度は定常流実験においてさえ十分ではないことが示された。さらに、得られるBモード画像の画質は、各フレームあたりの合成数がほんの2, 3程度であるために従来の画質よりもかなり劣っていた。

本研究では、改良された血流速度ベクトルの推定方法を提案した。提案法では、血流速度ベクトルの安定的な推定のために、連続するフレーム間の2次元相関関数 (2D-CF: Two Dimensional Correlation Function) を時間的に平均化し、その平均化された相関関数を補間した。拡散ビーム送信の超高フレームレート計測を用いて、短い時間幅で多くの2D-CFを平均化に利用できる。さらに、より高画質なBモード画像を取得するため、Bモードコンパウンドイメージングのために複数の異なる角度の偏向拡散ビームを送信するシーケンスと、血流速度ベクトル推定のための送信シーケンスを交互に実行した。

2. 提案手法

2.1 エコーデータ収集法

球面拡散ビーム送信を用いた並列受信ビームフォーミング (PBF-DB) により高フレームレートでエコー信号を収集することが可能である^{19,20)}。PBF-DBでは、超音波ビームはアレイ背面の仮想点音源 (VPS: Virtual Point Source) から拡散するように形成される。そして、並列に置かれたトランスデューサ素子で受信されるエコー信号を用いて、多

数の集束受信ビームが生成される。したがって、1フレーム当たりの送信回数は減少し、ヒト心臓からのエコー信号の高フレームレート計測を実現できる。しかし、送信された超音波の集束性は低いため、横方向の空間分解能は劣化する。これを補うために、異なる偏向角を持つ拡散ビーム送信によって得られるエコー信号を合成することが有効であることが示されている¹⁹⁾。しかし、合成後の方位分解能は改善されるものの、1フレーム当たりの送信回数の増加によってフレームレートは減少する。心内腔における1 m/sを超える速度を持つ血流や渦流のような複雑な血流の速度ベクトルの推定のためには、超音波散乱体（血球）同士の距離の変化による信号の相関低下を抑制するために高フレームレート計測が望ましい。

本研究では、血流速度ベクトル取得のための送信シーケンスの前に、Bモードイメージングのための送信シーケンスを挿入した。Fig. 1 aに示されるように、本研究で用いる送信シーケンスは、合成Bモード画像取得のための偏向拡散ビーム送信と、血流速度ベクトルの推定のための1フレームにつき1回の非偏向拡散ビーム送信で構成される。Fig. 1 bで示すように、Bモードイメージング用送信シーケンスでは拡散ビームが角度間隔6°で15回送信され、それぞれの送信で得られた受信ビーム信号が合成された。その一方、血流ベクトル取得のための送信シーケンスでは、Fig. 1 cで示すように、1回の非偏向拡散ビームの送信により得られる素子受信信号を用いて、(合成することなく)受信ビームは生成された。次節で述べるように、2D-CF平均化による速度ベクトルのロバストな推定のために40フレームにお

いて拡散ビームは同じ方向へ送信された。血流速度ベクトルの分布に重ねるBモード像および血流速度ベクトル分布の重畳画像の取得フレームレートを下記に示す。

$$FR = \frac{PRF}{N_{tx1} + N_{tx2}} \quad (1)$$

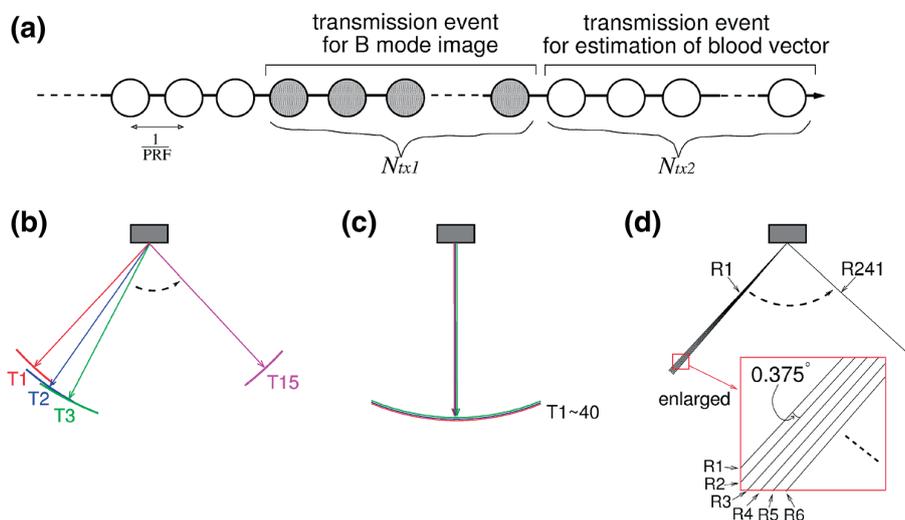
ここで、PRF、 N_{tx1} 、 N_{tx2} はそれぞれパルス繰り返し周波数、Bモードイメージング用の偏向拡散ビーム送信回数、血流速度ベクトル推定用の非偏向拡散ビーム送信回数である。本研究では、PRF、 N_{tx1} 、 N_{tx2} をそれぞれ、6,024 Hz、15、40に設定した。Bモードおよび血流速度ベクトルイメージング用の送信シーケンスにおけるVPSはそれぞれアレイ背面から100 mmおよび50 mmに配置した。

エコー信号は改造した市販の超音波診断装置（日立アロカメディカルAlpha 10）を用いて測定した。フェーズドアレイトランスデューサの駆動中心周波数は3.75 MHzとした。96素子で受信されたRFエコー信号は15 MHzでサンプリングした。これらの受信信号を用いて、並列ビーム形成により0.375°の角度間隔の241本の走査線信号を生成した。Fig. 1 dに、生成した走査線の配置を示す。このビームフォーミング法はBモードイメージングおよび血流速度ベクトルマッピングのための両方の送信シーケンスに適用された。なお、受信ビームフォーミングおよび提案手法はオフラインで実施した。

2.2 血流速度ベクトルの推定

血流速度ベクトル取得のための送信シーケンスにおいて、受信ビームフォーミング後信号にフレーム

Fig. 1 a 球面拡散超音波の送信シーケンス、b Bモードイメージングおよびc 血流速度ベクトルの推定に使用された拡散波面の模式図、d 受信ビームフォーミングにより得た走査線の配置の模式図



方向へ高域通過フィルタ (MTI フィルタと呼ばれる) を適用し、肋骨や心筋のような血液以外の静止あるいは動きの遅い組織からのエコーを抑圧することによって血球からのエコーを可視化した。本研究では、ビーム方向速度ほぼ 0.1 m/s に相当する遮断周波数 500 Hz に設定された 12 次のバターワースフィルタを使用した。フィルタリング後の信号の振幅をフレーム方向のコヒーレンス関数によって重み付けして、コヒーレントに動いている血球からのエコーを強調した¹⁷⁾。フレーム方向コヒーレンスの算出に使用されたフレーム数は、その時間幅の間に同じ散乱体からのエコーが使われるように決定された。以下で、血球が超音波ビームを横方向に通過する経過時間を推定する。細いワイヤーからのエコーの横方向プロファイルの半値幅 (すなわち空間分解能) はほぼ 1.9 mm であった。血流の速度 (流れる方向は超音波ビームに対して垂直) が 1 m/s と仮定すると、血球は、 $6,024 \text{ Hz}$ のフレームレートで 11 フレームの間に超音波ビームの外へ出ると推定される。本研究では、同じ散乱体からのエコーを使用するための必要条件 (フレーム数 < 11) を満たすように、コヒーレンス推定のために連続する 6 フレームのエコー信号を用いた。

2D-CF を用いたスペクトルトラッキング法は超音波ビームと血流との角度に依存することなく血流速度ベクトルを推定できる¹⁸⁾。しかしながら、血球は小さく、高フレームレート計測のために用いる非集束超音波ビームの音響出力も低い。このような条件下では、血球からのエコーの信号対雑音比 (SNR) は低く、ゆえに、血流速度ベクトルを高い精度で推定することは困難である。本研究では、速度ベクトルの安定的推定のために、スペクトルトラッキングにおける 2D-CF を時間的に平均化した。

速度ベクトル推定を目的としたフレーム平均化に

は、いくつかの処理法が考えられる。すなわち、(1) フレーム毎に算出された速度ベクトルを平均する、(2) 非正規化 2D-CF を平均する、(3) 標準偏差によって正規化された 2D-CF を平均化する、といった手法が挙げられる。微小な血球からのエコーの SNR は低いため、2D-CF におけるピーク位置 (変位量) の真値からのばらつきは大きい。速度ベクトルの推定誤差を抑えるために、2D-CF における相関係数の雑音によるばらつきは抑えられるべきである。2D-CF における真の変位での相関係数は平均的に高いと考えられる。その一方、エコーの雑音成分に起因する相関係数の変動は各フレームにおいてランダムであると考えられ、2D-CF における誤ったピークの検出の原因となっている。そのため、2D-CF の平均化操作は、エコーの低 SNR に起因する相関係数のばらつきを抑制することによって、2D-CF において真の変位にピークを生成するのに有効である。本研究では、2D-CF を標準偏差によって正規化した後に平均化することで、エコーの位相の時間変化を強調した。

ある位置における連続する 2 フレーム間の正規化 2D-CF は、以下の式で示すように N_{cf} 回数 (フレーム間の数) 時間的平均化が行われる。

$$\bar{C}(i, j, n) = \frac{1}{N_{cf}} \sum_{k=-N_{cf}/2}^{N_{cf}/2-1} C(i, j, n+k) \quad (2)$$

ここで、 $C(i, j, n)$ は第 n 番目および第 $(n+1)$ 番目のフレーム間の正規化 2D-CF を示しており、 i および j は横方向および軸方向の遅延量を意味する。

Fig. 2 に、提案する正規化 2D-CF の平均化プロセスを示す。ここで、サンプリング間隔以下の微小なフレーム間変位を得るために、平均化された 2D-CF は再構築補間法によって補間する²¹⁾。

Fig. 2 安定した血流速度ベクトル推定のための正規化 2D-CF の時間平均化の模式図

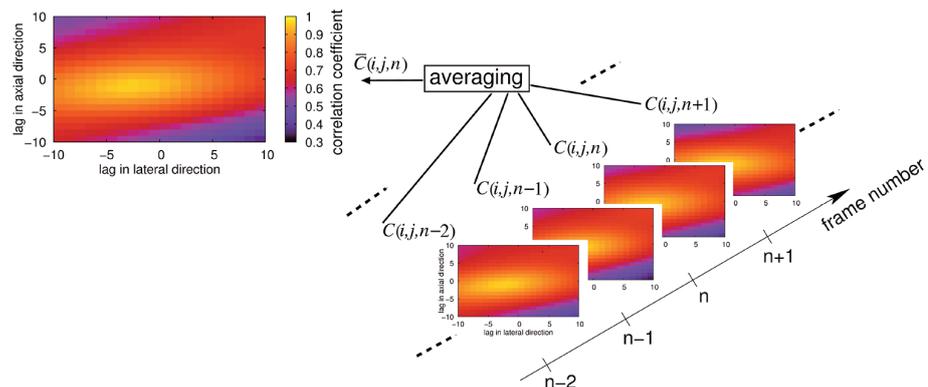
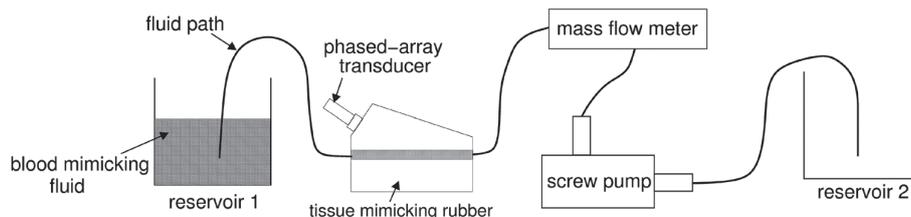


Fig. 3 定常流計測のための実験システム. 擬似血液はスクリーポンプによって流路の中を流された



スペクトルトラッキング法の空間分解能は2D-CFの計算に用いる空間窓の大きさで決定される. この空間窓はカーネルと呼ばれる. 横方向および軸方向のカーネルの大きさはそれぞれ 9° (走査線数: 24本) および 8.2 mm に設定する. カーネル内の信号振幅を2次元ハニング窓によって重み付けする. N_{cf} が血流速度ベクトル推定精度に与える効果は次節で検討する.

3. 定常流を用いた基礎実験

3.1 実験システム

本実験の目的は2D-CF平均化の効果を検討することである. **Fig. 3**にその実験の設定を示す. ここでは, フローファントム (ATS 523A) 内の管状流路を流れる擬似血液 (ATS 707) からのエコーを計測した. その流路の直径は 8 mm であった. トランスデューサの表面を流路から 7 cm の距離に置いた. そのトランスデューサ面と流路の成す角度は 56° とした. 擬似血液はスクリーポンプ (兵神装備 2NL10PU) によって駆動され, 流路内を流れた. 流路に接続した質量流量計 (キーエンス FD-SF8) で流量を計測した.

流量 0.6 L/min で流れる擬似血液からエコーデータを計測した. このエコーデータのフレーム間隔を2倍および3倍にすることで, 1.2 L/min および 1.8 L/min の流量におけるエコーデータが模擬された. 各データのレイノルズ数は 960 と計算された. これら流量 0.6 L/min , 1.2 L/min および 1.8 L/min における平均流速はそれぞれ 0.2 m/s , 0.4 m/s および 0.6 m/s と推定された. 流量計の表示可能流量のピッチは 10 mL/min であった. エコーデータは各フレームにつき非偏向拡散波を1回送信し, フレームレート $6,024\text{ Hz}$ で収集した. VPSはアレイ背面から 50 mm に設置した.

3.2 実験結果

流路内の流体の速度ベクトルは, **Fig. 4**に示すように, 流路方向と垂直を成すように手動指定した線

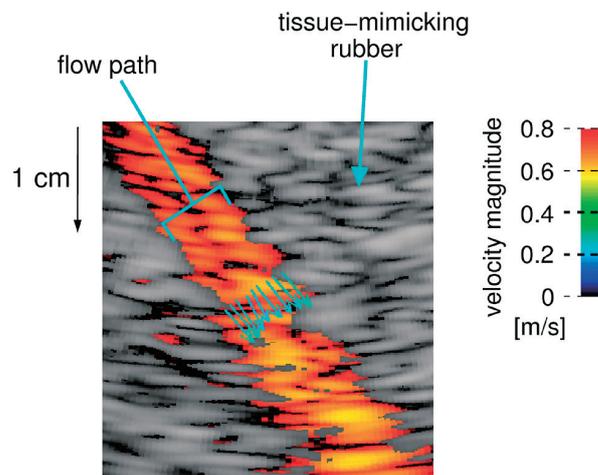


Fig. 4 Bモード画像 (グレーの濃淡目盛り) と擬似血液のエコースペックル (暖色の濃淡目盛り) に重畳した速度ベクトル. 流路方向に沿った速度ベクトルが確認された

に沿って 0.4 mm 間隔で取得した.

流速ベクトル推定の安定化のために必要とされる平均化時間幅を検討するために, 推定された速度ベクトルの流路方向からの方向推定誤差を異なる平均化時間幅において算出した. この方向推定誤差 e_{dir} の算出式を下に示す.

$$e_{dir} = \frac{1}{\pi} \sqrt{\frac{1}{N_j} \sum_{j=0}^{N_j-1} \left\{ \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{v}_j \cdot \mathbf{n}}{|\mathbf{v}_j| |\mathbf{n}|} \right) \right\}^2} \quad (3)$$

ここで \mathbf{v}_j および \mathbf{n} はそれぞれ第 j 番目の空間点での推定速度ベクトルおよび流路方向に平行な単位ベクトルを表す. **Fig. 5** は, 流量 0.6 L/min (平均流速 0.2 m/s) での2D-CFの平均化に用いたフレーム数に対する推定流速ベクトルの方向推定誤差を示す.

Fig. 5における標準偏差は50枚のフレームから算出した. 正規化2D-CFを平均したスペクトルトラッキング法の方向推定誤差は, 時間平均幅を8フレーム以上に設定すると, 従来のスペクトルトラッキング法 (平均フレーム数: 1) に比べてほぼ半減した. 本研究では, N_{cf} を12, すなわち 2 ms 相当の短い時間幅に設定し, 速度ベクトル推定における時間分

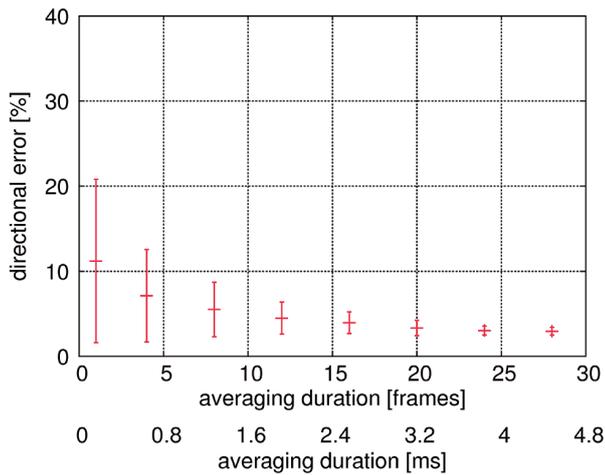


Fig. 5 流量 0.6 L/min (平均流体速度 0.2 m/s) での、正規化 2D-CF の異なる平均フレーム数における方向推定誤差。標準偏差は 50 フレームから算出した

解能を優先させた。

12 フレーム間の 2D-CF の平均化の有無による推定速度ベクトルの精度の差異を流量 (平均流速) と方向推定誤差から評価した。Fig. 6 a は、速度ベクトルを使用して推定される流量 Q は下記の式で表される。

$$Q = \pi \sum_{j=0}^{N_j-1} (r_j \Delta r) \mathbf{v}_j \cdot \mathbf{n} \quad (4)$$

ここで Δr と r_j はそれぞれベクトルが推定された点の間隔と流路の中心からの距離を示す。Fig. 6 b が示すのは推定された速度ベクトルの流路方向からの方向推定誤差である。Figs. 6 a,b の標準偏差はフレーム数 50 から算出した。Figs. 6 a,b において、赤と緑の × 印はそれぞれ 2D-CF の平均化あり / なしのスペクトルトラッキングによって得られた推定値を示す。2D-CF の平均化時間幅はたった 2 ms であるが、どちらの誤差も 2D-DF 平均化によって大幅に減少した。

4. *in vivo* 実験

左心室からの RF エコー信号を 27 歳健常男性の経胸壁三腔像において収集した。この被験者からインフォームドコンセントを得ている。 N_{rx1} と N_{rx2} はそれぞれ 15 と 40 であり、「エコーデータ収集法」で説明されているように、フレームレートは 109 Hz であった。1 枚の血流ベクトル画像を取得するために、非偏向拡散ビームの 40 回の送信で得られ

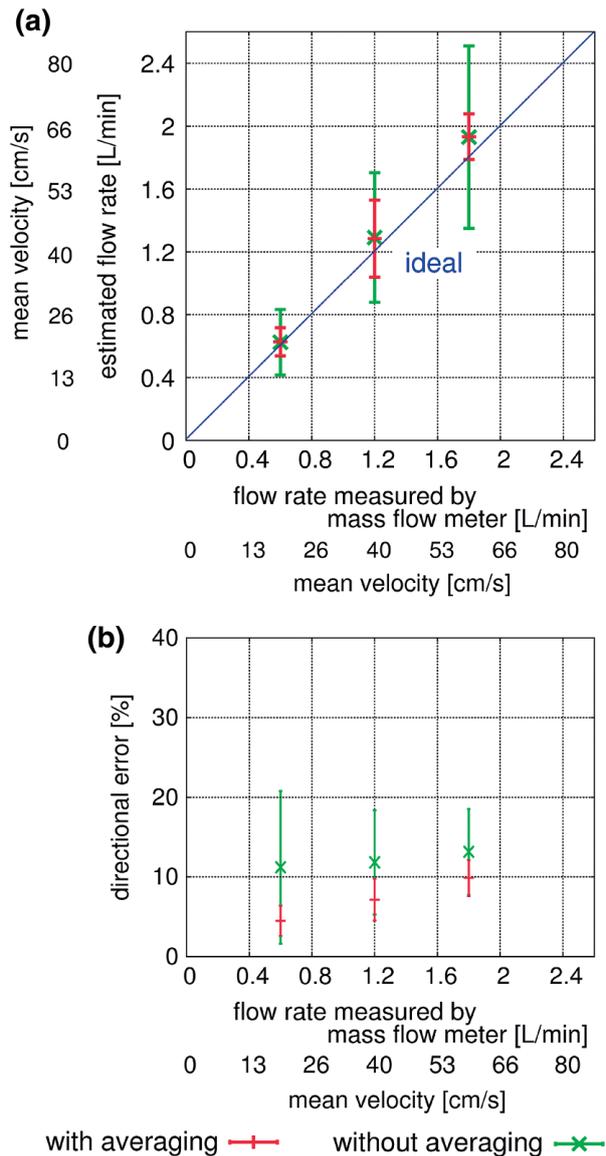


Fig. 6 a 提案手法および質量流量計で推定された擬似血液の流量 (平均流速)、および b 流れ軸と提案法で推定された速度ベクトルとの間の方向推定誤差。赤と緑の × 印は正規化 2D-CF の平均化あり / 平均化なしのスペクトルトラッキングによる推定値を示す。横軸は流量を表し、質量流量計で流量 0.6 L/min (平均流体速度 0.2 m/s) と計測されている間に収集したエコーデータに関して、そのフレーム間隔を広げることでより高い流速の擬似血液からのエコーデータを模擬した

るエコーデータを用いた。B モードおよび血流速度ベクトルイメージングにおける VPS はそれぞれアレイ背面から 100 mm および 50 mm の位置に置いた。

Fig. 7 は心臓の収縮初期、拡張初期、そして拡張中期のフレームにおける B モード画像に重畳された血流速度ベクトル分布を示す。青緑色の矢印と暖色の濃淡がそれぞれ血流速度ベクトルの方向と速度の大きさを示している。全ピクセルの速度ベクトルは、

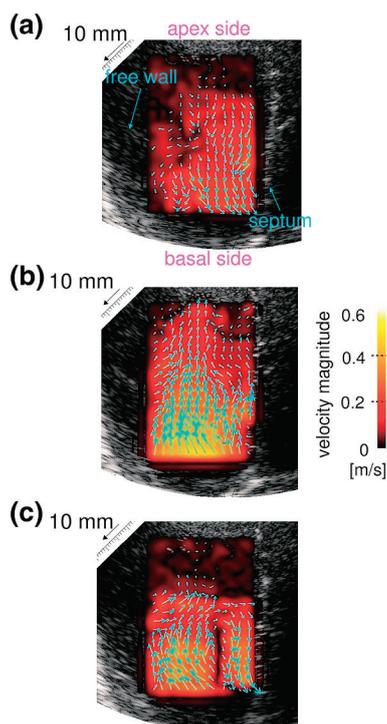


Fig. 7 a 収縮期, b 拡張初期, c 拡張中期における心内腔の血流速度ベクトル画像。血流速度ベクトルの方向および速度の大きさは青緑色の矢印と暖色の濃度によって示されている

2D-CF 平均化を用いたスペックルトラッキング法によって取得した速度ベクトルに再構築補間を行うことで得た。僧帽弁と大動脈弁は左心室の基部側に確認された断面で、エコーデータを収集した。**Figs. 7 a,b** が示すように、収縮初期および拡張初期における心内腔を流入/流出する血液の流れが血流ベクトルによって可視化された。**Fig. 7 c** が示すように、拡張中期においては渦のような流れが示された。近年、渦状の複雑な血流が磁気共鳴映像法や E-PIV (Echo Particle Image Velocimetry) によって研究されている²²⁾。得られた結果から、本提案手法が超音波を用いて造影剤を使うことなく渦流を描出する可能性を持つことを示した。

5. 考 察

従来の E-PIV ではフレームレートは 200 Hz 未満であり (5 ms を超える時間分解能に相当)、心内腔の血流速度ベクトルを推定するには不十分である²³⁾。一方で、非常に短いフレーム間 (200 μ s 程度) の正規化 2D-CF が拡散波送信の高フレームレート計測により得られる。本研究では、血流速度ベクトルの安定した推定のために正規化 2D-CF の平均化

を用いたスペックルトラッキングを提案した。2D-CF の平均化によって得られる速度ベクトルとは、平均化時間幅における血流速度ベクトルのコヒーレントな成分を意味する。提案手法では、非常に高いフレームレートにより、2 ms という非常に短い時間幅であるが 12 フレームの正規化 2D-CF が平均化のために使用された。平均化時間幅はわずか 2 ms ではあるが、定常流の実験結果が示すように、速度ベクトルの推定精度は大幅に改善した。したがって、約 2 ms の高時間分解能かつ高精度な血流速度ベクトル推定の実現可能性が提案法により示された。

血流速度ベクトルをマッピングするための送信シーケンスでは、12 フレームの平均化処理に必要なとされる数よりも多くの送信が行われた。40 フレームのエコーから、12 次バターースフィルタリングによって 27 のフレームのエコーが得られた。バターースフィルタリングの後に 6 フレームのエコーを用いてコヒーレンスを算出したため、そのコヒーレンスによって重み付けされた 21 フレームのエコーが得られたが、2D-CF の平均化に使用したフレーム数は 12 であった。ゆえに、血流イメージングのために必要なフレーム数を収集シーケンスの最適化でさらに低減させることは可能である。

心内腔血流イメージングにおいて、渦流のような複雑な流れの可視化は重要性を増している。**Fig. 6 b** が示すように、速度ベクトルの推定法の方向推定誤差は正規化 2D-CF の平均化によって、平均流体速度 0.2 m/s では 11.2% から 4.5% へ減少した。このようなより高い方向推定精度を持つベクトル推定法は渦流パターンの可視化に役立つ。さらに、高画質な B モード像を生成するために、異なる偏向角度での拡散波送信を、血流イメージングのための送信シーケンスに内挿したが、それでも、本研究のフレームレートは従来の CDI の数十 Hz に匹敵する。しかも、心内腔血流速度ベクトルが推定可能であり、CDI には無い本手法の利点である。

6. 結 論

本研究で、心内腔血流速度ベクトルの安定な推定のために、正規化 2D-CF の平均化を用いたスペックルトラッキング法による速度ベクトル推定法を提案した。血流速度および方向推定の精度を、擬似血液を用いた定常流実験によって評価した。この実験結果から、提案する正規化 2D-CF 平均化によって

精度が向上することを確認した。さらに、超音波送信の交互配置シーケンスを使用して健康なヒト心臓の *in vivo* 実験を実施した。この送信シーケンスでは、Bモードイメージング用の偏向拡散ビームの送信と、正規化2D-CFの平均化を用いた血流速度ベクトルの推定のための非偏向拡散ビームの送信を交互に行った。合成後Bモード画像に重畳された心内腔血流ベクトルの分布が、従来のCDIに匹敵する109 Hzのフレームレートで得られた。心臓の駆出や拡張初期における心内腔の血液の流入／流出、および拡張中の渦流を血流速度ベクトルの分布で描出することができた。

謝辞

本研究は日本学術振興会特別研究員制度（25-5479）と東北大学国際高等研究教育院によって支援されている。

利益相反

著者らは本研究内容に関する利益相反を有しない。

倫理基準

本研究における生体内実験は所属機関の倫理委員会によって承認された。被験者は本研究に同意した。

文 献

- 1) de Korte CL, Nillesen MM, Saris AECM, et al. New developments in paediatric cardiac functional ultrasound imaging. *J Med Ultrason*. 2014;41:279-90.
- 2) Hasegawa H, Kanai H. Simultaneous imaging of artery-wall strain and blood flow by high frame rate acquisition of RF signals. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2008;55:2626-39.
- 3) Bercoff J, Montaldo G, Loupas T, et al. Ultrafast compounding Doppler imaging: providing full blood flow characterization. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2011;58:134-47.
- 4) Hasegawa H, Hongo K, Kanai H. Measurement of regional pulse wave velocity using very high frame rate ultrasound. *J Med Ultrason*. 2013;40:91-8.
- 5) Kruizinga P, Mastik F, van den Oord SCH, et al. High-definition imaging of carotid artery wall dynamics. *Ultrasound Med Biol*. 2014;40:2392-403.
- 6) Ohtsuki S, Tanaka M. The flow velocity distribution from the Doppler information on a plane in three-dimensional flow. *J Vis*. 2006;9:69-82.
- 7) Garcia D, Alamo JCD, Tanne D, et al. Two-dimensional intraventricular flow mapping by digital processing conventional color-Doppler echocardiography images. *IEEE Trans Med Imag*. 2010;29:1701-12.
- 8) Itatani K, Uejima T, Tanaka T, et al. Intraventricular flow velocity vector visualization based on the continuity equation and measurements of vorticity and wall shear stress. *Jpn J Appl Phys*. 2013;52:07HF16-1-6.
- 9) Capineri L, Scabia M, Masotti LA. Doppler system for dynamic vector velocity maps. *Ultrasound Med Biol*. 2002;28:237-48.
- 10) Kripfgans OD, Rubin JM, Hall AL, et al. Vector Doppler imaging of a spinning disc ultrasound Doppler phantom. *Ultrasound Med Biol*. 2006;32:1037-46.
- 11) Ekroll IK, Swillens A, Segers P, et al. Simultaneous quantification of flow and tissue velocities based on multi-angle plane wave imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2013;60:727-38.
- 12) Hong GR, Pedrizzetti G, Giovanni Tonti, et al. Characterization and quantification of vortex flow in the human left ventricle by contrast echocardiography using vector particle image velocimetry. *J Am Coll Cardiol Imaging*. 2008;1:705-17.
- 13) Faludi R, Szulik M, D'hooge J, et al. Left ventricular flow patterns in healthy subjects and patients with prosthetic mitral valves: an *in vivo* study using echocardiographic particle image velocimetry. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2010;139:1501-10.
- 14) Løvstakken L, Bjærum S, Martens D, et al. Blood flow imaging—a new real-time, 2-D flow imaging technique. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2006;53:289-99.
- 15) Hasegawa H, Kanai H. Blood flow stream line imaging by direct visualization of echo trajectories. *Proc IEEE Ultrasonics Symp*. 2010;1319-22.
- 16) Takahashi H, Hasegawa H, Kanai H. Speckle-enhanced cardiac blood flow imaging with high frame rate ultrasound. *Proc 2013 Joint UFFC, EFTF and PFM symposium*. 2013;2030-3.
- 17) Takahashi H, Hasegawa H, Kanai H. Echo speckle imaging of blood particles with high frame rate echocardiography. *Jpn J Appl Phys*. 2014;53:07KF08-1-7.
- 18) Bohs LN, Geiman BJ, Anderson ME, et al. Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation. *Ultrasonics*. 2000;38:369-75.
- 19) Hasegawa H, Kanai H. High-frame-rate echocardiography using diverging transmit beams and parallel receive beamforming. *J Med Ultrason*. 2011;38:129-40.
- 20) Hasegawa H, Kanai H. High-frame-rate echocardiography with reduced sidelobe level. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2012;59:2569-75.
- 21) Cespedes I, Huang Y, Ophir J, et al. Methods for estimation of subsample time delays of digitized echo signals. *Ultrason Imaging*. 1995;17:142-71.
- 22) Ebberts T. Flow imaging: cardiac applications of 3D cine phasecontrast MRI. *Curr Cardiovasc Imaging Rep*. 2011;4:127-33.
- 23) Prinz C, Faludi R, Walker A, et al. Can echocardiographic particle image velocimetry correctly detect motion patterns as they occur in blood inside heart chambers? A validation study using moving phantoms. *Cardiovasc Ultrasound*. 2012;10:24-33.