

# 超音波診断装置による 心臓内血流速度ベクトル表示技術

田中 智彦  
Tanaka Tomohiko

浅見 玲衣  
Asami Rei

川畑 健一  
Kawabata Kenichi

板谷 慶一  
Itatani Keiichi

上嶋 徳久  
Uejima Tokuhisa

西山 知秀  
Nishiyama Tomohide

岡田 孝  
Okada Takashi

超音波で心臓内の血流パターンを可視化することで、心疾患の診断を可能とする血流速度ベクトル表示 (VFM) 技術を開発した。心臓内血流の速度ベクトル、流線分布、渦度分布を評価することで、患者負担なく、高い確度の心臓病診断が可能になると期待されている。また、VFM 技術確立に際し、VFMの精度検証を行うことで技術の信

頼性を確認した。精度検証では、拍動心臓ファントムを作成し、確立されたレーザ流速計である粒子画像流速計 (PIV) とVFMとで得られた速度を比較した。この結果、VFMは高精度なベクトル表示技術であり、臨床応用可能であるという結論を得ることができた。本稿では臨床症例として、人工弁置換例と拡張型心筋症例を紹介する。

## 1. はじめに

超音波診断装置は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置やCT (Computed Tomography) 装置と並び、医療現場に必須の画像診断装置である。非侵襲かつリアルタイムに体内を可視化でき、さらに装置が小型で可搬性が高いことから、さまざまな分野で汎用的に活用されている。特に、高速で動く心臓の挙動をリアルタイムで観察する必要がある循環器分野において、超音波診断装置は必須の画像診断モダリティである。

循環器疾患診断では心臓の機能 (心機能) を評価する必要がある。心臓は拡張と収縮を繰り返し、全身に血液を送

り出すポンプとみなすことができ、心臓内の血流動態を調べることで、このポンプ機能を評価することができる。すでに、超音波のドプラ効果を用いた、カラードプラ計測法、連続波ドプラ法、パルスドプラ法などの血流動態測定手法が、臨床現場では欠くことのできないツールとなっている。

一般的なカラードプラ法を用いた心臓撮像の一例を図1に示す。同図 (a) は超音波プローブから撮像された心臓と超音波画像の位置関係を示しており、左心室が上になるように撮像される。同図 (b) に示すように超音波プローブから超音波ビームが放射状に発せられ、超音波のドプラ効果を用いることで、血流の速さが計測される。一般的にプローブに近づく流れを赤色、遠ざかる流れを青色で表示している。

しかし、ドプラ効果は血流速度のビーム方向成分しか分からず、流れの方向や渦などを調べることができない。心機能の詳細な診断を目的として、血流の詳細把握、すなわち血流ベクトルの可視化に対する医師からの強い要望があった。

## 2. Vector Flow Mapping

日立グループは、この要望に応えるため、VFM (Vector Flow Mapping) と呼ばれる手法を開発し、2013年に製品化した。一例を図2 (a) に示す。図1 (b) のカラードプラ画像では不明瞭であった渦の構造が、より直感的に、かつ

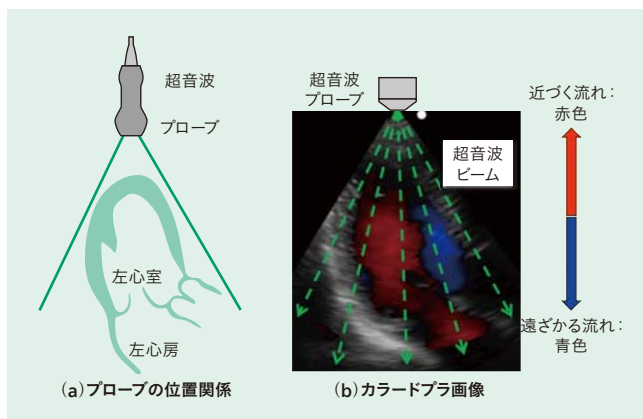


図1 | カラードプラ法による心臓撮像の一例

(a) 心臓撮像時の超音波プローブと心臓との位置関係を示す。  
(b) 実際の心臓に対する従来法であるカラードプラ法の一例を示す。

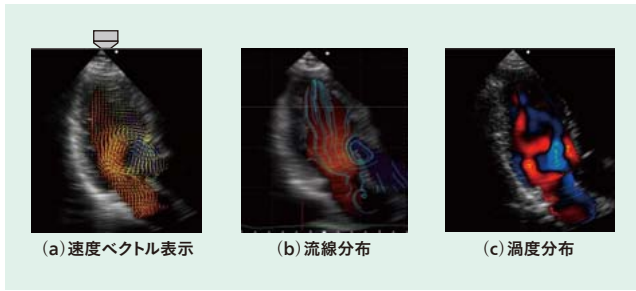


図2 | VFMの機能概要

VFM (Vector Flow Mapping) によって実現された新たな機能の例として、(a) 速度ベクトル表示、(b) 流線分布、(c) 渦度分布を示している。

定量的に表示される。

図2にVFMによって実現された新たな機能の例として、速度ベクトル表示、流線分布、渦度分布を示している。流線分布は、流れの方向を線で示したものであり、渦の軌跡などを表示することができる。渦度表示は、局所の点の回転運動をカラー表示したもので、渦の強さを調べることができる。反時計回りを正(赤)、時計回りを負(青)として定義し、色の濃さが回転の大きさを示している。これらの指標を用いた新たな心機能診断手法確立のため、日立グループは世界各国の医療機関と共同研究を行い、VFMの臨床的知見を積み上げている。

### 3. VFMを支える技術

#### 3.1 VFMの原理

VFMの原理を簡単に記す。VFMの手法はGarciaらが提唱した手法<sup>1)</sup>に改良<sup>2)</sup>を加えたものである。VFM計算手法の座標系を図3(a)に示す。図1(b)に示すように、心臓を撮像する際には、超音波ビームはプローブより放射状に走査されるため、極座標系を用いることが一般的となる。超音波ビームの深度方向を $r$ 方向、超音波ビームの走査の方向を $\theta$ 方向とし、血流の $r$ 方向の速度成分を $v_r$ 、 $\theta$ 方向の速度成分を $v_\theta$ とする。

ドプラ効果を用いた速度計測は、三次元的な血流速度の超音波ビーム方向成分 $v_r$ しか計測することができないが、

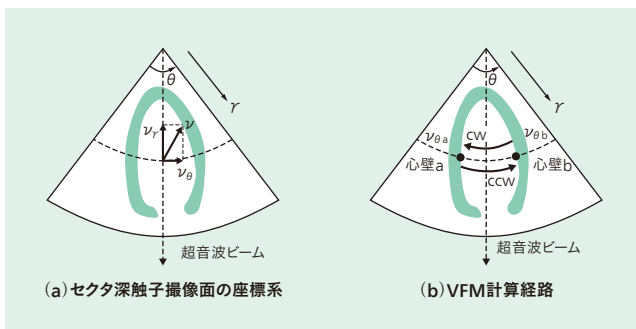


図3 | VFM計算法の概要

(a) VFM計算手法の座標系は、極座標系を用いることが一般的となる。(b) 壁速度は、左右2つの心壁のうち、aあるいはbの一方を選択することができる。

VFMでは質量保存則を用いることで、ビーム直交方向の速度成分の推定が可能である。極座標系における質量保存則は式(1)で記述される。ここで $z$ は撮像面に対して垂直な方向で、 $v_z$ は $z$ 方向の速度成分である。

$$\frac{v_r}{r} + \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial v_z}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

さらに、 $z$ 方向成分の影響を無視した場合(以下、「二次元流れ仮定」と記す。), 式(1)を積分することで $v_\theta$ を算出することができる。

$$v_\theta = v_{\theta w} + \int \left( -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \right) d\theta \quad (2)$$

ここで、 $v_{\theta w}$ は心壁と血流の境界におけるビーム方向の速度成分であり、壁運動をトラッキングすることで算出することが可能となる。なお、壁速度は図3(b)に示すように、左右2つの心壁のうち、aあるいはbの一方を選択することができる。心壁aにおける壁速度を選択し、反時計回り(ccw)に積分した場合、式(2)は以下のように記述される。

$$v_\theta^{ccw} = v_{\theta a}^T + \int_a^\theta \left( -v_r - r \frac{\partial v_r}{\partial r} \right) d\theta \quad (3)$$

ここで、 $v_{\theta a}^T$ は点aにおける心筋トラッキングから求められた $\theta$ 方向の速度成分である。同様に、心壁bから時計回り(cw)に積分した際に、 $v_\theta^{cw}$ が算出される。ビームと直交方向の速度成分 $v_\theta^{cw}$ と $v_\theta^{ccw}$ は一致しないことが知られており、この問題に対し、Garciaらは重み関数を用いた補正を行っている。また、日立グループでは以下のような壁からの距離に応じた重み関数補正を用いる方針をとっている。ここで $\theta_a$ 、 $\theta_b$ は壁境界における $\theta$ 座標である。

$$v_\theta(r, \theta) = W v_\theta^{cw}(r, \theta) + (1 - W) v_\theta^{ccw}(r, \theta) \quad (4)$$

$$W = \frac{\theta - \theta_a}{\theta_b - \theta_a}$$

以上により、カラードプラで求められたビーム方向速度成分と、式(2)で求められたビーム直交方向の速度成分から速度ベクトルを求めることができる。

#### 3.2 VFMの検証試験

VFMは、簡便に血流のベクトル情報が得られることが利点であるが、得られた値は二次元流れ仮定に基づく推定値であるため、精度に関する十分な裏付けが必須となる。日立グループでは、最も確立されたレーザ流速計であるPIV (Particle Image Velocimetry) を用いることでVFMの精度検証試験を実施し、信頼性を確認した。

本報告で用いた実験系を図4に示す。構成は左心室ファントム、左心室ファントムを拍動させるための圧チャンバ、圧チャンバの圧を変化させるピストン部、左心室ファントムを計測する超音波プローブ、ファントム内の流れを

計測するPIVから成る。左心室ファントムは左心室の形状データ(モデルNo.2, Virtual Anatomia<sup>※</sup>)を基に、透明な造形用ウレタン樹脂素材を用いて、実寸の1.6倍拡大で作成した[図4(b)参照]。左心室を拍動させる圧チャンバでは、ピストン部からの圧変動が伝わり、左心室が膨張収縮するようにデザインされている。

図4の圧チャンバ中は分子量400のポリエチレングリコール(和光純薬工業株式会社, 以下、「PEG400」と記す。)で満たした。PEG400の屈折率は実測で約1.47であり、左心室ファントムとほぼ同等である。溶媒とファントムの屈折率を一致させることによって、図4(c)に示されるように圧チャンバ内の透明性を担保し、三次元構造を持つ左心室ファントム内の流れを光学的に観察することが可能になった。

僧帽弁、大動脈弁には臨床で用いられているものと同等の機械弁を用いた。ファントム上部からおおのこの機械弁で隔てられた2本のチューブを静圧制御レーザーバに接続し、心臓の膨張・収縮に伴う溶液の流入・排出を可能とした。

※) Virtual Anatomiaは、日本SGI株式会社の商標である。

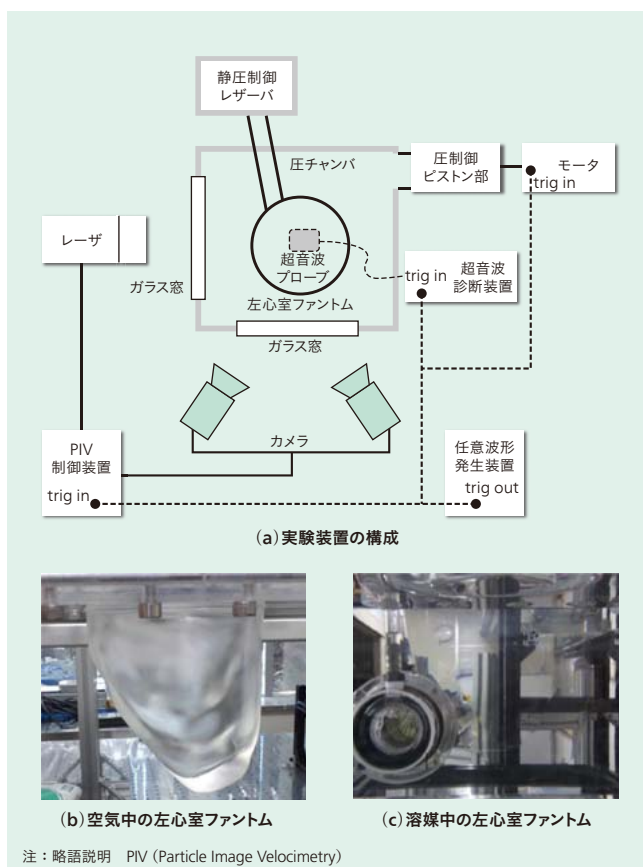


図4 | 実験装置の概要

実験装置は、PIV計測用透明左心室ファントム、左心室ファントムを拍動させるための圧チャンバ、圧チャンバの圧を変化させるピストン部、左心室ファントムを計測する超音波プローブ、ファントム内の流れを計測するPIVから成る。

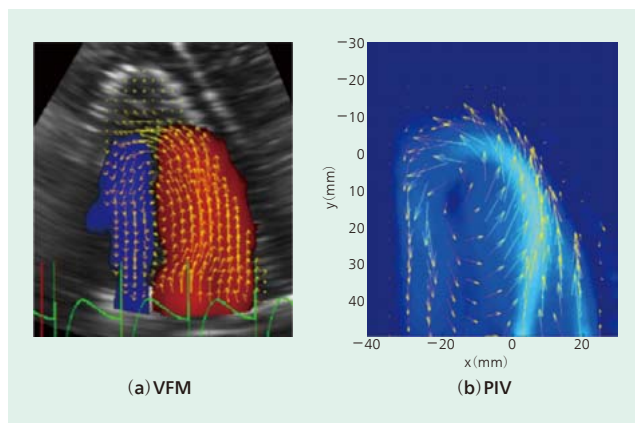


図5 | VFMとPIVの血流パターン比較結果

VFMとPIVによる流れ場は定性的に一致し、VFMは三次元性を有する流れ場においても、実際の流れ場を良好に再現できることが確認された。

VFMとPIVの流れの比較の一例を図5に示す。両者は定性的に一致し、VFMは三次元性を有する流れ場においても、実際の流れ場を良好に再現できることが確認された。VFMは二次元流れ仮定に基づいて導出されているが、誤差補正処理[式(4)参照]によって、VFMの流れ場は二次元流れでなくなり、実際の流れに近づいている。

VFMとPIVの定量評価の結果、VFMとPIVの相違は、対象としているカラードプラ速度レンジの10%程度であった。この結果を受け、臨床評価へと移行した。

## 4. 臨床例

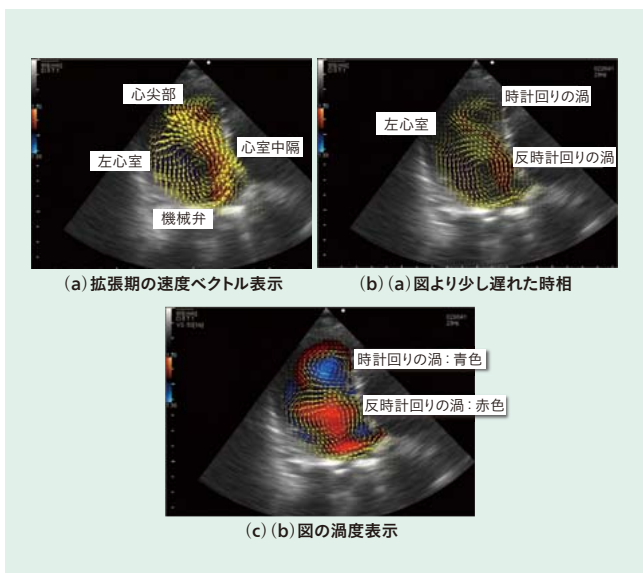
### 4.1 人工弁置換後の症例

人工弁置換術後の症例では、心臓のポンプ機能が正常でも、血流のパターンが正常と異なる場合がある。僧帽弁を機械弁に置換した例を示す。拡張期に左心室に流入した血流は、心室中隔に向かい、反時計回りに回転する渦を形成した[図6(a)参照]。時間経過に伴い、渦は縮小・減速し、心尖部に別の渦が出来た[図6(b)参照]。渦の回転方向は渦度表示で画像化することができる[図6(c)参照]。渦度表示では、反時計回りの渦を赤色、時計回りの渦を青色で表示する(データ提供：公益財団法人心臓血管研究所・付属病院循環器内科 上嶋徳久)。

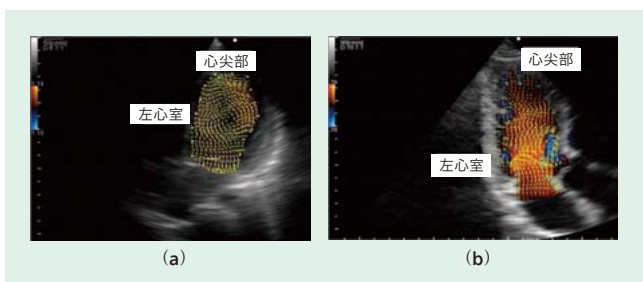
### 4.2 拡張型心筋症(DCM)の症例

図7に示すようにDCM(Dilated Cardiomyopathy: 拡張型心筋症)例では、健常例と比較して左心室が拡張し、拡張期に左心室中央部から心尖部にかけて大きな渦が出現した。出現した渦はそこにとどまり、収縮期にかけて効率的な流れが行われていないことが分かる。以上のように、血流動態と心臓の疾患は密接に関連していることが分かる(データ提供：北里大学医学部血流解析学講座 板谷慶一)。





**図6 | 人工弁の左心室内血流の一例**  
人工弁置換術後の症例では、渦の回転方向が可視化できる。



**図7 | 拡張型心筋症の一例**  
拡張型心筋症の例 (a) では、健常例 (b) と比較して左心室が拡張し、拡張期に左心室中央部から心尖部にかけて大きな渦が出現し、同位置にとどまっている。

## 5. おわりに

心臓の血流動態の詳細な評価を可能とするVFMを開発した。医療の世界では、計測値の真値を確認することが困難なケースがあり、精度検証が十分にはなされないこともあるが、この技術はレーザ計測を用いた精度検証試験の結果、十分精度の高い技術であることを実証した。

本稿では弁置換術や、拡張型心筋症におけるVFMの有用性を紹介したが、他の症例に関しても臨床的なデータを取得中である。今後VFMのさらなる臨床価値が明確となり、医療の発展に貢献していくことを期待している。

### 参考文献

- 1) D. Garcia, et al. : Two-dimensional intraventricular flow mapping by digital processing conventional color-Doppler echocardiography images, IEEE Trans Med Imaging, vol. 29, pp. 1701-1713 (2010)
- 2) K. Itatani, et al. : Intraventricular Flow Velocity Vector Visualization Based on the Continuity Equation and Measurements of Vorticity and Wall Shear Stress, Japanese Journal of Applied Physics, vol. 52, pp. 07HF16-1-13 (2013)

### 執筆者紹介

**田中 智彦**  
日立製作所 研究開発グループ ヘルスケアイノベーションセンター  
メディカルシステム研究部 所属  
現在、診断装置に関する研究開発に従事  
工学博士  
米国心臓病学会会員、日本機械学会会員、日本流体力学会会員、日本超音波医学会会員

**浅見 玲衣**  
日立製作所 研究開発グループ ヘルスケアイノベーションセンター  
メディカルシステム研究部 所属  
現在、診断治療装置に関する研究開発に従事  
日本超音波医学会会員

**川畑 健一**  
日立製作所 研究開発グループ 基礎研究センタ L4プロジェクト 所属  
現在、診断治療装置に関する研究開発に従事  
工学博士  
IEEE会員、日本超音波医学会工学フェロー

**板谷 慶一**  
北里大学 医学部 血流解析学講座 特任准教授  
医学博士  
日本外科学会会員、日本心臓血管外科学会会員、日本胸部外科学会会員、日本循環器学会会員、日本小児循環器学会会員、日本超音波医学会会員、心エコー図学会会員

**上嶋 徳久**  
公益財団法人心臓血管研究所・付属病院 循環器内科 医長  
医学博士  
日本循環器学会会員、日本心エコー図学会会員、日本超音波医学会専門医

**西山 知秀**  
日立アロカメディカル株式会社 技術統括本部  
第二メディカルシステム技術本部 第一技術開発部 所属  
現在、VFMの開発業務に従事

**岡田 孝**  
日立アロカメディカル株式会社 技術統括本部  
第二メディカルシステム技術本部 第一技術開発部 所属  
現在、超音波診断装置の開発に従事  
日本超音波医学会会員、日本心エコー図学会会員