

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 5 日現在

機関番号：34310

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24500561

研究課題名(和文)超音波ビーム交差造影エコー法による血流速度3次元ベクトル計測

研究課題名(英文)Three dimensional blood flow vector measurement by using ultrasonic crossed beam contrast echo method

研究代表者

渡辺 好章(Watanabe, Yoshiaki)

同志社大学・生命医科学部・教授

研究者番号：60148377

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,100,000円

研究成果の概要(和文)：ビーム交差方式コントラストエコー法で測定される和音・差音のドプラ周波数は、2つのビーム方向成分の関数として求められるため、第2高調波や基本波のドプラ周波数との連立方程式を解くことにより、角度補正なしに血流速度のベクトル計測が可能である。そこで、本手法の有効性を実験によって検討した。内径4mmのシリコン製のチューブを振動子の交差領域内に設置し、チューブ内にマイクロバブルを注入した脱気水を循環させた。ここで和音成分を5.2MHz、高調波成分6.4MHzとする。本手法によって測定された速度ベクトルは誤差率10%以内であった。

研究成果の概要(英文)：Since the Doppler frequency of summed and different frequency observed by the ultrasonic crossed beams contrast echo method is calculated as a function of two angle components for the beams to the flow direction, a blood flow vector is estimated by solving the simultaneous equations of second harmonic and summed components without beam angle. This study discusses the feasibility of the proposed method by using experimental system includes flow phantom. This experimental system is constructed as follows. The silicone tube of 4mm of inner diameter is located in the degassed water tank. The two ultrasonic beams of frequency of 3.2MHz and 2.0MHz are crossed at the tube. Microbubbles (Sonazoid) are flowed in the tube with degassed water. Flow velocities are set as 10mm/s, 20mm/s and 30mm/s. The summed frequency is 5.2MHz and second harmonic is 6.4MHz. As a result, the flow velocities are estimated within the error ratio of 10%.

研究分野：音響工学

キーワード：血流速度ベクトル計測 マイクロバブル 非線形振動 超音波エコー方式 流路ファントム 超音波造影剤 和音成分

## 1. 研究開始当初の背景

臨床診断では生体内部の血流速度を測定する手法として超音波ドプラ法が広く用いられている。この手法は、血流へ超音波照射したときのエコー信号がドプラ効果により周波数偏位を受けることを利用して、血流の速度を推定する。ところが、ドプラ効果による周波数偏位（以下ドプラ周波数と呼ぶ）は超音波の進行方向と血流方向のなす角の余弦値に比例するため、角度依存性があり、速度の絶対値を知るためには角度補正が必要となる。この角度補正にはBモード画像で表示される血管の方向を目視によってカーソル等を合わせながら行われていた。したがって、超音波ビームとのなす角が90度に近づくに従い、精度が劣化するという課題があった。一方、この問題は超音波ドプラ法の臨床応用時から指摘されており、3次元血流速度ベクトルを実時間で計測する手法の開発が多くの研究者によって試みられてきた[1]。3つの超音波プローブをそれぞれ異なる位置に配置して、3つの超音波プローブでドプラ周波数を測定すれば、原理的には3次元速度ベクトルを推定することができる。しかし、この手法には以下に示すような測定上の制約条件があり、実用化されていない。

(1) 3つの超音波プローブから送波される超音波ビームを制御して、音速の未知な生体内部における測定しようとする任意の位置で3つのビームを交差させる必要がある。

(2) 測定点で3つのビームが交差していることを確認する必要がある。

(3) イメージングのためには測定点を3次元走査させる必要がある。

(4) 3方向から送波された超音波のエコーを同時かつ独立に測定する必要がある。

そこで、申請者らはこれらの問題を解決して、実用的な3次元速度ベクトル測定法を開発するために、微小気泡（造影剤）の非線形振動を用いる手法を考案した。

微小気泡に超音波が照射されると、微小気泡は非線形振動を伴い、再放射される超音波は高調波を含んだものとなる。そこで、超音波プローブで受信されたエコーの第2高調波成分から画像を形成すると、微小気泡を静注後検査対象領域の血流へ到達したパブルの分布を映像化することができる。この手法はBモード画像とは分離して映像化できるため、造影ハーモニックイメージングと呼ばれており、肝腫瘍の良悪性診断に用いられている[2]。

一方、申請者らは、周波数の異なる2つの超音波ビームを交差させて交差領域における微小気泡の非線形振動によって発生する和音・差音成分によるドプラ周波数が、それ

ぞれの超音波ビームで発生する2つのドプラ周波数を含む項の和で表されることを示し、それを実験によって確認した[3]。周波数の異なる2つの超音波ビームを図1のように交差させて、交差領域を微小気泡が通過したときに得られた、超音波エコーのスペクトルを図2に示す。

同図より微小気泡フローからのエコーでは、非線形振動で和音成分を発生しているが、微粒子フローからのエコーでは、非線形振動は起こらないので和音は発生していないことを確認できる。

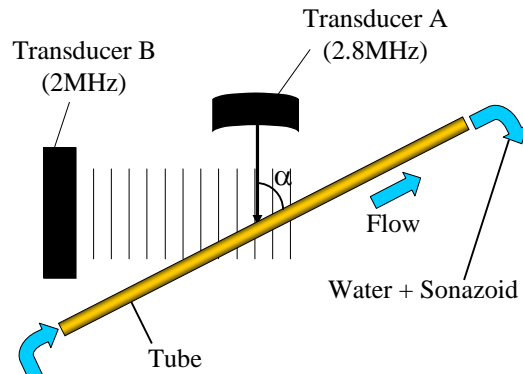


図1 2つの超音波ビームと流路

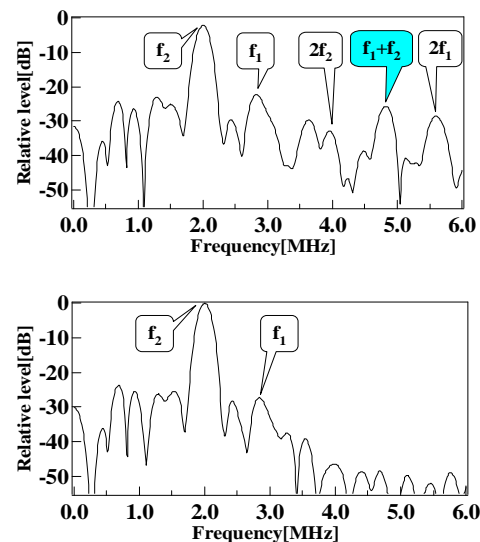


図2 エコーのスペクトル。

(上)微小気泡フロー(下)微粒子フロー

## 2. 研究の目的

本研究は、平成24～26年度の3年間で生体内部の血流の3次元速度ベクトルを実時間で測定する手法を確立して、その測定精度を血流模擬ファントムによって確認し、本手法の臨床診断への適用可能性を検討することを目的としている。平成24年度では、本手法の測定原理を実証するために、超音波振動子、超音波送受信系、基本的な信号処理アルゴリズムを開発して、血流模擬ファントム

による流速測定実験システムを構築する。平成25および26年度では、超音波振動子の諸特性(周波数特性,ビーム形状,焦点距離,波連長)および信号処理(MTIフィルタ特性,時間窓関数)に対する測定精度,空間分解能との関係を明らかにする。そして,プローブの配置およびビーム交差角度補正等を検討して,臨床診断への適用可能性を明らかにする。

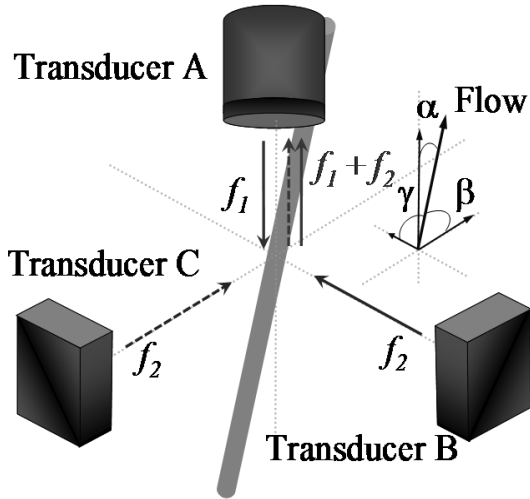


図3 測定系

### 3. 研究の方法

本手法は、微小気泡(造影剤)を静注後、注目領域へ到達した微小気泡に対して、周波数の異なる2つの超音波ビームを交差させる。交差領域に存在する微小気泡の非線形振動によって発生する和音・差音成分と基本波成分のドプラ周波数を測定する。この2つのドプラ周波数成分は、2つの超音波ビームと流速ベクトルのなす角度の関数となる。したがって、2つの超音波ビームのなす角度が既知であれば、2つのドプラ周波数成分から、流速ベクトルを推定できる。いま、図3のように Transducer A で超音波の送受信を行い、Transducer B と C は A と直交する2つの位置に配置して周波数  $f_2$  の超音波を交互に繰り返して送波する。このとき、2つの超音波ビームが交差する領域に流路を配置し、3つの直交する超音波の進行方向と流れの方向とのなす角を( , , )とする。流路中を微小気泡群が流れている場合、Transducer A で受信される流路からのエコーには和音(  $f_1+f_2$  )成分が含まれる。Transducer B と C から交互に送波する超音波によって発生した和音のドプラ周波数をそれぞれ  $f_{d+ab}$  と  $f_{d+ac}$  と表し、Transducer A から送波される超音波(  $f_1$  )で生成される第2高調波(  $2f_1$  )成分のドプラ周波数を  $f_{d2}$  とすると、速度  $v$  との関係はそれぞれ次式のように表される。

$$\begin{cases} f_{d+ab} = \frac{v}{c} \{ 2f_1 \cos \mathbf{a} + f_2 (\cos \mathbf{a} - \cos \mathbf{b}) \} \\ f_{d2} = \frac{v}{c} 2f_1 \cos \mathbf{a} \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{cases} f_{d+ac} = \frac{v}{c} \{ 2f_1 \cos \mathbf{a} + f_2 (\cos \mathbf{a} - \cos \mathbf{g}) \} \\ f_{d2} = \frac{v}{c} 2f_1 \cos \mathbf{a} \end{cases} \quad (2)$$

ここで、 $c$  は音速である。したがって、3次元速度ベクトル(  $v \cos \mathbf{a}$  ,  $v \cos \mathbf{b}$  ,  $v \cos \mathbf{g}$  )は次式で表される。

$$\begin{aligned} v \cos \mathbf{a} &= \frac{c f_{d2}}{2f_1}, \\ v \cos \mathbf{b} &= c \left\{ \left( \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} \right) f_{d2} - f_{d+ab} \right\}, \\ v \cos \mathbf{g} &= c \left\{ \left( \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} \right) f_{d2} - f_{d+ac} \right\} \end{aligned} \quad (3)$$

この方式による速度計測法の信号の流れを模式的に示したのが図4である。Transducer A から送波した超音波が、Transducer B と C から交互に送波された超音波と交差した後、Transducer A でエコーが受波されて基本波(  $f_1$  )と和音(  $f_1+f_2$  )のドプラ周波数が測定される。(a)は超音波パルス送波の同期信号、(b)は Transducer A で受信される RF エコー信号である。図では、超音波ビーム A と B が交差した場合のエコーが最初に受信され、次は超音波ビーム A と C が交差した場合のエコー、超音波ビーム A と B が交差した場合のエコー・・・と交互に受信される様子が描かれている。(c)は(b)を基本波(  $f_1$  )で直交検波した信号(図では IQ 信号のひとつが描かれている)。(d)と(e)は和音(  $f_1+f_2$  )で直交検波した信号(同様)であるが、(d)は超音波ビーム A と B が交差したタイミングで、(e)は超音波ビーム A と C が交差したタイミングで保持された IQ 信号である。(d)の信号から(3)式における  $f_{d+ab}$  を生成し、(e)から  $f_{d+ac}$  を生成する。

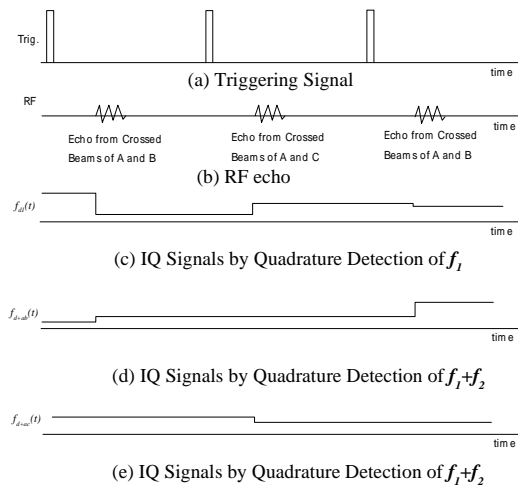


図4 提案手法の信号処理

#### 4. 研究成果

##### (1) 実験方法

図5に示すような実験システムを構築して、流路を流れるマイクロバブルの速度を測定した。マイクロバブルとして、造影剤として市販されるソナゾイドを用いた。

上部に配置した送受波兼用の凹面振動子を周波数3.20 MHz, 20 kPa, 8 cycleのバースト波で駆動させた。流路右側に配置した送波専用の平面振動子を周波数2.0 MHz, 15 V, 10 cycleのバースト波で駆動した。流路は内径4 mmのシリコン製のチューブ内にマイクロバブルを注入した脱気水を循環させて構成した。したがって、エコーにおける和音の周波数は5.2 MHz, 第2高調波は6.4 MHzとなる。

##### (2) 実験結果

図6は設定流速値に対する速度ベクトルの絶対値を(1)式を用いて算出した値をプロットしたものである。図7は流路と超音波ビームのなす角度 $\theta$ を変化させた場合の流速の推定値とプロットしたものである。設定流速である10mm/sに対して誤差率10%以内で測定できていることがわかる。これらの結果より(1)式によって流速が計算できることを確認した。

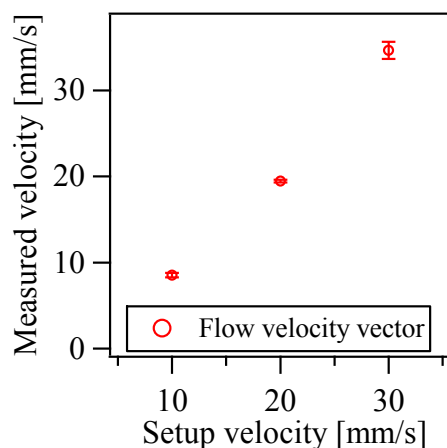


図6 設定流速と測定値の関係

##### (3) 今後の課題

周波数の異なる2つの超音波ビームの交差領域におけるマイクロバブルの非線形振動によって発生する和音成分を用いた血流速度ベクトル計測法を提案し、その有効性を流路ファントム実験によって検討した。その結果、和音によるドプラ周波数と第2高調波のドプラ周波数から血流速度ベクトルを推定できることを示した。今後は三次元での流速測定の可能性を検討するために実験を行うことが重要であると考えている。三次元ベ

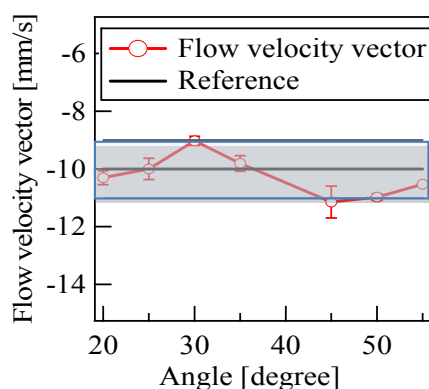


図7 流速測定値の角度に関する変化



図8 3次元速度ベクトル測定システム

クトル計測ためには、振動子が3つ必要であるため、図8のような実験システムを用いて測定を行う予定である。

#### 5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計2件)

秋山いわき, Medical Imaging Technology, バブルを作る, バブルで診る, バブルで治す 超音波造影剤の生成から医療応用まで—診断への応用: コントラストイメージング, 査読無, Vol.32, No.1, 2014, pp.49-52

渡邊公章, 大西将馬, 渡辺好章, 秋山いわき, 超音波テクノ, クロスビームコントラストエコー法の検討 造影剤で血流速度を測る, 査読無, Vol.26, No.2, 2014, pp.92-96

〔学会発表〕(計4件)

大西将馬, 池本恭子, 渡辺好章, 秋山いわき, 日本超音波医学会第88回学術集会, ビーム交差コントラストエコー法を用いた速度ベクトルの超音波測定, グランドプリンスホテル新高輪(東京都・品川区), 2015, 5, 22

大西将馬, 池本恭子, 渡辺好章, 秋山いわき, 超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム, マイクロバブルを用いた血流速度ベクトルの超音波計測, 明治大学(東京都・千代田区), 2014, 12, 4

渡邊公章、大西将馬、渡辺好章、秋山いわ  
き、日本音響学会 2014 年春季研究発表会、  
マイクロバブルを用いた超音波ドプラ血流  
計測法の検討、日本大学(東京都・千代田区)、  
2014,3,12

渡邊公章、大西将馬、渡辺好章、秋山いわ  
き、日本音響学会第3回アコースティックイ  
メージング研究会、マイクロバブルの非線形  
振動を用いた血流速度計測法の検討、早稲田  
大学(東京都・新宿区)、2013,10,18

〔産業財産権〕

出願状況(計0件)

取得状況(計0件)

〔その他〕

ホームページ

[http://use.doshisha.ac.jp/use/Research/  
Research\\_files/mb14.pdf](http://use.doshisha.ac.jp/use/Research/Research_files/mb14.pdf)

## 6. 研究組織

### (1)研究代表者

渡辺 好章 (WATANABE, Yoshiaki)

同志社大学・生命医科学部・教授

研究者番号：60148377

### (2)研究分担者

秋山 いわき (AKIYAMA, Iwaki )

同志社大学・生命医科学部・教授

研究者番号：80192912