

〔論 文〕

## 血流速度の連続測定を目的とした白色信号を用いた測定法の検討

小野 泰司\*, 沖田 和久\*, 林 友哉\*, 福島 学\*<sup>2</sup>

\*日本文理大学大学院工学研究科環境情報学専攻

\*<sup>2</sup>日本文理大学工学部情報メディア学科

### Investigation of a Method Using White Signals for Continuous Measurement of Blood Flow Velocity

Yasushi ONO\*, Kazuhisa OKITA\*, Yuya HAYASHI\*, Manabu FUKUSHIMA\*<sup>2</sup>\*Department of Environmental Engineering and Applied Information Science,  
Graduate School of Engineering Nippon Bunri University\*<sup>2</sup>Department of Media Technologies, School of Engineering, Nippon Bunri University

#### Abstract

The examination of blood flow leads to an understanding of the fragility of blood vessels and the state of cardiac function, and in particular, the determination of blood flow velocity is indispensable. The pulsed Doppler method, which is currently the mainstream method, does not transmit a signal until the ultrasonic pulse signal is transmitted and the reflected wave is received, making it impossible to continuously measure blood flow velocity. In this study, we investigated the possibility of continuously measuring blood flow velocity by using a white signal that has the same characteristics as the ultrasonic pulse signal in a tank experiment. As a result, the flow in the tank could be detected continuously, suggesting the possibility of continuous blood flow velocity measurement.

キーワード：血流速度, ドップラ, 連続計測, 測定法

**Keywords** : blood flow velocity, doppler, continious measurement, measurement method

#### 1. はじめに

血流速度は、血流の状態を知るための有益な情報である。血流の状態は、血管の脆弱性や心臓機能状態を調べることに繋がる。このため、正確な血流速度を調べる必要がある不可欠である。

流量の測定法として、流れにともなって生じるドップ

ラ現象に着目した超音波ドプラ法がある。この方法に、血管サイズと対応した波長の超音波を信号源とすることで、血流速度が測定できる。当初<sup>(1)</sup>は連続波が用いられていたが、心臓近傍のように複数の血管が混在し、複数反射の分離検出が困難であった<sup>(2)</sup>。そこで過渡応答の短いパルス信号を使用するパルスドプラ法<sup>(3)</sup>が現在の主流である。この方法は、超音波帯域のパルス(以下、パルス状の超音波)を送信し、受信を完了してから次の

送信を行うことで特定位置の血流を計測することが可能である。しかしこの方法では、送信間での血流速度を測ることができない。この状態を失活という。

血液は心臓の拍出機能により大動脈弁を通り全身に送り出される。このことから心臓近傍での血流状態は病態把握にとって重要度が高いとされるが、皮膚表面から深部に相当する大動脈弁までは距離があるため、送信した超音波を受信するまでに時間がかかる。つまり失活する血流速度情報が增加する。血流情報を得るには連続測定が必要不可欠であり、このための新たな手法が必要となる。

本研究ではパルスドプラ法の問題点を明らかにし、連続的に測定できる方法を検討する。

## 2. パルスドプラ法

### 2-1 パルスドプラ法の原理

超音波診断装置で使用されている方法はパルス状の超音波を送信し、そのエコーを受信するパルスエコー法<sup>(4)</sup>が主である。超音波は音響特性が均一な媒質の場合、そのまま伝搬し透過していくが、音響特性の異なる媒質間では反射するという特性がある。媒質の音響特性の1つである音響インピーダンスの大きさにより反射強度が異なるため、生体内部からの反射信号を受信し、その間に要する時間を利用して、超音波の放射時刻と検出時刻の差を $\Delta t$ とし、音速 $c$ とすると、境界までの深さ距離 $L$ は

$$L = \frac{\Delta t \times c}{2} \quad (1)$$

となることから、超音波エコーが受信されるまでの時間を測定すれば、どのくらいの深さからの反射信号かを知ることができる。パルスドプラ法ではパルスエコー法を使用し、観測媒体が動いた際のドップラー効果によるドップラーシフト量から対象位置での速度を求めている。

ドップラーシフト量から速度を求める理論式を考える。図1のように速度 $V$ で動いている壁に周波数 $f_0$ 、波長 $\lambda$ の波が入射することを考える<sup>(5)</sup>。

速度 $V$ で近づく壁に入射することで波長 $\lambda$ は $V/f_0$ だけ短くなった波長 $\lambda'$ となり、また壁に反射することで、さらに $V/f_0$ 短くなった波長 $\lambda''$ は

$$\lambda'' = \lambda' - \frac{V}{f_0} = \lambda - \frac{V}{f_0} - \frac{V}{f_0} = \frac{c}{f_0} - \frac{2V}{f_0} = \frac{c-2V}{f_0} \quad (2)$$

但し、 $c$ は音速、  
となる。ここで、反射波の周波数 $f''$ は

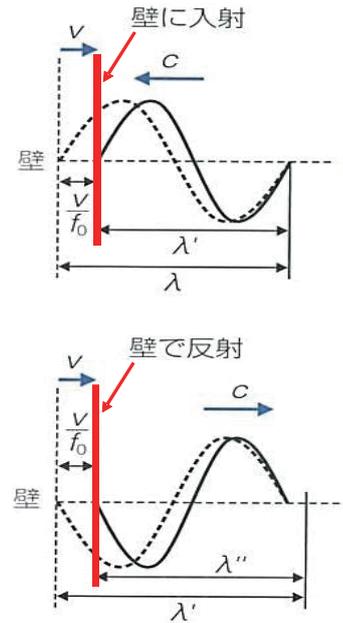


図1 ドップラー効果の原理<sup>(5)</sup>  
上段：壁に入射，下段：壁に反射

$$f'' = \frac{c}{\lambda''} = \frac{cf_0}{c-2V} \quad (3)$$

となるため、ドップラー偏移周波数 $f_d$ は

$$f_d = f'' - f_0 = \frac{2Vf_0}{c-2V} \quad (4)$$

となり、 $c \gg v$ であれば

$$f_d \cong \frac{2Vf_0}{c} \quad (5)$$

となる。つまりドップラーシフト量 $f_d$ から流速 $V$ は

$$V = \frac{c}{2} \times \frac{f_d}{f_0} \quad (6)$$

で求めることができる。ドップラー効果は、式(2)から分かるように伝播速度の変化によりドップラー効果が生じているといえる。またドップラーシフト量を測定するために時間領域から周波数領域へ変換するためフーリエ変換を利用する。フーリエ変換で得られる周波数ベクトル $F(f)$ は、周期 $T$ で繰り返される時間波形が $f(t)$ とすると、

$$\begin{aligned} F(f) &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) e^{-i2\pi ft} dt \\ &= \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \{\cos(2\pi ft) - i \sin(2\pi ft)\} dt \\ &= \frac{2}{T} \left\{ \int_0^T f(t) \cos(2\pi ft) dt \right. \\ &\quad \left. - i \int_0^T f(t) \sin(2\pi ft) dt \right\} \quad (7) \end{aligned}$$

で求められる。また式(7)の実部を $F(f)_{Re}$ 、虚部を $F(f)_{Im}$ とすると、位相 $\varphi(f)$ は、

$$\varphi(f) = \tan^{-1} \frac{F(f)_{Im}}{F(f)_{Re}} \quad (8)$$

となる。

### 2-2 パルス状の超音波とは

通常パルスはインパルスのことを指すがパルスドプラ法では「短い（過渡応答時間が短い）パルス状の超音波」<sup>(3)</sup>と表現されている。ここでは、インパルス信号の応答特性からパルスエコー法の検出限界と「短いパルス状の超音波」について述べる。

まず初めに、図2に示す音源と完全反射の反射物 (reflector) のみの条件で、信号源 (sound source) をインパルス信号  $\delta(t)$ 、観測信号 (observation) が  $\delta(t-\Delta)$  で考える。

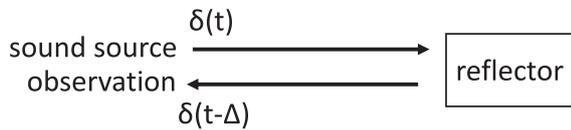


図2 信号の応答モデル

音源をインパルス  $\delta(t)$  とし、式(7)に基づいて周波数スペクトル  $\Delta(f)$  を、式(8)に基づいて位相スペクトル (Phase) を求める。さらに  $\Delta(f)$  から振幅スペクトルを求める。その結果を図3に示す。

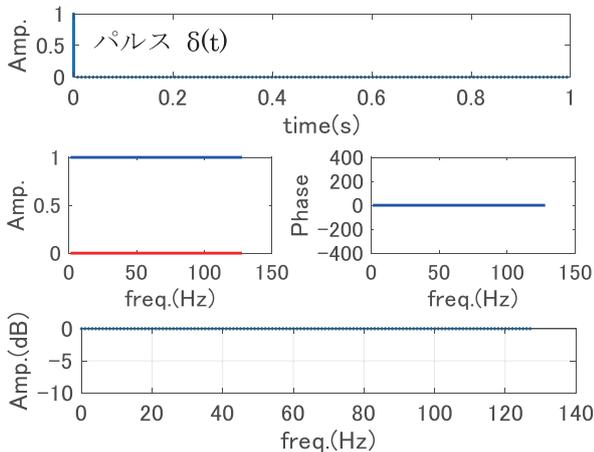


図3 インパルス  $\delta(t)$  の時間波形と周波数波形

- 1 段目：時間波形
- 2 段目左：周波数スペクトル (青：実部, 赤：虚部)
- 2 段目右：位相スペクトル
- 3 段目：周波数振幅スペクトル

図3はインパルスの周波数スペクトルが実部 (cos成分) しかなく、位相角が0であることと、全周波数成分を持っていることを示している。

次に図2の観測信号  $\delta(t-\Delta)$  を同様にフーリエ変換し

図3と同様に周波数波形を確認する。

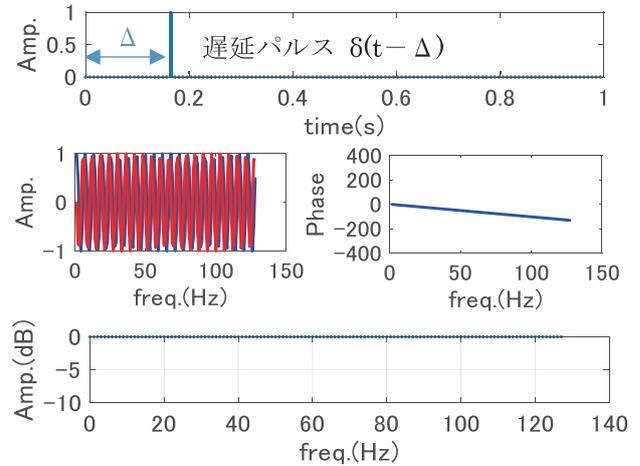


図4  $\Delta$  の時間遅延のあるインパルス  $\delta(t-\Delta)$  の時間波形と周波数波形

図4は、反射物までの距離を伝搬することで、周波数スペクトルおよび位相スペクトルが変わるものの、振幅スペクトルが変化しないことを示している。

次に、 $T_s$  をサンプリング間隔とした  $t = nT_s$  の離散信号とし、遅れ時間  $\Delta$  を考える。

図5に  $\Delta = 1T_s$ 、図6に  $\Delta = NT_s$  とした時の時間波形

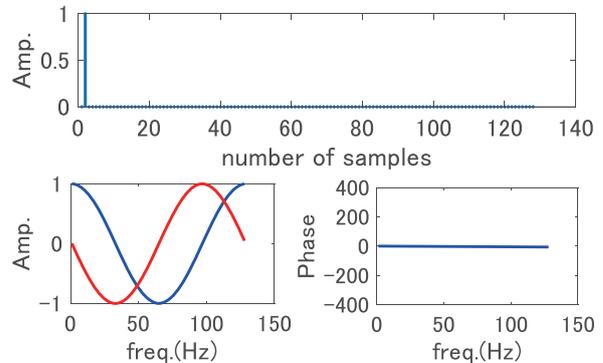


図5 遅延時間  $\Delta = 1$  のインパルスの時間波形と周波数スペクトル

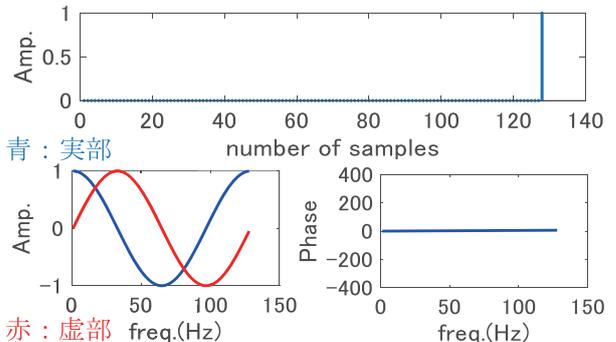


図6 遅延時間  $\Delta = N$  のインパルスの時間波形と周波数スペクトル

と周波数スペクトルおよび位相スペクトルを示す。図の軸は図3の1・2段目と同じである。ここでは、 $N$ を128とする。

図5下段左端と図6下段左端を比較してみると、実数成分(青)に変化はないが、虚数成分(赤)が反転している。これは、式(7)で示されているように、虚数である正弦関数は奇関数であることから $N/2$ で反転するからである。また、図5下段右端と図6下段右端から分かるように、実部は変わらずまた虚部は反転しているのみであるため、位相の大きさには変化が無い、つまり位相差が求まらないことを示している。このことから、計測の待ち時間の半分以上に観測媒体に到来しないと遅延時間を求めることが困難になることが分かる。

このことは式(1)から考えられるように、測定する距離に限界があることを示していることになる。

次に実用的な信号で考えてみる。距離分解能を考えると、使用されるパルスはインパルス応答が理想的であるが、無限大の振幅が必要となるため実現は不可能である。また、観測対象と波長の関係から帯域制限する必要がある。

そこでインパルスを帯域制限することを考える。図7は帯域幅を制限した時間領域の信号、位相変化および周波数スペクトルである。中段左端はフーリエ変換における実数成分(青)と虚数成分(赤)であり、中段右端は位相の変化である。下段は周波数スペクトルであり、帯域幅が制限されていることがわかる。帯域幅を制限することで、上段に示されているように時間領域の信号にパルス幅を持つことがわかる。このことが「短いパルス状の超音波」の実態である。さらにここで、図7の信号の伝播速度を変えてみる。図8はその結果を示している。

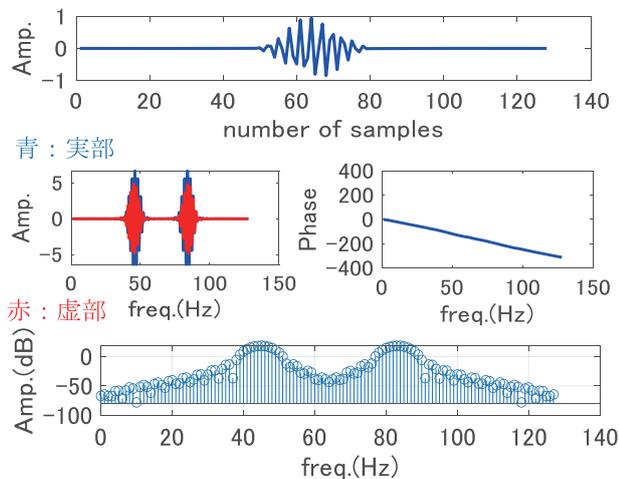


図7 帯域制限後の周波数特性および位相特性

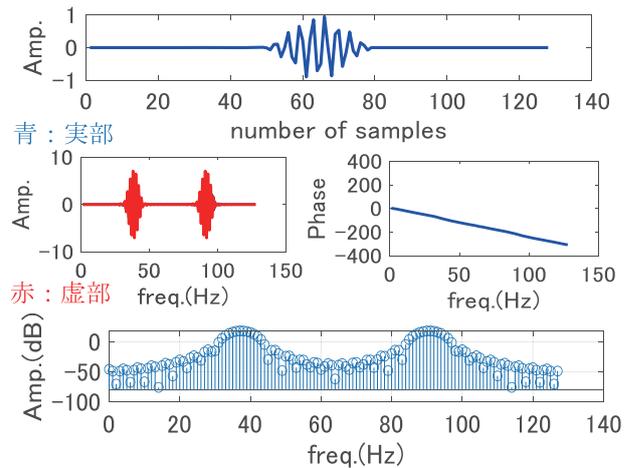


図8 伝播速度変化における周波数特性および位相特性

図7と図8を比較してみると、下段の周波数スペクトルに変化があるように見える。このままでは周波数の変化が見えないため2つの周波数スペクトルを重ねて拡大したのが図9であり、ピーク位置がずれていることからドップラーシフトが生じていることが分かる。

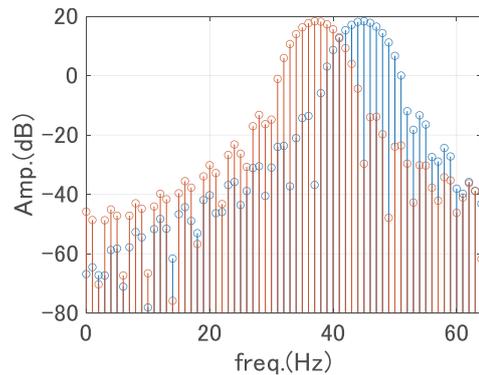


図9 ドップラーシフトの例  
(青: 図7の振幅スペクトル, 赤: 図8の振幅スペクトル)

このことから伝播速度がドップラーシフトを生じさせている要因であることが分かる。

### 2-3 医療分野で利用される超音波領域

超音波診断装置では生体内細胞を捉える必要がある。細胞の大きさの多くは $10\sim 30\mu\text{m}$ <sup>(6)</sup>であることからマイクロな環境下で検出しないといけない。ここで細胞の大きさを $25\mu\text{m}$ とし、検出限界を波長の $1/5$ <sup>(7)</sup>とすると、波長は $125\times 10^{-6}$  (m)となる。超音波診断装置は生体中の音速を1530 (m/s)で画像再構成をしているため、中心周波数は12 (MHz)<sup>(8)</sup>と高周波数の超音波が必要となる。図10は11 (MHz)でシミュレーションをした結果を示し、上段は左(青)の周波数を基準に伝播速度を

変化させた際に周波数がシフトしている様子を表す。下段はそのドップラーシフト量を式(6)で算出した速度を表している。

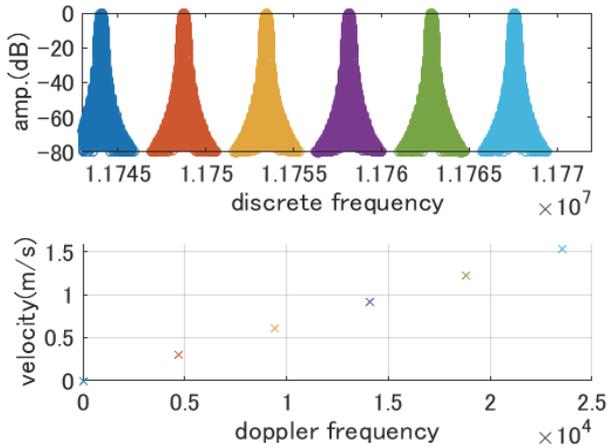


図10 ドップラーシフト量と速度の関係性

血流速度測定は頸動脈で主に測定されるが、頸動脈最大速度は0.5~1.0 (m/s) の範囲であることが多い。図10下段にあてはめてみると黄や紫のドップラー周波数に近い。ここでその範囲内の10 (kHz) から超音波送信から受信までのパルス繰り返し時間を考えてみる。ドップラー周波数はサンプリング定理を満たす範囲<sup>(9)</sup>である必要があるため、パルス繰り返し時間は  $\frac{1}{2 \times 10 \times 10^3} = 0.05$  (msec) となる。このことは、パルス間の待ち時間を0.05 (msec) にする必要があるため、この間の血流速度測定ができないことを示している。つまりパルスドプラ法では微小な連続的な変化を捉えることができないといえる。

### 3. 白色信号の特性

先に述べたように、パルスドプラ法ではパルス間での速度情報を得ることが出来ない。連続的な速度を測定するには、使用する入力信号は連続的であり、かつ距離分解能を考えるとインパルス信号の特性をもつような信号が必要となる。インパルス信号は図3下段から分かるように、全周波数成分が均等に含まれているような平坦特性をもつ。つまり周波数成分が同程度の強度をもつような信号であれば、代わりとなれるのではないかと考えた。全周波数成分を含んでいる信号に白色信号がある。図11で白色信号の周波数特性を示す。上段は横軸を時間に縦軸を振幅で表した信号であり、下段はその信号の周波数スペクトルである。また下段の縦軸は反復施行した際の大きさの総和である。

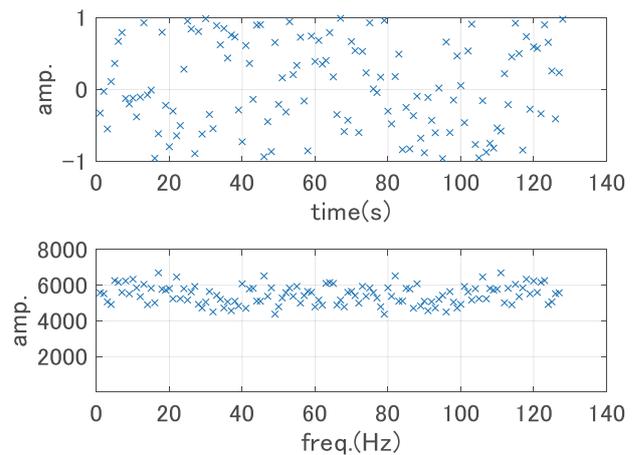


図11 白色信号の周波数特性

図11下段から分かるように、平均スペクトルは平坦特性をもつことが分かる。つまり白色信号とインパルス応答は統計的性質が同一であると考えてもよいことが分かる。また白色信号では、図11上段のように隣り合う信号同士に規則性をもたないことから、1つ1つがパルスと捉えることができるため、インパルスを連続して放射したのと同じ統計的情報となる。これらのことから白色信号はインパルス応答の代わりとなれるのではないかと考える。

### 4. 水槽実験による試み

血流測定モデル化として、水の流動測定で考えてみる。表在から頸動脈までは約30 (mm) 程度の深さであることから超音波トランスデューサ (プローブ) を押しあてることで血管を平坦にできる。このことから本実験ではスクエアタイプのアクリルパイプに水を流し、超音波透過後による測定を試みる。水流は灯油ポンプで生じさせているため、一定の速度である。実験配置図を図12に示す。また観測点においてはリファレンスとしての空気中と水透過後の2点を観測点としている。

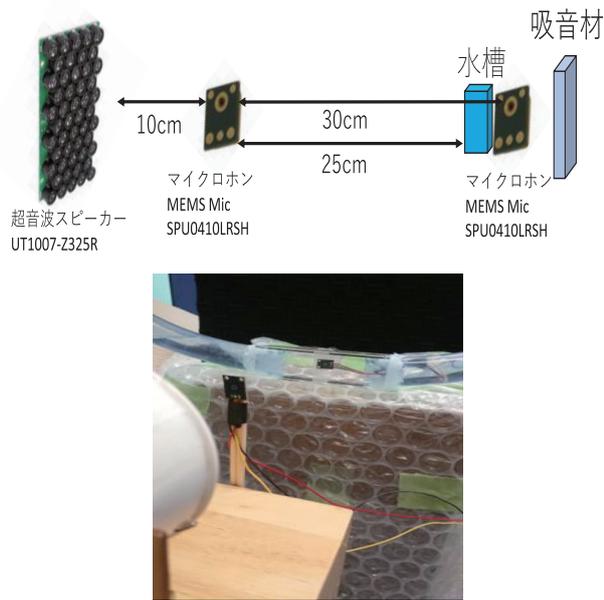


図12 実験配置図（上）と実験の様子（下）

ここで音響インピーダンス ( $\text{kg/m}^2\text{s}$ ) の差 (空気: 428, アクリル樹脂:  $327 \times 10^4$ ) による水透過後の信号を捉えることができるかを調べるため、純音である超音波 (40kHz) を使用して実施した。図13, 14に空気中および水媒体透過後における周波数特性を示す。

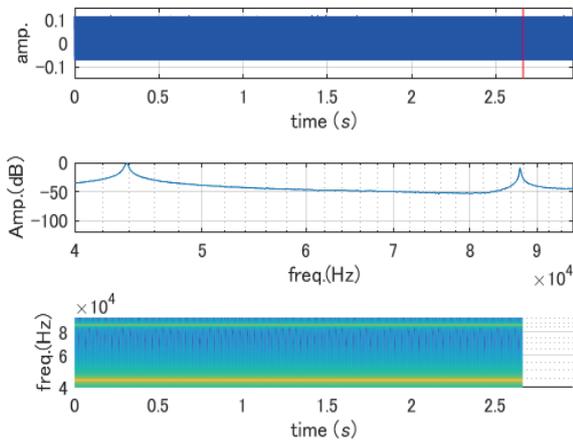


図13 空気中における周波数特性  
 1 段目：時間波形  
 2 段目左：周波数スペクトル  
 3 段目：周波数スペクトルの時間変化

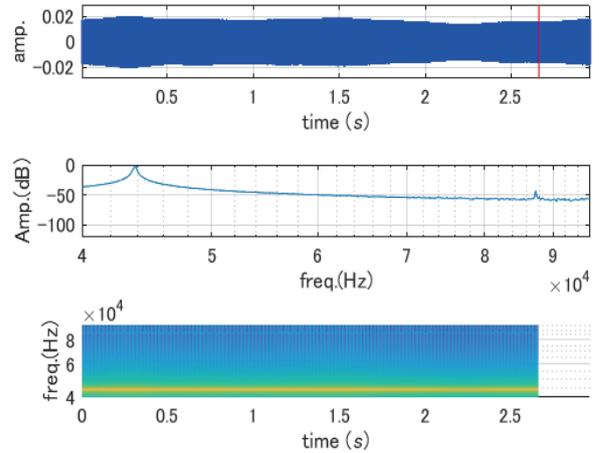


図14 水媒体透過後の周波数特性

この2つの図から分かることとして、上段において振幅が水媒体透過後で減衰していること、また周波数スペクトルにおいて共振している80kHz付近のスペクトルが大きく減衰していることから媒体を透過していることが分かる。しかし、これでは水を捉えているかは分からない。そこで下段の周波数スペクトルの時間変化を3次元平面で表したのが図15である。

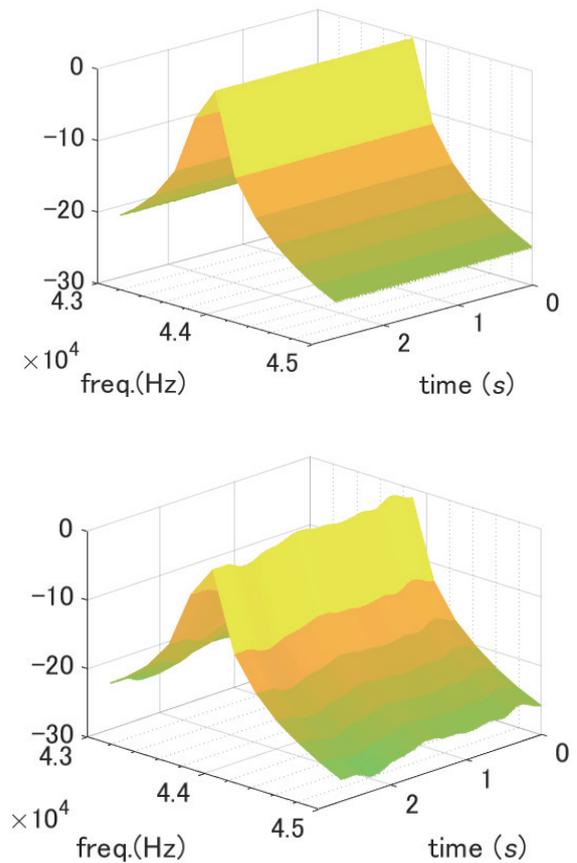


図15 周波数スペクトルの3次元表示  
 上段：空気中、下段：水媒体透過後

図15をみてみると空気中の振幅は揺らいでないのに対して、水媒体透過後の振幅は若干揺らいでいるようにみえる。このことから水の微小な揺らぎを観測している可能性がある。そこで水を流動することで揺らぎが大きくなるのではないかと考えた。図16は水の流動中の周波数スペクトルの時間変化を示す。

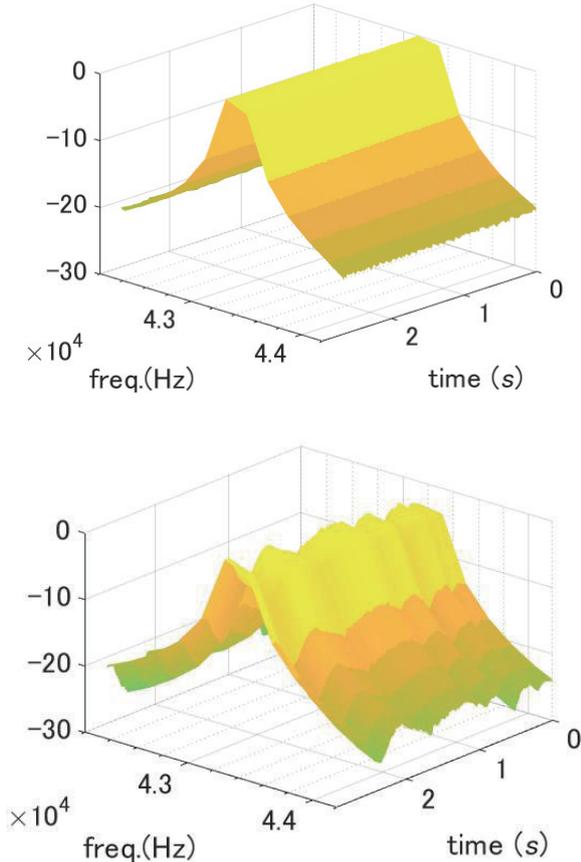


図16 流動中の周波数スペクトルの3次元表示  
上段：空気中，下段：流動中の水媒体透過後

図16の右端において、振幅の時間変化により大きく揺らいでいることが分かることから、水を捉えている可能性が高いことを示した。

次に白色信号を付加して流動の状態を測定し、図13、14と同様に周波数特性を確認してみた。その結果を図17、18に示す。

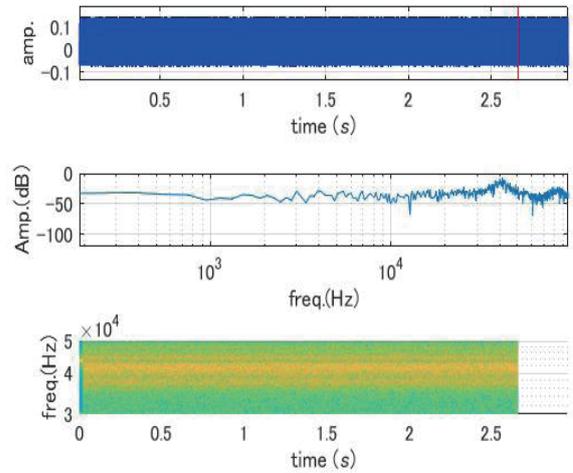


図17 白色信号付加後の周波数特性（空気中）

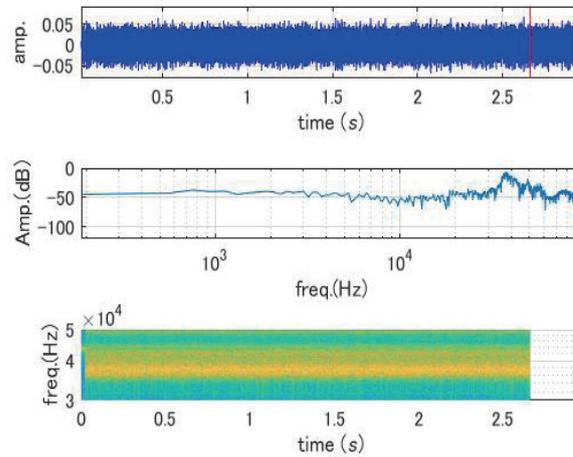


図18 白色信号付加後の周波数特性  
（水媒体透過後）

純音での周波数特性（図13、14）白色信号付加での周波数特性（図17、18）の時間波形および周波数スペクトルを比較してみると、バラつきの目立つ振幅になっていることから、確かにランダム信号系列が付加されていることが分かり、周波数スペクトルの時間変化においても、幅の広い周波数成分が含まれていることが分かる。ここで図17と図18の3段目の周波数スペクトルの時間変化を3次元平面で表したものをそれぞれ図19、20に示す。

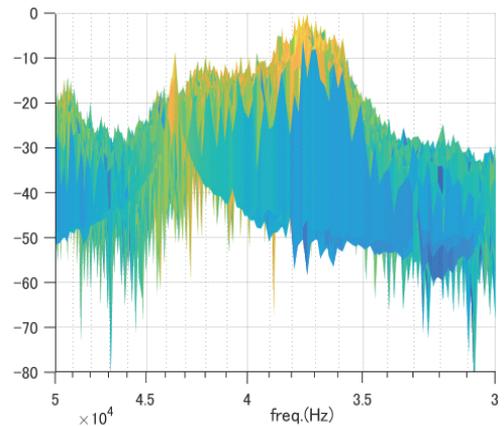
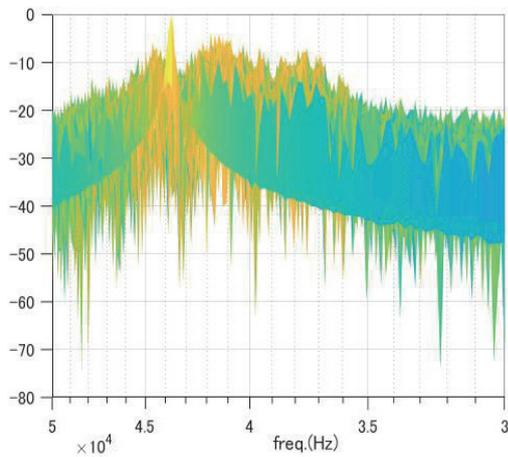
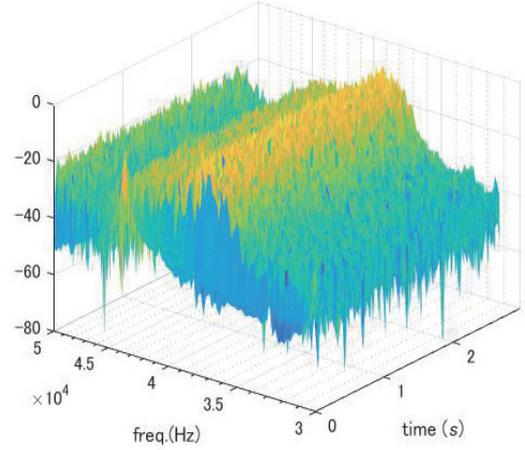
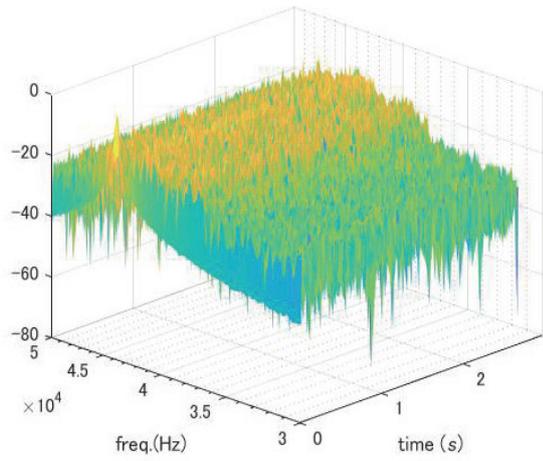


図19 図17 3段目の3次元表示  
 上段 周波数スペクトルの3次元表示  
 下段 周波数スペクトル

図20 図18 3段目の3次元表示

図19, 20を比較してみると、空気中の周波数スペクトルよりも水媒体透過後の周波数スペクトルは全体的に低周波数側にシフトしている。これはドップラー効果が生じ周波数がシフトしている様子を表している。また2-2で述べたように位相の変化は時間の変化に相当する。つまり到達時間が変化するという事は伝播速度が変化することになる。ここで白色信号付加後の位相特性を図21に示す。横軸は周波数を縦軸は位相の連続性を表す。

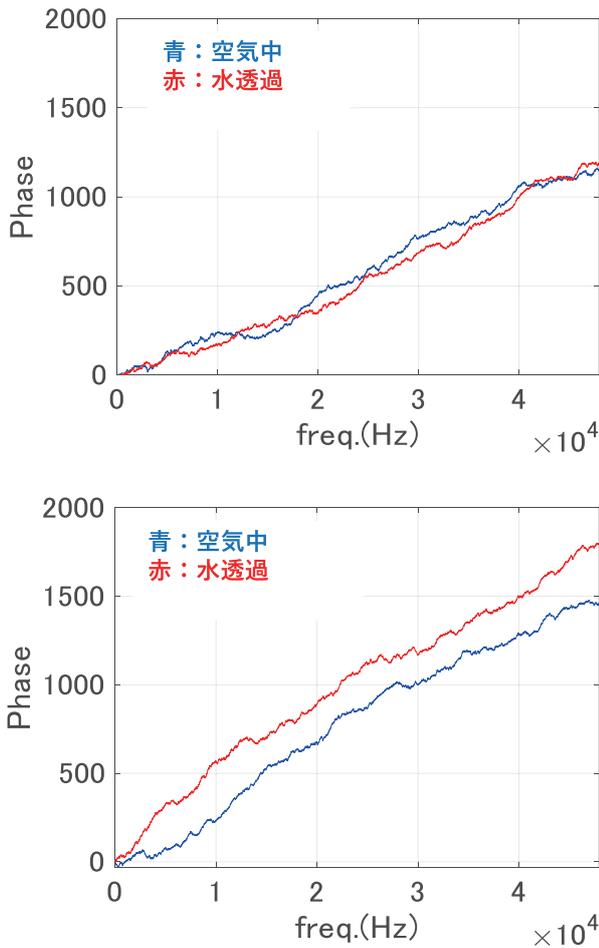


図21 白色信号付加後の位相特性  
上段：流動なし，下段：流動あり

この図から分かることとして、上段においては空気中と水透過後の位相の大きさの変化が少ないのに対して、下段では位相の大きさの変化が大きいことが分かる。今回使用した流動システムは一定速度であることから、位相差に変化がみられないと考え、図21の下段での位相差もほぼ一定であることから流動を感知していることが分かった。

## 5. おわりに

血流速度測定の主流であるパルスドプラ法では、パル

ス間の血流速度が失活することに着目した。パルスドプラ法では測定対象距離と遅延時間が比例関係であることから、心臓近傍での血流状態を把握することが困難になる。正確な状態把握のためには、パルスの性質を保持しつつ連続的な血流速度測定が必要となる。本稿では、パルスドプラ法の原理から問題点を探り、音源として使用する信号はインパルス応答と統計的性質が同一である白色信号で水槽実験を試みた。その結果、位相特性からドップラーシフトが生じていることが確認されたことから、連続的な血流速度測定が可能である可能性が明らかとなった。

## 参考文献

- (1) 木村邦夫他, “パルスドプラ法による門脈血流計測”, *medicina*, 22巻, 12号, pp. 2390–pp. 2395, 1985.
- (2) 千田彰一他, “超音波ドプラ法と心血管機能”, *BME*, 9巻, 7号, pp. 11–pp. 21, 1995.
- (3) 市橋光他, “小児超音波検査のみかた, 考えかた”, 中外医学社, pp. 4, 20175.
- (4) 吉田憲司, “超音波診断装置の撮像原理”, *計測と制御*, 第58巻, 第7号, pp. 489–pp. 493, 2019.
- (5) 新津守, “MR・超音波・眼底基礎知識図解ノート第2版”, 金原出版株式会社, pp. 373, 2018.
- (6) かずさ DNA 研究所, “ニュースレター第53号”, [https://www.kazusa.or.jp/cms/wp-content/uploads/2018/05/NL53\\_ans.pdf](https://www.kazusa.or.jp/cms/wp-content/uploads/2018/05/NL53_ans.pdf)
- (7) 加藤寛, “非破壊検査技術の原理と最近の開発状況”, *鋳物*, 第65巻, 第12号, pp. 904–pp. 909, 1993.
- (8) 廣岡芳樹他, “超音波による頸動脈病変の標準的評価法2017”, *日本超音波医学会*, pp. 8, 2017.
- (9) 椎名毅, “脈管系診断における医用超音波技術の進歩”, *脈管学*, 46巻, 6号, pp. 785–pp. 796, 2006.

