

特集

心臓血管系の超音波ドプラ法

—基礎領域—

河西千広*

1. まえがき

サイレンを鳴らした消防自動車や救急車が我々の前を通り過ぎるとき、サイレンの音は、車が我々に近づいて来るときは高く、遠ざかって行くとき低く聞こえる。この現象は音のドプラ効果と呼ばれ、音の変化の度合は車のスピードに比例する。このドプラ効果は音の周波数が高い超音波においても同様に起こる。

超音波診断装置では通常、2~10 MHz 程度の超音波が体内に発射され、臓器から帰ってくるエコーが映像化されるが、もしこの臓器が動いていればドプラ効果によりエコーの周波数は送信周波数と異なるはずである。

里村らはこの原理を用いて初めて体内を流れる血流（血球が音波の反射体となる）を検出した¹⁾。しかしこの方法は臨床の場で広く普及するには至らなかった。その理由は、(1)装置が断層装置と併用されることなく単体で使われたため超音波ビームが体内のどの方向に向いているか分からない、(2)連続波ドプラ法を使用したため超音波ビーム軸上の全データが混在し臓器内の特定部位の血流を選定できない、(3)血流データの解析に長時間を要し臨床の場で使用するのに適さない、などによると考えられる。その後 Baker はパルス波を発射し、超音波ビーム軸上の任意の深さの血流データを選択的に測定する装置を開発したが、その他の点では従来と変わりはなかった²⁾。

一方この間、超音波画像装置は急速に発展し、生体組織の二次元画像がリアルタイムで映像化されるようになった。滑川らはドプラ信号を FFT

を用いてリアルタイムで周波数分析する装置を開発し、これを上記のリアルタイム超音波断層装置と組み合わせることにより、断層面上で設定した任意の部位の血流信号をリアルタイムで分析・表示できるようにした³⁾。これにより検査が非常に容易になり、大学病院等で使用されるようになった。しかし、このパルスドプラ法は血流の測定部位が空間のある一点に限定されるため、使用にあたっては臓器の解剖学的構造を良く知っていることが必要で、一般臨床医まで普及するに至らなかった。

これを克服するため、滑川らは自己相関法を用いて血流速度の分布を二次元的にかつリアルタイムで計測する手法を考案し、これを超音波断層像と重ねて映像化する装置を開発した⁴⁾。このシステムの出現により心臓や血管内を流れる血流の様子が極めて容易に観察できるようになり、臨床の場に広く普及するようになった。

ここでは、これらの超音波ドプラ診断装置の原理とシステムについて述べる。

2. ドプラ効果

音源と観測者（受波器）とが相対的に運動して

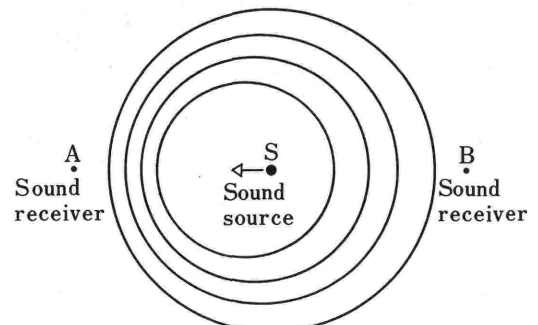


図1 ドプラ効果の原理（音源が動いている場合）

*アロカ株式会社研究所

いるとき、観測者が受け取る音の周波数は音源の発振周波数と異なり、両者が相対的に近づいているときは高く、遠ざかっているときは低くなる。例えば、図1のように音源が動いている場合を考えると、音波の波長は音源が動いて行く方向（A側）では圧縮されて短くなるのに対し、それが遠ざかる方向（B側）では引伸ばされて長くなる。音の周波数と波長は逆数の関係にあるから、波長の短いA側の周波数は高く、波長の長いB側の周波数は低くなる。

音源が止まっても観測者が動いていれば、それが受取る周波数は変わる。即ち、観測者が音源の方向に向かって動いていればそれが受け取る音の波数は止まっているときより多くなるから、観測者が感じる音の周波数は高くなる。逆に、観測者が音源から遠ざかっているならば、それが受取る音波の周波数は低くなる。

このように音源と観測者のいずれが動いてもドプラ効果は起こる。

次に図2のように止まっている探触子から超音波を体内に発射し、流れている血流で反射して戻ってくる音波を同一探触子で受け取る場合の周波数変化について考えてみる。この場合には前述の動いている音源と動いている観測者の組合せとしてとらえることができる。即ち、探触子から発射された音波は血流に当たるが、このとき血流（血球）はまず動いている観測者として作用し、血球が受け取る周波数が変化する。音波が血球に当たるとはね返り四方に伝わっていくが、血流は、今度は動いている音源に早変わりしそこで再び周波

数が変化する。このようにして探触子から発射された音波が同一探触子に戻ってくるまでには2回のドプラ効果を受け、その周波数が送信周波数からずれる。図2において、探触子から発射される音波の送信周波数を f_0 、血流で反射して戻ってくる周波数を f_R 、血流速度を V 、流れと超音波ビームとのなす角を θ とすれば、 f_R は次の式で与えられる。

$$f_R = f_0(1 + 2V \cos \theta / c) \quad (1)$$

ここで、 c は音速で、生体では約 1500 m/s である。送信周波数からのずれ周波数 $f_d = f_R - f_0 = f_0 \cdot 2V \cos \theta / c$ はドプラ周波数と呼ばれる。通常、送信周波数は 2~5 MHz が使用され、ドプラ周波数は可聴周波数帯に入る。

3. 連続波ドプラ法

連続波ドプラ法とは、探触子からある定まった周波数の超音波を連続して発射し、ビーム軸上から戻ってくるエコー信号をすべて受信して送信周波数との差の周波数を取り出すドプラ法である。このため連続波ドプラ法では、超音波を発射する送信用探触子の他にエコー信号を受け取る受信用探触子が必要になる。本ドプラ法では受信用探触子に超音波ビーム軸上のすべての信号が重なって受信されるため、体内の特定位置の血流信号だけを取り出すことはできない。また組織からのエコー信号は血流エコーの大きさに比べ100倍以上も大きく、これが血流検出に大きな支障をきたす。この組織エコーを取除くため回路内にフィルタを用いているが、心臓の拍動や呼吸で組織が動くドプラ効果により組織エコーの周波数も変化しこれが血流エコーに重じられる。このため血流エコーのみを選別するにはかなり高度な技術が必要になる。

連続波ドプラ法は上記のような欠点はあるが、次項で述べるパルスドプラ法と異なり測定できるドプラ周波数に上限がないため、狭窄流のような高速血流の測定に使われる。例えば、僧房弁が狭窄症を起こすと左心房の圧力が高くなり、狭窄部の血流速度も速くなる。狭窄部をはさむ2つの部屋（左心房と左心室）間の圧較差 ΔP と狭窄部の血流速度 V との間には密接な関係があり、Bernoulli の定理から導かれた式(2)より、ドプラ法で狭窄部の血流速度を測れば房室間の圧較差が求ま

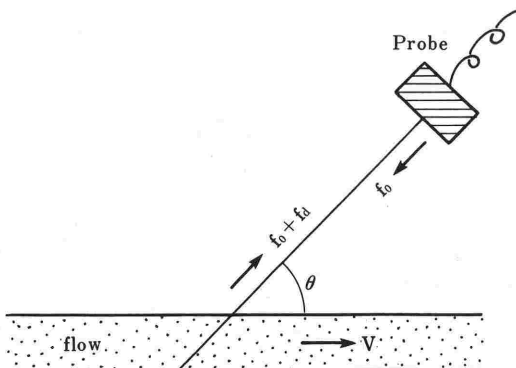


図2 血流によりドプラ効果を受けた超音波信号 (反射法)

ることになる。

$$\Delta P = 4V^2 \quad (2)$$

上式で、測定単位は、 ΔP は mmHg, V は m/s である。大動脈弁狭窄症では血流速度の最大値はときとして $V=4\sim 6$ m/s に達する。これを(2)式に代入すれば圧較差は $\Delta P=64\sim 144$ mmHg になる。

ドプラ装置で検出されたドプラ信号は通常、FFT (高速フーリエ変換) を用いたスペクトル解析器で分析されブラウン管に表示される。

4. パルスドプラ法

心腔内に設定した任意の点の血流を測るために考案されたのがパルスドプラ法である。

パルスドプラ法では図3(a)のようにパルス状の超音波を一定の間隔 (T 秒ごと) でくり返し発射し、戻ってくるエコーのうちから必要とする指定した位置の信号を抽出する。即ち、探触子から超音波パルスを発射すると、探触子に近い距離からのエコーは早く、遠い距離からのエコーは遅く戻ってくる。組織や血液中を伝わる音波の速度はほぼ 1500 m/s で一定であるから、音波パルスが発射されてから設定した深さ距離を往復伝搬する時間後のエコー信号を取出せばその点 (サンプルポイントと言う) の血流情報が得られることになる。図3で、(b)はエコー信号を取り出すゲート位置を、(c)は取り出されたエコー信号を示す。このようにして抽出されたエコー信号はスムージング回路で滑らかにされ、スペクトル解析装置で分析されてブラウン管に表示される。

パルスドプラ法の他の特徴は送受信器の多くが断層装置と共有できることで、臓器の断層画像を見ながら血流測定を行うサンプル点を決定できることである。

一方、本ドプラ法の欠点は測定できる最大の血流速度に限界があることである。即ち、パルスドプラ法では図3のように超音波パルスを一定の時間間隔 T でくり返し発射し、ゲート回路である深さ位置のエコー信号を取り出してその位相の変化を追っていく。血流速度が遅いときは T 時間に变化するエコー信号の位相変化量も小さく、ゲート回路で取り出された信号から位相の変化方向 (従って流れの方向) を判定することが可能である。しかるに流速が早くなってくると、ゲート回路で取り出された信号から波の移動方向を決定することが不可能になる。例えば、エコーの位相が T 時間に丁度 1 波長 (角度で 360°) 変化するような血流速度であったとすれば、ゲート回路で取り出される信号の波形に変化はなく、我々には血流速度はあたかも零であるかのように観察される。位相の変化量が大きくなって 180 度を越えると、我々の目には実際の流れと反対方向に流れているように観察される。映画館で西部劇を見ているとき手前に進んでくる馬車の車輪の回転が馬車のスピードによって止まって見えたり、逆方向に回転しているように見えたりすることがあるが、これはフィルムの 1 コマ送りの時間 (パルス発射の T 時間に相当する) に車輪が丁度ポーク (外輪と車軸をつなぐ支柱) の 1 間隔 (または複数間隔) 距離、回転するか、それより少しづれて回転するかによるためである。

理論計算によれば、血流速度が正しく測定されるためにはドプラ周波数 f_d は次の条件を満たさなくてはならない。

$$|f_d| \leq f_{PR}/2 = 1/2T \quad (3)$$

ここで、 f_{PR} は超音波パルスの発射くり返し周波数で、パルスの発射周期 T とは逆数 ($f_{PR}=1/T$) の関係にある。 $f_{PR}/2$ はナイキスト周波数と呼ばれる。(3)式から高いドプラ周波数 (従って速い血流速度) を測るためにはパルス発射のくり返し間隔 T を短くすれば良いが、測定したい血流部位からのエコー信号が戻ってきてからでない次のパルスを発射できないため、 T には自ずと制限がある。例えば、15 cm の深さを音が往復伝搬する

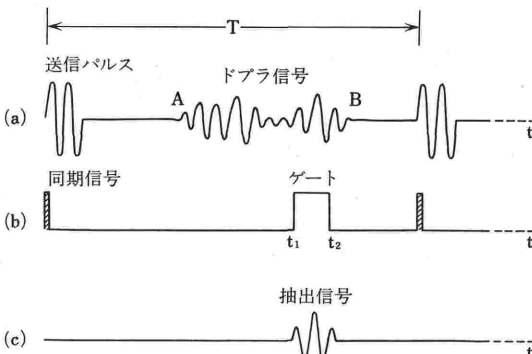


図3 パルスドプラ法における特定点のエコー信号の抽出

時間を計算すると 0.2 ms となり, T は 0.2 ms より短くすることはできない. くり返し周波数で表すと $f_{PR}=5 \text{ kHz}$ となる. 従って測定可能な最大ドプラ周波数は(3)式により $f_d=2.5 \text{ kHz}$ となる. ドプラ周波数と血流速度との間には(1)式の関係が存在するから, これから測定可能な最大の血流速度を計算すると, 超音波周波数が 3 MHz の場合, $V_{\max}=63 \text{ cm/s}$ となる. 流速がこの値を越えると血流があたかも反対の方向に流れているように観測される. この現象は折り返し(英語で aliasing)と呼ばれる.

5. カラードプラ法

前述の連続波ドプラ法やパルスドプラ法では, 検出されたドプラ信号は通常, 周波数分析器に導かれ周波数の成分分布が演算される. 最近では FFT (高速フーリエ変換) 技術の発達により信号の分析演算が高速で行われるようになったが, それでも1サンプル点の分析に $10\sim 30 \text{ ms}$ の時間がかかるため2次元面内の血流分布を得ようとすれば莫大な時間を要し, リアルタイム表示は不可能である.

レーダの分野では動いている飛行機や雲の動きを2次元的に映像化する手法として従来より MTI 技術が使われている. 今, 図4の上図のように飛行場に向かって飛んでいる飛行機を電波で捕まえることを考える. アンテナから電波パルス

を発射すると, そのアンテナには飛行機から反射してくるエコーの他に飛行場の近くに存在する建物や静止している雲からのエコーも戻ってきてブラウン管に映る. 管制官の知りたいのは飛行機であって, それ以外の物体が映るのは管制の妨害になる. そこで不要の物体を消し, 動いている飛行機のみをブラウン管に表示するようにしたのが MTI (Moving Target Indicator) である.

図4下図はその原理を示したもので, 電波パルスを同一方向に複数回(図では2回)発射しそのエコーを同一深さ距離同士で引算する. これを行うには1回目のパルス発射によるビーム軸上のエコー信号をデジタルメモリなどに記憶しておき, 2回目のパルス発射によるエコー信号との間で引算すれば良い. このようにすると, 建物は静止しているためそこから戻ってくるエコーの波形は常に同じで, 引算した値はゼロになる. ところが飛行機は動いているからエコー波形は時々刻々変わっていき引算値はゼロにならない. この引算値をブラウン管に表示すれば目的とする飛行機だけが選択的に映し出されることになる. 飛行機が動く方向やスピードはブラウン管上の輝点を目で追っていくことにより判断される.

この原理を超音波診断装置に適用すれば動いている血流を表示できるはずである. ただこの MTI 手法では血液が流れていることは分かって, も, それがどの方向にどの位の速度で流れている

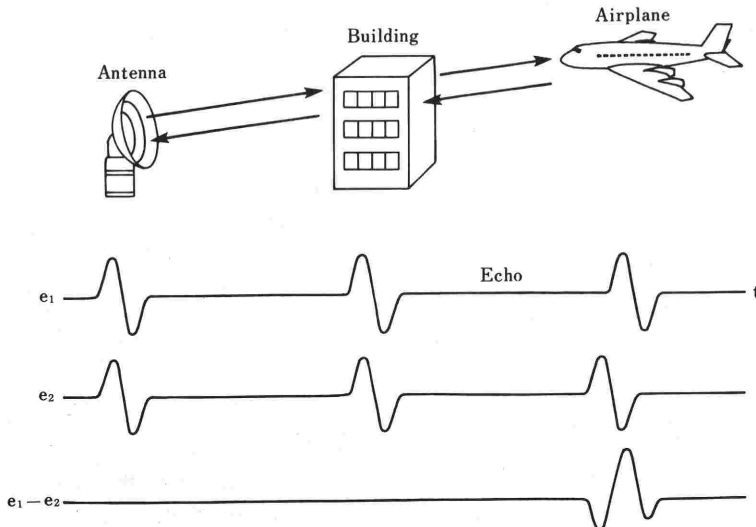


図4 MTI法を用いた移動物体の検出

かまで知ることはできない。なぜなら、血流の場合には反射体である血球は超音波の波長より桁違いに短い間隔でしかも無数に存在しているから、エコーの引算値をブラウン管上に輝点で表せば、流れが存在する範囲全体が明るく光ってしまい、1つ1つの輝点の動きを目で追っていくなどということはできないからである。

この血流の動き（方向と早さ）を定量的に測定できるようにしたのが自己相関法である⁴⁾⁵⁾。自己相関法の詳しい原理は省略するが、本方法では、ある超音波パルス発射で得られるエコー信号と次のパルス発射で得られるエコー信号が次々と掛算される。数学の教える所によれば掛算信号は2つの信号の位相差（位相のシフト方向とシフト量）を与えてくれるから、この値から血流方向と速さが定量的に求まる。自己相関法の他の特徴は、超音波パルスを同一方向に複数回（8～10回）発射したときの位相変化のばらつきから流れの乱れ度を知ることができることである。即ち、流れが層流の場合は隣接して得られるエコーの位相シフト量は同じであるが、流れが乱れてくると、このシフト量が次第にばらついてくる。従ってこのばらつき度合を測定すれば流れの乱れ具合が分かることになる。

次に上記の方法で得られた血流の速度や乱れ具合の表示方法について述べる。従来より臓器の形状は白黒で表示されているので、血流を臓器と区

別するためには別の方法が必要である。筆者らはこの血流の表示法として図5に示すように色の三原色を用いることにした。まず、血流方向については赤、青を割り当て、探触子に近づく流れ（ドプラ周波数が正）は赤で、探触子から遠ざかる流れ（ドプラ周波数が負）は青で表した。そして血流速度をそれらの色の輝度に対応させ、流速に比例して色輝度を強くした。次に流れの乱れ度には緑を用い、この色を乱れ度に比例して流速を表す赤または青に混合していくようにした。従って、探触子に近づく乱れた流れは赤と緑の混合色である黄色に、探触子から遠ざかる乱れた流れは青と緑の混合色であるシアン色（青白色）になる。このようにして臓器の形状とその中を流れる血流がリアルタイムで観察できるようになった。

本装置の出現により心臓を中心とする循環器疾患の診断が非常に容易に行えるようになり、装置は現在、急速に普及している。最近では腹部、産婦人科その他の分野にも浸透しつつある。なお、本装置を用いた臨床例については多数の文献、書物が発刊されているのでそれらを参照して頂きたい⁶⁾。

6. あとがき

以上、超音波におけるドプラ効果の原理と実際の場合で用いられる各種ドプラ法、即ち、連続波ドプラ法、パルスドプラ法及びカラードプラ法につ

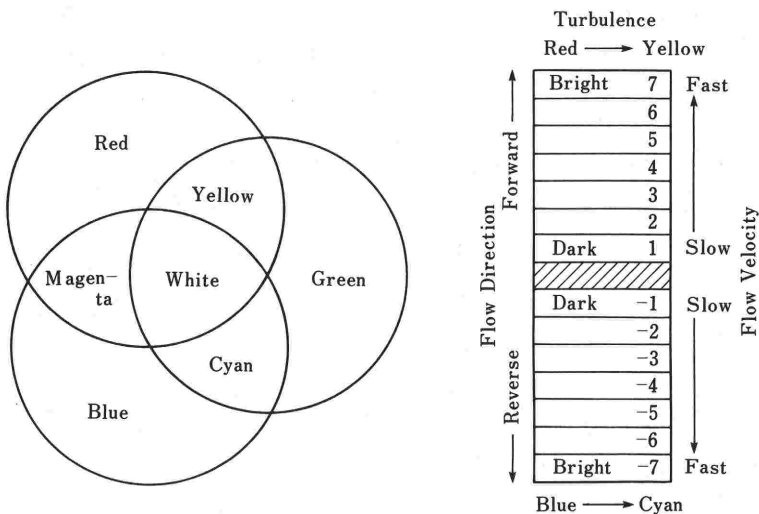


図5 カラードプラ法における血流の表示法

いて述べた。これら3つの方法はそれぞれ特徴があり、1つの手法を用いれば他はいらないというものではない。このうちカラードプラ法は断層面内を流れる血流の分布をリアルタイムで表示してくれるため流れの全体をつかむのに便利で、臨床検査の最初的手段にすべきと考える。次にサンプル点を断層面内の特定点に定めパルスドプラ法に切換えれば、その点の血流をスペクトルとして観察できるから、血流速度や乱れ度をより定量的に測定することができる。また心臓弁の狭窄等により2空間の圧較差が大きくなって血流速度が早い場合には連続波ドプラ法が適しており、最高血流速度から圧較差が求められる。

文 献

- 1) 里村茂夫, 他: 超音波ドプラ法による心臓機能検査装置. 音響学会講演論文集 (1956-5).
- 2) D. W. Baker: Pulsed Doppler blood flow sensing. IEEE Trans., SU-17, 3:170-185 (1970).
- 3) K. Namekawa, et. al.: Realtime processing of ultrasound pulse Doppler signals using FFT and their simultaneous display with echocardiogram. 2nd WFUMB, 396 (July 1979).
- 4) K. Namekawa, et. al.: Imaging of blood flow using autocorrelation. Ultrasound in Med. & Biol., 8, Suppl.:1, 138 (1982).
- 5) C. Kasai, et. al.: Realtime two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique. IEEE Trans., SU-32, 3:458-464 (1985).
- 6) 例えば, 尾本編: カラーアトラス, リアルタイムドプラ心エコー図法 (第2版). 診断と治療社 (1987).

Ultrasonic Doppler Methods for Cardio-Vascular System Use

Chihiro Kasai

Aloka Co., Ltd.

When an ambulance with its siren on passes in front of us, the pitch of the sound is higher when the ambulance is approaching, and lower as it departs. This phenomenon is called the Doppler effect. This same effect also applies to ultrasound which has an extremely high frequency. Using this effect, we can measure blood flow velocity in the heart or blood vessels

of a human body. The Doppler techniques widely used in medicine today are the following three; (1) Continuous wave Doppler, (2) Pulsed wave Doppler, and (3) Real-time two-dimensional blood flow imaging (Color Doppler). This paper describes the principles of the techniques and their features in clinical use.

Key words: Ultrasonic Doppler, Blood flow, Color Doppler