

# 超音波ドプラの原理

近藤祐司\*

本項においてはドプラ法の入門者のために、ぜひとも知っておいていただきたい基本原理について概説した。特にパルスドプラ法の特性である速度レンジについては、できるだけ平易な説明にするために数式を用いることを極力避け、概念的な解説を試みた。

## はじめに

超音波ドプラ法の臨床的価値が認められるようになって、まだ10年足らずである。近年、カラードプラの開発によって、ドプラ法は一般の臨床医にも急速に広まってきており、今日心臓の領域ではなくてはならない検査法である。また、腹部領域でも、一部では日常的な検査法となっている。ここでは、信号処理を中心にその原理を概説する。

## 1. ドプラ法の種類

現在、一般に用いられている超音波ドプラ法は、送受信方法の違いから2種類に大別される<sup>1)</sup>。連続波ドプラ法とパルスドプラ法である。パルスドプ

ラ法はさらにPW<sup>†</sup>、HPRFおよびカラードプラに分類できる。

表にそれぞれのドプラ法における表示方法と特徴を示す。スペクトル表示とは速度の分布状態を縦軸に、その時間的変化を横軸にとったものである。また、カラー断層とは、速度を赤や青の色に変換し、2次元断層で平均速度の空間分布を表示するものである。

†脚注 PWはpulsed waveの略で、いわゆるパルス法全体を指すが、ここでは歴史的経緯から従来のスペクトル表示を行うパルスドプラの意味とする。これは最近gated Dopplerあるいはpoint Dopplerと呼ばれ区別されることもある。

表 各種ドプラ法の特徴

| 送受信方法 | 種類     | 表示方法             | 血流測定点  | 対象血流速度    |
|-------|--------|------------------|--|-----------|
| 連続波   | CW     | スペクトル表示          | ビーム方向全体<br>(場所を特定できない)                             | 高速流(無制限)  |
| パルス波  | PW     | スペクトル表示          | ビーム内の1点  | 比較的低速流    |
|       | HPRF   | スペクトル表示          | ビーム内の数点<br>(数個のsample volumeがあり<br>そのうちの1つを特定できない) | 高速流(制限あり) |
|       | カラードプラ | 平均速度の<br>カラー断層表示 | ビーム内の各点<br>から成る2次元断面                               | 比較的低速流    |

\* Kondo Y. アロカ第1技術部

## 2. ドプラ法の原理

### 1) ドプラ効果

ドプラ効果とは、音源や観測者が動いているときに、元の音の周波数とそこで観測される周波数との違い  $\Delta f$  に関するもので、(1)式で表される。

$$\Delta f = 2f_c \frac{v \cdot \cos \theta}{c} \quad (1)$$

ここで、 $f_c$ は元の音の周波数、 $c$ は音速、 $v$ は血流速度である。ドプラ血流計の場合には、超音波が血液に達したとき、観測者である血液が  $v$  という速度で動いていると、それに応じた周波数で赤血球が振動する。すると、次にこの振動が再び探触子に戻ってくるわけであるが、このときには音源である血液が  $v$  という速さで動いていることになる。(1)式はこのようにして、音源および観測者がともに  $v$  という速度で動いており、さらに生体内での音速約1500m/sec に対して血流速度は高々数m/sec であることから  $c \gg v$  として得られた近似式である。また、ここでは  $\theta$  は、図1のように血流方向と超音波ビームとのなす角度である。ドプラ効果はこのように、血流の超音波ビーム方向についてのみ現れることは重要な性質である。

### 2) 連続波ドプラ法(CW法)

CW法とはその名のとおおり、超音波を連続的に身体の内へ送り込み、また反射してきた超音波を連続的に受ける方法である。このためには、送信専用の探触子と受信専用の探触子が必要となる。この方法は文字通り(1)式に示されるドプラ効果を利用したもので、送信周波数  $f_c$  および音速は既知であるから、 $\Delta f$  の周波数を解析すれば入射角度  $\theta$  を与えることによって血流速度  $v$  を推定できる。このとき、検出できる速度に制限はない。しかし、音を連続的に送信するために、受信される反射信号は生体内のどの部位からの信号なのか識別することができない。したがって、超音波ビームの方向に血流がいくつも存在するときには、一度にこれらの血流が検出されるので、どの検出速度がどの血流なのかを判定することができない。これは一見不利なようにも思えるが、目的とする血流が最高流速であったり、既に血流パターンがわかっている場合など、適当な方向に探触子を向けるだ

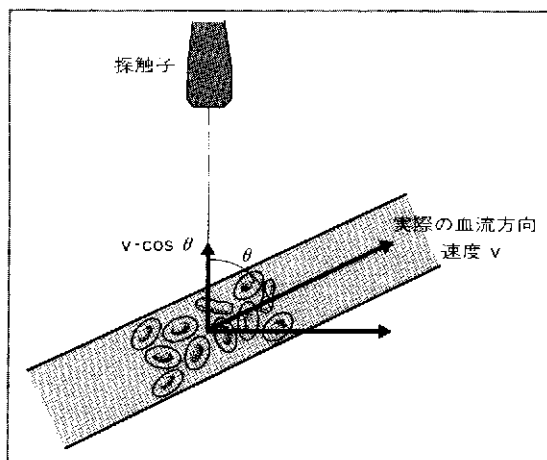


図1 ドプラによる検出速度成分 ドプラ法によって検出できる血流速度は、超音波ビームの送受信方向の成分のみである。

けで血流検出ができるという簡便さがある。

### 3) パルスドプラ法

#### a. パルスドプラ法の送受信

パルスとは図2に示すように繰り返し存在する短い信号のことで、パルス波法ではこの短い信号を送信し、次の送信までの間に受信を行う<sup>2)</sup>。このように、解析できる信号は数波分の波数しかないために、この短い時間でドプラ偏移周波数を求めることが技術的に難しい。このためにパルスドプラ法では、連続波ドプラとは違った信号処理を行い、特殊な性質が存在する。

パルス法は通常の超音波断層表示に用いられている方法である。図3のように、超音波は体表から身体の中にパルス状に打ち出されるが、この音波は身体の中の構造物にぶつかるたびにその一部が反射する。この反射信号は再び探触子に達するが、このとき送信してから反射信号が現れるまでの時間は、探触子からその構造物までの距離に比例する。つまり、探触子が受信した反射信号を時間を追ってみれば、それは身体の中の構造物を見ているのと同じである。このとき、送受信はいわゆるパルス状に繰り返されるのであるが、十分に長い間、反射信号を得たあとでなければ次の送信はできない。つまり、反射信号の並びは、身体の中の深さ方向での構造物の並びであるから、送信と送信との間、すなわちパルス繰り返し周期がど

の深さまで検出できるかを定めるわけである。このように、パルス法における診断距離が、パルス繰り返し周波数(PRF)によって決まるということは重要な基本原理である。

パルス法において身体内の1つの場所に着目してみよう。すると、心腔内の四角く囲った部分は、反射信号の上でも図3のようにある部分の信号であると特定できる。PW法においてはまず、このように受信信号のある部分を切り取ることにより、身体の中の特定の部分の信号だけを取り出す。この取り出した部分のことをsample volumeといい、反射信号の上で切り取った部分のことをsample gateと呼んでいる。この操作によって特定の血管、そして血管内の特定の部位での血流速度が求められる。

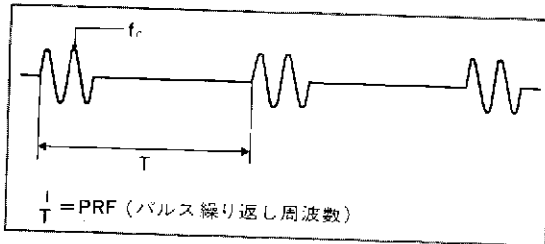


図2 パルス波 パルス波とは、数波分の短い信号が繰り返し存在する波のことである。

### b. 速度レンジと折り返し現象

パルスドプラ法における受信信号は、図4のように映画のフィルムに写ったコマ撮り写真に似ている。このとき、カメラはsample gateに相当し、各コマに写った映像は、各パルス送信によって得られた受信信号であるといえる。そして、コマ撮りの間隔がパルス繰り返し周期である。この場合、速度の検出方法は連続波ドプラ法の場合とは少々異なっている。連続波ドプラ法では、ドプラ偏移周波数を直接的に検出するので、実用上は検出可能な速度に限界はない。しかし、パルスドプラ法では検出速度に限界があり、つまり速度レンジが原理的に存在し、これを越えるといわゆる折り返し現象(aliasing)を生じる。

実際の受信信号は図4ではなく図5のように考える必要がある。この違いは、図5では車が列を作って並んでいる点である。これは超音波の反射源である赤血球が非常に小さく、かつ密集しているためと思えば良いであろう。数百 $\mu\text{m}$ という超音波の波長に対して、赤血球は高々8 $\mu\text{m}$ 程度で、しかも40~45%という体積分率で存在している。したがって、反射信号は連続して現れ、どの信号がどの血球からの信号なのかを特定することはできない。また、個々の赤血球は音響的には同じ性質であるために、各反射信号は全く同じように現れる。結局信号としては、全く同じ車が列を

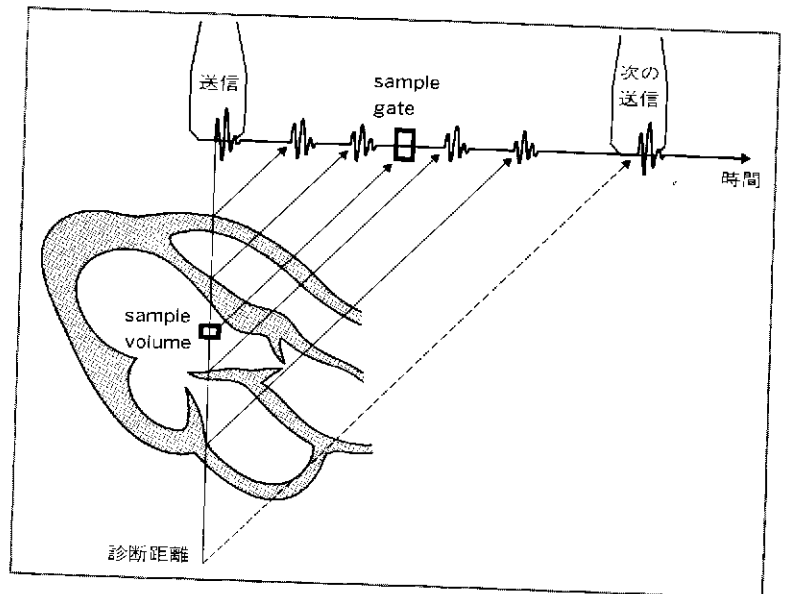


図3 パルス法の送受信とPW法 パルス法では、送信パルス間に受信が行われる。信号にゲートをかけることによって、特定の部位の信号を抽出できる。

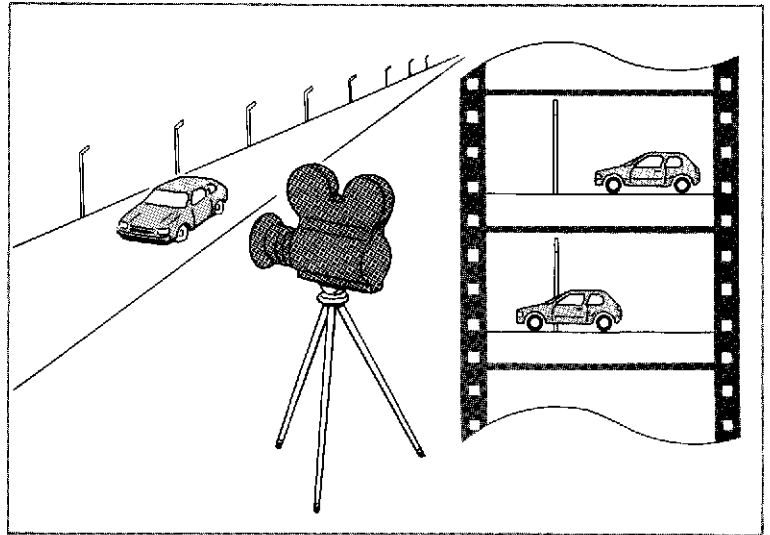


図4 パルスドブラ法における受信信号・受信信号は、あたかも映画のフィルム上の映像のようである。ドブラ効果は、フィルム上の車の位置変化として与えられる。

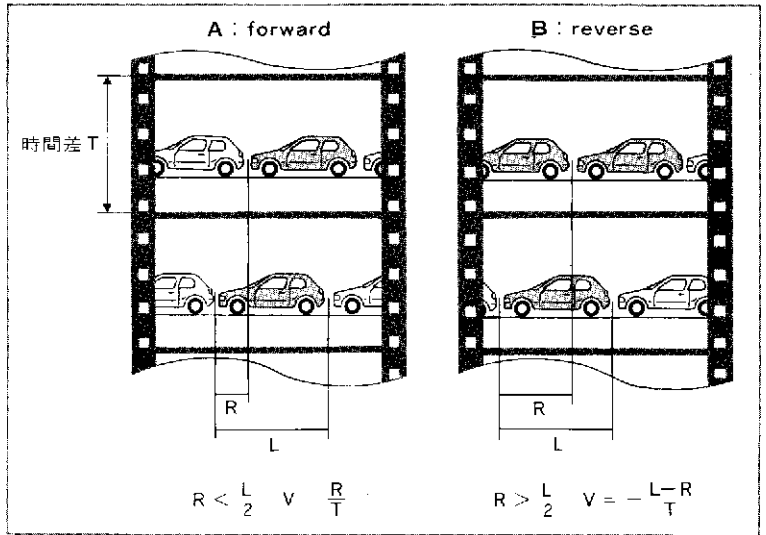


図5 パルスドブラ法における速度検出法 車の位置変化から速度が求められるが、1台分の長さ以上の動きは識別できない。そこで、速度検出範囲は±L/2の動きに制限される。

作ったものと同じに考えることができる(車1台が1個の血球を現すのでないことに注意されたい。車は信号の1波を現し、これは数千もの血球からの反射として得られたものである)。

さて、速度は図5-Aのように車の先端を目印として2枚の画で車がどれだけ動いたかを計れば求められる。2枚の画を撮った時間差、つまりパルス繰り返し周期をTとし、この間に車の列が移動した距離がRであれば、車の速度はR/Tということになる。この方法で車の動きは車1台分の長さLまでは検出できるが、もしも車が長さL以上に動いたときには、実際の移動距離からLを差し引

いたものとして検出される。このように検出できる車の移動距離Rは必ず車の長さLよりも小さい。これは2枚の画でどの車かどの車に対応するのか、特定することができないためである。

さて、RがL以下であるということは、検出できる最大の速度がL/Tであるということになる。これは車が前進するとした場合であり、実際には前進も後退もする。つまり、血流方向は1方向ではないので、検出限界をLではなく±L/2としたほうが便利である。すなわち、速度レンジは±L/2Tとなり、もしも移動距離RがL/2を越えたときには、図5-Bのように車は後退したものを見

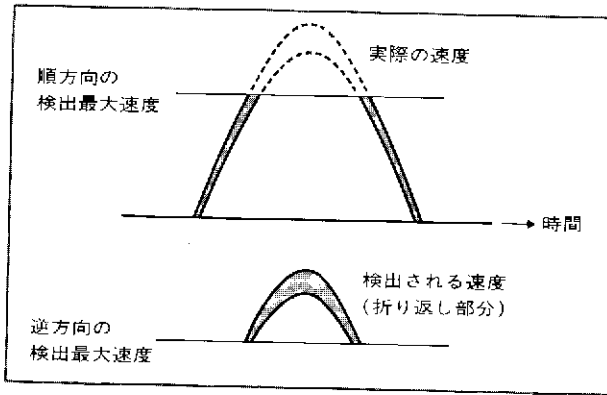


図6 スペクトル表示における折り返し現象 縦軸はドブラ偏移周波数、すなわち血流速度を表す。検出範囲を越える速度は、反対側から表れ、これが折り返し現象である。

なされ、速度は $-(L-R)/T$ ということになる。このように、速度レンジを越えた血流は、それまでとは反対向きの血流として検出され、スペクトル表示では図6のように折り返し現象として現れる。

速度レンジを決める要因は2つある。その1つはコマ撮り間隔 $T$ の大きさである。 $T$ が短くなり1秒間でのコマ撮り数が増えれば、動きはより細かく見ることができ、速い動きも捉えられる。つまり、PRFを上げれば速度レンジが上がり、PRFが下がれば速度レンジが下がる。もう1つは車の長さである。速度レンジは車1台の長さ $L$ によって決まるわけであるから、 $L$ が大きければ速度レンジが大きくなる。ここで車の長さ $L$ の意味するところは、受信信号の波1つであり、すなわち1波長分ということである。 $L$ が大きいということは、波長が長いということ、つまり周波数が低いということである。低い周波数で速度レンジは大きくなり、高い周波数では速度レンジは小さくなる。

速度レンジとは、折り返しを防いで高速血流を検出するという点において重要であることは言うまでもないが、腹部血流などの場合には、どこまで低流速が検出できるかという点においても重要である。一般に速度の分解能は限られているために、低流速を検出するためには、速度レンジ自体を小さくする必要がある。

### c. カラー Doppler 法<sup>3)</sup>

カラー Doppler 法は、平均流速の分布を2次元断

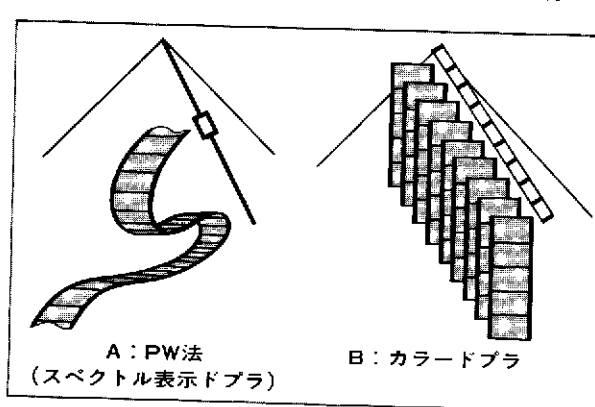


図7 PW法とカラー Dopplerの信号処理 PW法では、多数のデータを用い速度成分を解析するが、カラー Dopplerでは数個のデータで高速に解析する。

層でカラー表示をするものである。しかし、これもパルス Doppler 法であるから、前項と全く同じ速度レンジの制約がある。カラー Doppler を実現するには、1つの sample gate を有する PW 法からさらに2つの要素を考える必要がある。まず、1次元の速度分布、つまり深さ方向の速度分布を求めなければならない。これは道路上にカメラを並べ、sample gate を多数用意することで実現できる。現在はデジタル技術が発達し、さほどシステム規模を大きくすることなく実現できる。sample gate を多数用意したものを、一般的にはマルチチャンネル Doppler と呼んでいる。

次に、2次元断面を得るためには、高速で走査をしなければならない。つまり、通常の B モード画像と同様に、超音波受信の方向を順次切り変えていくわけである。このためには、速度情報の検出をきわめて高速に行う必要がある。さもなければ、1断面を描くのに数秒の時間がかかり、実用的ではないためである。

図7は速度検出における従来の PW 法とカラー Doppler 法の違いを示したものである。前項で説明したように、原理的には速度検出を行うには、2コマの画があれば良い。しかし、これではその時々々の速度しかわからず、血流情報としてはある時間内の速度の分布を知ることが、層流や乱流など流れの性状を判定するうえで必要となる。そこで、PW 法では、速度の分布つまりスペクトルを求めるために FFT 法(高速フーリエ変換)などを用いて

およそ百コマの画の分析を行っている。これには10から数十 msec の時間を要している。一方、カラードブラでは速度の分布は考慮せず、その時々々の速度を求めることで時間の節約を行っている。しかし、実際には原理通り2コマの画では雑音の影響を受けるために、数コマから十数コマの画を用いて検出を行っている。

低流速を検出するためには速度レンジを下げる必要があるが、これを有効に行うには PRF を下げるのが最も良い。しかし、PRF を下げるとたとえ数コマの画で速度検出を行っても、検出時間は結局長くなってしまふ。さらに、走査を行うと、1枚の断層を描く時間が長くなる。カラードブラの場合、低流速を得るために PRF を下げると、断層の検出時間が長くなり、時間分解能が低下するという問題がある。

#### ■文献

- 1) 日本電子機械工業会編：医用超音波機器ハンドブック。コロナ社、1985。
- 2) 伊東絃一、入江喬介：超音波検査入門。医歯薬出版、1985。
- 3) 尾本良三：カラーアトラスリアルタイムドブラ断

ドブラ法の原理で最も重要な点について、直感的把握ができるように説明を試みたつもりであるが、より詳細を知りたい場合は専門書を参照されたい。また、HPRF<sup>®</sup>は CW と PW の中間に位置するものであるが、腹部血流検出には重要性は低いものと判断し、説明は割愛した。

#### おわりに

超音波ドブラ法は、技術的にもまた臨床的にも、日々急速な進歩を続けている。心臓や移植以外にも、臨床応用が期待される領域は多々あり、それらの応用領域に応じて新しい技術が必要とされよう。今後とも工学と臨床との協力のもとに、ドブラ法がますます広まり、改良されていくことを期待したい。

層心エコー図法。診断と治療社、1987。

- 4) 近藤祐司・他：ドブラ断層画像のコンピュータシミュレーション。超音波医学 15：1-10, 1988。
- 5) 望月 剛・他：超音波ドブラ計測に関する HPRF 法の検討。日超医講演論文集 45：509-510, 1984。