

1) カラードプラとパワードプラ —画像の成り立ちと解釈上の注意点—

東泉隆夫 GE横河メディカルシステム（株）

講演概要

1982年に発明されて主に心臓領域で臨床応用が進展してきたColor Dopplerであるが、多くの研究家の努力にも関らず心臓循環器領域以外の臨床応用が、遅々として、進展せず。1980年代後半には、Colorは、例えば腹部では使えないと諦めモードが高まってしまった。この様な諦めモードは、装置の基本性能が、臨床的価値を生むまでに至ってなかったことによるもので、特に

- 血流の感度が、不十分
- Real Time性が、劣悪
- Color時のB mode画像が、劣悪
- Flash artifactが、多すぎる

など全く実用的でなかった。この様な沈滞モードを打破したのが、1993年に臨床応用に成功したPower Dopplerの実用化であった。このPower Doppler modeは、日本でColor Dopplerが発明された当時から表示modeとしては存在していたが、残念ながら、日本では、臨床応用に進展せずに、すたれてしまった。

この日本で進展しなかったPowerDoppler modeを、臨床応用したのは、USAのDiasonics社とDr.Rubinであった。この臨床応用の成功は、超音波Color Dopplerに革命的進展を与えたと言える。

従来のColor Dopplerである速度に対して色を付ける速度modeと、Power Doppler modeの相違は、明らかに、Power Dopplerの方が、細やかな血管の血流表示が出来ていることが分かる。（別添 図1参照）速度modeに対するpower Doppler modeの特徴は以下の様なものがあげられる。

- 低速血流、より細い血管まで血流表示可能
- 超音波ビームと血流が直交している場合でも血流表示可能
- 折り返し現象がない

Power Dopplerの登場で、従来観測できなかった、腫瘍内血流、胎児内微細血流の観測などできる様になり、他のModalityで観測できなかった血流情報まで得られる場合が出てき、超音波診断装置の臨床的価値が、益々拡大しつつある。

Question No. 1-1

Doppler周波数 f_d が、次式で表現される理由

$$f_d = \frac{2V_b \cos \theta}{C} f_0 \quad \text{--- (1)}$$

V_b : 血流速度 θ : 超音波ビームと血流の角度
 C : 音速 f_0 : 超音波送信周波数

Answer

東泉隆夫 GE横河メディカルシステム(株)

Doppler効果とは、図1に示す様に、音源と観測者の距離が、時間的に変化するために、観測者の観測周波数 f_2 が、音源の周波数 f_1 と異なる現象をいい、図1の様な場合は、式(2)で表現されます。

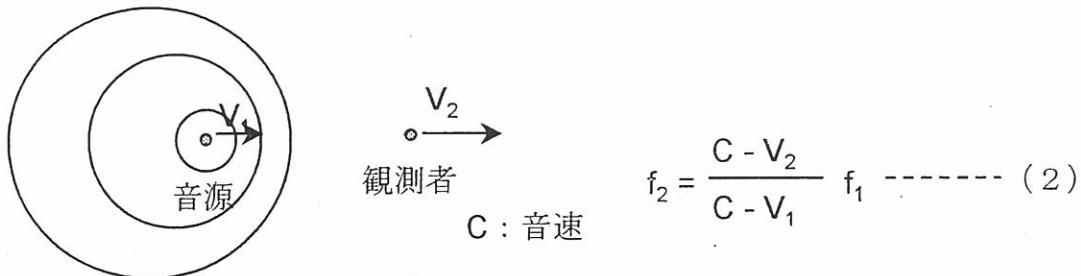


図1 音源と観測者の関係

さて、このDoppler基本式を超音波診断装置でのDoppler効果に当てはめてみましょう。現実的な状態は、図2の様に、probeはほぼ静止しており動いているものは、血流(赤血球)だけとします。この状態で、周波数 f_0 で送信した超音波の赤血球からのエコー信号の超音波周波数 f_e は、式(3)で表現されます。

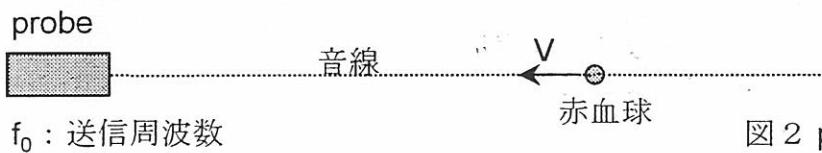


図2 probeと血流の関係

$$f_e = \frac{C}{C - V} \times \frac{C + V}{C} f_0 \quad \text{--- (3)}$$

(a) (b)

式(3)は、図2の状態を図1と式(1)に当てはめてみれば、導出できるもので式(3)の(b)の部分が、 f_0 で送信された超音波の赤血球での受信周波数を表現しています。その赤血球の受信した超音波を発信源として、今度は、probeで観測する場合のDoppler効果を(a)の式で表現されます。

さて式(3)を、変形すると

$$f_e = \frac{C}{C-V} \times \frac{C+V}{C} f_0 = \frac{C+V}{C-V} f_0 = \frac{(C-V)+2V}{C-V} f_0 = f_0 + \frac{2V}{C-V} f_0 \quad \dots \quad (4)$$

式(1)のDoppler周波数 f_d は、probeからの送信周波数とエコーの周波数の差であり、右式で示されます。

$$f_d = f_e - f_0 \quad \dots \quad (5)$$

式(4)(5)から、結局、Doppler周波数 f_d は、右の式になります。

$$f_d = \frac{2V}{C-V} f_0 \quad \dots \quad (6)$$

これが、超音波診断装置に於けるDopplerの基本式と言えますが、さらに、1540 m/sの生体軟部組織

の音速Cに対して、血流速度Vは、極めて小さいとして、(6)式の分母 $C-V$ をCと近似して

(7)の式で通常、超音波診断装置では使われるが、これが $C \gg V$ (8)の条件が成立している時の近似式であることを知らない人が多いので注意していただきたい。

$$f_d \doteq \frac{2V}{C} f_0 \quad \dots \quad (7)$$

さて、実際の状況は、必ずしも図2の様に音線と血流が、同じ方向になっていることはなく、図3の様に、ある角度 θ をもって血流が存在することが普通あります。

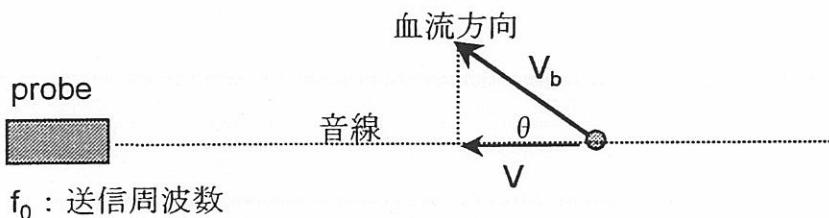


図3 実際の血流と音線の関係

この場合は、Doppler効果を起こすのは、Probeとの距離が変化する速度成分のみであり、図3の状況では $V = V_b \cos \theta \quad \dots \quad (9)$

となります。この式を式(7)に代入すると

$$f_d \doteq \frac{2V_b \cos \theta}{C} f_0 \quad \dots \quad (10)$$

の式が得られ、これで、式(1)が導き出されます。

Question No. 1-2

ACEの原理をもう少しく詳しく説明ください。

Answer

東泉隆夫 GE横河メディカルシステム（株）

ACE(Adaptive Color Enhancement)は、G E社が勝手に名前をつけているもので、学会などで認定された用語でないことを、まず、ご承知頂きたい。

さて、color Dopplerを使用していると、患者さんの呼吸や心拍動などで、臓器が動くために、画像全体にカラーノイズが出てくることがあります。

これは、Flash artifact（別添 図4参照）とかWall motion artifactと呼ばれていますが、実に日常診断の邪魔になっているArtifactあります。このArtifactを有効に除去する信号処理がACEであります。

さて、肝臓などの組織(tissue)が動くと、TissueからのDoppler信号が、MTI filterの遮断域をはみ出しFlash artifactを発生させます。このFlash artifactを除去するためには、従来、MTI Filterの遮断域の幅を広げることをしていましたが、Flash artifactは除去されても、肝心の血流からのDoppler信号も遮断され、結果として、血流検出感度が低下する問題があります。（別添 図5参照）

これに対して、ACE機能は、Tissueの動きを検出して、MTI Filterの遮断域を、TissueのDoppler周波数のところに自動的にあわせ込んで、遮断します。この方法は、遮断域を広げるわけでなく、血流検出感度を低下させずに、Flash artifactを削減するのに、極めて有効な技術であります。

<別添図表>

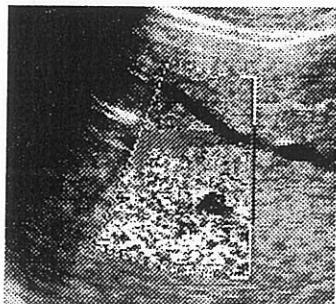
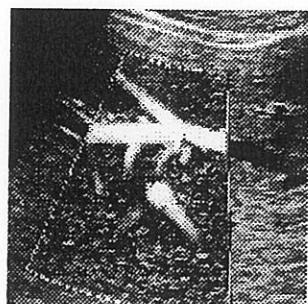


図 1 速度mode



Power Doppler mode

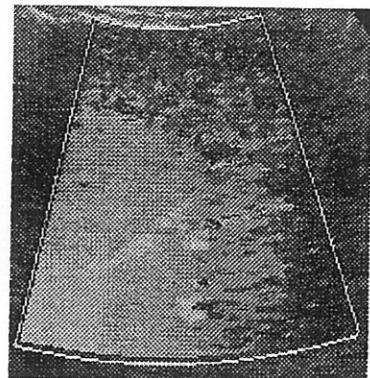


図 4 Flash Artifactの例

臓器組織(tissue)の動きがMTI filterで遮断できないとFlash Artifactが発生

(従来法)

Tissueの動きを遮断するために、MTI Filterの幅を広げると、血流の信号の一部も遮断され、感度が悪化する。

(ACE法)

Tissueの動きに合わせてMTI Filterの遮断域をずらし、感度を落とさずにFlash artifactを削減できる。

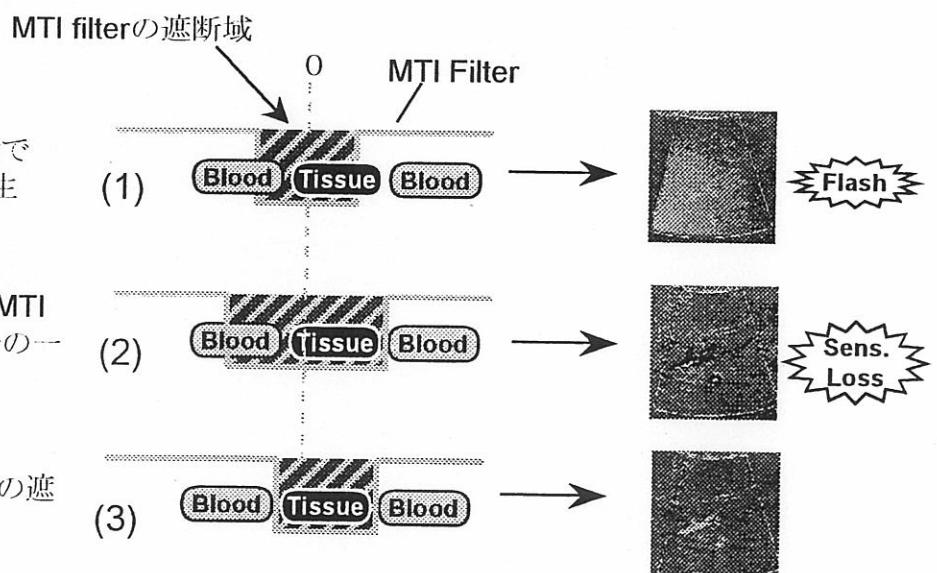


図 5 ACE法の動作原理と効果