

心機能検査のための超音波ドプラ法

Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac functions

Satomura S*. *J Acoust Soc Amer* 29:1181-85,1957

胸壁表面から心臓に向けて持続的超音波を照射すると、心臓の動きが部分的に反射される音波にドプラ効果を及ぼす。従って、超音波を送受信する適当な装置を作れば、心房、心室、弁膜などそれぞれの運動によるドプラ信号を解析することにより、これらの構造の検査に大いに有用である。

著者は、このようなドプラ信号を、心電図、心音図と同時にオシロスコープ上に表示することにより、心機能を検査する方法を開発した。この方法により、これまで確実に知ることができなかった弁膜の動きに関する情報を直接得ることができのみならず、心電図だけでは全く検出できない心筋の過渡的運動を検査することができる。

1. はじめに

診断学への超音波の応用は、超音波パルスの技術により発展してきた [1]。体内の組織密度のわずかな変化により超音波の透過性、反射性が変化するため、パルス法は主に癌組織の検出に利用されている。一方、本稿の方法は、心臓の機械的運動によるドプラ効果 [2-4] を利用して、心機能の検査に利用するものである。この方法により、心臓壁、弁膜の運動、雑音などを検査することができる。

本稿の目的は、その原理、実際の装置の構成について述べ、この装置による様々なドプラ信号を識別して臨床検査に利用する方法を紹介することである。

2. 原理

胸壁の表面から心臓や弁膜に向けて照射された細い超音波ビームは、そこから反射する際にドプラ効果を生じる。従って、超音波を送受信する適当な装置により、反射波と直接波の合成復調により、心臓の反射面の動きの速度に比例した AF 信号 (ドプラ周波数) を得ることができる。

f_d (c/s), u_0 (cm/sec), λ (cm) について、以下の式が成り立つことはあきらかである。

$$f_d = 2u_0 / \lambda$$

ここで、 f_d はドプラ周波数、 u_0 は反射面の速度成分 (入射超音波に平行)、 λ は体内の超音波速度である。波長は超音波の周波数により決まるので、ドプラ信号の周波数を分析すれば、心室、弁膜など心臓の反射面に関する情報が得られる。

さらに、反射面の微小な振動 [8] は、反射波の位相に小さな変化をもたらすので、振動音も検出できる。

この方法により、心臓壁、弁膜の動きによるドプラ信号、さらに異常な心臓が発生する「ドプラ雑音」を識別できる。

3. 装置

図 1 に装置のブロック図を示す。HF 発振器が発生する高周波エネルギーは、フレキシブルなケーブルを介してバリウムチタン製トランスデューサに送られ、超音波が体内に照射される。反射波は同じトランスデューサが受信し、直接波とともに復調器に送られる。検出器により得られたドプラ信号は、AF アンプ (訳注: audiofrequency amplifier, 低周波増幅機) で増幅され、その出力がイヤフォンや記録器を駆動する。HF 発振器は、出力 1~2W の自己発振、周波数 3Mc の標準的なものである。AF アンプの増幅度は約 80dB である。

AF アンプにはローパスフィルター、バンドパスフィルターが付加されている。ローパスフィルターは単純な π タイプで、カットオフ値は 500cps、バンドパスフィルターはツイン T 回路 [10]、中心周波数は約 1000cps で可変、Q 値は約 3~5 である。図 2 に回路とバンドパスフィルターの特性を示す [11]。

図 3 に、バリウムチタン製トランスデューサの形状、大きさとそのホルダーを示す。陽極は同心円上に分離されており、中心の円形部分で超音波を発生し、外部の輪状部分で受信する。図 3 の右図は、超音波ビームの形状を示す。 θ は音波の強度が半減する角度で、 $\theta \approx 8$ 度である。

4. 臨床実験

以下の方法で実際に心臓の検査を行なった。超音波ト

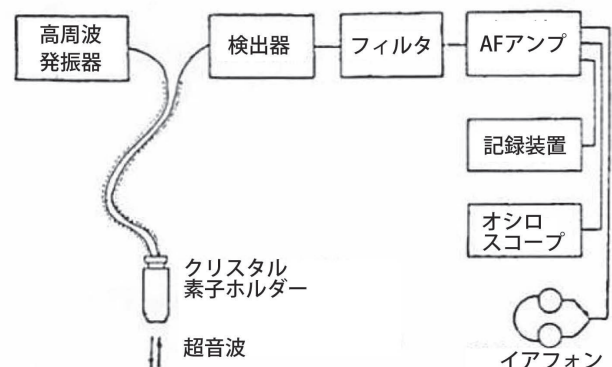


図 1. 装置のブロック図

* Acoustic Laboratory, Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka University, Hirakata, Osaka, Japan (大阪大学産業科学研究所, 音響研究室)

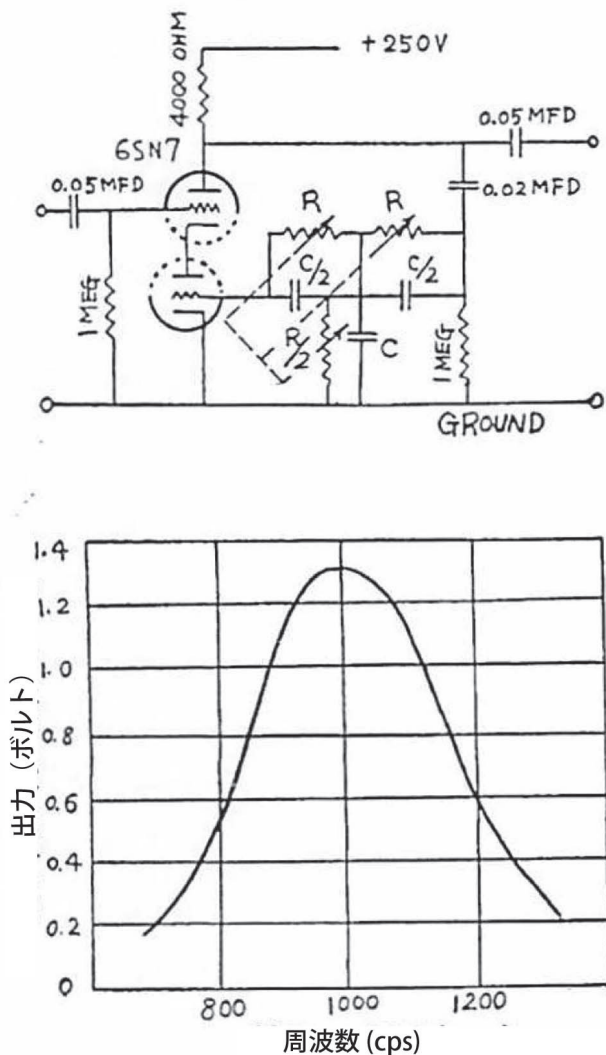


図2. バンドパスフィルターの回路および特性

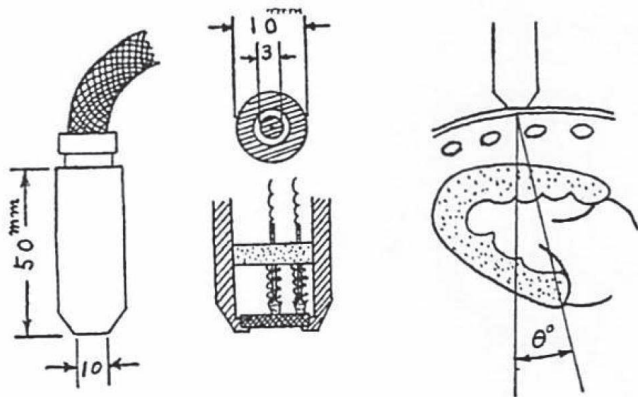


図3. トランスデューサの形状、大きさ、およびホルダー

ランスデューサを胸壁の表面にあて、心臓の様々な部位から発生するドプラ信号を検索した。信号は、イアフォンから聞くことができ、心電図、心音図とともにオシログラフの記録紙に記録した。

前述のフィルターは、検査の対象に応じて選択した。すなわち、心臓壁の動きの検査にはローパスフィルター、弁膜には中心周波数約1000cpsのバンドパスフィルターを使用した。心臓のドプラ雑音を受信する場合は、フィルターを使用しなかった。

図4に、システマチックな検査のための検査位置を示す。このようにして、ドプラ信号は3種類に分類できた。

- (a) 低周波ドプラ信号 (ローパスフィルターにより収集)
- (b) 高周波ドプラ信号 (バンドパスフィルターにより収集)
- (c) ドプラ心雑音 (フィルターなし)

(a) 低周波ドプラ信号

このグループのドプラ信号は、おもに心臓壁の動きによるもので、周波数は500cps以下である。これはさらに2つに分類される。超音波探触子を置く位置によって異なり、心室壁からの信号と、心房壁の信号である。

図4の(3), (4), (5)で、心室壁の基部、心尖部、右心房からのドプラ信号が得られた。

図5は、代表的なドプラ信号の波形で、心室基部の動きを示したものである。ドプラ信号の波形は3つの要素に分けられ、それぞれ、心房収縮、心室収縮、心室弛緩に対応している。

臨床的な意義は、心筋の電氣的興奮と心臓の実際の運動の間隔に求められる。大動脈弁閉鎖不全症の例では、収縮時の機械的運動が心筋の電氣的興奮に遅れが見られる。図5に示すように、正常例では時間Q-Dsが0.05~0.10秒であるが、この症例では約0.12~0.15秒である。

(b) 高周波ドプラ信号

第3あるいは第4肋間左胸骨縁、あるいは第4肋間傍胸骨線上のスキャンで、低周波数に加えて偶然約1000cpsの高周波信号を捉えた。高周波信号は、反射物体が心室の5~10倍の速度を有することを意味しており、その位置から半月弁あるいは房室弁によるもの

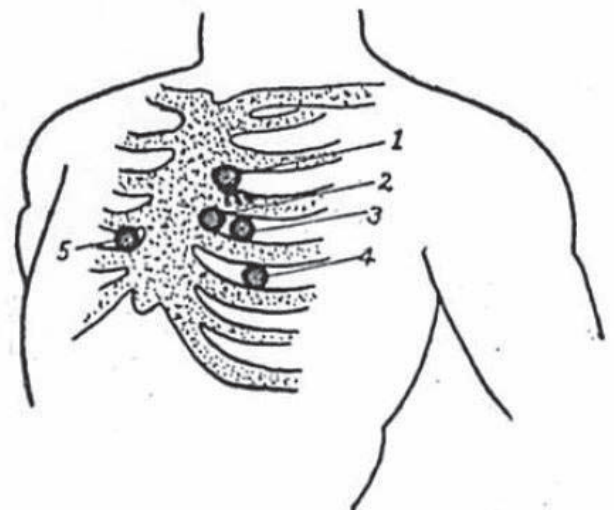


図4. システマチックな検査のための胸壁上の計測位置

と思われた。

図6は、麻酔したイヌの露出した心臓に探触子を直接当て、内部構造による高周波ドプラ信号が得られる位置を示す。

(1)は右心室基部で、三尖弁が存在すると思われる位置、(2)は左心室基部で、僧帽弁の位置、(3)は肺動脈基部で、半月弁の近傍である。

図7に、イヌの心臓による実験における典型的な高周波信号の記録を示す。三尖弁の位置で得られた記録(Mc)は、心電図のQRS波に0.04~0.05秒遅れて心室内圧の上昇開始期に一致する。Mcは、僧帽弁の閉鎖、Moは開放に対応する。肺動脈周辺的位置(Po)で得られる波形は、QRS開始後、約0.09秒遅れて内圧曲線上昇脚の中ほどに一致する。Pcは肺動脈弁の閉鎖、Poは開放に対応する。

前述の実験結果から、これら高周波信号は半月弁あるいは房室弁の運動によると考えられる。

図8に、第4肋間左縁で記録される僧帽弁の動きによる高周波を示す。これは僧帽弁の開放時(Mo)、閉鎖時(MPS, Mc)に発生する。この弁の開放、閉鎖のタイミングは、心機能と密接に関連する。すなわち、心筋異常や腎異常の例では、一般に第2音と僧帽弁開放(図8 II, Dm)の間隔が延長し、特に著しい例では0.19秒にまで延長しているが、正常値は0.05~0.07秒である。さらに弁膜閉鎖のタイミングと振幅などは、診断的に大きな意義があり、弁膜構造の硬化状態の検査となる可能性がある。また、肺動脈自体の信号も、第3肋間左縁で記録できる。

(c) ドプラ心雑音

ドプラ心雑音は、異常な心臓でのみ明らかに聴取しうる。これは、心室壁のような反射構造が、小振幅で不規則に振動する際に発生する。被写体の種類、振動の状態などに応じて、様々な音が聞かれる。このドプラ心雑音を来す心臓の振動の振幅は、超音波の波長の1/4以下と小さいと思われ[9]、反射波の位相は振動による変調に等価で、復調により振動音を生成できる。

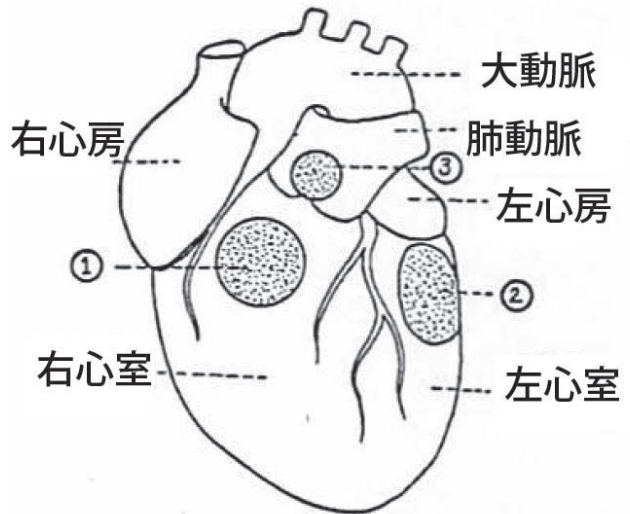


図6. イヌの露出した心臓上で高周波ドプラ信号が得られる位置

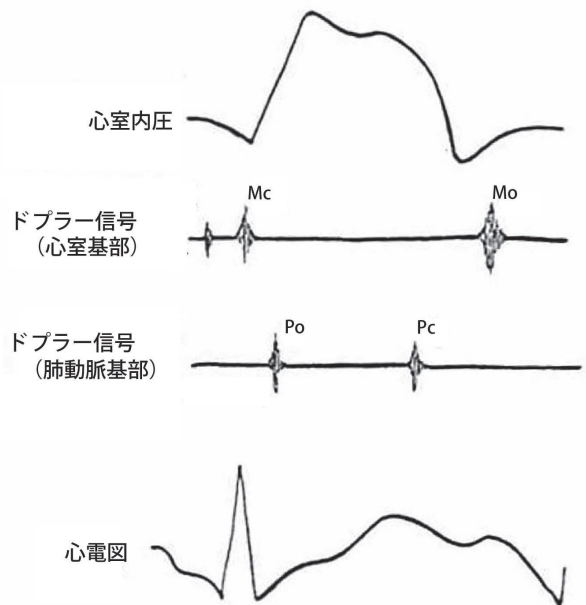


図7. イヌの心臓による実験のオシログラフ波形

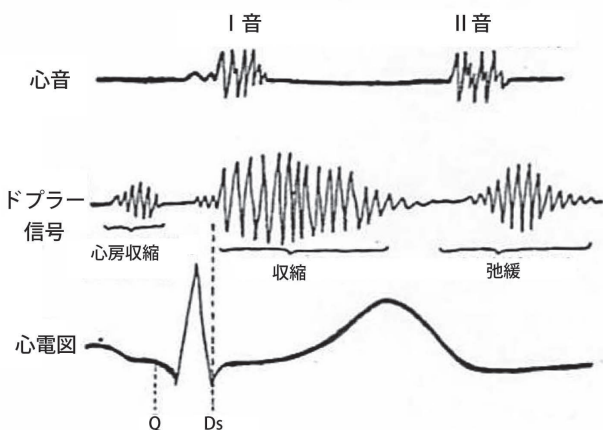


図5. 心室底部の動きのオシログラフ波形

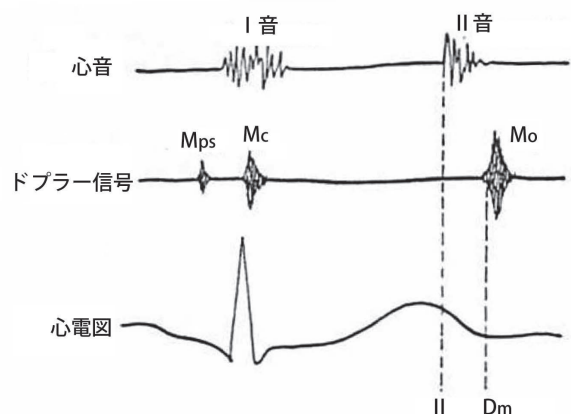


図8. 僧帽弁の動きを示すオシログラフ波形

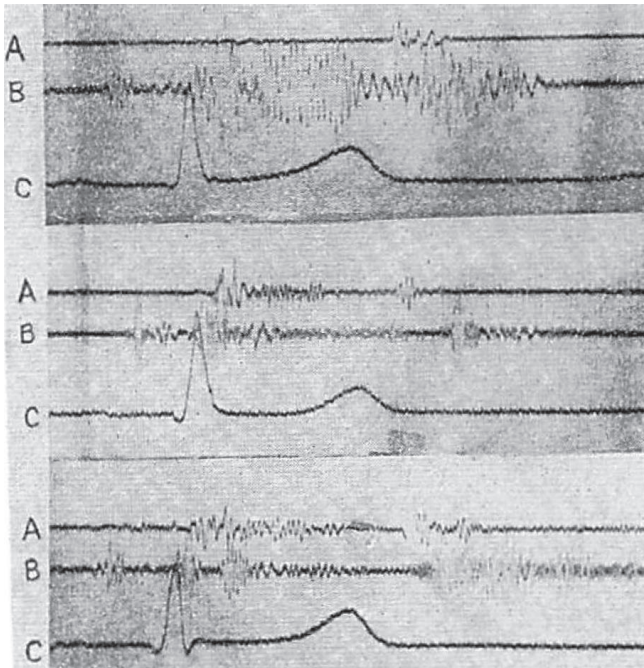


図9. オシログラフ波形. 上から, 低周波ドプラ信号, 高周波ドプラ信号, ドプラ心雑音. A: 心音, B: ドプラ信号, C: 心電図

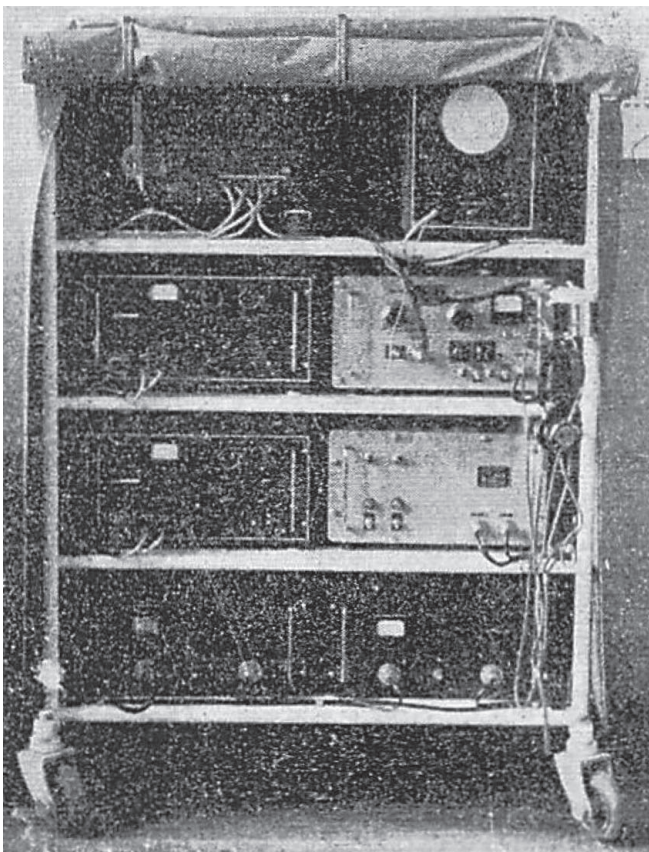


図10. 装置外観

聴診器で聴取される通常の音との重要な違いは、ドプラ心雑音は超音波を雑音源、すなわち振動部位に照射しなければ発生しないという点である。このドプラ心雑音は、健常人でも非常に弱いながらある程度聴取できるが、異常例では明らかに識別できる雑音が発生し、心臓の特定の異常に特徴的である。例えば、心嚢腔に過剰な液体があると、聴診器では異常を検出できなくとも明らかにドプラ心雑音が聴取される(図9, 10)。

5. 結語

超音波ドプラ法の心機能検査における有用性を述べた。原理, 装置, 実験例を述べ, 心疾患の新しい診断法を提示した。特に, 弁膜の運動の検出は本法に特徴的であり, 他の方法では得られない情報である。今後様々な応用が期待できる。

謝辞

医学分野で御協力いただいた Dr. Yasuharu Nimura, 装置の製作にあられた Mr. Shigeto Matsubara に謝意を表す。

【註】

1. J. J. Wild and J. M. Reid, J Acoust Soc Am 25:270(1953); Electronics 28, No.3 (1955)
2. E. J. Barlow, Proc Inst Radio Engrs (1949)
3. S. Bagno, I. R. E. Convention Record (1954), Pt. 6
4. Howry, the ultrasonic blood velocity transducer developed at the National Bureau Standards.
5. 胸壁の固定位置で得られるドプラ信号は, 心臓の回転運動, 平行運動に応じた心臓の各部位からの距離の関数となる。この点, Kinetocardiogram に類似する。E. E. Eddleman et al. Circulation 8 (1953)
6. さらに弁膜の動きが発生するドプラ信号は, 弁膜の胸壁の固定点から超音波が照射される方向の速度成分により生成される。
7. 正確な表示は以下の通りである。

$$f_d = 2u_0/\lambda (1 + u_0/c + u_0^2/c^2 + u_0^3/c^3 + \dots)$$
8. Satomura, J Inst Elect Commun Engrs. Japan 38, No.4 (1955)
9. 位相差 = $4\pi/\lambda(r+d) = (4\pi/\lambda)r + (4\pi/\lambda)d \approx \Delta\varphi + \delta\varphi$
 r : 被写体の距離, d : 微小振動の変位, λ : 波長, $\Delta\varphi$: 位相差, $\delta\varphi$: 位相の微小変化
10. $f_0 = 1/2\pi CR$, f_0 : 中心周波数
11. このフィルターによる正帰還増幅器
12. 中心周波数は, 弁膜からのドプラ信号が最適強度となるように設定した
13. C. H. Hertz and I. Edler, Acustica 6 (1956)