

血管追跡型超音波パルス・
ドップラー血流計による冠
動脈血流計測

Coronary artery blood
flow velocity non-invas-
ively measured using a
vessel-tracking pulsed
Doppler system

立石 修
会沢 治
岡村 哲夫
吉田 哲
古幡 博*
瀬尾 育式**
飯沼 一浩**
志岐 栄一***

Osamu TATEISHI
Osamu AIZAWA
Tetsuo OKAMURA
Toru YOSHIDA
Hiroshi FURUHATA*
Yasutsugu SEO**
Kazuhiro IINUMA**
Eiichi SHIKI***

Summary

A newly-developed noninvasive method was used to measure left coronary blood flow during phantom experiments. Two techniques were used in which: (1) the sample position can always be set in a fluctuating vessel using a wall echo-tracking method with a phase-locked-loop, and (2) the Doppler reference signal was generated separately synchronous with the wall echo signal. These techniques were combined, using a commercially available pulsed Doppler apparatus (SSH-40B: Toshiba).

Basic experiments were performed using a blood vessel phantom to verify the validity of these systems. Blood flow velocity in the fluctuating tube could be measured clearly using a vessel-tracking method.

The blood flow velocity of the left anterior descending artery was measured in three normal subjects and in seven patients from the third intercostal space along the left sternal border. The velocity pattern was characterized by a crescendo-decrescendo shape in diastole. The peak velocity which appeared in diastole ranged from 19 to 69 cm/sec, with no difference by disease entity. However, in all cases, the blood flow velocity signals were marred by extraneous signals, making it impossible to measure blood flow velocity during systole.

Further improvement of the system is mandatory in order to use this flowmeter clinically.

東京慈恵会医科大学 第四内科

*同 ME 研究室

東京都港区西新橋 3-25-8 (〒105)

**東芝医用機器技術研究所

***東芝メディカルエンジニアリング株式会社

大田原市下石上 1385-1 (〒329-26)

The Fourth Department of Internal Medicine, and

*Medical Engineering Laboratory, Jikei University School of Medicine, 3-25-8, Nishishinbashi, Minato-ku, Tokyo 105

**Toshiba Co. Medical Engineering Laboratory, and

***Toshiba Medical Engineering Co., 1385-1, Shimoishigami, Otawara 329-26

Received for publication December 8, 1987; accepted January 23, 1988 (Ref. No. 35-111B)

Key words

Doppler echocardiography

Vessel-tracking pulsed Doppler echocardiography

Coronary blood flow

序 文

虚血性心疾患の増大に伴い, 冠循環動態の解明はますます重要となってきた. しかし臨床例における無侵襲的冠血流測定法は少なく, ほとんどが侵襲的検査法に限られているのが現状である¹⁻⁴⁾. 超音波ドップラー法は無侵襲的に反復して検査できる特徴があり, 本法を用いた冠血流測定の臨床的意義は大きい. しかし冠動脈は心拍動に伴い動揺するため, 現在の装置では, 測定可能な部位はごく一部に限られ⁵⁻⁸⁾, 更に安定した検出装置の開発が望まれる. 我々は揺動血管においても安定して血流測定が可能な血管追跡型超音波パルスドップラー血流計を試作し, 更に本装置を用い臨床計測を行い, その臨床応用の可能性について検討した.

対象および方法

1. 血管追跡型超音波パルスドップラー血流計^{9,10)}

血管追跡方式の基本概念を Fig. 1 に示す.

通常の装置では, 冠動脈腔にサンプルボリューム (SV) を設定した場合, 冠動脈が図の様に上下に揺動するため, 一定して血管腔にサンプルボリュームを設定することが難しい. これに対し我々が開発した装置は, 血管の動きを追跡し, 常に血管腔内に SV を設定し続けることが可能な血管追跡型超音波パルスドップラー血流計である.

本装置の基本動作原理を Fig. 2 に示す.

図のように血管前壁エコーにゲートをかけて追従点 (target tracking position: TTP) とし, phase-locked-loop を用いて前壁エコーの動きを追跡する. この TTP 信号に同期して SV 位置を移動させることにより, 血管が揺動しても SV は常に冠動脈腔内に設定され続ける. なお血流測定には本装置を超音波心断層装置に連結し用いた. 後者の装置にはセクタ電子走査型超音波診断装置

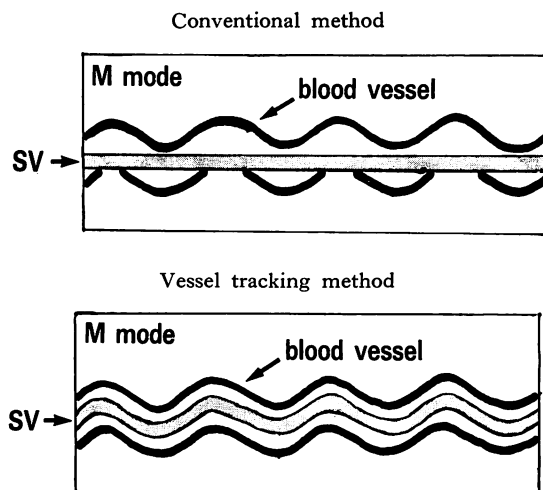


Fig. 1. Principles of the echo tracking system.

Top: M-mode imaging of the coronary artery using the conventional method. The sample volume (SV) cannot be consistently settled within the vessel lumen by vessel movement.

Bottom: M-mode imaging of the coronary artery using the vessel-tracking method. The SV can be settled within the vessel lumen during the cardiac cycle.

SSH-40B, ドップラーユニット SDS-21B (東芝) を改造して用いた. プローブは中心周波数 3.5 MHz, 48 素子セクタスキャン用プローブ (東芝 PSA-35B) を用い, 測定時パルス繰り返し周波数 6 KHz, 低域カットフィルター 200 Hz, サンプルボリューム 1 mm に設定して用いた.

Fig. 3 に本装置のブロックダイアグラムを示す. このうち, 血管追跡回路は (1) 血管壁エコー追跡回路部, (2) SV 自動追跡回路部, および (3) ドップラー参照信号起点調整部で構成される.

(1) 血管壁エコー追跡回路部: 増幅, 波形整形した血管前壁エコーに 1/2 波長のゲートをかけ, phase-locked-loop を用いて, ゲート内の波形の積分値が零となるようにゲート位置を移動させる^{11,12)}. これにより血管が揺動しても, ゲートは

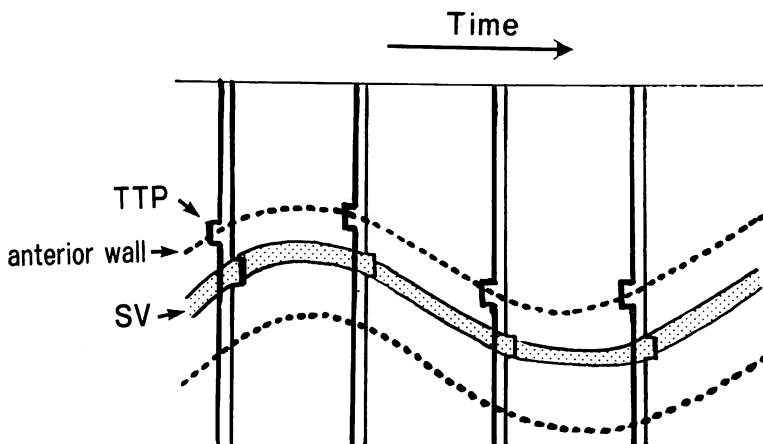


Fig. 2. Principles of the vessel-tracking method.

The sample volume (SV) is settled constantly in the vessel lumen by using the anterior wall of the coronary artery as the target tracking position (TTP).

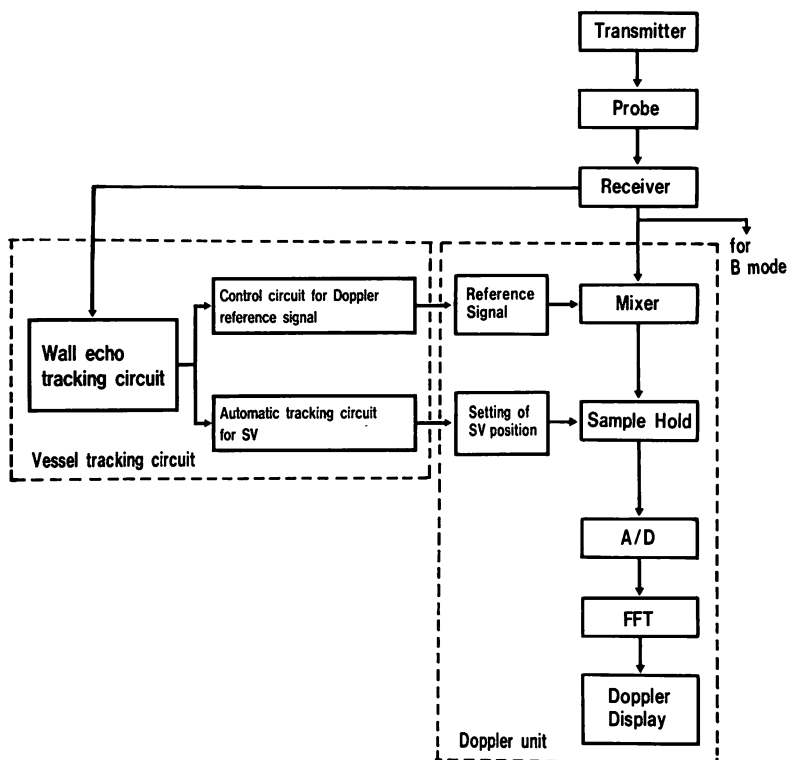


Fig. 3. Block diagram of the measuring system.

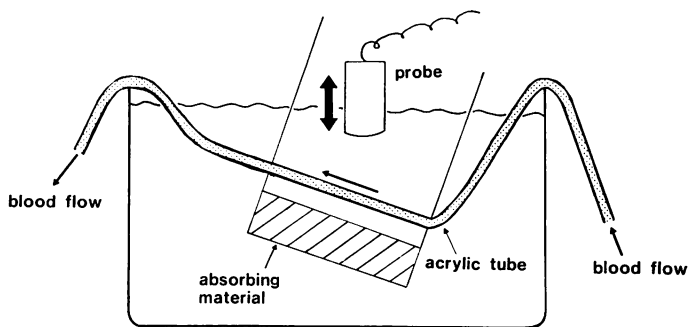


Fig. 4. Blood flow measurement in the phantom study.

Blood flow is generated using a rotary pump. Absorbing material is set under the acrylic tube to resolve reflected echoes from the bottom of the tank in the tube.

常に血管前壁に設定し続けることが可能となる。ゲート位置を TTP として TTP 信号を (2) および (3) に出力する。

(2) SV 自動追跡回路部: サンプルホールド回路のゲート立ち上がり点を TTP 信号に同期して移動させることにより, 血管が揺動しても SV は常に管腔内に設定され続ける。

(3) ドップラー参照信号起点調整部: ドップラー検波用参照信号の局部発信器を別個につくり, その発信起点を TTP に同期させる。

2. ファントムを用いた血流測定実験

水槽中に脱気水を満たし, Fig. 4 のようにチューブ内に血液を流す実験モデルを作成した。内径 5 mm のアクリルチューブ内に血液を流し, ロータリーポンプを用い拍動流を作成後, プロブ先端を水槽内に挿入してチューブの断層像を描出し, TTP をチューブ前壁に, SV を管腔内に設定し, (1) プロブ静止, (2) プロブ揺動状態(プロブを水槽内で振る)を作成, 各々血管静止モデル, 血管揺動モデルとし, 従来の SV 固定方式と我々が開発したトラッキング方式双方で血流を測定, 血流ドップラーソナグラムを検討した。

3. 臨床計測

本装置を用い冠動脈血流計測を試みた。対象は正常例 4 例, 疾患例 6 例(高血圧症 3 例, 弁膜症

2 例, 心筋症 1 例), 年齢は 22 歳から 72 歳まで, 平均 47 ± 14 歳である。計測は左側臥位, 胸骨左縁第 3 肋間より大動脈短軸像を描出した後, プロブをやや斜め上方にむけ, 左冠動脈起始部長軸像を描出した (Fig. 5)。そして TTP を冠動脈前壁に, SV を冠動脈腔内に設定し, 血流測定を行った。

結 果

1. ファントムを用いた基礎的検討

Fig. 6 は血流モデル実験において測定された血流ドップラーソナグラムである。Fig. 6a はプロブを固定し (vibration (-)), チューブ内に SV を設定した血管静止モデルにおけるドップラーソナグラム, Fig. 6b はプロブを振動 (vibration (+)) させた血管揺動モデルにおいて, 従来法によりチューブ内の血流を測定した場合のドップラーソナグラム, Fig. 6c は血管揺動モデルにおいてトラッキング法により TTP を冠動脈前壁に, SV を冠動脈腔内に設定した場合 (tracking (+)) のドップラーソナグラムを示す。従来法では血管静止時には一方向性の血流信号が測定されたが, 揺動時には安定してチューブ内に SV を保持することができず, SV 内にチューブが入り出す際の不要信号のため, チューブが SV 内にある場合にも血流信号は測定されなかった。こ

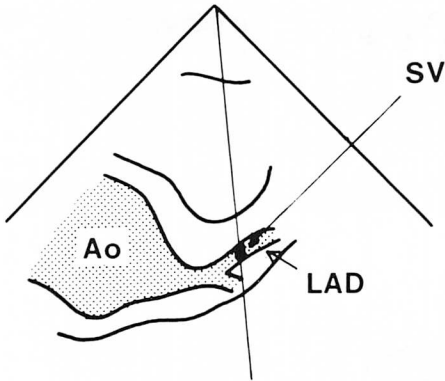
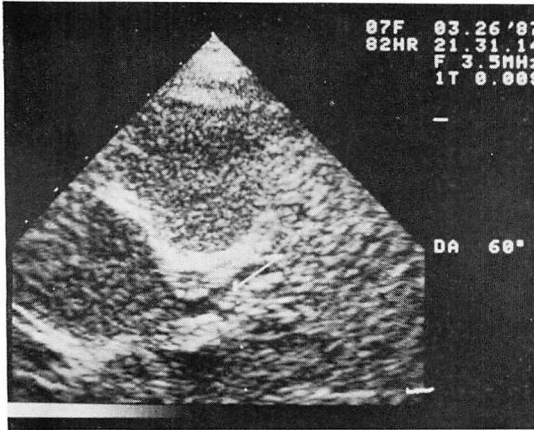


Fig. 5. Ultrasonic imaging of the left coronary artery.

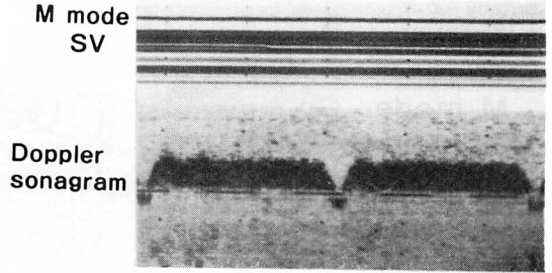
After imaging the short-axis view of the aorta (AO), the transducer is then rotated obliquely to obtain the long-axis of the left anterior descending artery (LAD). SV=sample volume.

れに対してトラッキング方式では、チューブが揺動しても SV はチューブの動きを追跡し移動するため、常に管腔内にあり、ドップラーソナグラム上、チューブ静止時と同様の波形が得られた。

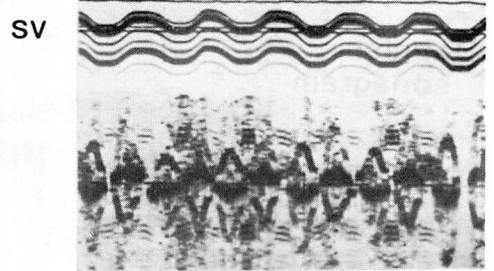
2. 臨床計測

1. 左冠動脈血流計測

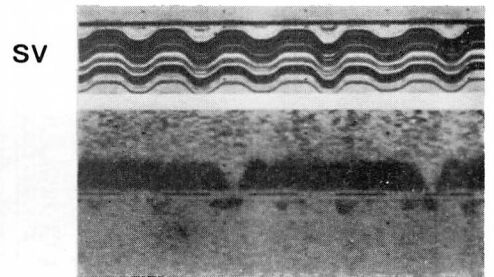
Fig. 7a はトラッキング方式を用いて計測した場合の正常例における冠動脈血流ドップラーソナグラムである。TTP は冠動脈前壁に、SV は冠動脈腔内に設定した。SV は前壁の動きに追従し



(a) vibration(-) tracking(-)



(b) vibration(+) tracking(-)



(c) vibration(+) tracking(+)

Fig. 6. Doppler sonograms of blood flows in the phantom study.

(a) The tube is clamped (vibration (-)).

(b) The tube is fluctuating (vibration (+)), and the conventional method (tracking (-)) is used.

(c) The tube is fluctuating, and the vessel tracking method (tracking (+)) is used.

て、拡張期に管腔内に設定され続けている。ドップラーソナグラム上、従来法でみられた壁運動に一致した強い不要信号は消失し、その代りに拡張早期にピークを有する一方向性の血流ドップラー信号が記録された。Fig. 7b は大動脈弁閉鎖不全症例の冠動脈血流ドップラーソナグラムである。

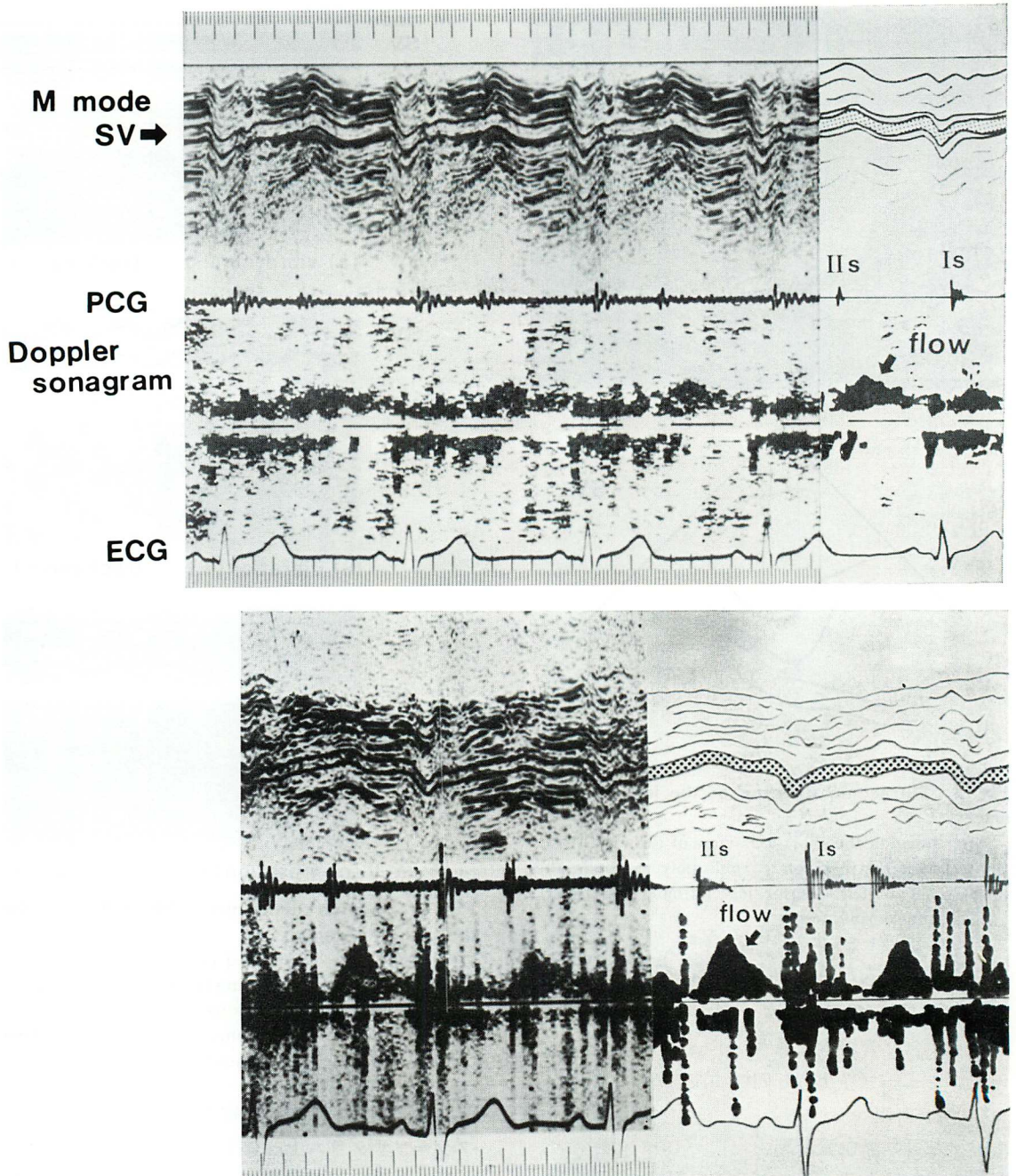


Fig. 7. Doppler sonograms of left coronary blood velocities measured by the vessel tracking system.

Top: A normal healthy subject.

Bottom: A patient with aortic regurgitation.

Table 1. Measurements of left coronary blood velocities

Case	Sex	Age	Diagnosis	Peak flow velocity (cm/sec)
1	M	42	Normal	19
2	M	22	Normal	43
3	M	27	Normal	49
4	M	48	Normal	51
5	M	57	Hypertension	26
6	F	52	Hypertension	36
7	F	47	Hypertension	69
8	M	57	DCM	29
9	F	41	ASR, MS	52
10	M	72	AR	56

M=male; F=female; DCM=dilated cardiomyopathy; AR=aortic regurgitation; MR=mitral regurgitation; ASR=aortic stenosis and regurgitation; MS=mitral stenosis.

健常例と同様、拡張早期にピークを有する血流信号がみられたが、波形は健常例と異なり、三角形状を呈した。本装置により計測された安静時冠動脈最大血流速度は 19~69 cm/sec で、疾患による差は認めなかった (Table 1)。ただし血流ドップラー信号のほかに、両方向性の多重ドップラー信号などの不要信号が依然として認められ、収縮期血流はこれら不要信号のため測定されなかった。

考 察

1. トラッキング方式の利点

血管前壁を TTP として追跡し、SV を前壁の動きに応じて移動させることにより、SV を常に血管腔に設定することができ、また不要信号の主要原因である冠動脈壁および壁の尾ひきエコーの影響を除去することができる。従来の SV 固定方式では、管腔が SV 内にある場合、得られるドップラー信号は血流信号と壁運動により生じたドップラー信号とのベクトル合成となり、管腔より離れた場合、SV 内にある壁エコーの動きにより生じたドップラー信号のみとなる。これに対しトラ

ッキング方式では、参照信号を常に TTP に同期して発生させるため、壁が移動しても壁ドップラー信号は発生せず、血流ドップラー信号を安定して計測することが可能である。

2. 臨床計測

臨床例を用いた計測で、拡張早期にピークを有する一方向性血流信号が計測された。無侵襲的冠動脈血流計測法は未だ確立された方法がなく、本法による冠動脈血流測定 of 臨床的意義は大きいと考えられる¹³⁻¹⁵⁾。しかし冠動脈血流波形をみるとなお不要信号が多く、また測定に際していくつかの問題点があげられる。すなわち、

(1) 不要信号：トラッキング方式による不要信号発生の主原因は、血管前壁エコーの振幅の変化によるトラッキング追従不良によると考えられる。臨床応用にはこれら不要信号の除去は不可欠であり、今後さらに装置の改良が必要である。

(2) 冠動脈の三次元的動き：冠動脈は三次元的動きをするため、心周期全体にわたり、安定して冠動脈腔を描出することが難しい。これに対し、拡張期を早期、中期、後期に大別して測定することにより、各時相の血流速度波形を測定することが可能であった。

(3) 入射角度の変化：超音波ビームの入射角度は血管の揺動に伴い変化し、一定していない。このため血流速度をドップラーソナグラムより求める際には、測定しようとする時相の冠動脈断層像より入射角を測定、これを用い血流速度を算出する必要がある。

本装置を用いた無侵襲的冠動脈血流測定法を確立させるためには、不要信号の軽減、検出率の向上など、残された問題点はなお多い。しかし、トラッキング方式の改良など、いくつかの改良策を検討中であり、今後さらに研究を進める予定である。

結 語

1. 血管追跡型超音波パルスドップラー血流計を試作しその臨床応用の可能性について検討し

た.

2. 血流ファントムを用いたモデル実験で, 血管が揺動しても, 本方式を用いることにより, 安定して血流が測定可能であることが確認された.

3. 臨床例について冠動脈血流を測定したところ, 拡張早期にピークを有する血流波形が測定された.

4. 本方式の臨床応用にはなお装置の改良が必要と考えられた.

要 約

血管追跡型超音波パルスドップラー血流計を開発し, 本装置を用い, 冠動脈血流を測定, その臨床応用の可能性について検討した.

本装置の開発点は次の2点である. (1) Phase-locked-loop を用いて血管壁エコーを追跡し, 動揺血管においても, サンプルボリュームを常に血管腔内に設定する. (2) ドップラー参照信号を血管壁エコーに同期して発信する. 血流測定には, 本装置を超音波心断層装置 (東芝 SSH-40B) に連結し用いた.

本装置の信頼性を確認するため, 血流ファントムを用いた基礎実験を行ったところ, 揺動チューブにおいても血流信号を記録することができた.

本装置を用い, 正常例4例, 疾患例6例について左冠動脈血流測定を行った. 計測は胸骨左縁第3肋間より行った. その結果, 拡張早期にピークを有する一方向性の血流ドップラー信号が記録された. 計測された最大血流速度は 19~69 cm/sec で, 疾患による差は認めなかった. ただし血流ドップラー信号のほか, 両方向性の多重ドップラー信号などの不要信号が依然として認められ, 収縮期血流はこれら不要信号のため測定されなかった.

本装置の臨床応用には更に装置の改良が必要と考えられた.

本研究の一部は財団法人中谷電子計測技術振興財団, 財団法人医科学応用研究財団の援助を受けた.

文 献

- 1) Kajiya F, Ogasawara Y, Tsujioka K, Nakai M, Goto M, Wada Y, Tadaoka S, Matsuoka S, Mito K, Fujiwara T: Evaluation of human coronary artery blood flow with an 80 channel 20 MHz pulsed Doppler velocimeter and zerocross and Fourier transform methods during cardiac surgery. *Circulation* **74** (Suppl III): 53-60, 1986
- 2) Cole JS, Hartley CJ: The pulsed Doppler coronary artery catheter: Preliminary report of a new technique for measuring rapid changes in coronary artery flow velocity in man. *Circulation* **56**: 18-25, 1977
- 3) Benchimol A, Stegall HF, Gartlan JL, Ariz P: New method to measure phasic coronary blood velocity in man. *Am Heart J* **81**: 93-101, 1971
- 4) Marcus M, Wright C, Doty D, Eastham C, Laughlin D, Krumm P, Fastenow C, Brody M: Measurement of coronary velocity and reactive hyperemia in the coronary circulation of humans. *Circ Res* **49**: 877-891, 1981
- 5) Nanda NC: Doppler Echocardiography. Igakushoin, Tokyo, 1985, p 121
- 6) Gramiak R, Holen J, Moss AJ, Gutierrez OH, Picone AL, Roe SA: Left coronary arterial blood flow: Noninvasive detection by Doppler US. *Radiology* **159**: 657-662, 1986
- 7) Fusejima K, Takahara Y, Miyatake K, Masuda Y, Inagaki Y: Noninvasive detection of left anterior descending coronary artery flow by two-dimensional Doppler echocardiography. *Circulation* **74** (Suppl II): 271, 1986
- 8) Miyatake K, Izumi S, Yamagishi M, Beppu S, Sakakibara H, Nimura Y: Analysis of native coronary artery flow by two-dimensional Doppler echocardiography. *Circulation* **74** (Suppl II): 467, 1986
- 9) 古幡 博, 立石 修, 会沢 治, 吉村正蔵, 瀬尾育式, 飯沼一浩: 血管追跡型超音波パルスドップラー血流計に関する基礎的検討. *日超医講演論文集* **47**: 329 1985
- 10) Tateishi O, Furunata H, Aizawa O, Okamura T, Seo Y, Shiki E, Iinuma K: A new non invasive measurement of the left coronary blood flow by ultrasonic pulsed Doppler system with sample position tracking a moving vessel. *Circulation* **76** (Suppl IV): 190, 1987
- 11) Hokanson DE, Mozersky DJ, Sumner DS, Strandness DE: A phase-locked echo tracking system for recording arterial diameter changes in vivo.

- J Appl Physiol 32: 728-733, 1972
- 12) Nakayama K, Doi Y, Sato S: CRT display of ultrasonic echo phase for measurement of instantaneous displacement of organ. Med Ultrason 9: 120-122, 1971
- 13) Marcus ML, Hiratzka LF, White CW, Harrison DG: Application of Doppler technology to studies of the coronary circulation. Cardiovasc Clin 17: 33-43, 1986
- 14) Bradley AB, Baim DS: Measurement of coronary blood flow in man: Methods and implications for clinical practice. Cardiovasc Clin 15: 67-82, 1985
- 15) Hoffman JIE: Maximal coronary flow and the concept of coronary vascular reserve. Circulation 70: 153-159, 1984