

コントラスト断層心エコー  
図法：成因に関する実験的  
検討とその臨床応用

Contrast echocardiography :  
Experimental study on the  
genesis and clinical ap-  
plications

鈴木 茂  
松井 道彦  
中西 成元  
丸山 浩一  
小机 敏昭  
佐々木達海  
宮沢 総介  
新井 達太  
原田 潤太\*  
吉川 義博\*\*

Shigeru SUZUKI  
Michihiko MATSUI  
Shigemoto NAKANISHI  
Kohichi MARUYAMA  
Toshiaki KOZUKUE  
Tatsuumi SASAKI  
Sohsuke MIYAZAWA  
Tatsuta ARAI  
Junta HARADA\*  
Yoshiharu YOSHIKAWA\*\*

Summary

We performed five experiments on the source of the contrast echo, including the attempt to measure the sound speed of the injected fluids. The conclusions obtained were as follows:

- 1) Experimentally, the difference of the acoustic impedance was able to be the source of the contrast echo.
- 2) Within the heart and vessels, however, the blood and injection fluids failed to maintain the ideal and clear boundary surface for a sufficient time, because of dilution and stir of the blood flow.
- 3) Therefore, clinically, the difference of the acoustic impedance was unable to be the source of the contrast echo.
- 4) Micro-bubbles mixed in the injection fluids and injection equipments were the main source of the contrast echo.

Based on the experimental works, we contrived the new contrast methods of "micro-bubble injection technique" and "micro-CO<sub>2</sub> bubble injection technique", which we tried to use in 172 occasions during left heart injections in 54 cases.

By these methods we could easily take the echo-filled view of the cardiac chamber without false negative finding, so that we could evaluate the regurgitant or shunt flows in detail. We are convinced

東京慈恵会医科大学 心臓外科  
\*同 放射線科  
東京都港区西新橋 3-25-8 (〒105)  
\*\*アロカ株式会社  
東京都三鷹市牟礼 6-22-1 (〒181)

Department of Cardiac Surgery and \*Radiology, the  
Jikei University School of Medicine, Nishishinbashi  
3-25-8, Minato-ku, Tokyo 105  
\*\*Aloka Co., Ltd., Mure 6-22-1, Mitaka-shi, Tokyo  
181

Presented at the 17th Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Sendai, October 20-21, 1978  
Received for publication February 19, 1979

that these methods are feasible for everyone and very safe in every kinds of diseased state including rightto-left shunt.

**Key words**

Contrast echocardiotomography    Sound speed    Acoustic impedance    Micro-bubble injection technique    Micro-CO<sub>2</sub> bubble injection technique

はじめに

Contrast echo 法は M-mode との併用<sup>1-5)</sup>に始まり, 最近では contrast echocardiotomography としてさらにその有用性が認識され, 応用も進んでいる<sup>6-9)</sup>. しかし contrast echo の成因については定説がなく, したがって安定した手技もないのが現状である. そこで我々はこの成因を検討すべく, 注入剤の音速測定を含む基礎的実験, 動物実験を行い, 以下に示すごとき新しい知見を得た. また再現性に富む安定した手技を考案し, 臨床例に応用して多くの有用な情報を得たので, それらについても併せ報告する.

1. 実験的研究

目的と方法

Contrast echo の臨床的成因を探るためにつぎのごとき一連の実験を行った.

**実験 1:** Contrast echo 出現機序の糸口を探るために **Fig. 1** のごとき装置を用いた. 水槽と内径 4 mm のチューブ, 三方括栓, 10 ml のロック付注射器から成り, 気泡の混入付着を十分観察できるようにすべて透明な物を使用し, 水槽の底面, 両側面には多重反射を防ぐために人工芝を張っている. イオン交換樹脂を通した水道水を水槽に入れ, 真空ポンプで完全に脱気し, この脱気水に含気泡水, 同温脱気水, 冷却脱気水, インドシアニングリーン液 (ICG 液) のおのおの 5~10 ml を急速注入し, その状況を 3 MHz, 7.5R 探触子をもつハンドセクター型 Aloka 製 SSD-110S にて観察, ポラロイド記録を行った. なお冷却水注入にさいして気泡の混入を防ぐため, 注射器を三方括栓から着脱することなく, 脱気水をチューブを介して直接吸引し, 工業用アイサーにて注射器ごと急速冷却して使用した.

**実験 2:** 各種注入剤の音響インピーダンス, 反

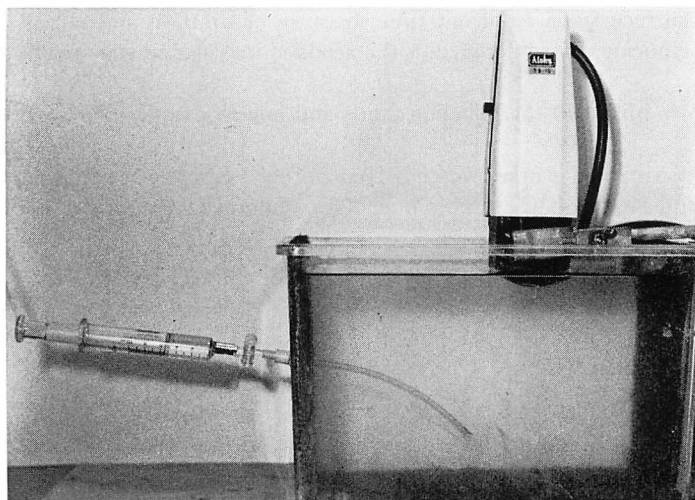


Fig. 1. Equipments for the experiment 1.

射率を算出し、その温度変化を知るためにヒト血液、水、各注入剤の密度、音速を測定した。密度の測定は比重ビンと電気化学天秤を用い、音速は超音波工業製シングランド式音速測定装置 UVM-2 (Fig. 2) を用いた。

**実験 3:** 真空ポンプで完全脱気した 76% ウログラフィンの上にヒト血液を静かに重層し、Fig. 3 のごとく美しい様な界面を作り、この界面エコーを 2.25 MHz, 10φ 平板探触子を用いて、対数出力にて A および M-mode で観察した。またこの界面とほぼ同じ深さに完全反射体と考えられる金属ブロックを置き、そのエコーを同様に A および M-mode で観察した。これらを成人男子の大動脈・左心房方向の A-mode とあわせ比較検討することで、実験 2 で算出された反射率が実

際の装置でどの程度のエコー強度として表示されるかを推定した。

**実験 4:** 静止した血液ではなく、いろいろな流速を有する血液に対し、注入剤がその音響インピーダンス差だけで安定した contrast echo 源となりうるか否かを検討するため、Fig. 4 のごとき装置を用いた。人工心肺ポンプと回路用チューブで閉鎖回路を作り、Ht 37% ヘパリン加ヒト血液を充填した。回路には切り換えで 20μ のフィルターを入れることができる。恒温槽内のチューブ直上に 2.25 MHz, 10φ 平板探触子を固定し、SSD-110S にて、100 cm または 50 cm 手前からの注入剤を入れたときのチューブ内の contrast echo を観察した。

**実験 5:** 生体内で、注入剤がその音響インピ

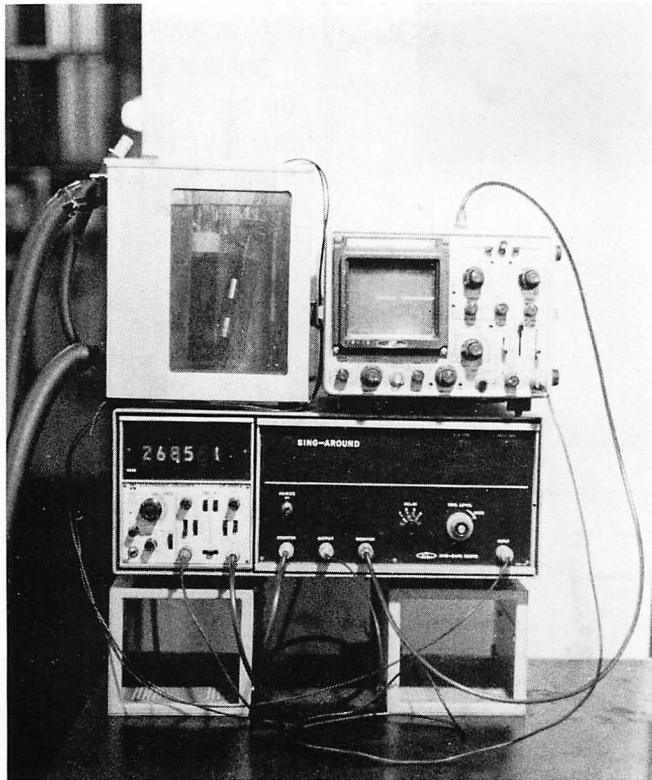
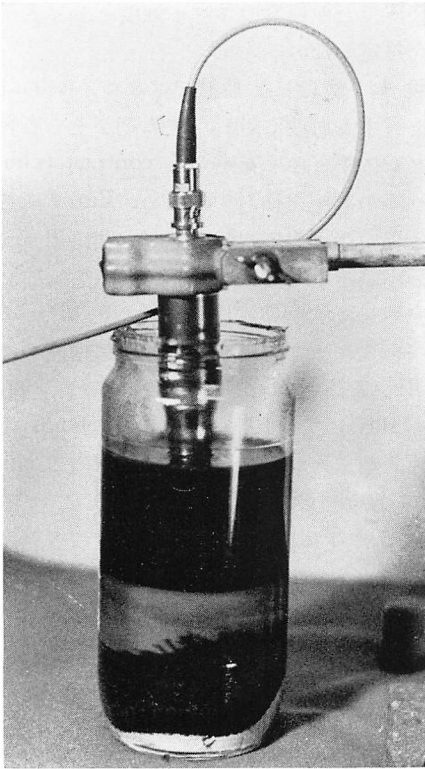


Fig. 2. Equipments for the experiment 2.

These are for measurement of the sound speed of the injected fluid.



←Fig. 3. Equipment for the experiment 3.

An ideal clear boundary surface can be established, when human blood is poured on the distilled 76% Urographin very gently.

ーダンスの差異だけで, 安定した contrast echo のエコー源になりうるか否かを検討するため, 27 kg, 14 kg の雑種成犬 2 頭を用い動物実験を行った. 両側開胸, 胸骨離断により心臓を十分に露出し, 3.5 MHz のハンドセクターを直接心表面に当て, 右心房での contrast echo を観察した. 記録はビデオテープおよびポラロイドフィルムに収録し検討した. カテーテルは NIH 8F を用い, これを右大腿静脈および右心房入口部直前に置き, 用手的に各注入剤約 10 ml を注入した.

#### 成 績

##### 1. 脱気水中での contrast echo (Fig. 5)

静止脱気水中に微小気泡を含む水を注入すると, (b)のごとく“キラメク”強いエコーが出現, 一部は上方に浮上し, 点状に長く浮遊した. 脱気水に“同温”脱気水を注入しても, その注入量, 注入

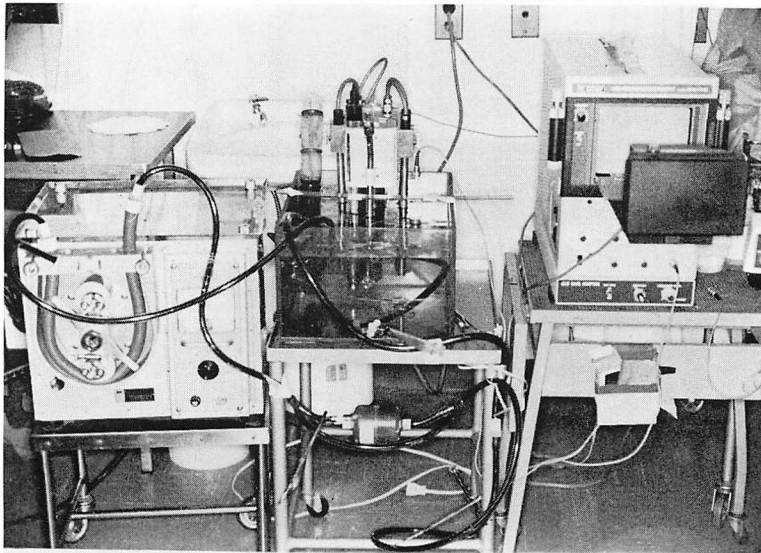
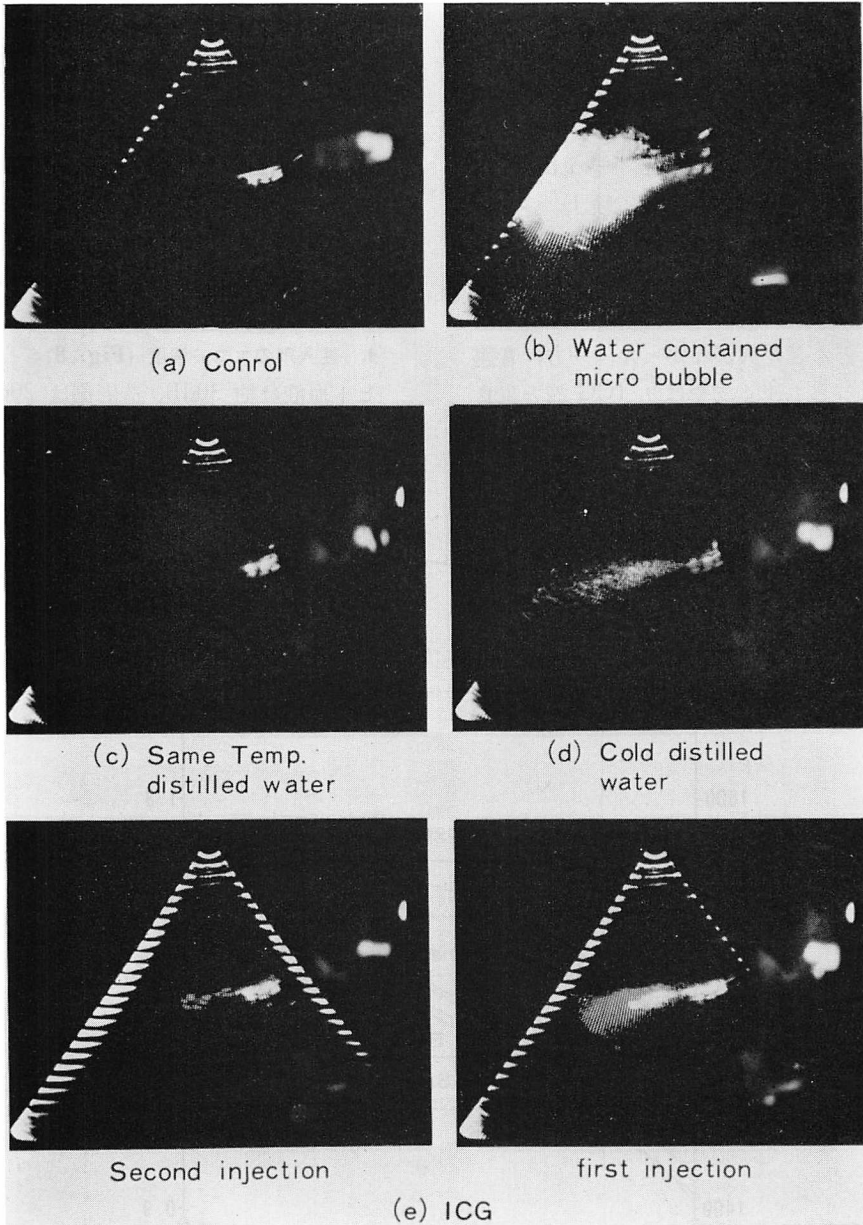


Fig. 4. Equipments for the experiment 4.



**Fig. 5. Contrast echo in distilled water.**

When cold distilled water (0°C) is injected into 20°C distilled water, contrast echo appears.

速度にかかわらず, (c) のごとくエコーは出現しなかったが, 冷却脱気水を注入すると, (d) のごとく, (b) とは異なった淡くソフトなエコーが出現, 急速に消失した. (e) は ICG 液を注入した時で, 右が 1 回目, 左が続く 2 回目の注入時で, いずれも注射器内では気泡の混在は確認できなかったが, 水槽内では気泡が観察され, その contrast echo は 2 回目で急激に減弱した(実験 1).

2. 注入剤の密度と音速 (Fig. 6)

密度は造影剤, 50% 糖水, 血液の順に高く, ICG 125 mg を生食 50 ml で溶解した ICG 液は生食水とほとんど差異がなかった. 一方, 音速では糖水がもっとも速く, やはり ICG 液と生食

には差異がなかった(実験 2).

3. 注入剤の音響インピーダンスと反射率 (Fig. 7)

音速と密度の積から音響インピーダンスを算出, さらに 40.7°C のヒト血液に対する各注入剤の反射率 R を,  $R=K|z_1-z_2/z_2+z_1|$  (K=1 として) から求めた. 音響インピーダンスでは造影剤, 50% 糖水が高値を示し, 生食, ICG 液はほぼ同一であった. 一方, 反射率はやはり造影剤, 50% 糖水が高く, 造影剤は 0°C で生食水, ICG 液の約 2 倍, 50°C で約 4.5 倍の反射率を示した(実験 2).

4. 注入剤のエコー強度 (Fig. 8)

ヒト血液は約 30dB, 造影剤は 20dB で表示さ

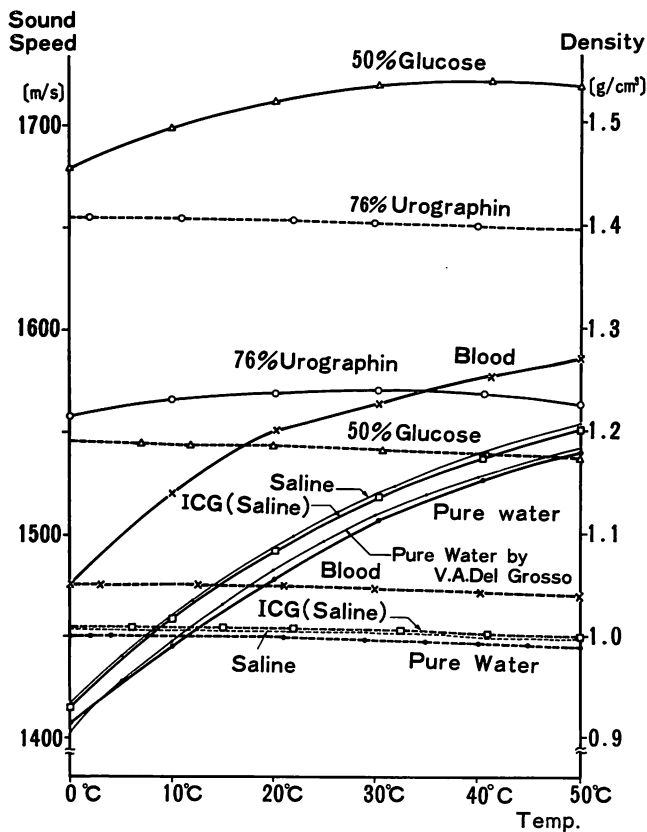


Fig. 6. Relationship between sound speed (solid line) and density (dotted line) of the injection fluids.

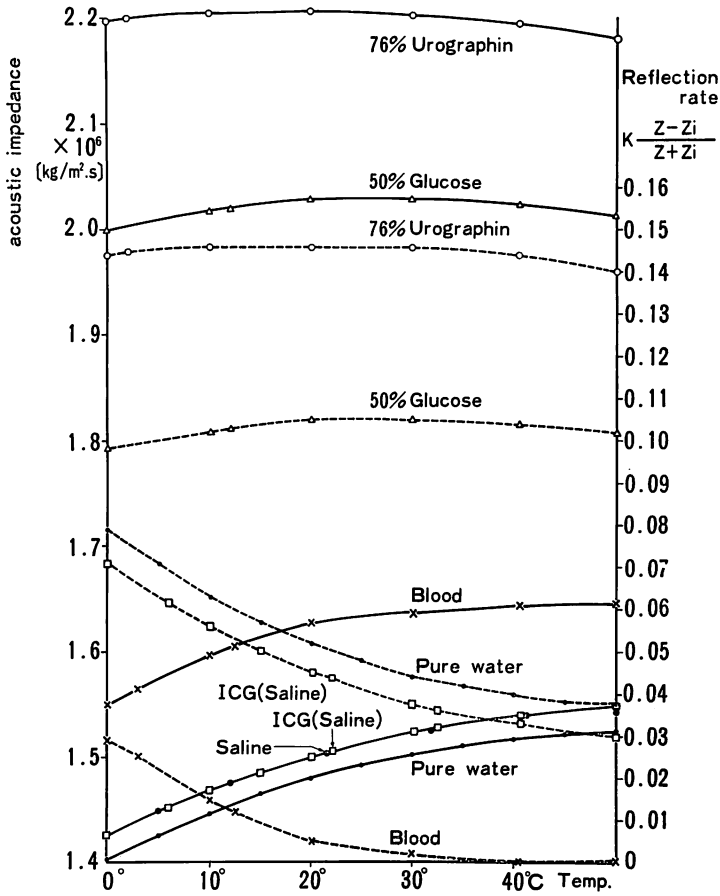


Fig. 7. Relationship between acoustic impedance (solid line) and reflection rate (dotted line) of the injection fluids to human blood (40.7°C).

れ、その界面エコーは 80dB で明瞭に表示された。完全反射体と考えられる金属ブロックは 110 dB で表示され、一方、生体内では大動脈壁が、50dB、血液が約 20dB で表示された(実験 3)。

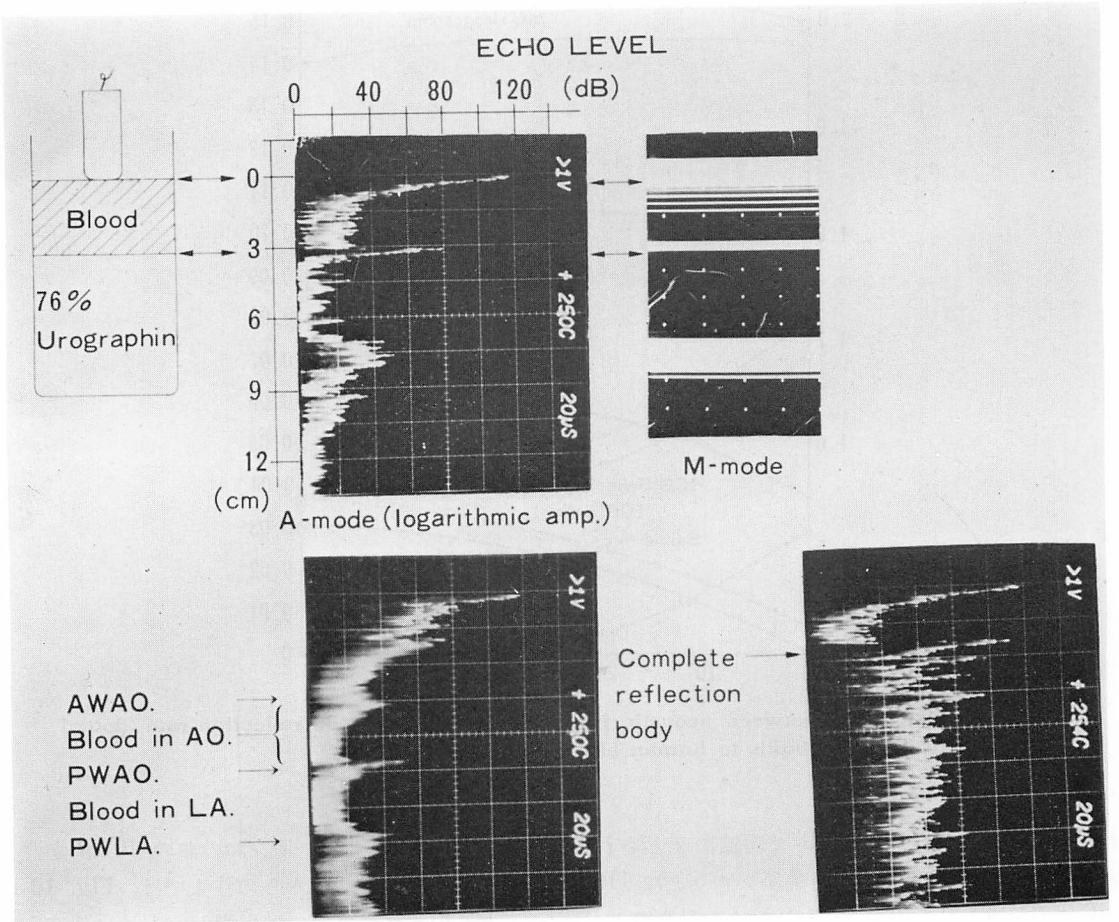
5. 血液中での contrast echo (Figs. 9~11)

探触子の手前 50 cm から微小気泡を含む生食水を注入すると、Fig. 9 (a)のごとく約 3 周期でエコーはほぼ均一になり 5 分以上も contrast echo が出現した (c)。しかし回路に 20 μ のフィルターを入れると、(d)のごとく数秒で完全に contrast echo は消失した。また 10 rpm, 50 rpm で生食

水、76% ウログラフィンのおおの 10 ml を注入すると、10 cm 手前からの注入では、Fig. 10 のごとくいずれもエコーは出現し、とくに低回転で (a), (c) のごとく明瞭であった。一方、50 cm 手前からの注入では、Fig. 11 のごとくいずれの回転数でもエコーの出現はきわめて弱かった(実験 4)。

6. 生体内での contrast echo (Fig. 12)

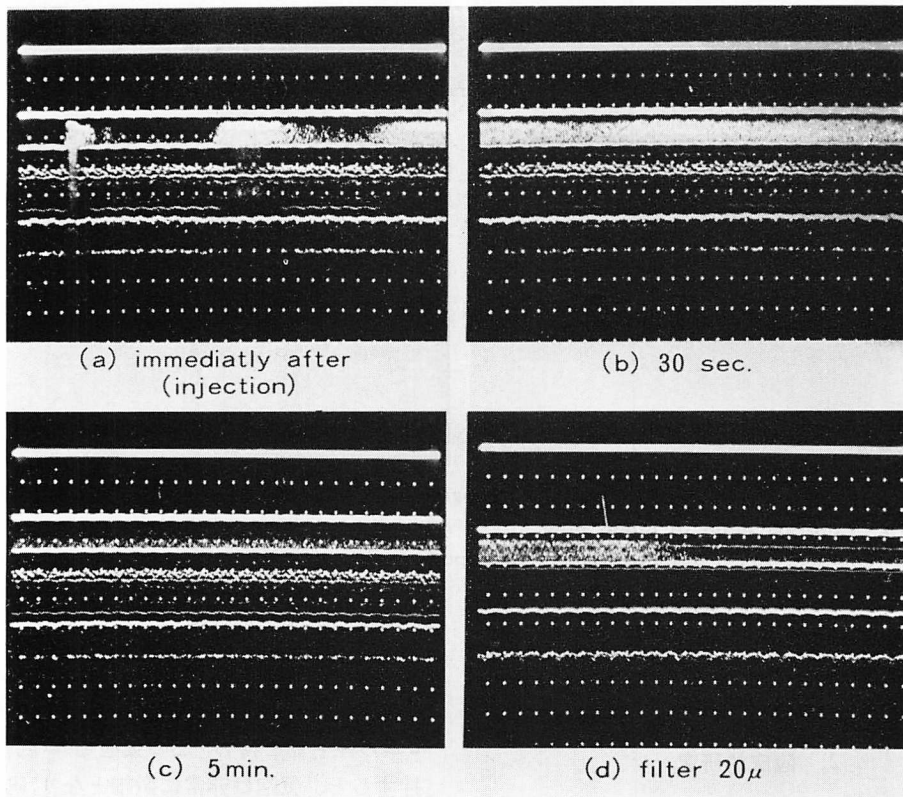
大腿静脈からの注入では、(a)のごとく微小気泡を含む生食水でのみ十分な contrast echo が観察された。右房注入では、血液に対してもっとも反



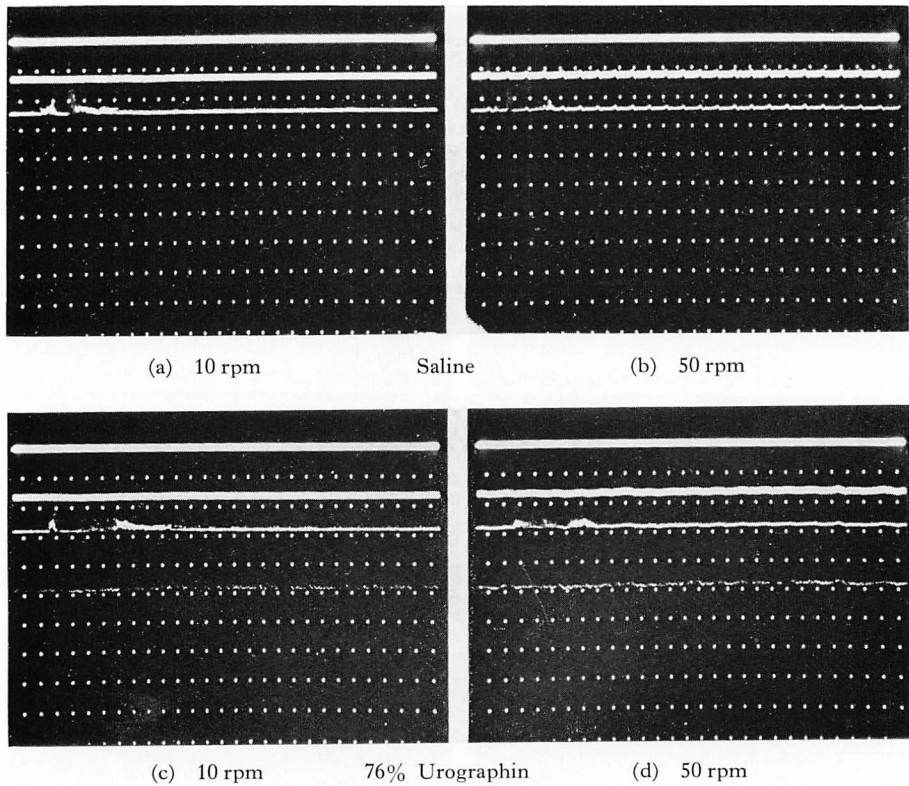
**Fig. 8. Echo intensity of the injection fluids.**

The surface of human blood and 76% Urografin (reflection rate 0.14) is represented by "80dB", complete reflection body "110dB" and posterior wall of left atrium "50dB".





**Fig. 9. Contrast echo in blood flow produced by injected saline contained micro bubble.**  
Contrast echo is observed for a long time. When the 20 $\mu$  filter is placed in the circuit, the echo disappears immediatly.



**Fig. 10. Contrast echo in blood flow.**  
Injection from 10 cm distance from probe is performed.

射率が高い造影剤でのみ, (c)のごとく非常に淡いエコーが瞬間的に出現したが, すぐに消失するのが観察された(実験 5).

## 2. 臨床的研究

### 対象と方法

装置は機械式セクタースキャン, Aloka 製 SSD-110S および 111, 3.5 MHz, 2.25 MHz, 7.5R 探触子(ハンドセクター装置)を用い, ビデオテープに収録し観察した. 患者はすべて仰臥位とし, 注入は新しく考察した下記の2方法で行った.

#### 1. 微小気泡注入法

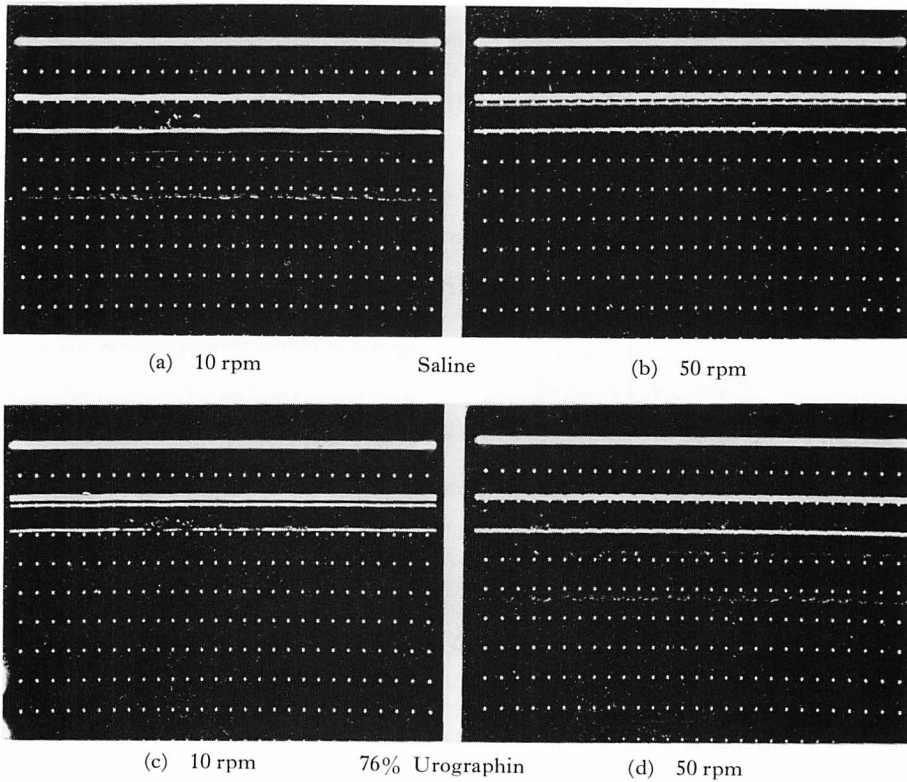
10 ml および 5 ml の2本の注射器に 10 ml の生食水を入れ三方括弧で接続, 他方をカテーテ

ル又は注射針に接続した. なおカテーテル, 注射針の太さ, 種類は問わなかった. この生食水に“直径約 1~2mm の気泡”を混入させ, 両手で2本の注射器を持ち, この気泡を20回程急速に攪拌すると, 気泡は非常に微細となり, 肉眼的にはほとんど検出不能となるが, この含微小気泡生食水 5 ml を用手的に注入した.

#### 2. 簡易微小炭酸ガス注入法

**Fig. 13**のごとく, 炭酸ガスを入れた注射器とカテーテル用多方括弧を延長チューブにて連絡, 生食水で数回注入系をフラッシュしてから, 生食水 10 ml に直径約 3 mm の炭酸ガス泡を吸引し, これを微小気泡注入法と同様, 2本の注射器にて急速攪拌し, その 5 ml を注入した.

対象は 1978 年 3 月から 10 月までに当科で心臓



**Fig. 11. Contrast echo in blood flow.**

Injection from 50 cm distance from probe. At 50 rpm, no effective contrast echo does occur.

カテーテル検査を行った 191 例中 52 例と、他の 2 例、計 54 例で、弁膜症 28 例、先天性心疾患 21 例、心筋症 4 例、右房粘液腫 1 例である。注入は上行大動脈 63、左心室 90、左心房 19、右心室 32、右心房 32、末梢静脈 9 の計 245 回である。

### 成 績

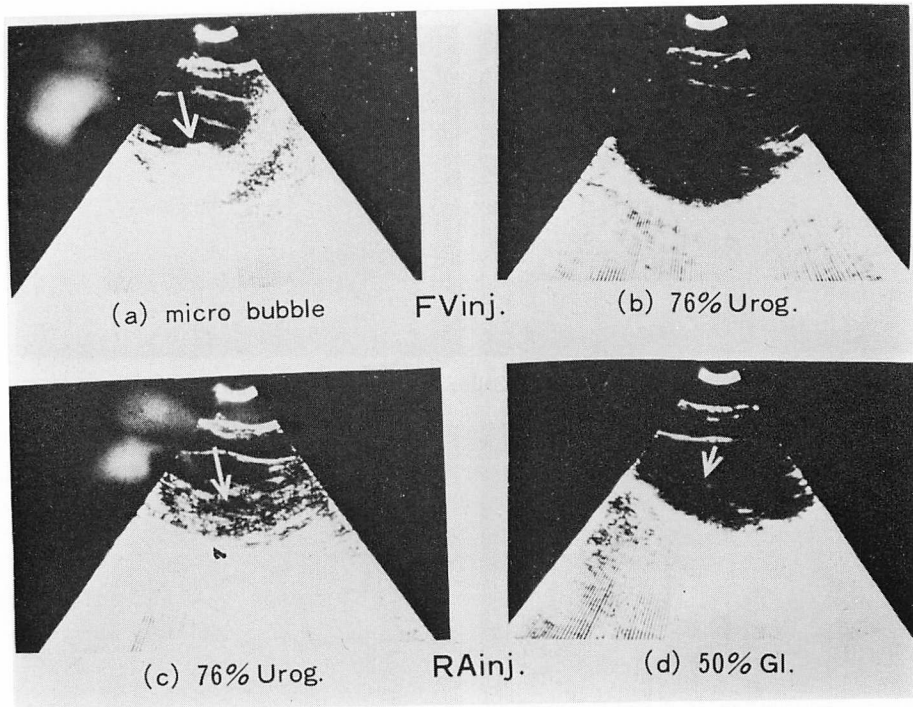
卵円孔開存 (Fig. 14)、心房中隔欠損症 (Fig. 15)、心室中隔欠損症 (Fig. 16)、同+肺動脈狭窄症 (Fig. 17)、ファロー四徴症+大動脈弁閉鎖不全症 (Fig. 18)、心房中隔欠損症+部分肺静脈還流異常症の根治術後 (Fig. 19)、右房粘液腫+三尖弁閉鎖不全症 (Fig. 20)、三尖弁閉鎖不全症 (Fig. 21)、同+僧帽弁狭窄 (Fig. 22)、大動脈弁膜症+僧帽弁狭窄 (Fig. 23)、大動脈弁閉鎖不全

症+僧帽弁狭窄症 (Figs. 24, 25)、大動脈弁閉鎖不全症+僧帽弁閉鎖不全症 (Fig. 26)、僧帽弁閉鎖不全症 (Figs. 27, 28) における実例を写真にて提示した。なお写真は 18 を除いてすべてビデオテープを再生、静止像を 35 mm 白黒フィルムにて撮影したものである。

### 3. 考 察

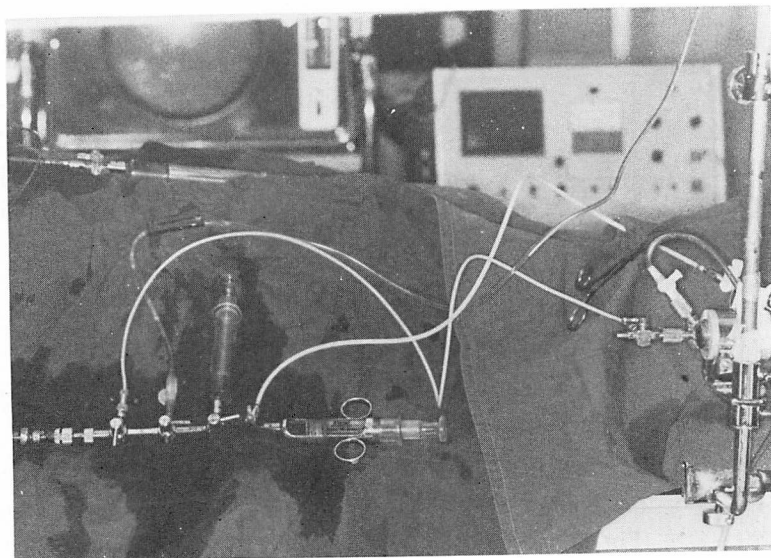
#### 実験について

成績 1 で示したように、冷却脱気水を常温脱気水に注入して淡いエコーが生じたこと (Fig. 5 (d)) は、その手技上、吸引時等に気泡の混入する可能性は非常に少なく、温度差 (約 25°C) に基づく音響インピーダンスの差異に基づくエコーである可能性が強い。そこで成績 3 を用いて水の各温

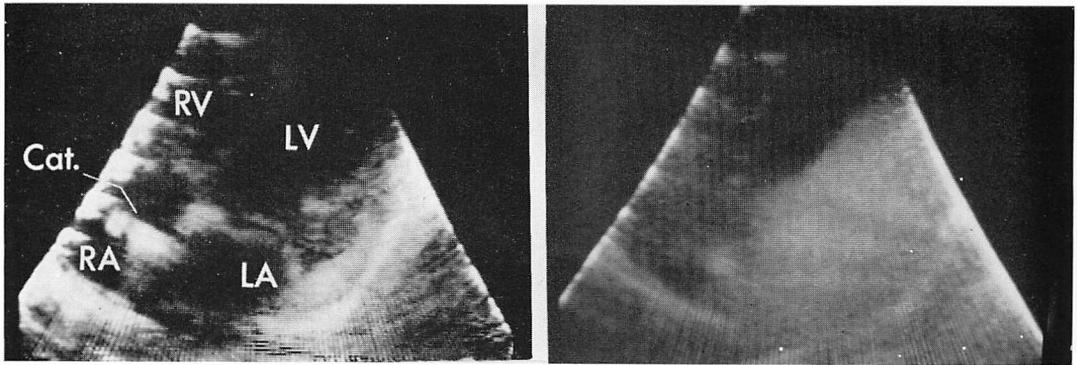


**Fig. 12. Contrast echo in man.**

When 76% Urografin is injected from the right atrium, faint contrast echo can be found, but immediately it disappears.



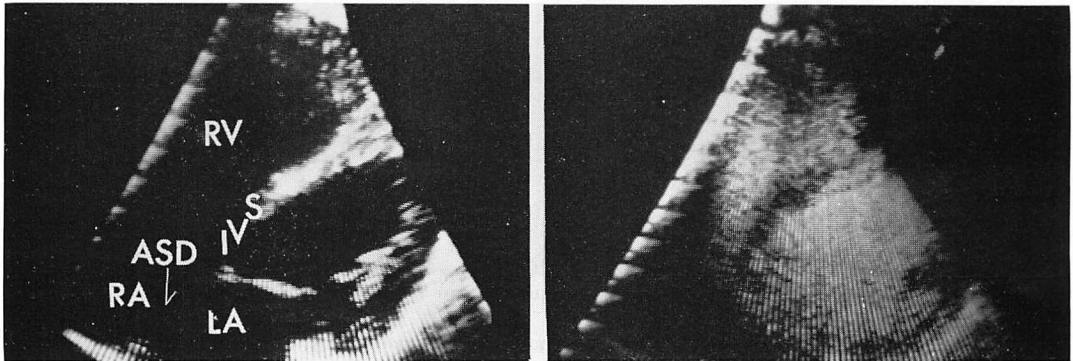
**Fig. 13. Micro CO<sub>2</sub> bubble injection technique.**



**Fig. 14. Patent foramen ovale (PFO)** (2 years old male, L-R shunt=0%).

Left (control): Catheter (Cat.) is placed in the left atrium through PFO.

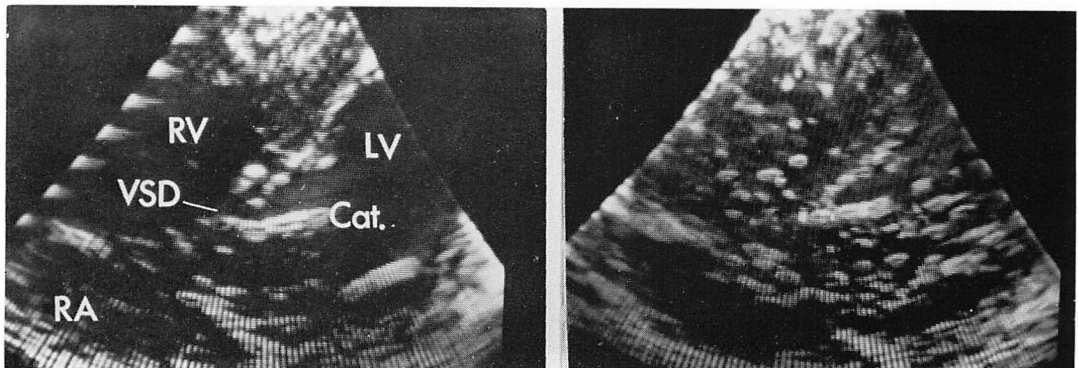
Right (LA injection): There is no contrast echo in the right atrium. This finding means absence of L-R shunt.



**Fig. 15. Atrial septal defect (ASD)** (16 years old male, L-R shunt=57%).

Left (control): There is a large central type atrial septal defect.

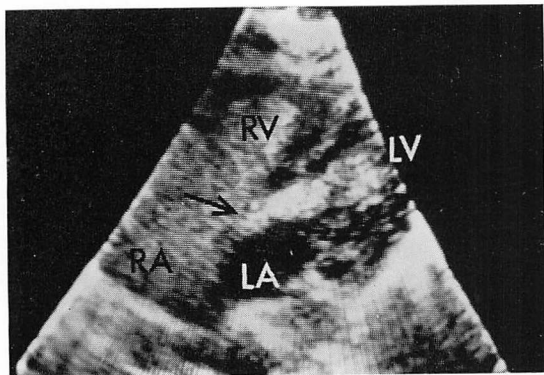
Right (LA injection): Contrast echo is found in both left and right heart.



**Fig. 16. Ventricular septal defect (VSD)** (9 years old male, L-R shunt=61%, R-L shunt=0%).

Left (control): Catheter (Cat.) is placed in the left ventricle by left heart catheterization. There is a 2nd type VSD.

Right (LV injection): Contrast echo is streaming from the left ventricle to the right.



←Fig. 17. Ventricular septal defect with pulmonary stenosis (1 year old male, L-R shunt=37%, R-L shunt=11%, RV-mPA=80 mmHg) (RA injection).

Contrast echo streams from the right ventricle to the left through the VSD (black arrow). The stream is found mainly at diastolic phase.

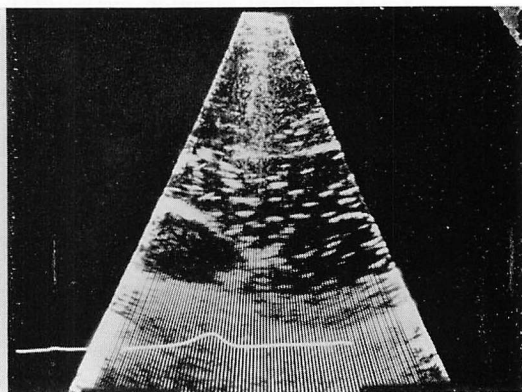
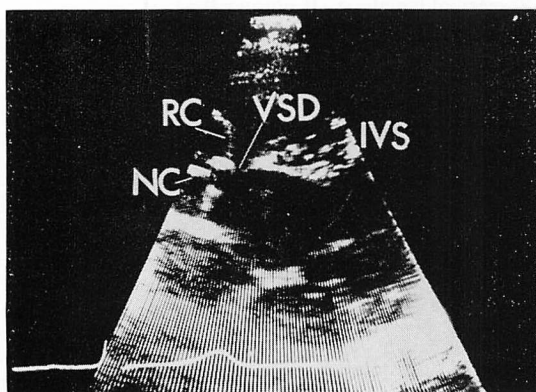


Fig. 18. Tetralogy of Fallot with aortic regurgitation (7 years old male, L-R shunt=16%, R-L shunt=25%, AR=4°)

Left (control): Right coronary cusp (RC) is markedly prolapsing to the left ventricle, so that it seems that the cusp is closing the VSD particularly in diastole.

Right (peripheral vein injection): Contrast echo streams from right to left ventricle mainly in systole. There is no mitral regurgitation.

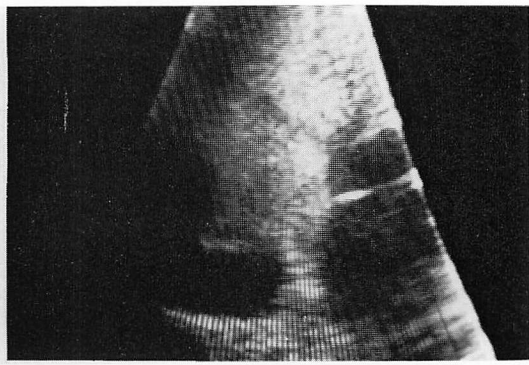
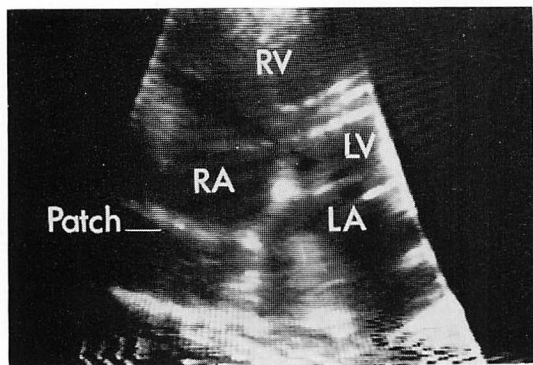
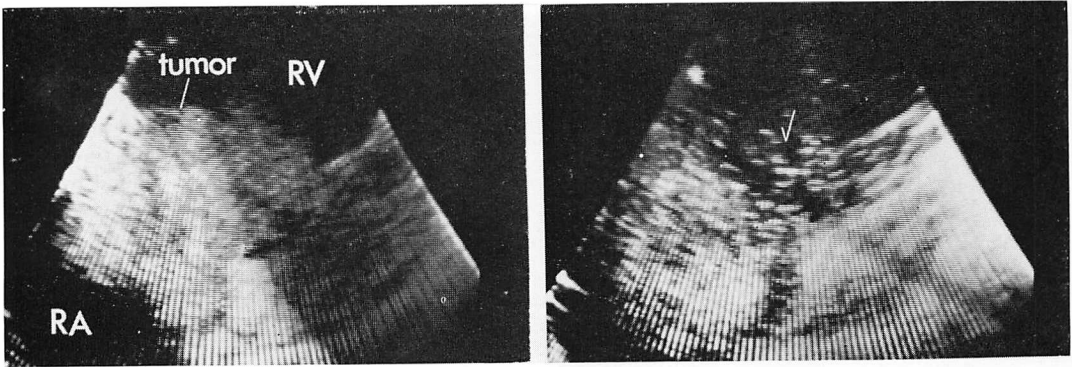


Fig. 19. Atrial septal defect with partial anomalous pulmonary venous return (34 years old male, L-R shunt=45%).

Left (post-op. control): The patch was made to lead the flow of the anomalous return in the right upper PV. to the left atrium. The right atrium seems to be divided into two chambers by the patch.

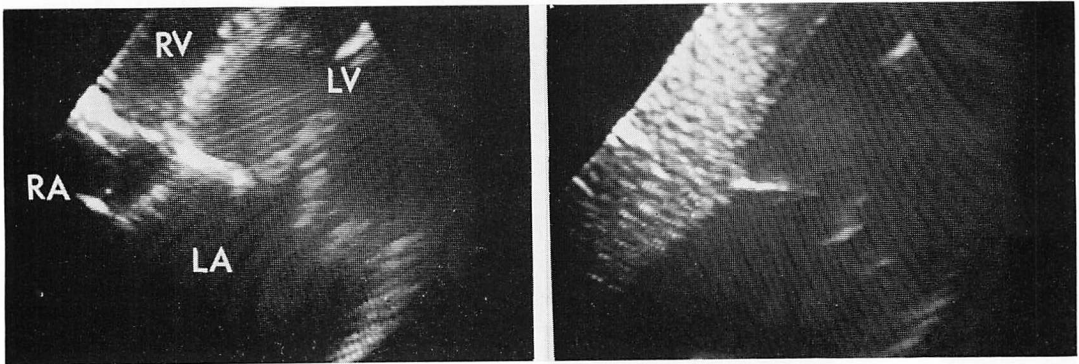
Right (peripheral vein injection): Contrast echo is filling only in the upper chamber.



**Fig. 20. Right atrial myxoma and slight tricuspid regurgitation** (42 years old male).

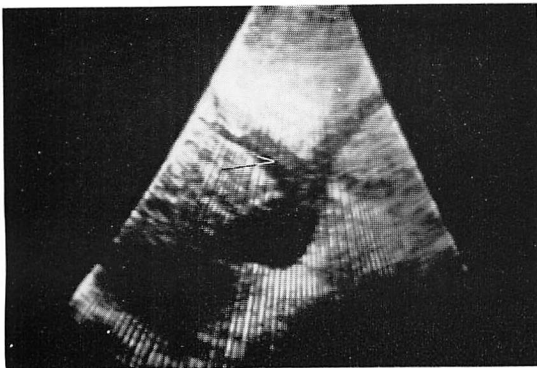
Left (control): A large tumor is obstructing the tricuspid valve ring in diastole.

Right (peripheral vein injection): In systole, contrast echo seems to be regurgitated not by the enlargement of the ring but by the traction of the tumor movement.



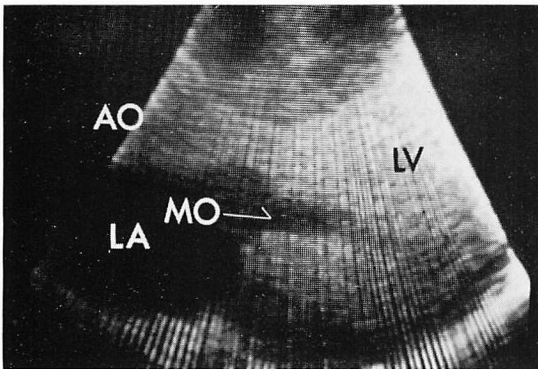
**Fig. 21. Tricuspid regurgitation** (22 years old female, RA (v)=39 mmHg).

Left (control). Right (RV injection): The echo is streaming from the right ventricle to the atrium and the echo is found for a long time.



**←Fig. 22. Tricuspid regurgitation with mitral stenosis** (61 years old female, RA (v) 17 mmHg) (Peripheral vein injection).

In the hepatic vein, we can observe that the contrast echo (black-white arrow) is moving to the distal portion of it in systole.



←Fig. 23. Aortic valve stenosis and regurgitation with mitral stenosis (30 years old male, LV-AO=70 mmHg. AR=3°, mitral orifice diameter=12 mm) (AO injection, diastole).

The left ventricle is filled with the regurgitant echo to the apex, and it is found for a long time. The mitral orifice (MO, white arrow) is found by negative shadow.

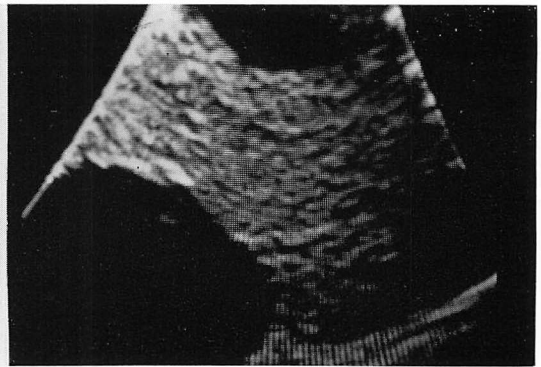
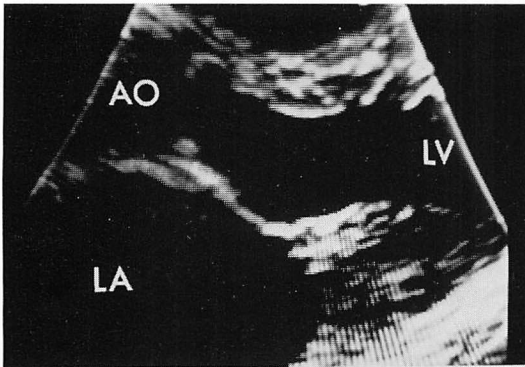


Fig. 24. Aortic regurgitation and mitral stenosis (34 years old female, mitral orifice diameter =6 mm).

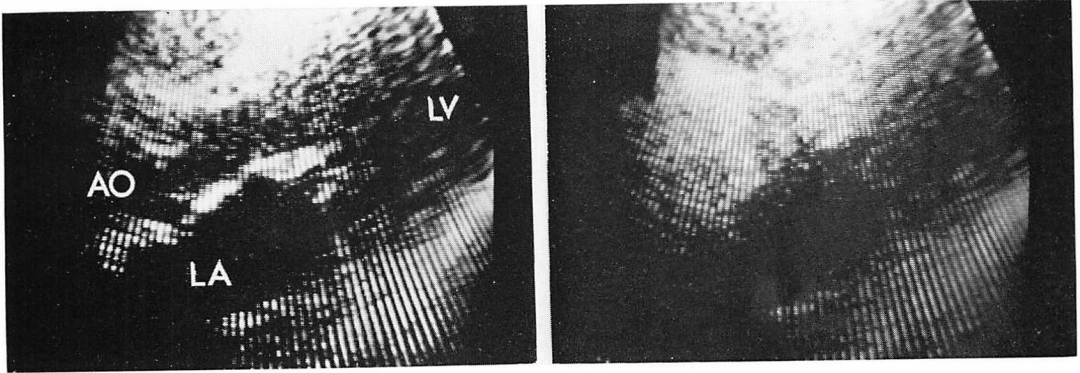
Left upper: control.

Left lower: Ao injection, diastole.

Regurgitant echo is filling the left ventricle from the upper to the middle portion of the ventricle. Mitral orifice (MO, white bar) is more narrow than in Fig. 23.

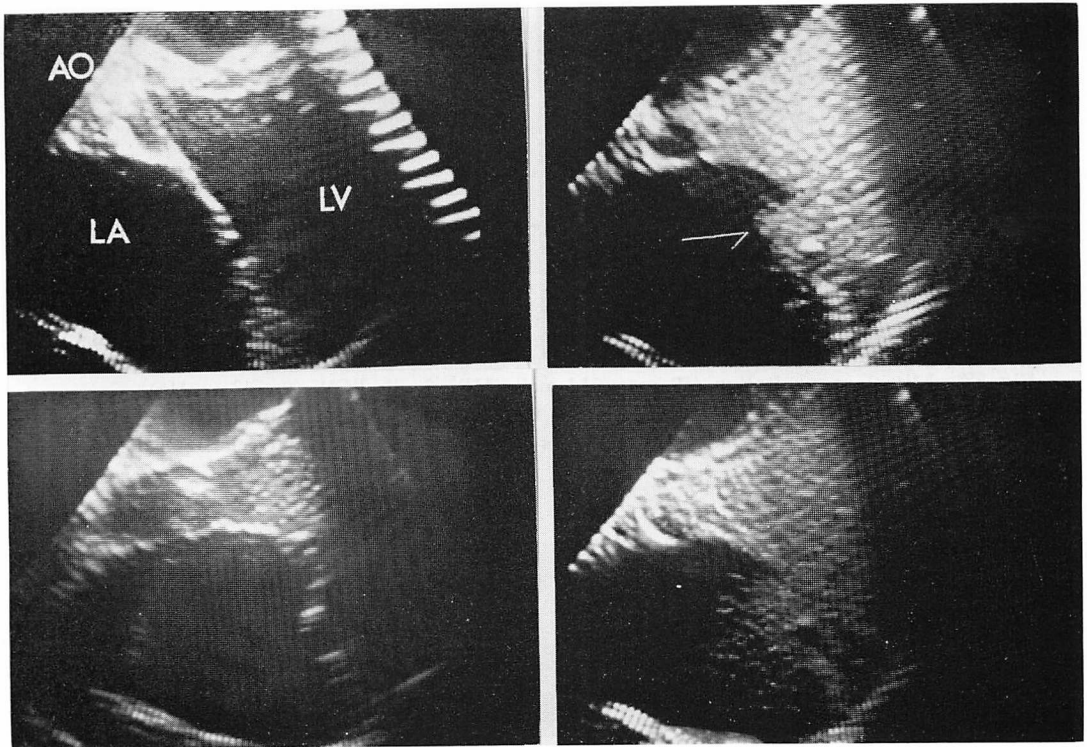
Right (systole): There is no contrast echo in the left atrium, indicating no mitral regurgitation.





**Fig. 25. Mitral stenosis with aortic regurgitation** (45 years old male, mitral orifice diameter = 10 mm, AR = 1~2°).

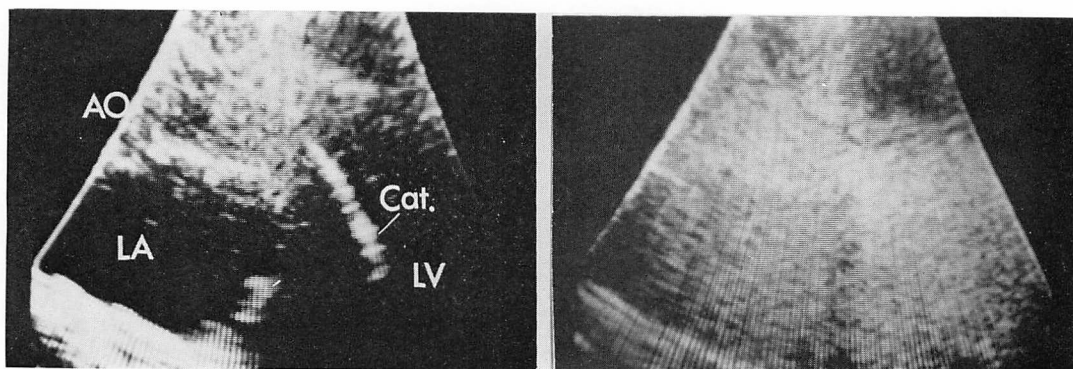
Left: control, Right: AO injection. Contrast echo regurgitates only to the outflow and immediately disappears.



**Fig. 26. Mitral regurgitation and aortic regurgitation** (22 years old female, MR = 3°, AR = 2°).

Left upper: control, Left lower: AO injection, earliest phase. Regurgitant echo is streaming downwards at the beginning.

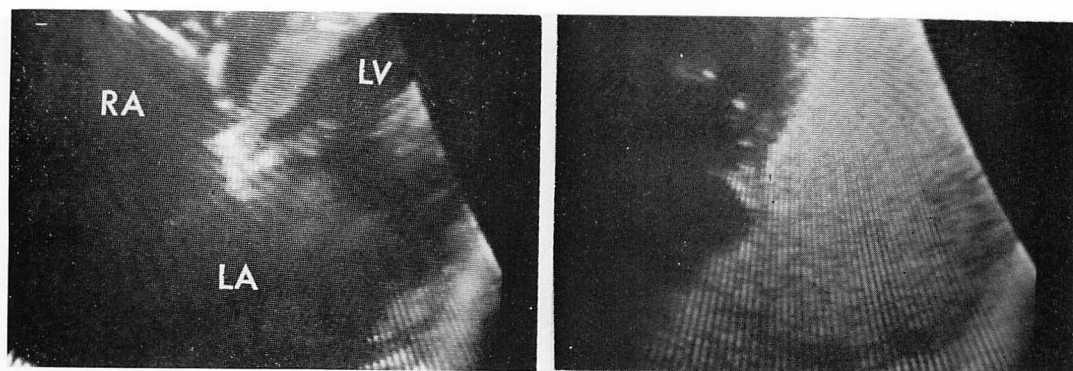
Right upper and lower (following phase): Regurgitant echo is spreading to all area of the left ventricle. And then, the echo is streaming into the left atrium (white arrow).



**Fig. 27. Mitral regurgitation** (29 years old female, MR=3°, PCW (v)=24 mmHg).

Left (control): Catheter (Cat.) is placed in the left ventricle.

Right (LV injection): The left atrium is filled with the regurgitant echo immediately after injection.



**Fig. 28. Mitral regurgitation** (50 years old male, MR=3~4°, PCW (v)=42 mmHg).

Left (control): Ruptured chordae is found at the tip of the anterior mitral leaflet.

Right (LV injection): The large left atrium is filled with the regurgitant echo immediately after injection.

度での音響インピーダンスから、0°Cの水の25°Cの水に対する反射率を計算すると、 $K=1$ と仮定して“0.03”となった。成績3では、純粋に反射率から考えると、従来もっとも良い注入剤とされてきた生食水や ICG 液はもっとも“不適當”なものであり、50%ブドウ糖液や76%ウログラフィンが良いことがわかった。また生食水と ICG 液が音響学的にほとんど差異がないことも注目したい (Figs. 4, 5)。なお我々の実測した音速値は詳細な Del Grosso の水の音速値<sup>10)</sup>と比較して

も大差なく、また密度も理科年表値と比較し大差のないことから、今回の測定値はいずれも本実験の目的には十分満足のいく値と考えられた。実験3は実験2で計算された反射率が実際の装置でどの程度のエコー強度 (dB) として表示されるのか、また contrast echo として表示される反射率が最低限度どれくらいの値かを推測したものである。これによると反射率 1.0 と考えられる完全反射体は Fig. 8 (右下)のごとく 110dB で、反射率 0.14 の造影剤と血液の界面 (Fig. 8 (左上))は 80dB

で表示され、完全反射体より 30dB 弱く表示されている。一方、理論的には反射率 0.14 を dB 表示に直すと  $20 \log 0.14 = -17\text{dB}$  となり、17dB 弱く表示されるはずである。この理論値と実測値の差 13dB は、界面が均一な物質で構成されずに、血球など小球体での反射があるためと思われる。したがって生体内で血液が 20dB で表示されていることから、最低これより +13dB のエコー強度、すなわち 33 (ほぼ 30) dB の強さがなければ contrast echo 源にはなりえないことになり、反射率に換算すると、 $20 \log R = -30$ ,  $R = 0.03$  以上が必要と推定される。一方、生体エコー (Fig. 8 (左下)) と比較すると、生体内では大動脈壁は血液よりも約 30dB 強く表示されている。0.14 の反射率をもつ造影剤と血液の界面は血液よりも約 50dB 強く表示されたことから、“50-30=20” dB すなわち入力としては 1/10、したがって 0.014 以上の反射率を持つ注入剤ならばエコー源となりうる事が推定される。しかしこの界面エコーの強度は、追試を行ってみると、血液に対し最低 +20dB 程度のこともあり、また実験 1 で計算した 0°C と 25°C の水の反射率も 0.03 であったことを考え合わせ、contrast echo 源となりうるためには、血液に対して最低限度 0.03 以上の反射率が必要であろうと考えられる。したがって Fig. 7 より生食水、ICG 液は、常温では contrast echo を生じるかどうかぎりぎりの値であり、0°C ではエコー源となりうる可能性が強い。以上から注入剤と血液が静止した理想的界面を形成すると仮定すれば、反射率 0.03 以上の注入剤はエコー源となりうると思われる。しかし生体内で、このような理想的界面を長時間にわたって形成維持できるか否かには非常に疑問があり、この点を検討したのが実験 4 と 5 である。この結果、反射率のもっとも高い造影剤を急速注入しても、血流中では非常に瞬間的に淡いエコーが生じるだけで、遠位からの注入 (Figs. 11, 12(b)) では、ほとんど観察に耐えるエコーが出現しないことが判明した。この事実は注入された注入剤が血流により攪

拌、希釈を受けるために、contrast echo を生ずるだけの十分な境界面を長く形成保持しえないためと考えた。音響学的にこの点を考えることは難しい面が多いが、無限平面と同等のエコーを生ずる平面、すなわち“等価反射面”を計算すると、 $R = 0.408 \sqrt{\lambda x}$  ( $R$ : 等価反射面の半径,  $\lambda$ : 波長,  $x$ : 距離) となり<sup>11)</sup>、トランスジューサーを 2.25 MHz, 焦点距離 10 cm とすると  $R = 3 \text{ mm}$  となる。すなわち理論的には、1つの考えとして、血流中で注入剤と血液が直径 6 mm の界面を長く形成しない限り、実験 2, 3 で求めた反射率およびエコー強度の contrast echo を生じないことになり、このような状況は生体内では不可能であると考えられる。

#### コントラストエコーの成因について

従来 contrast echo の成因については、大別して注入剤と血液との音響インピーダンスの差異によるとする説<sup>12~15)</sup>と気泡説がある。その気泡説には、注入時の渦凹 (cavitation) によるとする説<sup>1,16,17)</sup>、ICG に foam 状に混入する微小気泡説<sup>1)</sup>、三方括栓やカテーテル等の注入系に混入付着する微小気泡説<sup>18)</sup>がある。今回の一連の実験からは、前述のごとく結論として、実験的には音響インピーダンス差だけでエコーは生じうるが、しかし臨床的には注入剤と血液が安定した反射面を形成維持することは難しく、したがって音響インピーダンスの差異で contrast echo が生じる可能性は非常に少ない。実験 1, 4 および 5 から、気泡注入では血液中でも常に安定したエコーが比較的長時間観察できる。以上から、contrast echo の主因は気泡であると考え、また臨床的、実験的に太い側孔多孔カテーテルで用手的に比較的ゆっくり注入しても、十分なエコーが得られることから、cavitation の関与は少ないと考えられ、したがって注入剤、注入系に混入付着した微小気泡が、臨床的には contrast echo の主因と結論<sup>18)</sup>した。

## 注入方法について

コントラスト物質注入手技には、従来 ICG と生食を Y 字管でつなぎ、ICG 注入後急速に生食水にてフラッシュする方法<sup>5,19)</sup>、冷生食水をフラッシュに用いる方法<sup>19)</sup>、生食水を「生食水塊を作るような方法と速度で注入する」方法<sup>12,14)</sup>などが提唱され、我々も以前の contrast-UCG 施行時には三方括栓により ICG と生食水をつなぎ注入する方法<sup>20)</sup>を行ってきた。しかし実験的にエコー源の主因が混入気泡と結論されてからは、注入系に偶然に混入発生する微小気泡に頼り、注入に多少の“コツ”を要する注入手技より、一定の微小気泡を注入したほうが有利と考え、微小気泡注入法、簡易微小炭酸ガス注入法を考案した。実際、本法では、誰が行っても再現性に富む安定した contrast 像が容易に得られるため、false negative の所見のため、いたずらに検査時間を長びかせることがなくなり、我々の教室ではすでに心臓カテーテル検査時のルチーン検査として、また日常外来検査として実施している。また逆流の定量的評価や、逆流、短絡の部位診断には、注入心腔の充満像を得ることが心血管造影と同様に絶対条件と考えられるが、この点でも本法は優れた方法と考える。気泡を注入することに対し懸念をもつ向きもあるであろうが、その注入量は直径 1~2 mm, 0.005~0.004 ml 程度であり、その量は 0°C の飽和水 5 ml が 30°C になる時に発生する気泡量 0.62 ml よりはるかに少ない。また肉眼的にほとんど検出不能な程微細化して注入するため、この注入量を守る限りまったく安全と考える。実際我々の左心系注入を中心とした多数の注入でも、まったく安全であった。炭酸ガス注入<sup>21)</sup>も決して多量を必要とせず、直径 3 mm 程で十分であり、むしろ多量注入では false positive を生じることが多い。しかし炭酸ガス注入で得られる contrast echo は微小気泡注入法のエコーより若干消失が速い印象があり、今後検討の要がある。

## 臨床経験について

### 1. 逆流の評価

“僧帽弁逆流” (Figs. 26~28) については、逆流の発生部位と方向、時相による変化が実際の弁の接合状態とともに観察できる点が有用<sup>6)</sup>であり、我々の経験では、狭窄症に伴うような微量の逆流の評価、検出には心血管造影よりも有利に思える。また、心尖部からの 4 chamber approach を含む色々な断層面上で contrast echo を行うことが大切と考えられる (Fig. 28)。

“大動脈弁逆流” (Figs. 23~26) はその定量的評価にはおもに長軸像が優れ、大動脈造影との対比が可能と思われる。すなわち血管造影の 1 度程度では contrast echo では大動脈弁下にエコーがごく僅かに洩れるだけで直ちに wash out され、2 度では逆流エコーは左室流出路を淡く満たすが、心尖部まで充満することはない (Fig. 25)。3~4 度ではエコーは心尖部まで左室全体を充満し、長く wash out されない (Fig. 23)。また逆流の部位診断には僧帽弁前尖付近での短軸像を併用することが初期の洩れを観察するのに有用であった。

“三尖弁逆流” (Figs. 21, 22) については坂本ら<sup>8)</sup>の報告のとおり、末梢静脈注入でも容易に評価できる点が有用であり、我々の経験では、肝静脈末梢での末梢方向へ動く逆流エコーが非常に興味ある所見であった (Fig. 22)。

### 2. 短絡の評価

微小短絡の検出に有用であることは contrast UCG ですでに報告されているとおり<sup>20,22,25)</sup>であろう。しかし contrast echocardiography では、症例で示したごとく、その短絡部位、短絡ジェット方向、時相的観察が心血管造影より一層容易であり、VSD+PS において拡張期にも多くの逆短絡が生じていること (Fig. 17) とか、T/F+AI ではおもに収縮期に逆短絡が生じていること (Fig. 18) などがよく観察できた。また心内パッチを用いる修後術術後の検討には、パッチの状態と合わせて短絡の有無を観察できる点 (Fig.

19) がきわめて魅力的である。

### 結 論

1) 注入剤の音速測定, 音響インピーダンスの算出を含む5つの基礎実験, 動物実験および臨床経験に基づき, 実験的には音響インピーダンス差のみでも contrast echo 源となりうる事が判明したが, 日常我々が臨床的に観察している contrast echo 法での echo 源は, 注入系, 注入剤に混入する気泡であると考えられた。

2) 我々の考案した“微小気泡注入法”, “簡易微小炭酸ガス注入法”では再現性に富む充満像が得られ, その“注入量を厳守する限り”, まったく安全であると結論された。

3) Contrast echo の echo 源が気泡であると考えると, その動く方向と速度をただちに血流の方向と流速であると考えることには多少問題があり, 今後の検討を要する。しかしその成因, 特徴をわきまえ, 本研究に示したごとき安定した手法を用いれば, 本検査法は患者への負担がきわめて少ない優れた検査法であると考えられる。

本実験に当たり多大なご配慮を賜りました超音波工業 山内一郎氏に深謝いたします。

### 文 献

- 1) Gramiak R, Shah PM, Kramer DH: Ultrasound cardiography: Contrast studies in anatomy and function. *Radiology* **92**: 939, 1969
- 2) Feigenbaum H, Stone JM, Lee DA, Nasser WK, Chang S: Identification of ultrasound echoes from the left ventricle by use of intracardiac injections of indocyanine green. *Circulation* **41**: 615, 1970
- 3) 友池仁暢, 川口憲司, 小岩屋 靖, 田中鏡一, 平田経雄: Echocardiography の試みについて. *日超医講演論文集* **24**: 93, 1973
- 4) Seward JB, Tajik AJ, Spangler JG, Ritter DG: Echocardiography contrast studies. Initial experience. *Mayo Clin Proc* **50**: 163, 1975
- 5) Seward JB, Tajik AJ, Hagler DJ, Ritter DF: Peripheral venous contrast echocardiography. *Amer J Cardiol* **39**: 202, 1977
- 6) 田中元直, 目黒泰一郎, 柏木 誠, 今野 淳, 仁田

- 新一, 田林眺一, 堀内藤吾, 仁田桂子, 引地久春, 渡辺 恵, 武田久尚, 海老名敏明, 飯沼一浩, 城所剛: 心断層造影法 (contrast cardiography) による僧帽弁閉鎖不全における逆流血流の評価. *日超医講演論文集* **33**: 14, 1978
- 7) 田中元直, 柏木 誠, 目黒泰一郎, 今野 淳, 仁田桂子, 渡辺 恵, 引地久春, 武田久尚, 海老名敏明, 仁田新一, 田林眺一, 堀内藤吾, 奥島基良, 大槻茂雄: 心内異常血流の測定に対する超音波ドプラ法と心断層造影法との比較. *日超医講演論文集* **34**: 11, 1978
  - 8) 坂本二哉, 天野恵子, 林 輝美, 羽田勝征, 山口経男, 石光敏行: 心断層図エコー造影法 (三尖弁閉鎖不全への応用). *日超医講演論文集* **34**: 109, 1978
  - 9) 小泉克己, 梅田 徹, 町井 潔: Contrast echo 法による主肺動脈血流パターンと流速について. *日超医講演論文集* **34**: 111, 1978
  - 10) Del Grosso VA, Mader CW: Speed of sound in pure water. *J Acoust Soc Amer* **52**: 1442, 1972
  - 11) 実吉純一, 菊池喜允, 能本乙彦 (監集): 超音波技術便覧 (新訂版). 日刊工業新聞社, 1978
  - 12) 田中元直, 目黒泰一郎, 柏木 誠, 今野 淳, 引地久春, 渡辺 恵, 武田久尚, 仁田桂子, 海老名敏明, 萩原芳夫, 三木基弘: 心断層造影法 (contrast cardiography) におけるエコー発生機序の検討. *日超医講演論文集* **33**: 11, 1978
  - 13) 椎名 明, 鈴木博也, 近藤邦夫, 柳沼淑夫, 細田瑛一: エコー造影法の検討及び臨床応用. *日超医講演論文集* **34**: 105, 1978
  - 14) 田中元直, 目黒泰一郎, 今野 淳, 仁田新一, 田林眺一, 堀内藤吾, 柏木 誠, 渡辺 恵, 引地久春, 仁田桂子, 武田久尚, 海老名敏明, 萩原芳夫, 三木基弘, 飯沼一浩, 城所 剛: 心断層造影法 (contrast tomography) とその臨床的意義. *超音波医学* **5**: 23, 1978
  - 15) 田中元直, 渡辺 恵: コントラスト心エコー図. *医学のあゆみ* **107**: 832, 1978
  - 16) Kremkau FW, Gramiak R, Carstensen EL, Shar PM, Kramer DH: Ultrasonic detection of cavitation at catheter tips. *J Roentgenol* **110**: 177, 1970
  - 17) Zinskin MC, Bonakdarpour A, Weinstein DP, Lynch PR: Contrast agents for ultrasound. *Invest Radiol* **7**: 500, 1972
  - 18) 増田喜一, 別府慎太郎, 永田正毅, 林 永大, 榊原博, 仁村泰治: コントラストエコーの発生機序に関する検討. *日超医講演論文集* **34**: 103, 1978
  - 19) 坂本二哉, 天野恵子, 林 輝美, 羽田勝征, 山口経男, 田中秋吾: 心断層図エコー造影法. *日超医講演論文集* **33**: 295, 1978
  - 20) 鈴木 茂, 松井正治, 新井達太: Contrast-UCG (末梢静脈及び心カテ中に注入) による三尖弁閉鎖症.

鈴木, 松井, 中西, ほか

日超医講演論文集 **31**: 117, 1977

- 21) 島田英世, 斎藤嘉鶴: 炭酸ガス静注法による contrast echocardiography. 日超医講演論文集 **34**: 107, 1978
- 22) Valdes-Cruz LM, Pieroni DR, Roland JMA, Varghese PJ: Echocardiographic detection of intracardiac right-to-left shunts following peripheral vein injection. *Circulation* **54**: 558, 1976
- 23) 小机敏昭, 鈴木 茂, 松井正治, 新井達太: 右室二腔症のために拡張末期のみ右左短絡を示したファロ一四徴症の contrast-UCG. 日超医講演論文集 **32**: 5, 1977
- 24) 多賀邦章, 元田 憲, 川崎 英, 追分久憲, 金谷法忍, 中山 章, 浜田希臣, 太田 茂, 神川 繁, 平井淳一, 竹田亮祐: Contrast echocardiography に関する研究. *J Cardiography* **8**: 167, 1978
- 25) Valdes-Cruz LM, Pieroni DR, Roland JMA, Shematek JP: Recognition of residual postoperative shunts by contrast echocardiographic techniques. *Circulation* **55**: 148, 1977