

# Procédé Doppler pulsé automatisé en vue de mesurer le débit cardiaque

## Étude expérimentale in vitro

Daniel Kalmanson, Colette Veyrat, Gilbert Pallot, Y. Lemerdy, Sidney Garcin, Borun Ok, Han Vu Thien

### Summary

An automated pulsed Doppler processing designed to measure cardiac output: an experimental *in vitro* study

A Doppler velocimeter was fed to a computer and a software devised to automatize entirely the recording and calculation of flow rate. The Doppler probe was fixed at a certain distance of a pipe which was fed to a pulsatile pump. The Doppler gate was first positioned at the centre of a cross section of the pipe, and thereafter, all the processing became automatic. (1) A series of points of the elliptical cross-section was determined. (2) An elliptical regression then calculated the centre, diameter and the angle  $\theta$  between the beam and direction of flow. (3) About 30 points were explored, and their mean Doppler frequency shift recorded and averaged, with a correction for the angle  $\theta$ . An orthogonal projection was computerized, and the systolic flow rate in cc/systole was yielded. 40 experiments were performed with various outputs ranging from 50 to 110 cc/systole. Accuracy of the measurements was  $\pm 15\%$ , for an incident angle ranging between 40 to 55°. Comparison with thermodilution showed a similar accuracy.

Les procédures « Doppler pulsé » déjà proposées [1-6] pour déterminer le débit cardiaque reposent toutes sur une série d'hypothèses ou d'approximations: l'aire de section, supposée être circulaire, est mesurée tantôt au niveau de l'orifice aortique ou immédiatement au-dessus, tantôt dans la chambre de chasse du ventricule gauche, mais non dans l'aorte ascendante elle-

même; les repères échographiques eux-mêmes des parois sont controversés. Une seule vitesse est mesurée, avec l'hypothèse que le profil de vitesse est plat. Enfin, l'angle  $\theta$  de l'équation Doppler entre le rayon ultrasonique et la direction des vitesses n'est pas pris en compte ou, s'il l'est, n'est qu'estimé et non calculé. Ces méthodes font intervenir des erreurs dues au fait que le capteur est maintenu manuellement. C'est

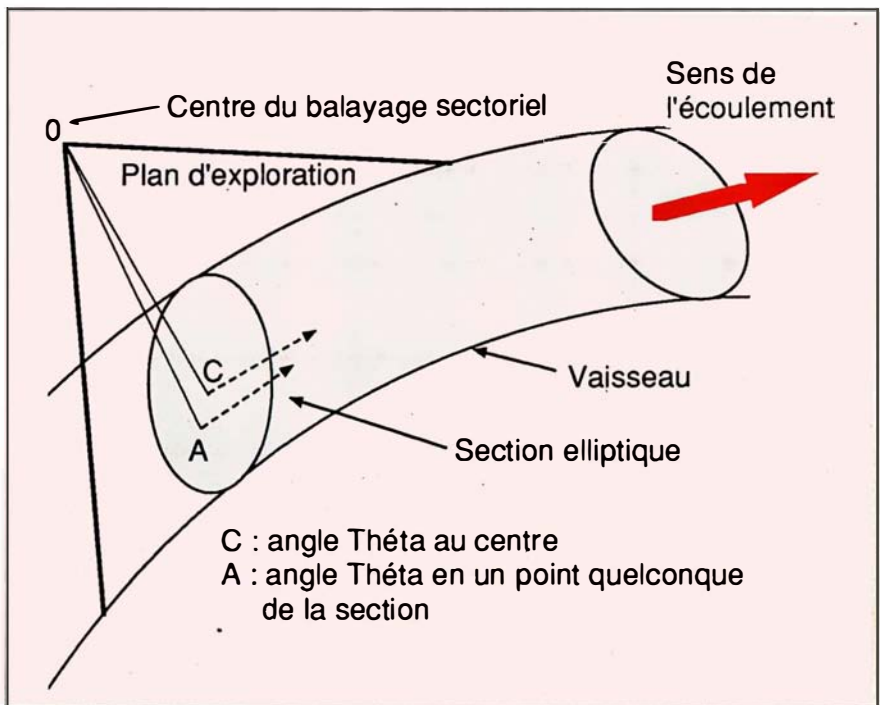


Figure 1. Schéma général de l'exploration. Le plan d'exploration est celui du balayage ultrasonique sectoriel. Il « découpe » le tuyau selon une ellipse. C'est l'angle (C) que fait la direction du faisceau ultrasonique avec la direction de la vitesse sanguine en ce point, figurée en pointillé. Idem pour A.

### ADRESSE

D. Kalmanson : chef du service de cardiologie, professeur au collège médical des hôpitaux de Paris. C. Veyrat : chargée de recherche au Cnrs. G. Pallot : maître de conférence au CNAM. Y. Lemerdy : ingénieur. S. Garcin : ingénieur. B. Ok : ingénieur. H. Vu Thien : professeur au CNAM. Fondation A. de Rothschild, service de cardiologie, 25-29, rue Manin, 75019 Paris, France, ARNTIC, CNAM, CNAMTS, Paris, France.

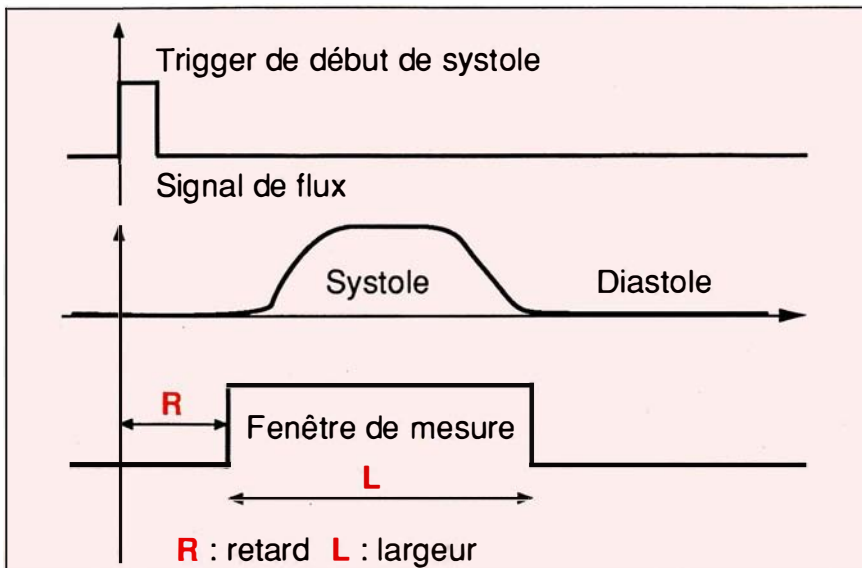


Figure 2. **Positionnement de la fenêtre de mesure.** La fenêtre de mesure est l'intervalle de temps de l'exploration. Elle est ajustable en son début ( $R =$  retard par rapport à l'ECG) et fixée au décollage de l'onde de flux systolique. Sa fin est fixée au point de retour au zéro de ce flux.

pourquoi il était tentant d'éliminer au maximum toutes ces causes d'erreurs.

L'objet du présent travail est d'automatiser totalement la procédure et d'éviter des erreurs humaines grâce au maintien du capteur par un dispositif à plusieurs degrés de liberté.

### Matériel utilisé et appareillage hydraulique

Nous avons utilisé un vélocimètre Doppler pulsé ATL 851; à 3 MHz, avec une porte Doppler de 2 mm sur 1 mm, un transformateur de Fourier (Angioscan 1), un processeur de signaux (TMS 320-10), un microordinateur (Normerel AT+), enfin un appareil de suspension du capteur avec 5 degrés de liberté de façon à pouvoir orienter et fixer le capteur dans diverses directions voulues.

Le circuit hydraulique utilise une pompe pulsatile à débit réglable de 50 à 110 cm<sup>3</sup>/systole; simulant de très près un écoulement aortique normal, elle propulse un liquide contenant en suspension des particules réfléchissantes pour les ultrasons. Le tuyau de 2 cm de diamètre est en silicone, comprenant un segment cylindrique de 3 à 4 cm. Le capteur en est maintenu à une dis-

m/s n° 2 vol. 5, février 89

tance de 3 à 6 cm, voisine des applications cliniques, et lui est relié par un gel conducteur d'ultrasons.

Le plan d'exploration est indiqué sur la figure 1.

### Principe de la méthode

La méthode consiste successivement à : (1) déterminer la section elliptique du vaisseau en repérant un nombre suffisant de points (14 au total);

(2) effectuer une régression elliptique; (3) mesurer en un certain nombre de points (une trentaine) la fréquence Doppler moyenne sur la systole; (4) calculer l'angle  $\theta$  réel en chaque point, et en déduire la vitesse en ces points; (5) en déduire le volume éjecté durant la systole.

#### • Initialisation de la mesure.

(1) On place tout d'abord la sonde à la main et on règle la porte Doppler à peu près au centre du vaisseau, en se fondant sur le signal auditif le plus fort. Le gain de l'ATL (*advanced technology laboratory*®) est ajusté pour visualiser un bon signal sur l'Angioscan. (2) La fenêtre d'analyse visible également sur l'Angioscan est positionnée sur la systole. Cette fenêtre est réglable en position (par rapport à un *trigger*\* que fournit la pompe en début de systole), ainsi qu'en durée (figure 2).

La procédure est alors totalement automatique.

#### • Procédure automatisée. Elle comprend les étapes suivantes.

(1) *Recherche des parois* (figure 3).

La porte Doppler se déplace à partir du centre estimé suivant des pas de plus en plus petits en arrivant près des bords.

Le critère de présence de flux, qui permet de détecter les parois du tuyau, est obtenu par le calcul du rapport des énergies des flux systolique

\* *Trigger*: gâchette déclenchée par l'ECG, en un point préfixé.

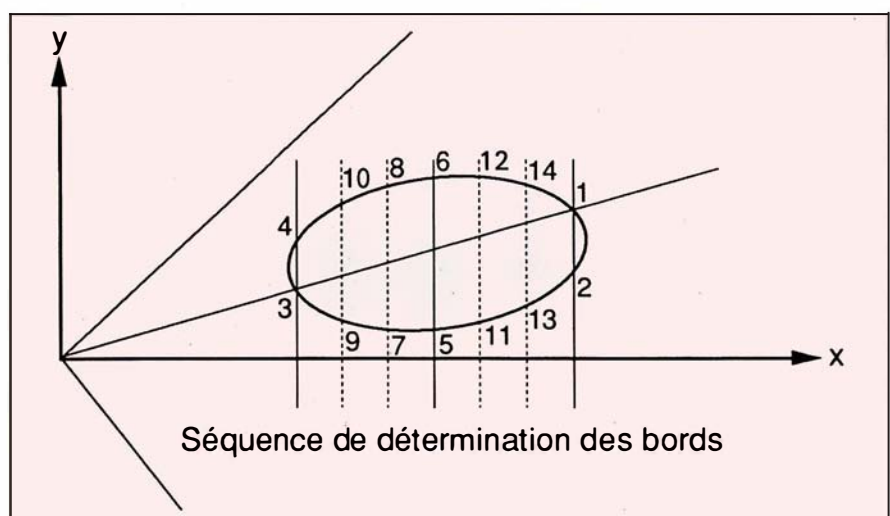


Figure 3. **Séquence de détermination des bords.** Elle se fait par paires de points (1,2), puis (3,4), puis (5,6), etc., par déplacements successifs horizontaux et verticaux de la porte Doppler.

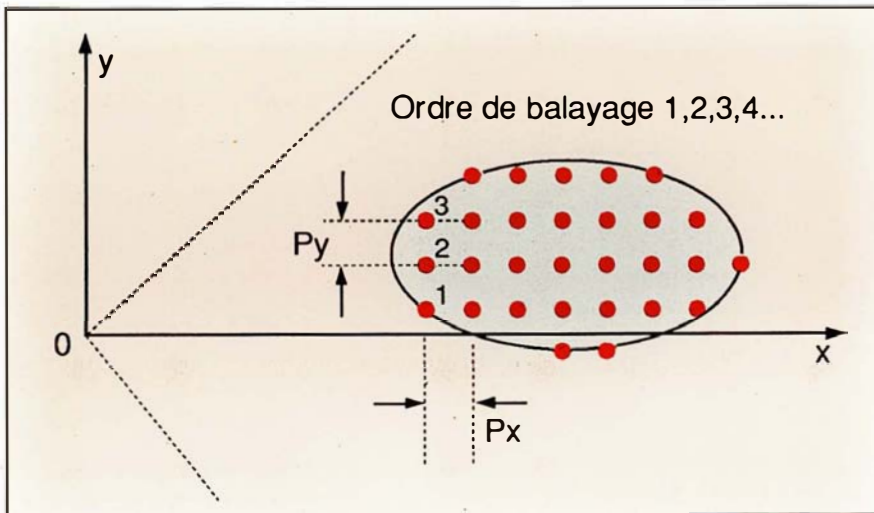


Figure 4. **Séquence d'exploration pour la mesure des vitesses en chaque point.** Le balayage des points d'exploration se fait par pas successifs égaux à  $P_y$  selon l'axe des ordonnées et à  $P_x$  selon l'axe des abscisses. L'aire élémentaire de flux est donc  $P_x \times P_y$ .

et diastolique et par sa comparaison à un seuil de décision fixé au-dessus du niveau de bruit. Ce critère est adaptatif car il ne dépend pas de l'énergie totale du signal. Les points successifs sont trouvés dans l'ordre indiqué : 1,2 puis 3,4, 5,6... le couplage des points deux à

deux facilite la régression elliptique de la phase suivante. (2) *Régression elliptique.* (a) Une régression linéaire fournit tout d'abord la droite passant au mieux par les milieux de chaque couple de points précédents, cette droite est l'axe conjugué de la direction OY.

(b) Une régression du second ordre permet d'obtenir l'ellipse passant au mieux par les points (au sens des moindres carrés). (c) Le diamètre du vaisseau ainsi que l'angle  $\theta$  au centre sont alors calculés.

(3) *Exploration de la section du vaisseau (figure 4).* L'exploration s'effectue suivant des pas réguliers  $P_x$  et  $P_y$  ; pour chaque point 1, 2, 3, 4... on calcule la fréquence moyenne du signal Doppler pendant la systole. Le signal traité par FFT (transformée rapide de Fourier) est le signal Doppler audio composite transposé à 3 kHz, permettant de mesurer des flux directs et des flux rétrogrades (3 kHz correspond à une vitesse nulle, 300 Hz et 5,7 kHz représentent respectivement les vitesses maximales rétrograde et directe). C'est ce même signal composite qui est envoyé sur l'Angioscan pour visualiser en temps réel la courbe de flux. Après échantillonnage du signal à 12 kHz, son analyse s'effectue par tranches successives de 64 points, de durée 5,33 ms (millisecondes) chacune, sur lesquelles on effectue une FFT et des calculs statistiques. On calcule ensuite la fréquence moyenne sur toutes les tranches, donc sur toute la systole.

Bien que le flux mesuré soit toujours du flux direct, le calcul s'effectue en

$$\cos\theta_A = \frac{\cos^2\varphi_A(\cos^2\theta_C - \sin^2\theta_C) - \sin^2(\varphi_C - \varphi_A) - 2(\sin\varphi_C + \cos\theta_C \cdot \sin\alpha)\sin(\varphi_C - \varphi_A)\cos\varphi_A + \cos^2\varphi_C}{2 \cos\varphi_A \cdot \cos\varphi_C \cdot \cos\theta_C}$$

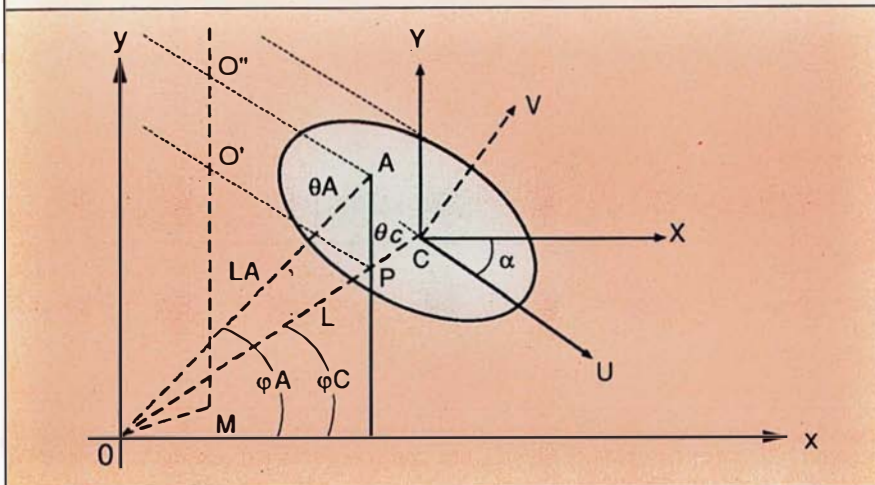


Figure 5. **Calcul de l'angle  $\theta_A$**  (voir détails dans l'annexe, page 116).

tenant compte des deux flux, car les bruits des deux chaînes de traitements ont tendance à se compenser.  
 (4) *Calcul de l'angle  $\theta_A$  en chaque point A.* Un calcul trigonométrique dans l'espace, sur la *figure 5*, fournit l'expression de  $\cos \theta_A$  (voir annexe).  
 (5) *Volume éjecté durant la systole.* On calcule le volume de liquide traversant chaque élément de section droite ( $P_x$ ,  $P_y$ ,  $RU/RV$ ), en multipliant cette surface par la vitesse moyenne  $V_j$  et la durée de la systole. On somme pour tous les points de 1 à N.

$$V = T \sum_1^N P_x P_y V_j \frac{RU}{RV},$$

$$\text{avec } V_j = \frac{F_j \cdot C}{2F \cdot \cos \theta_j}.$$

- $V_j$  = vitesse moyenne au point j.
- $F_j$  = fréquence moyenne au point j.
- $c$  = vitesse de l'onde ultrasonore.
- $F$  = fréquence de l'onde ultrasonore (3 MHz).
- $\theta_j$  = Angle Doppler au point j.
- $N$  = Nombre de points d'exploration.
- $T$  = Durée de la fenêtre de mesure, ou de la systole.
- $P_x, P_y$  = Pas d'exploration.
- $RU, RV$  = demi-petit axe et demi-grand axe de l'ellipse.

• **Résultats et discussion.** Une quarantaine d'expérimentations ont été effectuées dans les conditions suivantes : débit variable entre 50 et 110 cm<sup>3</sup>/systole, diamètre du tube 2 cm, angle d'incidence Doppler de 40° à 55°, distance du capteur au tuyau proche de 4 cm, durée d'une mesure 2 à 3 minutes, les résultats sont présentés dans le *Tableau 1*. Il apparaît une erreur relative maximale de  $\pm 15\%$  sur le volume systolique. Quarante mesures parallèles par thermodilution donnent la même marge d'erreur de  $\pm 15\%$ .

La méthode s'affranchit de toute hypothèse sur le profil de vitesse, elle suppose seulement une section cylindrique de 3 à 4 cm de longueur. La section circulaire du tuyau cadre avec celle communément admise pour l'aorte chez l'homme. En revanche, sa dilatation systolique est moindre (5% au lieu de 15%). Cette variation n'a cependant pas de conséquence appréciable sur la mesure car celle-ci s'effectue toujours au même

Tableau I				
RÉSULTATS				
Tuyau Silicone de 20 mm de diamètre intérieur				
Débit réel	Débit mesuré	Erreur (%)	Diamètre mesuré	Erreur (%)
50	57	14	21	5
50	46	- 8	22	10
50	44	- 12	23	15
50	45	- 10	21	5
50	52	4	19,5	- 2
50	55	10	23	15
50	53	6	19,5	- 2
50	43	- 14	21,5	8
50	46	- 8	19	- 5
50	55	10	22	10
60	53	- 12	22	10
60	57	- 5	19	- 5
60	64	7	18,5	- 8
60	67	12	19	- 5
60	62	3	20	0
60	66	10	22	10
80	80	0	20,5	3
80	73	- 9	18	- 10
80	85	6	22	10
80	81	1	21,5	8
80	68	- 15	19	- 5
80	70	- 12	21	5
80	88	10	21	5
80	90	13	22,5	10
80	84	5	22	10
80	83	4	21	5
95	81	- 15	19,5	- 2
95	89	- 6	19	- 5
95	98	3	19,5	- 2
95	85	0	19	- 5
95	91	- 4	21	5
95	103	8	22	10
95	97	2	21,5	8
95	99	4	21	5
95	100	5	22	10
95	92	- 3	21	5
110	100	9	20,5	3
110	120	9	21	3
110	117	6	19	- 5
110	112	2	21	+ 5

moment, durant la systole, on obtient donc une valeur moyenne de l'aire du tuyau.

La présence d'une incurvation du tuyau sur les 3 à 4 cm de la zone de mesure imposerait théoriquement certains ajustements de la procédure, il faudra donc toujours effectuer les mesures chez l'homme sur les quelques centimètres de vaisseau pratiquement cylindrique faisant suite à l'aorte initiale.

Les tailles du volume de mesure de la porte Doppler (2 mm sur 1 mm), peuvent modifier artificiellement l'excentricité de l'ellipse et les résultats, l'erreur introduite est cependant faible, et inférieure aux erreurs globales présentées dans le *Tableau 1*.

### Conclusion

Si des ajustements ou modifications de procédure sont sans doute à pré-

## Annexe

### PRINCIPE DU CALCUL DE L'ANGLE DOPPLER EN CHAQUE POINT

La figure 5 est tracée dans le plan de balayage sectoriel, les traits pointillés se trouvent en arrière du plan de la figure. Soit A un point quelconque de la section elliptique, d'abscisse  $X_A$ , de coordonnées polaires  $\varphi_A$  et  $L_A$ . On construit la figure de la manière suivante : P est l'intersection de OC avec  $AX_A$ ; sur la ligne de flux passant par P, on prend le point O' tel que  $OO'$  soit perpendiculaire à  $O'P$ ; de O', on trace une parallèle à AP, elle coupe en O'' la ligne de flux passant par A; On prend enfin M tel que OM soit perpendiculaire à  $O'O''$ .

Le centre C de l'ellipse (coordonnées polaires  $\varphi_C$  et L), l'angle Doppler  $\theta_C$  au centre, ainsi que l'angle de rotation  $\alpha$  de l'ellipse ont été préalablement déterminés lors de la régression elliptique.

Le principe du calcul est d'obtenir la longue  $OO''$  de deux manières différentes et d'égaliser les deux expressions.

(a) Dans le triangle  $OAO''$ , on a :

$$OO''^2 = OA^2 + O''A^2 - 2.OA.O''A. \cos \theta_A ;$$

en remplaçant en fonction de L,  $\varphi_C$ ,  $\varphi_A$ ,  $\theta_C$ , il vient :

$$OO''^2 = \left( L \frac{\cos \varphi_C}{\cos \varphi_A} \right)^2 + (L \cos \theta_C)^2 - 2 L^2 \frac{\cos \varphi_C}{\cos \varphi_A} \cos \theta_C \cdot \cos \theta_A.$$

(b) Dans les triangles  $OMO''$  et  $OMO'$

$$OO''^2 = OM^2 + (MO' + O'O'')^2$$

on remplace en fonction de L,  $\varphi_C$ ,  $\varphi_A$ ,  $\theta_C$  et  $\alpha$ , il vient :

$$OO''^2 = L^2 \sin^2 \theta_C + \frac{L^2}{\cos^2 \varphi_A} \sin^2 (\varphi_A - \varphi_C) + 2 \frac{L^2}{\cos^2 \varphi_A} (\varphi_A - \varphi_C) [\sin C + \cos \theta_C \sin \alpha]$$

(c) En égalant les deux expressions,  $L^2$  disparaît et on trouve :

$$\cos \theta_A = \frac{\cos^2 \varphi_A (\cos^2 \theta_C - \sin^2 \theta_C) - \sin^2 (\varphi_C - \varphi_A) + 2 (\sin \varphi_C + \cos \theta_C \sin \alpha) \sin (\varphi_A - \varphi_C) + \cos^2 \varphi_C}{2 \cos \varphi_C \cos \varphi_A \cos \theta_C}$$

voir avant de passer à l'application à l'homme, on peut d'ores et déjà conclure que le dispositif d'automatisation Doppler permet de mesurer d'une façon satisfaisante et non invasive le débit systolique d'un flux pulsatile expérimental dans des conditions proches de celles de la mesure par voie sus-sternale du débit cardiaque dans l'aorte ascendante chez l'homme ■

#### RÉFÉRENCES

1. Magnin PA, Stewart JNA, Myers S, von Ramm O, Kisslo JA. Combined Doppler and phased-array echocardiographic estimation of cardiac output. *Circulation* 1981 ; 63 : 388-92.
2. Goldberg SJ, Sahn DJ, Allen HD, Valdes-Cruz LM, Hoenecke H, Carnahan Y. Evaluation of pulmonary and systemic blood flow by two-dimensional Doppler echocardiogra-

phy using fast Fourier transform spectral analysis. *Am J Cardiol* 1982 ; 50 : 1394-400.

3. Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, Franklin SB, Colocousis JS, Hessel EA. Non-invasive Doppler determination of cardiac output in man : clinical validation. *Circulation* 1983 ; 67 : 593-602.

4. Ihlem H, Amlie JP, Dale J, et al. Determination of cardiac output by Doppler echocardiography. *Br Heart J* 1984 ; 51 : 54-60.

5. Fisher DC, Sahn DJ, Friedman Mj, et al. The mitral valve orifice method for non-invasive two-dimensional echo-Doppler determination of cardiac output. *Circulation* 1983 ; 67 : 872-7.

6. Zhang Y, Nitter-Hauge S, Ihlen H, Myhre E. Doppler echocardiographic measurements of cardiac output using mitral orifice method. *Br Heart J* 1985 ; 53 : 130-6.

#### TIRÉS A PART

D. Kalmanson.