

Échocardiologie de contraste en deux dimensions et en temps réel

1. Techniques ultrasoniques*

par P.W. SERRUYS, F. HAGEMEIJER, C. LIGTVOET et J. ROELANDT

Une solution aqueuse (glucose 5 p. 100) injectée rapidement dans une veine périphérique modifie l'homogénéité acoustique du sang, non seulement en périphérie, mais également au sein des cavités cardiaques. Cette technique de contraste ultrasonique connaît un renouveau, grâce à l'essor de l'échocardiologie bidimensionnelle en temps réel qui permet de visualiser le sang en mouvement. Les divers types de transducteurs bidimensionnels en temps réel, existant à l'heure actuelle, sont décrits ainsi que le multiscan à focalisation dynamique, mis au point par notre laboratoire. L'agent de contraste ultrasonique choisi (eau glucosée), le site et le mode d'injection, le mode d'enregistrement et les incidences échocardiologiques sont analysés ; enfin, les limitations de l'échocardiographie de contraste à cristal unique et les avantages des techniques bidimensionnelles en temps réel sont discutés.

MOTS CLÉS : échocardiographie de contraste, bidimensionnel.

I. — INTRODUCTION

Les ultrasons sont en partie réfléchis aux interfaces de milieux d'impédance acoustique différente. L'enregistrement de ces « échos » permet de visualiser les diverses structures cardiaques. L'échocardiologie étudie en particulier les solutions de continuité acoustique entre le sang et l'endocarde. Du point de vue acous-

tique, le sang est homogène et ne réfléchit pas les ultrasons ; il est donc invisible.

Tout change lorsqu'un agent de contraste altère l'homogénéité acoustique normale du sang. Dès 1967 Gramiak a fait usage d'injections intracardiaques de vert d'indocyanine pour identifier, par échocardiographie, différentes structures cardiaques telles que l'arc aortique [6], les valves pulmonaires [8], et le sinus coronaire [10]. Ultérieurement, ces agents de contraste acoustique, injectés en cours de cathétérisme cardiaque, ont permis la détection de communications intracardiaques et de régurgitations valvulaires [14, 27]. Mais un cathéter intracardiaque n'est pas indispensable pour la réalisation d'une échocardiographie de contraste : des injections rapides dans une veine périphérique permettent d'opacifier les cavités cardiaques et le flux sanguin. Il est donc également possible de localiser des shunts intracardiaques droit-gauche [28, 30]. Toutes ces

Thoraxcentrum, département d'échocardiographie, hôpital Dijkzigt et université Erasme, Rotterdam, Pays-Bas.

Pour toute correspondance : Dr P.W. SERRUYS, Thoraxcentrum, hôpital Dijkzigt et université Erasme, B.P. 1738, Rotterdam, Pays-Bas.

(*) Travail subsidié en partie par l'Institut universitaire de Cardiologie des Pays-Bas.

Article reçu en septembre 1977 et accepté en janvier 1978.

études ont été enregistrées en mode M, avec un cristal piézoélectrique unique. Par contre, l'échocardiologie bidimensionnelle en temps réel [1, 5, 12, 18] permet de voir une tranche de cœur en mouvement. Le développement et l'essor de cette technique ainsi que l'existence de solutions de contraste acoustique suggèrent la possibilité de visualiser le sang en mouvement, ce qui n'est pas sans rappeler les techniques de cinéangiographie.

Cette dernière permet de visualiser et d'enregistrer sur pellicule cinématographique des projections superposées de toutes les cavités cardiaques opacifiées. Par contre, l'échocardiologie bidimensionnelle visualise directement une tranche de section cardiaque et le contraste acoustique qu'elle contient, sans superposition des plans.

A ce jour, les tentatives d'échocardiologie de contraste en deux dimensions et en temps réel (balayage linéaire) ont fait appel à des injections intracardiaques d'agents de contraste acoustique [16, 24] : l'instrumentation appartenait à la première génération de transducteurs à multi-éléments. Depuis peu, notre laboratoire a mis au point un multiscan à focalisation dynamique [18] qui fournit des images de très haute qualité. Nous avons donc repris ce sujet, avec pour but de mettre au point une méthodologie simple, utilisable chez des patients ambulants, dans un laboratoire d'échocardiologie de routine [13, 25, 26]. Ces conditions sont indispensables pour donner à l'échocardiologie de contraste un réel intérêt clinique et une véritable valeur diagnostique.

II. — APPAREILLAGES ET TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT (tableau I)

Le temps réel a ici son importance : si les images sont en pseudo-temps réel (II, 1 : synchronisation avec l'électrocardiogramme) ou composite (II, 2 : élaboration d'une image à partir de plusieurs cycles cardiaques), il est impossible de voir le mouvement du sang rendu échogène. L'enregistrement doit en effet montrer à chaque instant la progression de la solution de contraste.

A l'heure actuelle, quatre types d'appareils permettent la réalisation en temps réel d'échocardiogramme en deux dimensions (II, 3) :

TABLEAU I
TECHNIQUES D'EXAMEN DU CŒUR PAR ULTRASONS

I. UNIDIMENSIONNEL OU MODE M

II. BIDIMENSIONNEL, EN TRANCHE DE SECTION

1. Image en pseudo-temps réel [9].

Reconstruction en mode B par ordinateur, et synchronie avec l'ECG d'un balayage mode M (combined M-mode and B-mode scanning).

2. Image composite.

Balayage linéaire, sectoriel, arciforme ou mixte.

- a) Balayage mécanique d'un cristal unique immergé (ultrasonocardiotomographie) [4].
- b) Phase du cycle cardiaque sélectionné par ECG (ECG gated compound B scanning or ultrasonography) [15].

3. Image en temps réel.

- a) Balayage sectoriel mécanique d'un cristal unique (fig. 1) (mechanical sector scanner) [5, 12].
- b) Balayage sectoriel par déphasage électronique (fig. 2) (phased array sector scanner) [31].
- c) Balayage linéaire électronique (fig. 3) (linear array or multiscan) [1].
- d) Balayage linéaire électronique, à foyer variable (fig. 4) (dynamically focused linear phased array) [18].

Les références bibliographiques correspondantes figurent entre crochets.

A) LE BALAYAGE SECTORIEL MÉCANIQUE (fig. 1)

Deux appareils ont été mis au point indépendamment par Griffith et Henry d'une part [12], et Eggleton et collaborateurs d'autre part [5].

Le principe en est le même : un bras mécanique imprime à un cristal unique des oscillations, avec une fréquence de 15 cycles/s. Un oscilloscope cathodique projette en brillance modulée les échos recueillis suivant chacune des inclinaisons du transducteur sur le thorax du patient. Il en résulte une image triangulaire, en quartier de tarte, d'un angle de 30 à 60°, permettant des études de contraste.

Le balayage sectoriel mécanique à ses limitations. La disposition radiaire de l'image sur écran cathodique n'est pas directement convertible en une image télévisée, qui est faite d'une juxtaposition de lignes parallèles. Il n'est pas possible d'enregistrer directement l'image bi-

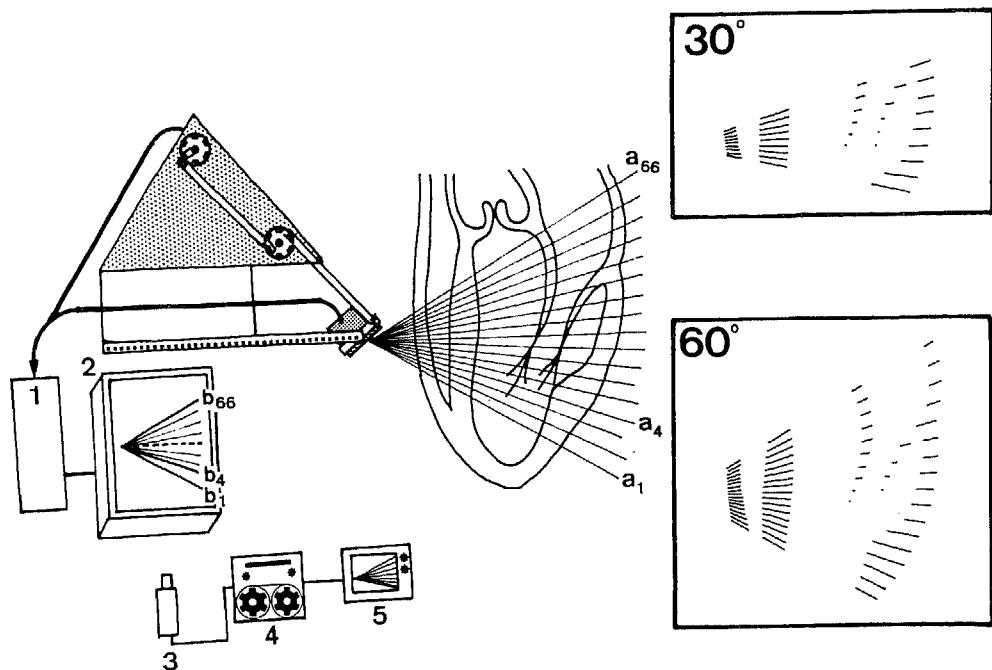


FIG. 1

Balayage sectoriel mécanique d'un cristal unique. Un bras mécanique imprime un mouvement rapide de va-et-vient à un cristal placé sur le thorax. Les échos réfléchis dans chacune des positions du transducteur (a_1 , a_4 , a_{66}) sont traités (module électronique 1) puis projetés sur un oscilloscope (2) suivant la même incidence. Une caméra de télévision (3) filme et enregistre l'image oscilloscopique sur bande magnétique (4), ce qui permet une analyse ultérieure sur écran de télévision (5). Suivant le système utilisé, le secteur balayé est de 30 ou de 60°.

dimensionnelle sur bande magnétique, et l'on doit interposer un chaînon optique, une caméra de télévision qui filme l'oscilloscope.

B) BALAYAGE SECTORIEL PAR DÉPHASAGE ÉLECTRONIQUE (fig. 2)

Initialement décrit par Somer [29], mais mis au point pour l'étude du cœur par Von Ramme et Thurstone [31], ce système comporte plusieurs cristaux alignés qui, ensemble, produisent également un balayage sectoriel. Les ultrasons produits par chaque cristal sont pulsés avec un léger déphasage de telle sorte que le front de l'onde ultrasonique s'oriente à chaque fois dans une direction particulière, selon le déphasage électronique initialement imprimé à l'ensemble des transducteurs.

L'enregistrement sur bande magnétique nécessite un interface optique : une caméra de télévision transformera l'image triangulaire produite par le balayage sectoriel en une image télévisée à lignes horizontales.

La définition de l'image obtenue par ces systèmes est excellente ; de plus, l'angle balayé est plus grand (60° à 90°), ce qui facilite les travaux d'échocardiologie de contraste.

C) BALAYAGE LINÉAIRE ÉLECTRONIQUE : LE MULTISCAN (fig. 3)

Ce procédé est antérieur aux balayages sectoriels [1]. Mis au point par Bom et coll. dès 1971, le transducteur consiste en un alignement de 20 cristaux piézoélectriques sur une distance de 10 cm. Le principe en est décrit en détail dans ce journal par Roelandt et coll. [21]. Chaque cristal fonctionne à son tour comme émetteur-récepteur, et les échos détectés sont convertis en points, modulés suivant leur intensité, et reliés entre eux sur l'axe horizontal d'un oscilloscope ou d'un écran de télévision. Chaque ligne correspond à la position relative d'un des éléments vis-à-vis de la structure cardiaque. Une commutation électronique rapide d'un élément à l'autre permet de balayer

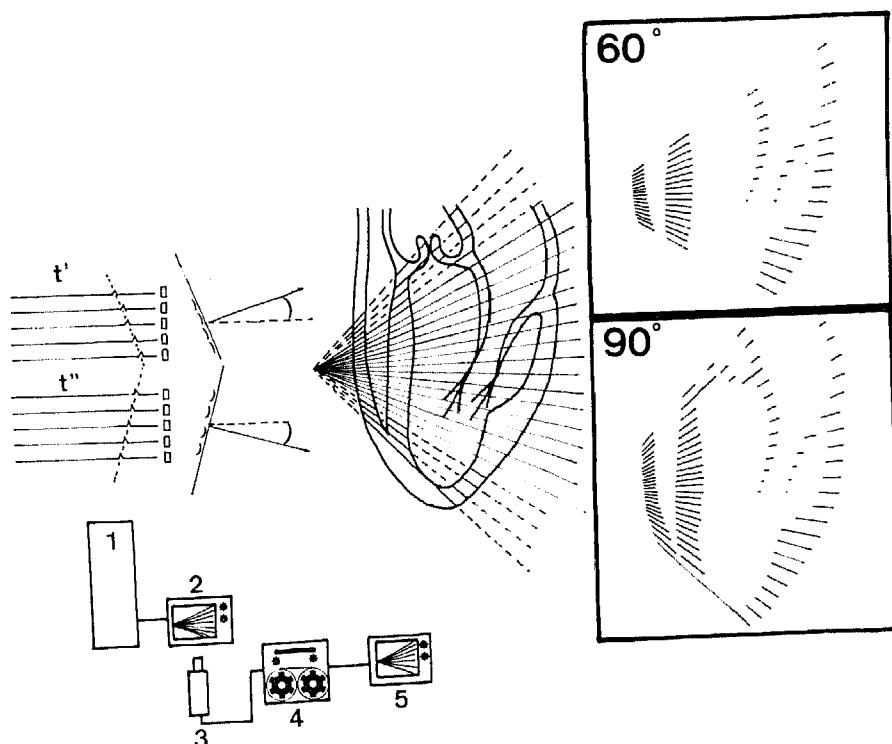


FIG. 2

Balayage sectoriel par déphasage électronique (t' , t'') du front de l'onde ultrasonique. Les échos reçus dans chacune des incidences sont traités (1) avant d'être projetés sur un écran cathodique (2). L'image, filmée par une caméra de télévision (3) est enregistrée sur bande magnétique (4), (2). L'image, filmée par une caméra de télévision (3) est enregistrée sur bande magnétique (4), ce qui permet une analyse ultérieure sur écran de télévision (5). Suivant le système utilisé, le secteur balayé est de 60 ou de 90°.

la tranche de section du cœur avec une fréquence de 160 images/s.

Cette fréquence permet une analyse détaillée des mouvements du cœur à chaque instant du cycle cardiaque. De plus, l'image échocardiologique est constituée de lignes parallèles, et l'enregistrement sur magnétoscope se fait de façon directe, par un convertisseur linéaire électronique [19], petit ordinateur qui ajuste les temps d'inscription sur l'oscilloscope en fonction des délais d'inscription des lignes successives sur l'écran de télévision. Quant à l'image télévisée elle-même, un dédoublement électronique des lignes enregistrées en améliore la densité optique et dès lors la qualité visuelle.

Ce système permet les études de contraste, et a été utilisé pour l'identification de différentes structures cardiaques [24] ; néanmoins, la qualité de l'image n'autorise pas une analyse détaillée des courants sanguin intracardiaques.

D) MULTISCAN A FOCALISATION VARIABLE (fig. 4)

Cet instrument constitue la deuxième génération du balayage linéaire électronique. Mise au point par notre groupe au Thoraxcentrum en 1976 [18], cette innovation consiste en une focalisation continue et dynamique du faisceau d'ultrasons. Ceci est effectué par l'utilisation d'un foyer axicon. Le transducteur de cet appareil comporte 51 cristaux piézoélectriques dont le balayage linéaire se fait de façon séquentielle par sous-groupes de 12 éléments. Chaque sous-groupe chevauche partiellement son prédecesseur : le premier sous-groupe comprend les cristaux de 1 à 12, le deuxième ceux de 2 à 13, et ainsi de suite. Les 12 cristaux de chaque sous-groupe sont activés avec un léger déphasage : ceux du centre sont activés un peu plus tard que ceux des extrémités, ce qui confère une disposition arciforme à l'activation des 12 transducteurs et produit un faisceau convergent d'ultrasons.

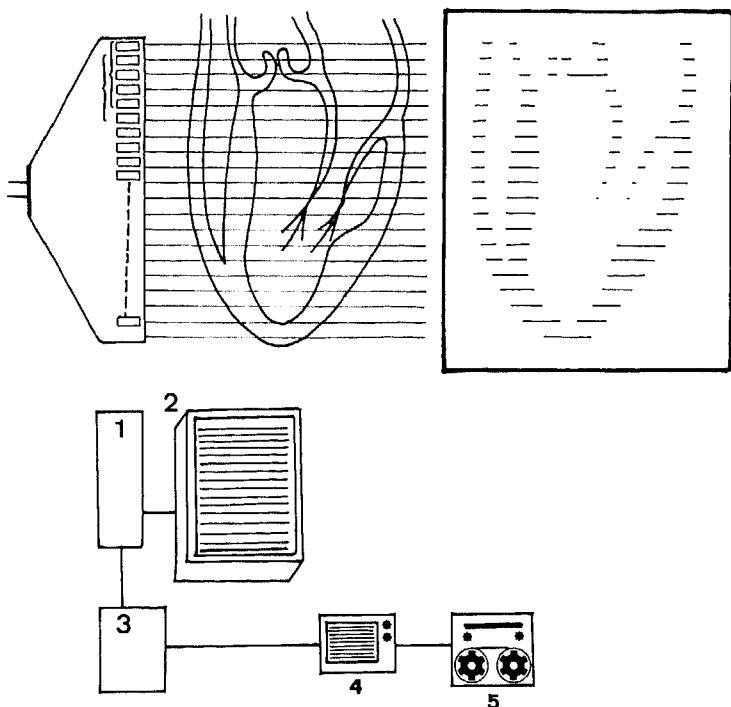


FIG. 3

Balayage électronique linéaire (multiscan). L'alignement des cristaux permet l'examen d'une tranche rectangulaire du cœur (pas de secteur, pas d'angulation). Un convertisseur linéaire électronique (3) transforme directement les échos en une image linéaire projetée sur écran de télévision (4); l'enregistrement sur bande magnétique (5) ne nécessite pas d'interface optique; (1) module électronique du multiscan (2) écran oscilloscopique.

Le foyer axicon, électronique, n'est pas ponctuel comme un foyer optique ou acoustique, mais allongé, ce qui permet une meilleure résolution latérale sur une grande profondeur du champ exploré par les ultrasons.

La focalisation des ultrasons n'est pas seulement utilisée à l'émission des ultrasons, mais également à la réception. Dès la fin de l'émission, les 12 cristaux d'un sous-groupe activé reprennent leur fonction de récepteur.

Un écho produit par une structure cardiaque arrivera plus vite aux cristaux centraux qu'aux cristaux périphériques, car ces derniers sont plus éloignés du réflecteur cardiaque. Pour améliorer la définition de l'image à la réception, une compensation électronique abolit ce délai physique. La section visualisée est tronçonnée en profondeur en six zones de focalisation. Des délais fixes après l'émission ultrasonique, fonction de la vitesse des ultrasons dans les tissus, permettent aux 12 cristaux du

sous-groupe d'être focalisés à la réception, de façon consécutive pour chacune de ces zones.

Les structures cardiaques en mouvement se projettent sur l'écran de télévision (8×16 cm) à la fréquence de 50 images/s. Dans la partie inférieure de l'écran figure également l'électrocardiogramme, qui défile de gauche à droite. Le vidéomagnétoscope permet l'analyse rétrospective, image par image, du cycle cardiaque, par référence à l'électrocardiogramme.

III. — AGENTS DE CONTRASTE ULTRASONIQUE

Ziskin et coll. ont fait l'inventaire des divers agents de contraste ultrasonique à usage clinique ou expérimental [32].

In vitro [17], l'injection d'eau dans son propre milieu ne produit d'écho décelable par

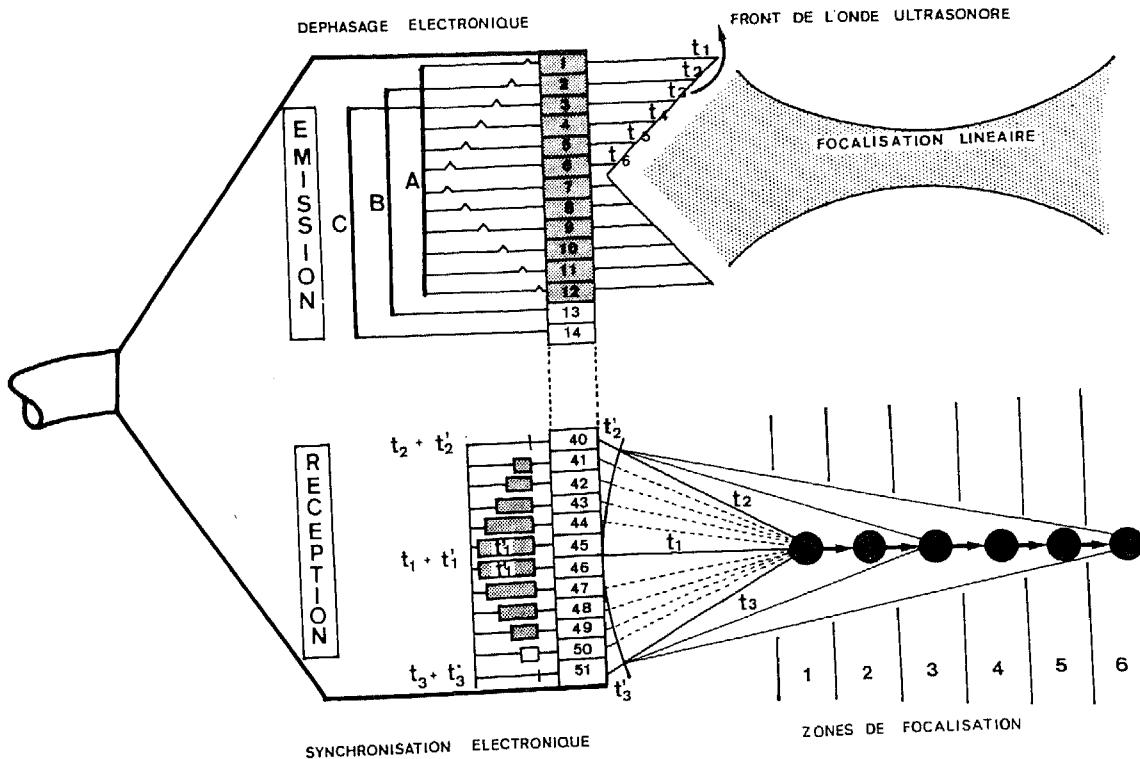


FIG. 4

Multiscan à foyer variable. Les 51 cristaux émettent et reçoivent par sous-groupes de 12 cristaux. A l'émission (haut), un déphasage électronique des impulsions ultrasoniques imprime au faisceau un foyer linéaire de type axicon. A la réception (bas), une abolition électronique des délais physiques (t_1 , $t_2 + t_2'$, $t_3 + t_3'$, etc.), au niveau de chaque cristal, des échos réfléchis par une même structure réduisent la distorsion de l'image échographique. La profondeur du champ échocardiologique est ainsi divisée en 6 zones de focalisation.

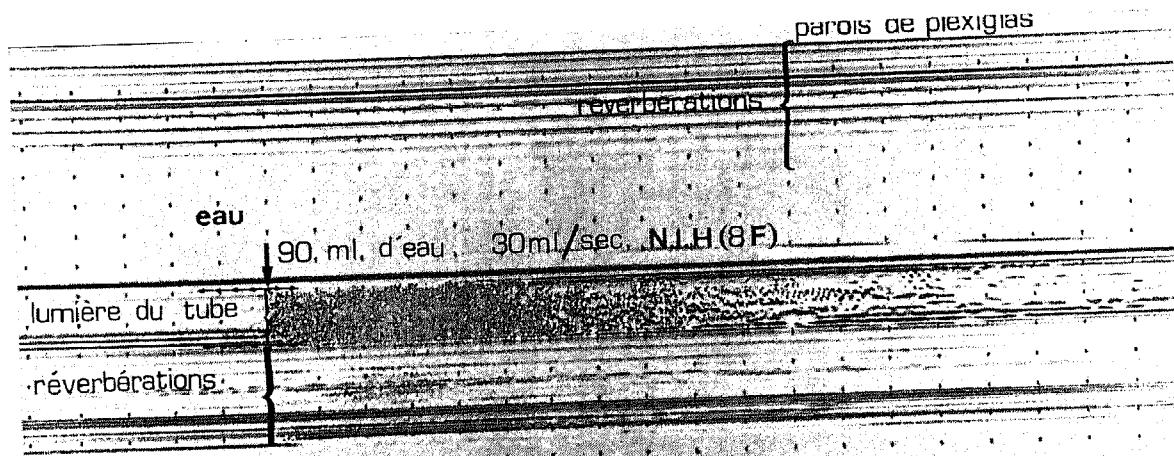


FIG. 5

Echocardiographie en mode M. La cible est un tube de caoutchouc immergé dans une boîte en plexiglas remplie d'eau. A gauche, multiples images linéaires parallèles (réverbérations); il est difficile de définir la lumière du tube. Une injection rapide d'eau produit des microbulles (cavitation) qui opacifient la lumière du tube.

un transducteur ultrasonique que si l'on atteint la vitesse seuil de 3 500 cm/s (fig. 5). Des expériences conduites dans une enceinte pressurisée ont montré que le phénomène de cavitation est la source principale d'échos [17]. La cavitation résulte du phénomène de Bernouilli. Dans un cathéter et à son extrémité, au sein du jet liquide, une accélération de la vitesse du flux s'accompagne d'une chute de la pression hydrostatique. Cette diminution de la pression, qui peut même devenir subatmosphérique [2, 3, 32], extrait sous vide les gaz dissous qui passent en phase gazeuse sous forme de microbulles. Ces dernières constituent une multiplicité de petites surfaces qui reflètent les ultrasons : le sang perd son homogénéité acoustique et devient intensément échogène.

La vitesse du flux liquide requise pour produire ce phénomène de cavitation dépend essentiellement du diamètre du cathéter à son extrémité. Un nombre sans dimension, le nombre de Thoma, est le critère adéquat pour prévoir l'éventuelle apparition d'un phénomène de cavitation [2].

Lors d'une injection dans une veine périphérique, les microbulles produites en périphérie sont entraînées par le sang jusque dans les cavités cardiaques droites. Elles persistent durant quelques secondes, ce qui permet leur détection par les ultrasons. Le réseau capillaire pulmonaire ou périphérique constitue pour elles un filtre parfait [7]. Ainsi, leur apparition au sein des cavités cardiaques gauches ne peut être que le résultat d'un shunt entre les circulations droite et gauche [13].

Parmi les autres agents de contraste ultrasonique, le vert d'indocyanine injecté dans une veine périphérique a ses partisans et ses opposants. Ce produit doit être fortement agité lors de sa mise en solution et contiendrait de ce fait 0,02 ml de gaz pour 2 ml de colorant dissout [11].

Les partisans de cette substance arguent de son innocuité et de l'insuffisance de contraste d'une solution physiologique ou glucosée [28]. Par contre, ce produit est coûteux, non physiologique, et le nombre permissible d'injections est limité.

L'oxyde d'éthyle et l'eau oxygénée n'ont pas été utilisés comme contraste ultrasonique en clinique humaine. Nous avons utilisé quelque temps l'anhydride carbonique, excellent réflecteur, mais nous avons finalement opté pour le

glucose à 5 p. 100, ou pour le NaCl à 9 p. 1 000 d'un maniement plus aisé et moins dangereux [13, 25, 26].

IV. — SITE ET MODE D'INJECTION

L'échocardiologie de contraste n'a d'intérêt clinique réel que si elle est réalisable en routine, au laboratoire d'échocardiologie, par injection de contraste dans une veine périphérique.

A cet effet nous utilisons un cathéter de téflon (Braunule 18G) placé de préférence dans la veine basilique de l'avant-bras ; 10 ml de glucose 5 p. 100 sont injectés à la main, au plus vite. La durée de ces injections manuelles est d'une grande variabilité ($1,4 \pm 0,3$ s) ; pourtant, l'effet de contraste dépend de la vitesse de l'injection, qui doit être aussi rapide que possible.

V. — MODE D'ENREGISTREMENT

Les patients sont examinés en décubitus dorsal. Le transducteur est placé à même la région précordiale suivant l'axe de cœur, puis perpendiculairement au grand axe [20, 21, 22] pendant les 6 à 10 injections de contraste, faites de routine.

Pour étudier le passage du contraste ultrasonique dans le cœur, les incidences suivantes ont un intérêt clinique : 1) position axiale (fig. 6) ; 2) positions transversales, *a*, *b*, *c*, selon l'inclinaison et la translation du transducteur sur le thorax (fig. 7).

VI. — LIMITATIONS DE L'ÉCHOCARDIOGRAPHIE DE CONTRASTE A CRISTAL UNIQUE (MODE-M) ET AVANTAGES DES TECHNIQUES BIDIMENSIONNELLES EN TEMPS RÉEL

L'échocardiographie traditionnelle, à cristal unique, de préférence muni d'une lentille acoustique, permet l'utilisation d'agents de contraste ultrasonique, mais cette technique a ses limitations.

Un examen échocardiographique en mode M correspond à l'analyse d'une ponction-biopsie

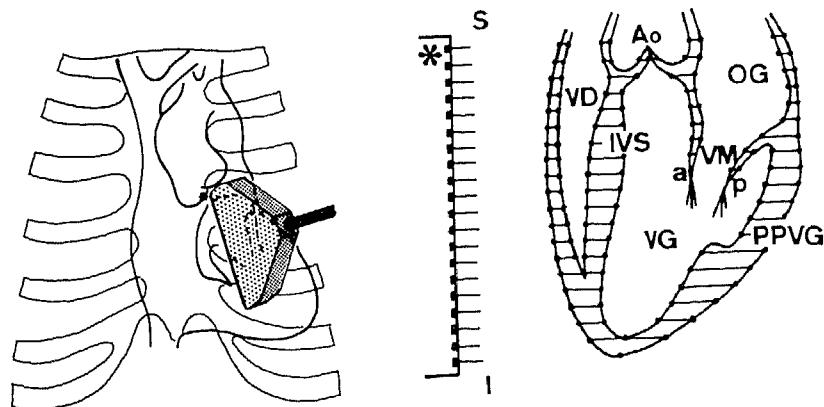


FIG. 6

Transducteur en position axiale. La tranche de section du cœur ainsi examinée montre, d'avant en arrière et de haut en bas, le ventricule droit (VD), le septum interventriculaire (IVS), l'aorte (AO), le ventricule gauche (VG), l'oreillette gauche (OG), les valvules mitrales antérieure (VMa) et postérieure (VMP), et la paroi postérieure du ventricule gauche (PPVG).

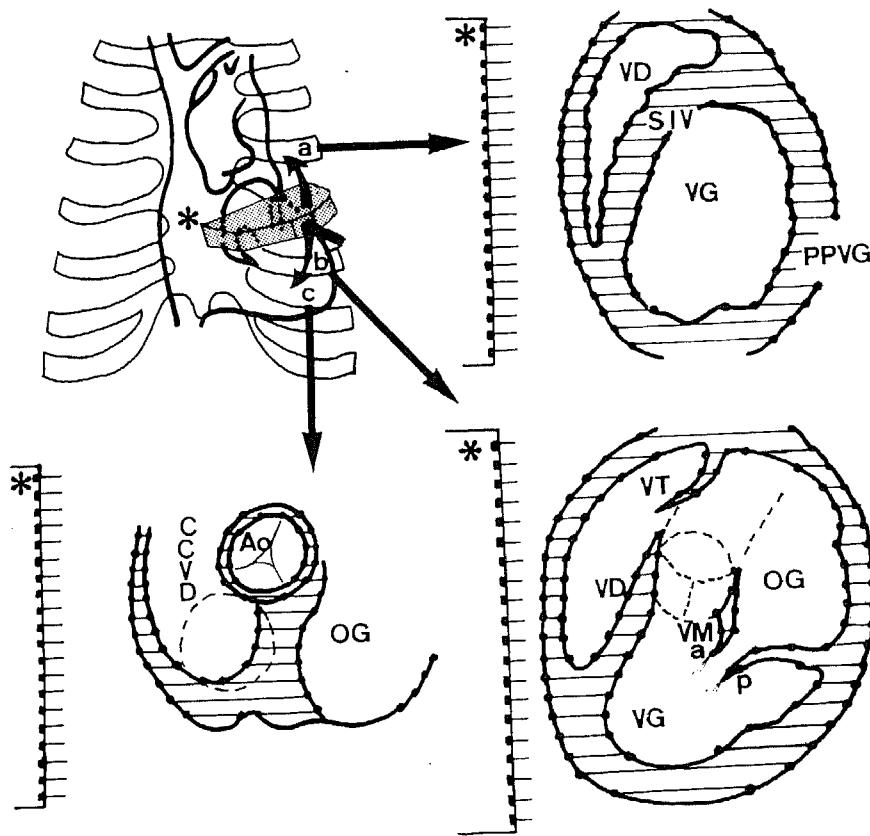


FIG. 7

Differentes positions transversales du transducteur, avec les tranches de section du cœur correspondant à chacune de ces positions. a) Coupe transversale passant par le ventricule droit (VD), le septum interventriculaire (SIV), le ventricule gauche (VG) et la paroi postérieure du ventricule gauche (PPVG). b) Translation de la position « a » à l'espace interne du ventricule gauche et par la valve tricuspidale (VT) et par la valve costale supérieure. Coupe transversale passant par la valve tricuspidale (VT) et par la valve costale supérieure. Coupe transversale passant par la valve mitrale (VMa, VMP). Le septum interauriculaire n'est pas dans le plan de la coupe. Par convention, la projection de l'image échocardiologique sur l'écran de télévision se fait de telle façon que le haut de l'écran correspond à la droite du sujet. c) Coupe transversale de la chambre de chasse du ventricule droit (CCVD), de l'aorte (Ao) et de l'oreillette gauche (OG). (Avec permission, 23).

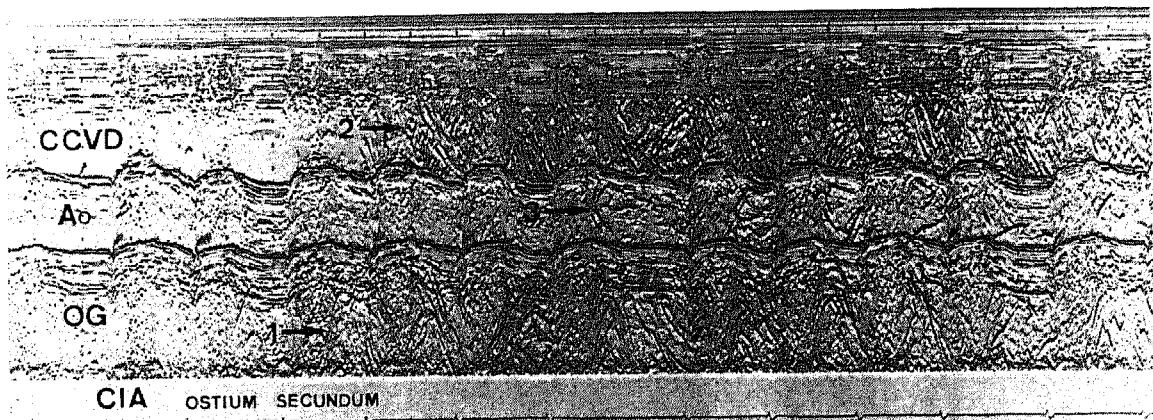


FIG. 8

Echocardiogramme de contraste en mode M chez un patient porteur d'une CIA avec shunt bidirectionnel. De haut en bas, le faisceau d'ultrasons traverse la chambre de chasse du ventricule droit (CCVD), l'aorte (Ao), et l'oreillette gauche (OG). Après une injection rapide de glucose (5 p. 100, 10 ml) dans une veine basilique, le sang, devenu échogène, passe dans l'oreillette droite (non visualisée) apparaît dans l'OG (1) en même temps que dans le ventricule droit (non visualisé), passe ensuite dans la CCVD (2) et dans le ventricule gauche (non visualisé), et enfin dans l'Ao (3).

du cœur. L'information est par essence unidimensionnelle, comparée à l'image hautement plus suggestive d'une tranche de section cardiaque animée en temps réel.

Si le contraste ultrasonique se trouve sur son trajet, le faisceau d'ultrasons le détecte. A condition d'utiliser, l'une après l'autre, différentes incidences échocardiographiques, on peut déduire la localisation d'un shunt intracardiaque (fig. 8). L'information reste déductive, car le passage du contraste à travers le défaut n'est pas visualisé à proprement parler. De plus cette technique ne permet pas d'étudier la dynamique du flux sanguin, par exemple, sa direction, le flux lumineux ou turbulent, ou le mouvement de va-et-vient d'une cavité à l'autre.

Il n'en est pas de même en échocardiologie bidimensionnelle en temps réel, une technique qui visualise directement une tranche de section cardiaque, que ce soit une coupe rectangulaire ou un coin en quartier de tarte : l'observateur peut voir où et quand passe le sang devenu échogène après l'administration de l'agent de contraste, et la localisation anatomique du shunt peut être démontrée. En outre, la fréquence des images (50 images/s avec le

multiscan) autorise même une analyse séquentielle détaillée : progression du contraste de 20 en 20 ms.

VII. — CONCLUSIONS

L'échocardiologie de contraste bidimensionnelle en temps réel marque une étape nouvelle dans l'étude du cœur par les ultrasons. Le sang peut être rendu échogène et visualisé en mouvement sur une coupe animée du cœur. L'on obtient ainsi des informations fonctionnelles analogues à celles de la cinéangiographie.

Nous avons décrit les principales techniques d'échocardiologie en deux dimensions ainsi que leurs limitations, les agents de contraste, les sites d'injection et les plans échocardiologiques à étudier.

Dans notre laboratoire, nous utilisons un système multiscan à foyer variable et des injections de 10 ml de glucose à 5 p. 100, injectés dans la veine basilique ; l'enregistrement sur la bande magnétique permet rétrospectivement l'analyse détaillée de ces injections de contraste ultrasonique.

SUMMARY

An aqueous solution (5% glucose) injected rapidly into a peripheral vein modifies the acoustic homogeneity of the blood not only at the periphery, but also within the cavities of the heart. This ultrasonic

contrast technique has taken a new lease of life thanks to two-dimensional echocardiography in real time, which allows the blood to be visualised as it moves. A description is given of the current two-dimensional real time transducers, and of the dynamically focal multiscan which has been developed in our laboratories. An analysis is made of the chosen ultrasonic contrast medium (glucose water), of the site and mode of injection, of the recording technique and of the various echocardiological views. Finally, a discussion highlights the limitations of single crystal echocardiography, and the advantages of the two-dimensional technique in real time.

RESUMEN

Una solución acuosa (glucosa al 5 por ciento) inyectada rápidamente en una vena periférica modifica la homogeneidad acústica de la sangre, no solamente en la periferia, sino también en el seno de las cavidades cardíacas. Esta técnica de contraste ultrasónico ha sido considerablemente renovada en virtud del auge de la ecocardiología bidimensional en tiempo real, con la cual se puede visualizar la sangre en movimiento.

En el presente trabajo se describen los diversos tipos de transductores bidimensionales en tiempo real que existen a la hora presente, del mismo modo que el multiescintígrafo (multiscan) de focalización dinámica, perfeccionado por nuestro laboratorio. El agente de contraste ultrasónico elegido (agua glucosada), el lugar y el modo de la inyección, la técnica del registro y las incidencias ecocardiológicas, son igualmente analizadas. Finalmente, se discuten las limitaciones de la ecocardiografía de contraste con cristal único y las ventajas de las técnicas bidimensionales en tiempo real.

Bibliographie

1. BOM N., LANCEE C.T., VAN ZWIETEN G., KLOSTER F.E., ROELANDT J. : Multiscan echocardiography. Technical description. *Circulation*, **48**, 1066, 1973.
2. BOVE A.A., ZISKIN M.C., MULCHIN W.L. : Ultrasonic detection of *in vivo* cavitation and pressure effects of high-speed injections through catheters. *Invest. Radiol.*, **4**, 236, 1969.
3. DOUMANIAN H.O., AMPLATZ K. : Vascular Jet collapse selective angiography. *Am. J. Roentgenol.*, **100**, 344, 1967.
4. EBINA T., OKA S., TANAKA N., KOSAKA S., TERASAWA, UNNO K., KIKUCHI D., UCHIDA R. : The ultrasonotomography of the heart and great vessels in living human subjects by means of the ultrasonic reflection technique. *Jap. Heart J.*, **8**, 331, 1967.
5. EGGLETON R.C., FEIGENBAUM H., JOHNSTON K.W., WEYMAN A.E., DILLON J.C., CHANG S. : Visualization of cardiac dynamics with real-time B-mode ultrasonic scanner. *Ultrasound in medicine*. D. White Edit., Plenum Press, New York, **1**, 385, 1975.
6. GRAMIAK R., SHAH P.M. : Echocardiography of the aortic root. *Invest. Radiol.*, **3**, 356, 1968.
7. GRAMIAK R., SHAH P.M., KRAMER D.H. : Ultrasound cardiography: contrast studies in anatomy and function. *Radiology*, **92**, 939, 1969.
8. GRAMIAK R., NANDA N.C., SHAH P.M. : Echocardiographic detection of the pulmonary valve. *Radiology*, **102**, 153, 1972.
9. GRAMIAK R., WAAG R., SIMON W. : Cine ultrasound cardiography. *Radiology*, **107**, 175, 1973.
10. GRAMIAK R., SHAH P.M. : Ultrasonic contrast techniques in echocardiography. *Ultrasound in the diagnosis of cardiovascular-pulmonary disease*. C. Joyner Edit., Year Book Medical Publ., Chicago, p. 45, 1974.
11. GRAMIAK R., NANDA N.C. : Structure identification in echocardiography. *Cardiac ultrasound*. R. Gramiak et al. Edit., CV Mosby Co. Publ., Saint-Louis, p. 40, 1975.
12. GRIFFITH J.M., HENRY W.L. : A sector scanner for real time two-dimensional echocardiography. *Circulation*, **49**, 1147, 1974.
13. HAGEMEIJER F., SERRUYS P.W., VAN DORP W.G. : Contrast echocardiology. *Echocardiology*. N. Bom, Edit., Nijhoff Publ., La Haye, Pays-Bas, p. 147, 1977.
14. KERBER R.E., KIOSCHOS J.M., LAUER R.M. : Use of an ultrasonic contrast method in the diagnosis of valvular regurgitation and intracardiac shunts. *Am. J. Cardiol.*, **34**, 722, 1974.
15. KING D.L. : Cardiac Ultrasonography: cross-sectional imaging of the heart. *Circulation*, **47**, 843, 1971.
16. KING D.L. : Cardiac Ultrasonography. Diagnostic ultrasound. D.L. King Edit., C.V. Mosby Co. Publ., Saint Louis, p. 160, 1974.
17. KREMKAU F.W., GRAMIAK R., CARSTENSEN E.L., SHAH P.M., KRAMER D.H. : Ultrasonic detection of cavitation at catheter tips. *Am. J. Roentgenol.*, **110**, 177, 1970.
18. LIGTVOET C.M., RIDDER J., LANCEE C.T., HAGEMEIJER F., VLEITER W.B., GUSSENHOVEN W.J. : A dynamically focussed multiscan system. *Echocardiology*. N. Bom Edit. Nijhoff Publ., La Haye, Pays-Bas, p. 313, 1977.
19. LIGTVOET C.M., VOGEL J., VAN EGMOND F., VLEITER W.B. : Direct conversion of real time two-dimensional echocardiographic images. *Ultrasonics*, **15**, 89, 1977.
20. ROELANDT J., KLOSTER F.E., TEN CATE F.J., VAN DORP W.G., HONKOOP J., BOM N., HUGENHOLTZ P.G. : Multidimensional echocardiography. An appraisal of its Clinical usefulness. *Br. Heart J.*, **36**, 29, 1974.
21. ROELANDT J., BOM N., HAGEMEIJER F., HUGENHOLTZ P.G. : Visualisation bidimensionnelle et directe du cœur par échocardiographie à éléments multiples. *Arch. Mal. Cœur*, **68**, 281, 1975.
22. ROELANDT J. : Practical Echocardiology. D. White Edit. Research studies press., Forest Grove, p. 23, 1977.
23. ROELANDT J., VAN DORP W.G., BOM N., LAIRD J.D., HUGENHOLTZ P.G. : Resolution problems in echocardiography: a source of interpretation errors. *Am. J. Cardiol.*, **37**, 256, 1976.
24. SAHN D.J., WILLIAMS D.E., SHACKELTON S., FRIEDMAN W.F. : The validity of structure identification for cross-sectional echocardiography. *J. Clin. Ultrasound*, **2**, 201, 1974.
25. SERRUYS P.W., VLEITER W.B., HAGEMEIJER F., LIGTVOET C.M. : Bidimensional real-time echocardiological follow-visualization of a ventricular right-to-left shunt following peripheral vein injection. *Europ. J. Cardiol.*, **6**, 99, 1977.

26. SERRUYS P.W., LIGTVOET C.M., HAGEMEIJER F., VLETTER W.B. : Intracardiac shunts in adults studied with bidimensional ultrasonic contrast techniques after peripheral intravenous injections. *Circulation*, **57** (suppl. 3), 26, 1977.
27. SEWARD J.B., TAIK A.J., SPANGLER J.G., RITTER D.G. : Echocardiographic contrast studies. *Mayo Clin. Proc.*, **50**, 163, 1975.
28. SEWARD J.B., TAIK A.J., HAGLER D.J., RITTER D.G. : Peripheral venous contrast echocardiography. *Am. J. Cardiol.*, **39**, 202, 1977.
29. SOMER J.C. : Electronic sector scanning for ultrasonic diagnosis. *Ultrasonics*, **6**, 153, 1968.
30. VALDES-CRUZ L.M., PIERONI D.R., ROLAND J.M.A., VARGHESE P.J. : Echocardiographic detection of intracardiac right-to-left shunts following peripheral vein injections. *Circulation*, **54**, 558, 1976.
31. VON RAMM O.T., THURSTONE F.L. : Cardiac imaging using a phased array ultrasound system. I. System design. *Circulation*, **53**, 258, 1976.
32. ZISKIN M.C., BONAKDARPOUR A., WEINSTEIN D.P., LYNCH P.R. : Contrast agents for diagnostic ultrasound. *Invest. Radiol.*, **7**, 500, 1972.