

# Étude non invasive de l'hémodynamique des artères périphériques par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle

## Étude préliminaire

P. DEMOLIS\*, R. ASMAR\*, B. LÉVY\*\*, P.J. MANENT\*\*\* et M. SAFAR\*

**MOTS CLÉS : doppler pulsé, hémodynamique.**

L'étude des débits des artères périphériques est d'une importance capitale en matière de recherche sur la pression artérielle et ses variations physiologiques, pathologiques, ou induites par des traitements médicamenteux.

L'idéal est de disposer de méthodes d'exploration fidèles et sensibles, mais également non invasives afin de respecter au mieux les conditions physiologiques, faciles à mettre en œuvre, et rapides, puisque les phénomènes étudiés varient, spontanément ou de façon provoquée, avec une grande souplesse.

La mesure non invasive des débits artériels est possible grâce à la pléthysmographie (en particulier, pléthysmographie par jauge de contrainte).

Plus récemment sont apparues des méthodes reposant sur l'utilisation du doppler pulsé bidimensionnel. Ces méthodes ne mesurent pas seulement un débit global ; elles permettent de distinguer les deux composantes du débit que sont la section de l'artère d'une part (autrement dit, son diamètre), et la vitesse du flux d'autre part. Ces facteurs peuvent varier de façon indépendante et il est important de les étudier séparément.

Nous résumerons brièvement les principes de ces diverses méthodes d'exploration avant de décrire plus en détail la mesure des débits artériels par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle. Nous décrivons ensuite les expériences de validation de ces mesures *in vitro* et en clinique.

(\*) Service de médecine interne, hôpital Broussais, Paris.

(\*\*) INSERM U141, hôpital Lariboisière, Paris.

(\*\*\*) CPEMPN, Armée de l'Air, Paris.

## PRINCIPES DES MÉTHODES D'EXPLORATION

### La pléthysmographie [2, 4, 7]

Cette méthode s'applique à la mesure des débits de membres (à l'exclusion du territoire carotidien), le débit mesuré n'est pas celui d'une artère isolée, mais celui de toutes les artères d'un segment anatomique.

L'application d'une compression au moyen d'un brassard permet de bloquer le retour veineux au niveau d'un membre si la pression appliquée est supérieure à la pression veineuse ; si elle reste toutefois inférieure à la pression artérielle, l'apport sanguin reste préservé temporairement, ce qui se traduit par une augmentation de volume du membre étudié. La vitesse d'augmentation du volume est en rapport avec le débit artériel global. Parmi les divers moyens d'apprécier les variations de volume, l'utilisation de jauges de contrainte à mercure est la plus courante.

Cette méthode a l'avantage d'être non invasive, mais on peut lui reprocher sa relative difficulté (précautions d'installation, nécessité d'un temps de repos préalable aux mesures).

Par ailleurs, la pléthysmographie ne permet pas d'explorer le territoire carotidien.

Enfin, cette méthode ne donne qu'une mesure globale du débit, ce qui ne permet pas de distinguer les variations respectives des diamètres et des vitesses de flux.

### Mesure des débits artériels par doppler pulsé bidimensionnel (DPB) [1, 3, 5-10]

Deux sondes de doppler pulsé situées dans le même plan, faisant entre elles un angle fixe connu, permettent de mesurer :

- d'une part, le diamètre  $D$  de l'artère explorée ;
- d'autre part, la vitesse  $V_m$  du flux sanguin moyennée sur toute la section du vaisseau.

En effet, l'utilisation de deux sondes permet, en comparant les deux signaux recueillis et en s'assurant qu'ils sont de morphologie et d'amplitude égales, de vérifier que le dispositif est dans le plan longitudinal de l'artère, et que les deux sondes forment avec l'axe du flux deux angles égaux.

Un échantillon de mesure doppler pulsé aussi petit que possible permet de repérer les profondeurs « d'entrée » et « de sortie » du vaisseau, donc de mesurer son diamètre.

Un échantillon à la largeur de l'artère permet de recueillir un signal doppler exprimant la vitesse « sectionnelle » moyenne  $V_m$ .

La mesure du diamètre et celle de la vitesse moyenne permettent de calculer le débit ou flux sanguin  $F$ , égal au produit de la section  $S$  par  $V_m$ ,  $S$  étant elle-même égale à  $\Pi D^2/4$  :

$$F = V_m \cdot \Pi D^2/4 \text{ (formule 1).}$$

Cette technique est non invasive, sa mise en œuvre est facile, le temps nécessaire à une mesure est de l'ordre d'une dizaine de minutes.

Les artères superficielles sont accessibles (carotide, humérale), mais les mesures sont impossibles au niveau de l'artère fémorale.

Les seules difficultés sont le repérage du plan et de l'axe de l'artère, ainsi que la fixité parfaite du dispositif une fois la position correcte repérée.

Les mesures par DPB sont bien corrélées aux résultats de la pléthysmographie par jauge de contrainte [7].

### Mesure du flux artériel par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle

Le doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle est composé de deux unités solidaires :

- une sonde d'échographie bidimensionnelle permet le repérage de l'artère. On peut ainsi placer la sonde dans le plan exact de l'artère, l'axe du flux étant perpendiculaire à celui des ultrasons ;
- une sonde doppler pulsé émet et recueille son signal selon un axe formant avec l'axe des ultrasons écho un angle fixe connu.

Le diamètre est mesuré sur l'image échographique, en mesurant la taille de l'échantillon doppler pulsé placé sur toute la largeur de l'artère, visible sur l'image échographique.

La vitesse est mesurée en recueillant le signal doppler au moyen d'un échantillon situé à la profondeur de l'artère, et dont la largeur permet de mesurer la vitesse de la paroi proximale à la paroi distale.

Le principe de la mesure par DPB est aussi applicable, permettant de calculer le débit. Cette méthode est parfaitement non invasive.

La visualisation de l'artère pendant la mesure permet de contrôler sans cesse la position du dispositif (dans l'axe du vaisseau avec un angle correct). La mesure est très rapide : environ 2 min pour mesurer un diamètre et une vitesse.

Ces caractéristiques en font une méthode en apparence idéale pour apprécier la fonction conduit des artères périphériques. La mesure de la vitesse de l'onde du pouls (VOP) en est le complément idéal ; ainsi pourrait-on disposer d'un protocole d'étude complet et non invasif de l'hémodynamique artérielle périphérique.

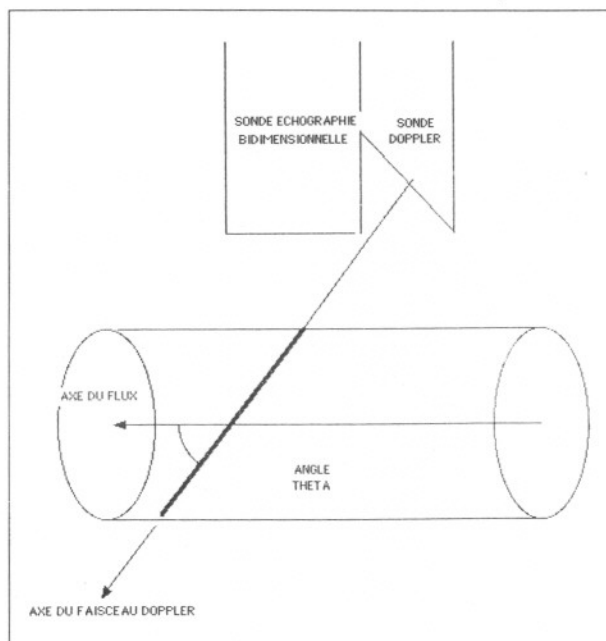


FIG. 1 - Schéma de la double sonde doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle.

### ÉTUDES DE VALIDATION DU DOPPLER PULSÉ COUPLÉ À L'ÉCHOGRAPHIE BIDIMENSIONNELLE

Ce chapitre comprend les études de validation préalables à l'utilisation du doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle comme instrument de mesure utilisable en pharmacologie clinique.

Nous étudierons tout d'abord la validité des mesures effectuées sur un système mécanique, *in vitro*, dont

les constantes de fonctionnement sont connues et mesurables par ailleurs. Puis nous étudierons la reproductibilité des mesures effectuées par un seul observateur. Nous évaluerons ensuite la reproductibilité des mesures effectuées par deux observateurs avant d'étudier la corrélation entre les mesures du doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle d'une part, et les mesures faites par une méthode de référence (doppler pulsé bidimensionnel) d'autre part.

### Validation in vitro de mesures par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle

#### Principe

La mesure de débits par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle comporte la mesure d'un diamètre par échographie et la mesure d'une vitesse par doppler pulsé.

L'échographie bidimensionnelle est largement utilisée pour la mesure de diamètres et il n'est pas nécessaire d'en reprendre ici une étude de validité.

La partie doppler pulsé de la double sonde doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle permet de mesurer la vitesse de particules échogènes par utilisation de l'effet doppler. Si  $V_r$  est la vitesse des particules en m/s,  $F_e$  la fréquence des ultrasons émis en KHz,  $\theta$  l'angle formé par l'axe du faisceau d'ultrasons et l'axe du flux, et  $c$  la célérité de propagation du son dans le milieu considéré en m/s, la déviation de fréquence du signal réfléchi,  $\Delta F$  en KHz est exprimée par la relation :

$$\Delta F = 2F_e \cdot V_r \cdot \cos\theta / c \quad (\text{formule 2}).$$

On connaît les valeurs de  $F_e = 4.10$  KHz et de  $c = 1\,550$  m/s.

En faisant varier  $V_r$  et en mesurant pour chaque valeur le  $\Delta F$  obtenu, on peut préciser la valeur de la seule inconnue, le cosinus de l'angle  $\theta$ .

D'autre part, la relation expérimentale obtenue permet de calculer la validité du système de mesure des vitesses, par le calcul du coefficient de corrélation entre les vitesses et les déviations de fréquence doppler.

#### Matériel et méthodes

Les particules échogènes sont des particules d'amidon en suspension aqueuse (viscosité comparable à celle du sang).

Une pompe à gallets réglable en tours par minute permet de propulser la suspension dans un circuit comportant un tuyau de plexiglas dont le diamètre interne est de 0,8 mm. La longueur du circuit intermédiaire entre la pompe et le tuyau de plexiglas est assez longue pour que l'on soit en droit de considérer que le flux est laminaire au site de mesure.

A l'extrémité du circuit, une éprouvette graduée permet de mesurer le débit du circuit au cours d'un inter-

valle de temps déterminé. Si cet intervalle est assez long, le débit mesuré, noté  $Q_{\text{pompe}}$  correspond au débit moyen de la pompe.

La vitesse moyenne des particules dans le tuyau de plexiglas, notée  $V_{\text{réelle}}$  est en relation avec  $Q_{\text{pompe}}$  :

$$V_{\text{m réelle}} = Q_{\text{pompe}} / \text{section du tuyau, soit :} \\ v_{\text{m réelle}} \text{ (en cm/s)} = 60 \cdot Q_{\text{pompe}} \text{ (en ml/min)} \cdot 4 / \pi \cdot 0,82$$

Le tuyau de plexiglas et la double sonde écho doppler sont plongés dans l'eau afin de favoriser la transmission des ultrasons ; le tout est positionné afin que le tuyau soit dans le plan de la double sonde, l'axe du tuyau étant perpendiculaire à celui du faisceau d'ultrasons écho.

L'axe du flux et celui des ultrasons doppler forment un angle  $\theta$ . A chaque vitesse correspond une déviation de fréquence doppler  $\Delta F$  (formule 1) :

$$\Delta F = 2F_e \cdot V_r \cdot \cos\theta / c$$

Les valeurs instantanées de  $\Delta F$  sont traduites sur papier millimétré grâce à un enregistreur Siemens. L'aire sous la courbe pendant une unité de temps correspond à  $\Delta F$  moyen ( $\Delta F_{\text{m}}$ ).

On peut ainsi établir expérimentalement la fonction  $f$  reliant les déviations de fréquence doppler obtenues aux vitesses de flux réelles :  $\Delta F_{\text{m}} = f(V_{\text{m réelle}})$ , relation traduite par un nuage de points expérimentaux dont on peut déduire la droite de régression linéaire. Le coefficient de corrélation de cette relation exprime la qualité de la mesure des vitesses.

Enfin, la valeur réelle de l'angle  $\theta$  peut être calculée à partir de l'équation de la droite de régression linéaire.

#### Résultats (fig. 2)

La réalisation de 20 mesures pour des vitesses moyennes comprises entre 8,6 m/s et 35 m/s a permis de recueillir 20 valeurs de  $\Delta F_{\text{m}}$  entre 0,34 KHz et 1,35 KHz.

L'équation de la droite de régression linéaire est :

$$y = 0,0435 \cdot x - 0,031 \\ r = 0,980 \quad (p < 0,0001)$$

L'intervalle de confiance de la pente au risque  $\alpha = 0,05$  est de  $0,0435 \pm 0,0045$ . L'intervalle de confiance de l'intercept est  $0,031 \pm 0,001$ .

L'application numérique de la formule 2 à l'équation permet de calculer  $\cos\theta = 0,783$  ;  $\theta = 38^\circ 30'$ .

L'angle  $\theta$  étant connu, on peut calculer, pour chaque  $\Delta F_{\text{m}}$ , une vitesse moyenne calculée  $V_{\text{m calc}}$  (formule 2), et établir la relation expérimentale  $V_{\text{m calc}} = f(V_{\text{m réelle}})$ . La droite de régression obtenue a pour équation :

$$y = 1,047 \cdot x - 1,06 \quad (\text{identité } y = x) \\ r = 0,980 ; p < 0,0001$$

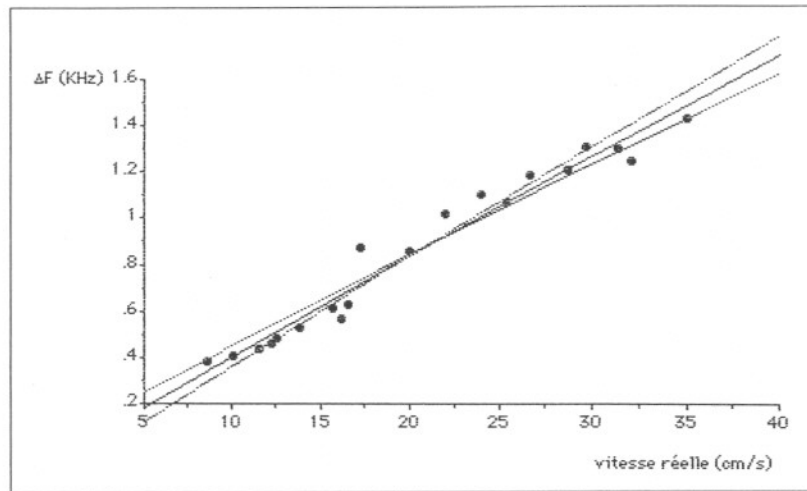


FIG. 2 - Corrélation entre  $\Delta F$  et vitesse réelle (intervalle de confiance de la droite au risque 5 %).

### Conclusion

Le système doppler pulsé étudié permet, sur un système mécanique, de mesurer une série de vitesses expérimentales avec une précision très satisfaisante.

Après mise en place correcte de la double sonde par rapport à l'axe du flux mesuré, l'angle  $\theta$  de la mesure a pu être calculé ; sa valeur est de  $38^{\circ}30'$ ,  $\cos\theta = 0,783$ .

### Étude de la reproductibilité

La mesure des débits par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle résulte d'un calcul utilisant les valeurs mesurées directement du diamètre d'une part, et des vitesses d'autre part. L'étude de la reproductibilité des mesures de débits ne présente donc en elle-même pas d'intérêt, puisque cette reproductibilité ne fait que refléter celles des mesures directes.

### Matériel et méthodes

Les sujets : 7 sujets volontaires ont participé à cette étude ; il s'agit de 6 hommes et 1 femme, 5 normotendus et 2 hypertendus modérés non traités, tous exempts de toute pathologie cardiovasculaire connue autre que l'hypertension artérielle. Les sujets étaient âgés de 24 à 65 ans ( $40 \pm 14$ ).

L'examen de chaque artère comportait 4 séries de 2 mesures ; la première série était considérée comme une mesure « d'habitation » et les résultats n'étaient pas exploités pour l'appréciation de la reproductibilité.

Chaque série comportait une mesure indirecte du diamètre, déduit du calibre de l'échantillon de mesure de doppler pulsé visible sur l'écran (noté Di) ; puis une mesure de la vitesse comme précédemment.

La première série de mesures était effectuée sur les trois territoires artériels étudiés ; la deuxième série était effectuée immédiatement après, suivie des troisième et quatrième séries.

Pour un territoire et pour un sujet on considère que la reproductibilité est égale à la plus grande différence entre une mesure et la moyenne des trois mesures, divisée par la moyenne des trois mesures, exprimée en pourcentage.

La reproductibilité d'une mesure pour un territoire et pour l'ensemble des sujets est la moyenne des reproductibilités individuelles pour le territoire considéré.

### Résultats

Les résultats figurent dans le tableau I.

### Discussion

La reproductibilité du diamètre est tout à fait satisfaisante, alors que la précision de la mesure est de l'ordre de 0,04 cm. Les diamètres de l'artère humérale sont par contre mesurés avec une reproductibilité médiocre : en effet l'artère humérale est d'un calibre plus petit (l'erreur relative est donc d'autant plus grande) ; d'autre part, elle est difficile à visualiser de façon très nette à l'échographie. La reproductibilité des mesures de vitesses est correcte et à peu près semblable dans les trois territoires explorés.

### Conclusion

La reproductibilité relativement médiocre des mesures du diamètre huméral incite à interpréter les résultats de ces mesures avec prudence.

Tableau I  
REPRODUCTIBILITÉ INTRA ET INTEROBSERVATEURS  
(Résultats exprimés en pourcentages)

	Carotide	Fémorale	Humérale
<b>Diamètre</b>			
intra-observateur	4,9	4,1	14,8
interobservateurs	5,6	5,4	11,4
<b>Vitesse</b>			
intra-observateur	8,9	10,6	10,2
interobservateurs	6,4	5,7	6,3

Le doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle semble enfin capable de mesurer les vitesses avec une reproductibilité satisfaisante.

La reproductibilité des mesures faites par un seul observateur exprime enfin la variabilité dans le temps des constantes mesurées.

#### Étude de la reproductibilité interobservateurs

##### Matériel et méthodes

Les sujets : 18 sujets volontaires ont participé à cette étude, tous de sexe masculin, normotendus, exempts de toute pathologie cardiovasculaire connue, ne prenant aucun traitement médicamenteux. Ils étaient âgés de 40 à 58 ans ( $47 \pm 6$ ).

Chacun des sujets était examiné par les deux observateurs, l'ordre étant tiré au sort. Chaque observateur mesurait pour chacune des trois artères (carotide primitive droite, fémorale droite, humérale droite), le diamètre et la vitesse moyenne. Pour un territoire et pour un sujet, on considère que la reproductibilité est égale à l'écart entre les deux mesures (en valeur absolue) rapporté, en pourcentage à la mesure de l'un des observateurs, pris comme référence.

La reproductibilité pour un territoire et pour une constante est la moyenne des reproductibilités individuelles.

##### Résultats

Les résultats figurent dans le tableau I.

##### Discussion

La reproductibilité de la mesure du diamètre, pour les artères carotide et fémorale, reste très satisfaisante, alors que la mesure du diamètre huméral ne montre qu'une reproductibilité de 11,23 p. 100. Cela est dû à la mauvaise visibilité de l'artère humérale en échographie (même remarque que pour la reproductibilité intra-observateur).

Pour les vitesses, la reproductibilité est correcte et constante dans les trois territoires explorés.

##### Conclusion

On peut faire les mêmes réserves qu'après les expériences de reproductibilité intra-observateur :

— le diamètre direct est trop peu précis pour que l'on puisse retenir la bonne valeur de sa reproductibilité comme une qualité ;

— les mesures indirectes du diamètre huméral montrent une reproductibilité assez médiocre ;

— pour les autres territoires, les mesures de diamètres et de vitesses sont bien reproductibles d'un observateur à l'autre.

#### Comparaison des mesures de diamètre et de vitesse par doppler pulsé bidimensionnel et par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle

##### Principe

Les mesures de diamètre et de vitesse ont été effectuées successivement au moyen du doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle et DPB. Le diamètre pris en compte pour la mesure doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle était le diamètre indirect. Deux nuages de points ont été tracés ; l'un illustrant la relation entre les diamètres mesurés par les deux méthodes, l'autre pour la relation entre les deux mesures de vitesses.

L'équation de la droite de régression linéaire (en principe, droite d'identité  $y = x$ ), et le coefficient de corrélation expriment la qualité de la corrélation entre les deux systèmes de mesure.

##### Matériel et méthodes

Huit sujets ont été examinés ; 6 mesures de diamètres et vitesse ont été effectuées sur l'artère humérale, 5 sur l'artère carotide primitive. L'ordre des deux techniques de mesure (doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle et DPBD) était tiré au sort.

##### Résultats

La relation diamètre  $D = f$  (diamètre DPBD) répond à une droite de régression linéaire d'équation :

$$y = 0,999x + 0,0056 \quad r = 0,99 ; p < 0,0001$$

Pour les vitesses, la relation est :

$$y = 1,06x - 0,387 \quad r = 0,996 ; p < 0,0001$$

##### Conclusion

La corrélation pour les diamètres est bonne. Les vitesses mesurées par doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle sont légèrement sous-estimées, mais la corrélation est tout à fait satisfaisante.

On peut donc considérer que la méthode doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle permet de mesurer les diamètres (surtout par méthode indirecte) et les vitesses de façon tout à fait équivalente à

la méthode DPBD, malgré une discrète sous-estimation des vitesses.

### CONCLUSION

Au terme de ce travail, nous proposons pour l'évaluation non invasive de l'hémodynamique des artères périphériques l'utilisation du doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle ; cette méthode permet la mesure des vitesses et diamètres, et le calcul des débits au niveau des artères carotide primitive, humérale et fémorale ; nous avons prouvé la validité des mesures en situations expérimentale et clinique.

Par rapport aux méthodes utilisées jusqu'à présent, le doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle offre plusieurs avantages : facilité et rapidité des mesures bien supérieures à celles de la pléthysmographie, avec en outre la possibilité de discerner les deux composantes élémentaires du flux (diamètre et vitesse) ; la précision de l'exploration qui porte, non sur un territoire global, mais sur une artère anatomiquement individualisée ; enfin, la possibilité d'explorer l'artère carotide, inaccessible à la pléthysmographie.

Par rapport au doppler pulsé bidimensionnel, la méthode doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle permet des mesures plus simples et plus rapides, avec contrôle permanent de la position correcte de l'appareillage tout au long des mesures ; il est par ailleurs possible d'effectuer des mesures au niveau de l'artère fémorale ; par contre, les mesures au niveau de l'artère humérale sont moins reproductibles et ne permettent d'apprécier que des modifications importantes.

Le doppler pulsé couplé à l'échographie bidimensionnelle permet donc une appréciation rapide précise et non invasive de la fonction-conduit des artères périphériques.

D'autres mesures non invasives pourraient venir compléter ce protocole ; ainsi, la mesure non invasive du débit cardiaque par doppler pulsé de l'aorte pourrait permettre de juger des débits périphériques, non plus en valeur absolue, mais en fonction de la répartition du débit cardiaque dans différents territoires. La mesure de la vitesse de l'onde du pouls permettrait d'étudier en outre la compliance.

### Références

1. Chauveau M, Levy B, Dessanges JF et al. Quantitative Doppler blood flow measurement method in vivo calibration. *Cardiovasc Res* 1985 ; 19 : 700-6.
2. Conrad MC, Green HD. Evaluation of venous occlusion plethysmography. *J Appl Physiol* 1961 ; 16 : 289-92.
3. Fitzgerald DE, O'Shaughnessy AM, Keaveney VT. Doppler determination of blood velocity in normal and diseased common carotid arteries in man. *Circulation* 1981 ; 63 : 393-400.
4. Formel PF, Doyle JT. Rationale of venous occlusion plethysmography. *Circ Res* 1957 ; 5 : 354-6.
5. Greenfield A, Whitney RJ, Mowbray JF. Methods of the investigation of peripheral blood flow. *Br Med Bull* 1963 ; 19 : 101-9.
6. Levenson J, Peronneau P, Simon A et al. Pulsed Doppler : determination of diameter blood flow velocity and volumic flow of brachial artery in man. *Cardiovasc Res* 1981 ; 63 : 394-400.
7. Levy B, Valladares WR, Ghaem A et al. Comparison of plethysmographic methods with pulsed Doppler blood flowmetry. *Am J Physiol* 1979 ; 236 : H899-903.
8. Safar ME, Peronneau PA, Levenson JA et al. Pulsed Doppler : diameter, blood flow velocity and volumes flow of the brachial artery in sustained essential hypertension. *Circulation* 1981 ; 63 : 393-400.
9. Strandness DE, Schultz RD, Sumner DS et al. Ultrasonic flow detection : a useful technique in the evaluation of peripheral vascular disease. *Am J Surg* 1967 ; 113 : 311-20.
10. Strandness DE, Sumner DS. *Ultrasonic technics in angiology*. Berne : Pub. Co., 1974.

**Non Invasive Study of Peripheral Arteries Haemodynamics with a Bidimensional Echography Coupled with a Range-Gated Doppler (preliminary report).** P. DEMOLIS, R. ASMAR, B. LEVY, P.J. MANENT and M. SAFAR, *Arch Mal Cœur* 1990 ; 83 : 1335-41.

The purpose of this study is the validation of a 2D-echography and range-gated system to measure internal diameter, and instantaneous blood flow velocity, and to calculate the blood flow, in peripheral arteries (i.e. common carotid artery, femoral artery, and humeral artery).

The artery is first visualized using the echographic array probe, its internal diameter (D) is determined and its cross sectional area (S) calculated ; the array of the ultrasonic system and the doppler probe are attached and forme a fixed angle. The range-gated doppler system allows the measurement of instantaneous blood flow velocity, with a position of the sample volume covering the internal diameter. Instantaneous velocities are integrated on several cardiac cycles to calculate the mean velocity (Vm). (S. Vm) measures the blood flow.

The echographic array probe allows a control of the doppler beam position. In vitro velocities have been measured ( $N = 20$ ). The fixed angle is  $38^{\circ}30'$ ; there is an obvious relationship between the calculated and the measured velocities ( $r = 0.982$ ;  $p < 0.0001$ ). The intra-observer reproductibility of measures on common carotid arteries (CCA), femoral arteries (FA), and humeral arteries (HA). In 7 normal patients is, respectively : diameters : (4.9 %, 4.12 %, 10.2 %) ; velocities : (8.9 %, 10.6 %, 10.2 %). The inter-observers reproductibility is respectively : diameters : (5.6 %, 5.4 %, 11.4 %) ; velocities : (6.5 %, 5.7 %, 6.3 %).

The comparison of 11 measures of diameters and velocities with 20 range-gated doppler gives an obvious relationship (respectively,  $r = 0.99$   $p < 0.0001$ ,  $r = 0.996$ ,  $p < 0.0001$ ).

In conclusion, this coupled echo range-gated doppler system allows us to accurately measure internal diameter of superficial arteries and the blood flow velocity within the same vessel. The blood flow rate can thus be calculated as the product of the vessel cross sectional surface area and the measured blood velocity.