



HAL
open science

Apports et limitations de la vélocimétrie par résonance magnétique en biomécanique. Mesures dans un embranchement plan symétrique

Marc Thiriet, G. Cybulski, R. Darrow, D. Doorly, C. Dumoulin, M. Tarnawski, C. Caro

► To cite this version:

Marc Thiriet, G. Cybulski, R. Darrow, D. Doorly, C. Dumoulin, et al.. Apports et limitations de la vélocimétrie par résonance magnétique en biomécanique. Mesures dans un embranchement plan symétrique. *Journal de Physique III*, 1997, 7 (3), pp.771-787. 10.1051/jp3:1997154 . jpa-00249611

HAL Id: jpa-00249611

<https://hal.science/jpa-00249611>

Submitted on 4 Feb 2008

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Apports et limitations de la vélocimétrie par résonance magnétique en biomécanique. Mesures dans un embranchement plan symétrique

M. Thiriet (^{1,*}), G. Cybulski (¹), R.D. Darrow (²), D.J. Doorly (¹),
C. Dumoulin (²), M. Tarnawski (¹) et C.G. Caro (¹)

(¹) CBAMS, Imperial College, London SW7 2AZ, UK

(²) General Electric, Schenectady, NY 12301, USA

(Reçu le 23 octobre 1996, révisé le 28 mai et le 15 novembre 1996, accepté le 12 décembre 1996)

PACS.87.45.Ft – Rheology of body fluids

PACS.87.59.Pw – Magnetic resonance imaging

Résumé. — La vélocimétrie par résonance magnétique nucléaire (RMN ou RM) repose sur la mesure de la différence de phase de l'aimantation des protons en mouvement macroscopique induite par des gradients de champ magnétique, en général bipolaires. Des capacités nouvelles et les limitations des techniques utilisées par les auteurs sont illustrées par des mesures effectuées dans deux embranchements plans symétriques. Les maquettes 1 et 2, de forte courbure de la paroi externe, ont un angle de 70 et 60 degrés, et un rapport de sections 2 et 0,83 respectivement. Deux types d'écoulements laminaires ont été employés : un écoulement stationnaire (nombre de Reynolds $Re < 700$, nombre de Dean infini) et un écoulement périodique du type débit en créneau (nombre de Reynolds moyen de 150, nombre de Stokes de 30). La vélocimétrie RM permet, dès l'inspection des images, (1) de fournir les variations des composantes axiale et transversale de la vitesse (distribution spatiale due à la courbure et temporelle avec migration du pic de vitesse dans la section et inversion du sens du mouvement secondaire) et la valeur des extrema locaux de la vitesse axiale de l'écoulement bidirectionnel, et (2) de vérifier l'existence de décollements, lieux privilégiés de dépôts de particules solides (décollement visible uniquement dans la maquette 2). Les principaux inconvénients actuels sont (1) l'épaisseur de la coupe du vaisseau trop grande pour mesurer les variations du champ de vitesse tridimensionnel, et (2) l'impossibilité de reconstruire sans interpolation du champ de vitesse en raison de la différence entre les instants d'acquisition des divers modes de mesures.

Abstract. — New contributions and present limitations of the nuclear magnetic resonance velocimetry are illustrated by means of measurements in two plane symmetrical bifurcations, both with sharp apex and hips. The bifurcation angles were equal to 70 and 60 degrees and the area ratios to 2 and 0.83 in models 1 and 2 respectively. Velocity-induced phase-shift are encoded by bipolar magnetic field gradients. The velocity was measured in steady (Reynolds number < 700) and in non-zero mean starting-stopping (mean Reynolds number of 150, Stokes number of 30) laminar flows. The phantom experiments have demonstrated the following advantages of the NMR velocimetry: (i) the variations of the velocity components, in space (bend-like type motion in the branches) and in time (cross-sectional peak-velocity migration, secondary flow reversal), can be monitored with on-line quantifications of axial velocity extrema in bidirectional flow, and

(*) Auteur auquel doit être adressée la correspondance (e-mail : Marc.Thiriet@inria.fr) ; en détachement du LBHP, URA CNRS 343, Université Paris 7, F-75251 Paris ; adresse actuelle : INRIA, BP 105, F-78153 Le Chesnay

(ii) flow separation, deposition site for conveyed particle deposition at the vessel wall, can be observed in the 70 degrees bifurcation only. However, our techniques have current limitations: (i) a spatial averaging of the velocity measurements in the excited slice thickness, over which the velocity field varies, and (ii) the inability to synchronize the velocity component measurements between the various modes of operation.

1. Introduction

La vélocimétrie par Résonance Magnétique Nucléaire (RMN), ou plus simplement par Résonance Magnétique (RM) s'avère être un outil précieux en biomécanique des fluides, non seulement au cours de campagne de mesures sur maquette, mais aussi *in vivo*. Les travaux en biomécanique des fluides sont motivés par différents types d'objectifs : il peut s'agir soit d'une aide à l'interprétation des tests d'évaluation de la fonction d'un organe ou d'un appareil physiologique en rapport avec un écoulement, soit d'une aide aux techniques chirurgicales ou à la conception de prothèses (étude des sollicitations, optimisation de forme, ...) soit, enfin, d'une aide à l'interprétation de résultats d'études biologiques (morphologie et synthèses des cultures cellulaires soumises à des contraintes mécaniques et électriques par exemple). Dans tous les cas, il s'agit d'analyser un mécanisme pour comprendre et agir si possible sur la réalité. Les écoulements physiologiques sont complexes tant par la nature du fluide convecté, par la géométrie du réseau de vaisseaux et par la rhéologie des parois, que par leurs propriétés intrinsèques (instationarité, instabilité, ...) et par l'activité du milieu environnant, qu'il s'agisse des organes de voisinage (compressions musculaires, ...) ou non (ondes respiratoires) et des effets de la régulation des paramètres d'écoulement (fréquence, pression, débit). Une telle complexité ne permet pas une représentation complète du système étudié. Certains éléments de ce système sont négligés ; seules vont être conservées les données du système appropriées au problème posé. La réalité est approchée par un modèle, démarche associée au principe d'économie dans l'obtention et la gestion des données, contrairement à l'approche médicale le plus souvent caractérisée par la description la plus complète possible conduisant à un catalogue de faits, sans avoir systématiquement pour objet la description des phénomènes physiques impliqués.

Un exemple typique d'études en biomécanique des fluides est donné par les effets de l'écoulement sur le dépôt sur la paroi du vaisseau de particules solides convectées par le fluide dans un réseau d'embranchements (molécules lipidiques et cellules dans les vaisseaux sanguins, aérosols et polluants dans les voies respiratoires). Les dépôts de particules convectées sont préférentiellement localisés dans les régions où le gradient de la vitesse à la paroi est faible, c'est-à-dire lorsque le temps de résidence à proximité de la paroi est plus long, comme, par exemple, à la frontière d'un décollement. Ainsi, le mécanisme dépendant du taux de cisaillement repose sur le transport de masse entre le sang et la paroi, contrairement à un processus induit par la contrainte de cisaillement, où l'action directe de forces sur la paroi est impliquée. Ce dernier mécanisme peut cependant affecter le dépôt de particules.

Les réseaux de conduits physiologiques présentent de très nombreuses singularités, essentiellement des coudes et des embranchements. L'approche consiste, après avoir isolé d'une part le lit vasculaire de son environnement et d'autre part le tronçon pris comme référence, à séparer l'aspect tridimensionnel de l'écoulement et le caractère déformable de la paroi du conduit, bien que tous deux influent sur la réponse du système. Le coude peut être considéré comme l'unité de base. Tout embranchement peut, en première approximation, être assimilé à une juxtaposition de deux tubes courbes, avec une condition de glissement sur la partie commune de la frontière. L'écoulement dans la branche est en effet similaire au courant de fluide dans

un coude, en dehors d'une courte région d'entrée. Cependant dans ce travail, la bifurcation à paroi rigide, davantage susceptible d'être le siège de décollements, a été prise comme tronçon test

L'extrême variabilité de géométrie du vaisseau chez un sujet donné, en fonction du contexte biochimique, et entre les individus, rend illusoire tout modèle représentant plus ou moins parfaitement l'élément du réseau de conduites exploré, qui ne peut correspondre qu'à une configuration temporaire chez un sujet sélectionné. Face à la diversité des dimensions possibles, le choix de la configuration du modèle se porte vers une géométrie simple. Il s'agit, non pas de décrire quantitativement les champs des grandeurs dynamiques dans une configuration figée du milieu vivant, mais de fournir des informations qualitatives permettant de comprendre le comportement du système circulatoire. L'embranchement aortique, pris comme région d'intérêt, est assimilé à une bifurcation symétrique plane.

La vélocimétrie RM s'avère être un outil précieux en biomécanique des fluides, au cours de campagne de mesures sur maquette. Les techniques nouvelles de vélocimétrie RM sont elles-même validées par les expériences effectuées sur la même maquette, dont la configuration est parfaitement connue, avec les mêmes conditions d'écoulement. Enfin, la vélocimétrie RM s'avère indispensable dans l'étape de validation du modèle *in vivo*.

Les données de la littérature dans le domaine biomécanique fournissent des mesures RM d'une seule composante de la vitesse. Les conduites étudiées sont soit un tube rectiligne (écoulement pulsé ou oscillant, $4,6 < \text{Sto} < 24,9$; $\text{Sto} = R(\omega/\nu)^{1/2}$: nombre de Stokes, R , ω , ν : rayon du conduit, pulsation et viscosité cinématique, $1660 < \widehat{\text{Re}} < 8440$; $\widehat{\text{Re}} = \widehat{U}d/\nu$: nombre de Reynolds crête, \widehat{U} , d : vitesse débitante maximale, diamètre du tube) [1], soit des singularités, un coude (angle de courbure de 180 degrés, rapport de courbure R/R_c de 1/4 ; R_c : rayon de courbure, nombre de Dean $\text{De} = \text{Re}(R/R_c)^{1/2}$ de 250 et 2500), une sténose symétrique (obstruction de 90 % de la section, écoulement permanent, nombre de Reynolds $\text{Re} = Ud/\nu$ de 500 et 10500 - U : vitesse débitante) [2], un diaphragme dans un tube droit, symétrique par rapport à l'axe du tube (obstruction de 90 % de la section, Re de 500 et 10500) [2] ou non (obstruction de la demi-section, Re de 160) [3], et une bifurcation symétrique (Re de 640, la composante de la vitesse mesurée dans la branche étant la composante parallèle à l'axe du tube principal) [4].

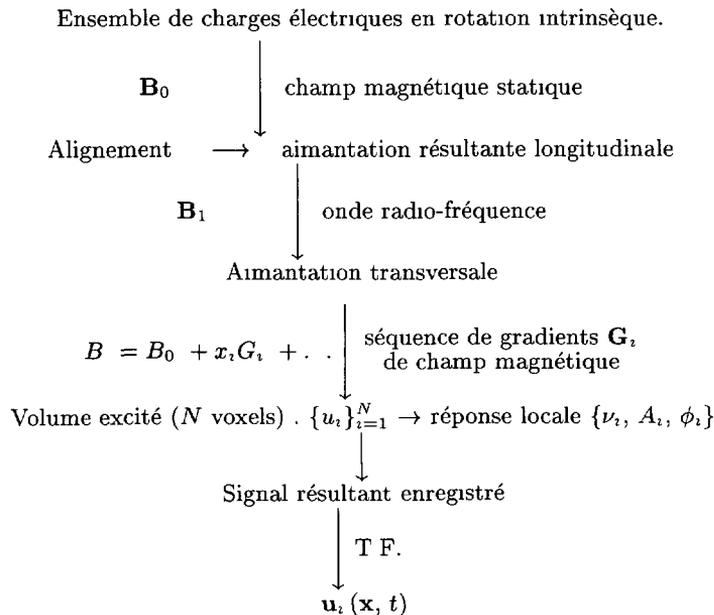
La vélocimétrie RM est utilisée dans ce travail pour mesurer les trois composantes de la vitesse dans des sections choisies d'une bifurcation et dans des directions parfaitement définies (les coordonnées mutuellement perpendiculaires sont données par l'axe du tube, orienté par le sens principal du courant, et, dans le plan de la section droite, par un axe situé dans le plan de bifurcation et un axe orthogonal). Il s'agit, en outre, de tester les possibilités offertes par la méthode pour définir les limites d'un décollement à partir des capacités qu'elle a pour révéler un écoulement à contre courant pendant la phase du mouvement bidirectionnel au cours du cycle d'un écoulement périodique.

2. Principe de la mesure RMN

Les moments magnétiques des noyaux d'hydrogène s'orientent selon l'axe d'un champ magnétique extérieur statique intense \mathbf{B}_0 . Le comportement magnétique global d'une population de protons est décrit à l'aide d'un moment magnétique macroscopique \mathbf{M} . L'effet de résonance sur le moment magnétique nucléaire, qui possède un rapport gyromagnétique γ propre très différent de celui des champs magnétiques (orbital et de spin) de l'électron est étudié spécifiquement à l'aide d'une onde électromagnétique Radio-Fréquence (RF). Ce second champ magnétique \mathbf{B}_1 , appliqué perpendiculairement à \mathbf{B}_0 , engendre une composante transversale de magnétisation \mathbf{M}_T (Tab. I). L'angle de déflexion de l'aimantation est proportionnel à la durée et à l'amplitude

Tableau I. — *Principe de l'imagerie diagnostique et de la vélocimétrie RM* (\mathbf{B} : vecteur champ magnétique, \mathbf{G}_i : gradient de champ magnétique dans la direction i , ν_i , A_i , ϕ_i : fréquence, amplitude et phase du signal, T.F. : Transformation de Fourier). Nos expériences de vélocimétrie reposent sur la mesure de la phase relative des protons dans l'écoulement effectué par des gradients bipolaires équilibrés (moment d'ordre 0 nul). La phase ϕ du proton convecté et excité en position $\mathbf{r}(t)$, l'acquisition étant faite au temps d'écho TE après l'application de l'onde RF, est donnée par l'équation de Larmor $\phi(\mathbf{r},t) = \gamma \int_0^{TE} [\mathbf{B}_0 + \mathbf{r}(t) \cdot \mathbf{G}(t)] dt$ (γ : facteur gyromagnétique, \mathbf{G} : ensemble des gradients de champ magnétique appliqués entre l'impulsion RF et la détection du signal). L'angle de déflexion du vecteur aimantation choisi est de 20 à 30 degrés. Comme $\mathbf{r} = \mathbf{r}(\mathbf{r}_0, \mathbf{u}_0, \mathbf{a}_0, t)$, (l'indice 0 désigne la valeur à l'instant initial) il est alors possible de coder la vitesse \mathbf{u} du mouvement dans la direction du gradient, l'accélération \mathbf{a} étant négligée lorsque la durée de la mesure est brève. Une excitation à l'aide d'une fonction peigne permet l'exploration simultanée de plusieurs profils de vitesse dans des sections pouvant être adjacentes.

[Principle of the MR imaging and velocimetry (\mathbf{B} : magnetic field vector, \mathbf{G}_i : magnetic field gradient in direction i , $\{\nu_i, A_i, \phi_i\}$: frequency, amplitude and phase of the signal, T.F.: Fourier Transform). Our velocimetry experiments are based on velocity-modulated phase measurements with balanced bipolar gradients (nul moment of order 0). The phase ϕ of the moving excited proton at a position $\mathbf{r}(t)$, measured at an echo time TE after the excitation by a RF wave, is given by the Larmor equation $\phi(\mathbf{r},t) = \gamma \int_0^{TE} [\mathbf{B}_0 + \mathbf{r}(t) \cdot \mathbf{G}(t)] dt$ (γ : gyromagnetic factor, \mathbf{G} : whole set of magnetic field gradients applied between the RF pulse and the signal detection). The selected flip angle of the magnetization vector is equal to either 20 or 30 degrees. Because the instantaneous position of the moving protons can be developed into Taylor series, the phase ϕ gives informations on the velocity of the protons of interest, the acceleration being neglected in short time duration measurements. Axial velocity profiles can be measured with comb excitations pulses and multiplexing for multiple-slice exposures.]



de l'impulsion RF. Pour éviter les variations d'angle de déflexion dans l'échantillon sélectionné, l'onde RF est générée sous forme d'une fonction sinus cardinal $\left(\frac{\sin x}{x}\right)$ qui produit un spectre fréquentiel approximativement rectangulaire.

La fréquence de résonance est proportionnelle à l'amplitude du champ magnétique résultant appliqué ($\omega = \gamma B$). L'échantillon est exposé à des gradients de champ magnétique, sous forme d'impulsions de durée, d'amplitude, et de direction fixées. Le signal à traiter résulte de l'interférence des signaux émis par les différents éléments volumiques unitaires (voxels) de l'échantillon excité, reçus simultanément avec leur propre fréquence, phase et amplitude. Du fait de l'application bijective entre la fréquence et l'intensité locale du champ magnétique, qui varie linéairement avec la distance dans le volume exploré dans le sens du champ magnétique, le décalage en fréquence dépend de la position de façon biunivoque. Une conversion coordonnée d'espace x_1 -fréquence est faite par transformation de Fourier du signal résultant de l'application d'un gradient de codage en fréquence GCF (FEG pour frequency encoding) selon un axe donné. Une seconde conversion coordonnée d'espace x_2 -phase du signal traite l'information spatiale dans une deuxième direction, perpendiculaire à l'axe du GCF, générée dans le signal résultant par une série de gradients de champ magnétique de codage en phase GCP (PEG pour phase encoding) d'intensité croissante pour un même GCF [5-7]. Un gradient de champ magnétique GC (GS pour slice) permet d'exciter les protons sélectivement dans une coupe de tissus d'épaisseur donnée. L'impulsion RF et les divers gradients de champ magnétique forment une séquence d'impulsions, séquence qui peut être répétée un certain nombre de fois, permettant ainsi d'obtenir des informations pour des phases ωt différentes du cycle. Le temps de répétition TR est le délai séparant deux impulsions RF successives. La séquence conduit à la formation d'un écho, dont l'amplitude croît jusqu'à un maximum puis diminue. Le maximum de l'écho apparaît un temps d'écho TE après l'excitation par l'onde RF.

Dès 1959, la technique RMN est appliquée à la mesure du débit sanguin [8]. Le signal RMN a donc été traité de façon à réaliser de véritables angiographies non invasives [9, 10]. De même que le signal dû au déplacement des noyaux ayant un moment magnétique doit être éliminé, puisqu'il dégrade l'image des tissus macroscopiquement immobiles, les signaux émis par les tissus stationnaires sont soustraits de l'image pour révéler la forme et la trajectoire des vaisseaux sanguins. Deux techniques sont employées en imagerie RM de l'écoulement. Les méthodes du temps de vol étudient le rinçage des protons excités dans une coupe transversale du vaisseau par une onde RF par l'écoulement de protons dont l'aimantation longitudinale est maximale car ils proviennent de la région du vaisseau situé immédiatement en amont du tronçon excité. Les techniques de temps de vol ne sont appropriées ni à la mesure de la distribution de la vitesse en un lieu quelconque du vaisseau ni à la définition du sens de l'écoulement. La seconde méthode, quantitative, consiste à mesurer les composantes de la vitesse du fluide en utilisant la modulation de la phase de l'aimantation transversale induite par le déplacement des protons, ce déphasage étant corrigé après acquisition.

La séquence d'impulsions employée par l'angiographie RM comprend un gradient de champ magnétique supplémentaire modulant spécifiquement la phase des protons par le déplacement. Divers types de gradients composites de codage sélectif des protons en écoulement peuvent être utilisés [11]. Le nombre de lobes, leur amplitude et leur durée relatives permettent de coder soit la vitesse et l'accélération, soit l'une, soit l'autre, en négligeant les termes $\mathcal{O}(t^3)$ du développement en série du vecteur position. Dans le cas le plus simple, l'information hydrodynamique se réduit à la vitesse de l'écoulement. Deux configurations équivalentes de gradient de codage de la vitesse GCV existent. La vitesse peut être codée par un gradient bipolaire équilibré (lobes de mêmes forme, amplitude et durée mais de signe opposé) [12-14]. La phase résultante de l'aimantation transversale est proportionnelle à l'amplitude du lobe $G(t)$ et à

la durée du GCV, ainsi qu'à la composante de la vitesse u_i , dans la direction x_i , du GCV. Le module et le sens sont donnés par le produit scalaire $\mathbf{G} \cdot \mathbf{u}$ [12]. La relation peut s'écrire : $\phi_u = \gamma u \tau A_G$ ($A_G = \int_t G(t) dt$ limité au lobe positif du GCV bipolaire, τ : délai entre les centres des deux lobes) [15]. Le moment d'ordre 0 du GCV bipolaire est nul (le moment d'ordre m lié au gradient est défini par $\mathcal{M}_m = \int_t G(t) t^m dt$). Si l'écoulement est stationnaire, ou si les mouvements d'ordre $\geq \mathcal{O}(t^2)$ sont négligeables lorsque la mesure est suffisamment rapide (un TE bref avec synchronisation est indispensable dans le cas d'un champ de vitesse variable dans le temps $\mathbf{u}(t)$), la différence entre la phase du proton en mouvement dans la direction x_i induite par le GCV et celle due aux autres champs magnétiques $\Delta\phi = \gamma \int_t G_i(t) x_i(t) dt$ devient $\Delta\phi \sim \gamma u(0) \mathcal{M}_1$. Lorsque le gradient est unipolaire, une onde RF, imposant une déflexion de 180 degrés de \mathbf{M} , intervient entre les deux gradients de même amplitude, durée et polarité de la paire [16]. Cette impulsion RF génère un changement de signe de la phase induite par le premier gradient de la paire. Mais l'application de l'onde RF allonge la durée de la séquence d'acquisition par rapport au TR d'une séquence avec GCV bipolaire. Dans tous les cas, la distribution de la vitesse $\mathbf{u}(\mathbf{x})$ à un instant donné, source de dispersion de la phase, doit être mesurée avec une résolution spatiale suffisamment bonne pour considérer la vitesse homogène dans chaque voxel.

La méthode de codage par la phase, ou vélocimétrie par transformation de Fourier, repose sur la relation linéaire, sous certaines conditions, entre la phase de l'aimantation transversale des protons et la composante de la vitesse mesurée. Une série de N séquences d'impulsions est appliquée durant laquelle l'amplitude du GCV varie par échelon, de $\pm G_{\max}$ à $\mp G_{\max}$. Le taux de variation de la phase avec l'amplitude du gradient varie d'autant plus rapidement que la vitesse est grande, et la fréquence de modulation est d'autant plus élevée. Les bornes de la vitesse à coder sont calibrées par des valeurs de phase de $\pm \pi$ pour lever toute ambiguïté. Un nombre suffisant de plans vitesse est obtenu pour $N = 256$ de telle sorte que le signal de chaque voxel de la section explorée corresponde à une valeur suffisamment précise de la vitesse. Cette stratégie, employée dans ce travail, est associée à un long temps de mesure, temps qui est d'autant plus prolongé que deux autres dimensions d'espace sont simultanément mesurées. Une méthode par transformation de Fourier interpolée, avec un nombre limité à quatre échelons d'amplitude du GCV bipolaire (méthode d'interpolation par remplissage de zéros) est proposée pour réduire la durée de la mesure avec une résolution adéquate en vitesse [17]. La méthode par contraste de phase agit par soustraction de deux signaux acquis soit avec un gradient tripolaire avec un léger décalage temporel [18], soit avec une paire de gradients bipolaires en opposition (les variations temporelles d'amplitude du second étant inversées par rapport au premier) [14]. L'impulsion doit être suffisamment brève pour éviter l'apparition de modifications trop importantes du champ de vitesse pendant l'application de la paire de gradients. Deux séries d'images sont obtenues, les images en amplitude servant de masque aux images en phase. La soustraction des deux images permet d'éliminer en outre les erreurs provenant des hétérogénéités de champ magnétique.

Différents modes d'acquisition des composantes de la vitesse sont proposés, une fois le vaisseau localisé. Le premier mode ("*mode projection*"), par codage de Fourier, permet d'obtenir les profils de la composante de la vitesse selon l'axe du gradient de codage, la composante axiale en général, par projection dans un plan parallèle au plan du lit. La répétition de la séquence d'excitations au cours du cycle permet de suivre l'évolution dans le temps des profils de la vitesse. Cinq coupes au maximum, d'épaisseur 5 mm, avec une distance entre les centres des coupes ≥ 10 mm, peuvent être excitées simultanément. Ce mode opératoire fournit en

outre l'échelle de la vitesse qui est utilisée comme facteur de conversion dans les autres modes. Un second mode ("*mode distribution*"), qui s'appuie sur une technique de contraste de phase, s'attache à mesurer la distribution de la vitesse dans une série de sections droites données à différents instants du cycle. Selon l'orientation du gradient de codage de l'écoulement, une des composantes (axiale z , normale à l'axe du vaisseau, soit dans le plan de courbure principal x , soit perpendiculairement à celui-ci y) est mesurée. Lorsque l'écoulement est périodique, une seule coupe, au cours de chaque épreuve, est excitée. Un troisième mode ("*mode isovel*") de codage par la phase revient à isoler les plans vitesse après transformation de Fourier, le nombre de plans étant défini par une variable de contrôle. Chaque image fournit la composante de la vitesse mesurée entre deux contours d'iso-valeur. La combinaison des signaux des n images permet de reconstituer la distribution de très bonne qualité de la composante de la vitesse choisie dans les coupes sélectionnées.

L'écoulement tridimensionnel laminaire, stationnaire ou périodique du type débit en créneau superposé à une composante moyenne, a été étudié dans des embranchements plans symétriques. La vitesse des protons en mouvement a été mesurée à l'aide d'un appareil RMN du type GE Signa 1,5 teslas (St Mary Hospital, London). Les composantes de la vitesse sont mesurées dans un système de référence cartésien dont les trois axes correspondent aux axes des gradients de champ magnétique de codage, deux pour la variable d'espace dans le plan de la section droite (GCF et GCP), un pour la vitesse (GCV). Ce trièdre peut subir une rotation, définie par des paramètres de contrôle entrés sur la console du terminal. La composante principale de la vitesse, parallèle à l'axe local du vaisseau, est donc directement mesurée lorsque cet axe change d'orientation, à condition de connaître celle-ci ; le tube latéral d'un embranchement illustre ce cas. De plus, la rotation adéquate des axes donne les composantes transversales de la vitesse.

3. Dispositif expérimental

3.1. TRONÇONS TESTS. — Les conduites tests sont des bifurcations, qui possèdent un apex et des vertex vifs. La première a un angle de bifurcation de 70 degrés et un rapport d'aires de sections (quotient de la somme des aires des sections droites des branches A_b par l'aire de la section droite du tube géniteur A_t) de 2. Les rapports entre la longueur et le diamètre d sont de 2,5 et de 2,75 respectivement pour les tubes principal et latéral ($d_t = d_b = 20$ mm). La maquette est connectée au réseau hydraulique par des tubes droits rigides ($L/d = 15$ et 5 en entrée et en sortie respectivement). Elle a servi de tronçon test pour les mesures préliminaires. L'essentiel des expériences a porté sur la seconde bifurcation. L'angle de bifurcation du second modèle est de 60 degrés et le rapport d'aires de sections de 0,83. Le tronc et la branche ont une longueur de 10 fois leur diamètre : le rapport longueur/diamètre des tubes droits d'entrée et de sortie sont de 51 et 24 ($d_t = 14$ mm, $d_b = 9$ mm). Ce modèle possède une zone de transition définie par une convergence des parois supérieure et inférieure.

3.2. BANC EXPÉRIMENTAL — Un long tube droit, de longueur $120d$, est monté en série avec la section-test, latéralement à celle-ci de façon à ce que son axe soit parallèle à l'axe du tube principal de la bifurcation, lui-même parallèle à l'axe du lit. Ce tube fournit le signal de référence correspondant à un écoulement unidimensionnel, établi au niveau de la région excitée. Ce tube droit et le tube rigide placé en amont du tube principal de la bifurcation sont munis d'un réseau d'étroits canaux parallèles sur une longueur de $5d$ respectivement, pour éliminer d'éventuels tourbillons en entrée.

Le circuit hydraulique est composé d'un réservoir de charge, une cuve de retenue, d'une pompe à régime continu entre les deux réservoirs et une valve placée sur un circuit de dérivation. Les écoulements stationnaires et périodiques, du type débit en créneau, sont laminaires (nombre de Reynolds moyen dans le tube principal, calculé à partir du débit moyen mesuré à plusieurs reprises pendant la durée de l'expérience < 700). La durée d'ouverture de la valve varie entre 160 ms et 190 ms, la fréquence entre 0,7 Hz et 0,9 Hz. Le signal d'ouverture de la valve commande le déclenchement de l'acquisition du signal par l'appareil RMN.

La valve est connectée à la section test par un tube viscoélastique permettant d'amortir les vibrations induites par l'ouverture et la fermeture de la valve et un long tube beaucoup plus rigide, pour ne pas trop perturber la propagation de l'onde. Ce tube permet de couvrir la distance entre la salle où sont installés les éléments moteurs du circuit hydraulique, pièces métalliques, et l'appareil RMN.

4. Résultats

Les caractéristiques du champ de vitesse de l'écoulement stationnaire sont données par la distribution de la vitesse axiale dans les coupes sélectionnées et le type de l'écoulement secondaire. Les conditions de l'écoulement en entrée de la singularité en régime permanent laminaire sont illustrées dans la figure 1 à l'aide des courbes isovitesse axiale dans une coupe du tube située à $2,8 d_t$ en amont de l'apex, en précisant la résolution spatiale de l'image. La répartition en croissant (Fig. 2), dont le sommet est situé près de la paroi interne de la bifurcation, typique de l'écoulement stationnaire laminaire dans un coude, est visible sur les images, en accord avec les données expérimentales et les prédictions numériques [19]. Dans les branches, l'écoulement secondaire se présente sous forme d'une paire de vortex d'axe parallèle à la direction de l'écoulement, le cœur des tourbillons, symétriques par rapport au plan de la bifurcation, se déplaçant vers l'axe du tube en aval. Les images de la composante de la vitesse dans la direction x montrent que la vitesse est orientée vers la paroi externe par rapport au centre de courbure dans la plus grande partie de la section droite. Deux régions où la direction de la vitesse est inversée, de faible épaisseur, sont visibles près des parois inférieure et supérieure (Fig. 3). Les images de la composante de la vitesse dans la direction y ont un aspect en damier expliqué par la présence de vortex dans chaque demi-section droite. L'écoulement transversal dans la zone de transition est de type puits-source.

L'écoulement dans l'embranchement symétrique comportant un angle de 70° est caractérisé par des décollements sur le bord externe de la bifurcation, dans la région d'entrée des deux branches, parfaitement visibles sur les images RM, lorsque le nombre de Reynolds est égal à 460. L'image de la série sur laquelle sont enregistrées les valeurs de la vitesse axiale faiblement positives, avec le mode isovel, fournit les limites de cette région (Fig. 4). Aucun décollement n'a été visible, même pour un nombre de Reynolds plus grand (670) dans le second modèle.

Pour illustrer les mesures qui peuvent être faites à l'écran du terminal associé au appareil RMN, les variations de l'amplitude des maxima des mouvements, principal et de retour, de l'écoulement du type débit en créneau ont été tracées (Fig. 5). En outre, deux caractéristiques propres aux écoulements périodiques ont été observées : une migration du pic de la vitesse axiale de la paroi externe au bord interne de la branche au cours du cycle (Fig. 6) et une inversion du sens de l'écoulement secondaire. Contrairement à l'écoulement permanent, les zones de fortes contraintes de cisaillement à la paroi d'un écoulement périodique se déplacent durant le cycle, ne favorisant pas le dépôt de particules.

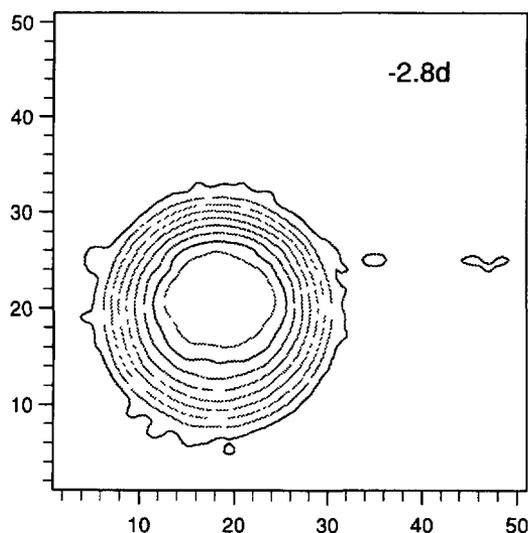


Fig. 1 — Courbes isovitesse axiale dans une section droite du tronc de la bifurcation symétrique (angle de la bifurcation de 60° , rapport de sections de 0,83). La vitesse est moyennée dans une coupe d'épaisseur 5 mm, dont le centre est situé à $2,8d_t$ en amont de l'apex (d_t : diamètre du tronc). Le nombre de pixels est indiqué dans les deux directions du plan de coupe, la taille du champ exploratoire étant de 120 mm et la matrice de 256×256 , la résolution spatiale dans le plan de coupe est de $470 \mu\text{m}$. Le diamètre du tronc, de 14 mm, couvre 30 pixels de l'image. Superposition des signaux bruts acquis avec le mode "isovel". Écoulement permanent laminaire établi en entrée de la singularité ($Re = 670$).

[Isovelocity contours in a trunk station. The flow speed is averaged in a 5 mm thick slice, with its center located $2,8d_t$ upstream from the apex of the 60 degrees symmetrical bifurcation. The pixel number in the two plane directions are also given, with a 120 mm field-of-view and a 256×256 matrix, the transverse spatial resolution is equal to $470 \mu\text{m}$. The 14 mm-long trunk diameter spread throughout 30 image pixels. Data acquired with "isovel" mode of operation are merged. Steady laminar developed flow condition at the bifurcation entrance ($Re = 670$).]

5. Discussion

Les maquettes et le banc hydraulique présentent quelques imperfections. Les axes des branches du modèle 2 sont dans un plan légèrement décalé par rapport au plan parallèle au plan du lit contenant l'axe du tube principal. Il en résulte une asymétrie de distribution des vitesses entre les régions supérieure et inférieure de la zone de transition. Le débit dans chaque branche n'a pu être contrôlé. Les hétérogénéités de forme et la rugosité de la paroi n'ont pas été considérées comme des critères limitants, l'objectif du travail étant de mesurer la vitesse dans quelques sections droites et non d'étudier l'écoulement dans un embranchement à parois parfaitement lisses. En outre, la réponse au problème ne peut être que provisoire et incomplète, l'approche adoptée ne pouvant prendre en compte l'ensemble des facteurs susceptibles d'affecter le phénomène étudié, à savoir le dépôt de particules. Les expériences sur les bifurcations tests ne prennent en compte ni la déformation de la paroi vasculaire au cours du passage de l'onde de pression, ni la forme de l'onde de pression physiologique, ni les variations de la fréquence en particulier. Ces facteurs non seulement modifient les propriétés de l'écoulement, mais aussi rendent difficiles l'interprétation des données, l'irrégularité du rythme cardiaque étant susceptible

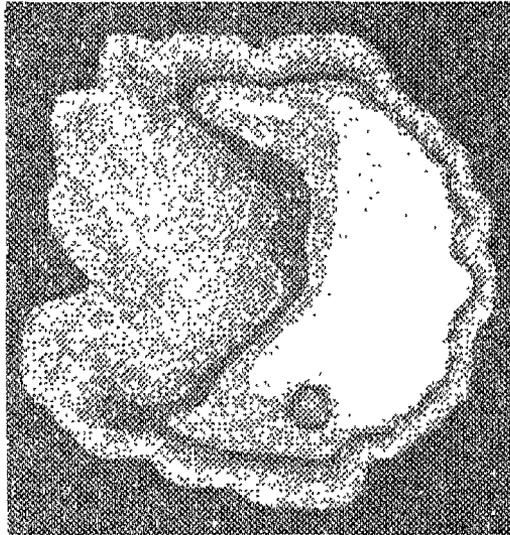


Fig 2. — Courbes isovitesse axiale dans une section droite de la branche d'une bifurcation symétrique (angle de la bifurcation de 60° , rapport de sections de 0.83) La vitesse est mesurée dans une coupe dont le centre est situé à $1,3 d_b$ en aval de l'entrée de la branche (d_b diamètre de la branche). La longueur du diamètre de la branche, de 9 mm, couvre 20 pixels de l'image. Superposition des signaux bruts acquis avec le mode "isovel" Écoulement permanent laminaire établi en entrée de la singularité ($Re = 670$). La répartition de la vitesse en croissant, avec un maximum près du bord externe par rapport au centre de courbure de la paroi (paroi interne de l'embranchement) et les cornes dirigées constamment vers la paroi interne est typique de l'écoulement stationnaire dans un coude et dans les branches d'une bifurcation L'asymétrie de la distribution par rapport au plan de l'embranchement s'explique par le décalage entre les axes du tronc et des branches

[Isovelocity contours in a branch station of the 60 degrees symmetrical bifurcation. The flow speed is measured in a slice, located $1.3 d_b$ upstream from the branch inlet. The 9 mm length of the branch diameter spread throughout 20 image pixels The data acquired with "isovel" mode of operation are merged. Steady laminar developed flow condition at the bifurcation entrance ($Re = 670$). The crescentic velocity distribution, with a maximum located near the outer edge with respect to the wall-curvature center (inner bifurcation wall) and horns directed toward the inner edge. are typical of bend and bifurcation-branch flows The non-symmetrical velocity distribution with respect to the bifurcation plane is explained by the staggering between the trunk and branches axes]

d'entraîner des pertes du signal RMN liées à la décorrélation des phases des protons. Enfin, le fluide utilisé est newtonien. Cette hypothèse semble toutefois justifiée lorsque l'investigation porte sur les grosses artères [20].

La qualité de la mesure de la vitesse maximale d'un écoulement stationnaire laminaire établi est aisément vérifiée grâce au conduit rectiligne témoin, lorsque la vitesse débitante est connue. La plupart des caractéristiques de l'écoulement dans la branche résulte de l'effet de courbure du conduit. La présence ou l'absence de décollement dans un court tronçon d'entrée des tubes latéraux selon le type de maquette d'une part et les valeurs des paramètres gouvernant l'écoulement d'autre part a été démontrée à l'aide d'expériences de visualisation dans des mêmes conditions d'écoulement.

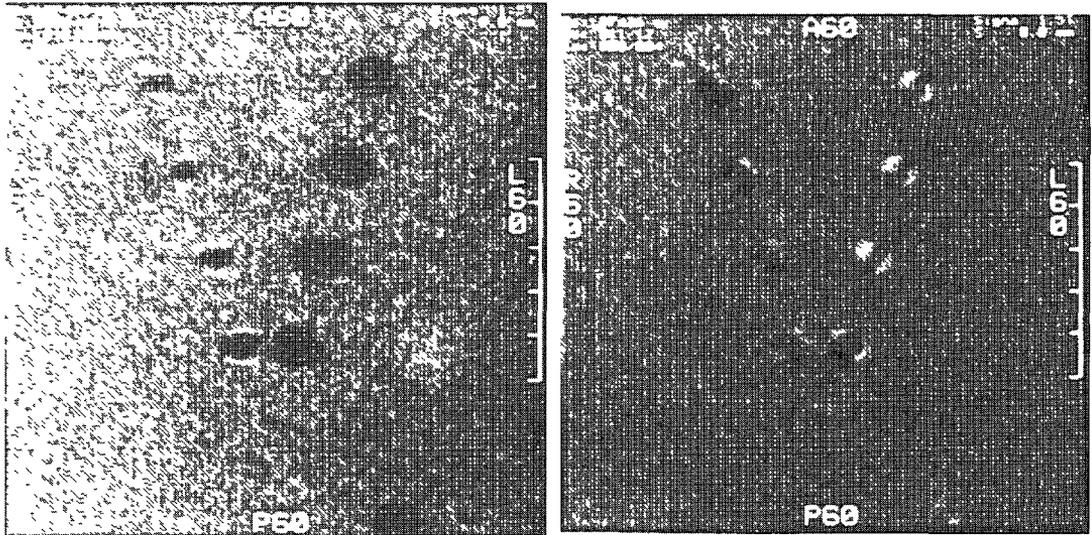


Fig. 3. — Images des composantes x (dans le plan de la bifurcation et normale à l'axe du vaisseau, à droite) et y (normale au plan de la bifurcation, à gauche) de la vitesse transversale dans les coupes excitées de la branche gauche de la bifurcation normales à l'axe du tube latéral. Les centres des quatre sections sont situés respectivement à 0,3 ; 1,3 ; 2,3 ; 3,2 d_b (d_b diamètre de la branche) de l'entrée de la branche. Écoulement laminaire permanent (nombre de Reynolds de 670). Les zones claires correspondent aux régions où la vitesse et l'axe du gradient de codage de la vitesse ont même sens. Embranchement plan symétrique (angle de l'embranchement de 60 degrés, rapport des sections de 0,83). Mode distribution (matrice 256×256 et champ d'exploration de 120×120 mm, nombre d'excitations NEX de 8 et 16, temps de répétition TR de 38 et 41 ms et temps d'écho TE de 25 et 28 ms respectivement pour les composantes selon les directions x et y du repère cartésien local). Le mouvement secondaire, projection du champ de vitesse sur la plan de la section droite, est caractérisé par une paire de tourbillons. Le mouvement s'effectue vers le bord interne de la bifurcation (paroi externe par rapport au centre de courbure) lorsque l'écoulement laminaire est stationnaire, et revient vers le bord interne le long de la paroi, dans une fine couche. La vitesse étant moyennée dans un voxel de 5 mm de long, les variations de structure de ces tourbillons ne peuvent être tracées.

[Images of the x and y components of the transverse currents in four slices with centers located at 0,3, 1,3, 2,3, 3,2 d_b (d_b : branch diameter, x coordinate in the bifurcation plane normal to the tube axis, y coordinate normal to the bifurcation plane) from the branch inlet. Symmetrical planar bifurcation (bifurcation angle of 60 degrees, area ratio of 0.83). Steady laminar flow (Reynolds number of 670). Phase-contrast measurements with a 256×256 image matrix and a 120×120 mm field of view. The number of excitations NEX is equal to 8 and 16, the repetition time TR to 38 and to 41 ms and the echo time TE to 25 and to 28 ms for the x velocity component and for the y component respectively. Dark zones correspond to excited regions where the velocity and the velocity-encoding gradient are in opposite direction. Additions of the velocity x and y component vectors produce a pair of vortices, symmetrical about the bifurcation plane, with axis parallel to the main flow direction, the so-called secondary flow (flow component at right angle to the tube axis). The motion is outwards near the centerplane and inwards, in a thin layer, near the wall. The displacement toward the symmetry plane of the vortex centers is not displayed due to averaging within the 5 mm long voxel.]

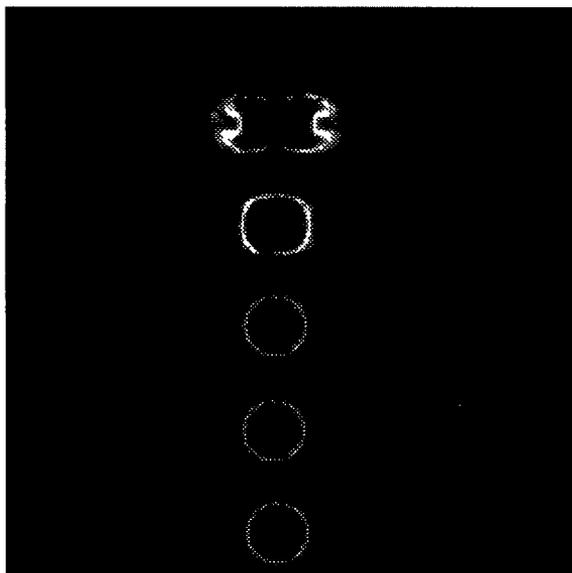


Fig. 4 — Décollement mis en évidence par vélocimétrie RM sur le bord externe de la bifurcation dans la région d'entrée des deux branches. Mesure de la composante axiale de la vitesse par une technique de codage de la phase avec isolement des plans vitesse (méthode des isocontours) chaque image représente la distribution de la composante de la vitesse sélectionnée entre deux valeurs fixées (ici de 2 à 4 mm s⁻¹) La direction du gradient de champ magnétique de codage de l'écoulement est parallèle à l'axe du tube principal Angle de la bifurcation de 70°, rapport de sections de 2, rayons de courbure de l'apex et de la taille infiniment petits Écoulement stationnaire (nombre de Reynolds Re = 460) Matrice 256 × 256, champ d'exploration de 200 × 200 mm, NEX = 1, TR = 69 ms et TE = 60 ms Cinq sections d'intérêt situées dans le tronc, la coupe en aval, siègeant à l'apex de la bifurcation, comporte une partie du tronçon d'entrée de la branche (distance entre les centres de deux sections consécutives de 10 mm, les sections, d'épaisseur 5 mm, sont donc contiguës)

[MR image of protons travelling with speed in the range (2–4 mm s⁻¹) in a 70 degrees symmetrical bifurcation (area ratio of 2, acute angles at hips and apex) Five stations are simultaneously imaged (slice thickness of 5 mm, between slice-center length of 10 mm), the downstream one in the entrance zone of the branches being localized at the bifurcation apex. The direction of the flow-encoding magnetic field gradient is parallel to the parent tube axis. Steady flow (Reynolds number of 460) Fourier velocity-encoding bounded method (isovel mode of operation with 64 speed ranges, NEX of 1, TR of 69 ms and TE of 60 ms) with a 256 × 256 image matrix and a 200 × 200 mm field of view (pixel size ~ 0.8 mm). Flow separation is observed at the outer wall of the entrance segment of both daughter tubes]

Les données qui peuvent être fournies par la technique RMN sont les suivantes : (1) un suivi des variations temporelles de la vitesse, grâce à une durée d'acquisition du signal suffisamment brève, (2) la mesure rapide des valeurs des extrema locaux de la vitesse, valeurs qui permettent de contrôler les estimations des paramètres adimensionnels gouvernant l'écoulement, tel le nombre de Reynolds Re, représentant des rapports de forces [21], si un tube test, monté en série avec la maquette, est placé dans le champ d'observation, (3) la distribution de la vitesse dans diverses sections droites ; elle est d'autant moins bruitée lorsque le nombre d'excitations

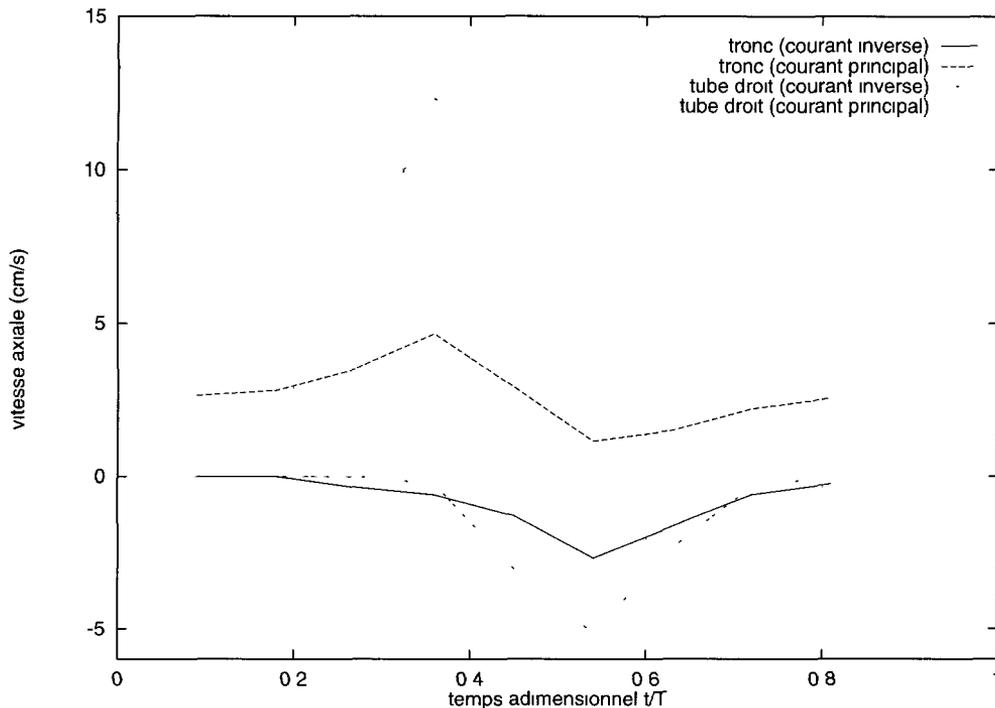


Fig. 5. — Variations temporelles de la composante axiale de la vitesse (en cm s^{-1}) Écoulement périodique bidirectionnel du type débit en créneau (période de 1330 ms, durée d'ouverture de la vanne de 190 ms), superposé à une composante stationnaire (nombre de Reynolds moyen Ud_t/ν de 150, nombre de Stokes $R_t(\omega/\nu)^{1/2}$ de 30, R_t, d_t : rayon et diamètre du tronc, ω : pulsation, ν : viscosité cinématique, U : moyenne au cours du cycle de la vitesse débitante). Mode projection (matrice 256×256 , champ d'exploration de 160×160 mm, 12 images par cycle, NEX de 1, TR de 120 ms et TE de 107 ms) Bifurcation plane symétrique (angle de l'embranchement de 60 degrés, rapport des sections de 0,83) Mesure dans une coupe du tube principal (diamètre interne de 14 mm), dont le centre est situé $2,8d_t$ en amont de la zone de transition, et dans un long tube droit de référence (diamètre interne de 10 mm), d'axe parallèle à l'axe du tronc de l'embranchement et en série (en aval) avec ce conduit Seules les valeurs de l'amplitude des maxima de la vitesse dans les deux directions sont tracées. La décélération de l'écoulement s'accompagne d'un écoulement arrière près de la paroi des tubes.

[Plots of on-line computations of the time variations of the peak axial velocity of a periodic flow in both the main streamwise and near-wall counterstreamwise directions in a section with a center located $2.8d$ upstream from the trunk outlet and in a corresponding excitation slice of a straight pipe parallel to the parent tube, in series with it (slice normal to both tube axes) Starting-stopping flow (period of 1330 ms, time duration of valve opening of 190 ms) superimposed to a steady component (Stokes number $R_t(\omega/\nu)^{1/2}$ of 30, mean Reynolds number Ud_t/ν of 150, R_t, d_t . trunk radius and diameter, ω : cycle angular frequency, ν : kinematic viscosity, U time mean cross-sectional average velocity). Time-dependent projective Fourier velocity-encoding measurements in a 60 degrees bifurcation (area ratio of 0.83), with a 256×256 image matrix, a 160×160 mm field of view (pixel size ~ 0.6 mm), 12 frames per cycle, NEX of 1, TR of 120 ms and TE of 107 ms. Bidirectional flow during the decelerating phase of the cycle.]

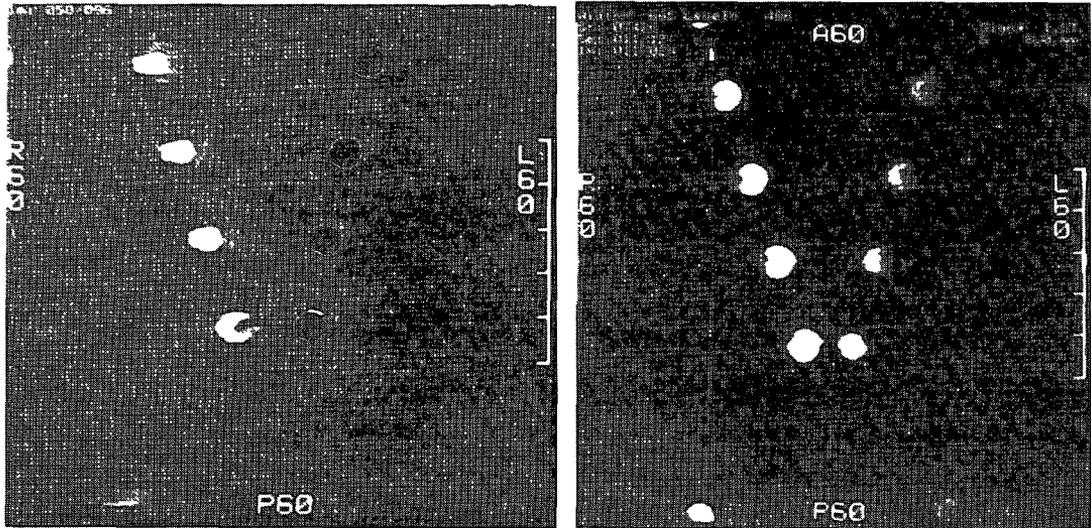


Fig 6 — Images de la distribution de la composante axiale de la vitesse dans la branche gauche d'un embranchement plan symétrique (angle de l'embranchement de 60 degrés, rapport des sections de 0,83) à deux instants différents du cycle (dans la branche droite, distribution de la composante de la vitesse parallèle à l'axe du tube latéral gauche) Quatre coupes de la branche gauche, dont les centres sont situées respectivement à 0,3 , 1,3 ; 2,3 , 3,2 d_b de l'entrée sont excitées simultanément Écoulement du type débit en créneau superposé à un écoulement stationnaire (nombre de Stokes de 30, nombre de Reynolds moyen de 150) Mode distribution (matrice 256×256 et champ d'exploration de 120×120 mm (dimension du pixel de 0,5 mm environ), NEX de 4, TR de 112 ms et TE de 100 ms). Délai adimensionnel t/T (T période) entre les deux images de 0,04 La distribution des valeurs les plus grandes de la vitesse donne l'aspect classique en fer à cheval, typique des écoulements dans un coude Le pic de la vitesse migre de la paroi externe vers le bord interne de l'embranchement ; les cornes du croissant sont en regard du côté interne puis se présentent face à la paroi externe Simultanément, le sens de l'écoulement secondaire s'inverse

[Images of the distribution of the streamwise component of the flow velocity in the left branch of a planar symmetrical bifurcation (bifurcation angle of 60 degrees, area ratio of 0.83) Four slices with centers located at 0.3, 1.3, 2.3, 3.2 d_b (d_b branch diameter), from the branch inlet are imaged Non-zero mean starting-stopping flow (Stokes number of 30, mean Reynolds number of 150). Between-images dimensionless time interval t/T (T cycle period) equal to 0.04. Phase-contrast measurements with a 256×256 image matrix, a 120×120 mm field of view (pixel size of about 0.5 mm) NEX of 4, TR of 112 ms and TE of 100 ms The crescentic feature of the isovelocity contours, horns directed toward the outer edge of the bifurcation, is observed, except during a short duration, when the opposite configuration is displayed This phenomenon is associated with a reversal of the transverse flow within the cross section Regions of high wall shear stress move during the cycle of periodic flow, which is thus less favorable to particule deposition than steady flow.]

est d'autant plus grand selon la règle bien établie, (4) la mesure des trois composantes de la vitesse dans des conduits d'orientation différente, et la détermination du type de mouvements secondaires, et (5) la mise en évidence de décollements dont l'étendue dépend en particulier de la géométrie locale du conduit et de Re

Comme toute technique expérimentale, la vélocimétrie RM a des limitations. La mesure est effectuée, non pas dans des sections fines du conduit, mais dans de courts tronçons (longueur

minimale de 5 mm imposée par le dispositif et le mode de mesure utilisés). Sur une telle distance, le champ de vitesse tridimensionnel varie. L'écoulement ne peut donc être décrit finement. De plus, la mesure des trois composantes, orthogonales entre elles, de la vitesse ne permet pas de construire, sans interpolation en temps, le champ de vitesse, chaque composante étant mesurée à des instants différents puisque TR et TE varient d'une séquence opératoire à l'autre. Ces limitations ne sont que provisoires, les développements technologiques devraient permettre la synchronisation des mesures des composantes de la vitesse au cours de différentes procédures et de réduire la dimension dans le sens du courant des unités de volume excitées, sans toutefois dépasser un certain seuil, au-delà duquel le signal reste trop bruité, surtout si TR est bref ⁽¹⁾.

La mesure d'une composante donnée de la vitesse ne pose guère de problème dans un conduit de géométrie parfaitement connue et dont la courbure ne se fait que dans un seul plan. Il est alors facile d'aligner le gradient de codage de la vitesse dans l'axe du tube ou perpendiculairement à cet axe. *In vivo*, le vaisseau est courbé non plus seulement dans le plan mais dans l'espace. L'angle du vaisseau par rapport à l'axe du GCV dans le plan de projection de l'image peut être estimé sur l'écran, mais la courbure tridimensionnelle, dont la mesure nécessite de multiples projections, varie d'un court tronçon à l'autre. Une composante de la vitesse peut certes être mesurée, mais il est impossible de définir parfaitement son orientation par rapport à l'axe du vaisseau (la direction et le sens du vecteur vitesse sont connus par rapport au système de coordonnées cartésiennes fixé lors de la procédure). Ce fait n'apporte cependant aucune restriction à l'emploi de la vélocimétrie RM en clinique où une grande précision sur l'orientation de la composante de la vitesse mesurée importe peu. En effet, cette technique est utilisée comme moyen diagnostique et pronostique complémentaire lorsqu'il s'agit essentiellement de préciser les propriétés d'anomalies de la circulation sanguine (anomalies dues à des altérations de la paroi vasculaire, à la présence de sténoses, de shunts, ...), situées trop profondément dans le corps humain pour être accessible à l'exploration ultra-sonore moins lourde et moins coûteuse, et d'en suivre l'évolution [5, 23]. Il peut s'agir aussi d'évaluer l'effet de substances vasoactives. En outre, le pouvoir de résolution et la précision de la vélocimétrie RM sont suffisants pour valider un modèle biomécanique, en démontrant, au moins qualitativement, la similitude de comportement des écoulements. En particulier, la vélocimétrie RM s'avère très utile dans la recherche de décollement dans un embranchement ou en aval d'une constriction permanente (sténose) ou non (constriction transitoire qui peut apparaître dans un vaisseau collabé sous l'effet d'une pression transmurale négative).

6. Conclusion

Les expériences menées sur une maquette de bifurcation plane symétrique ont montré que la vélocimétrie RM permet, avant traitement des images, de mesurer les profils de la vitesse axiale dans cinq coupes transversales voisines du vaisseau simultanément, d'en suivre les variations dans le temps lorsque l'écoulement est périodique, avec une très bonne résolution temporelle, et, enfin, de vérifier l'existence de décollements, susceptibles d'être des lieux privilégiés de dépôts de particules solides transportées par le fluide. La résolution spatiale dans le plan de la section droite est très bonne, au moins dans les deux directions transversales. Toutefois, la mesure fournit une moyenne de la vitesse dans chaque voxel sur une distance de l'ordre du mm dans

⁽¹⁾ Certaines techniques d'angiographie RM, telles les techniques temps de vol, opèrent avec une résolution en épaisseur de coupe de l'ordre du mm [22], c'est-à-dire semblable à la dimension transversale de l'ellipsoïde de mesure de la vélocimétrie laser Doppler usuelle (bien qu'avec cette dernière méthode cette largeur puisse être réduite à quelques dizaines de μm)

l'axe du gradient de codage. Cette limitation technologique actuelle, qui n'a pas d'incidence en pratique clinique puisqu'une grande précision sur les mesures du champ de vitesse n'est pas recherchée, doit rendre prudent lorsque les mesures sont effectuées dans un cadre de mécanique des fluides avec un champ de vitesse tridimensionnel variable sur la longueur du voxel.

Si la vélocimétrie RM ne peut avoir pour objectif de décrire parfaitement l'histoire mouvementée des particules de fluide dans la région du lit vasculaire explorée, elle permet de caractériser l'écoulement local pour pouvoir apporter directement des éléments de compréhension du processus physiologique ou physio-pathologique étudié, connu pour être soumis à l'influence de l'écoulement. Les données RMN *in vivo* servent également à valider des résultats expérimentaux et/ou numériques obtenus avec une meilleure résolution sur un modèle du système biologique, représentation simplifiée du réel complexe nécessaire à l'investigation des mécanismes physiques intéressés dans la genèse du processus étudié.

Remerciements

Ce travail a bénéficié de l'aide de la Royal Society au cours d'un premier séjour du premier auteur à Londres et de l'INSERM (contrat n°910914) au cours d'une seconde période. Des bourses de voyage ont été accordées par la Fondation pour la Recherche Médicale et le British Council. Nous remercions J. Bittoun pour ses remarques.

Bibliographie

- [1] Fei D.Y., Kraft K.A. and Fatouros P.P., Model studies of nonsteady flow using magnetic resonance imaging, *ASME J. Biomech. Eng.* **112** (1990) 93-99.
- [2] Ku D.N. *et al.*, Evaluation of magnetic resonance velocimetry for steady flow, *ASME J. Biomech. Eng.* **112** (1990) 464-472.
- [3] Sun Y. *et al.*, Comparaison of velocity-encoded MR imaging and fluid dynamic modeling of steady and disturbed flow, *J.M.R.I.* **2** (1992) 443-452.
- [4] Boesinger P. *et al.*, Visualization and quantification of the human blood flow by magnetic resonance imaging, *J. Biomechanics* **25** (1992) 55-67.
- [5] Pykett I., Les applications médicales de la résonance magnétique nucléaire, *Pour la Science* (juillet 1982) 48-59.
- [6] King K.F. and Moran P.R., A unified description of NMR imaging. data-collection strategies and reconstruction, *Med. Phys.* **11** (1984) 1-14.
- [7] Idy-Peretti I. and Bittoun J., Bases Physiques de l'IRMN, in IRMN corps entier, D. Vanel, Ed. (Springer-Verlag, 1988).
- [8] Singer J.R., Blood flow rates by nuclear magnetic resonance measurements, *Science* **130** (1959) 1652-1653.
- [9] Wedeen van J. *et al.*, Projective imaging of pulsatile flow with magnetic resonance, *Science* **230** (1985) 946-948.
- [10] Schulthess von G.K. and Higgins C.B., Blood flow imaging with MR: spin-phase phenomena, *Radiology* **157** (1985) 687-695.
- [11] Dumoulin C.L. *et al.*, Time-resolved magnetic resonance angiography, *Magn. Reson. Med.* **6** (1988) 275-285.
- [12] Moran P.R., A flow zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans *Magn. Reson. Imaging* **1** (1982) 197-203.

- [13] Redpath T.W. *et al.*, A new method of NMR flow imaging, *Phys. Med. Biol* **29** (1984) 891-898.
- [14] Dumoulin C.L. and Hart H.R., Magnetic resonance angiography, *Radiology* **161** (1986) 717-720.
- [15] Souza S.P. and Dumoulin C.L., Dynamic magnetic resonance angiography, *Dynamic Cardiovascular Imaging* **1** (1987) 126-132.
- [16] Feinberg D.A. *et al.*, Magnetic Resonance Imaging the velocity vector components of fluid flow, *Magn. Reson. Med.* **2** (1985) 555-566
- [17] Bittoun J. *et al.*, High-precision MR velocity mapping by 3D-Fourier phase encoding with small number of encoding steps, *Magn. Reson. Med.* **29** (1993) 674-680.
- [18] Nayler G.L. *et al.*, Blood flow imaging by cine magnetic resonance *J. Comput. Assist. Tomogr.* **10** (1986) 715-722.
- [19] Thiriet M. *et al.*, Numerical simulation of steady flow in a model of the aortic bifurcation, *ASME J. Biomech. Eng.* **114** (1992) 40-49.
- [20] Thiriet M., Martin-Borret G. and Hecht F., Écoulement rhéofluidifiant dans un coude et une bifurcation plane symétrique. Application à l'écoulement sanguin dans la grande circulation, *J. Phys. III France* **6** (1996) 529-542.
- [21] Thiriet M., Issa R. and Graham J.M.R., A pulsatile developing flow in a bend, *J. Phys. III France* **2** (1992) 995-1013.
- [22] Laub G., Three-dimensional inflow MR angiography, in "Vascular Imaging by color Doppler and magnetic resonance", P. Lanzer and A.P. Yoganathan, Eds. (Springer-Verlag, 1991) pp. 195-208.
- [23] Idy-Peretti I. *et al.*, Le flux sanguin en images, *La Recherche* **24** (1993) 592-593.