



REVUE ICONOGRAPHIQUE / Cardiovasculaire

## Applications des séquences de vélocimétrie par contraste de phase en imagerie cardiovasculaire<sup>☆</sup>

J. Caroff<sup>a,\*</sup>, L. Bière<sup>b,c</sup>, G. Trebuchet<sup>d</sup>, C. Nedelcu<sup>a</sup>,  
E. Sibileau<sup>b</sup>, J.-P. Beregi<sup>e</sup>, C. Aubé<sup>a,f</sup>, A. Furber<sup>b,c</sup>,  
S. Willoteaux<sup>a,c</sup>

<sup>a</sup> Département de radiologie, CHU d'Angers, 4, rue Larrey, 49933 Angers cedex 9, France

<sup>b</sup> Service de cardiologie, CHU d'Angers, 4, rue Larrey, 49933 Angers cedex 9, France

<sup>c</sup> UPRES 3860, protection myocardique et remodelage du myocarde, LUNAM université, rue Haute-de-Reculée, 49045 Angers cedex 1, France

<sup>d</sup> LISA EA4094, LUNAM université, 62, avenue Notre-Dame-du-Lac, 49000 Angers, France

<sup>e</sup> Service de radiologie, CHU de Nîmes, place de Pr.-Robert-Debré, 30029 Nîmes cedex, France

<sup>f</sup> HIFIH, IFR 132, institut de biologie en santé PBH-IRIS, LUNAM université, 4, rue Larrey, 49933 Angers cedex, France

### MOTS CLÉS

IRM ;  
Vélocimétrie ;  
Contraste de phase ;  
Cardiaque ;  
Flux

### Résumé

**Objectifs.** – Présenter et illustrer les principales applications de la quantification de flux par contraste de phase en imagerie cardiovasculaire.

**Conclusion.** – Les séquences de vélocimétrie par contraste de phase permettent une étude précise, fiable, reproductible et non invasive des flux sanguins ; données parfois non accessibles aux autres techniques d'investigations. Les informations hémodynamiques ainsi obtenues sont complémentaires des images IRM angiographiques. Les applications cliniques apparaissent variées, permettant tout d'abord une meilleure compréhension physiopathologique mais participant également à la stratégie thérapeutique et à la surveillance après traitement chirurgical ou endovasculaire.

© 2012 Éditions françaises de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

### Bases techniques

Le rôle de l'IRM dans l'exploration des pathologies cardiovasculaires est aujourd'hui de fournir en plus des données anatomiques, des informations hémodynamiques et

DOI de l'article original : [10.1016/j.diii.2012.01.008](https://doi.org/10.1016/j.diii.2012.01.008).

<sup>☆</sup> Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Diagnostic and Interventional Imaging*, en utilisant le DOI ci-dessus.

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [jildaz.caroff@gmail.com](mailto:jildaz.caroff@gmail.com) (J. Caroff).

fonctionnelles précises. Les séquences d'IRM vélocimétriques par contraste de phase (VCP-IRM) étudient le déphasage des protons mobiles le long d'un gradient magnétique linéaire bipolaire. L'application du premier gradient entraîne un déphasage des spins. Ce déphasage sera annulé par le second gradient (inversé) pour les protons stationnaires. Pour les spins mobiles, le gradient inversé entraînera un décalage de phase ( $\Delta\phi$ ) directement proportionnel à leur vitesse (Fig. 1), selon :

$$\Delta\phi = \gamma GVT^2$$

où  $\gamma$  correspond au rapport gyromagnétique,  $G$  à l'amplitude du gradient,  $V$  à la vitesse des protons et  $T$  au temps d'application d'un des gradients [1]. Le décalage de phase généré (mesuré en degrés de  $-180$  à  $+180$ ) est donc dépendant des caractéristiques du gradient magnétique ; l'utilisateur devra paramétrer la vitesse d'encodage pour chaque type d'exploration, afin que les vitesses maximales entraînent un déphasage proche de  $\pm 180$  et donc un signal maximal. Un phénomène d'aliasing peut apparaître si le déphasage excède  $180$  (ou  $-180$ ) ; alors les vitesses calculées seront sous-estimées et le flux semblera localement inversé. À l'opposé, des vitesses d'encodage trop élevées augmenteront le bruit avec un retentissement sur la précision des mesures.

L'acquisition VCP-IRM est possible dans le plan du flux ou dans un plan perpendiculaire ; ce dernier est utilisé pour la quantification. Pour la précision des mesures, l'angle entre le plan de coupe et l'axe du flux doit être proche de  $90$ . Deux séquences vont être reconstruites à partir des données brutes : les images de magnitude qui ne comportent pas d'information sur les vitesses de flux (imagerie anatomique) et les images de phase contenant un codage de direction et de vitesse des flux. La synchronisation à l'EKG permet

d'analyser la vélocimétrie au cours des différentes phases du cycle cardiaque.

La VCP-IRM autorise également une estimation des gradients de pression ( $\Delta P$  en mmHg) de part et d'autre d'un rétrécissement, comme en échographie Doppler mais en s'affranchissant des problèmes de fenêtre acoustique, tout en atténuant le caractère opérateur dépendant. L'équation utilisée est celle de Bernoulli modifiée :

$$\Delta P = 4V^2$$

où  $V$  correspond à la vitesse maximale (en m/s) au niveau de la section vasculaire la plus faible. La résolution temporelle de la séquence doit être suffisante afin de correctement identifier le pic de vitesse maximale.

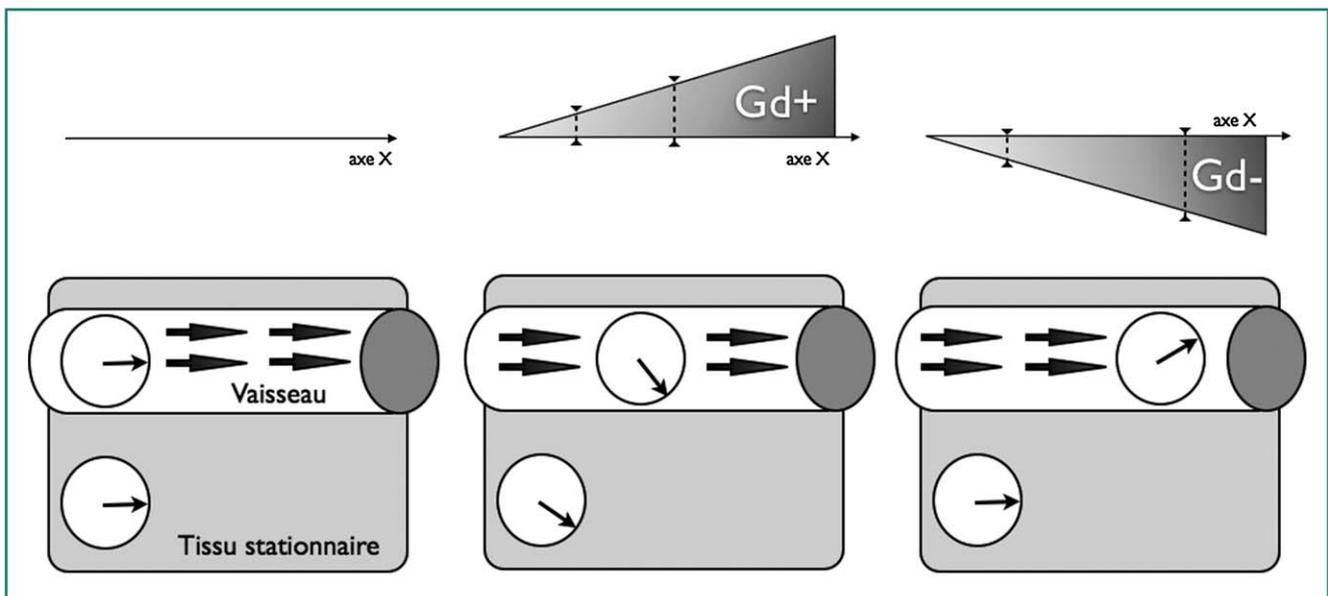
Le débit instantané est obtenu en multipliant la vitesse moyenne du flux par l'aire de coupe du vaisseau. Le produit de l'intégrale de ces débits au cours d'un cycle par la fréquence cardiaque correspond au débit cardiaque. Ces mesures apparaissent précises et apportent des informations complémentaires aux séquences morphologiques conventionnelles, cela au cours de la même exploration par IRM.

## Applications cliniques

### Anomalies congénitales

#### Coarctation aortique

La coarctation ou sténose isthmique de l'aorte est un rétrécissement congénital siégeant sur l'isthme aortique, à la jonction entre l'aorte transverse et l'aorte descendante, en aval de l'implantation de la sous-clavière gauche, au niveau du ligament artériel [2]. C'est la malformation aortique la plus fréquente ; dans 20% des cas elle est diagnostiquée après l'enfance. Le retentissement physiologique de



**Figure 1.** Représentation schématique du principe de la vélocimétrie par contraste de phase en IRM. Lors de l'application du premier lobe du gradient bipolaire ( $Gd+$ ), les spins subissent un déphasage dépendant de leur position sur l'axe X. Avec l'application du second gradient ( $Gd-$ ), de même intensité et durée mais de polarité inversée, le déphasage des protons stationnaires est annulé alors que celui des protons en mouvement devient proportionnel à leur vitesse de déplacement.

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/5663656>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/5663656>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)