

Comparaison d'une séquence IRM de flux 4D et de la simulation numérique pour l'étude hémodynamique des anévrismes intracrâniens

Esther FONTAINE, LMR UMR 9008 CNRS, CRESTIC - Université de Reims
Stéphanie SALMON, LMR UMR CNRS 9008 - Université de Reims

Guillaume DOLLÉ, LMR UMR CNRS 9008 - Université de Reims
Nicolas PASSAT, CRESTIC - Université de Reims

Christophe PORTEFAIX, CHU de Reims, CRESTIC - Université de Reims

La séquence IRM de flux 4D [1] permet l'évaluation de la vitesse du sang. Initialement développée pour les grands vaisseaux, son application dans les petits vaisseaux cérébraux pose des défis. L'adaptation de la séquence IRM de flux 4D aux artères cérébrales nécessite une augmentation de la résolution spatiale, entraînant une augmentation du temps d'acquisition, la rendant ainsi cliniquement inapplicable. Nous avons alors développé une méthodologie d'optimisation pour réduire ce temps tout en maintenant la précision des vitesses. Une séquence de référence et plusieurs séquences accélérées ont été acquises, puis comparées voxel à voxel via une régression linéaire permettant de choisir un compromis optimal entre accélération et précision, réduisant le temps d'acquisition d'un facteur 24,6.

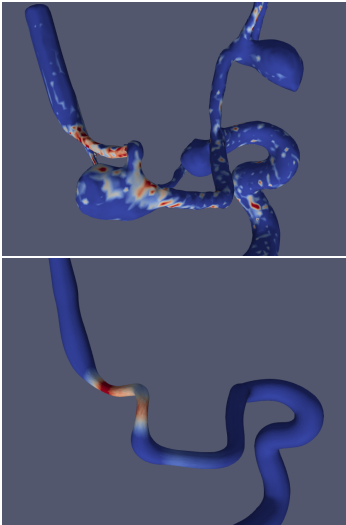


FIGURE 1 – WSS calculé en IRM de flux (en haut) et en simulation numérique (en bas) sur un fantôme vasculaire

Une fois la séquence optimisée, nous avons extrait les données de vitesse et la géométrie vasculaire à l'aide du logiciel interne *MRProject* et les avons utilisées pour alimenter des modélisations numériques de l'écoulement sanguin dans une géométrie réaliste, adaptées aux images IRM. Nous résolvons les équations de Stokes instationnaires pour des écoulements laminaires à l'aide de la méthode des éléments finis, considérant que cette approximation des équations de Navier-Stokes est pertinente pour les petites artères cérébrales :

$$\begin{cases} \rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} - \mu \Delta \mathbf{u} + \nabla p = 0 & \text{dans } [0, T] \times \Omega \\ \nabla \cdot \mathbf{u} = 0 & \text{dans } [0, T] \times \Omega \\ \mathbf{u} = \mathbf{u}_{in} & \text{dans } [0, T] \times \Gamma_{in} \\ \mu \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \mathbf{n}} + p \cdot \mathbf{n} = 0 & \text{dans } [0, T] \times \Gamma_{out} \end{cases} \quad (1)$$

où $\mathbf{u}$ est la vitesse du sang, p sa pression, ρ sa masse volumique, μ sa viscosité dynamique, $\mathbf{u}_{in}$ sa vitesse d'entrée, Ω le domaine d'étude, Γ_{in} la surface d'entrée et Γ_{out} la surface de sortie. Des comparaisons entre les données IRM et les simulations ont validé la modélisation. Nous pouvons alors comparer et évaluer la pertinence de marqueurs hémodynamiques de l'évolution des anévrismes, dilatations locales de la paroi artérielle pouvant un accident vasculaire cérébral (AVC). Par exemple, nous calculons la contrainte de cisaillement pariétale (*Wall Shear Stress*, WSS) [2] :

$WSS = \mu \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial r} \right)_{r=R}$ où r est la distance au centre du vaisseau de rayon R . Nous validons alors le WSS calculé sur les images IRM avec *MRProject* en le comparant avec celui de la simulation numérique afin d'améliorer le suivi des anévrismes par IRM.

- [1] M. Markl, et al. *4D flow MRI*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, **36**(5), 1015–1036, 2012.
- [2] W. V. Potters, et al. *Volumetric arterial wall shear stress calculation based on cine phase contrast MRI*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, **41**(2), 505–516, 2015.