

Simulation d'écoulement de liquide cérébrospinal avec la méthode des bases réduites

Pierre MOLLO, Laboratoire de mathématiques de Reims, UMR9008 - Reims
Stéphanie SALMON, Laboratoire de mathématiques de Reims, UMR9008 - Reims

Des études récentes ont montré que les écoulements du sang et du Liquide CérébroSpinal (LCS) jouent des rôles clés dans le bon fonctionnement du cerveau, cela motive grandement l'étude de leurs interactions. Dans ce contexte, nous proposons un modèle numérique du système craniospinal utilisable pour l'humain et pour le marmouset (*Callithrix jacchus*), un petit primate fréquemment utilisé dans les études pré-cliniques en raison de sa proximité phylogénétique avec l'humain. Lors d'un précédent travail sur les humains [1], nous avons établi un premier modèle 2D très simple afin d'étudier la répartition du LCS entre les deux principaux compartiments cérébraux : les ventricules au centre et l'Espace Sous-Arachnoïdien (ESA) en périphérie du cerveau. Ce système varie entre les individus et en fonction de l'âge, cela rend donc son étude délicate. Afin de pallier ces contraintes nous utilisons la Méthode des Bases Réduites (MBR) permettant de développer un modèle paramétré et donc adaptable.

La résolution des équations de Navier-Stokes ou de Stokes utilisées pour réaliser ces simulations de LCS peuvent se révéler très coûteuses, d'autant plus dans le cadre d'un modèle paramétré où chaque ensemble de paramètre nécessite une nouvelle simulation. Afin de contourner cette difficulté, nous proposons d'utiliser ici la MBR, une méthode assimilable à de l'interpolation. Celle-ci nous permet de remplacer l'espace de recherche de la solution, typiquement un espace éléments finis de très grande dimension, par un espace aux dimensions très réduites engendré par des *snapshots*. Il existe plusieurs méthodes permettant de construire ce type d'espace, nous nous concentrerons sur l'algorithme *greedy*. Cet algorithme, associé à un *supremizer operator* et à un procédé d'orthonormalisation [2], permet de construire un espace de recherche optimal sans nécessairement évaluer un grand nombre de *snapshots*. De plus, la MBR permet de calculer des informations, tel que le débit, sans avoir à assembler la solution entière. c'est-à-dire en utilisant les paramètres d'entrée du modèle.

Pour notre modèle, nous avons choisi des paramètres géométriques : angles et tailles des sections de sortie, et aussi physiques : compliances des sorties. L'hôpital d'Amiens nous fournit des informations géométriques observées via IRM, ainsi que des mesures de débit pour l'entrée et la sortie (SAS) de nos modèles. Les valeurs des compliances des compartiments ne pouvant être obtenues physiologiquement, nous pouvons utiliser les données acquises combinées avec notre modèle numérique afin de les évaluer.

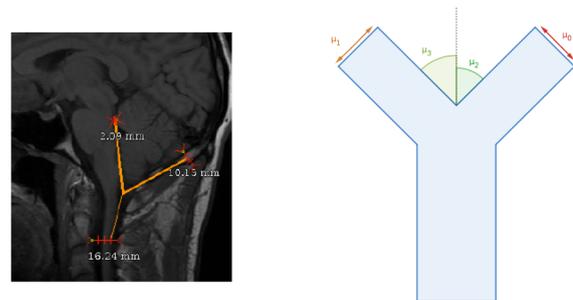


FIGURE 1 – MRI (left), Model (right).

Comme il est décrit dans [1], ces compliances jouent un rôle majeur dans la répartition des flux et nous avons montré qu'elles sont modifiées par des pathologie et/ou l'âge. Ce travail est produit dans le cadre du projet HANUMAN (ANR-18-CE45-0014) financé par l'Agence Nationale de la Recherche.

- [1] S. Garnotel, S. Salmon, O. Balédent. *Numerical modeling of the intracranial pressure using windkessel models*. MathS In Action, **8(1)**, 2017.
- [2] G. Rozza, D. Phuong Huynh, A. Manzoni. *Reduced basis approximation and a posteriori error estimation for Stokes flows in parametrized geometries : roles of the inf-sup stability constants*. Numer. Math., **125**, 115–152, 2013.