

Modélisation du Système Cérébrospinal en Interaction Fluide-Structure

Simon GARNOTEL, Laboratoire BioFlowImage

Stéphanie SALMON, Laboratoire de Mathématiques de Reims

Olivier BALÉDENT, Laboratoire BioFlowImage

Mots-clés : Modélisation mathématique, Simulation numérique, Interaction fluide-structure, Systèmes biologiques

Introduction Le système cérébrospinal est composé principalement du tronc cérébral et de la moëlle spinale. Ce système baigne entièrement dans un liquide : le liquide cérébrospinal (LCS), présent dans les ventricules cérébraux et dans les espaces subarachnoïdiens (SAS). La modélisation de ce système a pour intérêt d'obtenir une information sur la pression du LCS : la pression intracrânienne (PIC). Bien que cette dernière soit mesurable de manière invasive uniquement, elle s'avère très utile pour le diagnostic de certaines pathologies comme l'hydrocéphalie. On se propose donc d'obtenir une information sur la PIC à l'aide de données IRM de flux et de simulations numériques.

Matériels et Méthodes Un algorithme d'interaction fluide-structure monolithique [1] a été programmé avec FreeFem++ [2] pour résoudre ce problème. Il considère une partie fluide régie par les équations de Navier-Stokes instationnaires incompressibles, le LCS, et une partie solide régie par les équations de l'élasticité linéaire, le cerveau. La continuité de la vitesse et de la contrainte de cisaillement est respectée à l'interface. Le cerveau étant confiné dans la boîte crânienne rigide, celui-ci ne va pas subir de grandes déformations d'où l'utilisation d'un modèle d'élasticité linéaire. La géométrie considérée est dans un premier temps simplifiée afin d'observer la dynamique globale du système, Fig. 1, avant de passer à une géométrie réaliste. Une simulation est effectuée avec les paramètres physiologiques du LCS et du cerveau, Tab. 1. En entrée, au niveau de la moëlle spinale, une condition de Dirichlet est imposée au LCS à partir de mesures de vitesses par IRM de flux [3] sur un patient-témoin. La condition sur le crâne rigide est une condition de Dirichlet homogène. Le temps total de simulation est de 21.05 s (20 cycles cardiaques) avec un pas de temps $\Delta t = 0.01$.

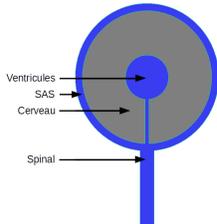


Figure 1: Modèle

	Paramètre	Valeur
Fluide	ρ^F	1 g.cm^{-3}
	μ^F	$0.01 \text{ g.cm}^{-1}\text{s}^{-1}$
Structure	ρ^S	1.1 g.cm^{-3}
	E^S	$5 \cdot 10^4 \text{ g.cm}^{-1}\text{s}^{-2}$
	ν^S	0.35

Table 1: Paramètres

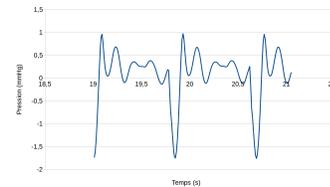


Figure 2: Simulation

Résultats Le temps de calcul sur un processeur est d'environ 5000 s pour un maillage de 3050 triangles. Les déformations observées sont bien de petite amplitude. La courbe de pression simulée, Fig. 2, est en adéquation avec la forme physiologique des courbes de pression intracrânienne mesurées de manière invasive qui présentent une amplitude de l'ordre de 3 mmHg et des pics et des vallées.

Conclusion Cette étude montre la faisabilité de la détermination numérique de la pression intracrânienne à partir de données IRM de flux grâce à un modèle d'interaction fluide-structure simple.

Références

- [1] S. SY AND C.M. MUREA, *Algorithm for solving fluid-structure interaction problem on a global moving mesh*, Coupled Systems Mechanics, 2012.
- [2] F. HECHT, *New development in FreeFem++*, Journal of Numerical Mathematics, 2012.
- [3] G. PAGÉ, S. FALL *et al.*, *In-vitro assessment of high resolution PC-MRI*, ECR Congress, 2015

Simon GARNOTEL, Laboratoire BioFlowImage, Université de Picardie Jules Verne, Amiens
simon.garnotel@u-picardie.fr