



**HAL**  
open science

## Modélisation de l'écoulement sanguin dans des réseaux vasculaires complexes

Ranine Tarabay, Nicolas Passat, Christophe Prud'Homme, Marcela Szopos

► **To cite this version:**

Ranine Tarabay, Nicolas Passat, Christophe Prud'Homme, Marcela Szopos. Modélisation de l'écoulement sanguin dans des réseaux vasculaires complexes. Journée de l'école doctorale MSII, Université de Strasbourg, 2013, Strasbourg, France. 2013. hal-01719445

**HAL Id: hal-01719445**

**<https://hal.univ-reims.fr/hal-01719445>**

Submitted on 28 Feb 2018

**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.

# Modélisation de l'écoulement sanguin dans des réseaux vasculaires complexes

Ranine Tarabay, Nicolas Passat, Christophe Prud'Homme, Marcela Szopos

► **To cite this version:**

Ranine Tarabay, Nicolas Passat, Christophe Prud'Homme, Marcela Szopos. Modélisation de l'écoulement sanguin dans des réseaux vasculaires complexes. Journée poster des doctorants - Université de Strasbourg, Oct 2013, Strasbourg, France. 2013. <hal-01222226>

**HAL Id: hal-01222226**

**<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01222226>**

Submitted on 29 Oct 2015

**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.

## Comment la simulation numérique peut contribuer à la médecine ?

**Motivation :** Les maladies vasculaires sont les principales causes de mortalité dans la société industrielle (sténoses, anévrismes).

### Contributions :

- Aider à la compréhension du développement de certaines maladies vasculaires.
- Aider à l'amélioration des méthodes curatives et des appareils médicaux.
- Construire des bases de données pour l'aide au pronostic de certaines maladies ou de leur développement.

### Expérimentation *in silico* !

### Difficultés :

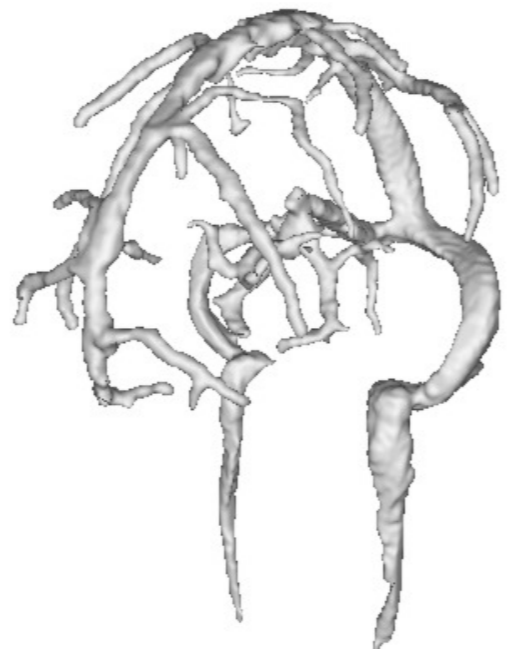
- Tendre vers le temps réel.
- Prendre en compte la variabilité biologique.
- Comment valider ?

## Boucle de tâches du projet ANR Vivabrain

Image ARM réelle

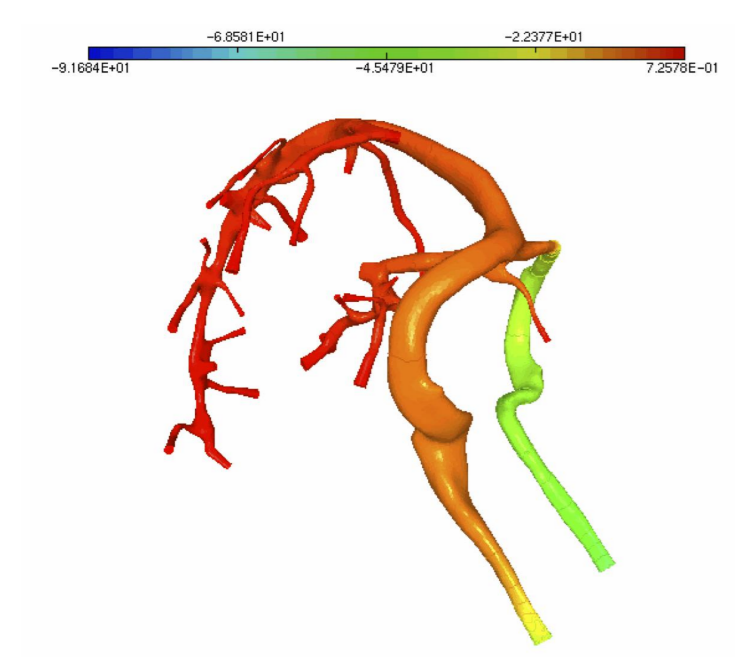


Modèle vasculaire 3D

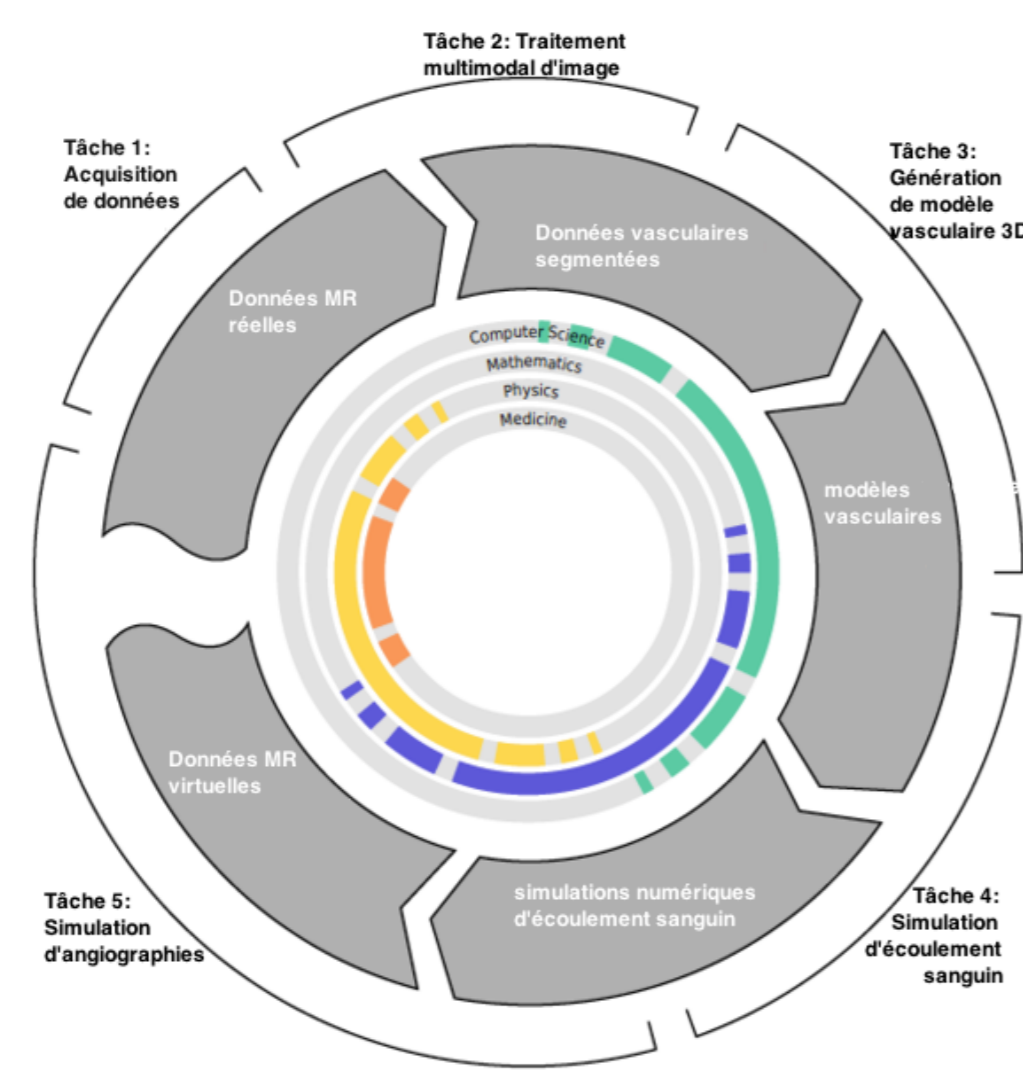


Traitement multi-modal d'image

Simulation d'angiographies virtuelles

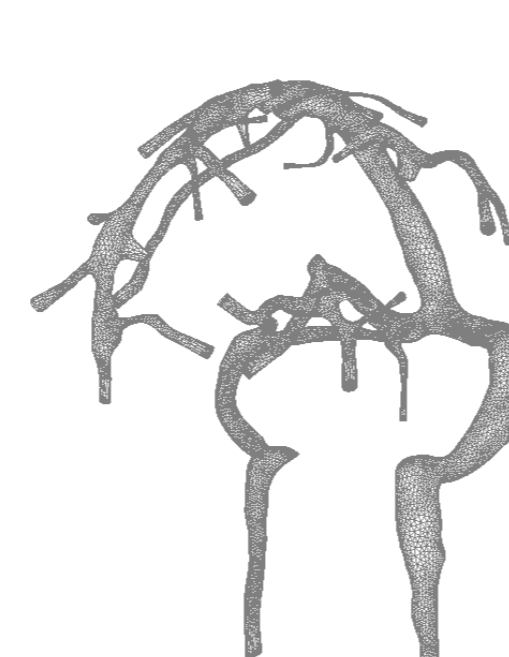


Champ de pression



Simulation 3D+t d'écoulement sanguin

Génération de maillage 3D



Maillage 3D

## Modèle mathématique: équations de Navier-Stokes instationnaires

**Sang :** fluide homogène incompressible, comportement newtonien "standard" :

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} - 2 \operatorname{div}(\mu \mathbf{D}(\mathbf{u})) + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla p = \mathbf{0}, \quad \text{dans } \Omega \times I$$

$$\operatorname{div}(\mathbf{u}) = 0, \quad \text{dans } \Omega \times I$$

+ conditions initiales,  
+ conditions aux limites.

$\mathbf{u}, p$  : vitesse et pression du fluide ;

$\mathbf{D}(\mathbf{u}) = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T)$  : tenseur de déformation ;

$\rho$  and  $\mu$  densité et viscosité dynamique du fluide.

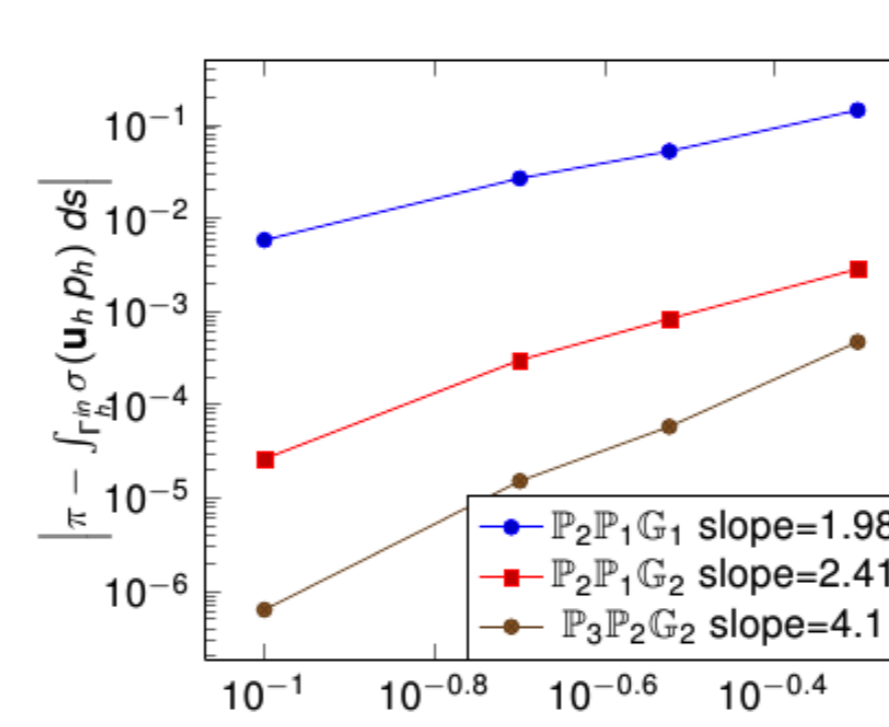
## Stratégie numérique

### Stratégie générale:

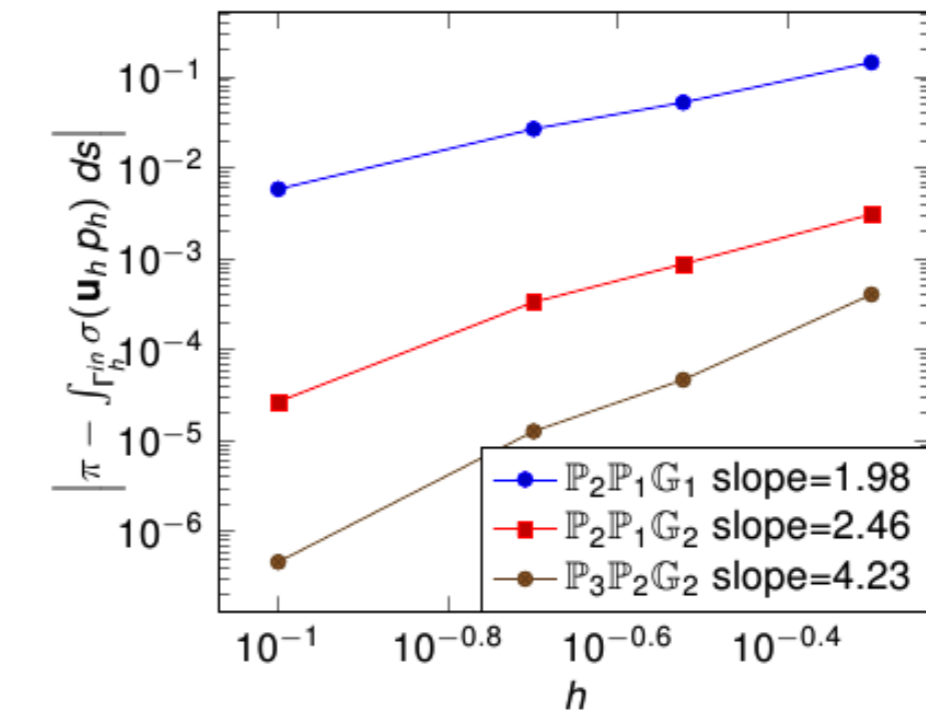
- Partitionnement automatique du maillage avec GMSH (Chaco/Metis);
- Création d'une table parallèle de degrés de liberté avec une vision locale ou globale;
- Utilisation de la librairie PETSC qui fournit un accès à Krylov subspace solvers(KSP) couplé aux préconditionneurs PETSC tels que Block-Jacobi, ASM, GASM, ML.

**Stratégie de discretisation:** Elements finis de Taylor-Hood pour la discrétisation de la vitesse et la pression, approximation **haut et bas ordre** de la géométrie.

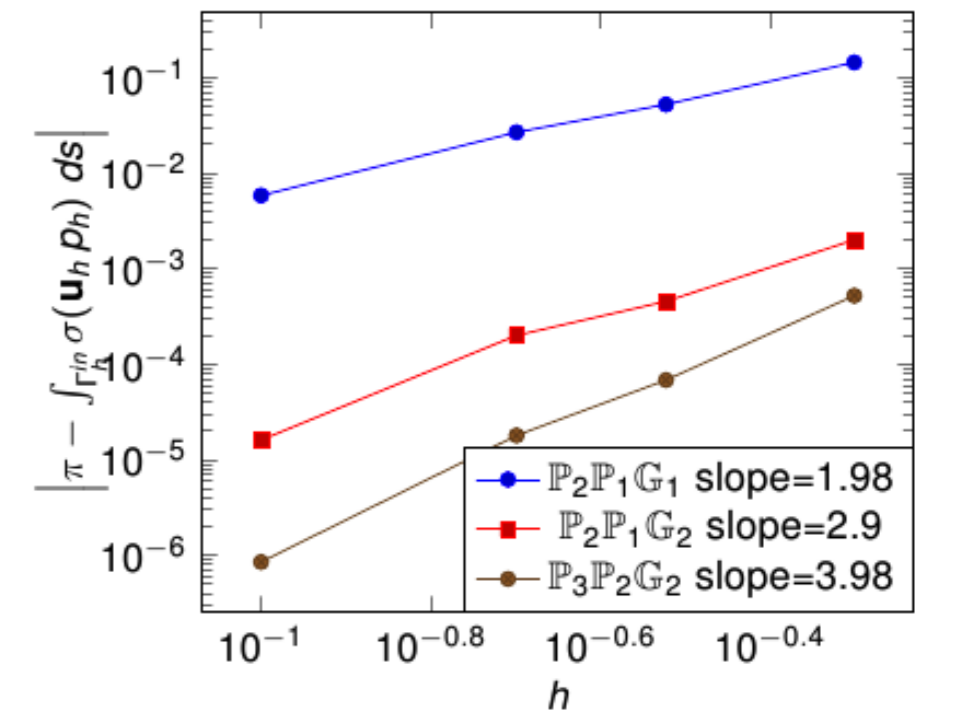
## Étude de convergence pour Stokes



Dirichlet-Dirichlet



Dirichlet-Neumann



Neumann-Neumann

Convergence  $F_\delta = \int_{\Gamma_{in,\delta}} \sigma(\mathbf{u}, p) \mathbf{n} ds$  utilisant la configuration  $\mathbb{P}_{N+1}\mathbb{P}_N G_N$ ,  $N = 1, 2$

## Tests de scalabilité

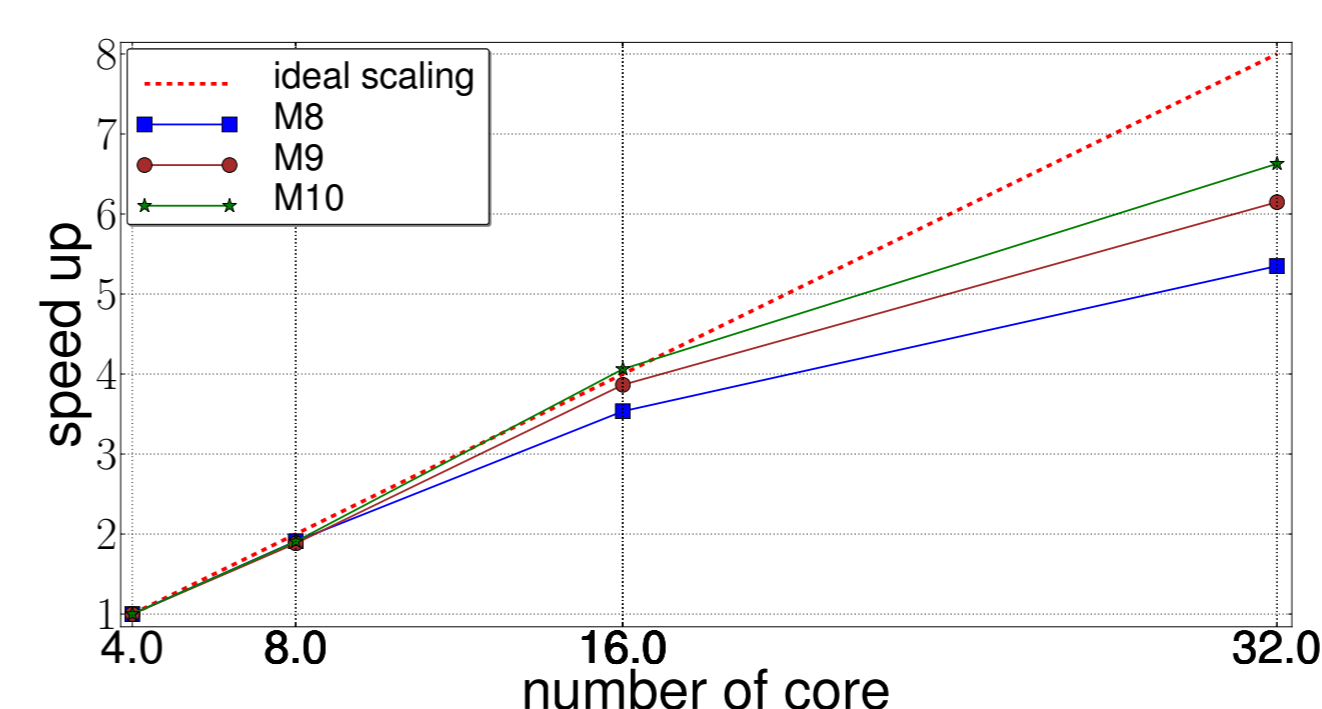
**Tests de scalabilité:** cylindre de longueur  $L_C$  et de rayon 0.5, conditions aux limites de Dirichlet-Neumann, approximation  $\mathbb{P}_2\mathbb{P}_1 G_1$ . [1]

Configuration pour la scalabilité faible:

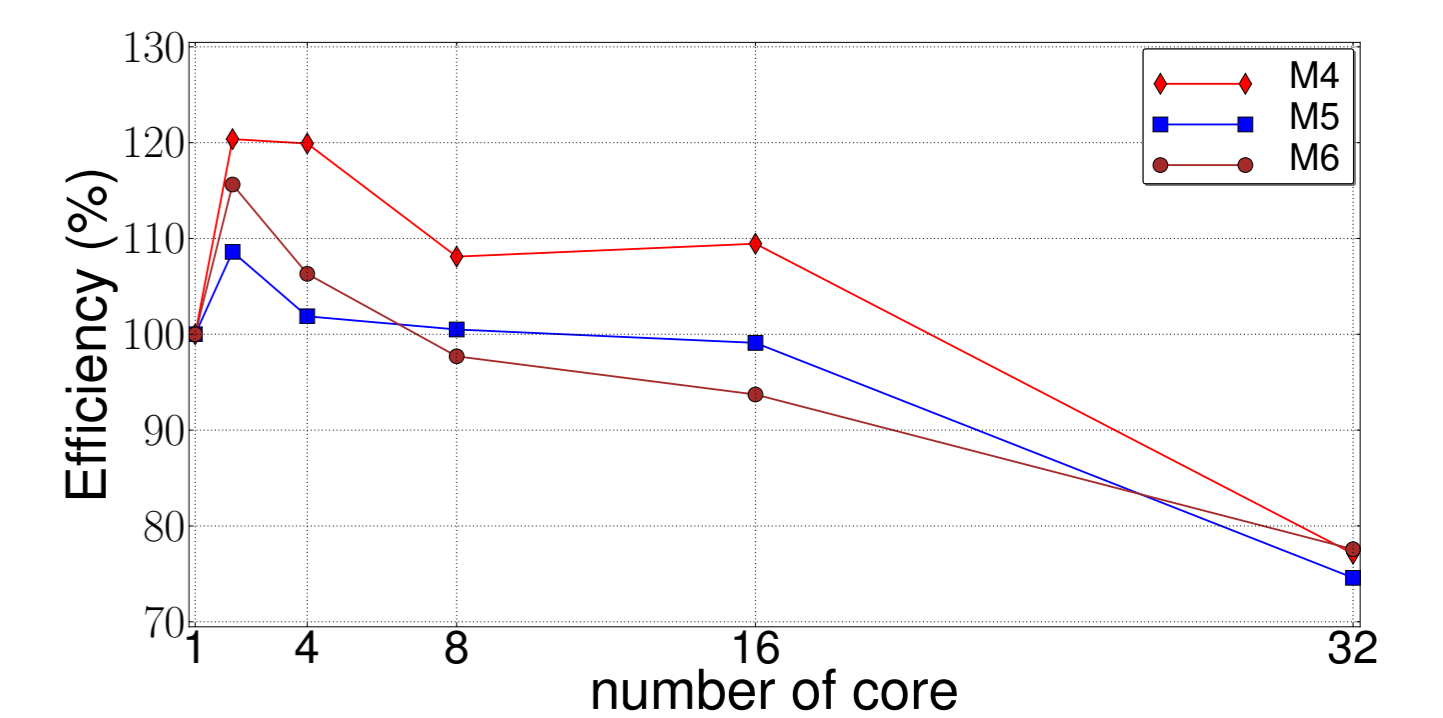
$N^{core}$	$L_C$	DOF(M4)	DOF(M5)	DOF(M6)
32	16	297.372	398.181	563.574
16	8	146.094	197.262	290.423
8	4	77.255	105.296	148.027
4	2	39.834	56.075	75.005
2	1	23.950	31.971	41.869
1	0.5	15.705	19.207	26.523

Configuration pour la scalabilité forte:

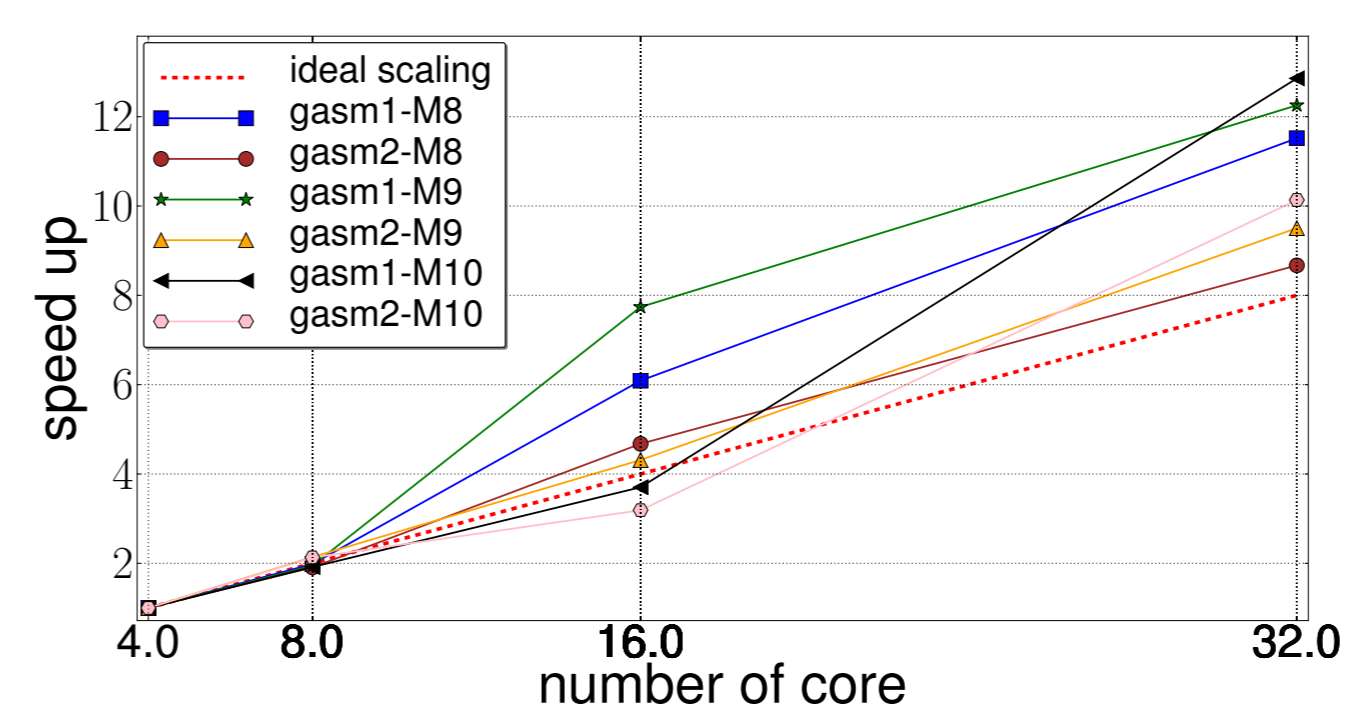
MESH	TETRAHEDRONS	DOF
M8	111.475	530.275
M9	151.443	712.545
M10	210.526	980.105



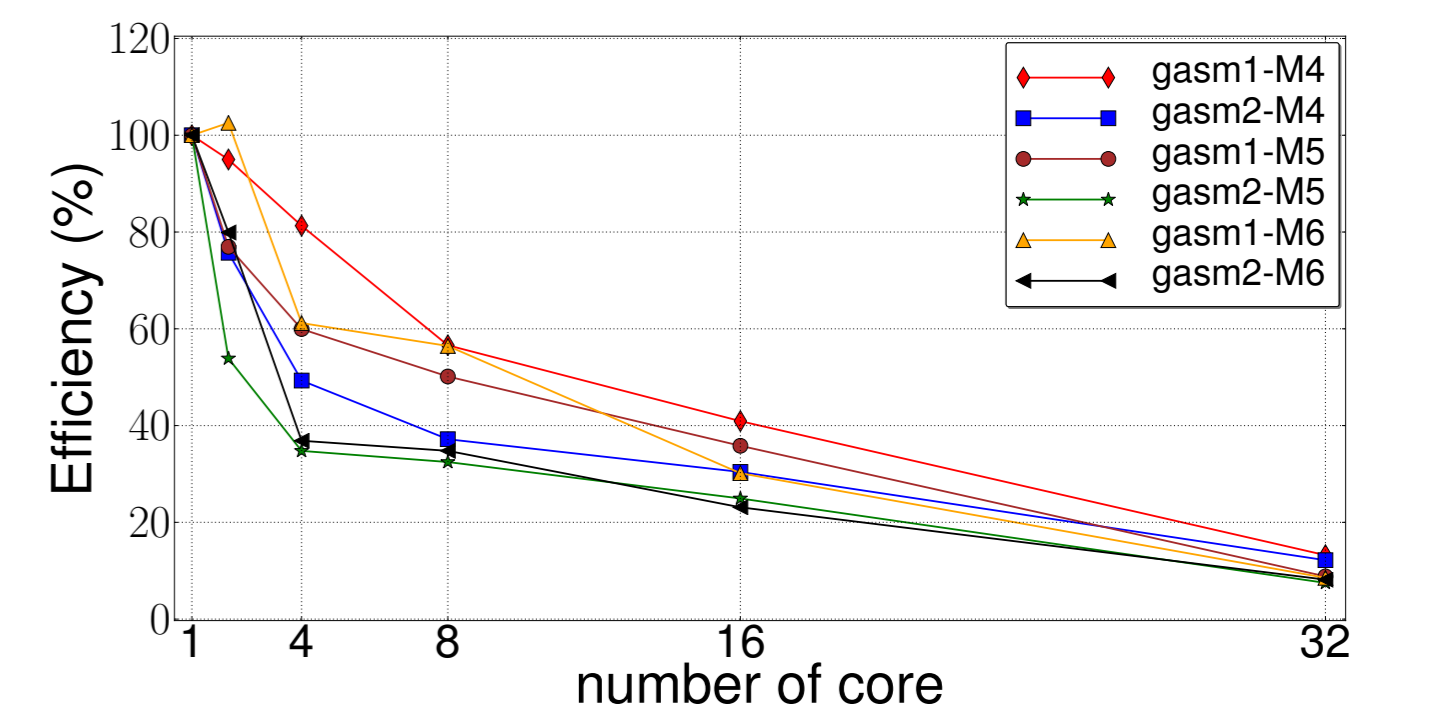
(a) Assembly speed-up (strong scalability)



(b) Assembly efficiency (weak scalability)

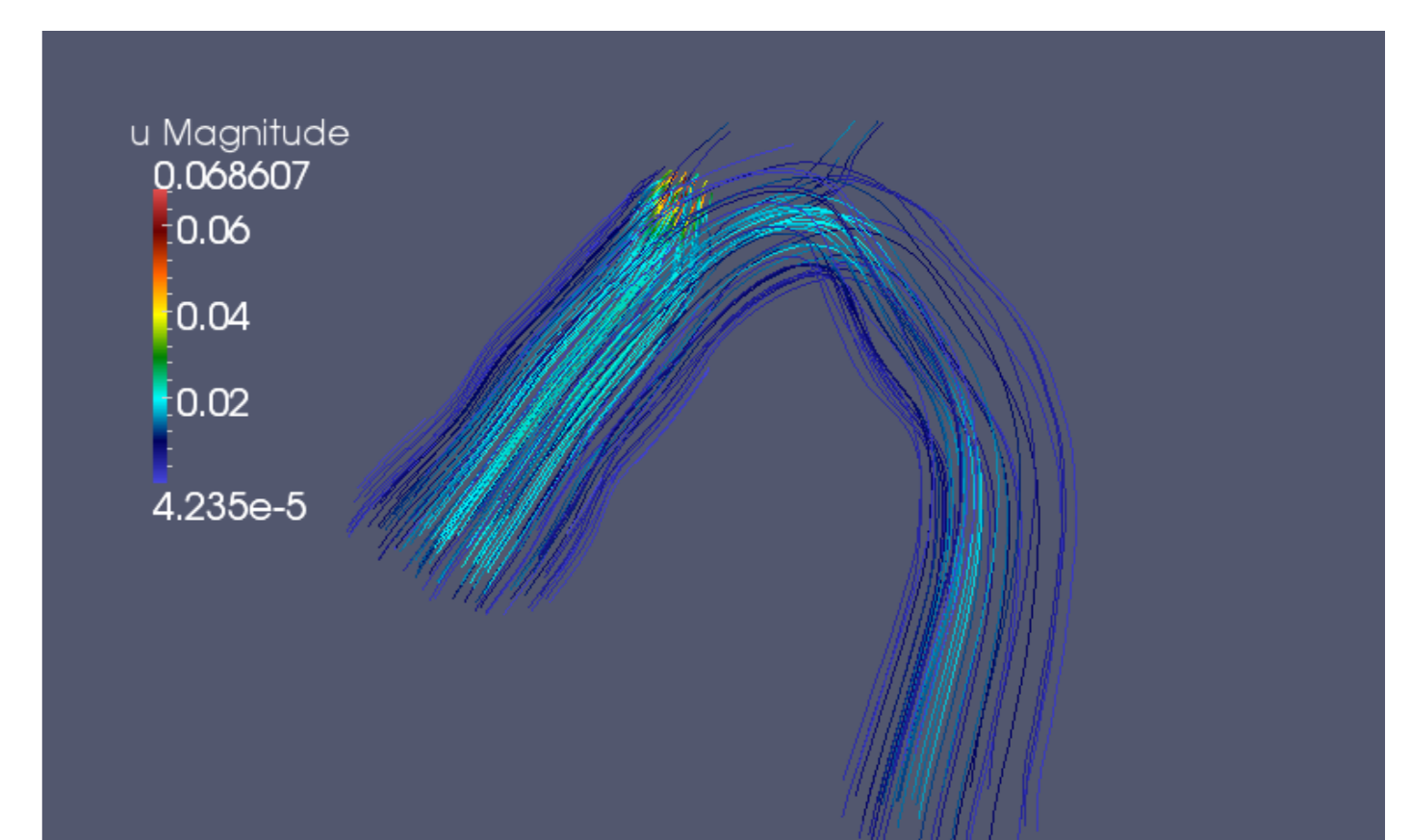
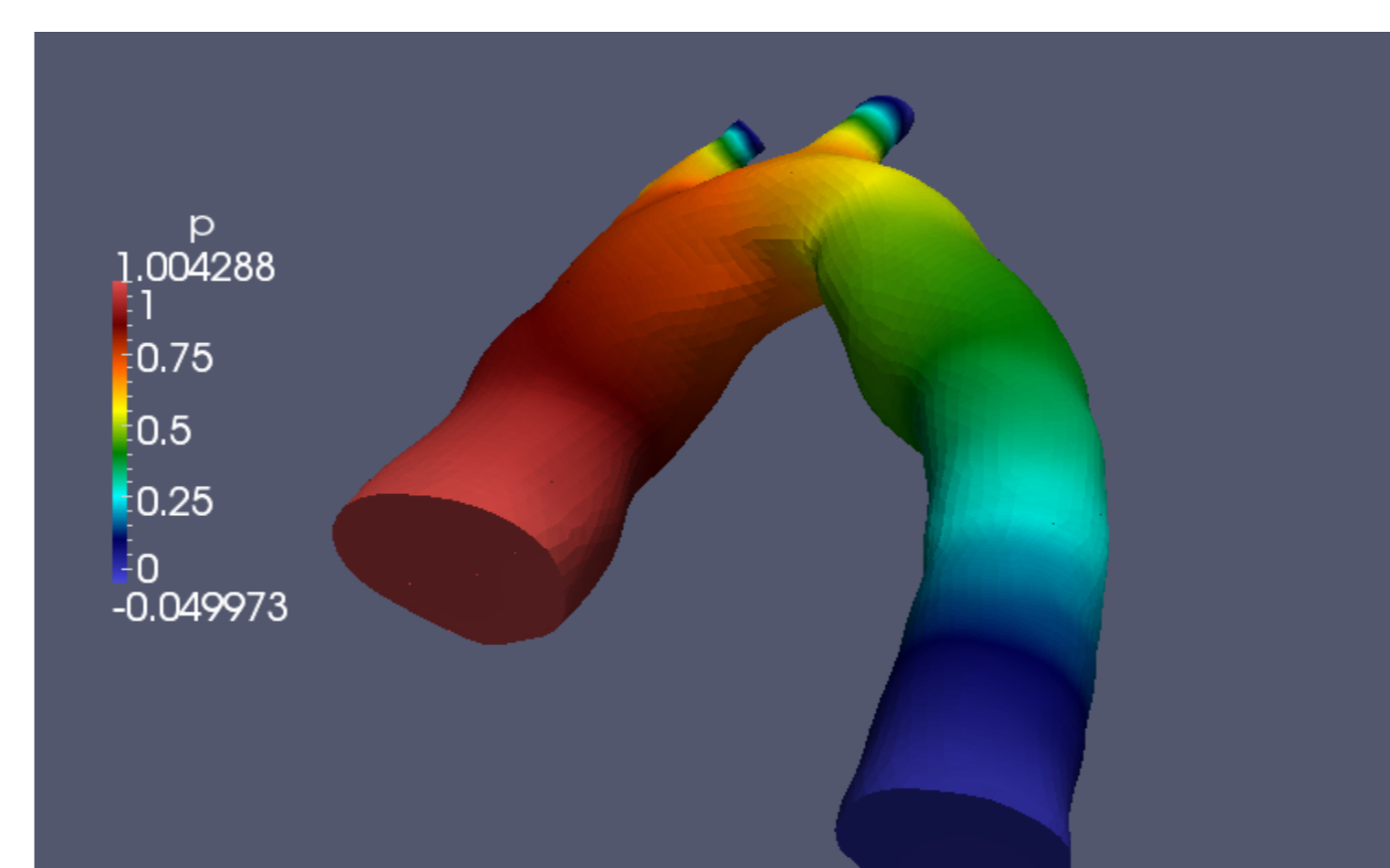


(c) Global speed-up (strong scalability)



(d) Global efficiency (weak scalability)

## Quelques résultats numériques dans l'aorte



## Perspectives

- Navier-Stokes en domaine mobile
- Méthode de réduction d'ordre [2]
- Conditions aux limites non standard
- Conditions de transmission aux interfaces

## Références

- Vincent Chabannes. *Vers la simulation numérique des écoulements sanguins*. These, Université de Grenoble, July 2013.
- N. Poussineau. *Réduction variationnelle d'un couplage fluide-structure. Application à l'hémodynamique*. These, Université Paris 6, 2007.