

# Simulation d'écoulements sanguins cérébraux en géométries réalistes

Stéphanie Salmon (URCA-EA 4535-CNRS FR 3399)

**En collaboration avec**

IRMA, LSIIT et LINC (Université de  
Strasbourg)

LIGM (ESIEE)

LJK (Université de Grenoble)

Kitware ([www.kitware.fr](http://www.kitware.fr)).



Rouen, 16 mai 2013

# Plan

- 1 Introduction et contexte
- 2 Modélisation et simulation
- 3 Conclusion

# Plan

- 1 Introduction et contexte
- 2 Modélisation et simulation
- 3 Conclusion

# Modélisation et simulation d'écoulements sanguins.

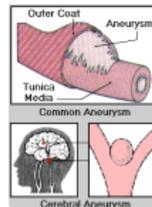
Maladies vasculaires = principales causes de mortalité dans les sociétés industrialisées.

**Donc** : mettre à la disposition du monde de la santé des **outils automatiques de simulation** de l'écoulement sanguin dans les vaisseaux.

Notre particularité : travailler sur les écoulements sanguins cérébraux.

# Objectifs des simulateurs

- Aider à la compréhension du développement de certaines maladies vasculaires comme par ex. influence des facteurs



hémodynamiques (anévrismes).

- Aider à améliorer les diagnostics (hydrocéphalie, malformation artério-veineuse) et les traitements (ex : optimisation de la



forme des implants endovasculaires).

- Construire des bases de données pour l'aide au pronostic des certaines maladies ou de leur développement.

⇒ Expérimentation "in silico" !

# Pourquoi cette explosion des mathématiques pour le bio-médical ?

Développement des méthodes numériques et augmentation de la puissance des ordinateurs :

- Géométrie complexe.
- Phénomènes biologiques donc modèles complexes (*exemples : fluide complexe et solide déformable en interaction pour les artères.*)
- Grandes échelles.

# Propriétés souhaitées des simulateurs / Implications

- le plus "automatique" possible, minimiser l'intervention humaine  $\implies$  travail collaboratif,
- tendre vers le "temps réel"  $\implies$  simplifier sans perdre l'intérêt,
- prendre en compte la variabilité biologique  $\implies$  partir de l'imagerie.

# Projet ANR appel MN 2012 : VIVABRAIN

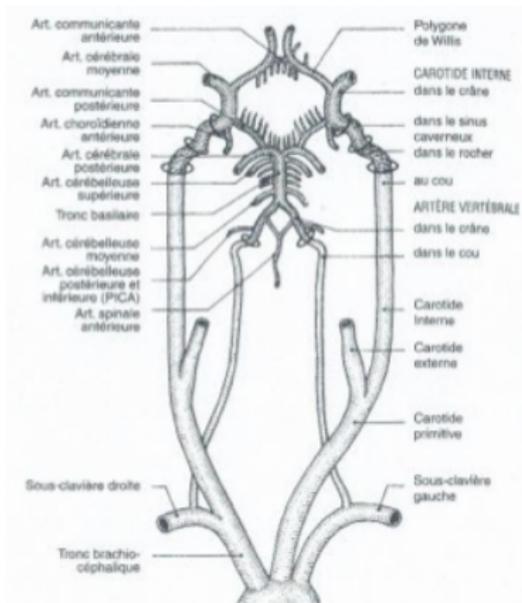
Simuler l'écoulement sanguin dans le réseau cérébral complet  
(veineux et/ou artériel) ...

... et "boucler la boucle" : simuler l'acquisition radiographique  
des flux sanguins par des mécanismes d'IRM

1.  $\implies$  images de "synthèse" à comparer aux images de départ : validation de la chaîne de travail
  2.  $\implies$  constituer une base de données, librement accessible à la communauté informatique
- "segmentation" pour tester leurs algorithmes.



# Vascularisation du système nerveux central : artères



## Vascularisation du système nerveux central : artères

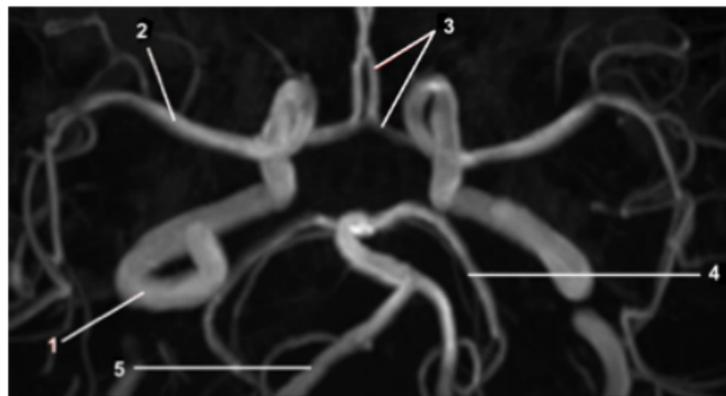
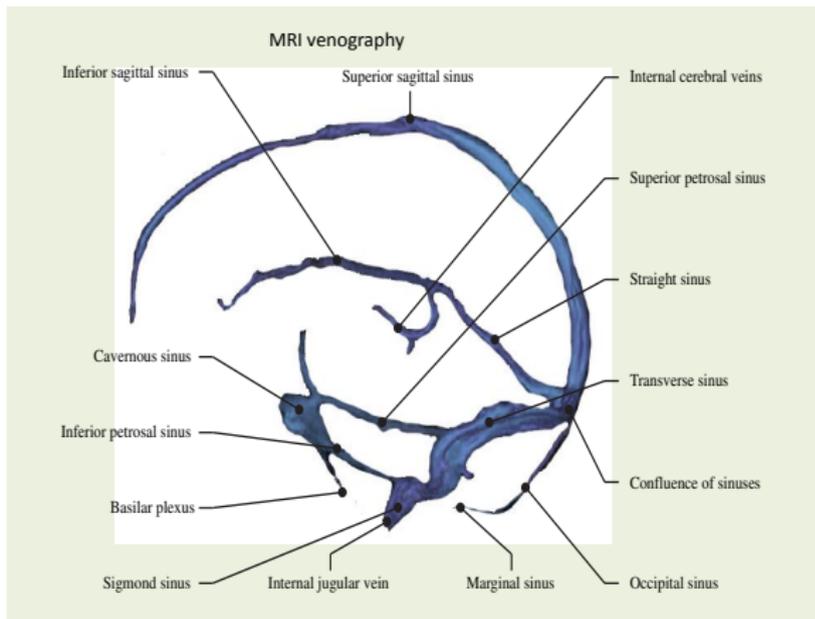
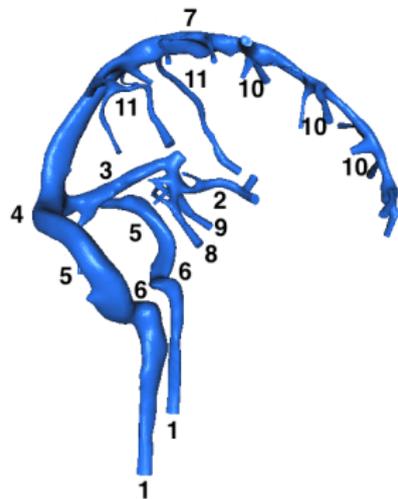


FIGURE 2.5 – ARM (Angiographie par Résonance Magnétique) par TOF (Time-Of-Flight) du polygone de Willis. 1, artère carotide interne. 2, artère cérébrale moyenne. 3, artère cérébrale antérieure. 4, artère cérébrale postérieure. 5, artère vertébrale.

# Vascularisation du système nerveux central : veines



# Vascularisation du système nerveux central : veines



**Figure:** Cerebral venous network : 1, internal jugular veins. 2, inferior sagittal sinus. 3, straight sinus. 4, confluence of sinuses. 5, lateral sinus (transverse portion). 6, lateral sinus (sigmoid portion). 7, superior sagittal sinus. 8, internal cerebral vein. 9, basilar vein. 10, superior cerebral veins. 11, superior anastomotic veins.

# Plan de travail

IRM

Equipes médicales

CPP signé : 40 patients sains



Simulation acquisition



Images virtuelles

Equipes mathématiques  
et physiques

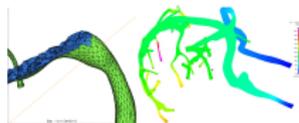
Maillage volumique



Simulation 3D

Equipes mathématiques

numériques



Segmentation

Equipes informatiques



# Plan

- 1 Introduction et contexte
- 2 Modélisation et simulation
- 3 Conclusion

# Écoulements sanguins

Sang = suspension concentrée de cellules :

- \* globules rouges (hématies),
- \* globules blancs (leucocytes),
- \* plaquettes.

( $10^3$  fois plus d'hématies que de leucocytes).

⇒ Fluide non-newtonien.

Mais le caractère multiphasique ne devient important que dans les petits vaisseaux !

Hypothèse de travail : donc dans les vaisseaux concernés par la simulation : fluide homogène et newtonien

⇒ équations de Navier-Stokes incompressible !

# Modélisation

On cherche  $u$  la vitesse et  $p$  la pression.

Equation de la dynamique des fluides incompressibles  
(Navier-Stokes) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial u}{\partial t}(x, t) + u \cdot \nabla u(x, t) - \nu \Delta u(x, t) + \nabla p = 0, \quad (x, t) \text{ dans } \Omega \times \mathbb{R}^+ \\ \operatorname{div} u(x, t) = 0, \quad (x, t) \text{ dans } \Omega \times \mathbb{R}^+ \\ u(x, 0) = u_0(x), \quad x \text{ dans } \Omega \\ + \text{Conditions Limites.} \end{array} \right.$$

# Écoulements sanguins artériels

Artères : section circulaire, solide élastique  
en grande déformation

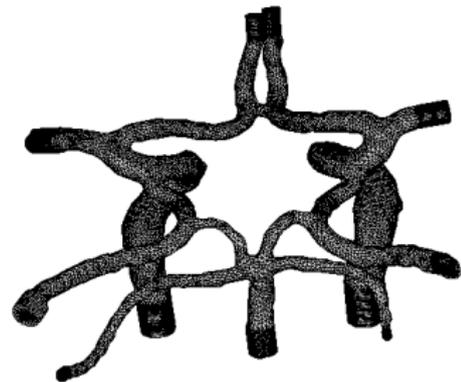
⇒ Interaction fluide-structure.

Hypothèse de travail dans le réseau artériel  
cérébral :

Fluide **homogène** et **newtonien**.

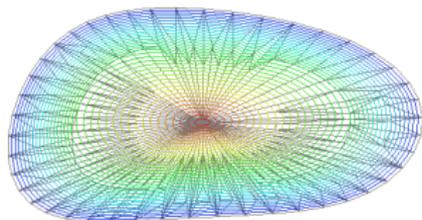
Pas d'interaction car système trop contraint  
dans le cerveau (baignant dans le LCS).

⇒ équations de Navier-Stokes !



# Écoulements sanguins veineux

Veines : section elliptique (car collable),  
pas d'interaction fluide-structure au niveau  
des sinus mais au niveau des jugulaires.  
A ce jour pas très bien comprise, beaucoup  
de modélisation reste encore à faire !



## Choix des méthodes numériques

- Géométrie complexe  $\implies$  maillages non structurés (tétra ou hexa),  
méthode des éléments finis,  
ou des volumes finis.
- Maillages volumineux  $\implies$  méthode éprouvée et robuste (!)  
 $\implies$  méthode efficace en terme de  
coût mémoire et temps de calcul !

### Choix actuel :

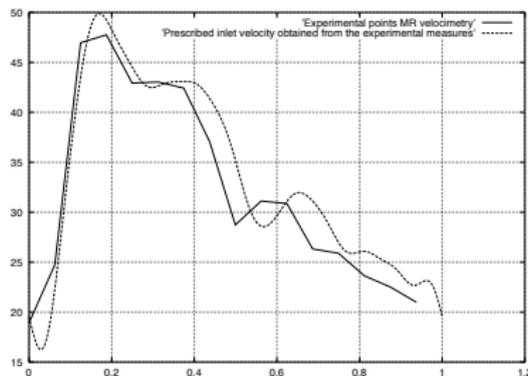
FreeFem++ (<http://www.freefem.org>) et  
Feel++ (<http://www.feelpp.org/>).

### Besoin de ressources en calcul !

$\implies$  Plateformes de calcul régionales ROMEO, Strasbourg et  
Grenoble.

## Conditions limites : artères

Entrée  $U = \text{fonction}(t)$  : vitesse dépendante du temps (flot pulsé).



Peau : Le fluide ne doit pas traverser la peau du vaisseau,

$$\text{soit } U = 0.$$

## Conditions limites en sortie : artères

Plusieurs choix :

- Sortie libre ("ne rien faire")
- Imposer la pression (???)
- Coupler à un modèle pour simuler le reste du réseau (modèle 0D ou 1D).

**ATTENTION** : si fluide-structure, couplage à un modèle obligatoire !

## Conditions limites : veines

Entrée  $U$  uniforme : vitesse provenant de la micro-circulation.

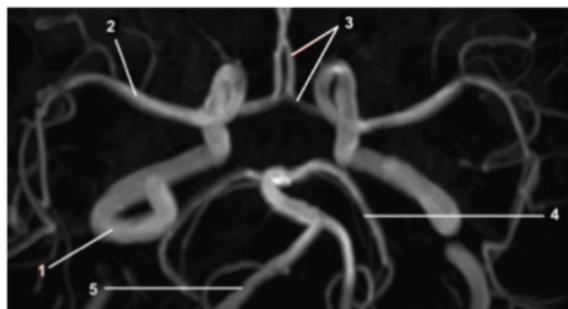
Peau : Le fluide ne doit pas traverser la peau du vaisseau,

$$\text{soit } U = 0.$$

Sortie : condition limite de paroi poreuse ou de traction (appel du coeur).

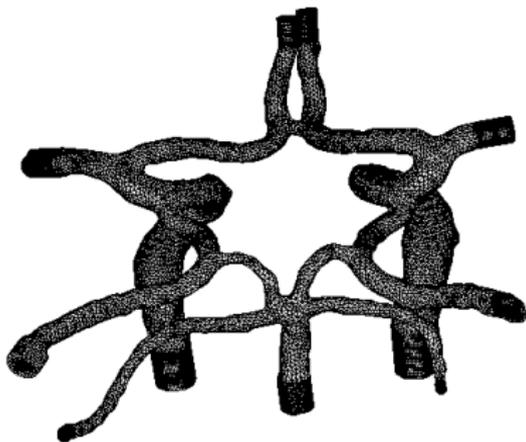
$$\mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\tau} = 0 \text{ et } \boldsymbol{\sigma} \mathbf{n} \cdot \mathbf{n} = 0.$$

# Imagerie et acquisition



**Figure:** Polygone de Willis ARM TOF (gauche) - Réseau cérébral : IRM (droite).

## Maillages 3D



**Figure:** Polygone de Willis (262174 tétraèdres) - Réseau veineux (237438 tétraèdres).

# Résultat de simulation (Stokes) stationnaire : Polygone de Willis

Premiers essais sur le maillage complet : FreeFem++ ( $\mathbb{P}^2 - \mathbb{P}^1$ ), vitesse uniforme en entrée, sortie libre.

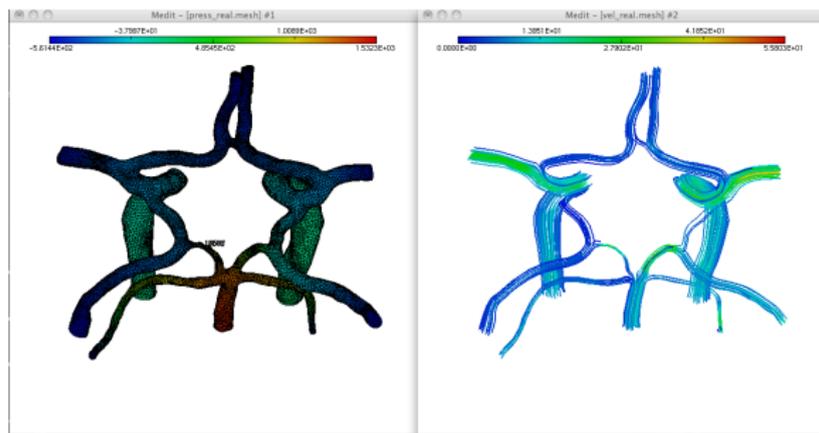
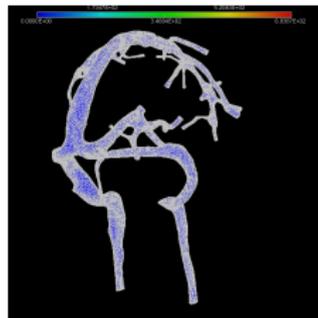
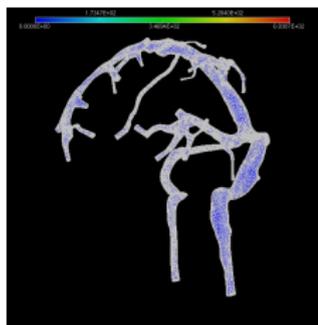
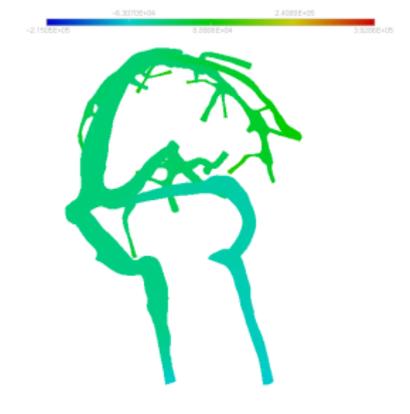


Figure: Résultats de simulation : pression (gauche) et lignes de courant (droite) - FreeFem++ sur CLOVIS.

Résultat de simulation (Stokes) stationnaire : réseau veineux, FreeFem++ ( $\mathbb{P}^2 - \mathbb{P}^1$ ), vitesse uniforme en entrée, sortie libre.



# Résultat de simulation (Stokes) stationnaire : réseau veineux



**Figure:** Résultats de simulation : Isovaleurs de pression - FreeFem++ sur CLOVIS.

# Résultat de simulation (Stokes) stationnaire : réseau veineux

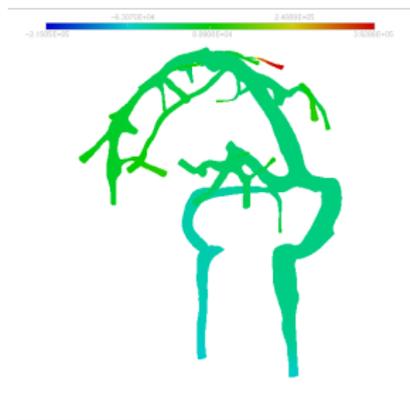


Figure: Résultats de simulation : Isovaleurs de pression - FreeFem++ sur CLOVIS.

# Plan

- 1 Introduction et contexte
- 2 Modélisation et simulation
- 3 Conclusion

## Axes de recherche

### Point de vue mathématique :

- Nombreux outils développés et d'autres en cours de développement pour améliorer les segmentations et pour passer des segmentations aux maillages de calcul - avec les informaticiens.
- Modélisation (fluide newtonien/ non newtonien..., simplification de modèles).
- Conditions limites (couplage de modèles).
- Interaction fluide-structure.
- Calcul haute performance (parallélisme) - avec les informaticiens.
- Bien comprendre l'acquisition d'images pour pouvoir modéliser les problèmes et les simuler avec des (bio)-physiciens.

# Conclusion générale

Simulations numériques fournissent des informations intéressantes impossible à obtenir de manière non-invasive chez les patients  
⇒ intérêt du calcul scientifique et des simulations.  
Mais difficultés des simulations appliquées au biologique :

comment valider ?