

Imagerie angiographique : du réel au numérique

Nicolas PASSAT, Stéphanie SALMON

Université de Reims Champagne-Ardenne
Centre de Recherche en STIC, EA 3804
Laboratoire de Mathématiques, CNRS, FRE 2011



Biarritz, 21 juin 2018

Plan

1 Préambule

- Contexte et objectif(s)
- Le projet

2 Méthodologie

- Comprendre la structure
- Comprendre la fonction
- Comprendre la physique

3 Pratique

- Expérimentations, résultats
- Diffusion logicielle

4 Conclusion

Plan

1 Préambule

- Contexte et objectif(s)
- Le projet

2 Méthodologie

- Comprendre la structure
- Comprendre la fonction
- Comprendre la physique

3 Pratique

- Expérimentations, résultats
- Diffusion logicielle

4 Conclusion

Contexte : l'imagerie angiographique

Imagerie angiographique

Permet d'observer (suivant les modalités : IRM, TDM, US...) :

- vaisseaux (parois, lumière) à certaines échelles
- volume / flux sanguin (artériel et / ou veineux)

en 2D, 3D, voire 4D, en général, à la recherche de pathologies

Angiographie 3D / 4D par résonance magnétique (ARM)

Visualisation (qualitative ou quantitative) du flux sanguin, par observation du mouvement des molécules d'eau

Contexte : l'imagerie angiographique

Imagerie angiographique

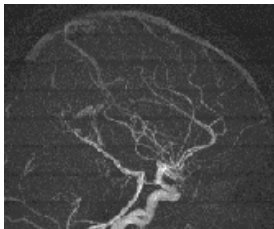
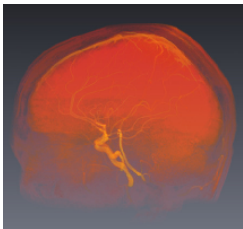
Permet d'observer (suivant les modalités : IRM, TDM, US...) :

- vaisseaux (parois, lumière) à certaines échelles
- volume / flux sanguin (artériel et / ou veineux)

en 2D, 3D, voire 4D, en général, à la recherche de pathologies

Angiographie 3D / 4D par résonance magnétique (ARM)

Visualisation (qualitative ou quantitative) du flux sanguin, par observation du mouvement des molécules d'eau



Contexte : l'imagerie angiographique

Imagerie angiographique

Permet d'observer (suivant les modalités : IRM, TDM, US...) :

- vaisseaux (parois, lumière) à certaines échelles
- volume / flux sanguin (artériel et / ou veineux)

en 2D, 3D, voire 4D, en général, à la recherche de pathologies

Angiographie 3D / 4D par résonance magnétique (ARM)

Visualisation (qualitative ou quantitative) du flux sanguin, par observation du mouvement des molécules d'eau

Qu'observe-t-on dans une ARM ?

- 1 Une structure anatomique : la "lumière" des vaisseaux
- 2 Une fonction physiologique : le flux sanguin
- 3 Une grandeur physique : les propriétés magnétiques des noyaux H

→ **Evidemment, tout est mélangé !**

Objectif : “comprendre” une image angiographique

Question : Que voit-on réellement dans une ARM ?

(Tenter de) répondre à cette question requiert de décorréler ce qui se rapporte à :

- la structure
- la fonction
- la physique

Approche adoptée : Pour comprendre l'objet d'étude, on tente de le reproduire

⇒ “Créer” des images ARM numériques qui simulent des images ARM réelles

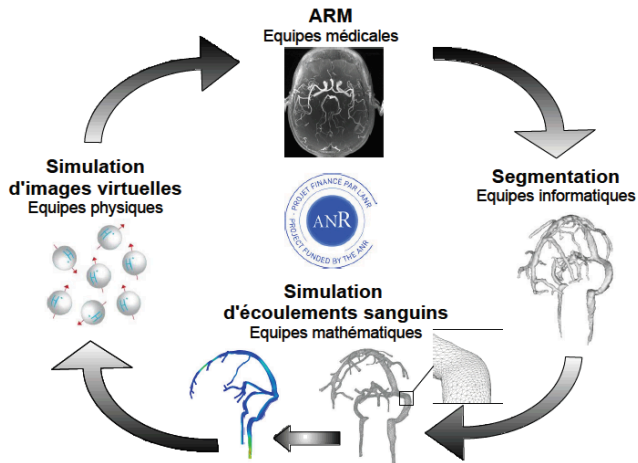
⚠ Créer = extraire, modéliser, simuler (et non pas inventer. . .)

Objectifs afférents

Pour résoudre ce problème (au moins partiellement), il faut :

- comprendre la structure = extraire la géométrie vasculaire 3D
- comprendre la fonction = modéliser et simuler l'hémodynamique
- comprendre la physique = modéliser et simuler le mécanisme d'acquisition IRM

Le projet ANR VIVABRAIN



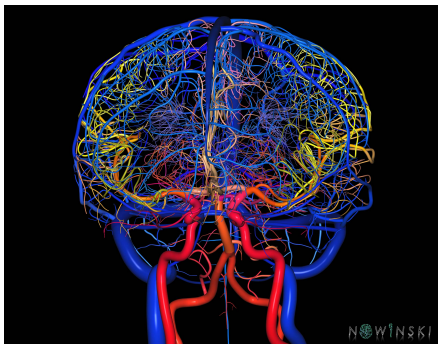
Plan

- 1 Préambule
 - Contexte et objectif(s)
 - Le projet
- 2 Méthodologie
 - Comprendre la structure
 - Comprendre la fonction
 - Comprendre la physique
- 3 Pratique
 - Expérimentations, résultats
 - Diffusion logicielle
- 4 Conclusion

Le réseau vasculaire cérébral

Propriétés

- Réseau double (artériel / veineux)
- Topologie complexe (anastomoses, cycles)
- Multi-échelle (cm \rightarrow μ m)

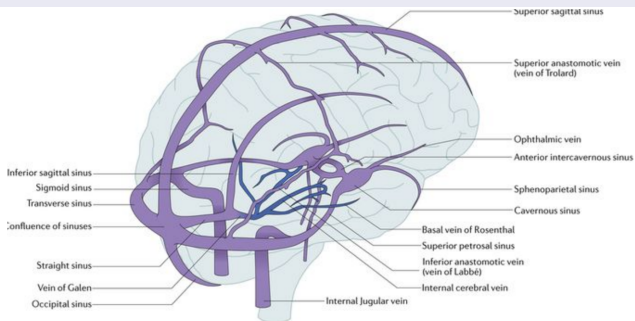


Le réseau vasculaire cérébral

Hypothèses, simplifications

On s'intéresse à ce que l'on "voit dans les images"

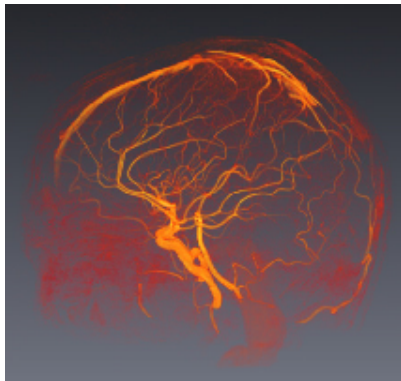
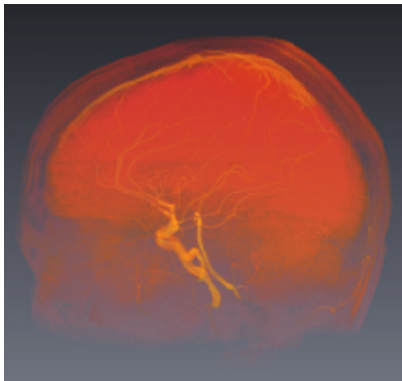
- Un réseau à la fois
- Topologie arborescente
- Échelle macro-/mésoscopique (→ mm)



Extraire un modèle vasculaire

De l'image au modèle vasculaire. . .

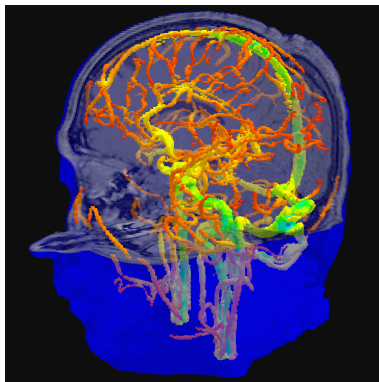
- 1 Filtrer = nettoyer le bruit, les artéfacts ; réhausser le signal
- 2 Segmenter = extraire le volume vasculaire digital ("voxels")
- 3 Mailler = créer un modèle continu du réseau vasculaire ("maillage")



Extraire un modèle vasculaire

De l'image au modèle vasculaire. . .

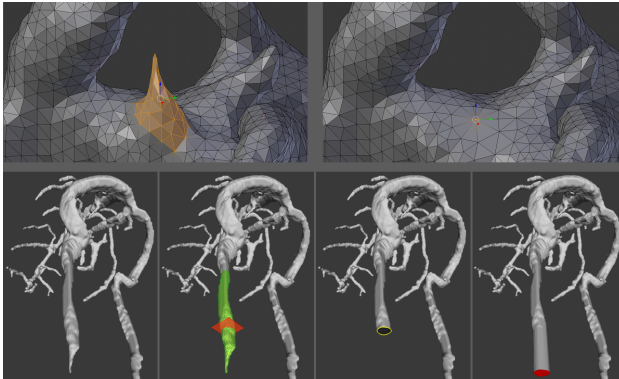
- 1 Filtrer = nettoyer le bruit, les artéfacts ; réhausser le signal
- 2 Segmenter = extraire le volume vasculaire digital ("voxels")
- 3 Mailler = créer un modèle continu du réseau vasculaire ("maillage")



Extraire un modèle vasculaire

De l'image au modèle vasculaire. . .

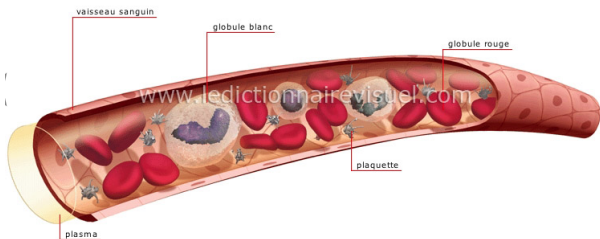
- 1 Filtrer = nettoyer le bruit, les artéfacts ; réhausser le signal
- 2 Segmenter = extraire le volume vasculaire digital ("voxels")
- 3 Mailler = créer un modèle continu du réseau vasculaire ("maillage")



Écoulements sanguins

Sang = suspension concentrée de cellules, contient des micro-structures déformables.

⇒ Fluide non-newtonien.



Mais ce caractère multiphasique non-newtonien ne devient important que dans les petits vaisseaux !

Première hypothèse simplificatrice

Dans les vaisseaux reconstruits à partir d'images IRM

⇒ Fluide homogène et newtonien, incompressible.

Écoulements sanguins : fluide/structure ou fluide seul ?

Vaisseaux sanguins : solide élastique en grande déformation pour les artères, veines collabables.

⇒ Interaction fluide-structure.

Mais

- manque de données sur les structures dans la littérature (coefficients, paramètres),
- artères/veines cérébrales = système très contraint
boîte crânienne + liquide cérébro-spinal

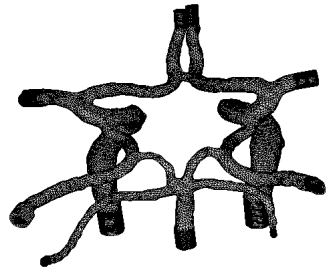
⇒ Plutôt "faire bien" simulation fluide seul !

Deuxième hypothèse simplificatrice

Artères cérébrales supposées rigides.

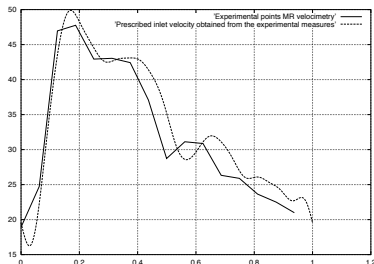
Frontières artificielles

Mettre aux bords artificiels des conditions pour "mimer" le reste du réseau.



Conditions limites en entrée : artères

Entrée Vitesse = fonction(temps) : vitesse dépendante du temps (flot pulsé).



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

soit $Vitesse = 0$.

Conditions limites en sortie : artères

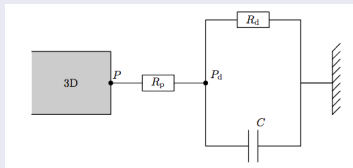
Modèles

Coupler à un modèle pour simuler le reste du réseau soit modèle 0D, soit modèle 1D.

Modèle de Windkessel

Analogie mécanique/électrique

Mechanical		Electrical	
Q	Flow rate	Intensity	I
P	Pressure	Tension	U
R	Resistance	Resistance	R
C	Compliance	Capacity	C



Ecoulement sanguin veineux cérébral : moins étudié

- Fluide newtonien, homogène, incompressible.
- Fluide seul/Fluide-structure ?
Sinus rigides mais pas jugulaires. . .
- Variabilité individuelle considérable des sorties veineuses
(ce qui justifie de partir de l'imagerie).
- N.B. : comportement différent en fonction de la position.



Conditions limites : veines

Entrée : vitesse uniforme "petite", vitesse provenant de la micro-circulation.

Peau : paroi rigide donc non-glissement,

soit vitesse = 0.

Sortie :

- 1 libre,
- 2 traction (=appel du cœur),
- 3 debout vs. couché. Mais les images sont faites "couché", réseaux "debout" non visible !

Hypothèses réseau veineux cérébral

- 1 Fluide newtonien, homogène, incompressible.
- 2 Veines intra-crâniennes rigides.
- 3 Position couchée.

Finalement : équations de Navier-Stokes

$$\left\{ \begin{array}{l} \rho(\partial_t \mathbf{u} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u}) - \mu \Delta \mathbf{u} + \nabla p = \mathbf{f} \quad \text{in } \Omega \times [0, T] \\ \operatorname{div} \mathbf{u} = 0 \quad \text{in } \Omega \times [0, T] \\ \mathbf{u}|_{t=0} = \mathbf{u}_0 \quad \text{in } \Omega \\ + \text{Conditions Limites mêlées.} \end{array} \right.$$

où \mathbf{u} est la vitesse du fluide, p sa pression, ρ sa densité, μ sa viscosité dynamique et \mathbf{f} une force volumique appliquée (gravité par exemple).
La vitesse initiale \mathbf{u}_0 doit être à divergence nulle.

Résolution

Numérique par méthode des éléments finis sur **maillage volumique** construit à l'étape précédente.

Résultat de simulation Navier-Stokes : réseau veineux, FreeFem++ ($P^2 - P^1$), impulsion lisse de vitesse en entrée, sortie libre.

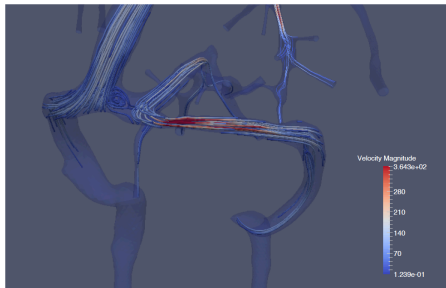


Figure: Unsteady Navier-Stokes simulation (iteration 135 over 200, i.e 0,35 seconds in the second cardiac cycle): streamlines and magnitude of velocity field. O. Miraucourt, S. Salmon, M. Szopos et M. Thiriet, Blood flow in the cerebral venous system: modeling and simulation, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2016, DOI: 10.1080/10255842.2016.1247833.

Résultat de simulation Navier-Stokes : réseau veineux, FreeFem++ ($P^2 - P^1$), impulsion lisse de vitesse en entrée, sortie libre.

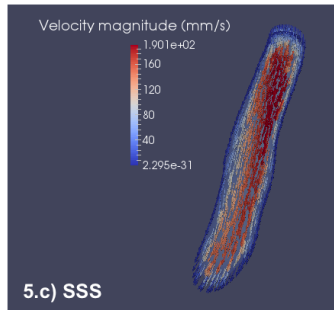
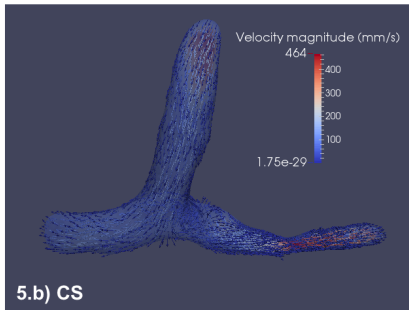


Figure: Gauche b) le champ de vitesse à la confluence des sinus. Droite c) le champ de vitesse dans le sinus sagittal supérieur (les vecteurs représentent la direction de la vitesse et les couleurs la magnitude de la composante de la vitesse).

Pourquoi simuler l'IRM ?

- Mieux comprendre les artéfacts sur les images et trouver un moyen de les corriger.
- Faire des expériences "pures" en milieu contrôlé.
- Pédagogie.
- Dans notre projet : comprendre la physique de l'acquisition.

Simulateurs d'IRM existants = JEMRIS, ODIN, SIMRI...

Parmi les logiciels de simulation IRM : pas d'IRM de flux.

Choix

Extension du logiciel JEMRIS

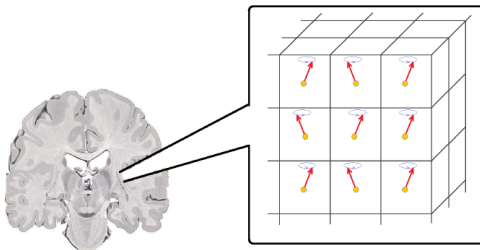
- open source, librement modifiable (= esprit du projet !)
- termes de Maxwell, diffusion moléculaire, bruit gaussien, mouvements du patient...

⇒ outil complet pour l'angiographie virtuelle.

Stöcker, T., Vahedipour, K., Pflugfelder, D., & Shah, N. J. (2010). High-performance computing MRI simulations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(1), 186-193. DOI

Signal = évolution de l'aimantation

L'échantillon à imager est découpé en sous-volumes (= isochromates ou spin) de mêmes propriétés physiques.



Simulation de l'évolution de l'aimantation $M_i(t)$ du spin (i) qui suit une Equation Différentielle Ordinaire (EDO).

Calcul du signal = résolution des équations de Bloch

Simulation de l'aimantation $M_i(t)$ du spin (i) par l'EDO

$$\frac{dM_i}{dt} = M_i \times B - R(M_i - M_0)$$

avec $B(r, t) = [G(t) \cdot r + \Delta B(r, t)]e_z + B_{RF}(r, t)$, $G(t)$ la séquence de gradients, $\mathbf{r}(t)$ la **position de l'isochromate**, $\Delta B(r, t)$ les écarts de champs, $B_{RF}(r, t)$ la séquence d'impulsions RF.

Dans JEMRIS

Résolution des EDOs par utilisation de CVODE (développé par Livermore).

N.B. Jemris sait déjà gérer un mouvement global de l'échantillon !

Calcul du signal = résolution des équations de Bloch

Simulation de l'aimantation $M_i(t)$ du spin (i) par l'EDO

$$\frac{dM_i}{dt} = M_i \times B - R(M_i - M_0)$$

avec $B(r, t) = [G(t) \cdot r + \Delta B(r, t)]e_z + B_{RF}(r, t)$, $G(t)$ la séquence de gradients, $r(t)$ la **position de l'isochromate**, $\Delta B(r, t)$ les écarts de champs, $B_{RF}(r, t)$ la séquence d'impulsions RF.

Dans JEMRIS

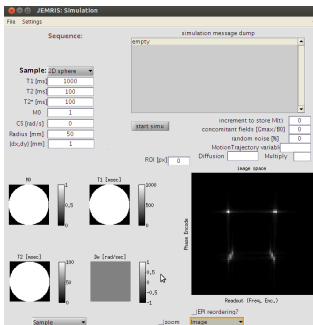
Les modifications à apporter : $r(t) \Rightarrow r_i(t)$.

Calcul du signal = résolution des équations de Bloch

Simulation de l'aimantation $M_i(t)$ du spin (i) par l'EDO

$$\frac{dM_i}{dt} = M_i \times B - R(M_i - M_0)$$

avec $B(r, t) = [G(t) \cdot r + \Delta B(r, t)]e_z + B_{RF}(r, t)$, $G(t)$ la séquence de gradients, $r(t)$ la position de l'isochromate, $\Delta B(r, t)$ les écarts de champs, $B_{RF}(r, t)$ la séquence d'impulsions RF.



Résultats : comparaison expérience-simulation d'IRM

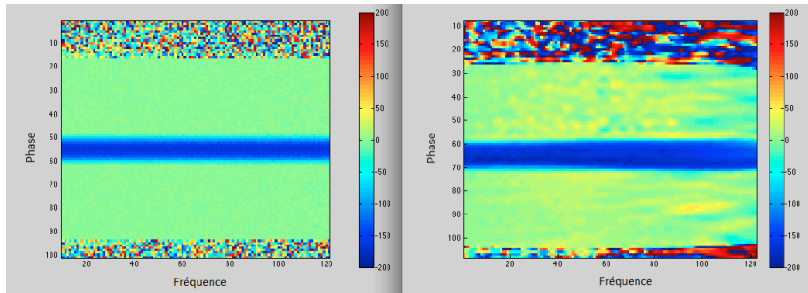
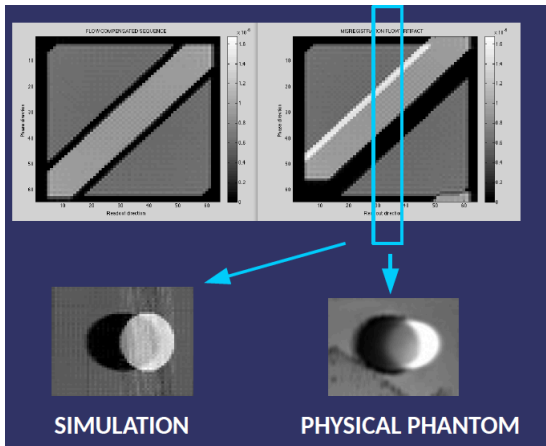


Figure: Left: Simulated phase image of Poiseuille flow with 23 757 spins, mean velocity of 7 mm/s and spatial resolution of $25/100 mm^{-1}$. Right: Experimental phase image of our physical phantom with mean velocity of 65 mm/s and spatial resolution of $64/100 mm^{-1}$. On both images, the blue rectangle corresponds to Poiseuille flow and the green ones to static structures.

Résultats : comparaison expérience-simulation d'IRM



IRM virtuelles d'après simulations numériques

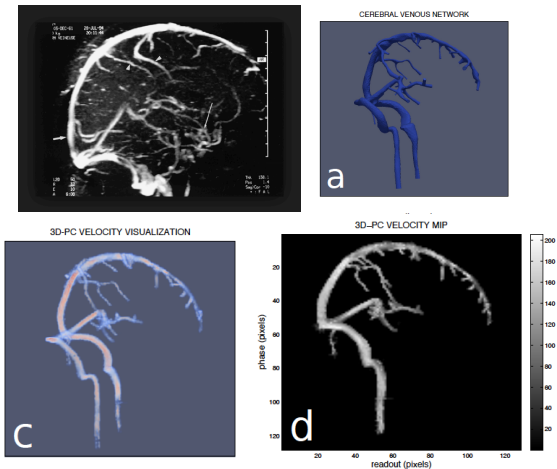


Figure: Images IRM virtuelles du réseau cérébral obtenu par JEMRIS après traitement des résultats de simulations numériques.

Plan

- 1 Préambule
 - Contexte et objectif(s)
 - Le projet
- 2 Méthodologie
 - Comprendre la structure
 - Comprendre la fonction
 - Comprendre la physique
- 3 Pratique
 - Expérimentations, résultats
 - Diffusion logicielle
- 4 Conclusion

VALIDATION

Validation = Véritable problème dans les applications médicales !
Comment valider les simulations numériques ?

- solutions analytiques \Rightarrow vérification,
- comparaison entre différents logiciels \Rightarrow vérification,
- comparaison avec expériences \Rightarrow validation.

ICI : vérification et validation de chaque étape du projet sur fantôme !

PHANTOM project: development and validation of the pipeline from MRA acquisition to MRA simulations

Alexandre Ancel, Alexandre Fortin, Simon Garnotel, Olivia Miraucourt and Ranine Tarabay **ESAIM: Procs**, 55 (2016) 1-22 DOI: <https://doi.org/10.1051/proc/201655001>

Fantôme

Qu'est-ce qu'un fantôme ? un dispositif créé pour reproduire des caractéristiques d'écoulements, compatible avec l'IRM.



Figure: Fantôme (artères cérébrales).

Maillages du fantôme

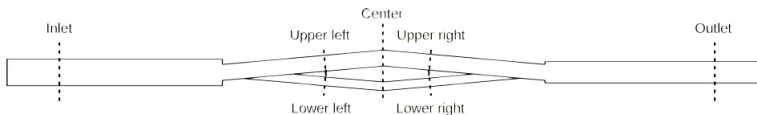


Figure : Radial slices where the velocity profiles are plotted

Geometry	h_{min}	h_{max}	h_{avrg}	Tetrahedrons	DOF
M1	$2 \cdot 10^{-1}$	$5 \cdot 10^{-1}$	$3 \cdot 10^{-1}$	157,245	769,662
M2	$2.5 \cdot 10^{-1}$	$6.25 \cdot 10^{-1}$	$3.75 \cdot 10^{-1}$	93,655	469,008
M3	$3 \cdot 10^{-1}$	$7.5 \cdot 10^{-1}$	$4.5 \cdot 10^{-1}$	60,349	307,510

Table : The characteristics of the three types of geometries

Figure: Sections de coupe du fantôme et données des différents maillages utilisés pour la validation des simulations numériques.

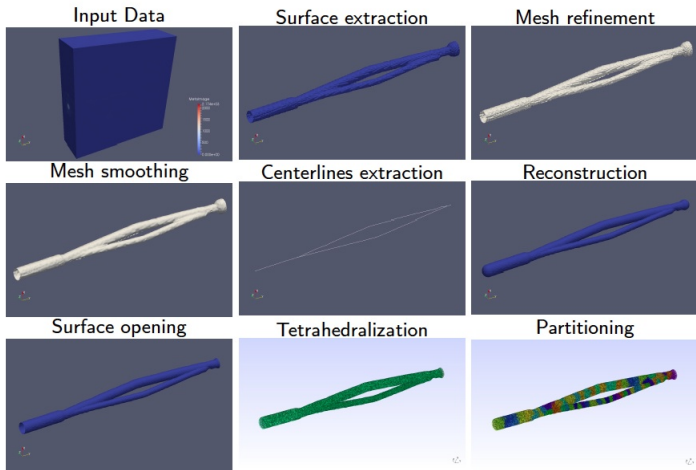


Figure: AngioTK : chaîne de traitement des données IRM aux maillages de calcul (avec Kitware).

Résultats de comparaison FreeFem++/Feel++

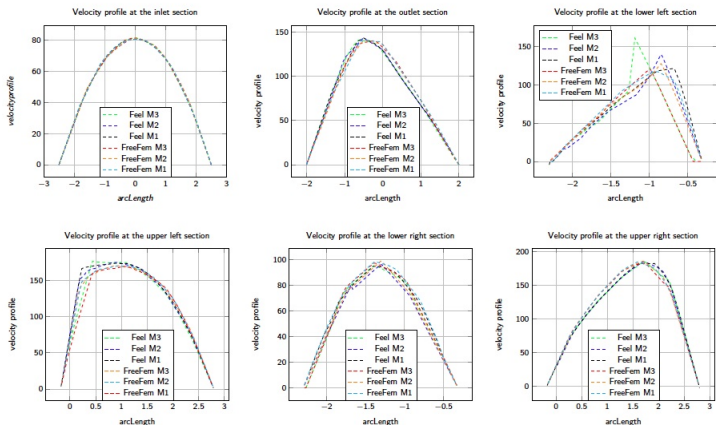


Figure : Feel++ vs FreeFem++ comparison on the M3 mesh with a constant flow (V_{min}), P2P1: Velocity profile at the right and left sections in the upper and lower channels

Validation : résultats de comparaison à l'expérience

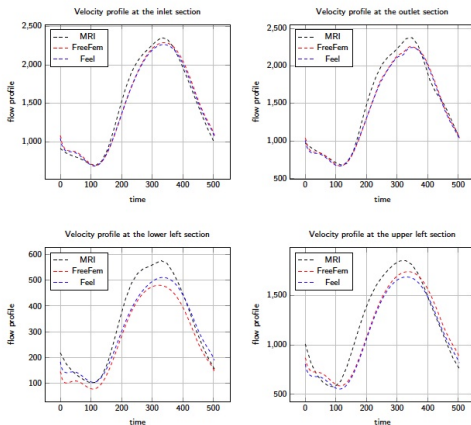


Figure: Comparaison des profils de flux entre les simulations numériques et les mesures IRM.

Résultats : angiographies doublement virtuelles !

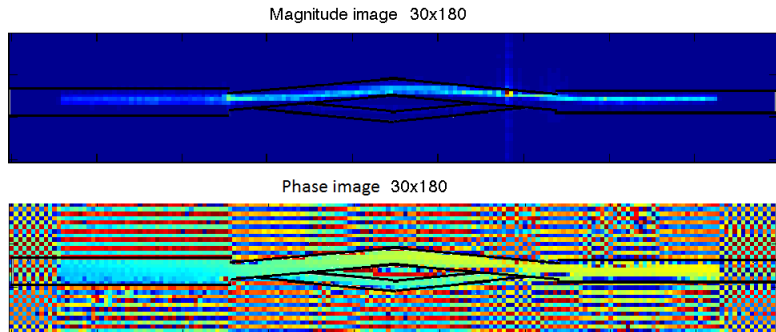


Figure: Images IRM virtuelles du fantôme obtenues par JEMRIS après traitement des résultats de simulations numériques. Sur-impression de la géométrie réelle.

Plan

- 1 Préambule
 - Contexte et objectif(s)
 - Le projet
- 2 Méthodologie
 - Comprendre la structure
 - Comprendre la fonction
 - Comprendre la physique
- 3 Pratique
 - Expérimentations, résultats
 - Diffusion logicielle
- 4 Conclusion

Conclusion

Encore beaucoup à faire :

- Modélisation (LCS, veines, ...).
- Conditions limites (couplage de modèles).
- Interaction fluide-structure.

Mais le développement de modèles numériques permet l'apport de nombreuses informations.

Il existe déjà des outils à exploiter, saisissez-vous-en !

http://icube-vivabrain.unistra.fr/index.php/Summer_school_2017

Quelques publications sur le projet

N. Passat, S. Salmon, J.-P. Armspach, B. Naegel, C. Prud'homme, H. Talbot, A. Fortin, S. Garnotel, O. Merveille, O. Miraucourt, R. Tarabay, V. Chabannes, A. Dufour, A. Jezierska, O. Balédent, E. Durand, L. Najman, M. Szopos, A. Ancel, J. Baruthio, M. Delbany, S. Fall, G. Pagé, O. Génévaux, M. Ismail, P. Loureiro de Sousa, M. Thiriet, J. Jomier. From real MRA to virtual MRA: Towards an open-source framework. **MICCAI**, LNCS, 9902:335–343 (2016)

O. Miraucourt, S. Salmon, M. Szopos, M. Thiriet. Blood flow in the cerebral venous system: Modeling and simulation. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 20(5):471–482 (2017)

O. Merveille, H. Talbot, L. Najman, N. Passat. Curvilinear structure analysis by ranking the orientation responses of path operators. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, 40(2):304–317 (2018)

A. Fortin, S. Salmon, J. Baruthio, M. Delbany, E. Durand. Flow MRI simulation in complex 3D geometries: Application to the cerebral venous network. **Magnetic Resonance in Medicine**, In Press. DOI : 10.1002/mrm.27114

Merci de votre attention !

Contacts

stephanie.salmon@univ-reims.fr

nicolas.passat@univ-reims.fr

Projet VIVABRAIN

<http://vivabrain.fr>

<http://www.agence-nationale-recherche.fr/Projet-ANR-12-MONU-0010>

Ressources logicielles

<http://angiotk.org>

<http://path-openings.github.io/RORPO>

<http://numtourcfd.univ-reims.fr>

<http://www.jemris.org> [contribution partielle]