

Simulation d'expériences d'angiographie cérébrale par résonance magnétique

Alexandre FORTIN

Laboratoire de Mathématiques de Reims

10 mai 2017

Angiographie : Technique d'imagerie dédiée à la visualisation des vaisseaux sanguins.

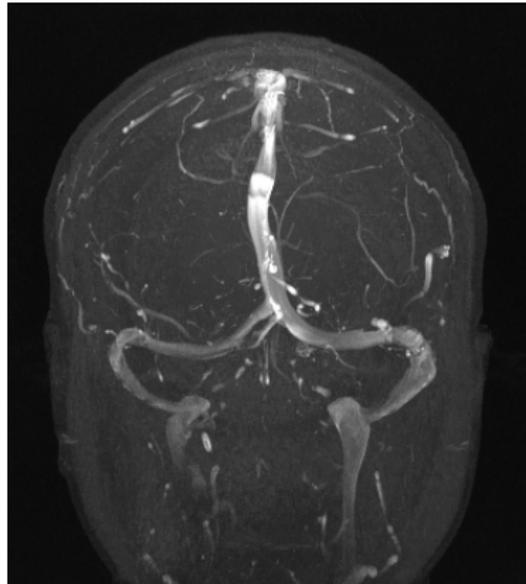


Figure: Angiographie cérébrale par IRM

Contexte :

- Première cause de mortalité mondiale : maladies cardiovasculaires (OMS, 2012)
- Parmi celles-ci, les AVC arrivent en seconde position

Contexte :

- Première cause de mortalité mondiale : maladies cardiovasculaires (OMS, 2012)
- Parmi celles-ci, les AVC arrivent en seconde position

⇒ Développement d'outils numériques pour l'analyse des angiographies

Contexte :

- Première cause de mortalité mondiale : maladies cardiovasculaires (OMS, 2012)
- Parmi celles-ci, les AVC arrivent en seconde position

⇒ Développement d'outils numériques pour l'analyse des angiographies : **projet VIVABRAIN**



Figure: Le projet VIVABRAIN

ARM

Equipes médicales

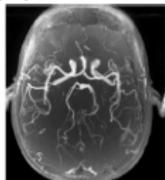
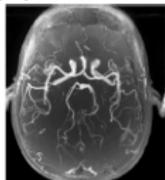


Figure: Le projet VIVABRAIN

ARM
Equipes médicales



Segmentation
Equipes informatiques



Figure: Le projet VIVABRAIN

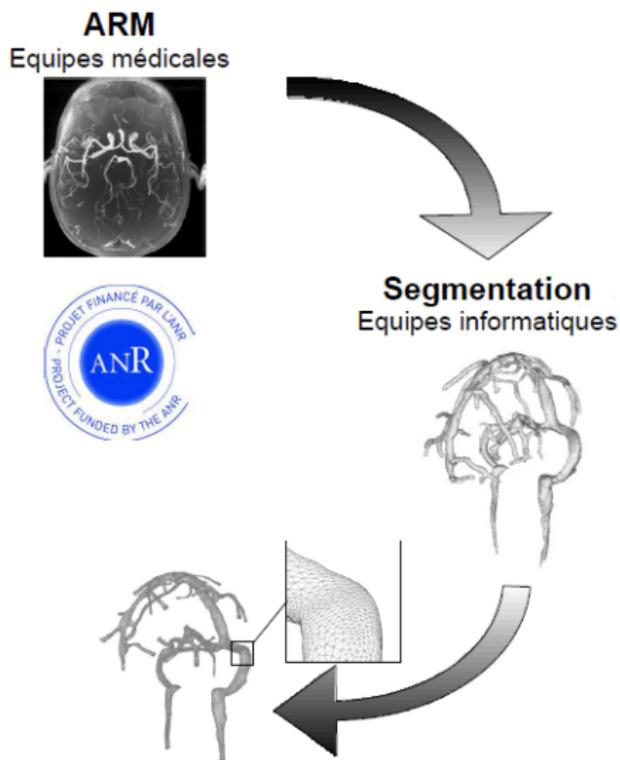


Figure: Le projet VIVABRAIN

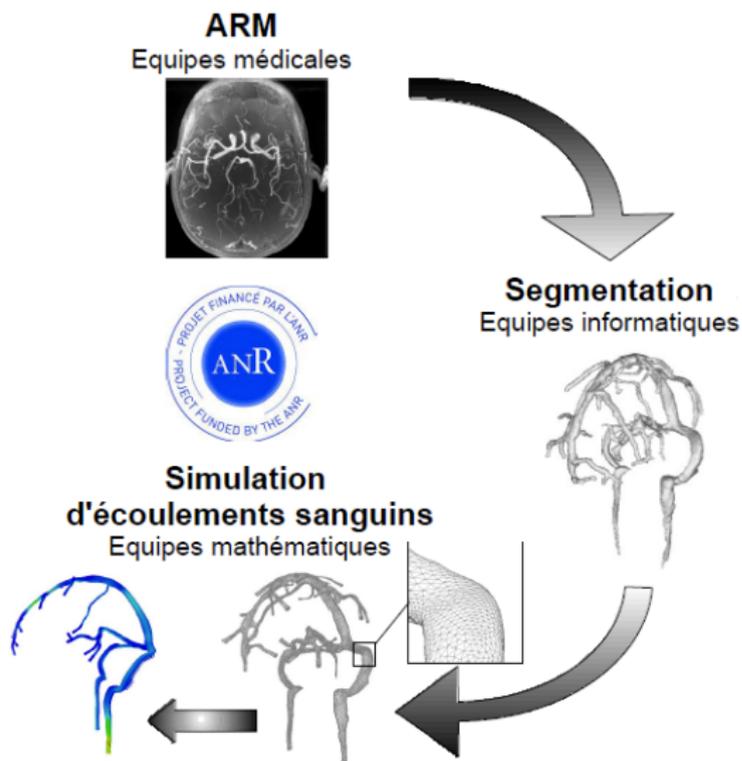


Figure: Le projet VIVABRAIN

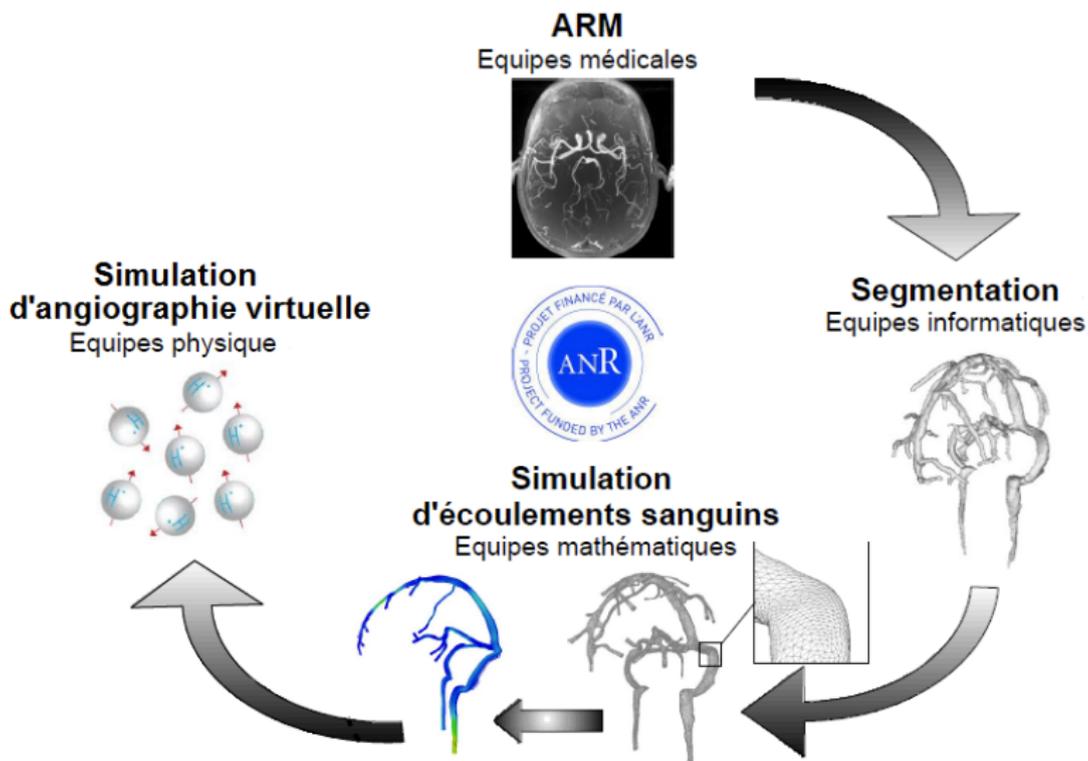


Figure: Le projet VIVABRAIN

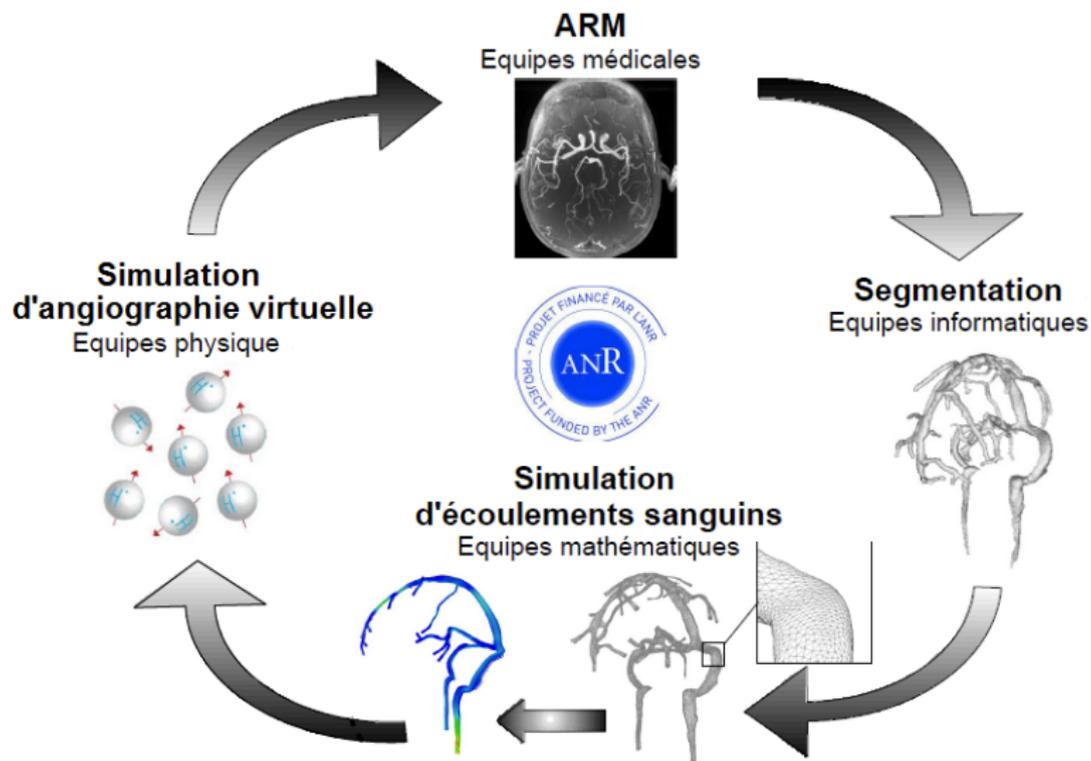


Figure: Le projet VIVABRAIN

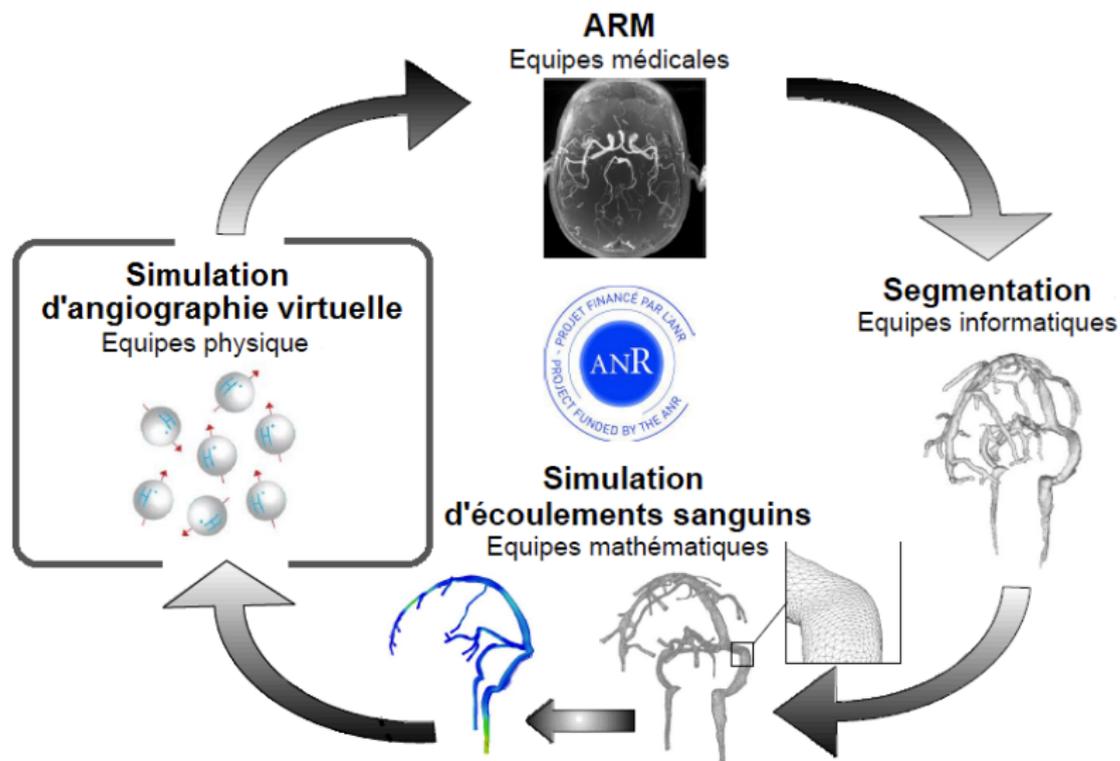


Figure: Le projet VIVABRAIN

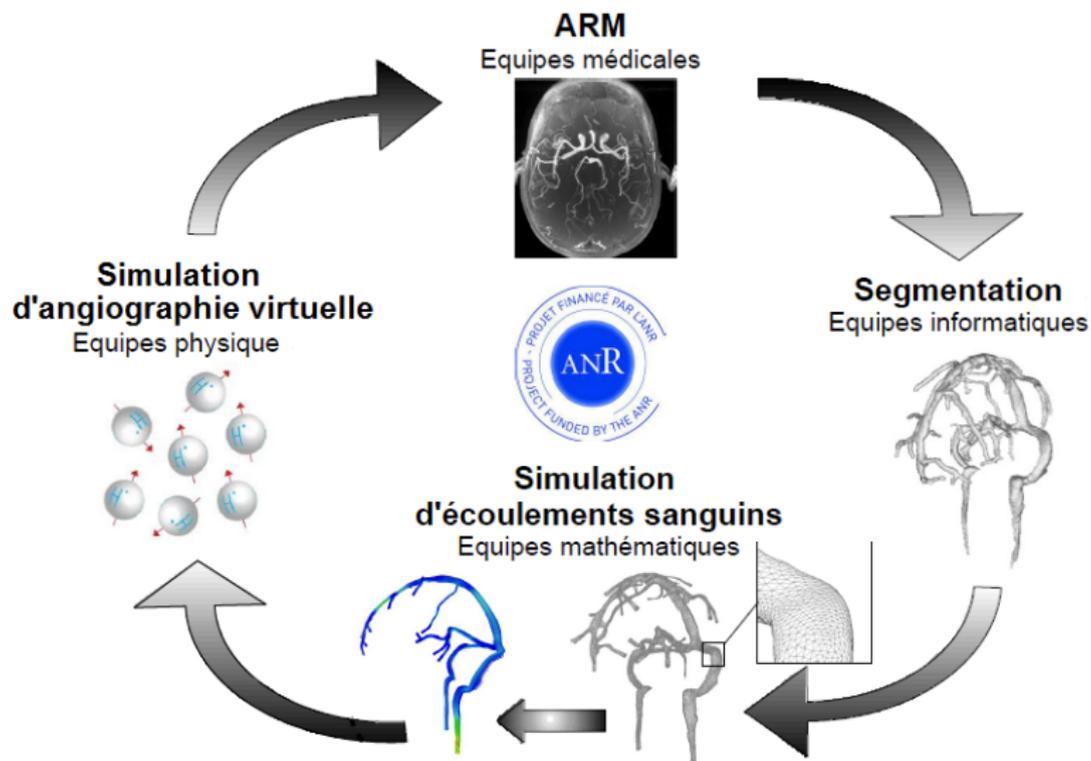


Figure: Le projet VIVABRAIN

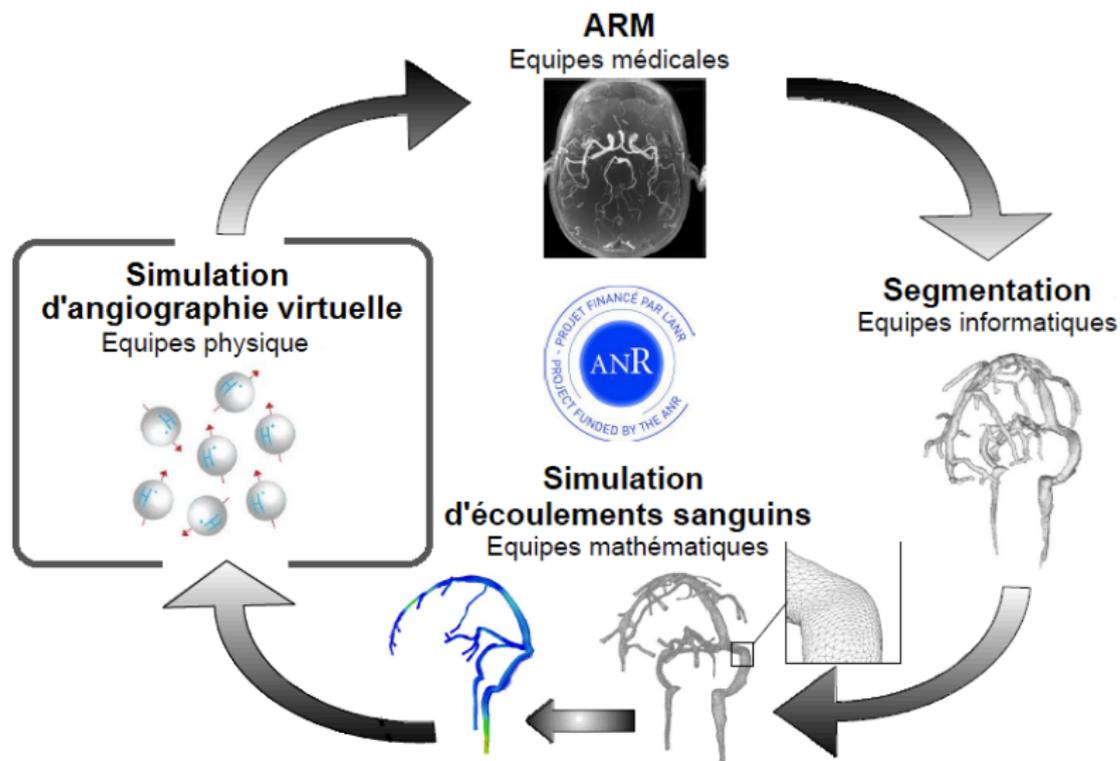


Figure: Le projet VIVABRAIN

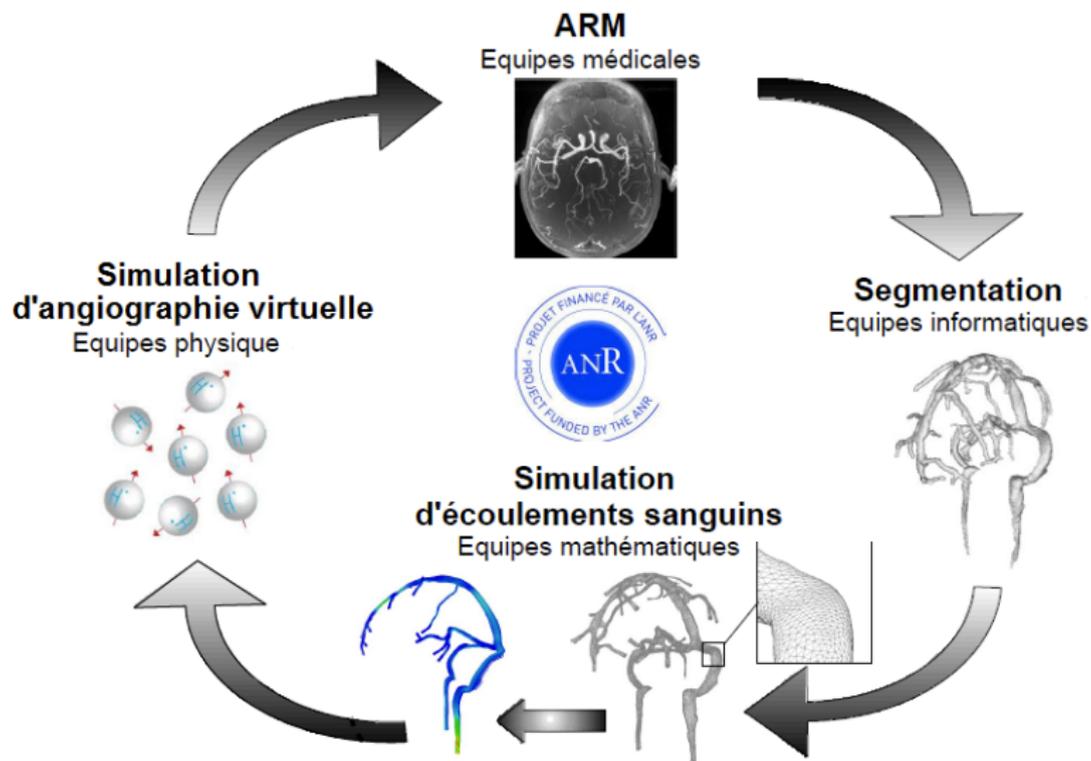


Figure: Le projet VIVABRAIN

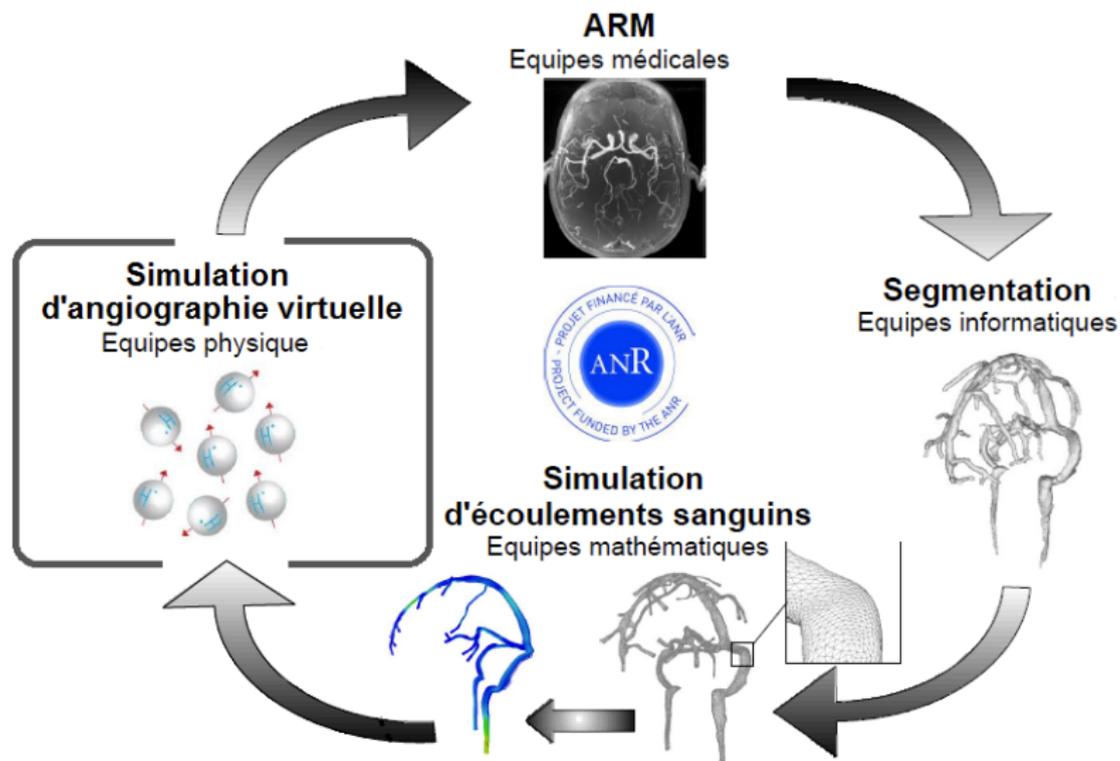


Figure: Le projet VIVABRAIN

Sommaire

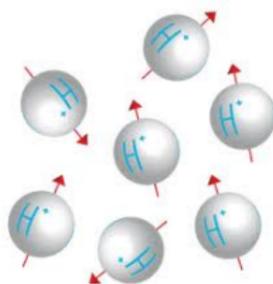
- 1 La simulation IRM
 - Bases physiques de l'IRM
 - Méthode par sommation d'isochromats
 - Simulation des flux
- 2 Développement d'un outil adapté aux flux
 - Implantation logicielle
 - Conditions de simulation
 - Volume de données, temps de calcul
- 3 Résultats de simulation
 - Validation sur des cas simples
 - Applications VIVABRAIN

Sommaire

- 1 La simulation IRM
 - Bases physiques de l'IRM
 - Méthode par sommation d'isochromats
 - Simulation des flux
- 2 Développement d'un outil adapté aux flux
 - Implantation logicielle
 - Conditions de simulation
 - Volume de données, temps de calcul
- 3 Résultats de simulation
 - Validation sur des cas simples
 - Applications VIVABRAIN

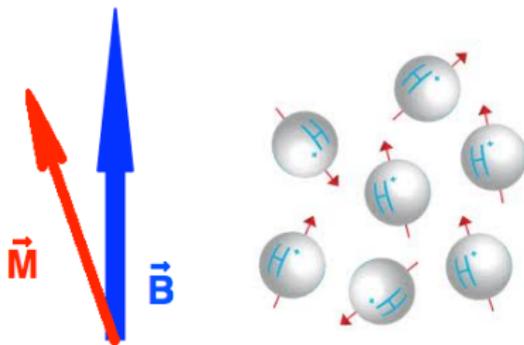
Base de l'IRM :

- Le *spin* des noyaux d'hydrogène confère aux tissus vivants des propriétés magnétiques.



Base de l'IRM :

- Le *spin* des noyaux d'hydrogène confère aux tissus vivants des propriétés magnétiques.
- Apparition d'une *aimantation macroscopique* \vec{M} en présence d'un champ magnétique extérieur \vec{B} .



Base de l'IRM :

- Le *spin* des noyaux d'hydrogène confère aux tissus vivants des propriétés magnétiques.
- Apparition d'une *aimantation macroscopique* \vec{M} en présence d'un champ magnétique extérieur \vec{B} .

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (1)$$

* γ : rapport gyromagnétique de l'Hydrogène

* \vec{M}_0 : aimantation à l'équilibre

* R : matrice de relaxation ($R_{11} = R_{22} = 1/T_2$ et $R_{33} = 1/T_1$)

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (1)$$

- * γ : rapport gyromagnétique de l'Hydrogène
- * \vec{M}_0 : aimantation à l'équilibre
- * R : matrice de relaxation ($R_{11} = R_{22} = 1/T_2$ et $R_{33} = 1/T_1$)

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (1)$$

- * γ : rapport gyromagnétique de l'Hydrogène
- * \vec{M}_0 : aimantation à l'équilibre
- * R : matrice de relaxation ($R_{11} = R_{22} = 1/T_2$ et $R_{33} = 1/T_1$)

Base de l'IRM :

- Séquence IRM : Modifications locales du champ magnétique.
 - Impulsions RF : $B_{xy} = B_1 \cos(\omega_{rf} t + \varphi)$
 - Gradients : $B_z = B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}$

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (1)$$

- * γ : rapport gyromagnétique de l'Hydrogène
- * \vec{M}_0 : aimantation à l'équilibre
- * R : matrice de relaxation ($R_{11} = R_{22} = 1/T_2$ et $R_{33} = 1/T_1$)

Base de l'IRM :

- Séquence IRM : Modifications locales du champ magnétique.
 - Impulsions RF : $B_{xy} = B_1 \cos(\omega_{rf} t + \varphi)$
 - Gradients : $B_z = B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}$

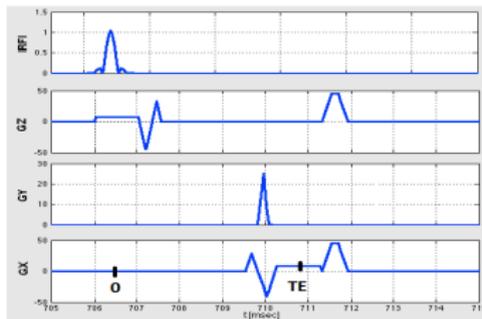




Figure: Simulation par sommation d'isochromats

1) Découpage de l'échantillon en sous-volumes élémentaires.

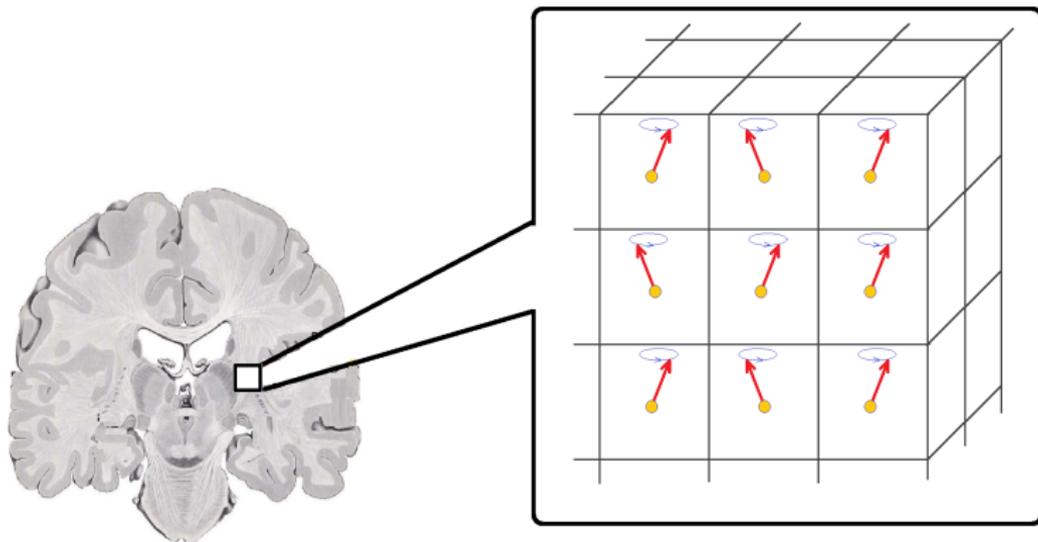


Figure: Simulation par sommation d'isochromats

1) Découpage de l'échantillon en sous-volumes élémentaires.

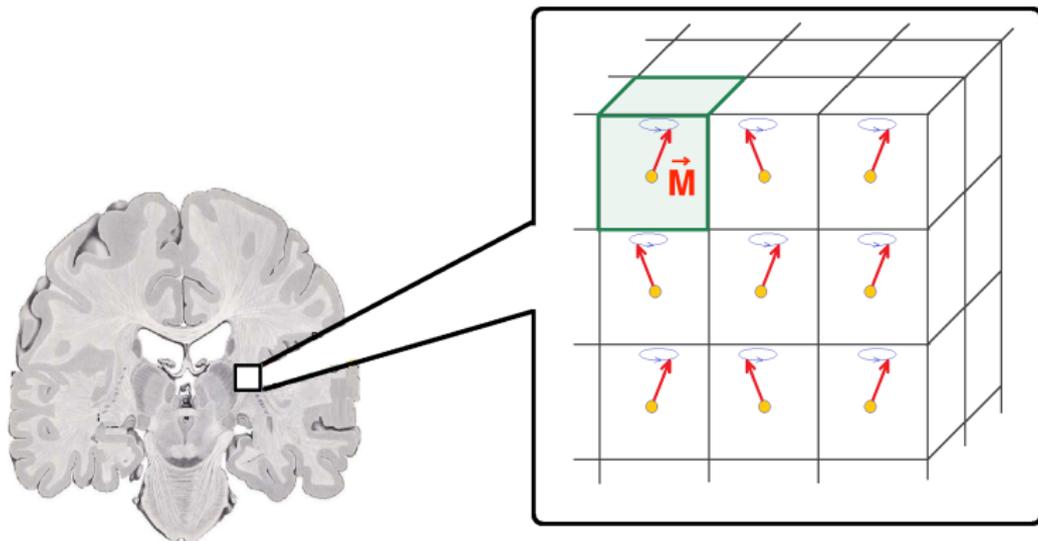


Figure: Simulation par sommation d'isochromats

2) Résolution des équations de Bloch pour chaque isochromat.

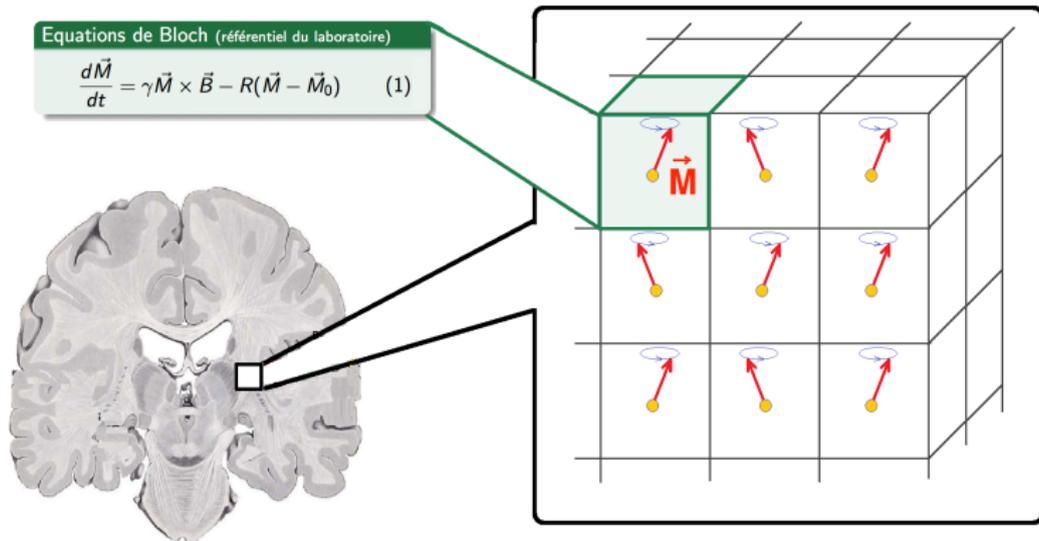


Figure: Simulation par sommation d'isochromats

3) Sommation du signal sur l'ensemble de l'échantillon.

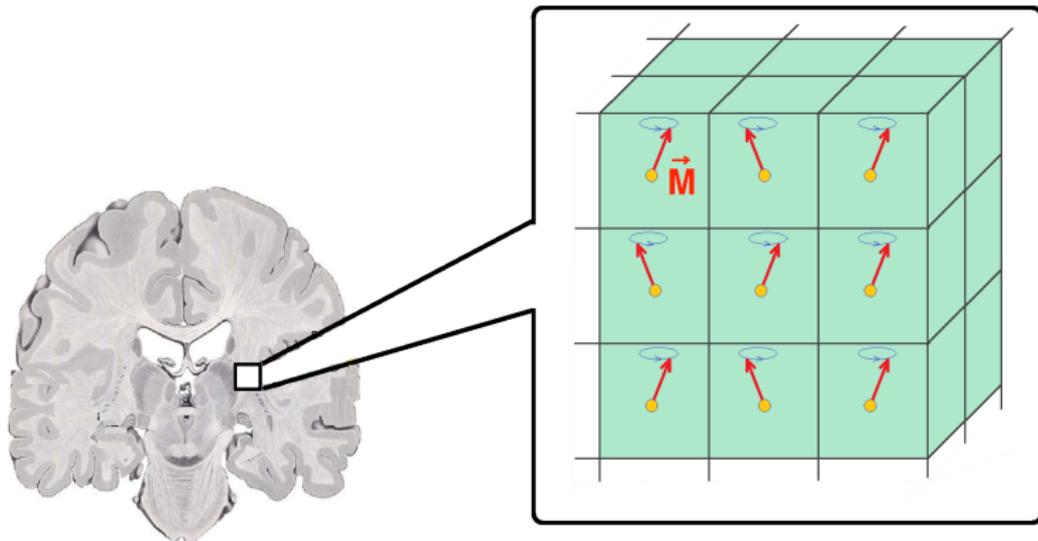


Figure: Simulation par sommation d'isochromats

4) Reconstruction de l'image par transformée de Fourier inverse 2D.

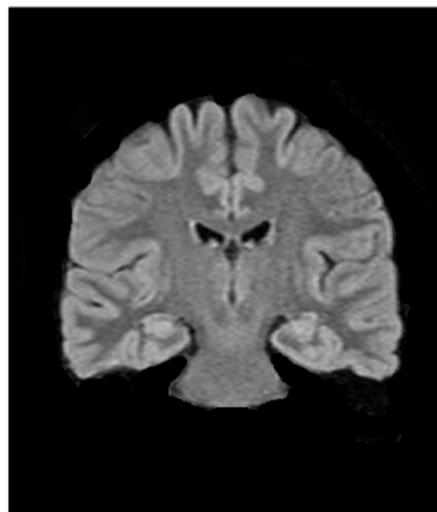
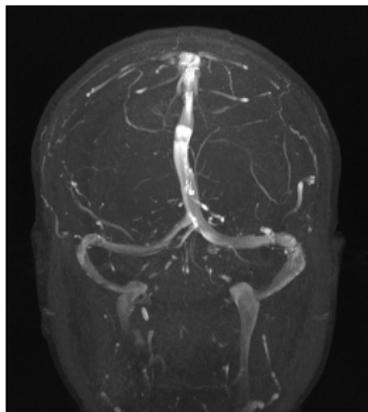
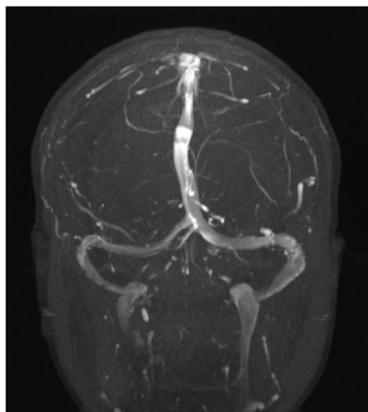


Figure: Simulation par sommation d'isochromats

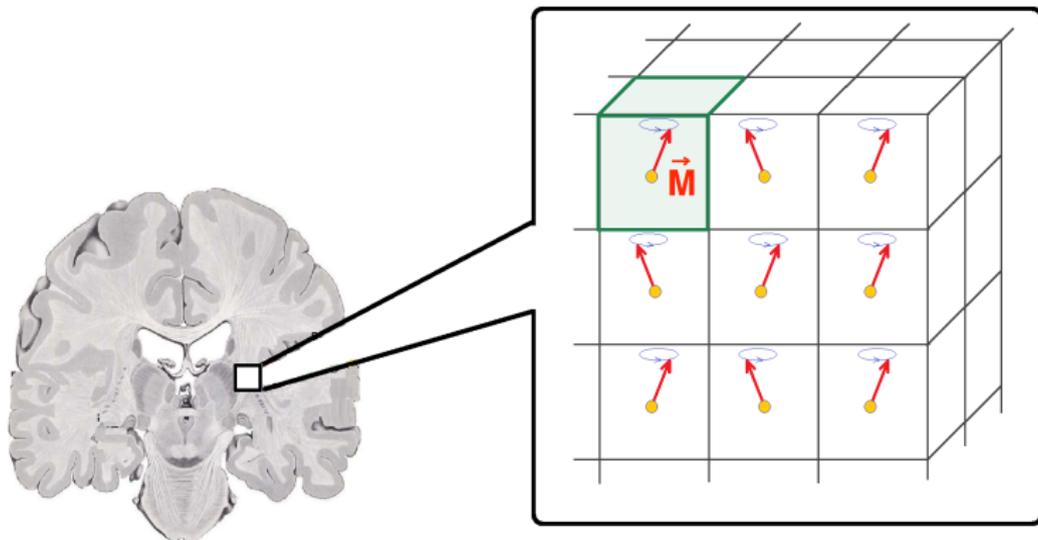
Description des flux sanguins



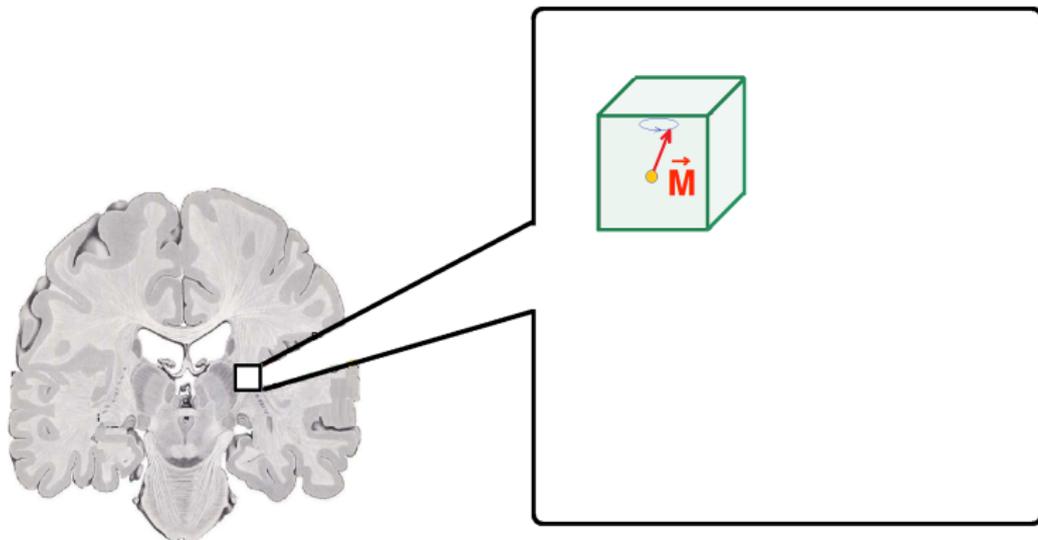
Description des flux sanguins : approche lagrangienne



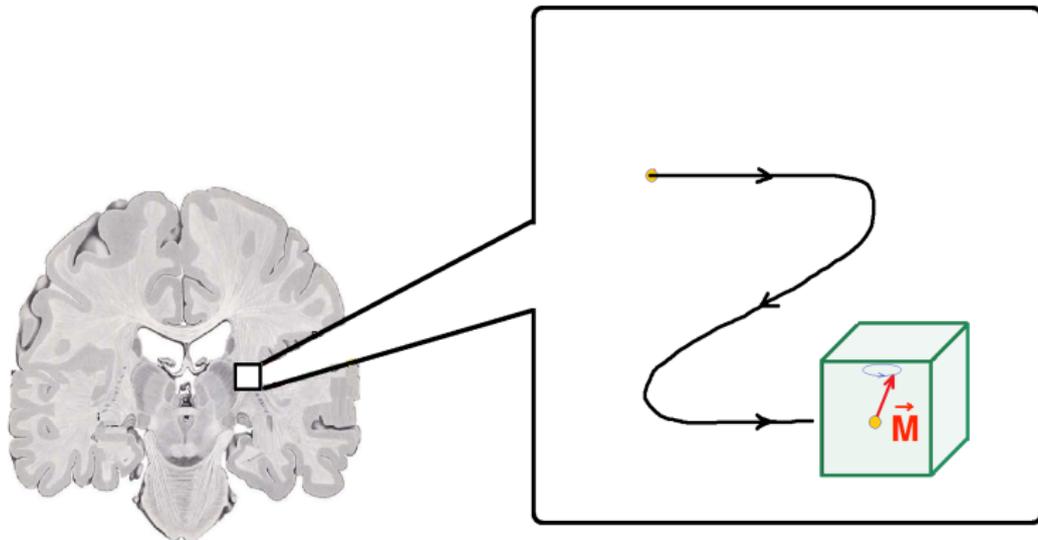
Description des flux sanguins : approche lagrangienne



Description des flux sanguins : approche lagrangienne



Description des flux sanguins : approche lagrangienne



Description des flux sanguins : approche lagrangienne

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

Description des flux sanguins : approche lagrangienne

Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

$$B_z(\vec{r}, t) = B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}$$

Description des flux sanguins : approche lagrangienne

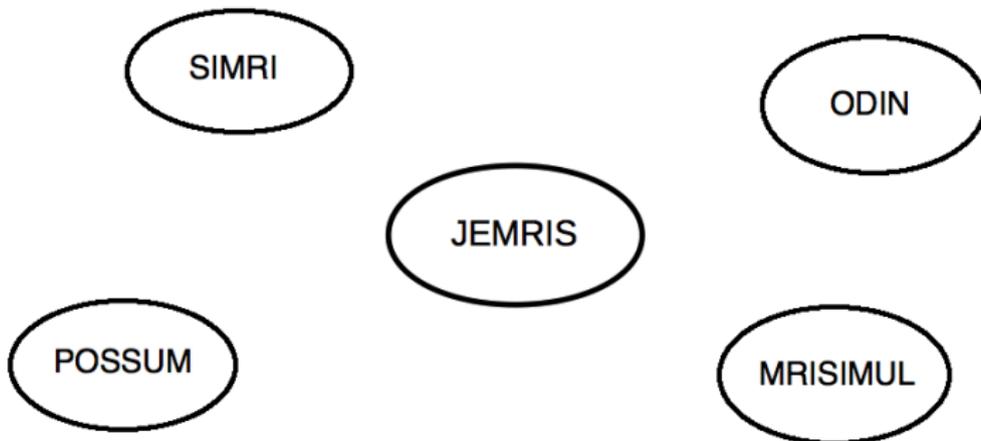
Equations de Bloch (référentiel du laboratoire)

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - R(\vec{M} - \vec{M}_0)$$

$$\vec{r} = \vec{r}(t) \quad \Rightarrow \quad B_z(\vec{r}, t) = B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t)$$

Sommaire

- 1 La simulation IRM
 - Bases physiques de l'IRM
 - Méthode par sommation d'isochromats
 - Simulation des flux
- 2 Développement d'un outil adapté aux flux
 - Implantation logicielle
 - Conditions de simulation
 - Volume de données, temps de calcul
- 3 Résultats de simulation
 - Validation sur des cas simples
 - Applications VIVABRAIN

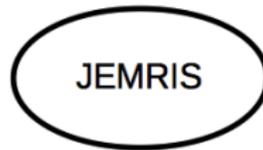




Logiciel	Résol. Bloch	Langage	<i>Off-resonance</i>	Mouvements	Diffusion
SIMRI	Analytique	C	Oui	Non	Non
ODIN	Analytique	C++	Oui	Non	Oui
POSSUM	Analytique	C++	Oui	Oui	Oui
MRISIMUL	Analytique	CUDA-C	Oui	Oui	Non
JEMRIS	Numérique	C++	Oui	Oui	Oui

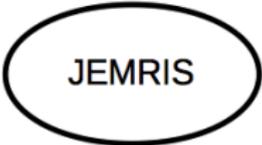
Table: Caractéristiques des principaux simulateurs IRM.

Open-source



Open-source

Code C++ extensible (24 000 lignes)

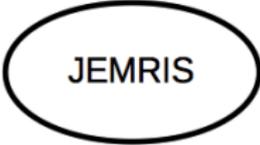
The logo for JEMRIS, consisting of the word "JEMRIS" in a bold, sans-serif font, centered within a black oval border.

JEMRIS

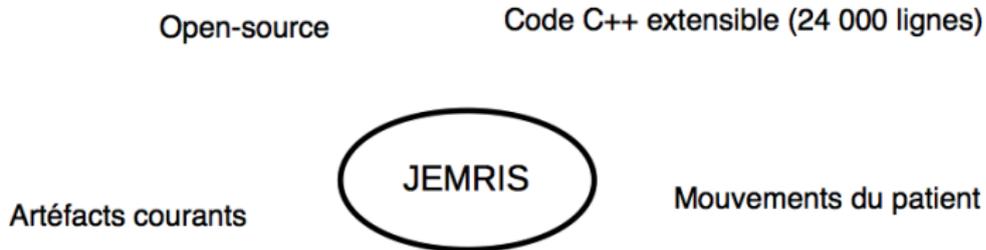
Open-source

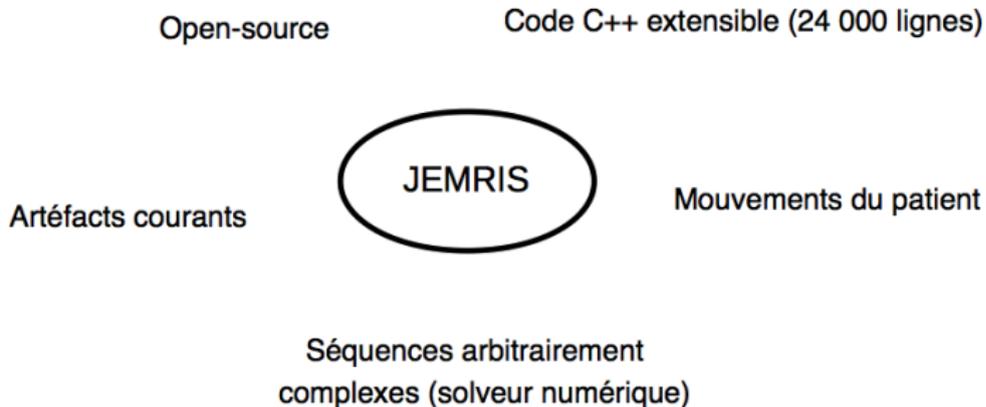
Code C++ extensible (24 000 lignes)

Artéfacts courants



JEMRIS





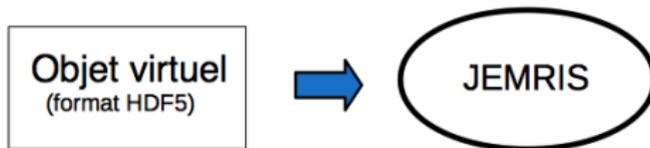


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

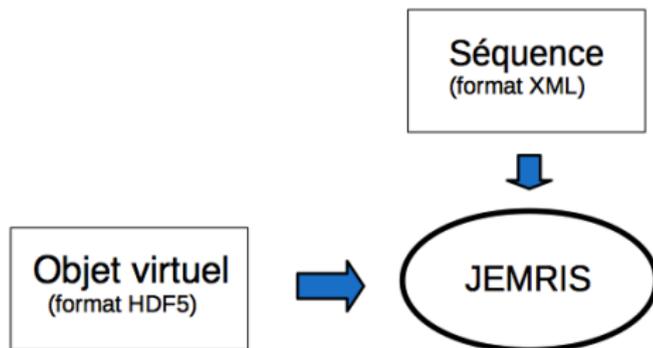


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

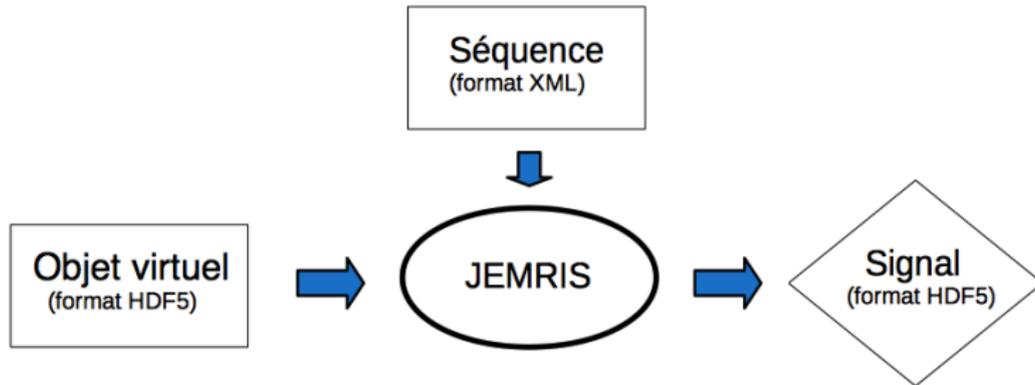


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

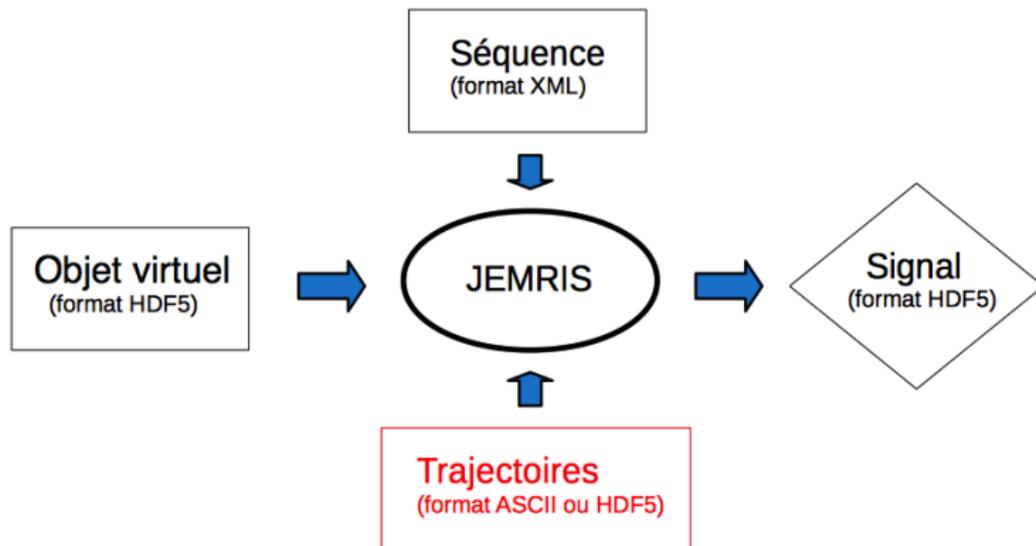


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

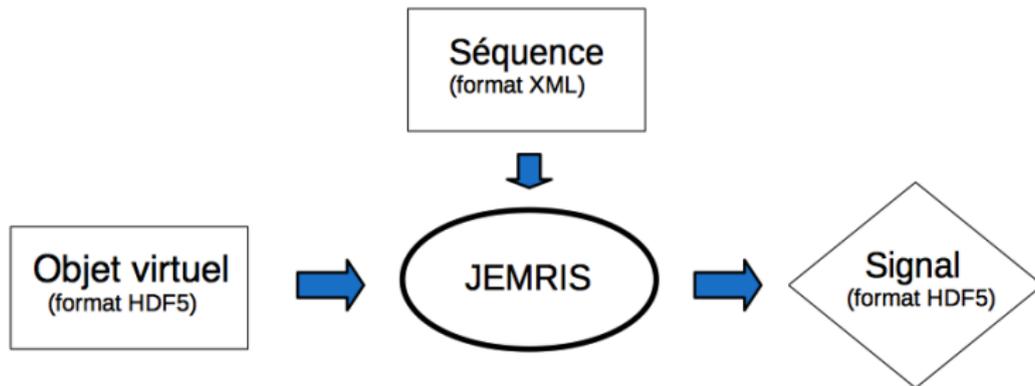


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

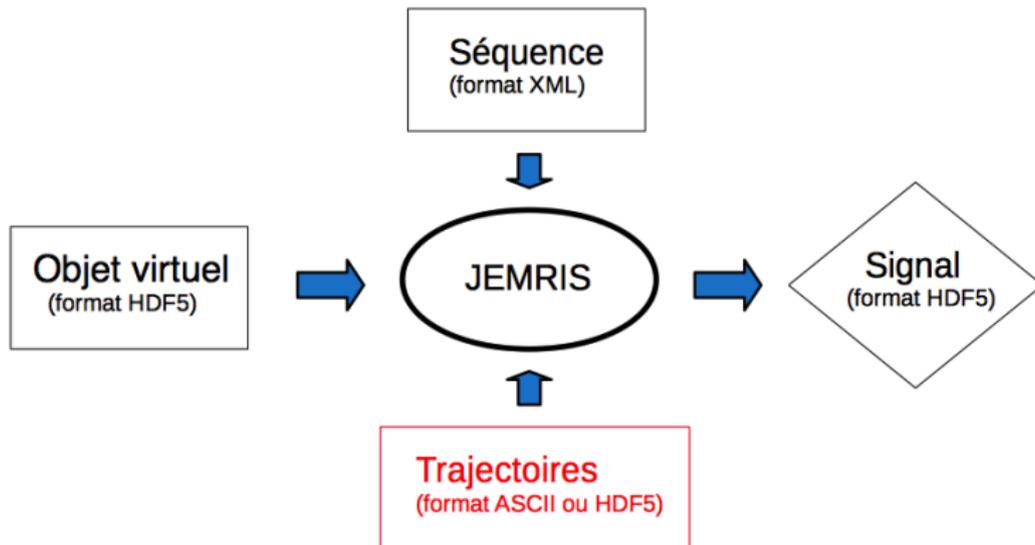


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

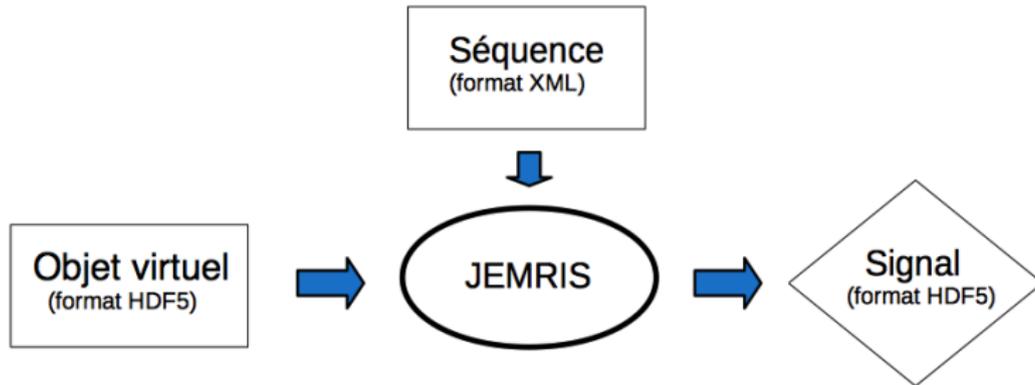


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

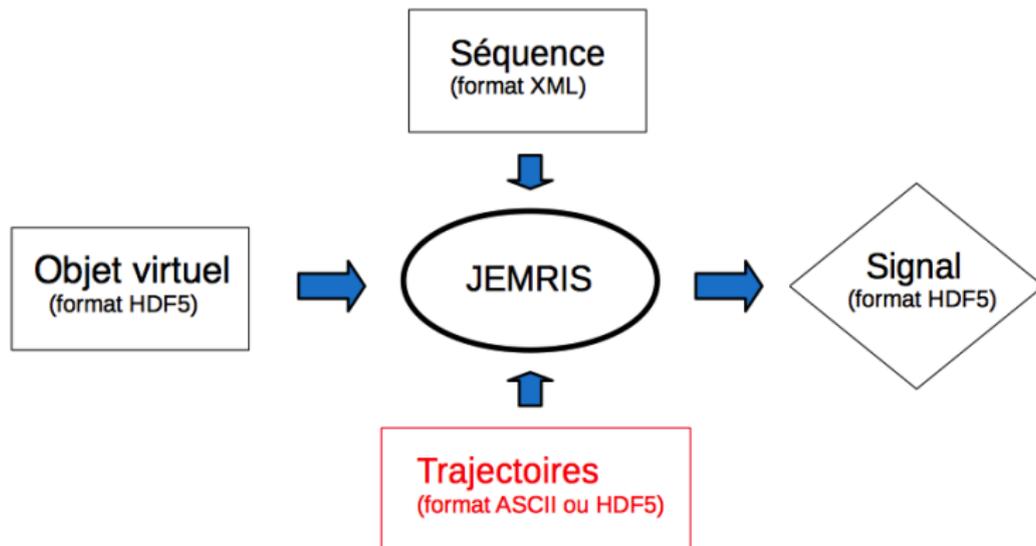
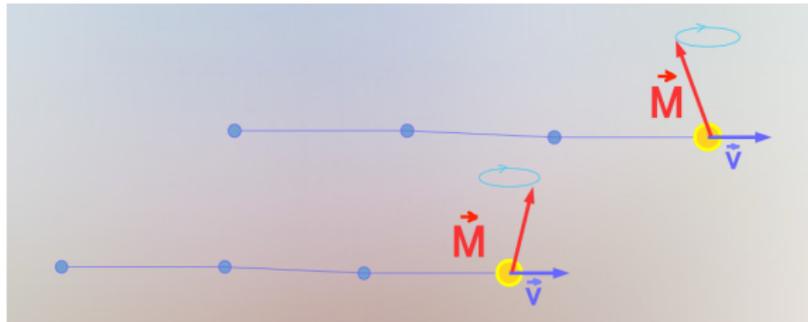


Figure: Schéma général d'une simulation sous JEMRIS

Trajectoires décrites en spécifiant une **collection de positions discrètes** pour chaque isochromat (intervalles de temps arbitraires).



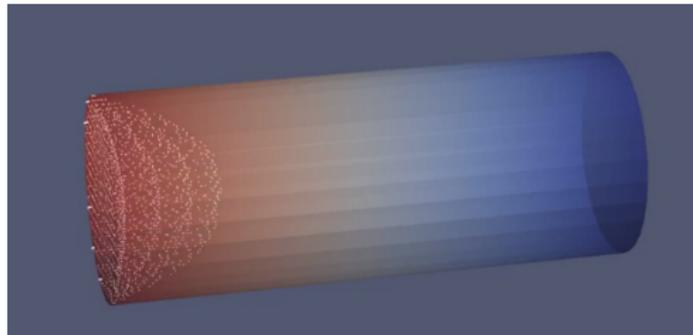
$$\text{SPIN 0} \left\{ \begin{array}{llll}
 T_0 = 0.0 & X_0 = 11.6 & Y_0 = 1.4 & Z_0 = 6.8 \\
 T_1 = 0.1 & X_1 = 11.6 & Y_1 = 1.7 & Z_1 = 6.1 \\
 T_2 = 0.6 & X_2 = 11.6 & Y_2 = 2.1 & Z_2 = 4.3 \\
 T_3 = 0.8 & X_3 = 11.6 & Y_3 = 2.4 & Z_3 = 4.1 \\
 \dots & & & \\
 T_{N_0} = 220504 & X_{N_0} = 11.9 & Y_{N_0} = 10.7 & Z_{N_0} = -6.8
 \end{array} \right.$$

$$\text{SPIN 1} \left\{ \begin{array}{llll}
 T_0 = 0.0 & X_0 = -1.6 & Y_0 = 5.4 & Z_0 = 16.2 \\
 T_1 = 0.5 & X_1 = -1.6 & Y_1 = 6.7 & Z_1 = 16.5 \\
 T_2 = 1.4 & X_2 = -1.6 & Y_2 = 7.1 & Z_2 = 14.9 \\
 T_3 = 1.6 & X_3 = -1.6 & Y_3 = 8.4 & Z_3 = 14.1 \\
 \dots & & & \\
 T_{N_1} = 220504 & X_{N_1} = -1.9 & Y_{N_1} = 20.7 & Z_{N_1} = 2.8 \\
 \dots & & &
 \end{array} \right.$$

NOTE : Les calculs de mécanique des fluides (CFD) donnent généralement la **vitesse** en tout point d'un maillage (point de vue eulérien).

NOTE : Les calculs de mécanique des fluides (CFD) donnent généralement la **vitesse** en tout point d'un maillage (point de vue eulérien).

CONVERSION : Calcul des trajectoires par simulation de **lâcher de particules** dans le maillage.



Conditions pour des simulations réalistes :

- Flux continu
- Densité de particules homogène
- Choix de la densité de particules
- Précautions particulières

Conditions pour des simulations réalistes :

- Flux continu
- Densité de particules homogène
- Choix de la densité de particules
- Précautions particulières

Flux continu

La géométrie doit être remplie pendant toute la durée de la séquence (flux de particules continu).

Flux continu

La géométrie doit être remplie pendant toute la durée de la séquence (flux de particules continu).

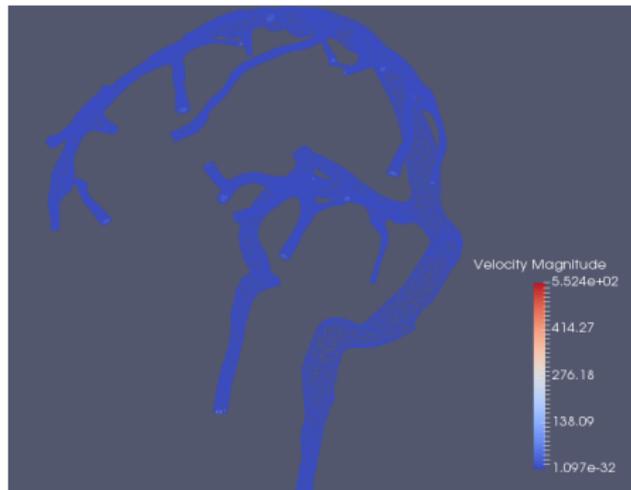


Figure: Réseau veineux cérébral

Flux continu

La géométrie doit être remplie pendant toute la durée de la séquence (flux de particules continu).

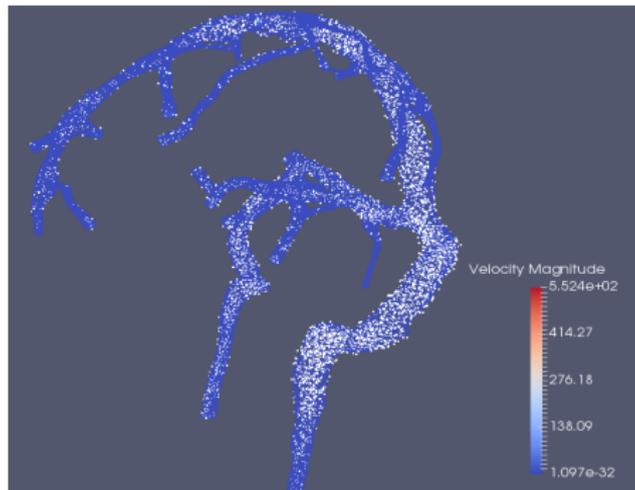


Figure: Remplissage initial de la géométrie

Flux continu

La géométrie doit être remplie pendant toute la durée de la séquence (flux de particules continu).

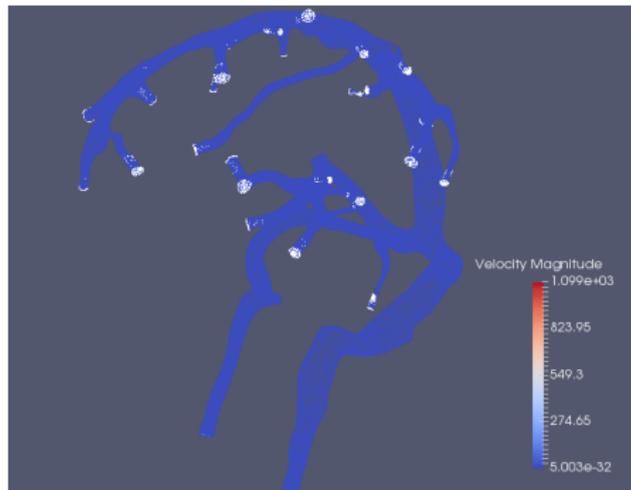


Figure: Ensemencement des entrées

Conditions pour des simulations réalistes :

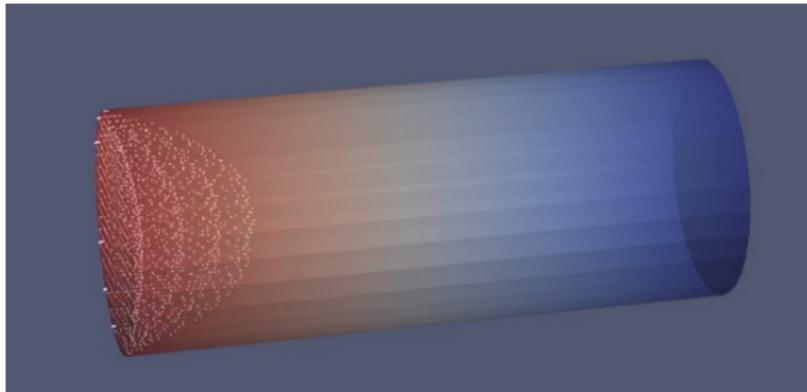
- Flux continu
- Densité de particules homogène
- Choix de la densité de particules
- Précautions particulières

Densité de particules homogène

La densité de particules doit être homogène dans l'ensemble du maillage (fluide incompressible).

Densité de particules homogène

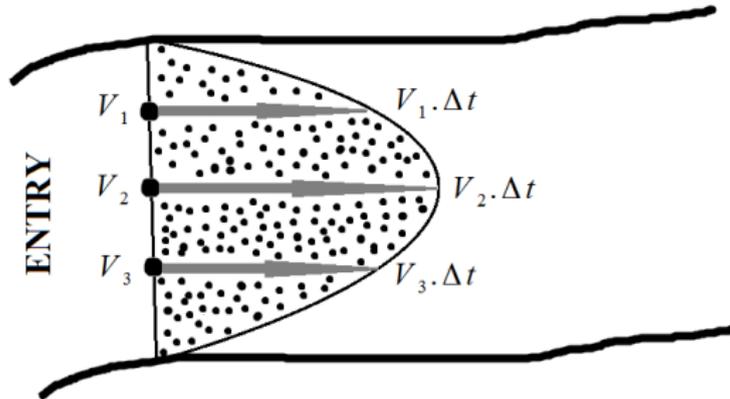
La densité de particules doit être homogène dans l'ensemble du maillage (fluide incompressible).



Non satisfait pour un ensemencement à **pas de temps constant** :
dépeuplement au centre du vaisseau.

Densité de particules homogène

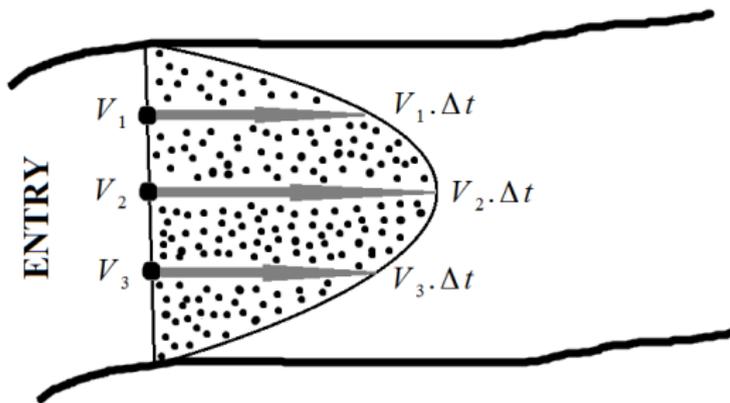
La densité de particules doit être homogène dans l'ensemble du maillage (fluide incompressible).



Pour un ensemencement à **pas spatial constant** : distribution paraboloidale de particules.

Densité de particules homogène

La densité de particules doit être homogène dans l'ensemble du maillage (fluide incompressible).



Plus le maillage utilisé est fin, plus la répartition des particules demeure homogène... avec certaines limites.

Conditions pour des simulations réalistes :

- Flux continu
- Densité de particules homogène
- Choix de la densité de particules
- Précautions particulières

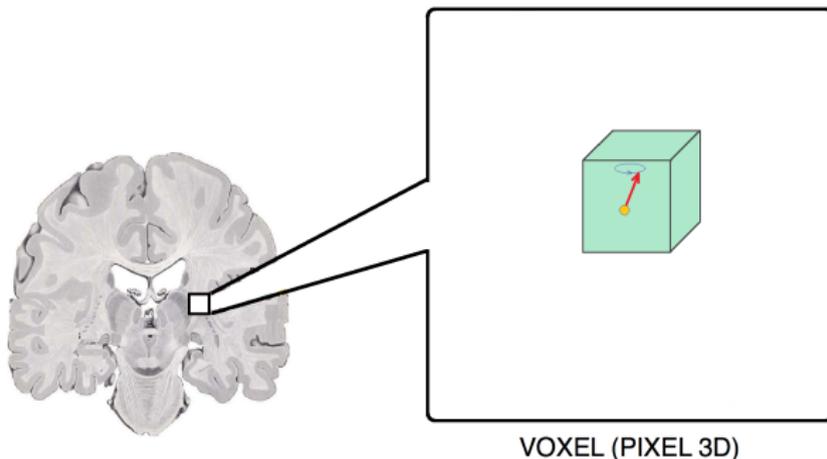
Choix de la densité de particules

Dépend de la résolution spatiale de la séquence simulée.

Choix de la densité de particules

Dépend de la résolution spatiale de la séquence simulée.

Au minimum : 1 isochromat par voxel.

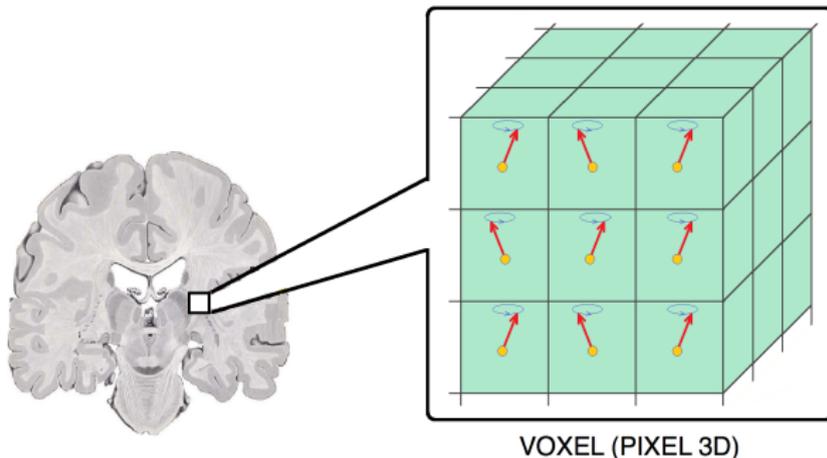


Choix de la densité de particules

Dépend de la résolution spatiale de la séquence simulée.

Au minimum : 1 isochromat par voxel.

Idéalement : 3 isochromats par voxel et par direction (soit 27 par voxel).

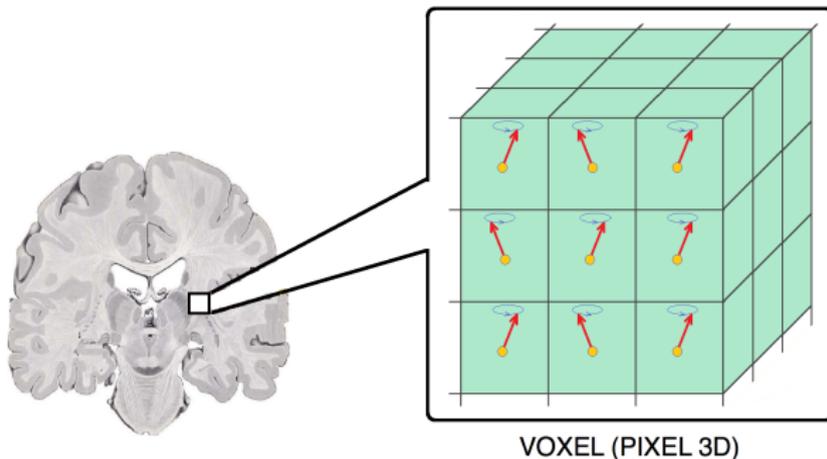


Conditions pour des simulations réalistes :

- Flux continu
- Densité de particules homogène
- Choix de la densité de particules
- Précautions particulières

Précautions particulières

Conséquence de la discrétisation : Nombre d'isochromats par voxel très élevé pour simuler les déphasages réversibles des spins (échos de spin, spoiling, steady-state...).



Précautions particulières

Conséquence de la discrétisation : Nombre d'isochromats par voxel très élevé pour simuler les déphasages réversibles des spins (échos de spin, spoiling, steady-state...).

Expédient : réduire artificiellement le temps de relaxation T2 des spins (expériences peu sensibles au T2, rapport signal/bruit infini).

Volume de données

Taille des données de flux proportionnelle au nombre de particules simulées durant la séquence...

Volume de données

Taille des données de flux proportionnelle au nombre de particules simulées durant la séquence...

... donc, à la durée de la séquence.

Volume de données

Taille des données de flux proportionnelle au nombre de particules simulées durant la séquence...

... donc, à la durée de la séquence.

De plus, cette taille augmente au cube de la résolution spatiale !

Taille voxel (mm)	Spins par voxel et direction	Volume fichier d'entrée (Go/min)	Volume dans JEMRIS (Go/min)
1,6	3	1 400	850
0,8	3	11 000	6 800
0,4	3	87 000	54 000

Table: Taille du fichier de flux par minute de séquence pour un réseau vasculaire cérébral complet.

Solutions développées :

- Limiter la résolution spatiale

Solutions développées :

- Limiter la résolution spatiale
- Réutiliser périodiquement les données de flux d'un cycle cardiaque

Temps de calcul

Empiriquement...

Temps de calcul

Empiriquement...

$$\tau_{simulation} = N_{spins} \cdot \bar{\tau}_{spin}$$

- N_{spins} : Nombre de spins
- $\bar{\tau}_{spin}$: Temps moyen de simulation par spin (spécifique séquence et écoulement)

Temps de calcul

Empiriquement...

$$\tau_{simulation} = N_{spins} \cdot \bar{\tau}_{spin}$$

- N_{spins} : Nombre de spins
- $\bar{\tau}_{spin}$: Temps moyen de simulation par spin (spécifique séquence et écoulement)

Pour une séquence de quelques minutes ($Q \cdot T_{seq} \gg \mathcal{V}_{vessels}$) :

$$N_{spins} \approx n_{vox} \cdot res^3 \cdot Q \cdot T_{seq}$$

Temps de calcul

Empiriquement...

Pour une séquence de quelques minutes ($Q \cdot T_{seq} \gg \mathcal{V}_{vessels}$) :

$$\tau_{simulation} \propto n_{vox} \cdot res^3 \cdot Q \cdot T_{seq}$$

- n_{vox} : Nombre de spins par voxel
- res : Résolution spatiale (largeur voxel⁻¹)
- Q : Débit sanguin
- T_{seq} : Durée de la séquence
- $\mathcal{V}_{vessels}$: Capacité des vaisseaux sanguins

Temps de calcul

Empiriquement...

Pour une séquence de quelques minutes ($Q \cdot T_{seq} \gg \mathcal{V}_{vessels}$) :

$$\tau_{simulation} \propto n_{vox} \cdot res^3 \cdot Q \cdot T_{seq}$$

- n_{vox} : Nombre de spins par voxel
- res : Résolution spatiale (largeur voxel⁻¹)
- Q : Débit sanguin
- T_{seq} : Durée de la séquence
- $\mathcal{V}_{vessels}$: Capacité des vaisseaux sanguins

Pour un champ de vue donné :

$$T_{seq} \propto res \cdot TR \cdot Nex$$

Temps de calcul

Empiriquement...

Pour une séquence de quelques minutes ($Q.T_{seq} \gg \psi_{vessels}$) :

$$\tau_{simulation} \propto n_{vox} \cdot res^4 \cdot Q \cdot Nex \cdot TR$$

- n_{vox} : Nombre de spins par voxel
- Q : Débit sanguin
- res : Résolution spatiale (largeur voxel⁻¹)
- Nex : Nombre d'excitations
- TR : Temps de répétition

Solutions proposées :

- Limiter la résolution spatiale

Solutions proposées :

- Limiter la résolution spatiale
- Réduire le TR et le nombre de spins par voxel

Solutions proposées :

- Limiter la résolution spatiale
- Réduire le TR et le nombre de spins par voxel
- Paralléliser les calculs

Sommaire

- 1 La simulation IRM
 - Bases physiques de l'IRM
 - Méthode par sommation d'isochromats
 - Simulation des flux
- 2 Développement d'un outil adapté aux flux
 - Implantation logicielle
 - Conditions de simulation
 - Volume de données, temps de calcul
- 3 Résultats de simulation
 - Validation sur des cas simples
 - Applications VIVABRAIN

Validation du logiciel : Simulation de phénomènes connus sur des écoulements simples (tuyau rectiligne).

Validation du logiciel : Simulation de phénomènes connus sur des écoulements simples (tuyau rectiligne).

- Artéfacts de flux
- Séquences angiographiques

Validation du logiciel : Simulation de phénomènes connus sur des écoulements simples (tuyau rectiligne).

Validation expérimentale : Comparaison de certaines de ces simulations à des images acquises sur un fantôme d'écoulement.



Figure: Banc hydrodynamique (J. Baruthio, Strasbourg).

Artéfacts de flux

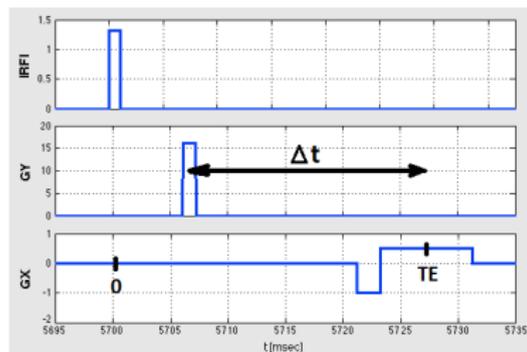
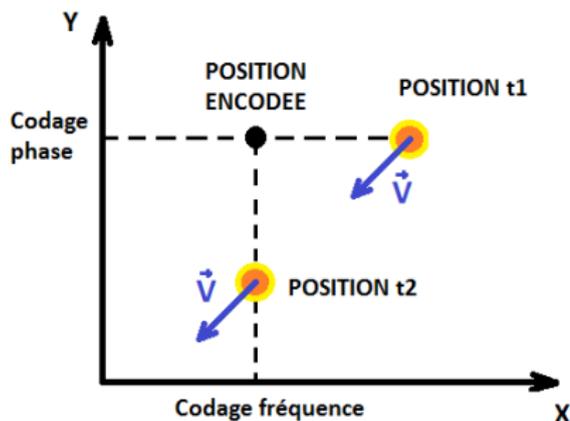


Figure: ARTEFACT DE DEPLACEMENT

Artéfacts de flux

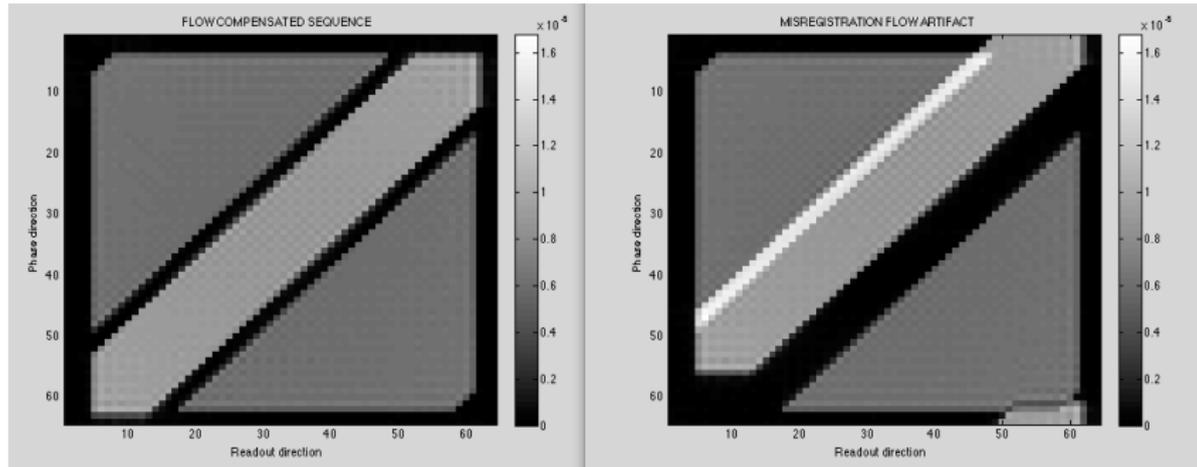


Figure: ARTEFACT DE DEPLACEMENT (simulations)

Artéfacts de flux

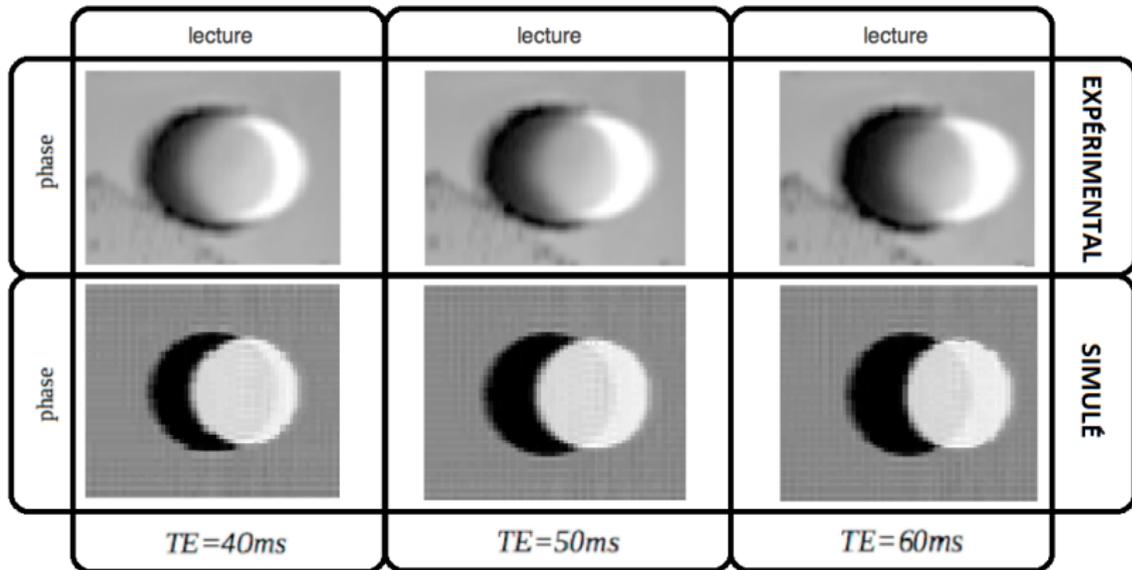


Figure: ARTEFACT DE DEPLACEMENT

Artéfacts de flux

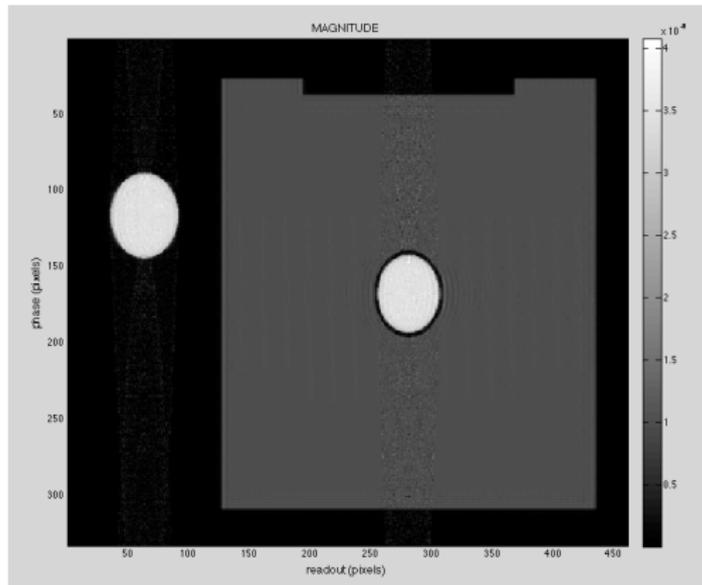


Figure: EFFET D'ENTREE (simulation)

Séquences angiographiques

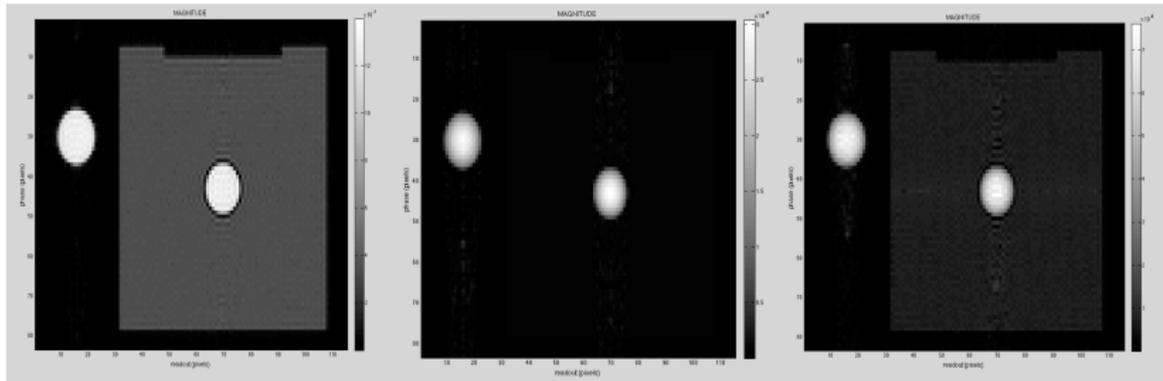


Figure: ECHO DE GRADIENT, TEMPS DE VOL & PRODUIT DE CONTRASTE (simulations)

Séquences angiographiques

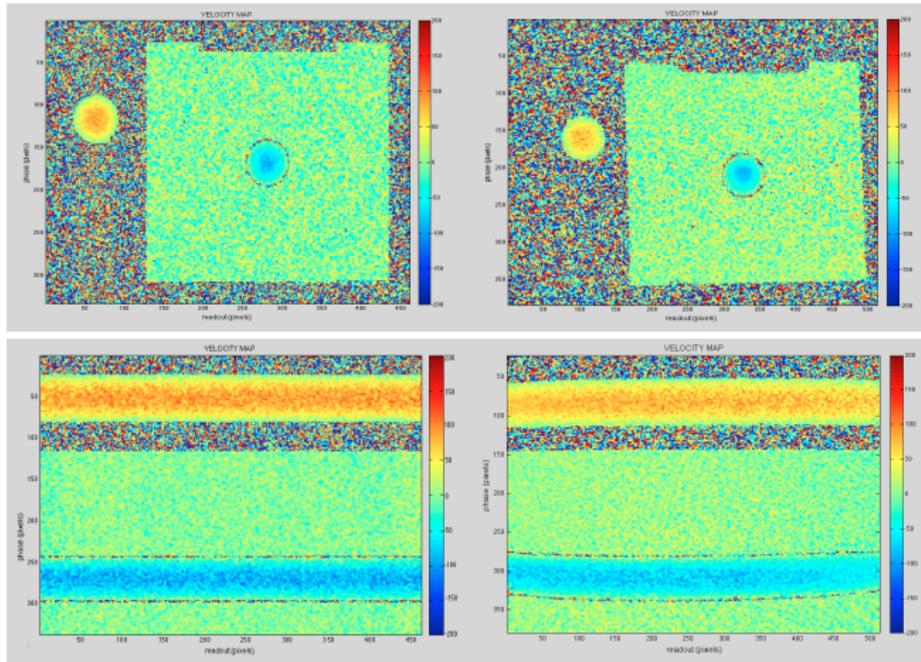


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation & expérimental)

Séquences angiographiques

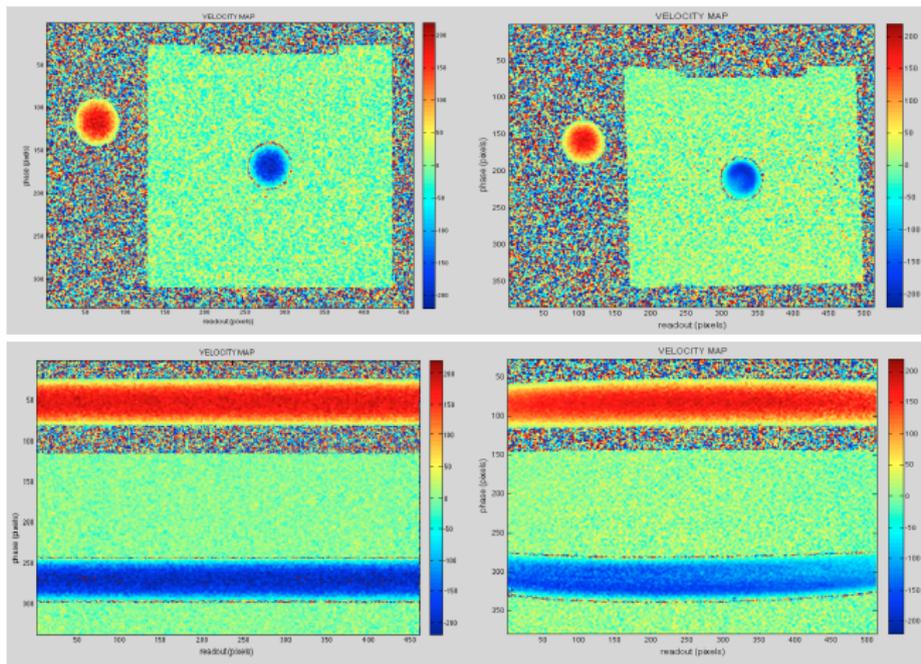


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation & expérimental)

Premières applications VIVABRAIN : Application à des données de flux complexes CFD

Premières applications VIVABRAIN : Application à des données de flux complexes CFD

- Bifurcation en Y
- Réseau veineux

Bifurcation en Y



Figure: Bifurcation en Y (O. Balédent, Amiens)

Bifurcation en Y

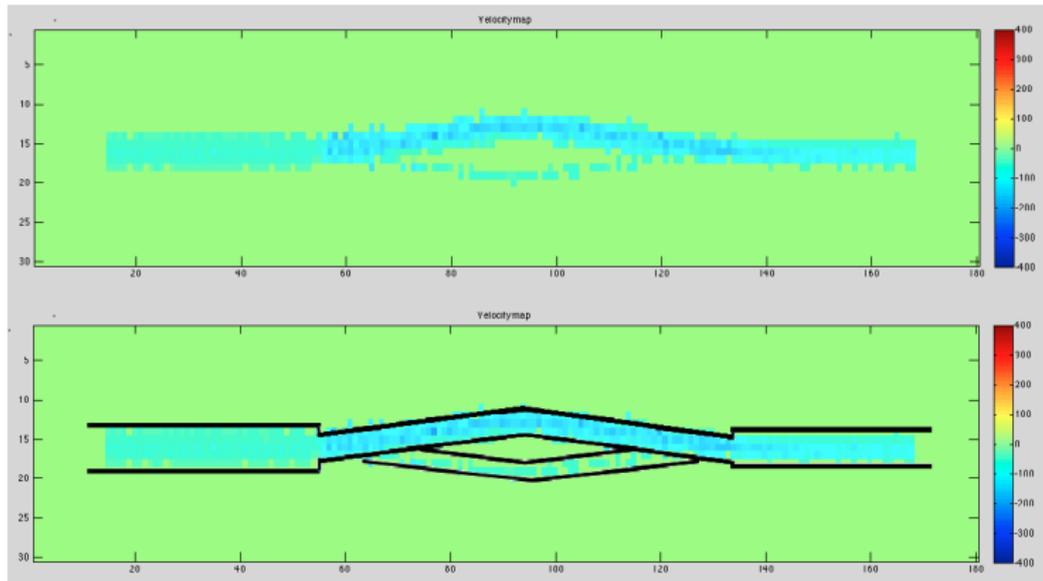


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation)

Bifurcation en Y

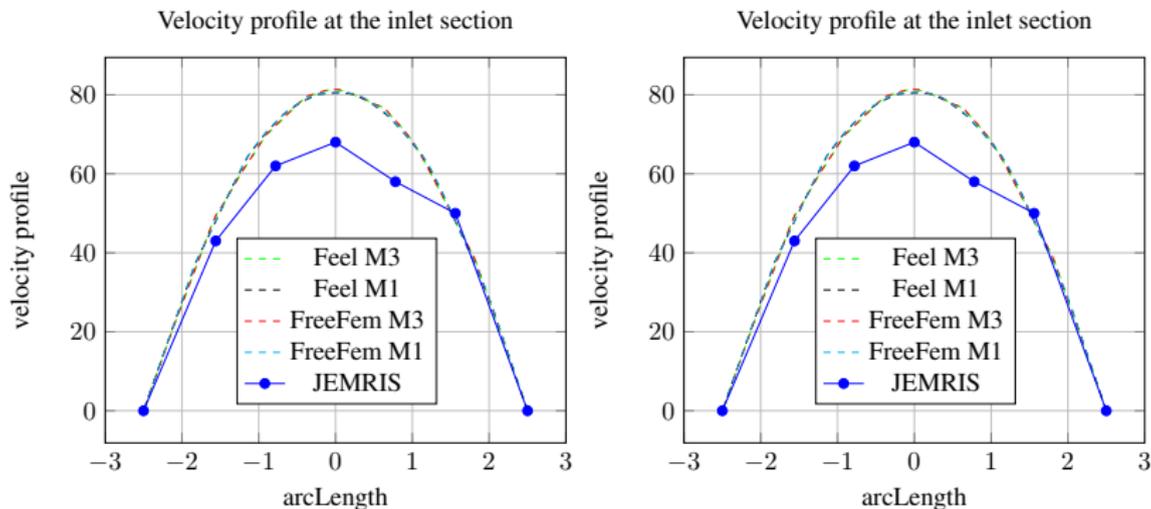


Figure: Profils de vitesse mesurés en entrée et en sortie

ARM

Equipes médicales

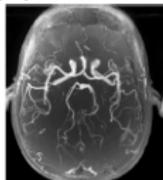
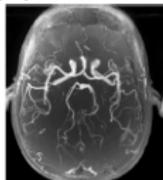


Figure: Applications VIVABRAIN

ARM
Equipes médicales



Segmentation
Equipes informatiques



Figure: Applications VIVABRAIN

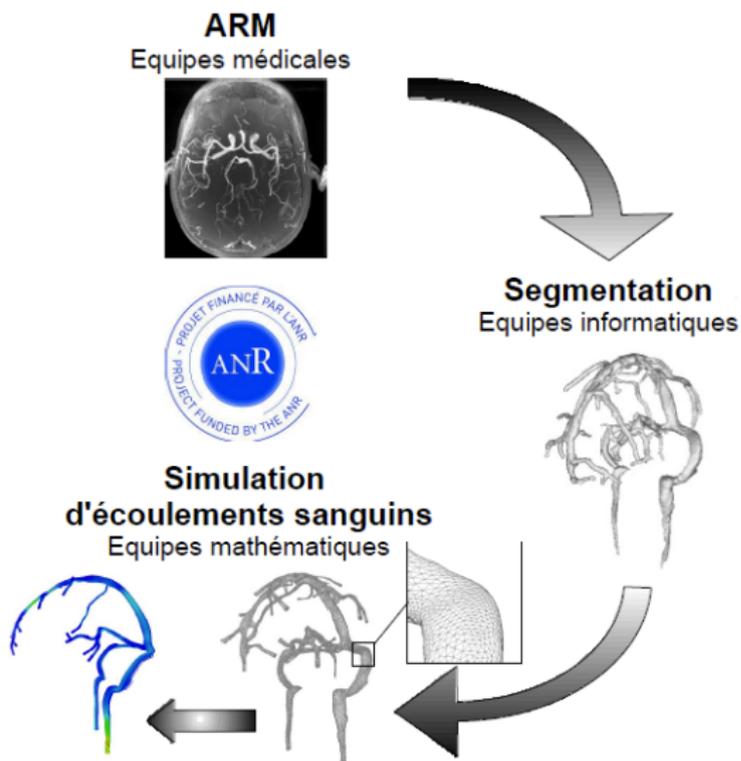


Figure: Applications VIVABRAIN

Réseau veineux

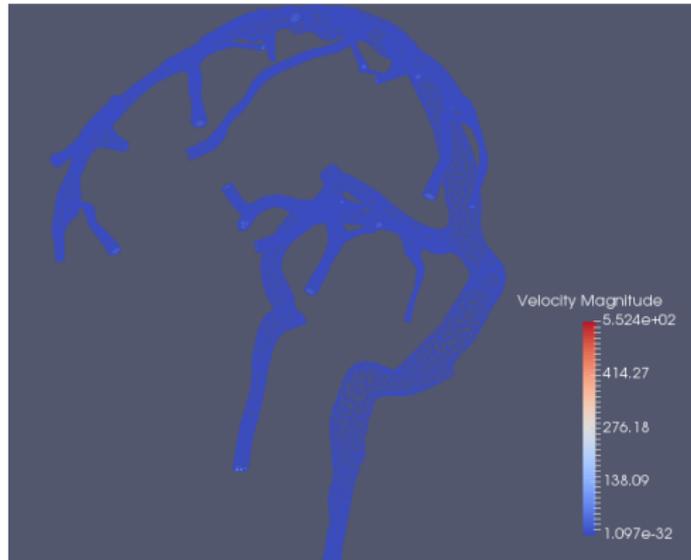


Figure: Visualisation du réseau

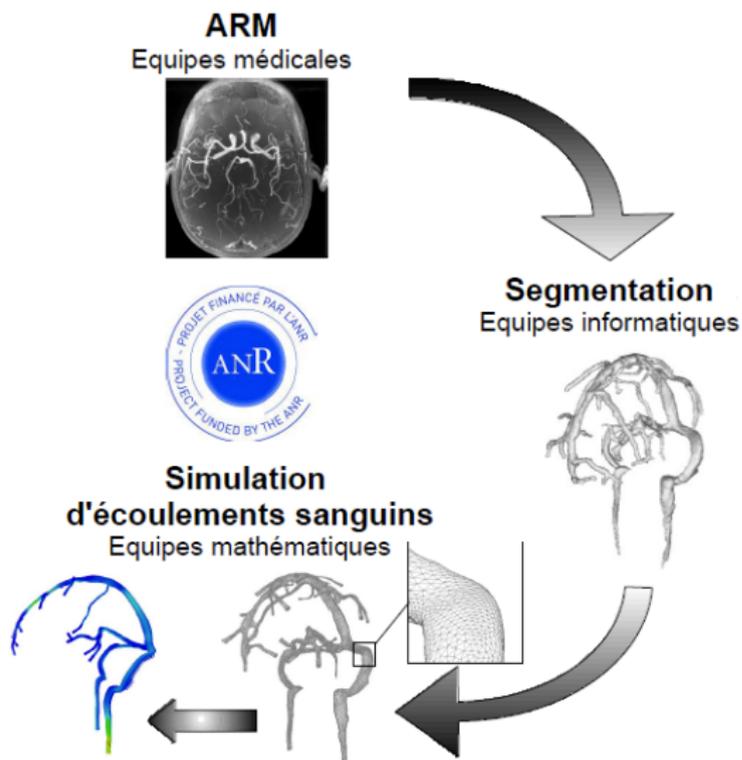


Figure: Applications VIVABRAIN

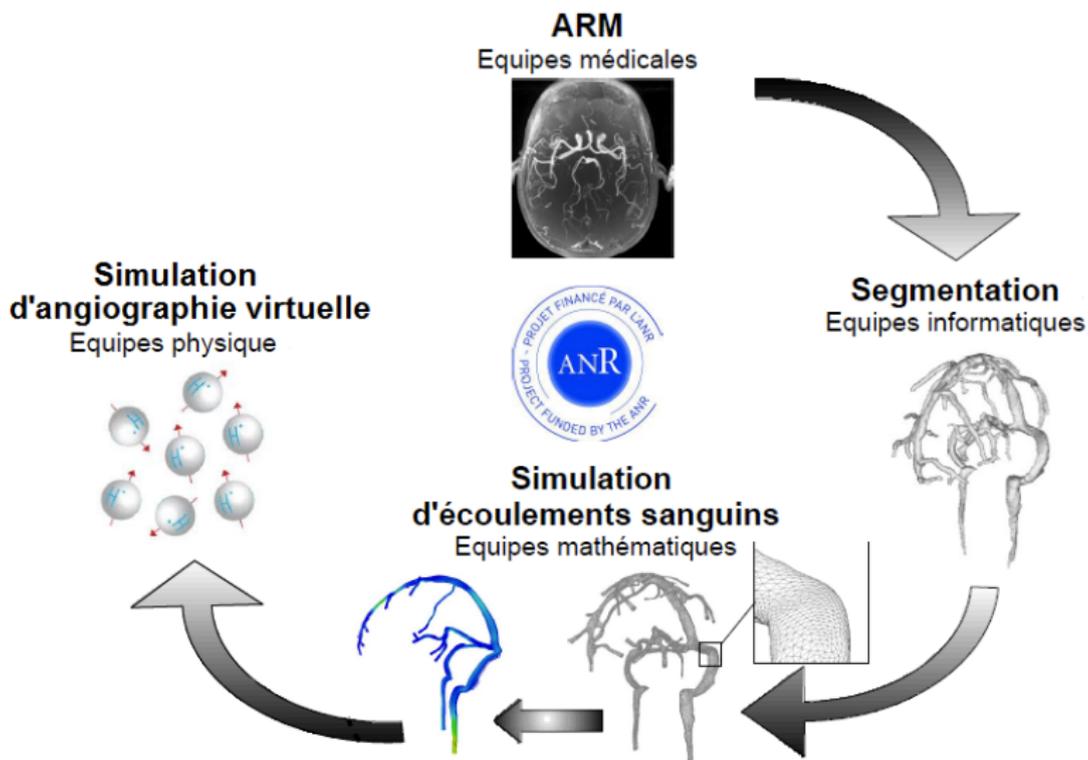


Figure: Applications VIVABRAIN

Réseau veineux

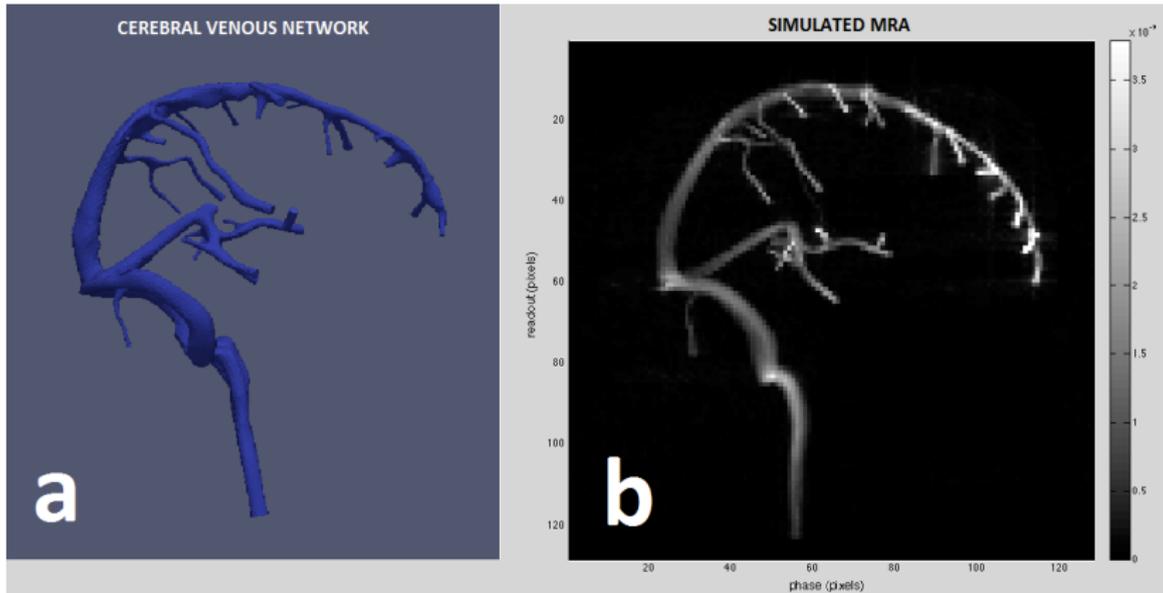


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation)

Réseau veineux

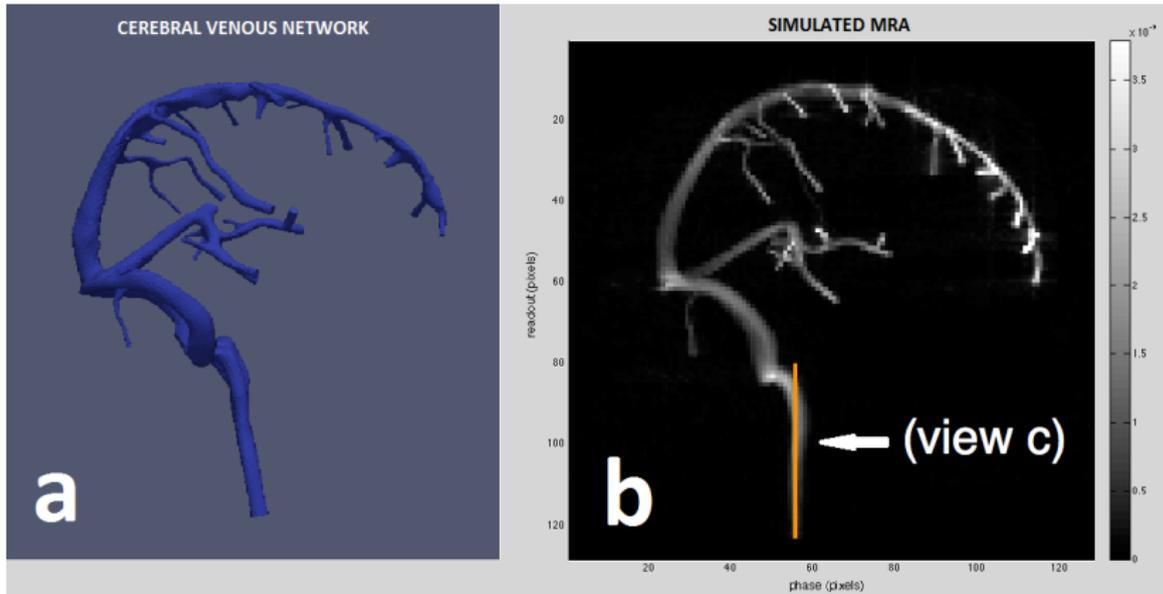


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation)

Réseau veineux

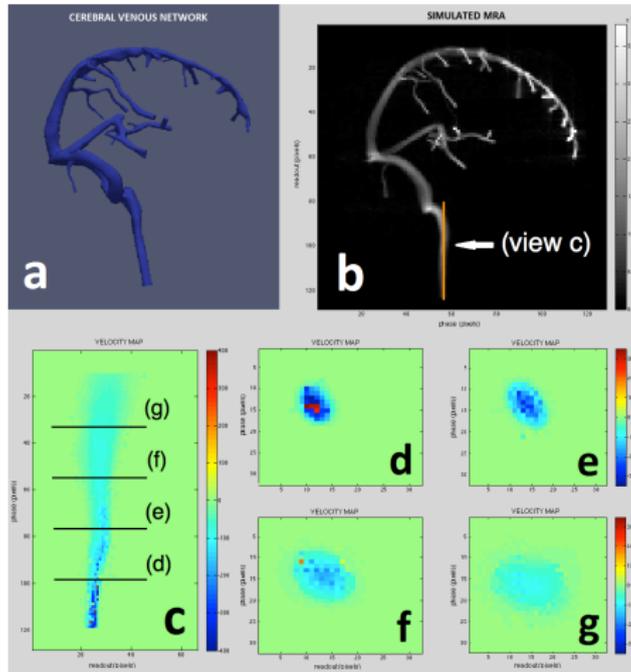


Figure: CONTRASTE DE PHASE (simulation)

Simulation	Matrice	Isochromats	CPU	Durée [min]	Durée [ms/spin]
Fantôme flux					
Déplacement 1	64	270 168	100	3	67
Déplacement 2	64	3 808 000	180	62	176
Temps de vol	83	1 354 810	150	20	133
Gadolinium	83	1 354 810	100	31	137
Contraste phase 1d	333	2 × 2 069 943	300	330	1430
Réseau veineux					
Réseau (PC, 3d)	128	4 × 178 173	150	40	505
Veine (PC, 1d, frontale)	128	2 × 660 488	50	240	545
Veine (PC, 1d, transv.)	128	2 × 660 488	50	360	818

Table: Temps de calcul.

Conclusion :

- Outil complet, open-source et haute performance pour la simulation d'angiographie par IRM
- Validé expérimentalement sur des écoulements simples
- Appliqué au réseau veineux cérébral, en contraste de phase 2D

Conclusion :

- Outil complet, open-source et haute performance pour la simulation d'angiographie par IRM
- Validé expérimentalement sur des écoulements simples
- Appliqué au réseau veineux cérébral, en contraste de phase 2D

Perspectives :

- Application aux séquences IRM 3D
- Application aux flux artériels instationnaires (4D)



Merci !

<http://www.jemris.org>



LABORATOIRE DE MATHÉMATIQUES
DE REIMS EA 4535