



**HAL**  
open science

## Simulation numérique de l'activité électrique dans l'oreillette gauche et les veines pulmonaires

Simon Labarthe, Yves Coudière, Jacques Henry

► **To cite this version:**

Simon Labarthe, Yves Coudière, Jacques Henry. Simulation numérique de l'activité électrique dans l'oreillette gauche et les veines pulmonaires. Printemps de la Cardiologie, Apr 2012, Bordeaux, France. hal-00785607

**HAL Id: hal-00785607**

**<https://inria.hal.science/hal-00785607>**

Submitted on 6 Feb 2013

**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.

# Simulation numérique de l'activité électrique dans l'oreillette gauche et les veines pulmonaires

SIMON LABARTHE, YVES COUDIÈRE, JACQUES HENRY

simon.labarthe@u-bordeaux2.fr, yves.coudiere@inria.fr, jacques.henry@inria.fr

## MODÈLE MATHÉMATIQUE

Paramètres maîtrisés



### Modèles mathématiques

Oreillette gauche (OG)  
Veine Pulmonaire (VP)  
(Monodomaine, Bidomaine)



Simulations numériques

- Non pathologiques  
- Pathologiques

### Bidomaine :

$$\begin{cases} \alpha(C_m \partial_t V + I_{ion}(V)) - \text{div} D_i \nabla \Phi_i = 0 \\ \alpha(C_m \partial_t V + I_{ion}(V)) + \text{div} D_e \nabla \Phi_e = I_{app}^{stim} \end{cases}$$

électrophysiologie                      couplage

### Monodomaine :

$$\alpha(C_m \partial_t V + I_{ion}(V)) + \text{div} D \nabla V = I_{app}^{stim}$$

électrophysiologie                      couplage

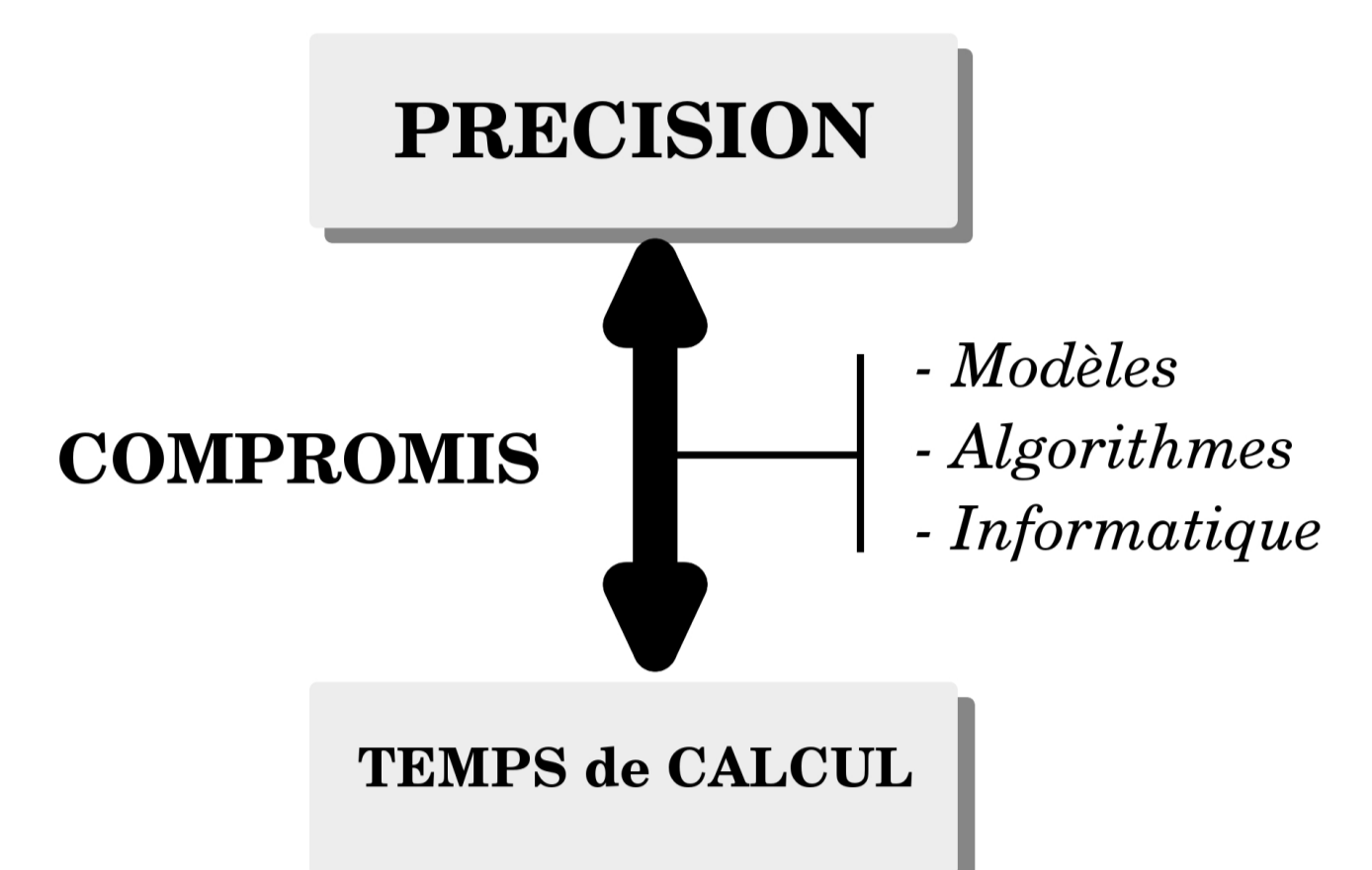
### ENTRÉES DU MODÈLE

- **Electrophysiologie** : OG  $\neq$  VP
- **Couplage inter-cellulaire** : anisotropie du tissu...
- **Anatomie** : IRM, fibres.
- **Excitation/Stimulation** : NS, trigger, électrode...

### SORTIE DU MODÈLE

- **Bidomaine** :  $V_m, \Phi_i, \Phi_e$ .
- **Monodomaine** :  $V_m$  uniquement ( $\Phi_i$  et  $\Phi_e$  accessibles après extrapolation).
- **Post-processing médical** :  
EGM / ECG                      PA,  $\partial V / \partial t_{max}$   
Carte d'activation              Courants ioniques  
...                                      ...

### COMPROMIS



## MODÈLE DE FIBRES SUR L'OG

### PROBLÉMATIQUE

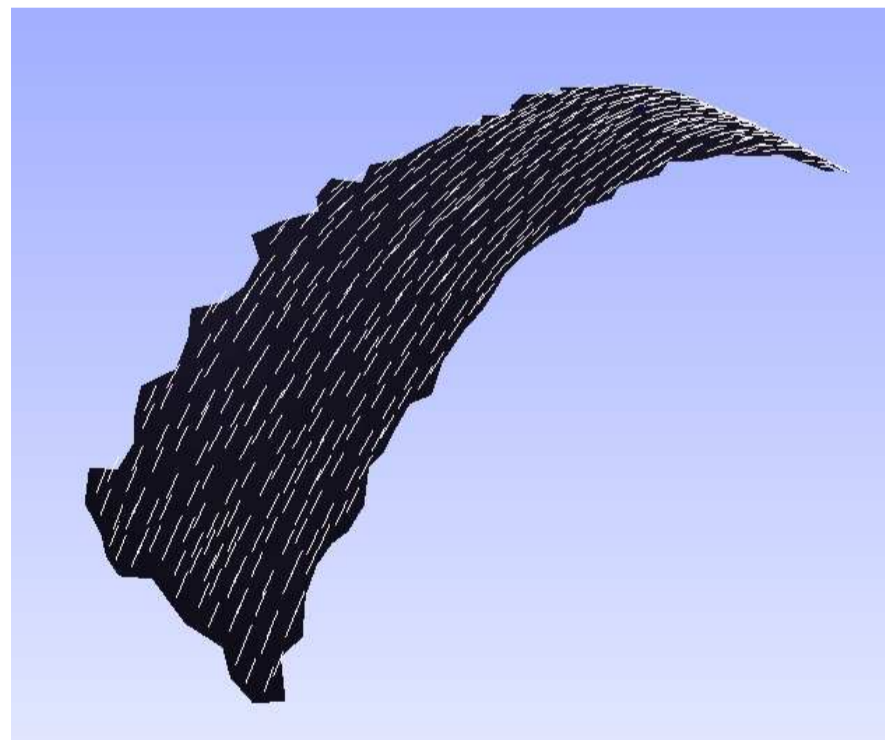
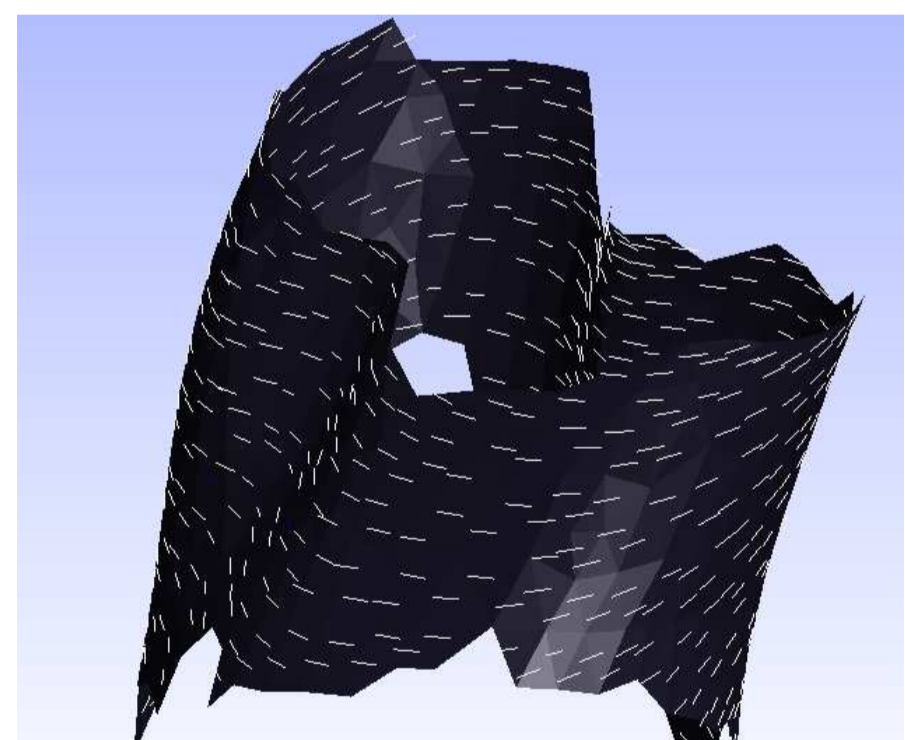
- Structure fibreuse :
- Inaccessible sur patient.
  - Accessible sur coeur explanté, mais pour l'instant de mouton [5].
- ⇒ **reconstruction semi-automatique a priori** à partir d'un IRM [CHU Haut-Lévêque].

### MÉTHODE

1. Bibliographie : descriptions histologiques [2, 1].
2. Définition manuelle de zones d'intérêt.
3. Fibres circonférentielles construites automatiquement sur ces zones.
4. Complétion à l'ensemble de la géométrie : algorithme mathématique (inpainting).

### RÉSULTATS

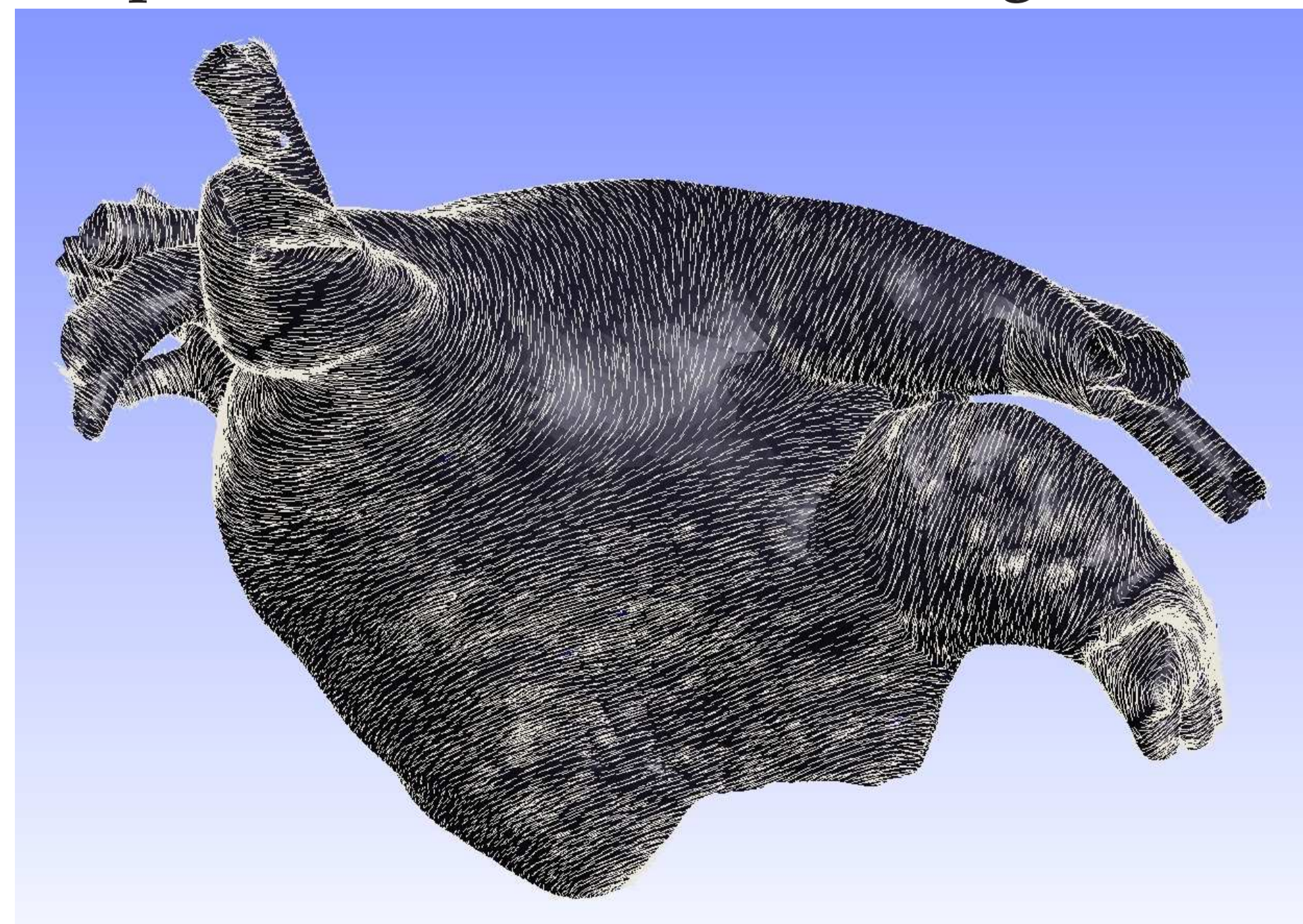
Fibres circonférentielles sur des zones d'intérêt



Fibres sur la base de la VP supérieure gauche

Fibres sur le dome VP

Extrapolation sur l'ensemble de la géométrie



Fibres sur l'endocarde de l'OG : vue antérieure.

## SIMULATION : RYTHME SINUSAL

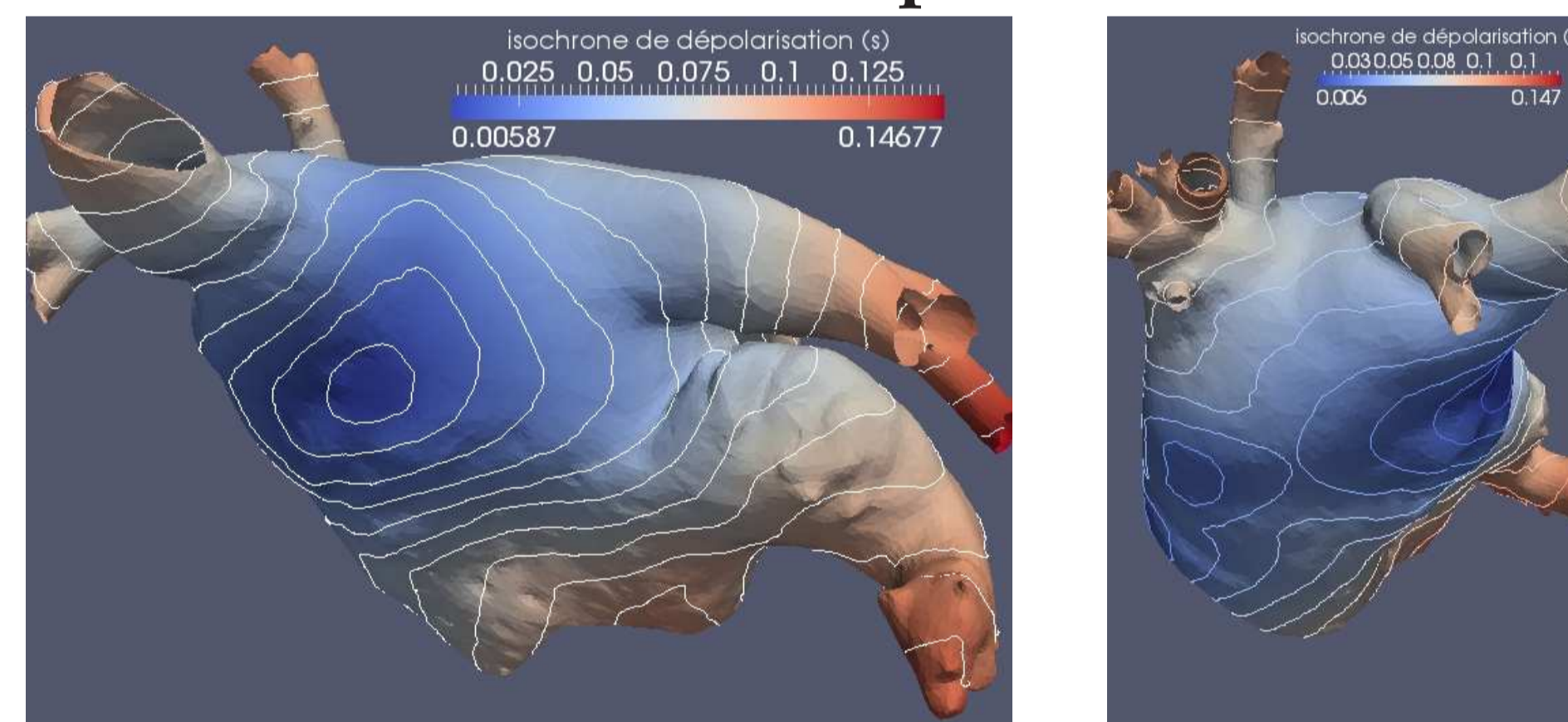
### PARAMÈTRES

- **Physiologie, anatomie** : CRN, couplage standard, fibres reconstruites.
- **Stimulation** : faisceau de Bachmann ( $t = 5ms$ ), sinus coronaire ( $t = 10ms$ ) et foramen ovale ( $t = 26, 3ms$ ).

### RÉSULTATS

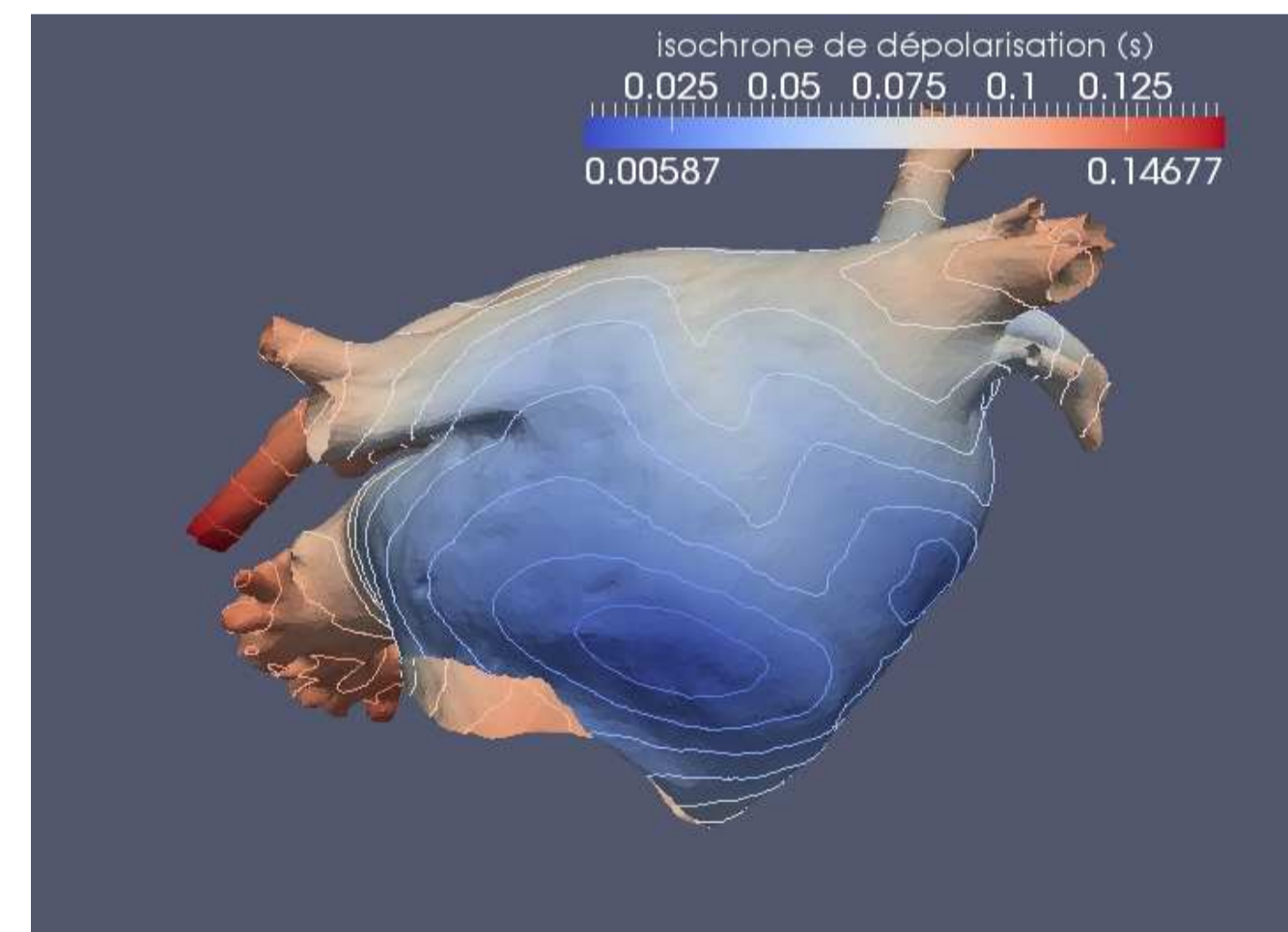
- Conduction anisotrope.
- Dépolarisation complète ( $120ms$ ) se terminant dans la VP SG.

#### Isochrones de dépolarisation



vue antérieure

vue septale



vue postérieure

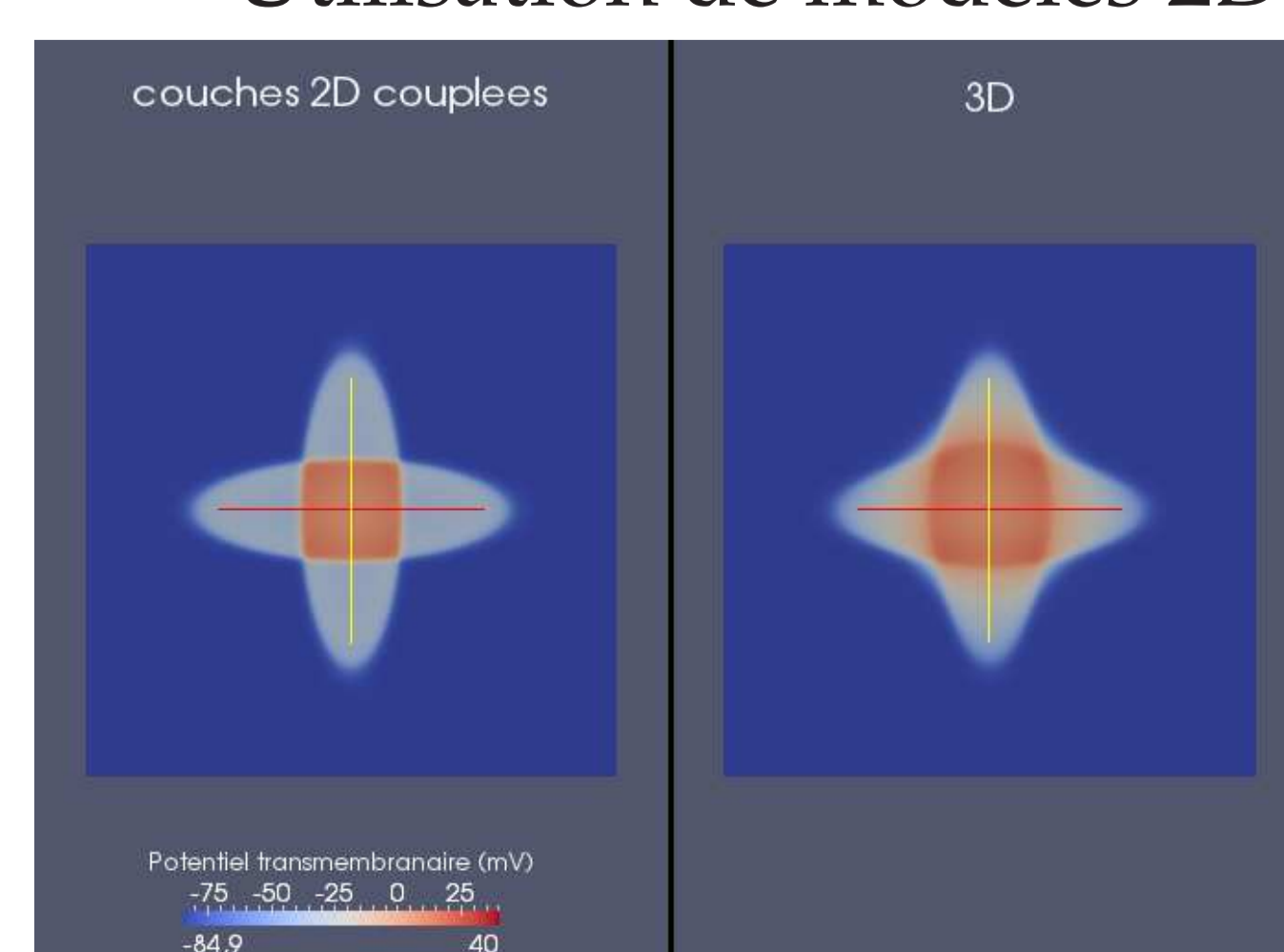
## COUCHES DE FIBRES

### PROBLÉMATIQUE

- Prise en compte des hétérogénéités d'anisotropie dans l'épaisseur du tissu avec un modèle 2D?

### MÉTHODE ET RÉSULTATS

- Utilisation de modèles 2D couplés.



Simulations 2D-couplées (gauche) et 3D (droite) de propagation avec deux couches de fibres orthogonales.

⇒ gain de temps

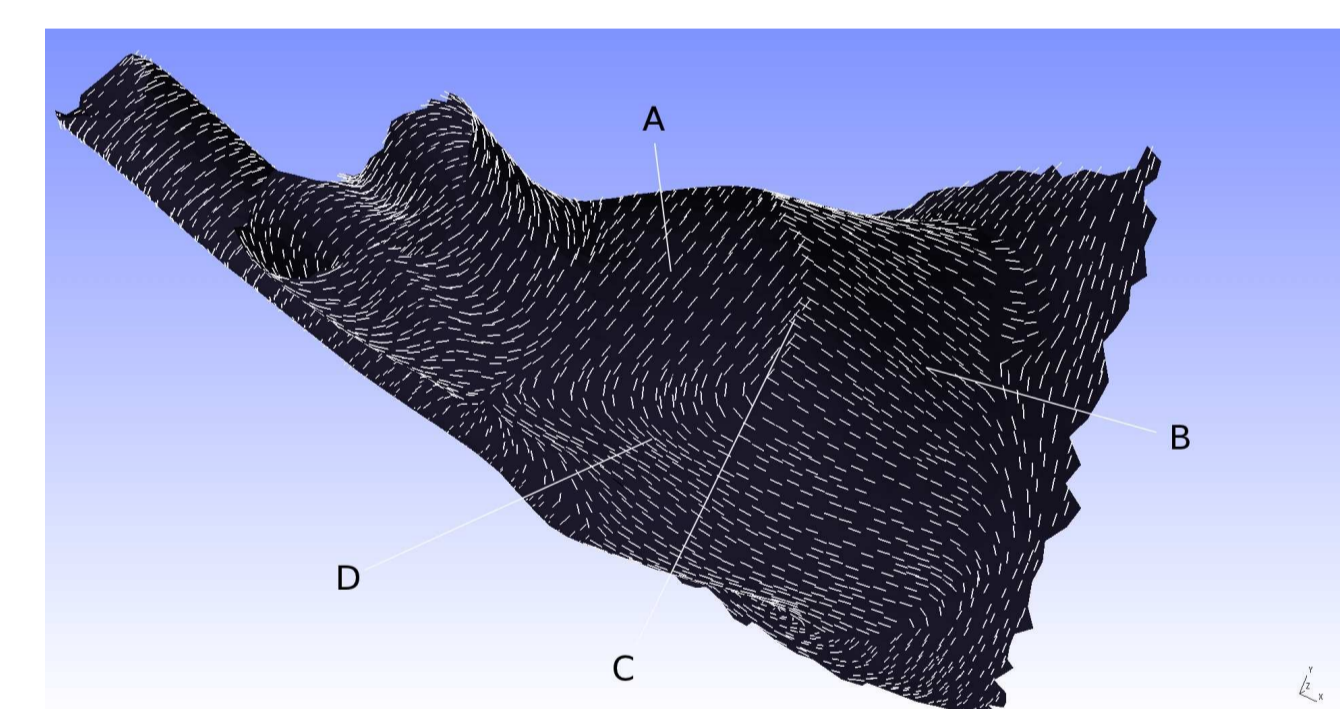
## SIMULATION : BLOC

### PROBLÉMATIQUE

L'organisation complexe des fibres dans les VP peut provoquer des blocs, notamment lors d'un protocole S1-S2 [3]. Une hétérogénéité de conduction peut provoquer un bloc unidirectionnel [4].

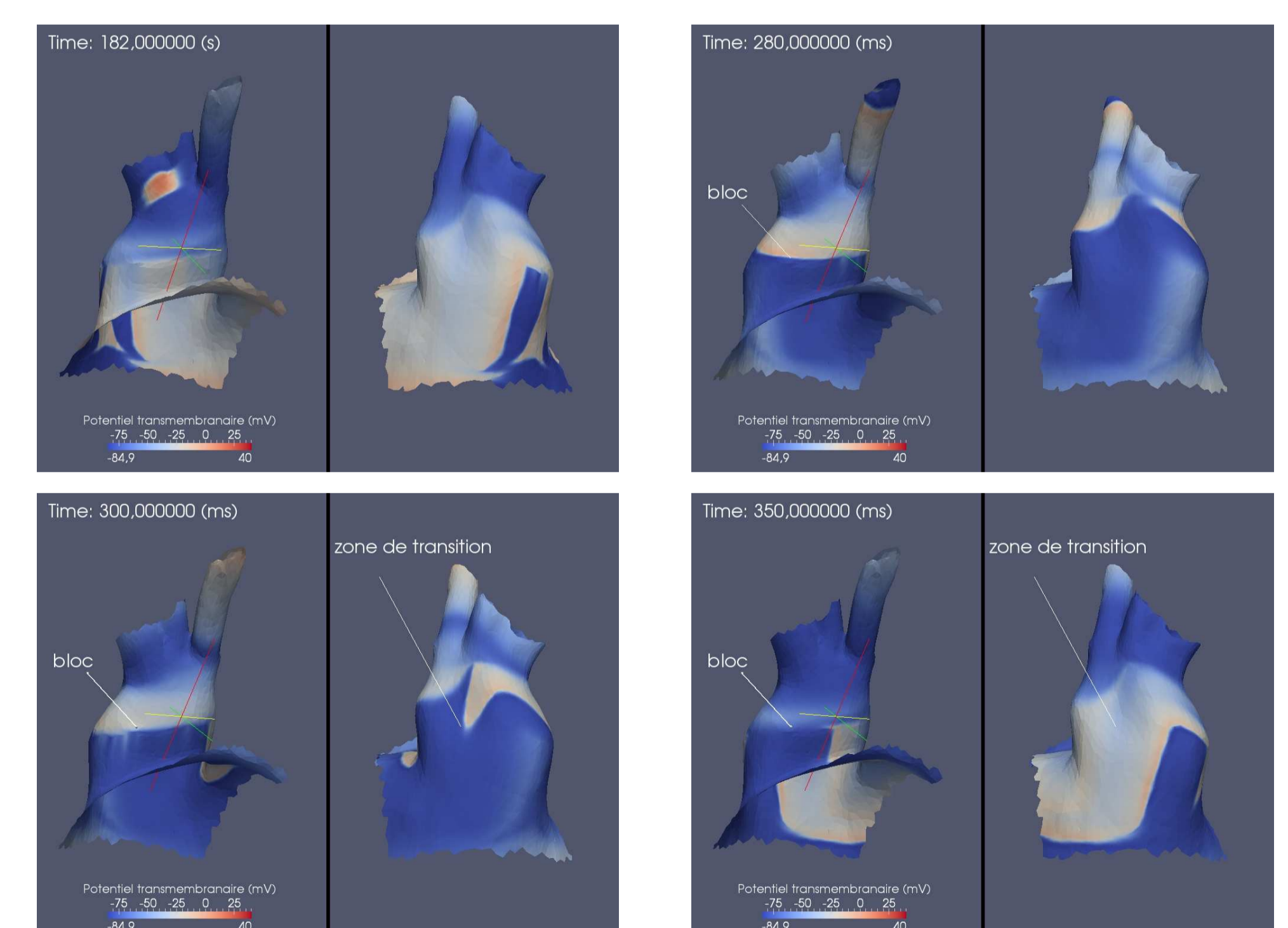
### PARAMÈTRES

- **Physiologie** : CRN modifié pour VP, conductivité tangentielle diminuée.
- **Anatomie** : les fibres sont circonférentielles dans la partie distale, et axiales dans la partie ostiale. Une zone de transition sépare deux zones de discontinuité.
- **Stimulation** : S1-S2 ( $177ms$ ) distal.



A - direction circonférentielle  
B - direction axiale  
C - zone de discontinuité  
D - zone de transition

### RÉSULTATS



Après S1, l'onde de dépolarisation franchit la discontinuité. Après S2, un bloc se produit. Mais le PA se propage dans la zone de transition et envahit la partie ostiale de la VP, provoquant un début de réentrée.

## RÉFÉRENCES

- [1] S.Y. HO et al. Dans : *Cardiovascular Research* (2002).
- [2] S.Y. HO et al. Dans : *Jour. of Cardiovasc. Electrophy.* (1999).
- [3] M. HOCINI et al. Dans : *Circulation* (2002).
- [4] C.W. ZEMLIN et al. Dans : *Physica D: Nonlin. Phenom.* (2009).
- [5] J. ZHAO et al. Dans : *Circulation: Arrhyt. and Electrophy.* (2012).