



**HAL**  
open science

# Méthodes variationnelles pour la segmentation d'images médicales

Olivia Miraucourt, Stéphanie Salmon, Hugues Talbot, Nicolas Passat

► **To cite this version:**

Olivia Miraucourt, Stéphanie Salmon, Hugues Talbot, Nicolas Passat. Méthodes variationnelles pour la segmentation d'images médicales. Journée des Jeunes Chercheurs - SFR CAP-Santé, 2015, Reims, France. 2015. hal-01695414

**HAL Id: hal-01695414**

**<https://hal.univ-reims.fr/hal-01695414>**

Submitted on 11 Feb 2019

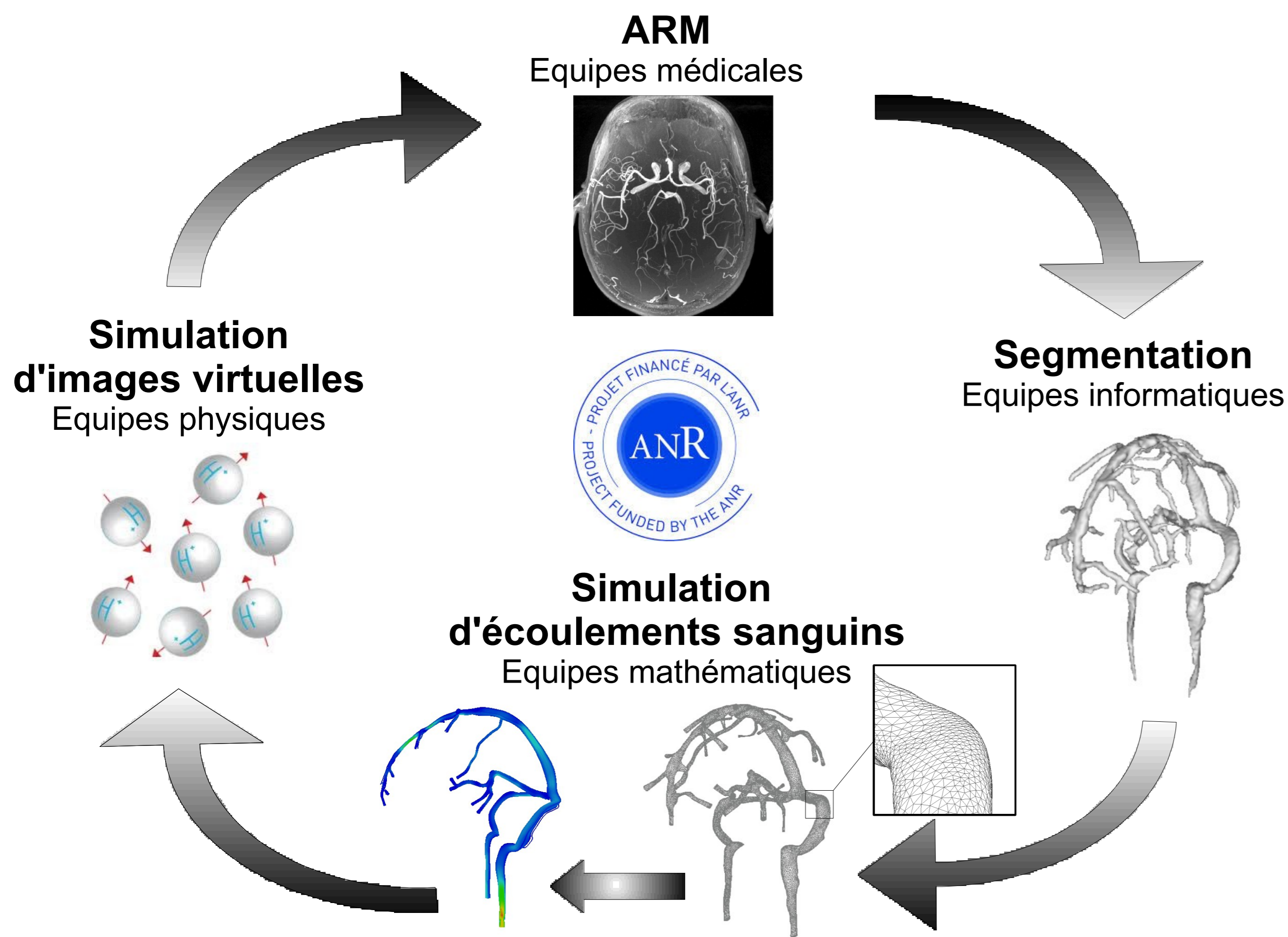
**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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.

Olivia MIRAUCOURT <sup>a</sup>, Stéphanie SALMON <sup>a</sup>, Hugues TALBOT <sup>b</sup>, Nicolas PASSAT <sup>c</sup>

<sup>a</sup>Université de Reims, LMR ; <sup>b</sup>Université Paris-Est, ESIEE, LIGM ; <sup>c</sup>Université de Reims, CReSTIC

## Contexte : projet ANR VivaBrain<sup>1</sup>



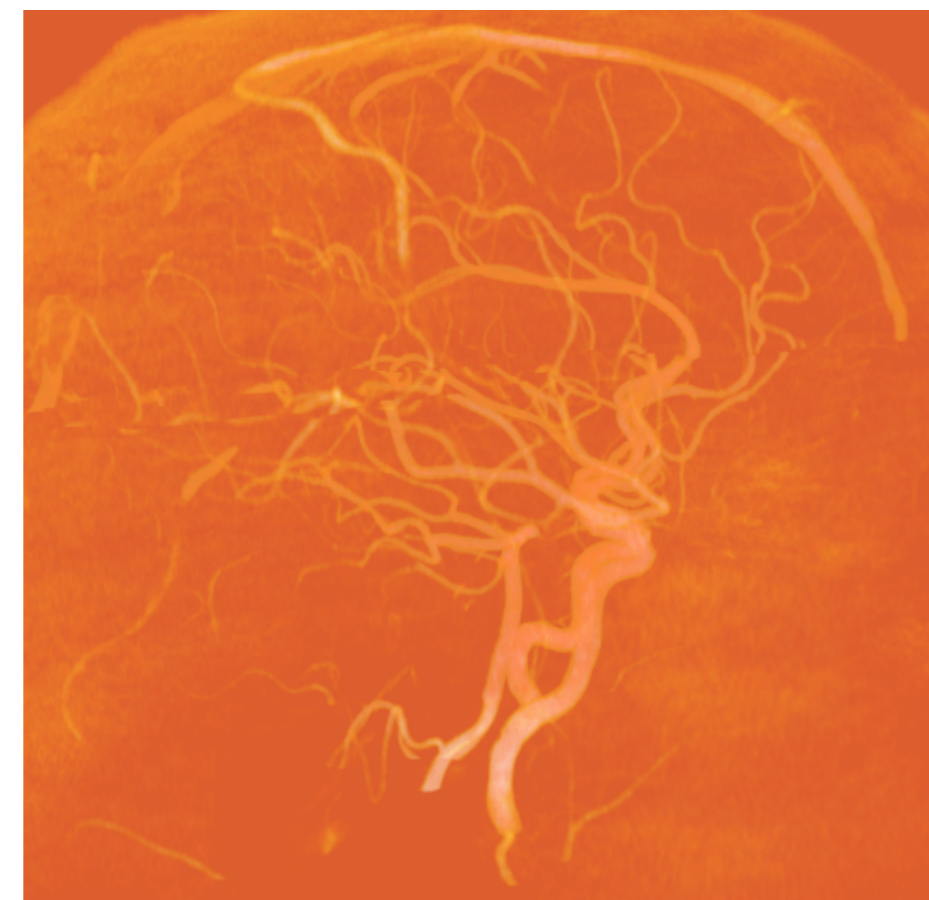
## Segmentation : un double challenge

**Difficultés :** Détecter des structures tubulaires :

- très fines
- bruitées
- géométriquement complexes

**Double objectif :**

- débruitage
- segmentation/réhaussement



## Etat de l'art : méthodes variationnelles

Soit l'image observée  $f : \Omega \subset \mathbb{R}^N \mapsto \mathbb{R}$  telle que  $f = u + n$

- $u$  : image originale
- $n$  : bruit gaussien

**Modèle Tychonov (1963) :** le problème revient à minimiser un critère de régularité convexe sous la contrainte que l'image obtenue  $u$  soit la plus proche de l'image observée  $f$  :

$$\min_u \underbrace{\int_{\Omega} |\nabla u|^2}_{\text{terme de régularisation}} + \lambda \underbrace{\int_{\Omega} \|u - f\|^2 dx}_{\text{terme de fidélité}}$$

**Modèle ROF (1992) :** terme de régularisation =  $\int_{\Omega} |\nabla u|$

**Modèle TV-L1 (1992) :** terme de fidélité =  $\int_{\Omega} |u - f|$

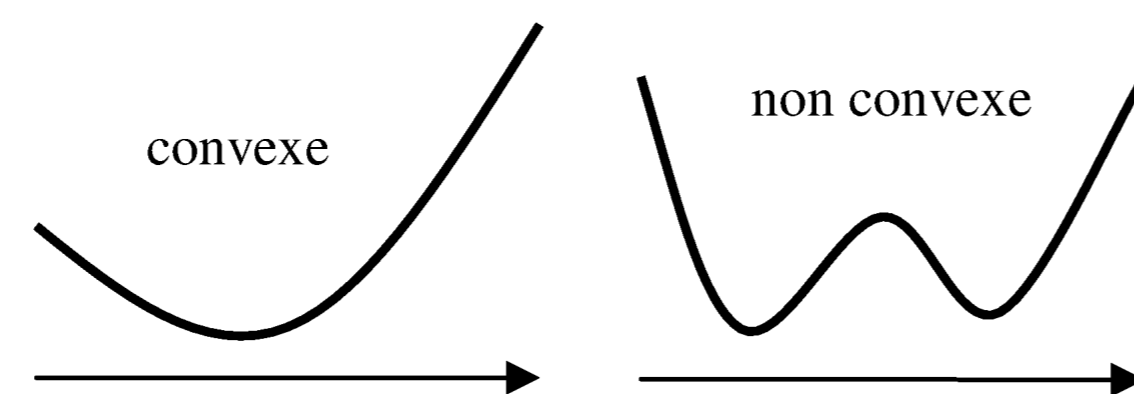
Comment bien choisir l'énergie ?

| Norme         | Approche statistique | Régularisation  | Fidélité        |
|---------------|----------------------|-----------------|-----------------|
| $ \cdot $     | Médiane              | Bords lisses    | Bruit laplacien |
| $\ \cdot\ ^2$ | Moyenne              | Bords saillants | Bruit gaussien  |

## Algorithme d'optimisation convexe

Importance de la convexité ?

- minimum local = minimum global
- ne dépend pas de la condition initiale



**Choix de l'algorithme :** Primal-dual [Chambolle et Pock, 2011]

- convergence garantie et rapide
- implémentation facile

## Tubularité de Frangi

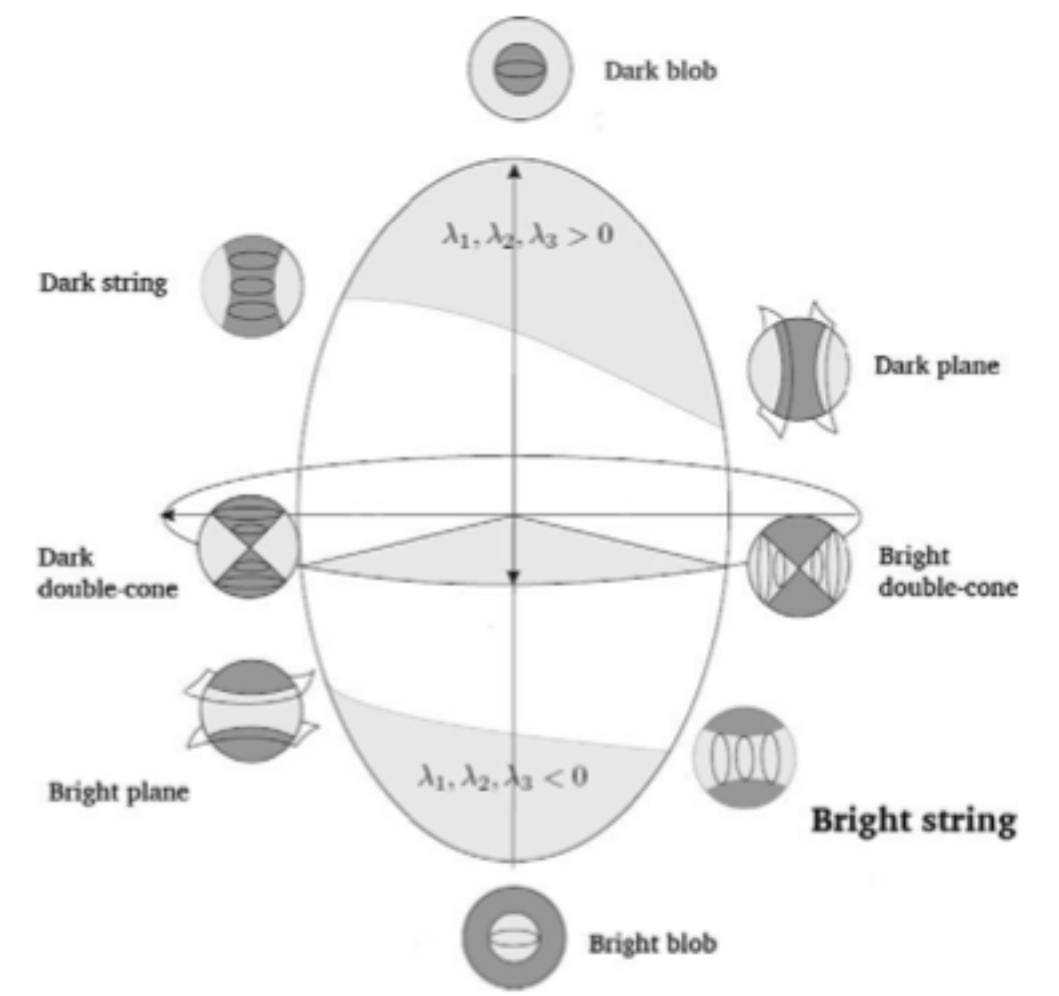
Soient  $\gamma_1, \gamma_2$  et  $\gamma_3$  les valeurs propres de la matrice hessienne. Pour une structure tubulaire idéale, on a

- $|\gamma_1| \approx 0$
- $|\gamma_1| \ll |\gamma_2|$
- $|\gamma_2| \approx |\gamma_3|$

**Fonction de tubularité de Frangi (1998)**

$$\mathcal{V}(x) = (1 - e^{-\frac{R_A^2}{2\alpha^2}}) \cdot e^{-\frac{R_B^2}{2\beta^2}} \cdot (1 - e^{-\frac{S^2}{2\gamma^2}})$$

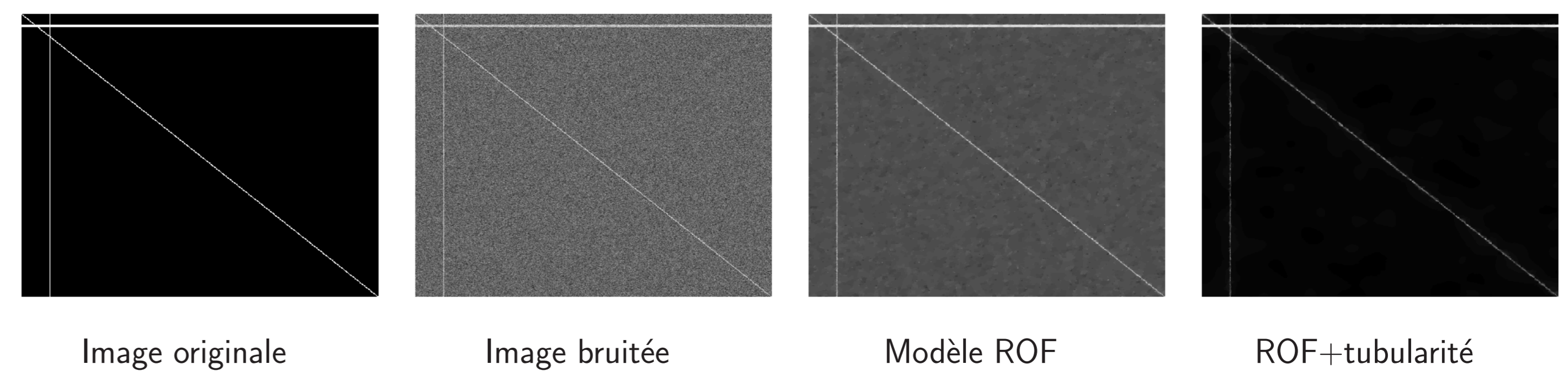
- $R_A = \left| \frac{\gamma_2}{\gamma_3} \right|$  discrimine les structures planaires et tubulaires
- $R_B = \frac{|\gamma_1|}{\sqrt{|\gamma_2 \gamma_3|}}$  discrimine les structures isotropes (blob) et le bruit
- $S = \sqrt{\sum_i \gamma_i^2}$  évalue le niveau de bruit du voisinage



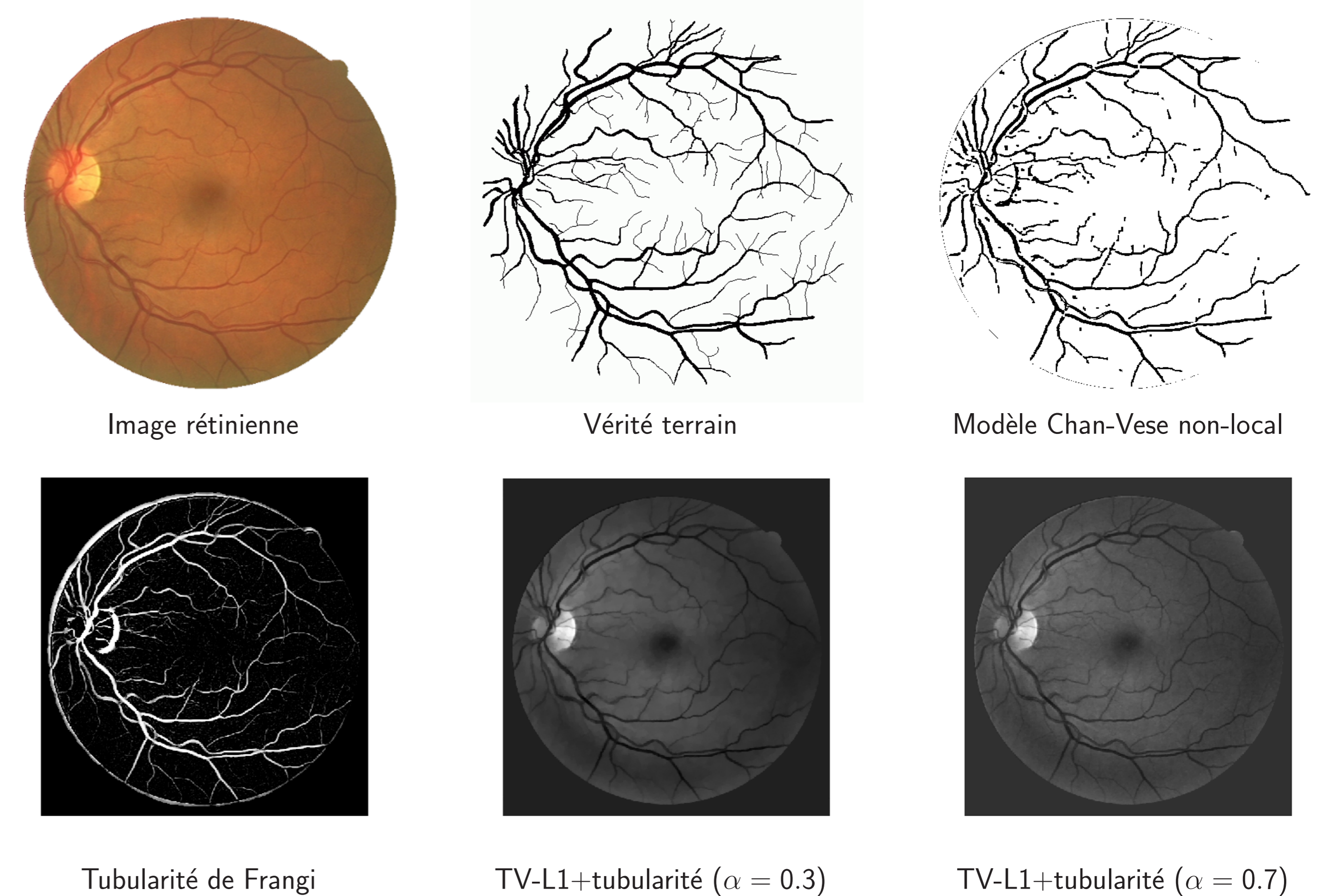
## Modèle hybride

$$\lambda = \lambda_{reg} + (1 - \alpha)\mathcal{V}(x)$$

- $\lambda_{reg}$  : paramètre de régularisation
- $\mathcal{V}(x)$  : tubularité de Frangi
- $\alpha \in [0, 1]$  : pondération entre régularisation et tubularité



## Résultats de segmentation

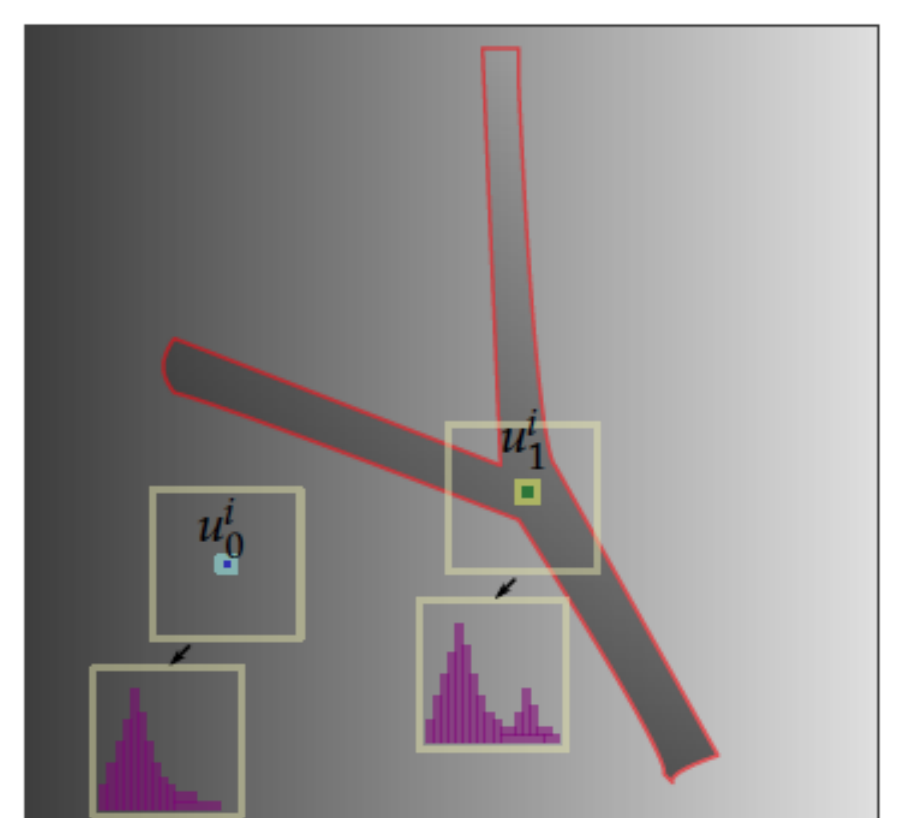


## Perspectives

- Inclure le modèle de Chan-Vese [Jeziarska, 2014]

$$\text{Fidélité} = \int_{\Omega} \underbrace{\|u\|^2 \|u_1 - f\|^2}_{\text{région d'intérêt}} + \underbrace{\|1 - u\|^2 \|u_0 - f\|^2}_{\text{fond}} dx$$

- Tests sur le réseau vasculaire cérébral 3D



<sup>1</sup> Cette recherche est financée en partie par l'Agence Nationale de la Recherche (Référence projet ANR-12-MONU-0010)