

# Segmentation d'Images multi-canal de résonance magnétique T2 avec morphologie mathématique multidimensionnelle

WUILLIAN TORRES<sup>1,2</sup>, MIGUEL MARTÍN-LANDROVE<sup>3,4</sup>, MARCO PALUSZNY<sup>5</sup>, GABRIEL PADILLA<sup>2</sup>, GIOVANNI FIGUEROA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Ingeniería, Centro de Procesamiento Digital de Imágenes, Sartenejas, Caracas, Venezuela

<sup>2</sup> Universidad Central de Venezuela, Laboratorio de Computación Gráfica y Geometría Aplicada  
Fac. de Ciencias, Escuela de Matemática, Paseo Los Ilustres, AP 20513, Caracas 1020-A, Venezuela.

<sup>3</sup> Universidad Central de Venezuela, Centro de Física Molecular y Médica.  
Fac. de Ciencias, Escuela de Física, Paseo Los Ilustres, AP 20513, Caracas 1020-A, Venezuela.

<sup>4</sup> Centro de Diagnóstico Docente, Las Mercedes, Caracas, Venezuela

<sup>5</sup> Universidad Nacional de Colombia, Escuela de Matemática, Sede Medellín, Colombia

[wtorres@fii.org](mailto:wtorres@fii.org), [mglmrtn@gmail.com](mailto:mglmrtn@gmail.com), [marcopaluszny@gmail.com](mailto:marcopaluszny@gmail.com),  
[gabriel.31416@gmail.com](mailto:gabriel.31416@gmail.com), [giofigure@yahoo.com](mailto:giofigure@yahoo.com)

**Résumé** - Cet article propose une méthode pour la segmentation d'images du cerveau avec la présence de tumeurs, obtenues par résonance magnétique pondérée en T2. La méthodologie utilise une technique dérivée de la morphologie mathématique multidimensionnelle pour identifier des tissus qui pourraient être atteints de pathologies souscliniques difficiles à discerner par le médecin traitant. Des opérateurs morphologiques vectoriels sont établis avec comme critère d'ordonnement l'ordre réduit et l'ordre lexicographique. Les opérateurs de dilatation et érosion sont définis, et à partir du gradient morphologique une segmentation spatiale est obtenue par la méthode de la ligne de partage d'eaux. Finalement, les pixels représentant les segments sont rassemblés par regroupement hiérarchique afin de réduire le nombre de segments à une quantité adéquate.

**Abstract** - A method for T<sub>2</sub>-weighted tumor image segmentation based on vector mathematical morphology techniques is proposed for tissue classification towards a possible assessment of subclinical pathology. For image segmentation, vector morphological operators are defined that use as ordering criteria a reduced order followed by a lexicographic order. Using dilation and erosion operators so defined, a morphological gradient operator is determined and spatial image segmentation is performed by watershed operations. For each segment, a characteristic vector pixel is determined by a modified vector median allowing for tissue characterization, i.e., segments with similar vector pixels correspond to similar tissues. Finally, vector pixels coming from different segments are grouped by means of hierarchical grouping until a radiological relevant number of tissues is obtained.

## 1 Introduction

Les séquences d'images de résonance magnétique nucléaire (IRM) pondérées T2 caractérisent les tissus présents dans l'organe sujet à une étude. Les IRM-T2 permettent de mesurer un temps de relaxation lié à la présence de liquide dans le tissu [1]. Plus ce temps est long et plus le tissu contient de liquide, condition qui dans certains cas est associée aux œdèmes ou tumeurs. Dans ce travail, on propose une méthodologie pour mettre en évidence la présence de tissus avec différents stades d'affectation qui permettrait d'indiquer son évolution au médecin traitant.

Dans notre cas, les images à traiter correspondent à une séquence de huit images du cerveau qui mesurent la relaxation du volume associé à chaque pixel. La figure 1 montre la première obtenue à 44ms (en haut à gauche) et la dernière image de la séquence obtenue à 352ms (en haut à droite); les pixels avec un niveau de gris élevé dans toutes les images correspondent à des tissus avec un temps de relaxation long associé à la présence de liquide. Par contre, les pixels avec un niveau faible à la fin de la série identifient les tissus les plus denses. La figure 1 en bas montre la relaxation des pixels indiqués

sur l'image en haut à gauche qui appartient à différents types de tissus. [2]

On commence par présenter les fondements des opérateurs morphologiques vectoriels utilisés, dilatation et érosion, de façon à ce qu'ils soient adaptés aux propriétés physiques des IRM. La segmentation de l'image est atteinte en deux phases; premièrement, une segmentation spatiale obtenue avec l'opérateur morphologique de ligne de partage des eaux (LPE), deuxièmement le groupement des relaxations jusqu'à obtenir une quantité adéquate de classes qui permette d'identifier les tissus objets de l'étude. [3]

## 2 Filtrage préliminaire

Les IRM sont atteintes par le bruit Rayleigh qui se manifeste par des pixels qui ne suivent pas une réponse exponentielle décroissante. Un filtrage préliminaire agit itérativement sur les pixels qui n'ont pas une réponse décroissante en remplaçant les valeurs avec bruit par la moyenne entre deux valeurs successives. La figure 2 montre l'aspect d'un pixel qui est atteint par le bruit avant et après le filtrage.

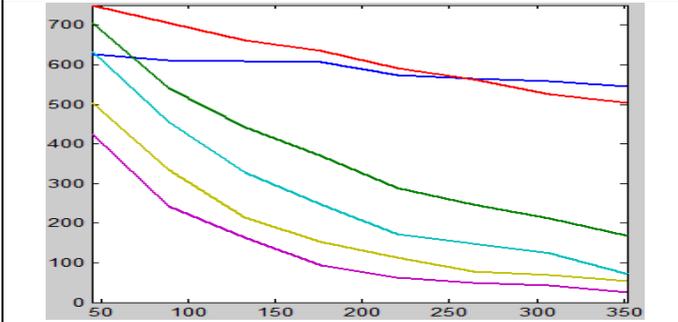
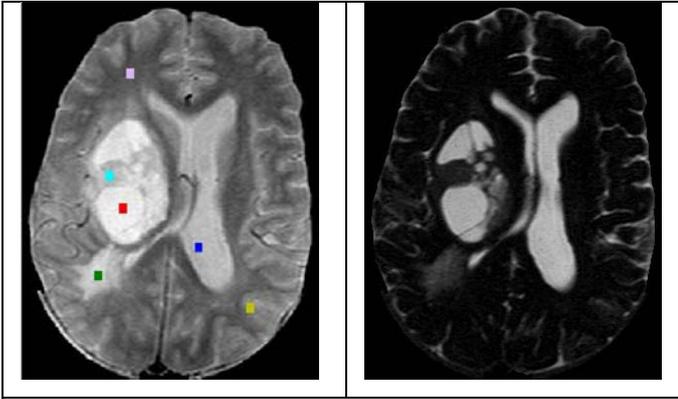


Figure 1 En haut : première et dernière images d'une séquence de huit obtenues par résonance magnétique T2. En bas, relaxation de quelques pixels.

La figure 3 représente le temps de relaxation estimé, les temps plus élevés correspondent au liquide céphalorachidien.

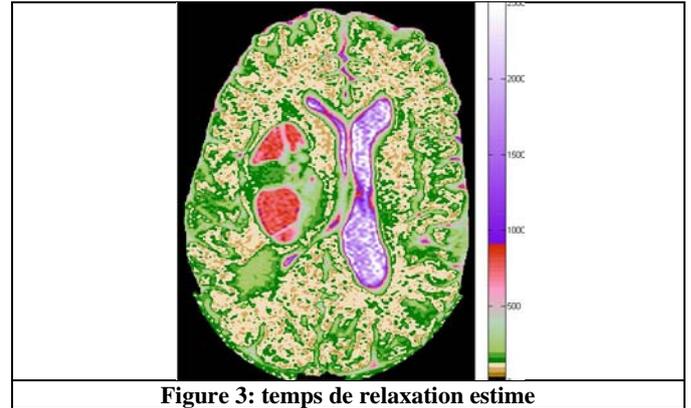


Figure 3: temps de relaxation estime

### 3.2 Morphologie mathématique multidimensionnelle

Pour définir les opérateurs morphologiques multidimensionnels, il est nécessaire d'établir une relation d'ordre parmi les pixels vectoriels; on propose l'utilisation d'une combinaison d'un ordre réduit avec un ordre lexicographique. [4]

L'ordre réduit donne priorité au temps de relaxation, suivi d'un ordre lexicographique des composantes du pixel en partant de  $p_N$  jusqu'à  $p_1$ . L'équation 2 résume le procédé suivi. Soit  $p$  et  $q$  deux pixels multidimensionnels, et soit  $p_{T_2}$  et  $q_{T_2}$  leur temps de relaxation respectif,

$$p = [p_1 \ p_2 \ \dots \ p_N]; p_{T_2} \quad q = [q_1 \ q_2 \ \dots \ q_N]; q_{T_2}$$

$$p > q \text{ si } \begin{cases} p_{T_2} > q_{T_2} \\ \text{ou} \\ p_{T_2} = q_{T_2} \text{ et } p_N > q_N \\ \text{ou} \\ \cdot \\ \cdot \\ p_{T_2} = q_{T_2}, p_N = q_N, \dots, p_2 = q_2 \text{ et } p_1 > q_1 \end{cases} \quad (2)$$

## 3 Segmentation spatiale

Le caractère vectoriel des pixels des IRM T2 oblige à définir une méthode pour les ordonner et ainsi pouvoir définir les opérations morphologiques. La méthode proposée est un ordre lexicographique que prend en compte d'abord une valeur estimée du temps de relaxation T2, et ensuite les valeurs qui composent le pixel.

### 3.1 Estimation du temps de relaxation

Le temps de relaxation est estimé par la moyenne des différences successives des composantes du pixel. Soit un pixel  $p = [p_1 \ p_2 \ p_3 \ p_4 \ \dots \ p_N]$  où chaque élément  $p_i$  est obtenu par échantillonnage de période T. On approche la relaxation par une exponentielle décroissante et le temps de relaxation T2 peut être estimé par la moyenne du logarithme des quotients entre deux valeurs successives des composantes du pixel:

$$p = Ae^{-\frac{t}{T_2}} \quad ; \quad t = [T \ 2T \ 3T \ 4T \ \dots \ NT]$$

$$T_2 \approx T \left[ \frac{1}{N-1} \sum_i \left( \frac{1}{\ln(p_i) - \ln(p_{i+1})} \right) \right] \quad (1)$$

Les opérations morphologiques d'érosion et de dilatation sont définies respectivement par le minimum et le maximum des pixels voisins du pixel traité. Ce voisinage est défini par un ensemble de forme géométrique simple appelé élément structurant. Etant donné que la dilatation et l'érosion sont aussi des images multidimensionnelles, le gradient est obtenu par la norme de la soustraction entre la dilatation et l'érosion, en utilisant comme élément structurant un carré 3x3, la figure 4 à gauche montre le gradient.

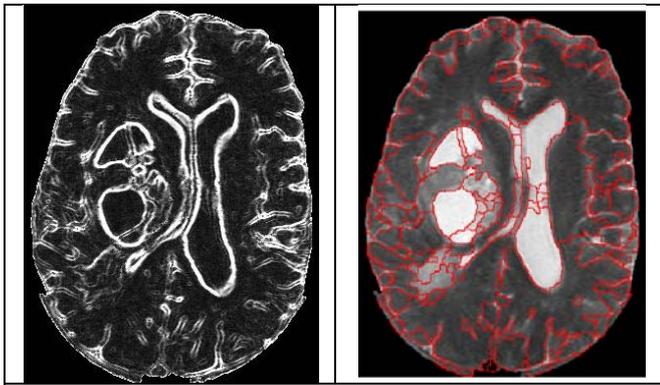


Figure 4: à gauche gradient ; segmentation spatial à droite

### 3.3 Segmentation par la ligne de partage des eaux

La segmentation par la LPE permet d'identifier sur l'image du gradient les zones uniformes qui sont associées à des pixels appartenant au même type de tissu. Pour segmenter l'image, on détermine les minima les plus importants qui sont imposés au gradient et avec l'algorithme de segmentation par LPE, on obtient les frontières entre les régions homogènes présentes dans l'IRM. Dans la figure 4 à droite, les frontières des segments sont superposées à une des images. Le choix du seuil pour établir les minima est fait de façon à ce que la quantité de segments ne soit pas trop élevée, en tout cas, dans l'étape suivante leur nombre va être réduit en regroupant les segments similaires.

## 4 Groupement des relaxations

Etant donné la diversité de segments obtenus, il s'avère nécessaire de réduire son nombre jusqu'à obtenir une quantité qui soit représentative des tissus présents dans l'IRM. Pour cela, on cherche les segments correspondant au même type de tissu; en premier lieu, chaque segment est représenté par une unique courbe de relaxation et ensuite les segments sont regroupés en fonction de la distance entre leurs courbes de relaxation.

### 4.1 Courbe de relaxation des segments

L'hypothèse de départ est que chaque segment est composé essentiellement par un seul type de tissu qui va être caractérisé par une relaxation unique. Celle-ci est obtenue par la médiane vectorielle des pixels dans le segment, mais à cause du bruit, dans certains cas, les résultats obtenus ne sont pas acceptables. Pour cette raison, on a rejeté itérativement les pixels du segment qui sont les plus éloignés de son centroïde jusqu'à obtenir un pourcentage établi. La médiane vectorielle des pixels restants va représenter la relaxation du segment, on obtient ainsi une signature pour chaque segment. [5][6]

### 4.2 Regroupement des segments

Etant donné que beaucoup de segments obtenus possèdent une signature très proche, ils vont se regrouper en fonction de leur distance jusqu'à obtenir un nombre réduit qui mette en évidence la présence de tissus qui pourraient présenter des pathologies

souscliniques, en plus des tissus normalement présents dans l'image. Par sa simplicité, la méthode choisie pour le regroupement est la méthode hiérarchique. [7]

## 4.3 Résultats

Le médecin peut choisir de façon itérative le nombre de tissus jusqu'à obtenir des résultats satisfaisants. Il peut aussi choisir un paramètre qui lui permette de modifier le nombre de groupes dans un rang particulier des temps de relaxation. La figure 5 à gauche montre la segmentation obtenue avec 15 tissus, et à droite la courbe de relaxation pour chacun d'eux.

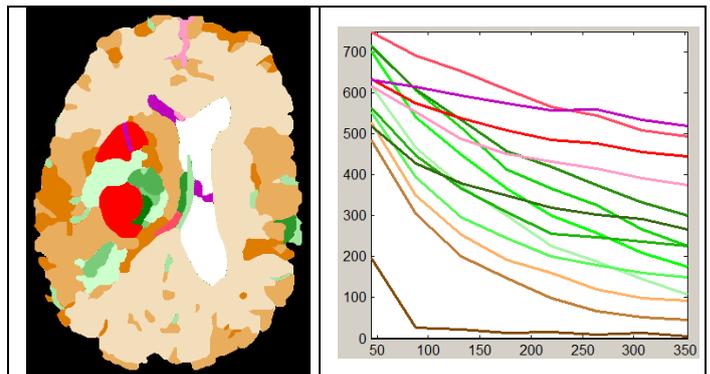


Figure 5: à gauche image segmentée avec 15 tissus ; à droite la courbe de relaxation correspondante

## 5 Conclusion

L'image segmentée montre que la méthode proposée met en valeur les tissus qui possèdent un temps de relaxation plus élevé, ce qui est associé à la présence de liquide dans les tissus tumoraux ou avec œdème. Cette recherche a pour but la détection de pathologies sous-cliniques, qui parfois sont difficiles à discerner par le médecin traitant. Ces résultats sont en cours de validation avec des images IRM T2 d'autres patients.

## 6 Références

- [1] L. Landini. Advance Magnetic Image in Resonance Processing Imaging, Taylor & Francis. (2005)
- [2] W. Torres, M. Martín, M. Paluszny, G. Figueroa, G. Padilla. Tumor segmentation of multi-echo MR T2-weighted images with morphological operators. SPIE Medical Imaging. (2009).
- [3] P. Soillet. Morphological Image Analysis. Springer. (2004)
- [4] E. Aptoula, S. Lefevre. On lexicographical ordering in multivariate mathematical morphology. Pattern Recognition Letters 29 (2008) 109–118.
- [5] A. Evans aet X. Liu. A Morphological Gradient Approach to Color Edge Detection. IEEE transactions on image processing, vol. 15, june 2006.
- [6] B. Smolka, M. Perczak. Generalized Vector Median Filter. 5th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (2007)
- [7] E. Duda, P. Hart. Pattern Classification. John Wiley & Sons. 2001