

Chapitre V

*Performance de la méthode
Level set sans réinitialisation
et la méthode local region
based dans l'extraction de
contour d'une pathologie
cérébrale*

V.I Introduction

La recherche dans l'étude du cerveau humain est un sujet de forte actualité, du fait d'une compréhension de son fonctionnement encore incomplète et de la mise en œuvre de nouveaux systèmes informatiques de plus en plus puissants avec l'évolution des techniques d'imagerie. L'une des modalités d'imagerie les plus couramment utilisées qui permet d'aborder ce sujet, à laquelle nous nous sommes intéressées dans le cadre de ce travail, est l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), qui est devenue un outil indispensable pour tout examen clinique. En est fait, elle permet l'acquisition d'images bidimensionnelles ou tridimensionnelles sur lesquelles différents contrastes sont possibles ainsi qu'à la réalisation d'études du cerveau aussi bien anatomiques que fonctionnelles.

V.2 Quelques notions d'anatomie cérébrale

V.2.1 Le cerveau

Le cerveau consiste la partie la plus volumineuse du système nerveux central. Il est composé de deux hémisphères séparés par la scissure inter-hémisphérique, reliés par le corps calleux, le thalamus et l'hypothalamus. Le cerveau est constitué de deux substances (ou matières) : la matière blanche et la matière grise, les deux substances baignent dans le liquide céphalo-rachidien (Figure V.1)

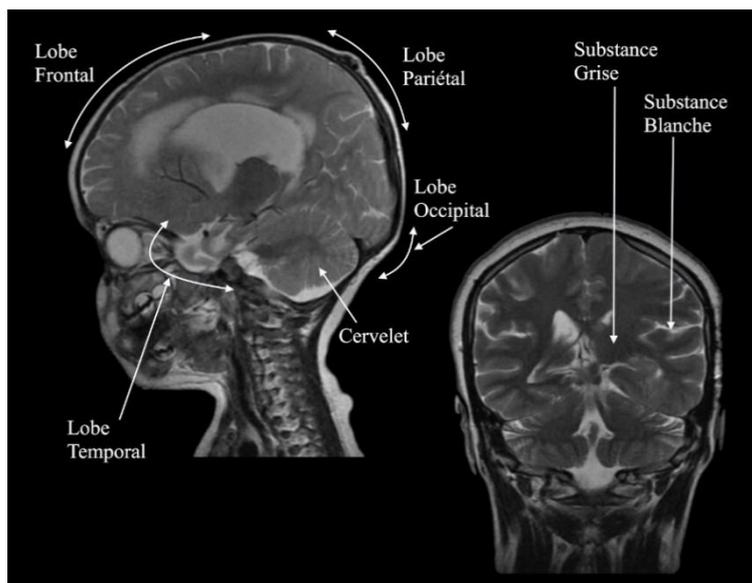


Figure V.1 : Schéma d'un cerveau humain. Vue sagittale à gauche. Coronale à droite.

- **La matière blanche**

La matière blanche se situe dans la partie interne du cerveau. Elle correspond à la gaine de myéline qui recouvre les axones des neurones pour en accélérer la conduction.

- **La matière grise**

On distingue plusieurs structures composées de matière grise tel que le cortex et les noyaux gris centraux. La matière grise est le siège de l'activité cérébrale car elle est essentiellement composée de neurones.

- **Le liquide céphalo-rachidien**

Le liquide céphalo-rachidien entoure le cerveau et remplit les ventricules. Il remplit des fonctions importantes dans les échanges entre le sang et les tissus nerveux. Il permet aussi de protéger le cerveau des chocs en jouant le rôle d'amortisseur.

V.3 Comprendre le cerveau par l'image

L'image est un outil très utilisé dans le domaine de la médecine. Les progrès réalisés dans le domaine des technologies d'imagerie médicale permettent actuellement de visualiser des processus biologiques au sein même des organismes vivants.

La résonance magnétique (IRM) qu'elle soit anatomique ou fonctionnelle, les rayonnements X, l'émission de positons (TEP) ou encore les ultrasons sont autant de techniques au service des médecins et biologistes pour explorer un corps in vivo. **[LAG, 10]**

Au moment où la recherche sur le cerveau est à un stade crucial, ces progrès vont ouvrir de nouveaux champs qui permettront de développer des stratégies thérapeutiques innovantes et de renouveler totalement notre compréhension des maladies cérébrales. L'imagerie cérébrale (dite aussi neuro-imagerie) rend possible de nos jours toujours, l'observation du cerveau humain de façon de plus en plus fine, ses techniques convoitent aussi à :

- Cartographier de plus en plus précisément les fonctions cérébrales cognitives.
- Comprendre le mode de traitement de l'information dans le cerveau.
- Appréhender les pathologies cérébrales.

Il existe trois types d'imagerie cérébrale, la neuro-imagerie anatomique (ou structurelle), la neuro-imagerie fonctionnelle, et l'imagerie de diffusion. La première notion sera abordée dans le cas particulier de l'IRM dans les paragraphes qui suivent.

V.3.1 Observation du cerveau

On peut observer le cerveau grâce à des coupes bidimensionnelles selon plusieurs angles de vue. Il existe trois axes anatomiques qui permettent de réaliser les coupes : axiale, sagittale et frontale (Figure V.2).

- Coupe axiale (ou transverse) : Elle correspond à un plan perpendiculaire aux coupes Frontale et sagittale.
- Coupe sagittale : Il s'agit de vues latérales du cerveau, correspond ainsi à un plan perpendiculaire aux coupes axiale et Frontale.
- Coupe frontale (ou coronale) : Elle est acquise sur le plan perpendiculaire aux coupes axiale et sagittale.

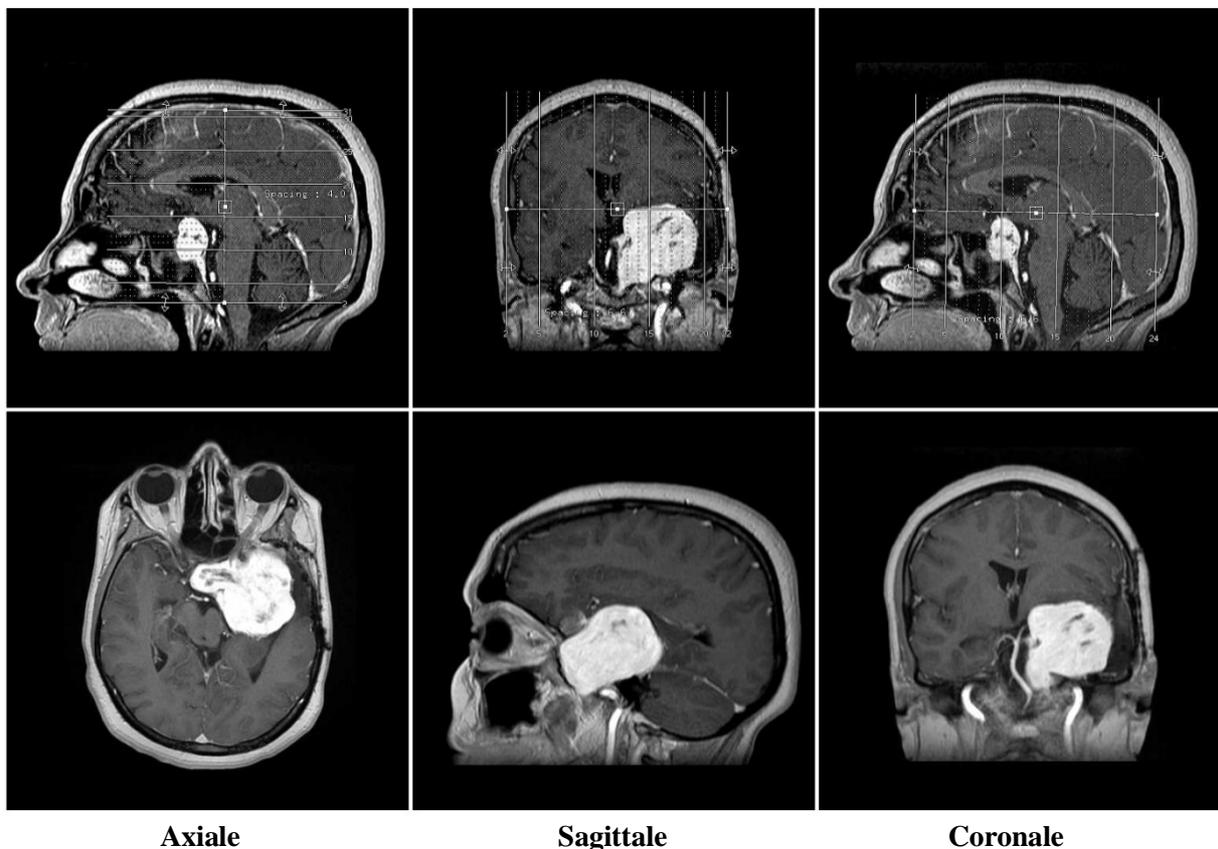
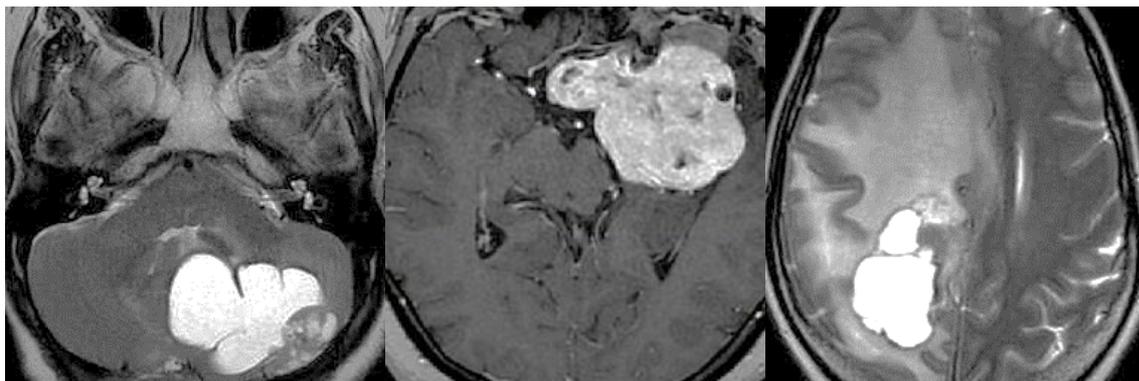


Figure V.2 : Les trois axes de coupe pour la visualisation du cerveau.

V.4 Interprétation des résultats

Afin de réaliser une étude complète sur les contours actifs, nous avons essayé d'appliquer ce type de méthodes sur des images médicales prise avec un scanner à résonance magnétique (IRM) de 1,5 tesla. Le but étant de pouvoir extraire une pathologie cérébrale de l'ensemble du cerveau grâce à ce type de méthode.

Les méthodes étudiées respectivement : la méthode Level set sans réinitialisation et la méthode Local region based étudiées dans le chapitre précédent, sont appliquées sur trois images de coupes axiales prises de trois cas cliniques différents (Figure V.3). Ces images d'IRM illustrent des cas réels de différents types de pathologie cérébrale mise en œuvre au centre d'imagerie Médicale Dr Ali Boukhatmi Située à Oran.



(a) (b) (c)

Figure V.3 : Représentation des trois cas de pathologie étudiés

Figure V.3.a présente une coupe axiale en pondération T2 d'un processus tumoral de la fosse temporale de la loge caverneuse gauche du crâne. La figure V.3.b prise en pondération T1 Avec injection de produit de contraste, illustrent une formation expansive peu oedémogène modérément compressive de l'hémisphère cérébelleux gauche à composante kystique et tissulaire. La figure V.3.c aussi en pondération T2 porte sur un processus lésionnel solido kystique fronto-pariétal droit.

Les deux algorithmes ont été compilés avec un processeur dual-core à 3,4 Ghz. La méthode Level Set sans réinitialisation ainsi que la méthode d'approche région locale débutera par une initialisation de la courbe C sous la forme d'un rectangle, (figure V.4).

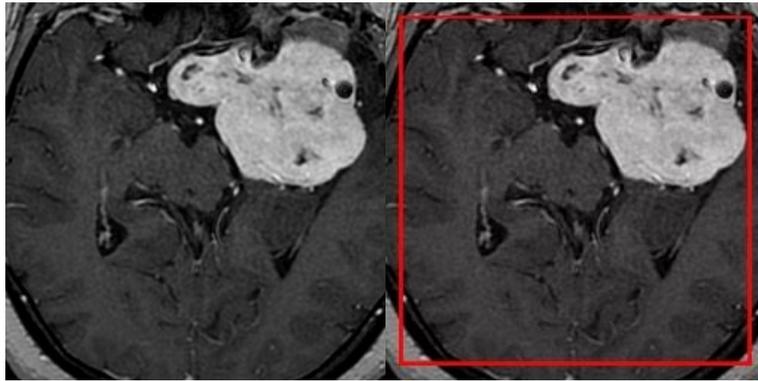
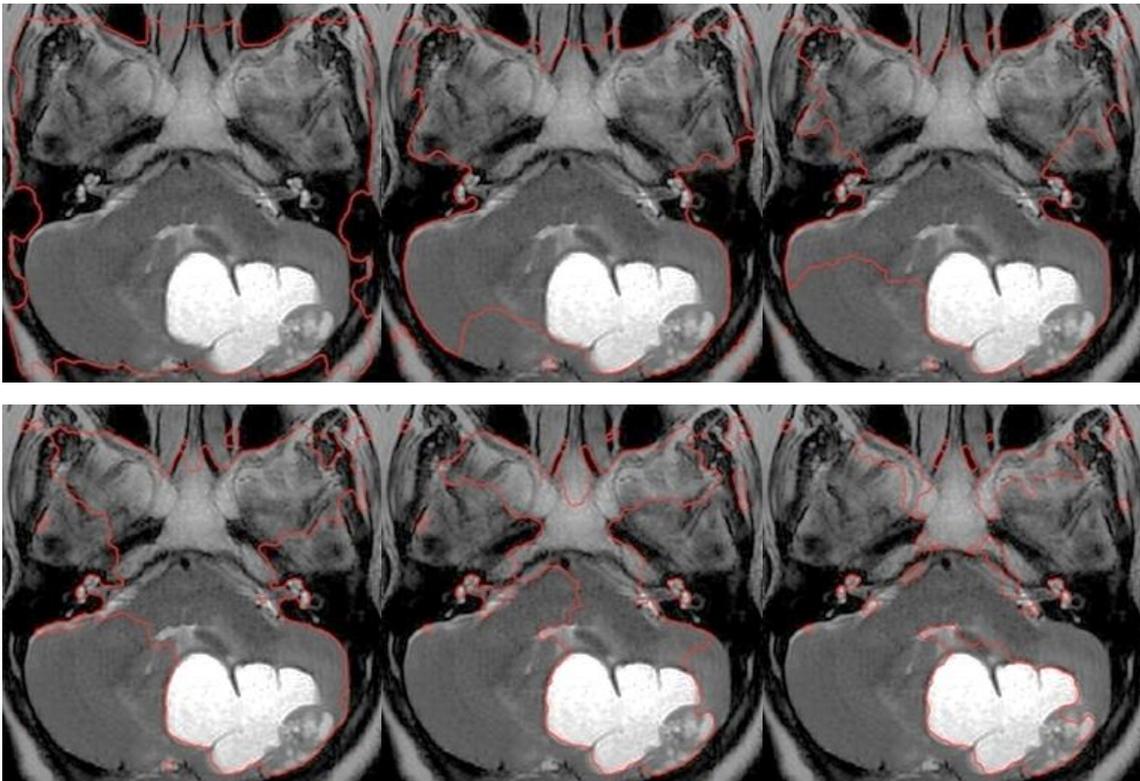
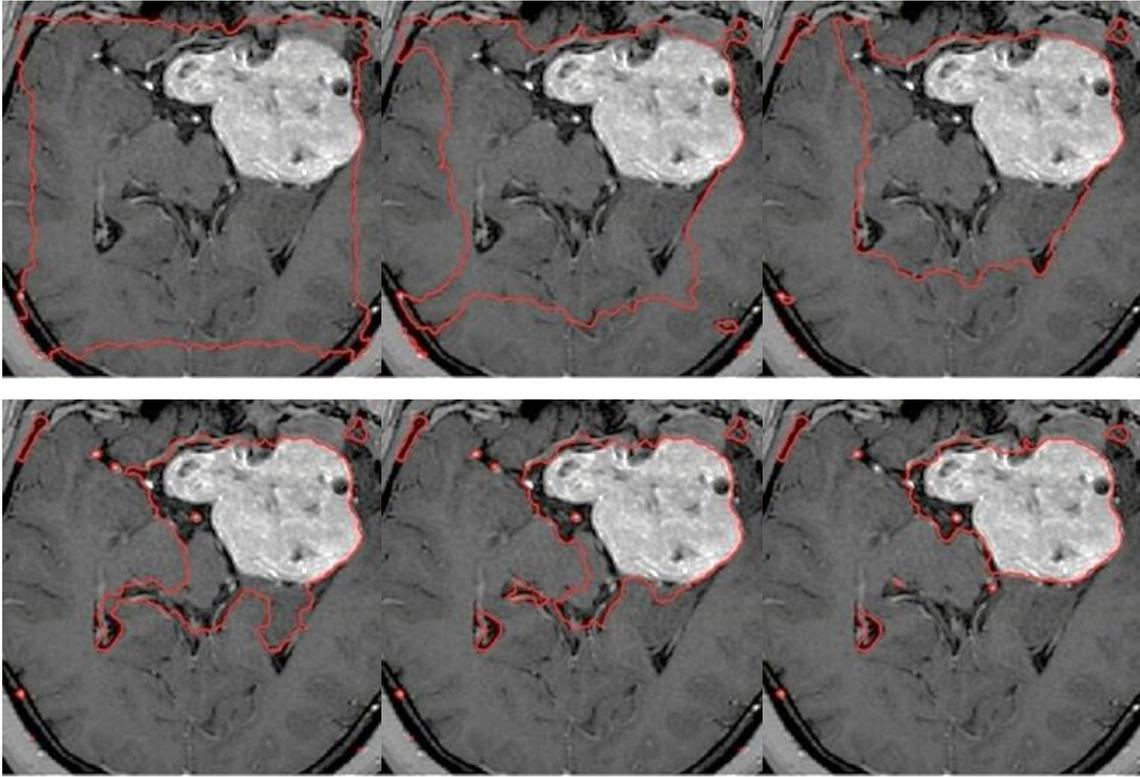


Figure V.4 : Initialisation de la courbe C

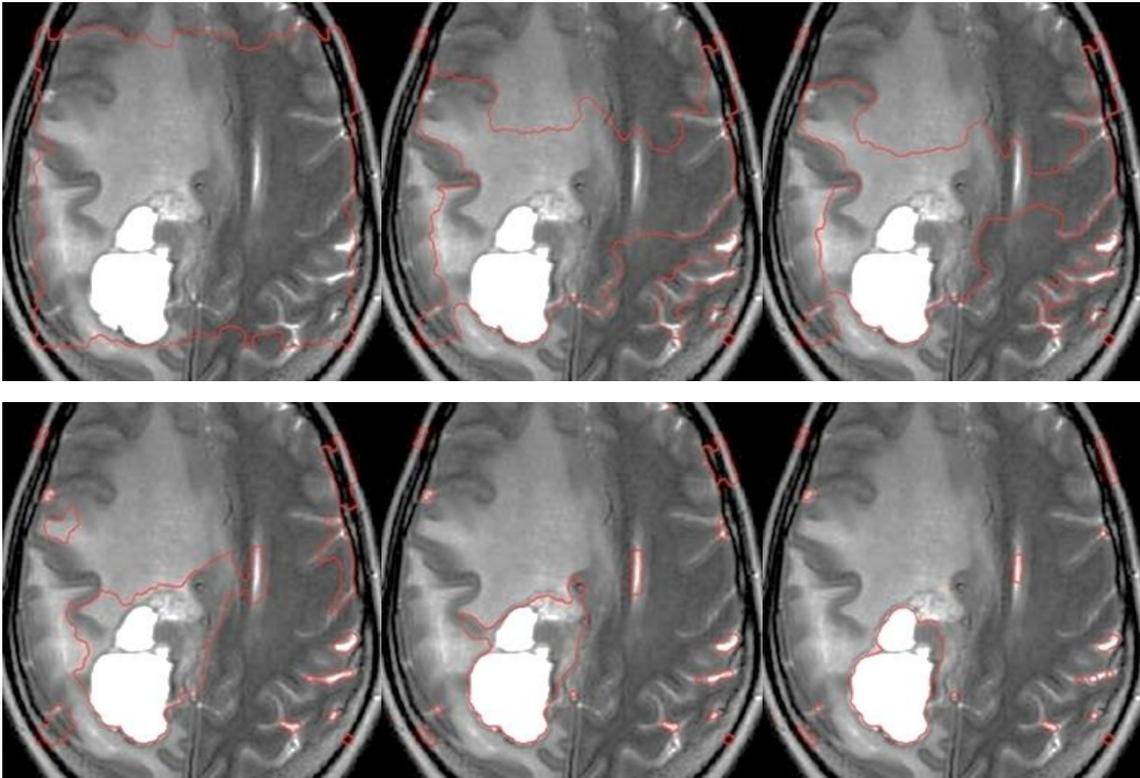
La Figure V.5 donne les résultats obtenus par la méthode des level-set sans réinitialisation pour un certain nombre d'itérations de 1500, le temps de calcul pour les trois cas est respectivement 138s, 145s et 150s.



(a) 1500 iteration, Temps : 138s



(b): 1500 iteration, Temps: 145s

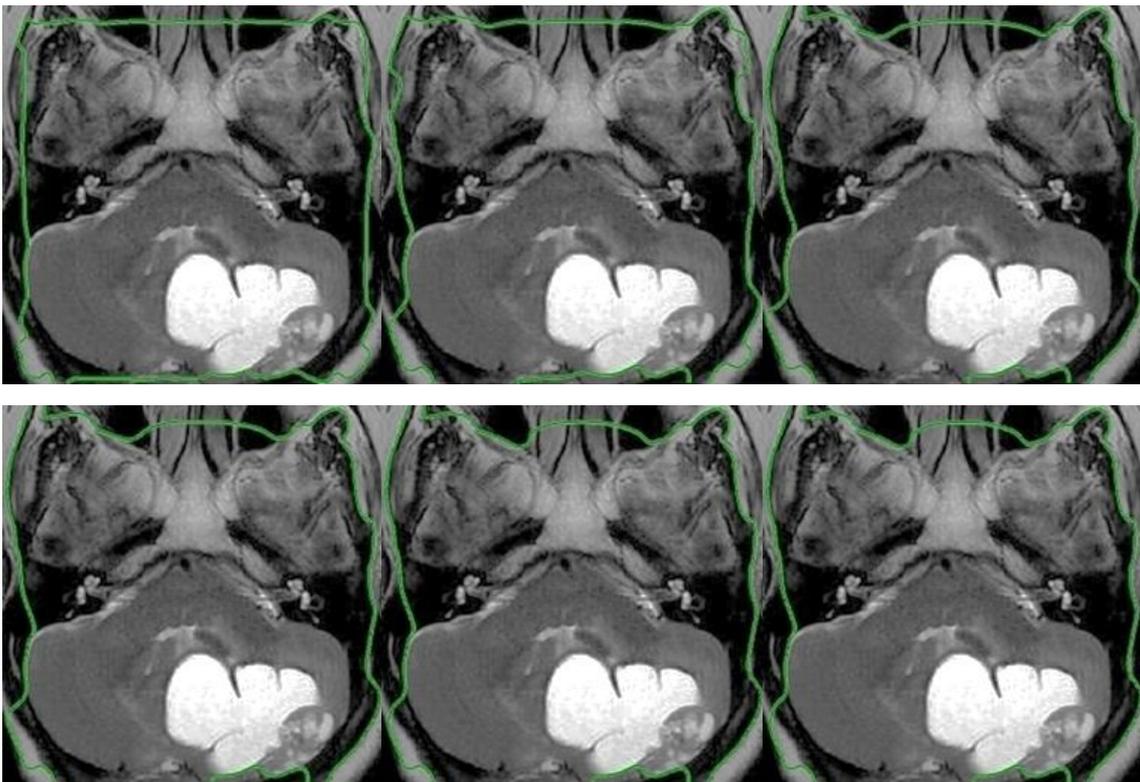


(c) : 1500 iteration, Time : 150 s

Figure V.5 : Evolution de la méthode Level Set sans réinitialisation.

Nous pouvons facilement remarquer que le contour de la courbe initiale épouse parfaitement la forme de la pathologie. Le temps de calcul pour la détection finale de la pathologie augmente en fonction de la complexité de la maladie.

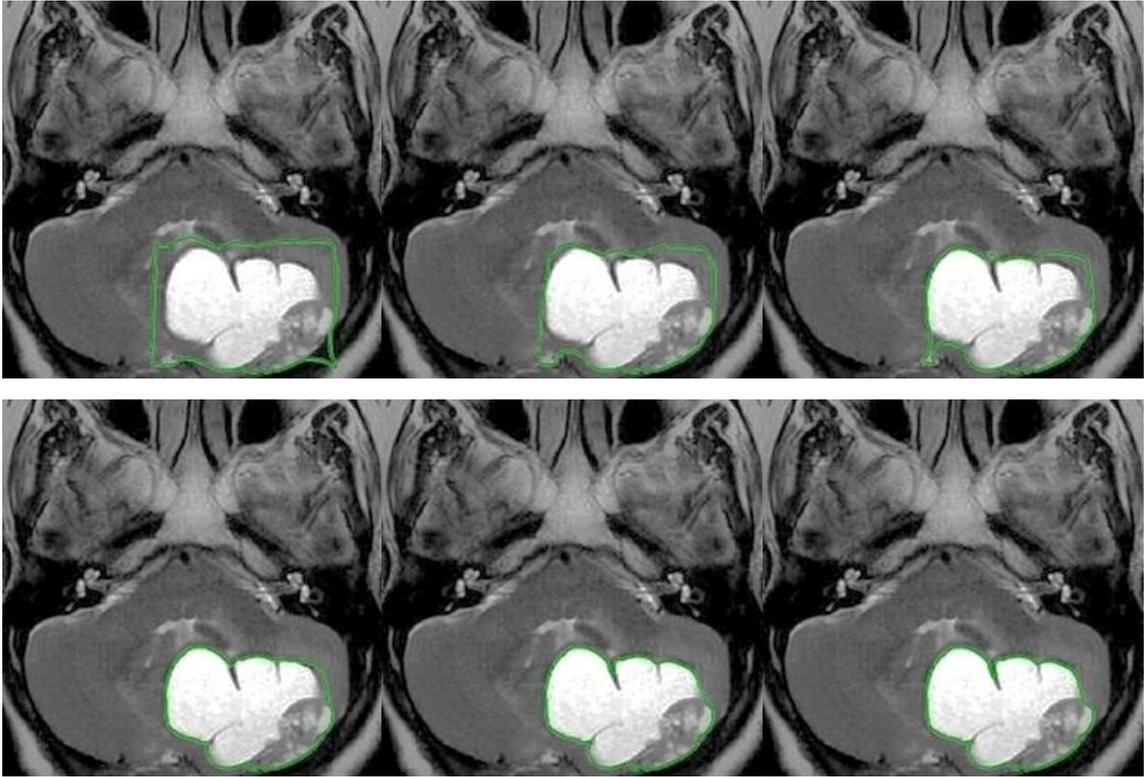
Figure V.6 et V.7 donnent les résultats obtenus par la méthode d'approche région locale. Cette fois encore, le contour de la courbe initiale prend la forme du contour de la pathologie plus précis que la méthode précédente.



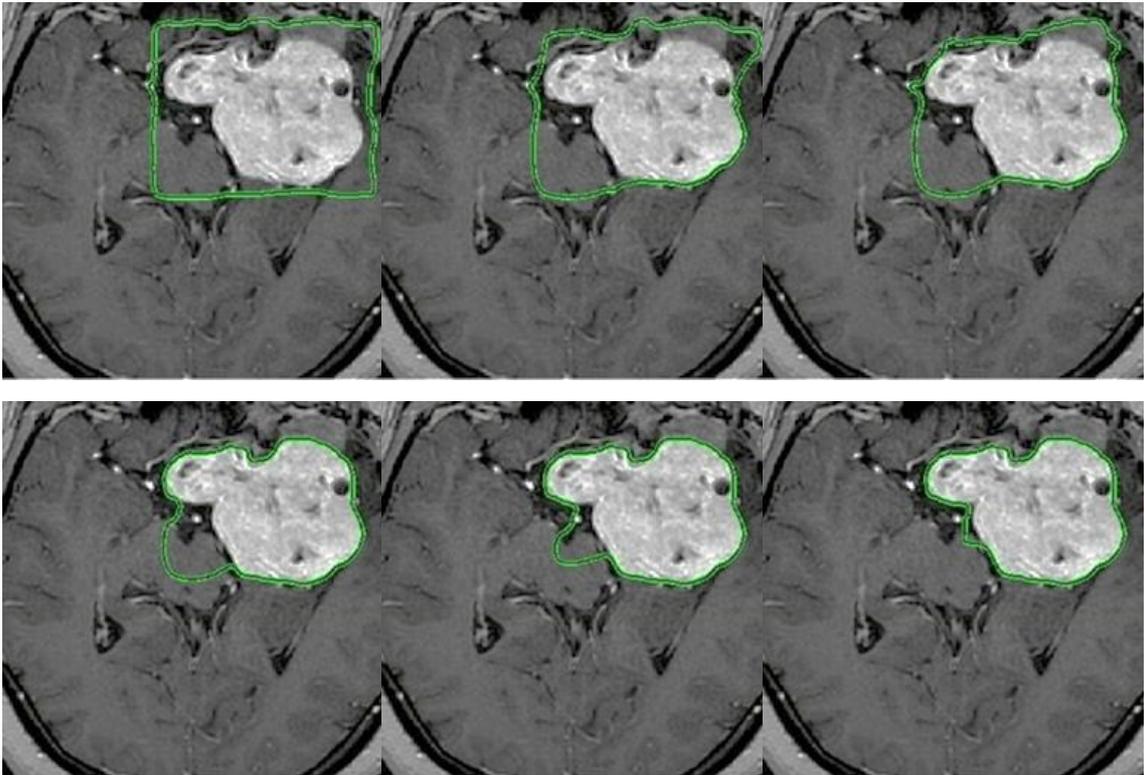
Itération : 3000, Time : 740 s

Figure V.6 : Evolution de la méthode Local Region Based sur toute l'image

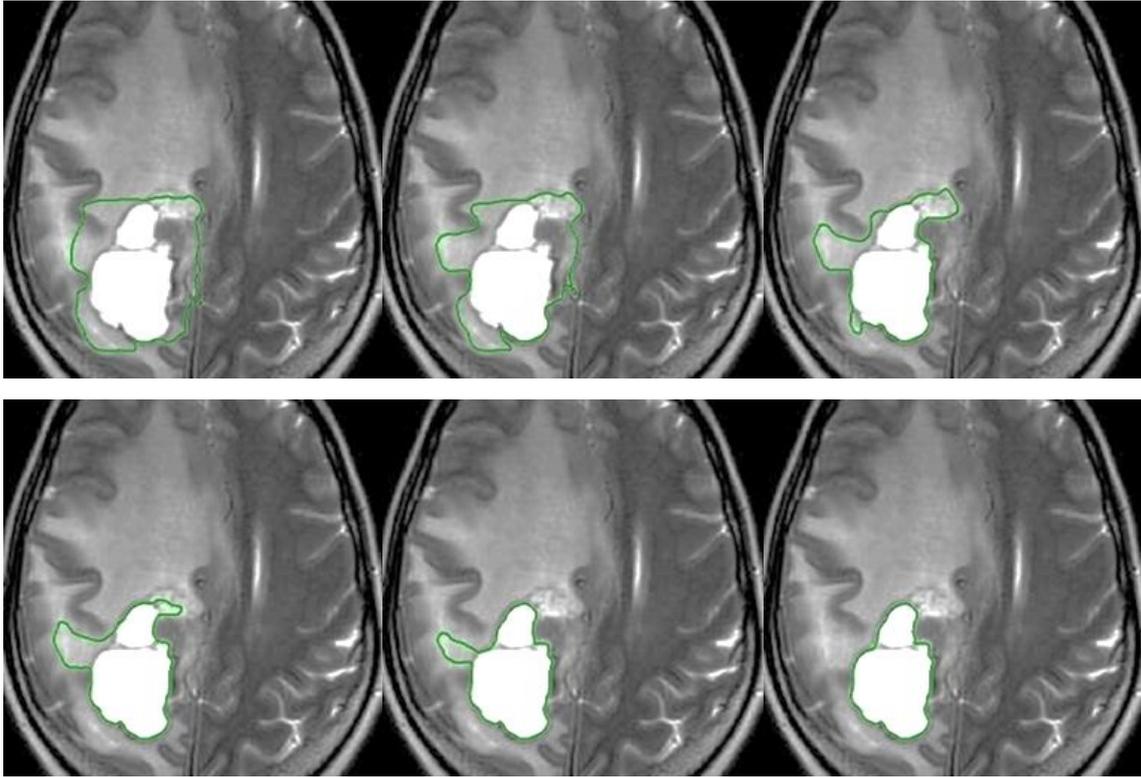
Dans la Figure V.6, le nombre d'itérations est de 3000 qui est plus élevée par rapport au premier procédé, ce qui augmente le temps de calcul de 740 secondes. La courbe initiale C ne peut pas entourer la pathologie malgré un grand nombre d'itérations. Ceci est due à la complexité de l'information contenue dans l'image. Ce temps peut être réduit si l'algorithme est appliqué directement près de la pathologie. Cependant, sur la figure V.7, la courbe C est initialisée adjacente de la maladie, cette solution donne de très bons résultats, car elle parvient à entourer parfaitement la maladie. Avec un nombre d'itérations de 500, soit six fois moins réduit.



(a) Itération : 500, Time : 105



(b) Itération: 500, Time: 165 s



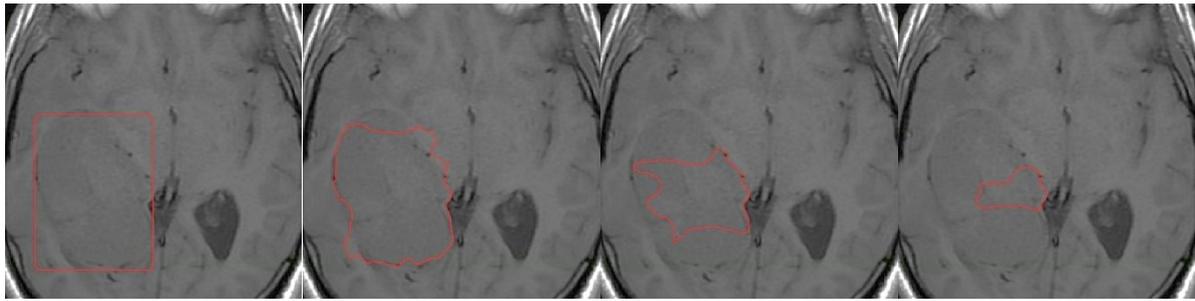
(c) Itération : 500, Time : 141 s

Figure V.7 : Evolution de la méthode Local Region Based à proximité de la pathologie

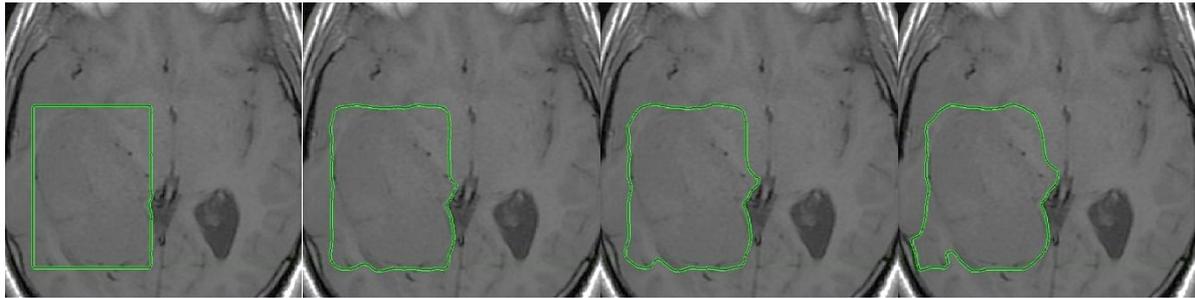
V.5 détection de contour de la pathologie pour des images à faible contraste

Jusqu'à présent, les deux algorithmes ont été testés sur des images très contrastées, où la pathologie est visible. Les applications présentées dans cette section sont appliquées aux images à faible contraste, les images sont prises par résonance magnétique pondérée en T1 avant et après avoir injecté un produit de contraste. Figure V.8 et Figure V.9 montrent les images cérébrales d'un patient qui souffre d'un processus tumoral de la jonction ventriculaire droite peuvent évoquer un méningiome.

La figure V.8 montre les résultats obtenus par les deux algorithmes avant l'injection du produit de contraste. L'algorithme de la méthode Level Set n'arrive pas à détecter les bords de la pathologie. La courbe d'évolution converge vers la partie intérieure de l'image jusqu'à ce qu'elle disparaisse complètement.



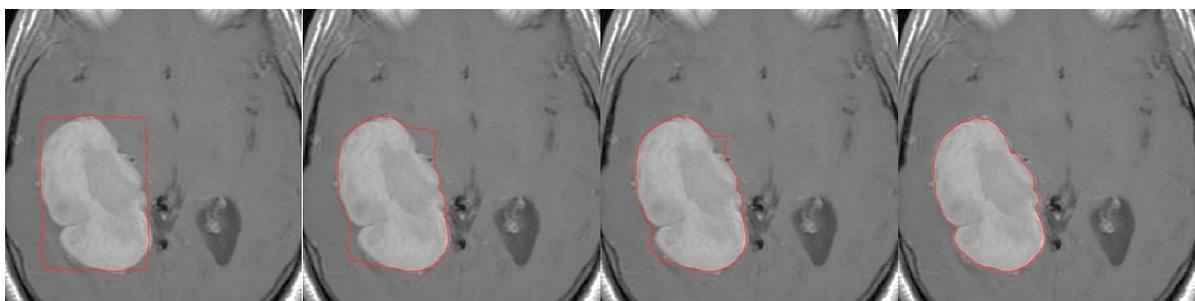
a) Level set method without re-initialization



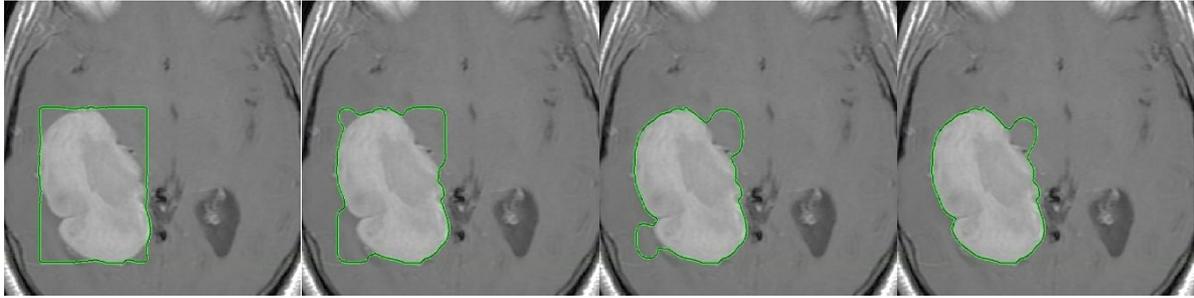
b) Local region based method

Figure V.8 : Détection de la pathologie sans injection de produit de contraste

Par contre, l'algorithme de la méthode des régions locales basée parvient difficilement à entourer la pathologie, cela est dû à l'initialisation de la courbe d'évolution au bord de la pathologie. La figure V.9 indique que la pathologie est facilement détectée par les deux méthodes utilisées dans cette étude après injection de produit de contraste, sachant que ce produit (gadolinium) est un agent de contraste radiologique avec des propriétés opacifiantes prescrites pour un examen IRM



a) Level set method without initialization



b) Local region based method

Figure V.9 : Détection de la pathologie avec injection de produit de contraste

Dans cette section, nous pouvons dire que la méthode level set sans réinitialisation et la méthode local region based sont performantes et offrent une bonne localisation de la pathologie avec injection de produit de contraste dans le cas des images avec peu de contraste.

V.6 Extraction de la pathologie de l'image

Pour extraire la pathologie de l'ensemble de l'image, on doit passer par les trois étapes suivantes :

- Extraire le contour produit par les deux méthodes,
- Transformer le contour en une tache blanche,
- Reconstruction de la forme de pathologie à partir de la tache blanche.

Pour l'extraction du contour de l'image et pour le mettre sur un fond noir, on va jouer sur l'intensité lumineuse (couleur) des pixels de l'image qui est mise à zéro, c'est-à-dire, de couleur noire. Sauf pour les pixels du contour qui vont conserver leurs couleurs d'origine, vert pour la méthode Locale region Based, et rouge pour la méthode Level Set sans réinitialisation. Cela produit une image noire avec une information unique qui représente le contour (figure V.10).

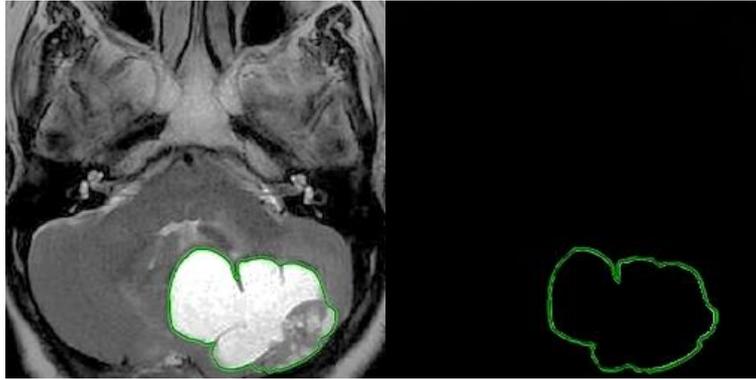


Figure.V.10 : Extraction du contour

Dans la deuxième étape, l'algorithme transforme la couleur de tous les pixels du contour, l'intérieur du contour ainsi que respectivement les pixels de la partie droite, gauche, basse, haute du contour en blanc. Pour avoir la tache blanche, l'algorithme fait le produit des quatre matrices (Figure V.11)

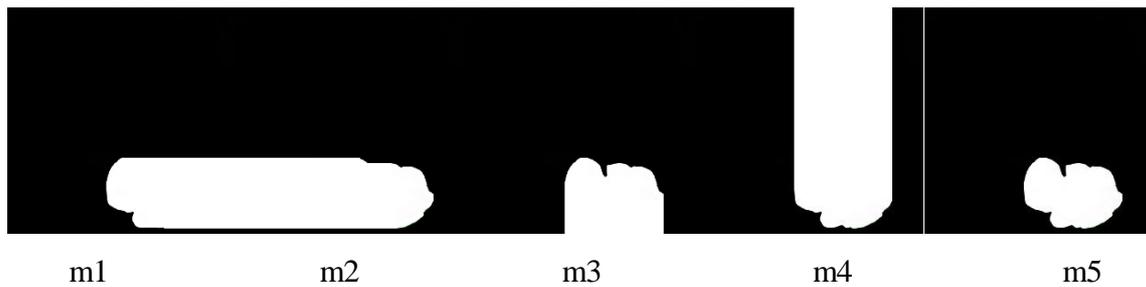
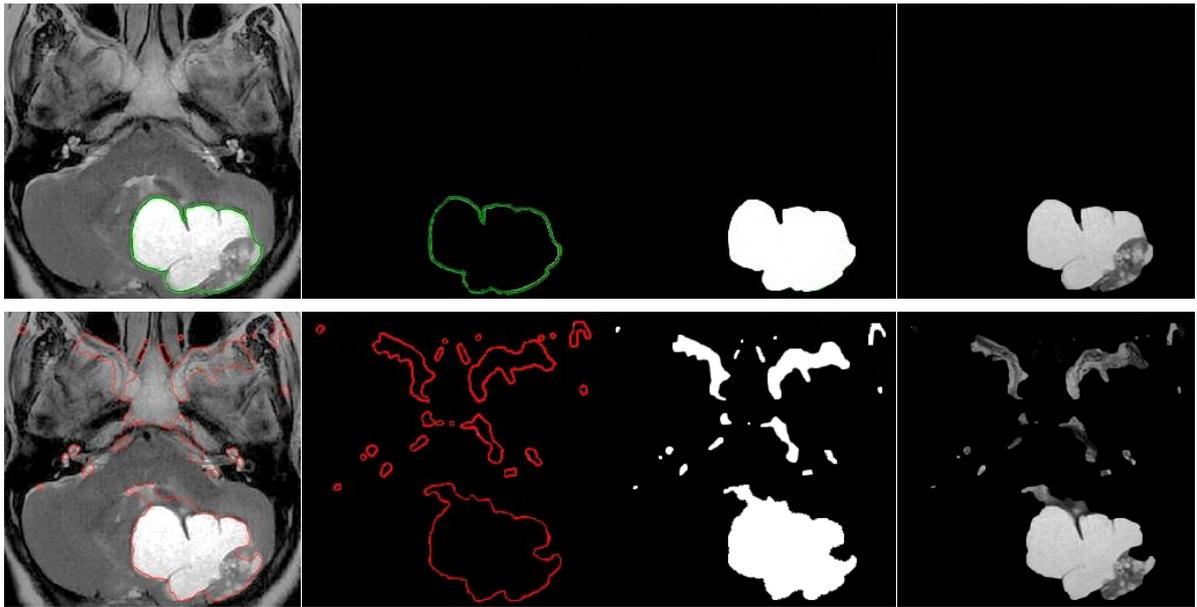


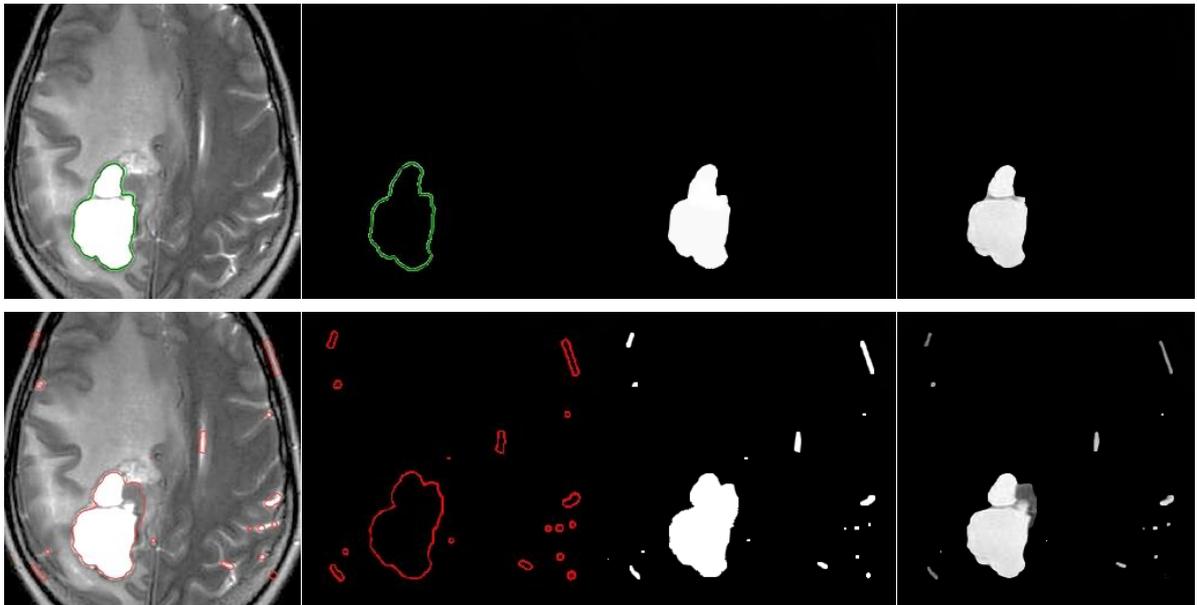
Figure V.11 : transformation du contour en tache blanche

La dernière étape consiste à faire reconstruction de l'image originale de la pathologie grace l'image de la tache blanche obtenue par l'étape précédente. Sachant que le produit d'un pixel de n'importe quel couleur avec un pixel noir donnera automatiquement un pixel noir, en revanche le produit avec un pixel blanc ne change pas ça couleur.

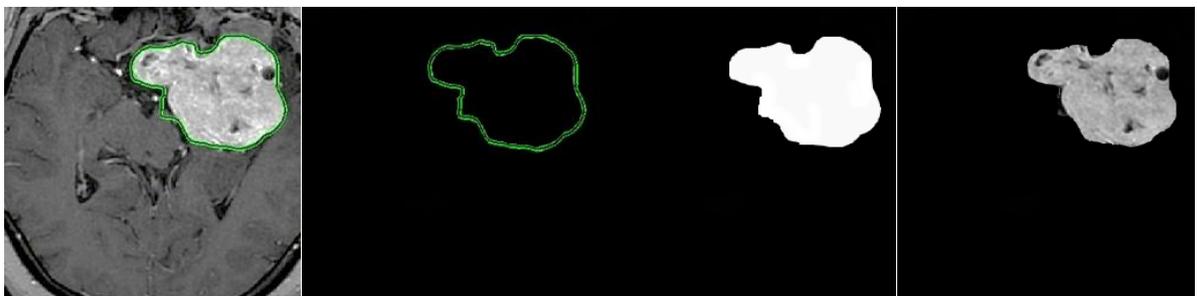
Figure V.12, illustrent les résultats obtenus pour les trois pathologies, la méthode local region based nous a permis de détecter avec précision la maladie contrairement à la méthode level set sans réinitialisation.

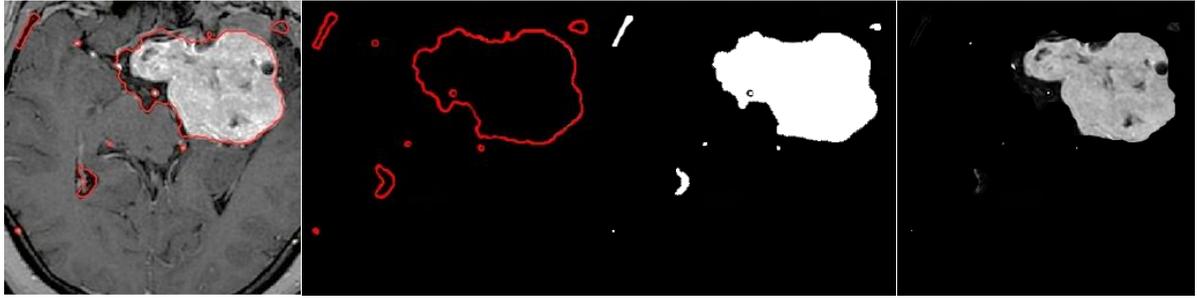


a) Cas 1



b) Cas 2





c) Cas 3

Figure V.12 : Extraction de la pathologie pour les trois cas étudiés

V.7 Étude comparative des deux méthodes

Pour donner plus de crédibilité à cette étude, une étude comparative est mise en œuvre entre les deux méthodes étudiées dans ce chapitre. En premier temps, nous allons voir la variation de l'énergie en fonction du nombre d'itération ; ensuite, la variation du temps par rapport au nombre d'itération. Au final, nous allons tirer profit des avantages de chaque méthode ainsi que des inconvénients.

V.7.1 Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itération

L'évolution de l'énergie en fonction du nombre d'itération pour les méthodes level set sans réinitialisation et pour les trois cas, est présentée sur la figure V.13

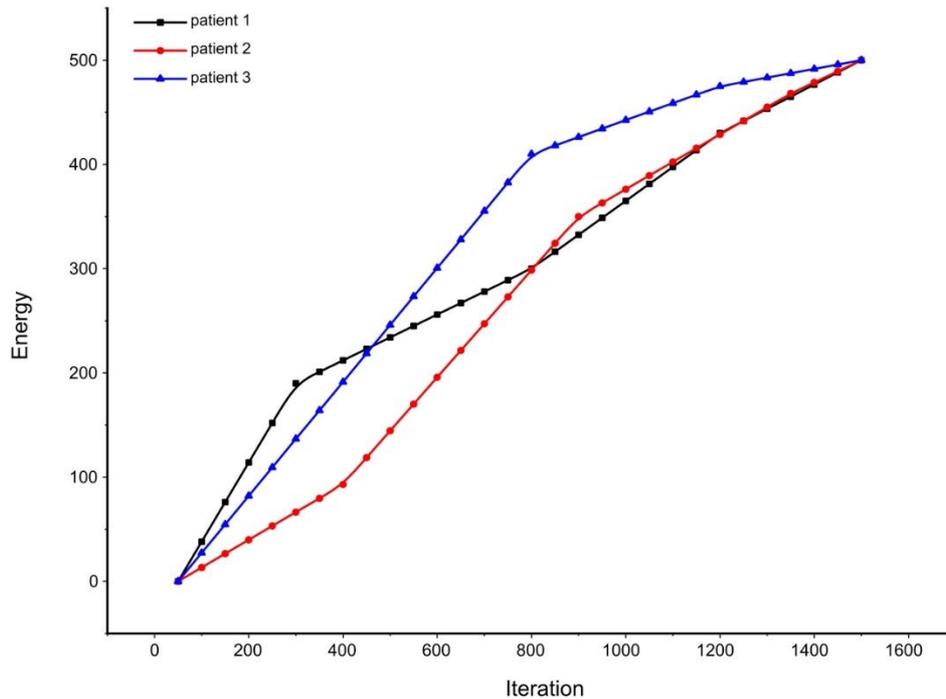


Figure V.13 : Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itérations pour la méthode Level set sans réinitialisation

Cette figure montre clairement que la variation de l'énergie avec le nombre d'itération est différente d'un cas à l'autre. Cette différence est due au type d'information que contient chaque image.

L'énergie varie d'une manière continue pour les trois cas étudiés ; cela veut dire que, si le choix du nombre d'itération n'est pas le bon pour permettre l'arrêt de l'algorithme, l'énergie continuera à varier. Cela pourra probablement pousser la courbe d'évolution à ignorer les bords de la pathologie.

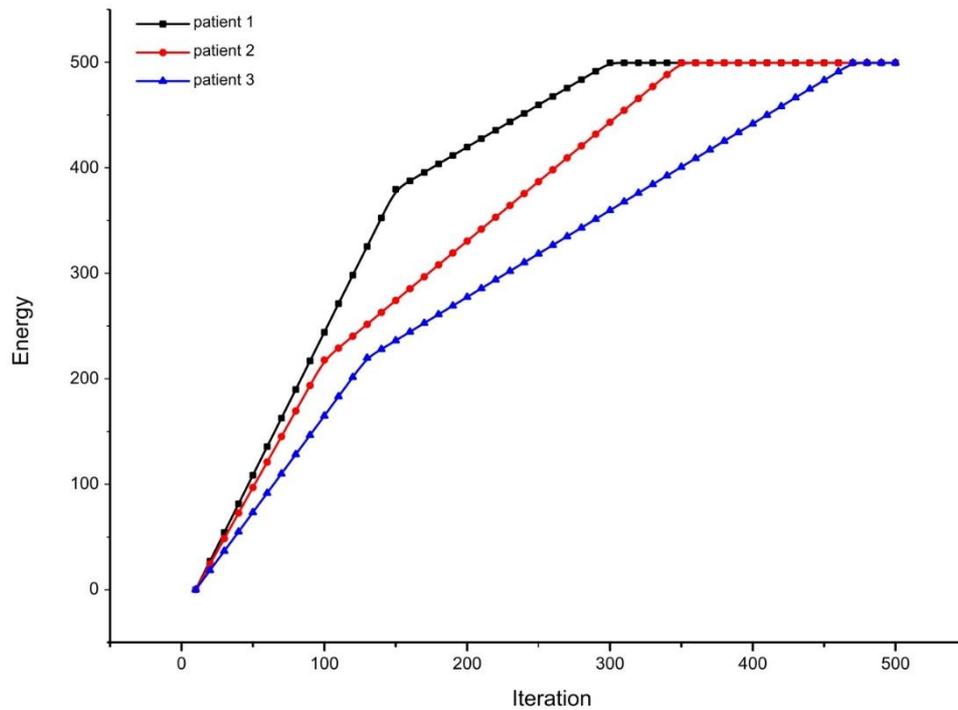


Figure V.14 : Variation de l'énergie en fonction du nombre d'itérations pour la méthode Local Region Based

La figure V.14 présente la variation de l'énergie en fonction du nombre d'itération pour la méthode Local region based. Il y a une différence de l'évolution de l'énergie d'un cas à l'autre qui est dû aux informations que contienne chaque image. Toute fois son allure reste la même pour les trois cas. L'énergie croit d'une manière proportionnelle avec le nombre d'itération jusqu'à un point de stabilisation.

On a remarqué que c'est à ce point-là que la courbe d'évolution arrivera à détecter la pathologie. Cela nous pousse à dire que pour la méthode local region based, une fois l'objet est détecté, l'énergie cesse de varier contrairement à celle obtenue par la méthode level set sans réinitialisation, qui continue à varier même après la détection de l'objet, ce qui rend la méthode level set sans réinitialisation moins précise.

V.7.2 Variation du temps en fonction du nombre d'itération

Dans cette section, on étudie la variation du temps par rapport au nombre d'itération. La figure V.15 montre l'évolution du temps avec le nombre d'itération.

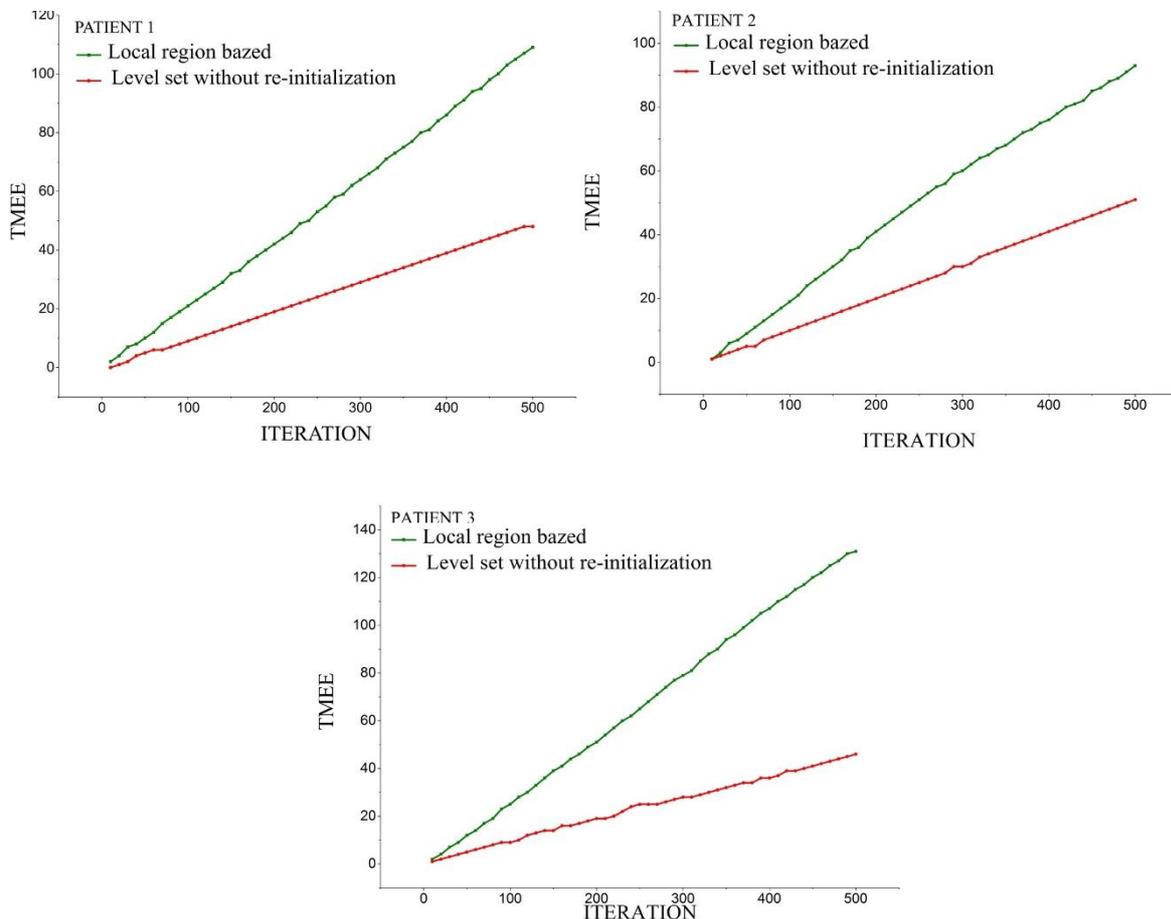


Figure V.15 : Variation de du temps en fonction du nombre d'itérations pour les deux méthodes des trois cas

La variation du temps est presque identique pour les 3 cas testé, on remarque aussi que le temps de calcul de la méthode level set sans réinitialisation est nettement plus réduit que celle de la méthode locale based région. On peut déduire de cela les points suivant :

- La méthode level set sans réinitialisation est plus rapide que la méthode local based region.
- La variation du temps ne dépend pas de l'information que comporte l'image mais du nombre d'itération.

V.8 Conclusion

L'objectif principal de cette étude était d'appliquer de nouvelles méthodes d'extraction du contour sur des images médicales acquises par résonance magnétique. Les modèles décrits sont respectivement Level Set sans Réinitialisation. Et la méthode local Region based. Le principal avantage de ces deux approches est la précision à détecter un objet et de pouvoir l'extraire de l'ensemble de l'image. Malheureusement, en dépit de tous les efforts pour accélérer l'algorithme, il reste relativement long. Nous pouvons aussi en déduire les points suivants :

- La méthode Level set sans réinitialisation est plus rapide que la méthode local Region based.
- Le changement dans le temps ne dépendant pas de l'information que comprend l'image, mais du nombre d'itérations.
- Le tableau ci-dessous présente un résultat des mesures quantitatives obtenues par les deux méthodes pour dix patients. Selon cette analyse, on peut en déduire que dans 67,5% des tests fait, les résultats étaient satisfaisants.

Méthode	Nombre de patients	Pondération T2		Pondération T1 sans Injection de produit de contraste		Pondération T1 avec Injection de produit de contraste		Somme des tests réussis	Moyenne de têt de réussite
		Nombre de test réussi	Estimation en pourcentage	Nombre de test réussi	Estimation en pourcentage	Nombre de test réussi	Estimation en pourcentage		
Approche région locale	10 Patients	8	80%	0	0%	7	70%	15	75%
Level set sans réinitialisation		7	70%	0	0%	5	50%	11	60%

Tableau V.1 : Résultat de mesures quantitatives obtenues par les deux méthodes