



Université Mohamed Khider de Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de génie électrique

# MÉMOIRE DE MASTER

Ingénierie électrique  
Télécommunications  
Réseau Et Télécommunications

Réf. : Entrez la référence du document

---

Présenté et soutenu par :  
**Selmi Madjda Et Charef Kaouthar**

Le : mercredi 22 juin 2022

## Segmentation D'images Médicale 3D

---

### Jury :

Mr	Benakcha Abdelhamid	<b>Pr</b>	Université de Biskra	Président
Mme	Barket Aicha	<b>MAA</b>	Université de Biskra	Examineur
Mr	Ouafi Abdelkrim	<b>Pr</b>	Université de Biskra	Superviseur



Université Mohamed Khider de Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de génie électrique

# MÉMOIRE DE MASTER

Ingénierie électrique  
Télécommunications  
Réseau Et Télécommunications

Réf. : Entrez la référence du document

---

## Segmentation d'images Médicale 3D

Le : .....

Présenté par :

Avis favorable de l'encadreur :

Signature Avis favorable du Président du Jury

Cachet et signature



## *Remerciements*

*Avant tout nous remercions et Louange à Allah ﷻ Le Très Clément et Le Très Miséricordieux qui nous a donné la force, l'aide, le pouvoir et la patience pour finaliser ce modeste de travail.*

*Ce thème n'aurait pas pu aboutir sans l'aide et le soutien de nombreuses personnes et nous tenons à les en remercier. Nous prenons donc quelques lignes pour leur témoigner notre gratitude et tous ceux qui ne sont pas mentionnés nous pardonnent...*

*Nous souhaitons adresser nos remerciements les plus sincères aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire.*

*Notre haute gratitude, nos profonds respects, nos sincères remerciements et reconnaissance à notre encadreur Mr Ouafi Abdelkarim professeur à l'université Mohamed khider de Biskra, pour sa patience, sa compétence, sa grande rigueur scientifique et ses conseils judicieux qui nous ont été très précieux. Qu'il trouve ici l'expression de notre profonde gratitude.*

*Nous remercions les membres de jury qui ont accepté de juger ce travail et d'y apporter leur caution.*

*Nous adressons également nos vifs remerciements à tous les enseignants qui, par leurs enseignements, leurs encouragements et leurs aides, ont contribué à notre formation.*

*A nos familles et nos amis qui par leurs prières et leurs encouragements, on a pu surmonter tous les obstacles.*

## *Dédicace*

*Que ce travail témoigne de mes respects*

*A mes parents: Ms. Selmi Brahim et Mme. Driss Naziha*

*A mes frères mes sœurs: Khaoula, Anouar, Ibtihal*

*Et à toute ma famille*

*Pour leur encouragement et leurs sacrifices. Aucune dédicace ne pourrait exprimer mon respect ma considération et mes profonds sentiments envers eux. Je prie dieu de les bénir de veiller sur eux en espérant qu'ils seront toujours fiers de moi.*

*A tous mes professeurs*

*Leur générosité et leur soutien m'oblige de leur témoigner mon profond respect et ma loyale considération*

*Ma fidèle et meilleure amie et sœur: Noor-Elhouda et Kaouthar*

*Sans oublier mon binôme et sa famille*

*A mes amis et collègues*

*Et à tous ceux qui me sont chers*

*Ils vont trouver ici l'expression d'une fidélité et d'une amitié infinie, de mes sentiments de reconnaissance pour le soutien qu'ils n'ont cessé de porter.*

*Trouvez dans ce modeste travail mes sincères gratitude et*

*Reconnaissance*

## *Dédicace*

*Nous dédions ce modeste travail à :*

*Ma mère Salhi Faiza , sources de tendresse et d'amours pour leurs soutiens tout le long de notre vie scolaire.*

*Mon père Charef Amer, qui nous ont toujours soutenus et qui ont fait tout possible pour nous aider.*

*Nos frères et nos sœurs, que nous aimons beaucoup.*

*Nos grandes familles.*

*Ma fidèle et meilleure amie et sœur: Noor-Elhouda et Madjda*

*Sans oublier mon binôme et sa famille*

*Nos chers amis et enseignants.*

*Tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce travail.*

## Résumé

Selon les médecins, l'interprétation de l'IRM est une étape très précise pour mettre en évidence les anomalies et ainsi parvenir au bon diagnostic. D'où le besoin d'un système de segmentation d'images médicales 2D et 3D. La segmentation est une tâche critique pour diviser l'image numérique en plusieurs parties, et pas seulement pour simplifier et changer sa représentation. Elle permet donc de fournir une assistance qui permette au praticien de poser un diagnostic le plus pratique et fiable.

Le but de notre travail est de parvenir à une telle aide, un outil qui offre une segmentation rapide, précise et efficace contre les détériorations potentielles affectant les images capturées par IRM.

Pour ce faire, nous avons utilisé trois méthodes de segmentation (seuillage, région et k-means en 2D et 3D).

Les résultats obtenus sont représentés sous forme de volume 3D et permettent de bien localiser la tumeur.

**Mots clés :** segmentation d'image, IRM, l'image numérique, forme 2D et 3D, volume 3D.

## Abstract

According to the doctors, the interpretation of the MRI is a very precise step to highlight the abnormalities and thus arrive at the correct diagnosis. Hence the need for a 2D and 3D medical image segmentation system. Segmentation is a critical task to divide the digital image into several parts, and not only to simplify and change its representation. It therefore makes it possible to provide assistance that allows the practitioner to make the most practical and reliable diagnosis.

The aim of our work is to achieve such an aid, a tool that offers fast, accurate and effective segmentation against potential deteriorations affecting images captured by MRI.

To do this, we used three segmentation methods (threshold, region and k-means in 2D and 3D).

The results obtained are represented in the form of a 3D volume and allow the tumor to be properly located.

**Keywords :** image segmentation, MRI, the digital image, 2D and 3D shape, 3D volume.

## المخلص :

وفقاً للأطباء، يعد تفسير التصوير بالرنين المغناطيسي خطوة دقيقة للغاية لتسليط الضوء على التشوهات وبالتالي الوصول إلى التشخيص الصحيح. ومن هنا تأتي الحاجة إلى نظام تجزئة للصور الطبية ثنائية وثلاثية الأبعاد. يعتبر التقسيم مهمة حاسمة لتقسيم الصورة الرقمية إلى عدة أجزاء، وليس فقط لتبسيط تمثيلها وتغيرها. وبالتالي ، فإنه يجعل من الممكن تقديم المساعدة التي تسمح للممارس بإجراء التشخيص الأكثر عملية وموثوقية.

الهدف من عملنا هو تحقيق مثل هذه المساعدة ، وهي أداة توفر تجزئة سريعة ودقيقة وفعالة ضد التدهور المحتمل الذي يؤثر على الصور الملتقطة بواسطة التصوير بالرنين المغناطيسي. للقيام بذلك ، استخدمنا ثلاث طرق للتجزئة (العتبة والمنطقة والمتوسط  $k$  في  $2D$  و  $3D$ ).

يتم تمثيل النتائج التي تم الحصول عليها في شكل حجم ثلاثي الأبعاد وتسمح بتحديد مكان الورم بشكل صحيح.

**الكلمات الرئيسية :** تجزئة الصورة، التصوير المغناطيسي، الصورة الرقمية،  $2D$   $3D$  الشكل، حجم ثلاثي الأبعاد.

## Table des sigles et acronymes

<b>IRM</b>	Imagerie par Résonances Magnétique
<b>2D</b>	Deux Dimensions
<b>3D</b>	Trois Dimensions
<b>RVB</b>	Rouge Vert Bleu
<b>MPR</b>	Multi-Planaire Reconstruction
<b>IA</b>	Intelligence Artificielle
<b>ML</b>	Machine Learning
<b>DL</b>	Deep Learning

# Table des matières

<b>Remerciement</b>	I
<b>Dédicace</b>	II
<b>Résumé</b>	IV
<b>Table des sigles et acronymes</b>	VI
<b>Introduction général</b>	2
<b>CHAPITRE 1 : Généralités sur le traitement d'image 3D</b>	<b>5</b>
<b>1. Introduction</b>	5
<b>2. Généralités sur le traitement d'images 3D</b>	5
2.1 Bref historique sur 3D	5
2.2 Généralités et notions de base sur 3D	7
2.2.1 Voxel	7
2.3 Notion de voisinage et de connexité	7
2.4 Caractéristiques et représentation numérique de l'image 3D	8
2.4.1 Volume et surface	9
2.4.2 Visualisation	10
2.4.3 Moyen d'acquisition et segmentation trois dimension 3D	10
a. En médecine	10
➤ IRM	11
b. En biologie	12
2.4.4 Intérêts de la 3D pour l'application médicale	12
2.5 Traitement d'image 3D	14
<b>3. Définition d'une image médicale</b>	14
3.1 Caractéristiques et vocabulaire des images médicales	14
3.2 Définition de l'imagerie médicale	15
3.3 Différents types d'imagerie médicale	15
3.3.1 Radiographie	15
3.3.2 Scanner	16
3.3.3 Imagerie par résonance magnétique	16

3.3.4 L'échographie .....	17
a. L'échographie rénale .....	18
3.3.5 Scintigraphie .....	18
<b>4. Traitement des images médicale .....</b>	<b>19</b>
4.1 L'acquisition et la numérisation .....	20
4.2 Prétraitement .....	20
a. Restauration .....	20
b. Amélioration .....	20
c. Compression .....	20
d. Segmentation .....	20
<b>5. Segmentation d'image médicale par Deep Learning .....</b>	<b>21</b>
5.1 Définition .....	21
5.2 Fonctionnement du deep learning .....	22
5.3 A quoi sert le deep learning .....	22
<b>6. Conclusion .....</b>	<b>23</b>
<b>CHAPITRE 2 : Segmentation des images médicales 2D et 3D .....</b>	<b>24</b>
<b>1. Introduction .....</b>	<b>25</b>
<b>2. Segmentation des images médicales deux dimensions (2D) .....</b>	<b>25</b>
<b>3. Définition de la segmentation .....</b>	<b>28</b>
3.1 Différentes méthodes de segmentation .....	28
3.1.1 Segmentation par seuillage .....	28
a. Seuillage global .....	31
b. Seuillage local .....	31
c. Seuillage hystérésis .....	32
3.1.2 Segmentation par région .....	32
a. Croissance de région (growing region) .....	32
b. Méthode split and merge .....	33
3.1.3 Segmentation par contour.....	33
a. Détecteurs de contour .....	34
b. Contours actifs .....	34
3.1.4 Segmentation par classification .....	35
a. Méthode supervisées .....	36
b. Méthode non supervisées .....	36

b.1 Méthode K-means .....	37
<b>4 Segmentation trois dimensions (3D) des images médicales .....</b>	<b>38</b>
4.1 Visualisation 3D:Reconstitution du volume à partir de coupes tomographique .....	39
4.2 Segmentation /Reconstitution .....	41
<b>5. Conclusion.....</b>	<b>43</b>
<b>CHAPITRE 3 : Evaluation et discussion des résultats.....</b>	<b>44</b>
<b>1. Introduction .....</b>	<b>45</b>
<b>2. Principe de notre système .....</b>	<b>45</b>
<b>2.1. Acquisition .....</b>	<b>46</b>
a. Format JPG .....	46
b. Bases de donnés .....	46
<b>2.2. Prétraitement .....</b>	<b>47</b>
<b>2.3. Segmentation .....</b>	<b>47</b>
a. Segmentation par seuillage.....	47
b. Segmentation par région .....	49
c. Segmentation par méthode de k-means .....	52
<b>3. Segmentation en 3D .....</b>	<b>54</b>
3.1 Méthode de seuillage en 3D .....	54
3.2 Méthode de segmentation par région en 3D.....	56
3.3 Méthode de segmentation k-means en 3D .....	57
<b>4. Résultats et discussion.....</b>	<b>58</b>
4.1 Comparaison entre les différentes méthodes .....	60
<b>8. Conclusion.....</b>	<b>60</b>
<b>Conclusion général .....</b>	<b>62</b>

**Perspectives**

**Bibliographie**



---

# Liste des figures

<b>Figure 1.1.</b> Image médicale cerveau en 3D .....	5
<b>Figure 1.2.</b> L'imagerie médicale cerveau .....	7
<b>Figure 1.3.</b> Exemple d'une sphère constituée par des voxels .....	7
<b>Figure 1.4.</b> 6-voisins de P .....	8
<b>Figure 1.5.</b> 18-voisins de P .....	8
<b>Figure 1.6.</b> 26-voisins de P .....	8
<b>Figure 1.7.</b> Représentation numérique d'une image 2D et 3D .....	9
<b>Figure 1.8.</b> Dualité volume surface en imagerie médicale volumique .....	9
<b>Figure 1.9.</b> Plans de base en imagerie radiologique .....	10
<b>Figure 1.10.</b> Appareil de radiographie .....	15
<b>Figure 1.11.</b> Radiographie du cerveau .....	15
<b>Figure 1.12.</b> Appareil de scanner .....	16
<b>Figure 1.13.</b> Scanner de Cerveau .....	16
<b>Figure 1.14.</b> Appareil de IRM .....	17
<b>Figure 1.15.</b> IRM de cerveau .....	17
<b>Figure 1.16.</b> L'échographie .....	17
<b>Figure 1.17.</b> Échographie des reins .....	18
<b>Figure 1.18.</b> Scintigraphie .....	18
<b>Figure 1.19.</b> Image cérébrale de la scintigraphie .....	18
<b>Figure 1.20.</b> L'étape de traitement d'image médicale .....	19
<b>Figure 1.21.</b> Relation entre AI , ML et DL .....	21
<b>Figure 1.22.</b> Médicale image segmentation avec Machine Learning .....	22
<b>Figure 2.1.</b> Cas du seuillage d'un histogramme bimodal .....	30
<b>Figure 2.2.</b> Exemple de binarisation .....	30
<b>Figure 2.3.</b> Cas du seuillage d'un histogramme multimodal .....	30
<b>Figure 2.4.</b> Exemple seuillage global .....	31
<b>Figure 2.5.</b> Exemple seuillage local .....	31
<b>Figure 2.6.</b> Exemple seuillage hystérésis .....	32
<b>Figure 2.7.</b> Segmentation par croissance de régions .....	33
<b>Figure 2.8.</b> Présenter segmentation par méthode split and merge .....	33
<b>Figure 2.9.</b> Exemple de segmentation par contour .....	34
<b>Figure 2.10.</b> Détection de contours par gradient .....	34

---

---

<b>Figure 2.11.</b> Exemple de résultats de segmentation par contours actifs .....	35
<b>Figure 2.12.</b> Méthodes de segmentation par classification .....	36
<b>Figure 2.13.</b> Exemple de méthode de classification .....	36
<b>Figure 2.14.</b> Exemple de segmentation par méthode K-means .....	38
<b>Figure 2.15.</b> Chargement et visualisation de l'image 3D .....	39
<b>Figure 2.16.</b> Constitution d'une base de données volumique .....	40
<b>Figure 2.17.</b> Visualisation de l'image mosaïque .....	40
<b>Figure 2.18.</b> Reconstitution 3D (Rendu volumétrique) .....	41
<b>Figure 2.19.</b> Segmentation 3D par classification Visualisation par projection en perspective ..	42
<b>Figure 3.1.</b> Principe de notre approche .....	45
<b>Figure 3.2.</b> Images de testes. ....	46
<b>Figure 3.3.</b> Image originale .....	48
<b>Figure 3.4.</b> Histogramme de l'image de la figure 3.3. ....	48
<b>Figure 3.5.</b> Image segmentée par seuillage .....	48
<b>Figure 3.6.</b> Image originale. ....	50
<b>Figure 3.7.</b> Image après sélectionner le germe .....	50
<b>Figure 3.8.</b> Image segmentée par la croissance de région .....	50
<b>Figure 3.9.</b> Image originale .....	52
<b>Figure 3.10.</b> Image segmentée par méthode k-means .....	53
<b>Figure 3.11.a.</b> Segmentation par seuillage en 3D.....	55
<b>Figure 3.11.b.</b> Segmentation par seuillage en 3D .....	55
<b>Figure 3.12.a.</b> Segmentation par région en 3D.....	56
<b>Figure 3.12.b.</b> Segmentation par région en 3D .....	56
<b>Figure 3.13.a.</b> Segmentation par méthode k-means en 3D .....	57
<b>Figure 3.13.b.</b> Segmentation par méthode k-means en 3D .....	57

---

---

## Liste du tableau

<b>Tableau 1.</b> Images segmentées par la méthode de seuillage .....	49
<b>Tableau 2.</b> Trois exemples d'images segmentées par la méthode de région .....	51
<b>Tableau 3.</b> Images segmentées par la méthode de k-means .....	54
<b>Tableau 4.</b> Résultats de différentes méthodes de la segmentation .....	59
<b>Tableau 5.</b> Comparaison entre les différentes méthodes.....	60

---

---

# Introduction Général

---

## Introduction général

---

Le traitement d'images désigne une discipline de l'informatique et des mathématiques appliquées qui étudie les images numériques et leurs transformations, dans le but d'améliorer leur qualité ou d'en extraire de l'information. Il s'agit d'un sous-ensemble. Du traitement du signal.

La segmentation demeure l'un des problèmes principaux de l'analyse d'images. En particulier, la segmentation d'images médicales 3D est rendue difficile par la présence de bruit, le faible contraste et les points aberrants inhérents à toutes les modalités d'images médicales. La segmentation est néanmoins une étape nécessaire à l'estimation quantitative de paramètres, au diagnostic automatique et à la modélisation de structures anatomiques dans les images médicales.

Dans ce mémoire nous nous sommes intéressés à la segmentation des images médicales en 2D et trois dimensions (3D). Les images 3D ont tendance à remplacer les images 2D dans la plus part des domaines (médecine, architecture, jeu vidéo, cinéma,...) et ceci est due principalement à l'évolution matérielle (puces mémoires à grande capacité avec un niveau d'intégration de plus en plus grand...) et logicielle en informatique. L'imagerie 3D apporte une représentation beaucoup plus réaliste de la scène à visualiser. L'imagerie médicale ne sort pas de cette règle bien au contraire, une image 3D d'une partie inaccessible de l'organisme nous donne l'impression de voyager sans contrainte (diagnostic non invasif) dans le corps à examiner pour donner un diagnostic d'une précision (localisation et dimensions des lésions ou tumeurs, activité métabolique,..) Il va de soi que ce « lux » a un prix : un matériel d'acquisition adapté à ce genre d'acquisition (comme de scanner hélicoïdal) ainsi qu'un logiciel qui ajoute une nouvelle dimension (à titre d'exemple le numéro de la coupe scanner). Ce mémoire est organisé de la manière suivante :

- **Le premier chapitre** comporte des généralités et des notions de base sur l'imagerie en général, et l'imagerie médicale 3D, en particulier.

Les chapitres qui suivent comportent à la fois une partie théorique dans laquelle nous énonçons le principe des divers algorithmes de traitement d'image et une partie de mise en œuvre pratique.

- **Le deuxième chapitre** porte sur la segmentation des images médicales 2D et 3D. Nous donnerons une étude détaillée sur les méthodes de segmentation.
  - **Le troisième chapitre** sera consacré aux tests et résultats d'application de notre approche adoptée.
-

## Introduction général

---

Nous avons choisi de travailler sur **MATLAB** qui facilite la programmation d'interface graphique. Ainsi nous ferons appel à cette interface pour le choix et l'exécutions des algorithmes de traitement d'images.

Le mémoire s'achèvera par une conclusion générale.

---

---

# Chapitre 1 :

## Généralités sur le traitement d'images





Images 3D sont indissociables de l'histoire de l'informatique. Elles ont débuté au début des années 1950, aux États-Unis, et étaient réservées à la recherche pour le contrôle aérien de l'armée de l'air. Puis les universités s'en servirent, devenues depuis, un objet classique de test pour les applications 3D. La thèse qui a servi de modèle repose maintenant au Boston Computer Museum, près d'un ordinateur qui reproduit son image en trois dimensions. Jusqu'aux années 1980, peu de personnes abordaient ce domaine en raison des coûts du matériel. Mais l'apparition des ordinateurs personnels, tels le Xerox Star, l'IBM-PC en 1981, et l'Apple Macintosh en 1984, ont démocratisé l'utilisation de la 3D pour l'étude, la production, etc. L'évolution de la technologie aboutit à de superbes simulations de navettes ou fusées par la NASA, ou de paysages et de visages. Mais c'est à partir des années 1990 que les images 3D se démocratisèrent et se développèrent de façon importante, avec notamment l'arrivée de matériels plus puissants permettant le temps réel (comme des cartes 3D chez Silicon Graphics), plus tard dans les ordinateurs grand public PC avec des cartes 3D (comme la 3DFX) ou dans les consoles de jeux (comme la PlayStation, la dreamcast., etc.). Depuis, le 3D est partie intégrante des matériels informatiques.

Mais historique de l'imagerie médicale les premiers outils développés utilisent les rayons X pour la radiographie médicale. Dès décembre 1895, Wilhelm Conrad Röntgen découvreur des rayons X réalise une première radiographie de la main de sa femme [2]. Cette technique permettant de voir à l'intérieur du corps humain sans avoir besoin de l'ouvrir. Depuis, de nombreuses améliorations ont été apportées à ce principe révolutionnaire, jusqu'à la radiographie aux rayons X telle que nous la connaissons aujourd'hui. L'apport de l'informatique et de traitement numérisé des images a abouti à la mise au point du scanner en 1972 par les radiologues britanniques Allan Cornack et Godfrey Hounsfield. Ainsi, la propagation des ultrasons était utilisée par les SONAR (Sound Navigation Ranging) dès 1915 pour détecter les icebergs suite au naufrage du Titanic. C'est un demi-siècle plus tard en 1955 qu'Inge Edler, un cardiologue a eu l'idée de mettre au point sur ce principe l'échographie pour diagnostiquer les sténoses mitrales. La spectroscopie par résonance magnétique a été disponible depuis les années 1980. Enfin, la découverte de la radioactivité naturelle par Henri Becquerel, Pierre et Marie Curie, puis de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie en 1934 ont conduit au développement de la médecine nucléaire, avec la scintigraphie puis la tomographie par émission de positons (TEP) dans les années\_1990 [3].

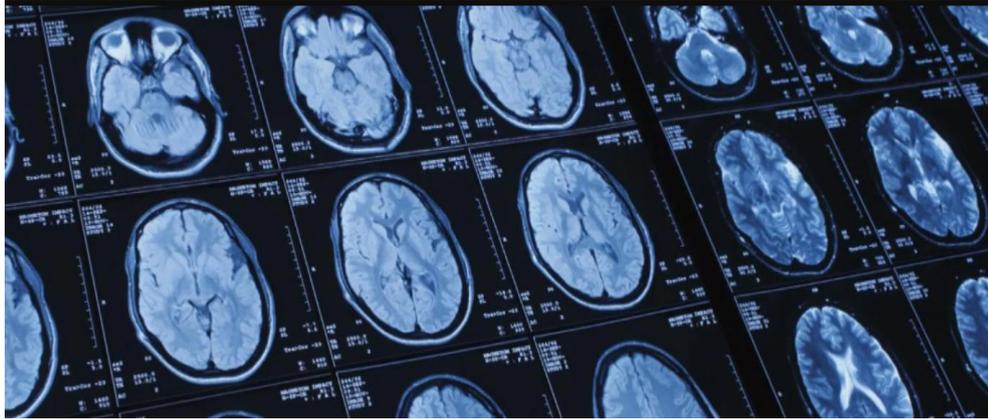


Figure 1.2. L'imagerie médicale cerveau

## 2.2 Généralités et notions de base sur l'image 3D

Dans le domaine de la vision, de l'analyse et du traitement d'images par ordinateur, on utilise des images numériques. Le passage d'une image réelle continue à sa représentation numérique nécessite le choix d'un maillage, que l'on souhaite à la fois simple et régulier. En 3D, le maillage le plus utilisé est le maillage cubique [4]. Ainsi, dans beaucoup d'applications tridimensionnelles, la scène est souvent représentée par un tableau à 3 dimensions de volumes élémentaires qu'on appelle plus simplement un voxel.

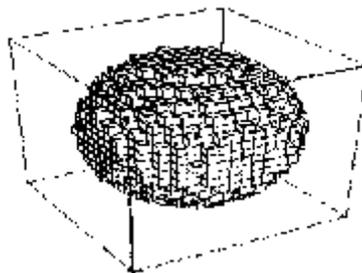


Figure 1.3. Exemple d'une sphère constituée par des voxels

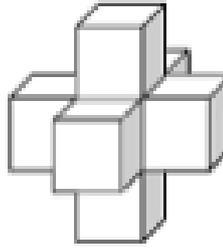
### 2.2.1 Voxel

Un voxel est à la troisième dimension ce que le pixel est à la deuxième dimension c'est par cette comparaison que l'on peut le mieux décrire un voxel. En d'autres termes, c'est l'unité de traitement volumique. D'une manière générale, un voxel est un élément tridimensionnel d'image généralement cubique, qui correspond à une intensité. Un voxel est composé: de surfaces, d'arêtes et de sommets.

### 2.3 Notion de voisinage et de connexité

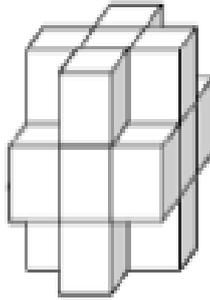
On définit par voisinage  $n$ -connexe ( $n = 6, 18$  ou  $26$ ) d'un voxel, l'ensemble des voxels qui lui sont adjacents. Suivant la définition de l'adjacence, on obtient en 3D les connexités suivantes: considérant un voxel  $P$ .

a) **6-voisins** : tous voxels adjacents et liés à P par une face (**Figure 1.4**).



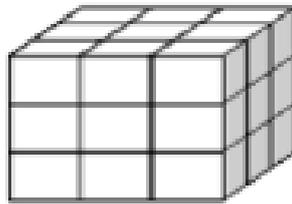
**Figure 1.4.** 6-voisins de P

b) **18-voisins** : tous voxels adjacents et liés à P par une face ou une arête (**Figure 1.5**).



**Figure 1.5.** 18-voisins de P

c) **26-voisins** : tous voxels adjacents et liés à P par une face, une arête ou un sommet (**Figure 1.6**).



**Figure 1.6.** 26-voisins de P

## 2.4 Caractéristiques et représentation numérique de l'image 3D

Comme pour l'image 2D, l'image 3D est caractérisée par certains paramètres tels : la dimension (taille), la résolution, la luminance, le contraste, etc. L'image 3D est représentée par une fonction de trois variables  $I(x,y,z)$ , ces variables Correspondent aux coordonnées spatiales  $(x,y,z)$ . La figure 7 illustre bien la représentation numérique d'une image 2D et 3D.

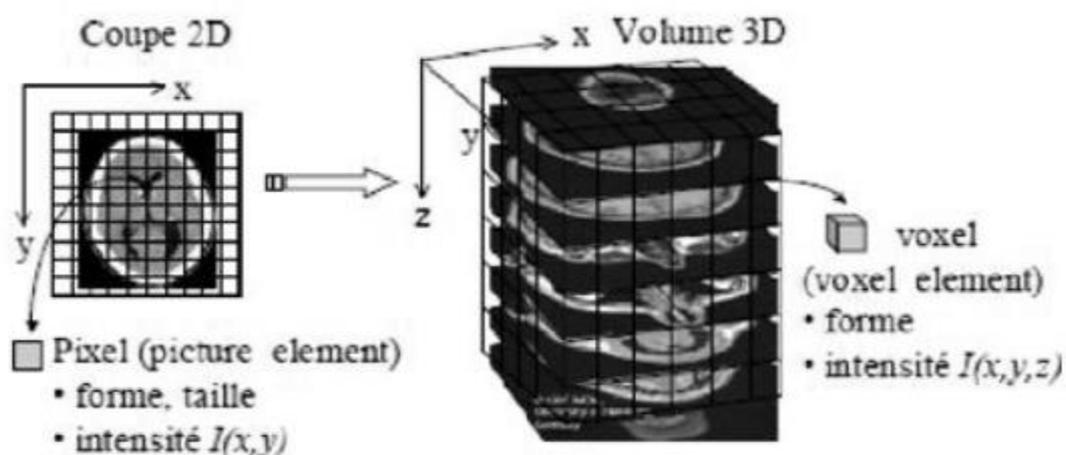


Figure 1.7. Représentation numérique d'une image 2D et 3D

### 2.4.1 Volume et surface

Globalement, il existe la même dualité entre volumes et surfaces dans les volumes numériques (images numériques 3D) que dans les images numériques 2D entre régions et contours où les régions sont délimitées par des contours. Représenter un volume revient donc toujours, ou presque, à en visualiser la surface (périphérie). La différence et la distinction entre les deux approches vient du fait que parfois (dans le cadre des approches surfaciques), on souhaite matérialiser de façon structurée cette périphérie. La figure illustre la dualité de ces deux approches.

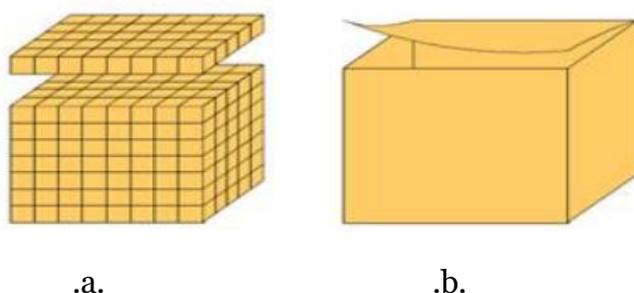


Figure 1.8. Dualité volume surface en imagerie médicale volumique

- a. Approche volumique
- b. Approche surface

Les forces et faiblesses de ces deux approches peuvent se résumer de la façon suivante :

- Approches volumiques : bénéficient naturellement des potentialités visuelles considérables, issues de la nature de données échantillonnées. Les outils d'analyse que l'on peut y appliquer sont directement issus des outils "classiques" du traitement d'image

correspondants à la 3D (filtrage, segmentation, morphologie mathématique, etc.).

- Approches surfaciques : agissent à un niveau en fait plus élevé : celui de la structure des données tridimensionnelles que l'on souhaite visualiser ou représenter. Dans tous les cas, une approche reconstructrice est nécessaire (reconstruction ou modélisation).

### 2.4.2 Visualisation

Visualisation du volume la plus simple, mais finalement la plus ambiguë. Il s'agit en fait de reconstruction d'images 2D, reconstruites à l'intérieur du volume, selon un plan choisi par l'opérateur, d'où l'appellation reconstruction multi-planaire (Multi-Planaire Reconstruction (MPR), en anglais). Les plans les plus standards faisant l'objet de telles reconstructions sont les plans classiques de l'imagerie radiologique : sagittal, coronal et transversal (axial) (Fig.1.9). Elles correspondent au système de référence en anatomie (Fig.1. 9) : plan médian ou plan sagittal, plan axial ou transversal et plan coronal ou frontal.

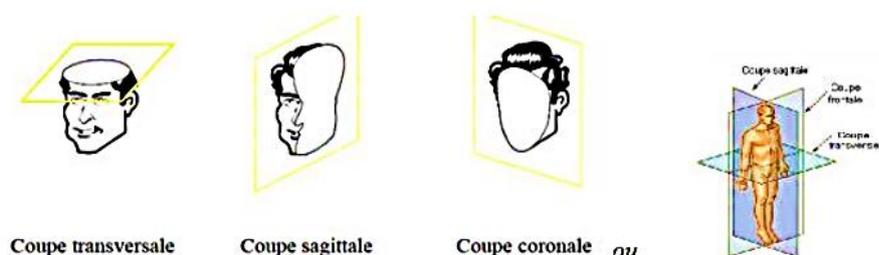


Figure 1.9. Plans de base en imagerie radiologique

Cependant, si les découpages du volume sont choisis le plus souvent planaires, certains logiciels implémentent un MPR "courbe" permettant de trancher le volume numérique selon une surface particulière. D'autres types de visualisations existent tel : le Maximum Intensity Projection (MIP), le Depth Cueing [5] etc.

### 2.4.3 Moyens d'acquisition et segmentation trois dimensions 3D

#### a. En médecine

Les différentes modalités d'acquisition d'images tridimensionnelles permettent d'obtenir un panel varié de « cartes » anatomiques ou fonctionnelles du corps humain. Suivant ce que le praticien souhaite examiner en priorité, certaines modalités répondront mieux à ce besoin.

Tomodensitométrie, ou tomographie X assistée par ordinateur, ou encore scanner X, est une techniques dérivées de la radiographie qui s'appuie sur l'absorption plus ou moins importante des rayons selon le milieu traversé. Le principe est de prendre un certain

nombre d'images ou projections suivant des directions différentes, puis, à partir d'une transformée mathématique, reconstruire un volume de données à partir de cet ensemble de projections. Plusieurs techniques sont utilisées pour balayer au mieux le volume d'intérêt afin d'augmenter la qualité des images tridimensionnelles reconstruites et de diminuer les doses de radiation : source en rotation ou en spirale, faisceaux parallèles ou coniques. L'image obtenue met particulièrement en valeur les tissus osseux du patient. En utilisant des produits de contraste, certaines régions peuvent être davantage mises en valeur. Son apport diagnostique est primordial dans les pathologies abdominales, les mesures orthopédiques, les pelvimétries et cette technique sert aussi pour repérer les tumeurs ou lésions cérébrales.

➤ **IRM:** L'Imagerie par Résonances Magnétique Nucléaire (ou IRM) est une technique non invasive, d'une totale innocuité, basée sur la détection de la résonance des atomes de certaines molécules (noyaux d'hydrogènes en IRM anatomique). L'émission de rayonnements radiofréquences stimule les noyaux d'hydrogène contenus dans l'eau. Après l'arrêt de la stimulation, les atomes d'hydrogène dissipent cette énergie suivant différents plans sous l'action d'un puissant champ magnétique. En recueillant cette énergie, on reconstruit une carte énergétique de la partie étudiée du corps. L'image tridimensionnelle résultante représente la composante en eau des tissus, leurs vascularisations et leurs éventuelles pathologies.

L'IRM anatomique est d'un usage courant aujourd'hui, notamment pour détecter des pathologies tumorales ou infectieuses. L'IRM est aussi utilisée pour former des images angiographiques tridimensionnelles. On injecte au préalable au patient des produits de contraste. Certains vaisseaux (exemple : artères du cou, du cerveau) ressortent ainsi sur les images IRM obtenues.

En imagerie fonctionnelle, et notamment en imagerie cérébrale fonctionnelle, d'autres outils ont été développés. Ainsi, l'électro-encéphalographie mesure les potentiels électriques à la surface du crâne par le biais d'électrodes et suit leur évolution avec une grande précision temporelle. La reconstruction d'une image tridimensionnelle à partir des positions des électrodes est en revanche délicate car il n'y a pas unicité de la reconstruction. La magnétoencéphalographie mesure quant à elle l'intensité (ou le gradient) du champ magnétique au voisinage du cuir chevelu et possède aussi une très bonne résolution temporelle. La tomographie par émissions de positons (ou positrons) est une technique basée sur la localisation des désintégrations de certains éléments radioactifs (comme

l'oxygène 15) : lorsque le positon produit rencontre un électron, deux photons gamma sont émis en directions opposées. En détectant plusieurs de ces événements, un ensemble de droites est déterminé dont l'intersection localise la source. Le procédé est donc réellement tridimensionnel et permet par exemple de localiser les zones où le débit sanguin s'est accru, en injectant de l'eau «marquée » au patient,[19].

### **b. En biologie**

L'examen des structures microscopiques fait de plus en plus appel aux techniques d'imagerie tridimensionnelle, même si les échantillons biologiques sont souvent détériorés par les modalités d'acquisition mises en œuvre. Suivant l'échelle où les échantillons examinés, différentes techniques sont utilisées. La microscopie con-focale construit une série de coupes optiques en déplaçant progressivement le plan focal d'intérêt. La résolution est légèrement inférieure au micromètre. Les structures d'intérêt doivent être marquées (par exemple à l'aide de marqueurs fluorescents) pour se détacher des autres composants. La microscopie électronique atteint des résolutions encore plus importantes (inférieures à 50 nm) en utilisant un faisceau d'électrons au lieu du rayonnement visible. En métallisant les échantillons biologiques, une image tridimensionnelle de leur surface peut être construite. Ces images construites permettent l'étude des structures des cellules, des noyaux des cellules et de leurs constituants (chromosomes et ADN par exemple).Elles sont indispensables pour comprendre leur structure avant de comprendre leur fonctionnement. L'analyse de ces images permet aussi une étude quantitative des objets étudiés,[19].

### **2.4.4 Intérêts de la 3D pour l'application médicale**

A l'aide de l'imagerie médicale, il est possible aujourd'hui, de visualiser l'anatomie interne du patient sans pour autant avoir recours à la chirurgie. Les images obtenues sont des séries de coupes 2D sur lesquelles il n'est pas toujours facile d'interpréter les différents problèmes auxquels sont confrontés les médecins. Afin de palier à ces problèmes, il a été développé l'imagerie 3D. Cette technique, va permettre aux médecins, de visualiser son patient en 3D virtuelle. Cela apportera une meilleure représentation de l'anatomie interne dans le but d'optimiser les chances de bons diagnostics.

Reconstruction 3D est un apport pour toutes les spécialités médicales. Voyons alors, dans quels cas, cette reconstruction apparaît utile.

Tout d'abord, la reconstruction 3D peut être utilisée pour visualiser en trois dimensions les différents organes du corps humain. En effet, au niveau hépatique par exemple, il est possible de reconstruire le foie en 3D. Grâce au couplage de la reconstruction et de logiciels informatiques, il est possible de repérer des tumeurs ne

mesurant que 3mm (1 cm pour l'analyse classique). Ceci va permettre notamment, un diagnostic plus rapide des tumeurs et donc un traitement qui commencera plus rapidement. Mais aussi, la reconstruction 3D donnera la possibilité d'évaluer plus précisément l'efficacité thérapeutique avec le calcul des volumes tumoraux. Par conséquent, l'imagerie 3D est devenue un outil incontournable dans la lutte contre le Cancer.

D'autre part, la reconstruction 3D est largement utilisée pour la chirurgie. En effet, l'image virtuelle sera utilisée avant l'opération afin d'avoir une anatomie interne équivalente à celle du patient et non plus une anatomie théorique et peu précise. Grâce à l'imagerie 3D, le chirurgien pourra même simuler son opération avec une résection virtuelle, dans le but de limiter au minimum les risques lors des interventions chirurgicales.

De plus, l'imagerie tridimensionnelle a des applications en chirurgie orthopédique. En effet, outre l'exploration de l'appareil locomoteur à des fins diagnostiques, la reconstruction 3D va permettre d'élaborer des techniques chirurgicales plus sûres. Elle est également utilisée dans l'aide à la chirurgie maxillo-fasciale en simulant les actes chirurgicaux et en mettant en évidence les résultats.

Reconstruction 3D est également utilisée dans l'imagerie de l'os fœtal. En effet, l'imagerie 2D est insuffisante pour évaluer certaines malformations osseuses (Explorations fines des extrémités osseuses, métaphyses ...) et par conséquent imprécise sur le diagnostic. Outre l'échographie 3D, La tomодensitométrie 3D permet d'obtenir d'excellentes images de l'ensemble des marqueurs osseux. Seul point négatif, l'irradiation. Mais celle-ci apparaît acceptable au vue des résultats.

Pour finir, la reconstruction 3D peut être utilisée pour effectuer une endoscopie virtuelle comme par exemple dans l'étude du colon. En effet, cette technique de reconstruction permet de déceler au préalable d'éventuelles lésions. Deux cas peuvent alors se présenter. Premièrement l'examen est négatif et il n'y a pas de suite donnée. Par contre, si l'examen s'avère positif, une endoscopie « réelle » sera réalisée pour localiser la lésion et une biopsie pourra être réalisée. La reconstruction 3D permet alors d'éviter une endoscopie « réelle » lorsque aucune lésion n'est détectée. Ces deux techniques sont donc complémentaires.

Reconstruction 3D est donc très utile dans diverses applications médicales notamment en donnant la possibilité de simuler certains actes chirurgicaux. Ces applications vont se diversifier de plus en plus avec le développement de la reconstruction, [20].

## 2.5 Traitement d'image 3D

Par rappel, le traitement d'images est un ensemble d'opérations destinées à améliorer la qualité de l'image en éliminant les parasites et le bruit introduit lors de son acquisition, détecter la présence de certaines formes afin de comprendre le contenu de l'image, extraire les informations pertinentes contenues dans les différents objets de la scène en vue de les traiter et de les interpréter, etc. Un système de traitement d'images (2D ou 3D) est composé de plusieurs parties (acquisition, prés-traitement, traitement numérique et post-traitement). L'étape du traitement numérique de l'image est l'ensemble des méthodes qui permettent de décrire quantitativement le contenu de l'image.

On peut citer les approches de détection de contours qui, en 3D ou 2D, comprennent deux étapes successives : détection de contours puis suivi de contours 3D en utilisant des propriétés morphologiques. La plupart des opérateurs de détection de contours 3D sont issus d'une généralisation en 3D des opérateurs 2D.

Leur principe est d'approximer le gradient ou le Laplacien de l'image en utilisant des masques de convolution,[6].

Domaine d'application du traitement d'image est très vaste, tels : l'industrie (robotique, contrôle de qualité, sécurité, etc.), le domaine de la photographie aérienne (astronomie, géologie, agriculture, etc.), la télécommunication (TV, vidéo, etc.), la médecine (radiologie, échographie, scanner, IRM, etc.), ainsi que d'autres domaines tels que la physique, la météorologie, la biologie, etc. Dans notre travail, on s'intéressera à l'imagerie médicale, d'où la nécessité de contourner ce type d'images et en 3D plus particulièrement.

## 3. Définition d'une image médicale

Une image médicale peut être définie comme la représentation des variations spatiales et temporelles d'une ou de plusieurs propriétés physiques d'un sujet sous investigation. On parle d'images statiques lorsque la variation temporelle de la propriété n'est pas prise en considération, autrement on parle d'images dynamiques,[7].

### 3.1 Caractéristiques et vocabulaire des images médicales

Une première base de travail en imagerie médicale est axée autour du codage et de la visualisation basique des données image. Il faut savoir que l'imagerie médicale fournit essentiellement des images monochromes. Cela simplifie relativement le problème du traitement, mais induit une contrainte de précision supplémentaire liée à la large dynamique de niveaux de gris que les processus d'imagerie médicale modernes sont capables de générer,[8].

En effet, dans le cadre d'une image photographique, codée sur 24 bits (1 octet par composante Rouge, verte ou bleue), un ton monochrome gris est donné par une répartition équilibrée des trois composantes primaires. Cela induit une dynamique maximale, et largement suffisante pour l'œil humain, de 256 niveaux de gris. Les appareillages d'imagerie médicale autorisent quant à eux le codage de l'information sur une dynamique de 12 bits, soit **4096 (=2<sup>12</sup>)** niveaux de gris [8]. Il est également nécessaire de préciser que les technologies utilisées en IRM, tomodensitométrie ou échographie sont extrêmement complexes. En particulier, elles sont sensibles à certains contextes précis et peuvent amener à des effets parasites de forte amplitude, appelés artéfacts.

### 3.2 Définition de l'imagerie médicale

L'imagerie médicale fait partie de notre quotidien et pour les médecins [9], c'est Une façon unique de visualiser les processus biologiques au sein des cellules elles-mêmes. L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images sur la base de plusieurs phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, la radioactivité, l'absorption et atténuation des r-X, la réflexion d'ondes d'ultrasons, l'effet photoélectrique, etc.

A ce titre, l'imagerie médicale est l'outil d'investigation de choix dans plusieurs domaines Médecine et Biologie, [10].

### 3.3 Différents types d'imagerie médicale

#### 3.3.1 Radiographie

C'est l'une des techniques d'imagerie médicale que repose sur l'utilisation des rayons X découverts par le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, auteur des premières radiographies d'intérêt médical et prix Nobel de physique en 1901 [11]. Elle est utilisée à des fins diagnostiques et thérapeutiques. La radiographie fournit des images du corps humain en utilisant des faibles doses de rayon X [12].



Figure 1.10. Appareil de radiographie

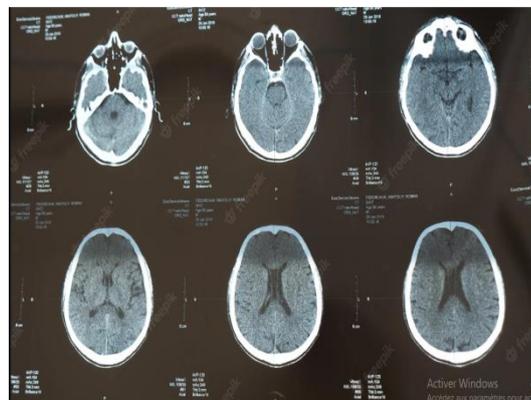


Figure 1.11. Radiographie du cerveau

### 3.3.2 Scanner

Scanner, également appelé tomographie axial assisté par ordinateur (TAO), est un dispositif de radiographie associant rayons X et traitement informatique, permettant d'obtenir une image des plans de coupe d'un objet, en particulier du corps humain, par des mesures de densité. Inventé par le Britannique Godfrey Hounsfield dans les années 1970, le scanographe appelé également Scanner en raison de l'analyse par balayage qu'il effectue (de l'anglais scanning) reconstitue l'image du corps en mesurant la densité des rayonnements X à travers le corps humain sous différents angles.



Figure 1.12. Appareil de scanner



Figure 1.13. Scanner de Cerveau

### 3.3.3 Imagerie par résonance magnétique

L'IRM ou imagerie par résonance magnétique est une technique non invasive, d'une totale innocuité, basée sur le principe de la résonance des atomes de certaines molécules (l'hydrogène en imagerie diagnostique) sous l'action de certaines ondes de radiofréquence. L'appareil est constitué d'un tunnel formé d'un aimant très puissant (0,1 et 1,5 Tesla) entourant le lit d'examen sur lequel s'allonge le patient. Des antennes spécifiques y sont connectées. Certaines émettent une onde radiofréquence qui stimule les noyaux d'hydrogène contenus dans l'eau composant nos cellules.



Figure 1.14. Appareil de IRM

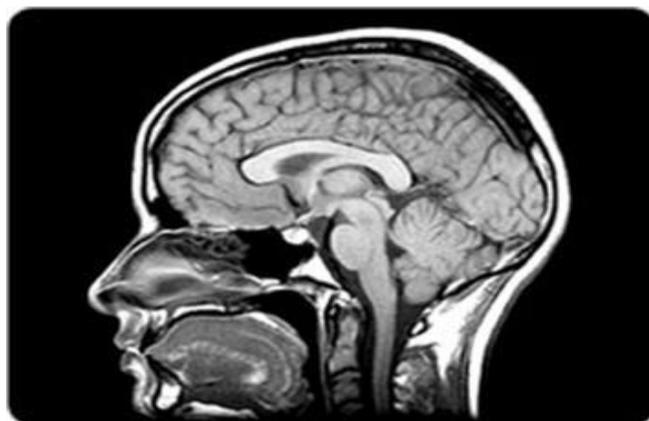


Figure 1.15. IRM de cerveau

### 3.3.4 L'échographie

L'échographie est une technique médicale permettant de visualiser un organe à l'aide d'ultrasons d'une certaine fréquence, déterminée selon le type de structure à explorer, [13].

L'examen échographique utilise des ondes sonores de hautes fréquences et un ordinateur pour construire les images des différents organes du corps humain. Durant l'examen une sonde est déplacée sur la peau. Cette sonde émet des ondes sonores. Ces dernières sont transmises à un ordinateur. Grâce à l'analyse de ces données, l'ordinateur crée des images. Une simple manipulation de la sonde permet d'avoir des images échographiques dans n'importe quel plan du corps et en temps réel.

L'échographie permet d'explorer le cœur, les organes digestifs (foie, rate, pancréas, vésicule biliaire), urinaire (vessie, reins), les poumons de même que les os et les gaz, [14].



Figure 1.16. L'échographie

### a. L'échographie rénale

L'échographie rénale et vésicale permet l'exploration des reins et de la vessie, et en particulier de leur taille et de leur aspect. Cette technique d'imagerie médicale non invasive utilise les ultrasons pour visualiser les organes sur un écran. Indiquée en cas de douleurs abdominales, de symptômes urinaires, de sang dans les urines, d'insuffisance rénale, de suspicion de colique néphrétique ou de calcul rénal mais aussi pour le suivi de différentes pathologies, l'échographie rénale et vésicale est un outil de diagnostic très précieux.



Figure 1.17. Échographie des reins

### 3.3.5 Scintigraphie

Des fins diagnostiques en médecine nucléaire pour étudier le fonctionnement d'un organe ou d'autres parties du corps comme les os. Un produit de contraste, appelé traceur, est injecté au patient. Une caméra spéciale (gamma-caméra) enregistre et reproduit sur un écran les signaux lumineux formés par les concentrations du produit autour des organes. Une bonne répartition des points lumineux signifie que l'organe est sain. Une forte concentration lumineuse peut être un signe d'infection. Si une zone sombre est observée, le médecin peut suspecter un problème de circulation sanguine ou la destruction d'un tissu.



Figure 1.18. Scintigraphie

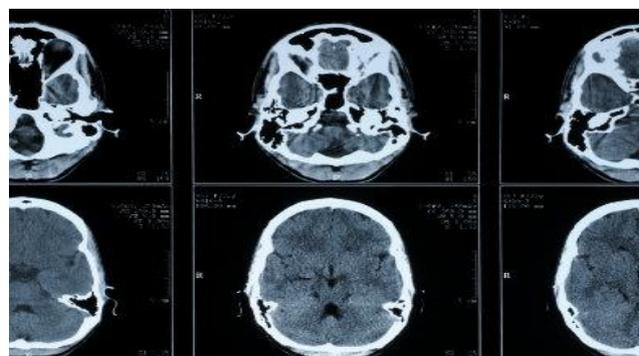


Figure 1.19. Image cérébrale de la scintigraphie

## 4. Traitement des images médicales

Dernière décennie a été marquée par la publication d'un grand nombre d'articles dans le domaine de la recherche de traitement d'images. En effet, la mise à portée des systèmes d'acquisition numériques de haute précision, ainsi que la montée en puissance et en capacité de stockage des ordinateurs, ont contribué au développement des systèmes d'aide à la décision dans le domaine de traitement d'images. Le principal objectif de ces derniers consiste à obtenir une interprétation de l'image au niveau sémantique répondant aux différentes attentes des utilisateurs humains.

Pour cela, de nombreux travaux ont été consacrés au développement de chaînes de traitement d'images basées essentiellement sur la segmentation.

Un des plus grands domaines d'application de la segmentation est la médecine. Dans ce cadre, le but de la segmentation est de délimiter les structures anatomiques et pathologiques chez un patient d'une façon automatique.

Segmentation des images médicales est d'un grand intérêt: elle permet d'aider le médecin dans son diagnostic, en accélérant le processus d'analyse en détectant les anomalies éventuellement oubliées.

L'objectif du traitement d'image est d'éliminer les informations non pertinentes pour faciliter l'extraction et la manipulation d'informations utiles à l'analyse de l'image. Ce système s'effectue selon les étapes suivantes:

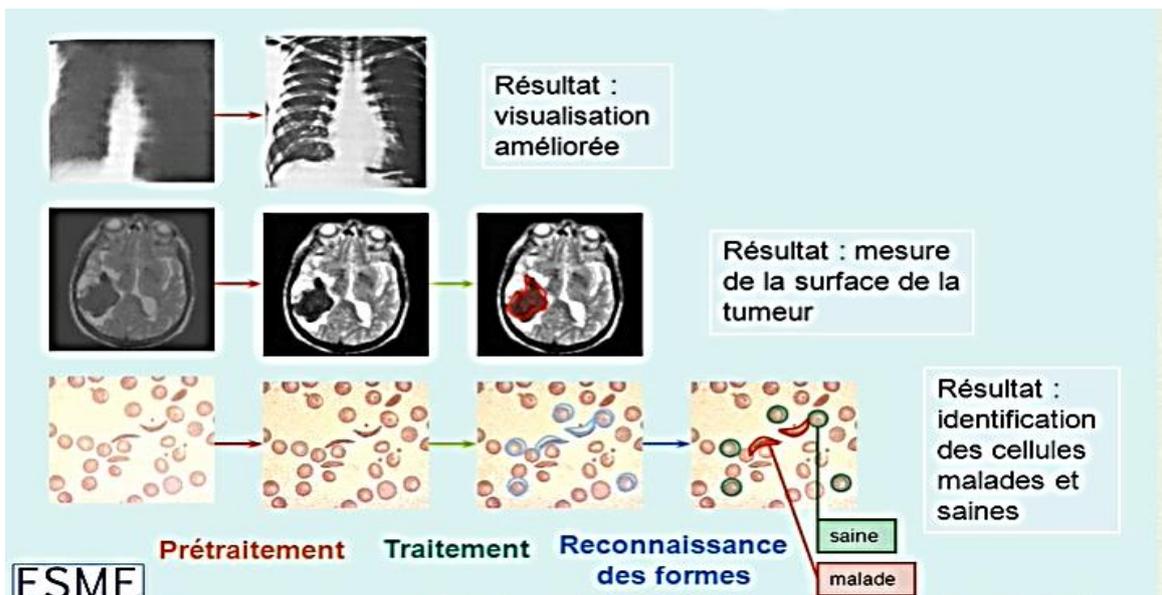


Figure 1.20. L'étape de traitement d'image médicale

#### 4.1 Acquisition et numérisation

Capture d'image est l'un des maillons essentiels de toute chaîne de conception et création d'images. Pouvoir manipuler des images sur un système informatique Il faut d'abord le transformer pour qu'il soit lisible et traitées par ce système La numérisation suit trois phases distinctes : d'abord l'image classique, la reconvertir en un signal appelé données analogiques, puis reconvertir en données. Numérisation, la numérisation transforme des phénomènes continus en variables dites discrètes Chacune de ces mesures est convertie en binaire et c'est le seul langage connu l'ordinateur.

#### 4.2 Prétraitement

Prétraitement regroupe toutes les techniques visant à améliorer la qualité d'une image. De ce fait, la donnée de départ est l'image initiale et le résultat est également une image. La notion de qualité est une notion très subjective à la réalisation d'un objectif. C'est la raison pour laquelle les techniques ne sont pas les mêmes. Elle concerne :

##### a. Restauration

Consiste à recréer l'image modifiée en éliminant les défauts dus à une source. Son but est d'obtenir une image qui soit la plus proche possible de l'image idéale qui aurait été obtenue si le système d'acquisition était parfait.

##### b. Amélioration

C'est la modification de l'image dans le but de satisfaire l'œil de l'observateur humain et d'accroître la séparabilité des régions composant une scène.

##### c. Compression

Il s'agit de faciliter le traitement et surtout le stockage des images par une réduction adéquate de leur volume d'information.

##### d. Segmentation

Segmentation selon le dictionnaire Larousse, est la division d'une unité anatomique en plusieurs éléments. En traitement d'image

Segmentation est un processus visant à décomposer la séquence d'images en un ensemble de régions ou classes homogènes au sens d'un ou plusieurs critères,[15].

Fondamentalement, la segmentation est un processus qui consiste à découper une image en régions connexes présentant une homogénéité selon un certain critère, comme par exemple la couleur. L'union de ces régions doit redonner l'image initiale. En effet cette opération permet le passage d'une représentation en intensité lumineuse (niveaux de gris) à une représentation symbolique (appartenance des pixels à différentes classes de

région),[16].

On regroupe généralement les algorithmes de segmentation en trois grandes classes,[17] :

### 1. Segmentation basée sur les pixels

Le principe est d'utiliser deux seuils: un seuil **haut** et un seuil **bas**.

On sélectionne d'abord l'ensemble des pixels au-dessus du seuil haut, puis l'ensemble des pixels au-dessus du seuil bas.

### 2. Segmentation basée sur les régions

Consiste à décomposer l'image en des régions homogènes.

Une région est composée de l'ensemble des pixels connexes possédant les mêmes propriétés au sens d'un prédicat d'homogénéité donné.

### 3. Segmentation basée sur les contours

Pour réaliser la segmentation d'une image par détection de contour, la première étape est de représenter les variations de valeur dans l'image. Si l'image est une fonction, et qu'elle est considérée différentiable, il est possible d'utiliser le gradient pour déterminer les variations de valeur en chaque point.

On peut trouver aussi d'autres méthodes de classification comme le deep learning.

## 5. Segmentation d'image médicale par Deep learning

### 5.1 Définition

Deep learning ou apprentissage profond est un sous-domaine de l'intelligence artificielle (IA). Ce terme désigne l'ensemble des techniques d'apprentissage automatique (machine learning), autrement dit une forme d'apprentissage fondée sur des approches mathématiques, utilisées pour modéliser des données. Pour mieux comprendre ces techniques, il faut remonter aux origines de l'intelligence artificielle en 1950, année pendant laquelle Alan Turing s'intéresse aux machines capables de penser.

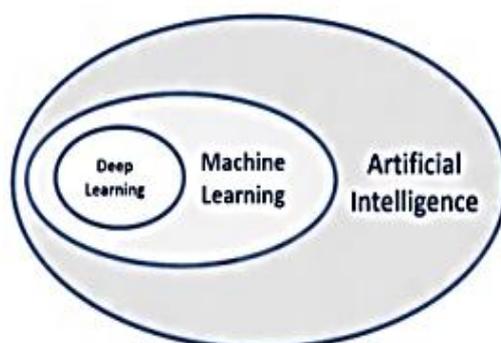


Figure 1.21. Relation entre AI , ML et DL

Cette réflexion va donner naissance au machine learning, une machine qui communique et se comporte en fonction des informations stockées. Deep learning est un système avancé basé sur le cerveau humain, qui comporte un vaste réseau de neurones artificiels. Ces neurones sont interconnectés pour traiter et mémoriser des informations, comparer des problèmes ou situations quelconques avec des situations similaires passées, analyser les solutions et résoudre le problème de la meilleure façon possible,[18].

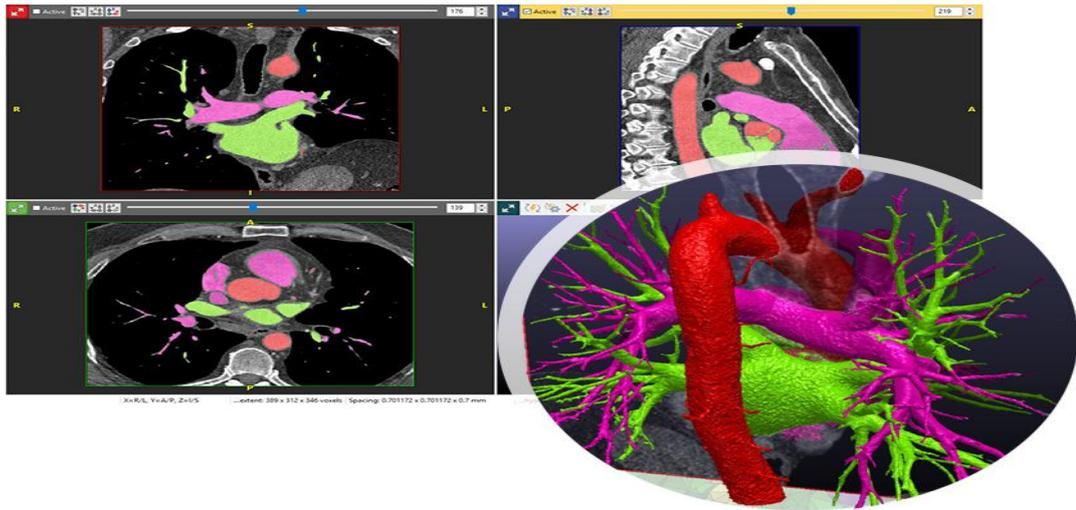


Figure 1.22. Médicale image segmentation avec Machine Learning

## 5.2 Fonctionnement du deep Learning

Deep Learning s'appuie sur un réseau de neurones artificiels s'inspirant du cerveau humain. Ce réseau est composé de dizaines voire de centaines de «couches» de neurones, chacune recevant et interprétant les informations de la couche précédente. Le système apprendra par exemple à reconnaître les lettres avant de s'attaquer aux mots dans un texte, ou détermine s'il y a un visage sur une photo avant de découvrir de quelle personne il s'agit, [18].

## 5.3 A quoi sert le deep learning

Deep learning est d'une grande utilité dans l'univers des technologies de l'information et de la communication.

Il est employé dans les systèmes de reconnaissance faciale et vocale qu'embarquent certains smartphones, et en robotique pour que les équipements intelligents puissent avoir la réaction attendue dans une situation donnée (par exemple un réfrigérateur intelligent qui émet un signal d'alarme s'il détecte une porte restée ouverte ou une température anormale au sein des compartiments).

Ces technologies sont aussi présentes dans les systèmes de traduction automatique, dans les voitures et autres véhicules autonomes, en médecine pour établir un diagnostic à partir d'un examen d'imagerie (radio, IRM, scanner), en physique pour rechercher des particules et dans le domaine artistique pour reproduire une œuvre,[18].

## 6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons abordé le sujet de l'imagerie tridimensionnelle réputé sous le nom de la 3D. Nous avons exposé les généralités et les notions de base sur les images 3D. Nous nous sommes focalisés sur l'imagerie médicale et les différentes visualisations possibles qui existent actuellement et qui facilitent énormément la tâche aux médecins. Pour notre travail, nous avons choisis l'imagerie médicale (IRM).

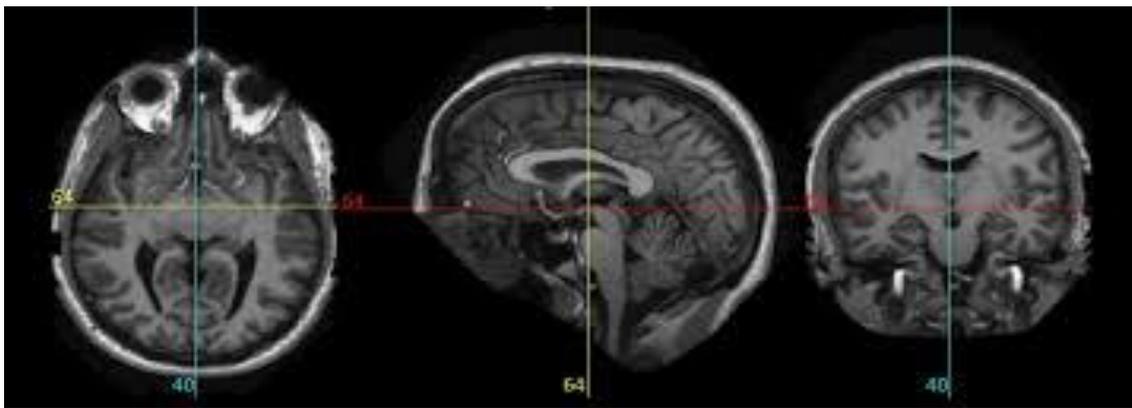
---

# Chapitre 2 :

## Segmentation des

### images médicales 2D

### et 3D



## 1. Introduction

En traitement d'image, la segmentation est un processus visant à décomposer la séquence d'images en un ensemble de régions .Ou classes Homogènes au sens d'un ou plusieurs critères.

Segmentation consiste à délimiter des organes, pathologies ou autres structures anatomiques dans une modalité d'imagerie donnée par des procédures manuelles ou automatiques. La segmentation d'organes permet de disposer d'informations anatomiques qui ne sont pas directement disponibles par l'analyse visuelle de l'image comme par exemple la forme ou le volume d'un organe. Ces informations peuvent s'avérer très utiles à la fois en termes de diagnostic et de traitement. Les segmentations sont aussi indispensables pour la planification de nombreux gestes médicaux/chirurgicaux comme par exemple l'établissement d'un planning dosimétrique en radiothérapie. Les procédures manuelles sont souvent coûteuses en temps et complexes à réaliser, particulièrement en 3D. En effet, la segmentation manuelle d'organes dans un volume 3D se fait toujours par l'intermédiaire de coupes 2D taillées dans le volume. Ceci constitue un problème majeur en termes de reconstruction 3D d'une part et d'analyse visuelle d'images d'autre part. De plus, l'expertise humaine peut produire des erreurs difficilement contrôlables et mesurables. L'intérêt de procédures automatiques ou semi-automatiques est donc très grand. Tout ceci doit expliquer que les méthodes de segmentation sont un problème majeur de l'analyse des images médicales.

Les méthodes de segmentation automatiques ont deux intérêts majeurs :

- diminuer le temps passé par l'expert pour obtenir une segmentation
- obtenir des résultats plus reproductibles que ceux obtenus par l'expertise humaine

## 2. Segmentation des images médicales deux dimensions (2D)

Dans les années 1950-1960, le traitement d'images a été soutenu par toutes les applications où les signaux manipulés étaient dégradés (problèmes de transmission, d'acquisition...). Ceci a conduit à de nombreux travaux sur la restauration et l'amélioration d'images. La restauration concernait les opérations visant à corriger les défauts afin de trouver le signal initial. L'amélioration visait quant à elle à fournir une image la plus agréable possible pour l'œil humain lors de sa visualisation. Cette époque a été marquée par un changement net sur l'approche des signaux numérique. En effet, la théorie du signal nous dit qu'il est toujours préférable de corriger ou d'atténuer un bruit sur un signal avant son passage

au numérique, c'est-à-dire sous sa forme analogique. Les chercheurs vont faire le choix de numériser avant de corriger afin de bénéficier de la puissance émergente, à cette époque, des ordinateurs. Ce choix va induire des développements très importants dans ce nouveau domaine : le traitement d'images numériques [21].

A partir d'une image numérique, il convient d'extraire les informations pertinentes, les traiter puis les interpréter. Le terme générique d'analyse d'images désigne l'ensemble de ces opérations. Parmi les challenges du traitement d'images celui de l'automatisation de l'interprétation des images biomédicales est certainement le plus étudié ces dernières années.

En analyse d'images, on distingue les traitements de bas-niveau (traitement d'image), et les traitements de haut-niveau (interprétation d'images). Les traitements de bas-niveau opèrent, en général, sur les grandeurs calculées à partir des valeurs attachées à chaque point de l'image sans faire nécessairement la liaison avec la réalité qu'elles représentent. Par exemple, la détection de contours est un traitement de bas-niveau qui est effectué sans « comprendre » l'image, le contour détecté peut très bien ne pas correspondre à un bord d'objet dans la réalité et ne présenter aucun intérêt (création d'artefacts liés à un éclairage non homogène, par exemple). Les traitements de bas-niveau opèrent plutôt sur des données de nature numérique. A l'opposé, les traitements de haut-niveau s'appliquent à des entités de nature symbolique associées à une représentation de la réalité extraite de l'image ; ils sont relatifs à l'interprétation et à la compréhension de l'image exprimée avec des mots vocabulaire de l'application. Par exemple, des zones d'une image aérienne peuvent être caractérisées par leur forme (rectangulaire...). La segmentation est un traitement de bas-niveau qui consiste à créer une partition de l'image  $I$  en sous ensemble  $R_i$  appelés régions, tels que :

$$\forall i, R_i \neq \emptyset$$

$$\forall i, j; i \neq j, R_i \cap R_j = \emptyset$$

$$I = \bigcup_i R_i$$

Une région est un ensemble connexe de points image (pixels) ayant des propriétés commune (intensité, texture, ...) qui les différencient des pixels des régions voisines. Les connaissances utilisées sont les plus souvent du domaine de l'image numérique et du traitement du signal, [21].

Il n'y a pas de méthode unique de segmentation d'une image, le choix d'une technique est lié:

- à la nature de l'image :
  - éclairage non homogène, reflets
  - présence de bruit
  - contours flous
- Aux opérations situées en aval de la segmentation :
  - localisation, mesure, calcul 3D
  - reconnaissance des formes, interprétation
  - diagnostic, contrôle, qualité
- Aux primitives à extraire :
  - contours, segments de droite, angles,...
  - régions, formes
  - texture
- Aux contraintes d'exploitation :
  - complexité algorithmique, fonctionnement en temps réel
  - taille de la mémoire disponible en machine.

Du fait de cette diversité, il est difficile de définir, de manière absolue, une « bonne » segmentation. La segmentation n'est pas une fin en soi, sa qualité est fonction des résultats obtenus par les traitements situés en aval qui utilisent les primitives extraites. La segmentation fait référence aux notions de différence et de similarité comme les perçoit le système visuel humain et ceci donne naissance à deux approches couramment qualifiées d'approche « frontière » et l'approche « région ».

Notion « frontière » est associée à une variation d'intensité ou à une discontinuité entre les propriétés de deux ensembles connexes de points. L'approche frontière regroupe les techniques de détection de contours. Ces méthodes ne conduisent pas directement à une segmentation de l'image telle qu'on l'a définie précédemment, car les contours obtenus sont rarement connexes, il faut donc procéder à une fermeture des contours si l'on souhaite une partition complète de l'image.

Notion de « région » fait référence à des groupements de points ayant des propriétés communes. Les méthodes de l'approche région aboutissent directement à une partition de l'image, chaque pixel étant affecté à une région unique [22].

En effet cette opération permet le passage d'une représentation en intensité lumineuse (niveaux de gris) à une représentation symbolique (appartenance des pixels à différentes classes de région). L'intérêt de la segmentation est de partitionner une image en plusieurs régions homogènes, au sens d'un critère fixé a priori. De nombreux critères de segmentation existent ; suivant le domaine d'application et le type d'images traités, le critère prendra en compte le niveau de gris, la texture, la couleur, le mouvement...etc. [23]

### 3. Définition de la segmentation

Segmentation est une des étapes critiques de l'analyse d'images qui conditionne la qualité des mesures effectuées ultérieurement. C'est généralement une première étape d'un traitement plus complexe comme la reconnaissance de formes. Elle permet de cerner les formes des objets sur lesquels doit porter l'analyse, de délimiter des régions (l'intérêt de les extraire du fond). Une bonne méthode de segmentation sera celle qui permettra d'arriver à une bonne interprétation. Elle devra donc avoir simplifié l'image sans pour autant en avoir trop réduit le contenu [25].

À ce jour, il existe des nombreuses méthodes de segmentation qui sont pratiquement toutes sensibles au bruit. Il est donc nécessaire de commencer par nettoyer l'image en appliquant les filtres usuels d'atténuation le bruit. Parmi les approches (la segmentation les plus connues), on peut citer : **la segmentation basée sur le seuillage, la segmentation basée sur les régions et la segmentation basée sur les contours et segmentation par classification.**

En d'autres termes, les conditions suivantes doivent être vérifiées :

- Chaque pixel doit appartenir à une classe.
- Les régions doivent être homogènes.
- Les régions doivent être deux à deux disjointes.

#### 3.1 Différentes méthodes de segmentation

Plusieurs méthodes de segmentation d'image ont été développées selon le domaine d'application, cependant elles sont regroupées en trois catégories.

##### 3.1.1 Segmentation par seuillage

Seuillage est la technique de segmentation la plus répandue pour extraire les objets du fond de l'image. Les avantages de cette technique sont sa facilité de mise en œuvre et son efficacité dans les systèmes en temps réel. Cette technique est basée sur l'hypothèse que les

objets peuvent être distingués par leur niveau de gris. Le seuil optimal est celui qui permet de séparer les objets entre eux ou différents objets du fond. Le challenge de cette technique est de trouver ce seuil optimal de manière automatique [23].

Seuillage a pour objectif de segmenter une image en plusieurs classes en n'utilisant que l'histogramme. L'idée générale de ces méthodes consiste à isoler des pics de l'histogramme. Ces méthodes sont de mise en œuvre assez simple et de performances souvent réduites car elles ne tirent pas profit de l'aspect spatial de l'information d'image. Elles sont recommandées dans les cas suivants : Lorsque les images présentent des classes évidentes : documents écrits ou schémas en noir et blanc ou en couleur, objets très contrastés (par exemple cellules d'une biopsie ou avion sur un ciel), etc. Lorsque les images sont définies sur de nombreux canaux (images multi- ou hyper spectrale), ce qui enrichit l'information portée par l'histogramme.

On distingue essentiellement trois catégories de méthodes de seuillage, par  $I[s]$  son niveau de gris et par  $p(s)$  le résultat d'un opérateur local agissant sur un voisinage  $V(s)$  du site  $s$ , le seuillage peut alors être associé à un opérateur  $T(s, I[s], p(s))$ . On parle alors de :

- Seuillage **global** si  $T$  ne dépend que de  $I[s]$ .
- Seuillage **local** si  $T$  ne dépend que de  $I[s]$  et de  $p(s)$ .
- Seuillage **dynamique** si  $T$  dépend de  $I[s]$ , de  $p(s)$  et de  $s$ .

Dans la plupart des cas, et ce pour des raisons liées aux difficultés techniques et aux domaines d'application, l'opération de seuillage est assimilée à la comparaison à un seuil définissant la limite entre la classe « fond » et la classe « objet ». On parle alors de binarisation. L'extension au cas de plusieurs seuils est souvent désignée sous le terme de multi seuillage ou classification.

D'une autre manière :

- **Seuillage global** : un seuil pour toute l'image.
- **Seuillage local** : un seuil pour une portion de l'image.
- **Seuillage adaptatif** : un seuil qui s'ajuste selon les images/partie de l'image.

La figure 2.1 et 2.2 représente un exemple de seuillage pour le cas d'un histogramme bimodal

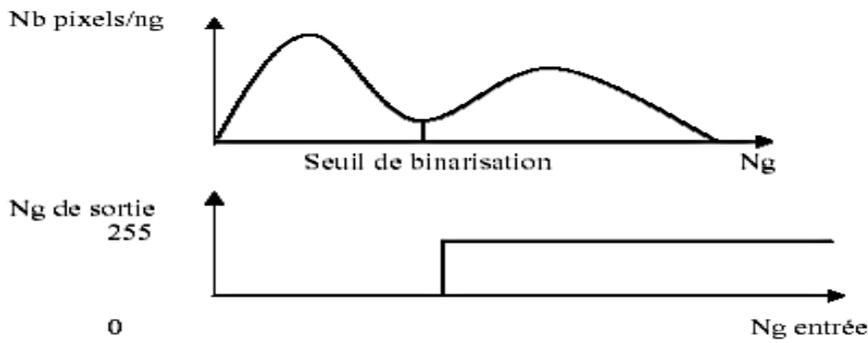


Figure 2.1. Cas du seuillage d'un histogramme bimodal

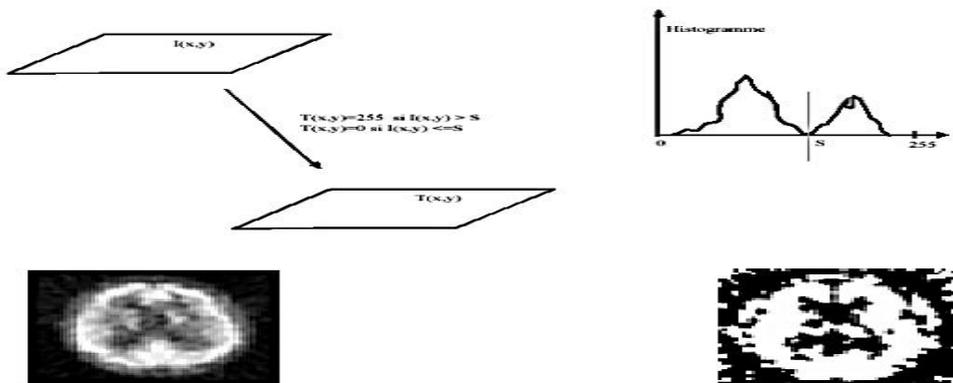


Figure 2.2. Exemple de binarisation

Cas d'un histogramme multimodal :

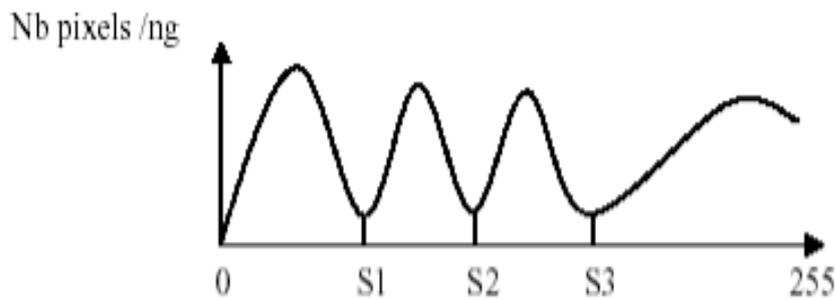


Figure 2.3. Cas du seuillage d'un histogramme multimodal

### a. Seuillage global

Généralement, cette méthode est utilisée pour segmenter les images en divisant leur espace d'intensités en bandes. L'objectif de seuillage global est de déterminer des seuils et l'identification de ces seuils peut être réalisée par l'analyse de l'histogramme et la recherche des minimaux locaux. Cette technique a l'avantage d'être simple et rapide. Mais, inconvénient de seuillage global c'est qu'on ne tient pas compte des relations spatiales entre les pixels et par conséquent rien ne permet d'assurer que les pixels sélectionnés seront proche,[26].

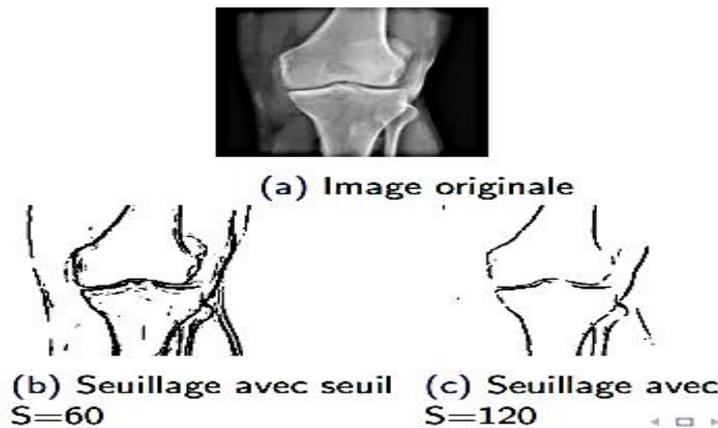


Figure 2.4. Exemple seuillage global

### b. Seuillage local

L'objectif de seuillage local est de déterminer un seuil pour une portion de l'image. Dans cette technique de seuillage, le seuil en tout point de l'image est fonction de l'illumination dans le voisinage.

Donc l'image est partitionnée en différentes sous régions et un seuil est déterminé pour chacune.

De ces sous régions. Pour les zones dans lesquelles la définition d'un seuil n'est possible, le seuil est déterminé par interpolation à partir des zones voisines.

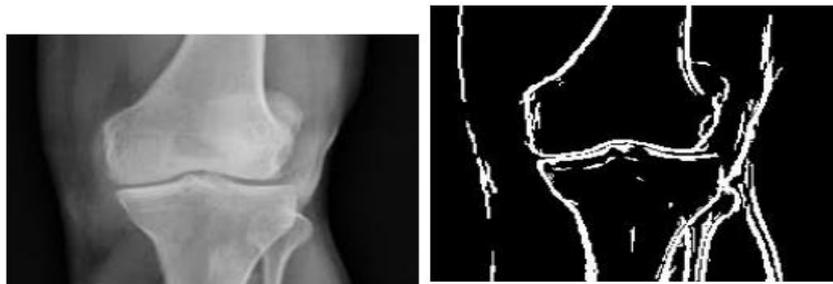


Figure 2.5. Exemple seuillage local

### c. Seuillage hystérésis

Cette technique utilise deux seuils : un seuil haut et un seuil bas. En dessous du seuil bas, on considère qu'il ne s'agit pas d'un contour. Au-dessus du seuil haut, on estime qu'il y a un contour. Entre les deux seuils, on ne garde comme points de contour que ceux qui sont connexes. L'avantage de ce seuillage est qu'il permet d'obtenir plus d'ensembles de points connexes en amont. [26]

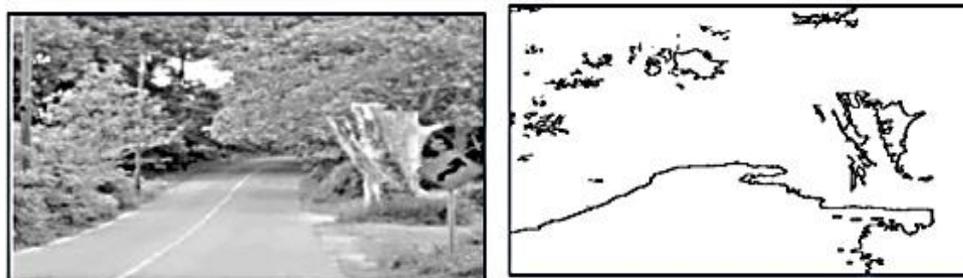


Image originale

Seuillage avec hystérésis (valeurs de seuil : 80 et 100)

**Figure 2.6.** Exemple seuillage hystérésis

### 3.1.2 Segmentations par région

Méthodes de l'approche région cherchent à regrouper directement des pixels ayant une propriété commune. L'ensemble des regroupements de pixels définit à la fin une segmentation de l'image [27]. On peut trouver deux méthodes de segmentation par région : croissances de région et la méthode split and merge.

#### a. Croissances de région (growing region)

Croissance s'effectue à partir des pixels initiaux appelés "germes". Ces germes peuvent être sélectionnés de façon aléatoire ou automatique,[28].

Les pixels connexes à un germe respectant un certain critère de similarité (niveau de gris, texture...) sont intégrés dans le germe. Les pixels non intégrés aux régions peuvent générer eux-mêmes de nouvelles régions ou être comme même assimilés à la région la plus proche. La croissance de région s'interrompt lorsque les pixels adjacents aux régions sont affectés,[28].

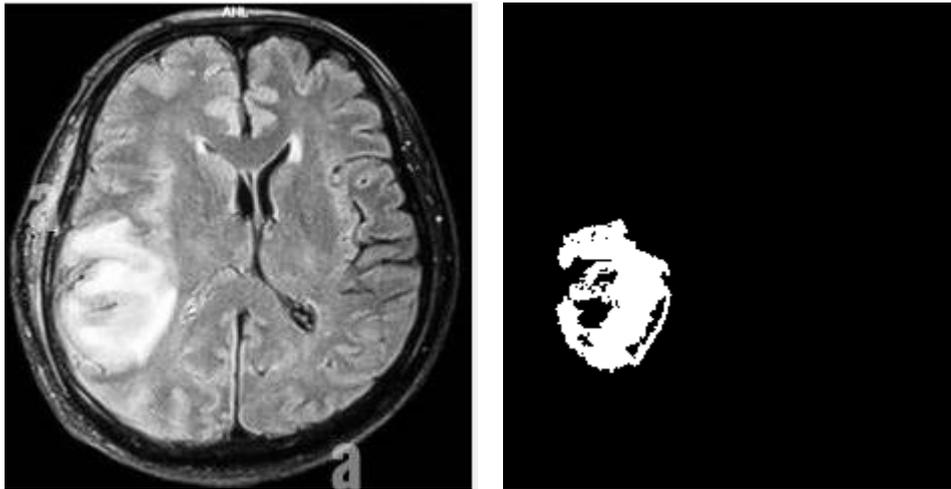


Figure 2.7. Segmentation par croissance de régions

### b. Méthode split and merge

Cette méthode a été présentée par la première fois en 1974 par Pavlidis et Horowitz. Son principe est de combiner les deux méthodes division et fusion de régions de la manière suivante : Une première étape de division donne comme résultat une image divisée en plusieurs régions. Par la suite une étape de fusion intervient afin de corriger les résultats obtenus par la première étape, en regroupant les régions similaires. Ce procédé est répété jusqu'à l'obtention d'une bonne segmentation,[29].

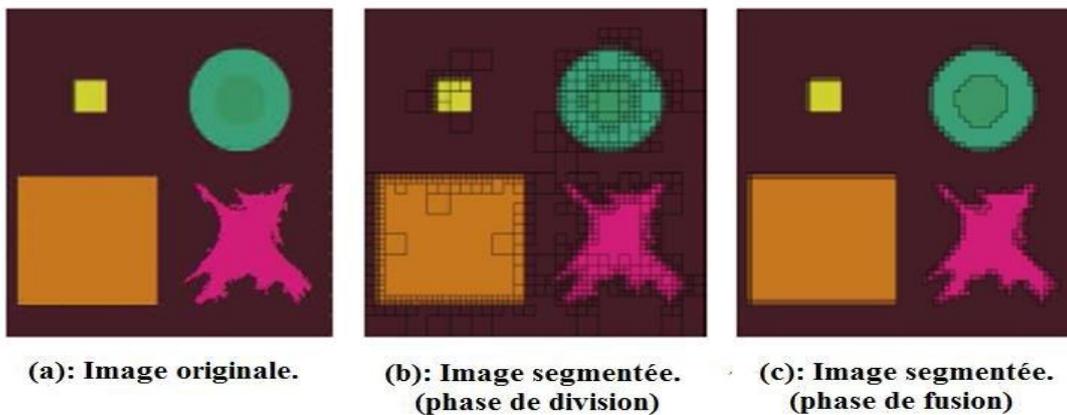


Figure 2.8. Présentation de la segmentation par méthode split and merge

### 3.1.3 Segmentation par contour

Un contour peut être défini comme étant la limite ou la frontière entre régions adjacentes dans une image. L'approche contour consiste à identifier les transitions qui existent entre les régions. Cependant les discontinuités dans l'image ne sont pas dues uniquement aux différentes structures de l'image. Elles peuvent être provoquées par une différence d'éclairage par exemple : effet d'ombre. C'est la raison pour laquelle les contours détectés ne sont pas

toujours connexes. Pour remédier à ce problème, des techniques ont été proposées afin d'obtenir des contours fermés,[27].



Figure 2.9. Exemple de segmentation par contour

### a. Détecteurs de contour

Détecteurs permettent de calculer la norme et la direction du gradient en chaque pixel de l'image. Ces méthodes extraient des contours d'un seul pixel d'épaisseur en sélectionnant les maxima locaux des normes des gradients. De plus, l'utilisation d'une méthode de simple ou multi seuillage permet de supprimer les pixels isolés et au contraire de prolonger certaines portions de contours. Ces méthodes de mise en œuvre simple, donnent de bons résultats pour l'analyse d'image représentant des objets non texturés, fortement contractés, aux contours marqués,[28].

La figure suivante représente un exemple de détection de contours par gradient

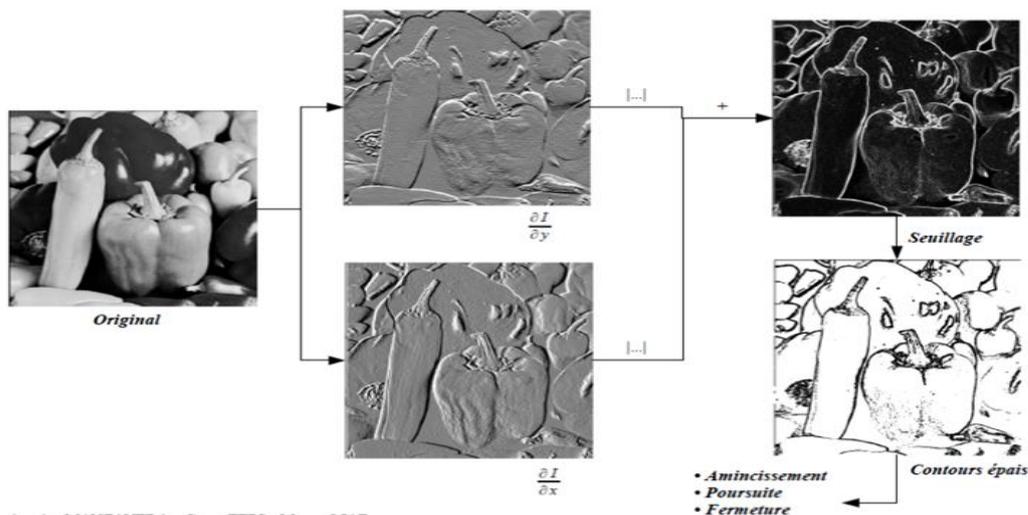
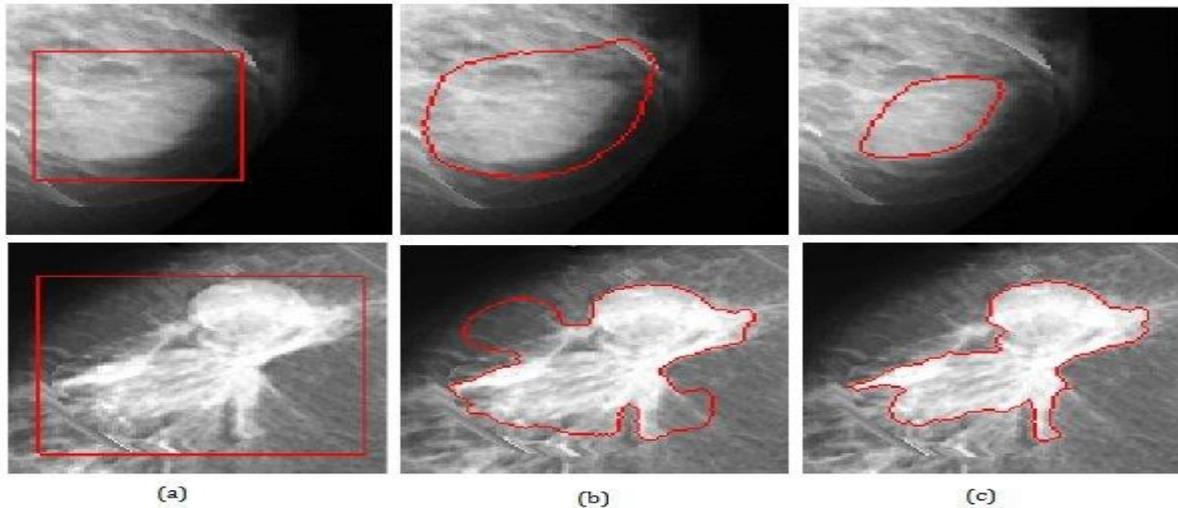


Figure 2.10. Détection de contours par gradient

## b. Contours actifs

L'intérêt principal des contours actifs ou " Snakes " est de détecter des objets dans une image en utilisant les techniques d'évolution de courbes. L'idée est à partir d'une courbe initiale, généralement un carré ou un cercle, de la déformer jusqu'à obtenir le contour de l'objet,[28].



**Figure 2.11.** Exemple de résultats de segmentation par contours actifs

### 3.1.4 Segmentation par classification

Classification est une séquence classique d'actions pour une application de reconnaissance de forme permettant :

- Le regroupement et prétraitement des données
- L'extraction des caractéristiques
- La classification proprement dite [30].

Classification des images médicales définit une partition de l'image en un ensemble de classes. Chaque classe rassemble des pixels ayant des caractéristiques (souvent réduit au niveau de gris) aussi similaires que possible et les classes obtenues doivent être aussi distincts que possible.

Classification commence par l'attribution des pixels de l'image à des classes connues à priori (c'est la classification supervisée) ou à des classes inconnues (classification non supervisée). La classification, qu'elle soit supervisée ou non, a toujours été un outil fort employé dans le domaine de l'analyse et du traitement des images numériques, en particulier à des fins de segmentation ou d'interprétation. Les méthodes de classification se répartissent en deux groupes :

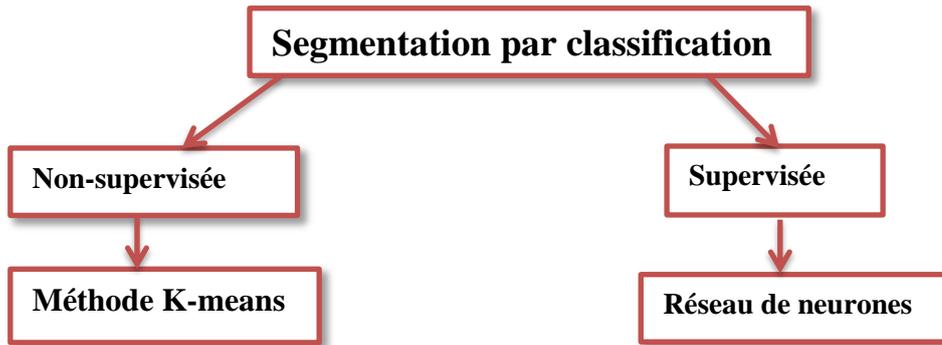


Figure 2.12. Méthodes de segmentation par classification

Principe de Segmentation par Classification :

- Détecter les Pics de l’histogramme 'composante de l’image.
- Découper l’histogramme en k classes.
- Etiqueter chaque pixel avec le numéro de sa classe.
- Exemple d’algorithme “k-means”. . .

#### a. Méthodes supervisées

Classification supervisée est un traitement avec connaissance à priori des thèmes présents dans les observations. De ce fait elle nécessite une phase d’apprentissage. L’objectif de cette classification est de concevoir une machine capable d’assigner toute observation inconnue à une classe déjà finie.

#### b. Méthodes non supervisées

But de classification non supervisée est de détecter les groupements ou les classes au sein de la population d’apprentissage sans aucune connaissance à priori sur les données à classer. Par conséquent, elle nécessite une quantité minimale d’entrées initiale,[30].

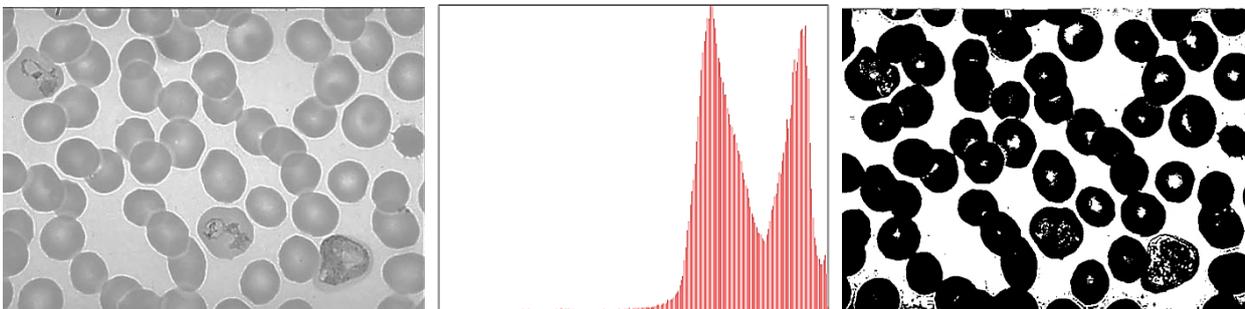
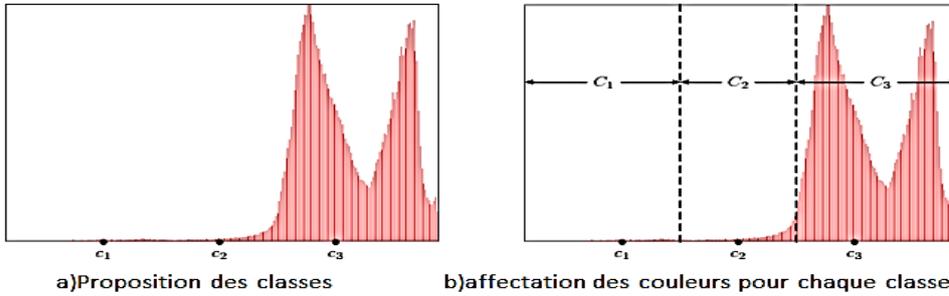


Figure 2.13. Exemple de méthode de classification

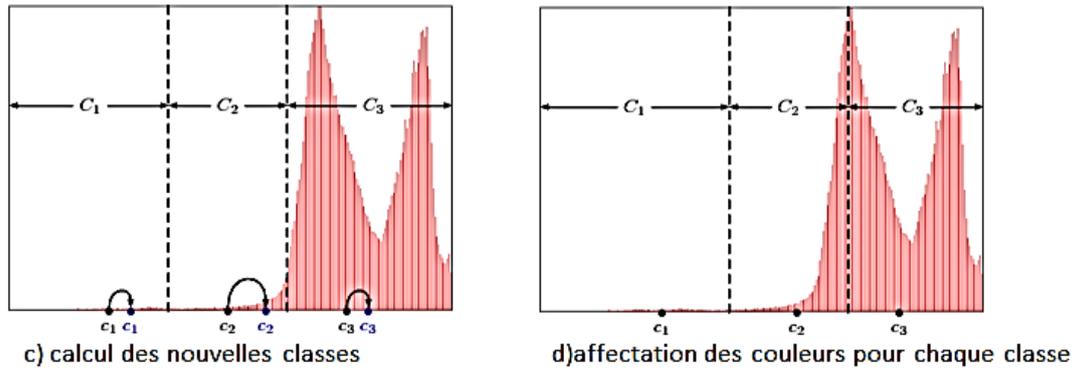
**b.1. Méthode de k-means**

C'est une méthode itérative pour découper l'histogramme en k classes (k entier choisi au départ). Les figures suivantes représente un exemple de classification par k-means.

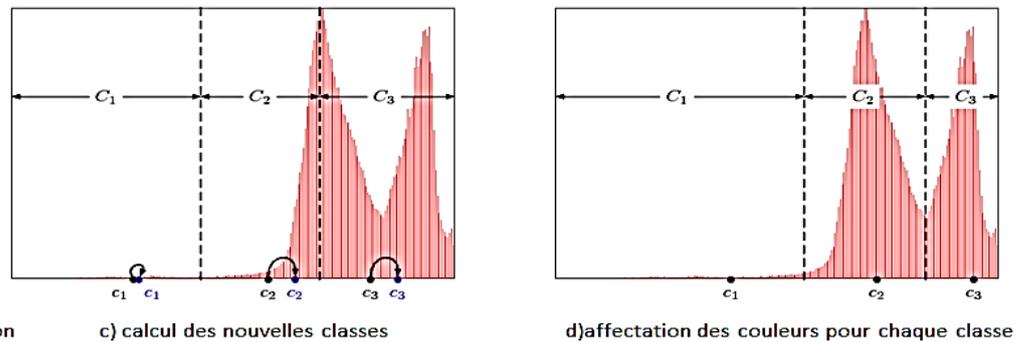
Initialisation



1ere itération



2eme itération



La figure suivante, représente un exemple de segmentation par méthode k-means

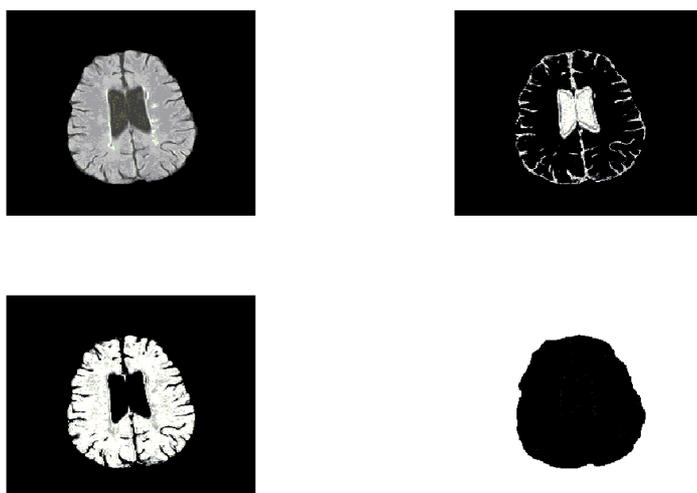


Figure 2.14. Exemple de segmentation par méthode K-means

#### 4. Segmentation trois dimensions (3D) des images médicales

Depuis peu, de nombreuses recherches sont menées pour dépasser la simple «visualisation» des données tridimensionnelles et tenter d'exploiter au maximum la richesse des informations contenues dans ce type de données. Des techniques de segmentation et de reconstruction sont peu à peu mises au point pour construire des représentations géométriques des structures anatomiques ou biologiques cartographiées dans ces données. Ces représentations constituent une information ré exploitable dans beaucoup d'autres applications.

Elles permettent la constitution d'atlas anatomiques, qui quantifient la variabilité de certaines structures anatomiques. Elles permettent à un chirurgien de planifier une opération. En radiothérapie, elles facilitent la détermination des directions « optimales » pour irradier une zone tumorale en minimisant les dégâts sur les tissus sains. Les représentations géométriques sont primordiales dans la mise au point de prothèses : celles-ci peuvent être validées « virtuellement » puis fabriquées simplement à partir de cette représentation.

Ainsi, un grand nombre d'applications nécessite des représentations géométriques des structures internes décrites par les images. Pour les construire, deux transformations doivent être faites sur les images : la segmentation qui isole les différents constituants et la reconstruction qui fabrique une ou plusieurs structures géométriques à partir des constituants

extraits. Ces transformations ne sont en général pas triviales, car les modalités d'acquisition des images ne fournissent qu'un échantillonnage du volume d'espace considéré et cet échantillonnage n'est représentatif que de certaines propriétés spécifiques des objets ou tissus observés. En conséquence, deux composantes distinctes mais de même nature seront indissociables sur l'image si elles se touchent dans la réalité. Plus problématique, deux tissus différents pourront avoir des caractéristiques communes qui les feront réagir identiquement sur certaines modalités d'acquisition. D'autres problèmes peuvent gêner le calcul de ces représentations : bruits sur les données, anisotropie des images, déformations suivant un axe, contraste ou luminosité variable dans l'espace image, artefacts produits par des objets métalliques, résolution d'échantillonnage,[31].

#### 4.1 Visualisation 3D : Reconstitution du volume à partir de coupes tomographiques

Plupart des modalités d'acquisition 3D présentent leur information sous la forme de coupes tomographiques, figure 2.15.

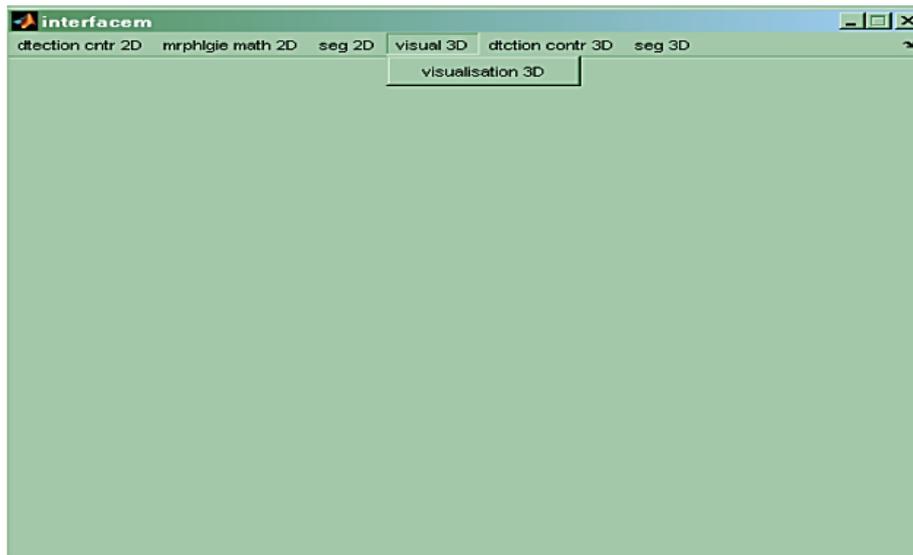


Figure 2.15. Chargement et visualisation de l'image 3D

Ces images sont caractérisées par la dimension du pixel, l'épaisseur des coupes et la distance inter-coupes. Dans la pratique, les coupes sont parallèles entre elles. Le volume est obtenu par l'empilement de la série des coupes 2D. Une épaisseur est attribuée au pixel qui devient en 3D un voxel [32].

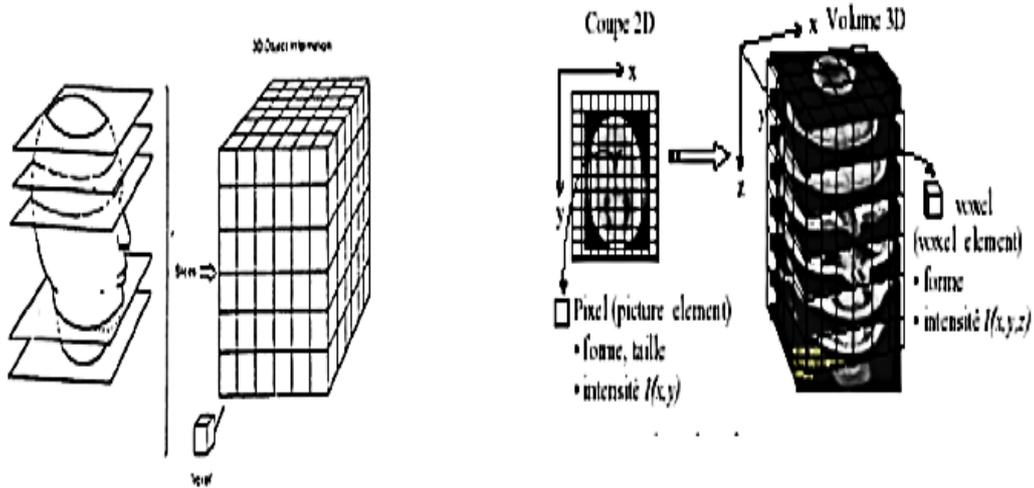


Figure 2.16. Constitution d'une base de données volumique

Prenons l'exemple du scanner, il fournit un ensemble de coupes des données suivant différents axes (coupes axiales, coupes frontales, coupes sagittales). Les coupes scanner se présentent sous forme d'une mosaïque d'images (Fig. 2.17). Nous avons mis en œuvre un algorithme pour la constitution d'une image volumique 3D à partir de la série de coupes (Fig. 2.18).

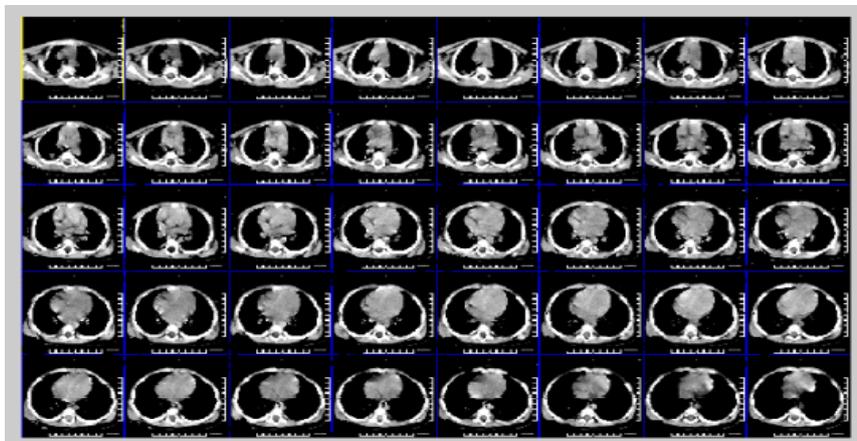
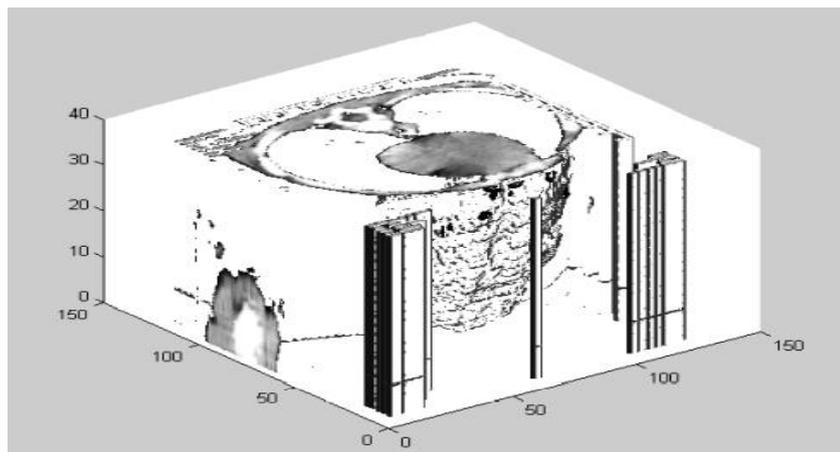


Figure 2.17. Visualisation de l'image mosaïque



**Figure 2.18.** Reconstitution 3D (Rendu volumétrique).

## 4.2 Segmentation/Reconstitution

Notre propos concerne l'extraction de structures géométriques représentant les composantes d'une image tridimensionnelle. Une image tridimensionnelle est une grille tridimensionnelle où une intensité (ou niveau de gris) est associée à chacun des nœuds de la grille.

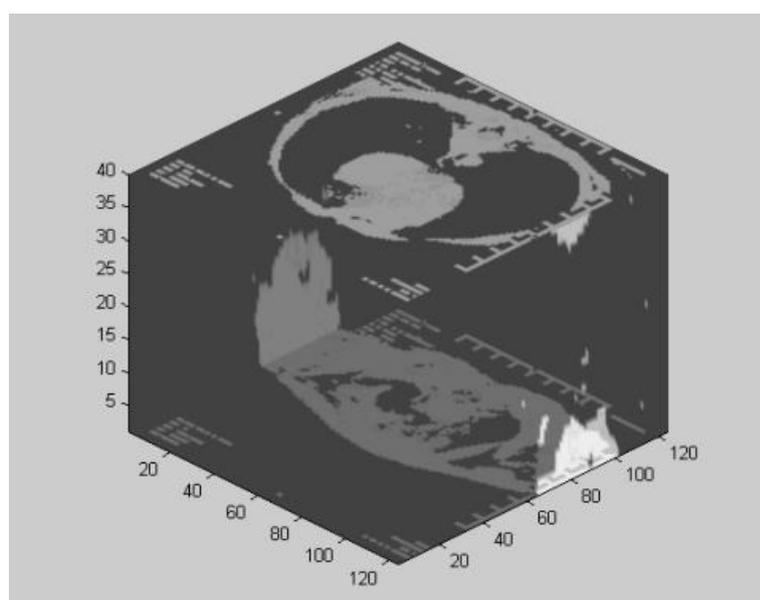
Ces nœuds sont très souvent appelés voxels de l'image. Construire une structure ou représentation géométrique à partir de ces données nécessite deux opérations essentielles, qui peuvent être disjointes ou couplées en un seul processus :

- 1.** Isoler les données appartenant à la forme ou aux formes recherchées : c'est l'opération de segmentation. Un processus de segmentation complet étiquette chaque voxel de l'image par le numéro de la composante à laquelle il appartient. L'image est ainsi partitionnée en un ensemble de régions ; cette partition est supposée refléter la partition « réelle » des objets du monde physique à partir desquels l'image a été acquise.
- 2.** Construire un ensemble de structures géométriques décrivant les données segmentées : c'est l'opération de reconstruction. Une structure « géométrique » peut être une maille polyédrique, un squelette, un agrégat de tétraèdres, ou toute autre représentation qui contient sous une forme ou sous une autre l'information de géométrie des composantes segmentées. Une telle structure peut aussi intégrer des informations topologiques, physiques ou statistiques.

L'ensemble de ces transformations sera appelé processus de segmentation/reconstruction. On distingue deux approches différentes au problème de la segmentation : l'approche région et l'approche frontière. Le fait d'opter pour l'une ou l'autre de ces approches détermine si la segmentation/reconstruction est réalisée en deux étapes distinctes ou non :

L'approche région se base sur les caractéristiques propres des constituants (exemple : répartition des niveaux de gris, texture, homogénéité) pour construire une zone dont les éléments appartiennent à la composante que l'on recherche. On dit que les voxels ont été classifiés. Cette approche nécessite des informations a priori sur les constituants pour pouvoir les différencier. De par sa formulation, un ensemble de zones (homogènes par exemple) est déterminé. Ces zones visent à définir les composantes de l'image. En collectant l'ensemble des voxels de chaque composante, une structure géométrique peut être extraite directement à partir de cet ensemble. Les propriétés (géométriques ou physiques par exemple) que l'on pourrait attribuer à cette structure n'influent donc pas sur la forme extraite. Des algorithmes discrets sont donc employés pour construire rapidement une représentation géométrique à partir de la classification des voxels.

L'approche frontière exploite les différences entre régions de l'image pour détecter les bords de chaque constituant. En conséquence, cette approche est plus indépendante des caractéristiques propres de chaque constituant. Elle est en revanche dépendante de la netteté des bords entre chaque constituant. On constate que cette approche ne construit pas une classification des voxels et la segmentation des données est partielle après cette étape. L'étape de reconstruction intègre donc une (importante) partie de l'étape de segmentation car elle doit extraire des structures géométriques à partir des données brutes et des données disparates de bords,[32]. La figure 2.19 représente un exemple de segmentation 3D d'une image médicale.



**Figure 2.19.** Segmentation 3D par classification Visualisation par projection en perspective

## 5. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les méthodes les plus utilisées pour la segmentation des images médicales. Dans notre travail, nous intéressons aux techniques de segmentation par seuillage, croissance de régions, et par l'algorithme k-means. Nous avons aussi expliqué la segmentation 3D basée sur des coupes de l'image IRM.

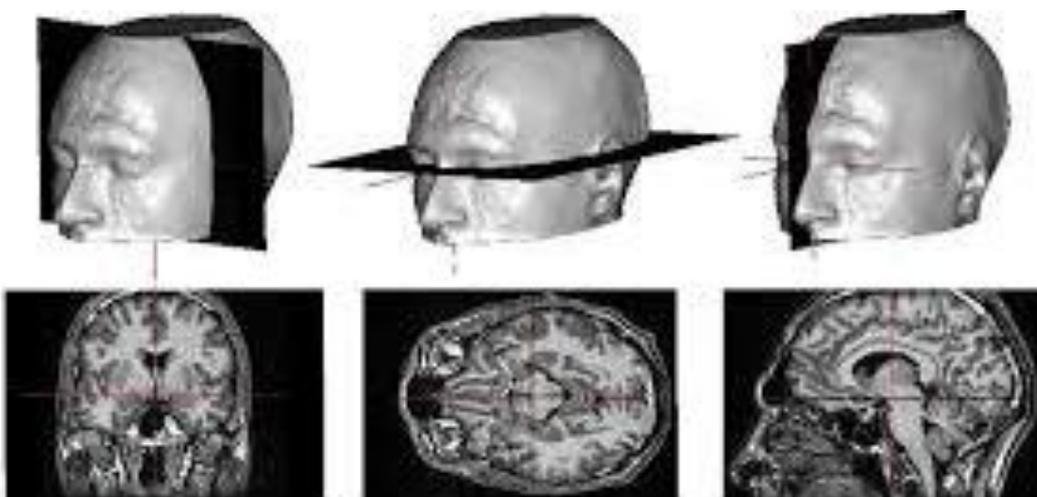
Pour notre travail dans le chapitre 3 nous allons faire l'implémentation de ces trois méthodes et nous allons aussi élaborer une comparaison en eux pour une application sur les images IRM .

---

# Chapitre 3 :

## Evaluation et Discussion

### Des Résultats



## 1. Introduction

En traitement d'image, la segmentation est un processus de haut niveau consistant à séparer l'image en zones homogènes appelées régions. Cette séparation se fait selon un ou plusieurs critères de similarité (le niveau de gris par exemple) et de proximité spatiale.

Dans ce chapitre, nous intéressons à la réalisation d'une technique de segmentation des images médicales par plusieurs méthodes.

Dans notre travail, nous utilisons différentes techniques de segmentation, afin de tirer les avantages de chacune d'elles. Nous avons appliqué trois méthodes (région, seuillage, k-means) nous avons aussi affiché résultat sous forme 3D pour extraire les caractéristiques locales de l'image, nous détaillons dans ce chapitre les différentes étapes de notre travail.

## 2. Principe de notre système

Notre système compose des étapes suivantes : acquisition, prétraitement, segmentation, reconstruction 3D, et enfin évolutions résultats.

La figure suivante présente l'implémentation de notre système :

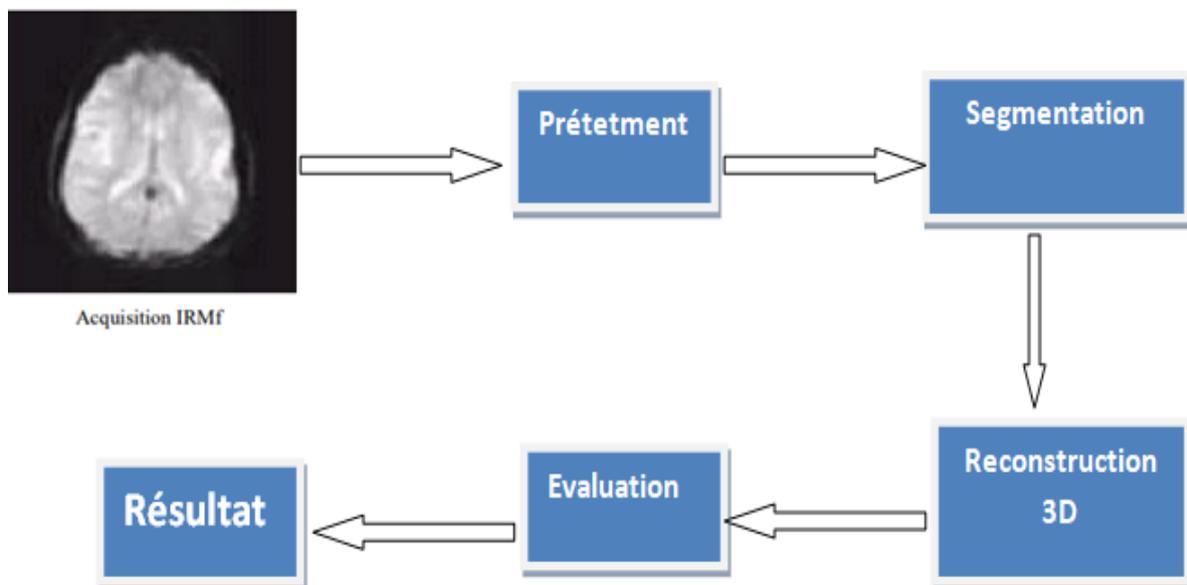


Figure 3.1. Principe de notre approche.

## 2.1. Acquisition

Dans cette étape nous avons utilisé une base de données d'images cerveau IRM. Cette base, sur laquelle repose la validation de notre travail, consiste en un ensemble des images médicales réelles obtenues par IRM de plusieurs examens tumorales du cerveau.

- a. **Format JPG :** enregistrer une photo au format jpeg est la garantie que celle-ci sera lisible partout et téléchargeable facilement. Le format JPG ou Jpeg (Join Photographic Experts Group) tient son nom d'un groupe d'experts qui a spécifié la norme. Ce format est un format de sortie, conçu pour un transport aisé et une distribution facile.
- b. **Bases de données :** nous avons créé une base de données adaptées aux besoins de notre application, la base contient 50 images, les images sont en format JPG et de même taille (256\*256) pixels.

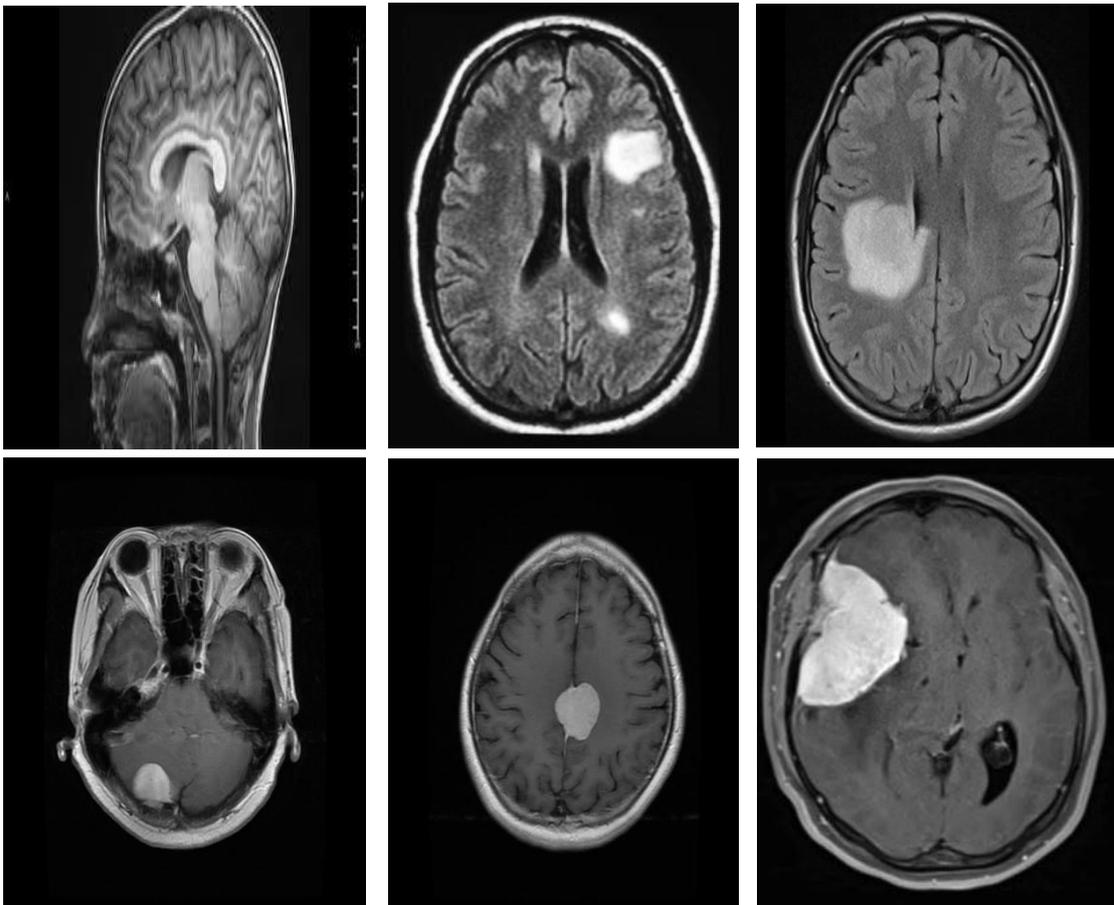


Figure 3.2. Images de testes.

## 2.2. Prétraitement

Prétraitement d'images est une étape très importante dans le traitement d'images afin d'améliorer leur qualité et faciliter la tâche au personnel médical pour extraire l'information. L'étape de prétraitement est la troisième étape après l'étape d'acquisition de l'image et de la numérisation, assurant les transformations d'images et la partie de calcul, et permettant d'aller vers une interprétation des images traitées.

## 2.3. Segmentation

Segmentation est un traitement qui consiste à créer une partition de l'image considérée, Il existe plusieurs types de segmentations Nous avons utilisé dans notre mémoire trois méthodes : Segmentation par seuillage, Segmentation par régions et Segmentation par classification (k-means).

### a. Segmentation par seuillage

Seuillage est sûrement la méthode de segmentation la plus simple. Elle consiste à tester pour chaque pixel de l'image si sa valeur est supérieure ou inférieure à un certain seuil, et produit une image binaire regroupant les résultats. Il est aussi possible d'utiliser plusieurs seuils, voire de sélectionner les pixels appartenant à une plage spécifique de niveaux de gris.

C'est une méthode globale automatique ou manuelle qui permet de trouver le seuil à partir d'un histogramme.

Dans le cas de l'image biomodel, but de cet algorithme est la binarisation des images

Ceci revient à séparer les pixels de l'image en deux classes.

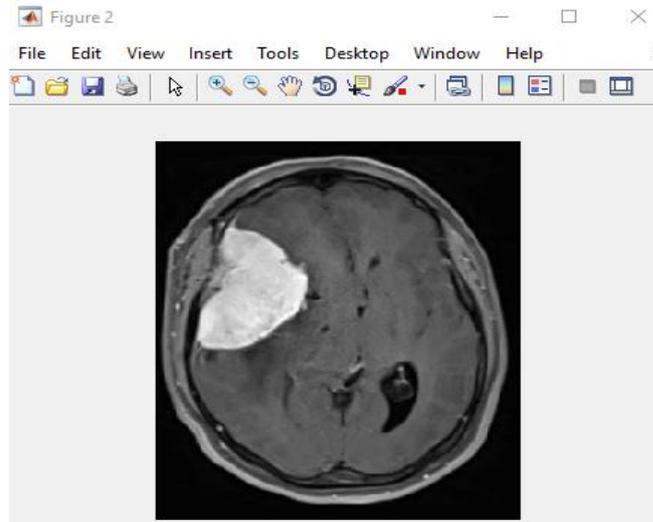


Figure 3.3. Image originale.

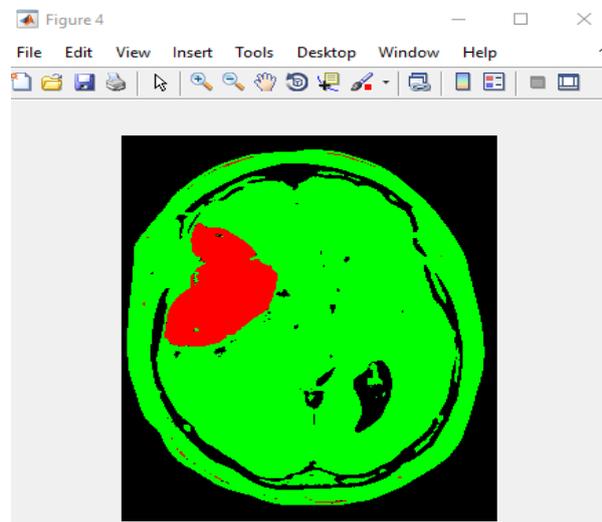
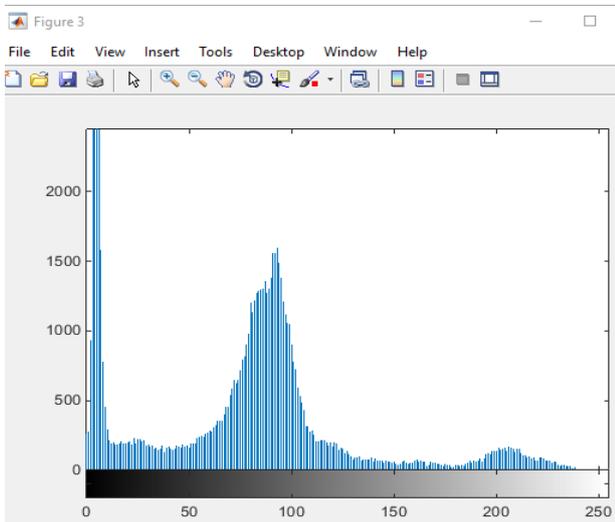


Figure 3.4. Histogramme de l'image de la figure 3.3. Figure 3.5. Image segmentée par seuillage

Grâce au résultat, obtenu après la segmentation de l'image, nous avons calculé le pourcentage ou le volume de la tumeur est  $T = 9,4640 \rightarrow (T = 9\%)$

**T: rapport de volume de tumeur**

Le tableau 1 représente trois autres exemples

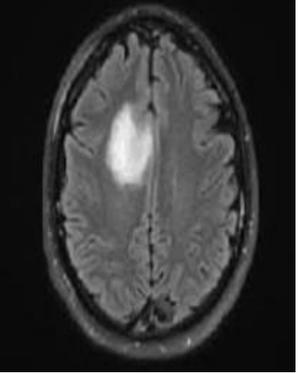
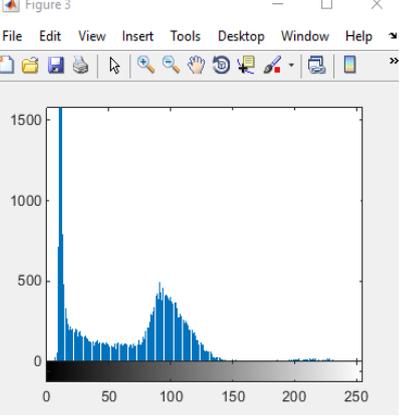
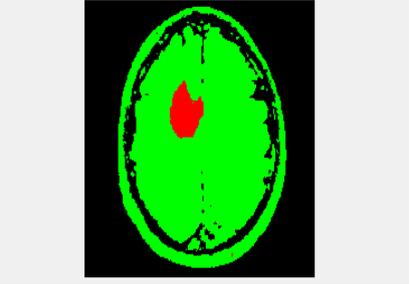
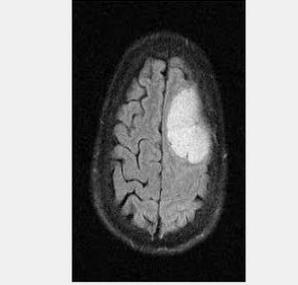
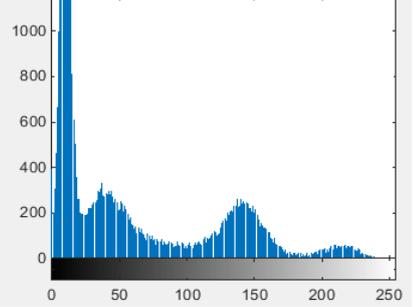
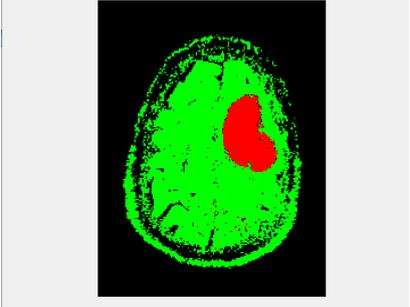
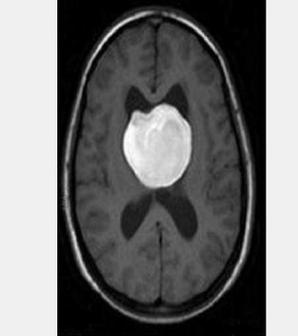
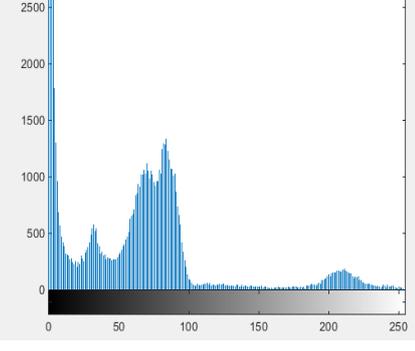
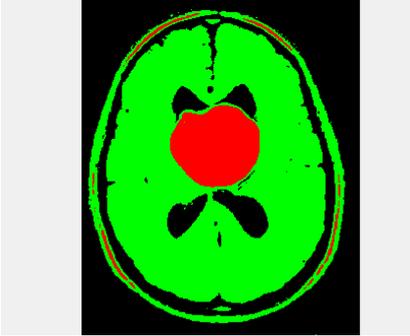
Image original	Histogramme de l'image	Image segmentée	T
			4%
			11%
			12%

Tableau 1. Images segmentées par la méthode de seuillage

### b. Segmentation par région

Principe d'un algorithme de type croissance de région est le suivant :

- On fixe un point de départ dans l'image. Ce point est appelé germe de la région cherchée.
  - On fixe un critère d'homogénéité de la région cherchée (par exemple une intensité comprise entre deux valeurs ou des critères de texture).
  - Par une procédure récursive (i.e. de proche en proche), on inclut dans la région tous les points connexes qui vérifient le critère.
- On fait ainsi croître la région tant que le critère est respecté.
- On obtient une région connexe.



Figure 3.6. Image originale.

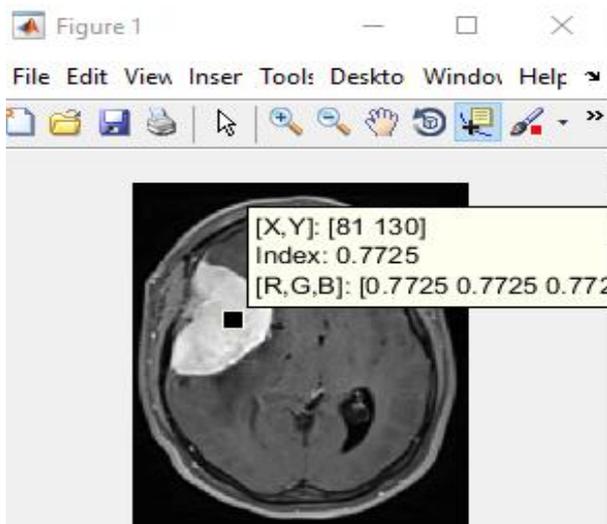


Figure 3.7. Image après sélectionner le germe.

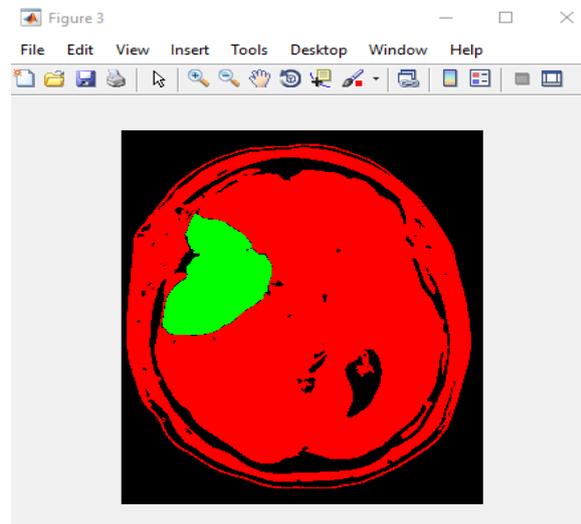


Figure 3.8. Image segmentée par la croissance de région

Grâce à ce résultat présenté après la segmentation de l'image, nous avons calculé que le pourcentage ou le volume de la tumeur est  $T = 9,9140$

Le tableau 2 représente trois autres exemples

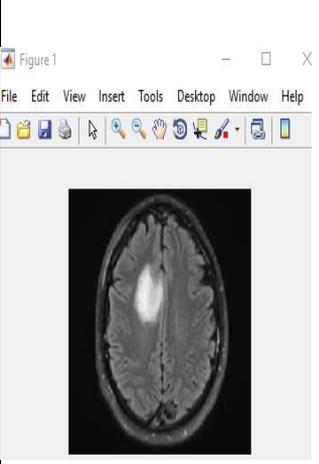
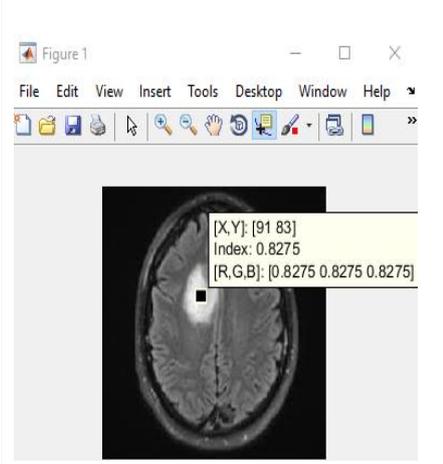
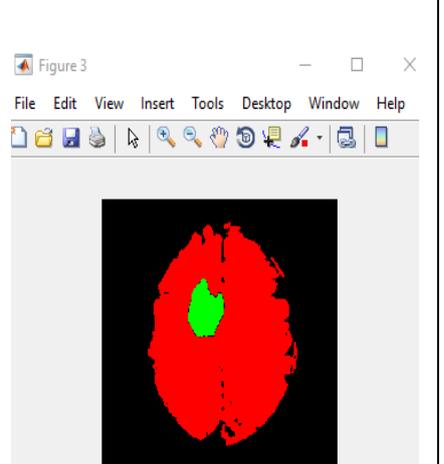
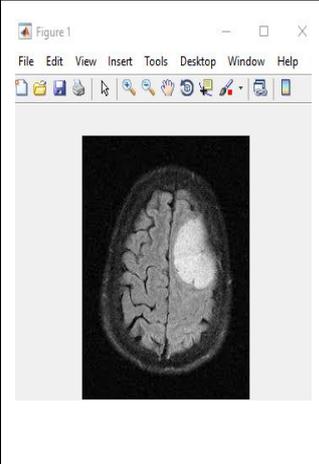
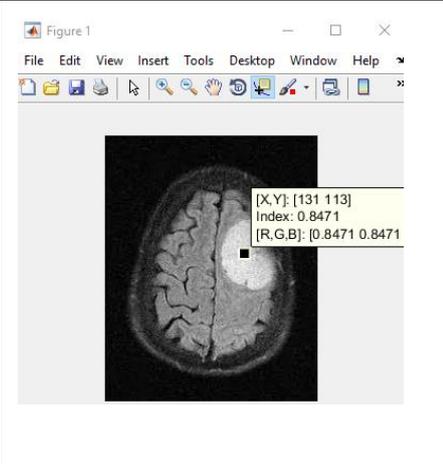
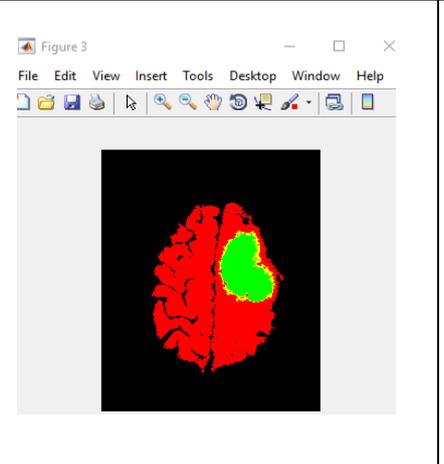
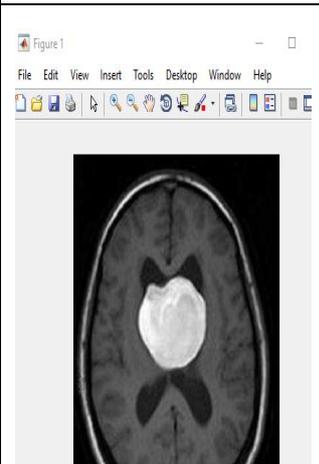
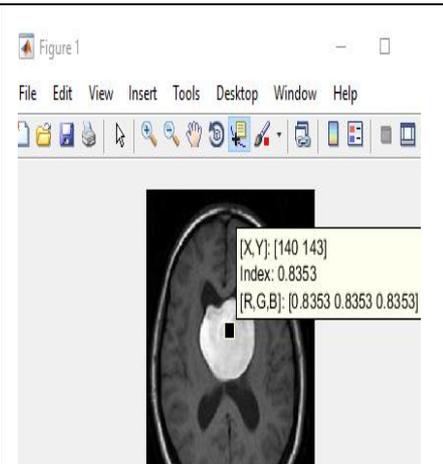
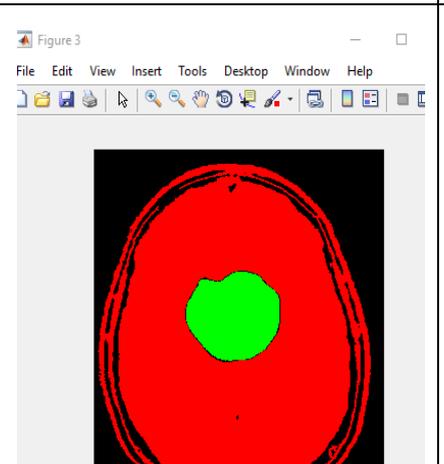
Image original	Image après sélectionner le germe	Image segmentée par la croissance de région	T
			6%
			18%
			9%

Tableau 2. Trois exemples d'images segmentées par la méthode de région

### c. Segmentation par la méthode k-means

Est un algorithme de classification non supervisée.

L'algorithme de K-means permet de trouver des classes différentes dans des données.

Les classes qu'il construit : une classe n'est jamais incluse dans une autre.

L'algorithme fonctionne en précisant le nombre de classes attendues (proposée).

*L'algorithme se déroule de 4 étapes:*

- 1) Partitionnement des données en k sous-ensembles (non vides).
- 2) Calcul des centres des groupes de la partition courante.
- 3) Les données sont affectées au groupe dont le centre leur est le plus proche.
- 4) Retour à l'étape 2.



**Figure 3.9.** Image originale.

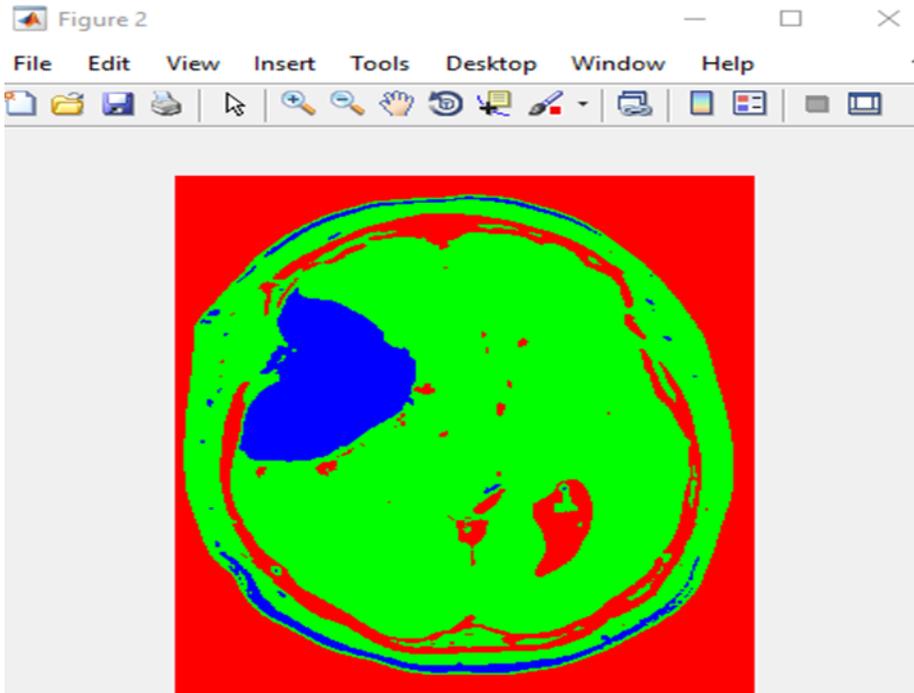


Figure 3.10. Image segmentée par méthode k-means

Grâce à ce résultat présenté après la segmentation de l'image, nous avons calculé que le pourcentage ou le volume de la tumeur est  $T = 18,3570 \rightarrow (T = 18\%)$

Tableau 3 représente trois autres exemples

Image originale	Image segmentée par méthode k-means	T
		<b>5%</b>

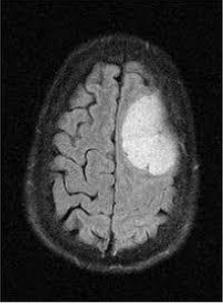
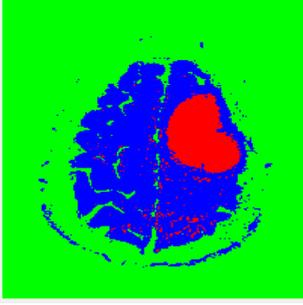
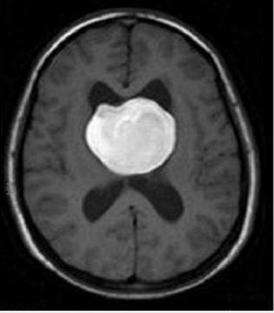
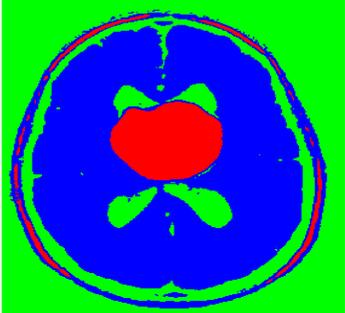
		<p><b>18%</b></p>
		<p><b>14%</b></p>

Tableau 3. Images segmentées par la méthode de k-means.

### 3. Segmentation en 3D

Traitement d'images 3D est couramment utilisé en imagerie médicale. Nous avons également utilisé des techniques de segmentation d'images 3D en **Matlab** pour détecter et analyser des échantillons de tissus. Dans notre travail nous utilise les trois méthodes (seuillage, région, k\_means en 3d).et nous avons présents les résultats 3D par l'application volume viewer 3D de **Matlab**.

#### 3.1 Méthode de seuillage en 3D

La figure (Figure 3.11.a) représente un exemple de seuillage 3D.

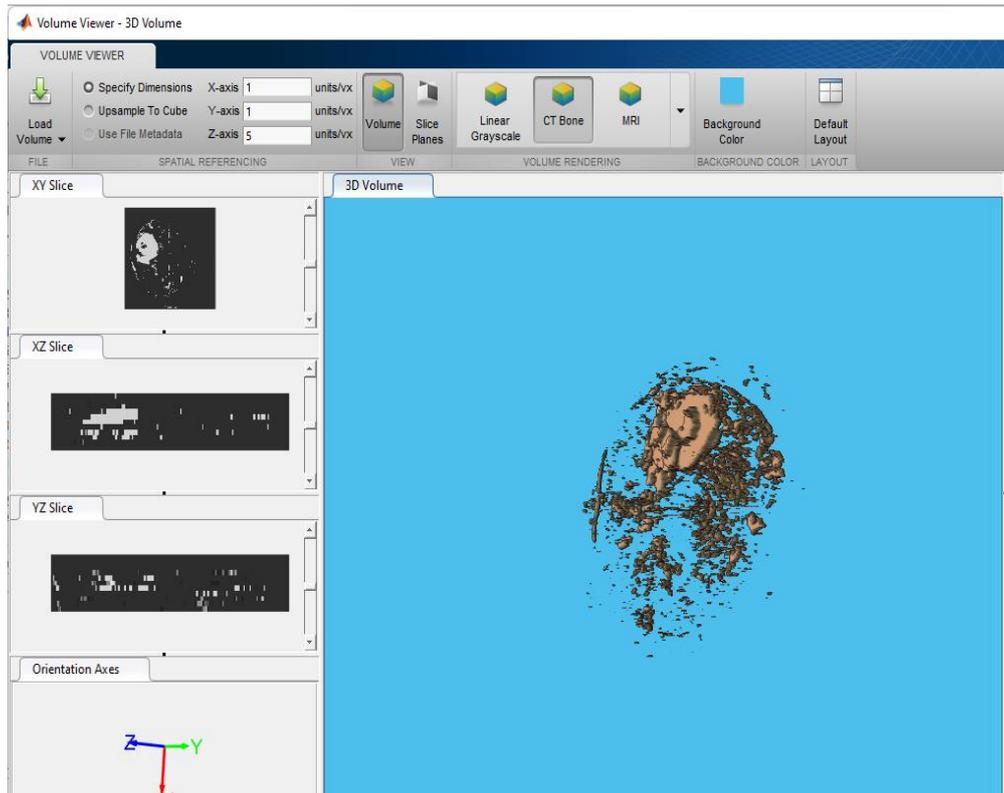


Figure 3.11.a. Segmentation par seuillage en 3D.

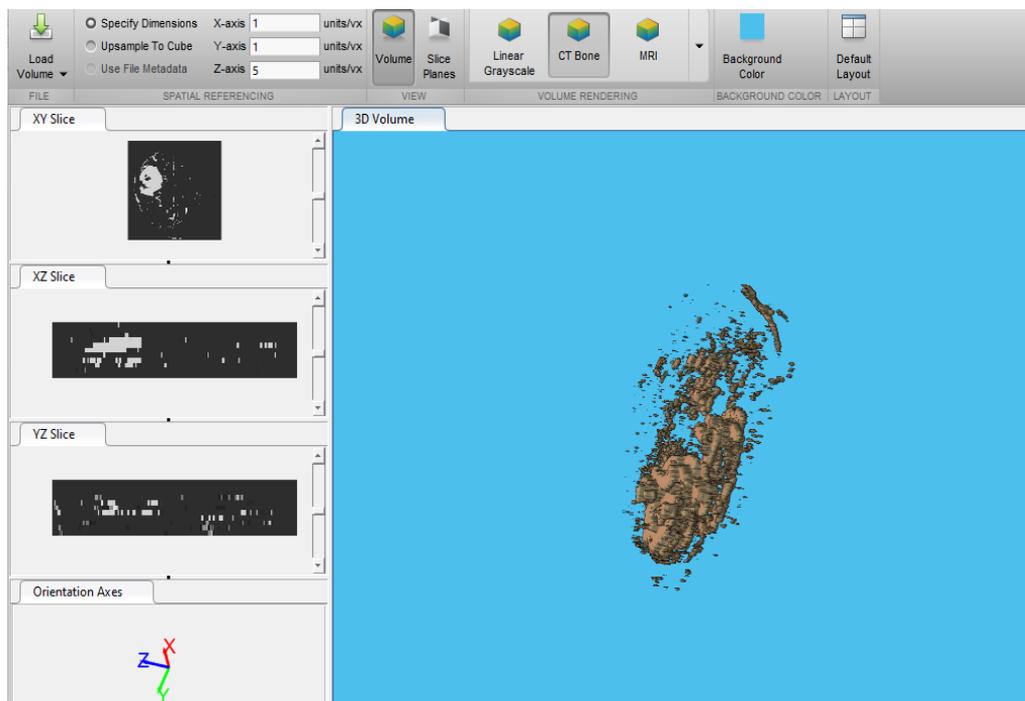


Figure 3.11.b. Segmentation par seuillage en 3D

### 3.2 Méthode de segmentation par région en 3D

La figure (Figure 3.12.a) représente un exemple de région 3D.

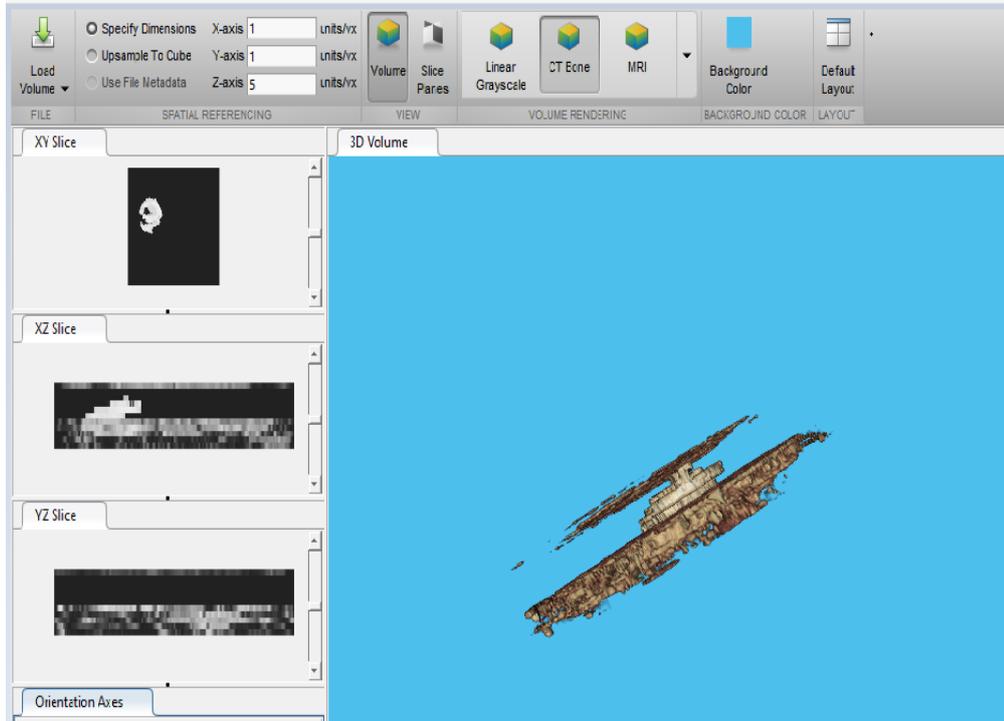


Figure 3.12.a. Segmentation par région en 3D

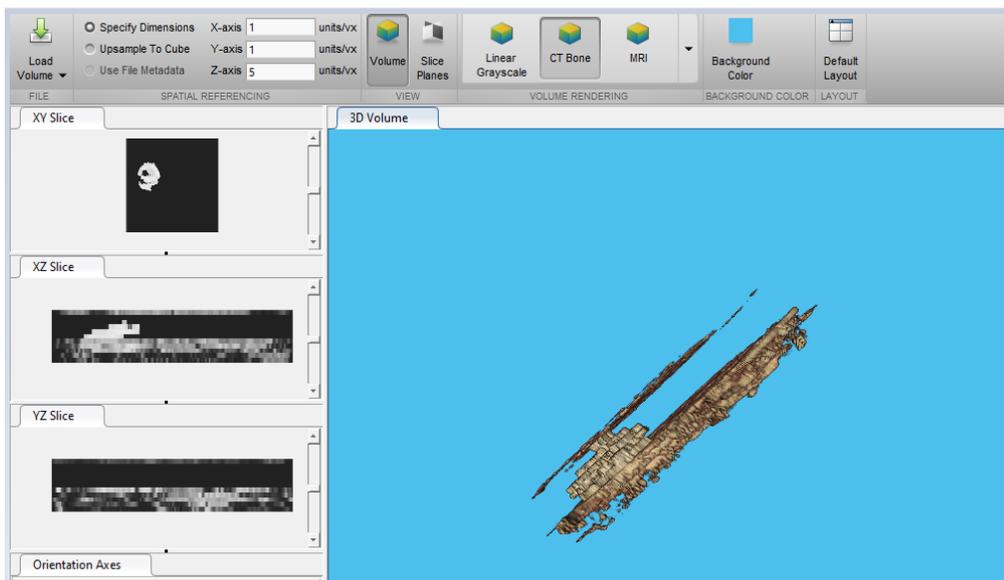


Figure 3.12.b. Segmentation par région en 3D

### 3.3 Méthode de segmentation k-means en 3D

La figure (Figure 3.13.a) représente un exemple de région 3D.

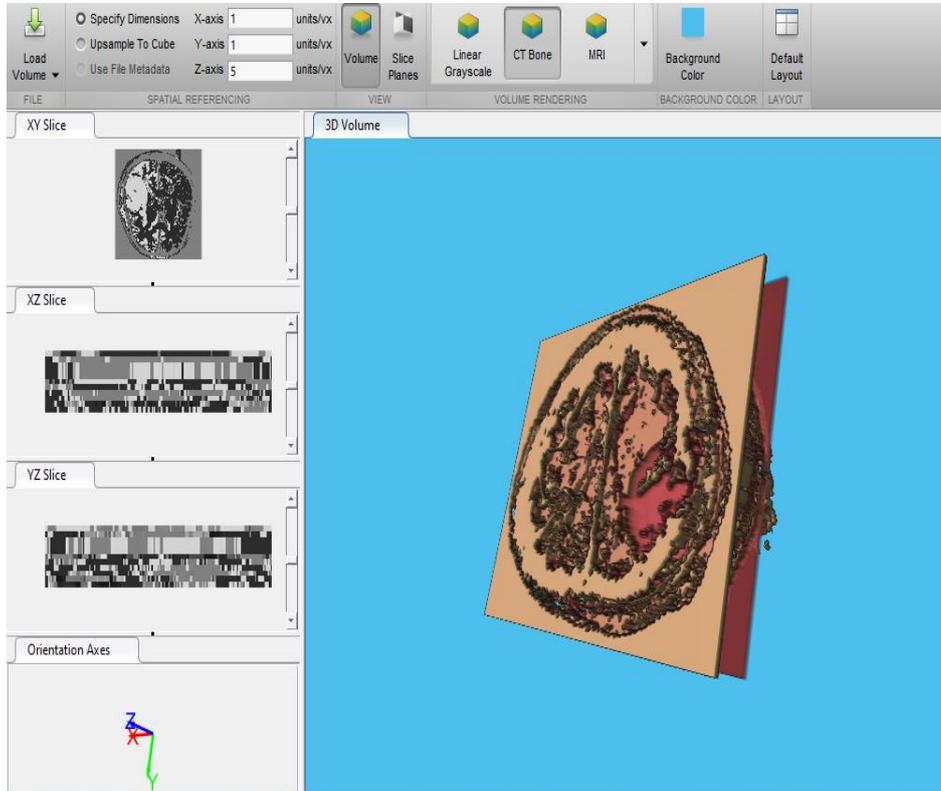


Figure 3.13.a. Segmentation par méthode k-means en 3D

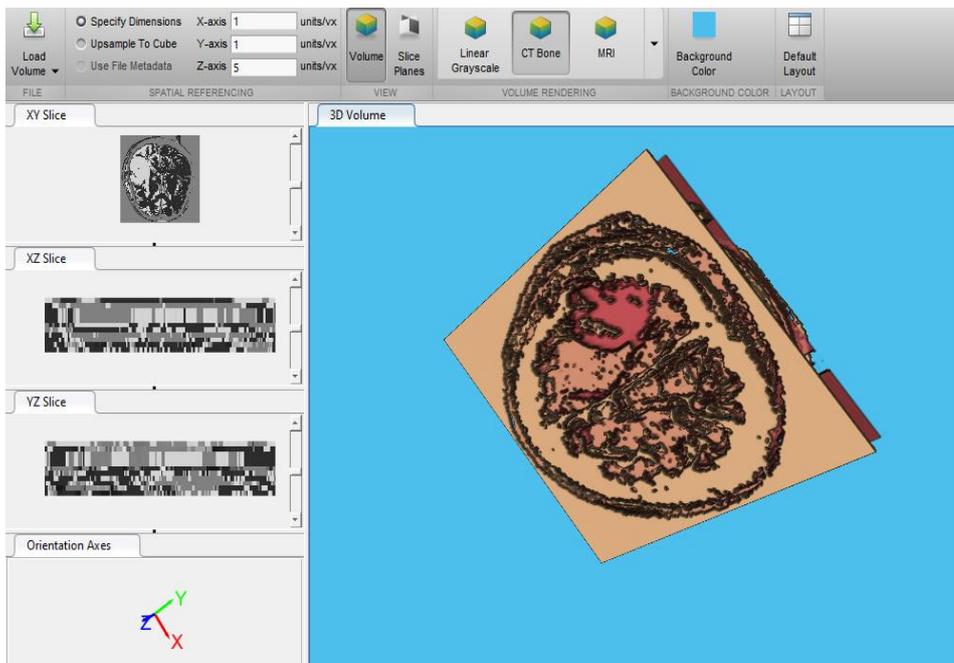


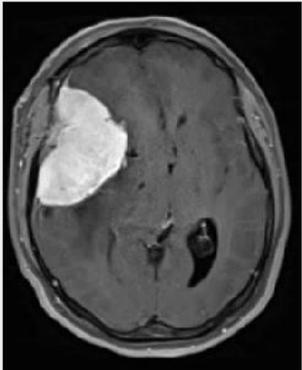
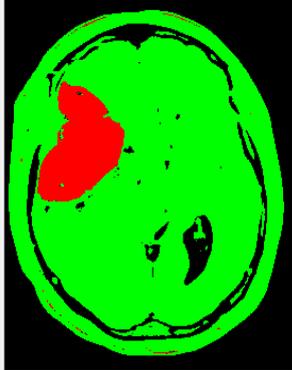
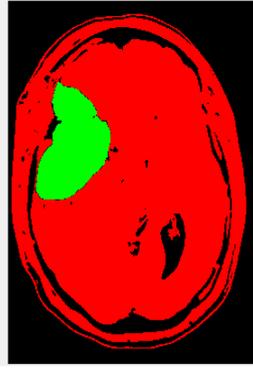
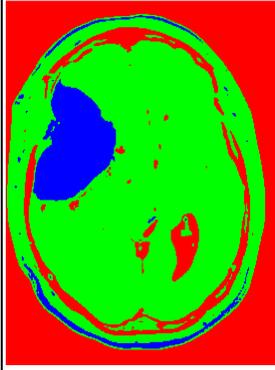
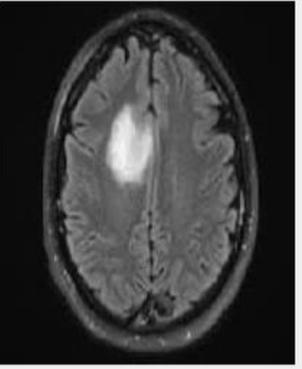
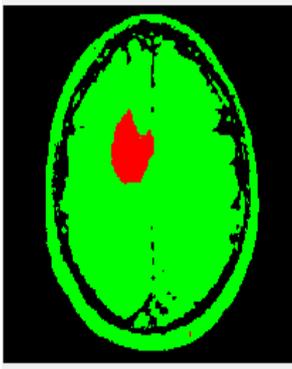
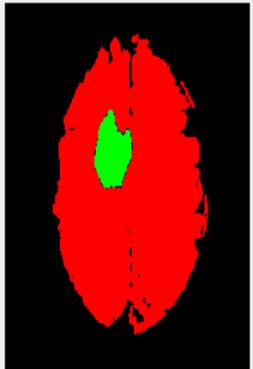
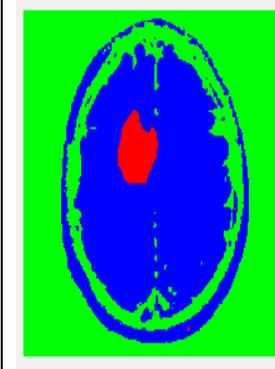
Figure 3.13.b. Segmentation par méthode k-means en 3D

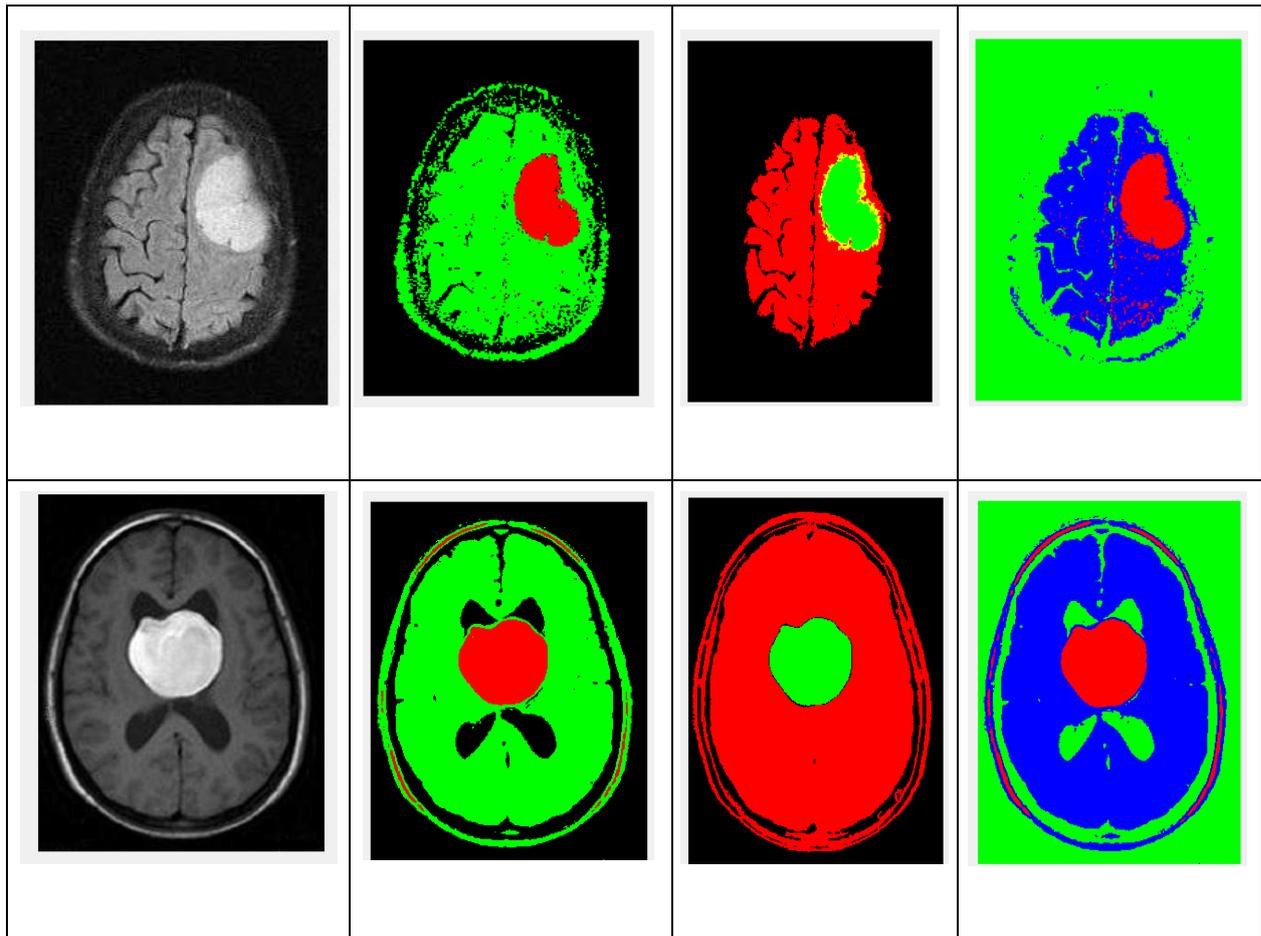
## 4. Résultats et discussion

Nous avons opté pour la programmation sous **Matlab** pour les raisons suivantes :

- La syntaxe de **Matlab**, est simple et très parlante, elle est facile à assimiler.
- **Matlab** possède de nombreuses fonctions prédéfinies utiles en mathématiques que nous avons étudiées au cours de nos travaux pratiques.
- **Matlab** facilite la manipulation des images médicales de format JPG.
- **Matlab** propose des commandes pour créer certaines matrices particulières très simplement.

Pour valider et comparer les résultats des différentes méthodes de segmentation utilisées nous présentons dans le tableau 4 quelques exemples d'images médicales segmentés par les différentes méthodes.

Image originale	Image segmentée par seuillage	Image segmentée par région	Image segmentée par k-means
			
			



**Tableau 4.** Résultats de différentes méthodes de la segmentation

Dans notre travail, nous avons opté d'utiliser les images IRM 3D parce qu'ils sont disponible et simple à utiliser et permis donnée des résultats claire.

Dans notre travail, nous avons utilisé 3 approches de segmentation. D'après les résultats nous pouvons tirer les remarques suivants:

- ❖ Segmentation par seuillage est la plus simple, mais de difficulté réside dans le choix adéquat du seuil. Dans notre cas, nous avons choisi manuellement les seuils à partir d'histogramme.
- ❖ Pour la segmentation par région, nous avons utilisé la méthode de croissance de région. Les résultats sont satisfissent, le problème réside dans le choix de germe (point de départ).
- ❖ Pour la méthode de k-means est une méthode automatique, mais elle nécessite une bonne qualité de l'image. Malheureusement, il n'existe pas de procédé automatisé pour trouver le bon nombre de clusters.

Dans notre travail, nous avons aussi représentées les résultats des 3 méthodes de segmentation sous forme d'images 3D.

Cette représentation permet de mieux voir le volume du tumeur pour une bonne diagnostique.

#### 4.1 Comparaison entre les différentes méthodes

	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>seuillage</b>	- Simple	-Difficulté réside dans le choix adéquat du seuil. -Choisi manuellement les seuils à partir d'histogramme.
<b>Croissance de région</b>	- Simple -Préservation de la forme de chaque région -Préservation de la forme de chaque région	-Influence du choix des germes initiaux. -Sensible à la valeur du seuil
<b>K-means</b>	- Applicable à des données de grande tailles.	-Sensible à l'initialisation. -Le nombre de classe doit être fixé au départ.

Tableau 5. Comparaison entre les différentes méthodes

## 8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principaux tests que nous avons effectués, nous avons testé, plusieurs méthodes de segmentation sur différent image de test, nous avons aussi représenté ces résultats sous forme de volume 3D pour bien aider le médecin à connaitre le volume de la tumeur pour une bonne diagnostique.

Nous avons aussi calculé pourcentage de ce volume de tumeur par rapport cerveau.

---

# Conclusion Général

---

## Conclusion général

---

Le traitement d'image ne se réduit pas seulement à l'acquisition des images et à l'organisation des données mais contribue aussi, d'une manière efficace à établir un meilleur diagnostic.

Dans ce travail nous avons abordé la problématique concernant la segmentation des images médicales (image cerveau de type IRM de forme 2D et 3D). En premier cas, nous avons défini le principe sur l'apparence de l'image 3D et traitement d'image. Ensuite, nous avons fait une étude sur les méthodes de segmentation.

Dans ce présent mémoire nous avons fait la comparaison entre les trois méthodes de segmentation (seuillage, région, k-means). A cet effet, les approches implémentées ont été testées sur différents images de cerveau contenant des tumeurs de différentes tailles. Les résultats obtenus lors des expériences présentées précédemment permettent de dégager quelques généralités sur les différentes méthodes.

D'après les études que nous avons menées dans ce mémoire, on Remarque la segmentation par seuillage est le plus simple, moins de difficulté réside dans le choix adéquat du seuil, Segmentation par région, nous avons utilisé la méthode de croissance de région, les Résultats sont satisfissent, la méthode de k-means est une méthode automatique, moins elle nécessite une bonne qualité de l'image. Ses principaux avantages sont ne pas attention de la qualité de l'image.

Les résultats de segmentation sont ainsi représenter sous forme de volume 3D, pour bien représenter les images IRM 3D. Cette représentation permet un bon diagnostic de ces images et de bien localiser les tumeurs existantes.

Ce travail nous a permis d'acquérir de nouvelles connaissances dans le domaine de traitement d'images, et d'étudier en particulier une étape importante du traitement à savoir l'étape de segmentation et la reconstruction 3D.

---

## **PERSPECTIVES**

En perspectives, nous pouvons suggérer de compléter le travail par l'ajout des approches d'évaluation de la segmentation, afin d'être plus objectif. Aussi, l'application de l'approche adoptée sur d'autres types de formats d'images et des images 3D de grande taille est, aussi, envisageable. Cependant, pour les promotions futures, étudier et tester d'autres méthodes de segmentation comme le Deep learning représente une perspective intéressante, pour ce travail. Enfin, nous espérons que ce simple travail pourra servir à d'autres finalités et sera bénéfique pour les futures promotions, afin de naviguer dans le monde de la segmentation 3D.

---

# Bibliographie

---

## Référence :

- [1] : [http://fr.wikipedia.org/wiki/Infographie\\_3D](http://fr.wikipedia.org/wiki/Infographie_3D)
- [2]: <http://www.cea.fr/contenant/download/4690/27914/file/Livret-imag.pdf>
- [3]: <http://www.frm.org/dossiers-3.htm>
- [4]: [microwan.chez.com/info/\\_graphism/voxel/rapport1.html](http://microwan.chez.com/info/_graphism/voxel/rapport1.html)
- [5] : H. Mathieu, «la chaine d'acquisition des images»,  
[http://www.inrialpes.fr/sed/people/mathieu/biblio.html#cours\\_acquis](http://www.inrialpes.fr/sed/people/mathieu/biblio.html#cours_acquis)
- [6] : « Des images volumiques 3D à la géométrie des surfaces»  
[perception.inrialpes.fr/people/Horaud/livre-fichiersPS/chapitre11.ps](http://perception.inrialpes.fr/people/Horaud/livre-fichiersPS/chapitre11.ps)
- [7] : Abdelkrim MEZIANE ‘‘ Systèmes d'information en Imagerie médicale : Moyen de diagnostic, de thérapie et d'économie’’ RIST VOL. 11 N° 02 Année 2001.IMG
- [8] : B. Nazarian , « Imagerie Médicale 3D : Visualisations, segmentations et reconstructions», rapport de laboratoire CNRS , France, 2002
- [9] : <http://histoire d'imagerie medicale-documentaires-France 5.htm>
- [10]: <http://www.cea.fr/contenant/download/5416/35384/file/mémo c.pdf>
- [11]:[http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/imagerie\\_m%c3%A9dicale/1385](http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/imagerie_m%c3%A9dicale/1385)
- [12] :<http://www.santepratique.fr/radiographie-radiologie.php>
- [13]: <http://www.docteurcliv.com/examen/echographie.aspx>.
- [14]: <http://www.frm.org/dossiers-5.htm>
- [15]:<http://www.univ-msila.dz/fr/multimedia/upload/file.pdf>
- [16] : NAKIB Amir (2007). « Conception de métaheuristique d'optimisation pour la segmentation d'images. Application à des images biomédicales ». Thèse de doctorat université Paris 12 val de marne
- [17] : Jean- Christophe Baillie (2003). « Traitement d'images et vision artificielle » fichier PDF
- [18]: FUTURA TECH. TECH Deep Learning. url : <https://www.futura-sciences.com/tech/definitions/intelligence-artificielle-deep-learning-17262/>(cf. p.35).
- [19] : Jacques- Olivier LAUCHAUD (1998). « Extraction de surface à partir d'images

tridimensionnelles : approche discrète et approche déformable ». Thèse de doctorat université Josef FOURIER.

[20] : [https://www.utc.fr/masterqualite/public/publications/qualite\\_et\\_biomedical/UTC/master\\_mts/20042005/projets/reconstruction3d/trois.html#B](https://www.utc.fr/masterqualite/public/publications/qualite_et_biomedical/UTC/master_mts/20042005/projets/reconstruction3d/trois.html#B). Reconstruction 3D

## *Chapitre 2 :*

[21] : Stéphane Bres. Jean- Michel Julion. Frank Lebourgeois (2003). « Traitement et analyse des images numériques ».

[22] : J.-P. COCQUEREZ et S. PHILIP (1995) « Analyse d'images : filtrage et segmentation »

[23] : NAKIB Amir (2007). « Conception de métaheuristique d'optimisation pour la segmentation d'images. Application à des images biomédicales ». Thèse de doctorat université Paris 12 val de marne

[24] : Jean- Christophe Baillie (2003). « Traitement d'images et vision artificielle » fichier PDF

[25] : S.Benfriha, A.Hamel. Segmentation d'image par Coopération région-contours. Université KasdiMerbah-Ouargla, 2016.

[26] : Chantelain, et al. «Optimisation multi-objectif pour la sélection de modèles SVM». Laboratoire LITIS, Université de Rouen, France, 2007.

[27]: R.Horaud et O.Monga. «Vision par ordinateurs outils fondamentaux».2 éditions Edition Hermès, Paris ,1995.

[28] : Arnaud CAPRI 'Caractérisation des objets dans une image en vue d'une aide à l'interprétation et d'une compression adaptée au contenu : application aux images échographiques'. Université d'Orléans. Faculté des Sciences et Technologies Industrielles. Thèse de doctorat 2007.

[29] : H.Samet. «Region representation: quadtree from binary arrays.Computer Graphics and ImageProcessing ».1980.

[30] : Melle BENTAOUZA Chahinez Mérièm 'classification des images médicales par les séparateurs à vaste marge ' Thèse de magister 2007.

**[31]** : Jacques- Olivier LAUCHAUD (1998). « Extraction de surface à partir d'images tridimensionnelles : approche discrète et approche déformable ». Thèse de doctorat université Josef FOURIER.

**[32]** : Jean-Louis DILLENSEGER (1992). « Imagerie tridimensionnelle morphologique et fonctionnelle en multimodalité ». Thèse de doctorat université François Rabelais de Tours.