



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie
Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Imagerie Médicale

Présenté par : **BOUCEDRA FATMA**

Segmentation et Quantification des Images de Scintigraphie (TEMP) cérébrales

Soutenu le 25/06/2018 devant le Jury

Mr.	DAHO Mustapha	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	LOUDJEDI Kamila	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	MEZIANI Fadia	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2017-2018

Remerciements

*Avant tout nous remercions le bon **Dieu** le tout puissant de nous avoir donné le courage et la patience pour terminer ce modeste travail.*

*Je voudrais remercier mon encadreur Madame **LOUDJEDI KAMILA** pour ses aides, ses soutiens et ses conseils tout le long de ce travail.*

*Aussi, je remercie **Dr. MEDJAHDI** médecin spécialiste en médecine nucléaire, maître assistant en médecine nucléaire, CHU de Tlemcen.*

*Je remercie **Mr. DAHO MUSTAPHA**, maître-assistant à la faculté de technologie, pour l'honneur qu'il m'a fait pour présider le jury de ce mémoire.*

*Je tiens à remercier Madame **MEZIANI FADIA**, maître assistante à la faculté de technologie, de bien vouloir accepter d'examiner mon travail.*

Sans oublier tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce travail, et ceux qui nous ont formés au cours de notre vie scolaire. Nous exprimons un profond remerciement pour nos familles, qui ont consacré leurs temps et leurs corps à notre formation universitaire.

Dédicaces

- ✚ À la personne la plus précieuse et la plus importante de ma vie : À **mon** père « **LARBI** », la plus belle salutation et tous les grands remerciements pour votre grand soutien.
- ✚ A ma très chère mère, La meilleure et le plus doux cœur du monde.
- ✚ A mes chères sœurs et mes frères.
- ✚ A mes enseignants et surtout madame **Loudjedi Kamila**, qui m'a aidé pendant la durée de ce travail.
- ✚ A tous mes amis de Faculté de technologie - département de génie biomédicale et surtout mes chers amis **KHadidja, Hadjer, Bouchra, Chaima, Sara TL, Sarah BBA, Djihane, Nabla, Karima, Ikram et Nour.**
- ✚ A ma meilleure, plus beau et la plus importante amie de ma vie **HALIM.**

Merci beaucoup pour votre soutien, pour votre persévérance et votre amour.

Résumé

Les démences vasculaires regroupent un certain nombre de pathologies dont Alzheimer. L'étude de cette maladie et sa détection à un stade précoce est nécessaire pour la bonne prise en charge des patients parfois encore jeunes. La scintigraphie cérébrale et notamment la perfusion cérébrale par TEMP permet ce diagnostic mais encore faut-il implanter un algorithme de détection et de quantification de la zone active du cerveau. Dans ce mémoire nous avons d'abord testé plusieurs algorithmes de segmentations pour extraire cette zone. Nous avons finalement appliqué un simple seuillage mais avec l'usage du filtre anisotropique de diffusion comme prétraitement (pour homogénéiser tout en gardant un bon contraste de la zone active par rapport aux zones voisines) et une érosion morphologique en post-traitement (pour corriger l'effet de la diffusion). La segmentation est suivie de la sectorisation (12 secteurs) et de la quantification absolue puis relative (région droite/région gauche du cerveau pour chaque secteur). Dans chaque acquisition seulement trois coupes sont traitées (avant ; centre ; arrière), ce qui permet de faire une quantification volumétrique. L'extension du traitement vers un volume complet est limitée à cause de non automatisation de l'algorithme (choix manuel du seuil). Les valeurs obtenues permettent d'établir le diagnostic visé (Cas sain/cas pathologique). L'automatisation et la quantification 3D sont les premières perspectives de ce projet.

Mot clés : TEMP, perfusion cérébrale, démences vasculaire, quantification, segmentation, médecine nucléaire, Alzheimer.

Abstract

Vascular dementias include a number of pathologies including Alzheimer's. The study of this disease and its detection at an early stage is necessary for the proper management of patients who are still young. The cerebral scintigraphy and especially the cerebral perfusion by TEMP allows this diagnosis but it is necessary to implant an algorithm of detection and quantification of the active zone of the brain. In this thesis we first tested several segmentation algorithms to extract this area. We finally applied a simple thresholding but with the use of the anisotropic diffusion filter as pretreatment (to homogenise while keeping a good contrast of the active zone with respect to the neighboring zones) and a morphological erosion in post-treatment (to correct the effect of diffusion). Segmentation is followed by sectorization (12 sectors) and absolute and relative quantification (right region / left brain region for each sector). In each acquisition only three cuts are processed (front, center, back), which allows volumetric quantification. The extension of the processing to a complete volume is limited because of the non-automation of the algorithm (manual choice of the threshold). The values obtained make it possible to establish the targeted diagnosis (healthy case / pathological case). Automation and 3D quantization are the first perspectives of this project.

Key words: SPECT, cerebral perfusion, vascular dementia, quantification, segmentation, nuclear medicine, Alzheimer.

Table des matières

Introduction générale	1
-----------------------------	---

Chapitre 1 : CONTEXTE MEDICALE

1. Introduction	2
2. Généralités sur la médecine nucléaire	2
2.1 Scintigraphie	2
2.2 Produits utilisés en scintigraphie	2
2.3 Principe général de la scintigraphie	3
2.4 Tomographie d'Emission Mono Photonique (TEMP)	4
2.4.1 Principe de fonctionnement de la TEMP	4
3. Radio-pharmaceutiques	6
4. Description macroscopique et microscopique du cerveau	6
4.1 Description macroscopique	6
4.2 Description microscopique	7
5. Système nerveux central	8
5.1 Rôle et fonction du système nerveux central	8
5.2 Anatomie du système nerveux central	8
5.2.1 Matière grise	9
5.2.2 Matière blanche	9
5.2.3 Méninges	9
5.2.4 Liquide céphalo-rachidien	9
6. Perfusion cérébrale.....	10
7. Pathologies du cerveau	11
7.1 Démence	11
7.1.1 Maladie d'Alzheimer	11
7.1.1.1 Évolution de la maladie	13
7.1.1.2 Diagnostic	14
7.1.1.3 Espoir d'un diagnostic précoce	15
8. Conclusion.....	15

Chapitre 2 : MATERIELS ET METHODES

1. Introduction	17
2. Segmentation d'images	17
2.1. Définition	17

2.2.	Objectif	18
2.3.	Méthodes de segmentation d'images	18
2.3.1.	Méthodes de segmentation par seuillage	19
2.3.2.	Méthode K-Moyenne « k-means »	20
2.3.3.	Méthodes de Ligne de partage des eaux	21
3.	Quantification des images	22
➤	La diffusion	23
➤	La diffusion	23
➤	Le mouvement	23
➤	L'effet du volume partiel	24
3.1.1.	L'objectif de la quantification	24
4.	Sectorisation	25
5.	État de l'art des techniques utilisées	26
6.	Conclusion	27

Chapitre 3 : RESULTATS ET DISCUSSION

1.	Introduction	29
2.	Base de données	29
3.	Prétraitement	29
4.	Méthodes de traitement	29
4.1	Segmentation	29
4.1.1	Segmentation par seuillage	30
4.1.2	Méthode de LPE (Ligne de partage des eaux)	32
4.1.3	Méthode de K-means	34
4.2	Sectorisation	36
4.3	Quantification	39
4.4	Homogénéité	40
5.	Résultats et interprétation.....	40
6.	Conclusion	47
	Conclusion générale	48
	Bibliographie	50

Liste des figures

Figure 1.1 : Image de cerveau obtenue en TEMP (à gauche) et en TEP (à droite).....	4
Figure 1.2 : La composition d'une tête de détection de gamma caméra d'Anger.....	5
Figure 1.3 : Caméra SPECT.....	5
Figure 1.4 : La position des quatre lobes dans le cerveau.....	7
Figure 1.5 : Le système nerveux central : Encéphale + moelle épinière.....	8
Figure 1.6 : L'anatomie du système nerveux central	10
Figure 1.7 : Comparaison d'un cerveau normal âgé (gauche) et du cerveau d'un patient atteint d'une maladie d'Alzheimer.....	13
Figure 2.1 : Les principales méthodes de segmentation.....	19
Figure 2.2: Exemple de seuillage : (a) seuillage en 2 classes, (b) seuillage en 4 classes.....	20
Figure 2.3 : Ligne de partage des eaux entre 2 bassins.....	21
Figure 2.4 : rapport de concentration entre 2 régions.....	22
Figure 2.5 : Exemple de Sectorisation de la zone active.....	25
Figure 3.1 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=80).....	30
Figure 3.2 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=106).....	30
Figure 3.3 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=100).....	31
Figure 3.4 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=130).....	31
Figure 3.5 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (1): sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.....	32
Figure 3.6 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.....	33
Figure 3.7 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (1): sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.....	33
Figure 3.8 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.....	34

Liste des figures

Figure 3.9 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means.....	35
Figure 3.10 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means.....	35
Figure 3.11 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means.....	35
Figure 3.12 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means	
Figure 3.13 : Représentation des secteurs.....	36
Figure 3.14 : Superposition des secteurs à l'image scintigraphique.....	37
Figure 3.15 : Génération des masques.....	38
Figure 3.16 : Exemple de superposition des masques à la zone active.....	38
Figure 3.17 : Sectorisation de la zone active à différents images de scintigraphie.....	39
Figure 3.18 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation dans chacune des 12 ROIs	41
Figure 3.19 : Quantification comparative de la coupe N°45 de la fixation dans chacune des 12 ROIs.....	41
Figure 3.20 : Quantification comparative de la coupe N°20 de la fixation dans chacune des 12 ROIs.....	41
Figure 3.21 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation dans chacune des 12 ROIs.....	42
Figure 3.22 : Quantification comparative de la coupe N°40 de la fixation dans chacune des 12 ROIs	42
Figure 3.23 : Quantification comparative de la coupe N°50 de la fixation dans chacune des 12 ROIs.....	42
Figure 3.24 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation dans chacune des 12 ROIs	43
Figure 3.25 : Quantification comparative de la coupe N°40 de la fixation dans chacune des 12 ROIs	43
Figure 3.26 : Quantification comparative de la coupe N°45 de la fixation dans chacune des 12 ROIs.....	43

Liste des tableaux

Tableau 3.1 : Points de chaque secteur.....	37
Tableau 3.2 : Exemple de quantification comparative de la fixation dans chacune des 12 secteurs.....	40
Tableau 3.3 : Quantification volumétrique de patient N°1.....	42
Tableau 3.4 : Homogénéité de la répartition de l'activité nucléaire du Patient N°1....	42
Tableau 3.5 : Quantification volumétrique de patient N°2.....	44
Tableau 3.6 : Homogénéité de la répartition de l'activité nucléaire du Patient N°2....	44
Tableau 3.7 : Quantification volumétrique de patient N°3.....	45
Tableau 3.8 : Homogénéité de la répartition de l'activité nucléaire du Patient N°3...	46

Glossaire

HMPAO : hexa-méthyl-propylène-amine-oxyme

GLCM : Gray level Co Matrix

LCS : liquide cérébro-spinal

LCR : liquide céphalo-rachidien

SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography

TEMP : Tomographie d'Emission Monophotonique

TEP : tomographie par émission de positons

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques dont le but de créer une représentation visuelle intelligible d'une information à caractère médical.

Elle est certainement l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces vingt dernières années. Ces récentes découvertes permettent non seulement un meilleur diagnostic mais offrent aussi de nouveaux espoirs de traitement pour de nombreuses maladies.

Les techniques d'imagerie regroupent les méthodes structurelles (Scanner, IRM...) qui donnent l'aspect anatomique de la partie du corps humain examiné et les méthodes fonctionnelles qui traduisent l'état d'une fonction du corps (métabolisme, fonction cognitive du cerveau...). La médecine nucléaire est l'une des plus importantes méthodes fonctionnelles qui exploite la rétention d'un agent radioactif (au moyen d'un vecteur) et sa désintégration pour visualiser, quantifier un dysfonctionnement de notre organisme.

Dans le cadre de ce mémoire nous nous sommes intéressés à la technique d'Emission Monophotonique (TEMP) pour l'étude du dysfonctionnement du cerveau. Nous considérons en la démence vasculaire. Les coupes TEMPs du cerveau seront traitées numériquement pour détecter la zone cérébrale active (ayant retenu le produit). Cette détection sera suivie d'une sectorisation puis d'une quantification, laquelle sera exploitée à des fins diagnostiques.

Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres, qui nous permettront de présenter les différents aspects de notre travail.

Dans le premier chapitre nous donnerons des notions générales sur la médecine nucléaire : techniques d'imagerie et radio pharmaceutique, nous présentons l'aspect anatomique et physiologique du système nerveux central ainsi que sa vascularisation. Nous terminons ce chapitre par une présentation des pathologies du cerveau en mettant l'accent sur la maladie d'Alzheimer, axe de notre projet de recherche.

Nous présenterons dans le deuxième chapitre, une revue globale des différentes méthodes les plus utilisées de segmentation et de quantification, appliquées aux images médicales en général, et aux images scintigraphiques en particulier.

Dans le dernier chapitre, nous présentons la démarche suivie pour implémenter et évaluer les méthodes adoptées ainsi que les résultats obtenus. Nous terminons ce travail par une conclusion générale.

Chapitre 1

Contexte médical

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

1. Introduction

Dans ce chapitre nous donnerons des notions générales sur la médecine nucléaire : techniques d'imagerie et radio pharmaceutique. D'autre part, comme notre application concerne le cerveau, nous présentons l'aspect anatomique et physiologique du système nerveux central ainsi que sa vascularisation, pour mieux comprendre la perfusion cérébrale, qui est un pilier de la scintigraphie cérébrale. Nous terminons ce chapitre par une présentation des pathologies du cerveau en mettant l'accent sur la maladie d'Alzheimer, axe de notre projet de recherche.

2. Généralités sur la médecine nucléaire

La médecine nucléaire couvre le champ d'une pratique médicale utilisant les ressources de la science physique, ses machines et ses produits – nucléaire signifiant relatif au noyau de l'atome – pour agir dans un but à la fois diagnostique et thérapeutique. Dans les deux cas, une substance contenant un isotope radioactif ou radionucléide (on dit que la substance est marquée) est administrée au patient [1].

2.1. Scintigraphie

La scintigraphie couvre les techniques analysant les rayonnements γ pour les transformer en une image à plat, similaire à un cliché de rayons X. Le rayonnement provient de la substance injectée au patient, qui s'est concentrée dans certains tissus. Ces tissus deviennent donc eux-mêmes la source de ce rayonnement qui impactera la plaque photographique ou les détecteurs spécifiques, contrairement à l'imagerie par rayons X pour laquelle une source externe est nécessaire pendant la durée de la génération de l'image [1].

2.2. Produits utilisés en scintigraphie

Les radio-pharmaceutiques de diagnostic, qui se concentre dans le tissu à analyser, possèdent des propriétés biologiques, chimiques et radiochimiques particulières. L'expérience acquise au cours des cinquante dernières années a permis de mieux connaître les mécanismes favorisant cette concentration locale, ce qui autorise les chercheurs à développer plus rapidement des molécules plus spécifiques, donc plus efficaces.

L'efficacité diagnostique d'un radio-pharmaceutique est évidemment liée à la spécificité du vecteur, la partie non radioactive de la molécule et à la demi-vie de l'isotope qui lui est rattaché. Ces paramètres ne sont cependant pas suffisants, car si cette molécule radio-pharmaceutiques se dégrade avant qu'elle n'ait atteint sa cible ou quitte celle-ci sans interaction, son utilité devient nulle [1].

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

2.3. Principe général de la scintigraphie

Les explorations scintigraphiques sont basées sur le principe de l'imagerie par émission de photons. Elles consistent à visualiser une structure anatomique ou fonctionnelle de l'organisme en localisant la répartition spatiale et temporelle d'un traceur radioactif au moyen d'un détecteur externe appelé caméra à scintillation.

Deux types d'isotopes radioactifs peuvent être utilisés : les émetteurs γ dont les photons sont détectés par des caméras conventionnelles et les émetteurs β^+ dont les photons d'annihilations sont détectés par des caméras à positons [2].

La tomographie d'émission en médecine nucléaire regroupe deux modalités :

La tomographie d'émission monophotonique (TEMP) ou SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) et la tomographie par émission de positons (TEP) ou PET (Positrons Emission Tomography).

La tomographie d'émission est une technique d'imagerie fonctionnelle. Elle fournit des images de la répartition dans le corps d'une substance marquée, appelée radio traceur, injectée en quantité infime, non toxique (Figure 1.1.). Un radio pharmaceutique est le plus souvent une molécule biologique marquée par des isotopes radioactifs à demi-vie courte qui permet d'étudier le fonctionnement de certains organes du corps humain. Selon la molécule traceuse, une fonction particulière de l'organisme va être explorée.

- Dans le cas du SPECT, les rayons gamma émis par le radio traceur sont détectés par une gamma-caméra qui durant le processus d'acquisition, effectue un mouvement de rotation autour du patient. Les rayons détectés sous différents angles forment les projections bidimensionnelles de la distribution tridimensionnelle du radio traceur.
- Dans le cas du PET, les photons gamma issus de l'annihilation des positons émis par le radio traceur sont détectés par des cristaux disposés suivant un anneau autour du patient. Deux photons gamma détectés quasi simultanément forment « une coïncidence », et l'ensemble des coïncidences détectées forme des projections bidimensionnelles de la distribution du radio traceur. La reconstruction tomographique des projections permet d'estimer la concentration tridimensionnelle du radio traceur au moyen de coupes reconstruites à travers le volume. La précision des informations extraites des coupes reconstruites est affectée par plusieurs effets physiques, physiologiques et technologiques. [3]

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

Dans le cadre de ce projet de recherche nous allons utiliser des images acquises à partir d'une Tomographie D'émission Mono photonique (TEMP), c'est pourquoi nous allons la détailler.

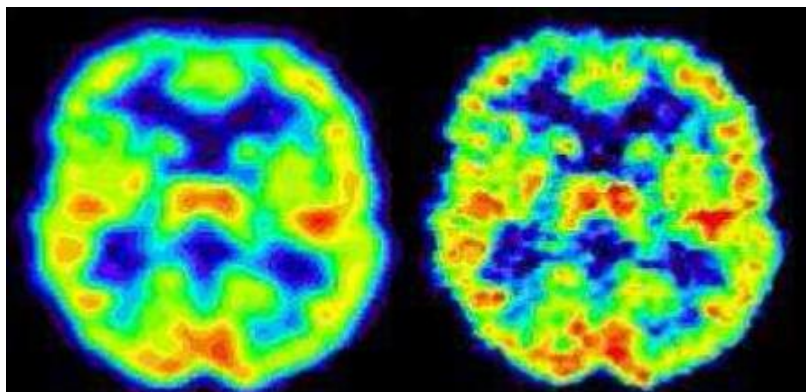


Figure 1.1 : Image de cerveau obtenue en TEMP (à gauche) et en TEP (à droite).

2.4 Tomographie d'Emission Mono Photonique (TEMP)

La tomoscintigraphie (SPECT : single photon emission computed tomography) est à la scintigraphie plane ce que la tomодensitométrie est à la radiographie conventionnelle. Elle évite les superpositions, ce qui s'avère particulièrement important dans l'exploration du myocarde, car sa forme ovoïde fait que les parois opposées apparaissent superposées sur les vues planes.

Elle est utilisée pour l'acquisition de coupes, et permet ainsi de connaître la répartition de la radioactivité dans les trois dimensions de l'espace. La reconstruction des coupes tomographiques par rétro projection filtrée reste la méthode la plus utilisée. Elle a pour principal avantage la rapidité. L'utilisation conjointe de filtre correctement lissant ou contrastant permet d'avoir une bonne qualité d'image. La méthode ne permet toutefois pas l'élimination complète d'artéfacts de reconstruction qui peuvent parfois être gênants. Cette méthode peut servir de détermination initiale pour les méthodes itératives.[2]

2.4.1 Principe de fonctionnement de la TEMP

L'imagerie SPECT est une variante de l'imagerie par gamma caméra (**Figure 1.2**), où cette fois la gamma caméra tourne autour du patient pour prendre différents clichés et ainsi, obtenir par reconstruction une image tridimensionnelle du patient. [4]

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

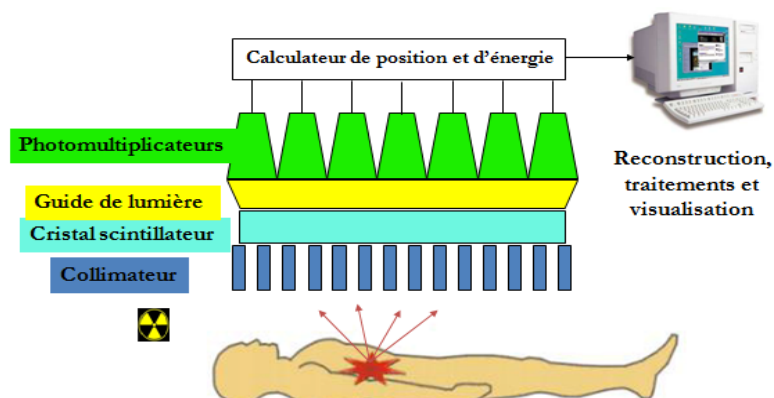


Figure 1.2 : La composition d'une tête de détection de gamma caméra d'Anger.

La tomographie d'émission monophotonique consiste à déterminer la concentration des molécules biologiques associées à un traceur radioactif qui a été injecté dans le patient. L'isotope le plus souvent employé comme traceur radioactif est le technetium-99, qui émet des photons gamma d'énergie 140 KeV avec une demi-vie de 6 heures.

Le système d'acquisition comprend un collimateur en plomb percé de trous parallèles, et un détecteur de rayon gamma, qui est souvent de type Anger [1, 2]. Le système SPECT effectue des acquisitions tomographiques par rotation de la tête détectrice de 360° autour du patient (Figure 1.3).



Figure 1.3 : Caméra SPECT

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

Il est important de noter que les images des radio-isotopes obtenues avec ce système ne sont pas des images anatomiques, leur résolution est de l'ordre du centimètre, alors que les images obtenues par le système CT sont résolues à moins de un millimètre. Malgré cela, les informations qui peuvent être déduites sont irremplaçables pour de nombreux diagnostics. [5]

3. Radio-pharmaceutiques

Un produit radio-pharmaceutique est un médicament qui peut être utilisé à des fins diagnostiques ou thérapeutiques. Il est composé d'une liaison radio-isotope à une molécule organique. La molécule organique transporte le radio-isotope vers des organes, tissus ou cellules spécifiques. Le radio-isotope est sélectionné pour ses propriétés.

Les radio-isotopes émettant des rayons gamma pénétrants sont utilisés pour le diagnostic (imagerie) où le rayonnement doit s'échapper du corps avant d'être détecté par un dispositif spécifique (caméras SPECT / PET). Typiquement, le rayonnement émis par l'isotope utilisé pour l'imagerie disparaît complètement après 1 jour par la décroissance radioactive et l'excrétion normale du corps. Les isotopes les plus communs pour l'imagerie sont: ^{99m}Tc , I-123, I-131, $\text{Tl}201$, In111 et F18. [6]

Le traceur utilisé dans le service de médecine nucléaire au CHU de Tlemcen, est l'HMPAO (hexa-méthyl-propylène-amine-oxyme). Marqué au technétium (^{99m}Tc), l'HMPAO est émetteur de rayonnement gamma.

4. Description macroscopique et microscopique du cerveau

4.1 Description macroscopique

Le cerveau humain est un organe impair de forme schématiquement ovoïde à grand axe antéropostérieur, dont le volume moyen est de 1100 chez la femme et de 1400 chez l'homme. Le poids du cerveau varie de 1400 à 1800 gramme. Il occupe la boîte Crânienne, mais il n'est pas en contact directe avec la cavité osseuse. Il baigne dans le liquide cérébro-spinal à l'intérieur d'une enceinte liquidienne.

Il comprend plusieurs régions : les deux hémisphères cérébraux, le cervelet, en relation les unes avec les autres et avec les organes ou d'autres parties du corps. Le tronc cérébral sous le cervelet et met en communication le cerveau avec la moelle épinière qui se trouve dans la colonne vertébrale.

Le cerveau est formé de deux hémisphères cérébraux, d'aspect plissé dont la substance blanche, interne, est recouverte d'un cortex cérébral gris, d'épaisseur variable. Trois sillons plus accentués (scissure de Sylvius, sillon de Rolando, sillon perpendiculaire), divisent chaque hémisphère en quatre lobes (frontal, temporal, pariétal, occipital) comprenant chacun un certain nombre de circonvolutions (**Figure 1.4**) [7] :

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

- Le lobe frontal ;
- Le lobe pariétal, séparé du lobe frontal par le sillon central ;
- Le lobe occipital, séparé du lobe pariétal par la fissure pariéto-occipital ;
- Le lobe temporal, séparé du lobe frontal par la vallée sylvienne;

Le cerveau commande la plupart des fonctions du corps : la respiration, la contraction des muscles, les battements du cœur et les informations sensorielles : la vision, l'ouïe, toucher, l'odorat et le goût. Il est constitué de cellules nerveuses, les neurones, et de cellules qui en assurent le soutien, la protection et la nutrition, les cellules gliales. La multiplication des cellules gliales, et non de celle des neurones consistent les principaux cancers du cerveau [7].

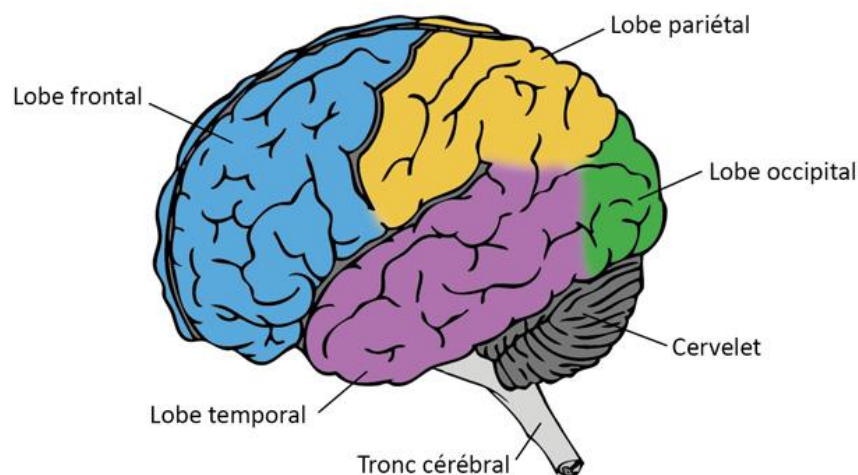


Figure 1.4 : La position des quatre lobes dans le cerveau

4.2 Description microscopique

D'un point de vue microscopique, le tissu nerveux se compose de cellules nerveuses (neurones) et de cellules gliales (cellules de soutien et de protection) qui dérivent de l'ectoderme. Les vaisseaux et les méninges n'appartiennent pas au tissu nerveux et dérivent du mésoderme.

Le neurone est la cellule qui constitue l'unité fonctionnelle du névraxe. Les neurones sont de 10 à 50 fois nombreuses que les cellules gliales. Le système nerveux humain comprend environ 100 milliards de neurones. Les neurones assurent la transmission d'un signal ou ce qu'on appelle l'influx nerveux [7].

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

5. Système nerveux central

Le système nerveux central est un lieu de traitement de l'information ; c'est du système nerveux central que partent les commandes motrices vers les effecteurs : muscles et glandes, qui permettent la réaction de l'organisme à un stimulus [8].

5.1 Rôle et fonction du système nerveux central

Le système nerveux central est souvent opposé au système nerveux périphérique, qui transmet l'information entre le système nerveux central et les cellules sensorielles et musculaires ou les glandes. Le système nerveux périphérique comprend les neurones sensitifs, le système nerveux somatique volontaire et le système nerveux autonome involontaire (système nerveux sympathique et système nerveux parasympathique).

Le système nerveux central permet l'intégration des fonctions sensorielles et motrices du système nerveux périphérique [8].

5.2 Anatomie du système nerveux central

Le système nerveux central comprend **Figure (1.5)** [8] :

- **l'encéphale** : centre d'intégration de l'homéostasie, de la perception, du mouvement, de la réflexion et des émotions ;
- **la moelle épinière**, située dans la colonne vertébrale : elle reçoit des informations de la peau et des muscles et transmet les commandes motrices.

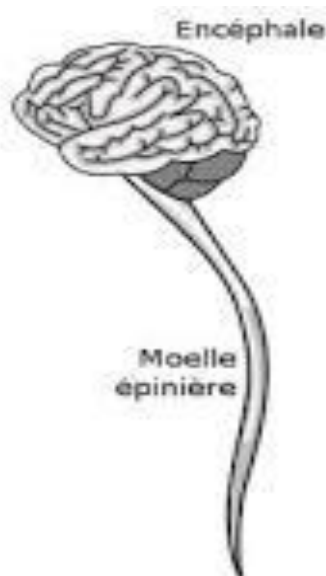


Figure 1.5 : Le système nerveux central : Encéphale + moelle épinière.

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

Le système nerveux central est entouré par des enveloppes conjonctives, les méninges, au nombre de trois. Les axones du système nerveux central qui transmettent des influx nerveux sont protégés par la myéline, qui leur donne une couleur blanche, d'où les appellations de matière blanche et matière grise (contenant les corps cellulaires des neurones).

5.2.1 Matière grise

On désigne sous le nom de substance grise la partie des tissus du système nerveux central composée essentiellement des corps cellulaires et de l'arbre dendritique des neurones ainsi que de certaines cellules gliales. Dans l'encéphale, la substance grise est située en périphérie, c'est-à-dire autour de la substance blanche [7].

5.2.2 Matière blanche

La substance blanche contient les axones qui sont les prolongements des neurones. Ces prolongements particulièrement sont entourés d'une gaine de myéline et de cellules de nature non nerveuse participant à la structure du tissu interstitiel neuronal : la névroglie. Le rôle de la substance blanche est d'assurer la conduction de l'influx nerveux [7].

5.2.3 Méninges

L'encéphale est entouré des couches protectrices appelées les méninges. Elles sont constituées de trois membranes successives :

La plus interne de ces membranes est la pie-mère : fine, compacte, elle contient les structure veineuses qui ramènent le sang du cerveau vers le cœur.

La membrane intermédiaire est l'arachnoïde, ainsi appelée en raison de sa ressemblance avec une toile d'araignée (le LCR circule entre celle-ci et la pie-mère).

La membrane la plus externe est la dure-mère : dure et résistance, elle est formée de tissu conjonctif qui protège les couches sous-jacentes des oses. [8]

5.2.4 Liquide céphalo-rachidien

Le liquide cérébro-spinal (LCS) ou encore liquide céphalo-rachidien (LCR) est un liquide corporel transparent dans lequel baignent le cerveau et la moelle épinière. Il est contenu dans les méninges, plus précisément entre la pie-mère (qui recouvre le système nerveux central) et l'arachnoïde (qui tapisse le versant interne de la dure-mère).

C'est également le liquide qui circule dans les quatre ventricules cérébraux, à l'intérieur du cerveau, et dans le canal central de la moelle épinière. Il est constitué de 99 % d'eau.

Le liquide céphalo-rachidien absorbe et amortit les mouvements ou les chocs qui risqueraient d'endommager le cerveau. [8]

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

La **Figure 1.6** récapitule les principaux constituants de système nerveux central.

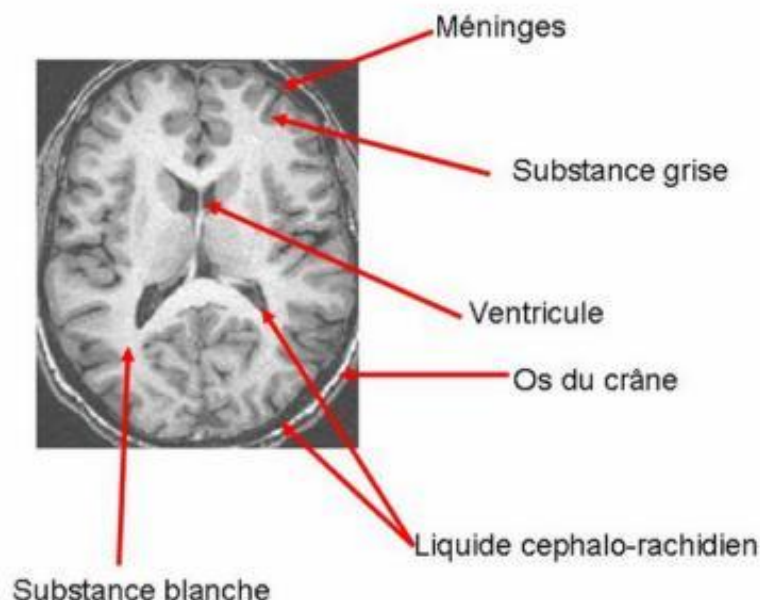


Figure 1.6 : L'anatomie du système nerveux central

6. Perfusion cérébrale

La scintigraphie cérébrale de perfusion permet une étude du **débit sanguin** cérébral régional (DSCr). Celui-ci est corrélé, au repos, à la consommation régionale de glucose et constitue donc un reflet de l'activité neuronale. Les modifications fonctionnelles secondaires à la souffrance neuronale présente au cours des maladies neuro-dégénératives précèdent souvent la survenue d'une atrophie témoin de la perte neuronale. Ainsi, la scintigraphie de perfusion reflétant indirectement l'activité neuronale de chaque région cérébrale au repos, permettrait une détection plus précoce des anomalies fonctionnelles. Ces modifications peuvent précéder la phase d'état clinique symptomatique et constituer ainsi une aide au dépistage des patients à risque. En outre, la scintigraphie cérébrale pourrait permettre de s'affranchir des mécanismes de réserve cognitive qui permet à certains patients d'obtenir de bons résultats lors de l'évaluation neuro-psychométrique [9].

Le débit sanguin désigne la quantité en millilitre de sang circulant pendant une minute. Au niveau musculaire, le débit sanguin moyen représente environ un cinquième du débit sanguin total du corps. En cas d'effort, ce débit peut quadrupler tandis qu'il diminuera au niveau du système digestif. Inversement, au cours de la digestion, c'est le débit sanguin des viscères qui augmentera au détriment du débit sanguin musculaire. À noter que s'il fait chaud, une partie du débit sanguin sera orientée vers la peau afin de faciliter l'élimination de chaleur. [10]

7. Pathologies du cerveau

Voici une liste non-exhaustive de différentes pathologies liées au dysfonctionnement du cerveau : [11]

- **L'épilepsie**
- **La maladie de Parkinson**
- **La sclérose en plaques**
- **Les accidents vasculaires cérébraux**
- **La démence**
- **La maladie d'Alzheimer**
- **Les tumeurs cérébrales**
- **La chorée de Huntington**
- **L'atrophie multi-systématisée**
- **La dégénérescence fronto-temporale**
- **La dystonie**
- **La paralysie cérébrale**

Dans ce projet nous nous intéressons à la démence et en particulier la maladie d'Alzheimer.

7.1. Démence

La démence est un terme général pour un ensemble de symptômes qui sont causés par des troubles affectant le cerveau. Les symptômes peuvent inclure une perte de mémoire et des difficultés de réflexion, de résolution de problèmes ou de langage, suffisamment graves pour réduire la capacité d'une personne à effectuer des activités quotidiennes. Une personne atteinte de démence peut également connaître des changements d'humeur ou de comportement.

La démence est progressive, ce qui signifie que les symptômes s'aggraveront au fur et à mesure que les cellules du cerveau seront endommagées et finiront par mourir [12].

La maladie **d'Alzheimer** est le type de démence le plus courant.

7.1.1. Maladie d'Alzheimer

La maladie d'Alzheimer est un type de démence qui cause des problèmes de mémoire, de pensée et de comportement. Les symptômes se développent généralement lentement et s'aggravent au fil du temps, devenant suffisamment graves pour interférer avec les tâches quotidiennes [13].

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

La maladie d'Alzheimer est un trouble cérébral progressif qui endommage et finalement détruit les cellules du cerveau, entraînant une perte de mémoire et des changements dans la pensée et d'autres fonctions cérébrales. Il se développe habituellement lentement et s'aggrave progressivement à mesure que la fonction cérébrale décline et que les cellules cérébrales finissent par dépérir et mourir.

En fin de compte, la maladie d'Alzheimer est mortelle, et actuellement, il n'y a pas de remède. Mais les efforts de recherche en neurosciences sont en cours pour développer des traitements efficaces et des moyens de prévenir la maladie. Les chercheurs travaillent également pour développer de meilleurs moyens de soin des personnes touchées [14].

La maladie d'Alzheimer porte le nom du Dr Alois Alzheimer. En 1906, le Dr Alzheimer a remarqué des changements dans le tissu cérébral d'une femme qui était décédée d'une maladie mentale inhabituelle. Ses symptômes comprenaient une perte de mémoire, des problèmes de langage et un comportement imprévisible. Après sa mort, il a examiné son cerveau et a trouvé de nombreuses touffes anormales (maintenant appelées plaques amyloïdes) et des faisceaux emmêlés de fibres (maintenant appelés neuro-fibrillaire, ou tau, enchevêtrements)

Ces plaques et enchevêtrements dans le cerveau sont encore considérés comme certaines des principales caractéristiques de la maladie d'Alzheimer. Une autre caractéristique est la perte de connexions entre les cellules nerveuses (neurones) dans le cerveau (**Figure 1.7**). Rappelons que les neurones transmettent des messages entre différentes parties du cerveau et du cerveau aux muscles et aux organes du corps [15], donc la perte de connexion entraînent les symptômes qui seront cités plus loin.

Les « plaques » : il s'agit de dépôts de la protéine bêta amyloïde ou A-bêta. Lorsque que les molécules A-bêta s'agrègent dans le cerveau, elles forment des plaques qui bloquent le transfert de signaux entre les neurones, entraînant la mort des cellules [16].

Les « enchevêtrements » : il s'agit d'amas fibreux de la protéine tau. Les protéines tau du cerveau ressemblent à des rails parallèles. Les nutriments et autres éléments importants sont transportés le long de ces rails pour maintenir les neurones en vie.

Dans un cerveau en bonne santé, les protéines tau permettent aux nutriments d'atteindre leur destination.

Dans les zones malades du cerveau, les protéines tau s'affaissent et s'enroulent, formant des enchevêtrements qui empêchent les nutriments d'atteindre les neurones, entraînant la mort des cellules [16].



Figure 1.7 : Comparaison d'un cerveau normal âgé (gauche) et du cerveau d'un patient atteint d'une maladie d'Alzheimer.

7.1.1.1 Évolution de la maladie

La **maladie d'Alzheimer** évolue sur plusieurs années et sa progression varie beaucoup d'une personne à l'autre. On sait aujourd'hui que les premières lésions apparaissent dans le cerveau au moins 10 ans à 15 ans avant les premiers symptômes.

Ceux-ci apparaissent généralement après l'âge de 60 ans. En moyenne, une fois que la maladie se déclare, l'**espérance de vie** est de 8 à 12 ans. Plus la maladie survient à un âge avancé, plus elle tend à s'aggraver rapidement. Lorsqu'elle se manifeste vers l'âge de 60 ans ou de 65 ans, l'espérance de vie est d'environ 12 ans à 14 ans; lorsqu'elle survient plus tard, l'espérance de vie n'est plus que de 5 ans à 8 ans. Il est actuellement impossible d'enrayer l'évolution de la maladie [17].

- **Stade léger :** des **pertes de mémoire** surviennent de façon occasionnelle. La mémoire à court terme, c'est-à-dire la capacité à retenir une **information récente** (un nouveau numéro de téléphone, les mots d'une liste, etc.), est la plus touchée. Les personnes atteintes tentent de pallier leurs difficultés en recourant à des aide-mémoire et à leurs proches. Des changements d'humeur et une légère désorientation dans l'espace peuvent aussi être observés. La personne atteinte a plus de mal à trouver ses mots et à suivre le fil d'une conversation.

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

À ce stade, il n'est pas certain qu'il s'agisse de la maladie d'Alzheimer. Avec le temps, les symptômes peuvent rester stables ou même diminuer. Le diagnostic se confirme si les problèmes de mémoire s'accroissent et si d'autres fonctions cognitives se détériorent (langage, reconnaissance des objets, planification des mouvements complexes, etc.).

- **Stade modéré** : les **troubles de la mémoire** s'amplifient. Les souvenirs de jeunesse et d'âge moyen deviennent moins précis mais sont mieux préservés que la mémoire immédiate. Il est de plus en plus difficile pour les personnes atteintes de faire des choix; leur **jugement** commence à être **altéré**. Par exemple, il leur devient graduellement plus difficile de gérer leur argent et de planifier leurs activités quotidiennes. La désorientation dans l'espace et le temps devient de plus en plus évidente (difficulté à se souvenir du jour de la semaine, des anniversaires...). Les personnes atteintes ont de plus en plus de mal à s'exprimer verbalement.

Entre les stades modéré et avancé, des problèmes de comportement inhabituels surgissent parfois : par exemple, de l'agressivité, un langage atypique, ordurier ou un changement des traits de la personnalité.

- **Stade avancé (ou terminal)** : le malade perd son **autonomie**. Une **surveillance permanente** ou l'hébergement dans un centre de soins devient nécessaire. Des problèmes psychiatriques peuvent apparaître, notamment des hallucinations et des délires paranoïdes, aggravés par une **perte de mémoire grave** et de la désorientation. Les problèmes de sommeil sont courants. Les patients négligent leur hygiène corporelle, deviennent incontinents et peinent à s'alimenter seuls. S'ils sont laissés sans surveillance, ils peuvent errer vainement durant des heures [17].

7.1.1.2 Diagnostic

Pour poser le **diagnostic**, le médecin utilise les résultats de plusieurs examens médicaux. D'abord, il interroge le patient afin d'en savoir plus sur la manière dont ses **pertes de mémoire** et les autres difficultés qu'il vit dans le quotidien se manifestent. Des **tests** permettant d'évaluer les **facultés cognitives** sont effectués, selon le cas : des tests de vision, d'écriture, de mémoire, de résolution de problèmes, etc. En cas de trouble de la mémoire, même en étant attentif, les performances au test du patient seront anormales.

Dans certains cas, diverses **analyses médicales** peuvent être effectuées afin d'exclure la possibilité que les symptômes soient attribuables à un autre problème de santé (une carence en vitamine B12, un mauvais fonctionnement de la glande thyroïde, un accident vasculaire cérébral, une dépression, etc.).

CHAPITRE 1. CONTEXTE MEDICAL

S'il le juge nécessaire, le médecin peut aussi conseiller au patient de passer un examen d'**imagerie cérébrale** afin d'observer la structure et l'activité des différentes zones de son cerveau. L'imagerie permet de mettre en évidence la perte de volume (atrophie) de certaines zones du cerveau, caractéristique de la dégénérescence des neurones [17].

7.1.1.3 Espoir d'un diagnostic précoce

De nombreuses recherches sont en cours dans le monde pour créer des outils permettant de diagnostiquer la maladie à un stade plus précoce, lorsque les pertes de mémoire sont légères ou même avant l'apparition des symptômes. En effet, la maladie s'installe de façon insidieuse bien avant que les symptômes de démence n'apparaissent. Plusieurs tests, encore expérimentaux, montrent qu'il est possible d'obtenir un diagnostic précoce : tests de mémoire, tests d'imagerie cérébrale ou encore analyses de sang ou du liquide céphalo-rachidien [17].

8. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons donné les notions générales sur la médecine nucléaire en particulier le principe d'acquisition des images scintigraphiques. Nous avons présenté l'anatomie du cerveau sa perfusion et ses pathologies. Enfin nous avons détaillé la maladie d'Alzheimer qui est le centre d'intérêt dans notre projet de recherche.

Dans le chapitre suivant nous allons aborder les techniques de traitement d'images communément utilisées pour l'analyse et le traitement des images scintigraphiques.

Chapitre 2

Matériels et Méthodes

1. Introduction

Le **traitement d'images** est une discipline de l'informatique et des mathématiques appliquées qui étudie les images numériques et leurs transformations, Le traitement d'image implique plusieurs méthodes différentes, qui sont toutes des méthodes fondamentales et importantes pour un diagnostic précis.

Nous allons présenter, tout au long de ce chapitre, les méthodes les plus utilisées de segmentation et de quantification, appliquées aux images médicales en général. Nous pensons qu'ils conviennent également aux images scintigraphiques.

2. Segmentation d'images

2.1 Définition

La segmentation d'image est une opération qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis, elle n'est généralement qu'une première étape indispensable dans le processus d'interprétation d'une scène. Les pixels sont ainsi regroupés en régions, qui composent une partition de l'image, elle est appelée aussi binarisation.

La segmentation est une étape primordiale en traitement d'image. À ce jour, il existe de nombreuses méthodes de segmentation, que l'on peut regrouper en quatre principales classes :

1. La segmentation fondée sur les régions (en anglais : region-based segmentation). On y trouve par exemple : la croissance de région (en anglais : region-growing), décomposition/fusion (en anglais : split and merge).
2. La segmentation fondée sur les contours (en anglais : edge-based segmentation).
3. La segmentation fondée sur la classification ou le seuillage des pixels en fonction de leur intensité (en anglais : classification ou thresholding).
4. La segmentation fondée sur la coopération entre les trois premières segmentations.

Segmenter une image en objets, c'est rassembler des régions qui ont un sens sémantique commun, même si leurs propriétés sont différentes. Il s'agit par exemple de distinguer un personnage du contexte dans lequel il évolue, alors que cette personne a des vêtements de couleurs différentes ou ne bouge que certaines parties de son corps.

CHAPITRE 2. Matériels et Méthodes

De nombreux travaux ont été accomplis sur ce sujet, dans des domaines aussi variés que le domaine médical ou militaire. C'est toujours un sujet d'actualité et un problème qui reste ouvert. L'objectif est de rechercher une particularité dans l'ensemble de l'image ou dans une partie de celle-ci. C'est la "ROI" "Région Of Interest". Pour une application particulière, il s'agit d'extraire les informations pertinentes. [18]

2.2 Objectif

L'objectif de la segmentation est de permettre l'exploitation du contenu de l'image pour l'interprétation et l'aide au diagnostic en imagerie médicale et ce pour une éventuelle localisation ou reconnaissance ou une mesure des évolutions (suivi thérapeutique).

La segmentation d'image fait partie d'une chaîne de traitement que l'on peut résumer en quatre étapes principales : [19]

- *Acquisition des images* : Processus de production d'images exploitables par ordinateur.
- *Prétraitement des images* : Amélioration des images possédant du bruit, un faible contraste ou tout autre défaut.
- *Segmentation des images* : Construction d'une image symbolique en générant des régions homogène selon le critère d'uniformité défini au préalable.
- *Analyse des images* : extraction des paramètres ou des fonctions représentatives de l'image ou des régions.

2.3 Méthodes de segmentation d'images

La segmentation permet de distinguer les objets d'intérêt d'une image en l'isolant du fond ou des autres structures. Après la segmentation d'une image, chaque pixel se voit attribuer une région, et chaque région correspond à une partie sémantique de l'image. Les discontinuités entre les régions correspondent aux contours des objets aux incertitudes près. Nous décrivons ci-après les principales approches à savoir, l'approche frontière, l'approche région et l'approche mixte (**Figure 2.1**). [7]

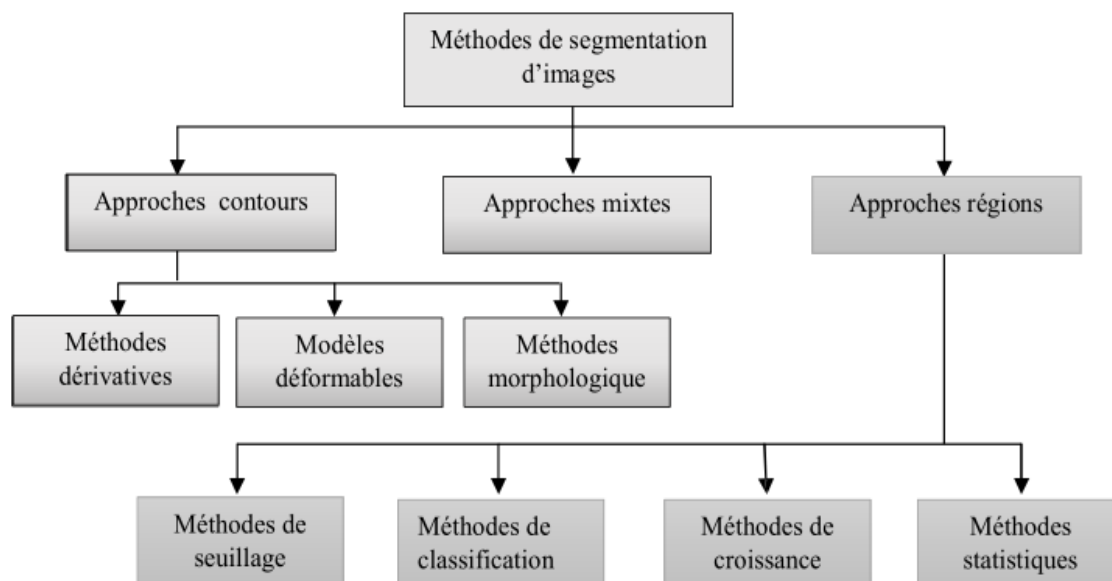


Figure 2. 1 : Les principales méthodes de segmentation

Les méthodes de la segmentation utilisée en imagerie isotopique sont variées et dépendent beaucoup du problème médical traité. [20] On insistera ici sur les plus simples et les plus utilisées, à savoir les techniques de seuillages, méthode de K-means, méthode de Ligne de partage des eaux (LPE) et les méthodes morphologiques.

2.3.1 Méthodes de segmentation par seuillage

La segmentation par seuillage est une autre catégorie de segmentation de bas niveau utilisée souvent comme une pré-segmentation. Le seuillage permet de segmenter l'image en plusieurs classes en n'utilisant que l'histogramme de l'image (**Figure 2.2**). Une classe est caractérisée par sa distribution en niveaux de gris. A chaque pic de l'histogramme est associée une classe. Il existe de très nombreuses méthodes de seuillage d'un histogramme. La plupart de ces méthodes ne s'appliquent correctement que si l'histogramme contient des pics séparés. Ces méthodes ne traitent généralement que la segmentation en deux classes tandis que la segmentation multi-classe n'est que très rarement garantie. [21]

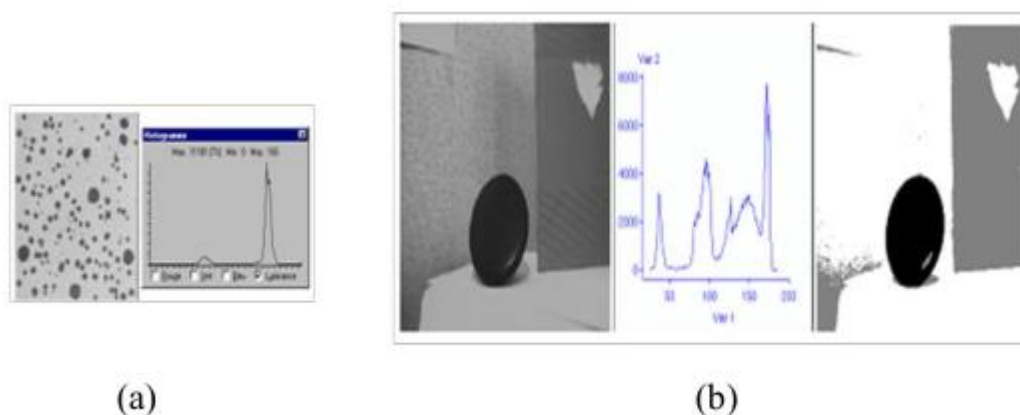


Figure 2.2:Exemple de seuillage : (a) seuillage en 2 classes, (b) seuillage en 4 classes

Les méthodes de seuillage sont utilisées dans des applications très particulières. Les avantages de ces méthodes sont la simplicité et la rapidité. Cependant, ces méthodes ne sont pas suffisantes pour la plupart des applications ou la complexité de l'information contenue dans l'image ne peut être résumée par l'histogramme des niveaux de gris sans trop de pertes d'information. [21]

3.3.2 Méthode K-Moyenne « k-means »

L'algorithme des k-moyennes (k-means) est sans aucun doute la méthode de partitionnement la plus connue et la plus utilisée dans divers domaines d'application. Ce succès est dû au fait que cet algorithme présente un rapport coût/efficacité avantageux. Nous présentons dans ce qui suit l'algorithme des k-moyennes. [22]

Chaque vecteur à classer est comparé à un seul vecteur représentatif de chaque classe. Chaque classe est représentée par un vecteur : on l'appelle noyau, ou représentant, ou encore prototype, ce représentant est obtenu par combinaison des vecteurs déjà affectés à cette classe. Souvent, on le prend égal à la moyenne de ces vecteurs. Chaque vecteur à classer est comparé à tous les noyaux au moyen d'une mesure de similarité (le plus souvent, la distance euclidienne), ce vecteur est associé à la classe dont le noyau est le plus proche. Le noyau est adapté en fonction du nouveau vecteur : dans le cas où le représentant est constitué par la moyenne des vecteurs affectés à sa classe, il n'est pas nécessaire de recalculer la moyenne de tous les points. En effet on peut montrer facilement que la moyenne de $n+1$ points peut s'exprimer en fonction de la moyenne de n points : [23]

$$m_{n+1} = \frac{n \cdot m_n + X_{n+1}}{n+1} \quad (2.1)$$

Où X_{n+1} est le (n+1) point et m_{n+1} la moyenne de n+1 points. Cette relation est valable lorsque X et m sont des vecteurs.

2.3.3 Méthodes de Ligne de partage des eaux

Cette technique consiste à faire grossir simultanément toutes les régions jusqu'à ce que l'image soit entièrement segmentée. Cette technique tire son nom d'une analogie avec la géophysique. On peut en effet considérer les valeurs d'intensité des pixels d'une image comme une information d'altitude. Dans ce cas on peut représenter cette image (appelée carte d'élévation) comme un terrain en 3 dimensions. Le principe est alors de remplir progressivement d'eau chaque bassin du terrain. Chaque bassin représente une région. Lorsque l'eau monte et que deux bassins se rejoignent, la ligne de rencontre (la ligne de partage des eaux) est marquée comme une ligne de frontière entre les deux régions (**Figure 2.3**). [19]

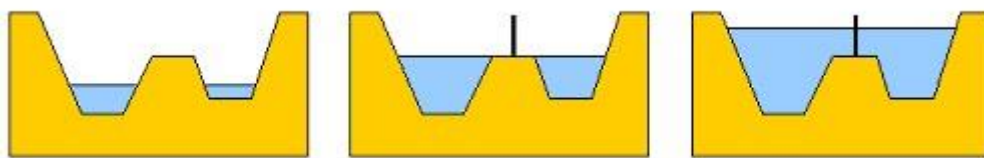


Figure 2.3 : Ligne de partage des eaux entre 2 bassins

L'algorithme se compose de deux étapes : [19]

1. Générer une carte d'élévation à partir de l'image de départ
2. Remplir progressivement les bassins

La carte d'élévation est une image dont les valeurs représentent une altitude. Pour construire cette image nous allons partir du gradient de l'image. Dans la carte d'élévation, on assigne l'altitude la plus élevée (HMAX) aux pixels ayant un fort gradient ainsi qu'aux bords de l'image.

CHAPITRE 2. Matériels et Méthodes

Il existe de nombreux algorithmes permettant de réaliser le remplissage des bassins. Parmi eux il existe un algorithme utilisant la technique de croissance de région vue précédemment.

Dans cet algorithme, le remplissage des bassins est un procédé itératif qui consiste à élever progressivement le niveau de l'eau de zéro à HMAX. A chaque itération, on doit remplir les bassins existants (extension des régions) et éventuellement créer les nouveaux bassins (nouvelles régions).

3. Quantification des images

En présence d'images TEMP ou TEP, l'approche adoptée habituellement consiste à interpréter visuellement les images, pour détecter des hypo ou des hyper fixations révélatrices d'une pathologie. Au-delà de cette interprétation visuelle, il est souvent souhaitable de caractériser objectivement les anomalies de fixation détectées. Une telle caractérisation objective est en effet susceptible d'améliorer le diagnostic différentiel entre deux pathologies, le pronostic, la prise en charge thérapeutique et le suivi du patient. La caractérisation objective des anomalies de fixation détectées s'appuie sur une mesure de la fixation du traceur, mesure qui peut être soit relative (par exemple le rapport de la fixation dans la région suspecte et de la fixation dans une région normale) ou absolue (mesure de la concentration de radio traceur dans la région suspecte). Ce processus de mesure est ce que l'on appelle dans la suite la quantification des images [2].

Dans notre recherche on s'intéresse à la quantification relative qui est le rapport de concentration entre 2 régions (tissu pathologique et tissu sain) ou entre deux instants (**Figure 2.4**).

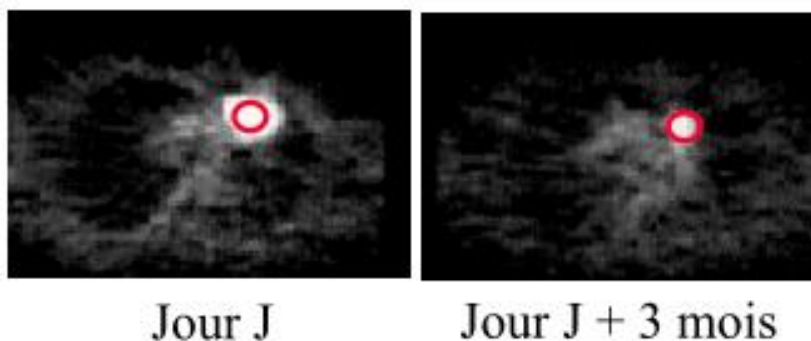


Figure 2.4 : rapport de concentration entre 2 régions

CHAPITRE 2. Matériels et Méthodes

Plusieurs facteurs peuvent interférer sur la quantification des images tels que : l'atténuation, la diffusion, le mouvement, et l'effet de volume partiel. [2]

➤ **L'atténuation**

Elle est due à l'interaction des photons émis par le radio traceur avec les tissus traversés. En TEMP près de 90 % des photons émis en profondeur sont atténués, ce qui cause des biais de quantification relative [8]. Pour y remédier, il est donc nécessaire de connaître la cartographie de densité des tissus, ou du moins les coefficients d'atténuation propres à chaque patient. En pratique, la tendance actuelle est d'équiper les gammas caméras d'un dispositif d'acquisition en transmission fiable tel que la tomодensitométrie permettant d'avoir une correction assez précise.

➤ **La diffusion**

La diffusion par effet Compton se traduit par une perte d'énergie du photon, mais également par un changement de la trajectoire de ce dernier. Ce qui introduit des erreurs de localisation de l'activité présente dans l'organisme.

Par exemple, en TEMP au ^{99m}Tc , environ 30 % des photons détectés ont subi au moins une diffusion Compton [8]. Pour corriger la diffusion, on limite la détection des photons à ceux dont l'énergie est comprise dans une fenêtre spectrométrique centrée sur l'énergie d'émission du marqueur (+/- 20%). D'autres approches plus récentes, basées sur la combinaison TEMP/TDM sont à l'étude.

➤ **Le mouvement**

Deux types de mouvement peuvent interférer sur les images TEMP. Les mouvements involontaires du patient pendant l'acquisition, qu'on peut éviter en réduisant la durée de l'examen grâce aux caméras multi-têtes (2 ou 3 détecteurs). Et les mouvements physiologiques tels que les battements cardiaques ou la respiration. Leur correction passe par la synchronisation à l'ECG. Les techniques de synchronisation respiratoire sont du domaine de la recherche.

CHAPITRE 2. Matériels et Méthodes

➤ L'effet de volume partiel

Il résulte de la résolution spatiale limitée des systèmes d'imagerie, et des défauts de la numérisation des images. Il en découle que dans les pixels positionnés sur une structure donnée, on peut détecter de l'activité émanant d'autres régions, et inversement on peut retrouver l'activité de cette structure dans les pixels voisins. Par conséquent, La sévérité des biais

introduits par cet effet dépendra de la résolution spatiale, de la taille des pixels et de la taille des structures imagées. Les corrections de volume partiel sont encore du domaine de la recherche. Cependant, des compensations simples sont possibles (en particulier par la méthode des coefficients de recouvrement). Bien qu'approximatives, elles peuvent améliorer considérablement la justesse des mesures d'activité effectuées sur les images.

D'autres facteurs peuvent parasiter la quantification des images comme l'hétérogénéité de la résolution spatiale due essentiellement au collimateur, le temps mort du détecteur et les erreurs lors de la reconstruction tomographique.

3.1 L'objectif de la quantification [24]

- Enjeux cognitifs
 - Localisation de sites fonctionnels cérébraux
 - Prédiction des effets pharmacologiques d'une substance
 - Enjeux diagnostiques et pronostiques
 - Caractérisation objective des anomalies détectées
- * meilleure classification des sujets
- * choix de la thérapie appropriée facilitée
- * mesure de la fraction d'éjection
- * étude de la viabilité myocardique via l'étude du métabolisme glucidique
- * caractérisation du niveau de dégénérescence cérébrale
 - Enjeux thérapeutiques
- Suivi objectif de l'évolution de la taille ou du métabolisme d'une tumeur sous thérapie

4. Sectorisation

La perfusion cérébrale s'exprime de façon globale mais aussi localement puisqu'une zone du cerveau peut être saine et d'autres malades.

Une segmentation du cerveau en douze secteurs angulaires est généralement adoptée (soit un pas angulaire de $\pi/6$) pour étudier cette perfusion.

La première étape de la détermination des secteurs est de calculer le centre de gravité (x_0, y_0) de la région d'intérêt. Ensuite, on calcule les coordonnées $p(x, y)$ des points aux bords de l'image correspondant à chaque secteur en fonction du centre de gravité et de la taille de l'image.

Ainsi, pour calculer le 1^{er} secteur, on utilise les points P_0, P_1, P_2 , pour calculer le 2^{ième} secteur, on utilise les points P_0, P_2 , et P_3 , etc...

Les contours des secteurs sont superposés à l'image scintigraphique.

Chaque secteur doit être quantifié à part, pour cela nous commençons par générer un masque par secteur, ensuite on superpose chaque masque à l'image segmentée c'est-à-dire à la zone active. Ainsi sous chaque secteur on peut calculer la surface active (nombre de pixels brillants). [25]

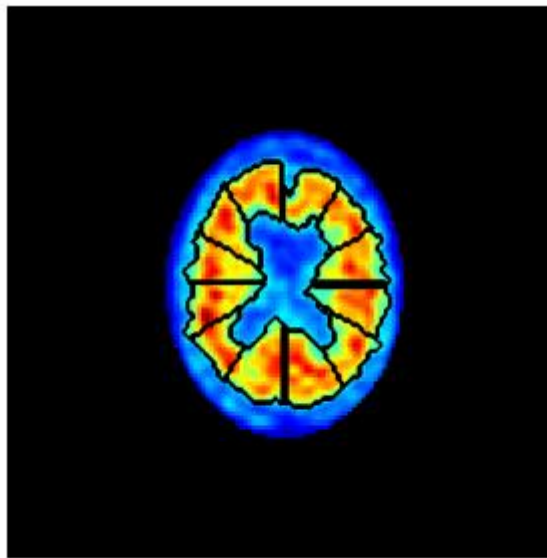


Figure 2.5 : Exemple de Sectorisation de la zone active.

5. État de l'art des techniques utilisées

Plusieurs travaux de la littérature se basent sur la segmentation et la quantification des images cérébrales TEMP. Nous allons donner une bref description des différentes techniques utilisées et des résultats obtenus.

Une méthode automatisée tridimensionnelle a été développée par [26]. Cette méthode est basée sur le modèle en forme de cerveau et l'algorithme du contour actif. La méthode définit la forme de la surface du cerveau sur des images (99mTc-HMPAO) SPECT des sujets sains et projette le nombre maximal de 0 à 1,5 cm de profondeur pour les points de surface désignés. La capacité de l'algorithme de forme active à définir la forme du cerveau était satisfaisante et les résultats de la quantification ont montré des valeurs de rCBF dans les lobes frontal, temporel et pariétal de 87-88% en utilisant le cervelet comme référence. Cette approche a permis de quantifier les images de rCBF-SPECT et de créer des plages de valeurs normales.

Pifarré et al. [27] ont fait une étude dont l'objectif était d'établir la relation entre les changements anatomiques et la perfusion cérébrale instable chez les patients atteints de contusions cérébrales. Les images tomographiques (SPECT et CT) ont été analysées de manière indépendante, qualitativement et quantitativement. L'analyse quantitative a été divisée en 2 parties. Tout d'abord, une analyse globale du volume total d'intérêt a été effectuée pour déterminer la perfusion globale. Par la suite, une petite région d'intérêt au centre de la zone blessée a été sélectionnée pour une analyse ultérieure. Pour améliorer la reproductibilité, une méthode semi-automatique a été utilisée en fonction de l'algorithme de croissance de région. La combinaison des évaluations CT et SPECT permettait de déterminer l'étendue et la gravité de la lésion cérébrale dans les lésions traumatiques.

Anoue K et al. [28] ont fait une étude comparative, en utilisant 123I-IMP et SPECT, dont l'objectif était de quantifier CBF normal de sujets âgés avec et sans correction de l'effet du volume partiel PVE. La correction du PVE était effectuée en utilisant des images IRM segmentées, suivie de l'analyse quantitative du CBF et les différences régionales à l'aide de fractions tissulaires de matière grise et de matière blanche dans les régions d'intérêt (ROI).

Il y avait des différences statistiquement significatives chez les ROI dans la correction. Le CBF quantitatif s'est considérablement amélioré.

CHAPITRE 2. Matériels et Méthodes

Koole. M et al. [29] propose un algorithme récursif, qui utilise des informations anatomiques, pour estimer la véritable activité du traceur dans le compartiment du tissu de la matière blanche qui est nécessaire pour corriger les effets du volume partiel. L'algorithme estime d'abord l'activité dans le compartiment de la matière blanche et de la matière grise à l'échelle globale, en tenant compte de l'image SPECT complète. Des études de simulation montrent que cet algorithme est capable de traiter une distribution d'activité non homogène dans le compartiment tissulaire de matière grise pour des images SPECT de perfusion cérébrale.

Comme nous pouvons le constater les travaux cités se basent non seulement sur l'image fonctionnelle mais également sur l'image anatomique (CT scan) c'est ce qui leur permet de localiser l'activité sur la matière grise ou la matière blanche et de faire les différentes corrections (comme le volume partiel). Dans notre cas les images obtenues du service de médecine nucléaire de Tlemcen ne sont pas associées à une acquisition structurale, pour cette raison notre traitement est limité à la segmentation, la sectorisation et la quantification sans correction.

6. Conclusion

Le domaine de traitement d'images a connu ces dernières années un intérêt de plus en plus croissant dans divers domaines et en particulier dans le domaine médical.

Ce que nous avons présenté dans ce chapitre n'est qu'un aperçu très général des méthodes de segmentation existante. Nous avons ensuite exposé le principe et l'intérêt de la quantification. Dans le chapitre suivant nous testerons quelques algorithmes de prétraitement et de segmentation de manière à extraire la zone active d'une scintigraphie cérébrale. Par la suite nous appliquerons la quantification relative pour évaluer le stade de démence.

Chapitre 3

RESULTATS ET DISCUSSIONS

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

1. Introduction

Après avoir présenté les méthodes de segmentation, les méthodes de quantification et de sectorisation dans le chapitre précédent, nous exposerons dans ce chapitre les solutions que nous avons envisagés et les résultats obtenus.

Le présent chapitre est structuré comme suit : Dans un premier temps, nous avons choisi trois méthodes de segmentation. Nous comparerons les résultats obtenus par les différents algorithmes ce qui nous permet d'en choisir un en particulier. Ensuite, nous appliquons la méthode de sectorisation sur la méthode. Cette étape est suivie de la quantification, qui permet de détecter si le patient souffre de la maladie d'Alzheimer ou non. A la fin nous terminons notre travail par une conclusion.

2. Base de Données

Dans notre recherche, on utilise une base de données réelle. Ces images sont codées dans le format DICOM de dimension 128*128 pixels. Elles sont obtenues par un examen de scintigraphie au niveau du service de médecine nucléaire CHU de Tlemcen par une gamma-caméra double têtes (GE) couplée à un CT-Scan, type INFINIA, collimateur basse énergie.

3. Prétraitement

Le prétraitement est la troisième étape après l'étape d'acquisition, c'est l'ensemble des opérations effectuées sur une image afin d'améliorer leur qualité et faciliter la tâche au personnel médical pour extraire l'information. Ces prétraitements consistent d'une part à modifier l'apparence d'une image pour qu'un observateur puisse plus facilement en extraire des informations, et d'autre part à supprimer l'information inutile (le bruit) des images pour renforcer l'information utile en vue d'un traitement ultérieur. Dans notre travail nous avons appliqué deux méthodes de prétraitement : le filtre anisotrope et la fermeture morphologique.

- **le filtre anisotrope**

Le filtrage anisotrope est une méthode d'amélioration des textures vues obliquement.

- **la fermeture morphologique**

La fermeture a pour effet de combler les trous et de connecter les objets proches.

4. Méthodes de traitement

4.1. Segmentation

La segmentation des images constitue le cœur de tout système de vision, c'est une étape importante dans le processus d'analyse des images. Elle permet d'isoler les objets sur lesquels l'analyse doit être faite et de séparer les régions d'intérêt du fond. Dans cette étape de notre travail nous utilisons trois méthodes : Méthode de seuillage manuel, méthode LPE et la méthode de K-means.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

Nous allons appliquer ces méthodes sur différentes images : des images cérébrales selon un plan coronal et sagittal. Ensuite nous comparerons les résultats obtenus.

4.1.1. Segmentation par seuillage

Le but d'une binarisation est de passer une image en noir et blanc, ce qui consiste à ne avoir que des pixels noir et blanc. On définit un seuil qui permettra de savoir si un pixel deviendra noir ou blanc. Si le pixel est inférieur au seuil alors le pixel deviendra noir si non le pixel devient blanc.

Nous avons testé le seuillage manuel pour chaque image et nous avons gardé le seuil approprié.

➤ Pour les images d'un plan coronal

- **La coupe N°22**

Après plusieurs essais la valeur optimale 95 (Seuil=95).

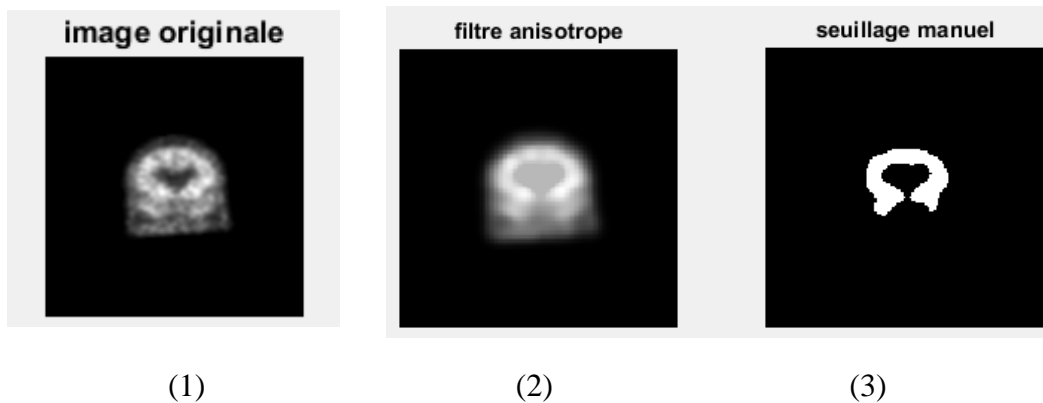


Figure 3.1 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=80)

- **La coupe N° 45**

Après plusieurs essais la valeur optimale 106 (Seuil = 106).

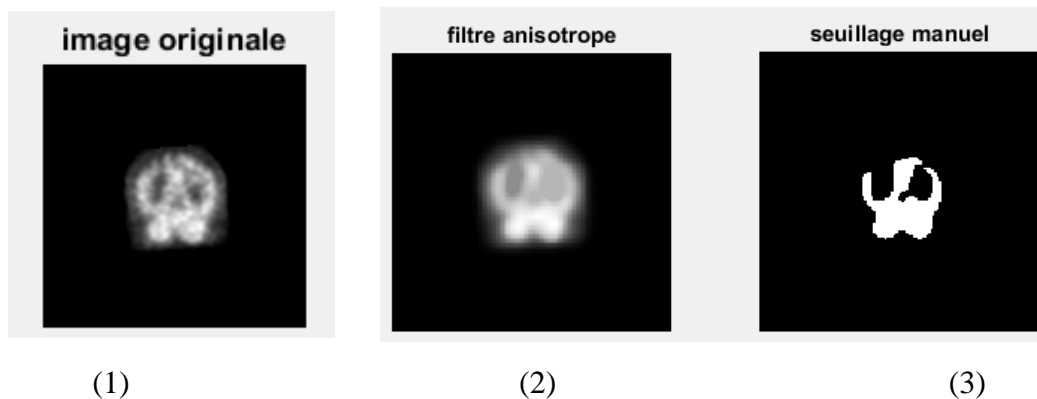


Figure 3.2 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=106)

➤ Pour les images d'un plan sagittal

- La coupe N°10

Après plusieurs essais la valeur optimale 100 (Seuil = 100).

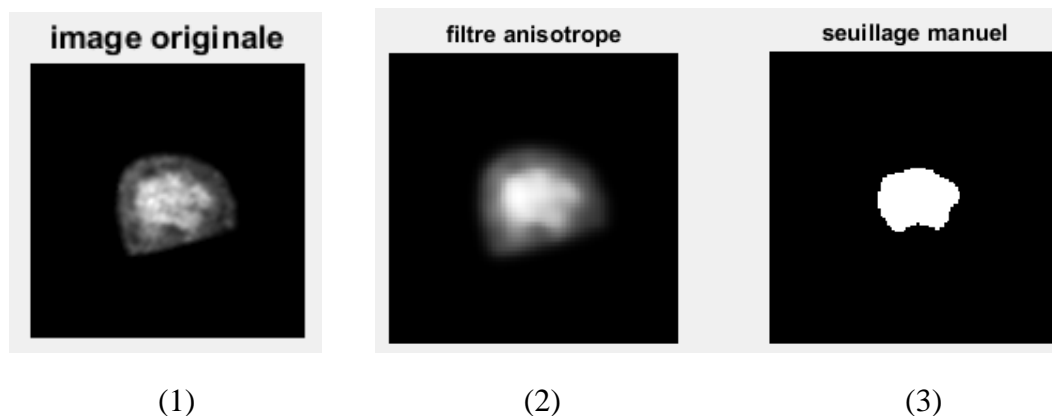


Figure 3.3 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=100)

- La coupe N°30

Après plusieurs essais la valeur optimale 130 (Seuil = 130).

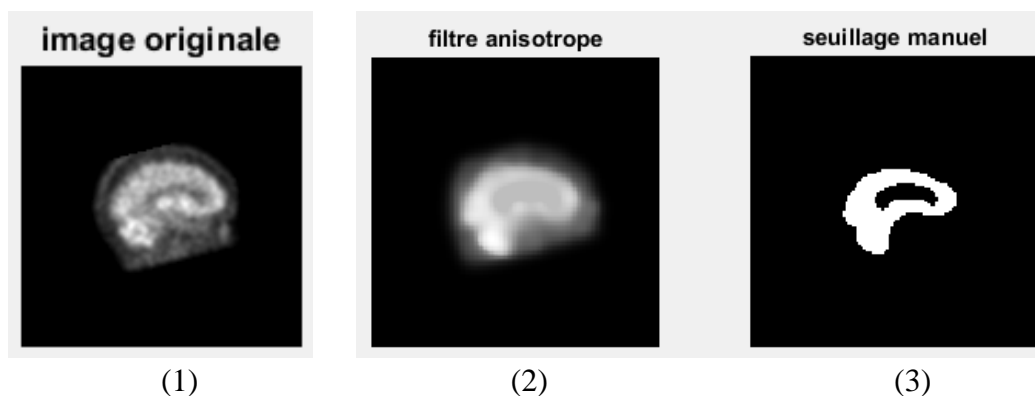


Figure 3.4 : Segmentation par seuillage manuel : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : seuillage manuel (seuil=130)

L'interprétation

Pour obtenir un bon résultat de segmentation et atténuer voire de supprimer le flou dans l'arrière-plan et de rendre les images du premier plan plus nettes nous avons appliqué le filtre anisotrope comme un prétraitement avant la segmentation.

On remarque que le seuillage manuel donne une délimitation plus précise de la région d'intérêt. Le seul inconvénient étant qu'il n'existe pas de seuil qui convient à toute la série de coupes.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

4.1.2. Méthode de LPE (Ligne de partage des eaux)

La ligne de partage des eaux (LPE) constitue l'approche morphologique de la segmentation d'une image en NG.

L'application de l'algorithme de la LPE sur des images naturelles produit une sur-segmentation, et la première technique pour éviter ce problème est d'utiliser des marqueurs (internes et externes) qui ont pour rôle d'imposer la présence de certains bassins versants seulement de manière à contraindre la topologie de la LPE.

Nous avons choisi comme marqueur externe : le contour du cerveau et pour marqueur interne : les ventricules du cerveau.

➤ Pour les images d'un plan coronal

• La coupe N°22

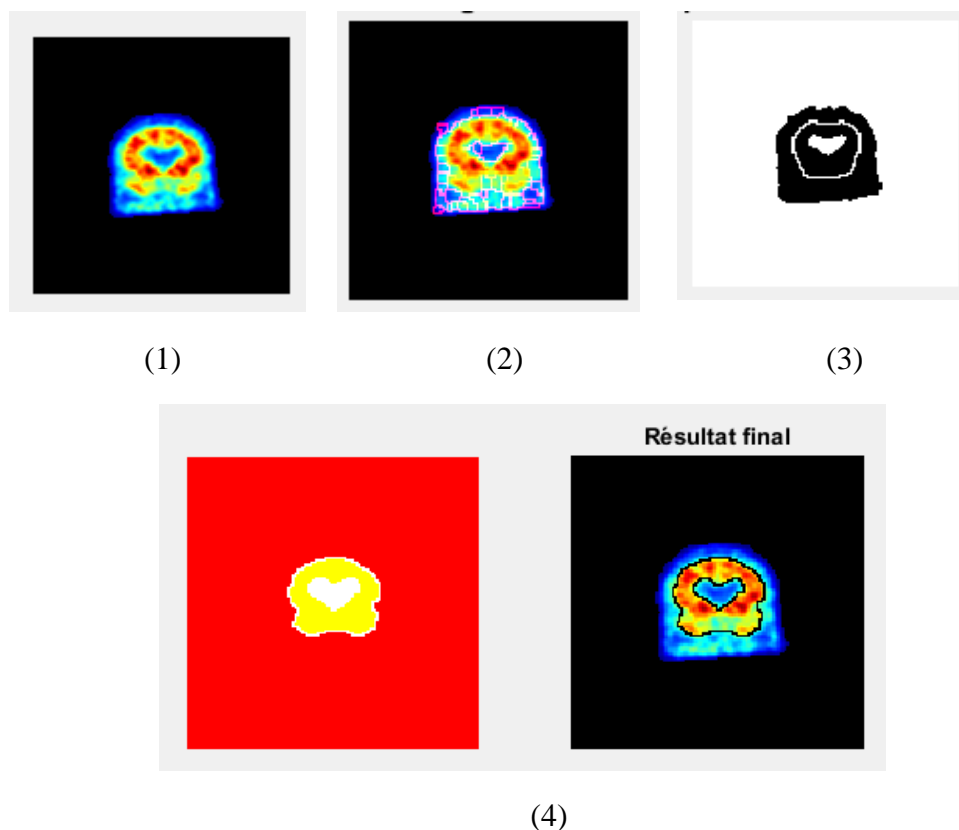


Figure 3.5 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.

- La coupe N°45

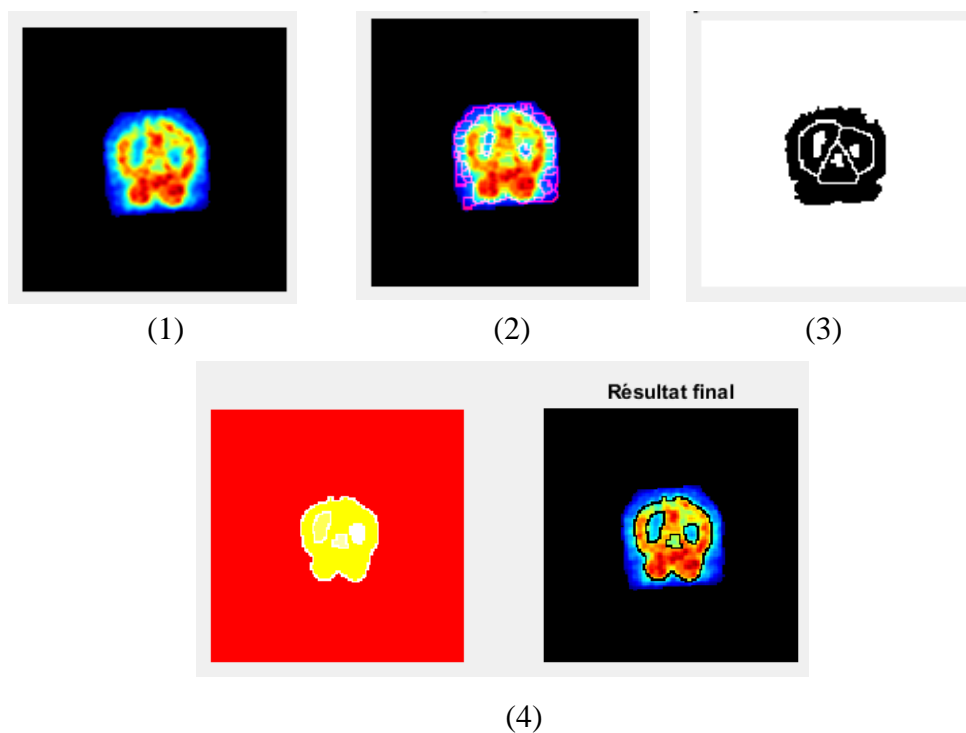


Figure 3.6 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.

➤ Pour les images d'un plan sagittal

- La coupe N°22

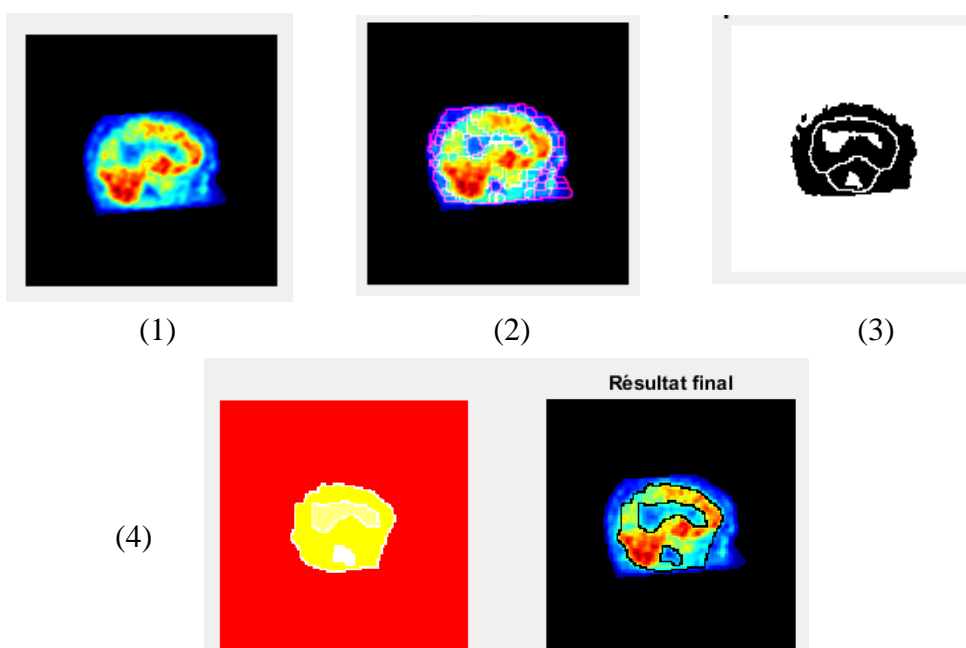


Figure 3.7 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.

- La coupe N°30

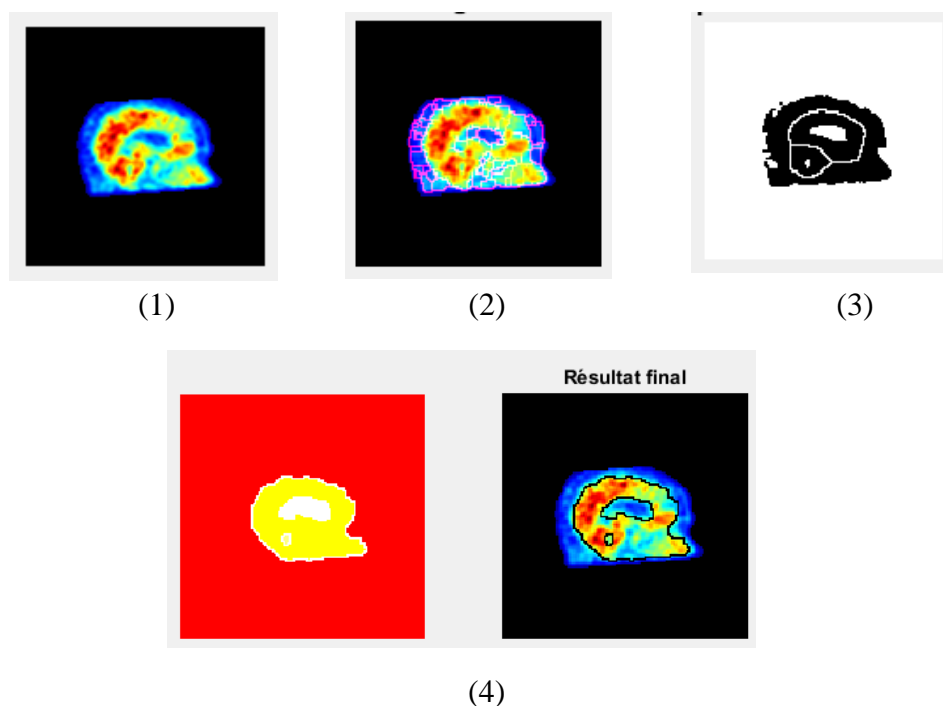


Figure 3.8 : Résultat de la segmentation par la méthode LPE : (1) : image originale ; (2) : sur-segmentation ; (3) : marqueurs internes et externes ; (4) : LPE.

L'interprétation

On remarque que le contour obtenu couvre parfaitement la zone active, et c'est ce que nous cherchons, donc nous avons une bonne segmentation.

4.1.3. Méthode de K-means

La méthode des "K-means" reste actuellement la méthode la plus utilisée surtout pour les grands fichiers. Cette méthode est un outil de classification classique non supervisée qui permet de répartir un ensemble de données en k classes homogènes. La plupart des images vérifient localement des propriétés d'homogénéité, notamment en termes d'intensité lumineuse. L'algorithme des k -means permet donc d'apporter une solution à la segmentation d'images.

➤ Pour les images d'un plan coronal

➤ La coupe N°22

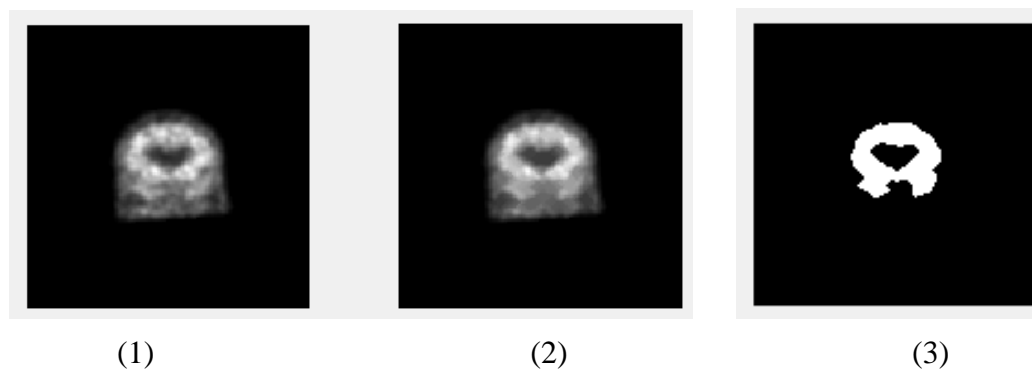


Figure 3.9 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means

➤ La coupe N°34

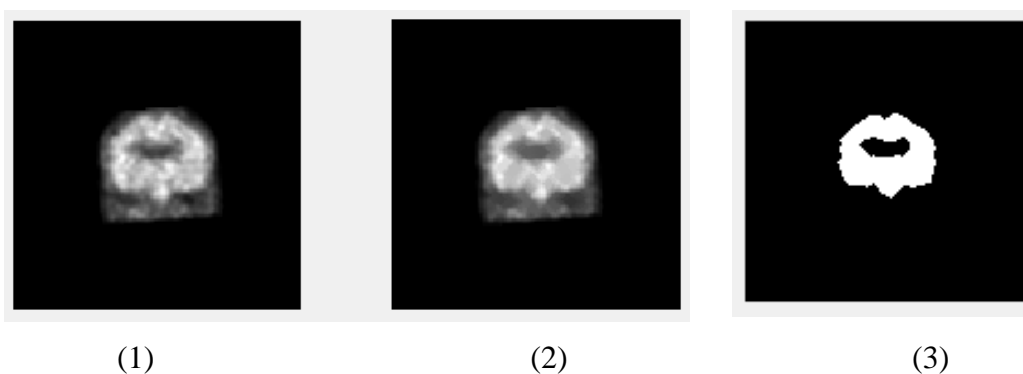


Figure 3.10 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means

➤ Pour les images d'un plan sagittal

➤ La coupe N°25

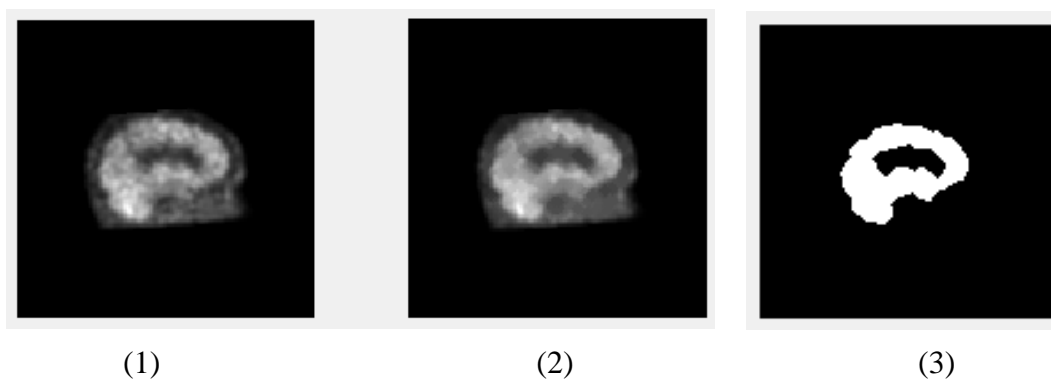


Figure 3.11 : Résultat de la segmentation par la méthode K-means : (1) : image originale ; (2) : filtre anisotrope ; (3) : image segmentée par K-means

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

L'interprétation

L'algorithme classique K-means est un algorithme rapide, efficace et simple à mettre en œuvre, il nous a donné un résultat satisfaisant, mais il a quelques inconvénients comme :

- la variation de l'ordre des classes d'une application à l'autre,
- le minimum obtenu est un minimum local: la répartition en classes dépend du choix initial des centres

4.2 Sectorisation

La première étape de la détermination des secteurs est de calculer le centre de gravité(x_0, y_0) de la région d'intérêt. Ensuite, on calcule les coordonnées $p(x, y)$ des points aux bords de l'image correspondant à chaque secteur (tableau 3.1 et figure 3.17) en fonction du centre de gravité et de la taille de l'image. Et pour calculer le 1^{er} secteur, on utilise les points P0, P1, P2, pour calculer le 2^{ème} secteur, on utilise les points P0, P2, et P3, etc....

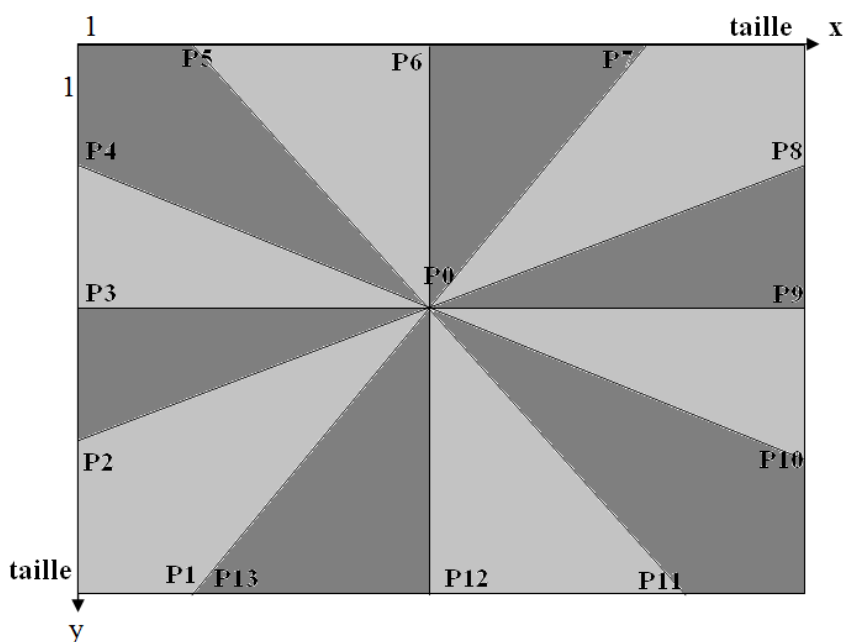


Figure 3.13 : Représentation des secteurs

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

Point	Coordonnée en X	Coordonnée en Y
P0	X0	Y0
P1	$(X0-Y0/\tan(\pi/3))$	taille
P2	$X0-Y0/\tan(\pi/6)$	taille
P3	1	Y0
P4	$X0-Y0/\tan(\pi/3)$	1
P5	$X0-Y0/\tan(\pi/6)$	1
P6	taille/2	1
P7	$(Ci+Cj/\tan(\pi/3))$	1
P8	$(Ci+Cj/\tan(\pi/6))$	1
P9	Taille	Y0
P10	$(Ci+Cj/\tan(\pi/3))$	taille
P11	Taille	taille
P12	$(Ci+Cj/\tan(\pi/3))$	taille
P13	$(Ci+Cj/\tan(\pi/6))$	taille

Tableau 3.1 : Points de chaque secteur.

Les contours des secteurs sont superposés à l'image scintigraphique (Figure 3.14 et 3.15)

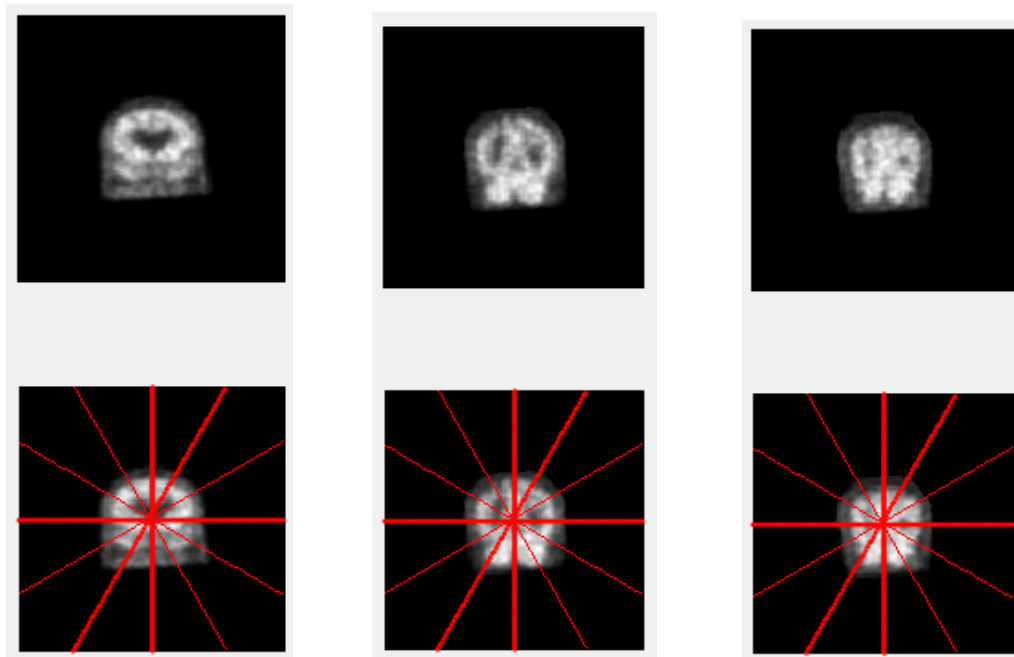


Figure 3.14 : Superposition des secteurs à l'image scintigraphique.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

La figure 3.15 illustre la superposition des secteurs à l'image scintigraphique segmentée.

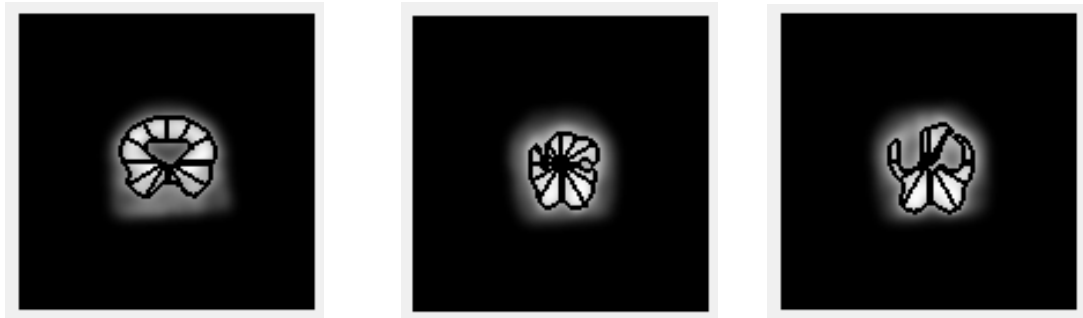


Figure 3.15 : Superposition des secteurs à l'image scintigraphique segmentée.

Pour procéder à la phase de quantification il faut considérer chaque secteur à part. Pour cela nous commençons par générer un masque par secteur (figure 3.16), ensuite on multiplie chaque masque (**Figure 3.17**) avec l'image segmentée (la zone active seulement). On obtient une sous-région active pour chaque secteur.

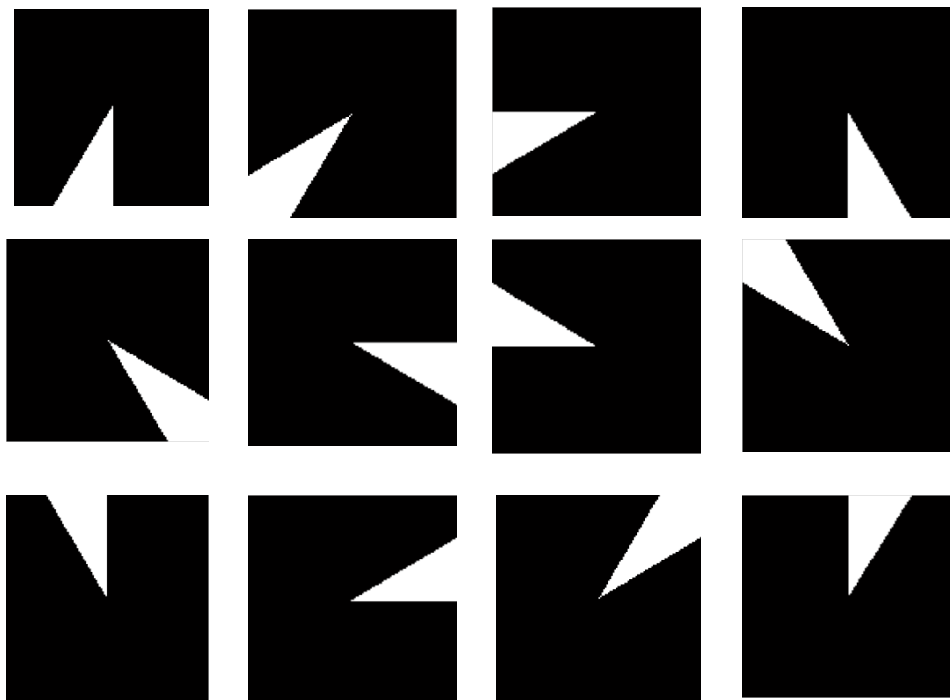


Figure 3.16 : Génération des masques

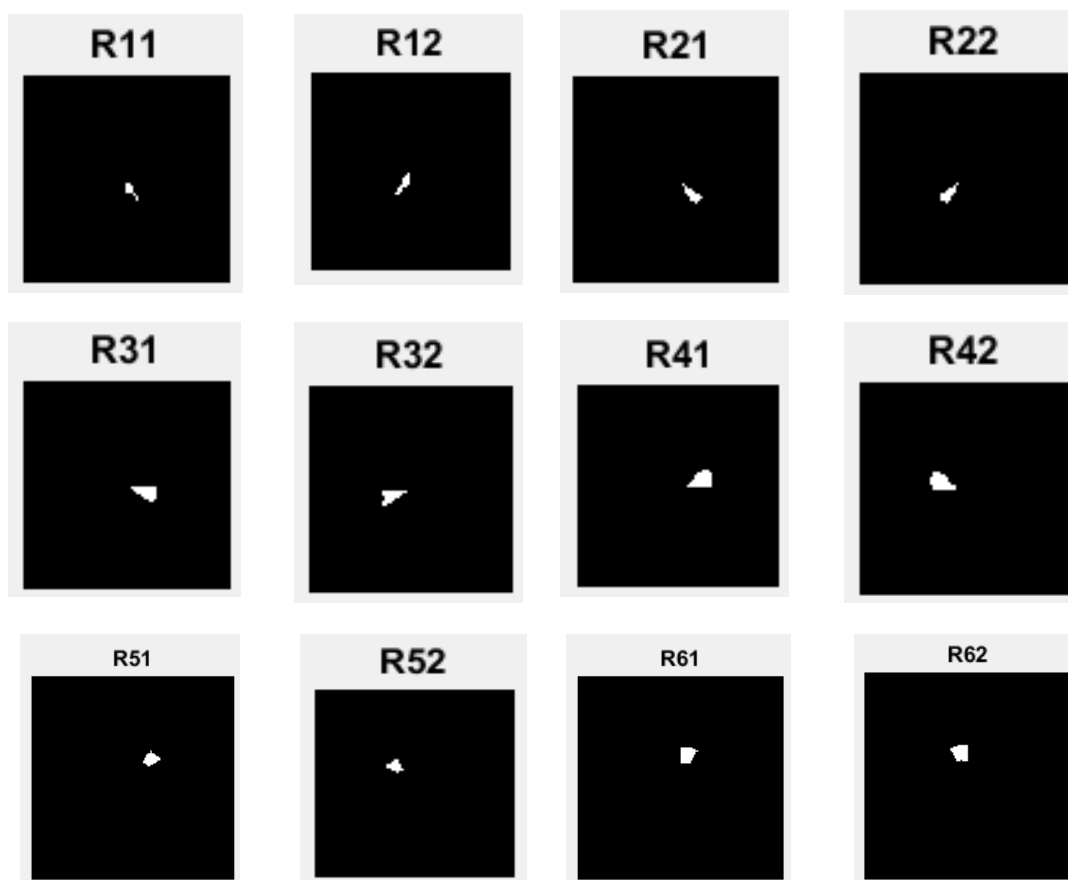


Figure 3.17 : Exemple de superposition des masques à la zone active et obtention des sous-régions actives.

4.3 Quantification

Pour quantifier l'activité cérébrale, nous allons calculer la surface de chaque sous-secteur (Figure 3.17). Cette valeur représente la somme des pixels blancs et c'est nombre absolue qui n'a pas de sens tout seul, il faut le normaliser par rapport à la surface de toute la zone active. La valeur quantifiée est alors donnée par :

$$Q=100*(Nbr/Nbt) \quad (3.1)$$

Tel que :

Nbr : le nombre de pixels de la sous-région.

Nbt : le nombre de pixels de toute la région active

Le tableau 3.2 illustre les valeurs quantitatives de l'activité cérébrales sur les douze secteurs d'une coupe scintigraphique.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

	Droit%	Gauche%
R11-R12	38	40
R21-R22	26	17
R31-R32	31	26
R41-R42	29	23
R51-R52	14	7
R61-R62	28	20

Tableau 3.2 : Exemple de quantification comparative de la fixation dans chacune des 12 secteurs d'une coupe.

4.4 Homogénéité

L'homogénéité est une information locale et correspond au caractère uniforme d'une région. Une région dans une image est dite homogène si elle regroupe un ensemble de pixels qui possèdent des caractéristiques similaires ou uniformes. Ces caractéristiques peuvent être par exemple la variance du niveau de gris, la couleur,...

Nous avons constaté après consultation des interprétations médicales des coupes scintigraphiques que ce dernier évoque l'homogénéité de la répartition de l'activité comme un élément diagnostique. Pour cette raison nous avons ajouté cette mesure. Nous avons récupéré la zone active avec son intensité initiale et nous avons appliqué la GLCM (Gray level Co Matrix). A partir de cette matrice de Cooccurrence Haralick extrait 14 attributs de texture, nous avons choisi un de ces attributs, l'homogénéité (Tableau 3.4).

5. Résultats et interprétation médicale

Comme nous l'avons vu dans la partie précédente (segmentation), il est difficile d'automatiser la segmentation, on a toujours besoin d'intervenir manuellement pour avoir de bons résultats (choix du seuil, choix du marqueur...) et cette intervention varie d'une coupe à l'autre. Donc le traitement de toutes les coupes est difficile. Pour cette raison nous allons choisir trois coupes pertinentes pour chaque série de coupes. Dans les exemples qui suivent nous donnerons pour chaque patient les résultats de quantification obtenus sur trois coupes. Ensuite nous regroupons les valeurs des trois coupes pour donner une mesure volumique. Nous donnons également la mesure d'homogénéité pour les différentes coupes. Enfin nous exposons l'interprétation du médecin que nous comparons avec les valeurs quantitatives obtenus.

Patient N°1 : Cas d'Alzheimer

- La coupe N° 22



	Droit %	Gauche %
R11-R12	4	5
R21-R22	7	6
R31-R32	12	11
R41-R42	12	11
R51-R52	7	6
R61-R62	9	9

Figure 3.18 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation les 12 ROIs

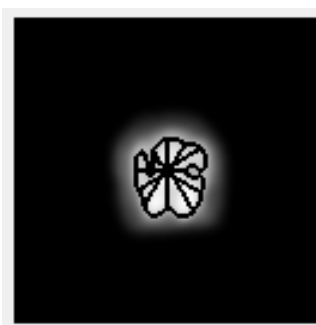
- La coupe N°45



	Droit %	Gauche %
R11-R12	18	19
R21-R22	11	6
R31-R32	10	7
R41-R42	6	5
R51-R52	2	0
R61-R62	11	5

Figure 3.19 : Quantification comparative de la coupe N°45 de la fixation dans les 12 ROIs

- La coupe N°50



	Droit %	Gauche %
R11-R12	16	15
R21-R22	8	5
R31-R32	9	8
R41-R42	11	7
R51-R52	5	1
R61-R62	8	6

Figure 3.20 : Quantification comparative de la coupe N°20 de la fixation dans les 12 ROIs

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

	Droit %	Gauche %
R11-R12	38	39
R21-R22	26	17
R31-R32	31	26
R41-R42	29	23
R51-R52	14	7
R61-R62	28	20

Tableau 3.3 : Quantification volumétrique du patient N°1

- Calcul d'homogénéité

PATIENT N°1

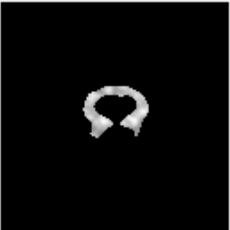
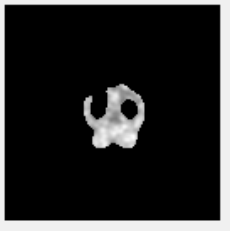
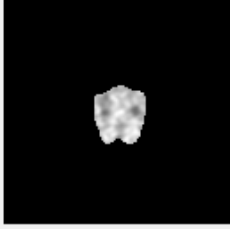
Patient N°1	L'image source seuillée	Homogénéité
Coupe N°22	<p>image source seuillée</p> 	0.9835
Coupe N°45	<p>image source seuillée</p> 	0.9797
Coupe N°50	<p>image source seuillée</p> 	0.9839

Tableau 3.4 : Homogénéité de la répartition de l'activité nucléaire du Patient N°1

Interprétation médicale

Une hypo perfusion du cortex associatif postérieur de façon bilatérale, associée à une hypo perfusion temporelle interne droite.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

Une hypo perfusion du cortex pariétal gauche : fixation de 17% pour la région R21 contre 26% pour la région R22.

Absence d'anomalie de la perfusion des structures sous corticales.

Perfusion globalement homogène du cervelet : fixation de 39% pour la région R12 contre une fixation de 38% pour la région R11, avec une mesure d'homogénéité de 0,9823.

Patient N°2 : Cas sains

- La coupe N°22



	Gauche %	Droit %
R11-R12	4	5
R21-R22	7	9
R31-R32	12	12
R41-R42	10	13
R51-R52	6	5
R61-R62	9	8

Figure 3.21 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

- La coupe N°40



	Gauche %	Droit %
R11-R12	15	14
R21-R22	7	6
R31-R32	10	10
R41-R42	8	8
R51-R52	4	4
R61-R62	6	6

Figure 3.22 : Quantification comparative de la coupe N°40 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

- La coupe N°50



	Gauche %	Droit %
R11-R12	11	11
R21-R22	8	5
R31-R32	20	17
R41-R42	12	10
R51-R52	2	2
R61-R62	3	3

Figure 3.23 : Quantification comparative de la coupe N°50 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

	Gauche %	Droit %
R11-R12	30	29
R21-R22	22	20
R31-R32	42	40
R41-R42	30	31
R51-R52	12	11
R61-R62	18	17

Tableau 3.5 : Quantification volumétrique de patient N°2

- **Calcule l'homogénéité**

PATIENT N°2 :

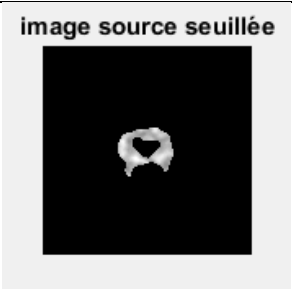
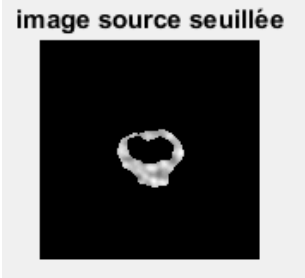
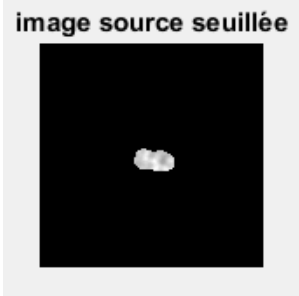
Patient N°2	L'image source seuillée	L'homogénéité
Coupe N°22	<p>image source seuillée</p> 	0.9845
Coupe N°40	<p>image source seuillée</p> 	0.9919
Coupe N°50	<p>image source seuillée</p> 	0.9939

Tableau 3.6 : Tableau représente l'homogénéité de Patient N°2

Interprétation médicale

Le patient présente une fixation homogène et symétrique dans toute la zone active (airs primaires et airs associatifs), avec une mesure d'homogénéité de 0,9901.

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

Patient N°3 : Cas d'Alzheimer

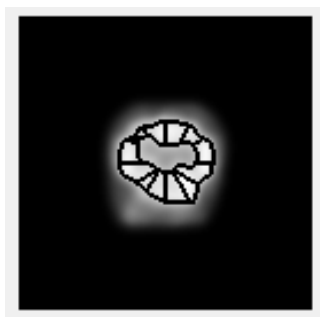
- La coupe N°22



	Gauche %	Droit %
R11-R12	2	2
R21-R22	2	0
R31-R32	12	8
R41-R42	15	16
R51-R52	10	9
R61-R62	12	12

Figure 3.24 : Quantification comparative de la coupe N°22 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

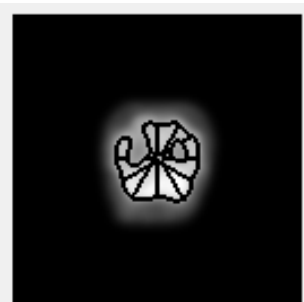
- La coupe N°40



	Gauche %	Droit %
R11-R12	12	10
R21-R22	8	4
R31-R32	12	12
R41-R42	9	9
R51-R52	5	3
R61-R62	10	8

Figure 3.25 : Quantification comparative de la coupe N°40 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

- La coupe N°45



	Gauche %	Droit %
R11-R12	13	13
R21-R22	9	8
R31-R32	11	10
R41-R42	8	6
R51-R52	5	0
R61-R62	10	7

Figure 3.26 : Quantification comparative de la coupe N°45 de la fixation dans chacune des 12 ROIs

	Gauche %	Droit %
R11-R12	27	25
R21-R22	19	12
R31-R32	35	30
R41-R42	32	31
R51-R52	20	12
R61-R62	32	27

Tableau 3.7 : Quantification volumétrique de patient N°3

CHAPITRE 3. RESULTATS ET DISCUSSIONS

- Calcule l'homogénéité

PATIENT N°3 :

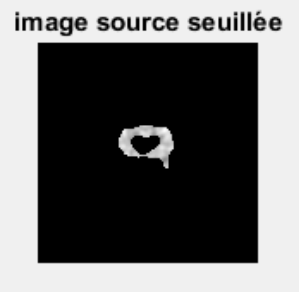
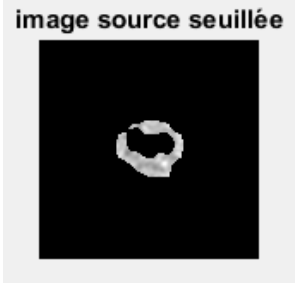
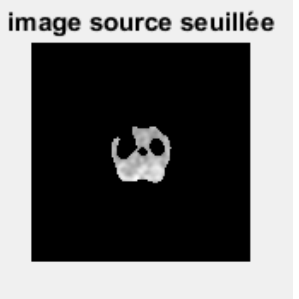
Patient N°3	L'image source seuillée	L'homogénéité
Coupe N°22	 The image shows a brain slice with a white, irregularly shaped region in the center, representing the segmented source image. The text 'image source seuillée' is printed above the image.	0.9868
Coupe N°40	 The image shows a brain slice with a white, ring-like region in the center, representing the segmented source image. The text 'image source seuillée' is printed above the image.	0.9830
Coupe N°45	 The image shows a brain slice with a white, complex, multi-lobed region in the center, representing the segmented source image. The text 'image source seuillée' is printed above the image.	0.9838

Tableau 3.8 : Tableau représente l'homogénéité de Patient N°3

Interprétation médicale

Une hypo perfusion des aires associatifs postérieures.

Absence d'anomalies de la perfusion des structures sous corticales.

Perfusion globalement homogène du cervelet : fixation de 27% pour la région R12 contre une fixation de 25% pour la région R11, avec une homogénéité de 0,9845.

6. Conclusion

Dans ce travail nous avons appliqué divers méthodes de segmentation sur des images scintigraphiques cérébrales, nous avons choisi le seuillage manuel pour sa simplicité et sa précision. Ensuite, nous avons divisé l'image en 12 secteurs, chaque secteur est segmenté individuellement ce qui permet de calculer sa densité, il s'agit là de la phase de quantification. Une quantification absolue consiste à donner le nombre de pixels actifs dans un secteur. Une quantification relative est ensuite calculée il s'agit de corrélérer les valeurs des secteurs de l'hémisphère gauche avec celles de l'hémisphère droit. Une mesure volumétrique est obtenue sur trois coupes pertinentes pour chaque patient. Nous avons également calculé l'homogénéité de la répartition de l'activité cérébrale. Ces valeurs sont exploitées par le médecin pour émettre un diagnostic objectif de la pathologie. Les résultats obtenus sont satisfaisants et encourageants. L'étape suivante étant un calcul automatique sur toutes les coupes ce qui permet une vraie estimation de l'activité cérébrale.

Conclusion générale

Dans ce travail nous nous sommes intéressés à la segmentation et la quantification des images de scintigraphie cérébrale, afin de détecter les pathologies cérébrales, en considérant le cas particulier de la démence vasculaire.

Nous avons d'abord donné des notions générales sur la médecine nucléaire, l'aspect anatomique et physiologique du système nerveux central ainsi que sa vascularisation et enfin les différentes pathologies du cerveau.

La deuxième partie a été dédiée à une description détaillée de méthodes de segmentation, de sectorisation et la quantification.

Après avoir étudié plusieurs méthodes de segmentation des tissus cérébraux, nous avons retenu une en particulier : le seuillage manuel. Cette segmentation pour être efficace est précédée d'un prétraitement. Il s'agit du filtre anisotropique de diffusion. Ce dernier permet d'homogénéiser la zone active tout en préservant le contraste par rapport aux zones non actives. A la suite de la segmentation on constate un effet de diffusion qui rend la zone détectée plus grande que la zone réelle. Pour corriger cet effet nous appliquons une érosion morphologique. La segmentation est suivie de la sectorisation : nous avons suivi une des méthodes de la bibliographie qui consiste à diviser la coupe cérébrale en 12 régions d'intérêt identiques avec un pas angulaire de $\pi/12$. Chaque secteur est segmenté individuellement ce qui permet de calculer sa densité, il s'agit là de la phase de quantification. Une quantification absolue consiste à donner le nombre de pixels actifs dans un secteur (en pourcentage sachant que 100% représente la zone active totale de toute la coupe). Une quantification relative est ensuite calculée il s'agit de corréler les valeurs des secteurs de l'hémisphère gauche avec celles de l'hémisphère droite. Cette comparaison quantifiée (rapport droite/gauche) permet de détecter une anomalie. En effet dans les cas sains, il y a symétrie de l'activité entre les deux hémisphères. Ces valeurs sont donc exploitées par le médecin, afin de détecter si le patient souffre de la maladie d'Alzheimer ou non.

CONCLUSION GENERALE

Le traitement cité ci-dessus devrait s'appliquer à toutes les coupes de manière à calculer un volume actif pour chaque secteur...Cependant l'algorithme que nous avons mis au point est semi-automatique et exige une adaptation manuelle pour chaque coupe. Nous avons donc simplifié en procédant comme selon la routine diagnostique : choix de trois coupes pertinentes une coupe centrale, une coupe en avant et une autre en arrière. Ainsi, nous étendons les résultats au cas volumique simplifié. Nous avons finalement des mesures quantitatives du volume actif selon les douze secteurs d'intérêt.

Le travail ainsi réalisé est un apport non négligeable à l'aide au diagnostic sachant que le système actuel ne comporte pas la phase de quantification.

En perspectives de ce travail, nous proposons l'automatisation de la phase de segmentation pour pouvoir l'appliquer sans aucune intervention humaine à toutes les coupes. Ceci nous permettra de calculer effectivement le volume actif. De plus une reconstruction et visualisation 3D de ce volume mettra, in visu, l'accent sur les zones pathogènes (hyper ou hypo actives).

Bibliographie

- [1] : Richard ZIMMERMANN, «La médecine nucléaire : La radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie ». 17, avenue du Hoggar, Parc d'activités de Courtabœuf, BP 11291944 Les Ulis Cedex A, France, 2006.
- [2] : Monssif MENDOUBI, « La scintigraphie myocardique : Techniques et indications ». Thèse présentée et soutenue publiquement pour l'obtention du Doctorat en médecine, 2006.
- [3] : Narjes BEN AMEUR, « La mise en œuvre des contrôles qualité du fonctionnement d'une gamma-caméra et la simulation des techniques de la Tomographie par GATE et GEANT4». Mémoire pour l'obtention du diplôme de master professionnel en génie biomédical, 2011.
- [4] : Olivier SELLÈS, «Halogénures de lanthane dopés cérium Des scintillateurs rapides pour l'imagerie médicale». Thèse de doctorat de l'Université Pierre et Marie Curie (Paris VI) Pour obtenir le grade de docteur, École doctorale de Physique et Chimie des Matériaux, Spécialité : Sciences des Matériaux, 2006.
- [5] : Abdellah Douiri, «Développement à partir du concept CACAO (Caméra A Collimateur Assistée par Ordinateur) d'un système tomographique adapté à la mesure 3D de plaies contaminées». Thèse présentée pour obtenir le grade de docteur en science de l'université paris xi, 2002.
- [6] : <http://www.whatisnuclearmedicine.com/Whatis-61-Radiopharmaceuticals\12-04-2018>
- [7] : MERZOUG Salah, «Segmentation floue d'images IRM base sur d'optimisation par Essaim Particulaire OEP (PSO) ». MEMOIRE de fin d'étude Présenté pour l'obtention du diplôme de MASTER Domaine : Mathématiques et Informatique, Filière : Informatique, Spécialité : Systèmes d'Informations Avancés, 2016.
- [8] : <https://www.futura-sciences.com/sante/definitions/corps-humain-systeme-nerveux-central -15268\12-04-2018>
- [9] : Karim Farid, Nadine Caillat-Vigneron et Igor Sibon, « Scintigraphie cérébrale de perfusion et démences dégénératives ». Service de médecine nucléaire, Hôtel-Dieu, Paris ,2010.
- [10] : <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/27847-debit-sanguin-definition\12-04-2018>
- [11] : <http://www.frcneurodon.org/comprendre-le-cerveau/le-cerveau-malade-et-ses-maladies-neurologiques\12-04-2018>
- [12] : <http://alzheimer.ca/en/Home/About-dementia/What-is-dementia\13-04-2018>
- [13] : https://www.alz.org/alzheimers_disease_what_is_alzheimers.asp\13-04-2018
- [14] : https://www.alz.org/research/science/alzheimers_research.asp\13-04-2018

Bibliographie

- [15] : <https://www.nia.nih.gov/health/alzheimers-disease-fact-sheet>\13-04-2018
- [16] : <http://alzheimer.ca/fr/Home/About-dementia/Alzheimer-s-disease>\13-04-2018
- [17] : https://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=alzheimer_pm\14-04-2018
- [18] : BENDAOUD Mohammed Habib, «Développement de méthodes d'extraction de contours sur des images à niveaux de gris». Thèse en vue de l'obtention du diplôme de Doctorat Faculté : Physique, Département : Génie Physique, Domaine : Science de la matière, Filière : Physique, Intitulé de la Formation : Science Radiologique et Imagerie, université de science et technologie-Oran, 2017.
- [19] : Réda BENTATA, «Segmentation d'images tomographiques par émission de positons». Mémoire Présenté pour l'obtention du diplôme de Magister, spécialité : informatique, Option : I ingénierie des donnée et des connaissances, Université Es-Sénia Oran - Faculté des Sciences, 2011.
- [20] : Denis MARIANO-GOULART, «Traitement des images scintigraphiques ». Cours de 1° année destiné aux internes en médecine nucléaire. INSTN. SACLAY.
- [21] : Naoui Molkheir, « SEGMENTATION D'IMAGES PAR MODELES STATISTIQUES DE FORME ET D'APPARENCE : PROBLIMATIQUE ET CONTRIBUTIONS». Thèse présentée pour obtenir le diplôme de doctorat en science, Spécialité : Informatique, Université d'Oran 1.
- [22] : GUEDIRI Safa, « La détection de contour par Level Set Une approche proposée pour son amélioration». Mémoire de fin d'étude Présenté pour l'obtention du diplôme de MASTER ACADEMIQUE, Domaine : Mathématiques et Informatique, Filière: Informatique, Spécialité: Systèmes distribués et Intelligence artificielle, Faculté des sciences et de technologie, université D'EL-OUED, 2014.
- [23] : Benoît Decoux, « Reconnaissance de Formes». Cours de Reconnaissance de Formes (Résumé) , 2001-2002.
- [24] : Irène Buvat, «Quantification en tomographie d'émission, Corrections d'atténuation, de diffusion et de volume partiel». Cours de médecine Nucléaire, 2003.
- [25] : Laurent Comas, « Modèles et algorithmes pour la scintigraphie cardiaque ». Thèse présentée à L'UFR des Sciences et Techniques de l'Université de Franche-Comté pour l'obtention du grade de Docteur de l'Université de Franche-Comté, Spécialité Informatique, 2005.

Bibliographie

[26] : Douglas Hägerström, David Jakobsson, Erik Stomrud, Ann-Margret Andersson, Erik Ryding, Elisabet Londos, Lennart Minthon, and Ingmar Rosén Lars Edenbrandt “A new automated method for analysis of rCBF-SPECT images based on the active-shape algorithm: normal values”. *Clin Physiol Funct Imaging* (2012) 32, pp114–119.

[27] : P. Pifarré, G. Cuberas, B. Benejam, L. Frascaerri, J. Sahuquillo, J. Castell-Conesa “Cerebral Blood Flow Measurement in the Assessment of Post-Traumatic Cerebral Contusions”. *Open Journal of Radiology*, Vol. 1 No. 2, 2011, pp. 21-27.

[28] : Inoue K, Ito H, Shidahara M, Goto R, Kinomura S, Sato K, Taki Y, Okada K, Kaneta T, and Fukuda H. “Database of normal human cerebral blood flow measured by SPECT: II. Quantification of I-123-IMP studies with ARG method and effects of partial volume correction.” *Ann Nucl Med*. 2006 Feb;20(2):139-46.

[29] : M. Koole, R. Van de Walle, K. Van Laere, J. Versijpt, Y. D'Asseler, S. Vandenberghe, I. Lemahieu, and R.A. Dierckx. « A recursive algorithm for quantification of brain perfusion SPECT images. » *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*; 3; 1513-1516 vol.3; 2001.