

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



## Mémoire de Master

Filière Génie Biomédical

Spécialité Instrumentation Biomédicale

présenté par

Bouklachi Ouafia

&

Abbou Meriem

---

# Quantification des Transporteurs de la Dopamine dans la Maladie de Parkinson Idiopathique

---

Proposé par : Pr. Cherfa Yazid & Dr. Cherfa Assia

Année Universitaire 2019-2020

# Remerciements

---

Nous remercions d'abord Dieu, Le Tout Puissant de nous avoir offerts assez de volonté pour faire ce travail.

Nous souhaitons exprimer nos remerciements à Mr. et Mme. Cherfa pour la confiance qu'ils nous ont accordé en dirigeant ce mémoire, leurs connaissances ont bien favorisé le déroulement de notre mémoire de fin d'étude.

Nous remercions également les membres du jury pour avoir accepté d'examiner ce mémoire.

Nous remercions particulièrement Mlle. Toumi Sihem Nour Elhoda, notre copromotrice, pour sa gentillesse, sa modestie, sa riche expérience et l'accueil cordial qu'elle nous a toujours réservé, nous ont inspiré une grande admiration à son égard.

De plus, nous remercions toute l'équipe du centre d'imagerie de scintigraphie de BENI MARED, en particulier Dr NAILI pour leur aide et leur soutien.

Nous remercions enfin toutes les personnes intéressées par notre travail, en espérant qu'elles puissent trouver dans notre rapport des explications utiles pour leurs propres travaux.

*À mes chers parents,*

*Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que vous méritez pour tous les sacrifices que vous n'avez cessé de me donner depuis ma naissance pour que je suive le bon chemin dans ma vie et mes études.*

*À mes très chers amis,*

*À tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.*

*Ouafia*

*Je dédie ce modeste travail à :*

*Mon cher père MOURAD puisse Allah avoir pitié de son  
âme, ma source de courage durant tout mon cursus,*

*Ma très chère mère HASSIBA,*

*Mes chers frères et mes chères sœurs,*

*Mes enseignants qui nous ont formés,*

*Ma famille*

*Enfin, je dédie à mes très chers amis(es) et toute la  
promotion du génie biomédicale 2019-2020.*

*Meriem*

---

**ملخص:** مرض باركنسون مرض شائع لدى فئة كبار السن، فقد تحول إلى مشاكل صحية مزعجة. من الممكن ملاحظة تغيرات الأعراض لدى هذه الفئة من المرضى بما في ذلك مؤشرات المحرك ومؤشرات غير المحرك. في هذا العمل نعمل على تطوير طريقة أوتوماتيكية لتجزئة مخطط التجزئة الدماغية باستخدام صور SPECT للمساعدة في التشخيص التفاضلي لشخص سليم و آخر مصاب بمرض باركنسون في مجال التصوير الطبي DaTscan. النتائج يجب أن تظهر انخفاضا في ناقلات الدوبامين على مستوى مخطط التجزئة الدماغية لدى مرضى باركنسون.

**كلمات مفتاحية:** مرض باركنسون، صور SPECT ، التجزئة، التصوير الطبي DaTscan ، ناقلات الدوبامين، مخطط التجزئة الدماغية.

---

**Résumé :** La maladie de Parkinson étant une maladie neurodégénérative couramment observé dans un stade d'âge plus avancé est devenue un problème de santé alarmant. Des changements symptomatiques peuvent être observés chez ces patients, ce qui comprend des indications motrices et non motrices. Dans ce travail, on tente à développer une méthode automatique de segmentation du striatum sur des images SPECT, pour faire un aide au diagnostic différentiel d'un sujet sain et parkinsonien dans le domaine de l'imagerie DaTscan. Le résultat doit montrer une diminution des transporteurs de dopamine au niveau du striatum chez les sujets parkinsoniens.

**Mots clés :** maladie de Parkinson, images SPECT, segmentation, imagerie DaTscan, transporteurs de dopamine, striatum.

---

**Abstract:** Parkinson's disease being a neurodegenerative disorder commonly seen in older age group has become an alarming health issue. Symptomatic changes can be seen in these patients which includes both motor and non-motor indications. In this work, we are trying to develop an automatic method of segmentation of the striatum on SPECT images, to help the differential diagnosis of a healthy and parkinsonian subject in the field of DaTscan imaging. The result should show a decrease in dopamine transporters at striatum level in parkinsonian subjects.

**Keywords:** Parkinson's disease, SPECT images, segmentation, DaTscan imaging, dopamine transporters, striatum.

---

## Listes des acronymes et abréviations

DAT	Transporteur de Dopamine
ECG	ElectroCardioGramme
IRM	Imagerie Par Résonance Magnétique
GMM	Model of Mixture Gaussian
LCR	Liquide Céphalo-Rachidien
LCC	Coefficient de Corrélation Locale
MP	Maladie de Parkinson
PMT	Tube Photomultiplicateur
PPMI	Parkinson's Progression Markers Initiative
ROI	Region Of Interest
SVM	Support Vector Machine
SBR	Rapports de Liaison Spécifiques
SPECT	Single-Photon Emission Computed Tomography
TEP	Tomographie par Émission de Positons
TEMP	Tomographie par Emission Monophotonique
TDM	Tomodensitométrie

# Table des matières

Remerciements	
Dédicaces	
Résumé	
Liste des acronymes et abréviations	
Table des matières	
Liste des figures	
Liste de tableaux	
<b>Introduction générale</b> .....	<b>1</b>
<b>Chapitre 1 : Contexte Médical</b> .....	<b>4</b>
1.1 Eléments d'anatomie cérébrale .....	4
1.1.1 L'encéphale .....	4
1.1.2 La moelle épinière .....	7
1.1.3 Quelques structures cérébrales d'intérêt .....	8
1.2 La maladie de parkinson.....	10
1.3 Le diagnostic de la maladie de parkinson.....	11
1.3.1 Pourquoi l'imagerie médical.....	11
1.3.2 Quelques types d'imagerie médicale d'aide au diagnostic de la MP .....	11
1.3.3 Pourquoi le choix de l'imagerie cérébrale au DATSCAN et non pas l'IRM .....	13
1.4 La tomographie par émission monophotonique (TEMP) .....	14
1.4.1 Principe d'examen de la TEMP .....	14
1.4.2 Principe de la reconstruction tomographique en TEMP .....	15
1.4.3 Les sources de dégradation des images scintigraphiques .....	16
Discussion .....	17
<b>Chapitre 2 : Etats de l'art</b> .....	<b>19</b>
2.1 Travaux antérieurs.....	19
2.2 Récapitulatif des méthodes de détection du striatum.....	25
Discussion.....	25

<b>Chapitre 3 : Outils Mathématiques à utilisé</b> .....	28
3.1 Notions de base de l'image .....	28
3.1.1 Définition de l'image .....	28
3.1.2 Caractéristiques d'image .....	31
3.2 Outils de segmentation des images TEMP .....	33
3.2.1 Définition .....	33
3.2.2 Objectifs de la segmentation.....	34
3.2.3 Différentes approches de segmentation.....	34
Discussion.....	44
<b>Chapitre 4 : Méthodes Proposées, Implémentation et Résultats</b> .....	46
4.1 Matériels et langage de programmation utilisés .....	46
4.1.1 Base de Données .....	46
4.1.2 Langage de programmation .....	47
4.2 Intérêt du travail.....	47
4.3 Méthode proposée.....	49
4.3.1 Segmentation du striatum, résultats et interprétation.....	49
4.3.2 Analyse de symétrie.....	54
4.3.3 Calcul des caractéristiques géométriques.....	55
4.3.4 Interprétation de l'expert.....	60
Discussion.....	63
<b>Conclusion Générale</b> .....	65
<b>Bibliographie</b> .....	67

## Liste des figures

<b>Figure 1-1 :</b> L'encéphale : Cerveau + cervelet + tronc cérébral .....	5
<b>Figure 1-2 :</b> Schéma de l'encéphale en coupe sagittale .....	7
<b>Figure 1-3:</b> Les lobes, gyrus et sillons du cerveau .....	8
<b>Figure 1-4 :</b> Représentation schématique des ganglions de la base .....	10
<b>Figure 1-5 :</b> Le déficit de la dopamine dans un neurotransmetteur.....	10
<b>Figure 1-6 :</b> Image de cerveau obtenue en IRM (à gauche et en scintigraphie cérébrale au DATSCAN (à droite) .....	14
<b>Figure 1-7 :</b> Illustration de la synapse dopaminergique striatale, montrant la liaison du radiopharmaceutique aux transporteurs de dopamine (DAT) .....	15
<b>Figure 1-8 :</b> Reconstruction d'un objet comprenant plusieurs structures .....	16
<b>Figure 3-1 :</b> Représentation numérique d'une image .....	29
<b>Figure 3-2 :</b> système d'analyse d'image.....	30
<b>Figure 3-3 :</b> Représentation des pixels dans une image .....	31
<b>Figure 3-4 :</b> Illustration de la notion de pixel (2D) et de voxel (3D) .....	32
<b>Figure 3-5:</b> image originale .....	35
<b>Figure 3-6:</b> image segmentée .....	35
<b>Figure 3-7 :</b> Histogramme bimodal illustrant la présence de deux classes d'intensité dans l'image .....	36
<b>Figure 3-8 :</b> A : représente l'image originale, B : représente l'initialisation du germe, C : représente l'image segmentée .....	37
<b>Figure 3-9 :</b> image originale à gauche et image segmentée par le modèle de contour actif à droite.....	39
<b>Figure 3-10 :</b> Quelques modèles de contours .....	39
<b>Figure 3-11 :</b> Organigramme de la méthode de contour actif .....	40
<b>Figure 3-12 :</b> initialisation du contour .....	41
<b>Figure 3-13 :</b> contour final .....	41
<b>Figure 4-1:</b> Image SPECT axiale .....	47
<b>Figure 4-2 :</b> Diagnostic différentiel entre un sujet normal et un sujet Parkinsonien .....	48
<b>Figure 4-3 :</b> Extraction du striatum .....	48
<b>Figure 4-4 :</b> Schéma synoptique d'analyse d'images SPECT.....	49

<b>Figure 4-5</b> : Résultats de création du masque. (a) Image prétraitée d'un sujet sain, (b) le masque de l'image (a), (c) image prétraitée d'un sujet pathologique, (d) le masque de l'image (c).....	50
<b>Figure 4-6</b> : Résultats de la segmentation. (a) Image segmentée d'un sujet sain, (b) image segmentée d'un sujet pathologique, (c) contour final de (a), (d) contour final de (b).....	52
<b>Figure 4-7</b> : Résultat de la superposition de l'image saine et l'image segmenté pour un seuil de 0.93 et 0.5.....	53
<b>Figure 4-8</b> : Analyse de symétrie.....	55
<b>Figure 4-9</b> : la différence entre striatum gauche et droit par rapport à l'ensemble du striatum.....	57
<b>Figure 4-10</b> : la différence entre le périmètre du striatum droite et gauche par rapport au périmètre de l'ensemble du striatum.....	59

## Liste des tableaux

<b>Tableau 1-1</b> : Utilisation de l'IRM et de la scintigraphie cérébrale au DATSCAN.....	13
<b>Tableau 2-1</b> : Méthodes de détection de striatum.....	25
<b>Tableau 4-1</b> : Résultats de la matrice de confusion.....	54
<b>Tableau 4-2</b> : comparaison des résultats obtenus.....	54
<b>Tableau 4-3</b> : Surface du striatum chez des sujets sains et pathologiques.....	57
<b>Tableau 4-4</b> : Le périmètre du striatum chez des sujets sains et pathologiques.....	58
<b>Tableau 4-5</b> : Le diamètre du striatum chez des sujets sains et pathologiques.....	60
<b>Tableau 4-6</b> : La largeur maximale du striatum chez des sujets sains et pathologiques.....	61
<b>Tableau 4-7</b> : La largeur minimale du striatum chez des sujets sains et pathologiques.....	61

# Introduction Générale

---

Conscience, émotions, usage du langage, mémoire, créativité, pensées abstraites... Les facultés donnant à l'homme sa spécificité, dépendent de la plus complexe et la plus fascinante structure de notre corps : le cerveau.

Les dysfonctionnements, observés lors des maladies neurodégénératives, mettent en évidence, les capacités et l'organisation du cerveau. L'augmentation de la durée de vie de la population, a fait émerger des maladies neurodégénératives, qui prennent une place importante dans notre société.

La maladie de Parkinson (MP) est la pathologie neurodégénérative, la plus fréquente, après la maladie d'Alzheimer. Décrite pour la première fois en 1817, par le Docteur James Parkinson, la cause première de la MP est la dégénérescence progressive, des neurones dopaminergiques de la substance noire compacte.

Le diagnostic de la maladie de Parkinson repose sur un ensemble d'arguments cliniques, radiologiques, et plus récemment biologiques, mais peut s'appuyer également sur des systèmes automatisés, utilisant des outils d'expertise informatiques et mathématiques. Dans ce cadre, une approche de diagnostic, se basant sur l'évaluation de l'activité dopaminergique striatale, dominée par la tomoscintigraphie des transporteurs présynaptiques de la dopamine, sera étudié.

Le traitement et l'analyse des images du cerveau, sont, sans doute, la meilleure solution, car elle considère la source de la maladie, en détectant le vieillissement et la mort des neurones, au fur et à mesure que la maladie progresse. Une tomoscintigraphie, avec marquage radioactif de la dopamine (DATSCAN), est effectuée, afin d'offrir un aperçu de la quantité de dopamine, présente dans le striatum. Cet examen coûteux, mais très performant, permet de déceler un déficit en dopamine dans ces régions (cette région, puisque c'est le striatum), caractéristique de la MP, et ainsi d'apporter une quasi-certitude dans l'établissement du diagnostic.

L'objectif de notre travail, consiste à réaliser un système d'analyse des images SPECT, afin de détecter, à partir des résultats obtenus, s'il s'agit d'un sujet sain ou parkinsonien. En premier lieu, nous allons segmenter la région d'intérêt (le striatum), puis, extraire un certain nombre de caractéristiques de cette région (surface, longueur, forme...), et en fonction de ces caractéristiques, classifier les sujets étudiées, en sujets sains ou pathologiques.

Notre mémoire est composé de quatre chapitres organisés comme suit :

Le premier chapitre présente un petit rappel sur l'anatomie du cerveau, et les principales régions, qui donnent des informations pertinentes, lors de l'examen et du

# Introduction Générale

---

diagnostic clinique, ainsi qu'une brève définition de la maladie de Parkinson, ses symptômes et ses différents types de diagnostic. Nous donnerons quelques notions sur l'imagerie de la scintigraphie monophotonique TEMP (principe et artéfacts).

Le deuxième chapitre est consacré à l'état de l'art, des différentes méthodes de segmentation des images SPECT, dans la littérature.

Les différentes approches de segmentation, liées à notre étude, seront présentées dans le chapitre trois, ainsi que quelques notions sur l'image.

Dans le quatrième chapitre, la méthode proposée y est présentée, implémentée, et appliquée aux images SPECT utilisées. Ainsi, nous présentons les résultats obtenus et leurs interprétations.

Ce travail se termine par une conclusion générale, avec un récapitulatif du travail fait, et la mise en valeur des principaux résultats obtenus, ainsi que quelques perspectives.

# *Chapitre 1*

## *Contexte médical*

# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

Le cerveau est un organe, susceptible d'être affecté par à un grand nombre de pathologies. Étant le siège de la conscience, de la commande des mouvements et de la mémoire, ces pathologies peuvent entraîner une multitude de symptômes différents.

Une perte progressive des neurones dopaminergiques de la voie nigrostriatale cause une diminution substantielle de la teneur en dopamine du striatum, et une perte de transporteurs de dopamine ; on parle de la maladie de parkinson [MP].

Un diagnostic précoce et fiable est nécessaire, chez les patients présentant des symptômes de neuro-dégénération de la voie dopaminergique. L'imagerie moléculaire, à l'aide du DaTSCAN, peut être utile au clinicien dans cette approche [1]. Dans ce chapitre, nous allons aborder succinctement une vue globale sur l'anatomie cérébrale, une définition de la MP et les différents aspects de son diagnostic.

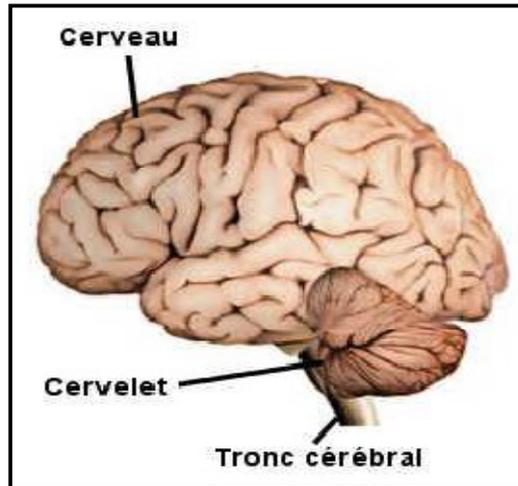
## 1.1 Éléments d'anatomie cérébrale

Le système nerveux comprend deux grandes parties : le système nerveux central et le système nerveux périphérique. Il existe une continuité fonctionnelle entre ces deux compartiments.

Le système nerveux central, appelé aussi « névraxe », est le centre du traitement de l'information. Il est composé de l'encéphale, protégée par la boîte crânienne, et de la moelle épinière, protégée par la colonne vertébrale [2].

### 1.1.1 L'encéphale [3] [2]

L'encéphale est la région la plus importante du système nerveux, en termes de volume et de poids, mais pas seulement ; les processus cognitifs les plus complexes s'y déroulent. Il pèse en moyenne 1,6 kg, et est relié à la moelle épinière, via le trou occipital du crâne. Son rôle consiste à recevoir les influx nerveux, à les traiter, et à renvoyer des réponses adéquates (également sous forme d'influx nerveux). L'encéphale est composé du cerveau, du cervelet, et du tronc cérébral (figure 1-1).



**Figure 1-1** : L'encéphale : Cerveau + cervelet + tronc cérébral [2]

## *Le tronc cérébral*

Le tronc cérébral, constituant le prolongement de la moelle épinière, représente un carrefour majeur du système nerveux central. Situé sous le cerveau, et en avant du cervelet, à l'intérieur de la colonne vertébrale, il comprend de haut en bas :

- la moelle allongée (bulbe rachidien) ;
- le pont de Varole (protubérance annulaire) (figure 1-2);
- le mésencéphale (péduncules cérébraux).

Il est responsable en particulier de la régulation de la respiration, et du rythme cardiaque. C'est également un centre de passage des voies motrices et sensitives, ainsi qu'un centre de contrôle de la douleur.

## *Le cervelet*

Le cervelet (figure 1-2) est un centre nerveux régulateur de la fonction motrice, au sens large (mouvement + posture + équilibre). Il se compose de deux moitiés, appelées hémisphères, entourant une partie centrale, appelée le vermis.

# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

## *Le cerveau*

Le cerveau est la partie la plus volumineuse de l'encéphale, de la forme générale d'un ovoïde. Il est composé du télencéphale et du diencéphale (ou cerveau intermédiaire). Le télencéphale est formé des deux hémisphères, droit et gauche, reliés par un pont de fibres nerveuses, appelé corps calleux (figure 1-2). L'hémisphère droit du cerveau commande le côté gauche du corps, tandis que l'hémisphère gauche commande le côté droit du corps. La surface des hémisphères présente de nombreux plis, dont les plus profonds et les plus constants s'appellent sillons (anciennement scissures).

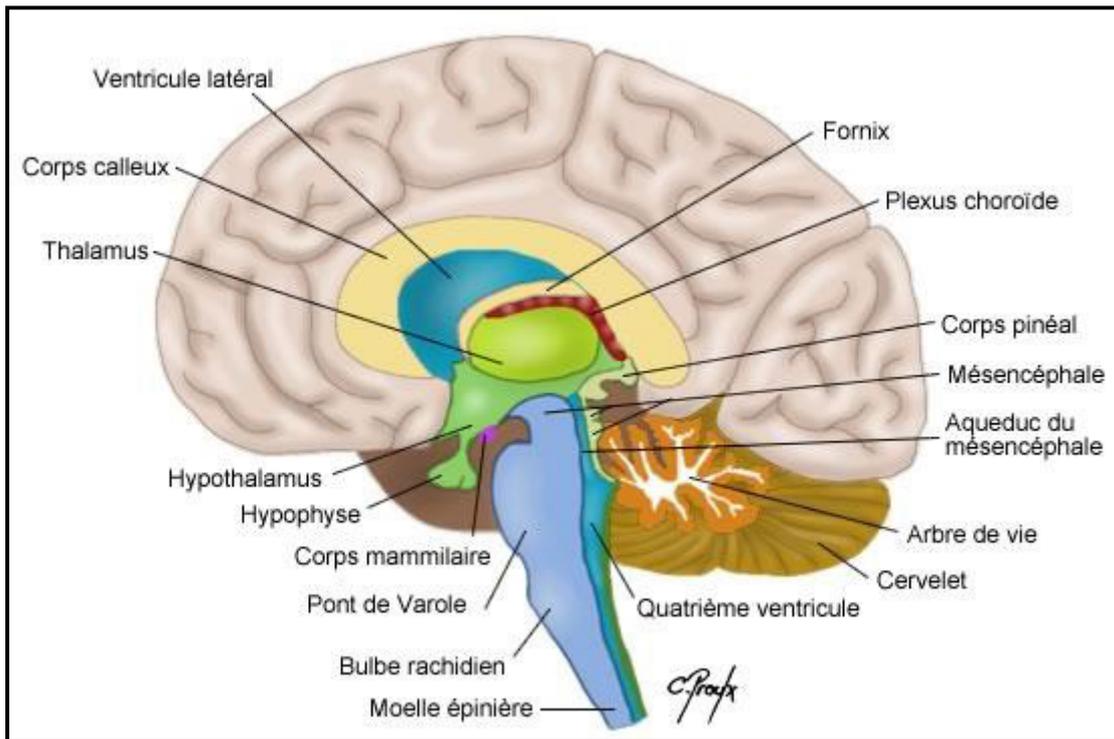


Figure 1-2 : Schéma de l'encéphale en coupe sagittale [3]

Les hémisphères sont divisés en quatre régions, les lobes : frontal, pariétal, temporal et occipital, délimités par trois sillons principaux :

- ✚ Le sillon central, qui sépare le lobe frontal et pariétal ;
- ✚ Le sillon latéral, qui sépare le lobe temporal et le lobe frontal ;
- ✚ Le sillon occipital transverse ou pariéto-occipital, qui sépare le lobe pariétal et le lobe occipital (figure 1-3).

## 1.1.2 La moelle épinière

La moelle épinière [2], appelée aussi moelle spinale, fait référence au prolongement du système nerveux central, qui se situe en dessous du tronc cérébral. Elle est contenue au sein du canal rachidien, qui lui sert de support et de protection. Constituée de neurones et de cellules gliales, elle arbore une forme aplatie, avec un diamètre d'environ 0.5 cm. Ses fonctions principales sont de relayer les informations motrices aux muscles, relayer les informations sensorielles au cerveau, et la gestion de certains réflexes.

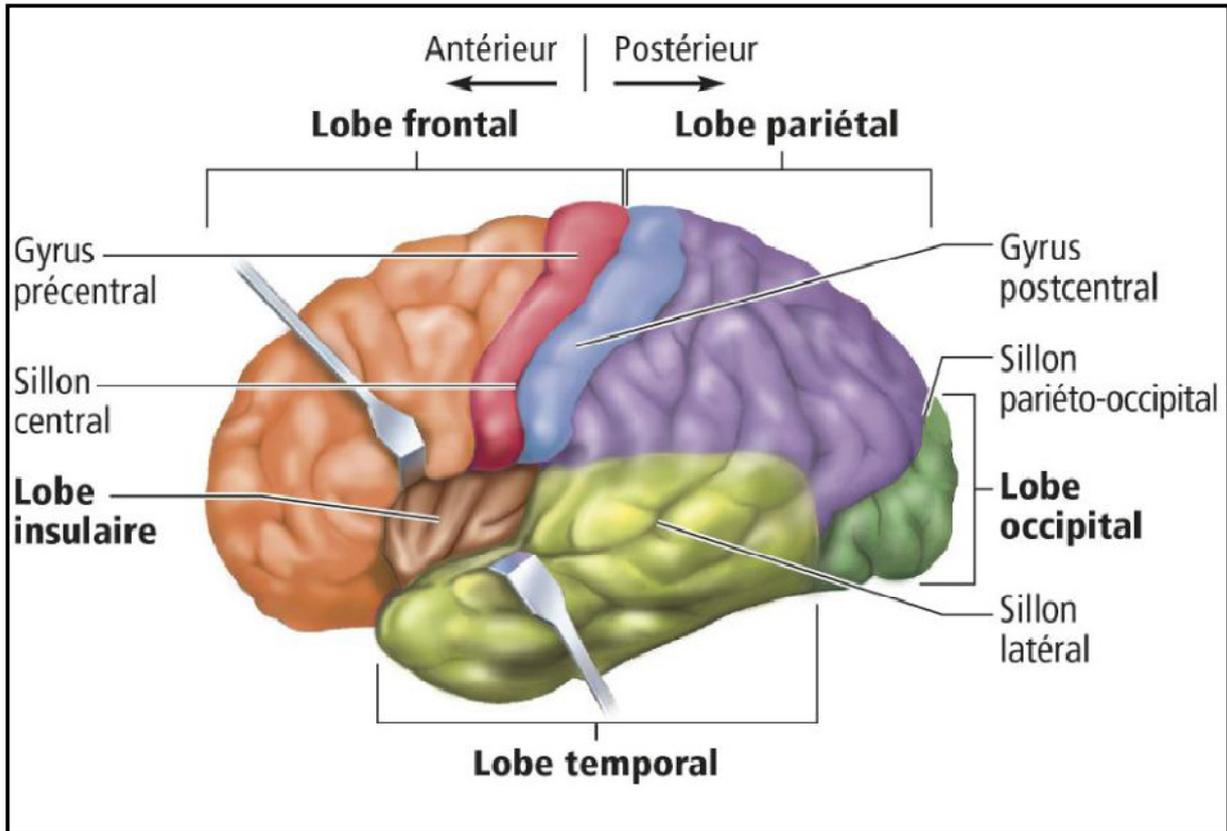


Figure 1-3: Les lobes, gyres et sillons du cerveau [3]

## 1.1.3 Quelques structures cérébrales d'intérêt

### 🚩 *Le cortex [4]*

C'est le mince manteau superficiel de matière grise, recouvrant le cerveau (cortex cérébral) et le cervelet (cortex cérébelleux). Sa surface externe représente environ 2200 cm<sup>2</sup>, dont les deux tiers sont enfouis dans les sillons. Le cortex est constitué de plusieurs couches de neurones. Son épaisseur moyenne est de 3 mm, avec des variations allant de 1.5mm à 4.5mm, selon les régions corticales. Elles rassemblent environ 75% des 100 milliards de neurones de l'encéphale.

# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

## *Le système ventriculaire [4]*

C'est la structure centrale, dans laquelle circule le liquide céphalo-rachidien. On distingue quatre cavités communicantes, appelées « ventricules » : deux ventricules latéraux, dans les hémisphères cérébraux, un ventricule dans le diencephale et un quatrième, situé entre le cervelet et le bulbe. Le système ventriculaire est en particulier le siège de la synthèse du LCR, au niveau des plexus choroïdes, à raison d'environ 600 ml/jour.

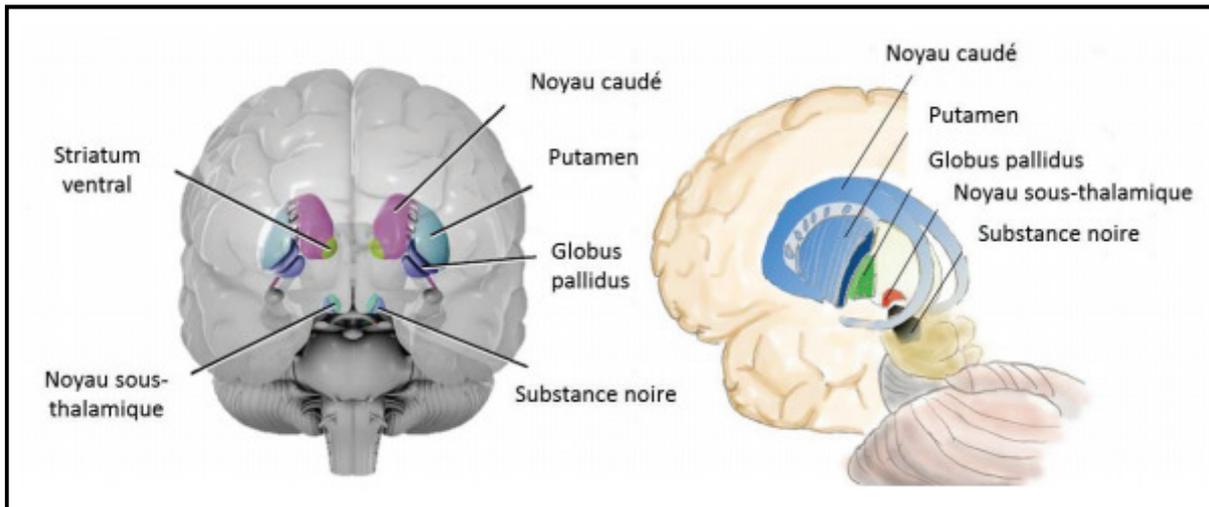
## *Les ganglions de la base*

Les ganglions de la base [5], ou noyaux gris centraux, sont un ensemble de structures sous corticales, historiquement connus pour leurs fonctions motrices, et leur implication dans les pathologies neurodégénératives, affectant le contrôle exécutif du mouvement, telles que la maladie de Parkinson.

Anatomiquement, les ganglions de la base sont composés de plusieurs noyaux (figure 1-4) :

- **le striatum** : qui regroupe le noyau caudé, le putamen et le striatum ventral (également appelé noyau accumbens) ;
- **le globus pallidus** : composé de deux segments, interne et externe ;
- **le noyau sous-thalamique** ;
- **La substance noire** : comprenant une partie compacte et une partie réticulée. La première envoie des axones vers le striatum, formant une sorte de boucle, à l'intérieur des ganglions de la base. Les symptômes moteurs de la maladie de Parkinson proviennent d'une atteinte de cette boucle, causée par la mort des neurones de la substance noire.

Les ganglions de la base sont connectés au cortex, et notamment aux aires corticales frontales, pariétales et temporales, formant ainsi plusieurs boucles cortico-striatales.

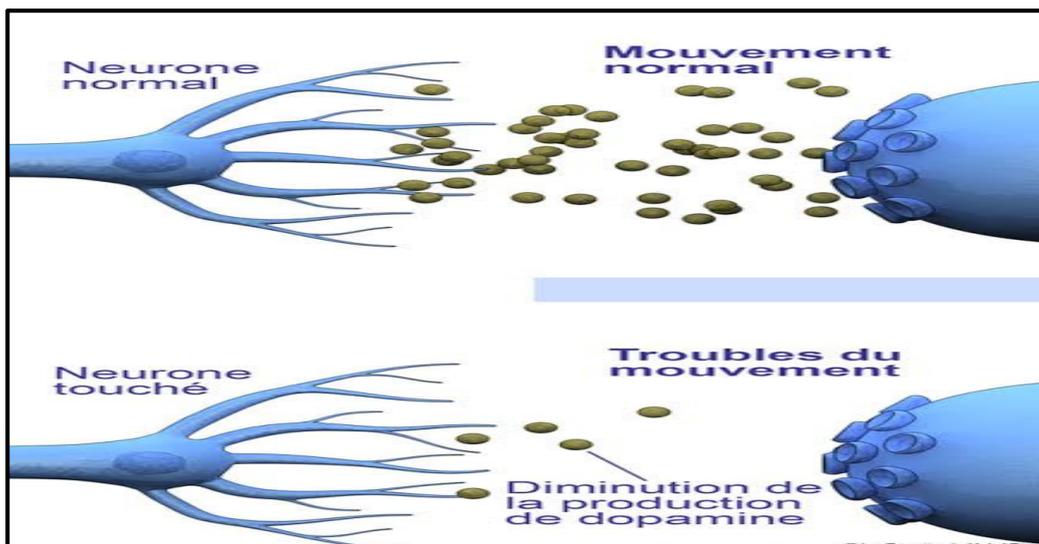


## 1.2 La maladie de parkinson

La maladie de Parkinson (MP), est une maladie neurodégénérative, caractérisée par la destruction d'une population spécifique de neurones (figure 1-5) : les neurones à dopamine, de la substance noire du cerveau.

La dopamine est un neurotransmetteur, une molécule servant de messager chimique, entre deux neurones, synthétisée dans une terminaison axonale ; elle est libérée dans la fente synaptique en réponse à un influx nerveux.

Ces neurones sont impliqués dans le contrôle des mouvements.



# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

Le premier critère pour poser le diagnostic est la présence, de deux au moins des trois symptômes majeurs de cette maladie [6]:

- ✚ Lenteurs dans les mouvements ;
- ✚ Rigidité ;
- ✚ Tremblements au repos.

Des traitements existent pour améliorer la qualité de vie des malades, mais ils ne permettent pas d'arrêter l'évolution de la maladie, qui est propre à chacun, et dépend de nombreux facteurs. Les recherches actuelles portent sur différentes pistes.

À ce jour, les causes de la maladie restent inconnues.

## 1.3 Le diagnostic de la maladie de parkinson

Dans un stade précoce de la MP, il est important d'utiliser une méthode sensible, précise et fiable. Pour que la procédure soit rapide et même automatique, les études ont été orientées vers le domaine de l'imagerie médicale.

### 1.3.1 Pourquoi l'imagerie médical

Le but de l'imagerie médicale est d'obtenir des informations sur l'anatomie, et le fonctionnement des organes, sous la forme d'une image, permettant le diagnostic d'une pathologie. Durant de nombreuses années, ces images étaient obtenues par la radiographie conventionnelle. Avec l'avancée du progrès, l'imagerie médicale connaît un renouveau technologique considérable, et le développement de techniques nouvelles, telles que l'échographie, le scanner, la scintigraphie ou encore la résonnance magnétique (IRM) [7].

### 1.3.2 Quelques types d'imagerie médicale d'aide au diagnostic de la MP

Les techniques d'imagerie médicale sont multiples, basées sur différents types de rayonnements (champ magnétique, ultrasons, rayon x, rayon gamma,...). Dans ce chapitre nous nous sommes intéressées à l'imagerie TEMP, qui sera décrite par la suite.

# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

## *Imagerie par résonance magnétique (IRM) [4]*

Les développements récents, dans les méthodes d'imagerie cérébrale, sont sur le point de changer l'évaluation des personnes atteintes de la MP. Cela comprend un assortiment de techniques, allant de l'imagerie par tenseur de diffusion, l'IRM fonctionnelle à l'état de repos, et la spectroscopie par résonance magnétique. En utilisant une approche multimodale, qui détermine les différents aspects de la physiopathologie, ou la pathologie de la MP, il peut être possible de mieux caractériser les phénotypes de la maladie.

## *Imagerie scintigraphique*

L'imagerie scintigraphique [8] fait partie des méthodes dites fonctionnelles, car elle permet d'étudier le transport, la distribution, le métabolisme et la durée de vie d'une substance dans l'organisme, et, de ce fait, le fonctionnement de l'organisme lui-même. C'est une technique d'exploration, qui exploite les propriétés radioactives de la matière. Cette technique invasive, consiste à injecter au patient une certaine dose de produit radioactif, qui se fixe de manière non définitive, sur les organes et tissus cibles. Les produits injectés seront différents, selon la pathologie et l'organe concerné. L'image scintigraphique est alors une représentation des rayonnements, émis par les éléments radioactifs injectés.

Il existe différentes techniques de médecine nucléaire. Elles se différencient par leur mode d'acquisition, et l'élément radioactif mesuré. Citons, à titre d'exemple, la Tomoscintigraphie ou SPECT, qui mesure l'émission des rayonnements gamma, et la Tomographie par Émission de Positons (TEP), qui mesure les rayonnements  $\beta^+$ .

- Dans le cas du TEMP, 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 radiotraceur [9].
- Dans le cas du TEP, 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 radiotraceur. La reconstruction tomographique des projections, permet d'estimer la concentration tridimensionnelle du radiotraceur, au moyen de coupes reconstruites, à travers le volume. La précision

# Chapitre 1 : Contexte Médical

des informations extraites des coupes reconstruites, est affectée par plusieurs effets physiques, physiologiques et technologiques [9].

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.

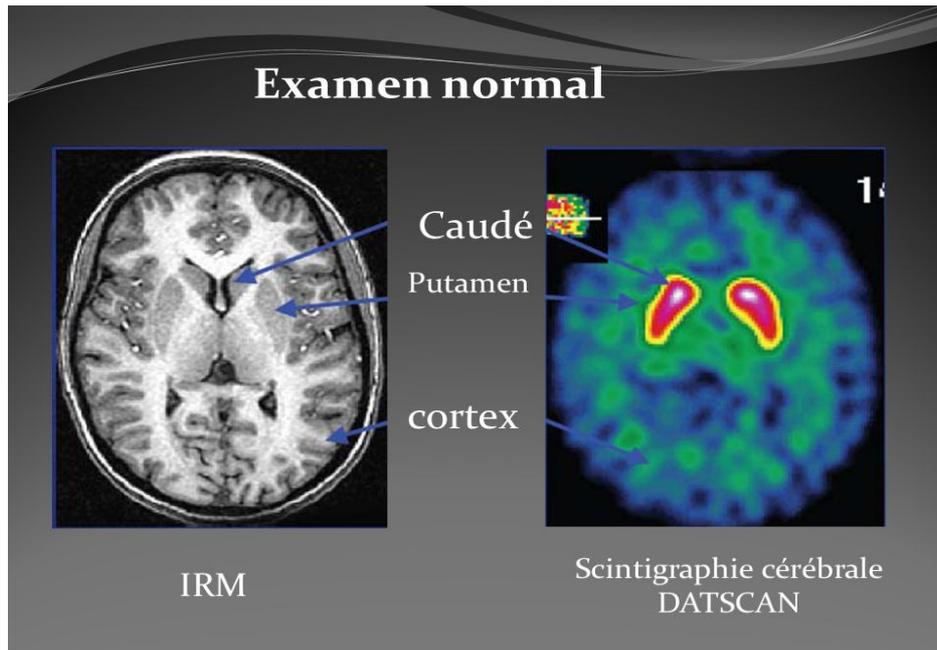
## 1.3.3 Pourquoi le choix de l'imagerie cérébrale au DATSCAN et non pas l'IRM

Modalité	IRM	Scintigraphie cérébrale au DATSCAN
Utilisation	Permet d'explorer en détail tous les tissus, et organes non remplis d'air : <ul style="list-style-type: none"><li>✓ Tissu nerveux et cérébrale</li><li>✓ Hypophyse</li><li>✓ Glandes mammaires</li><li>✓ Muscles utérins, ovaires et trompes</li><li>✓ Viscères digestifs</li><li>✓ Muscles para-vertébraux et moelle osseuse</li><li>✓ Glande thyroïde</li></ul>	Permet d'explorer la densité des transporteurs de dopamine. Utilisé en neurologie pour le bilan des troubles de la mémoire, et des maladies cérébrales dégénératives.

**Tableau 1-1 :** Utilisation de l'IRM et de la scintigraphie cérébrale au DATSCAN

Ainsi, l'IRM s'intéresse beaucoup à l'investigation du cerveau, la colonne vertébrale et au niveau des articulations [7]. De plus, elle permet de visualiser plus de détails invisibles, par rapport aux autres techniques d'imagerie médicale (tableau1-1).

Par contre, les images acquises, par le biais de la scintigraphie cérébrale au DATSCAN, donnent moins de détail anatomiques, c.à.d. moins des régions non significatives. Ainsi, la scintigraphie cérébrale au DATSCAN est bien adaptée, pour l'examen de la région striatale (figure 1-6).



**Figure 1-6 :** Image de cerveau obtenue en IRM (à gauche et en scintigraphie cérébrale au DATSCAN (à droite) [10]

## 1.4 La tomographie par émission monophotonique (TEMP)

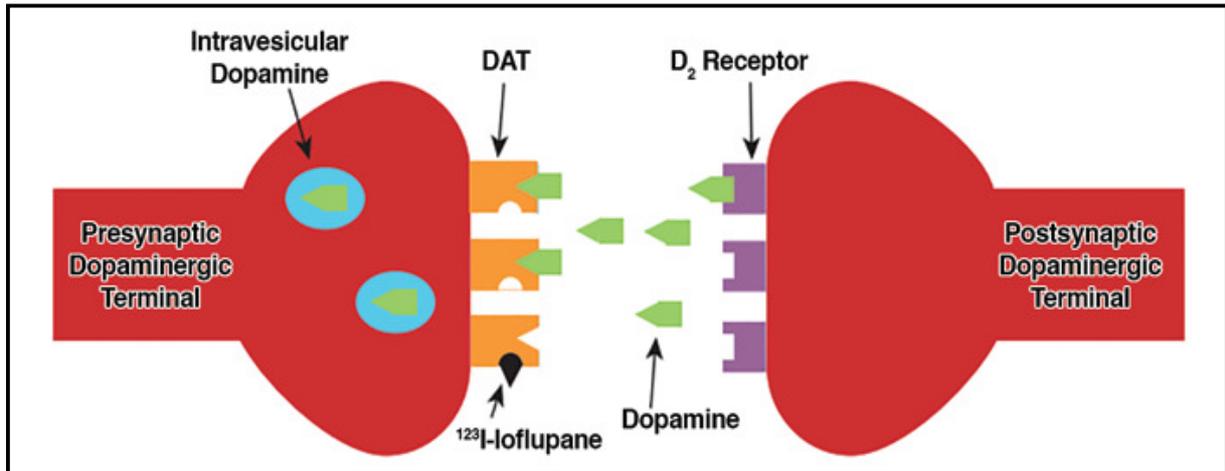
Cette imagerie a été introduite en 1963, par Kuhl et Edwards. C'est une technique qui permet de connaître la répartition de la radioactivité, dans les trois dimensions de l'espace.

### 1.4.1 Principe d'examen de la TEMP [11]

DATSCAN est une solution injectable, contenant le principe actif ioflupane ( $^{123}\text{I}$ ). Il est à usage diagnostique uniquement.

L'ioflupane ( $^{123}\text{I}$ ) est un produit pharmaceutique, utilisé en imagerie cérébrale fonctionnelle, pour étudier le système dopaminergique. C'est un moyen précis pour le diagnostic de la maladie de parkinson.

Lorsque DaTSCAN est injecté à un patient, l'ioflupane ( $^{123}\text{I}$ ) se diffuse dans le corps, par la circulation sanguine, et s'accumule dans le striatum, où il se lie aux structures de transport de dopamine (les transporteurs de dopamine (DAT) sont des protéines, situées à la terminaison présynaptique de neurones dopaminergiques, responsables de la réabsorption de dopamine) (figure 1-7).



**Figure 1-7** : Illustration de la synapse dopaminergique striatale, montrant la liaison du radiopharmaceutique aux transporteurs de dopamine (DAT) [11]

La liaison peut être observée à l'aide d'une technique d'imagerie spécifique, appelée TEMP, qui détecte l'iode-123 radioactif. S'il y a une perte des cellules nerveuses, du striatum contenant de la dopamine, la quantité de DaTSCAN, se liant à ces cellules nerveuses, est nettement réduite, ce qui est visible lors de l'examen.

## 1.4.2 Principe de la reconstruction tomographique en TEMP [9]

Au cours d'une acquisition tomographique, les têtes d'acquisition sont en rotation autour du sujet. Plusieurs dizaines d'images sont successivement acquises, chacune sous un angle différent (on parlera de projections). Les images obtenues sur les projections dépendent de la répartition du traceur dans l'organisme. Inversement, on veut savoir, connaissant les images projetées, quelle est la répartition du traceur.

La méthode la plus simple consiste à "rétroprojeter" l'activité mesurée dans chaque point des projections, dans la direction de laquelle elle vient. Autrement dit, la rétroprojection consiste à remplir tous les pixels qui se trouvent sur le chemin du rayon, avec une valeur égale à la valeur dans le pixel de la projection, d'où il est parti. Là où se croisent, les faisceaux rétroprojetés se situent la source d'activité, et les activités s'ajoutent (figure 1-8).

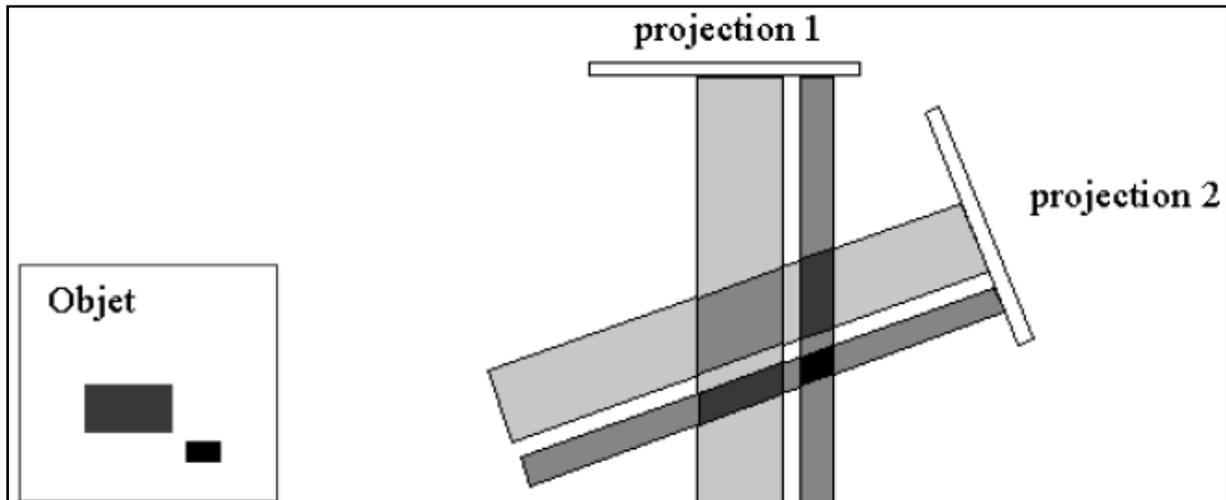


Figure 1-8 : Reconstruction d'un objet comprenant plusieurs structures [12]

La rétroprojection des rais crée des artefacts, que l'on peut éliminer, en appliquant des techniques de filtrage d'image, et en augmentant le nombre de projections : un nombre infini de projections est théoriquement nécessaire, pour reconstruire une image parfaitement semblable à l'objet.

### 1.4.3 Les sources de dégradation des images scintigraphiques [12] [2]

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

#### *L'atténuation*

Elle est due à l'interaction des photons émis par le radiotraceur, avec les tissus traversés. En TEMP, près de 90 % des photons émis en profondeur sont atténués, ce qui cause des biais de quantification relative. 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 gamma-caméras d'un dispositif d'acquisition, en transmission fiable.

# Chapitre 1 : Contexte Médical

---

## *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  $^{99m}\text{Tc}$  (technétium 99m), environ 30 % des photons détectés, ont subi au moins une diffusion Compton. 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.

## **Discussion**

L'étude accomplie dans ce chapitre nous a permis d'avoir une idée générale sur les différents éléments indispensables au contexte de notre étude. Nous avons présenté d'abord l'anatomie de la structure à étudier, ainsi que la pathologie qui nous intéresse (la maladie de parkinson). Enfin, nous avons présenté la méthode de diagnostic de cette maladie, en particulier la DaTSCAN SPECT.

Dans le chapitre suivant, nous allons présenter les différentes techniques de segmentation des images scintigraphiques (TEMP), publiées dans la littérature.

## *Chapitre 2*

### *Etat de l'art*

On désigne par traitement d'images numériques, l'ensemble des techniques, permettant de modifier une image numérique, afin de l'améliorer ou d'en extraire des informations. De ce fait, le traitement d'images est l'ensemble des méthodes et techniques, opérant sur celles-ci, dans le but de rendre cette opération possible, plus simple, plus efficace et plus agréable, d'améliorer l'aspect visuel de l'image, et d'en extraire des informations jugées pertinentes.

Dans cette section, nous dressons un état de l'art des méthodes de segmentation en TEMP.

### 2.1 Travaux antérieurs

Dans la littérature, de nombreuses méthodes d'amélioration, de segmentation et de classification d'images scintigraphiques ont été rapportées. Nous en citons quelques-unes :

- **M. Soret, P. M. Koulibaly, J. Darcourt et al. (2003) [13]** ont travaillé avec la simulation de Monte Carlo, et des expériences sur des fantômes cérébraux, pour étudier les biais dans les estimations de l'absorption du striatum, et dans les valeurs du potentiel de liaison. Ils ont appliqué le filtre gaussien, pour le prétraitement et les méthodes dérivatives pour la segmentation de la ROI.
- **K.L. Chou, H.I. Hurtig, M.B. Stern et Al. (2004) [14]** ont proposé l'Atlas statistique, à l'aide du logiciel statistique STATA. Ils ont calculé d'abord l'activité moyenne par pixel, pour chaque région d'intérêt (ROI), ensuite, les valeurs d'absorption spécifiques (SUV) moyennes. Ils ont distingué que, plus la surface sous la courbe est grande, plus la précision du diagnostic est grande.
- **R. J. Morton, M. J. Guy, R. Clauss et AL. (2005) [15]** ont proposé deux programmes automatiques : un programme sur PC, qui traite et analyse les données isolées en 2D, très facile à réaliser, mais qui nécessite des protocoles d'opérateurs stricts, sur la sélection des coupes, et le positionnement des ROI. L'autre est un programme de réorientation et d'analyse du cerveau en 3D, fonctionnant sur un système. Il concorde à 100% avec l'évaluation visuelle, mais prend du temps pour être réaliser.

## Chapitre 2 : Etats de l'Art

---

- **S. Ottaviani, M. Tinazzi, I. Pasquin et al. (2006) [16]** ont fait une évaluation visuelle et semi-quantitatif, à l'aide du logiciel USM (Unified Score Moteur). Ils ont trouvé que les résultats d'une bonne cohérence, entre l'évaluation visuelle, et l'évaluation semi-quantitative, peuvent aider à simplifier l'évaluation de la liaison striatale du DAT, dans un contexte de routine clinique.
- **D. Hamilton, A. List, T. Butler et al. (2006) [17]** ont fait une quantification manuelle, suivie d'une classification, à l'aide des réseaux de neurones artificielles (ANN). Ils ont trouvé que les réseaux de neurones artificiels sont très précis, et peuvent être considérés comme ayant un potentiel dans la quantification des images DaTSCAN, à des fins cliniques.
- **C. Bairactaris, N. Demakopoulos, G. Tripsianis et Al. (2008) [18]** ont utilisé une analyse unidirectionnelle de la variance, suivie du test de Tukey, pour évaluer les différences dans les rapports : tête du noyau caudé, lobe occipital/lobe occipital (CN/O), et putamen occipital lobe/lobe occipital (P/O), entre plusieurs groupes de patients.
- **R. J. P. C. Farinha (2008) [19]** ont appliqué les méthodes déformables de courbes et de surface, en utilisant deux algorithmes DSM (Dual Surface Minimization) et DSM-OS (Dual Surface Minimization – Outer Surface). Ils ont trouvé que la méthode de construction de matrice d'affinité est plus résistante au bruit.
- **R. J. P. C. Farinha, U. Ruotsalainen, J. Hirvonen et Al. (2009) [20]** ont extrait d'abord le striatum, à l'aide d'un modèle de surface déformable, puis, ils ont appliqué l'algorithme K-means, pour partitionner le graphe, décrivant les affinités de voxel dans le striatum, dans le nombre désiré de clusters.
- **M. Lyra, J. Striligas, M. Gavrilleli et Al. (2010) [21]** ont traité les images par des outils IDL (Itérative Data Language), pour créer des contours d'iso-intensité, et déterminer le seuil. Ils ont utilisé l'histogramme, pour déterminer

## Chapitre 2 : Etats de l'Art

---

le seuil inférieur. Les données extraites sont : la surface, les axes, majeur et mineur, l'excentricité, l'orientation, le diamètre équivalent et l'intensité intégrale.

- **J. Gustafsson (2011) [22]** a utilisé les modèles déformables ; le principal avantage est qu'ils peuvent toujours être conçus, pour former des contours ou des surfaces fermées et, en raison de l'incorporation de contraintes de lissage, ils peuvent être relativement résistants au bruit de l'image. Parmi les inconvénients, il y a la nécessité d'interagir avec l'utilisateur, pour placer le contour initial assez près du résultat final, et déterminer les bons paramètres pour la segmentation.
- **A. Illán, J. M. Górriz, J. Ramírez et Al. (2012) [23]** ont utilisé un recalage automatique, en premier lieu, pour s'assurer que tout voxel donné, dans différentes images, se réfère à la même position anatomique, à travers le cerveau, en utilisant le logiciel SPM8, ensuite, pour établir des comparaisons entre la valeur d'absorption dans les zones d'activité spécifique, et non spécifique, entre les sujets. Enfin, ils ont proposé trois classificateurs pour vérifier les résultats. Ils ont trouvé que le classificateur SVM (Support Vector Machine) est le choix le plus efficace. L'avantage majeur de cette méthode est qu'elle est rapide, automatique et robuste.
- **S. Benítez-Rivero, V. A. Marín-Oyaga, D. García-Solís et Al. (2012) [24]** ont publié dans le journal « Linked », une méthode, basée sur l'étude de série de cas. Ils ont conclu que, l'analyse semi-quantitative a montré une absorption significativement plus élevée dans le striatum.
- **A.Rojas, J. M. Górriz, J. Ramírez et Al. (2012) [25]** ont appliqué, en premier lieu, une méthode de prétraitement, avec un filtrage gaussien, pour supprimer le bruit ajouté par le système de reconstruction d'image, puis, ils ont appliqué un algorithme, basé sur l'EMD (Décomposition Empirique du Mode), et ont refait le filtrage à nouveau. Enfin, ils ont utilisé l'APC (Analyse des Composantes Principales), et l'ICA (Analyse Indépendante des Composantes),

## Chapitre 2 : Etats de l'Art

---

pour extraire leurs caractéristiques, et les classer avec une méthode de SVM (Support Vector Machines).

- **C. F. Jiang, C. C. Chang, S. H. Huang et al. (2013) [26]** ont proposé une nouvelle approche, utilisant un modèle de contour actif, sur des images IRM enregistrées, pour extraire le striatum. Ensuite, ils ont appliqué une transformation hybride, entre les images résultantes et les images SPECT, pour le calcul du potentiel de liaison.
- **D. Kupitz, I. Apostolova, C. Lange and Al. (2014) [27]** ont effectué une transformation affine, à l'aide du logiciel SPM. Puis, ils ont calculé les SBR (Specific Binding Ratio). Les résultats ont montrées que l'AUC (Area Under the Curve), la plus élevée est de 0,973, et la plus basse est de 0,937, et la précision est de 88.7%.
- **S. Jain, Y. Salimpour, L. Younes et Al. (2014) [28] [29]** ont utilisé des outils de reconnaissance de modèles, qui ne nécessitent pas de normalisation, en appliquant l'algorithme LDDMM (Large Deformation Diffeomorphic Metric Mapping). Ils ont appliqué également, l'histogramme d'intensité, et la matrice de cooccurrence, pour extraire les paramètres de forme et de texture (contraste, complexité...). Les résultats qu'ils ont apporté, ont démontré la capacité de capturer des informations précieuses, à l'aide de métriques de texture avancées, à partir du spectre de données striatales, permettant des corrélations significatives de la liaison de données striatales avec les résultats cliniques, moteurs et cognitifs, et suggérant que les caractéristiques texturales ont un potentiel, e, tant que biomarqueurs de la gravité et de la progression de la PD.
- **F. P. M. Oliveira et M. Castelo-Branco (2015) [30]** ont utilisé des images prétraitées, extraites à partir de la base de données PPMI (Parkinson's Progression Markers Initiative), suivi du calcul du potentiel de liaison, à un niveau voxel. Ensuite, les résultats obtenues, ont été utilisées, pour la classification, en fonction de l'approche « voxel-as-feature ». Cette approche utilise le voxel comme caractéristique, pour le classifieur SVM (Support

## Chapitre 2 : Etats de l'Art

---

Vector Machines), c'est-à-dire que, chaque voxel dans un volume d'intérêt, est une caractéristique du classificateur SVM. L'exactitude de la classification estimée obtenue est de 97,86 %, la sensibilité est de 97,75 % et la spécificité est de 98,09 %.

- **R. Prashanth, S. D. Roy, P. K. Mandal et Al. (2016) [31]** ont appliqué une segmentation en deux étapes : d'abord, ils ont converti l'image prétraitée en une image binaire, basée sur un seuil, dans le but d'extraire les régions de fixation élevée, qui correspondent à l'activité dopaminergique (l'aire, l'excentricité...). Ensuite, ils ont utilisé un modèle polynômial d'ordre 3, pour l'ajustement de surface. Ils ont trouvé que, l'analyse de forme et l'ajustement de la surface, sont des méthodes utiles et prometteuses, pour extraire des caractéristiques discriminatoires, pouvant être utilisées, pour développer des modèles de diagnostic, susceptibles d'aider les cliniciens dans le processus de diagnostic.
- **A. Augimeri, A. Cherubini, G. L. Cascini et Al. (2016) [32]** ont utilisé une méthode de segmentation, basée sur GMM (Gaussian Mixture Model), pour identifier les régions de forte absorption, sur chaque sujet. L'avantage de cette méthode est qu'elle est automatique, hautement reproductible et indépendante de l'utilisateur.
- **S-J. Son, M. Kim et H. Park (2016) [33]** ont appliqué l'atlas anatomique, pour spécifier la région de référence, à l'aide d'un algorithme connu sous le nom de tractographie. Ensuite, ils ont calculé le SBR (Specific Binding Ratio), à partir des images SPECT. Enfin, ils ont conclu que les résultats obtenus ont montré une différence significative entre les SBR des groupes PD et les SBR des groupes HC.
- **A. Rahmim, Y. Salimpour, S. Jain et al. (2016) [34]** ont appliqué le recalage des images SPECT, sur des images IRM. Ils ont appliqué d'abord la segmentation multi-atlas, pour l'extraction automatique de la ROI, sur les images IRM, ensuite, ont utilisé la matrice de cooccurrence, à l'aide du logiciel

## Chapitre 2 : Etats de l'Art

---

FSL sur les images recalées. Ils ont extrait 13 caractéristiques de texture (énergie, entropie, corrélation, contraste, variance, homogénéité...etc). ils ont classé ces paramètres, à l'aide de l'algorithme LDDMM, pour différencier entre le groupe PD et le groupe HC.

- **N. Shenkov (2017) [35]** a fait une segmentation, basée sur le modèle GMM (Gaussian Mixture Model), pour identifier la région de forte absorption striatale, pour chaque image SPECT. il a conclu que, le modèle GMM est rapide et donne des bons résultats.
- **G. M. R. Mahmudur, M. I. Muhammad, T. Tetsuya et Al. (2018) [36]** ont proposé une nouvelle méthode, fondée sur la surface du striatum, pour le calcul du SBR (Specific Binding Ratio). Cette méthode peut extraire le volume Striatum d'intérêt (VOI), de manière simple, avec un fonctionnement semi-automatique, et a fourni des résultats stables et reproductibles, avec moins de variations.
- **S. Sivaranjini et C. M. Sujatha (2018) [37]** ont utilisé la méthode de binarisation d'image, pour segmenter les striatum, gauche et droit. La valeur du seuil a été choisie, en fonction de divers essais de binarisation, sur toutes les images étudiées. Et puis, ils ont extrait les caractéristiques géométriques telles que, le périmètre, la surface, l'étendue..., les résultats trouvés indiquent une absorption moindre du radiotracer DAT, ainsi, les niveaux réduits de transporteurs de dopamine chez les sujets PD sont observés par rapport à un sujet sain. Ils ont extrait, également, les moments de zernike, ces moments indiquent des variations importantes de la géométrie de la région du striatum discriminant entre les deux groupes.
- **F. J. Martínez-Murcia, J. M. Gorriz, J. Ramirez et al. (2018) [38]** ont étudié les réseaux de neurones convolutifs (CNN), dans le but de tester différentes étapes de prétraitement, et voir si elles sont pertinentes dans l'analyse CNN. Une précision de diagnostic de 94.1%, avec une surface sous la courbe (AUC) de 0.984, ont été obtenu.

- **M. P. Adams, B. Yang, A. Rahmim et al. (2018) [39]** : ont présenté un système de prédiction de score, de fonction motrice, basé sur un réseau neuronal convolutionnel (CNN). Ils ont trouvé que la précision moyenne obtenue a été considérablement améliorée.
- **S. Calle, L. Dawood, N. R. Tripathee et Al. (2019) [40]** ont utilisé l'analyse visuelle semi-quantitative. Ils ont conclu, que cette analyse révèle le plus souvent une diminution, légère à modérée, de l'activité du transporteur de dopamine.

### 2.2 Récapitulatif des méthodes de détection du striatum

D'après l'étude bibliographique que nous avons faite, nous avons résumé les méthodes utilisées dans le tableau 2-1.

Méthodes utilisées	Sensibilité	Spécificité	Précision	Auteurs
Atlas statistique	79%	92%		K.L. Chou
SVD	89.02%	93.21%	96.81%	A. Illán 2012
Analyse de forme et de la surface	97.37%,	97.18%	97.29%	R. Prashanth 2016
CNN	98%	67%		H. Choi 2017
EMD	95.122%	94.87%	95%	A. Rojas et al. 2013
GMM	92.65%	94.64%	92.91%	A. Brahim 2015
Contour actif			96.48%	C. F. Jiang et al. 2013

**Tableau 2-1** : Méthodes de détection de striatum

Le tableau ci-dessous, contient les méthodes les plus utilisées dans la littérature, nous pouvons dire que l'analyse de forme et de la surface, est la méthode la plus robuste, du point de vue, précision (97.29%), et du point de vue, spécificité (97.18%).

### Discussion

D'après l'état de l'art présenté dans ce chapitre, nous avons pu voir différentes méthodes et techniques utilisées pour analyser les images SPECT dans le domaine d'imagerie médicale. En analysant les différents articles publiés dans la littérature, nous pouvons voir que la méthode de R. Prashanth (2016), basée sur l'analyse de forme et de la surface, a donné les meilleurs résultats en termes de spécificité et de précision. La méthode de H. Choi (2017), basée sur les réseaux de neurones convolutifs, a donné un indice de sensibilité supérieur à celui de la méthode précédente, mais un indice de spécificité nettement plus bas. Pour cela, nous avons opté pour une méthode basée sur la mesure de surface, à l'aide des modèles déformables qui sont les mieux adaptés à notre étude, et donnent des bons résultats.

Le chapitre suivant est consacré à la présentation de la méthode proposée, avec les détails de chaque étape.

# *Chapitre 3*

## *Matériels et Méthodes*

# Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

Segmenter une image consiste à en déterminer une partition, c'est-à-dire à regrouper les pixels de cette image en un certain nombre de régions d'intérêt disjointes et pavant complètement l'image. Il s'agit d'une opération essentielle en analyse d'image dont elle constitue généralement la première étape, avant extraction d'une mesure quantitative au sein d'une des régions segmentées.

Ce chapitre vise à identifier les différentes approches de segmentation liées à notre étude. Nous commençons par donner une brève définition de l'image. Et puis, nous abordons la segmentation qui constitue le centre de notre étude, ses objectifs et on va détailler la méthode proposée.

## 3.1 Notions de base de l'image

### 3.1.1 Définition de l'image [40]

Le mot « image », découlant du latin imago, désigne une représentation planaire d'une scène ou d'un objet situé en général dans un espace tridimensionnel, elle est issue du contact des rayons lumineux provenant des objets formants la scène avec un capteur (caméra, scanner, rayons X...). Il ne s'agit en réalité que d'une représentation spatiale de la lumière. L'image est considérée comme un ensemble de points auquel est affectée une grandeur physique (luminance, couleur). Ces grandeurs peuvent être continues (image analogique) ou bien discrètes (images digitales ou numérique). Mathématiquement, l'image représente une fonction continue FI, appelée fonction image, de deux variables spatiales représentées par  $FI(x, y)$  mesurant la nuance du niveau de gris de l'image aux coordonnées  $(x, y)$ .

La fonction Image se représente sous la forme suivante (équation 3-1) :

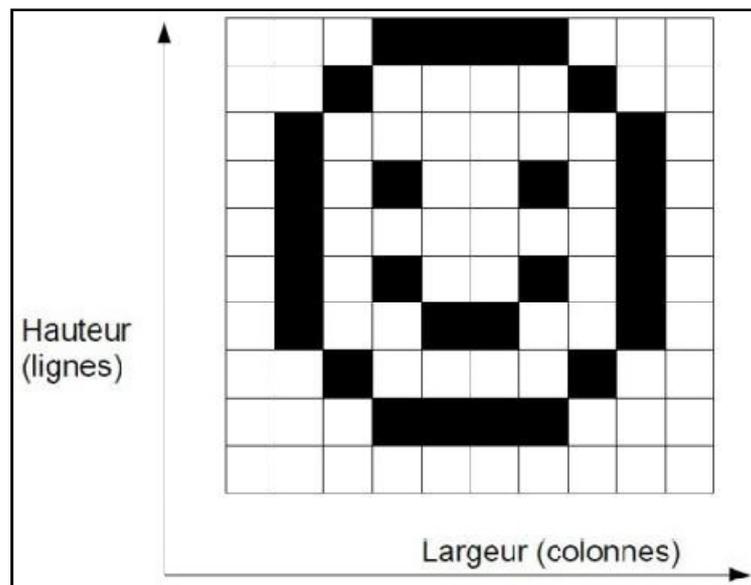
$$\begin{array}{l} FI: R^2 \longrightarrow R \\ (x, y) \longrightarrow IF(x, y) \end{array} \quad (3-1)$$

Avec  $x$  et  $y$ , deux variables réelles de l'ensemble des réelles  $R$ .

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

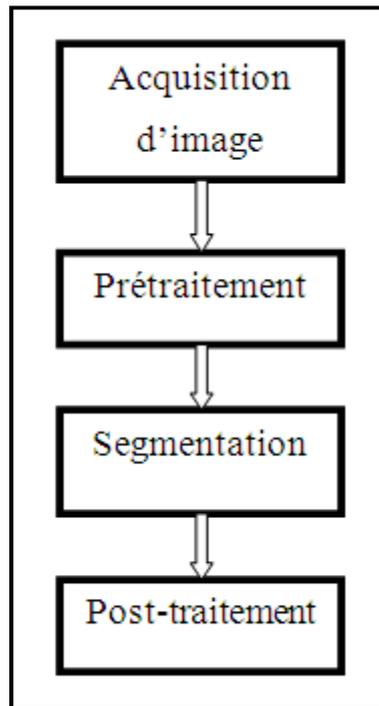
### *Image numérique*

Une image numérique est représentée sous forme matricielle (figure 3-1) qui regroupe un ensemble de pixels. Chaque pixel ayant une couleur spécifique qui sera codée par un nombre binaire. On désigne donc sous le terme d'image numérique toute image acquise, créée, traitée ou stockée sous forme binaire (une suite de 0 et de 1). Le stockage de l'image numérique ainsi obtenue peut s'effectuer sous différents formats (jpeg, bmp, tif, png, gif...).



**Figure 3-1** : Représentation numérique d'une image [40]

A partir d'une image numérique, nous pouvons extraire les informations pertinentes en regard de l'application concernée, les traiter puis les interpréter. La figure (3-2) représente l'ensemble des opérations d'analyse d'images :



**Figure 3-2 :** système d'analyse d'image

- L'acquisition d'image se fait à l'aide d'un processus médical dont le but est de construire une image. Ce processus permet de capter des signaux, puis les convertir en une image.
- L'étape de prétraitement a pour but de diminuer les artéfacts dû à l'acquisition et d'essayer d'améliorer la qualité de l'image avant de la segmenter.
- La segmentation est le cœur de l'analyse d'image. Elle permet d'établir une description compacte et représentative de son contenu informationnelle, plus exploitable, que l'ensemble de ses points.
- Dans le post-traitement, les différentes mesures sont effectuées pour extraire les paramètres discriminants, en vue de la classification ou de l'interprétation.

# Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

## 3.1.2 Caractéristiques d'image

L'image est un ensemble structuré d'informations caractérisé par les paramètres suivants :

### *Le pixel*

Une image numérique est constituée d'un ensemble de points appelés pixels (abréviation de PICTure Element). Le pixel représente le plus petit élément constitutif d'une image numérique. Ainsi, une image numérique représentée par une matrice de dimension  $(m*n)$ , ou  $m*n$  éléments matériels qui sont des pixels. La valeur de chaque pixel représente une couleur considérée dans l'image. Les pixels sont répartis régulièrement en lignes et en colonnes (figure 3-3).

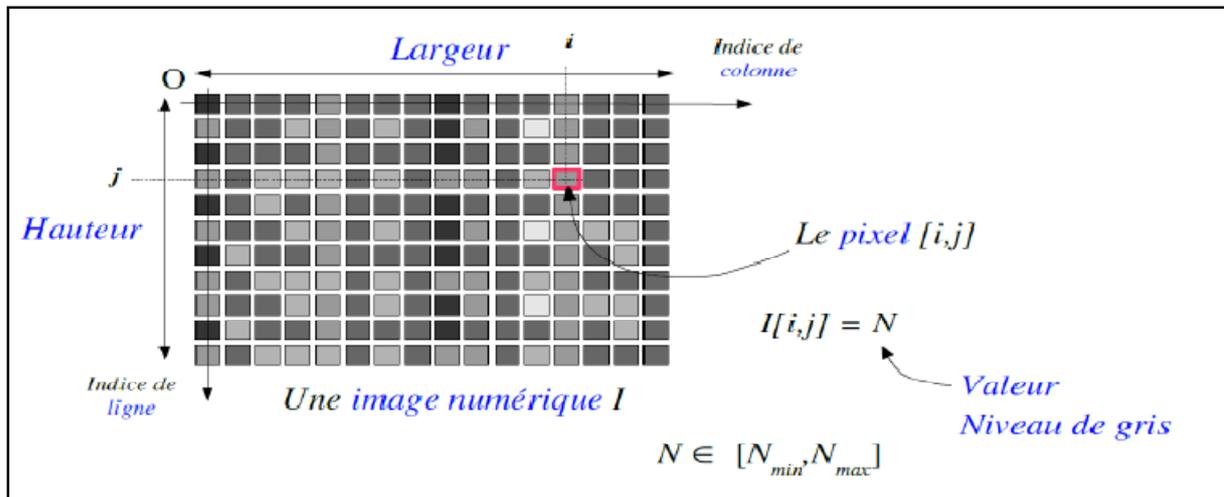


Figure 3-3 : Représentation des pixels dans une image

### *Le voxel*

Un voxel est une unité d'informations graphiques qui définit un point dans un espace tridimensionnel. Puisqu'un pixel définit un point dans un espace à deux dimensions avec ses coordonnées x et y, un troisième coordonné z est nécessaire dans l'espace 3 D. Chacune des coordonnées est définie en fonction de sa position, de sa couleur et de sa densité (figure 3-4).

Imaginez un cube ou tout point d'un côté extérieur est exprimé avec une coordonnée x, y et z la troisième coordonné qui définit l'emplacement dans le cube à partir de plan xy avec sa densité et sa couleur. Avec ces informations et a l'aide d'un logiciel de 3 D nous

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

pouvons obtenir une vue en deux dimensions sous différents angles d'une image et la visionner sur ordinateur.

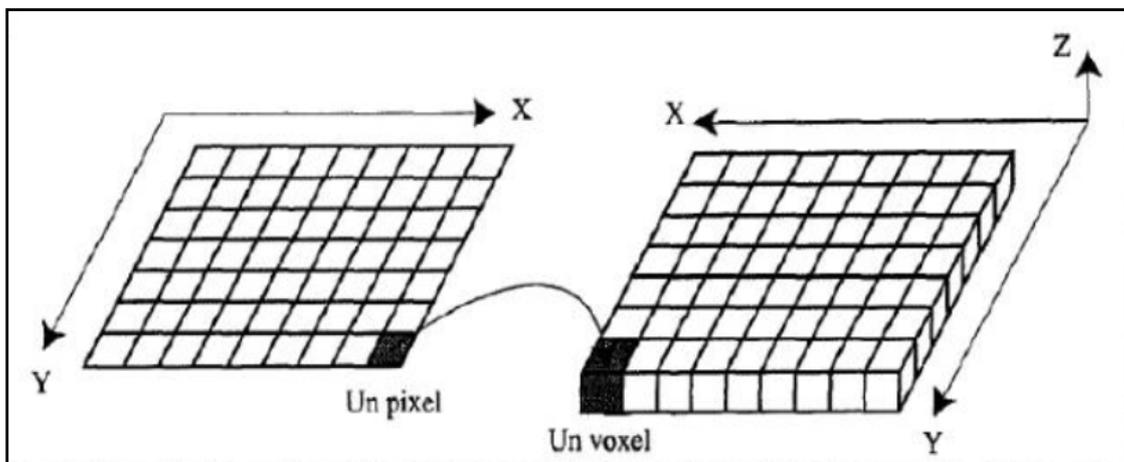


Figure 3-4 : Illustration de la notion de pixel (2D) et de voxel (3D)

### ✚ **La résolution**

C'est le nombre de points contenus dans une longueur donnée (en pouce). Elle est exprimée en points par pouce (PPP, en anglais: DPI pour Dots Per Inch). Un pouce mesure 2.54 cm, c'est une unité de mesure britannique. La résolution permet ainsi d'établir le rapport entre la définition en pixels d'une image et la dimension réelle de sa représentation sur un support physique (affichage écran, impression papier...). Résolution = définition (largeur) / dimension (largeur).

### ✚ **Le contraste**

C'est l'opposition marquée entre deux régions d'une image. Le contraste est défini en fonction des luminances de deux zones dans l'image.

### ✚ **La taille d'une image**

La taille d'une image numérique peut se définir par:

- sa définition en pixels (ex : 640x480 pixels)
- ses dimensions en pouces (ex : 12")
- sa résolution en dpi ou ppp (Ex: 300dpi)

Ces 3 informations sont liées. Si vous en connaissez 2, vous pouvez calculer la troisième à partir des formules suivantes :

- Résolution = définition / dimensions

- Définition = résolution x dimensions
- Dimension = résolution / définition

## 3.2 Outils de segmentation des images TEMP

La segmentation d'images est l'opération la plus importante dans un système de traitement des images, car elle est située à l'articulation entre le traitement et l'analyse des images. De ce fait, un nombre de chercheurs ont travaillé sur le développement de méthodes et d'algorithmes dédiés. De plus, elle constitue, depuis quelques années, un axe important de recherche. Pour preuve, le nombre de travaux publiés traitant de ce problème est difficile à évaluer. C'est la conséquence de plusieurs éléments : la diversité des images, la complexité du problème, l'évolution des machines de calcul, et une évaluation des résultats assez empirique.

### 3.2.1 Définition [41]

« La segmentation est un traitement de bas niveau qui consiste à créer une partition de l'image  $A$  en sous-ensembles  $R_i$ , appelés régions tels qu'aucune région ne soit vide, l'intersection entre deux régions soit vide et l'ensemble des régions recouvre toute l'image.

Une région est un ensemble de pixels connexes ayant des propriétés communes qui les différencient des pixels des régions voisines.

Tels que (équation 3-2):

$$\begin{aligned} R_i &= \emptyset ; \forall i \\ R_i \cap R_j &= \emptyset \forall i, j \text{ avec } i \neq j \\ A &= \bigcup_i R_i \end{aligned} \tag{3-2}$$

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

- ✚ À la nature de l'image (éclairage non homogène, reflets, présence de bruit, de zones texturées, contours flous, en partie occultés).
- ✚ Aux opérations situées en aval de la segmentation (localisation, mesure, calcul 3D, reconnaissance des formes, interprétation, diagnostic, contrôle qualité).
- ✚ Aux primitives à extraire (contours, segments de droite, angles, régions, formes, textures)

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

- ✚ Aux contraintes d'exploitation (complexité algorithmique, fonctionnement en temps réel, taille de la mémoire disponible en machine).

### 3.2.2 Objectifs de la segmentation

L'objectif de la segmentation [42] est de permettre l'exploitation du contenu de l'image pour l'interprétation et l'aide au diagnostic en imagerie et ce pour une éventuelle localisation ou reconnaissance ou une mesure des évaluations (suivi thérapeutique).

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

- ✚ Acquisition d'image : processus de production d'images exploitables par ordinateur.
- ✚ Prétraitement d'image : amélioration des images possédant du bruit, un faible contraste ou tout autre défaut.
- ✚ Segmentation d'image : construction d'une image symbolique en générant des régions homogènes selon le critère d'uniformité.
- ✚ Analyse d'image : extraction des paramètres ou des fonctions représentatives de l'image ou des régions.

### 3.2.3 Différentes approches de segmentation

Les méthodes de segmentation utilisées en imagerie TEMP sont variées et dépendent beaucoup du problème médical traité. On insistera ici sur les plus simples et les plus utilisées, à savoir les techniques de seuillages, de croissance de régions et les méthodes dérivatives.

#### ✚ *Seuillage*

Le seuillage est une technique simple de binarisation consiste à transformer une image couleur (figure 3-5) en une image en niveau de gris dont les valeurs de pixels ne peuvent avoir que la valeur 1 ou 0 (figure 3-6), tels que (équation 3-3):

$$I_{seg}(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{si } I(i, j) \geq \text{seuil} \\ 0 & \text{si } I(i, j) < \text{seuil} \end{cases} \quad (3-3)$$

Dont :

*Iseg* : L'image segmentée

*I* : L'image originale



Figure 3-5: image originale [43]

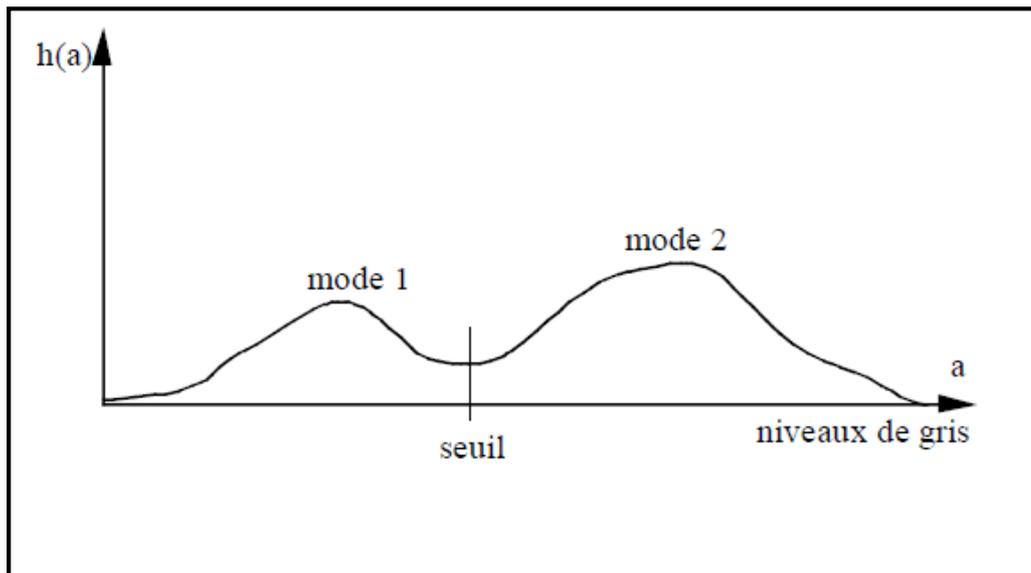


Figure 3-6: image segmentée

### *Seuillage globale*

L'identification des seuils peut s'effectuer par l'analyse de l'histogramme des niveaux de gris et la recherche des minimums locaux.

La figure (3-7) présente un histogramme qui illustre la séparation interclasse par la détection d'un minimum local. Les seuils de classification sont positionnés sur ces minimums locaux.



**Figure 3-7 :** Histogramme bimodal illustrant la présence de deux classes d'intensité dans l'image

### *Seuillage local par hystérésis*

Cette technique de seuillage s'intéresse aux pixels avoisinant les contours les plus significatifs de l'image. L'idée est de garder les contours les plus forts de l'image mais en essayant d'assurer leur continuité. Deux seuils sont nécessairement pour implanter la technique :

Un seuil haut qui permet de sélectionner les contours les plus significatifs dans l'image du module du gradient. Ces contours sont contenus dans l'image résultante en noir et blanc.

Un seuil bas permet de mettre en évidence des contours moins forts de l'image. Ces contours sont conservés dans l'image résultante seulement s'ils sont situés dans le voisinage des contours les plus significatifs mis en évidence par le seuillage avec seuil haut.

### *Seuillage automatique (adaptatif)*

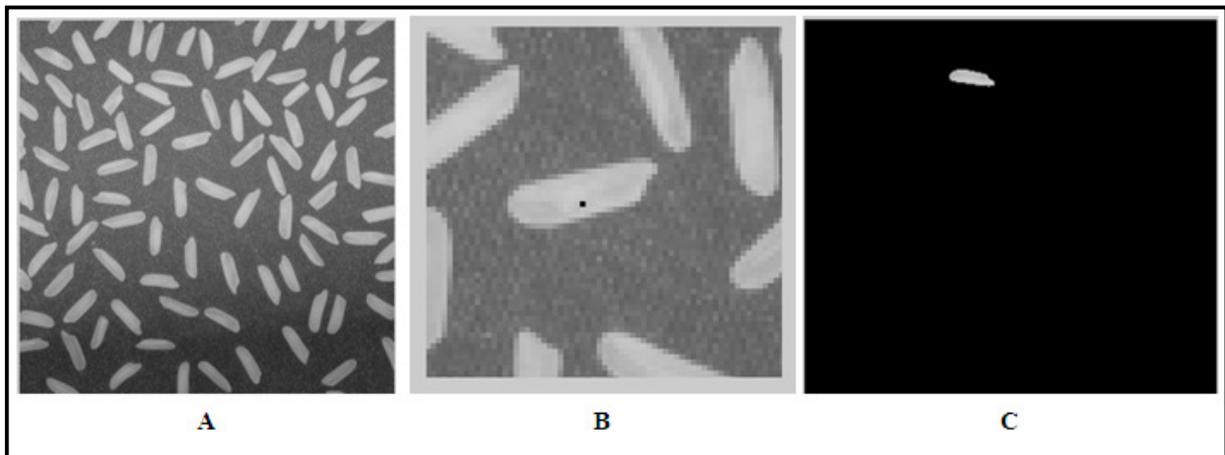
Cette classe de méthode utilise la valeur d'un seuil qui est dynamiquement changé afin de rendre compte de l'intensité locale des différentes zones de l'image d'entrée.

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

Ces techniques de seuillage élémentaires sont cependant souvent insuffisantes car le seuil choisi, même soigneusement, ne présente pas toujours une sensibilité et une spécificité satisfaisantes [44].

### Croissance de région

C'est une technique ascendante: son principe est qu'on part d'un point germe et on l'étend en ajoutant les pixels du voisinage satisfaisant le critère d'homogénéité. Ces régions croissent au fur et à mesure par l'incorporation des pixels les plus similaires jusqu'à ce que l'image soit couverte (figure 3-8).



**Figure 3-8** : A : représente l'image originale [43], B : représente l'initialisation du germe, C : représente l'image segmentée

L'algorithme de cette méthode se présente en deux étapes :

1. Trouver les points de départ des régions.
2. Faire grossir les régions par agglomérations des pixels voisins.

Le choix des points de départ (les germes) est la partie critique de l'algorithme. En effet, l'étape de croissance va utiliser une mesure de similarité pour choisir les pixels agglomérer. Si les points de départ sont situés dans une zone non homogène, la mesure de similarité va produire de fortes variations et la croissance va s'arrêter très tôt. Par conséquent, il convient de choisir les points de départ dans les zones les plus homogènes possibles.

L'étape de croissance a pour objectif de faire grossir une région en agglomérant des pixels voisins. Les pixels sont choisis afin de maintenir l'homogénéité de la région. Pour cela nous devons définir un indicateur d'homogénéité. Les pixels voisins sont ajoutés à la région si

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

l'indicateur d'homogénéité reste vrai. La croissance s'arrête lorsqu'on ne peut plus ajouter de pixels sans briser l'homogénéité.

Les limites de cette technique [45]:

- L'influence du choix des germes initiaux et le critère d'homogénéité sur le résultat de la segmentation.
- Une mauvaise sélection des germes ou un choix du critère de similarité mal adapté peuvent entraîner des phénomènes de sous-segmentation ou de sur-segmentation.
- Il peut y avoir des pixels qui ne peuvent pas être classés.

### *Méthodes déformables contours*

Les algorithmes de segmentation fondés sur les modèles déformables ont l'avantage de fournir des contours ou surfaces fermés (figure 3-9), parmi ces méthodes, on trouve les contours actifs et les ensembles de niveaux [45].

Un contour est un ensemble des points d'une image numérique qui correspond à un changement brutal de l'intensité lumineuse.

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

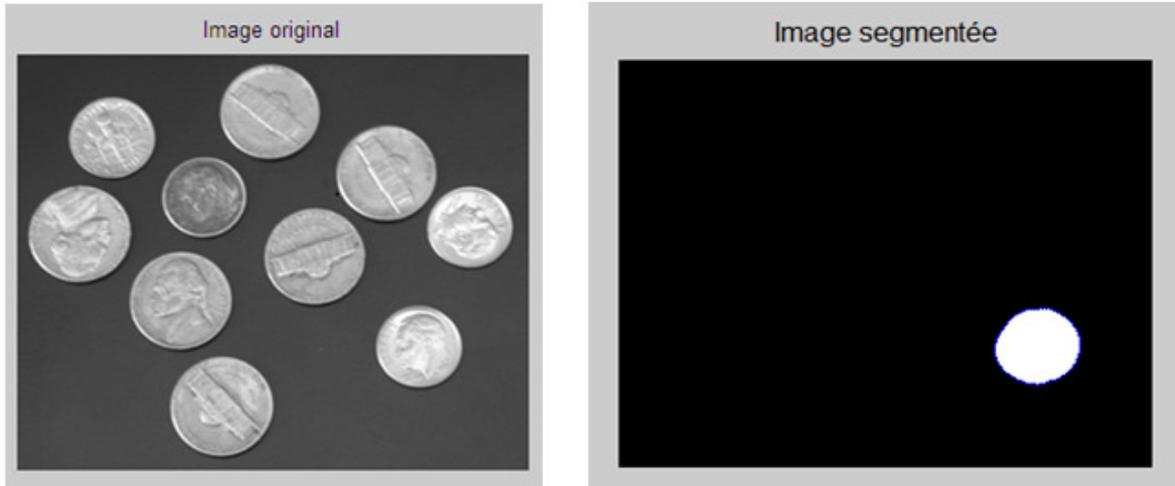


Figure 3-9 : image originale à gauche et image segmentée par le modèle de contour actif à droite

On distingue trois types de contours simples (figure 3-10) :

- Marche d'escalier : le contour est net (contour idéal).
- Rampe : le contour est plus flou.
- Toit : il s'agit d'une ligne sur un fond uniforme.

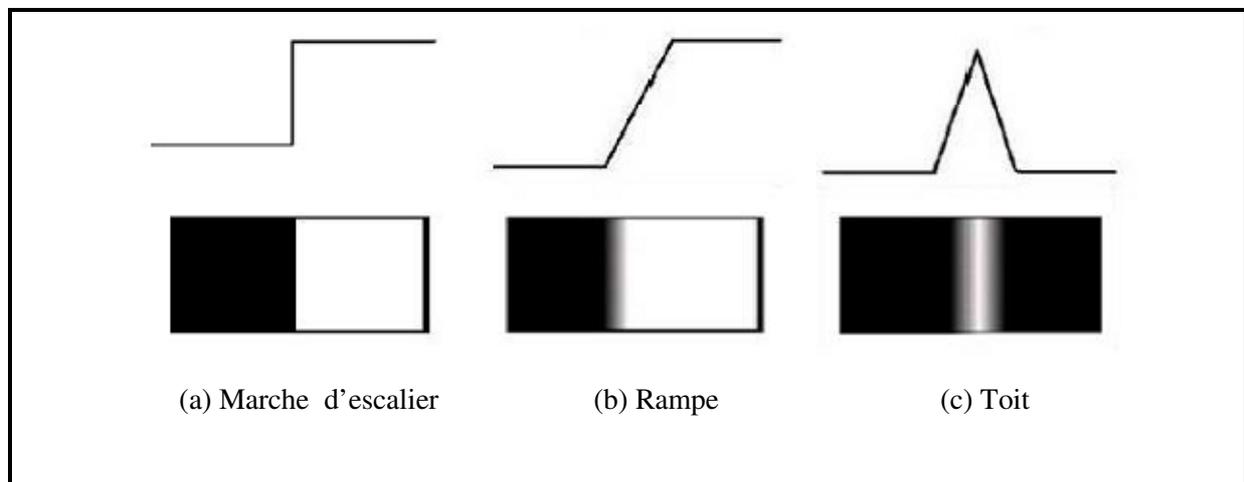
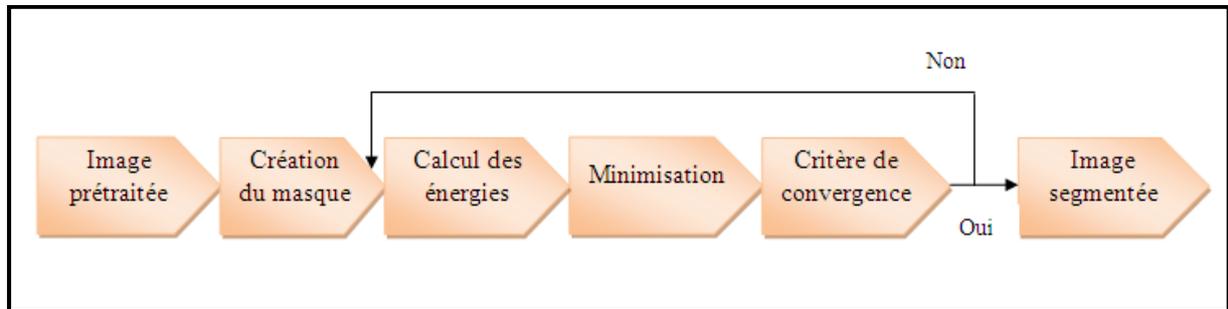


Figure 3-10 : Quelques modèles de contours

# Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

L'organigramme de fonctionnement des contours actifs est montré dans la figure (3-11) :



**Figure 3-11** : Organigramme de la méthode de contour actif

Le modèle des contours actifs se présente sous la forme d'une courbe (fermée ou non) dont l'initialisation est située à proximité du contour recherché et dont l'évolution s'effectue selon un processus itératif de déformation contrôlé par un test de convergence. Il est assimilé à une courbe  $C$  représentée selon les notations suivantes (équation 3-4) :

$$C = \{v(s,t) = (x(s,t), y(s,t)) ; s \in [a, b] \text{ et } t \in [0, T]\} \quad (3-4)$$

Où :  $a$  et  $b$  désignent les extrémités (fixes, mobiles, confondues ou non) du contour,  $s$  désigne l'abscisse curviligne le long du contour,  $t$  désigne la variable temporelle et  $v(s,t)$  désigne le point courant.

L'idée de base est de positionner, au voisinage du contour à détecter, une courbe qui sera l'initialisation du contour actif (figure 3-12), et de la déformer successivement jusqu'à ce qu'elle coïncide avec la frontière de l'objet (figure 3-13).



**Figure 3-12 : initialisation du contour**



**Figure 3-13 : contour final**

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

Le contour représenté comme un modèle élastique déformable contrôlé par une contrainte de continuité dont les mouvements de glissement se produisant lors de la déformation dénommé contrainte de Snake (ou serpent). La segmentation est réalisée à travers un processus de minimisation d'une énergie basé sur deux forces de contrainte :

- Force externe : dépend des propriétés du contour à détecter et qui est responsable de mettre le contour proche d'un minimum local en terme d'énergie.
- Force interne : responsable de l'élasticité et de la rigidité du modèle en question. Une grande rigidité empêche le contour de faire des angles et des coins alors que l'élasticité permet au contour de s'allonger ou de se rétrécir.

Une énergie est mesurée sur chaque courbe  $C$  durant son évolution en fonction de la variable temporelle  $t$ . Cette énergie intègre les caractéristiques intrinsèques de la courbe, les caractéristiques de l'image au voisinage de la courbe et enfin l'interaction entre la courbe et l'image. L'objectif visé est de rechercher la position de la courbe qui minimise cette énergie traduisant ainsi une adéquation entre la forme de la courbe et la fonction image au voisinage de cette même courbe.

Cette énergie, notée  $E(C)$ , s'exprime par l'équation (3-5) :

$$E(C) = E_{\text{interne}}(C) + E_{\text{externe}}(C) + E_{\text{image}}(C) \quad (3-5)$$

$E_{\text{interne}}$  : Une énergie propre due uniquement à la forme du contour, dite énergie interne.

$E_{\text{externe}}$  : C'est une énergie qui exprime des contraintes supplémentaires qui peuvent être imposées par l'utilisateur pour obtenir le contour qu'il veut.

$E_{\text{image}}$  : Une énergie potentielle imposée par l'image. C'est elle qui va attirer la ligne du contour vers les contours réels présents dans l'image.

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

L'énergie interne joue le rôle de terme régularisant au sens des problèmes mal posés. Afin de régulariser la solution, on introduit cette énergie de manière à assurer au contour une certaine continuité (continuité étendue aux dérivées) réduisant au mieux la présence d'oscillations et permettant ainsi d'atténuer les effets du bruit. Le but est de limiter l'influence des effets externes sur la déformation du contour. Cette énergie caractérise les propriétés physiques du contour.

$$E_{int}(V(S)) = \alpha(S) \cdot |V_S(S)|^2 + \beta(S) \cdot |V_{SS}(S)|^2 \quad (3-6)$$

$V_S(S)$  : La dérivée première de  $V(S)$  par rapport à  $S$ .

$V_{SS}(S)$  : La dérivée seconde de  $V(S)$  par rapport à  $S$ .

$\alpha(S)$  : L'élasticité du contour

$\beta(S)$  : La rigidité du contour

Dans l'équation (3-6), le premier terme est contrôlé par  $\alpha(S)$ , qui représente l'élasticité de contour. Le second terme est contrôlé par  $\beta(S)$ , qui représente la rigidité des contours. Le choix des paramètres  $\alpha$  et  $\beta$  impose les caractéristiques de déformation du contour. Par exemple dans le cas d'un contour où il n'y a pas de forces externes avec  $\alpha(S) > 0$ , le contour tente de former un cercle et il tend vers un point (cercle de rayon nul) avec le temps; en plus, une valeur positive de  $\beta(S) > 0$ , empêche le contour d'avoir des discontinuités locales, il ne peut pas former des coins aigus.

L'énergie externe sert à introduire, par l'intermédiaire de l'utilisateur, des informations de haut niveau. Ceci se traduit par la présence de forces de répulsions en certains points de la courbe ou par la présence de forces d'élasticité simulant l'allongement d'un ressort entre deux points de la courbe. Les informations de haut niveau peuvent être associées à la présence de frontières préalablement détectées (contraintes) ou de points de contrôle (points de passage obligés).

Il est nécessaire que le contour possède toujours suffisamment de points, C'est la raison pour laquelle il faut rajouter ou de supprimer des points à chaque itération, si des contraintes ne sont pas suffisamment respectées. Par exemple, on pourra rajouter un point au contour si ses voisins sont trop éloignés. A l'inverse, on pourra supprimer un point s'il est trop près de ses voisins [41].

## Chapitre 3 : Outils Mathématiques Utilisés

---

L'énergie image ( $E_{\text{image}}(C)$ ) fait intervenir la caractéristique image, que l'on cherche à mettre en valeur. L'énergie de l'image caractérise donc les éléments vers lesquels on veut attirer le snake sur l'image, il s'agit de détecter des contours, on s'intéresse donc aux lignes de fort gradient.

$$E_{\text{img}} = -\text{gradient}(i) = -\int |\nabla * I(V(S))|^2 dS \quad (3-7)$$

Où  $\nabla * I(V(S))$  représente le gradient de l'image au voisinage de la courbe  $V(S)$ . Un minimum d'énergie sera atteint si la courbe passe par les points de gradient maximal de l'image lissée par un filtre gaussien. Le signe négatif indique que les gradients les plus grands minimiseront cette énergie et attireront le snake.

Malgré que les contours actifs sont très pertinents, pour isoler des formes convexes régulières, mais, elles présentent cependant plusieurs défauts :

- La convergence dépend de l'initialisation (manuelle) et du bruit de l'image.
- Le snake converge vers un minimum local.
- Le choix des constantes est délicat.
- La géométrie de l'objet à détecter n'est pas prise en compte.

### Discussion

Ce que nous avons présenté dans ce chapitre n'est qu'une présentation générale et non exhaustive des méthodes de segmentation qui existent. A savoir celles de l'approche contour ou de l'approche région.

Nous avons testé ces différentes approches de segmentation, sous Matlab, sur plusieurs images scintigraphiques. Nous avons vu que le modèle des contours déformables est un outil puissant, et nous avons choisi de se baser dans notre travail sur ce modèle, car il donne des résultats intéressants par rapport aux autres approches de segmentation, ainsi, il a l'avantage de segmenter des contours flous.

La méthode proposée, l'implémentation et les résultats seront discutés dans le chapitre suivant.

# *Chapitre 4*

*Méthode Proposée,*

*Implémentation et*

*Résultats*

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

Visant le rôle prépondérant que joue la segmentation dans le processus d'analyse d'images médicales, et l'aide au diagnostic, la nécessité de concevoir un algorithme de segmentation automatique est incontestable, mais, qui reste toujours un défi persistant.

Après avoir présenté les différentes méthodes de segmentation, utilisées en analyse des images SPECT, dans le chapitre précédent, nous exposons dans ce chapitre, la méthode que nous proposons et les résultats obtenus. Cette étape est suivie de la quantification, qui permet de détecter, si le patient souffre de la maladie de parkinson ou non.

## 4.1 Matériels et langage de programmation utilisés

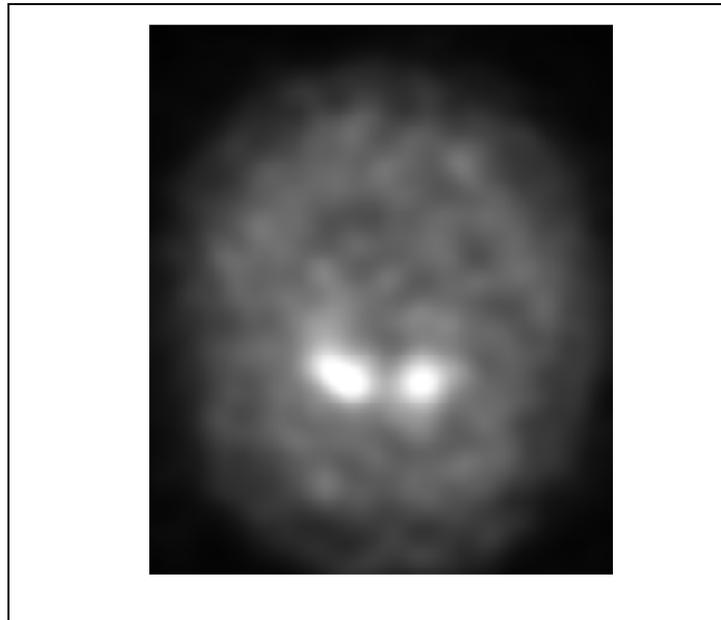
### 4.1.1 Base de Données

L'ensemble des données utilisées dans notre étude, contenait 210 images SPECT prétraitées, extraites de la base de données PPMI (<http://www.ppmi-info.org>), dans laquelle, nous avons utilisé 59 images SPECT pour le groupe PD (Parkinsonian Diseases), et 151 images pour le groupe HC (Health Cases), âgés entre 48 et 80 ans, selon les trois plans, axial, sagittal et coronal, respectivement.

Ces images sont codées sous le format DICOM, de dimension 280\*280 pixels (figure 4-1).

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---



**Figure 4-1:** Image SPECT axiale

## 4.1.2 Langage de programmation

Le système a été réalisé avec le logiciel MATLAB(R2016a). Ce logiciel permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, et de créer des interfaces utilisateurs.

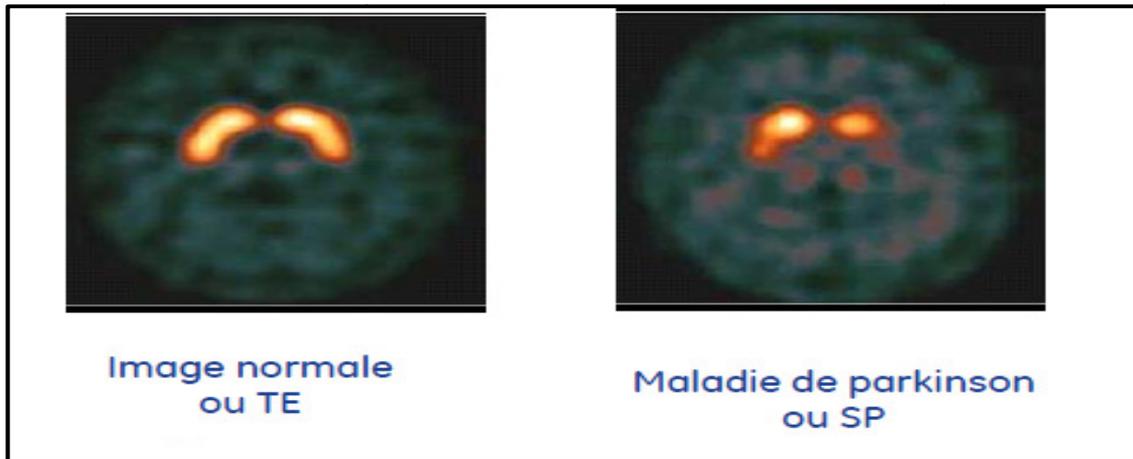
C'est un environnement très performant, et facile à manipuler. Il est utilisable dans différents domaines, entre autres le traitement d'images.

## 4.2 Intérêt du travail

La réduction des niveaux de transporteurs de dopamine, mis en évidence dans le striatum, peut être vue dans les images SPECT (Figure 4-2). Cette réduction indique une perte significative de l'activité dopaminergique, chez les patients atteints de la maladie de Parkinson.

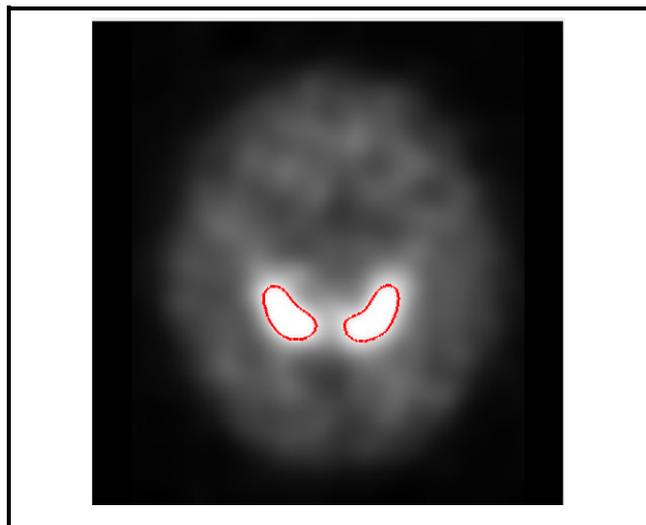
## Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---



**Figure 4-2 :** Diagnostic différentiel entre un sujet normal et un sujet Parkinsonien [47]

Notre objectif est la quantification de l'absorption du radiotracer dans le Striatum (ROI), afin de détecter s'il s'agit d'un sujet sain ou Parkinsonien. Dans ce but, on veut développer un système d'aide au diagnostic de cette pathologie. Cela ne peut se faire, qu'en appliquant une méthode de segmentation fiable, permettant de détecter le striatum (ROI) (figure 4-3).



**Figure 4-3 :** Extraction du striatum

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

## 4.3 Méthode proposée

Pour atteindre les objectifs de notre travail, nous proposons un système d'analyse des images SPECT. La construction d'un tel système peut être organisée de la façon suivante (figure 4-4):

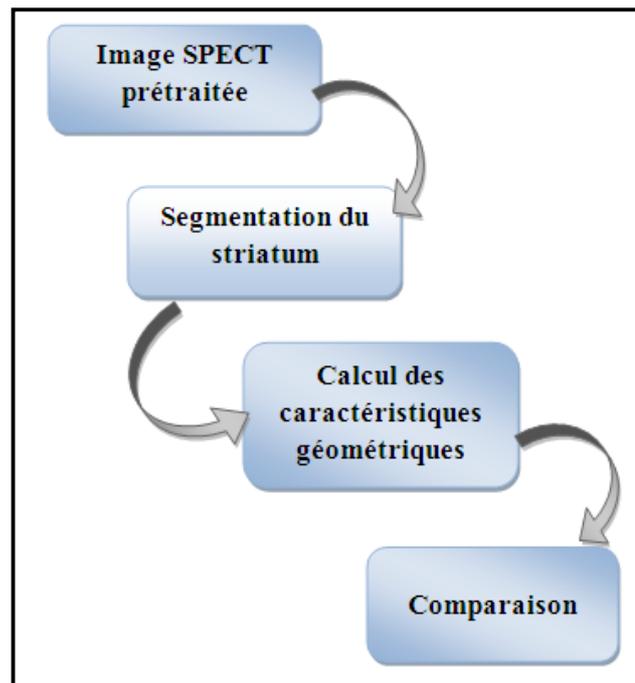


Figure 4-4 : Schéma synoptique d'analyse d'images SPECT

### 4.3.1 Segmentation du striatum, résultats et interprétation

Cette étape a pour but de vérifier, si le traitement est optimal, en temps de calcul, et en qualité. Le but est de faire ressortir le striatum, en appliquant une méthode de segmentation, basée sur les méthodes déformables (contour actif), en plusieurs étapes.

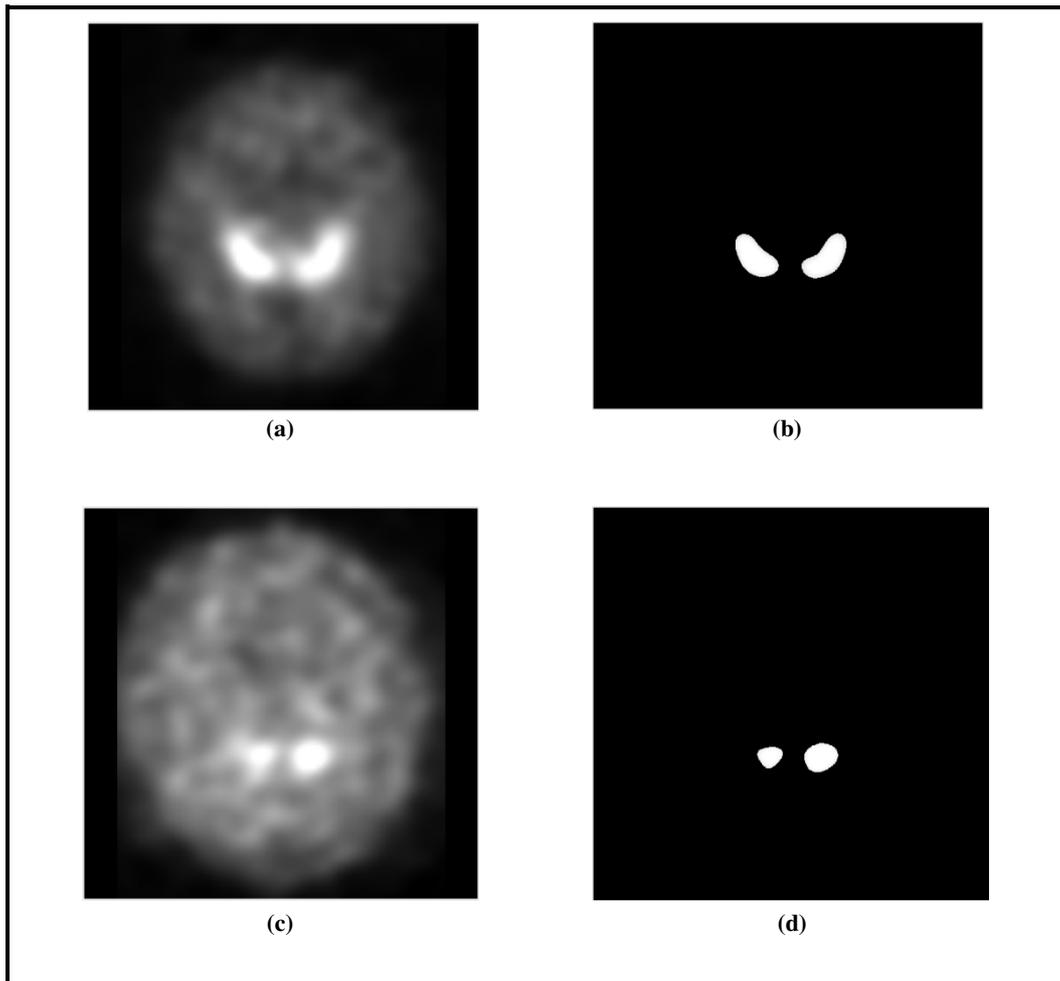
# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

## *a) Création d'un masque*

La création d'un masque a été faite, par une opération de binarisation, avec un seuil prédéfini manuellement, après plusieurs essais (figure 4-5).

Le contour de ce masque est considéré comme contour initial.



**Figure 4-5:** Résultats de création du masque. (a) Image prétraitée d'un sujet sain, (b) le masque de l'image (a), (c) image prétraitée d'un sujet pathologique, (d) le masque de l'image (c).

Cette étape permet de créer un masque, choisi de la même forme que la région d'intérêt. Ce masque est principalement utilisé pour extraire les régions de convergence d'intensité.

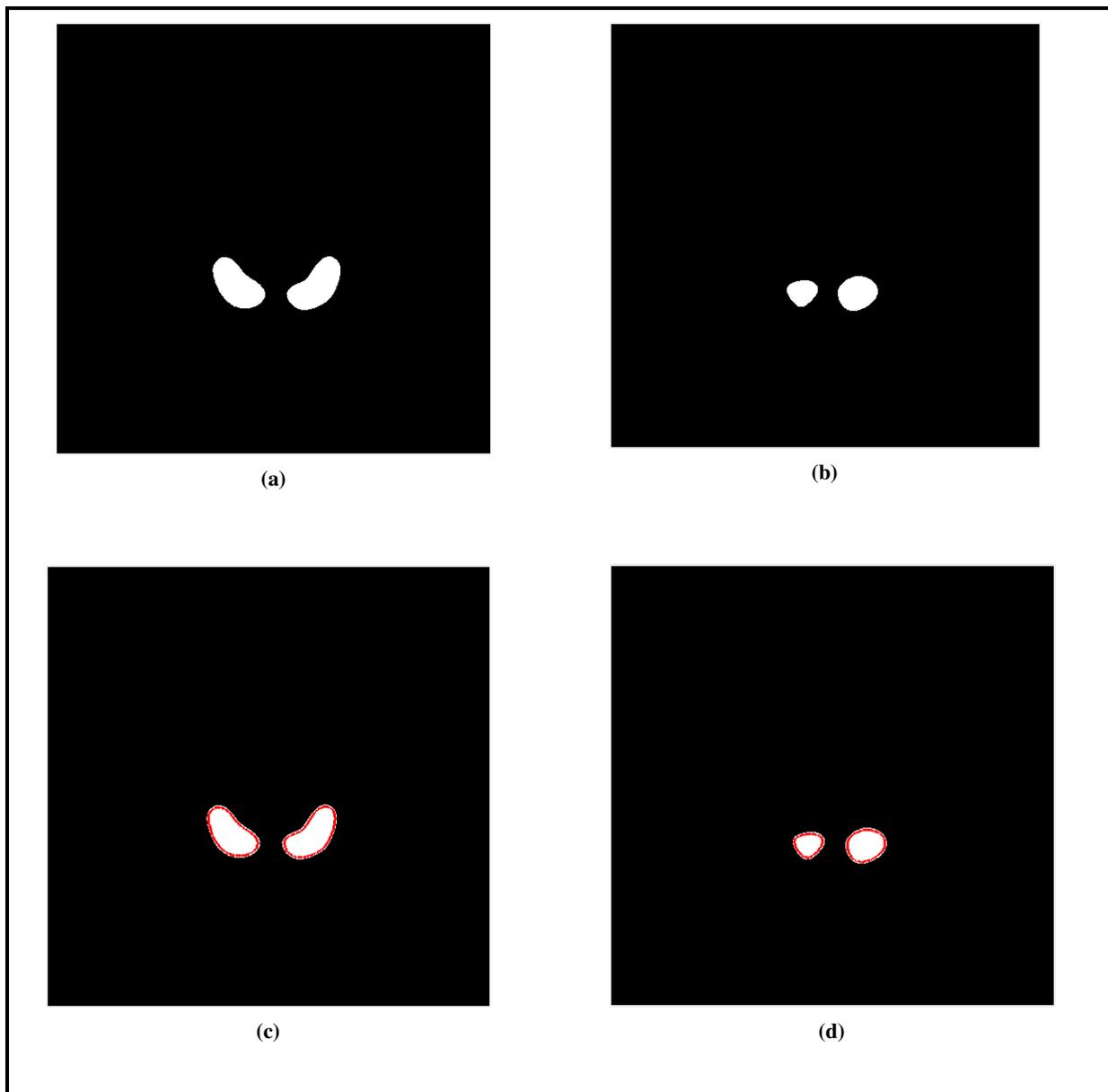
## Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

### *b) Extraction du striatum*

La segmentation par contour actif est un outil fondé sur un modèle, et permet de suivre automatiquement le contour de la ROI, à travers un masque qui épouse lentement ce contour. L'évolution se fait de manière itérative.

Nous avons appliqué notre segmentation sur des images de sujets sains, et de sujets pathologiques. La figure (4-6) illustre le résultat de cette segmentation, qui montre le contour du striatum en rouge.



**Figure 4-6 :** Résultats de la segmentation. (a) Image segmentée d'un sujet sain, (b) image segmentée d'un sujet pathologique, (c) contour final de (a), (d) contour final de (b)

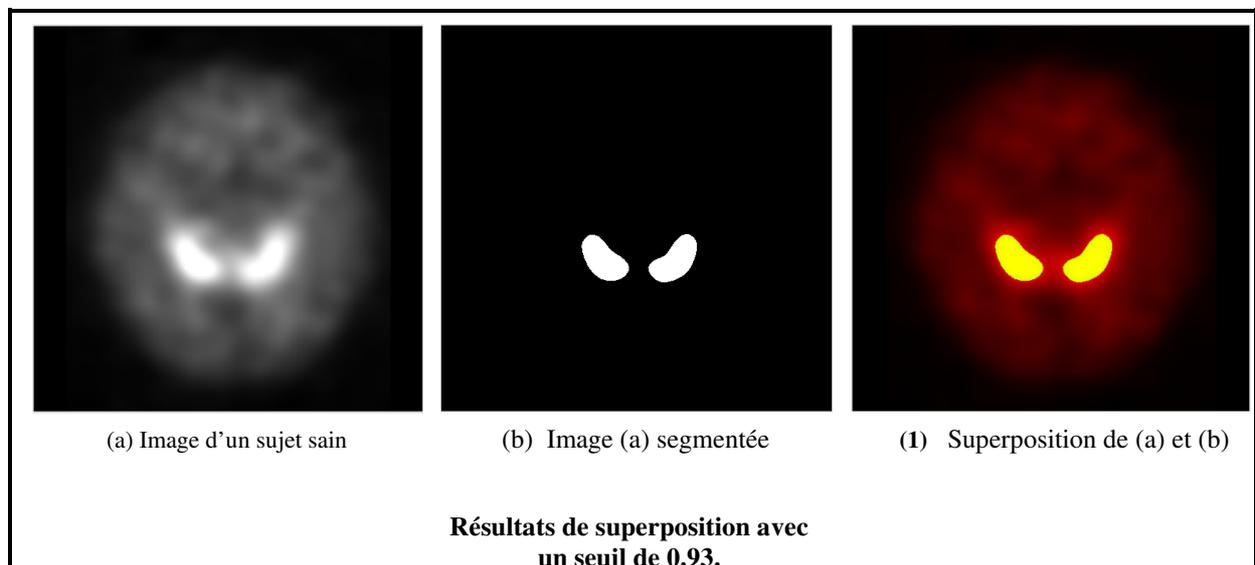
# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

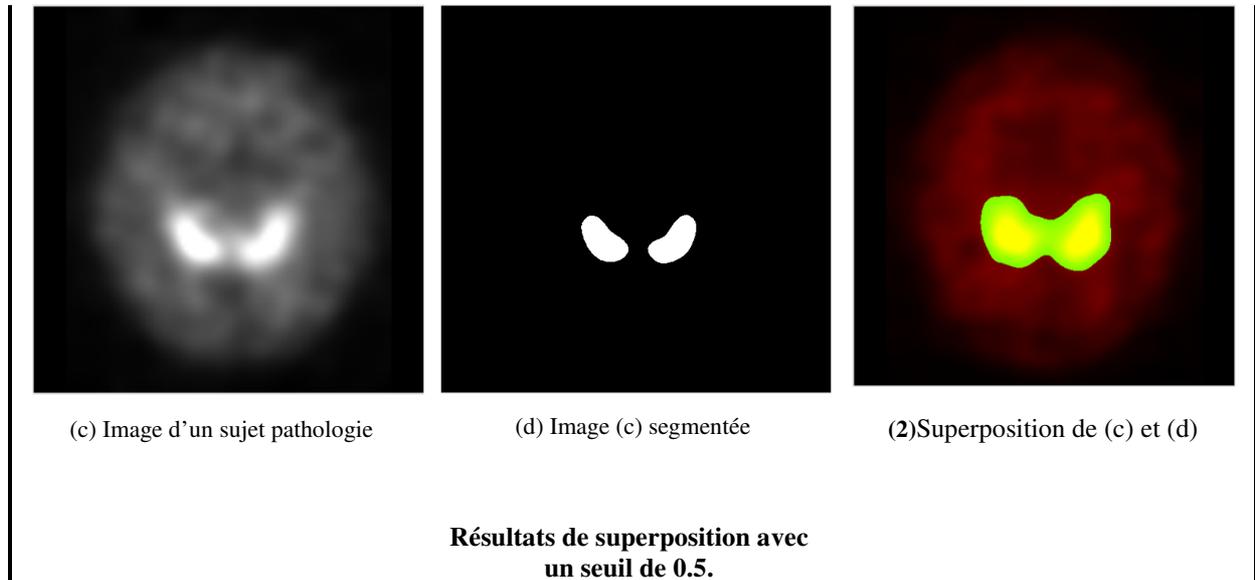
## *Interprétation*

Les résultats de la figure (4-6) montrent la délimitation de la ROI (striatum). Avant d'exploiter les résultats de la segmentation, nous devons vérifier la robustesse de notre méthode. Une phase de superposition de l'image source, avec l'image segmentée sera faite, tout en changeant la valeur du seuil, jusqu'à avoir une région d'intensité similaire. Ce seuil est considéré comme seuil optimal.

La figure (4-7) montre les résultats de cette superposition.



# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations



**Figure 4-7 :** Résultat de la superposition de l'image saine et l'image segmenté pour un seuil de 0.93 et 0.5

Après la superposition des deux images, l'image originale et l'image segmentée par notre méthode pour chaque image de notre base de données, nous avons calculé les faux positifs (FP), les faux négatifs (FN), les vrai positifs (VP), et les vrai négatifs (VN), en appliquant la matrice de confusion. Nous avons cité dans le tableau (4-1), les résultats obtenus :

Image	FP	FN	VP	VN	Précision (%)
(1)	0	104271	29830	4060203	97.51
(2)	0	96536	33193	4064575	97.70
(3)	0	98395	69077	4026832	97.65

**Tableau 4-1 :** Résultats de la matrice de confusion

Pour mieux évaluer la fiabilité de l'approche proposée, nous comparons nos résultats, par rapport aux méthodes existantes dans la littérature et on peut dire que La méthode de classification proposée, basée sur l'algorithme des contours actifs, a donnée des résultats satisfaisants par rapport aux méthodes existantes dans la littérature (tableau 4-2).

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

Auteurs	C. F. Jiang et al.	A. Rojas et al.	A. Brahim	Notre méthode
Précision	96.48%	95%	92.91%	~ 97%

Tableau 4-2 : comparaison des résultats obtenus

### *Interprétation*

La couleur rouge désigne l'image source, la couleur verte désigne l'image segmentée, et la couleur jaune désigne la région de l'intensité similaire.

Dans l'image (2) de la figure (4-7), nous remarquons une divergence (région verte). Par contre, dans l'image (1) de la même figure, nous avons obtenu une bonne convergence.

Le résultat de la superposition montre que le seuil choisi est optimal, nous constatons que la segmentation a été bien faite.

### 4.3.2 Analyse de symétrie

La quantification de l'activité de la région du striatum est basée sur l'absorption du radiotracteur.

La réduction des niveaux de transporteur de dopamine, mise en évidence dans le striatum, peut être vue dans les images PD (figure 4-10). Cela indique une perte adéquate de l'activité dopaminergique chez ces patients.

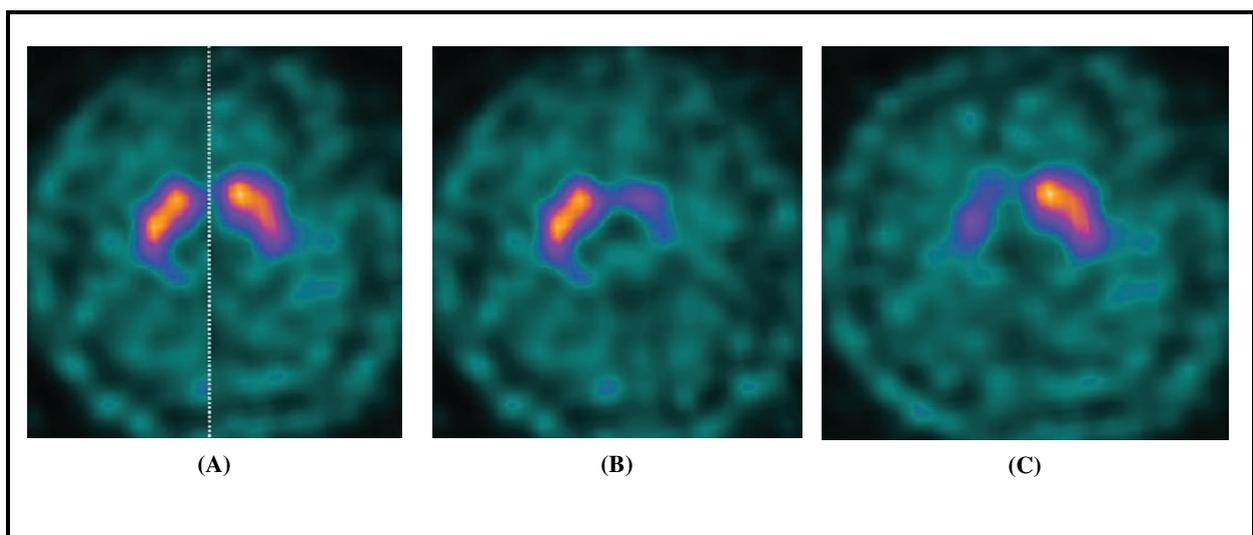


Figure 4-8 : Analyse de symétrie [11]

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

L'image (A) montre que la combinaison de deux coupes, confirme une absorption normale, symétrique, intense, en forme de virgule, dans le striatum. L'examen est normal, et permet de diagnostiquer une cause non parkinsonienne.

L'image(B) montre une absorption normale dans le striatum gauche, mais un radiotraceur minimal dans la droite.

L'image (C) montre une absorption normale dans le striatum droit, mais un radiotraceur minimal dans la gauche.

Dans la suite de notre travail, nous proposons le calcul des caractéristiques géométriques, qui va nous permettre de faire la comparaison, entre les sujets sains et pathologiques.

### 4.3.3 Calcul des caractéristiques géométriques

En plus des symptômes vus chez le malade, notre étude d'aide au diagnostic, permet au médecin de trancher, dans une phase précoce, s'il s'agit d'un sujet parkinsonien ou non.

Une étude de comparaison des caractéristiques géométriques, du striatum gauche et striatum droit, chez le parkinsonien et le sujet de référence, a été faite.

Le choix des caractéristiques est basé sur les paramètres trouvés dans la littérature , telle que : La surface , le périmètre .....

#### *a) La surface*

Elle représente le nombre réel de pixels dans la région. Le tableau (4-3) représente la surface du striatum (ROI), chez 12 sujets sains et 12 autres pathologiques, ainsi la différence en pourcentage, entre le striatum gauche et droit par rapport à la somme des deux striatum pour chaque cas qui est calculé suivant la formule suivante:

$$\text{Différence (\%)} = \frac{|S \text{ droit} - S \text{ gauchel}|}{|S \text{ droit} + S \text{ gauchel}|}$$

## Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

Sujet sain			Sujet parkinsonien		
Striatum gauche	Striatum droit	Différence (%)	Striatum gauche	Striatum droit	Différence (%)
29893	29489	0,6803	16734	23850	17,5340
30606	30908	0,4909	25028	14357	27,0941
36630	36966	0,4565	9662	14510	20,0563
34950	34919	0,0444	30062	24366	10,4652
33005	33464	0,6905	23123	23773	01,3860
28594	28831	0,4127	24121	18630	12,8441
32196	31882	0,4900	28956	33482	07,2488
33168	33096	0,1087	14111	24612	27,1183
30651	30588	0,1029	11950	23950	33,4262
28252	28881	1,1009	0	25410	100,0000
31289	30835	0,7308	15034	10951	15,7129
33949	33662	0,4245	0	8631	100,0000

**Tableau 4-3 :** Surface du striatum chez des sujets sains et pathologiques

La différence en pourcentage de la surface du striatum gauche et droit par rapport à l'ensemble du striatum est présentée dans la figure (4-9) :

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

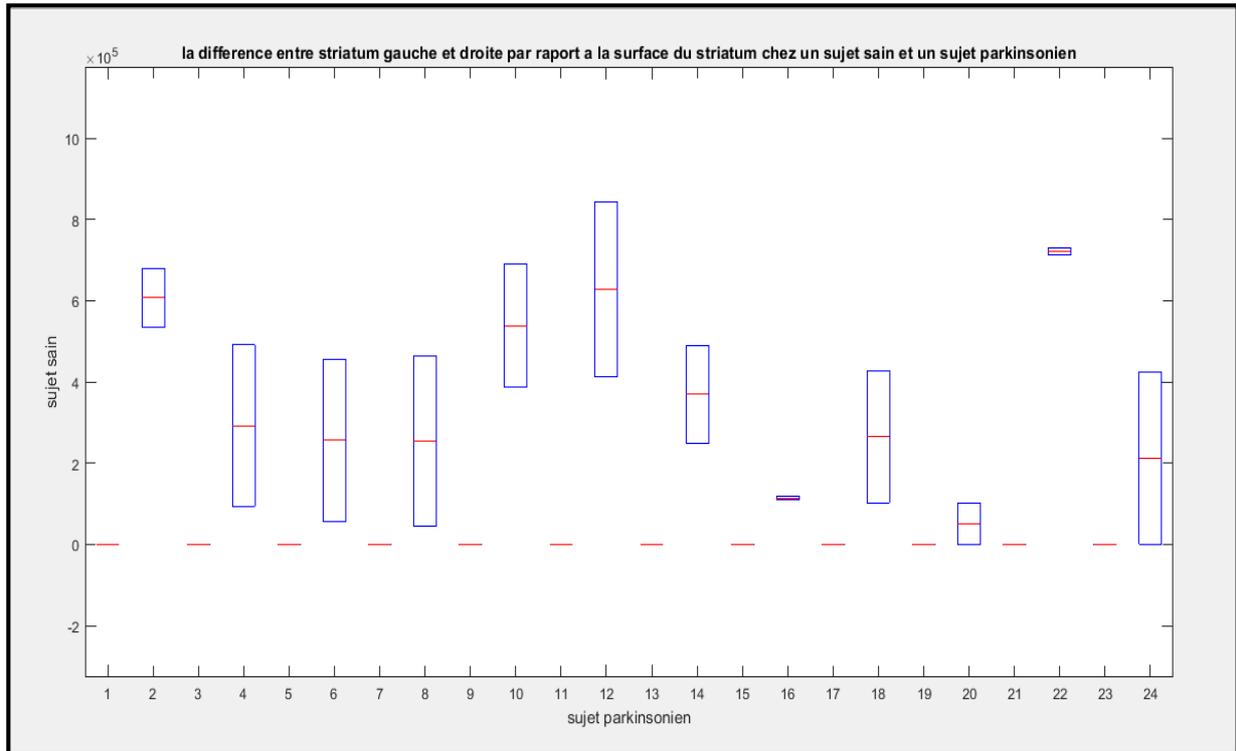


Figure 4-9 : La différence entre striatum gauche et droit par rapport à l'ensemble du striatum

## b) Le périmètre

Nous pouvons définir le périmètre, comme étant p-élément, contenant la distance autour de la limite de chaque région contiguë dans l'image, dont p est le nombre de régions. Les résultats, de calcul de périmètre, sont représentés dans le tableau (4-4).

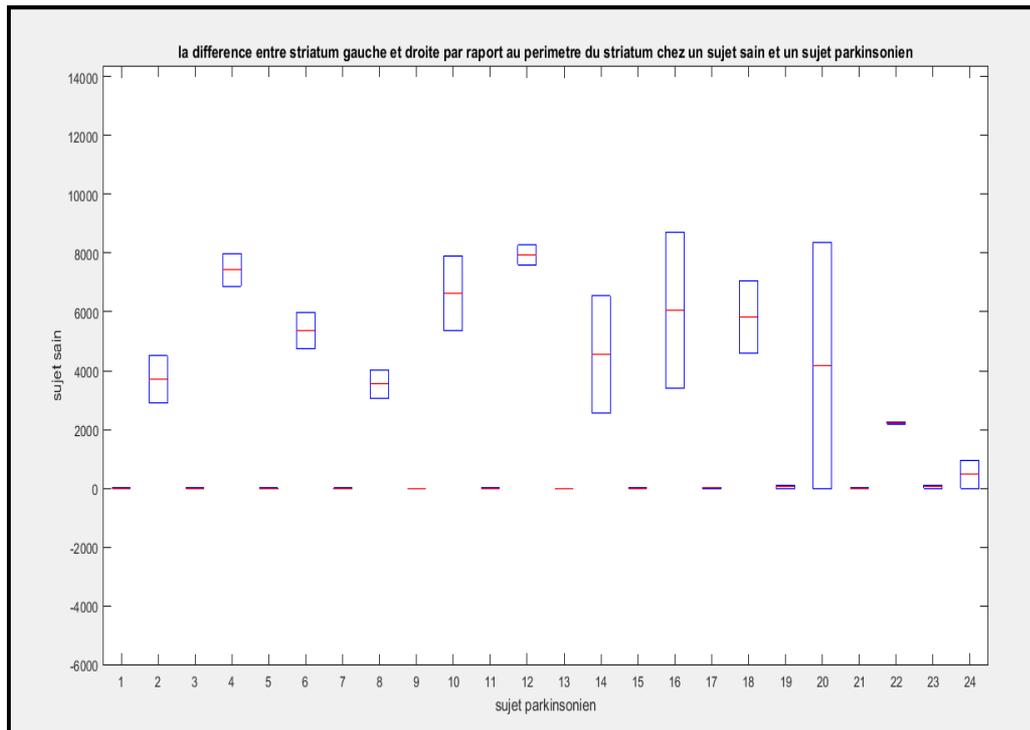
Sujet sain			Sujet parkinsonien		
Striatum gauche	Striatum droit	Différence(%)	Striatum gauche	Striatum droit	Différence (%)
636.18	652.82	01,2909	492.98	595.89	9,4511
652.33	662.83	0,7984	584.19	425.75	15,6881
713.59	734.96	1,4753	359.25	444.44	10,5999
726.79	747.48	1,4034	673.21	569.95	8,3063
747.48	721.20	1,7894	560.60	589.76	2,5349
630.73	640.39	0,7600	608.76	489.82	10,8267
732.53	736.27	0,2546	613.70	687.26	5,6543
700.18	726.87	1,8703	433.02	566.34	13,3405
674.10	694.09	1,4611	388.83	556.13	17,7044
610.46	620.74	0,8350	0.00	575.62	100,0000

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

650.69	666.83	1,2250	454.40	377.69	9,2189
719.43	735.36	1,0950	0.00	335.24	100,0000

**Tableau 4-4 :** Le périmètre du striatum chez des sujets sains et pathologiques

La différence en pourcentage du périmètre du striatum gauche et droit par rapport à l'ensemble du striatum est présentée dans la figure (4-10) :



**Figure 4-10 :** la différence entre le périmètre du striatum droite et gauche par rapport au périmètre de l'ensemble du striatum

### c) Diamètre

Le diamètre d'un cercle ayant la même zone que la région calculée (équation 4-1).

$$\sqrt{4 * \text{area} / \pi} \tag{4-1}$$

Le tableau (4-5) contient les résultats de calcul de diamètre.

## Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

Sujet sain		Sujet parkinsonien	
Striatum gauche	Striatum droit	Striatum gauche	Striatum droit
195.09	193.77	145.97	174.26
197.41	198.38	178.51	135.2
215.96	216.95	110.91	135.92
210.95	210.86	195.64	176.14
747.48	721.20	171.58	173.98
190.81	191.60	175.25	154.01
202.47	201.48	192.01	206.47
205.5	205.28	134.04	177.02
197.55	197.35	123.35	174.63
189.66	191.76	0	179.87
199.60	198.14	138.35	118.08
207.91	207.03	0	104.83

**Tableau 4-5 :** Le diamètre du striatum chez des sujets sains et pathologiques

### *d) Largeur maximale*

C'est la longueur (en pixels), de l'axe principal de l'ellipse, qui a les mêmes moments centraux normalisés, que la région. Les résultats, du calcul de la largeur maximale, sont regroupés dans le tableau (4-6).

Sujet sain		Sujet parkinsonien	
Striatum gauche	Striatum droit	Striatum gauche	Striatum droit
229.32	252.43	200.92	236.33
245.65	246.99	227.02	142.99
267.55	276.31	132.64	165.55
290.11	303.51	242.13	191.21
294.21	291.57	205.67	234.28
237.07	238.39	223.44	163.87
203.46	311.84	215.24	236.05
281.30	298.94	146.09	194.22
265.73	287.05	128.55	196.87
218.25	214.42	0	189.55
234.1	257.51	170.02	134.6
286.69	299.16	0	118.53

**Tableau 4-6 :** La largeur maximale du striatum chez des sujets sains et pathologiques

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

## e) *Largeur minimale*

C'est la longueur (en pixels), de l'axe mineur de l'ellipse, qui a les mêmes moments centraux normalisés, que la région. Les résultats, du calcul de la largeur minimale, sont regroupés dans le tableau (4-7).

Sujet sain		Sujet parkinsonien	
Striatum gauche	Striatum droit	Striatum gauche	Striatum droit
168.39	151.25	106.48	131.94
161.00	163.30	140.96	128
176.47	176.53	92.961	112.25
158.06	153.63	163.45	165.71
148.87	149.47	145.21	131.18
155.77	157.77	144.61	145.91
141.76	135.15	171.65	185.91
150.90	145.18	125.15	161.75
150.30	138.11	118.61	155.15
165.35	174.04	0	172.29
172.71	155.00	113.59	103.88
155.39	150.29	0	92.937

Tableau 4-7 : La largeur minimale du striatum chez des sujets sains et pathologiques

## Interprétation

D'après les résultats apparus dans les tableaux ((4-3), (4-4), (4-5), (4-6) et (4-7)), et les figures ((4-9) et (4-10)), en comparant les valeurs de la différence entre les caractéristiques (surface, périmètre) du striatum gauche et droit, nous remarquons qu'il y a une diminution de la caractéristique, de façon notable, chez les sujets atteints de la MP, par rapport aux sujets sains.

### 4.3.4 Interprétation de l'expert

L'application de la modalité DaTscan SPECT n'est pas encore utilisée en Algérie, mais d'après l'expérience du médecin, nous sommes dans la bonne voie.

L'interprétation visuelle, des images TEMP, seule (c'est-à-dire sans quantification associée) est largement suffisante en routine clinique.

# Chapitre 4 : Implémentation, Résultats et Interprétations

---

## Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté notre approche de segmentation, basée sur les contours actifs, qui consiste à déterminer la région d'intérêt, qui conduit à la meilleure quantification.

Nous avons, dans un premier temps, présenté les résultats de la segmentation du striatum, et proposé l'approche contour, qui permet de reconnaître les zones de transition, et de localiser au mieux les frontières entre les régions.

Nous avons d'abord testé notre approche sur plusieurs images SPECT, de la base de données PPMI. D'après les résultats obtenus, on peut dire que notre méthode est rapide et donne des résultats satisfaisants.

Malheureusement, nous n'avons pas pu avoir l'expertise médicale, étant donné que celle-ci nécessite la connaissance d'un certain nombre de paramètres que l'expert n'est pas en mesure de les avoir, telle que : la durée de l'examen, la dose du produit pharmaceutique ..., mais, nous avons évalué de manière quantitative, les résultats de la segmentation, selon cinq critères : la surface, le périmètre, le diamètre, la largeur majeure et la largeur mineure.

Nous avons trouvé, qu'une diminution significative de la région d'intérêt, est observée chez le sujet pathologique, ce qui signifie une perte de neurones dopaminergiques (voir la différence en pourcentage).

D'après les résultats des études, qui ont été faites sur plusieurs images TEMP, nous constatons qu'il est possible de définir l'intervalle de classification des sujets sains et pathologiques, comme suit :

- Si la surface obtenue est inférieure à 26465 pixels, et le périmètre est inférieur à 610.46 pixels, le sujet est pathologique.
- Si la surface obtenue est supérieure à 30000 pixels, et le périmètre est supérieur à 687.26 pixels, le sujet est sain.
- Si la surface obtenue est comprise entre les deux valeurs mentionnées, ainsi que le périmètre, le sujet doit subir un suivi médical.

Cet intervalle a été trouvé suivant une étude sur 151 images, est convergé bien avec le résultat de la mesure quantitative par calcul de différence par rapport à l'ensemble du striatum.

*Conclusion*

*Générale*

## Conclusion Générale

---

La scintigraphie cérébrale est une technique d'imagerie médicale, qui fournit des images anatomiques ou fonctionnelles du cerveau. C'est une manière de faire un diagnostic des maladies neurodégénératives : la maladie de Parkinson pour notre étude. Cette maladie se caractérise par la perte des neurones dopaminergiques, responsables de la coordination des mouvements et du tonus musculaire dans le striatum ('notre région d'intérêt').

Le développement au niveau de l'imagerie médicale au fil des années, a permis de créer une nouvelle technique de scintigraphie cérébrale " DATscan SPECT ". Cette technique donne moins de détail anatomique (moins de régions non significatives) par rapport à d'autres modalités (IRM par exemple), ainsi qu'elle est bien adaptée à l'examen de la région striatale, et l'exploration de la densité des transporteurs de dopamine.

Dans ce travail, notre but principal était, la quantification de l'absorption du radiotracer dans le Striatum (ROI), afin de détecter s'il s'agit d'un sujet sain ou Parkinsonien.

Pour ce contexte, dans la phase de segmentation, et pour extraire le striatum (ROI), nous avons appliqué le modèle des contours actifs. Ce modèle permet de segmenter des régions dont les contours sont flous, et c'est le cas pour nos images, ensuite, nous avons fait une superposition, pour vérifier le résultat de la segmentation.

Finalement, nous avons appliqué notre méthode, qui est basée sur l'analyse de forme et de la surface. Le calcul des caractéristiques géométriques, permet aux médecins spécialistes en neurologie de faire un diagnostic précoce des patients suspects, en parkinsoniens ou pas.

Le résultat des calculs, fait sur les images de notre base de données PPMI, a montré que, les paramètres de surface et de périmètre du striatum gauche et droit chez un parkinsonien est nettement réduit par rapport que chez un sujet non parkinsonien. Ce résultat a été justifié par l'expert comme étant une réduction au niveau des transporteurs de dopamine, malheureusement aucun autre détail.

## Conclusion Générale

---

Le diagnostic de la maladie en Algérie est basé sur les symptômes observé chez le patient, et à travers quelques examens cliniques. La modalité de DATscan SPECT, avec laquelle nous avons travaillé, n'est pas encore utilisé, ni dans les hôpitaux, ni dans les centres d'imagerie, nous a confirmé l'expert, car l'examen se fait par l'injection du radiotracer I123, qui n'existe pas sur le marché.

Malheureusement les images de la base de donnée que nous avons utilisé étaient déjà prétraitées, puisque nous avons pas pu avoir une autre base de données, pour pouvoir passé d'abord par le prétraitement, qui est une phase importante dans le traitement d'image.

Pour conclure notre travail, après avoir étudié cette technique, et vu son influence positive, nous souhaitons que cette modalité soit utilisable dans notre pays mais reste un grand travail à faire en avenir, vu que le DATscan SPECT est une modalité très vaste en imagerie médicale.

Comme perspectives, on peut citer :

- une phase de prétraitement doit être procédé pour réduire les sources de dégradation de ces images selon la disponibilité de la base de donnée.
- La vérification du résultat du prétraitement assure la robustesse de la segmentation.
- La phase de classification de ce type d'images SPECT consiste à développé un processus automatique, efficace et fiable.
- La question de la convergence de la méthode reste toujours posée.

- [1] F. Le Jeune, « *Imagerie moléculaire de la synapse dopaminergique : Place du DaTSCAN® dans l'exploration de mouvements anormaux et syndromes démentiels* », Neurologies, Vol : 17, N° : 167, pp : 144 – 149, Avril, 2014.
- [2] F. Ragoub, « *Quantification des Images Scintigraphiques (TEMP) cérébrales* », Mémoire de Master, Département de Génie Biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2018.
- [3] S. N. Toumi, « *La segmentation des images IRM cérébrales par le Modèle Actif d'Apparence* », Mémoire de Master, Département de Génie Biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2017.
- [4] B. Scherrer, « *Segmentation des tissus et structures sur les IRM cérébrales : agents markoviens locaux coopératifs et formulation bayésienne* », Thèse de Doctorat, Mathématiques Sciences et Technologies de l'Information Informatique, INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE, France, 2008.
- [5] E. Martinez, « *Le striatum, substrat dopaminergique de l'impulsivité Décisionnelle* », Thèse de Doctorat, Neurosciences et Cognition, Université Claude Bernard Lyon 1, France, 2019.
- [6] <https://images.app.goo.gl/6wYwk2gzGKXLcnxP6>
- [7] I. Ramla and A. M. Zair, « *DETECTION DES LESIONS DE L'ABDOMEN ET RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE* », Mémoire de Master, Département de Génie Biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2016.
- [8] A-S. Capelle-Laizé, « *Segmentation d'images IRM multi-échos tridimensionnelles pour la détection des tumeurs cérébrales par la théorie de l'évidence* », Thèse de Doctorat, Sciences Fondamentales et Appliquées, Université de Poitiers, France, 2004.
- [9] F. Boucedra, « *Segmentation et Quantification des Images de Scintigraphie (TEMP) cérébrales* », Mémoire de Master, Département de Génie Biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Algérie, 2018.
- [10] [https://www.google.com/search?q=scintigraphie+cerebrale+au+datscan&sxsrf=ALeKk03rXq3CxCmPFCg6DhRzTLzUoeHd0GA:1603640219336&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=2ahUKEwjKx\\_usidDsAhVHzaQKHVSSD-sQ\\_AUoAXoECAwQAw&biw=1366&bih=625#imgrc=WXwxeAUKUwM\\_DM](https://www.google.com/search?q=scintigraphie+cerebrale+au+datscan&sxsrf=ALeKk03rXq3CxCmPFCg6DhRzTLzUoeHd0GA:1603640219336&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=2ahUKEwjKx_usidDsAhVHzaQKHVSSD-sQ_AUoAXoECAwQAw&biw=1366&bih=625#imgrc=WXwxeAUKUwM_DM)
- [11] P. K. Banks, J. G. Peacock, M. N. Clemenshaw and al, « *Optimising the Diagnosis of Parkinsonian Syndromes With <sup>123</sup>I-Ioflupane Brain SPECT* », Nuclear Medicine and

Molecular Imaging. Vol.213, N°2, August, <https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.19.21088>, 2019 (Consulté le 27/09/2020).

[12] F. Makhoulouf, « *Restauration des images en scintigraphie planaire et SPECT suite à la réduction des doses administrées et des temps de pause* », Thèse de Doctorat, Image et Traitement de l'Information, Université européenne de Bretagne, Bretagne, 2014.

[13] M. Soret, P. M. Koulibaly, J. Darcourt and al, « *Quantitative Accuracy of Dopaminergic Neurotransmission Imaging with 123I SPECT* », THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, Vol: 44, N°: 7, pp: 1184-1193, July, 2003.

[14] K.L. Chou, H.I. Hurtig, M.B. Stern and al, « *Diagnostic accuracy of [99mTc]TRODAT-1 SPECT imaging in early Parkinson's disease* », Parkinsonism and Related Disorders, Ed. Elsevier, pp: 375–379, 2004.

[15] R. J. Morton, M. J. Guy, R. Clauss and al, « *Comparison of different methods of DaTSCAN quantification* », Nuclear Medicine Communications, Vol. 26, N° 12, pp 1139 – 1146, 2005.

[16] S. Ottaviani, M. Tinazzi, I. Pasquin and al, « *Comparative analysis of visual and semi-quantitative assessment of striatal [123I]FP-CIT-SPET binding in Parkinson's disease* », Neurol Sci, vol. 27, pp: 397-401, Septembre, 2006.

[17] D. Hamilton, A. List, T. Butler and al, « *Discrimination between parkinsonian syndrome and essential tremor using artificial neural network classification of quantified DaTSCAN data* », Nuclear Medicine Communications, Vol. 27, N° 12, pp: 939-944, 2006.

[18] C. Bairactaris , N. Demakopoulos , G. Tripsianis and al, « *Impact of dopamine transporter single photon emission computed tomography imaging using I-123 ioflupane on diagnoses of patients with parkinsonian syndromes* », Journal of Clinical Neuroscience, Ed. Elsevier, pp: 246–252, 2008.

[19] R. J. P. C. Farinha, « *SEGMENTATION OF STRIATAL BRAIN STRUCTURES FROM HIGH RESOLUTION PET IMAGES* », Integrated Masters Degree in Electrical Engineering and Computers, NEW UNIVERSITY OF LISBON, France, 2008.

[20] R. J. P. C. Farinha, U. Ruotsalainen, J. Hirvonen and al, « *Segmentation of Striatal Brain Structures from High Resolution PET Images, International Journal of Biomedical Imaging* », Vol. 2009, pp: 1-12, Novembre, 2009.

[21] M. Lyra, J. Striligas, M. Gavrilleli and al, « *Volume Quantification of 123I-DaTSCAN Imaging by MatLab for the Differentiation and Grading of Parkinsonism and Essential*

*Tremor*», IEEE International Conference on Science and Social Research (CSSR), Greece, 2010.

[22] J. Gustafsson, «*Automatic segmentation of SPECT/CT-images using a deformable surface model based on Fourier descriptors with application in radionuclide therapy*», Master of Science dissertation, Department of Medical Radiation Physics, Lund Lund University, Sweden, 2011.

[23] A. Illán, J. M. Górriz, J. Ramírez and Al. , «*Automatic assistance to Parkinson's disease diagnosis in DaTSCAN SPECT imaging*», the international journal of Medical Physics Research and Practice, vol. 39, N°10, pp: 5971- 5980, Septembre, 2012.

[24] S. Benítez-Rivero, V. A. Marián-Oyaga, D. Garcí'a-Solís et Al. , «*Clinical features and 123I-FP-CIT SPECT imaging in vascular parkinsonism and Parkinson's disease*», J Neurol Neurosurg Psychiatry, Ed. Linked, pp: 122-129, Janvier, 2012.

[25] A. Rojas, J. M. Górriz, J. Ramírez and al, «*Application of Empirical Mode Decomposition (EMD) on DaTSCAN SPECT images to explore Parkinson Disease, Expert Systems with Applications*», Ed. Elsevier, pp: 2756–2766, 2012.

[26] Ch. Jiang, Ch. Chang, Sh. Huang and al, «*Segmentation of the Striatum from MR Brain Images to Calculate the 99mTc-TRODAT-1 Binding Ratio in SPECT Images*», Computational and Mathematical Methods in Medicine, Ed. Hindawi, pp : 1-8, 2013.

[27] D. Kupitz, I. Apostolova, C. Lange and al, «*Global scaling for semi-quantitative analysis in FP-CIT SPECT*», Nuklearmedizin, Ed. Schattauer, pp: 1-8, 2014.

[28] S. Jain, Y. Salimpour, L. Younes and al, «*Application of Pattern Recognition Framework for Quantification of Parkinson's Disease in DAT SPECT Imaging*», December, 2014.

[29] S. Jain, Y. Salimpour, L. Younes and al, «*Application of Pattern Recognition Framework for Quantification of Parkinson's Disease in DAT SPECT Imaging*», IEEE, 2014.

[30] F. P. M. Oliveira and M. Castelo-Branco, «*Computer-aided diagnosis of Parkinson's disease based on [123I]FP-CIT SPECT binding potential images using the voxels as-features approach and support vector machines*», Journal of Neural Engineering, pp: 1-10, Février, 2015.

[31] R. Prashanth, S. D. Roy, P. K. Mandal and al, «*High Accuracy Classification of Parkinson's Disease through Shape Analysis and Surface Fitting in 123I-Ioflupane SPECT Imaging*», the IEEE-JBHI journal, pp: 1-9, 2016.

[32] A. Augimeri, A. Cherubini, G. L. Cascini and al, «*CADA—computer-aided DaTSCAN analysis* », EJNMMI Physics, Ed. Springer, pp: 1-13, 2016.

- [33] S-J. Son, M. Kim, H. Park and al, «*Imaging analysis of Parkinson's disease patients using SPECT and tractography*», Scientific Reports, pp: 1-11, Novembre, 2016.
- [34] A. Rahmim, Y. Salimpour, S. Jain and al, «*Application of texture analysis to DAT SPECT imaging: Relationship to clinical assessments*», NeuroImage Clinical, Ed. Elsevier, pp: e1–e9, 2016.
- [35] N. Shenkov, «*Novel automated approach to the quantitative analysis of dopaminergic functional images in a large cohort of Parkinson's patients*», Master of Science, THE FACULTY OF GRADUATE AND POSTDOCTORAL STUDIES, University of Richmond, British Columbia, 2017.
- [36] G. M. R. Mahmudur, M. I. Muhammad, T. Tetsuya and al, « *Count-based method for specific binding ratio calculation in [I-123] FPCIT SPECT analysis* », Annals of Nuclear Medicine, Ed. Springer, pp: 14-21, October, 2018.
- [37] S. Sivaranjini and C. M. Sujatha, « *Analysis of Parkinson's disease SPECT images using Geometric measures and Orthogonal Moments* », International Conference on Biosignals Images and Instrumentation (ICBSII), India, 2018.
- [38] F. J. Martinez-Murcia, J. M. Gorriz, J. Ramirez and al, « *Convolutional Neural Networks for Neuroimaging in Parkinson's Disease: Is Preprocessing Needed?* », International Journal of Neural Systems, pp: 1-18, 2018.
- [39] M. P. Adams, B. Yang, A. Rahmim and al, « *Prediction of outcome in Parkinson's disease patients from DAT SPECT images using a convolutional neural network*», IEEE National Science Foundation ECCS, 2018.
- [40] S. Calle, L. Dawood, N. R. Tripathi and al, « *Identification of patterns of abnormalities seen on DaTscan™ SPECT imaging in patients with non-Parkinson's movement disorders*», Reports in Medical Imaging, vol. 12, pp: 1-15, 2019.
- [41] I. MERSAOUI and M. A. FOUIRI, « *Etude sur l'imagerie médicale : prétraitement, segmentation et amélioration des exploitations* », Mémoire de Master, Département d'Électronique, Université SAAD DAHLAB de BLIDA, Algérie, 2019.
- [42] Ph. Bolon, J-M. Chassery, J-P. Cocquerez and al, « *Analyse d'images : Filtrage et segmentation* », Image et segmentation, Ed. MASSON, pp: 1-5, 2017.
- [43] R. Bentata, « *Segmentation d'images tomographiques par émission de positon* », mémoire de magister, département d'informatique, université Es-Sénia Oran, Algérie, 2011.
- [44] *Matlab*

## Bibliographie

---

[45] D. MARIANO-GOULART, « *TRAITEMENT DES IMAGES SCINTIGRAPHIQUES* », Cours de 1<sup>o</sup> année destiné aux internes en médecine nucléaire, Département de médecine nucléaire, CHRU de Montpellier. France.

[46] S. Belmerabet and N. Bardjak, « *Segmentation d'Image* », Mémoire de Master, Département des Mathématiques et Informatique, Université Larbi Ben M'hidi Oum El Bouaghi, Algérie, 2017.