



وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم
Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
كلية العلوم والتكنولوجيا
Faculté des Sciences et de la Technologie
DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE



N° d'ordre : M/GE/2020

MEMOIRE

Présenté pour obtenir le diplôme de

MASTER EN ELECTRONIQUE

Option : Électronique des systèmes embarqués

Par

- **MESSAOUDENE Siham.**
- **BELGACEM Djouheur.**

SEGMENTATION DU MYOCARDE PAR LA LPE EN IMAGERIE TEP DU PETIT ANIMAL

Soutenu le ... /08/2020 devant le jury composé de :

Mr M. REBHI	Président	Université de Mostaganem
Mr B. YAGOUBI	Examineur	Université de Mostaganem
Mme K. BERRADJA	Rapporteur :	Université de Mostaganem
Mr A. BENSOLTANE BENALLOU	Co-Rapporteur :	Université de Mostaganem

Année Universitaire 2019/2020

Dédicace

*Je dédie ce travail de mémoire
à mes chers parents chaabane et fatiha que Dieu les protège,
à mes chers frères rahim ,ghalem ,sofiane ,makhlouf,
a mon Neveu Mohamed chawki ,et ma nièce rahil,
a mon fiancée Azzouzi omar,
à toute ma famille,
à mon encadreur Dr. K. Berradja,
à tous les membres du laboratoire LEOG de Mostaganem,
à tous mes collègues de la promotion Électronique des systèmes embarqués
2018/2019,
à tous mes amis,
et à toutes les personnes qui m'ont aidé de près ou de loin à réaliser ce projet*

Síham Messaoudene

“Ô mon Seigneur, accroît mes connaissances !” Coran (20/114)

Dédicace

*J'ai toujours rêvé d'offrir quelque chose d'exceptionnel à mes parents en signe de reconnaissance pour tout ce qu'ils ont consenti comme efforts, rien que pour
.me voir réussir et heureuse, voilà l'occasion est venue*

*A mes très chères parents «Bouabdellah Halima» pour leur amour inestimable,
leur confiance, leur soutien, leur sacrifices et toutes les valeurs qu'ils ont su
m'inculquer*

*A mes chères sœurs : « Asma, Noura, Chaima » et mon frère « Sofiane » pour leur
tendresse, leur complicité et leur présence malgré la distance qui nous sépare*

A mon formidable neveu « Oussama » source de bonheur

«A toute ma famille «oncles, tentes, cousines et cousins

A mes amis et tous les gens qui m'aiment

*A mes tous enseignants: leur générosité et leurs soutien m'oblige de leurs
témoigner mon profond respect et ma loyal considération*

Djouheur Belgacem

“Ô mon Seigneur, accroît mes connaissances !” Coran (20/114)

Remerciement

Avant toute chose, on remercie ALLAH, le tout puissant qui nous a donné la force et la patience pour réaliser ce modeste travail.

On tient à exprimer notre profonde gratitude à notre directrice de mémoire Mme K. BERRADJA pour nous avoir fait l'honneur et le plaisir de diriger ce travail. On la remercie pour son aide efficace et les conseils judicieux qu'elle nous a prodigués tout au long de ce travail et de toute la patience dont elle a fait preuve à notre égard.

On tient à exprimer également notre profonde reconnaissance à Mr SOLTANE BENALLOU AEK pour avoir co-encadré ce projet.

On tient à remercier Mr M. BENAOUALI d'avoir bien voulu présider ce jury, qu'il trouve ici l'expression de notre profond respect.

On remercie vivement Professeur B. YAGOUBI, d'avoir accepté d'examiner ce modeste travail.

On remercie infiniment tous nos professeurs et on tient à leur exprimer notre gratitude et nos reconnaissances pour nous avoir conseillé et guidé durant notre cursus de formation.

Résumé

Dans l'imagerie TEP du petit animal (rat ou souris), il est très difficile d'extraire la fonction d'entrée FE (concentration de la radioactivité dans le plasma) à partir d'images TEP dynamiques. Cette difficulté est due à plusieurs raisons parmi lesquelles : la limitation de la résolution spatiale du système TEP, la petite taille du cœur, l'effet du volume partiel et les mouvements du cœur. Par ailleurs, la mesure externe de la FE nécessite des prises de sang répétées qui peuvent occasionner la mort du petit animal. La méthode la plus utilisée et encore largement appliquée en routine clinique repose sur une délimitation manuelle des hyperfixations sur les images. Cette approche longue et fastidieuse est particulièrement difficile à appliquer et entachée d'erreurs. Elle est intra- et inter opérateur dépendante alors que cette segmentation doit naturellement être reproductible, précise et fiable. Cela motive de nombreuses recherches visant à développer des procédures de segmentation entièrement automatiques permettant de s'affranchir de ces problèmes.

Dans cette même optique, l'objectif de cette étude consiste à élaborer une méthode de détection automatique des contours du cœur sur l'imagerie TEP du petit animal en utilisant une méthode de segmentation morphologique appelée la ligne de partage des eaux.

Abstract

In small animal (rat or mouse) PET imaging, it is very difficult to extract the FE (plasma radioactivity concentration) input function from dynamic PET images. This difficulty is due to several reasons including: the limitation of the spatial resolution of the PET system, the small size of the heart, the partial volume effect and the movements of the heart. In addition, the external measurement of EF requires repeated blood tests which can cause the death of the small animal. The most widely used method and still widely applied in clinical routine is based on manual delineation of hyperfixations on the images. This long and tedious approach is particularly difficult to apply and is fraught with errors. It is intra- and inter-operator dependent whereas this segmentation must naturally be reproducible, precise and reliable. This is the motivation for much research aimed at developing fully automatic segmentation procedures to overcome these problems.

In the same vein, the objective of this study is to develop a method for automatically detecting the contours of the heart on PET imaging of small animals using a method of morphological segmentation called the watershed.

ملخص

في التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني للحيوانات الصغيرة (الفئران) من الصعب جداً استخراج وظيفة إدخال FE (تركيز النشاط الإشعاعي في البلازما) من صور PET الديناميكية. ترجع هذه الصعوبة إلى عدة أسباب منها: محدودية الدقة المكانية لنظام التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني ، وصغر حجم القلب ، وتأثير الحجم الجزئي وحركات القلب. بالإضافة إلى ذلك، يتطلب القياس الخارجي لـ EF اختبارات دم متكررة يمكن أن تسبب موت الحيوان الصغير. تعتمد الطريقة الأكثر استخدامًا والتي لا تزال مطبقة على نطاق واسع في الروتين السريري على التحديد اليدوي للتركيبات المفرطة على الصور. هذا النهج الممل والمستهلك للوقت صعب التطبيق بشكل خاص وملء بالأخطاء. إنه يعتمد على المشغل الداخلي وفيما بينه وبينما يجب أن يكون هذا التجزئة قابلاً للتكرار بشكل طبيعي ودقيق وموثوق. هذا يحفز الكثير من الأبحاث التي تهدف إلى تطوير إجراءات تجزئة أوتوماتيكية بالكامل للتغلب على هذه المشكلات. على نفس المنوال ، فإن الهدف من هذه الدراسة هو تطوير طريقة للكشف التلقائي عن ملامح القلب في التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني للحيوانات الصغيرة باستخدام طريقة التجزئة المورفولوجية تسمى مستجمعات المياه.

Mots clés: Imagerie TEP, Segmentation, LPE

Tables de matières

ACRONYMES :	xiii
GLOSSAIRE :	xiv
Introduction général	1
Introduction :	2
Chapitre I: Tomographie d'émission par positon	4
I.1 introduction:	4
I.2 Définition de la TEP :	4
I.3 Principes physiques de la TEP :	5
I.3.1 Le positron :	5
I.3.2 Les émetteurs β^+	6
I.3.3 Production des émetteurs β^+	7
I.3.3.1 La Demi-vie :	7
I.3.4 Le Cyclotron:	7
I.3.5 L'annihilation des positrons :	8
I.3.6 Les radios traceurs:	9
I.3.7 Les détecteurs:	10
I.3.8 Les tomographes:	10
I.3.8.1 Caractéristiques physiques des tomographes:	11
La résolution spatiale :	11
a. La sensibilité :	11
b. Le taux de comptage :	11
I.3.9 La détection en coïncidence :	12
I.3.9.1 Temps mort :	12
I.3.9.2 Ligne de réponse:	12
I.3.9.3 Temps de vol :	13
I.3.10 Type de Coïncidence :	13
a. Coïncidence vraie	13

b .Coïncidence fortuite	13
c .Coïncidence diffusée (effet Compton).....	13
I.4 Traitement de Données :	14
I.4.1 Acquisition de données :	14
I.4.2 Organisation des données.....	14
I.4.3 Modes d'acquisition.....	15
I.4.3.1 Acquisition Tridimensionnelle:.....	15
I.4.3.1.1 Sinogrammes en TEP 3D:.....	15
I.4.4 Reconstruction des images.....	16
a- Rétroprojection filtrée	17
b- Reconstruction itérative	17
I.4.4.1 La reconstruction et les coupes tomographiques.....	18
I.4.5 Mesures dynamiques:.....	18
I.4.5.1 Mesure du métabolisme du glucose :.....	19
I.5 Conclusion	19
Chapitre II: Segmentation d'image et la ligne de partage des eaux (LPE).....	20
II.1. Introduction.....	21
II.2. Segmentation par approche frontières	21
II.3. Segmentation par classification ou seuillage.....	22
II.4. Segmentation par approche régions.....	22
a. Segmentation par la ligne de partage des eaux(LPE).....	23
b. Principe générale de la LPE	24
c. LPE contrôlée par marqueurs	25
II.5. Conclusion :	26
Chapitre III : Application de la LPE en imagerie	27
TEP au 18F-FDG Du petit animal	27
III.1.Introduction	28
III.2 Les mesures TEP.....	28
III.3.Segmentation des images TEP au 18F-FDG.....	28
a. Segmentation Manuelle	28
b. Segmentation automatique par la LPE	29
b.1. Normalisation et choix de la trame.....	31
b.2. Calcul du seuil de binarisation	31
b.3. La LPE contrôlée par marqueurs.....	33
III.4. Résultats obtenus.....	35
Conclusion générale	40

Table des tableaux

Table I.1: Caractéristiques physiques de quelques isotopes émetteurs de positrons utilisés en TEP [7] 6

Table des figures

Chapitre1 :

Figure I.1: Carl Anderson et la chambre de Wilson [6]	5
Figure I.2: Principe du fonctionnement d'un cyclotron [8]	8
FigureI.3: Désintégration du positron et réaction d'annihilation. Une fois émis, le positron parcourt quelques millimètres avant l'annihilation [3]	9
Figure I.4: Les différents modules d'un tomographe [9]	11
Figure I.5: La ligne de réponse et sa localisation [10].....	12
Figure I.6: Nature des événements enregistrés en mode de coïncidence [11].....	14
Figure I.7: Technique de rangement des données [12].....	15
Figure I.8: Le système d'axes et les notations de l'acquisition [13].....	17

chapitre2:

Figure II.1: En faisant monter l'eau dans les bassins 2 et 3, ceux-ci finissent par se rejoindre en la ligne de partage des eaux 2-3 (symbolisée par une flèche rouge à. De la même façon, les bassins 1 et 2 se rejoignent en la ligne 1-2 (symbolisée par la flèche [16]	23
FigureII.2: L'image (a) est transformée en l'image (b). Dans cette image on retrouve les trois bassins versants numérotés de 1 à 3 ainsi que les pixels de ligne de partage des eaux étiquetés à 0 [18].....	25
Figure II.3: LPE contrôlée par marqueurs. (a) Les minimas sans contrainte, (b) processus de LPE avec contrainte des marqueurs.....	26

chapitre3:

Figure III.1: Image TEP-742 segmentée en délimitant manuellement la région d'intérêt du coeur :(a) image originelle, (b) image zoom du coeur, (c) délimitation du myocarde et (d) délimitation de la cavité sanguine.....	29
Figure III.2: Choix de la trame de l'image TEP-759 ou le contraste est le plus élevé.....	32
FigureIII.3: Image zoom TEP-810 nfr=25 segmentée par la LPE contrôlé par marqueurs en utilisant différents seuils de binarisation.	33
FigureIII.4: Exemple montrant une segmentation du cœur en utilisant la LPE avec et sans marqueurs. (a) image zoom TEP-911 originelle, (b) gradient de l'image, (c) segmentation LPE et (d) segmentation LPE contrôlée par marqueurs.	35
Figure III.5: Segmentation automatique du cœur image TEP-759 (nfr=23;seuil=0.6462) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image originelle et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.....	36
FigureIII.6: Segmentation automatique du cœur Image TEP-810 (nfr=25;seuil=0.6176) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image originelle et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.	37

FigureIII.7: Segmentation automatique du cœur Image TEP-778 (nfr=24;seuil=0.5631) en utilisant la LPE contrôlée parmarqueurs : (a) image originelle et (b) marqueurs et contours superposés sur n l'image d'origine.	38
FigureIII.8: Segmentation automatique du cœur Image TEP-7425 (nfr=26;seuil=0.6452) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image originelle et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.....	39

ACRONYMES :

TEP	Tomographie par émission de positons
LPE	Ligne de partage des eaux
FE	Fonction d'entrée
ROI	Region Of Interest
MMRG	Myocardial metabolic rate of glucose
18F-FDG	Fluorodeoxyglucose
PMT	Photo multiplier Tube
LDR	Ligne de réponse
LOR	Line Of Response
TEP 3D	Tomographie par émission des positons en mode d'acquisition 3D
TEP 2D	Tomographie par émission des positons en mode d'acquisition 2D

GLOSSAIRE :

Imagerie médicale : Regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité auxquels on associe parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie

Cyclotron : Accélérateur de particules utilisé pour produire les isotopes radioactifs

Effet Compton : Diffusion inélastique d'un photon sur un électron d'un atome. Au cours du processus l'électron est éjecté de l'atome qui est donc ionisé, et le photon perd de l'énergie et est dévié

Métabolisme : Transformations moléculaires et énergétiques au niveau des cellules

Myocarde : Tissu musculaire du cœur.

Introduction général

Introduction :

La tomographie par émission de positons (TEP ou PET = "*Positron émission tomography*", en anglais) est une technique d'imagerie nucléaire qui permet d'observer chez l'homme la cartographie d'un paramètre physiologique et de renseigner sur la biochimie des organes. Elle fournit des informations sur le fonctionnement des tissus normaux et pathologiques. Suivant l'isotope radioactif utilisé, elle donne au médecin des informations spécifiques sur le métabolisme des tissus. Elle permet d'étudier *in vivo* le fonctionnement biochimique d'un organe, tel que le cerveau, le cœur ou les poumons, en donnant des informations spécifiques (paramètres physiologiques) sur le métabolisme de ses tissus : flux et volume sanguin, consommation cellulaire du glucose ...etc. Plusieurs méthodes existent pour quantifier les paramètres physiologiques et extraire efficacement de l'information pertinente d'une séquence d'images dynamiques. Ces méthodes de quantifications nécessitant a priori la connaissance de la concentration de la radioactivité dans le plasma appelée fonction d'entrée (FE). La FE peut être obtenue par plusieurs échantillons sanguins qui sont mesurés pour des volumes précis, centrifugés et calibrés avec le scanner TEP. C'est une procédure longue, imprécise et risqué. Aussi, pour certains patients et spécialement les petits animaux l'extraction du sang est limitée ou impossible et dans certains cas, peut occasionner la mort du petit animal. Cette difficulté est due à plusieurs raisons parmi lesquelles : la limitation de la résolution spatiale du système TEP, la petite taille du cœur, le bruit et les mouvements du cœur. La méthode la plus utilisée consiste à tracer manuellement des régions d'intérêts (region of interest (ROI)) et en extraire la FE. Cette approche longue et fastidieuse est particulièrement difficile à appliquer et entachée d'erreurs. Elle est inter-opérateur dépendante alors que cette segmentation doit naturellement être reproductible, précise et fiable. Cela motive de nombreuses recherches visant à développer des procédures de segmentation entièrement automatiques permettant de s'affranchir de ces problèmes.

Notre objectif est de détecter automatiquement les contours myocardiques sur des images TEP du petit animal afin de permettre dans un travail ultérieur la détermination du MMRG (myocarde metabolic rate of glucose) en utilisant une méthode de segmentation morphologique appelée la ligne de partage des eaux.

Afin de décrire le travail effectué, ce mémoire est divisé en trois chapitres. Le premier chapitre expose les principes physiques de la TEP, la description générale d'un détecteur TEP,

Introduction générale

les phénomènes majeurs perturbant la formation des images que sont l'atténuation, l'effet du volume partiel, la diffusion ainsi que les méthodes de correction de ces effets.

Le deuxième chapitre est consacré à la segmentation des images. Le principe et les différentes méthodes utilisées en segmentation y sont exposés et plus particulièrement la ligne des partages des eaux.

Le troisième chapitre présente une application de la méthode précitée à l'imagerie dynamique TEP cardiaque du petit animal. Tous les résultats obtenus ainsi que les commentaires y sont exposés.

Une conclusion et les perspectives envisagées sont données en dernier lieu.

Chapitre I:

Tomographie d'émission par positon

I.1 introduction:

L'imagerie médicale est l'ensemble d'outils et des techniques d'acquisition et de restitution d'image du corps humain qu'elle sert des plusieurs modalités comme la TEP.

La TEP est une modalité d'imagerie médicale, apparaissant dans les années soixante, a été au départ intimement lié à l'étude fonctionnelle du cerveau [1-2]. Après, la TEP a été développée vers d'autres organes, tels que le cœur par exemple. Actuellement, son but principale est de détecter des cellules indésirables telles que les cellules malignes, et devenue si évidente que la technique s'est répandue au sein des services de médecine nucléaire des hôpitaux. En parallèle à son utilisation, sont apparus des tomographes TEP aux performances en résolution et sensibilité spécialement adaptées à l'étude de petits animaux de laboratoire.

L'examen TEP est le résultat d'un ensemble d'opérations; depuis la production de l'isotope, la synthèse de la molécule, l'injection du traceur radioactif, la détection des rayonnements, la reconstruction tomographique, et enfin l'enchaînement d'un ensemble de corrections afin de fournir une image représentative et informative de la distribution du traceur au sein du patient [3].

Les détails de ces étapes, sont présentés au cours de ce chapitre qui nous permet de mieux connaître les principes de base de la tomographie d'émission par positrons, allant de la première étape de la production des isotopes radioactifs jusqu'aux applications cliniques de cette technologie, ainsi les produits radio pharmaceutiques utilisés en TEP identifiaient les processus métaboliques physiologiques ou physiopathologiques qui précèdent les modifications morphologiques.

I.2 Définition de la TEP :

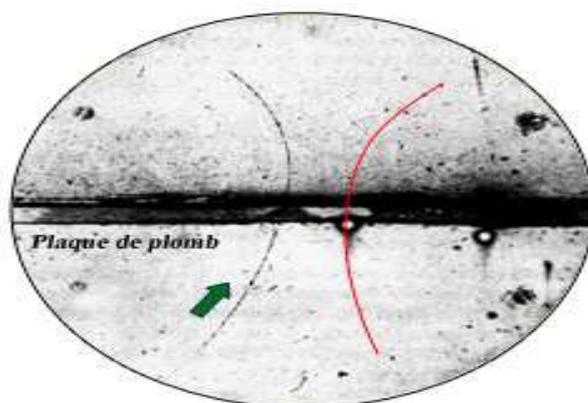
La tomographie par émission de positron est une méthode d'imagerie médicale pratiquée par les spécialistes en médecine nucléaire qui permet de mesurer en trois dimensions une activité métabolique ou moléculaire d'un organe grâce aux émissions produites par les positons (positrons en anglais) issus d'un produit radioactif injecté au préalable. Elle fournit des informations sur le fonctionnement des tissus normaux et pathologiques. Suivant l'isotope radioactif utilisé, elle procure au médecin des informations spécifiques sur le métabolisme des tissus [3,4].

La TEP permet d'étudier le fonctionnement d'un organe, tel que le cœur dans la cardiologie, en donnant des informations spécifiques sur le métabolisme de ses tissus comme flux et volume sanguin, consommation cellulaire du glucose ...etc. Son utilité est grande car on la trouve en cancérologie, dont les cellules cancéreuses consomment plus de glucose que les cellules bénignes, ce qui permet de repérer par cette technique, d'éventuels « points chauds » témoins de récives cancéreuses [5]. Aussi on la trouve en neurologie, pour visualiser les pertes neuronales du système dopaminergique qui signent la maladie de Parkinson, ou bien encore les zones hyperactives du cerveau dans l'épilepsie. Elle offre en outre la possibilité de tester l'efficacité des médicaments, ce qui intéresse notamment la cardiologie dans la mise au point de nouveaux traitements.

I.3 Principes physiques de la TEP :

I.3.1 Le positron :

En physique des particules, le positon ou positron (en anglais), encore appelé antiélectron, est l'antiparticule associée à l'électron. Il possède une charge électrique de +1 charge élémentaire, de même spin et masse que l'électron. C'est la première antiparticule découverte, La théorisation de cette particule fut provoquée par l'écriture par Paul Dirac, en 1928. Après, il a été découvert en 1933 par Carl Anderson.



Chambre de Wilson



Carl Anderson

Figure II .1: Carl Anderson et la chambre de Wilson [6]

I.3.2 Les émetteurs β^+

On peut classer les noyaux radioactifs spontanés selon le type de particules qu'ils peuvent émettre. Les émetteurs β^+ sont des noyaux atomiques radioactifs qui libèrent un positron lors de la désintégration. Le noyau émetteur de β^+ est instable.

Pour les noyaux instables présentant un excès de protons, on observe l'émission d'un positon e^+ (encore appelé positon bêta ou antiélectron) et d'un neutrino. Il y a en parallèle, une émission d'un photon γ . Un proton se transforme en neutron. Néanmoins, le noyau garde le même nombre de nucléons et donc la masse atomique ne change pas. Le positon bêta étant une particule d'antimatière libérée dans un univers de matière, il disparaît rapidement en s'annihilant avec un électron, produisant ainsi deux photons.

Le positron et le neutrino quittent le noyau et emportent tous les deux de l'énergie. Toutefois, ils se la répartissent de façon variable : des noyaux identiques peuvent engendrer des positrons d'énergie différente. Le tableau suivant (tableau I-1) montre des émetteurs avec leur énergie moyenne des positrons (Emoy).

	Demi-vie (min)	Parcours (mm)	Énergie maximale (MeV)	Proportion d'émission de β^+ (%)
^{11}C	20.4	0.69	0.97	99.8
^{13}N	9.96	0.91	1.19	100
^{15}O	2.07	1.44	1.72	99.9
^{18}F	109.7	0.38	0.64	96.9

Table I.1: Caractéristiques physiques de quelques isotopes émetteurs de positrons utilisés en TEP [7].

I.3.3 Production des émetteurs β^+

La désintégration bêta plus (β^+) s'agit de l'émission d'un positron (particule chargée positivement).

La production des noyaux émetteurs β^+ se réalise généralement par bombardement d'une cible accompagnée par la libération d'un neutron qu'il se transforme en son antiparticule. Toutes ces réactions sont régies par la force nucléaire faible et sont possibles si le bilan énergétique le permet.

I.3.3.1 La Demi-vie :

La demi-vie est le temps mis par une substance (molécule, médicament ou autre) pour perdre la moitié de son activité pharmacologique ou physiologique. Employée par extension dans le domaine de la radioactivité, la demi-vie est le temps au bout duquel la moitié des noyaux radioactifs d'une source se sont désintégrés et il reste moins de 50 % du produit,

La demi-vie des émetteurs de β^+ utilisés en TEP est généralement courte. Ils doivent être synthétisés dans un accélérateur et en un lieu proche du tomographe TEP. Habituellement, seul le radio traceur marqué par le fluor-18 peut être transporté. Les autres isotopes doivent être produits sur place.

I.3.4 Le Cyclotron:

Le cyclotron désigne un accélérateur de particules circulaire (β^+). Il repose sur un champ magnétique à l'intérieur duquel des particules suivent une trajectoire en forme de spirale, et sont accélérées par un champ électrique. Le champ magnétique du cyclotron repose sur la force de Lorenz, avec une application perpendiculaire par rapport au mouvement des électrons et des ions. Les particules se retrouvent alors dans une spirale circulaire qui augmente leur énergie. Le fluor 18 est nécessaire à la production de fluorodésoxyglucose, un sucre radioactif utilisé dans les zones cancéreuses. L'invention du cyclotron a également accéléré la découverte d'autres technologies dans les domaines de la physique et de la chimie.

Les atomes radioactifs de courte durée de vie, nécessaires pour l'imagerie nucléaire, sont obtenus à l'aide d'un cyclotron.

Dans son principe, le cyclotron utilise l'action combinée d'un champ magnétique et d'un champ électrique pour délivrer un faisceau de particules accélérées. Ces particules, électriquement chargées, sont introduites au centre d'une enceinte où règne un vide poussé.

Elles décrivent une trajectoire en spirale depuis le centre du cyclotron jusqu'aux bords tandis que leur vitesse s'accroît. Elles parcourent plusieurs tours avant d'être extraites de l'accélérateur puis projetées à très grande vitesse sur une cible. Il se produit alors des transmutations avec production d'isotopes radioactifs et des désintégrations d'atomes, lesquels retrouvent un état stable en émettant un rayonnement (Figure I-2).

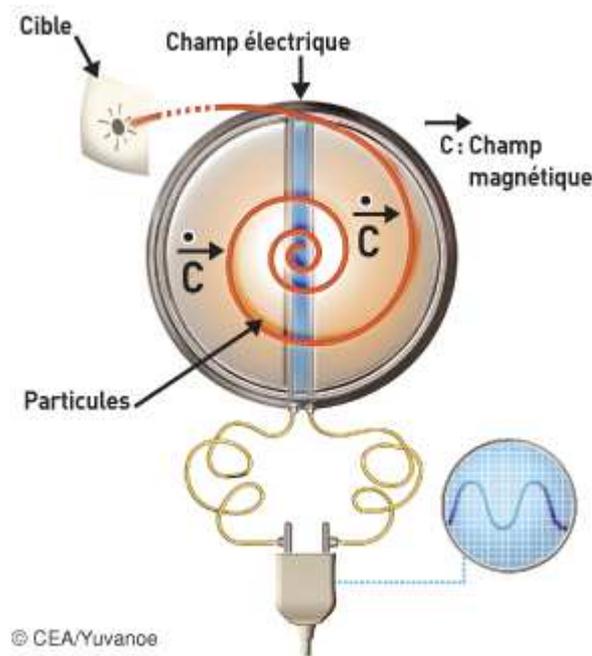


Figure III.2: Principe du fonctionnement d'un cyclotron [8]

I.3.5 L'annihilation des positrons :

Une annihilation électron-positron est le résultat possible de la collision d'un électron et de son antiparticule, le positron. L'électron et le positron sont annihilés et deux (ou plus) photons gamma sont créés ou, dans le cas de collisions à haute énergie, des photons et d'autres particules.

L'annihilation électron-positron est le phénomène à la base de la tomographie par émission de positons où le traceur est marqué par un atome radioactif (carbone, fluor, azote, oxygène etc ...) qui émet des positons dont l'annihilation produit deux photons. C'est la détection en coïncidence de ces photons qui permet la localisation du lieu de leur émission et donc la concentration du traceur en chaque point de l'organe. Le lieu d'annihilation du positron ne correspond pas à son lieu d'émission. Il en est éloigné de la distance que l'énergie cinétique du positron à sa sortie du noyau émetteur lui permet de parcourir avant d'être au

repos et d'interagir avec l'électron (Figure I-3). Cette distance est d'autant plus courte que l'énergie du positron est faible. Or L'information mesurée correspond au lieu d'annihilation et non à celui de l'émission β^+ , alors que c'est la localisation de la molécule émettrice qui est souhaitée. Une meilleure précision spatiale en TEP est obtenue avec les émetteurs du β^+ générant des positrons d'énergie faible. Il n'est pas possible de donner une valeur précise de la distance parcourue par le positron, car celle-ci dépend du type de tissu dans lequel il est émis et aussi de son énergie initiale qui est variable.

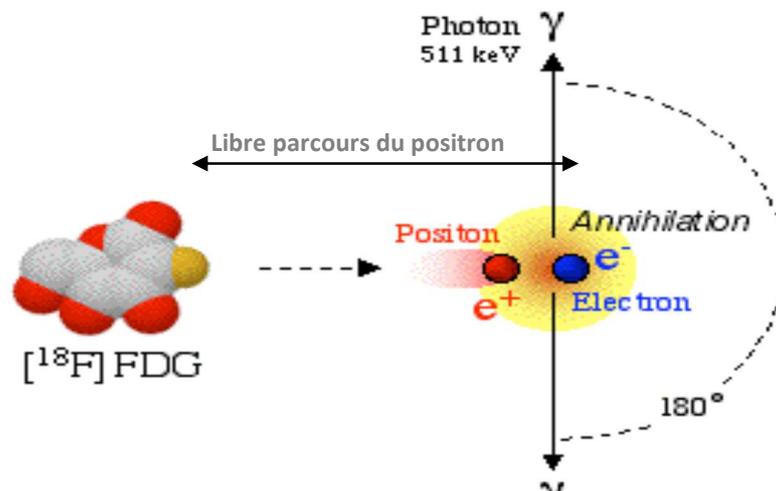


Figure I.3: Désintégration du positron et réaction d'annihilation. Une fois émis, le positron parcourt quelques millimètres avant l'annihilation. [3]

I.3.6 Les radios traceurs:

La TEP se base sur la détection de traceurs radioactifs, plus précisément de composés radio pharmaceutiques émetteurs de positons ou simplement des radios traceurs. Ils sont obtenus par l'incorporation des émetteurs de positrons aux molécules sans altérer leurs propriétés biologiques. On peut citer, le 18-fluorodésoxyglucose (FDG), qui est un sucre modifié marqué au fluor 18 et dont la demi-vie est de 110 minutes, le carbone 11 (20 minutes) ou l'oxygène 15 (123 secondes). Ces radioéléments de courte durée de vie sont incorporés dans des molécules qui sont ensuite injectées dans l'organisme en vue d'explorer les phénomènes physiologiques ou pathologiques dont on veut percer les secrets. Ainsi, l'eau radioactive (marquée à l'oxygène 15) est un traceur utilisé pour mesurer le débit sanguin.

La détection du traceur : La transformation radioactive s'accompagne de l'émission d'un positon. Celui-ci s'annihile lors de sa rencontre avec un électron après un trajet de l'ordre d'un millimètre. Cette réaction d'annihilation s'accompagne de l'émission de deux photons émis simultanément à 180° l'un de l'autre. Ces photons sont recueillis par la

couronne de détecteurs qui tourne autour du patient. Ces données, après traitement informatique, permettent de reconstruire et quantifier la distribution du traceur dans l'organe étudié. On en déduit une image tridimensionnelle de son fonctionnement.

I.3.7 Les détecteurs:

La majorité des scanners TEP cliniques utilisent des scintillateurs inorganiques. Ils se composent de deux éléments complémentaires: un ou plusieurs cristaux scintillants choisis en fonction de nombreuses propriétés pour améliorer l'efficacité et le rapport signal sur bruit et qui permet d'augmenter la sensibilité en coïncidence, couplés à un ou plusieurs tubes photomultiplicateurs. Un détecteur doit posséder les qualités suivantes :

- Une haute densité et un coefficient d'absorption photoélectrique élevé (matériau de haut numéro atomique) pour maximiser l'efficacité de détection
- Un temps de décroissance de scintillation rapide ou une mobilité des charges élevée pour réduire le taux de coïncidences aléatoires et exploiter l'information du temps de vol (résolution en temps),
- Un rendement de production de particules secondaires élevé pour discriminer efficacement les coïncidences diffusées (résolution en énergie),

Les détecteurs doivent mesurer la position de l'impact, l'énergie et le temps d'arrivée des photons.

I.3.8 Les tomographes:

Un tomographe est un ensemble de petits blocs de détecteurs disposés suivant un anneau (Figure I-4). Pour le but d'identifier la présence de positons par le fait, qu'une fois leur énergie perdue, ils s'annihilent avec un électron pour donner deux photons gamma énergiques de 511 keV émis dos à dos. Les deux photons gamma atteignent simultanément une paire de détecteurs opposés entourant le patient. Des circuits électroniques reliant ces détecteurs reconnaissent ces photons d'annihilation. Et grâce à cette localisation, on peut reconstituer une carte de la répartition des émetteurs de positons après leur fixation dans l'organisme.

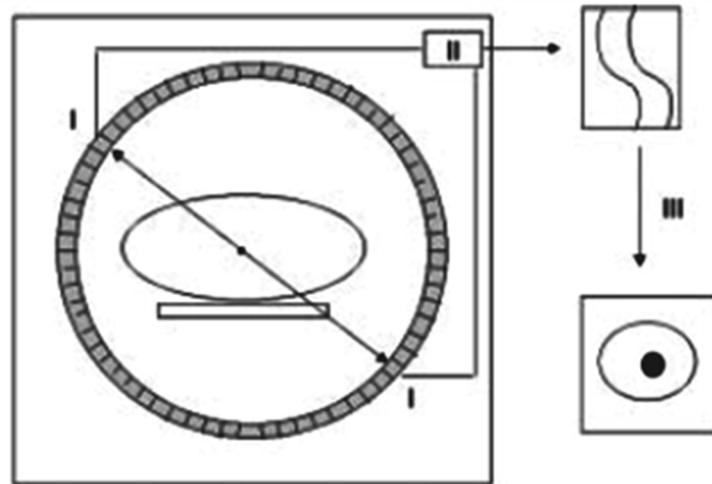


Figure V.4: Les différents modules d'un tomographe [9]

- I- Les détecteurs élémentaires répartis en anneau autour du patient
- II- Le circuit électronique accepte la coïncidence des photons et enregistre des données.
- III- L'étape de la reconstruction des données, permettant l'obtention de l'image désirée.

I.3.8.1 Caractéristiques physiques des tomographes:

Un tomographe a des caractéristiques qui sont déterminées par les détecteurs et leur arrangement autour du patient. Il existe trois caractéristiques essentielles à savoir: la résolution spatiale, la sensibilité et le taux de comptage maximum.

La résolution spatiale :

La résolution spatiale dépend du milieu diffusant, de l'échantillonnage du sinogramme et de la technique de reconstruction

a. La sensibilité :

La sensibilité d'un tomographe est le nombre de coïncidences détectées par unité de temps et d'activité présentée dans le champ de vue. Elle dépend de la densité des détecteurs et de l'angle solide qu'ils sous-tendent.

b. Le taux de comptage :

Le taux de comptage est lié par les caractéristiques temporelles des détecteurs et de l'électronique associée, et lorsqu'on diminue la constante de décroissance du cristal du détecteur on augmente la capacité de taux de comptage qui peut être critique lors de l'utilisation de radioéléments à demi-vie très courte.

I.3.9 La détection en coïncidence :

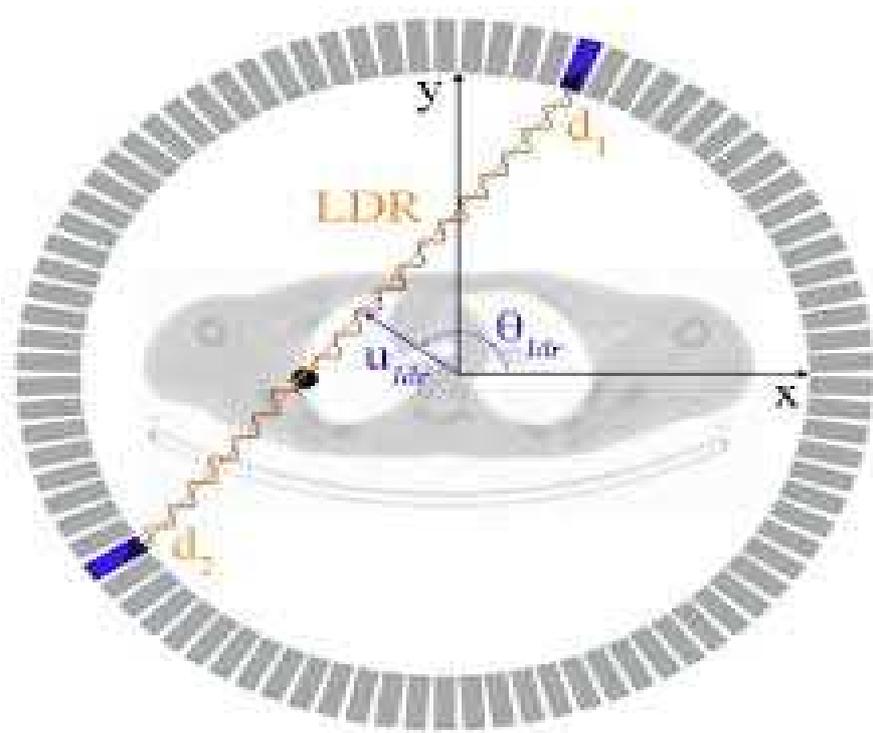
La détection en coïncidence en TEP est lié aux photons gamma. C'est-à-dire l'émission des deux photons gamma de 511 keV par annihilation. Dès qu'un photon est détecté, une porte électronique ou fenêtre temporelle de quelques milliardièmes de seconde (nanosecondes ou ns) est ouverte. Si un autre détecteur est activé dans cet intervalle de temps, le système considère qu'il s'agit du deuxième photon résultant de l'annihilation du même positron.

I.3.9.1 Temps mort :

Le temps mort représente la durée correspondante à la réaction d'un détecteur. Il est caractérisé par les performances en taux de comptage des caméras.

I.3.9.2 Ligne de réponse:

Le volume élémentaire assimilé à une ligne dite ligne de réponse (LDR) portée par deux détecteurs détermine la direction de l'émission des deux photons gama. Une ligne de réponse est repérée par sa position radiale, son angle azimutal φ et la paire d'anneaux en coïncidence. Le nombre d'événements par ligne de réponse est enregistré dans des histogrammes appelés sinogrammes.



FigureVI.5:La ligne de réponse et sa localisation [10]

I.3.9.3 Temps de vol :

Le temps de vol en tomographie d'émission de positons permet d'améliorer le rapport signal sur bruit des images avec un effet d'autant plus important que la résolution temporelle des détecteurs est meilleure dont l'amélioration de la qualité des images en particulier chez les patients avec indice de masse corporelle élevé ainsi que l'augmentation de la détectabilité des petites lésions.

Aussi, il permet d'améliorer la localisation du lieu d'annihilation sur une LOR donnée et donc la résolution spatiale des images, les TEP cliniques les plus récentes permettent la mesure du décalage entre les temps d'arrivés des photons gammas sur les deux détecteurs.

I .3.10 Type de Coïncidence :

Il existe plusieurs types de coïncidence qu'ils sont :

a. Coïncidence vraie

C'est la détection de deux photons provenant de la même annihilation dont les événements enregistrés en TEP ne sont pas tous formés par une paire de photons issus d'une même annihilation et qui s'échappent du corps du patient sans aucune interaction. Il est bien localisé sur la ligne de projection et il a une information utile (Figure I-6).

b .Coïncidence fortuite

Les coïncidences fortuites sont plus probables en 3D qu'en 2D.

Un facteur susceptible de biaiser la quantification spécifique au TEP est la détection de coïncidences fortuites. Du point de vue des coïncidences fortuites, la TEP 3D est donc plus pénalisé que la TEP 2D. Il a une mauvaise localisation, réduction des capacités de comptage (Voir la figure I-6).

c .Coïncidence diffusée (effet Compton)

L'orientation des photons détectés ne correspond pas à celle de la ligne de réponse associée. Tout photon ayant interagi dans l'organisme, que ce soit par effet Compton ou par effet photoélectrique, est considéré comme atténué (Voir la figure I-6).

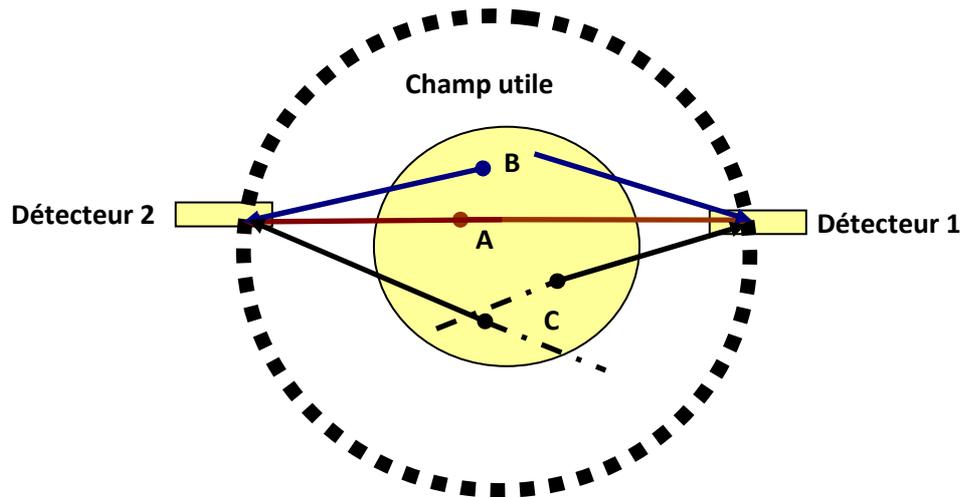


Figure VII.6: Nature des événements enregistrés en mode de coïncidence [11]

Annihilation A : Coïncidence vraie.

Annihilation B : Coïncidence diffusée.

Annihilation C : Coïncidence fortuite (aléatoire).

I.4 Traitement de Données :

I.4.1 Acquisition de données :

La mesure 3D d'un paramètre physiologique est obtenue à partir des mesures au cours du temps de la distribution volumique du traceur dans les organes, et d'un modèle mathématique décrivant la distribution du traceur dans les cellules. La distribution volumique du traceur dans les organes est obtenue après une étape de reconstruction à partir des mesures tomographiques des photons produits lors de l'annihilation des positrons émis par la molécule marquée.

I.4.2 Organisation des données

L'ensemble des éléments de projection d'une tranche de l'objet en question est rangé dans une matrice appelée sinogramme. Chaque ligne de cette matrice correspond à la projection monodimensionnelle de la coupe pour un angle θ particulier. Un point du sinogramme correspond à une ligne de réponse entre deux détecteurs élémentaires (entre d_A et d_B sur la figure I-7).

L'information reportée dans le pixel (u_1, θ_1) correspond à l'intégrale des émissions des photons de 511 keV émis suivant cette incidence, pour tous les points de l'objet situés sur la ligne de réponse.

Chaque événement accepté par le circuit de coïncidence incrémente d'une unité le pixel du sinogramme correspondant à la ligne de réponse entre les deux détecteurs élémentaires.

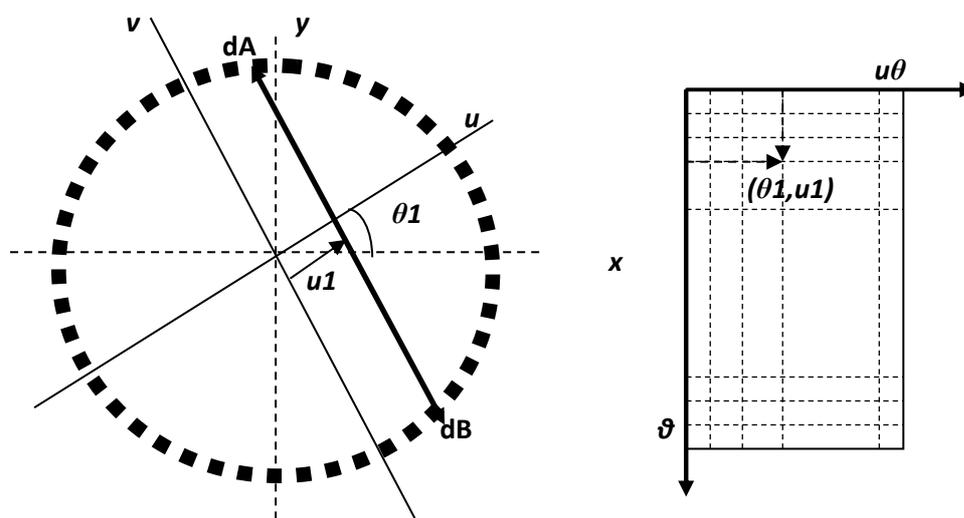


Figure VIII.7: Technique de rangement des données [12]

I.4.3 Modes d'acquisition

L'étape de la reconstruction d'images en imagerie médicale nécessite l'acquisition des données brutes venant de différents appareils médicaux. Il existe deux modes d'acquisition de données à savoir:

- a. mode d'acquisition 2D
- b. mode d'acquisition 3D.

Dans le mode d'acquisition 3D, on enregistre des coïncidences entre toutes les paires d'anneaux.

I.4.3.1 Acquisition Tridimensionnelle:

I.4.3.1.1 Sinogrammes en TEP 3D:

En mode 3D, il est nécessaire de tenir compte de l'angle d'incidence des lignes de réponses détectées. En plus des sinogrammes mesurés dans un même anneau de détecteurs, il est nécessaire d'enregistrer les événements détectés entre des anneaux distincts, dans des sinogrammes caractérisés par des angles différents de 0° . En pratique, pour limiter le

volume de données brutes, la plupart des systèmes proposent un nombre limité d'angles d'incidence, les lignes de réponses mesurées sont rangées dans le sinogramme ayant l'incidence la plus proche.

I.4.4 Reconstruction des images

Le problème de la reconstruction tomographique consiste à passer de l'espace de Radon vers le domaine spatial. Il faut donc inverser la transformée de Radon afin d'estimer l'objet $p(x,y)$ à partir des projections $g(u, \phi)$. La méthode la plus simple pour reconstruire un objet à partir de ses projections est de projeter en sens inverse « rétroprojecteur » la valeur de chaque projection $g(u, \phi)$ sur le plan de la reconstruction. Cette méthode approximative n'est pas utilisée mais elle présente un intérêt pédagogique pour expliquer la méthode suivante: la rétroprojection filtrée. Pour un angle donné, la valeur de $g(u, \phi)$ est assignée à tous les pixels se trouvant le long de la ligne d'intégration. Nous additionnons ensuite la totalité des contributions issues de toutes les projections. [13]

$$g(\theta, \phi) = \iint_{-\infty}^{+\infty} p(x, y) \delta(x \cos(\theta) + y \sin(\theta) - u) dx dy \quad (I.1)$$

Le système d'axe Oxy représente le repère fixe dans le plan triaxial du patient, y est l'ordonnée de la source et x son abscisse. $g(u, \phi)$ représente les données projetées ou acquises qui dépendent de l'angle de rotation de la caméra ϕ et de la variable u spatiale, mesurée perpendiculairement à la direction ϕ . $p(x, y)$ est la densité de sources radioactives que l'on cherche à déterminer. δ représente la fonction delta de Dirac, qui limite l'intégration sur les lignes parallèles à la direction ϕ (paramétrées par u). [13]

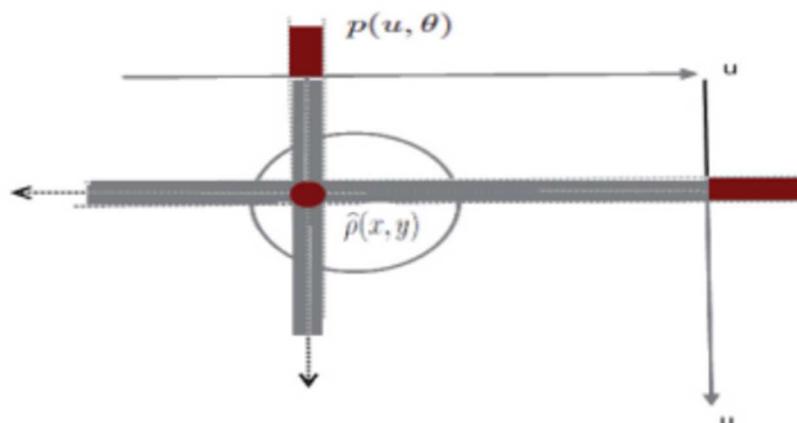


Figure IX.8: Le système d'axes et les notations de l'acquisition [13]

a- Rétroprojection filtrée

Mathématiquement, on peut définir la distribution radioactive comme une fonction $f(x,y)$ qui en chaque point de coordonnées (x,y) du plan de coupe donne la valeur de la concentration radioactive. La tête de la caméra va tourner autour de l'organe, et à chaque pas d'acquisition enregistrer une image dont une ligne horizontale correspond à la projection de la coupe précédente. A une ligne de projection faisant un angle θ avec l'axe x , correspond une fonction $p(u,\theta)$ qui en tout point de coordonnée u de la projection fait correspondre la sommation de toutes les activités rencontrées sur un axe v perpendiculaire à l'axe u :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \quad (I.2)$$

On dit filtrée car on utilise le filtre qui permet d'inverser exactement la transformée de Radon qui peut être dérivé théoriquement, en vertu du théorème de la coupe centrale ce théorème donne le lien entre les projections et l'objet dans l'espace de Fourier.

Ainsi l'algorithme de cette méthode fonctionne en deux étapes:

1. Filtrage de chaque profil de projection qui correspondant à une projection parallèle ID de la coupe (ligne du sinogramme, θ est fixe) au moyen d'un filtre rampe, souvent combiné à un filtre passe-bas, ce qui permet de limiter le bruit, mais détériore la résolution spatiale. Il y a donc un compromis à trouver entre résolution spatiale et bruit;
2. Rétroprojection dans le plan des projections filtrées, pour les différents angles mesurés.

Cette technique présente l'avantage d'être rapide, facile et assez satisfaisante.

b- Reconstruction itérative

Un algorithme itératif est constitué d'un ensemble d'opérations de reconstruction et de projections appelées itération. Une reconstruction est l'opérateur qui permet d'obtenir une coupe à partir d'un sinogramme. La projection est l'opération inverse, qui calcule le sinogramme pour une coupe donnée. Au cours de la reconstruction itérative, les itérations sont répétées pour obtenir une coupe théoriquement plus proche de la solution que la coupe précédente. Pour y parvenir, il est nécessaire de générer, au cours de chaque itération, un

sinogramme estimé. Celui-ci est obtenu par la comparaison entre la projection de la coupe obtenue à l'itération précédente et le sinogramme mesuré. Le sinogramme estimé est reconstruit par l'itération suivante, afin de fournir une nouvelle estimation de la coupe. Ce cycle est répété jusqu'à ce que la différence entre le sinogramme mesuré et le sinogramme estimé soit plus petite que la limite désirée. On dit alors que l'algorithme a convergé.

I.4.4.1 La reconstruction et les coupes tomographiques

Chaque coupe TEP correspond à une tranche, de quelques millimètres d'épaisseur. Pour cela, elles sont formées de pixels, dont le nombre est le plus couramment de 128x128 ou 256x256. Ces pixels représentent une surface au niveau du patient de quelques mm². En multipliant par l'épaisseur de la coupe, cela donne des éléments de volume (voxels) de quelques mm³. La coupe TEP est donc en réalité constituée de voxels. Mais comme elle est présentée sous forme d'une image planeaire, les voxels sont souvent incorrectement appelés pixels. Dans chaque voxel, le nombre de cellules est énorme et le nombre de molécules de traceur est également élevé. Il s'y produit de nombreuses annihilations.

I.4.5 Mesures dynamiques:

L'élément de volume d'une image TEP est la plage radioactive exprimant la quantité du traceur injecté et les métabolites marqués, manifestés dans l'élément de volume de tissus pendant la durée d'acquisition. L'acquisition dynamique conduit à l'obtention des images phénoménales dans le temps, la réalisation d'une telle acquisition est faite en divisant la durée totale d'observation et d'examen en trentaine d'intervalles de temps tout en reconstruisant les données acquises en chaque intervalle au moyen de l'algorithme décrit précédemment. Suivant l'évolution temporelle et cinétique de la concentration radioactive dans les éléments de volume d'une image TEP, on caractérise le processus biologique par ses paramètres propres et cela grâce à l'injection du traceur choisi (densité de récepteurs, concentration régionale d'un ligand endogène, ...). La cinétique du traceur et ses dérivés peuvent être décrites assez simplement par un modèle compartimental qu'il synthétise les informations relatives aux processus biologiques, sous forme de compartiments avec pré-évaluation du taux d'échange entre les compartiments. Des compartiments qui sont associés, soit à une étape du métabolisme du traceur, ou à une étape de la fixation du traceur à une molécule. La cinétique du traceur et de ses dérivés, est décrite par des équations différentielles d'ordre primaire. Le taux d'échange entre compartiment est défini par des

constantes à déterminer. L'identification des constantes en question et la résolution des équations exige le plus souvent de connaître la concentration du traceur et de ses métabolites dans le plasma artériel au cours du temps.

I.4.5.1 Mesure du métabolisme du glucose :

En tomographie par émission de positon, la valeur de fixation normalisée (SUV en anglais pour *Standardized Uptake Value*) est l'index le plus communément utilisé pour caractériser la fixation du fluorodéoxyglucose (FDG). Pour apprécier à sa juste valeur le potentiel et les limites du SUV. Cette analyse permet de répertorier les approximations et les sources d'erreurs qui font que le SUV ne représente pas le taux de métabolisme du glucose. Elle explique aussi pourquoi, malgré les approximations inhérentes à son calcul, le SUV est utile à la pratique clinique et reste l'index de référence pour caractériser quantitativement les résultats d'un examen TEP au FDG. Elle suggère enfin des pistes qui permettraient d'améliorer la caractérisation du métabolisme du glucose en imagerie TEP au FDG.

I.5 Conclusion

Ce chapitre comprend une définition détaillée des mécanismes et des étapes de déroulement d'un examen en TEP, au cours desquels ce processus est mené, ainsi qu'une étude de ce que nous avons besoin pour le mettre en œuvre et y travailler avec succès en mentionnant les méthodes qui y sont axées. Elle permet de suivre le développement et le fonctionnement d'un organe au cours du temps.

Chapitre II:

Segmentation d'image et la ligne de partage des eaux (LPE)

II.1. Introduction

La segmentation d'image est une opération de traitement d'images qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis. Les pixels sont ainsi regroupés en régions, qui constituent un pavage ou une partition de l'image. Il peut s'agir par exemple de séparer les objets du fond. Si le nombre de classes est égal à deux, elle est appelée aussi binarisation. Mettre au point des algorithmes de segmentation de haut niveau (chaque région est un objet sémantique) est encore un des thèmes de recherche les plus courants en traitement d'images [14].

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

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

II.2. Segmentation par approche frontières

Cette approche cherche à exploiter le fait qu'il existe une transition détectable entre deux régions connexes. Les méthodes les plus anciennes utilisent des opérateurs de traitement d'images, tels que le filtre de Canny, pour mettre en évidence les pixels qui semblent appartenir à un contour. La construction d'une partition est alors souvent difficile. On peut aussi faire intervenir des modèles déformables à l'aide de courbes paramétriques (courbe de Bézier, spline...) ou de polygones (par exemple algorithme à bulle).

L'intérêt principal des méthodes de segmentation selon l'approche frontières est de minimiser le nombre d'opérations nécessaires en cas d'itération du processus sur des séries d'images peu différentes les unes des autres. En effet, une fois que les contours

des régions ont été trouvés dans la première image, l'application du modèle déformable à l'image suivante est plus efficace que de tout recalculer, si la différence entre les images est peu importante [14].

II.3. Segmentation par classification ou seuillage

On part ici d'un rapport qu'entretient chaque pixel individuellement avec des informations calculées sur toute l'image, comme la moyenne des niveaux de gris de l'ensemble des pixels, ou la médiane, permettant de construire n classes d'intensité. Lorsque les classes sont déterminées par le choix d'un seuil, on parle de seuillage. Les pixels appartenant à une même classe et étant connexes forment des régions de l'image.

La méthode dite de Otsu (ou minimisation de la variante intra-classe) est une méthode classique pour trouver un seuil à partir d'une image à niveaux de gris. La méthode des K-moyennes permet de séparer en plusieurs classes d'intensités les pixels d'une image; elle est également utilisable sur les images couleur, et sur des ensembles de plus grandes dimensions [14].

II.4. Segmentation par approche régions

Les méthodes appartenant à cette famille manipulent directement des régions. Soit elles partent d'une première partition de l'image, qui est ensuite modifiée en divisant ou regroupant des régions, et on parle alors de méthodes de décomposition/fusion ; soit elles partent de quelques régions, qui sont amenées à croître par incorporation de pixels jusqu'à ce que toute l'image soit couverte, et on parle alors de méthodes par croissance de régions. Des méthodes fondées sur la modélisation statistique conjointe de la régularité des régions et des niveaux de gris de chaque région existent également.

Les algorithmes de décomposition/fusion exploitent les caractéristiques propres de chaque région (surface, intensité lumineuse, colorimétrie, texture, etc.). On cherche des couples de régions candidates à une fusion et on les note en fonction de l'impact que cette fusion aurait sur l'apparence générale de l'image. On fusionne alors les couples de régions les mieux notés, et on réitère jusqu'à ce que les caractéristiques de

l'image remplissent une condition prédéfinie : nombre de régions, luminosité, contraste ou texture générale donnée, ou alors jusqu'à ce que les meilleures notes attribuées aux couples de régions n'atteignent plus un certain seuil (dans ce dernier cas, on parle d'un algorithme avec minimisation de fonctionnelle).

Les algorithmes de croissance de région partent d'un premier ensemble de régions, qui peuvent être calculées automatiquement (par exemple, les minima de l'image), ou fournies par un utilisateur de manière interactive. Les régions grandissent ensuite par incorporation des pixels les plus similaires suivant un critère donné, tel que la différence entre le niveau de gris du pixel considéré et le niveau de gris moyen de la région [14].

a. Segmentation par la ligne de partage des eaux(LPE)

Une idée pour segmenter les images est de déterminer les lignes le long desquelles les niveaux de gris varient rapidement. En faisant une analogie géographique, cela se rapproche de la notion de ligne de crête du module du gradient de l'image. Ici, l'image est vue comme une zone géographique dans laquelle les lignes de crêtes ou ligne de partage des eaux sont assimilées aux contours de l'image. Pour cela, on définit son complémentaire : les bassins versants. Un bassin versant est une zone géographique d'où une goutte d'eau, suivant la ligne de plus grande pente, arrivera dans ce minimum [15]. On associe d'ailleurs un minimum à un bassin versant.

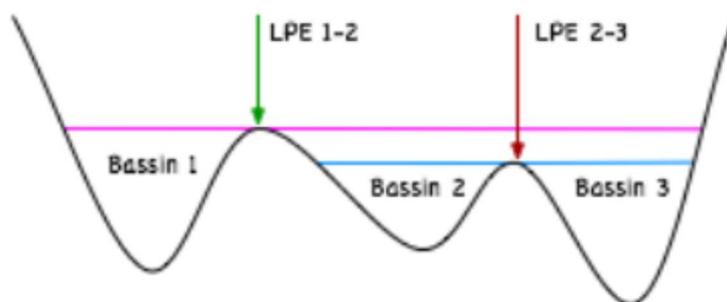


Figure II.1: En faisant monter l'eau dans les bassins 2 et 3, ceux-ci finissent par se rejoindre en la ligne de partage des eaux 2-3 (symbolisée par une flèche rouge). De la même façon, les bassins 1 et 2 se rejoignent en la ligne 1-2 (symbolisée par la flèche verte) [16].

Cette technique nous donne de façon efficace des contours fermés et squelettes ; ces contours fermés forment donc une partition de l'image. Des reliefs (si l'on observe l'image en trois dimensions, le niveau de gris étant la hauteur) et la recherche de la ligne de partage des eaux nous donnera les frontières entre chaque région (La figure II.1 illustre sommairement ce principe).

Une façon simple de trouver la ligne de partage des eaux est de partir des points les plus bas du relief et de les inonder peu à peu. On voit alors se former les bassins versants. Lorsque deux bassins versants se rejoignent, en général sur une ligne de crête, le point de jonction appartient à la ligne de partage des eaux.

b. Principe générale de la LPE

Nous considérons une image comme un tableau à deux dimensions dont chaque case porte une valeur de niveau de gris. Ce niveau de gris sera un entier. Nous commençons par ordonner l'ensemble des pixels (les cases du tableau) par niveau de gris croissant. Cela va nous permettre de trouver les pixels qui sont des minima locaux de l'image. Nous devons en effet commencer l'inondation par les pixels dont le niveau de gris est le plus bas.

De nombreux problèmes se posent dans un espace discret, notamment le fait que, si la ligne de crête est un plateau, la ligne de partage des eaux dépend fortement du balayage choisi pour analyser l'image. Une simple rotation pourrait nous fournir un résultat différent ce qui n'est guère acceptable. De plus, aborder le problème de l'inondation de manière simpliste nous conduirait à un algorithme trop gourmand en temps de calcul.

Nous allons donc utiliser un algorithme à pile FIFO (First IN First OUT) Les pixels à examiner seront placés dans une pile, laquelle sera vidée à un autre moment du processus d'inondation pour découvrir la LPE [17]. Le processus se décompose en plusieurs étapes :

- ❖ Élaboration d'un tableau trié des pixels par ordre croissant de niveau de gris.
- ❖ parcours des pixels d'iso-niveau, pour les marquer et éventuellement les placer dans la queue de traitement en fonction de leur voisinage.

- ❖ parcours de la pile de pixels pour décider s'ils appartiennent à la ligne de partage des eaux et leur attribuer une valeur ou attribuer une valeur à leurs voisins.
- ❖ deuxième parcours des pixels d'iso-niveau pour les placer dans la pile de traitement ou placer leurs voisins dans la pile de traitement.

Ce n'est qu'à l'issue de ces étapes que les pixels de l'image auront obtenu une valeur qui correspondra soit à une appartenance à la ligne de partage des eaux caractérisée par un niveau égal à zéro., soit à une appartenance à un bassin versant caractérisée par un niveau supérieur à zéro.

Tous les pixels appartenant à un même bassin versant posséderont le même niveau, c.à.d. le numéro du bassin. La figure II-2 suivante donne un aperçu des résultats complets de traitement.

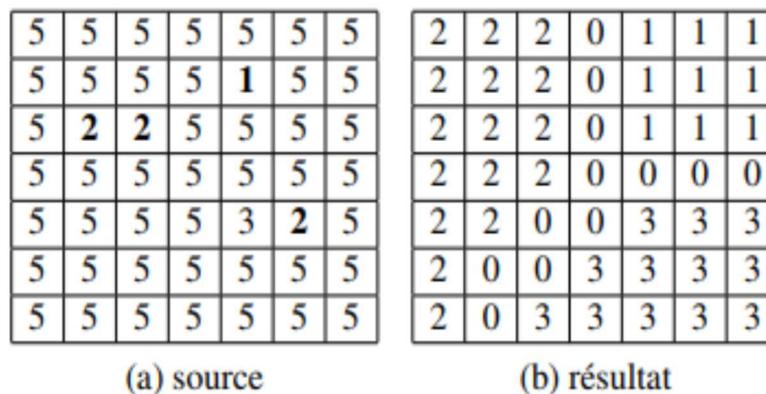


Figure II.2: L'image (a) est transformée en l'image (b). Dans cette image on retrouve les trois bassins versants numérotés de 1 à 3 ainsi que les pixels de ligne de partage des eaux étiquetés à 0 [18].

c. LPE contrôlée par marqueurs

Le principe de la modification d'homotopie du gradient est d'imposer les marqueurs des régions à segmenter comme minima du gradient en supprimant tous les autres minima indésirables qui sont à l'origine de toute sur segmentation (Figure II-3). On inonde ensuite ce gradient à partir de tous les marqueurs. Une et une seule ligne de partage des eaux est alors présente entre chaque marqueur, et elle a tendance à se situer sur le contour des objets à segmenter, qui ont déjà été pré détectés par le gradient.

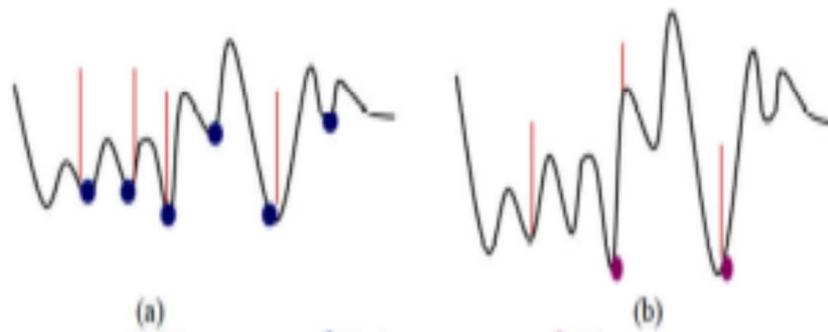


Figure II.3: LPE contrôlée par marqueurs. (a) Les minimas sans contrainte, (b) processus de LPE avec contrainte des marqueurs.

II.5. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons donné quelques notions sur la segmentation en détaillant la méthode utilisée qui est la ligne des partages des eaux.

Chapitre III :

Application de la LPE en imagerie

TEP au ^{18}F -FDG Du petit animal

III.1.Introduction

Dans l'imagerie TEP du petit animal (rat ou souris), il est très difficile d'extraire la fonction d'entrée FE (concentration de la radioactivité dans le plasma) à partir d'images TEP dynamiques. Cette difficulté est due à plusieurs raisons parmi lesquelles : la limitation de la résolution spatiale du système TEP, la petite taille du cœur, l'effet du volume partiel et les mouvements du cœur. Par ailleurs, la mesure externe de la FE nécessite des prises de sang répétées qui peuvent occasionner la mort du petit animal. La méthode la plus utilisée et encore largement appliquée en routine clinique repose sur une délimitation manuelle des hyperfixations sur les images. Cette approche longue et fastidieuse est particulièrement difficile à appliquer et entachée d'erreurs. Elle est intra- et inter opérateur dépendante alors que cette segmentation doit naturellement être reproductible, précise et fiable. Cela motive de nombreuses recherches visant à développer des procédures de segmentation entièrement automatiques permettant de s'affranchir de ces problèmes.

Dans cette même optique, l'objectif de cette étude consiste à élaborer une méthode de détection automatique des contours du cœur sur l'imagerie TEP du petit animal en utilisant une méthode de segmentation morphologique appelée la ligne de partage des eaux.

III.2 Les mesures TEP

Les images sur lesquelles nous avons travaillé ont été acquises par le scanner TEP du petit animal de l'université de Sherbrook [19]. Des images (7 18F-FDG) cardiaques de rats normaux d'environ 300g ont été acquises (prétraitées et filtrées) après l'injection bolus de près de 5mCi. Les rats ont été autorisés à avoir un accès libre à la nourriture et à l'eau avant la prise des mesures. Les images FDG, acquises pendant 30 min, ont été décomposées dans une séquence de 26 trames (frames) de : 12 x 5 sec; 8 x 30 sec and 5 x 300 sec.

III.3.Segmentation des images TEP au 18F-FDG

a. Segmentation Manuelle

La segmentation d'une image TEP est assez difficile du fait de la faible précision spatiale de la TEP comparée aux méthodes d'imagerie anatomique. La segmentation de l'image TEP se réduit souvent à dessiner "à la main" une région sur l'image. La figure III.1 illustre un exemple de segmentation en délimitant manuellement la région d'intérêt du cœur.

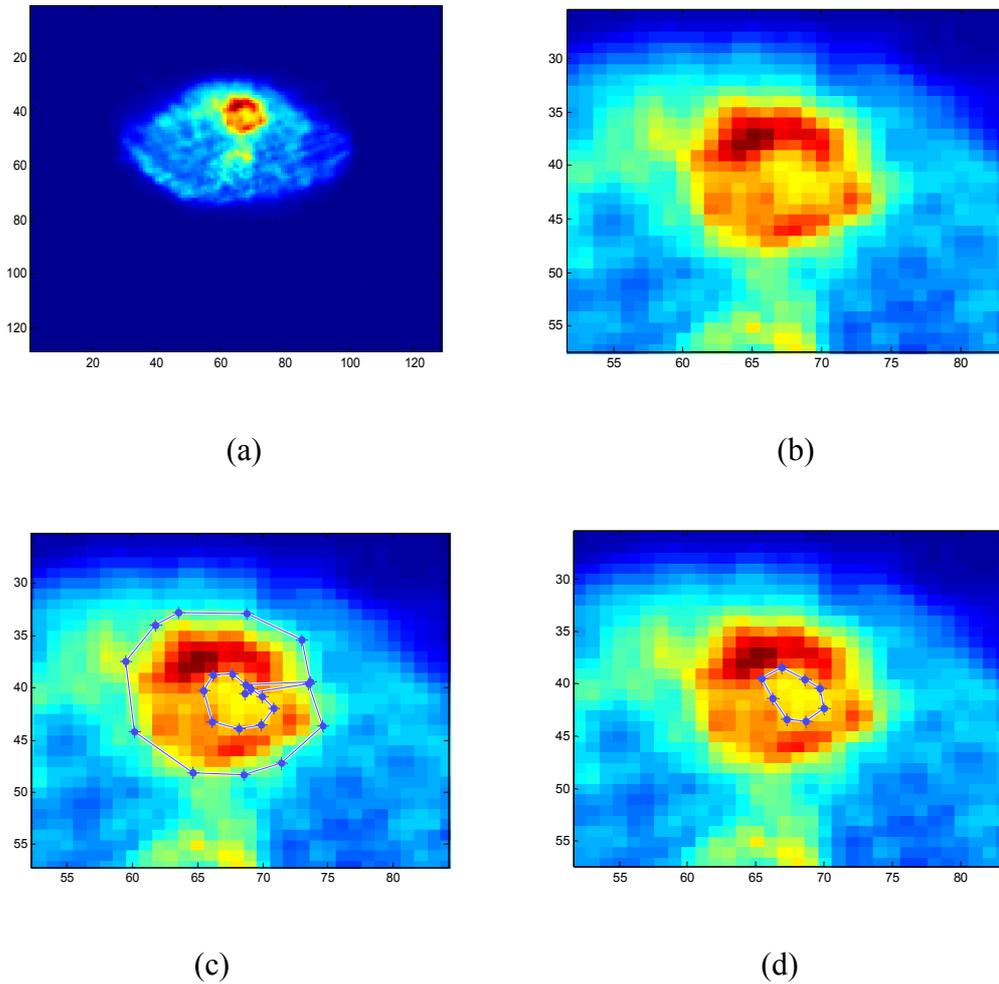
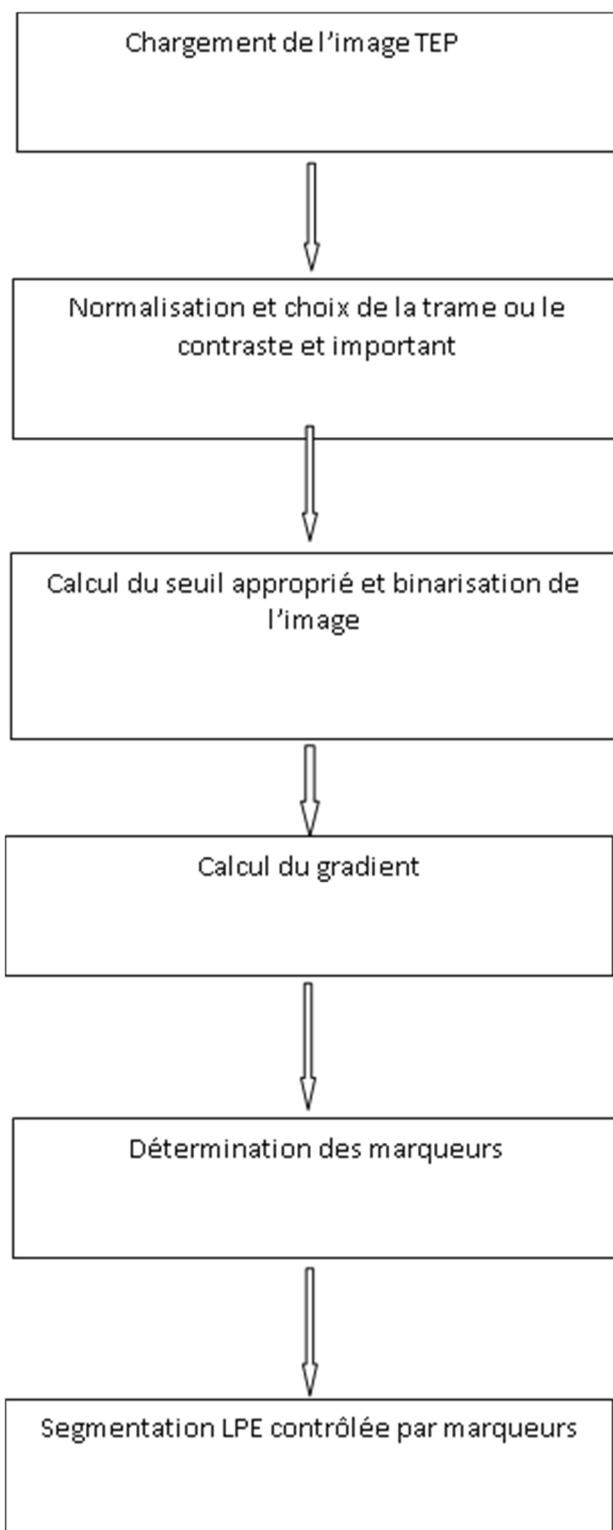


Figure III.1: Image TEP segmentée en délimitant manuellement la région d'intérêt du coeur : (a) image 742, (b) image zoom du coeur, (c) délimitation du myocarde et (d) délimitation de la cavité sanguine.

On remarque que cette segmentation est fastidieuse et dépendante de chaque opérateur. Par conséquent les résultats obtenus ne sont pas précis.

b. Segmentation automatique par la LPE

Les différentes étapes utilisées pour segmenter le myocarde sont résumées dans l'organigramme III.1. Tous les programmes ont été réalisés par le logiciel Matlab version 2015.



Organigramme III.1 montrant les différentes étapes de la segmentation du cœur.

b.1. Normalisation et choix de la trame

Après chargement de l'image, la première opération à faire est la normalisation qui consiste à soustraire de chaque image sa moyenne et la diviser par sa variance. Afin de ne pas saturer la mémoire on divise chaque image par la valeur maximale de ses éléments. La deuxième opération est le choix de la trame (qu'on va noter nfr) où le contraste (fixation de la radioactivité) est le plus élevé afin de mieux délimiter le myocarde et la cavité sanguine. Ce choix va se faire dans les dernières trames où la radioactivité passe dans le myocarde. La figure III.2 montre un exemple de choix de trame de deux images TEP. On remarque bien que la trame numéro 23 (nfr=23) est visuellement celle où le contraste est le plus élevé.

b.2. Calcul du seuil de binarisation

Le problème que nous avons rencontré dans notre projet est le calcul du seuil de binarisation des images. En effet, nous avons utilisé la méthode d'Otsu pour calculer le seuil mais nous avons remarqué que cette technique ne donnait pas forcément un bon résultat pour toutes les images et parfois même pour la même image (voir figure III.3(a)). C'est pourquoi nous avons choisi de calculer le seuil en l'adaptant pour chaque image en ajoutant au seuil d'Otsu un pas jusqu'à obtention 'visuellement' la segmentation désirée. Le pas est choisi de manière expérimentale. Des exemples montrant l'effet du changement du seuil sur la segmentation sont donnés en figure III.3(b, c, d).

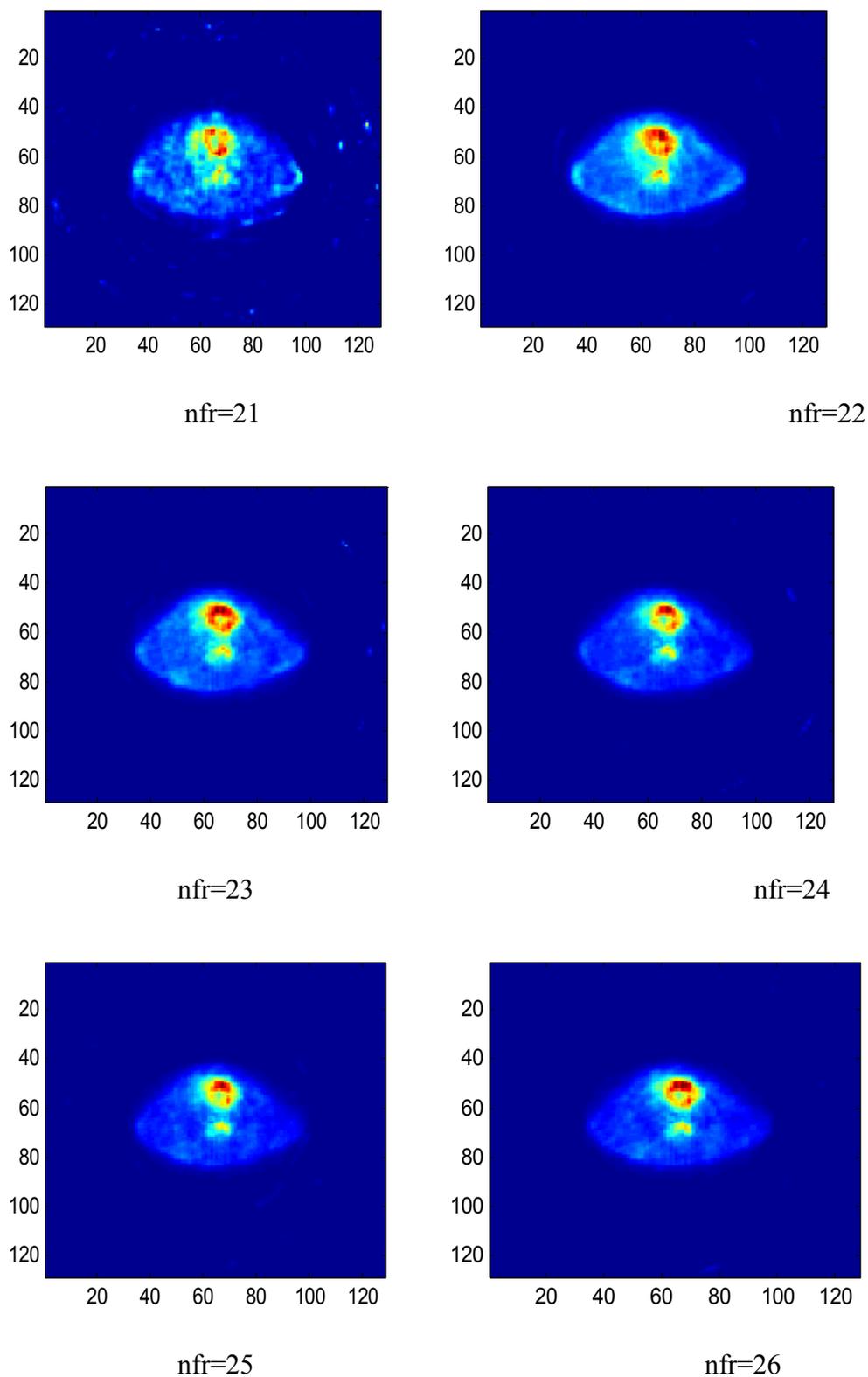


Figure III.2: Choix de la trame de l'image TEP-759 ou le contraste est le plus élevé.

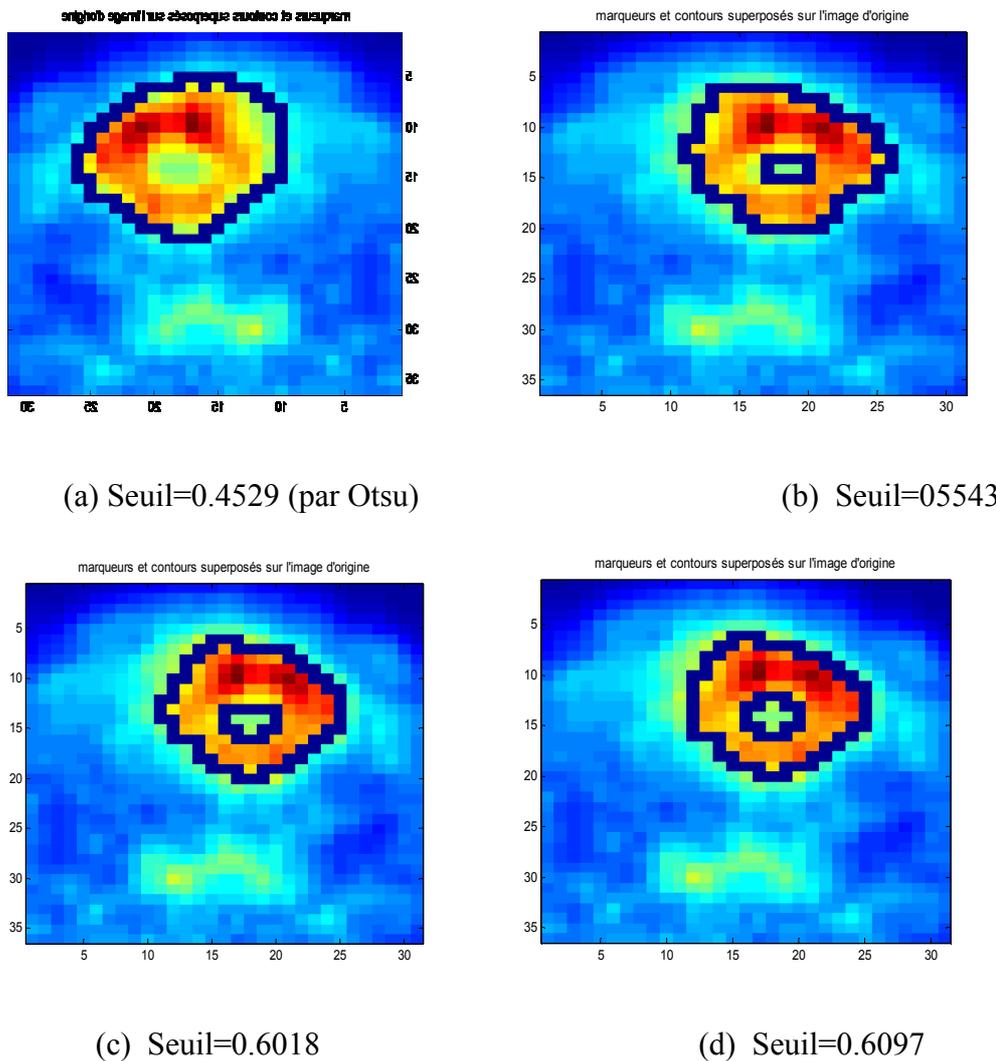


Figure III.3: Image zoom TEP-810 nfr=25 segmentée par la LPE contrôlé par marqueurs en utilisant différents seuils de binarisation.

b.3. La LPE contrôlée par marqueurs

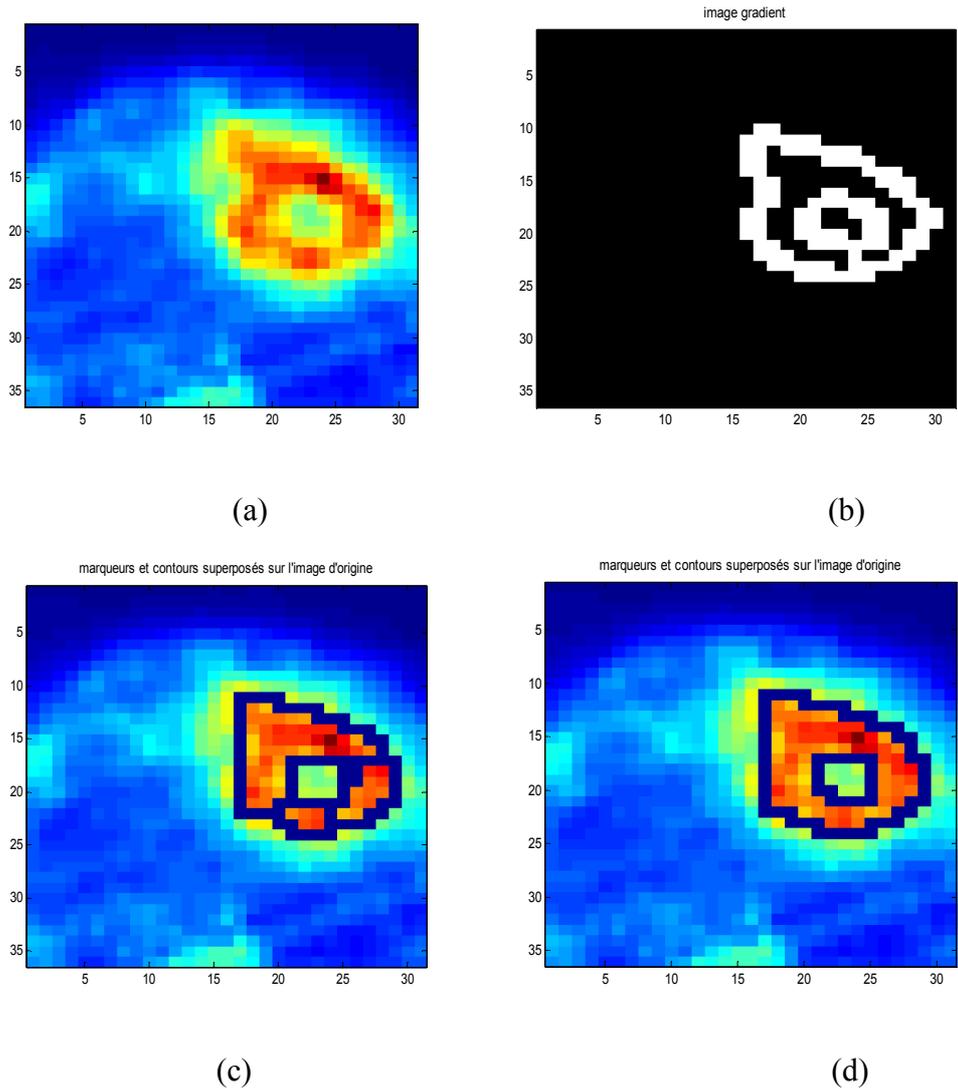
L'algorithme de la ligne de partage des eaux (LPE ou watershed) est une méthode de segmentation visant à décomposer une image en régions homogènes. L'idée de base est de considérer les intensités d'une image comme un relief topographique, dont on simule l'inondation. Il s'agit alors de construire la LPE du dit relief comme étant la crête formant la limite entre deux bassins versants, ces derniers correspondant aux régions de la partition.

L'algorithme (watershed) utilisé est l'algorithme de Fernand Meyer. L'algorithme calcule, à partir d'une image (gradient dans notre cas), une matrice d'étiquettes formée par des nombres entiers non négatifs. Les éléments marqués 0 n'appartiennent pas à une région de bassin versant unique. Les éléments étiquetés 1 appartiennent à la première région de bassin versant, les éléments étiquetés 2 appartiennent à la deuxième région de bassin versant, et ainsi de suite.

La LPE du gradient est sur-segmentée. Ceci est dû au fait que les images gradients contiennent un grand nombre de minima obtenu à cause du bruit du système de prise de vue par exemple ou des variations locales non significatives des niveaux de gris ou encore des textures des régions. Chaque minimum génère un bassin versant dans la LPE.

La méthode utilisée pour remédier à cette sur-segmentation consiste à contraindre la LPE à considérer un ensemble de marqueurs préalablement et judicieusement choisis. Cette idée se fait en deux étapes : dans un premier temps construire les marqueurs et ensuite intégrer cette information dans l'image originale. Nous avons illustré ce problème en figure III.4.

On remarque bien qu'en utilisant la LPE directement sur le gradient il y a une sur-segmentation (figure III.4 (a)). En effet, plusieurs régions distinctes apparaissent. Ce qui n'est pas le cas en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs, nous n'avons imposé que deux minima d'où l'apparition des deux régions désirées.



FigureIII.4: Exemple montrant une segmentation du cœur en utilisant la LPE avec et sans marqueurs. (a) image zoom TEP-911,(b) gradient de l'image, (c) segmentation LPE et (d) segmentation LPE contrôlée par marqueurs.

III.4. Résultats obtenus

Nous avons regroupé dans cette section les résultats obtenus en appliquant le programme élaboré sur toutes les images (7 18F-FDG) de la base de données. On lance, dans une première phase le programme (en utilisant une seule image à la fois) puis on choisit « visuellement » le seuil qui nous donne la segmentation désirée. Dans la deuxième phase, on fixe le seuil obtenu précédemment pour déterminer ultérieurement les courbes temps-activités

du sang et du tissu. La figure III.5 résume les résultats obtenus de quelques images segmentées automatiquement par la LPE contrôlée par marqueurs. Les images segmentées obtenues montrent bien que le programme élaboré réussit à segmenter correctement toutes les images de la base de données. Malheureusement nous n'avons pas eu le temps de valider notre travail en calculant automatiquement les courbes activités-temps du sang et du tissu en les comparant avec celles obtenues par les images segmentées manuellement.

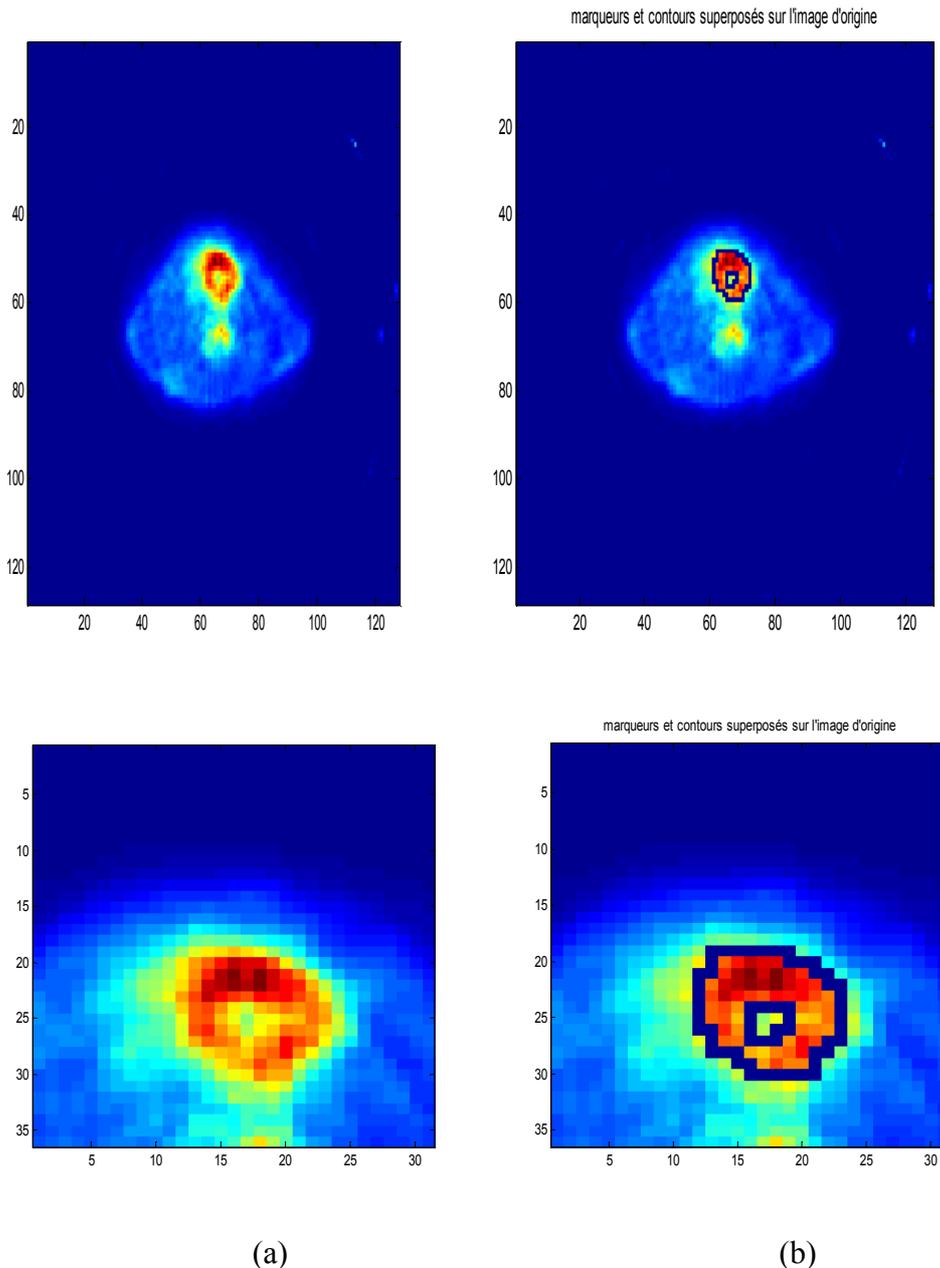


Figure III.5: Segmentation automatique du cœur image TEP (nfr=23;seuil=0.6462) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image 759 et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.

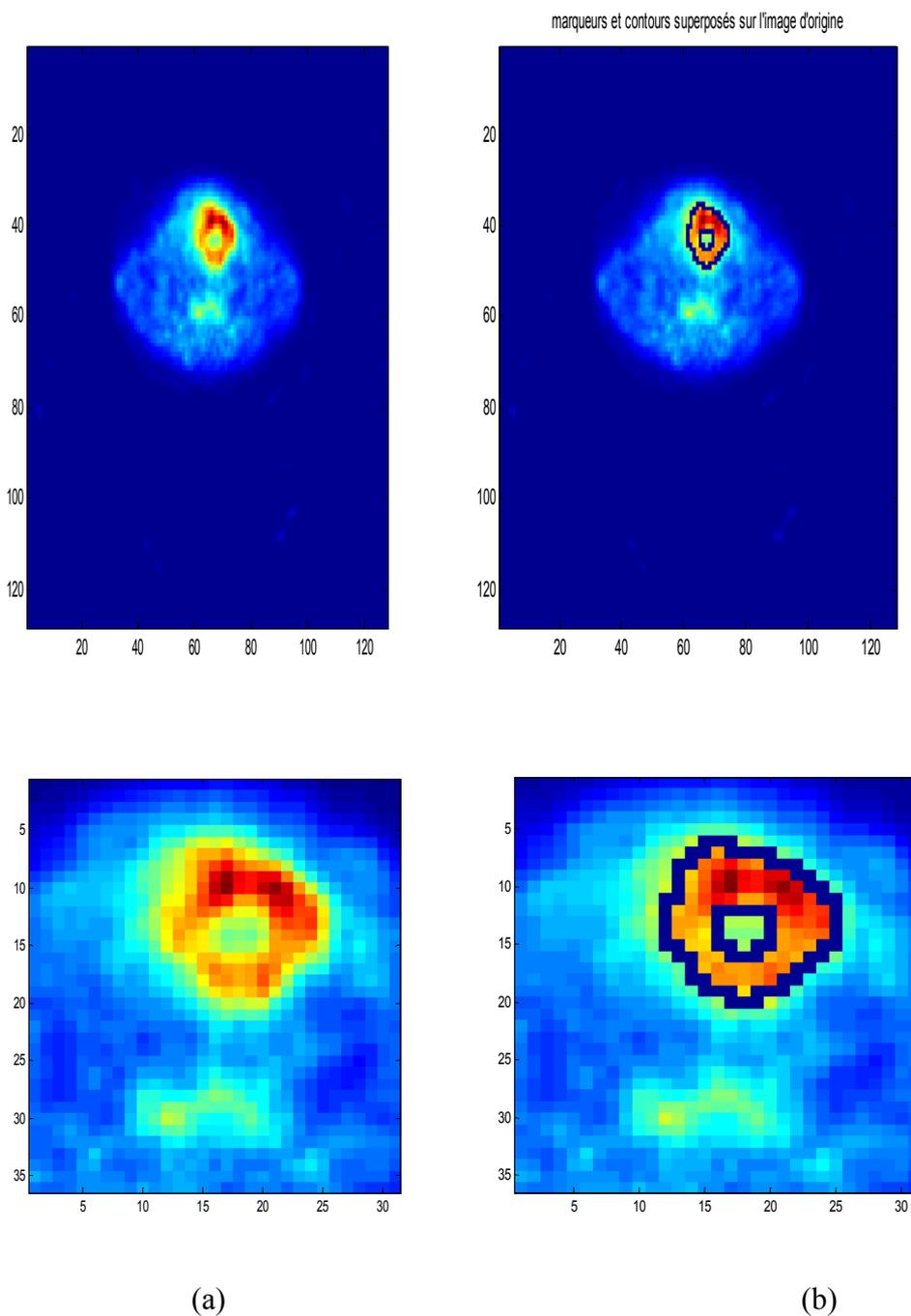


Figure III.6: Segmentation automatique du cœur Image TEP (nfr=25;seuil=0.6176) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image 810 et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.

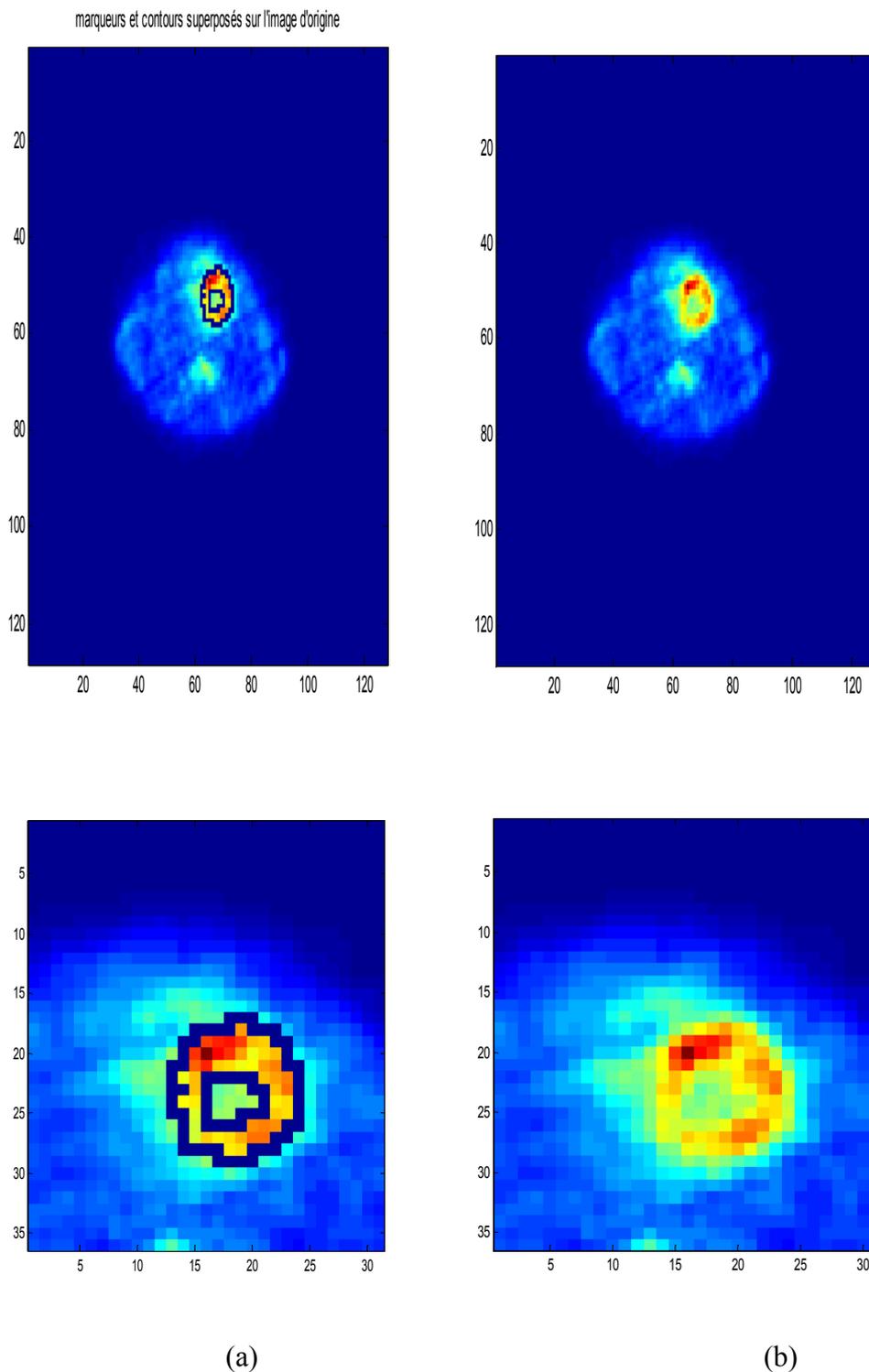
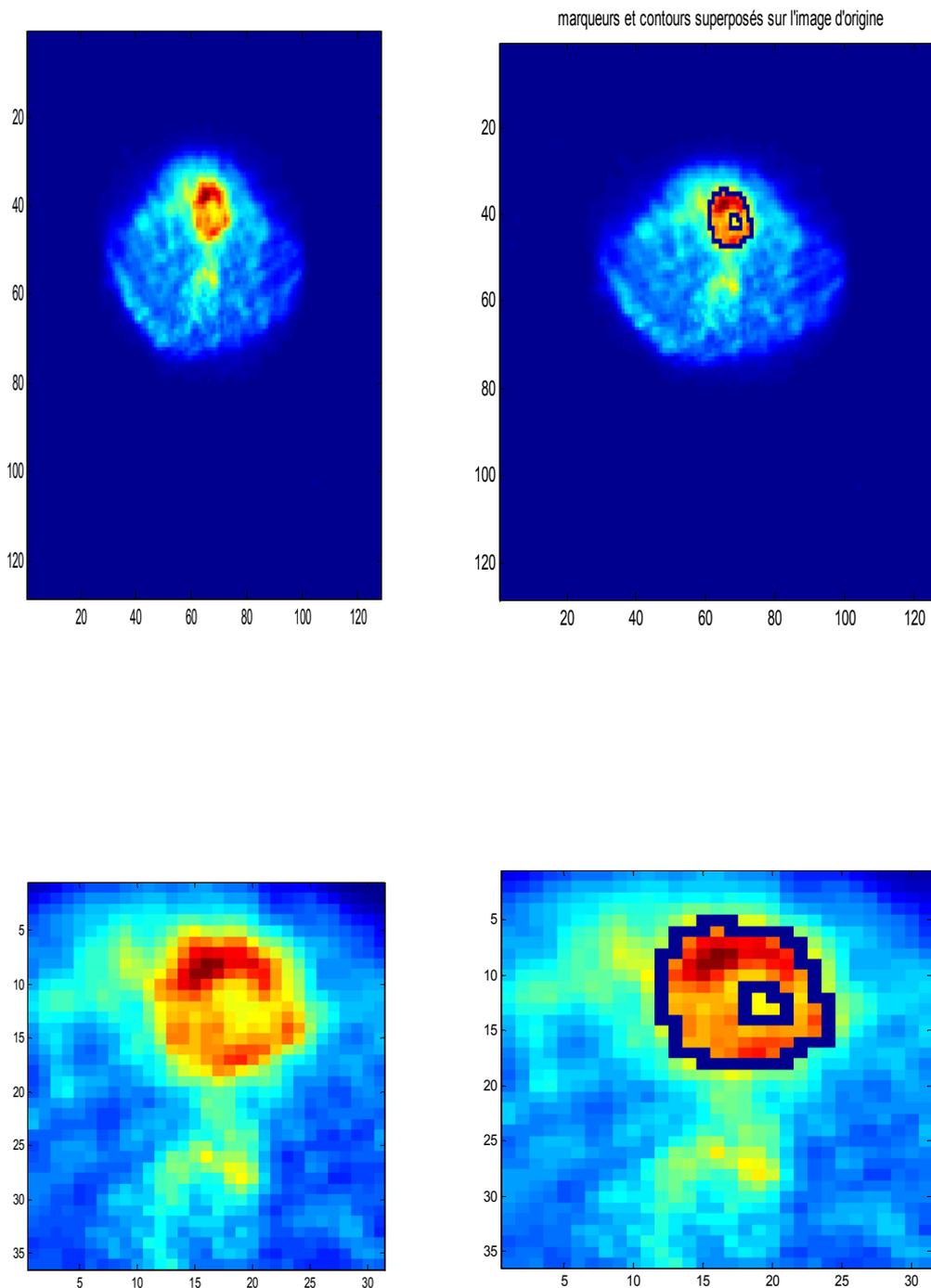


Figure III.7: Segmentation automatique du cœur Image TEP ($nfr=24$; seuil=0.5631) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image 778 et (b) marqueurs et contours superposés sur n l'image d'origine.



FigureIII.8: Segmentation automatique du cœur Image TEP- (nfr=26;seuil=0.6452) en utilisant la LPE contrôlée par marqueurs : (a) image 742 et (b) marqueurs et contours superposés sur l'image d'origine.

Conclusion générale

Dans ce projet, on s'est intéressé à la segmentation automatique des contours myocardiques sur des images TEP au 18-FDG du petit animal afin de permettre dans un travail ultérieur la détermination du MMRG (myocarde métabolique rate of glucose) en utilisant une méthode de segmentation morphologique appelée la ligne de partage des eaux.

Dans un premier lieu, nous avons abordé les principes sur lesquelles repose la TEP, la description générale d'un détecteur TEP, les phénomènes majeurs perturbant la formation des images que sont l'atténuation, l'effet du volume partiel, la diffusion ainsi que les méthodes de correction de ces effets. Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté les différentes méthodes de segmentation et plus particulièrement la ligne des partages des eaux contrôlée par marqueurs. Nous avons élaboré un algorithme basé sur cette technique pour détecter automatiquement les contours myocardiques du cœur sur des images TEP au 18F-FDG du petit animal. Les résultats obtenus sont satisfaisants et on aurait aimé les valider en déterminant les courbes activité-temps du sang et du tissu pour calculer le MMRG.

Plusieurs perspectives à ce travail peuvent être envisagées comme par exemple :

- ✓ calculer le MMRG et comparer les résultats obtenus avec ceux obtenus en utilisant la segmentation manuelle.
- ✓ tester la validité de l'algorithme proposé sur d'autres images TEP utilisant d'autres traceurs tel que le NH₃ pour l'évaluation d'autres paramètres physiologiques telle que la perfusion.

Bibliographie

- [1] Rankowitz A., "Positron scanner for locating brain tumors", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 9, p. 45-49, 1962.
- [2] Ter-Pogossian M.M., Phelps M.E., Hoffman E.J. and Mullani N.A., "A positron emission transaxial tomograph for nuclear imaging (PETT)", *Radiology*, vol. 114, p. 89-98, 1975.
- [3] I. Bloch, "Reconstruction d'image de tomographie", ENST, Paris.
- [4] Pauwels EKJ, Ribeiro MJ, Stoot JHMB, McCready VR, Bourguignon M and Mazière B., "FDG accumulation and tumor biology", *Nucl. Med. Bio.*, vol. 25, p. 317-322, 1998.
- [5] O. De Dreuille, Ph. Maszelin, "Principes et techniques de la tomographie par émission de positrons", Hôpital d'instruction des armées du Val de Grâce, Paris.
- [6] <https://www.laradioactivite.com/site/pages/Positron.htmimage>
- [7] 123bio.net/cours/radio/index3.html
- [8] <https://www.assistancescolaire.com/enseignant/lycee/ressources/basedocumentaire-en-physique-chimie/cea105>.
- [9] <http://theses.insa-lyon.fr/publication/2009ISAL0119/these.pdf>
- [10] https://www.researchgate.net/figure/Representation-dune-ligne-de-reponse-et-de-sa-localisation-dans-un-sinogramme-2D_fig16_47514
- [11] source : [Merheb, 2007]
- [12] <http://onclepaul.net/wp-content/uploads/2011/07/med-nucleaire-N.DidotFILEminimizer.pdf>
- [13] https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00594594/file/These_SIMONNET.pdf

- [14] https://fr.wikipedia.org/wiki/Segmentation_d%27image
- [15] M.C. Christ , R. Parvathi, "Segmentation of Medical Image Using Clustering and Watershed Algorithms", American Journal of Applied Sciences, Vol.8, No.12, 2011, 1349- 1352, ISSN 1546-9239.
- [16] S.Beucher, "The Watershed Transformation Applied to Image segmentation", Center De Morphologic Mathematique , Ecole Desmines Paris, 77305 Fontainebleau Cedex.
- [17] R. Frigate, and E. Silva, "Mathematical Morphology Application to Features Extraction in Digital Images", Pecora 17 {The Future of Land Imaging.Going Operational, 2008, November 18-20, Colorado
- [18] H. I. Ali, "Digital Images Edge Detection Using Mathematical Morphology Operations", Iraq Journal of Science , Vol. 51, No.1, 2010.
- [19] Bergeron M, Cadorette J, Bureau-Oxton C, et al. Performance Evaluation of the LabPET APD-Based Digital PET Scanner.IEEE Trans Nucl Sci Symp Conf Rec. 2009; 6: 4017- 21.