



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour obtenir le Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Signaux et Images en Médecine**

Présenté par : Mr. Amri Oussama

---

**Segmentation du ventricule gauche dans  
des images acquise par résonance  
magnétique**

---

**Soutenu le 22 juin 2014 devant le Jury :**

Mr.	DJEBBARI A.	MCB	Université de Tlemcen	Président
Mme	Bensghir Sihem	MCB	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mr.	Taouli S. A	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	Messadi Mahammed	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur

**Année universitaire 2013-2014**

## Résumé

L'objectif de ce mémoire est de concevoir une méthode pour la segmentation du ventricule gauche du cœur dans des images acquise par résonance magnétique. Dans ce travail, nous avons utilisé plusieurs algorithmes pour la segmentation, on a pris en compte les problèmes dus à la présence des piliers et aux hétérogénéités dans la cavité cardiaque causées par le flux sanguin. Pour homogénéiser cette dernière, les images sont tout d'abord filtrées par les opérateurs morphologiques et segmentées en utilisant l'algorithme de level set. Trois cas du ventricule gauche ont été traités et analysés en calculant certains paramètres pertinents pour évaluer le résultat obtenu. Les résultats trouvés sont satisfaisants, ce qui nous a permis de dire que l'utilisation de cet algorithme de segmentation permet de donner des meilleurs résultats, malgré ses inconvénients que parmi eux le temps de calcul.

## Abstract

The objective of this memory is to design a method for segmenting the left ventricle of the heart in images acquired by magnetic resonance imaging. In this work, we used several algorithms for segmentation, we took into account the problems caused by the presence of the pillars and heterogeneities in the heart cavity caused by blood flow. To homogenize this latter, images are first filtered by morphological operators, then segmented using the level set algorithm. Three cases of the left ventricle were processed and analyzed by calculating certain relevant parameters, to assess the segmentation obtained. The results found are satisfactory, which allows us to say that the use of this segmentation algorithm can give better results, despite its disadvantages among them the computation time.

## ملخص

الهدف من هذه المذكرة هو تصميم طريقة لتجزئة البطين الأيسر من القلب في الصور التي حصلنا عليها من التصوير بالرنين المغناطيسي. في هذا العمل استخدمنا عدة خوارزميات للتجزئة، وأخذنا بالاعتبار المشاكل الناجمة عن وجود أعمدة وبعض التغيرات في تجويف القلب الناجمة عن تدفق الدم. لجعل هذه الأخيرة متجانسة، يتم تصفية الصور الأولى من قبل المشغلات المورفولوجية، ثم تجزأ بعدها باستخدام خوارزمية مجموعة المستوى. تمت معالجة ثلاث حالات من البطين الأيسر وتحليلها عن طريق حساب بعض المتغيرات ذات الصلة، لتقييم التجزئة التي تم الحصول عليها.

النتائج التي عثر عليها مرضية، وبذلك يمكننا القول أن استخدام هذه الخوارزمية من أجل التجزئة يمكن أن يعطي نتائج أفضل، على الرغم من سلبياته والتي من بينها الوقت اللازم للحسابات.

# Tables des matières

Introduction Générale.....	10
Chapitre I : Contexte médical.....	12
I. Introduction .....	13
II. anatomie et fonction cardiaque.....	13
III. Cycle cardiaque.....	16
IV. Les maladies cardiovasculaires.....	17
IV.1.1 L'infarctus de myocarde.....	17
IV.2. Hypertrophie du cœur.....	18
V. Le débit cardiaque.....	19
VI. magerie par résonance magnétique du cœur.....	19
VI.1. Définition de l'IRM.....	19
VI.2. Principe générale de l'IRM.....	20
VI.3. Avantage.....	20
VII. L'imagerie par résonance magnétique cardiaque.....	21
VII.1. Principe de base en IRM cardiaque.....	21
VIII. Synchronisation à l'ECG.....	23
IX. Les séquences ciné-IRM.....	24
X. Les plans de coupe utilisée en IRM cardiaque.....	25
XI. Conclusion.....	26
Chapitre II : Méthodes de segmentation du ventricule gauche.....	28
I. Introduction.....	28
II. Représentation d'une image.....	28
III. Filtrage.....	28
III.1 Filtres linéaires.....	29
III.2 Filtres non linéaires.....	30
III.3 Filtrage morphologique.....	30
III.3.1 Érosion.....	30
III.3.2 Dilatation.....	31
III.3.3 Ouverture et fermeture.....	31
IV. la segmentation.....	31

IV.1	Les différentes approches de segmentation.....	32
IV.1.1	Approche frontière (contour).....	33
IV.1.2	Approches dérivatives.....	33
IV.1.2.a	Opérateurs dérivatifs du premier ordre.....	34
IV.1.2.a.1	Gradient.....	34
IV.1.2.a.2	Opérateurs de Prewitt et de Sobel .....	34
IV.1.2.a.3	Opérateur de Roberts.....	35
IV.1.2.b	Opérateurs dérivatifs du deuxième ordre.....	35
IV.1.2.b.1	Opérateur Laplacien sur voisinage réduit....	35
IV.1.2.c	Opérateurs optimaux.....	35
IV.2	Les contours actifs.....	36
IV.2.1	Présentation du modèle du contour actif.....	36
IV.2.2	Force d'image.....	37
IV.2.3	Approche variationnelle et géométrique.....	38
IV.2.3.1	Approche variationnelle.....	38
IV.2.3.2	Approche géométrique.....	38
IV.2.4	Le contour actif géométrique (Level set).....	39
IV.2.4.1	Représentation en courbes de niveau.....	39
IV.2.4.2	Le modèle de Level set.....	40
IV.3	Segmentation par seuillage.....	42
IV.3.1	Méthode d'Otsu.....	42
IV.4	Segmentation par croissance de région.....	43
IV.5	Segmentation par la ligne de partage des eaux.....	44
V.	Paramètres pertinents.....	46
V.1	Aire (surface).....	46
V.2	Le Périmètre.....	46
V.3	Circularité.....	47
VI.	Conclusion.....	47
Chapitre III : Méthode proposée pour la segmentation du ventricule gauche.....		49
I	Introduction.....	50
II	Objectif.....	50
III	Base de données.....	51
IV	Principe général de la méthode de segmentation proposée.....	51

IV.1	Image Originale.....	52
IV.1.1	Format DICOM.....	52
IV.1.1	Format JPEG.....	53
IV.2	Filtrage morphologique.....	54
IV.3	Module de gradient.....	54
IV.4	Contour actif.....	55
V	Résultats et discussion.....	56
V.1	Résultats.....	56
V.2	Cas normal.....	57
V.3	Cas d'infarctus de myocarde.....	59
V.4	Cas de l'hypertrophie ventriculaire gauche.....	61
V.5	Analyse des résultats.....	63
V.5.1	- Calcul de la surface.....	65
V.5.2	- calcul de la compacité.....	66
V.6	Reconstruction en trois dimensions (3D).....	67
VI.	Discussion.....	68
VII.	Conclusion.....	68
	Conclusion Générale.....	69

## Tables des figures

Figure 1.1 – coupe longitudinale du cœur.....	14
Figure 1.2 - Différents plans de coupe du cœur.....	15
Figure 1.3 - Les parois du ventricule gauche.....	16
Figure 1.4 - Étapes de la progression de la contraction cardiaque et composantes correspondantes d'un électrocardiogramme.....	17
Figure 1.5 Caractéristiques ventriculaire dans l'infarctus de myocarde.....	18
Figure 1.6 – Épaississement d'hypertrophie cardiaque.....	19
Figure 1.7 - Schéma d'un système d'acquisition IRM.....	20
Figure 1.8 - Acquisitions IRM.....	21
Figure 1.9 - Le tracé de l'électrocardiogramme(ECG).....	24
Figure 1.10 - Séquences ciné-IRM cardiaque.....	25
Figure 1.11 - Orientations des plans de coupe en IRM cardiaque.....	26
Figure 2.1 - Structure de stockage d'une image.....	28
Figure 2.2 - Les différentes méthodes du filtrage.....	29
Figure 2.3 – Résultats du filtrage par ouverture et fermeture.....	31
Figure 2.4 - IRM du cœur.....	32
Figure 2.5 - Principales méthodes de segmentation d'images.....	33
Figure 2.6 - formulation des «level sets ».....	40
Figure 2.7 – l'évolution de level set. ....	41
Figure 2.8 – Seuillage automatique. ....	43
Figure 2.9 – segmentation par croissance de région. ....	44
Figure 2.10 - Définition du bassin versant et minima. ....	45
Figure 2.11 - Principe de la méthode de partage des eaux. ....	45
Figure 2.12 - Le périmètre. ....	47
Figure 3.1 – Principe de la méthode de segmentation proposée. ....	52
<a href="#">Figure 3.2 – Image DICOM. ....</a>	53
<a href="#">Figure 3.3 – Image JPEG. ....</a>	53
<a href="#">Figure 3.4 - Illustration du filtrage par ouverture/fermeture. ....</a>	54
<a href="#">Figure 3.5 –Le gradient d'image. ....</a>	55
Figure 3.6 – Contour actif :.....	56
<a href="#">Figure 3.7 - Images originales d'un cas normal. ....</a>	57
Figure 3.8 – Résultats de segmentation du ventricule gauche.....	58

Figure 3.9 - Images originales de l'infarctus de myocarde.....	59
Figure 3.10 – Résultats de segmentation du ventricule gauche (infarctus de myocarde).....	60
Figure 3.11 - Images originales de l'hypertrophie ventriculaire gauche.....	61
Figure 3.12 – Résultats de segmentation du ventricule gauche (Hypertrophie).....	62
Figure 3.13 – Résultats en binaire du premier cas (ventricule gauche sain).....	63
Figure 3.14 – Résultats en binaire du deuxième cas (infarctus de myocarde).....	64
Figure 3.15 – Résultats en binaire du troisième cas (hypertrophie ventriculaire gauche).....	65
Figure 3.16 – reconstruction 3D.....	67

## **Introduction générale**

Le cœur est un organe vital du corps humain et lorsqu'il présente des dysfonctionnements, les conséquences peuvent être fatales. Les maladies cardiovasculaires tuent 150 000 à 180 000 personnes par an, ce qui en fait la première cause de mortalité du pays selon les années. La détection et la prévention de telles pathologies est l'un des buts majeurs de la médecine moderne.

Pour acquérir des images du cœur en mouvement d'un patient ayant subi une maladie cardiovasculaire, Les modalités d'imagerie (scintigraphie, échocardiographie, tomodensitométrie par rayons X, imagerie par résonance magnétique (IRM)) ont été mises au point spécialement pour répondre à ce problème.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des vues 2D ou 3D de l'intérieur du corps humain de façon non-invasive avec une résolution spatiale relativement élevée et une résolution temporelle qui s'améliore avec le développement des séquences rapides.

L'IRM devient une technique primordiale pour les examens cardiovasculaire, puisqu'elle permet non seulement d'estimer des paramètres globaux comme le volume ventriculaire et la fraction d'éjection, mais aussi la visualisation du myocarde et l'étude de sa viabilité.

Pour diagnostiquer certaines maladies cardiovasculaires liées au ventricule gauche, le médecin doit analyser des séquences d'images du cœur obtenu par IRM. Le diagnostic repose essentiellement sur une analyse visuelle de la fonction contractile segmentaire et une segmentation manuelle ou semi-automatique pour l'estimation des paramètres globaux et régionaux de la fonction du ventricule gauche, il est nécessaire de connaître avec exactitude les changements survenus sur ces images. L'interprétation visuelle des IRM du cœur, n'est pas toujours sûre. C'est pour cela que le besoin d'une interprétation automatique qui permet d'assister les médecins dans leur prise de décision s'est fait ressentir.

Ainsi, pour une identification et un diagnostic fiables, dans le domaine médical, la précision est importante. En termes d'analyse d'images, il est plus que nécessaire que la segmentation soit précise. Les possibilités de traitement automatique de ces images s'avèrent pourtant délicates, car des capacités aussi banales pour l'œil humain que la reconnaissance d'un objet posent de réelles difficultés pour l'outil informatique.

L'objectif de notre travail est de concevoir une méthode de segmentation d'images médicales, plus particulièrement des images IRM du cœur, il consiste à étudier le mouvement du ventricule gauche sur des séquences d'images.

Selon le cas à résoudre, il existe plusieurs algorithmes de segmentation d'images, où chaque méthode possède des avantages et des limites d'utilisation. Dans ce travail, nous utilisons la méthode de level set pour la segmentation du ventricule gauche dans une séquence d'images ciné-IRM.

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

Le premier chapitre est dédié au cadre d'application de ce mémoire, décrit le contexte médical constituant un élément indispensable pour mieux comprendre les problèmes posés. Nous y présentons quelques notions d'anatomie du cœur, aussi introduire les principes de l'imagerie par résonance magnétique du cœur.

Le deuxième chapitre présente, les méthodes de segmentation d'images, où nous avons décrit un certain nombre de méthodes classiques de segmentation, soit par approches contours ou par approches régions.

Le troisième chapitre est consacré à la présentation des résultats présentés par notre algorithme (level set). Nous exposons également les différents cas particuliers que nous avons rencontrés. Enfin, nous terminons ce travail par une conclusion générale.

# Chapitre 01

## XII. Introduction :

Ce chapitre présente une brève description du contexte médical dans lequel s'inscrit ce travail. Aussi des rappels relatifs à l'anatomie, la fonction et aux pathologies cardiaque concernant le ventricule gauche, objet principal de cette étude.

Différentes modalités d'imagerie sont aujourd'hui présentes dans les services hospitaliers visant à diagnostiquer et à caractériser les pathologies afin de procurer au patient un soin adapté. L'imagerie par résonance magnétique est l'une de ces modalités, elle est considérée comme l'imagerie de références pour l'étude des pathologies cardiaque.

## XIII. anatomie et fonction cardiaque :

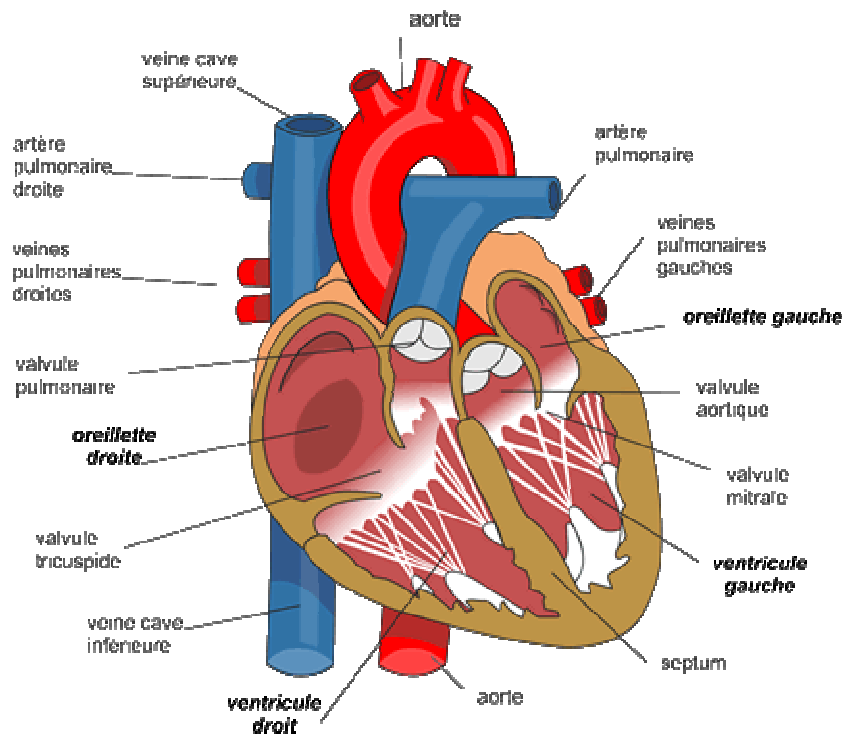
Le système cardiovasculaire est constitué principalement du cœur et de deux systèmes de circulation vasculaire, systémique et pulmonaire.

Le cœur a la fonction vitale d'assurer à l'organisme une circulation sanguine permanente et suffisante suivant une action cyclique, caractérisée par la *Fréquence Cardiaque*.

C'est un organe musclé constitué de quatre chambres et situé dans la partie antérieure et médiane du thorax. Les deux chambres supérieures sont appelées les oreillettes, tandis que les deux chambres inférieures sont appelées les ventricules. Le cœur se subdivise en deux parties : le cœur droit comprenant l'oreillette droite (*OD*) et le ventricule droit (*VD*) et le cœur gauche comprenant l'oreillette gauche (*OG*) et le ventricule gauche (*VG*) (figure 1.1). La paroi qui sépare ces deux parties est appelée le septum.

Le cœur droit fait partie de la circulation pulmonaire. L'oreillette droite collecte le sang qui a parcouru tout le corps (sang "bleu") et l'envoie vers le ventricule droit afin qu'il soit éjecté dans les poumons pour y être réoxygéné.

Le cœur gauche assure une partie essentielle de la circulation systémique. L'oreillette gauche collecte passivement le sang fraîchement oxygéné (sang "rouge") qui a traversé les poumons et l'achemine au ventricule gauche qui éjecte le sang dans l'ensemble du corps.



*Figure 1.1 – coupe longitudinale du cœur.*

La masse musculaire cardiaque est très asymétrique. En effet le cœur gauche représente 70% de la masse totale. La force contractile du VG est, en raison de son travail en régime de haute pression, supérieure à celle du VD dont les parois sont nettement plus minces.

Le myocarde constitue la paroi musculaire du cœur. On désigne par épicarde son contour extérieur et par endocarde son contour intérieur. La figure 1.2 montre trois plans de coupe différents : (a) grand axe 4-cavités ; (b) grand axe 2-cavités ; (c) petit axe ; (d) une coupe petit-axe représentative sur laquelle nous désignons le myocarde et ses bords endocardiques et épicaudiques, ainsi que les muscles papillaires à l'intérieur de la cavité. Sur ce plan de coupe (petit axe), le ventricule gauche est de forme pseudo-circulaire et le ventricule droit de forme triangulaire. L'apex (ou la pointe) et la base (plan séparant oreillette et ventricule) constituent respectivement les parties extrêmes du VG (figure 1.2).

Les muscles papillaires sont des cônes musculaires, saillants à la surface de la paroi des ventricules cardiaques. Ils sont le lieu d'insertion des cordages des valves atrio-ventriculaires. Dans le VG, on distingue deux muscles papillaires, un antérieur qui est

implanté au niveau du tiers moyen du bord antérieur du VG, et le muscle papillaire postérieur implanté un peu plus près de l'apex que le précédent, sur le bord postéro-inférieur du VG comme le montre la figure 1.2. Ces deux muscles naissent par plusieurs racines qui se continuent vers la pointe du ventricule.

La contraction des muscles papillaires débute avant celle des parois du ventricule. Ils sont essentiels au bon fonctionnement des valves atrio-ventriculaires notamment lors de la diastole. [1]

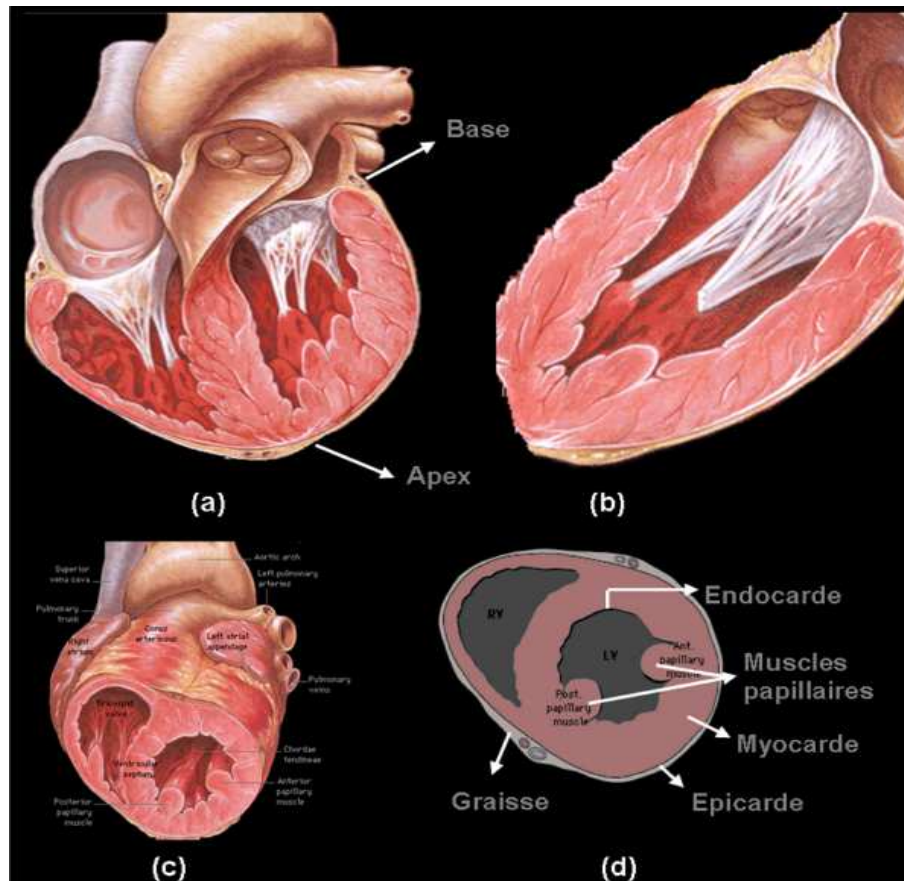
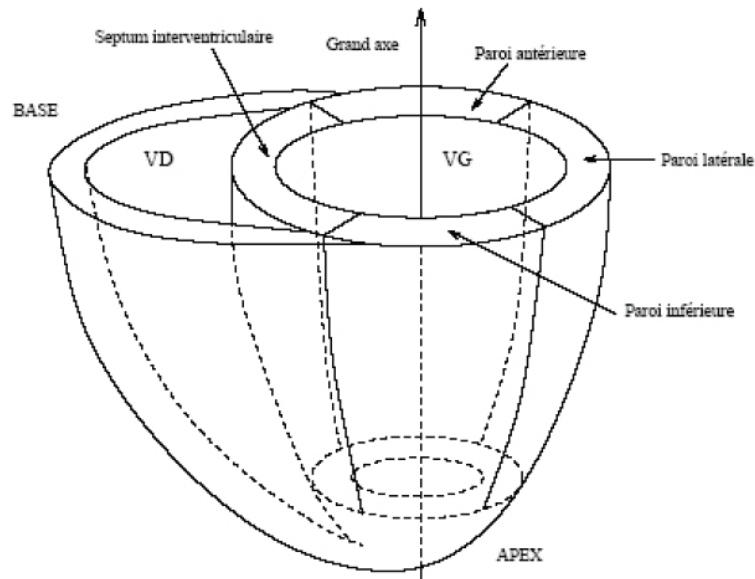


Figure 1.2 - Différents plans de coupe du cœur.



*Figure 1.3 - Les parois du ventricule gauche*

#### XIV. Cycle cardiaque :

La fréquence cardiaque au repos est de 60 à 80 battements par minute, pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Au total, le cœur peut battre plus de 2 milliards de fois en une vie. Chacun de ses battements entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole .

Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Le sang continue tout de même à affluer dans les oreillettes. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. En fait, dans un premier temps, très bref, les valvules sigmoïdes sont fermées. Dès que la pression à l'intérieur des ventricules dépasse la pression artérielle, les valvules sigmoïdes s'ouvrent. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche - se ferment. Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. La pression sanguine augmente.

Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules (plus de 80 % du remplissage dans les conditions usuelles), par les oreillettes droite et gauche et depuis les veines cave et pulmonaire. Les oreillettes se remplissent doucement et le sang s'écoule dans les ventricules. [2]

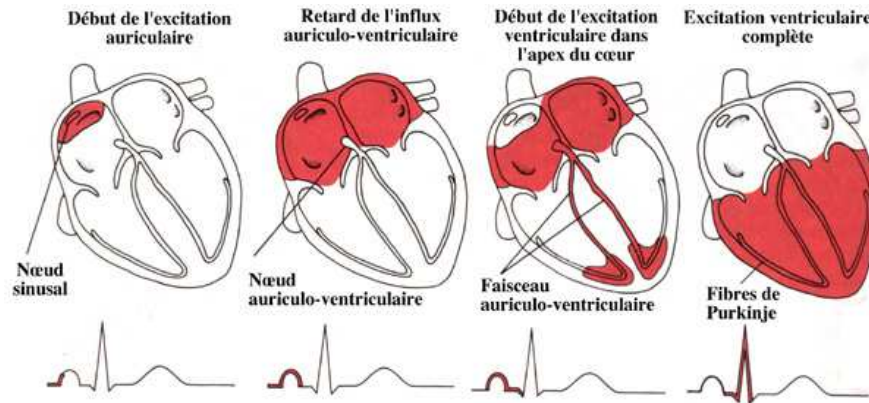


Figure 1.4 - Étapes de la progression de la contraction cardiaque et composantes correspondantes d'un électrocardiogramme

#### XV. Les maladies cardiovasculaires :

Les maladies cardiovasculaires regroupent l'ensemble des maladies du cœur et des vaisseaux sanguins. Elles concernent le muscle cardiaque, les artères, les valves, les vaisseaux cérébraux et les vaisseaux des membres inférieurs et de l'aorte.

Les principales maladies cardiaques sont représentées par la maladie coronaire (qui affecte les artères du cœur), les maladies des valves cardiaques (valvulopathie), les maladies du muscle cardiaque (cardiomyopathie), les troubles du rythme cardiaque, les maladies vasculaires cérébrales, les maladies congénitales comme les malformations cardiaques et les artériopathies des membres inférieurs. [3]

#### IV.1. L'infarctus de myocarde :

L'infarctus du myocarde est la mort (nécrose) d'une zone plus ou moins étendue du muscle cardiaque (myocarde). Les cellules musculaires cardiaques de ce territoire ne parviennent plus à se contracter par un manque d'apport en oxygène et meurent en quelques heures.

Le myocarde est vascularisé par les artères coronaires. Lorsque celles-ci se bouchent (caillot, thrombose ou spasme), le myocarde ne reçoit plus de sang et manque d'oxygène. Il souffre d'ischémie.

La gravité de l'infarctus tient surtout à son étendue : plus l'artère obstruée irrigue une zone importante, plus l'infarctus n'est grave. Si l'atteinte est très étendue, le fonctionnement de toute la pompe cardiaque est altéré. Il en résulte une insuffisance

cardiaque plus ou moins aiguë, des contractions anormaux ou anarchiques qui imposent le transfert dans une unité de réanimation car il y a un risque vital. [4]

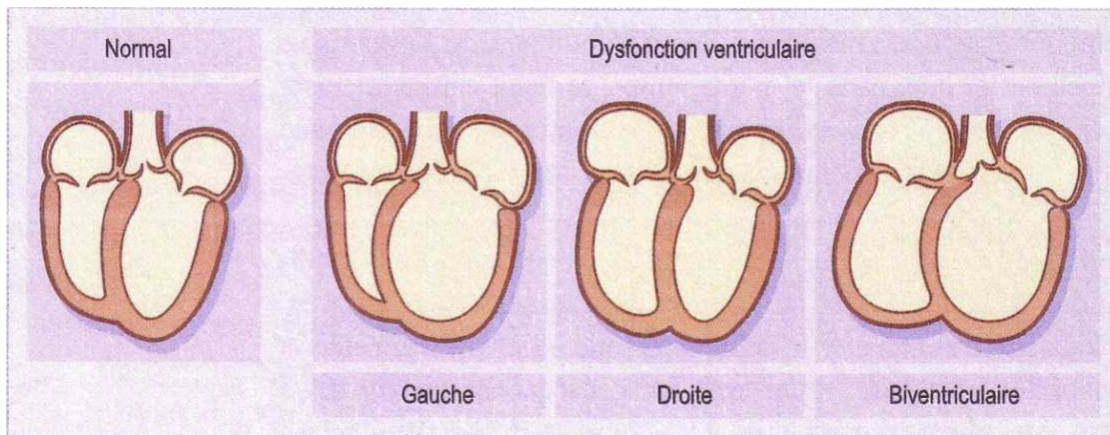


Figure 1.5 Caractéristiques ventriculaire dans l'infarctus de myocarde

## V.2. Hypertrophie du cœur :

L'hypertrophie du cœur, connu également sous le nom de cardiomégalie, est un accroissement de la taille du cœur, qui est habituellement causé par un autre problème de santé. L'hypertrophie du cœur se découvre lors d'une radiographie thoracique, d'un examen physique ou d'un autre examen d'imagerie.

### ❖ *La cardiomyopathie hypertrophique (CHM) :*

La cardiomyopathie hypertrophique (CHM) est l'un des problèmes de santé associés à l'hypertrophie du cœur. La CHM est habituellement une maladie héréditaire caractérisée par l'épaississement du muscle cardiaque. Dans cet état, le cœur a de la difficulté à pomper le sang. Même si la CHM peut se manifester à tout âge, elle atteint davantage, et sous une forme plus grave, les jeunes enfants, si bien qu'elle est la première cause d'arrêt cardiaque soudain chez les moins de 30 ans.

### ❖ *L'hypertrophie ventriculaire gauche (HVG)*

L'hypertrophie ventriculaire gauche (HVG) est également un problème de santé pouvant mener à l'hypertrophie du cœur. L'HVG est caractérisée par l'épaississement du muscle ventriculaire gauche (la principale pompe du cœur). L'HVG se produit lorsque le ventricule gauche est épuisé. Facteurs pouvant contribuer à ce problème :

- Hypertension artérielle (hypertension)
- Sténose aortique
- Cardiomyopathie hypertrophique (CHM)
- Entraînement athlétique intense et prolongé. [5]

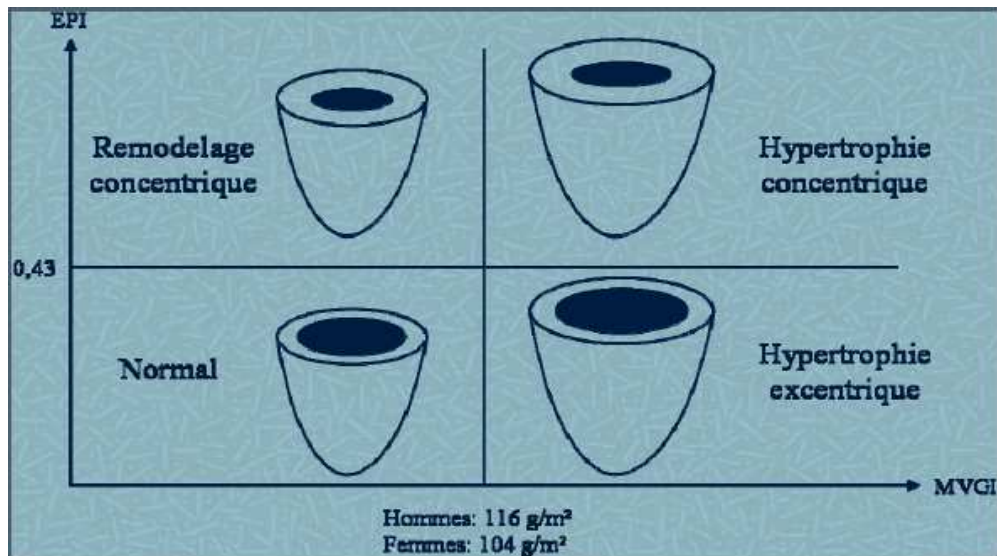


Figure 1.6 – Épaississement d'hypertrophie cardiaque

EPI : Épaisseur pariétale postérieure indexée au diamètre télé diastolique VG.

MVGI : masse VG indexée à la surface corporelle.

#### XVI. Le débit cardiaque :

Le débit cardiaque est le débit du sang qui sort du cœur par l'aorte pour être distribué à l'ensemble de l'organisme. Il est normalement égal à celui du sang qui revient au cœur par les veines caves. Sa valeur au repos est d'environ 5 litres par minute, mais dépend de la taille et de la corpulence du sujet ; au cours d'un effort intense, elle peut atteindre 40 litres par minute.

Le débit cardiaque dépend de deux facteurs : d'une part la force de contraction du cœur ; d'autre part la résistance à l'écoulement du sang des petites artères de l'organisme, qui augmente quand les muscles de la paroi des artères se contractent. Il peut être mesuré par des techniques spécialisées, dont celle dite de dilution. Cet examen consiste, après avoir injecté une substance dans le cœur, à mesurer l'évolution dans le temps de sa concentration sanguine.

Le débit cardiaque s'abaisse dans l'insuffisance cardiaque. Il est augmenté en cas d'hyperthyroïdie, de fistule artérioveineuse et dans certaines anémies. [6].

#### XVII. Imagerie par résonance magnétique du cœur :

##### VII.1. Définition de l'IRM :

C'est une technique de diagnostic qui fournit des images en coupe de grande précision anatomique. L'IRM est basée sur le phénomène physique de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN).

Son apparition en milieu hospitalier est récente : les premiers appareils n'ont été installés qu'au début des années 1980. Il est très utilisé en neurologie pour observer l'anatomie du cerveau, mais également pour l'étude de la moelle épinière, du rachis, de l'appareil ostéo-articulaire, et bien sûr du cœur.

### VII.2. Principe générale de l'IRM

L'IRM utilise les propriétés de la matière et ne tient compte que de certains protons, le plus souvent ceux d'hydrogène, présents dans le corps humain. Un aimant creux fournit un champ magnétique très intense de l'ordre de 1 à 2 Tesla (figure 1.7). Ce champ magnétique fait apparaître au sein des différents tissus de l'organisme une aimantation des protons d'hydrogène, comme si chaque proton se comportait comme une petite boussole.

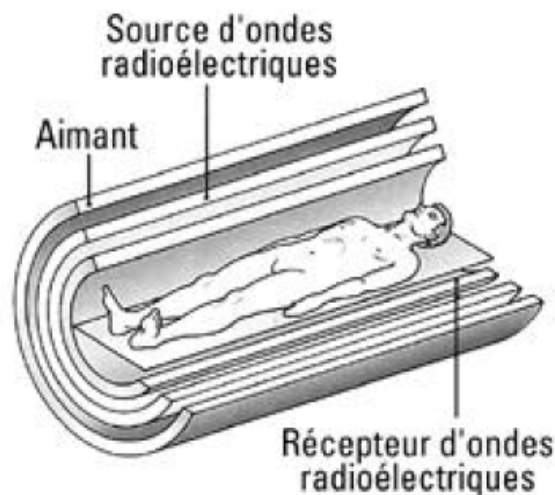


Figure 1.7 - Schéma d'un système d'acquisition IRM

Le phénomène de résonance magnétique permet de mesurer cette aimantation. Pour cela, on perturbe les protons d'hydrogène en émettant vers le patient une onde électromagnétique radiofréquence pendant quelques millisecondes. Sous l'effet de cette impulsion, les protons d'hydrogène font basculer leur aimantation par rapport à la direction du champ magnétique. A la fin de l'impulsion, l'aimantation revient à sa position d'équilibre : c'est le retour de l'aimantation à cet état d'équilibre qui est mesuré lors d'une séquence IRM. Les variations de densité protonique ou des temps de relaxation T1 et T2 des différents tissus de l'organisme permettent ainsi leur distinction sur les acquisitions.

### VI.3. Avantage :

Les principaux avantages de l'IRM sont sa résolution en contraste et son habileté à explorer à la fois les parties molles et rigides. Pour donner une idée de son importance,

disons simplement qu'elle permet d'obtenir des images de n'importe quel organe (figure 1.8), dans n'importe quelle coupe, et dans un délai relativement court. Cet examen n'est pas douloureux, ne requiert pas obligatoirement d'injection préalable d'un produit dans le corps du patient, puisque les contrastes naturels sont généralement suffisants, et contrairement aux rayons X, aucune radiation n'est utilisée. Seule l'interdiction d'une présence d'un corps magnétique est nécessaire et permet d'exclure tout risque pour le patient. En fait, personne n'a pu démontrer à ce jour le moindre effet nocif sur l'organisme dans des conditions normales d'examen. [7]

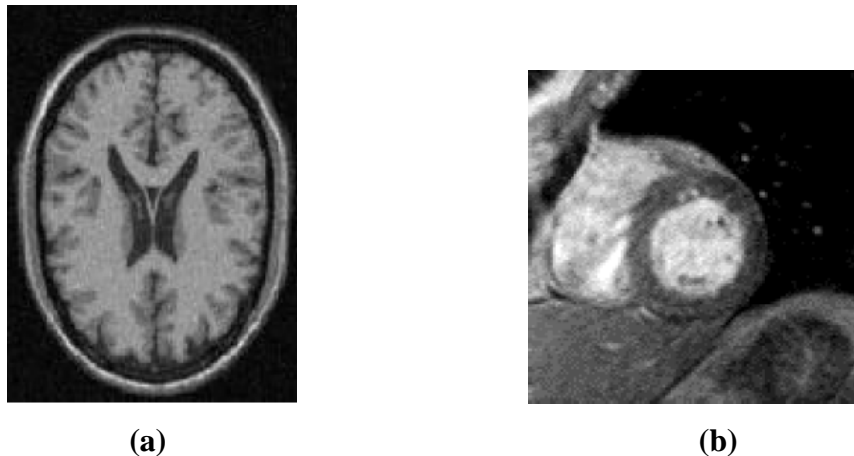


Figure 1.8 - Acquisitions IRM, (a) : IRM cérébrale, (b) : IRM cardiaque.

## XVIII. L'imagerie par résonance magnétique cardiaque :

La résonance magnétique cardiaque (RMC) est une technique d'imagerie cardiaque non invasive en plein essor exempte de radiations ionisantes pouvant être effectuée de manière répétée sans risque pour le patient. La RMC fournit des informations tomographiques précises et reproductibles ainsi que des images dynamiques du cœur avec une haute résolution spatiale et temporelle. De ce fait, elle constitue un outil très performant adapté à l'évaluation des maladies hétérogènes du myocarde.

### VIII.1. Principe de base en IRM cardiaque :

La RMC permet d'obtenir des images de très haute résolution par un système d'encodage d'ondes radios absorbées et émises par les noyaux d'hydrogène (protons) dans un puissant champ magnétique. La plupart des pathologies cardiovasculaires se présentent avec une augmentation de la teneur en eau des tissus, donc riches en protons. Les cardiomyopathies ayant fréquemment une présentation clinique d'insuffisance cardiaque, la RMC est un outil diagnostique et de suivi optimal. En pratique clinique, les IRM cardiaques ou RMC sont généralement effectuées sous des

champs de 1,5 Tesla (T). Basée sur les différences de temps de relaxation propre aux tissus comme la graisse, le muscle, et les zones inflammatoires, la RMC permet d'effectuer une caractérisation tissulaire. Les deux types de séquences principales utilisées en RMC sont l'*écho de gradient* (FGE) où le sang et le tissu graisseux apparaissent blancs, et l'*écho de spin* (SE), où le sang apparaît noir. L'écho de gradient permet d'acquérir des images dynamiques (ciné) avec une grande résolution spatiale et temporelle pouvant être utilisée pour l'analyse de la fonction myocardique et l'analyse des flux, de manière similaire à une étude doppler bidimensionnelle. Avec des séquences de type SE une meilleure caractérisation des tissus est obtenue en introduisant une pondération T1 ou T2. Dans une séquence SE pondérée en T1 (relaxation longitudinale) le tissu graisseux, par exemple, peut apparaître blanc ou au contraire noir lors de séquence SE spécifiques (*fat suppression*) contrairement à la séquence T2 (relaxation transversale) qui permet de mettre en évidence l'inflammation et l'œdème. Les séquences T2 peuvent être utilisées également pour mettre en évidence la surcharge en fer (sidérose). Dans l'étude des cardiomyopathies, la RMC est employée dans l'évaluation des paramètres morphologiques et fonctionnels. La fonction systolique peut être évaluée en long axe vertical, long axe horizontal ainsi qu'en court axe avec une excellente reproductibilité. Typiquement, les acquisitions en cours axe sont utilisées pour le calcul des paramètres volumiques des ventricules gauches (VG) et ventricules droits (VD). L'identification de la dysfonction diastolique est également un point clé chez le patient souffrant de cardiomyopathie. Les cardiopathies avec dysfonction diastolique liées à un trouble de la compliance myocardique du VG, dont font partie les cardiopathies restrictives et hypertrophiques peuvent être également évaluées par RMC en utilisant des techniques dites de tatouage myocardique ou *tagging*. Il s'agit de bandes de pré saturation parallèles ou en grille appliquées sur le myocarde. Cependant, l'échocardiographie est actuellement supérieure à la RMC dans l'évaluation de la dysfonction diastolique. En plus des avantages diagnostiques, discutés précédemment, la RMC apporte des informations spécifiques sur le tissu myocardique permettant une meilleure compréhension du mécanisme de la cardiomyopathie. Les séquences pondérées en T1 permettent une bonne visualisation du myocarde et du tissu graisseux. Les séquences pondérées en T2 permettent une bonne visualisation des processus inflammatoires et infiltratifs. La reproductibilité et la précision de cette technique permettent d'effectuer

un suivi du patient sans exposition à des rayons X, ce qui est un point crucial. Un rôle en pleine expansion de la RMC est le dépistage précoce des cardiomyopathies familiales. [8].

#### XIX. Synchronisation à l'ECG :

Les méthodes de synchronisation avec le mouvement cardiaque reposent principalement sur l'électrocardiogramme (ECG). Le pouls périphérique n'est utilisé qu'en dernier recours.

L'enregistrement de l'ECG au cours d'un examen IRM est perturbé par :

- L'effet hydro-magnéto-dynamique : le mouvement du sang (conducteur électrique) dans le champ magnétique produit un courant électrique qui s'ajoute au signal de la conduction cardiaque. Cet effet se manifeste sur le tracé par une pseudo-augmentation de l'onde T.
- Les courants induits lors des variations de gradients, les impulsions RF et la respiration qui altèrent le tracé ECG.

Les conséquences de cette dégradation du signal ECG sont une absence de synchronisation, l'absence de valeur diagnostique du tracé ECG fourni par le monitoring au cours d'une IRM, et l'attention à porter au placement des électrodes. Il est en effet primordial d'avoir une onde R qui se détache bien du reste du tracé pour être détectable par la machine.

Une fois que ce pré requis est obtenu, la synchronisation avec l'ECG pourra être effectuée soit de manière prospective, soit rétrospectivement.

- ***Gating prospectif :***

Soit l'onde R sert à déclencher les acquisitions IRM, qui seront ainsi toutes réalisées au même moment du cycle cardiaque : c'est le gating prospectif. Le TR est un multiple de la durée du cycle cardiaque (1 ou 2 cycles cardiaques).

- ***Gating rétrospectif :***

Soit l'acquisition IRM est continue avec un enregistrement simultané de l'ECG, qui sert à réordonner les données lors de la reconstruction des images : c'est le gating rétrospectif. A chaque onde R, le gradient de codage de phase change.

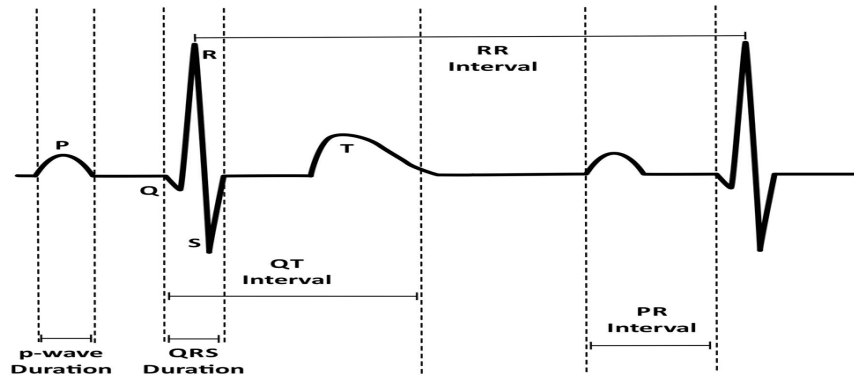


Figure 1.9 - Le tracé de l'électrocardiogramme(ECG).

Grâce à la synchronisation cardiaque, on limite les artéfacts liés aux mouvements du cœur et au flux sanguin et cela ouvre la possibilité d'imager les différentes phases du cycle cardiaque.

L'avantage du gating rétrospectif est la possibilité d'imager la totalité du cycle cardiaque, alors qu'en gating prospectif, il existe un temps mort en fin de diastole.

En imagerie ciné avec gating prospectif, la première image a un signal plus élevé (artéfact de flash) car l'aimantation longitudinale a eu un délai supplémentaire pour récupérer. Ce n'est que sur les images suivantes qu'il y a saturation partielle et équilibration de l'aimantation longitudinale. On peut palier cet inconvénient en continuant à appliquer impulsions radiofréquences et gradients durant le temps mort en fin de diastole, sans enregistrer de signal, pour maintenir l'aimantation longitudinale à son équilibre. Le gating rétrospectif n'est pas soumis à l'artéfact de flash étant donné qu'il n'y a pas de temps mort dans le cycle cardiaque.). [9].

## XX. Les séquences ciné-IRM :

La séquence de RT est réalisée 10 à 20 minutes après injection de 0,2 à 0,3ml/kg de chélate de gadolinium par voie IV. Une imagerie trop précoce peut entraîner une surestimation des territoires pathologiques (lorsque le Gd n'a pas encore été lavé du myocarde sain), alors qu'une imagerie trop tardive (après 30 min) peut entraîner des faux négatifs (lorsque le Gd a été lavé des territoires pathologiques).

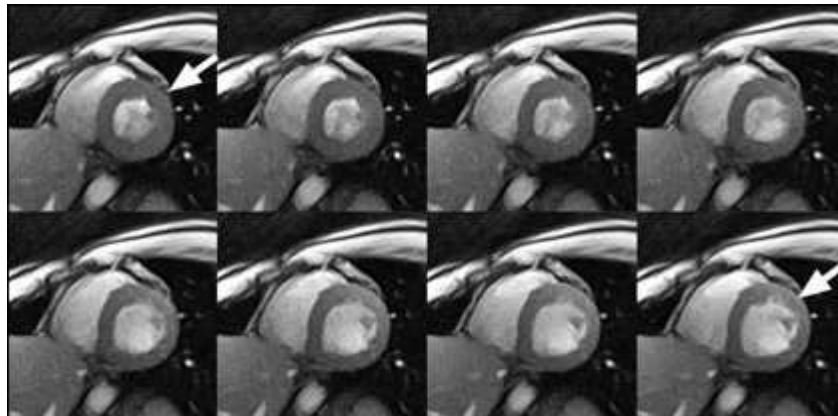
Plusieurs séquences peuvent être utilisées pour mettre en évidence les zones de rétention du Gd :

- Les séquences d'écho de gradient inversion-récupération

Turbo FLASH 3D avec segmentation de l'espace K. Séquences de référence, très dépendantes du choix du Ti mais permettant un balayage du cœur en une seule apnée.

- Les séquences d'écho de gradient état d'équilibre 3D (Steady state free Precession : SSFP) (FIESTA, Balanced FFE ou True-Fisp en fonction des constructeurs). Séquences plus récentes restant très dépendante du choix du Ti mais permettant un balayage du cœur en une seule apnée.

- Les séquences d'écho de gradient contrastent de phase inversion-récupération type PSIR 2D. Séquences moins dépendantes du Ti mais mono coupes, nécessitant donc plusieurs acquisitions pour balayer l'ensemble du myocarde. [10]



*Figure 1.10 - Séquences ciné-IRM cardiaque.*

## **XXI. Les plans de coupe utilisée en IRM cardiaque :**

Du fait de l'anatomie et la disposition dans l'espace du cœur, l'exploration cardiaque fait appel à des plans de coupes spécifiques, semblables à ceux de l'échographie cardiaque.

L'analyse des images se fonde sur les plans de coupe suivants :

- 4 cavités
- Grand axe VG
- Petit axe VG

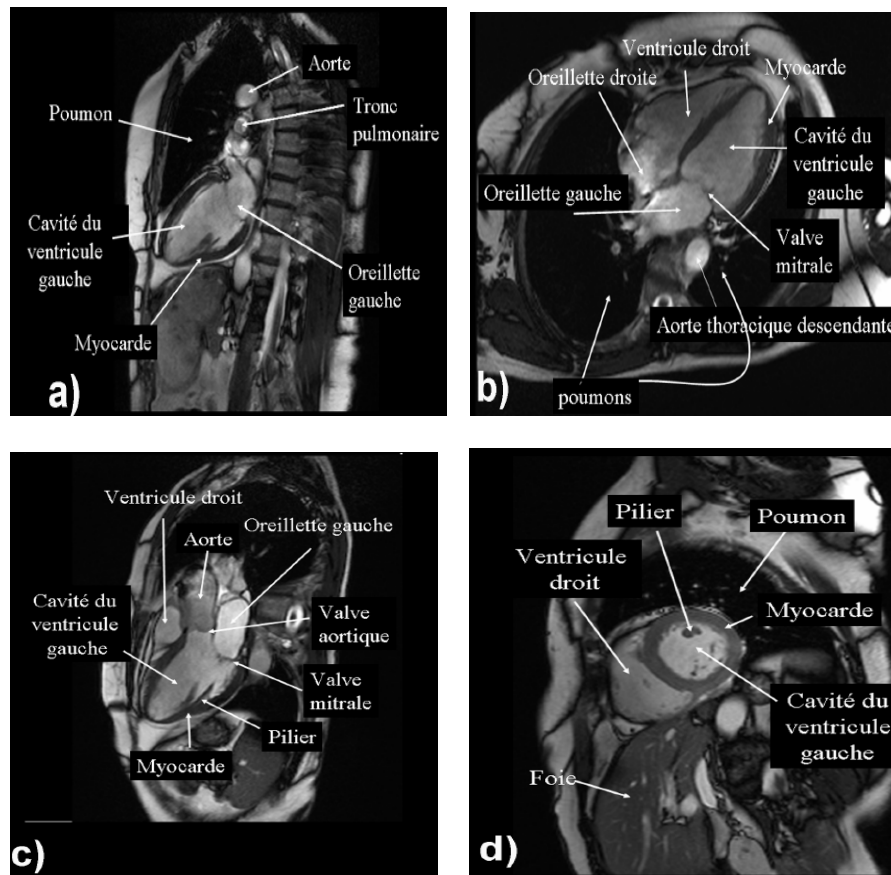


Figure 1.11 - Orientations des plans de coupe en IRM cardiaque. a) Grand axe 2 cavités, b) grand axe 4 cavités, c) grand axe 3 cavités, d) petit axe.

En fonction de l'indication de l'examen, des coupes complémentaires sur le ventricule droit ou les valves cardiaques peuvent être réalisées. [9]

Dans ce travail on va utiliser les coupes petit axe pour le traitement et l'analyse des images.

## XXII. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre l'aspect anatomique et fonctionnel du cœur, ainsi, les pathologies du ventricule gauche : infarctus de myocarde et l'hypertrophie VG aux quelle nous nous intéressons. Nous avons présenté ensuite, les différentes modalités de l'imagerie par résonance magnétique cardiaque permet d'étudier la fonction cardiaque et les parois du ventricule gauche précisément, comme elles nous donnent des images en bonne qualité avec une très bonne résolution pour le diagnostique. En pratique clinique, l'évaluation de la fonction contractile segmentaire se fait visuellement. Dans le cas où des indices quantitatifs sont estimés, une délimitation des contours du ventricule gauche s'avère nécessaire.

De ce fait, dans le prochain chapitre, nous effectuons une rétrospective sur des différentes méthodes de segmentation d'images et plus particulièrement la segmentation des images IRM cardiaque.

# Chapitres 02

## I. Introduction :

La segmentation d'image joue un rôle prépondérant dans le traitement d'image et dans la vision par ordinateur. Cette étape se situe entre d'une part l'acquisition de l'image et son amélioration et d'autre part sa description et la prise de décision finale conséquente. Elle doit réaliser la tâche difficile d'extraire à partir d'une image numérique des informations 'utiles' permettant de localiser et délimiter les entités présentes dans l'image. Le but de toutes les méthodes de segmentation est l'extraction d'attributs pour caractériser les objets. Ces attributs correspondent à des points d'intérêt ou à des zones caractéristiques de l'image.

Dans ce chapitre nous allons présenter dans un premier temps, les différents types du filtrage. Après, nous décrivons la notion générale de la segmentation en analysant de manière plus précise les techniques du contour actif, ou nous sommes intéressés à la méthode d'ensemble de niveau. Finalement, nous allons citer autres méthodes de segmentation utilisées dans ce domaine.

## II. Représentation d'une image :

Les images sont des tableaux à deux dimensions dont les éléments sont des pixels, un pixel étant l'unité atomique d'une image représentant une nuance de couleur. [11]

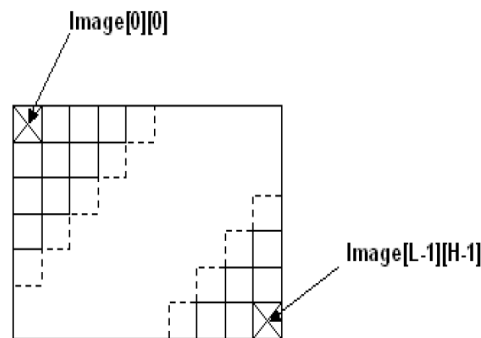


Figure 2.1 - Structure de stockage d'une image.

Le type de valeur du pixel dépend du format de l'image. Dans ce document, nous nous limiterons au format suivant :

- Image à niveaux de gris (NDG) : la valeur du pixel est un entier représentant l'intensité du gris, variant de 0 (noir) à 255 (blanc). [12]

## III. Filtrage :

En amont de la segmentation on retrouve l'étape du prétraitement. C'est une étape qui a pour but d'améliorer l'image et pour faciliter la segmentation. L'amélioration des

images est essentiellement obtenue par le filtrage, qui consiste soit à atténuer les bruit indésirable, soit accentuer les contours.

Le principe du filtrage est l'application d'une opération au niveau du pixel élémentaire tenant compte de son environnement (pixel voisin). C'est une opération qui consiste à déplacer un filtre (masque), qui est une matrice, sur l'image initiale, en multipliant élément par élément et on remplace le pixel central par la valeur trouvée. A cet effet, plusieurs filtres ont été définis tels que les filtres linéaires, les filtres non linéaires, et les filtres morphologiques [13].

Dans cette étape, nous essayons de proposer une classification de ces méthodes, celle-ci est représentée dans la figure 2.2 :

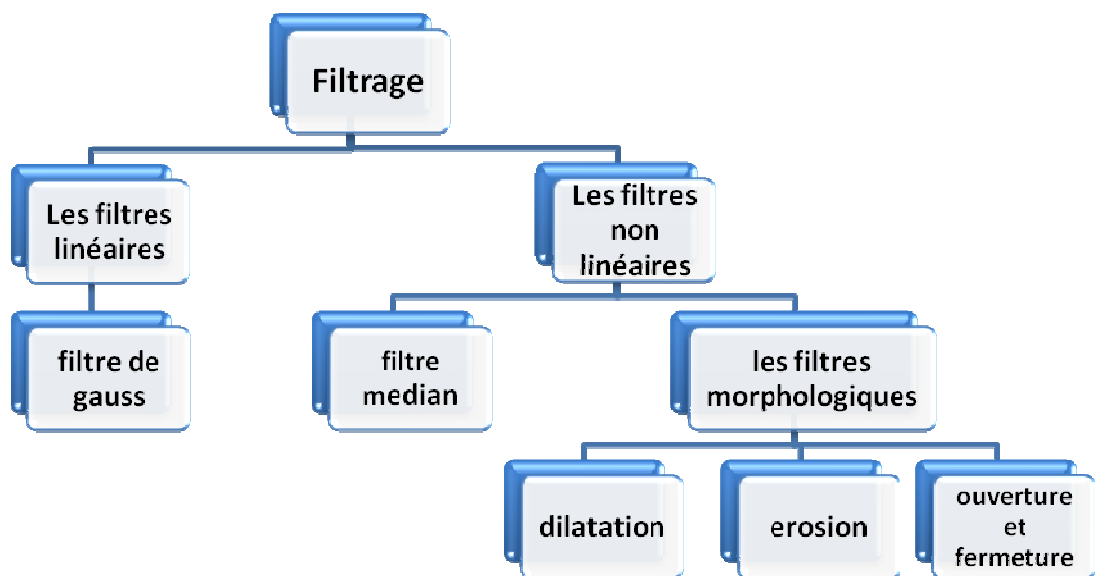


Figure 2.2 - Les différentes méthodes du filtrage.

### III.1 Filtres linéaires :

Un filtre est dit linéaire si la valeur du pixel de l'image résultat est une combinaison linéaire des valeurs des pixels situés dans une fenêtre de l'image initiale. Un filtre linéaire est réalisé grâce à la convolution de l'image avec un « noyau » ou masque [14].

#### ➤ Filtre de Gauss :

Ce filtre est d'écrire par l'équation suivante [15] :

$$\text{Soit : } G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (\text{II.1})$$

Où :  $\sigma$  est la variance et  $\mu$  est égale à 1

Image filtrée : convolution entre l'image originale et la distribution de Gauss.

$$L_{med}(x,y) = G(x,y) * A(x,y) \quad (\text{II.2})$$

### III.2 Filtres non linéaires :

Ces opérateurs ont été développés pour pallier aux insuffisances des filtres linéaires : principalement la mauvaise conservation des contours. Ils ont le défaut d'infliger des déformations irréversibles à l'image [14].

#### ➤ Filtre médian :

Le filtre médian est l'un des plus simples et des plus efficaces opérateurs non linéaires pour éliminer le bruit impulsionnel. Son fonctionnement consiste à remplacer la valeur d'un pixel par la valeur médiane de l'ensemble des pixels de son voisinage [16].

Algorithme :

- Choisir une fenêtre dont la taille est un nombre impair.
- Trier les éléments de la fenêtre dans l'ordre croissant.
- Affecter au pixel central P la valeur médiane.

### III.3 Filtrage morphologique :

Le filtrage morphologique repose sur la morphologie mathématique, basé sur une description ensembliste des images. Les opérateurs morphologiques privilégient la notion de forme plutôt que l'information sur l'amplitude des signaux. Ils s'appliquent aussi bien aux images binaires (deux niveaux : blanc ou noir) qu'aux images monochromes (en niveaux de gris).

L'approche de Morphologie Mathématique vise à déterminer les caractéristiques d'un objet, simplifier l'image en supprimant certaines structures géométriques, la séparation des objets collés. Pour cela, on utilise un élément structurant, qui est un masque. Il permet de prendre en compte le voisinage du pixel [17].

#### • Élément structurant :

L'élément structurant est une forme qui définit une opération morphologique. On peut le voir comme un masque. Il y a deux opérations morphologiques de base et deux opérateurs complémentaires [18].

#### III.3.1 Érosion :

L'érosion d'une forme X par un élément structurant B est notée « $X \ominus B$ ». Elle est définie par :

$$X \ominus B = \{p \in S, \text{tel que } B_p \subseteq X\} \quad (\text{II.3})$$

Il s'agit donc de l'ensemble des pixels P d'affixe p du support S de l'image, qui vérifient

$Bp \subseteq X$ , lorsqu'ils ont pris un élément structurant B (translation de B par p).

L'érosion a pour résultat de [18] :

- Diminuer (éroder) des objets de l'image.
- Supprimer les petits détails.

### III.3.2 Dilatation :

La dilatation d'une forme X par un élément structurant B est notée  $X \oplus B$ . Elle est définie par l'équation suivante :

$$X \oplus B = \{p \in S, \text{tel que } \overline{Bp} \cap X \neq \emptyset\} \quad (\text{II.4})$$

Il s'agit donc de l'ensemble des pixels P d'affixe p, tel que le translaté  $\overline{Bp}$  de l'élément structurant symétrique  $\overline{B}$ , ait une intersection non vide avec X.

La dilatation a pour résultat de [18] :

- la dilatation élimine les trous.
- dilate les contours.

### III.3.3 Ouverture et fermeture :

Une opération d'ouverture mathématique consiste en une érosion suivie par une dilatation avec le même élément structurant. La fermeture est une dilatation suivie par une érosion avec toujours le même élément structurant [18].

Dans notre travail, nous avons utilisé le filtrage morphologique pour supprimer les piliers à l'intérieur de la cavité cardiaque.

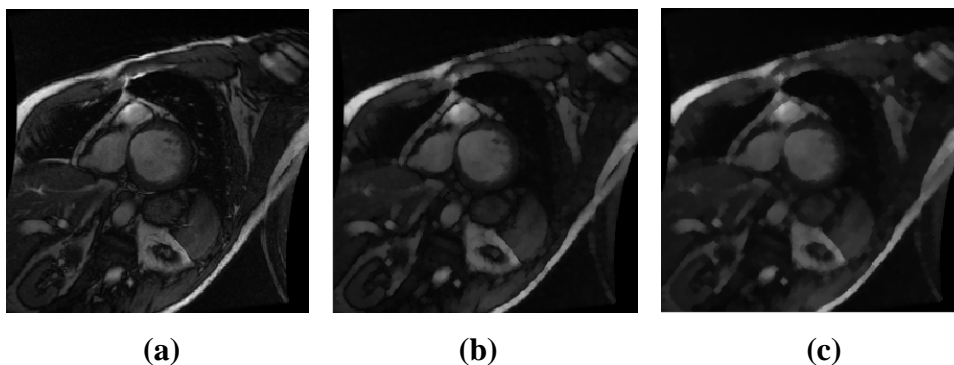


Figure 2.3 – Résultats du filtrage par ouverture et fermeture. Image originale (a), image après ouverture (b), image après fermeture de l'image b (c).

## IV. la segmentation :

La segmentation est un traitement de bas-niveau qui consiste à effectuer une partition de l'image en régions homogènes par rapport à un ou plusieurs critères. Les régions obtenues se distinguent les unes des autres par des différences significatives selon ces mêmes critères. La segmentation consiste à extraire des points, des lignes ou des

régions. Le choix d'une technique de la segmentation est liée à plusieurs facteurs comme : la nature de l'image, les conditions d'acquisition (bruit), les primitives à extraire (contour, texture,...) [19].

La segmentation et la quantification couleurs sont basées sur le même principe de partitionnement de l'image, visant à découper l'image en régions.

Trouver des algorithmes de haut niveau afin de différencier des objets dans une scène est un sujet de recherche le plus courant en traitement d'images.

Par exemple, *en médecine*, la segmentation est un principe utile pour détecter des maladies. [20]

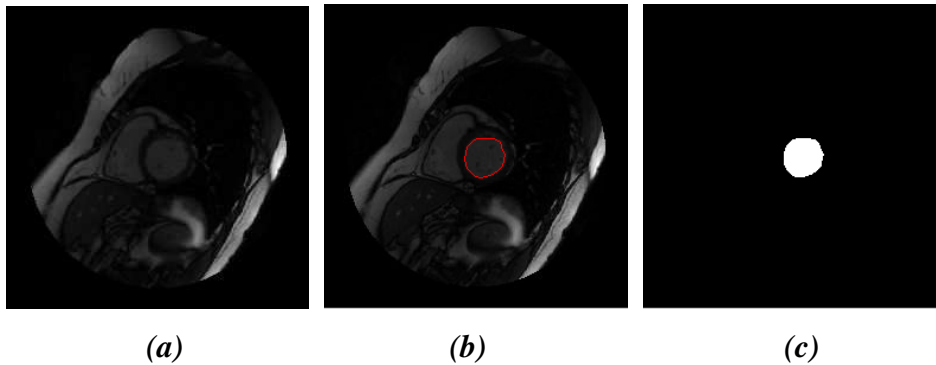


Figure 2.4 - IRM du cœur : image originale(a), contour du ventricule gauche segmenté(b), Image segmentée (c).

#### IV.1 Les différentes approches de segmentation :

Dans la littérature, nous avons trouvé plusieurs méthodes de segmentation qui s'intègre généralement dans trois principales approches : approche par contours, approche par régions et approche coopérative.

Nous avons essayé de proposer une classification de ces méthodes selon le schéma suivant (figure 2 .5). [19] :

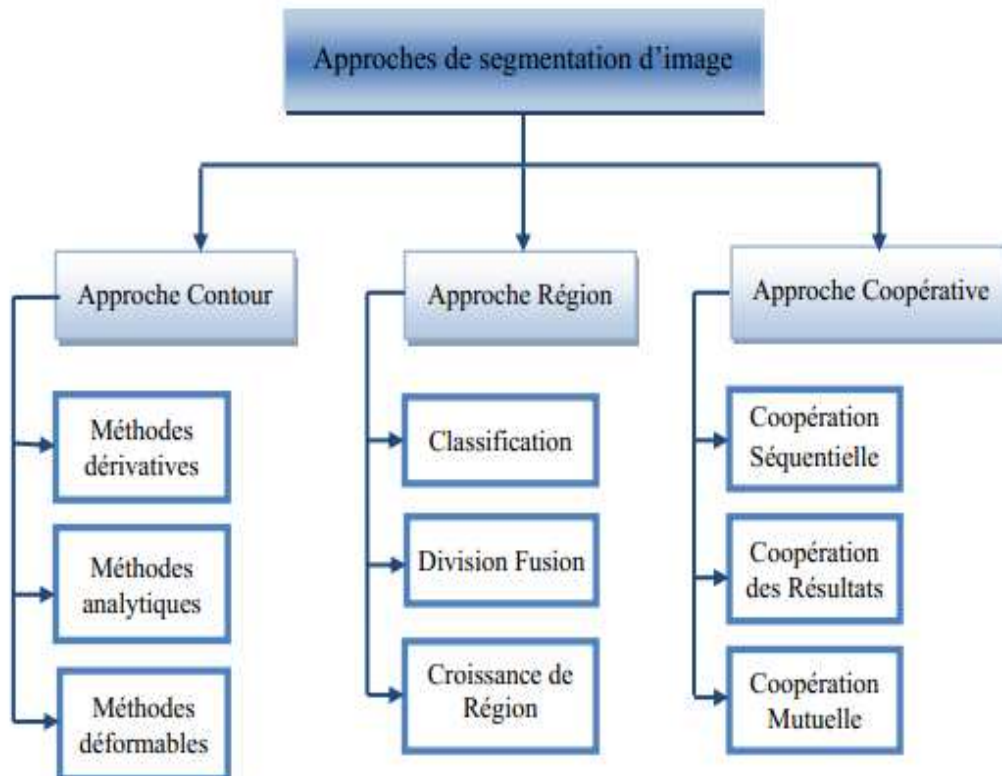


Figure 2.5 - Principales méthodes de segmentation d'images.

#### IV.1.1 Approche frontière (contour) :

Dans une image numérique, les contours se situent entre les pixels appartenant à des régions ayant des intensités moyennes différentes ; il s'agit de contours de type « saut d'amplitude ». Un contour peut également correspondre à une variation locale d'intensités présentant un maximum ou un minimum ; il s'agit alors de contour « en toit ».

La notion de « frontière » est associée à une variation d'intensité ou à une discontinuité entre les propriétés de deux ensembles connexes de points. [21]

Donc l'approche locale de détection de contour consiste à balayer l'image avec une fenêtre définissant la zone d'intérêt. A chaque position, un opérateur est appliqué sur les pixels de la fenêtre afin d'estimer s'il y a une transition significative au niveau de l'attribut choisi. A partir des pixels susceptibles d'appartenir à un contour, il faut ensuite extraire des contours fermés. [22]

#### IV.1.2 Approches dérivatives :

Sont les plus immédiates pour détecter et localiser les variations du signal. Les contours sont assimilés aux points de fort gradient ou de dérivée seconde nulle. [21]

#### IV.1.2.a Opérateurs dérivatifs du premier ordre :

##### IV.1.2.a.1 Gradient :

Pour une image  $I(x, y)$ , le vecteur gradient au point de coordonné  $(x, y)$  est donné par :

$$\nabla I(x, y) = \left( \frac{\partial I}{\partial x}, \frac{\partial I}{\partial y} \right)^T \quad (\text{II.5})$$

$$\text{Le module de gradient : } |\nabla I(x, y)| = \sqrt{\left( \frac{\partial I}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial I}{\partial y} \right)^2} \quad (\text{II.6})$$

Pour les images digitales, les dérivées directionnelles sont approchées par des simples différences finies [23] :

$$|\nabla I(i, j)| = \sqrt{\left( \frac{\Delta I}{\Delta i} \right)^2 + \left( \frac{\Delta I}{\Delta j} \right)^2} \quad (\text{II.7})$$

Ou encore par :

$$|\nabla I(i, j)| = \max \left\{ \left| \frac{\Delta I}{\Delta i} \right|, \left| \frac{\Delta I}{\Delta j} \right| \right\} \quad (\text{II.8})$$

$$\frac{\partial I}{\partial x} = \frac{\Delta I}{\Delta i} = I(i, j) - I(i, j - 1): \text{ Différence horizontale} \quad (\text{II.9})$$

$$\frac{\partial I}{\partial y} = \frac{\Delta I}{\Delta j} = I(i, j) - I(i - 1, j): \text{ Différence verticale} \quad (\text{II.10})$$

##### IV.1.2.a.2 Opérateurs de Prewitt et de Sobel :

Pour ces opérateurs les dérivées directionnelles horizontale et verticale s'expriment sous la forme :

$$\frac{\Delta I}{\Delta j} = h_j * I(i, j) \text{ Et } \frac{\Delta I}{\Delta i} = h_i * I(i, j) \quad (\text{II.11})$$

$$\text{Avec : } h_j = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ c & 0 & -c \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \text{ et } h_i = \begin{bmatrix} 1 & c & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -c & -1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.12})$$

Les matrices  $h_j$  et  $h_i$  sont appelées aussi masques, sont les noyaux de convolution de filtres à réponse impulsionnelle finie.

Les masques de Prewitt sont définis par  $c=1$  et les masques de Sobel par  $c=2$ . Rappelons que la relation entre convolution et corrélation peut être traduite par l'expression :

$$\mathbf{h} * \mathbf{I}(i, j) = \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N h(m, n) \cdot \mathbf{I}(i - m, j - n) \quad (\text{II.13})$$

Où  $h$  est un noyau de convolution de taille.  $(2M + 1) \times (2N + 1)$  . [21]

#### IV.1.2.a.3 Opérateur de Roberts :

Les masques de Roberts sont des versions de  $\Delta x$  et  $\Delta y$  ayant subi une rotation de -45 degrés.

$$\frac{\Delta I}{\Delta j} = I(i+1, j+1) - I(i, j) \quad (\text{II.14})$$

$$\text{Et } \frac{\Delta I}{\Delta i} = I(i+1, j) - I(i, j+1) \quad (\text{II.15})$$

Les masques de convolution de Robert sont :

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \text{Et} \quad \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{II.16})$$

Le module du gradient présente des valeurs les plus élevés au niveau des frontières et quasi nulles sur les régions uniforme. [23]

#### IV.1.2.b Opérateurs dérivatifs du deuxième ordre :

Les contours peuvent être localisés par les passages par zéros du Laplacien :

$$\Delta I(x, y) = \frac{\partial^2 I(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I(x, y)}{\partial y^2} \quad (\text{II.17})$$

##### IV.1.2.b.1 Opérateur Laplacien sur voisinage réduit :

L'approximation discrète la plus simple du Laplacien calculée sur un voisinage de  $3 \times 3$ , correspond aux masques suivants [21] :

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{ou} \quad \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (\text{II.18})$$

##### IV.1.2.c Opérateurs optimaux :

L'opérateur de Sobel introduit une pondération au niveau des moyennes locales calculées de chaque côté du pixel central. Plusieurs travaux ont cherchés à optimiser cette pondération. Canny, en 1983, a postulé trois critères de bonne détection de contours [24] :

- Robustesse au bruit
- Bonne localisation,
- Faible multiplicité des maxima dus au bruit.

En supposant qu'un contour peut se modéliser comme un échelon perturbé par un bruit blanc additif, Canny a traduit chaque critère en termes mathématiques, ces critères utilisés ensuite, pour optimiser le filtre de lissage  $f(x)$  et le filtre différentiel correspondant [25] :

$$g(x) = \frac{\partial f(x)}{\partial x} \quad (\text{II.19})$$

## IV.2 Les contours actifs :

Le modèle de 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. La convergence du contour actif vers la frontière recherchée est très généralement vue comme une condition de stabilité mais on peut également la percevoir sous un aspect de rupture de modèle par détection de changement d'état d'évolution du contour au travers des différentes itérations.

Le critère selon lequel le processus de déformation fait évoluer le contour a été initialement associé à la recherche d'une minimisation d'une fonctionnelle directement interprétable en terme de contraintes physiques : raideur, élasticité, attache aux données [21].

### IV.2.1 Présentation du modèle du contour actif :

Se fondant sur une représentation paramétrée, le contour actif est assimilé à une courbe  $C$  représentée selon les notations suivantes :

$$C = \{v(s, t) = (x(s, t), y(s, t)) ; s \in [a, b] \text{ et } t \in [0, T]\} \quad (\text{II.20})$$

Où  $a$  et  $b$  désignent les extrémités (fixes, mobiles, confondus 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.

Cette courbe se déplace selon un processus itératif de déformation contrôlé par un test de convergence. Le processus de déformation est lié à la minimisation d'une fonctionnelle d'énergie, construite de telle sorte qu'un minimum local se trouve en la frontière avec l'objet à détecter. Cette fonctionnelle énergie, notée  $E(C)$ , s'exprime par :

$$E(C) = E_{\text{interne}}(C) + E_{\text{externe}}(C) + E_{\text{image}}(C) \quad (\text{II.21})$$

- L'énergie interne est pour contrôler l'aspect de la courbe C, et qui permet ou snake de garder sa cohésion, grâce à la somme de deux termes :

$$E_{\text{interne}}(C) = \int_a^b \alpha(s) \left| \frac{\partial v(s)}{\partial s} \right|^2 ds + \int_a^b \beta(s) \left| \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (\text{II.22})$$

Où la quantité  $\left| \frac{\partial v(s)}{\partial s} \right|^2$  agit sur la longueur de la courbe et est liée à sa rigidité alors que la quantité  $\left| \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \right|^2$  agit sur la courbure et lié à l'élasticité. La courbe doit être suffisamment lisse et rigide.

Où les coefficients  $\alpha(s)$  et  $\beta(s)$  permettent de pondérer différemment les termes liés respectivement à la raideur et à l'élasticité.

- 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 contrôles (points de passage obligés).
- L'énergie d'image fait intervenir les caractéristiques images que l'on cherche à mettre en valeur. Dans le cas précis où l'on cherche à mettre en valeur les zones de fort contraste, on peut choisir une énergie image par la relation :

$$E_{\text{image}}(C) = - \int_a^b |\nabla(g_{\sigma} * I(v(s)))| ds \quad (\text{II.23})$$

Où  $|\nabla(g_{\sigma} * I(v(s)))|$  représente le gradient de l'image I au voisinage de la courbe v(s).

Où  $\nabla$  désigne le gradient et  $g_{\sigma}$  la gaussienne centrée d'écart type  $\sigma$  [21].

Un maximum d'énergie sera atteint si la courbe passe par les points de gradient maximal de l'image lissée par un filtre gaussien.

#### IV.2.2 Force d'image :

Il existe différentes forces externes : la force image à laquelle peuvent être associées des forces d'optimisation du processus. La force externe de base (ou force image) est exprimée à partir de l'image et prend des petites valeurs au niveau des contours. Soit une  $I(x, y)$ . Pour déformer le modèle vers les contours, la force image est exprimée à par :

$$F_{\text{ima}}(x,y) = -\gamma(s) |\nabla[G_{\sigma} * I(x,y)]|^2 \quad (\text{II.24})$$

Où  $\gamma(s)$  représente le coefficient de viscosité,  $\nabla$  l'opérateur gradient et  $G(x, y)$  une fonction Gaussienne bidimensionnelle de variance  $\sigma$ . Le paramètre  $\sigma$  permet de définir l'étendue de l'attraction voulue mais s'il est choisi trop grand, il peut causer des erreurs de localisation. En général, nous utilisons la formule suivant :

$$F_{\text{ima}}(x,y) = -\gamma(s) \frac{\nabla I(x,y)}{|\nabla I(x,y)|} \quad (\text{II.25})$$

Pour que le contour actif trouve correctement les contours significatifs, il faut alors initialiser le contour à proximité du contour souhaité [26]. Ce qui a une grande influence sur l'évolution du contour :

- Si le contour initial n'est pas proche du contour réel, il n'est pas attiré par celui-ci (arrêt sur des pics de gradient dus au bruit).
- Si le contour n'est pas soumis à aucune force, le contour se rétracte sur lui-même.

### IV.2.3 Approche variationnelle et géométrique :

#### IV.2.3.1 Approche variationnelle :

L'approche variationnelle consiste à formuler une fonctionnelle d'énergie  $J$  dont la minimisation par calcul des variations fournira l'équation d'évolution du contour actif  $C(t)$ . La fonctionnelle est composée de termes d'énergie, ou critères, qui sont intrinsèques (contraintes internes sur  $C(t)$ ) ou extrinsèques (attache aux données). Alors que les critères intrinsèques sont souvent basés sur la frontière définie par  $C(t)$ , les critères extrinsèques sont soit basés sur les frontières ou les régions. Nous utiliserons cette dichotomie opérée sur les critères extrinsèques pour différencier les contours actifs basés sur l'information de frontière de ceux basés sur l'information de région. La technique de descente de gradient est traditionnellement utilisée pour déduire l'équation d'évolution du contour  $C$  à partir du calcul des variations :

$$\frac{\partial C}{\partial t} = - \frac{\partial J}{\partial C} \quad (\text{II.26})$$

Un contour actif évoluant selon l'équation précédente tendra à minimiser l'énergie  $J$  dont le minimum correspond à la segmentation des objets recherchés dans l'image. [27]

#### IV.2.3.2 Approche géométrique :

Lorsqu'un mode de représentation implicite ou explicite a été choisi, il convient de déterminer la vitesse normale  $v_N(x, t)$  qui permettra de déformer le contour actif. La détermination de ce champ vectoriel de vitesse est le point crucial des contours actifs puisque leur habilité à segmenter l'objet d'intérêt représenté dans une image.

L'approche géométrique, par analogie avec la Physique, ou par des considérations purement mathématiques, établit directement l'équation d'évolution du contour actif.

Le terme d'attache aux données de l'image est une fonction  $g$  pondérant la vitesse normale. Dans leurs expériences, les auteurs utilisent un terme basé sur les frontières de l'objet à segmenter : lorsque le contour atteint des zones de gradient élevé de l'image, la fonction de pondération tend vers zéro. L'expression de la vitesse normale est donnée par l'équation suivante :

$$v_N = g(|\nabla I|) (\kappa + c) \quad (II.27)$$

Le principal problème de cette approche est la sensibilité à l'initialisation du contour actif [27]. La suite de cette étude s'intéresse à la représentation dite implicite des contours actifs. La représentation implicite, encore appelée représentation par courbe de niveaux ou représentation Level set, présente moins de contraintes quant à la géométrie des objets qui peuvent être irréguliers (présences de fortes courbures) et dont la topologie peut changer en cours de convergence. [28]

#### IV.2.4 Le contour actif géométrique (Level set) :

La méthode du Level set est un cadre de travail analytique travaillant sur l'évolution géométrique d'objets. Cette méthode décrit à travers une fonction scalaire définie sur une grille fixe. L'équation d'évolution, formalisée sous forme d'une EDP, est contrainte par un champ de vitesse imposé dans le sens de la normale au contour. Ce champ est construit de manière à attirer le modèle vers les objets à extraire dans l'image sous contraintes de régularisation géométrique. [28]

La normale et la courbure du contour en chaque point sont facilement définies à partir des propriétés différentielles géométriques de cette présentation.

##### IV.2.4.1 Représentation en courbes de niveau :

L'idée de ces courbes de niveau (Level set) est de déduire la propagation de  $C(t)$  à partir de la propagation de  $\emptyset$ . La courbe  $C(t)$  alors changée de topologie sans problème de paramétrisation contrairement aux cas des contours actifs paramétriques. En effet,

dans les cas des contours actifs (snaks), la courbe à l'instant  $t+1$  est déduit de la courbe à l'instant  $t$  est cela implique donc une para-métrisation intrinsèque à la courbe. Dans la technique des courbes de niveaux (Level Set) c'est l'intersection de  $\varphi(t)$  avec le plan défini par  $\varphi = 0$ , la forme de cette intersection pouvant être quelconque. On déduit l'équation d'évolution de  $\varphi(x, t)$  en différenciant l'équation par rapport au temps  $t$ , on obtient :

$$\forall x \in C(t), \frac{\partial \varphi(x(t))}{\partial t} = 0 \quad (\text{II.28})$$

Il vient alors

$$\frac{\partial \varphi(x, t)}{\partial t} + \langle \nabla \varphi(x, t), \frac{\partial x(t)}{\partial t} \rangle = 0 \quad (\text{II.29})$$

En remplaçant par :

$$\frac{\partial x(t)}{\partial t} = V(x, t)N(x, t) \quad (\text{II.30})$$

Où  $V$  est la vitesse d'évolution

L'équation devient :

$$\varphi(x, t) = -\langle \nabla \varphi(x, t), V(x, t)N(x, t) \rangle \quad (\text{II.31})$$

On décomposant l'expression, on a finalement :

$$\varphi(x, t) = -\langle \nabla \varphi(x, t), V(x, t)N(x, t) \rangle = 0 \quad (\text{II.32})$$

Cette équation permet ne bonne mise en œuvre des contours déformable. En effet, les changements de topologie sont gérés automatiquement. Ainsi, si l'image contient plusieurs objets, le contour se scinde au cours de son évolution pour englober chaque objet séparément. Le contour peut également se déformer pour s'ajuster à des formes complexes (avec excroissances par des exemples), ce que ne peuvent faire les snacks.

#### IV.2.4.2 Le modèle de Level set :

Dans le modèle d'origine des contours actifs, la courbe est représentée par une liste de points et d'évolution de la courbe par la variation des coordonnées de ces points. Elle introduit un modèle géométrique, puis notion de contour géodésique. Malladi implémente une évolution de la courbe basée sur un schéma de «Level set » qui permet de gérer automatiquement les changements de topologie.

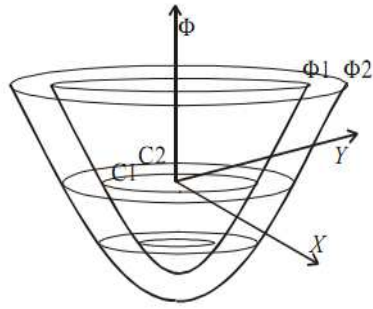
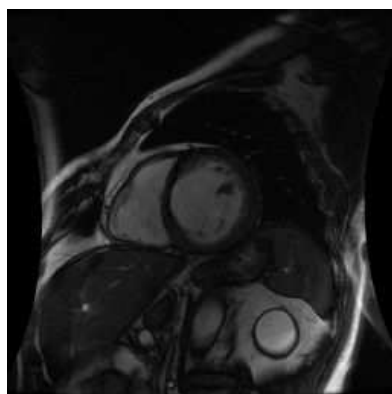


Figure 2.6 - formulation des «level sets ».

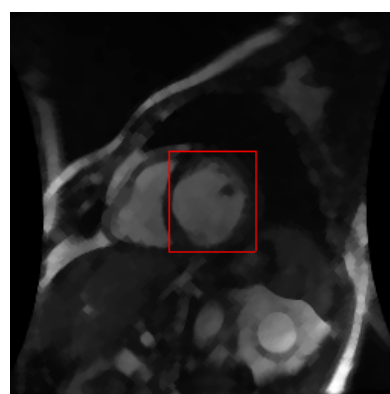
En rapport avec la figure (2.6), pour une courbe fermée  $C$  dans le plan d'équation  $\phi = 0$ , on peut construire une fonction  $\phi(x, y)$  telle que  $\phi(x, y) < 0$  à l'intérieur de  $C$ ,  $\phi(x, y) > 0$  à l'extérieur de  $C$  et  $\phi(x, y) = 0$  sur  $C$ . la courbe  $C$  est appelée « level set » de  $\phi$ . Deux fonctions  $\phi : \phi_1$  et  $\phi_2$  chacune avec leur « level sets »  $C_1$  et  $C_2$  apparaissent sur la figure (2.6). Si, on suppose, dans le plan  $\phi = 0$ , qu'une courbe évolue de  $C_1$  à  $C_2$ , avec une certaine fonction de vitesse, au lieu de faire évoluer la courbe, il est possible d'obtenir le même résultat en faisant évoluer une fonction  $\phi$  correspondante :

1. Faire  $\phi = \phi_1$  pour qui le « level set » est  $C_1$ ;
2. Faire décroître graduellement  $\phi$  vers  $\phi_2$  ainsi le « level set » de s'étend graduellement de  $C_1$  vers  $C_2$ .

Il est possible de réaffecter les propriétés souhaitées de  $C_1$  et  $C_2$  comme propriétés d'évolution de  $\phi_1$  et  $\phi_2$  [29].



(a)



(b)

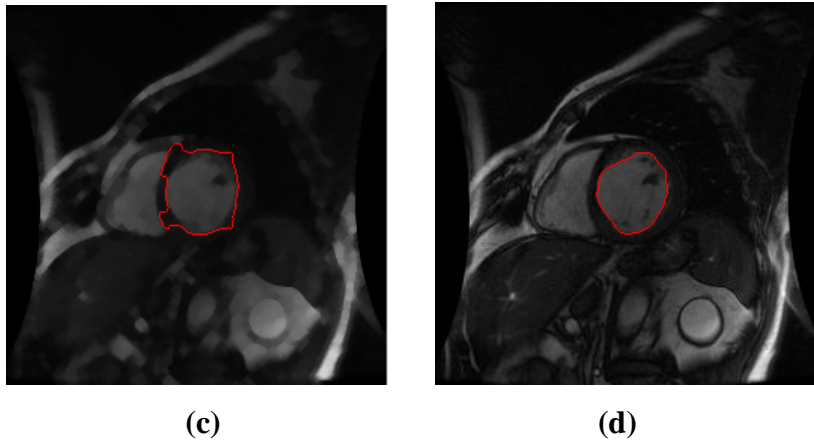


Figure 2.7 – l'évolution de level set : Image originale (a), initialisation du contour sur la zone d'intérêt (b), l'évolution du contour (c), contour finale (d).

Les *level sets* permettent de segmenter un ensemble de formes très complexes comportant de grandes variations de courbures. Leur capacité à changer de topologie et les rend très intéressants pour certaines applications de segmentation.

### IV.3 Segmentation par seuillage :

La segmentation par seuillage utilise l'histogramme pour extraire les différentes régions de l'image. Le seuillage permet de classer les pixels en deux catégories, ceux dont la mesure est inférieure au seuil ( $S$ ) et ceux dont la mesure excède ou égale le seuil.

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{si } f(x, y) < S \\ 1 & \text{si } f(x, y) \geq S \end{cases} \quad (\text{II.37})$$

La transformation produit une image binaire. Le seuillage peut être adaptatif ou bien automatique (basé sur la méthode d'Otsu) [29].

#### IV.3.1 Méthode d'Otsu :

La méthode développée par Otsu ne s'applique que dans le cas de la binarisation ; segmentation d'image en deux catégories (le fonds et les objets). L'idée est de chercher un seuil permettant d'obtenir les deux classes en minimisant une fonction de coût. On va alors essayer diverses valeurs de seuil et choisir celui qui sépare l'histogramme de façon optimale en deux classes (qui minimise la variance intra-classe). En supposant que le nombre de niveaux de gris est 256 et que l'histogramme est noté  $h(i)$ . Alors on peut définir une mesure de variance intra-classe par :

$$\sigma_{\text{intra}}^2(\mathbf{s}) = t_1(\mathbf{s}) \cdot \sigma_1^2(\mathbf{s}) + t_2(\mathbf{s}) \cdot \sigma_2^2(\mathbf{s}) \quad (\text{II.38})$$

Avec  $t_1(s) = \sum_{i=0}^{s-1} h(i)$  et  $t_2(s) = \sum_s^{255} h(i)$

$\sigma_1^2(s)$ : Variance des pixels dont le NG est  $<$  seuil S

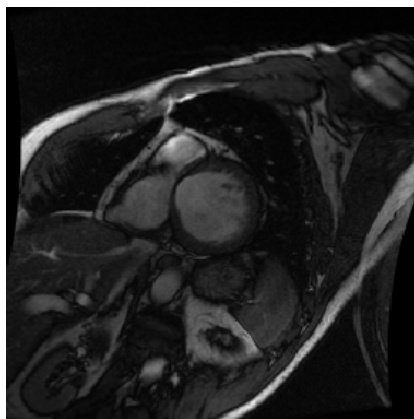
$\sigma_2^2(s)$ : Variance des pixels dont le NG est  $\geq$  seuil S

$$\sigma_{\text{intra}}^2(s) = \sum_{i=0}^{s-1} h(i) \cdot (1 - \mu_1)^2 + \sum_s^{255} h(i) \cdot (1 - \mu_2)^2 \quad (\text{II.49})$$

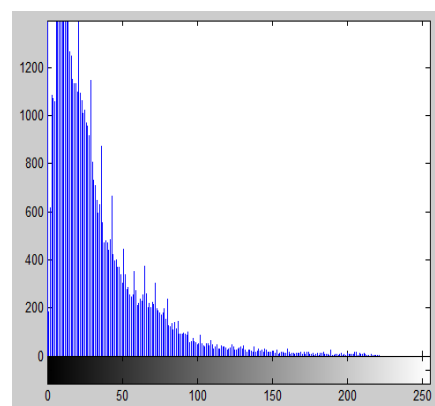
$\mu_1$  et  $\mu_2$  sont les moyennes des NG de chaque classe.

On peut alors essayer toutes les valeurs du seuil S possibles et on garde celui qui rend

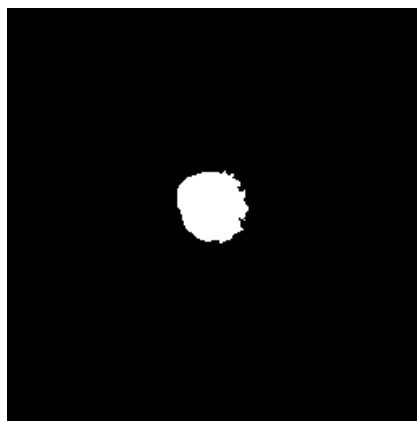
$\sigma_{\text{intra}}^2(s)$  minimum. [23]



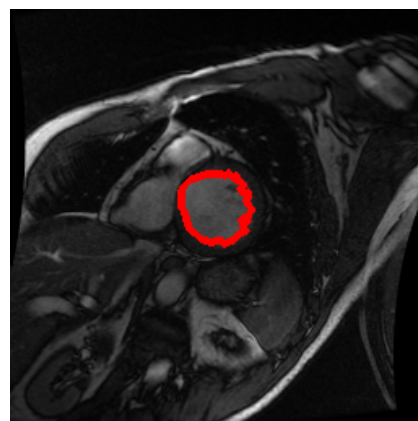
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 2.8 – Seuillage automatique : Image originale (a), l'histogramme de l'image 'a' (b), segmentation par seuillage (c), contour final sur l'image 'a' (d).

Cette méthode donne de bons résultats dans le cas où l'histogramme associé à l'image fait bien apparaître deux modes, dans le cas d'une image bimodale.

Comme le montre la figure 2.8, on a calculé l'histogramme de l'image initiale qui est en niveau de gris, ceci revient de séparer les pixels en deux classes, le seuil est choisi automatiquement avec la méthode d'Otsu, pour segmenter uniquement la cavité gauche

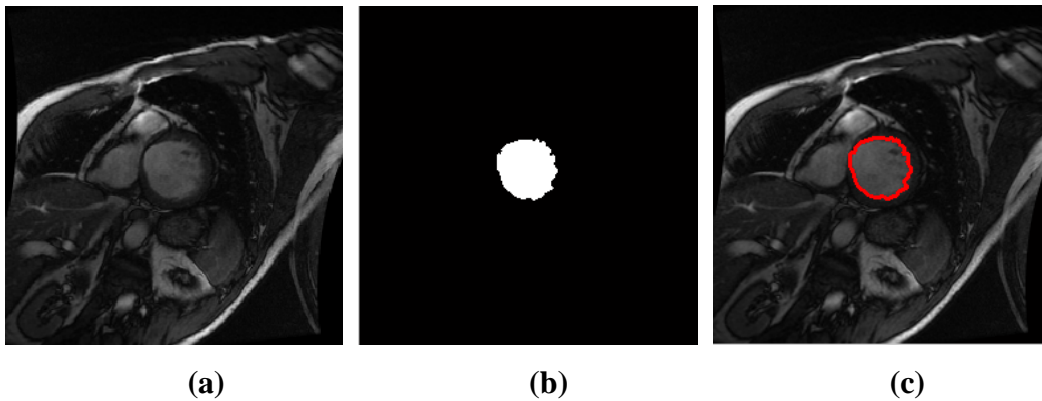
du cœur, ce qui permet de tracer le contour finale sur l'image originale.

#### **IV.4 Segmentation par croissance de région :**

Ce type de segmentation consiste à sélectionner en premier temps les germes des régions qui correspondent généralement à des pixels. Ensuite, des régions sont construites en ajoutant successivement à chaque germe les pixels qui lui sont connexes et qui vérifient un critère de similarité colorimétrique [30]

##### **Principe :**

- Départ d'un pixel (ou d'un groupe de pixels) d'amorce (pixel germe)
- Analyse de ses pixels voisins et analyse du critère d'homogénéité P
- Croissance de la région jusqu'au critère d'arrêt (plus aucun pixel ne satisfait le critère)



*Figure 2.9 – segmentation par croissance de région : Image originale (a), image segmentée par la méthode de croissance de régions (b), le contour sur l'image originale (c).*

Cette méthode est rapide et facile à mettre en œuvre, mais elle a plusieurs inconvénients comme le choix critique de la valeur des seuils, l'ordre du traitement des pixels germes peut avoir une influence sur le résultat et l'obtention de frontières soit non-régulière.

#### **IV.5 Segmentation par la ligne de partage des eaux :**

La segmentation par ligne de partage des eaux désigne une famille de méthodes de segmentation d'image issues de la morphologie mathématique qui considèrent une image à niveaux de gris comme un relief topographique, dont on simule l'inondation. [2]

##### **Principe :**

La ligne de partage des eaux utilise la description des images en termes géographiques. Une image peut en effet être perçue comme un relief si l'on associe le niveau de gris de

chaque point à une altitude. Il est alors possible de définir la ligne de partage des eaux comme étant la crête formant la limite entre deux bassins versants. [31]

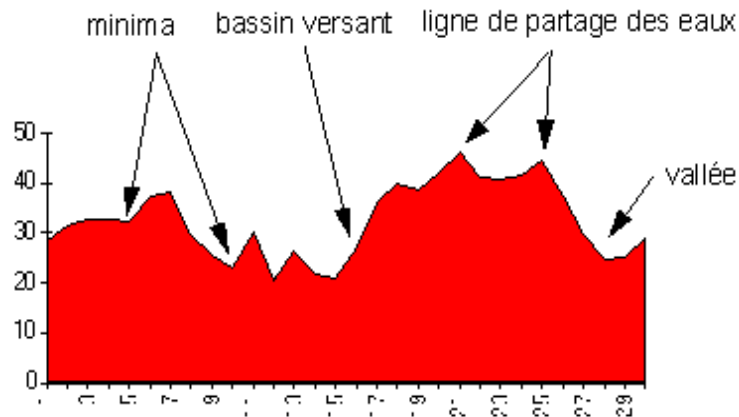


Figure 2.10 - Définition du bassin versant et minima.

Pour l'obtenir, il faut imaginer l'immersion d'un relief dans de l'eau, en précisant que l'eau ne peut pénétrer dans les vallées que par ses minima. La ligne de partage des eaux est représentée par les points où deux lacs disjoints se rejoignent au cours de l'immersion.

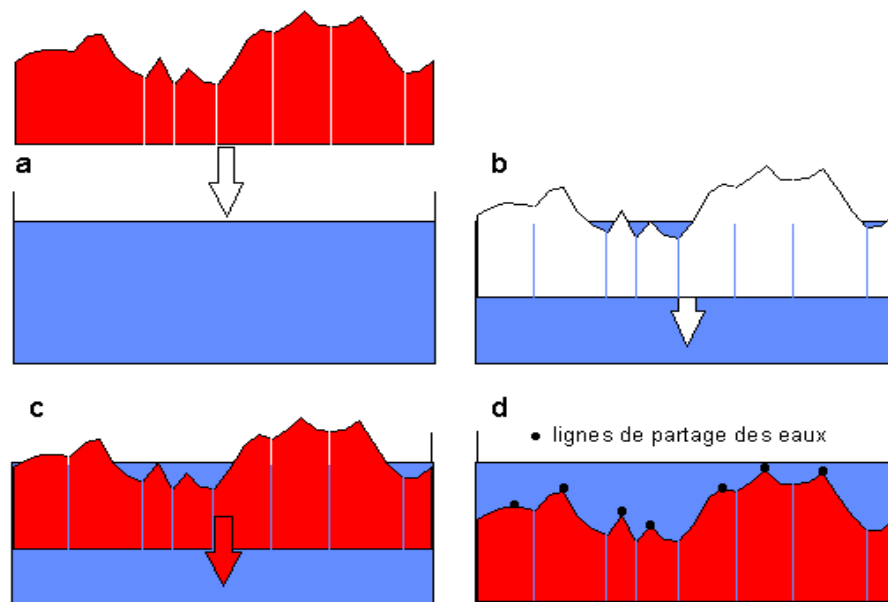


Figure 2.11 - Principe de la méthode de partage des eaux.

Cette transformation morphologique est la principale méthode de segmentation d'images proposées par la morphologie mathématique. L'efficacité de la ligne de partage des eaux en tant qu'outil de segmentation dépend essentiellement des marqueurs de départ (minima). Sans traitements préalables, on obtient le plus souvent une sur-segmentation de l'image. Une segmentation conforme au but recherché nécessite un filtrage adéquat des minima qui formeront l'image des marqueurs. [25]

Nous avons vu que les algorithmes de segmentation par ligne de partage des eaux consistent en trois étapes :

1. Extraire des marqueurs des régions à segmenter
2. Déterminer l'image sur laquelle on calcul la LPE (image gradient le plus souvent)
3. Calculer la LPE associée aux marqueurs.

## **V. Paramètres pertinents**

De nombreuses images présentent un nombre parfois important de particules facilement identifiables : cellules dans un tissu, différents échantillons pris en photographie, scans de feuilles de plantes... Les questions qui se posent sont de déterminer des paramètres morphologiques pertinents permettant par exemple de caractériser ces images. [32]

### **V.1 Aire (surface) :**

L'aire permet de caractériser la taille d'un objet. C'est l'un des paramètres les plus simples à mesurer : pour une particule entièrement visible, il suffit de compter le nombre de pixels qui la composent, et de multiplier par l'aire d'un pixel.

On préfère parfois d'autres paramètres, qui en sont souvent dérivés :

- Le diamètre équivalent, qui correspond au diamètre qu'aurait une particule sphérique ayant la même aire.
- Le logarithme de l'aire, qui a tendance à avoir une distribution plus symétrique que pour l'aire (on a souvent plus de petites particules que de grosses). [32]

### **V.2 Le Périmètre :**

Après l'aire, le périmètre est souvent le deuxième paramètre que l'on cherche à mesurer sur une particule. Malheureusement, il existe plusieurs méthodes pour mesurer le périmètre et elles ne sont pas toujours implémentées de manière identique selon les logiciels.

Une méthode naïve pour mesurer le périmètre consiste à compter le nombre de pixels composant la frontière de la particule (voir la figure suivante). Cette méthode n'est cependant pas très précise. Si on considère par exemple l'image d'un disque, on obtiendra la même mesure de périmètre pour le disque que pour le carré contenant le disque, et ceci quelle que soit la résolution de l'image. On peut imaginer des pondérations pour les pixels diagonaux, mais cela ne résout pas le problème. [32]

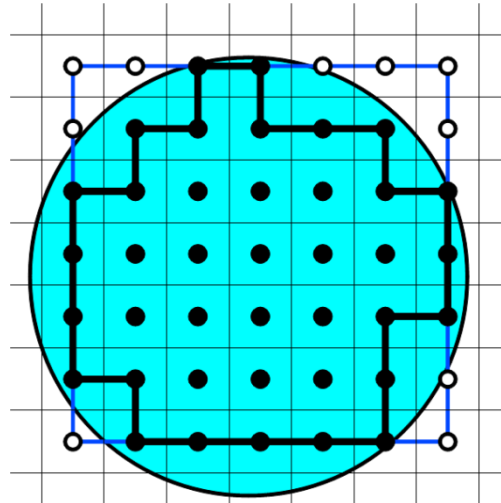


Figure 2.12 - Le périmètre

### V.3 Circularité :

Le périmètre et l'aire sont deux paramètres mesurant la taille des particules. Afin de s'affranchir de l'effet de la taille, on utilise parfois le rapport de ces deux paramètres, afin de définir un facteur de circularité :

$$f = 4 * \pi * \text{aire} / \text{périmètre}^2$$

La constante  $4 * \pi$  permet de normaliser le paramètre entre 0 (particule très allongée) et 1 (particule circulaire et donc très compacte). Du fait des erreurs qui peuvent être faites sur les mesures (notamment de périmètre), il peut arriver que la valeur du facteur de la forme dépasse 1. [32]

D'après la circularité on peut calculer aussi la compacité, de discriminer les particules globalement convexes de celles ayant une forme plus complexe. [32]

## VI. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les méthodes les plus utilisées pour la segmentation des images médicales. Dans notre travail, nous nous intéressons aux techniques du contour actif (Level set). Cette technique très utilisée pour la segmentation du ventricule gauche.

Nous avons présenté aussi d'autres méthodes comme la croissance de région et la ligne de partage des eaux. Enfin, nous avons présenté quelques paramètres pour l'analyse et l'interprétation des images segmentées.

Dans le chapitre suivant, nous décrivons les algorithmes utilisés ainsi que les résultats obtenus.

## **Chapitre 3**

### **VI Introduction :**

L'imagerie par résonance magnétique cardiaque s'est avéré être une polyvalente et non invasive modalité d'imagerie. Il peut acquérir l'anatomie et l'information fonctionnelle d'un cœur à l'intérieur d'une courte période de temps.

La segmentation des séquences ciné-IRM, est une condition essentielle pour l'étude du ventricule gauche. De nombreux indices de diagnostic clinique tel que la forme et la surface sont utilisés pour l'analyse et l'interprétation des images cardiaques.

Il existe plusieurs méthodes de segmentation des images ciné-IRM, parmi lesquels on trouve le contour actif qui est largement utilisé dans ce domaine. Dans ce travail, nous nous sommes intéressés à la réalisation d'une technique des segmentations des images IRM cardiaques. Ce chapitre a pour objectif de développer et rendre l'opération de segmentation plus rapide et plus efficace pour extraire le ventricule gauche. Dans ce travail, nous utilisons la méthode du contour actif pour la segmentation du ventricule gauche dans une séquence d'images.

### **VII Objectif :**

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité non invasive en plein essor pour le diagnostic et le suivi des maladies cardiovasculaires.

Le but de ce travail est de réaliser une segmentation du ventricule gauche. Nous commençons ce travail par une étape du filtrage pour éliminer les bruits et pour localiser les ventricules gauches par rapport les autres organes. Ensuite dans la deuxième partie, nous appliquons la méthode de segmentation que nous avons choisie, cette méthode est appliquée sur une séquence d'images. Pour tester la faisabilité de notre algorithme, nous avons choisi trois type du ventricule gauche (Sain, Infarctus de myocarde et Hypertrophie de ventriculaire gauche). Dans la dernière étape, nous calculons certains paramètres tels que la surface et la compacité pour évaluer et interpréter les résultats que nous avons trouvés. Finalement les résultats de segmentation sont reconstruits en 3D.

## VIII Base de données :

Le format DICOM est un dossier contient l'image et des données du patient compressée, (non du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition etc.).

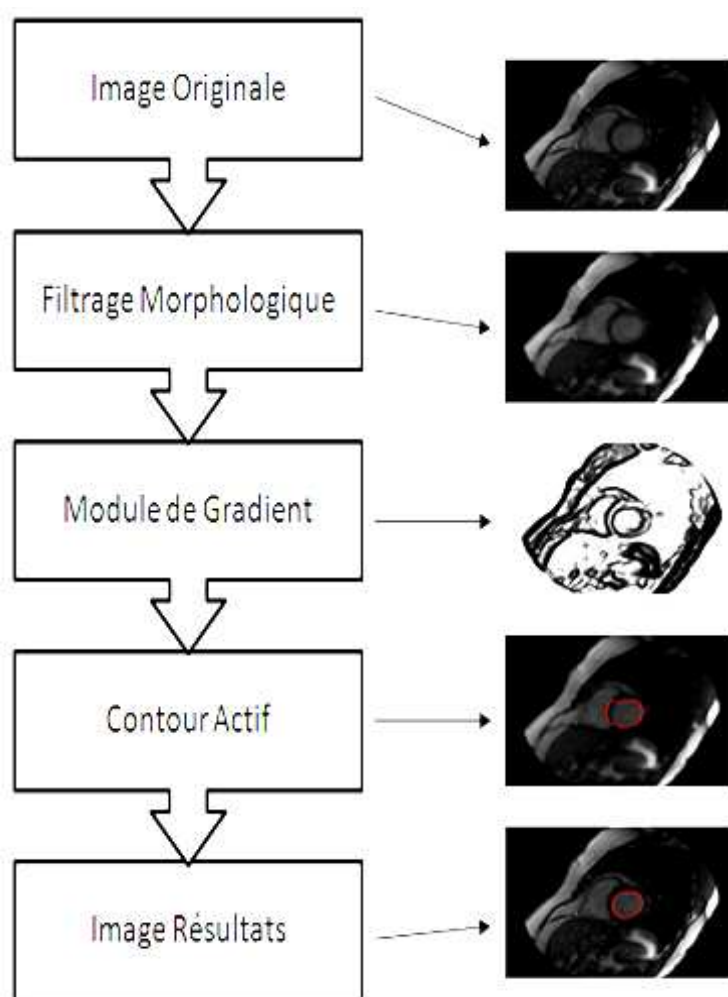
Pour valider nos algorithmes de segmentation, nous utilisons dans ce travail une base de données réelle. Ces images sont fournies par l'hôpital de Sunnybrook Health Sciences (Toronto, Canada) au sein du service de radiologie cardiovasculaire [33]. Ces images ont été obtenues sur une IRM de 1,5 Tesla (GE Signa MRI). La base de données contiendra 45 ensembles de données cardiaques ciné-IRM des patients sains et des pathologiques (sain, hypertrophie, insuffisance cardiaque à l'infarctus et insuffisance cardiaque sans infarctus). Ces séquences sont de type écho de gradient balancé SSFP (Steady State Free Precession). Elles ont une pondération mixte T2=T1 : l'eau et la graisse sont en hyper signal. Toutes ces images ont été obtenues pendant 10-15 secondes d'arrêt respiratoire avec une résolution temporelle de 20 phases cardiaques au cours du cycle cardiaque. Toutes ces images sont codées dans le format DICOM de dimension 256x256 pixels. Dans le tableau suivant on donne les caractéristiques d'une séquence ciné-IRM.

Champ magnétique	<a href="#">1.5 Tesla</a>
Temps de répétition TR	<a href="#">3.1 ms</a>
Temps d'écho TE	<a href="#">2.1 ms</a>
Résolution temporelle	40 à 90 ms
Durée de l'apnée (selon la fréquence cardiaque)	<a href="#">10 à 15 s</a>
Epaisseur de la coupe	<a href="#">8 mm</a>
Résolution de l'image	<a href="#">256 x 256 pixels</a>

*Tableau 3.1- Caractéristiques des séquences ciné-IRM.*

## IX Principe général de la méthode de segmentation proposée :

Pour aboutir à une détection précise du ventricule gauche sur les images ciné-IRM. Tout d'abord, l'image originale est filtrée en appliquant successivement une ouverture suivie d'une fermeture dans le but d'éliminer les piliers à l'intérieur de la cavité et de la rendre homogène. Ensuite, en appliquant le gradient pour détecter les zones de forte variation locale des niveaux de gris et dans la dernière partie, nous utilisons le contour actif pour suivre ces zones automatiquement. La chaîne de traitement que nous avons proposé est présentée sur la figure 3.1.



*Figure 3.1 – Principe de la méthode de segmentation proposée.*

### IV.1 Image Originale :

Les images de la base de données sont sous format DICOM, la conversion en format JPEG élimine les informations des patients et pour faciliter le traitement. Dans ce travail, nous avons utilisé le logiciel IrfanView Thumbnails pour convertir ces images.

#### IV.1.1 Format DICOM :

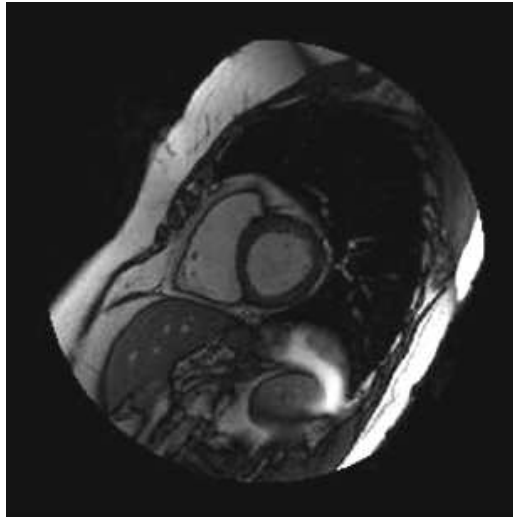
Le format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medecine) est un fichier utilisé par la plus part des fabricants de matériel de l'imagerie médicale ; cette norme a été émise par l'ACR (American College of Radiologie) en association avec la NEMA (National Electrical Manufacturers Association). Le format DICOM est un dossier contient l'image et des données du patient compressé (nom du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition etc.). Les images DICOM sont enregistrées avec une extension *DCM*.



*Figure 3.2 – Image DICOM.*

#### **IV.1.2 Format JPEG :**

Les images au format JPEG (Joint Photographic Expert Group) sont très répandues. Ce format est conçu pour réduire le poids des images (c'est-à-dire la taille du fichier associé), qui peuvent comporter plus de 16 millions de couleurs différentes. La figure suivante représente une image enregistrée au format JPEG. Ce type d'images sont enregistrées avec l'extension *.jpg* ou *.jpeg*.



*Figure 3.3 – Image JPEG.*

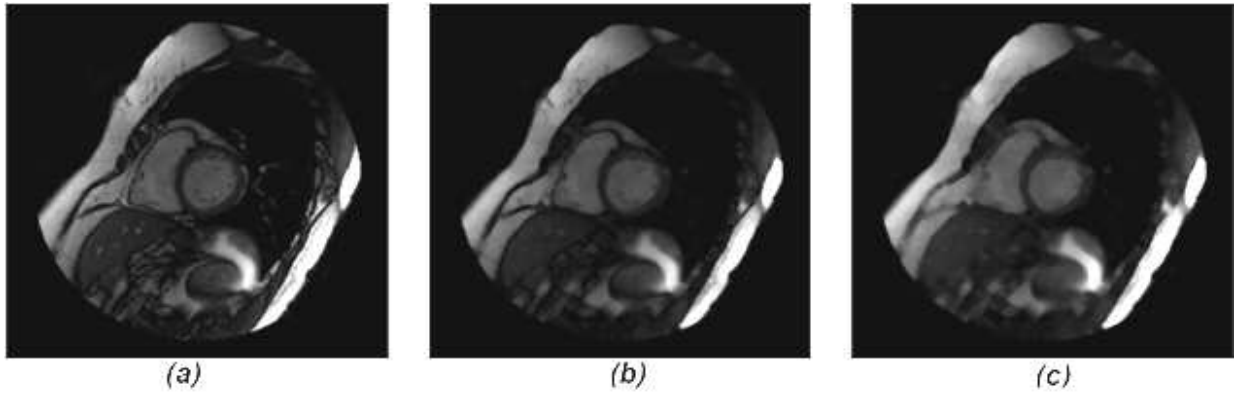
Dans ce travail, les séquences d'images que nous avons choisies pour la segmentation sont :

- ❖ Cas normale, une femme de 53 ans (SC-N-3) :  
De IM-09-15-0201 à IM-0915-0220.
- ❖ Cas pathologie 1 (infarctus de myocarde), un homme de 79 ans (SC-HF-I4) :  
De IM-0116-0021 à IM-0116-0040.
- ❖ Cas pathologie 2 (Hypertrophie VG), un homme de 61 ans (SC-HYP-7) :  
de IM-0007-0081 à IM-0007-0100

#### **IV.2 Filtrage morphologique :**

Ils existent plusieurs méthodes pour éliminer les piliers séparément. Dans ce travail, l'approche retenue consiste à filtrer les images avant de les segmenter. L'objectif du filtrage est de transformer l'image en une image constituée des régions homogènes. Le filtrage morphologique est efficace dans ce traitement. L'ouverture d'une image  $I$  avec un paramètre  $\lambda$  est une image constituée essentiellement d'ensembles connexes de taille supérieure à  $\lambda$ .

La figure 3.4 montre l'image originale (a) avec le résultat du filtrage. Cet exemple montre comment les muscles papillaires qui correspondent à des zones de niveau de gris peu intense sont fusionnés à l'intérieur d'une région de niveau de gris plus élevé.



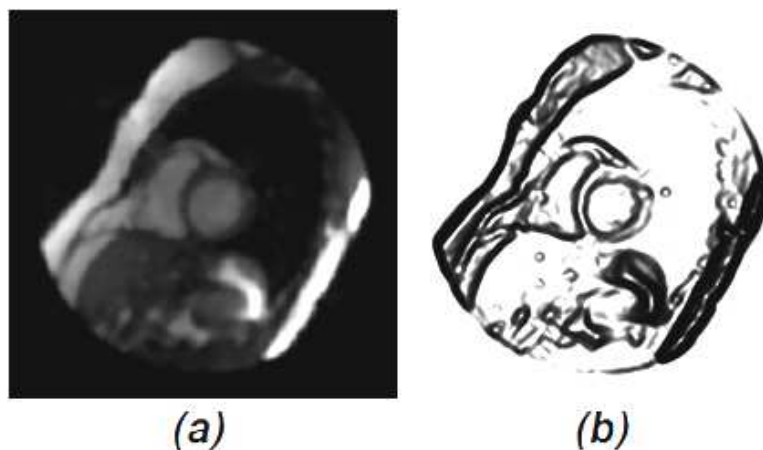
*Figure 3.4 - Illustration du filtrage par ouverture/fermeture : image originale (a), image après ouverture (b), image après fermeture de l'image 'b' (c).*

#### **IV.3 Module de gradient :**

Lorsqu'il y a un contour, c'est à dire une forte variation locale du niveau de gris, le vecteur gradient est perpendiculaire au contour. Étant donné que la dérivée directionnelle est nulle dans la direction perpendiculaire au contour, la variation de niveau de gris est nulle le long du contour.

Un filtre gaussien avec  $\sigma=1.5$  est utilisé pour flouter volontairement l'image, plus  $\sigma$  est grand, plus la cloche Gaussienne est large et plus le flou à l'image sera marqué. En utilisant l'information de gradient de l'image floutée pour permettre au contour actif de s'accrocher aux petits détails de la cavité.

La figure ci-dessous illustre le gradient séparant les zones grises et blanches de l'image traitée.



*Figure 3.5 -Le gradient d'image : image floutée (a), image gradient (b).*

#### **IV.4 Contour actif :**

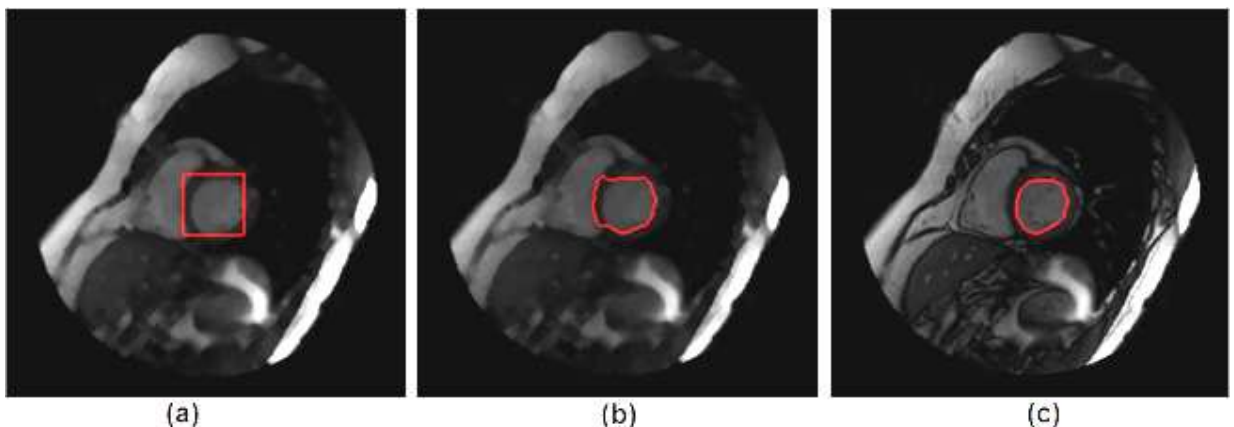
Tout d'abord, il faut créer un rectangle dont les côtés sont parallèles aux contours du ventricule gauche. La position et la taille du rectangle sont déterminées manuellement

ou automatiquement de manière à ce qu'il englobe la totalité de la cavité. Dans ce travail, nous avons utilisé la même initialisation, cette initialisation serait appliquée dans toutes les images de la même séquence. Le contour actif, dont le nombre de points dépend de la précision voulue, est donc prêt à être déformé et à se fixer progressivement autour de la cavité (l'endocarde).

Le contour actif dépend de cinq paramètres et coefficients importants : paramètre de lissage, coefficient de l'énergie interne, coefficient de pondération, coefficient de la surface pondérée et le nombre d'itération.

Bien que les calculs numériques soient rapides, certains problèmes liés à la méthode du contour actif. En effet, si deux régions homogènes sont trop proches, il devient impossible pour le contour actif de détecter les contours d'une seule région. De plus, si une région se trouve sur une zone de l'image très hétérogène, il sera difficile pour le contour actif de détecter les contours de ce premier. Le choix des paramètres du contour actif prend alors toute son importance.

La figure suivante, montre l'initialisation du rectangle, la déformation du contour actif et le résultat du contour actif.



*Figure 3.6 – Contour actif : Initialisation du contour (a), la déformation du contour actif (b),  
Résultat du contour actif (c).*

## **X Résultats et discussion :**

### **V.1 Résultats**

Trois séquences ciné-IRM sont extraits de la base de données, chaque séquences contient vingt images correspondant à la phase télé-diastolique, après cette étape, nous avons convertis ces images en format JPEG et dans la dernière étape ces images sont

filtrées et segmentées par la méthode du contour actif. Nous avons utilisé dans ce travail les mêmes paramètres du contour actif indiquées précédemment.

Les figures suivantes montrent les résultats obtenus par la méthode de segmentation que nous avons proposée.

## **V.2 Cas normal :**



*Figure 3.7 - Images originales d'un cas normal.*



*Figure 3.8 – Résultats de segmentation du ventricule gauche.*

### **V.3 Cas d'infarctus de myocarde :**



*Figure 3.9 - Images originales de l'infarctus de myocarde.*

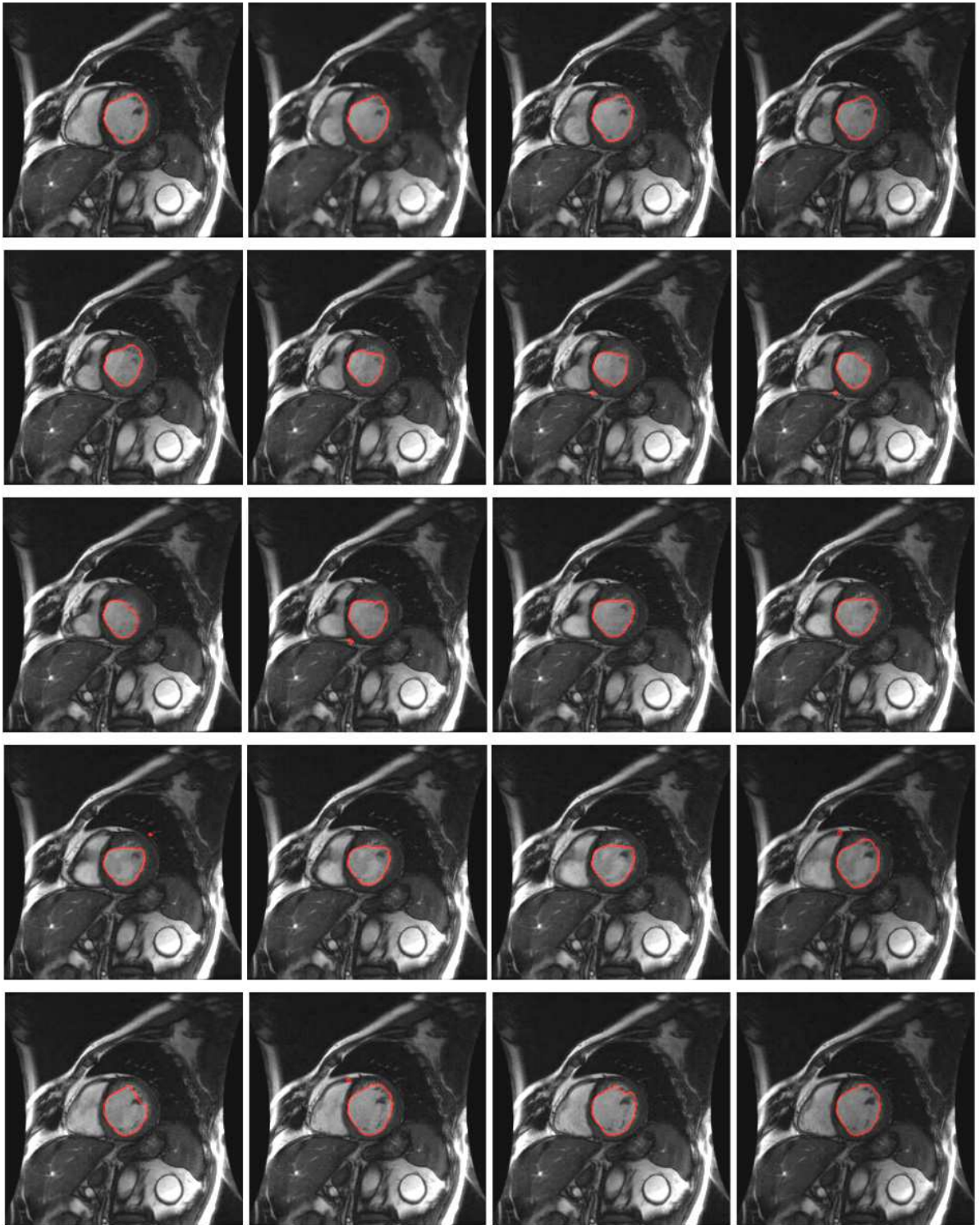
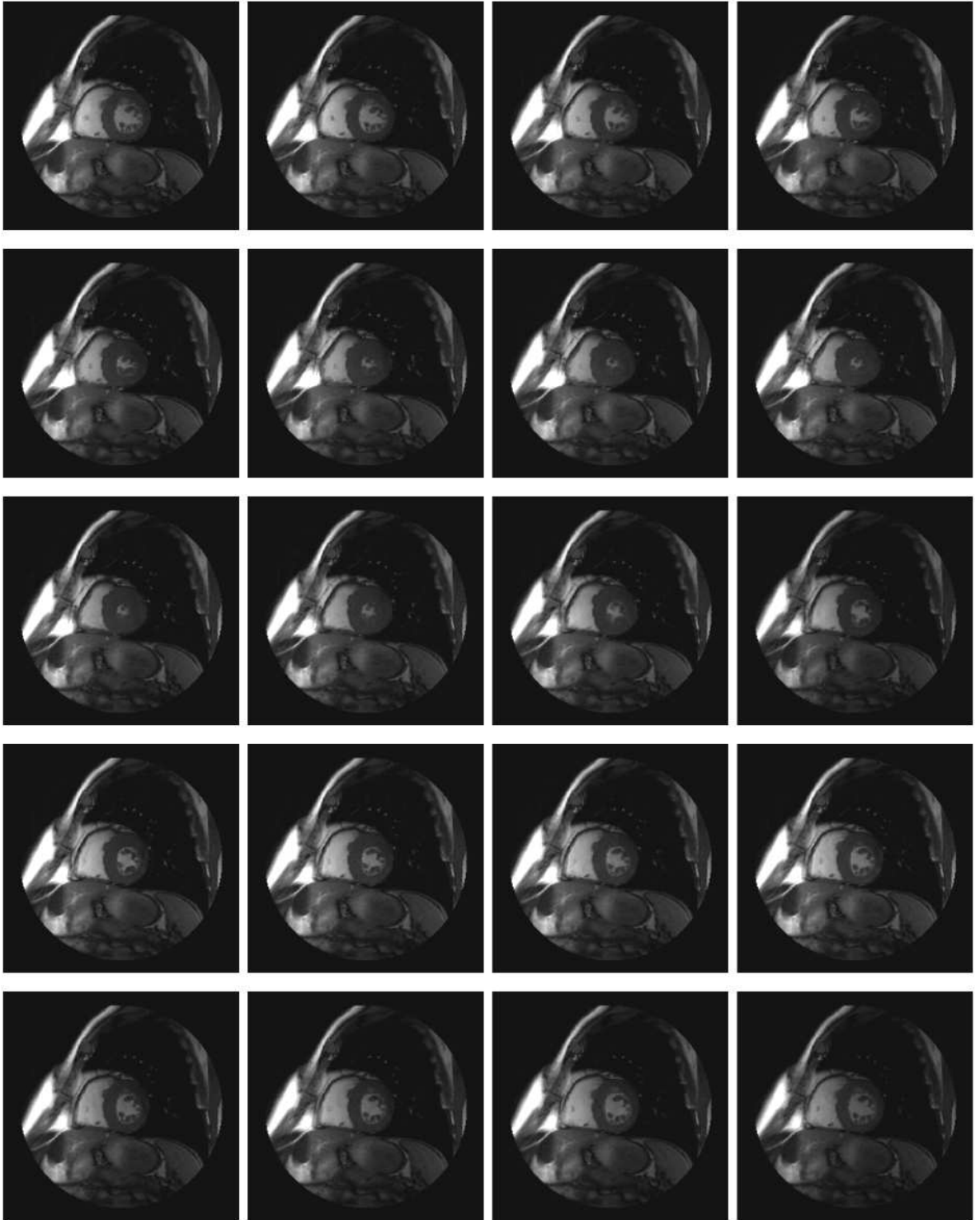
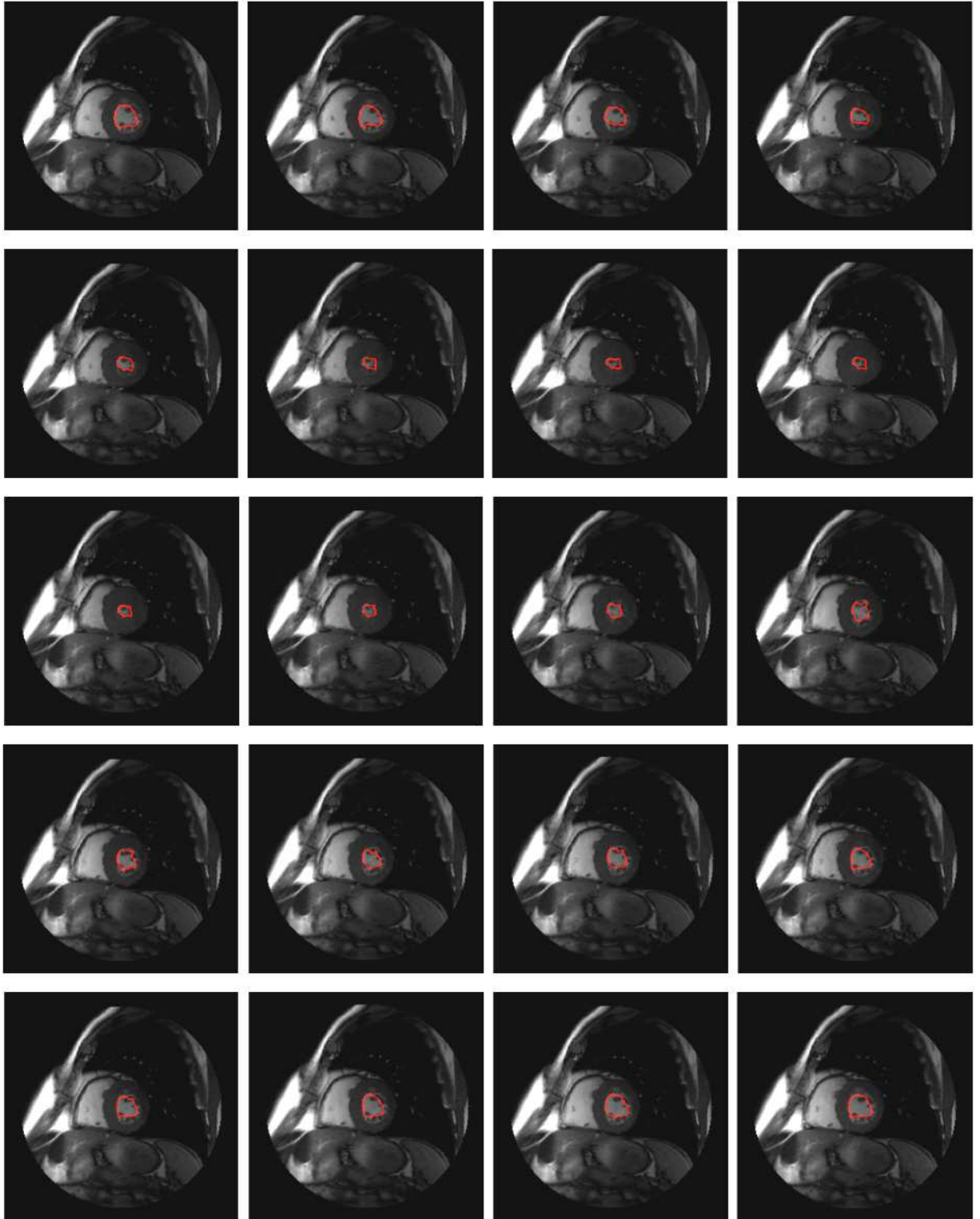


Figure 3.10 – Résultats de segmentation du ventricule gauche (infarctus de myocarde).

#### V.4 Cas de l'hypertrophie ventriculaire gauche :



*Figure 3.11 - Images originales de l'hypertrophie ventriculaire gauche.*

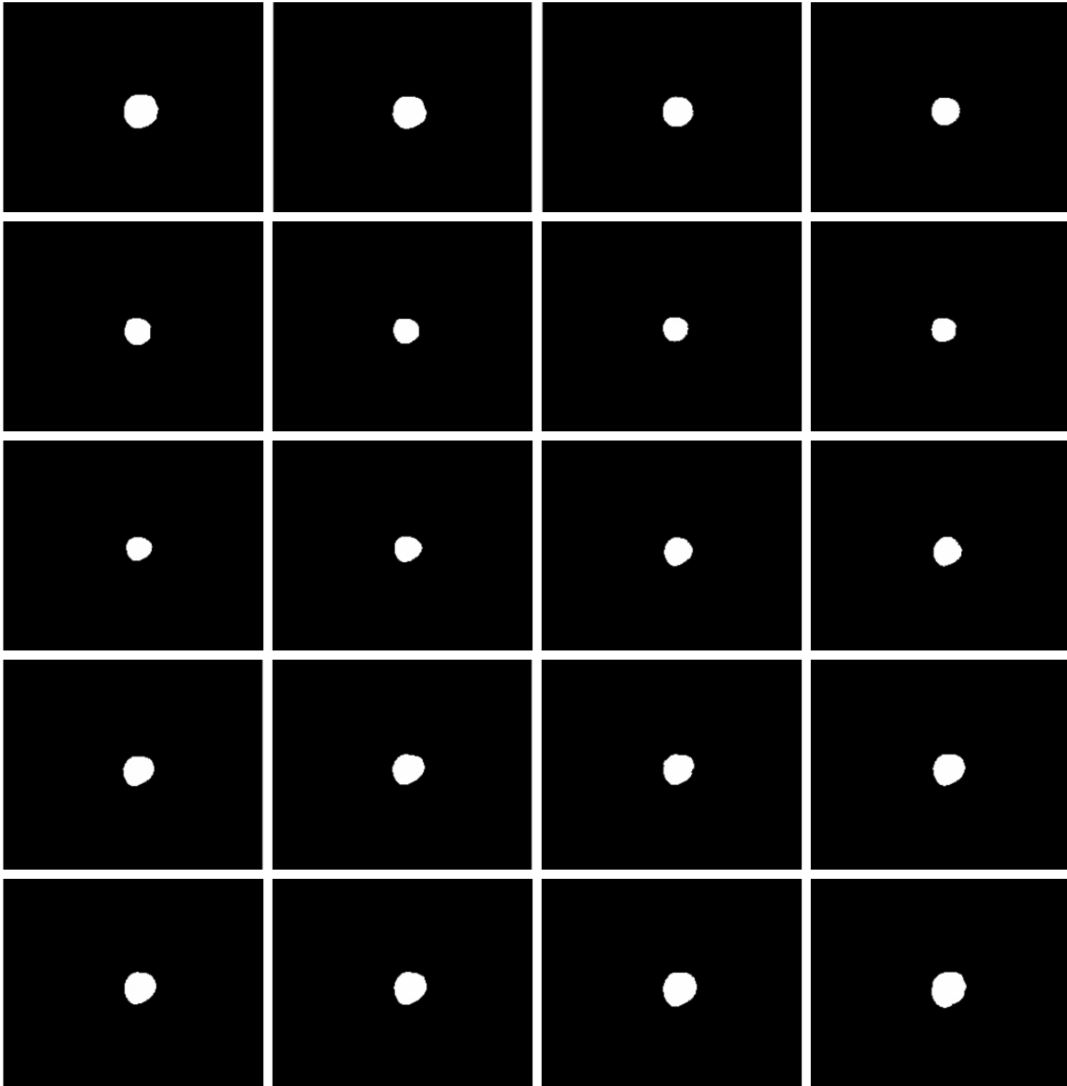


*Figure 3.12 – Résultats de segmentation du ventricule gauche (Hypertrophie).*

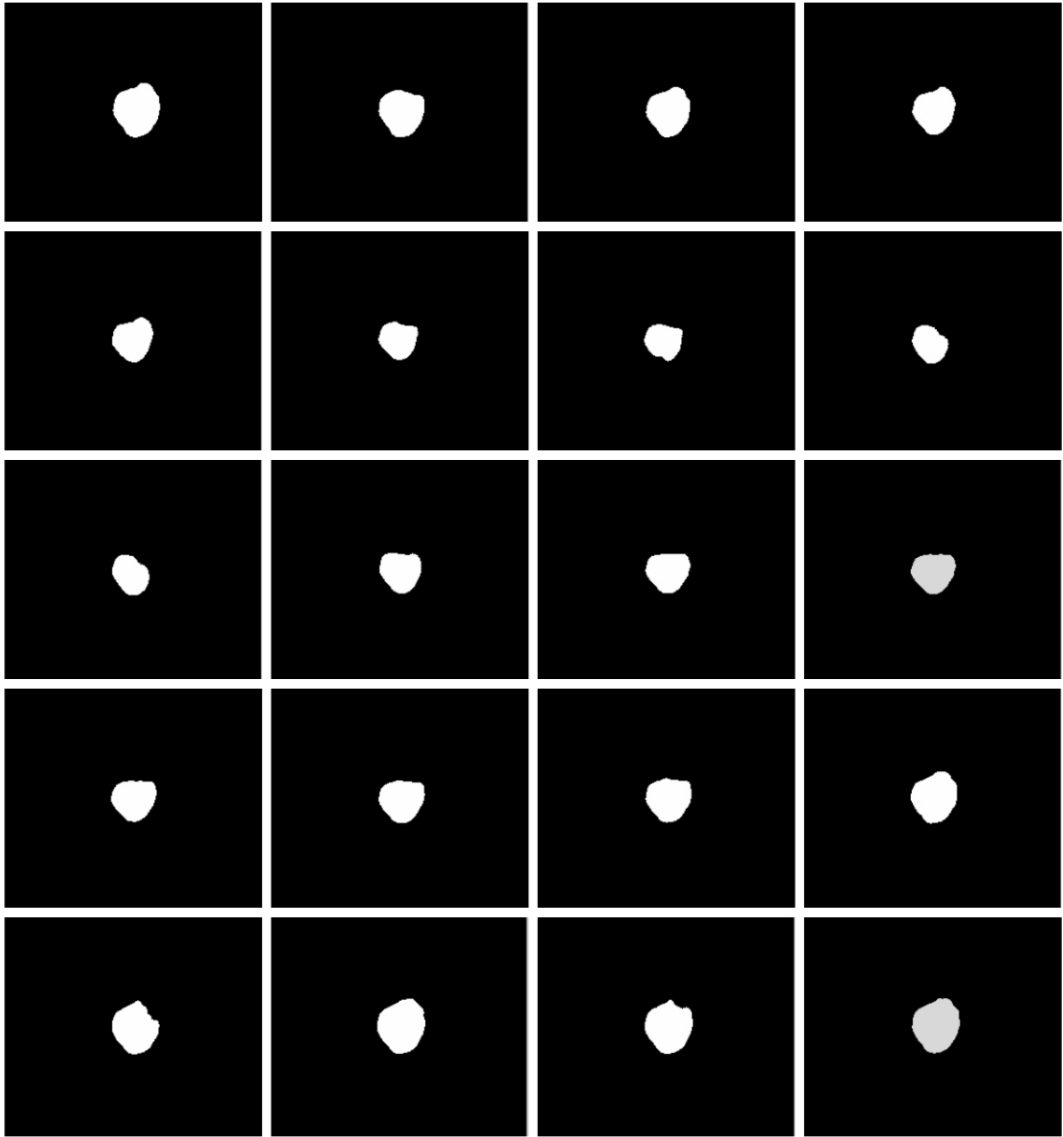
## V.5 Analyse des résultats :

Dans cette partie, on va présenter les résultats en images binaires et on va calculer la surface et la compacité de la cavité cardiaque.

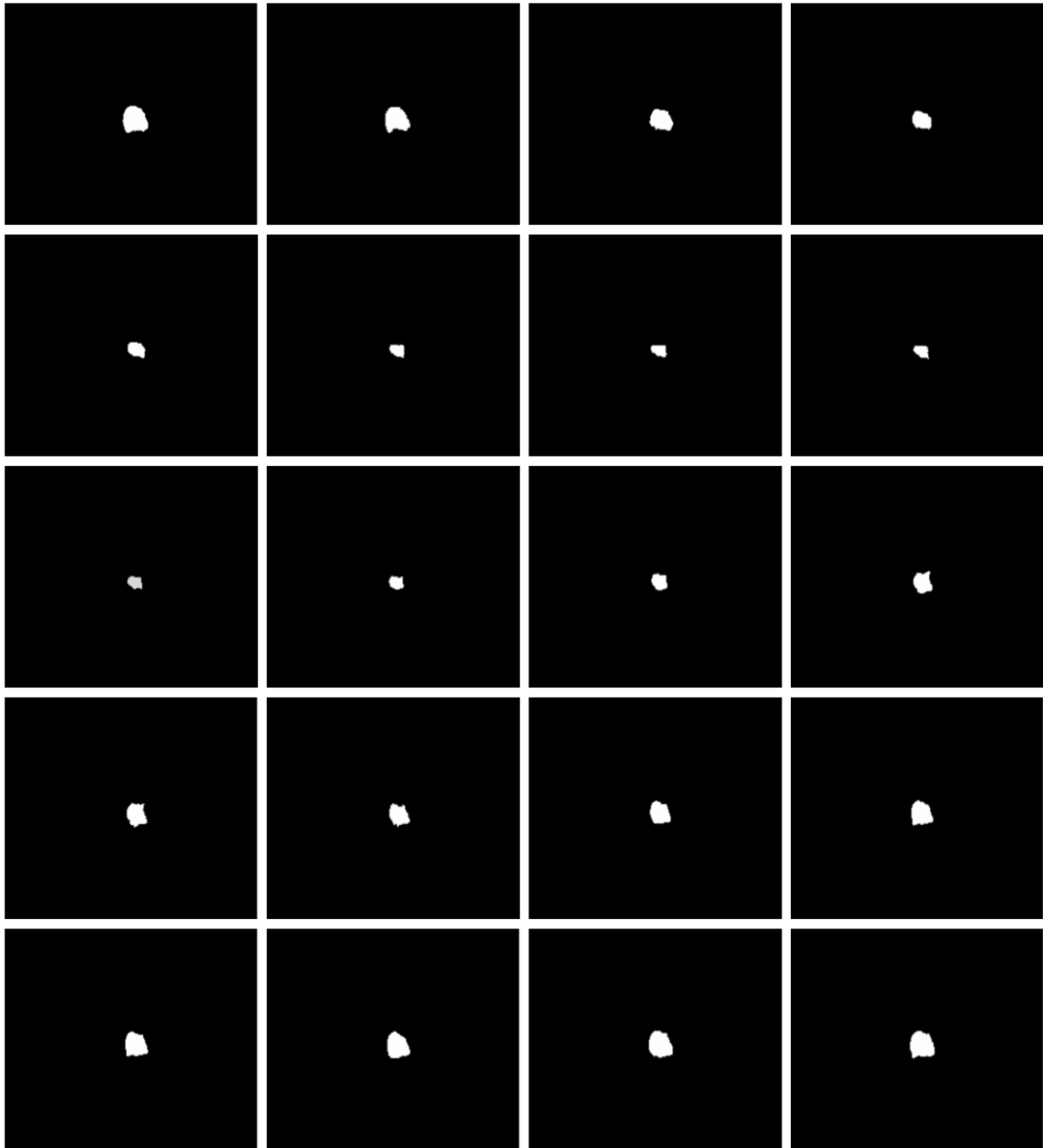
La figure (3.13), la figure (3.14) et la figure (3.15) montrent les résultats des images en binaire des trois séquences étudiées.



*Figure 3.13 – Résultats en binaire du premier cas (ventricule gauche sain).*



*Figure 3.14 – Résultats en binaire du deuxième cas (infarctus de myocarde).*



*Figure 3.15 – Résultats en binaire du troisième cas (hypertrophie ventriculaire gauche).*

#### **V.5.1 - Calcul de la surface**

Le calcul de la surface des images binaire, consiste à calculer le nombre des pixels égale à '1'. Le tableau suivant présente la surface de toutes les images des séquences, et la surface moyenne de chaque séquence.

	Normal	Hypertrophie	Infarctus de myocarde
Image 01	901	495	1836
Image 02	854	443	1636
Image 03	713	354	1598
Image 04	609	255	1438
Image 05	546	198	1319
Image 06	494	143	1091
Image 07	471	138	1021
Image 08	461	137	988
Image 09	460	140	1087
Image 10	520	147	1291
Image 11	587	193	1357
Image 12	601	286	1353
Image 13	692	336	1398
Image 14	733	312	1465
Image 15	739	341	1527
Image 16	752	388	1746
Image 17	764	410	1724
Image 18	787	431	1970
Image 19	858	467	1866
Image 20	918	495	1925
La surface			
Moyenne	673	305.45	1481.8

*Tableau 3.2 – Calcul de la surface de chaque image et la surface moyenne de chaque séquence.*

### **V.5.2 – calcul de la compacité :**

Grace à la surface calculée et le périmètre de chaque image binaire, on peut calculer la compacité des trois séquences. Trois valeurs représentant les cas étudiés, plus la valeur est moindre plus l'objet est circulaire que les autres.

	Normal	hypertrophie	Infarctus de myocarde
Image 01	0.7971	0.9043	0.8254
Image 02	0.8059	1.0104	0.8475
Image 03	0.7689	0.9208	0.8205
Image 04	0.7950	0.9100	0.8102
Image 05	0.7981	0.8878	0.8401
Image 06	0.8120	0.9816	0.8351
Image 07	0.8044	1.0172	0.8757
Image 08	0.8218	1.0246	0.8380
Image 09	0.7766	0.9555	0.8226
Image 10	0.7714	0.9100	0.8583
Image 11	0.8083	0.9108	0.8444
Image 12	0.8056	1.0017	0.8189
Image 13	0.8114	1.0632	0.8334
Image 14	0.8029	1.0123	0.8352
Image 15	0.7780	0.9559	0.8538
Image 16	0.8010	0.9484	0.8184
Image 17	0.7884	1.0062	0.8537
Image 18	0.8009	0.9047	0.7917
Image 19	0.8195	0.8834	0.8359
Image 20	0.8325	0.9532	0.8102
<b>La moyenne</b>	<b>0.7999</b>	<b>0.9581</b>	<b>0.8335</b>

Tableau 3.3 – Calcul de la compacité de chaque image et la compacité moyenne de chaque séquence.

## V.6 Reconstruction en trois dimensions (3D) :

À partir des repères d'images originales DICOM, nous avons reconstruit les résultats de segmentation précédente, pour obtenir une forme en 3D du ventricule gauche. La figure(16) représente la reconstruction en 3D des trois cas étudiés.

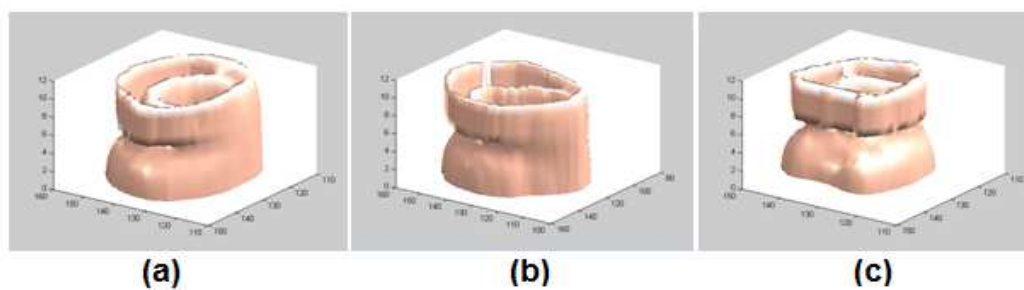


Figure 3.16 – reconstruction 3D : cas normal (a), cas infarctus de myocarde (b), cas hypertrophie ventriculaire gauche (c).

## **VI. Discussion :**

Bien que les résultats de notre méthode est souhaitables. Nous avons certifié l'hypothèse que le ventricule gauche est circulaire dans les cas sain, et pour les autres cas on remarque que sa forme est aléatoire, et d'après le calcul de la compacité, l'objet segmenté du cas normal et plus circulaire que les autres, (normal : 0.7999, hypertrophie : 0.9581, infarctus de myocarde : 0.8335). D'autre part, on constate un changement de taille de surface en cas de pathologies (Infarctus de myocarde : 1481.8, hypertrophie : 305.45), cependant en cas sain la surface de ventricule gauche s'estime par la valeur 673.

L'extension de ces travaux en 3D reste particulièrement intéressante. Elle nécessite pour sa mise en place l'intégration dans le processus d'étude de l'analyse de volume et de déformation du ventricule gauche.

Dans notre travail, nous avons trouvé deux principaux difficultés qui sont en premier lieu, le choix du rectangle quand deux zones homogènes sont proche. En seconde lieu, le filtrage par les opérateurs morphologique quand les piliers aux bordures du ventricule gauche devient compliquée.

## **VII. Conclusion :**

Ce chapitre présente une méthode de segmentation automatique pour la détection du ventricule gauche sur des images ciné-IRM. Cette méthode, permet de surmonter les problèmes dus à la présence des piliers en les incluant dans la cavité cardiaque et aux hétérogénéités des zones de niveau de gris dans la cavité. Aussi nous permettre de détecter le contour de ventricule gauche de manière automatique. Les formes obtenus en images binaire, les surfaces calculés et la reconstruction en 3D, permet de différencier de façon significative les cas étudiés. Cette méthode s'avère simple d'emploi et fiable.

## **Conclusion générale**

La segmentation des images médicales reste encore un domaine de recherche très vaste.

L'objectif de notre travail est consacré sur la segmentation des images ciné-IRM cardiaque, en vue de segmenter le contour endocardique du ventricule gauche.

Nous avons tout d'abord présentés l'anatomie du cœur et la technique d'imagerie par résonance magnétique nucléaire, ainsi que les principes importants de la formation de l'image.

Une étude bibliographique a été faite sur les méthodes de segmentation d'images, nous a permis d'appréhender la diversité des méthodes de segmentation du ventricule gauche.

Plusieurs approches de segmentation sont proposées dans la littérature, telle que les méthodes de segmentation par contour et les méthodes de segmentation par région. Dans notre travail, nous avons utilisés la méthode de level set pour la segmentation du ventricule gauche.

Dans la première partie de ce travail, nous avons commencé par une étape de filtrage dans le but d'inclure les piliers à l'intérieur de la cavité cardiaque, nous avons appliqué dans la deuxième étape, la méthode d'ensemble de niveau pour segmenter le contour du ventricule gauche. A partir des paramètres d'initialisations, le contour évalué vers la région d'intérêt.

Dans la troisième partie, nous avons utilisé les résultats binaires de segmentation que nous avons trouvé pour calculer certains paramètres pertinents pour analysé et différencier les trois cas étudiées du ventricule gauche( cas normal, cas d'infarctus de myocarde et l'hypertrophie ventriculaire gauche).

Les résultats trouvés sont satisfaisants, ce qui nous a permet de dire, que l'utilisation de cette méthode permet de donner des meilleurs résultats de segmentation.

En perspective, on peut utiliser ces algorithmes pour la segmentation du ventricule droit ainsi d'autre forme plus complexe du ventricule telle que l'insuffisance ventriculaire droite.

# Bibliographie

## Bibliographie

[1] : Racha EL Berbari, «Segmentation d'images de contraction et de rehaussement tardif en IRM cardiaque. Application à l'étude de la fonction contractile et de la viabilité myocardique ». Thèse présentée devant l'école ParisTech pour obtenir le grade de : Docteur de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications, 2007.

[2] : <http://fr.wikipedia.org>

[3] : <http://www.carenity.com>

[4] : [http://www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie/sa\\_835\\_infarctus\\_myocar.htm](http://www.doctissimo.fr/html/sante/encyclopedie/sa_835_infarctus_myocar.htm)

[5] : <http://www.fmcoeur.on.ca>

[6] : <http://www.larousse.fr>

[7] : Laurent Hermand, « Analyse d'images IRM cardiaques marquées ». Mémoire présentée devant l'université D'Angers, 2001.

[8] : [http://rms.medhyg.ch/article\\_p.php?ID\\_ARTICLE=RMS\\_221\\_2051](http://rms.medhyg.ch/article_p.php?ID_ARTICLE=RMS_221_2051)

[9] : <http://www.imaios.com>.

[10] : R Hubrecht<sup>o</sup>, D Bertrand<sup>o</sup>, PH Vivier<sup>o</sup>, A Manrique\*, JN Dacher, « Séquence de rehaussement tardif en IRM myocardique : techniques et diagnostics différentiels ». <sup>o</sup> : Service de radiologie centrale, CHU Charles Nicolle Rouen. \* : Service de médecine nucléaire, CLCC Becquerel Rouen.

[11] : <http://www.fil.univ-lille1.fr/~wegrzyno/portail/API1/Doc/TP/TP-Images/tp-image.pdf>

[12] : KAZI TANI Adila, « Analyse d'images par morphologie mathématique : Application à l'hématologie cellulaire », Mémoire pour l'Obtention du Diplôme de Magister en Informatique, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID –TLEMCEN, (juillet 2010).

[13] : Humbert Florent, Introduction au traitement numérique des images, cours traitement d'images, 2007, Université de Montréal (canada).

[14] : Bessaid, A, Feroui, A. Messadi, M., 2009, "Detection of blood vessels from retinal images using watershed transformation", JMMB, Vol. 9, No. 4, 1–10.

[15] : Yahiaoui2005. « Extraction des globules blancs par segmentation d'image ».PFE. UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID -TLEMCEN.

- [16] : J. Cocquerez, S. Philipp. Analyse d'images : filtrage et segmentation. Masson (1996).
- [17] : Slimani 2011 « Dérivation non entière : Application en tacitement d'image ». Thèse de magister. UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI –TIZI-OUZOU.
- [18] : Mekkaoui Djamel et Mezouari Abdel-Aziz « segmentation des images OCT de la rétine pour l'étude quantitative de variabilité rétinienne » Mémoire pour l'Obtention du Diplôme de Master en GBM, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEN, (juin 2013).
- [19] : El-Habiri Wafaa « Méthode coopérative pour la détection automatique des opacités dans les images mammographique par les opérateurs morphologique et level set ». Mémoire pour l'Obtention du Diplôme de Master en GBM, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID –TLEMCEN, (juin 2013).
- [20] : <http://imageprocessing.all-crash.fr/?q=node/4>.
- [21] : J.-P.COCQUEREZ et S.PHILIPP, « Analyse d'images : filtrage et segmentation », page3 -266, Paris, (février 2003).
- [22] : J.Gomes and O.Faugeras. Reconciling distance functions and level sets .INRIA Research Report, RR-3666, Avril 1999.
- [23] : M.elle Belarouci Sara et M.elle Benmokhtar Sara « Méthode coopérative pour la segmentation d'images IRM cérébrale basée sur les techniques FCM et level set ». Mémoire pour l'Obtention du Diplôme de Master en GBM, UNIVERSITE ABOU BEKR BELKAID –TLEMCEN, (juin 2012).
- [24]: J.F.CANNY, «A computational approach to edge detection»,IEEE Trans, pattern analysis and machine intelligence, November 1986.
- [25] : P.BERTOLINO, A.MONTANVERT,«edge detection for biomedical image: a self- adaptive and randomized operator », In Proc. Of the 14th annual International Conference of the IEEE Engineering in medicine and biology Society, IEEE Comp. Soc. Press, page 129-133, Paris, November 1992.
- [26] Cohen, L.D., on active contour models and balloons, JCVGIP: image understanding, Vol. 53, No.2, pp.211-218, Elevier 1991.
- [27] Timothée BAILLOEUL, «Contours actifs et information a priori pour l'analyse de changements : application à la mise à jour de cartes numériques du bâti urbain à

partir d'images optiques de télédétection haute résolution», Thèse présentée pour obtenir le titre de docteur de l'institut national polytechnique de TOULOUSE, page 78-79, 21 octobre 2005.

[28] Vincent Barra - Christophe Tilmant, «Segmentation d'images par contours actifs implicites (level set) », 13 novembre 2006.

[29] Jean-Jacques ROUSSELLE, « LES CONTOURS ACTIFS, UNE METHODE DE SEGMENTATION : Application à l'imagerie médicale », Thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université de TOURS, page 20-68, 9 juillet 2003.

[30] : Sarah GHANDOUR, «Segmentation d'images couleurs par morphologie mathématique : application aux images microscopiques », Thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université de TOULOUSE, page 31, (juillet 2010).

[31] : [http://urfist.enc.sorbonne.fr/anciensite/image\\_numerique/lpe.htm](http://urfist.enc.sorbonne.fr/anciensite/image_numerique/lpe.htm)

[32] : <http://www.pfl-cepia.inra.fr/index.php?page=tuto-morpho-particules>

[33] : [http://smial.sri.utoronto.ca/LV\\_Challenge/Home.html](http://smial.sri.utoronto.ca/LV_Challenge/Home.html)