

N d'ordre : ..... FSI/UMBB/2018

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE**  
**SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA BOUMERDES**

**FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR**



## **Mémoire de MASTER**

Présenté par :

**Mr CHAMKHA TAYEB et Mr HARRAT ANIS**

En vue de l'obtention du diplôme de MASTER en  
Génie biomédical  
Option : Instrumentation biomédicale

## **Thème :**

**Caractérisation tissulaire des fibroses  
cardiaques**

Soutenu le 27 Juin 2018, devant le Jury composé de :

|                     |             |            |                 |
|---------------------|-------------|------------|-----------------|
| <b>Président</b>    | MERAIHI     | M.C.A      | UMBB            |
| <b>Promoteur</b>    | M.AMMAR     | M.C.A      | UMBB            |
| <b>Co-promoteur</b> | R.BOUGHAROU | Professeur | CHU Bab El Oued |
| <b>Examineur</b>    | SEDJELMACI  | M.C.B      | UMBB            |

**Année Universitaire : 2017/2018**

# Remerciements

*Nous remercions tout d'abord ALLAH LE TOUT PUISSANT qui nous a donné la force et le courage pour l'achèvement de ce travail.*

*Nous tenons à remercier, Monsieur AMMAR MOHAMED, notre Directeur de mémoire, ainsi que Professeur RAFIKA BOUGHAROU, pour la gentillesse et la spontanéité avec lesquelles vous avez bien voulu diriger notre travail. Nous avons eu le grand plaisir de travailler sous votre direction, et trouvé auprès de vous, le conseiller et le guide qui nous a reçus en toute circonstance, avec sympathie, sourire et bienveillance.*

*Votre compétence professionnelle incontestable ainsi que vos qualités humaines, vous valent l'admiration et le respect de tous. Vous êtes et vous serez pour nous l'exemple de rigueur et de droiture dans l'exercice de la profession.*

*Veuillez trouver dans ce modeste travail, l'expression de notre haute considération, sincère reconnaissance et profond respect.*

*Comme nous tenons aussi, à remercier tous nos professeurs du département Infotronique de l'Université M'Hamed Bouguara de Boumerdes pour nous avoir formés tout au long de notre cursus universitaire.*

# Dédicaces

*Je dédie ce modeste travail à :*

*MES CHERS PARENTS*

*Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance, et j'espère que votre bénédiction m'accompagnera toujours. Que ce modeste travail soit l'exaucement de vos vœux tant formulés, le fruit de vos innombrables sacrifices, bien que je ne vous en acquitterai jamais assez. Puisse Dieu, le Très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.*

*MES CHERS FRÈRES ET LEURS EPOUSES*

*En témoignage de mon affection fraternelle, de ma profonde tendresse et reconnaissance, je vous souhaite une vie pleine de bonheur et de succès et que Dieu, le Tout Puissant, vous protège et vous garde.*

*MES CHERS PETITS NEVEUX (Adam, Rihem et Dania)*

*Aucune dédicace ne saurait exprimer tout l'amour que j'ai pour vous. Votre joie et votre gaieté me comblent de bonheur.*

*À MES AMIS DE TOUJOURS*

*En souvenir de notre sincère et profonde amitié et des moments agréables que nous avons passés ensemble.*

*À mes professeurs de l'UMBB qui doivent voir dans ce travail la fierté d'un savoir bien acquis.*

*Et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour que ce projet soit possible, je vous dis merci.*

**HARRAT ANIS**

# Dédicaces

*Avant tout, je remercie Dieu Le Tout Puissant de m'avoir donné le courage et la patience pour réaliser ce travail malgré toutes les difficultés rencontrées.*

*Je dédie ce modeste travail :*

*A mes très chers parents, que Dieu les garde et les protège pour leur soutien moral et financier, pour leurs encouragements et les sacrifices qu'ils ont endurés.*

*A mes frères Ahmed et Mohamed et leurs épouses*

*A mon très cher cousin Salim*

*A mes chères sœurs et leurs maris*

*A ma future femme*

*A ma grande famille*

*A tous les amis d'études surtout ceux de l'instrumentation biomédicale promotion 2014*

*En particulier mon cher binôme HARRAT ANIS*

*Enfin, J'adresse aussi mes remerciements à tous mes amis surtout ceux qui m'ont apporté un soutien moral, une amitié inoubliable et précieuse, et un dévouement qui fut particulièrement indispensable.*

**CHAMKHA TAYEB**

# Résumé

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque occupe une place de plus en plus importante en routine clinique. Elle est une modalité d'imagerie performante non invasive, elle se caractérise par son excellente résolution spatiale et son bon contraste.

L'interprétation des examens cliniques est fortement dominée par l'analyse visuelle qui est une fonction de l'acuité et de l'expertise de l'opérateur.

Ce projet de fin d'étude a pour objectif de développer un algorithme de segmentation et de caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques. Les méthodes développées sont basées sur l'analyse de texture soit : par la matrice de cooccurrence, la méthode fractale, ou bien les motifs binaires locaux (Local Binary Pattern), afin d'améliorer la performance diagnostic du praticien pour dépister plus facilement, plus rapidement et d'une façon objective une éventuelle pathologie cardiaque.

## **Mots clés :**

IRM, cœur, texture, matrice de cooccurrence, analyse fractale, LBP.

# Abstract

Cardiac magnetic resonance imaging has a growing importance in clinical routine, as it has excellent spatial resolution and good contrast.

The interpretation of the clinical examinations is strongly dominated by the visual analysis, which allows the understanding of the MRI.

This final thesis aims to develop a segmentation algorithm and an easier tissue characterisation of cardiac fibrosis.

The developed ways are based on the texture's analysis, by the co-occurrence matrix, the fractal method or the local binary pattern, in order to enhance the diagnostic performance of the patrician. Thus to allow an easier and faster diagnostic of a cardiac pathology.

**Key words:**

MRI, Heart, texture, co-occurrence matrix, fractal analysis, LBP.

# ملخص

أصبح التصوير بالرنين المغناطيسي للقلب مهمًا بشكل متزايد في التشخيص الطبي، وهو عبارة عن طريقة تصوير موسع، ويتميز بدقة القرار المكاني الممتاز والتباين الجيد. يهيمن التحليل البصري بشكل كبير على تفسير الفحوصات الطبية، وهو ما يعد دالة على حدة وخبرة المشغل. يهدف مشروع نهاية الدراسة هذا، إلى تطوير خوارزمية لتصنيف وتوصيف الأنسجة في تليف القلب. تعتمد الطرق التي تم تطويرها على تحليل النسيج: إما عن طريق مصفوفة التواجد المشترك، أو الطريقة الكسورية، أو النمط الثنائي المحلي، من أجل تحسين الأداء التشخيصي للممارس للكشف عن أمراض القلب المحتملة بكل موضوعية، وأكثر سهولة في أسرع وقت.

## الكلمات المفتاحية:

التصوير بالرنين المغناطيسي، القلب، النسيج، مصفوفة التواجد المشترك، تحليل فركلتي، النمط الثنائي المحلي.

# Sommaire

|                                    |             |
|------------------------------------|-------------|
| <b>Remerciements .....</b>         | <b>i</b>    |
| <b>Dédicaces .....</b>             | <b>ii</b>   |
| <b>Résumé .....</b>                | <b>iv</b>   |
| <b>Abstract .....</b>              | <b>v</b>    |
| <b>Résumé Arabe.....</b>           | <b>vi</b>   |
| <b>Sommaire .....</b>              | <b>vii</b>  |
| <b>Listes des figures .....</b>    | <b>x</b>    |
| <b>Liste des tableaux .....</b>    | <b>xii</b>  |
| <b>Abréviations .....</b>          | <b>xiii</b> |
| <b>Introduction générale .....</b> | <b>1</b>    |

## **Chapitre1 : Anatomie du cœur et le principe de l'IRM.**

|                                                                 |    |
|-----------------------------------------------------------------|----|
| 1.1. Introduction : .....                                       | 3  |
| 1.1 Anatomie du cœur : .....                                    | 3  |
| 1.2 La circulation du sang à travers le cœur : .....            | 4  |
| 1.3 Le mécanisme de conduction et l'innervation du cœur : ..... | 5  |
| 1.4 Le cycle cardiaque : .....                                  | 7  |
| 1.4.1 Le remplissage ventriculaire : .....                      | 7  |
| 1.4.2 La contraction isovolumique : .....                       | 7  |
| 1.4.3 L'éjection systolique : .....                             | 7  |
| 1.4.4 Le relâchement isovolumique : .....                       | 8  |
| 1.5 Les maladies cardiovasculaires : .....                      | 9  |
| 1.5.1 L'insuffisance cardiaque : .....                          | 9  |
| 1.5.2 L'ischémie et l'infarctus du myocarde : .....             | 9  |
| 1.5.3 Myocardite aigue : .....                                  | 10 |
| 1.5.4 Le myxome : .....                                         | 10 |
| 1.5.5 La fibrose : .....                                        | 11 |



|         |                                                      |    |
|---------|------------------------------------------------------|----|
| 1.6     | Bases physiques et principe de l'IRM : .....         | 11 |
| 1.6.1   | Relaxation longitudinale ou T1 : .....               | 14 |
| 1.6.2   | Relaxation transversale ou T2 : .....                | 14 |
| 1.7     | IRM cardiaque : .....                                | 15 |
| 1.8     | Séquences utilisées en IRM cardiaque : .....         | 15 |
| 1.8.1   | Les séquences écho de spin : .....                   | 16 |
| 1.8.2   | Les séquences écho de gradient (ciné IRM) : .....    | 16 |
| 1.8.3   | Les séquences avec injection de gadolinium : .....   | 16 |
| 1.8.3.1 | Les séquence de perfusion de premier passage : ..... | 16 |
| 1.8.3.2 | Les séquences de rehaussement tardive : .....        | 17 |
| 1.9     | Conclusion : .....                                   | 17 |

## Chapitre 2 : Les techniques de la texture

|            |                                                                                    |    |
|------------|------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1.       | Introduction : .....                                                               | 19 |
| 2.2.       | Définition de texture : .....                                                      | 19 |
| 2.3.       | Types de texture : .....                                                           | 19 |
| 2.3.1.     | Les textures déterministes (périodiques) : .....                                   | 20 |
| 2.3.2.     | Les textures stochastiques (aléatoires) : .....                                    | 20 |
| 2.3.3.     | Les textures observables : .....                                                   | 21 |
| 2.4.       | Méthodes d'analyse de texture : .....                                              | 21 |
| 2.4.1.     | Méthodes statistiques : .....                                                      | 21 |
| 2.4.1.1.   | Méthodes statistiques du premier ordre : .....                                     | 22 |
| 2.4.1.2.   | Méthodes statistiques du deuxième ordre (Matrices de cooccurrence) : ....          | 23 |
| 2.4.2.     | Les méthodes fractales : .....                                                     | 26 |
| 2.4.2.1.   | Définition : .....                                                                 | 26 |
| 2.4.2.2.   | Classification des fractales : .....                                               | 27 |
| 2.4.2.2.1. | Les fractales déterministes : .....                                                | 27 |
| 2.4.2.2.2. | Les fractales non déterministes : .....                                            | 27 |
| 2.4.2.3.   | Dimension fractale (la dimension de <i>Hausdorff</i> ) : .....                     | 28 |
| 2.4.2.4.   | Application de la géométrie fractale dans l'analyse des images<br>médicales: ..... | 29 |

|          |                                                          |    |
|----------|----------------------------------------------------------|----|
| 2.4.3.   | Motifs binaires locaux (LBP pour Local Binary Pattern) : | 29 |
| 2.4.3.1. | LBP multi échelle :                                      | 30 |
| 2.4.3.2. | LBP invariant par rotation :                             | 32 |
| 2.4.3.3. | Motif binaire médian (MBP) :                             | 34 |
| 2.5.     | Conclusion :                                             | 35 |

### **Chapitre 3 : Segmentation et caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques**

|                              |                                              |           |
|------------------------------|----------------------------------------------|-----------|
| 3.1.                         | Introduction :                               | 36        |
| 3.2.                         | Déroulement de l'examen de l'IRM cardiaque : | 36        |
| 3.3.                         | Les séquences de l'examen :                  | 39        |
| 3.4.                         | Les cas pratiques :                          | 42        |
| 3.4.1.                       | Premier cas :                                | 42        |
| 3.4.2.                       | Deuxième cas :                               | 43        |
| 3.4.3.                       | Troisième cas :                              | 44        |
| 3.4.4.                       | Quatrième cas.....                           | 46        |
| 3.4.5.                       | Cinquième cas :                              | 48        |
| 3.5.                         | Tableau comparatif :                         | 50        |
| 3.6.                         | Interprétation des résultats :               | 52        |
| 3.7.                         | Conclusion :                                 | 54        |
| <b>Conclusion générale :</b> |                                              | <b>55</b> |
| <b>Bibliographie :</b>       |                                              | <b>56</b> |

# Liste des figures

|                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figure 1.1 :</b> Anatomie du cœur .....                                                     | 5  |
| <b>Figure 1.2:</b> La circulation du sang .....                                                | 6  |
| <b>Figure 1.3:</b> Innervation du cœur .....                                                   | 7  |
| <b>Figure 1.4:</b> Le cycle cardiaque .....                                                    | 9  |
| <b>Figure 1.5:</b> Infarctus du myocarde .....                                                 | 10 |
| <b>Figure 1.6:</b> Une myocardite .....                                                        | 11 |
| <b>Figure 1.7:</b> Un myxome .....                                                             | 11 |
| <b>Figure 1.8:</b> Alignement des spins en présence d'un champ magnétique statique $B_0$ ..... | 12 |
| <b>Figure 1.9:</b> Précession du spin magnétique en présence de $B_0$ .....                    | 13 |
| <b>Figure 1.10:</b> Création d'une aimantation longitudinale $M_z$ .....                       | 13 |
| <b>Figure 1.11:</b> Basculement de l'aimantation macroscopique longitudinale .....             | 14 |
| <b>Figure 1.12:</b> Apparition d'une aimantation macroscopique transverse .....                | 14 |
| <b>Figure 1.13:</b> Basculement de l'aimantation après l'application de $B_1$ .....            | 14 |
| <b>Figure 2.1 :</b> Texture déterministe .....                                                 | 20 |
| <b>Figure 2.2 :</b> Texture stochastique .....                                                 | 20 |
| <b>Figure 2.3 :</b> Texture observable .....                                                   | 21 |
| <b>Figure 2.4 :</b> Plus proches voisins du pixel 'x' selon 4 directions .....                 | 23 |
| <b>Figure 2.5 :</b> Ensemble de Cantor .....                                                   | 27 |
| <b>Figure 2.6 :</b> Réseau sanguin .....                                                       | 28 |

|                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figure 2.7 :</b> Construction d'un motif binaire et calcul du code LBP .....        | 30 |
| <b>Figure 2.8 :</b> LBP multi-échelle, avec différentes valeurs de $(P, R)$ .....      | 31 |
| <b>Figure 2.9 :</b> Construction et uniformité d'un motif LBP .....                    | 32 |
| <b>Figure 2.10 :</b> Construction d'un motif MBP, avec une valeur médiane de 120 ..... | 34 |
| <b>Figure 3.1:</b> IRM 3T de Siemens .....                                             | 37 |
| <b>Figure 3.2:</b> Electrodes de synchronisation ECG .....                             | 37 |
| <b>Figure 3.3:</b> Antenne cardiaque .....                                             | 38 |
| <b>Figure 3.4:</b> Centre de commande .....                                            | 38 |
| <b>Figure 3.5 :</b> Séquence 2 chambres .....                                          | 39 |
| <b>Figure 3.6:</b> Séquence 4 chambres .....                                           | 40 |
| <b>Figure 3.7:</b> Séquence petite axe .....                                           | 40 |
| <b>Figure 3.8:</b> Séquence de rehaussement tardif .....                               | 41 |
| <b>Figure 3.9:</b> Cas d'une myocardite .....                                          | 42 |
| <b>Figure 3.10:</b> Cas normal .....                                                   | 43 |
| <b>Figure 3.11:</b> Cas d'un myxome dans l'OG .....                                    | 44 |
| <b>Figure 3.12:</b> Cas d'un infarctus dans l'IVA .....                                | 46 |
| <b>Figure 3.13:</b> Cas d'une myocardite au VG .....                                   | 48 |

# Liste des tableaux

|                                                                  |           |
|------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Tableau 3.1 : Premier cas pathologique .....</b>              | <b>42</b> |
| <b>Tableau 3.2 : Premier cas sain .....</b>                      | <b>43</b> |
| <b>Tableau 3.3 : Cas normal .....</b>                            | <b>44</b> |
| <b>Tableau 3.4 : Troisième cas pathologique .....</b>            | <b>45</b> |
| <b>Tableau 3.5 : Troisième cas sain .....</b>                    | <b>46</b> |
| <b>Tableau 3.6 : Quatrième cas pathologique .....</b>            | <b>47</b> |
| <b>Tableau 3.7 : Quatrième cas sain .....</b>                    | <b>48</b> |
| <b>Tableau 3.8 : Cinquième cas pathologique .....</b>            | <b>49</b> |
| <b>Tableau 3.9 : Cinquième cas sain .....</b>                    | <b>50</b> |
| <b>Tableau 3.10 : Tableau comparatif des 5 cas étudiés .....</b> | <b>51</b> |

# Abréviations

|      |                                      |
|------|--------------------------------------|
| 2ch  | 2 chambres                           |
| 3ch  | 3 chambres                           |
| 4ch  | 4 chambres                           |
| 2D   | 2 Dimensions                         |
| 3T   | 3 Tesla                              |
| AV   | Atrioventriculaire                   |
| Bpm  | Battements par minute                |
| CHU  | Centre hospitalo-universitaire       |
| DF   | Dimension fractale                   |
| ECG  | Électrocardiogramme                  |
| Gd   | Gadolinium                           |
| GLCM | Gray Level Co-Occurrence Matrix      |
| IDM  | Infarctus du myocarde                |
| IRM  | Imagerie par Résonance Magnétique    |
| IVA  | Artère interventriculaire antérieure |
| LBP  | Local Binary Pattern                 |
| Ms   | Milliseconde                         |
| OG   | Oreillette gauche                    |
| OMS  | Organisation mondiale de la santé    |
| RF   | Radiofréquence                       |
| RMN  | Résonance Magnétique Nucléaire       |
| ROI  | Region of interest                   |
| RT   | Rehaussement tardif                  |
| TI   | Temps d'inversion                    |
| VG   | Ventricule gauche                    |

# **Introduction générale**

### Introduction générale :

Les maladies cardiovasculaires représentent la première cause de mortalité dans le monde selon l'OMS. Ils constituent un ensemble de troubles affectant le cœur et les vaisseaux sanguins.

On compte parmi les pathologies cardiaques les plus répandues : les cardiopathies coronariennes responsables à termes d'insuffisance cardiaque, l'infarctus du myocarde (IDM), la fibrose.

Diverses causes sont à l'origine des cardiomyopathies comme l'illustrent les exemples cités précédemment. Néanmoins, ces pathologies ont en commun l'activation de la fibrogenèse par différents processus aboutissant à la formation de fibrose.

Le tissu fibrosé diffère du tissu initialement présent de par sa composition chimique. Il ne présente donc plus les mêmes propriétés physiques qu'un tissu sain.

En routine clinique, l'examen de première intention pour l'étude de la fonction cardiaque est l'échocardiographie. Il s'agit de l'exploration du cœur au moyen d'ultrasons, elle permet d'observer la contraction du muscle cardiaque, ses dimensions et les mouvements des valves. Mais elle ne permet qu'une exploration limitée du tissu myocardique.

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est un outil de choix en ce qui concerne l'étude des tissus dits « mous ». Cette technique présente un double avantage, qui est, d'être à la fois non-invasive et non-ionisante. L'IRM permet la caractérisation tissulaire qualitative avec l'emploi d'agent de contraste.

Afin d'atteindre cet objectif, la segmentation et la caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques d'une part sur des cas pathologiques, et d'autre part, sur des volontaires sains ont été réalisées sur une IRM 3T (Siemens) du CHU de Bab El Oued. Il s'agit d'un sujet plurithématique qui associe la physique, la médecine ainsi que le développement d'outils de traitements des images.

Ce manuscrit se décline en trois chapitres :

Dans le premier chapitre, nous exposerons les bases de l'IRM, et plus précisément celles de l'imagerie cardiaque. Une description anatomique et physiologique du cœur sera présentée afin de mieux comprendre les défis qui sont liés à son imagerie.



## **Introduction générale**

---

Dans le second chapitre, nous présenterons tout d'abord un état de l'art sur l'analyse de texture, ensuite nous développerons les différentes techniques de texture.

Dans le troisième chapitre, nous présenterons les travaux réalisés au cours de ce projet. Nous commencerons par détailler le déroulement et les séquences de l'examen de l'IRM cardiaque, ensuite les détails des calculs faits sur des différents cas à l'aide du logiciel MATLAB.

# **Chapitre1 :**

## **Anatomie du cœur et le principe de l'IRM**

### 1.1. Introduction :

Parmi les méthodes d'imagerie les plus couramment employées en médecine, l'IRM est une technique d'imagerie non-invasive, dépourvue d'effet ionisant. Les intensités de champ magnétique utilisées en clinique semblent dépourvues d'effet biologique néfaste. L'IRM est fondée sur les principes de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN), décrits initialement en 1946 par *Bloch* et *Purcell*. *Damadian* et *Barkan Al* ont fait la première démonstration d'images du corps au niveau du thorax en 1978. Depuis, l'IRM a pris sa place parmi les techniques d'imagerie plus anciennes et reconnues.

### 1.1 Anatomie du cœur :

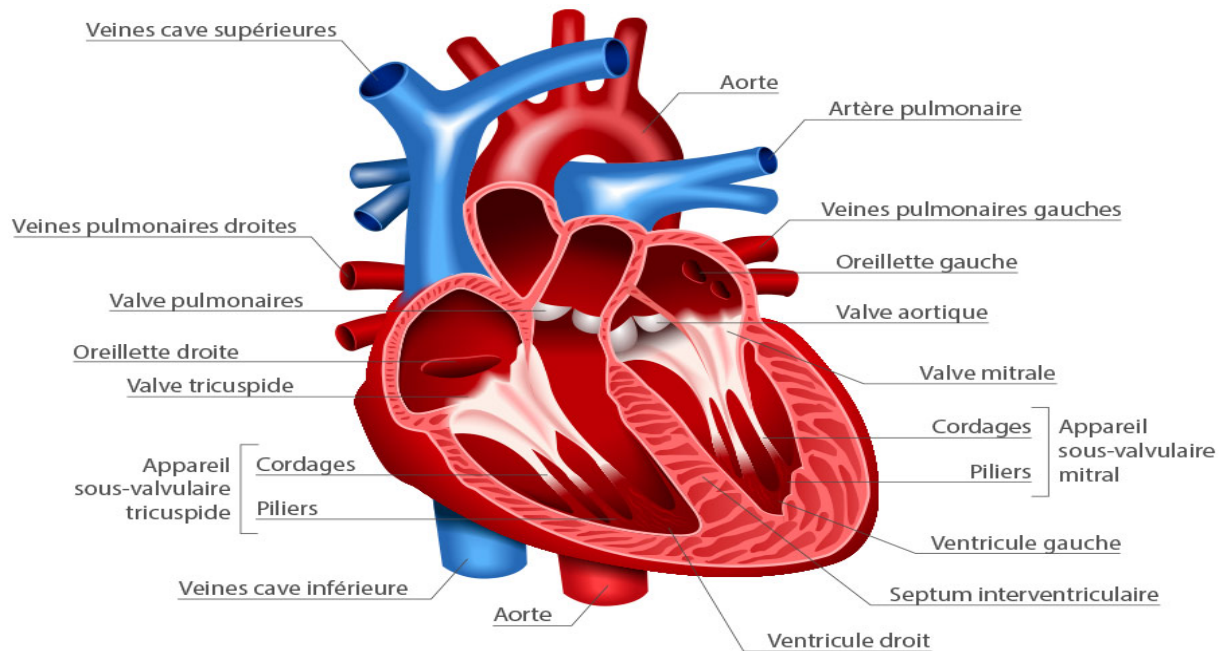
Le cœur est un organe musculaire creux tapissé en dedans par l'endocarde, recouvert à sa surface par le péricarde, et le muscle cardiaque qui est le myocarde.

Cette masse musculaire est constituée de fibres auriculaires et ventriculaires qui s'insèrent sur une solide charpente de tissu fibreux. Il occupe le médiastin dans la cage thoracique et présente un grand axe presque horizontal dirigé en avant du thorax, et sa pointe est orientée vers la gauche. Son axe peut varier selon la morphologie du thorax : il se verticalise lorsque le thorax est étroit, ou au contraire s'horizontalise lorsque le thorax est large. [1]

Le cœur comporte deux pompes propulsives fonctionnant parallèlement : le « cœur gauche » assurant la circulation systémique, et le « cœur droit » assurant la circulation pulmonaire, et qui sont séparés par une cloison ou septum.

Chacun comporte un atrium (ou oreillette) qui collecte le sang, et un ventricule qui l'expulse vers l'artère pulmonaire en direction des poumons pour le ventricule droit, et vers l'aorte en direction des autres organes pour le ventricule gauche. La circulation systémique alimente ainsi en parallèle les différents organes par les branches de division de l'aorte. Le sang issu de ces organes, pauvre en oxygène et riche en déchets est collecté par les veines caves inférieure et supérieure, pour être ramené à l'atrium droit. La vascularisation du myocarde est assurée par les artères coronaires et le sinus coronaire qui s'abouche directement dans l'atrium droit. Les poumons reçoivent par l'artère pulmonaire, du sang veineux (à faible teneur d'oxygène), mais ils reçoivent en outre, du sang artériel par les artères bronchiques (constituant

la vascularisation systémique pulmonaire), qui se drainent dans l'atrium gauche, mêlant ainsi un peu de sang veineux au sang artériel ramené à l'atrium gauche par les veines pulmonaires. [2]



**Figure 1.1:** Anatomie du cœur. [2]

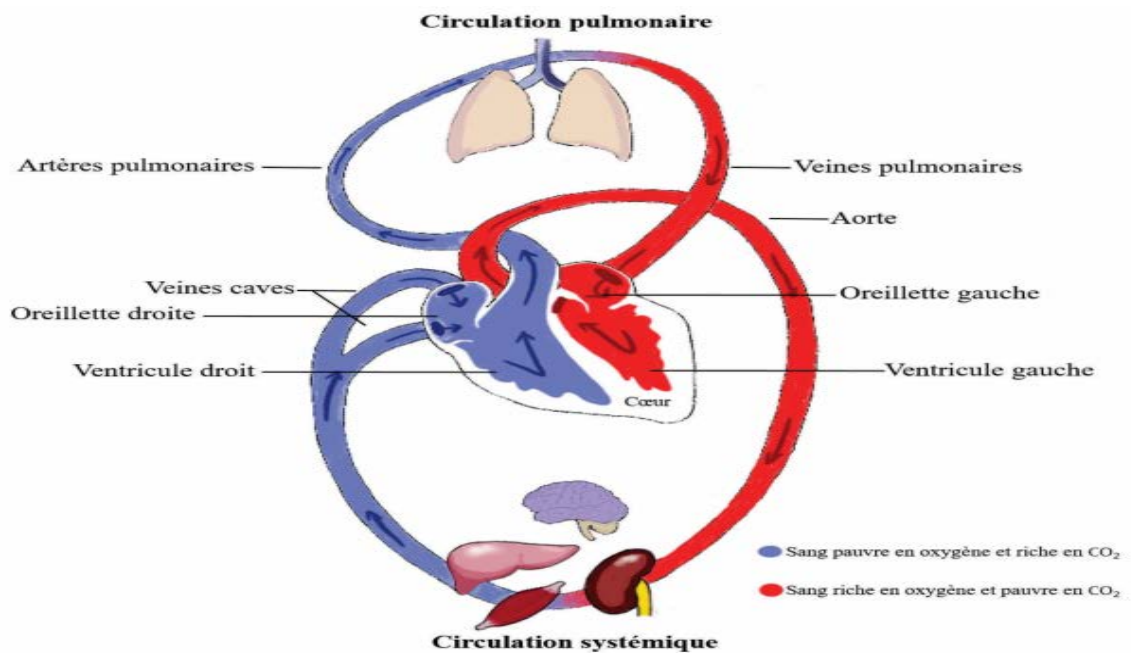
### 1.2 La circulation du sang à travers le cœur :

Le sang désoxygéné qui revient des différentes parties du corps remplit l'atrium droit et le sang oxygéné qui revient des poumons remplit l'atrium gauche. L'ouverture des valves atrio ventriculaires permet au sang de s'écouler des oreillettes vers les ventricules, puis ils se contractent et éjectent le sang restant dans les ventricules. La fermeture des valves atrio ventriculaires est suivie par la contraction des ventricules qui propulse le sang du ventricule droit dans le tronc pulmonaire et du ventricule gauche dans l'aorte, après l'ouverture des sigmoïdes pulmonaires et aortique.

La circulation pulmonaire représente le trajet du sang du cœur aux poumons et son retour au cœur. Les éléments qui assurent la circulation pulmonaire sont : le ventricule droit, le tronc

pulmonaire et les artères pulmonaires, le réseau de capillaires dans les poumons, les veines pulmonaires qui ramènent le sang au cœur et l'atrium gauche qui reçoit le sang oxygéné.

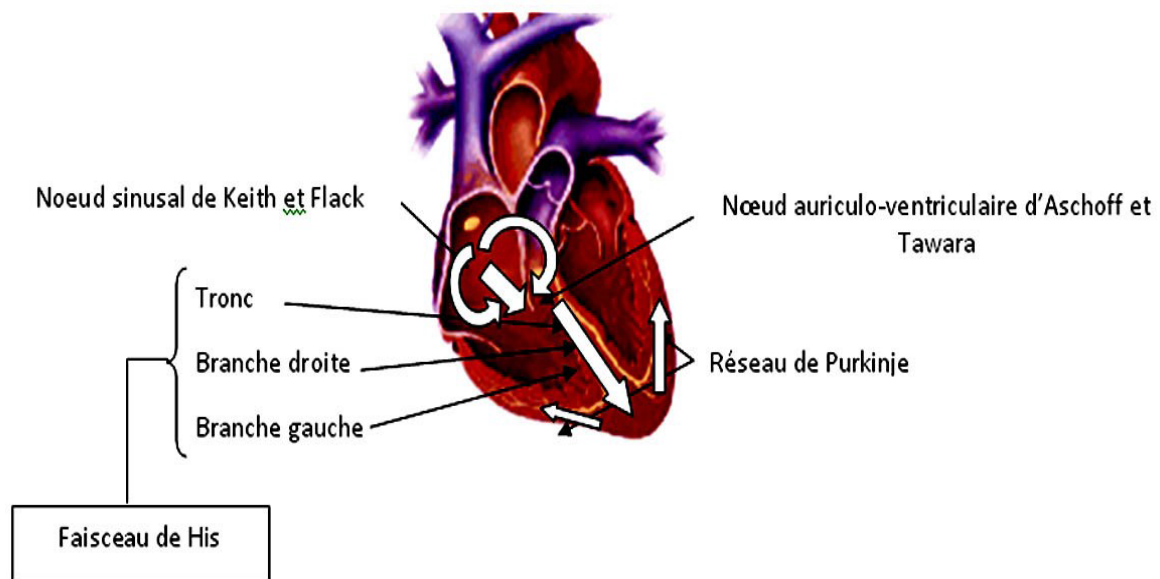
La circulation systémique représente le trajet du sang vers tous les autres organes du corps et son retour vers le cœur. Les éléments de la circulation systémique sont : le ventricule gauche, les vaisseaux qui arrivent et partent de tous les tissus du corps les artères, les capillaires et les veines, et l'atrium droit qui reçoit le sang appauvri en oxygène lorsqu'il revient des tissus. [3]



**Figure 1.2:** La circulation du sang. [3]

### 1.3 Le mécanisme de conduction et l'innervation du cœur :

Le système de conduction du cœur est constitué de tissu nodal (fibres musculaires cardiaques spécialisées) qui produit et propage des ondes de dépolarisation à travers le myocarde grâce au nœud sinu-atrial (le nœud sinusal de *Keith* et *Flack*), situé dans la partie postérieure de la paroi de l'atrium droit. Il se dépolarise spontanément de 70 à 80 fois par minute, ce qui provoque la contraction des atria suivi des influx, qui se propagent jusqu'au nœud atrio-ventriculaire (le nœud atrio-ventriculaire d'*Aschoff* et *Tawara*), situé dans le septum interatrial puis dans le faisceau atrioventriculaire (faisceau AV), situé dans le septum interventriculaire, et arrivent aux fibres de conduction cardiaque (faisceau de *Purkinje*), dans la paroi des ventricules provoquant leurs contractions simultanées.



**Figure 1.3:** Innervation du cœur. [2]

En pathologie, l'origine de l'automatisme peut ne pas être sinusale :

- Soit lorsqu'il existe un foyer de cellules générant une impulsion à une fréquence plus rapide que celle du nœud sinusal et donc inhibant celui-ci (tachycardie anormale).
- Soit lorsque le nœud sinusal est déficient ou alors lorsque la conduction est défaillante entraînant des risques d'arrêt transitoire (syncope), ou permanents (mort subite) de l'activité cardiaque. Dans ce cas un autre groupe cellulaire du tissu nodal, constituant des pacemakers de réserve et prend le relais pour générer l'automatisme cardiaque. Les pacemakers de relais sont localisés dans la jonction auriculoventriculaire (pacemaker fonctionnel) et le myocarde ventriculaire (pacemaker ventriculaire)

Inversement il peut exister des voies de conduction supplémentaires entre les oreillettes et les ventricules pouvant exposer le patient à des troubles rythmiques potentiellement graves. [2][3]

### **1.4 Le cycle cardiaque :**

Le cycle cardiaque a une durée moyenne de 800 ms. Il se divise en 2 phases qui sont la diastole et la systole. La diastole est la phase de remplissage de la chambre ventriculaire, et dure environ 500 ms. La phase de systole est la phase d'éjection du sang vers l'aorte, et dure environ 300 ms. Les 4 principaux événements de ce cycle sont les suivants : [5]

#### **1.4.1 Le remplissage ventriculaire :**

Le remplissage s'effectue en deux phases. Un remplissage passif, où le sang présent dans l'oreillette s'écoule, du fait du gradient de pression, dans le ventricule, à travers la valve mitrale. Puis un remplissage actif, où l'oreillette se contracte et chasse le sang qu'elle contient dans le ventricule. La pression dans le ventricule (pression intraventriculaire) devient alors supérieure à la pression dans l'oreillette et la valve mitrale se ferme.

#### **1.4.2 La contraction isovolumique :**

La valve mitrale est close. Le ventricule se contracte ce qui augmente la pression intraventriculaire. Lorsque la pression dans le ventricule devient supérieure à la pression aortique, la valve aortique s'ouvre.

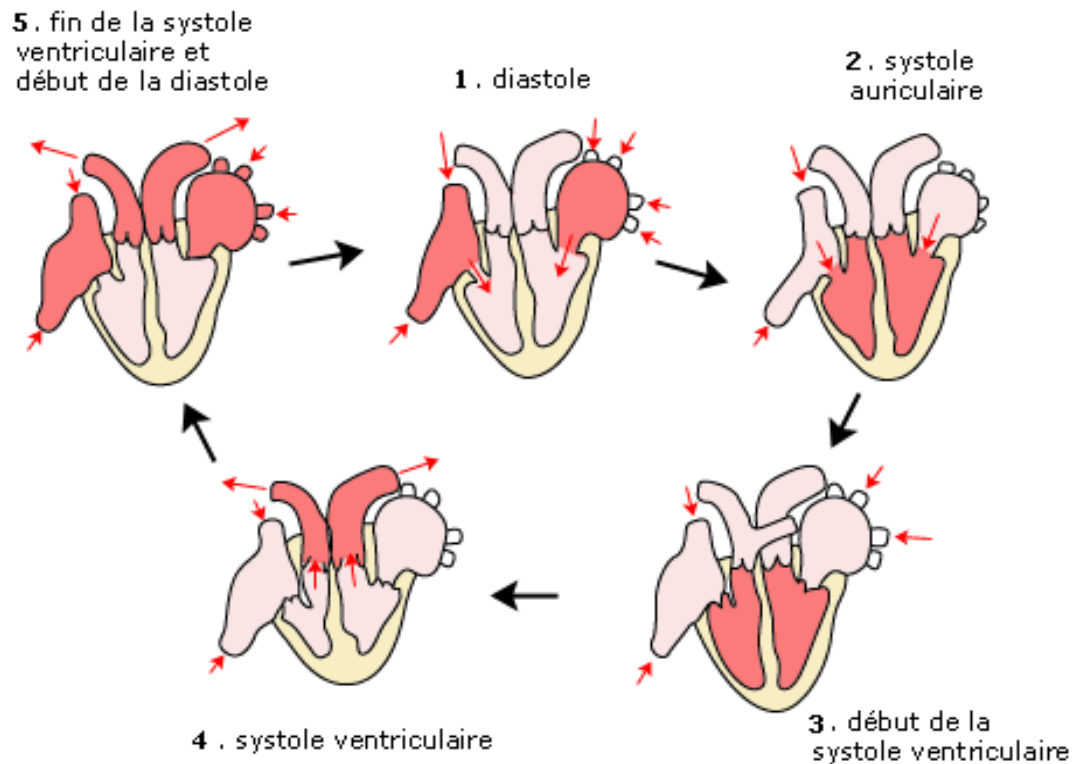
#### **1.4.3 L'éjection systolique :**

Le sang est propulsé dans l'aorte. La pression intraventriculaire devient progressivement inférieure à la pression aortique ce qui entraîne la fermeture de la valve aortique.

### 1.4.4 Le relâchement isovolumique :

Le ventricule, qui est alors une chambre close, se relâche, la pression diminue jusqu'à ce que la valve mitrale s'ouvre et le cycle recommence.

La première et la quatrième phase constituent la diastole qui occupe à peu près les deux tiers du cycle au repos, contre un tiers du cycle occupé par la systole qui correspond à la deuxième et la troisième phase du cycle cardiaque. Chez un sujet adulte sain au repos, un cycle cardiaque dure en moyenne entre 0,8s et 1s. Les contractions des oreillettes et ventricules, qui permettent l'éjection du sang dans l'aorte à chaque battement cardiaque, sont coordonnées par l'activité électrique du cœur. [4]



**Figure 1.4:** Le cycle cardiaque. [4]



### 1.5 Les maladies cardiovasculaires :

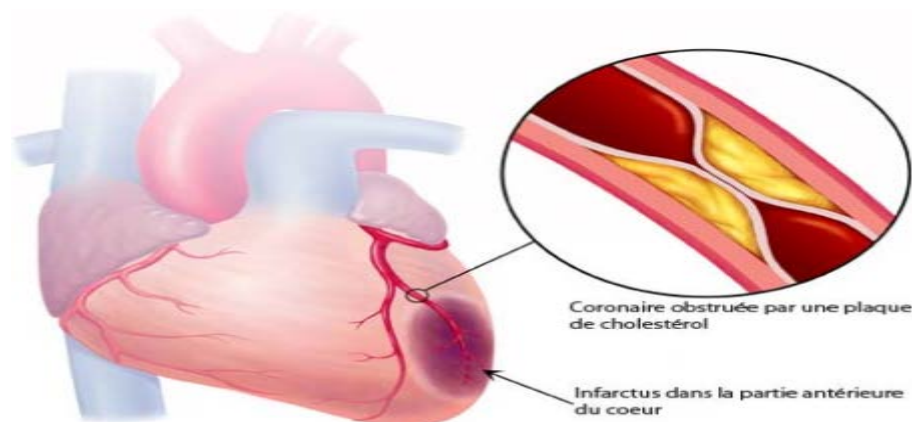
#### 1.5.1 L'insuffisance cardiaque :

C'est l'incapacité du cœur à assurer, à l'effort ou au repos, un débit cardiaque suffisant et nécessaire au bon fonctionnement des différents organes. Les symptômes de cet état comprennent une congestion du système cardiovasculaire, de la faiblesse, un essoufflement, des malaises abdominaux et un œdème affectant les membres inférieurs. Plusieurs causes peuvent expliquer la défaillance du muscle cardiaque, les plus fréquentes étant l'hypertension artérielle, les effets à long terme d'une consommation abusive d'alcool et les dommages résultants d'accidents cardiovasculaires répétés, faisant notamment suite à un infarctus.

#### 1.5.2 L'ischémie et l'infarctus du myocarde :

L'ischémie est l'interruption de l'apport de sang oxygéné dans les tissus et les organes, une cardiopathie ischémique est donc une insuffisance coronaire provoquée par une sténose (rétrécissement), ou une occlusion des artères coronaires qui sont les artères du cœur.

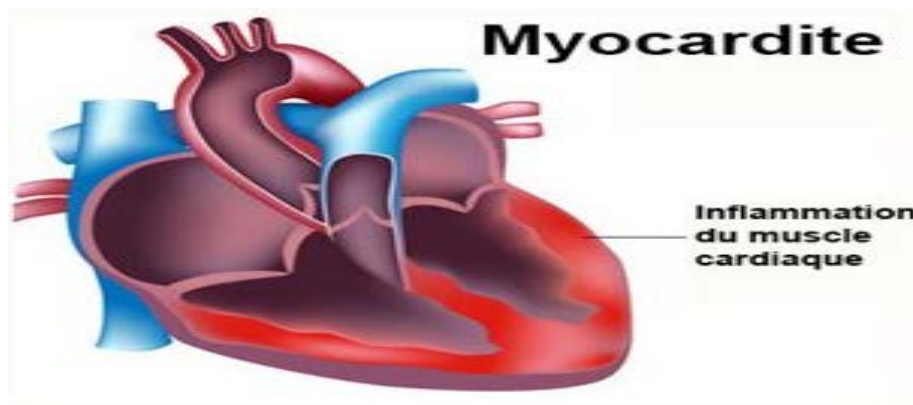
L'infarctus aigu du myocarde est une manifestation brutale d'une cardiopathie ischémique caractérisée par une nécrose du myocarde due à la formation d'un caillot dans le réseau artériel coronaire interrompant la circulation artérielle vers cette partie du muscle cardiaque par l'artère obstruée. [6]



**Figure 1.5:** Infarctus du myocarde. [6]

### **1.5.3 Myocardite aigue :**

La myocardite est définie cliniquement et histologiquement comme une inflammation du myocarde, fréquemment d'origine virale. Sa prévalence réelle est difficile à déterminer, car elle possède un important polymorphisme dans sa présentation clinique, et on estime qu'elle est asymptomatique dans une grande majorité de cas. [7]



**Figure 1.6:** Une myocardite. [7]

### **1.5.4 Le myxome :**

Le myxome représente la variété histologique la plus fréquente des tumeurs bénignes du cœur. C'est une tumeur de nature polypeuse à développement intracavitaire qui réalise une excroissance tissulaire à partir des reliquats mésenchymateux embryonnaires localisés, le plus souvent au septum interatrial expliquant la nette prédominance des myxomes de l'atrium. [8]



**Figure 1.7:** Un myxome. [8]

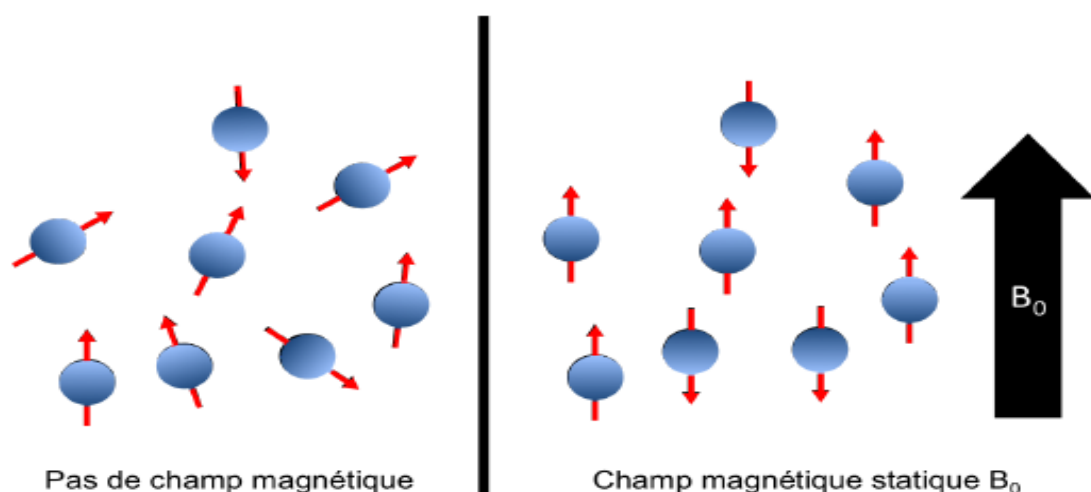
### 1.5.5 La fibrose :

Le cœur est en grande partie composé de fibres musculaires. L'endocarde et le myocarde peuvent perdre leurs qualités de souplesse et de contractilité en se transformant partiellement en tissu fibreux, appelé fibrose.

La fibrose est donc un tissu pathologique qui vient remplacer le tissu myocardique normal dans de nombreuses pathologies telles que les myocardiopathies hypertrophiques, certaines myocardiopathies dilatées, et dans les infarctus en phase chronique. La fibrose peut être présente dans le tissu myocardique non atteint par l'infarctus en particulier dans les zones présentant une hypertrophie compensatrice. [5]

### 1.6 Bases physiques et principe de l'IRM :

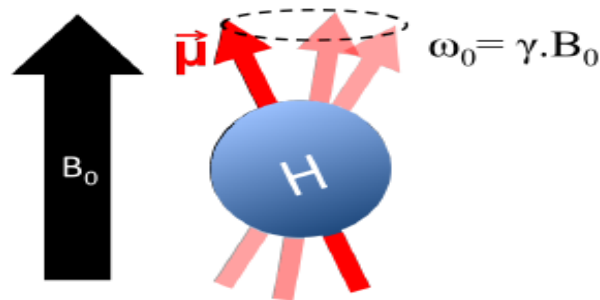
L'IRM est une technique non invasive, non irradiante et le plus souvent sans danger pour le patient. L'IRM étudie la résonance des protons (hydrogène) contenus dans la molécule d'eau, présente en abondance dans le corps humain. Les protons, particules chargées positivement, induisent, en tournant autour d'eux-mêmes selon une fréquence propre (fréquence de Larmor), un moment magnétique appelé spin, ils se comportent comme de petits aimants, et s'orientent dans la direction longitudinale du champ  $B_0$  régnant dans le tunnel de l'appareil.



**Figure 1.8:** Alignement des spins en présence d'un champ magnétique statique  $B_0$ . [9]

Ils ont un mouvement rotatif autour de cet axe. Ce mouvement est appelé précession, a une fréquence angulaire :

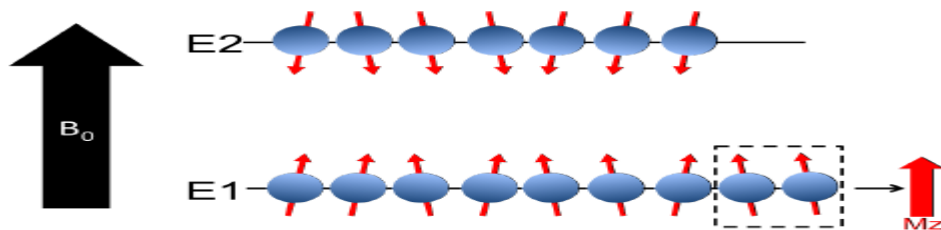
$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$



**Figure 1.9:** Précession du spin magnétique en présence de  $B_0$ . [9]

Les deux alignements possibles des spins correspondent à 2 niveaux d'énergies : l'état de basse énergie  $E_1$  appelé spin up, et l'état de haute énergie appelé spin down.

Dans des conditions habituelles en IRM, la répartition est quasiment équilibrée, avec un faible excédent en faveur des spins up. Cette légère différence fait apparaître une aimantation macroscopique longitudinale  $M_z$ , orientée dans la direction du champ  $B_0$ , dont sa valeur peut être vue comme la quantité maximale de signal disponible en IRM.

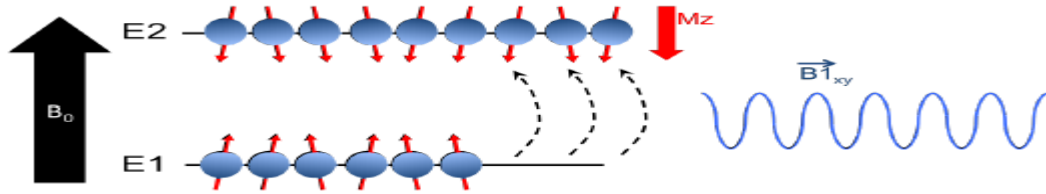


**Figure 1.10:** Création d'une aimantation longitudinale  $M_z$ . [9]

Si on applique un champ magnétique  $B_1$  oscillant à la fréquence de résonance  $\omega_0$  du proton dans le plan transverse (perpendiculaire) au champ  $B_0$ , l'aimantation de l'échantillon de proton soumis au champ  $B_1$  va basculer. Ce basculement provient de deux phénomènes séparés et indépendants agissant respectivement sur l'aimantation longitudinale  $M_z$  et sur l'aimantation transverse  $M_{xy}$  :

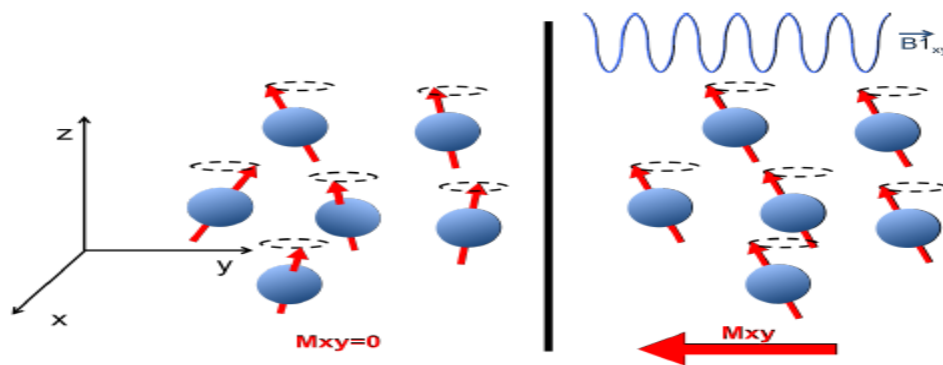
## Chapitre1 : Anatomie du cœur et le principe de l'IRM.

- Tout d'abord, l'énergie apportée par le champ  $B_1$  engendre des transitions de spins de l'état spin up à l'état spin down, ce qui va réduire, voire inverser l'aimantation longitudinale.



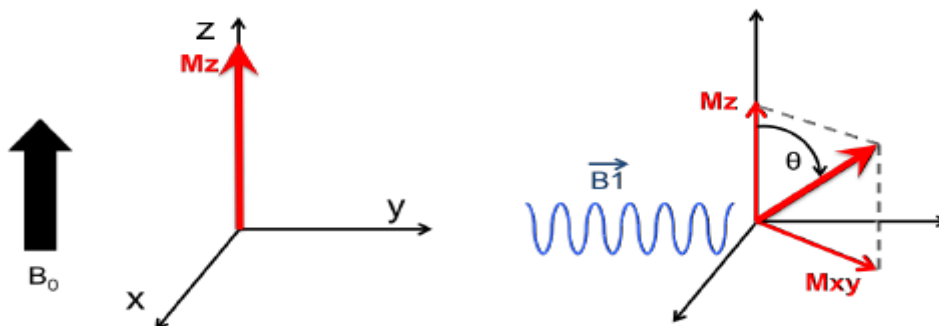
**Figure 1.11:** Basculement de l'aimantation macroscopique longitudinale. [9]

-Parallèlement, l'impulsion radiofréquence (RF) engendre une cohérence de phase dans la population de spins, la résultante des composantes transverse fait alors apparaître une aimantation macroscopique dans le plan transverse.



**Figure 1.12:** Apparition d'une aimantation macroscopique transverse. [9]

L'aimantation nette d'un échantillon de spins se décrit comme un unique vecteur ayant une composante longitudinale et une composante transverse. Une impulsion radiofréquence  $B_1$ , fait basculer l'aimantation d'un angle  $\theta$  (angle de basculement) par rapport à l'axe du champ  $B_0$ , qui est directement proportionnel à l'amplitude et à la durée de l'impulsion RF. [9]



**Figure 1.13:** Basculement de l'aimantation après l'application de  $B_1$ . [9]

### 1.6.1 Relaxation longitudinale ou temps T1 :

Lors de l'arrêt de l'onde radiofréquence, l'aimantation longitudinale  $M_z$  va disparaître et les protons vont retrouver leur état d'équilibre. Ce temps mis par les protons est défini comme le temps de relaxation longitudinale, ou temps T1.

### 1.6.2 Relaxation transversale ou temps T2 :

Le temps de relaxation transversale, ou temps T2, représente le déphasage entre les dipôles magnétiques et donc la décroissance de la composante transversale d'aimantation  $M_{xy}$ . Ces deux temps de relaxation dépendent fortement de la nature des tissus. [10]

Dans un milieu adipeux, le T1 et le T2 sont courts, tandis que dans l'eau libre, T1 et T2 sont longs. Dans les tissus organisés, les valeurs de T2 sont beaucoup plus courtes que les valeurs de T1. Ces phénomènes sont à la base de la création d'images à partir de la résonance magnétique nucléaire.

L'IRM acquiert des images dans n'importe quel plan anatomique déterminé par l'opérateur, ce qui permet une imagerie adaptée à l'anatomie complexe du cœur. Schématiquement, on utilisera les séquences en pondération T1 pour rechercher la présence de graisse, les séquences en pondération T2 pour l'œdème myocardique, et le rehaussement tardif après injection de chélate gadolinium (T1) pour la fibrose myocardique. [11]

### 1.7 IRM cardiaque :

L'IRM offre de nombreux avantages pour l'exploration cardiaque. Tout d'abord, la synchronisation de l'acquisition avec l'électrocardiogramme (ECG), permet d'obtenir des images à différents temps du cycle cardiaque.

De plus, la manipulation des gradients permet d'avoir des plans de coupes tomographiques selon les axes principaux du cœur ou de l'aorte.

Enfin, des séquences de plus en plus rapides rendent l'acquisition d'images en apnée possible, limitant ainsi les artefacts dus aux mouvements respiratoires. Dans certaines conditions, l'IRM peut fournir un excellent contraste spontané entre les tissus et le flux sanguin, en l'absence d'agent de contraste. En particulier, l'utilisation de séquences ciné-IRM constitue de nos jours la technique de référence pour étudier la fonction cardiaque.

L'utilisation de produits de contraste paramagnétiques, couplée à des séquences fortement pondérées en T1, entraîne un rehaussement important du signal au passage du produit de contraste. Une utilisation en imagerie cardio-vasculaire est l'étude de la perfusion du myocarde au premier passage du produit de contraste.

L'acquisition d'images dix minutes après injection du produit de contraste, permet l'évaluation de la viabilité du cœur. L'étude de ses images, qu'elle soit visuelle ou semi-automatique, doit permettre de pronostiquer le degré de récupération des patients après une cardiomyopathie. [5]

### 1.8 Séquences utilisées en IRM cardiaque :

Les deux principales sources de dégradation dans la qualité des images cardiaques sont constituées par les mouvements respiratoires et les battements cardiaques. L'obtention d'images de qualité nécessite donc une acquisition en apnée, un rythme cardiaque régulier et une synchronisation à l'ECG. Les différentes séquences IRM disponibles sont :

### **1.8.1 Les séquences écho de spin :**

Avec un contraste spontané, elles font apparaître le sang intracavitaire en noir. Elles permettent une analyse anatomique en pondération T1 (bilans malformatifs, tumeurs), mais également une caractérisation tissulaire : la pondération T1 est notamment utilisée pour la recherche de dépôts de graisse, la pondération T2 pour identifier un œdème myocardique (infarctus, myocardite, etc ...).

### **1.8.2 Les séquences écho de gradient (ciné IRM) :**

Avec un contraste à « sang blanc », elles permettent l'analyse des paramètres fonctionnels globaux (fraction d'éjection, mesures de volumes, d'épaisseur) et segmentaires.

L'acquisition rapide permet d'obtenir un même niveau de coupe à plusieurs phases du cycle cardiaque dans sa totalité. Plus le nombre de phases est important, plus l'identification de la fraction d'éjection sera précise.

### **1.8.3 Les séquences avec injection de gadolinium (Gd) :**

En IRM cardiaque, il existe une distribution homogène du Gd dans l'interstitium myocardique rapidement après un bolus intra-veineux, et une élimination rapide si le tissu myocardique est sain.

#### **1.8.3.1 Les séquence de perfusion de premier passage :**

Cette séquence est destinée à étudier en direct la perfusion tissulaire myocardique lors du premier passage du Gd. La séquence est considérée comme normale si le myocarde se rehausse de manière synchrone et homogène tout au long de la séquence.



### **1.8.3.2 Les séquences de rehaussement tardive :**

L'étude du RT est réalisée environ 10 minutes après l'injection de l'agent de contraste, leur principe repose sur la recherche d'une anomalie de la cinétique d'élimination du Gd dans le myocarde pathologique. Dans le myocarde sain, le Gd, à distribution extra-cellulaire, est rapidement éliminé. En cas de rupture des membranes myocytaires (infarctus, nécrose infectieuse ou inflammatoire), le volume de distribution du Gd est augmenté et son élimination nettement ralentie, d'où une rétention pathologique et un hypersignal en T1. [7]

### **1.9 Conclusion :**

Bien que l'échocardiographie soit l'examen initial de choix dans les pathologies myocardiques et péricardiques, l'IRM cardiaque apporte des éléments diagnostiques nouveaux.

Elle fournit des informations tomographiques précises et reproductibles ainsi que des images dynamiques du cœur avec une haute résolution spatiale et temporelle. L'apport spécifique de cette nouvelle technique est l'évaluation directe de la morphologie et de la structure du muscle cardiaque et du péricarde tout en mettant distinctement en évidence les zones d'inflammation ou de fibrose. L'IRM cardiaque est en plein développement et constitue un progrès certain dans le diagnostic des pathologies du muscle cardiaque et du péricarde.

# **Chapitre 2 :**

## **Les techniques de la texture**

### 2.1. Introduction :

Ce chapitre présente l'état de l'art sur les méthodes les plus communément utilisées en analyse de texture. L'étude des textures rencontrées dans les images est un thème qui suscite beaucoup d'intérêt dans la communauté du traitement du signal et des images.

Il s'agit d'un domaine de recherche encore largement ouvert. Il existe une grande diversité dans les approches utilisées pour décrire ou identifier une texture. Certaines méthodes s'appuient sur des modèles stochastiques ou de prédiction linéaire. D'autres approches sont basées sur des calculs statistiques ou des transformations orthogonales.

### 2.2. Définition de la texture :

La définition littéraire de la texture est une répétition spatiale d'un même motif dans différentes directions de l'espace. Cette définition est limitative car elle caractérise l'objet indépendamment d'un observateur humain. La notion de texture est utilisée pour traduire un aspect homogène de la surface d'un objet sur une image.

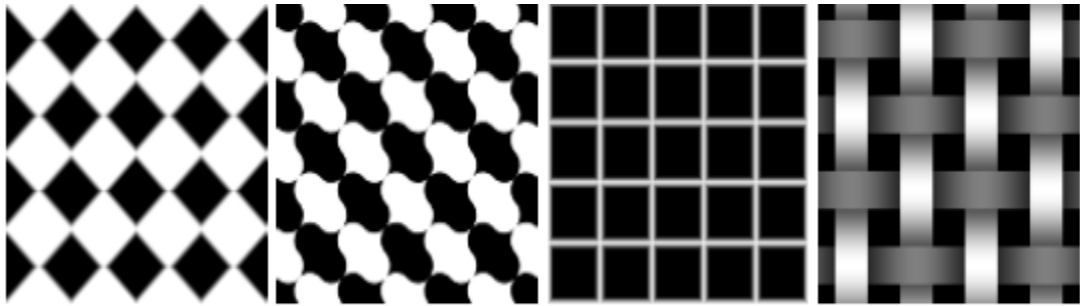
Haralick élargit la définition en décrivant une texture comme un phénomène à deux dimensions : la première concernant la description d'éléments de base ou primitives (le motif) à partir desquels est formée la texture, la deuxième dimension est relative à la description de l'organisation spatiale de ces primitives. [12]

### 2.3. Types de texture :

Il existe une grande diversité de textures, certains ouvrages mettent à disposition des textures avec différentes propriétés, très utiles pour tester les algorithmes et les méthodes, il existe 3 types :

### 2.3.1. Les textures déterministes (périodiques) :

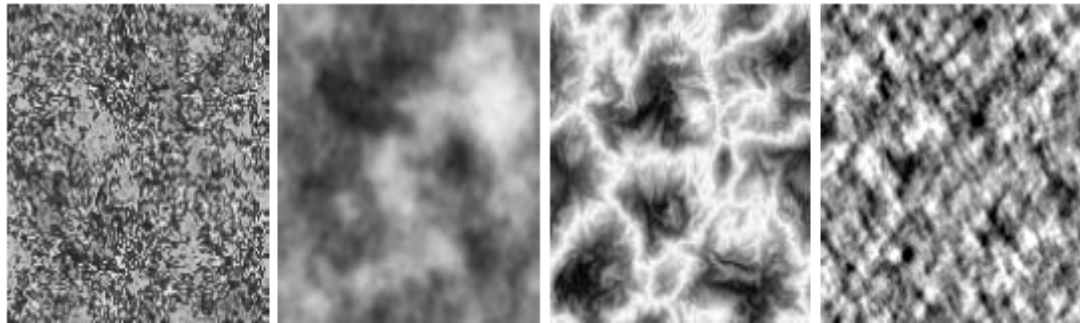
Ils se caractérisent par la répétition d'un motif géométrique aussi appelé "texton". Ce genre de textures peut donc facilement être synthétisé à partir d'un motif si on connaît son orientation et sa taille.



**Figure 2.1 :** Texture déterministe. [13]

### 2.3.2. Les textures stochastiques (aléatoires) :

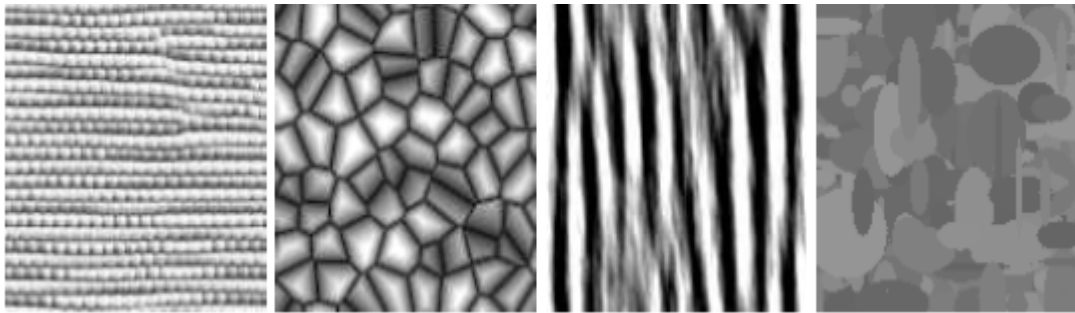
Elles sont irrégulières et obéissent à certaines lois statistiques, et peuvent être considérées comme une réalisation d'un champ aléatoire bidimensionnel.



**Figure 2.2 :** Texture stochastique. [13]

### 2.3.3. Les textures observables :

Elles se décrivent comme un mélange entre une texture stochastique et une texture déterministe. En effet, à l'intérieur de ce type de textures, nous pouvons trouver une répétition de motifs très similaires mais pas identiques. [13]



**Figure 2.3 :** Texture observable. [13]

### 2.4. Méthodes d'analyse de texture :

Une multitude de méthodes de variantes et de combinaisons ont déjà été proposées dans la littérature : méthodes statistiques, méthodes basées sur un modèle, méthodes fractales, etc...

Nous nous intéressons particulièrement aux méthodes statistiques qui ont largement été utilisées avec succès.

#### 2.4.1. Méthodes statistiques :

Les méthodes statistiques étudient les relations entre un pixel et ses voisins, et définissent des paramètres discriminants de texture, en se basant sur des outils statistiques.

Elles sont particulièrement adaptées à l'étude des textures stochastiques. L'ordre de la statistique est donné par le nombre de pixels voisins mis en jeu dans le calcul des paramètres. [14]

### 2.4.1.1. Méthodes statistiques du premier ordre :

L'analyse des régions d'une image par une méthode d'ordre un s'effectue directement à partir de pixels de l'image. Chaque pixel de la région sera représenté par une valeur comme la région. Dans les calculs qui suivent, on étudiera l'image dans une fenêtre  $g$ , qui contient  $N$  pixel.

Les paramètres d'étude les plus souvent utilisés sont la moyenne, la variance, l'aplatissement, la dissymétrie et le rapport signal / bruit :

**-La moyenne :** Elle donne la valeur moyenne des niveaux de gris appartenant à la ROI (region of interest).

$$MOY = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{N-1} i * p(i) \quad (2.1)$$

Avec :

$p(i)$   $i \in [0...N-1]$  histogramme de la ROI considérée,

$N$  nombre total de niveaux de gris,

$K$  : Nombre total de pixels de la ROI.

**-La variance :** Elle mesure la répartition des niveaux de gris autour de la moyenne.

$$VAR = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{N-1} p(i) * (i - MOY)^2 \quad (2.2)$$

**-La dissymétrie (skewness en anglais) :** Elle mesure la déviation de la distribution des niveaux de gris par rapport à une distribution symétrique. [15]

$$SKEW = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{N-1} p(i) * (i - MOY)^3 \quad (2.3)$$

**-L'aplatissement (kurtosis en anglais) :** Elle qui détermine le degré de concavité ou de convexité des intensités de pixels par rapport à leur moyenne. [16]

$$KURT = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{N-1} p(i) * (i - MOY)^4 \quad (2.4)$$

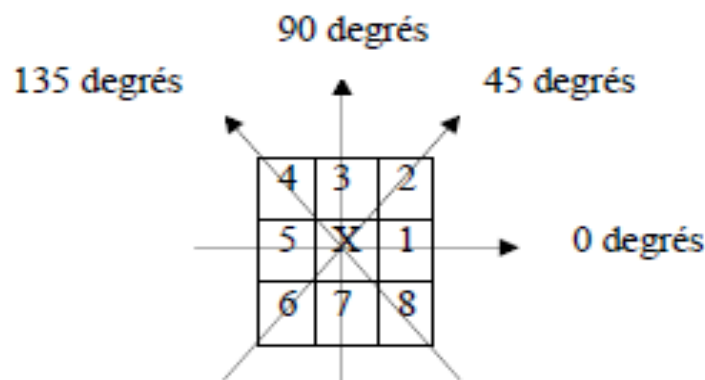
### 2.4.1.2. Méthodes statistiques du deuxième ordre (Matrices de cooccurrence) :

Les méthodes du premier ordre, ne procurent aucune information sur l'organisation locale des pixels. Des méthodes d'ordre supérieur sont donc utilisées afin de faire une analyse plus précise.

#### -Les matrices de cooccurrence :

Une matrice de cooccurrence mesure la probabilité d'apparition des paires de valeurs de pixels situés à une certaine distance dans l'image. Elle est basée sur le calcul de la probabilité  $P(i, j, \delta, \theta)$ , qui représente le nombre de fois où un pixel de niveau de couleur  $i$ , apparaît à une distance relative  $\delta$ , d'un pixel de niveau de couleur  $j$ , et selon une orientation  $\theta$  donnée, les directions angulaires  $\theta$  classiquement utilisées sont 0, 45, 90 et 135 degrés.

Par exemple, les voisins les plus proches de 'x' selon la direction  $\theta = 135$  degrés, sont les pixels 4 et 8.



**Figure 2.4 :** Plus proches voisins du pixel 'x' selon 4 directions.

Les caractéristiques extraites à partir de ces matrices contiennent des informations notamment sur l'homogénéité, les dépendances linéaires entre les niveaux de gris, le contraste et la complexité de cette image. [17]

La plupart des images sont codées sur 256 niveaux de gris, par conséquent, la taille des matrices de cooccurrences est de  $256 \times 256$ . On s'aperçoit ainsi que ces matrices comptabilisent une très grosse quantité d'informations difficiles à exploiter directement.

C'est pourquoi, un certain nombre d'auteurs comme *Zucker*, ont essayé d'extraire de l'information de GLCM afin de mettre en évidence la structure des textures. Mais c'est *Haralick* et *Al*, qui ont proposé les premiers quatorze paramètres, caractérisant les textures, issus de la matrice de cooccurrence. Voici quelques paramètres considérés comme étant les plus utilisés et les plus pertinents : [18]

### -Moyenne locale :

$$\text{Moyenne} = \sum_{i,j} p(i,j) \quad (2.5)$$

### -Variance :

Donne l'écart carré moyen des niveaux de gris par rapport à la moyenne c.à.d. il mesure l'ampleur des variations d'intensité par rapport à la moyenne

$$\text{Variance} = \sum_{i,j} (i - \text{moyenne})^2 p(i,j) \quad (2.6)$$

**-Écart-type local :** L'écart-type mesure l'énergie locale d'une texture :

$$\delta^2 = \sum_{i=0} (i - \mu_i)^2 \sum_{j=0} p(i,j) \quad (2.7)$$

$$\delta^2 = \sum_{j=0} (j - \mu_j)^2 \sum_{i=0} p(i,j) \quad (2.8)$$



### -Energie (Second moment Angulaire) :

Permet de faire la somme des éléments au carré de matrice de cooccurrence. Energie 1 pour constante image.

$$\text{Energie} = \sum_{i,j} p(i,j)^2 \quad (2.9)$$

### -Entropie :

L'entropie indique si les niveaux de gris sont distribués de façon aléatoire dans l'image. Sa valeur est maximale lorsque tous les  $p(i,j)$  sont égaux. En théorie de l'information, l'entropie est une mesure d'incertitude et l'entropie maximale correspond à l'incertitude maximale. Sa valeur tend à augmenter avec la complexité de l'image et avec le nombre de niveaux de gris.

$$\text{Entropie} = - \sum_{i,j} p(i,j) \log p(i,j) \quad (2.10)$$

### -Inertie (Contraste) :

Parement de mesure des intensités de contraste de tous les pixels voisines de l'image contraste 0 pour constante image. Plus la texture est contrastée, plus ce terme est grand

$$\text{Contraste} = \sum_{i,j} (i-j)^2 p(i,j) \quad (2.11)$$

### -Moment différentiel inverse (Homogénéité) :

Permet d'obtenir la valeur de mesure de distribution des éléments de matrice de cooccurrence (GLCM) à de GLCM diagonal. Homogénéité 1 pour la diagonale matrice de cooccurrence.

$$\text{Homogénéité} = \sum_{i,j} \frac{p(i,j)}{1+|i-j|} \quad (2.12)$$

### -Corrélation :

Décrit les corrélations entre les lignes et les colonnes de la matrice de cooccurrence, Il s'agit d'une mesure de la dépendance linéaire des niveaux de gris dans l'image

$$\text{Corrélation} = \sum_{i,j} \frac{(i - \mu_i)(j - \mu_j)}{\delta_i \delta_j} p(i, j) \quad (2.13)$$

### -Moments :

Ce descripteur à de faibles valeurs lorsque les éléments diagonaux de p sont grands. L'effet inverse peut être obtenu grâce aux moments de la différence inverse

$$\text{Moment} = \sum_{i,j} (i, j) p(i, j) \quad (2.14)$$

### -Probabilité maximale :

C'est simplement la valeur maximale normalisée d'une des matrices ou de toutes les matrices de cooccurrence considérées.

$$\text{Où} \quad \mu_i = \sum_{i,j} p(i, j) \quad (\text{moyennes des lignes}) \quad (2.15)$$

$$\text{Où} \quad \mu_j = \sum_{i,j} p(i, j) \quad (\text{moyennes des colonnes}) \quad (2.16)$$

## 2.4.2. Les méthodes fractales :

### 2.4.2.1. Définition :

La géométrie fractale, inventée par le mathématicien *Benoît Mandelbrot*, est une extension de la géométrie destinée à étudier les formes complexes, non formalisées (ou mal formalisées) dans le cadre de la géométrie classique.

La méthode fractale, est une méthode statistique de texture qui ne repose pas sur des mathématiques euclidiennes. Cette mesure évalue la complexité et la rugosité de la texture en définissant un paramètre dit la dimension fractale (D) et pouvant être calculé par différentes méthodes à choisir selon le caractère binaire ou non de l'image à analyser. [19]

### 2.4.2.2. Classification des fractales :

Les fractales sont définies de façon récursive ou itérative selon la manière avec laquelle elles sont construites. Nous pouvons distinguer deux grandes catégories :

#### 2.4.2.2.1. Les fractales déterministes :

Ce sont des figures géométriques de structure complexe, dont la création ou la forme met en jeu des règles utilisant le fractionnement. Prenons l'exemple de l'ensemble de Cantor, qui est un exemple de systèmes itérés. Nous pouvons le construire en partant d'un segment  $[0, 1]$ , dont nous enlèverons le tiers central, ensuite dans chacun des tiers restants, nous enlèverons son propre tiers central, et ainsi de suite jusqu'à l'infini.

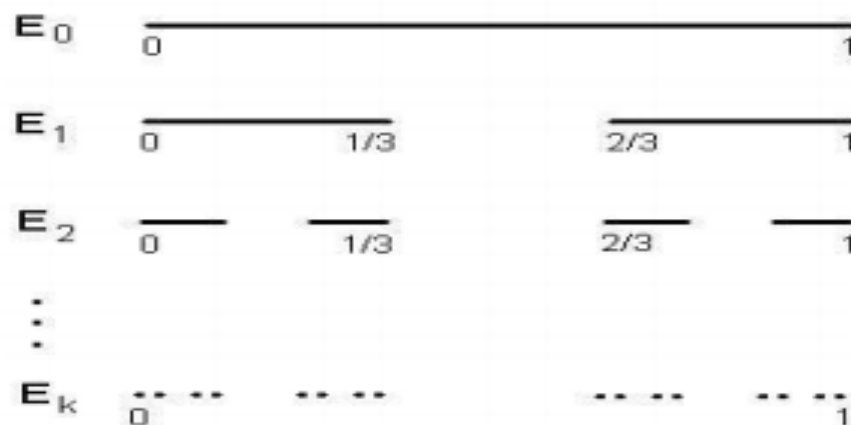


Figure 2.5 : Ensemble de Cantor. [19]

#### 2.4.2.2.2. Les fractales non déterministes :

Contrairement aux fractales déterministes, il existe des fractales liées au hasard ou à des phénomènes aléatoires.

C'est le cas des objets fractales naturels tels que, les poumons, les vaisseaux sanguins, les nuages, les montagnes, les choux fleurs, etc...

**-Les vaisseaux sanguins :** Le réseau vasculaire est une organisation fractale, un labyrinthe complexe de bifurcations identiques entre elles sur des échelles de plus en plus petites.

Il apparaît ainsi un motif géométrique qui se répète sur des échelles différentes, il y a donc bien auto-similarité. Quelle que soit l'échelle où nous regardons cette structure, l'aspect paraît identique. [19]



**Figure 2.6 :** Réseau sanguin. [19]

### 2.4.2.3. Dimension fractale :

La dimension fractale caractérise le comportement auto-similarité d'une surface, c'est un nombre qui quantifie le degré d'irrégularité et de fragmentation d'un ensemble géométrique, c'est aussi une mesure de la façon dont la forme fractale occupe l'espace.

Pour déterminer la dimension fractale d'un objet il faut compter le nombre moyen de motifs répétés contenus dans une sphère de rayon  $k$  centrée en un point donné de l'objet. Ce nombre de motifs est donné par :  $n = k^D$ , et la dimension fractale est ainsi égale à : [19]

$$D = \frac{\ln n}{\ln k} \quad (2.17)$$

### 2.4.2.4. Application de la géométrie fractale dans l'analyse des images médicales :

L'étude de la dimension fractale des images fait l'objet de plusieurs travaux de recherche, notamment dans le domaine de l'imagerie médicale. Par exemple, l'œil humain ne suffit pas toujours pour détecter si une lésion qui apparaît sur une radiographie est une tumeur cancéreuse, on a besoin d'une mesure. La dimension fractale est l'une des mesures utilisées et les chercheurs étudient la pertinence de ce paramètre pour aider le médecin dans son diagnostic, comme :

- La segmentation : détection de contour, extraction de la région d'intérêt.
- La caractérisation : la dimension fractale est l'un des paramètres les plus importants qui permettent de quantifier la complexité des images. [19]

#### Exemple :

En 2005, Zook and Iftekhar Uddin, ont présenté un algorithme pour la détection des tumeurs cérébrales sur des images IRM en 2D. Le principe était le suivant : la DF de l'hémisphère gauche du cerveau était comparée avec celle de son opposé, en supposant que la lésion était localisée uniquement dans l'un des deux hémisphères. Les auteurs ont trouvé que les régions avec la tumeur ont une DF plus petite que celle sans la tumeur. [19]

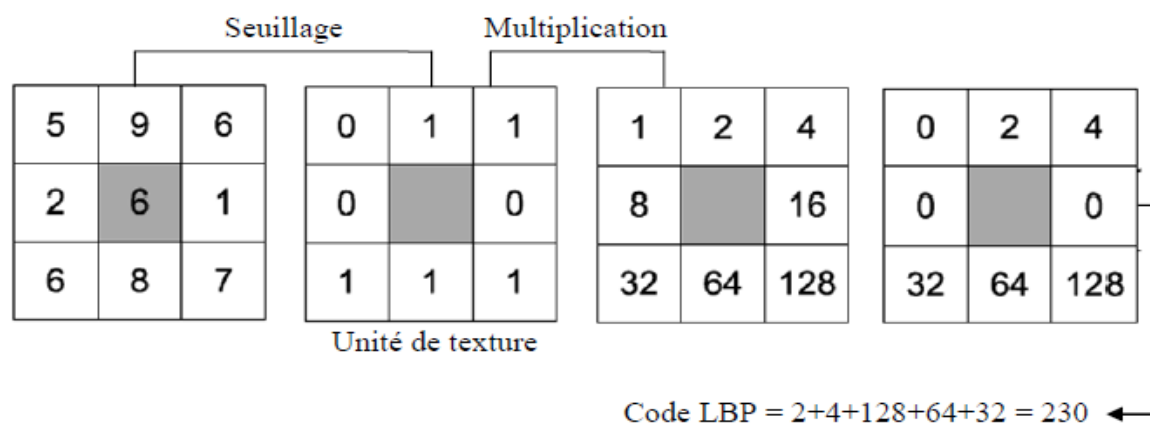
### 2.4.3. Motifs binaires locaux (LBP pour Local Binary Pattern) :

Les motifs binaires locaux ont initialement été proposés par Ojala en 1996, afin de caractériser les textures présentes dans des images en niveaux de gris. Ils consistent à attribuer à chaque pixel  $P$  de l'image  $I(i, j)$  à analyser, une valeur caractérisant le motif local autour de ce pixel. Ces valeurs sont calculées en comparant le niveau de gris du pixel central  $P$ , aux valeurs des niveaux de gris des pixels voisins.

Le concept du LBP est simple, il propose d'assigner un code binaire à un pixel en fonction de son voisinage. Ce code décrivant la texture locale d'une région est calculé par seuillage d'un voisinage avec le niveau de gris du pixel central. Afin de générer un motif binaire, tous les voisins prendront alors une valeur "1" si leur valeur est supérieure ou égale au

pixel courant et "0" autrement. Les pixels de ce motif binaire sont alors multipliés par des poids et sommés afin d'obtenir un code LBP du pixel courant. On obtient donc pour toute l'image, des pixels dont l'intensité se situe entre 0 et 255 comme dans une image à 8 bits ordinaires.

Plutôt que décrire l'image par la séquence des motifs LBP, on peut choisir comme descripteur de texture un histogramme de dimension 255.



**Figure 2.7 :** Construction d'un motif binaire et calcul du code LBP. [20]

Pour calculer un code LBP dans un voisinage de P pixels, dans un rayon R, on compte simplement les occurrences de niveaux de gris  $g_p$  plus grands ou égaux à la valeur centrale.

$$LBP_{m,R}(x_c y_c) = \sum_{i=0}^{m-1} s(g_c - g_i) \cdot 2^i \quad (2.18)$$

$$\text{Avec : } s(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (2.19)$$

Où  $g_i$  et  $g_c$  sont respectivement les niveaux de gris d'un pixel voisin et du pixel central. [20]

### 2.4.3.1. LBP multi échelle :

La première méthode de Ojala, dite LBP multi-échelle, est fondée sur le choix du voisinage, afin de calculer un code LBP pour pouvoir traiter les textures de différentes échelles. Etant donné qu'un pixel de l'image, considéré comme un pixel central de niveau de gris  $g_c$ , leur "P" proches voisins, de niveau de gris  $g_p$ , avec  $p=0, \dots, P-1$ , sont considérés repartis sur un cercle de rayon "R".

## Chapitre 2 : Les techniques de la texture

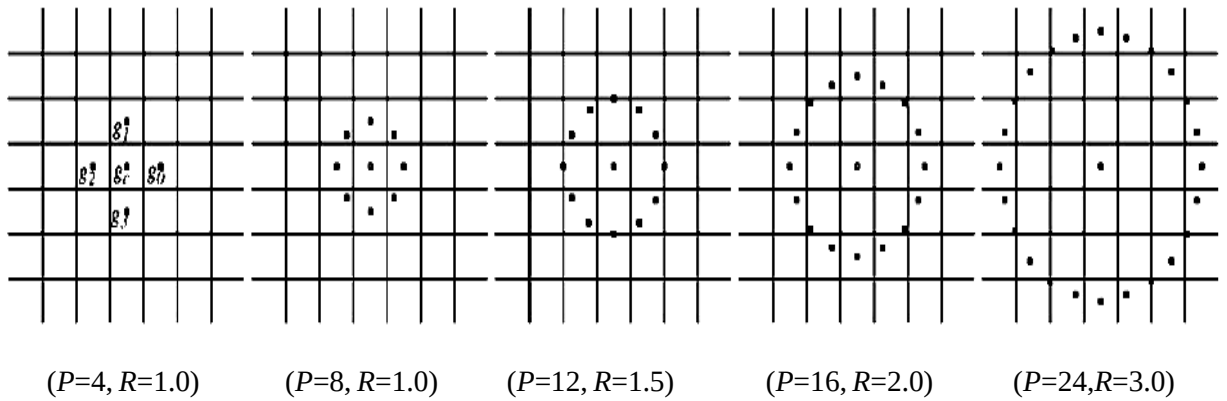
Soit une texture :

$$T = t(g_c, g_0, \dots, g_{p-1}) \quad (2.20)$$

Les coordonnées des proches voisins, peuvent être exprimées en fonction des coordonnées du pixel central par :

$$\begin{cases} x_g = x_c + R \cdot \cos(2\pi \cdot p / P) \\ y_g = y_c - R \cdot \sin(2\pi \cdot p / P) \end{cases} \quad (2.21)$$

La Figure 2.8, montre que les coordonnées de certains voisins proches, ne sont pas forcément situées au centre d'un pixel, d'où l'étape d'interpolation, est essentielle pour la détermination de leur niveau de gris.



**Figure 2.8 :** LBP multi-échelle, avec différentes valeurs de  $(P, R)$ . [20]

Ainsi, on obtient un motif binaire local LBPP, R invariant à toute transformation monotone de l'échelle des niveaux de gris. Par la suite, chaque pixel central  $g_c$  est utilisé comme un seuil de la manière suivante :

$$T = t(\mu(g_0 - g_c); \dots; \mu(g_{p-1} - g_c)) \quad (2.22)$$

Finalement, Le calcul du code LBP, est obtenu de la même manière que le LBP basique. [20]

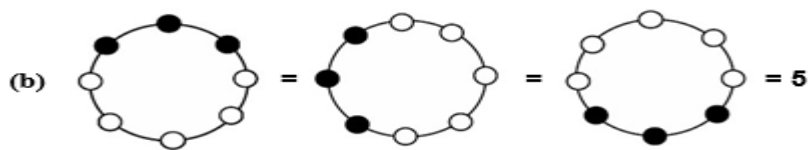
### 2.4.3.2. LBP invariant par rotation :

Quant à la seconde méthode dite, LBP invariant par rotation ou motif binaire uniforme, est basée sur la notion d'uniformité. Cette notion permet de représenter les informations de primitives structurales comme, les arêtes (coins) et les contours.

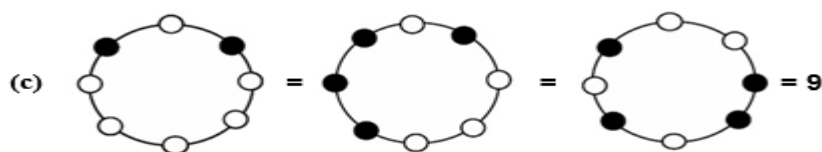
En effet, l'uniformité est assurée par 0 ou 2 transitions (01 ou 10), dans un parcours circulaire autour du pixel central. La Figure 2.9, illustre un exemple de motif binaire uniforme (10000001 ou 00011000) et non uniforme (00101010).



Le motif construit ici est non-uniforme.



Motifs uniformes



Motifs non-uniformes

**Figure 2.9 :** Construction et uniformité d'un motif LBP. [20]



## Chapitre 2 : Les techniques de la texture

---

Pour tout pixel  $(x, y)$ , le calcul du motif est donné par *Ojala* :

$$LBP_{P,R}^{ir}(x, y) = \min\{ROR(LBP_{P,R}(x, y), \frac{i}{p} \in [0, p-1])\} \quad (2.23)$$

Où  $ROR_{(a,i)}$  correspond au résultat de  $i$  décalages circulaires successifs vers la droite des bits du nombre  $a$  (code sur  $P$  bits).  $LBP_{P,R}^{ir}$  Quantifie ainsi les statistiques d'occurrence de modèles individuels invariants en rotation, correspondant à certains micros caractéristiques de l'image.

Pour une valeur  $R = 1$ ,  $LBP_{P,R}^{ir u2}$  Pour une valeur  $R = 1$ ,  $LBP_{P,R}^{ir u2}$  est l'équivalent de  $ROR_{(a,i)}$ , propose par *Pietikäinen* et *Barkan Al*, en 2000, qui est moins performant. Pour remédier à ce problème, une mesure est effectuée sur les motifs pour déterminer leur uniformité.

L'opérateur est appelé  $LBP_{P,R}^{ir u2}$ , et défini de la manière suivante :

$$LBP_{P,R}^{ir u_i} = \begin{cases} \sum_{p=1}^{p-1} \mu(g_c - g_c) & \text{si } U(LBP_{P,R}) \leq 2 \\ P + 1 & \text{autrement} \end{cases} \quad (2.24)$$

Où  $U$  est une fonction qui retourne le nombre de transitions spatiales.

Avec :

$$u(LBP_{P,R}) = |u(g_{p-1} - g_c) - u(g_o - g_c)| + \sum_{p=1}^{p-1} |u(g_p - g_c) - u(g_{p-1} - g_c)| \quad (2.25)$$

Considérant les motifs uniformes, l'opérateur  $LBP_{P,R}^{ir u_i}$  correspond à la somme des bits du voisinage. Par contre si les motifs sont non-uniformes, l'opérateur est affecté à valeur  $(P + 1)$  (voir la Figure 2.9).

Le nombre d'apparitions de chaque code est accumulé dans un histogramme de taille  $P + 2$ . Chaque tranche de cet histogramme donne une estimation de la probabilité d'apparition d'un motif dans une texture. Elles sont caractérisées en utilisant directement l'histogramme des codes binaires. [20]

### 2.4.3.3. Motif binaire médian (MBP) :

Cette variante de la méthode LBP, a été proposée par *Hafiane et Al*, en 2007, pour la classification des textures de la base Outex. Le principe du MBP (Median Binary Pattern), consiste en un code binaire, décrivant la texture locale d'une région.

Il est calculé par seuillage par rapport au niveau de gris de leur valeur médiane sur un voisinage de  $3 \times 3$  pixels, un exemple type est illustré sur la (figure 2.10), où la valeur médiane est de 120.

Le pixel central est inclus dans ce processus de filtrage, par conséquent, nous obtenons  $2^9$  motifs possibles. Le calcul du code MBP, est obtenu à l'aide de l'équation (2.26)



**Figure 2.10 :** Construction d'un motif MBP, avec une valeur médiane de 120. [20]

$$MBP = \sum_{i=1}^p f(x_i) * 2^i \quad (2.26)$$

Avec :

$$f(x_i) = \begin{cases} 1 & \text{si } x_i \geq \text{Median} \\ 0 & \text{autrement} \end{cases} \quad (2.27)$$

$P$  est le nombre de voisins et  $x$  la valeur de l'intensité.

L'opérateur MBP est invariant aux changements monotones de l'échelle des niveaux de gris, puisque le seuil ne dépend pas des intensités.

Le motif détecté, est le résultat des interactions spatiales dans une localité donnée, s'il n'y a pas de contraste dans un voisinage donné, alors, il est considéré comme une tache (un point). L'équation (2.26), produit une valeur entière dans l'intervalle fermé  $[0 : 511]$ . [20]

### 2.5. Conclusion :

Ce chapitre traitant de l'analyse de la texture fait état d'un grand nombre d'approches et de méthodes existantes dans la littérature. Il est témoin d'un besoin croissant de connaissances plus approfondies sur la notion même de texture, et sur le mécanisme humain de perception des textures.

La texture joue un rôle prédominant dans la détection des maladies ou de leurs états, de ce fait, une méthode d'analyse multi-résolution de la texture, est ici proposée afin d'assister informatiquement au diagnostic d'images biomédicales.

**Chapitre 3 :**

**Caractérisation  
tissulaire des fibroses  
cardiaques**

### 3.1. Introduction :

L'imagerie est devenue un élément essentiel dans les diagnostics médicaux. Cette évolution est liée à la multiplicité des modalités d'acquisition ainsi qu'à l'exploitation informatique, qui en est faite.

L'analyse texturale fait partie de ces exploitations informatiques. La notion de texture ne peut être précisément définie, elle sert à qualifier mathématiquement des termes de langage utilisés pour quantifier les images, tels que : régularité, homogénéité, contraste, etc...

Dans le cadre des images médicales, ce genre d'analyse peut être utilisé pour de diverses raisons :

- Distinction entre des zones saines et pathologiques.
- Aide au diagnostic sur l'évolution d'une pathologie.
- Caractérisation de zones informatives en vue d'opération de fusion, etc...

### 3.2. Déroulement de l'examen de l'IRM cardiaque :

Il est actuellement possible d'examiner un organe pulsatile comme le cœur grâce à L'IRM cardiaque qui est une méthode récente permettant d'obtenir des images dynamiques du cœur.

Avant de procéder à une IRM cardiaque, il faut s'assurer que le patient ne porte pas d'appareils ou d'objets métalliques (pacemaker, valves cardiaques, corps étrangers), qui peuvent causer des lésions lors de l'exposition au champ magnétique intense présent dans la machine d'IRM.

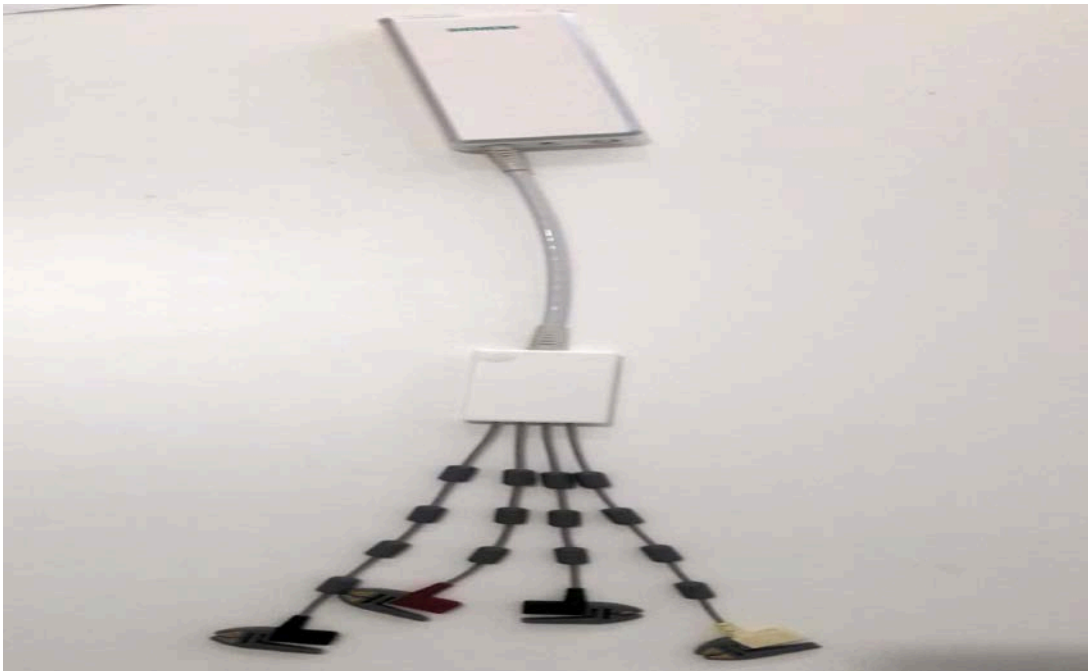
L'IRM cardiaque est pratiquée sans et/ou avec injection de produit de contraste (Gadolinium), selon l'indication du patient et ce qu'il faut rechercher au cours de l'examen.

L'examen se déroule en position allongée sur la table de l'IRM qui se déplace dans le tunnel de l'appareil.



**Figure 3.1:** IRM 3T de Siemens.

Avant de prendre place, des électrodes seront placées sur le thorax afin de suivre son électrocardiogramme.



**Figure 3.2:** Electrodes de synchronisation ECG.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibrozes cardiaques

---

Une antenne cardiaque sera disposée par-dessus les électrodes pour recueillir les images lors de l'examen.



**Figure 3.3:** Antenne cardiaque.

Le médecin se retrouve dans une cabine isolée tout en restant en communication avec le patient grâce à un système de caméra, de micros et de haut-parleur.



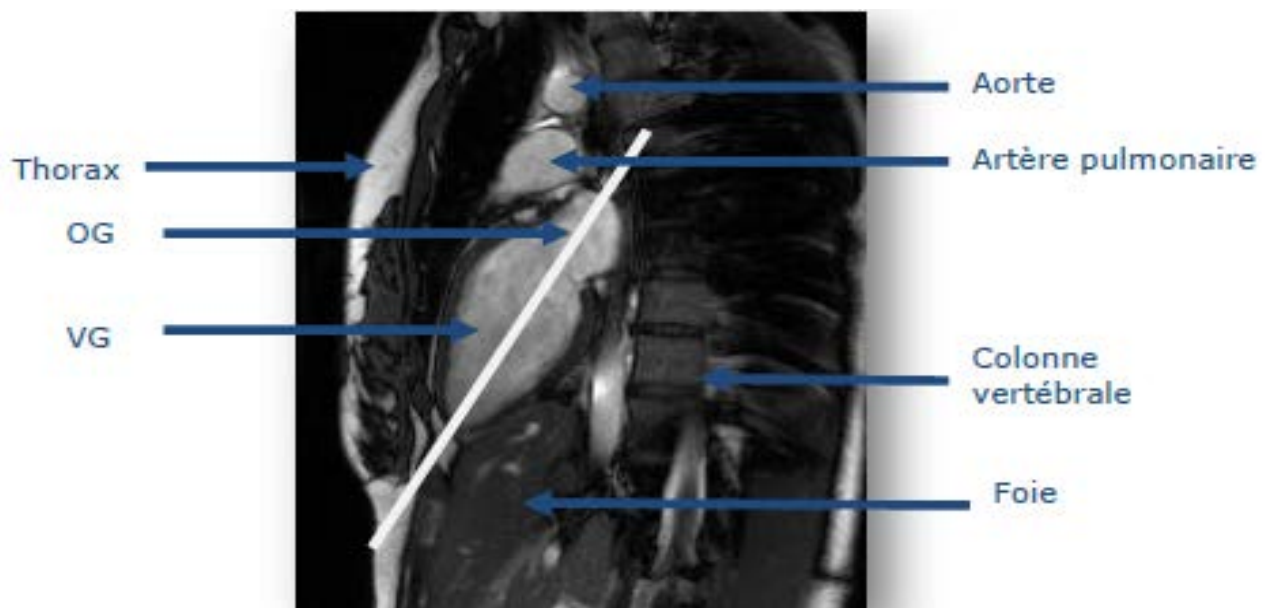
**Figure 3.4:** Centre de commande.

L'examen peut durer de 15 à 45 minutes selon le type d'exploration et le problème médical posé, et il est indispensable de rester strictement immobile pendant tout ce laps de temps, car le moindre mouvement pendant que l'appareil fait du bruit (acquisition des séquences), génère un important flou des images sur toute la séquence acquise rendant parfois ininterprétable l'examen. Le technicien va ainsi demander au patient de retenir sa respiration de façon répétée tout au long de l'examen. De même bouger entre 2 séquences modifie le positionnement des coupes programmées ce qui complique et rallonge l'examen.

#### 3.3. Les séquences de l'examen :

L'acquisition des plans de coupes doit obéir à des règles strictes, propres et communes à toutes les méthodes d'imagerie cardiaque. On commence par entrer les paramètres du patient (Nom, Prénom, Date de naissance, etc...) sur le logiciel **Syngo FastView**, puis on suit les étapes suivantes :

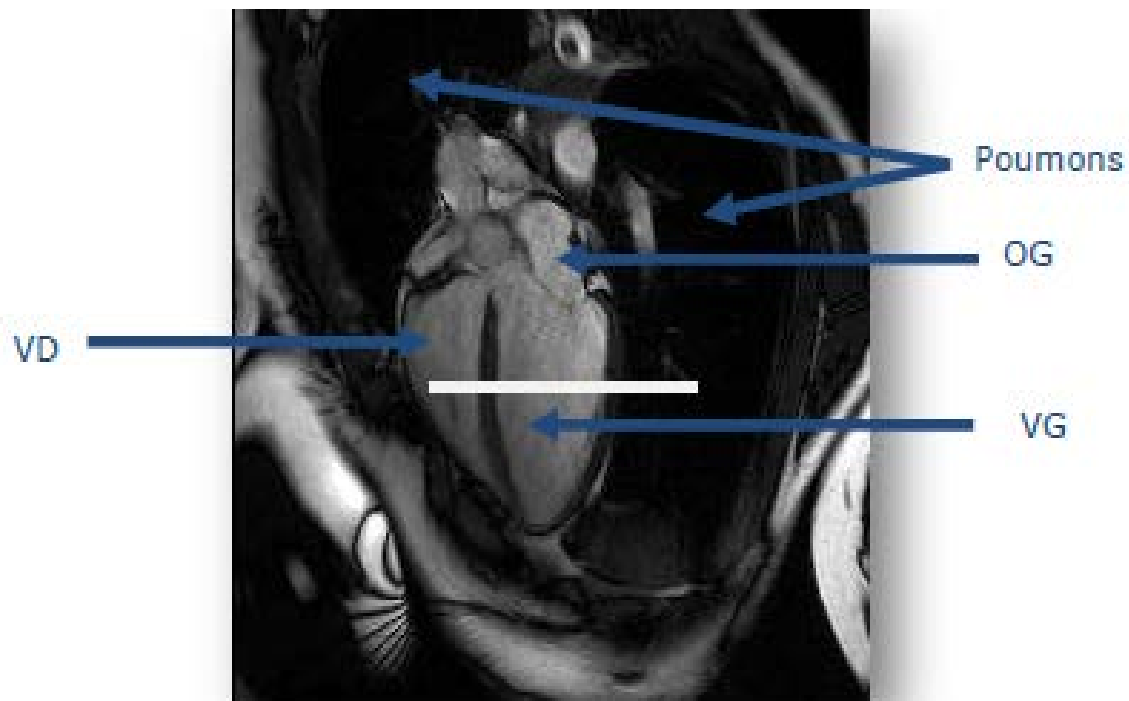
- 1- Séquence Scout : Prendre une image du cœur pour le centré (coronale, axiale, sagittale).
- 2- Séquence Scout 2 : Le cœur uniquement va apparaître.
- 3- Séquence 2 chambres (Vertical long axis) : On met l'axe parallèle au septum au milieu de la valve vers l'apex.



**Figure 3.5:** Séquence 2 chambres.

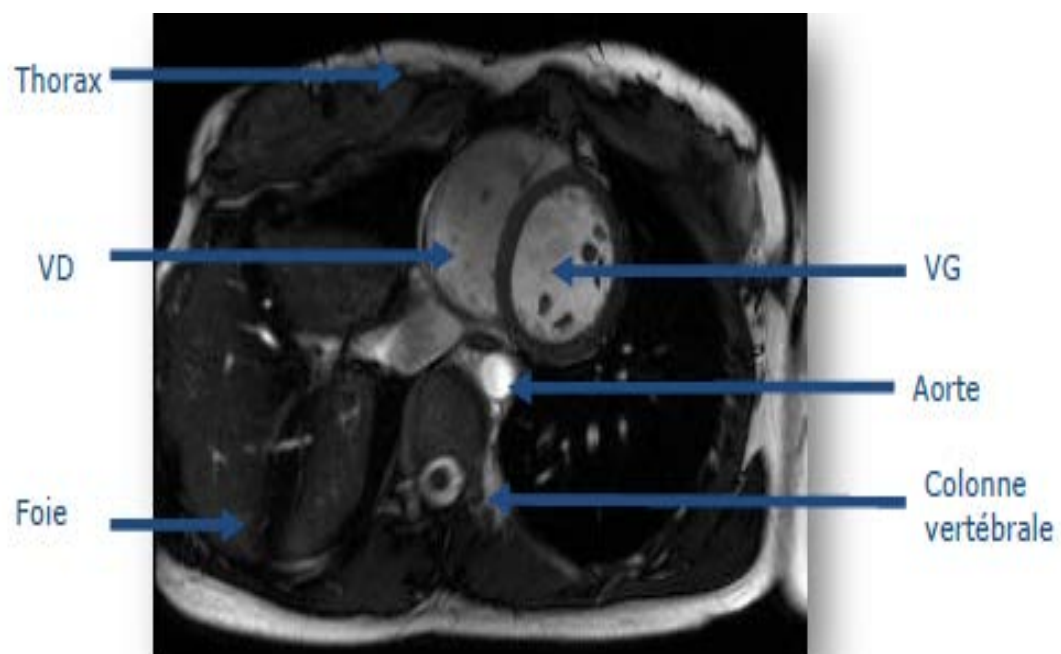


- 4- Séquence 4 chambres (Horizontal long axis) : On met l'axe perpendiculaire au septum.



**Figure 3.6:** Séquence 4 chambres.

- 5- Séquence short axis : On met l'axe perpendiculaire au septum et aux deux grands axes.



**Figure 3.7:** Séquence petite axe.

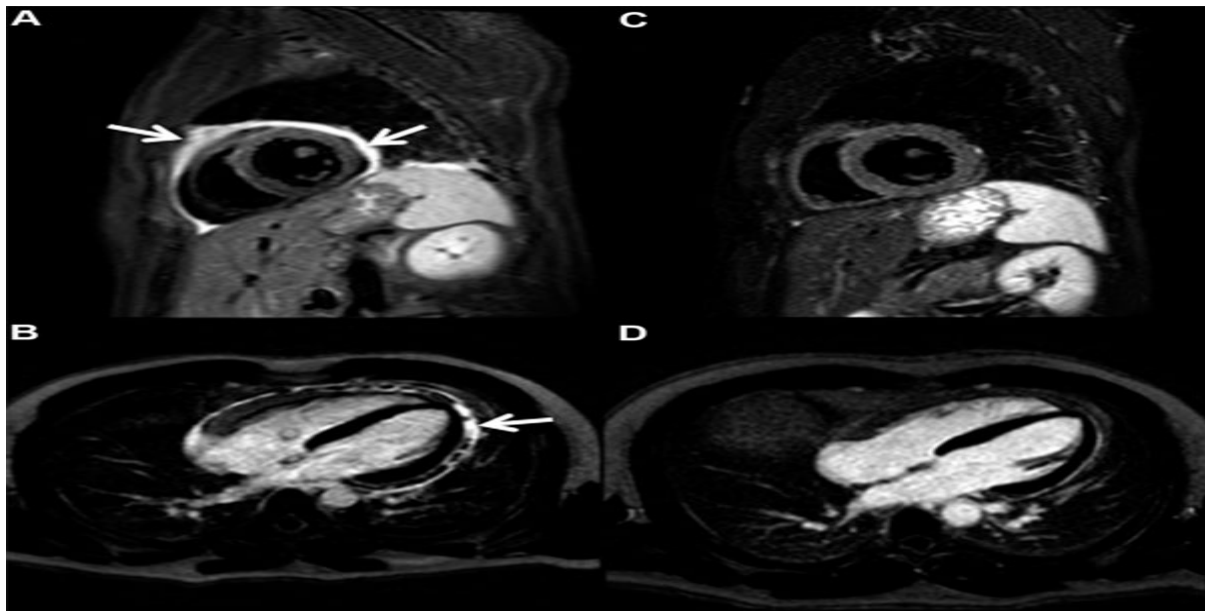
- 6- Séquence **haste\_tra\_db\_2bh\_iPAT** : Pour faire des coupes axiales localisatrices.
- 7- Trufi\_fréq SCOUT : Pour choisir le delta fréquence (là où il y a moins d'artéfacts), afin d'améliorer l'image. Il est le même pour toutes les séquences suivantes.

Les séquences ciné-dynamiques pour l'étude du mouvement cardiaque et de la fonction contractile cardiaque :

- 8- Séquence ciné 4ch.
- 9- Séquence ciné 2ch.
- 10- Séquence ciné 3ch.
- 11- Séquence ciné short axis.
- 12- TI Scout : On choisit la séquence où le myocarde est le plus noir, c'est le temps d'inversion (TI).

Les séquences de rehaussement tardif : Si le médecin veut rechercher une anomalie de la cinétique d'élimination du Gd dans le myocarde pathologique (Infarctus du myocarde, myocardite, une lésion tumorale), on continue les séquences suivantes :

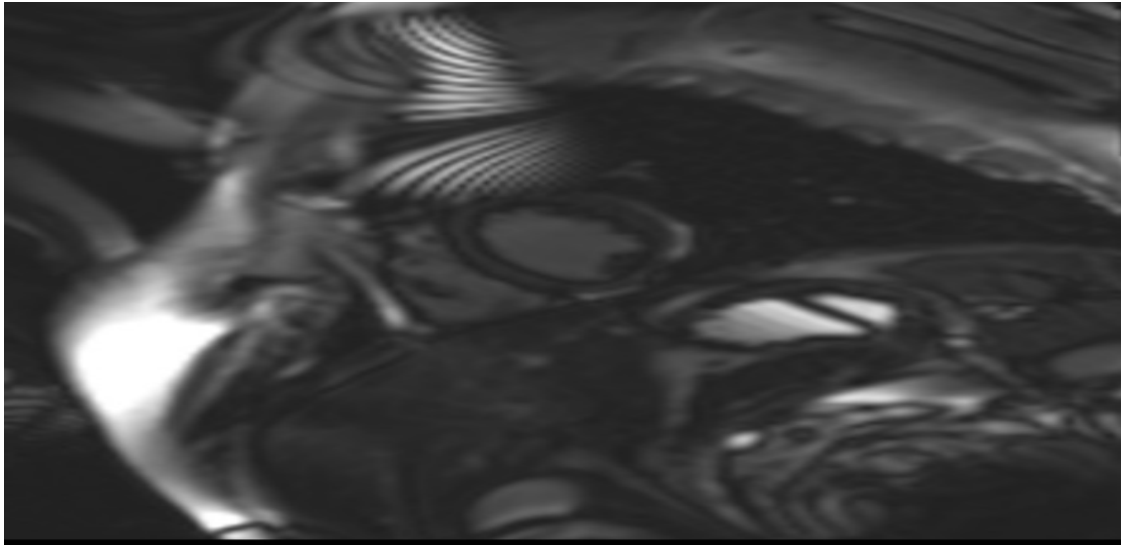
- 13- DE. Psir\_10sl : On la centre sur les ciné axiales (11).
- 14- DE 4ch : On la centre sur la 4ch.
- 15- DE 2ch : On la centre sur la 2ch.



**Figure 3.8:** Séquence de rehaussement tardif.

### 3.4. Les cas pratiques :

#### 3.4.1. Premier cas : Un patient qui présente une myocardite.



**Figure 3.9:** Cas d'une myocardite.

-Cette étude est faite sur la partie pathologique de l'image :

| 1 <sup>er</sup> cas<br>pathologique | 0°       | 45°      | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|-------------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| autoc                               | 10.6364  | 11.1200  | 12.8788  | 10.4310  | 13.0409  |
| contr                               | 5.1091   | 6.3600   | 0.8182   | 4.5690   | 6.0305   |
| corrmm                              | 0.4107   | 0.3297   | 0.8941   | 0.4483   | 0.3182   |
| cprom                               | 219.2381 | 231.5541 | 677.3467 | 230.0976 | 294.8973 |
| cshad                               | 21.3905  | 26.3912  | 50.8334  | 19.8615  | 19.5765  |
| denth                               | 1.5950   | 1.5693   | 0.9412   | 1.6005   | 1.5554   |
| dissi                               | 1.8000   | 2.1200   | 0.5152   | 1.5000   | 1.8714   |
| dvarh                               | 5.1091   | 6.3600   | 0.8182   | 4.5690   | 6.0305   |
| energ                               | 0.0724   | 0.0896   | 0.1024   | 0.0702   | 0.0594   |
| entro                               | 2.8477   | 2.6945   | 2.6718   | 2.8632   | 3.0699   |
| homom                               | 0.4791   | 0.4195   | 0.7854   | 0.5798   | 0.5027   |
| homop                               | 0.4064   | 0.3304   | 0.7727   | 0.5193   | 0.4280   |
| idmnc                               | 0.9322   | 0.9165   | 0.9880   | 0.9415   | 0.9236   |
| indnc                               | 0.8320   | 0.8052   | 0.9459   | 0.8621   | 0.8308   |
| Inf1h                               | -0.3330  | -0.3565  | -0.5314  | -0.3456  | -0.3814  |
| Inf2h                               | 0.8446   | 0.8532   | 0.9253   | 0.8539   | 0.8718   |
| maxpr                               | 0.1636   | 0.2200   | 0.2424   | 0.1379   | 0.1276   |
| savgh                               | 6.2000   | 6.4400   | 6.1515   | 6.0517   | 6.8573   |
| senth                               | 2.1309   | 2.0946   | 2.2918   | 2.2349   | 2.2889   |
| sosvh                               | 16.9224  | 18.3396  | 13.4785  | 9.3510   | 16.0882  |
| svarh                               | 25.7723  | 28.2487  | 29.3896  | 24.2381  | 32.0869  |

**Tableau 3.1 :** Premier cas pathologique.

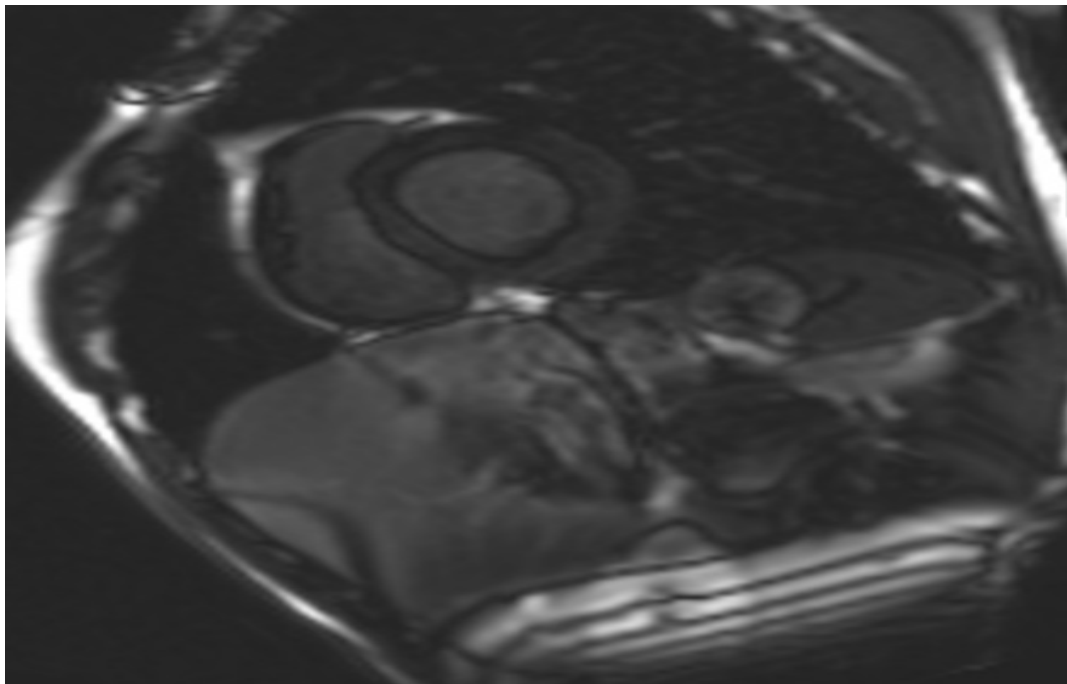
### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette partie est faite sur la partie saine de l'image :

| 1 <sup>er</sup> cas sain | 0°      | 45°     | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|--------------------------|---------|---------|----------|----------|----------|
| autoc                    | 4.9583  | 5.3889  | 9.6250   | 6.0741   | 6.5116   |
| contr                    | 9.5833  | 12.2778 | 1.8438   | 6.5556   | 7.5651   |
| corrm                    | -0.6063 | -0.7980 | 0.7711   | 0.0188   | -0.1536  |
| cprom                    | 43.8714 | 25.7292 | 670.0596 | 135.6296 | 218.8224 |
| cshad                    | 7.6887  | 4.3333  | 63.7092  | 16.4444  | 23.0439  |
| denth                    | 1.7765  | 1.5520  | 1.2476   | 1.7121   | 1.5720   |
| dissi                    | 2.3333  | 2.7222  | 0.9688   | 1.8148   | 1.9598   |
| dvarh                    | 9.5833  | 12.2778 | 1.8438   | 6.5556   | 7.5651   |
| energ                    | 0.1076  | 0.1420  | 0.0957   | 0.1193   | 0.1162   |
| entro                    | 2.3948  | 2.1352  | 2.5233   | 2.2822   | 2.3339   |
| homom                    | 0.4376  | 0.3835  | 0.6380   | 0.5223   | 0.4954   |
| homop                    | 0.3608  | 0.2918  | 0.6031   | 0.4670   | 0.4307   |
| idmnc                    | 0.8946  | 0.8720  | 0.9735   | 0.9228   | 0.9157   |
| indnc                    | 0.8012  | 0.7746  | 0.9015   | 0.8398   | 0.8293   |
| Inf1h                    | -0.2647 | -0.4100 | -0.3979  | -0.3725  | -0.3613  |
| Inf2h                    | 0.7799  | 0.8754  | 0.8612   | 0.8493   | 0.8414   |
| maxpr                    | 0.2083  | 0.2778  | 0.1875   | 0.1852   | 0.2147   |
| savgh                    | 5.0833  | 5.5000  | 5.3438   | 5        | 5.2318   |
| senth                    | 1.7235  | 1.6290  | 1.9846   | 1.9027   | 1.8100   |
| sosvh                    | 4.4807  | 4.8805  | 8.6721   | 13.6114  | 7.9112   |
| svarh                    | 14.8651 | 18.5677 | 23.0723  | 15.4448  | 17.9875  |

**Tableau 3.2 :** Premier cas sain.

#### 3.4.2. Deuxième cas : Un patient qui présente une non complication du VG.



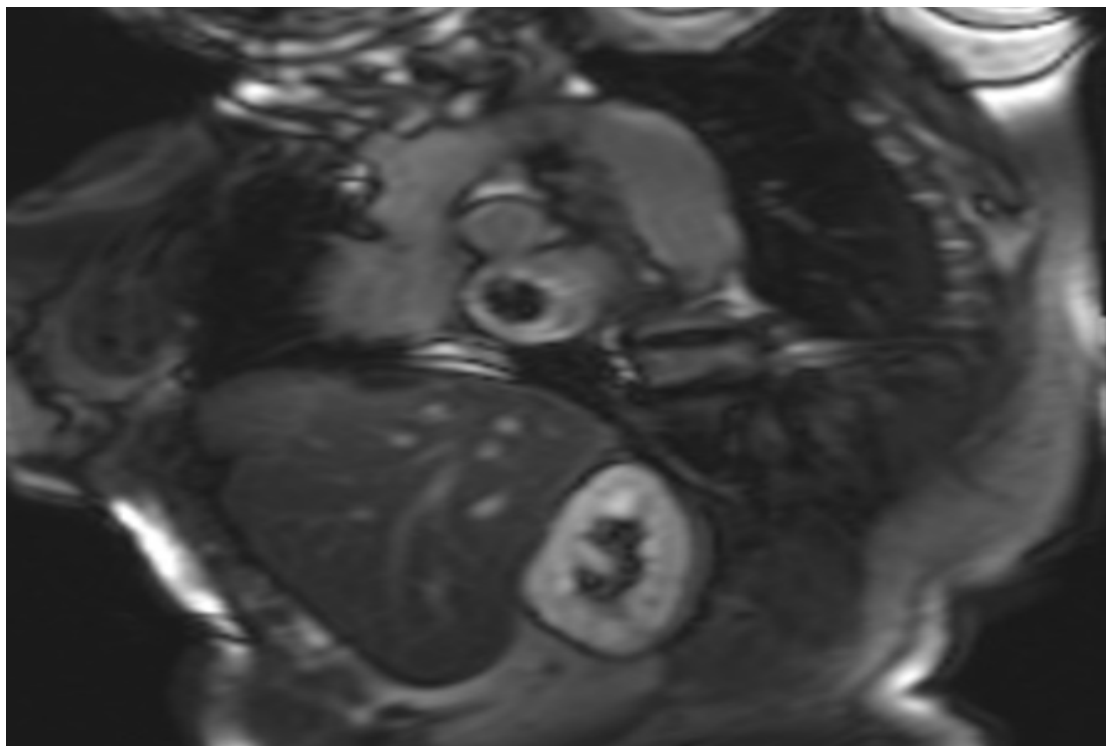
**Figure 3.10:** Cas normal.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

| 2 <sup>ème</sup> sain | 0°       | 45°      | 90°      | 135°    | Moyenne  |
|-----------------------|----------|----------|----------|---------|----------|
| autoc                 | 30.8571  | 31.1833  | 32.2208  | 30.9194 | 31.2952  |
| contr                 | 2.6825   | 2.4000   | 0.7792   | 3.3548  | 2.3041   |
| corrm                 | 0.4257   | 0.4908   | 0.8442   | 0.2376  | 0.4996   |
| cprom                 | 150.3378 | 176.6947 | 244.8782 | 87.5785 | 164.8723 |
| cshad                 | -11.3006 | -15.9467 | -15.1709 | -4.7408 | -11.7898 |
| denth                 | 1.3705   | 1.2946   | 0.8827   | 1.4533  | 1.2503   |
| dissi                 | 1.2857   | 1.2333   | 0.6494   | 1.4194  | 1.1469   |
| dvarh                 | 2.6825   | 2.4000   | 0.7792   | 3.3548  | 2.3041   |
| energ                 | 0.0537   | 0.0528   | 0.0656   | 0.0515  | 0.0559   |
| entro                 | 3.1023   | 3.0848   | 2.9110   | 3.1131  | 3.0528   |
| homom                 | 0.5455   | 0.5486   | 0.6970   | 0.5282  | 0.5798   |
| homop                 | 0.4946   | 0.5000   | 0.6883   | 0.4725  | 0.5388   |
| idmnc                 | 0.9620   | 0.9655   | 0.9882   | 0.9540  | 0.9674   |
| indnc                 | 0.8715   | 0.8752   | 0.9293   | 0.8615  | 0.8844   |
| Inf1h                 | -0.2262  | -0.2362  | -0.3782  | -0.1894 | -0.2575  |
| Inf2h                 | 0.7447   | 0.7537   | 0.8665   | 0.7019  | 0.7667   |
| maxpr                 | 0.0952   | 0.1000   | 0.1169   | 0.0806  | 0.0982   |
| savgh                 | 10.9365  | 10.9667  | 10.9870  | 11.0323 | 10.9806  |
| senth                 | 2.2379   | 2.2694   | 2.4110   | 2.1874  | 2.2764   |
| sosvh                 | 30.6262  | 30.8992  | 32.3878  | 33.9539 | 31.9668  |
| svarh                 | 82.1704  | 82.5082  | 82.4951  | 83.5535 | 82.6818  |

**Tableau 3.3 :** Cas normal.

#### 3.4.3. Troisième cas : Une patiente qui présente un myxome dans l'OG.



**Figure 3.11:** Cas d'un myxome dans l'OG.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette étude est faite sur la partie pathologique de l'image.

| 3 <sup>ème</sup> cas<br>pathologique | 0°       | 45°      | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|--------------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| autoc                                | 11.5556  | 12.9070  | 15.3878  | 11.4318  | 12.8205  |
| contr                                | 6.3556   | 6.2791   | 1.6939   | 6.4318   | 5.1901   |
| corr                                 | 0.3923   | 0.4653   | 0.8454   | 0.3781   | 0.5202   |
| cprom                                | 418.1282 | 601.3189 | 907.1287 | 475.0301 | 600.4015 |
| cshad                                | 33.4690  | 48.7178  | 70.4263  | 40.6302  | 48.3108  |
| denth                                | 1.7092   | 1.6927   | 1.1819   | 1.7543   | 1.5845   |
| dissi                                | 1.8667   | 1.9070   | 0.8367   | 1.9318   | 1.6355   |
| dvarh                                | 6.3556   | 6.2791   | 1.6939   | 6.4318   | 5.1901   |
| energ                                | 0.0588   | 0.0600   | 0.0854   | 0.0589   | 0.0658   |
| entro                                | 3.0253   | 3.0201   | 2.8512   | 3.0554   | 2.9880   |
| homom                                | 0.4961   | 0.4665   | 0.6878   | 0.4847   | 0.5338   |
| homop                                | 0.4332   | 0.4026   | 0.6645   | 0.4104   | 0.4777   |
| idmnc                                | 0.9227   | 0.9239   | 0.9763   | 0.9204   | 0.9358   |
| indnc                                | 0.8328   | 0.8271   | 0.9156   | 0.8263   | 0.8504   |
| Inf1h                                | -0.3259  | -0.3480  | -0.4754  | -0.2745  | -0.3559  |
| Inf2h                                | 0.8415   | 0.8558   | 0.9128   | 0.7931   | 0.8508   |
| maxpr                                | 0.111    | 0.1163   | 0.2245   | 0.1364   | 0.1471   |
| savgh                                | 6.2667   | 6.5116   | 6.5918   | 6.2045   | 6.3937   |
| senth                                | 2.3271   | 2.4017   | 2.3195   | 2.3378   | 2.3465   |
| sosvh                                | 11.5343  | 12.6303  | 15.3689  | 16.7616  | 14.0738  |
| svarh                                | 28.8269  | 32.3973  | 38.0451  | 28.6143  | 31.9709  |

**Tableau 3.4 :** Troisième cas pathologique.

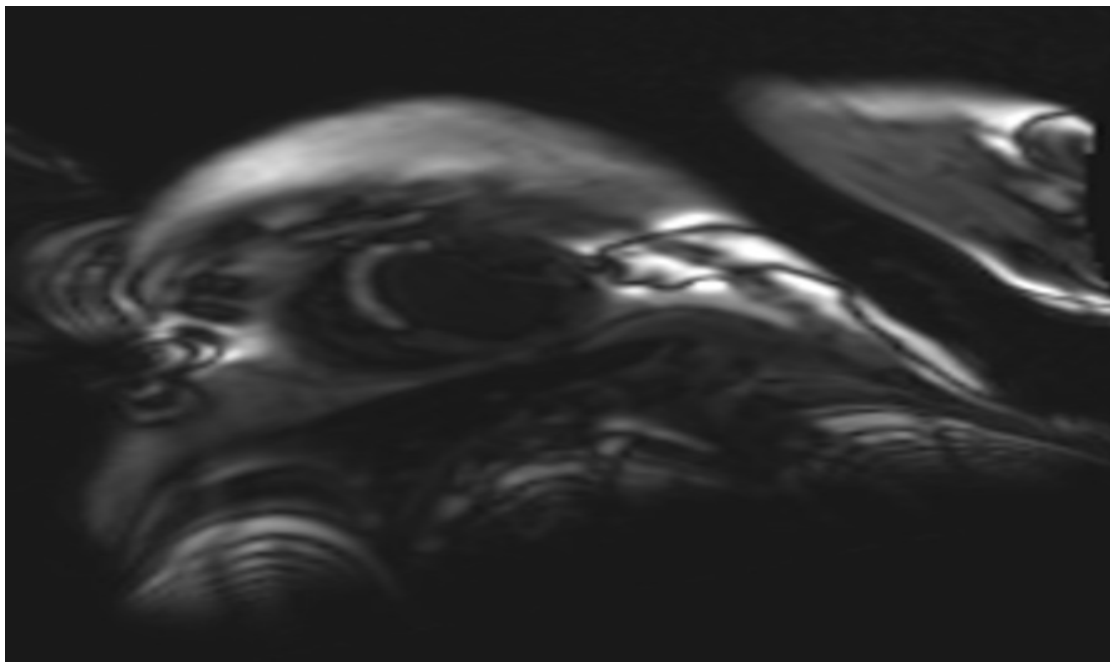
### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette partie est faite sur la partie saine de l'image.

| 3 <sup>ème</sup> cas sain | 0°       | 45°      | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|---------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| autoc                     | 23.2857  | 22.0526  | 23.2500  | 24       | 23.1471  |
| contr                     | 2.8571   | 2.4737   | 0.6818   | 3.0938   | 2.2766   |
| corrm                     | 0.7375   | 0.7858   | 0.8992   | 0.7432   | 0.7914   |
| cprom                     | 144.6088 | 133.0826 | 373.7727 | 161.6724 | 203.2841 |
| cshad                     | 2.6951   | 2.7004   | -1.3636  | 6.7344   | 2.6916   |
| denth                     | 1.2770   | 1.1480   | 0.8932   | 1.3740   | 1.1731   |
| dissi                     | 1.4286   | 1.3684   | 0.5000   | 1.4063   | 1.1758   |
| dvarh                     | 2.8571   | 2.4737   | 0.6818   | 3.0938   | 2.2766   |
| energ                     | 0.0971   | 0.1177   | 0.0878   | 0.0859   | 0.0972   |
| entro                     | 2.5421   | 2.3166   | 2.7031   | 2.5751   | 2.5342   |
| homom                     | 0.4881   | 0.4803   | 0.7803   | 0.5313   | 0.5700   |
| homop                     | 0.4286   | 0.4263   | 0.7682   | 0.4656   | 0.5222   |
| idmnc                     | 0.9590   | 0.9640   | 0.9898   | 0.9560   | 0.9672   |
| indnc                     | 0.8563   | 0.8598   | 0.9465   | 0.8614   | 0.8810   |
| Inf1h                     | -0.4378  | -0.5671  | -0.5323  | -0.4088  | -0.4865  |
| Inf2h                     | 0.8919   | 0.9298   | 0.9293   | 0.8817   | 0.9081   |
| maxpr                     | 0.2000   | 0.1842   | 0.1818   | 0.1563   | 0.1806   |
| savgh                     | 9.3714   | 9.1053   | 9        | 9.5313   | 9.2520   |
| senth                     | 2.3194   | 2.1550   | 2.4314   | 2.3320   | 2.3095   |
| sosvh                     | 29.4636  | 28.2075  | 23.0883  | 20.1213  | 25.2202  |
| svarh                     | 57.9069  | 56.0841  | 55.8286  | 60.0777  | 57.4743  |

**Tableau 3.5 :** Troisième cas sain.

#### 3.4.4. Quatrième cas : Un patient qui présente un infarctus dans l'IVA.



**Figure 3.12:** Cas d'un infarctus dans l'IVA.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette étude est faite sur la partie pathologique de l'image.

| 4 <sup>ème</sup> cas<br>pathologique | 0°       | 45°     | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|--------------------------------------|----------|---------|----------|----------|----------|
| autoc                                | 22.7273  | 20.7000 | 25.5227  | 24.5152  | 23.3663  |
| contr                                | 13.1212  | 15.9667 | 1.0455   | 9.6970   | 9.9576   |
| corrmm                               | -0.2702  | -0.4983 | 0.9042   | 0.0633   | 0.0497   |
| cprom                                | 124.0058 | 57.6764 | 698.9130 | 241.9952 | 280.6476 |
| cshad                                | -4.0400  | -1.4640 | -9.1803  | -6.7859  | -5.3676  |
| denth                                | 1.6644   | 1.5902  | 1.0207   | 1.6393   | 1.4787   |
| dissi                                | 3.3030   | 3.7000  | 0.7273   | 2.7879   | 2.6295   |
| dvarh                                | 13.1212  | 15.9667 | 1.0455   | 9.6970   | 9.9576   |
| energ                                | 0.0579   | 0.0667  | 0.0558   | 0.0505   | 0.0577   |
| entro                                | 2.9448   | 2.8292  | 3.0496   | 3.0867   | 2.9776   |
| homom                                | 0.2896   | 0.2444  | 0.6894   | 0.3237   | 0.3868   |
| homop                                | 0.1678   | 0.1253  | 0.6682   | 0.2068   | 0.2920   |
| idmnc                                | 0.8418   | 0.8155  | 0.9843   | 0.8778   | 0.8798   |
| indnc                                | 0.7213   | 0.6957  | 0.9227   | 0.7545   | 0.7736   |
| Inf1h                                | -0.4460  | -0.4894 | -0.4801  | -0.3692  | -0.4462  |
| Inf2h                                | 0.9054   | 0.9222  | 0.9254   | 0.8700   | 0.9057   |
| maxpr                                | 0.0909   | 0.1333  | 0.1136   | 0.0909   | 0.1072   |
| savgh                                | 9.8485   | 9.7000  | 9.0909   | 9.8788   | 9.6295   |
| senth                                | 2.2994   | 2.0721  | 2.5893   | 2.3799   | 2.3352   |
| sosvh                                | 33.1338  | 35.0252 | 26.1295  | 25.9501  | 30.0596  |
| svarh                                | 64.0266  | 62.8620 | 62.7624  | 66.4007  | 64.0129  |

**Tableau 3.6 :** Quatrième cas pathologique.



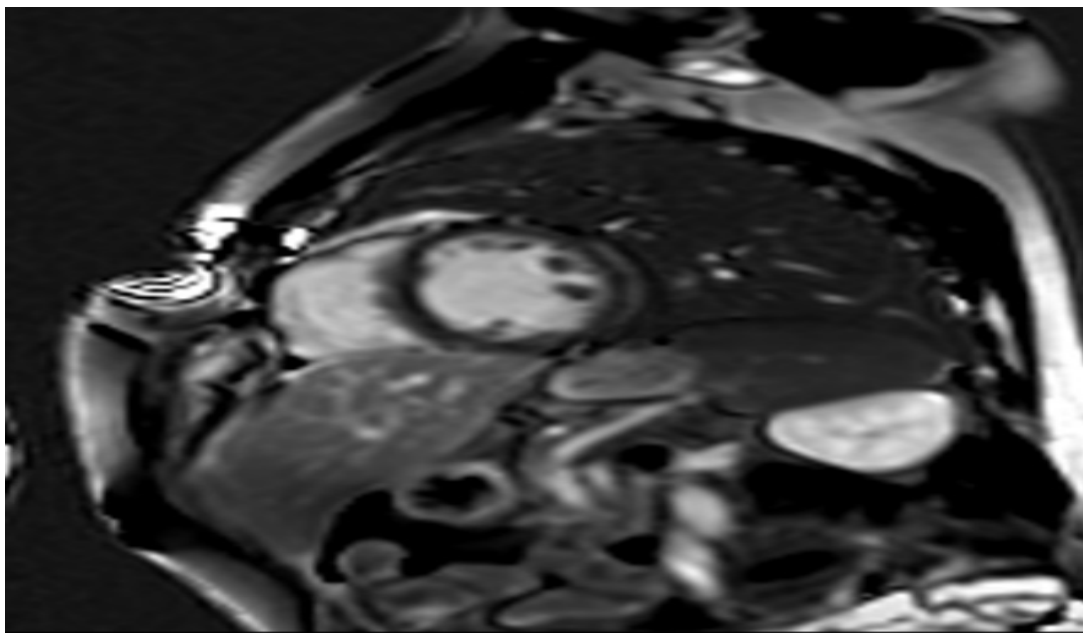
### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

- Cette partie est faite sur la partie saine de l'image.

| 4 <sup>ème</sup> cas sain | 0°       | 45°      | 90°      | 135°     | Moyenne  |
|---------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| autoc                     | 36.7143  | 35.1250  | 36.4737  | 39.1667  | 36.8699  |
| contr                     | 1.6190   | 5.3750   | 2.1579   | 1.3333   | 2.6213   |
| corrm                     | 0.8648   | 0.6643   | 0.8946   | 0.8462   | 0.8175   |
| cprom                     | 777.6527 | 320.5540 | 441.1028 | 421.8267 | 490.2840 |
| cshad                     | -68.2568 | -32.4961 | -41.7953 | -41.9973 | -46.1364 |
| denth                     | 1.1817   | 1.6462   | 1.2337   | 1.1324   | 1.2985   |
| dissi                     | 0.8571   | 1.7500   | 1        | 0.7778   | 1.0962   |
| dvarh                     | 1.6190   | 5.3750   | 2.1579   | 1.3333   | 2.6213   |
| energ                     | 0.1565   | 0.1406   | 0.1413   | 0.1481   | 0.1466   |
| entro                     | 2.0705   | 2.1334   | 2.1285   | 2.1062   | 2.1096   |
| homom                     | 0.6865   | 0.5094   | 0.6667   | 0.6898   | 0.6381   |
| homop                     | 0.6476   | 0.4410   | 0.6158   | 0.6667   | 0.5928   |
| idmnc                     | 0.9765   | 0.9312   | 0.9691   | 0.9806   | 0.9643   |
| indnc                     | 0.9129   | 0.8395   | 0.9011   | 0.9194   | 0.8932   |
| Inf1h                     | -0.6227  | -0.3819  | -0.6345  | -0.5463  | -0.5464  |
| Inf2h                     | 0.9398   | 0.8319   | 0.9385   | 0.9025   | 0.9032   |
| maxpr                     | 0.2857   | 0.2500   | 0.2632   | 0.2778   | 0.2692   |
| savgh                     | 11.5238  | 11.6250  | 11.6316  | 12.1111  | 11.7229  |
| senth                     | 2.0705   | 2.1334   | 1.9826   | 1.9812   | 2.0419   |
| sosvh                     | 40.7621  | 45.5432  | 41.9081  | 41.5263  | 42.4349  |
| svarh                     | 105.0432 | 100.8252 | 105.8613 | 113.9359 | 106.4164 |

**Tableau 3.7 :** Quatrième cas sain.

#### 3.4.5. Cinquième cas : Un patient qui a consulté pour une myocardite localisée au VG.



**Figure 3.13:** Cas d'une myocardite au VG.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette étude est faite sur la partie pathologique de l'image.

| 5 <sup>ème</sup> cas<br>pathologique | 0°      | 45°     | 90°      | 135°    | Moyenne |
|--------------------------------------|---------|---------|----------|---------|---------|
| autoc                                | 20.9143 | 20.4848 | 21.5800  | 21.7647 | 21.1860 |
| contr                                | 5.8571  | 6.1818  | 0.8400   | 5.2647  | 4.5359  |
| corr                                 | -0.1140 | -0.2977 | 0.8437   | -0.0725 | 0.0899  |
| cprom                                | 48.5270 | 23.5349 | 245.1696 | 54.7744 | 93.0015 |
| cshad                                | -5.5075 | -2.5980 | -16.3200 | -3.5413 | -6.9917 |
| denth                                | 1.6175  | 1.6616  | 0.8421   | 1.6426  | 1.4410  |
| dissi                                | 1.9714  | 2       | 0.7200   | 1.7941  | 1.6214  |
| dvarh                                | 5.8571  | 6.1818  | 0.8400   | 5.2647  | 4.5359  |
| energ                                | 0.0710  | 0.0615  | 0.0648   | 0.0571  | 0.0636  |
| entro                                | 2.8125  | 2.9187  | 2.8710   | 2.9809  | 2.8958  |
| homom                                | 0.4265  | 0.4321  | 0.6600   | 0.4760  | 0.4986  |
| homop                                | 0.3447  | 0.3564  | 0.6520   | 0.4104  | 0.4409  |
| idmnc                                | 0.9258  | 0.9222  | 0.9872   | 0.9319  | 0.9418  |
| indnc                                | 0.8170  | 0.8163  | 0.9213   | 0.8333  | 0.8470  |
| Inf1h                                | -0.3507 | -0.2303 | -0.4047  | -0.2453 | -0.3077 |
| Inf2h                                | 0.8424  | 0.7442  | 0.8800   | 0.7577  | 0.8060  |
| maxpr                                | 0.1143  | 0.1212  | 0.1000   | 0.1176  | 0.1133  |
| savgh                                | 9.2286  | 9.2121  | 8.8000   | 9.3824  | 9.1558  |
| senth                                | 2.0026  | 1.8681  | 2.3549   | 2.0112  | 2.0592  |
| sosvh                                | 26.1029 | 25.4832 | 21.4834  | 22.0977 | 23.7918 |
| svarh                                | 56.5620 | 57.1924 | 51.2588  | 58.6293 | 55.9106 |

**Tableau 3.8 :** Cinquième cas pathologique.

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

-Cette partie est faite sur la partie saine de l'image.

| 5 <sup>ème</sup> cas sain | 0°      | 45°     | 90°     | 135°    | Moyenne  |
|---------------------------|---------|---------|---------|---------|----------|
| autoc                     | 4.7500  | 4.5455  | 14.3529 | 5.0833  | 7.1829   |
| contr                     | 13.3750 | 15.0455 | 0.5882  | 12.7083 | 10.4293  |
| corm                      | -0.6783 | -0.7775 | 0.9428  | -0.5640 | -0.2692  |
| cprom                     | 35.8720 | 31.9331 | 1.1124  | 46.2956 | 306.6245 |
| cshad                     | 5.4402  | 5.5605  | 92.0145 | 5.3569  | 27.0930  |
| denth                     | 1.8301  | 1.8964  | 0.8464  | 1.7841  | 1.5893   |
| dissi                     | 2.9583  | 3.1364  | 0.4706  | 2.8750  | 2.3601   |
| dvarh                     | 13.3750 | 15.0455 | 0.5882  | 12.7083 | 10.4293  |
| energ                     | 0.1285  | 0.1446  | 0.1246  | 0.1250  | 0.1307   |
| entro                     | 2.3040  | 2.1137  | 2.4226  | 2.3617  | 2.3005   |
| homom                     | 0.3379  | 0.3641  | 0.7843  | 0.3424  | 0.4572   |
| homop                     | 0.2463  | 0.2650  | 0.7765  | 0.2509  | 0.3847   |
| idmnc                     | 0.8593  | 0.8424  | 0.9911  | 0.8653  | 0.8895   |
| indnc                     | 0.7558  | 0.7483  | 0.9490  | 0.7607  | 0.8035   |
| Inf1h                     | -0.3948 | -0.5206 | -0.6340 | -0.3586 | -0.4770  |
| Inf2h                     | 0.8463  | 0.9026  | 0.9463  | 0.8255  | 0.8802   |
| maxpr                     | 0.2500  | 0.2727  | 0.2647  | 0.2500  | 0.2594   |
| savgh                     | 5.2917  | 5.4091  | 6.1765  | 5.2917  | 5.5422   |
| senth                     | 1.7594  | 1.6188  | 2.2695  | 1.8491  | 1.8742   |
| sosvh                     | 5.6422  | 5.5713  | 14.4341 | 17.0680 | 10.6789  |
| svarh                     | 16.5800 | 18.3356 | 35.1153 | 16.8915 | 21.7981  |

**Tableau 3.9 :** Cinquième cas sain.

**3.5. Tableau comparatif :** On a comparé toutes les moyennes des paramètres des cas étudiés dans le tableau ci-dessous :

### Chapitre 3 : Caractérisation tissulaire des fibroses cardiaques

|                     | 1 <sup>er</sup> cas<br>patholog<br>ique | 1 <sup>er</sup> cas<br>sain | 2 <sup>ème</sup><br>cas<br>sain | 3 <sup>ème</sup> cas<br>patholog<br>ique | 3 <sup>ème</sup><br>cas<br>sain | 4 <sup>ème</sup> cas<br>patholog<br>ique | 4 <sup>ème</sup><br>cas<br>sain | 5 <sup>ème</sup> cas<br>patholog<br>ique | 5 <sup>ème</sup><br>cas<br>sain |
|---------------------|-----------------------------------------|-----------------------------|---------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------|
| autocorrel<br>ation | 13.0409                                 | 6.511<br>6                  | 31.29<br>52                     | 12.8205                                  | 23.14<br>71                     | 23.3663                                  | 36.86<br>99                     | 21.1860                                  | 7.182<br>9                      |
| Contr               | 6.0305                                  | 7.565<br>1                  | 2.304<br>1                      | 5.1901                                   | 2.276<br>6                      | 9.9576                                   | 2.621<br>3                      | 4.5359                                   | 10.42<br>93                     |
| Corrm               | 0.3182                                  | -<br>0.153<br>6             | 0.499<br>6                      | 0.5202                                   | 0.791<br>4                      | 0.0497                                   | 0.817<br>5                      | 0.0899                                   | -<br>0.269<br>2                 |
| Cprom               | 294.897<br>3                            | 218.8<br>224                | 164.8<br>723                    | 600.401<br>5                             | 203.2<br>841                    | 280.647<br>6                             | 490.2<br>840                    | 93.0015                                  | 306.6<br>245                    |
| Cshad               | 19.5765                                 | 23.04<br>39                 | -<br>11.78<br>98                | 48.3108                                  | 2.691<br>6                      | -5.3676                                  | -<br>46.13<br>64                | -6.9917                                  | 27.09<br>30                     |
| Denth               | 1.5554                                  | 1.572<br>0                  | 1.250<br>3                      | 1.5845                                   | 1.173<br>1                      | 1.4787                                   | 1.298<br>5                      | 1.4410                                   | 1.589<br>3                      |
| Dissi               | 1.8714                                  | 1.959<br>8                  | 1.146<br>9                      | 1.6355                                   | 1.175<br>8                      | 2.6295                                   | 1.096<br>2                      | 1.6214                                   | 2.360<br>1                      |
| Dvarh               | 6.0305                                  | 7.565<br>1                  | 2.304<br>1                      | 5.1901                                   | 2.276<br>6                      | 9.9576                                   | 2.621<br>3                      | 4.5359                                   | 10.42<br>93                     |
| Energ               | 0.0594                                  | 0.116<br>2                  | 0.055<br>9                      | 0.0658                                   | 0.097<br>2                      | 0.0577                                   | 0.146<br>6                      | 0.0636                                   | 0.130<br>7                      |
| Entro               | 3.0699                                  | 2.333<br>9                  | 3.052<br>8                      | 2.9880                                   | 2.534<br>2                      | 2.9776                                   | 2.109<br>6                      | 2.8958                                   | 2.300<br>5                      |
| Homom               | 0.5027                                  | 0.495<br>4                  | 0.579<br>8                      | 0.5338                                   | 0.570<br>0                      | 0.3868                                   | 0.638<br>1                      | 0.4986                                   | 0.457<br>2                      |
| Homop               | 0.4280                                  | 0.430<br>7                  | 0.538<br>8                      | 0.4777                                   | 0.522<br>2                      | 0.2920                                   | 0.592<br>8                      | 0.4409                                   | 0.384<br>7                      |
| Idmnc               | 0.9236                                  | 0.915<br>7                  | 0.967<br>4                      | 0.9358                                   | 0.967<br>2                      | 0.8798                                   | 0.964<br>3                      | 0.9418                                   | 0.889<br>5                      |
| Indnc               | 0.8308                                  | 0.829<br>3                  | 0.884<br>4                      | 0.8504                                   | 0.881<br>0                      | 0.7736                                   | 0.893<br>2                      | 0.8470                                   | 0.803<br>5                      |
| Inf1h               | -0.3814                                 | -<br>0.361<br>3             | -<br>0.257<br>5                 | -0.3559                                  | -<br>0.486<br>5                 | -0.4462                                  | -<br>0.546<br>4                 | -0.3077                                  | -<br>0.477<br>0                 |
| Inf2h               | 0.8718                                  | 0.841<br>4                  | 0.766<br>7                      | 0.8508                                   | 0.908<br>1                      | 0.9057                                   | 0.903<br>2                      | 0.8060                                   | 0.880<br>2                      |
| Maxpr               | 0.1276                                  | 0.214<br>7                  | 0.098<br>2                      | 0.1471                                   | 0.180<br>6                      | 0.1072                                   | 0.269<br>2                      | 0.1133                                   | 0.259<br>4                      |
| Savgh               | 6.8573                                  | 5.231<br>8                  | 10.98<br>06                     | 6.3937                                   | 9.252<br>0                      | 9.6295                                   | 11.72<br>29                     | 9.1558                                   | 5.542<br>2                      |
| Senth               | 2.2889                                  | 1.810<br>0                  | 2.276<br>4                      | 2.3465                                   | 2.309<br>5                      | 2.3352                                   | 2.041<br>9                      | 2.0592                                   | 1.874<br>2                      |
| Sosvh               | 16.0882                                 | 7.911<br>2                  | 31.96<br>68                     | 14.0738                                  | 25.22<br>02                     | 30.0596                                  | 42.43<br>49                     | 23.7918                                  | 10.67<br>89                     |
| Svarh               | 32.0869                                 | 17.98<br>75                 | 82.68<br>18                     | 31.9709                                  | 57.47<br>43                     | 64.0129                                  | 106.4<br>164                    | 55.9106                                  | 21.79<br>81                     |

**Tableau 3.10** : comparatif des 5 cas étudiés.

### 3.6. Interprétation des résultats :

Voici l'interprétation de quelques paramètres essentiels obtenus à partir de notre étude :

#### **Contraste :**

Cette statistique mesure la fréquence spatiale d'une image. C'est la différence entre les valeurs les plus élevées et les plus faibles d'un ensemble de pixels contigus. Ici on voit que, plus on s'approche de la partie noire ou grise, plus le contraste augmente, et dans la partie blanche diminue, par exemple dans le troisième cas :

- Le contraste dans la partie pathologique est de 5.1901.
- Le contraste dans la partie saine est de 2.2766.

#### **Homogénéité :**

Elle mesure l'homogénéité de l'image, car il suppose des valeurs plus grandes pour des différences de tonalités de gris plus petites dans les éléments de pair. Elle a une valeur maximale lorsque tous les éléments de l'image sont identiques. Le contraste et l'homogénéité du GLCM sont fortement, mais inversement, corrélés en termes de distribution équivalente dans la population des paires de pixels. Cela signifie que l'homogénéité diminue si le contraste augmente alors que l'énergie est maintenue constante. On trouve aussi dans le troisième cas :

- L'homogénéité dans la partie pathologique est de 0.4777.
- L'homogénéité dans la partie saine est de 0.5222.

### **Energie :**

Cette statistique mesure l'uniformité de texture qui est des répétitions de paires de pixels. Elle détecte les troubles dans les textures. L'énergie atteint une valeur maximale égale à un. Les valeurs de haute énergie se produisent lorsque la distribution du niveau de gris a une forme constante ou périodique. Ici on voit que plus on s'approche de la partie noire ou grise l'énergie augmente, et dans la partie blanche elle diminue. Dans le premier cas on trouve :

- L'énergie dans la partie pathologique est de 0.0594.
- L'énergie dans la partie saine est de 0.1162.

### **Entropie :**

Cette statistique mesure le désordre ou la complexité d'une image. Elle est grande lorsque l'image n'est pas uniformément texturale. Les textures complexes ont tendance à avoir une entropie élevée. Elle est fortement, mais inversement corrélée à l'énergie. Dans ce cas on remarque que plus la partie étudiée est blanche plus l'entropie augmente, et diminue lorsqu'on s'approche de la partie grise ou noire. Dans le premier cas aussi, on trouve :

- L'entropie dans la partie pathologique est de 3.0699.
- L'entropie dans la partie saine est de 2.3339.

### **Autocorrélation :**

La fonction de corrélation est une mesure des dépendances linéaires du ton gris dans l'image. Plus la partie étudiée est blanche plus l'autocorrélation augmente, et plus elle est grise ou noire, plus elle diminue. Par exemple dans le cinquième cas :

- L'autocorrélation dans la partie pathologique est de 21.1860.
- L'autocorrélation dans la partie saine est de 7.1829.

### 3.7. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre le déroulement de l'examen de l'IRM ainsi que son protocole standard d'acquisition des séquences fait sur l'IRM 3T (Siemens), au CHU Bab El Oued. On a fait notre étude sur cinq cas en comparant les résultats obtenus des paramètres caractérisant les textures, issus de la matrice de cooccurrence dans un tableau.

La question de savoir ce que représentent exactement les caractéristiques de la texture du point de vue de la perception humaine peut faire l'objet d'une expérimentation approfondie.

Parmi les caractéristiques de texture décrites ci-dessus, on remarque que l'énergie et le contraste sont les paramètres les plus importants en termes d'évaluation visuelle et de calcul, pour distinguer entre différents motifs de texture.

# **Conclusion**

## **générale**



## Conclusion générale :

---

## Conclusion générale :

Le but de notre mémoire, est de pouvoir extraire les différents descripteurs statistiques de la matrice de cooccurrence sur de différents cas de cardiomyopathies, et permettre aux praticiens de différencier entre un tissu sain et un tissu pathologique. Nous avons remarqué que la variance mesure l'ampleur des variations d'intensité par rapport à la moyenne, une faible entropie pour une image d'intensité homogène. Voici quelques paramètres qu'on a obtenus de notre étude :

- **Contraste** : Cette statistique mesure la fréquence spatiale d'une image.
- **Energie** : Elle mesure l'uniformité de texture qui est des répétitions de paires de pixels.

On remarque que, plus on s'approche de la partie sombre (saine), plus le contraste et l'énergie augmentent, et dans la partie blanche ils diminuent.

- **Homogénéité** : Elle mesure l'homogénéité de l'image, elle a une valeur maximale lorsque tous les éléments de l'image sont identiques.
- **Entropie** : Elle mesure le désordre ou la complexité d'une image.
- **Autocorrélation** : C'est une mesure des dépendances linéaires du ton gris dans l'image.

Pour ces trois paramètres, on voit que plus on s'approche de la partie noire ou grise, ils diminuent, et dans la partie blanche ils augmentent.

# **Bibliographie**

# BIBLIOGRAPHIE :

- [1] C. LATREMOUILLE, F. LINTZ, *Anatomie du cœur. EMC (Elsevier SAS, Paris), Cardiologie*, 2005.
- [2] M.K. CHUNG, M.W. RICH, *Introduction to the cardiovascular system. Alcohol Health and Research World*; Rockville, 01 Janvier 1990.
- [3] ELAINE N. MARIEB, KATJA HOEHN, *Anatomie et physiologie humaine. La 8<sup>ème</sup> édition américaine*, 2010.
- [4] ALCHE EP. *Comprendre la physiologie cardiovasculaire. Médecines-Science, Flammarion, 2<sup>ième</sup> édition*, Paris, 2003.
- [5] MARIE XAVIER, *thèse de doctorat : Étude quantitative du mouvement de la paroi du cœur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique*, Dijon, 8 Décembre 2010.
- [6] JEAN MARC DAIGLE, *Les maladies du cœur et les maladies vasculaires cérébrales, Institut national de santé publique du Québec*, Octobre 2006.
- [7] GUILLAUME DUBOS, *thèse de doctorat : Place de l'IRM cardiaque devant un tableau clinique évocateur de myocardite*, Limoges, 9 Octobre 2009.
- [8] ISSAM ELOUAKILI, *thèse de doctorat : Myxomes cardiaques*, Marrakech, 28 Mai 2010.
- [9] FABIEN BALEZEAU, *thèse de doctorat : Développements méthodologiques en IRM dynamique, vers la caractérisation des états précancéreux et cancéreux du foie*, Rennes, 9 Décembre 2011.
- [10] B. KASTLER, D. VETTER, *Comprendre l'IRM : Manuel d'auto-apprentissage. La 7<sup>ème</sup> édition*, 2011.

## Bibliographie

---

[11] ALAIN LALANDE, *thèse de doctorat : IRM cardio-vasculaire, des séquences d'acquisition aux paramètres physiologiques*, Dijon, 29 Mai 2012.

[12] H. AISSAOUI, M. BELHABRI. *Mémoire de licence : Analyse de la texture: Filtrage et Matrice de cooccurrence*, université de Telemcen, 08 juin 2014.

[13] LUDOVIC PAULHAC. *Outils et méthodes d'analyse d'images 3D texturées : application à la segmentation des images échographiques*. Université François Rabelais, Tours, 2009.

[14] O. ALATA. *Caractérisation de texture par coefficients de réflexion 2-d. Mémoire de Thèse*, UFR Bordeaux 1 1998.

[15] J.P. COQUEREZ, S. PHILLIP. *Analyse d'Images : Filtrage et Segmentation*. Masson, 1995.

[16] J.P. COQUEREZ, S. PHILLIP. "Attributs de région," in *Analyse d'images : filtrage et segmentation*, Masson, Ed. France, 1995.

[17] HANIFI MAJDOULAYNE, *Thèse de doctorat : Extraction de caractéristiques de texture pour la classification d'images satellites*, Toulouse, 2 Novembre 2009.

[18] A. BARALDI, F. PARMIGGIANI. *An investigation of the textural characteristics associated with gray level cooccurrence matrix statistical parameters*, march 1995.

[19] SI ABDELKADER ASMA, BENSFIA MERIEM, *thèse de doctorat : La géométrie fractale dans l'analyse et le traitement des images médicales : Application à l'ostéoporose et à la mammographie*, Telemcen, 24 juin 2013.

[20] LOTFI HOUAM. *Contribution à l'analyse de textures de radiographies osseuses pour le diagnostic précoce de l'ostéoporose*. Université d'Orléans, 2013.