

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République algérienne démocratique et populaire  
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique  
المركز الجامعي لعين تموشنت  
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent  
Institut des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique



Projet de fin d'études  
Pour l'obtention du diplôme de Master en :  
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE  
Filière : Génie Electrique  
Spécialité : GBM  
Thème

**Dé bruitage d'un signal Phono Cardiogramme  
par la transformée d'ondelette**

**Présenté Par :**

- 1) MEHIMDA IMENE
- 2) ABOU NAHLA HASAN KHALID HASAN

**Devant les jurys composés de :**

Ben Gana Abd EL Fatih	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Président
Badir Elhouaria	MAA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Examineur
Ben Osman Mourad	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Encadrant

*Année universitaire 2015/2016*

## Remerciements

*La* réalisation de ce mémoire a été possible grâce à l'aide de plusieurs personnes de près ou de loin à qui nous voudrions témoigner toute notre reconnaissance. Et mon premier remerciement va à Allah Soubhanou Wa Tala. Ensuite nous tenons à remercier vivement et en particulier notre encadreur, le Dr. BENOSMAN Mourad, pour sa patience, sa gentillesse, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils, qui ont contribué à alimenter notre réflexion, et sa contribution générale à l'élaboration de ce travail. Nos profonds remerciements pour les membres de jury qui ont accepté d'évaluer ce travail, c'est un plaisir pour nous. Nous présentons nos sincères remerciements à tous nos enseignants de GBM d'Ain Temouchent, qui nous ont fourni les outils nécessaires à la réussite dans nos études universitaires. À la fin nous tenons à remercier tous nos collègues d'études, particulièrement notre promotion.

*Dédicace*

*Avec un énorme plaisir, un cœur ouvert et une immense joie*

*Je dédie ce mémoire de fin d'études*

*A :*

*ma chère grand-mère maternelle qui m'a donné tout son amour pour reprendre mes études*

*Ma très chère mère est mon cher père pour leur soutien, les sacrifices et tous les efforts*

*consentis tout au long de ma vie.*

*Pour mon éducation et ma formation*

*Je tiens à vous témoigner ma reconnaissance mon amour et mon affection*

*Ce travail est le vôtre.*

*Je dédie aussi ce travail à toutes mes sœurs et tous mes frères, chacun à son nom ma grande*

*famille et mes amis*

*Sans oublier mon binôme et mon frère HASSAN KHALED HASSAN ABOU NAHLA et sa*

*famille.*

*Tous mes professeurs qui m'ont enseigné*

*Et à tous ceux qui nous sont chers.*

*Une spéciale dédicace a une personne qui a été toujours avec moi quoi qu'il arrive du bon*

*comme du mauvais : Kamal merci pour m'encourager.*

*Que Dieu vous protège et vous bénisse.*

## Résumer

*Dans ce mémoire, nous avons abordé un thème qui est d'actualité. En effet les maladies cardiovasculaires sont la première cause de décès dans le monde et les tous les méthodes de diagnostiques qui peuvent limiter ce nombre sont les bienvenues. Une des méthodes les plus intéressante a explorer sont les sons phono cardiogramme. Comme une continuation logique du développement du stéthoscope, les signaux enregistrés par ce dernier sont devenus digital et donc on peut appliquer les traitements de signaux digitaux. Dans ce mémoire nous présentons les différentes méthodes utilisées pour faire un bon diagnostic.*

*Mots clefs : cœur, phono-cardiogramme, traitement du signal*

### تلخيص

في هذا الموجز، وبحثنا في موضوع وثيق الصلة. في الواقع مرض القلب والأوعية الدموية هي السبب الرئيسي للوفاة في جميع أنحاء العالم وجميع الطرق التشخيصية التي يمكن أن تحد من هذا العدد هي موضع ترحيب. واحدة من الطرق الأكثر إثارة للاهتمام لاستكشاف هي الأصوات في نبضات القلب فونو. استمرارا منطقيا لتطوير السماع، التي سجلتها الإشارات الأخيرة أصبحت الرقمي، وبالتالي فإن معالجة الإشارات الرقمية يمكن تطبيقها. في هذه الورقة نقدم الأساليب المختلفة المستخدمة لإجراء التشخيص السليم.

### كلمات البحث مخطط أصوات القلب، ومعالجة الإشارات

### Summarize

*In this work, we discussed a topic that is relevant. Indeed cardiovascular disease is the leading cause of death worldwide and all diagnostic methods that can limit this number are welcome. One of the most interesting ways to explore are the phono cardiogram sounds. As a logical continuation of the development of the stethoscope, registered by the latter signals have become digital and therefore the digital signal processing can be applied. In this paper we present the different methods used to make a proper diagnosis.*

*Key words : heart, phonocardiogram, signal processing*

## Table of Contents

<b>Introduction Générale</b>	<b>7</b>
<b>Chapitre 01 : Généralité sur le system cardiovasculaire</b>	<b>8</b>
<b>I. Introduction</b>	<b>8</b>
<b>II. Anatomie du cœur</b>	<b>8</b>
1. Situation	8
2. Description extérieure	8
3. Configuration interne	8
4. Connexions vasculaires	9
5. Appareils valvulaires	9
<b>III. Physiologie cardiovasculaire</b>	<b>10</b>
1. La circulation coronaire	10
2. Métabolisme myocardique	11
3. Ischémie et nécrose myocardiques	11
4. Le cycle cardiaque	11
5. Systole ventriculaire	12
A. Diastole ventriculaire	13
B. Synthèse schématique du cycle cardiaque	14
C. Volumes ventriculaires, fraction d'éjection	14
6. La circulation systémique	15
A. Les artères	15
B. Les capillaires	15
C. Les veines	16
D. Les lymphatiques	16
<b>III. Conclusion</b>	<b>16</b>
<b>Chapitre 02 : Les déférentes méthodes qui existent dans le filtrage du signal Phono-cardiogramme</b>	<b>17</b>
<b>I. Introduction</b>	<b>17</b>
<b>II. Le Phono-cardiogramme</b>	<b>17</b>
<b>III. Les sons et les souffles (murmures) cardiaques</b>	<b>18</b>
A. L'auscultation normale	18
B. L'auscultation anormale	20
C. Sons cardiaques et diagnostic	21
<b>IV. Régions traditionnelles de l'auscultation</b>	<b>22</b>
<b>V. Le stéthoscope</b>	<b>23</b>
A. Anatomie d'un stéthoscope	24
<b>VI. Conclusion</b>	<b>26</b>

<b>Chapitre 3 : Différentes méthodes qui exists pour l'analyse du signal phono cardiogramme</b>	<b>27</b>
<b>I. Introduction</b>	<b>27</b>
1. Le choix de la fonction optimale d'ondelettes pour l'analyse des PGC	28
<b>II. La représentation temps-fréquence des signaux PCG</b>	<b>31</b>
<b>III. L'entropie multirate Shannon dans le calcul de la distance euclidienne du PCG pathologie</b>	<b>36</b>
<b>IV. Calcul de l'enveloppe des signaux PCG</b>	<b>39</b>
<b>V. Conclusion</b>	<b>44</b>
<b>Conclusion générale</b>	<b>45</b>
<b>References</b>	<b>45</b>

## Introduction Générale

Le signal Phono cardiographique (PCG) est riche en informations en relation avec l'hémodynamique cardiovasculaire moins perceptible par l'oreille humaine, notamment pour la détection des souffles diastoliques de faible intensité.

L'examen d'auscultation des bruits cardiaques est un outil fondamental dans le diagnostic des maladies cardiaques. Il est considéré comme la technique la plus couramment utilisée comme un outil de diagnostic primaire et dans les cas d'indisponibilité des équipements médicaux sophistiqués (comme dans les pays sous-développés).

Cependant, la détection des symptômes pertinents constituant un diagnostic basé sur les bruits cardiaques auscultés dans un stéthoscope est une tâche compliquée et difficile pour les médecins et qui demande des années d'entraînement pour l'acquérir et l'affiner. Une partie de cette difficulté provient du fait que les bruits cardiaques sont souvent séparés les uns des autres par moins d'une période de 30 millisecondes. En outre, les bruits cardiaques caractérisant les troubles cardiaques ont généralement beaucoup moins d'énergie que les sons cardiaques normaux. Cela rend la tâche de détection acoustique plus difficile pour le médecin. De plus, même si la capacité d'effectuer l'auscultation est acquise par un médecin, il n'existe pas de manière organisée pour faire apprendre cette compétence aux autres médecins notamment les médecins stagiaires en apprentissage.

Cela constitue un défi supplémentaire pour apprendre à écouter les bruits du cœur. Il serait intéressant que les avantages de l'auscultation puissent être illustrés sur un tracé graphique en utilisant un équipement qui est peu coûteux, robuste et facile à utiliser.

Les stéthoscopes souvent utilisés par les médecins sont des dispositifs acoustiques purement passifs qui permettent d'ausculter les bruits générés par le cœur. La simplicité de ces dispositifs est éclipsée par une qualité sonore peu convaincante. Ces dispositifs sont également difficiles à s'interfacer avec des technologies modernes telles que des ordinateurs pour enregistrer et analyser les bruits cardiaques.

Le but de ce travail est de présenter quelques méthodes pour extraire le maximum d'information mais au même temps avec la plus haute qualité possible.

## **Chapitre 01 : Généralité sur le system cardiovasculaire**

### **I. Introduction**

Dans ce premier chapitre qui sera léger mais essentiel, nous allons donner des généralités sur le system cardiovasculaire en générale. Avec ce chapitre nous comprendrons l'origine de la problématique et nous pourrons aller plus en détails dans les chapitres qui vont le suivre.

### **II. Anatomie du cœur**

#### **1. Situation**

Le cœur, enveloppé du péricarde, est situé dans le médiastin antérieur. Il est situé entre les deux poumons, sur la coupole diaphragmatique gauche, en arrière du sternum et du grill costal antérieur et en avant du médiastin postérieur, notamment de l'œsophage. [1].

#### **2. Description extérieure**

Le cœur est un muscle, brun rouge, qui pèse environ 250 g chez l'adulte :

Il a la forme d'une pyramide triangulaire dont le sommet est en bas, à gauche et en avant ; la base regarde en haut, en arrière et à droite ; son grand axe est oblique en bas, en avant et à gauche. Les trois faces sont antérieures, inférieure et latérale gauche. Elles sont parcourues par deux sillons profonds : Le sillon auriculo-ventriculaire, dans le plan perpendiculaire au grand axe du cœur, sépare le massif auriculaire en arrière, des ventricules plus antéro-inférieurs, le sillon inter -ventriculaire, puis inter -auriculaire perpendiculaire au précédent. Il correspond au plan de séparation entre cœur droit et cœur gauche. Les sillons contiennent de la graisse et les branches principales des vaisseaux coronaires [1].

#### **3. Configuration interne**

Le cœur (figure 1) est un organe creux formé du cœur droit et du cœur gauche qui sont entièrement séparés. Les oreillettes sont séparées par une cloison appelée septum inter auriculaire et les ventricules par le septum inter ventriculaire. Le cœur droit est formé de l'oreillette (OD) et du ventricule droits (VD) qui communiquent entre eux par l'orifice tricuspide (TRI). Le cœur gauche est formé de l'oreillette (OG) et du ventricule gauches (VG) qui communiquent entre eux par l'orifice mitral (MI) [1].

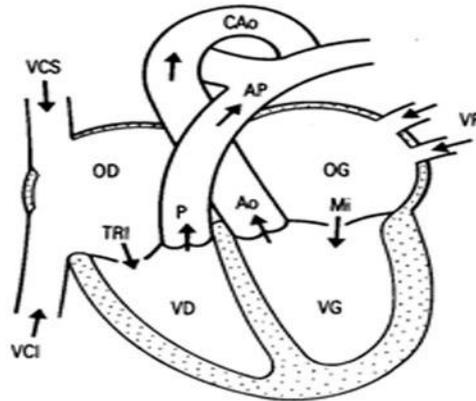


Figure 1 : Configuration interne et connexions vasculaires

#### 4. Connexions vasculaires

- L'oreillette droite reçoit les veines caves inférieure (VCI) et supérieure (VCS) par lesquelles le sang veineux revient au cœur.
- Le ventricule droit se vide via l'orifice pulmonaire (P) dans l'artère pulmonaire (AP).
- L'oreillette gauche reçoit 4 veines pulmonaires (VP) qui drainent le sang oxygéné des poumons vers l'oreillette gauche.
- Le ventricule gauche se vide via l'orifice aortique dans l'aorte (Ao puis Cao = crosse de l'aorte) [2].

#### 5. Appareils valvulaires

Les orifices artériels, pulmonaires et aortiques (figure 2), sont formés chacun d'un anneau fibreux et de 3 valvules dites sigmoïdes.

Il existe 2 appareils valvulaires auriculo-ventriculaires (figure 3) formés d'un anneau fibreux et d'un système valvulaire constitué de valvules, de cordages et de piliers. L'orifice tricuspide a 3 valvules (Antérieure = A, Septale =S, Postérieure =P), le mitral n'en a que 2, (grande et petite valves) chacune étant divisée en 3 segments (A1, A2, A3 et P1, P2, P3). Les abouchements veineux (VCI, VCS, VP) n'ont pas de système valvulaire [1].

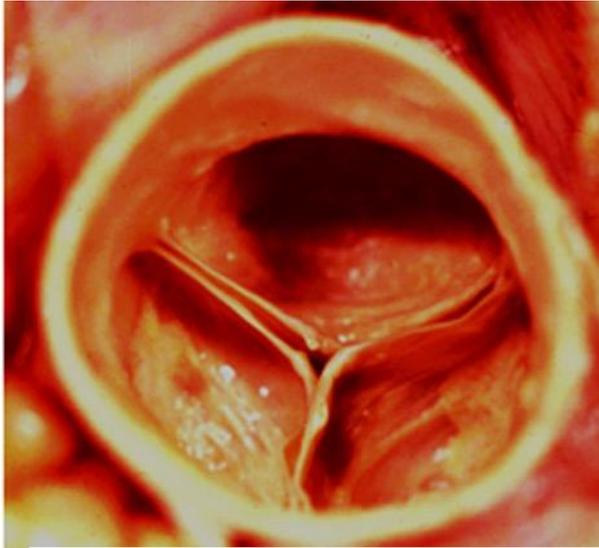


Figure 2 : Photo de valve aortique

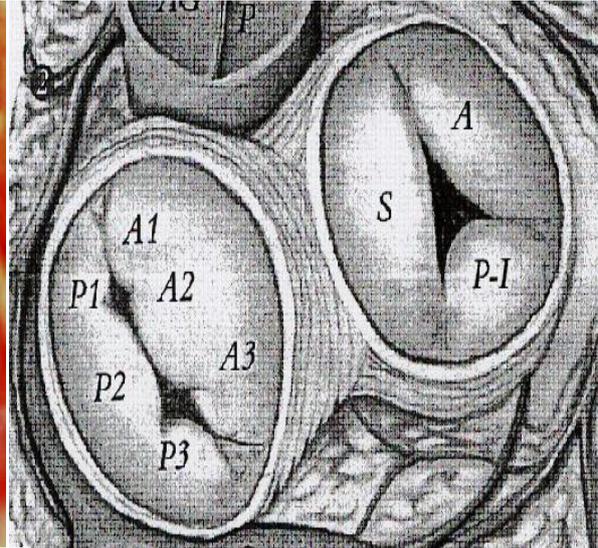


Figure 3 : Valves auriculo-ventriculaires : mitrale et tricuspide

### III. Physiologie cardiovasculaire

Le cœur peut être considéré comme une double pompe musculaire (cœur droit et cœur gauche): animée essentiellement par le myocarde des ventricules droit et gauche, fonctionnant grâce au tissu nodal (où naît l'automatisme cardiaque) et à la circulation sanguine coronaire (apportant oxygène et énergie, et évacuant les déchets métaboliques), pulsant le sang de manière synchrone dans les circulations pulmonaire et systémique qui rétroagissent sur son fonctionnement, adaptant le débit sanguin qu'il produit aux besoins de l'organisme grâce à un système de régulation nerveux et humoral, circulation coronaire ; métabolisme du myocarde, ischémie, nécrose myocardiques [1].

#### 1. La circulation coronaire

La circulation sanguine coronaire doit assurer une perfusion myocardique adaptée instantanément aux besoins du cœur.

Elle est soumise à des contraintes particulières :

- a) Le cœur n'est jamais au repos,
- b) L'extraction par le myocarde de l'oxygène du sang artériel coronaire est presque maximale dès le repos (supérieure à 60%). De ce fait, l'accroissement de l'apport myocardique en oxygène (à l'effort), se fait essentiellement en augmentant le débit sanguin coronaire et non l'extraction en oxygène,

c) La contraction systolique ventriculaire « écrase » la circulation coronaire qui se fait donc surtout en diastole.

Le débit sanguin coronaire : c'est la quantité de sang apportée par minute au myocarde. Son augmentation à l'effort grâce à une régulation complexe, est importante puisqu'il peut être multiplié par 3 ou 4 par rapport au repos (concept de réserve coronaire). Cette augmentation permet d'assurer l'accroissement des besoins métaboliques myocardiques (oxygène et substrats) lors de l'effort. La régulation du débit sanguin coronaire est sous la dépendance de très nombreux paramètres hémodynamiques et neuro-humoraux, parmi lesquels les sécrétions endothéliales [3].

## **2. Métabolisme myocardique**

Il est essentiellement aérobie (consomme de l'oxygène). En pratique clinique, cette consommation myocardique en oxygène (MVO<sub>2</sub>) peut être appréciée par le produit fréquence cardiaque (F) multiplié par la pression artérielle systolique (PAS), car les variations de cette MVO<sub>2</sub> sont bien corrélées avec celles de ce produit. Les substrats utilisés sont surtout des acides gras (65%), le glucose (20%), les lactates (15%). Il est fortement orienté vers la production d'énergie nécessaire à l'activité des protéines contractiles du cœur [4].

## **3. Ischémie et nécrose myocardiques**

L'insuffisance d'apport sanguin à une zone myocardique par rapport aux besoins provoque une ischémie de cette zone myocardique génératrice de symptômes ou de complications. Si cette ischémie est profonde et/ou durable, les cellules myocardiques seront détruites dans la zone concernée. Il s'agit de la nécrose ischémique myocardique [4].

## **4. Le cycle cardiaque**

L'activité électrique périodique engendre l'activité mécanique du cœur, dominée par la contraction puis la relaxation des ventricules (la contraction des oreillettes (figure 6) n'a qu'une incidence limitée sur la fonction cardiaque normale). La succession d'une systole ventriculaire (figure 4a) et d'une diastole ventriculaire (figure 4b) forme un cycle cardiaque [5].

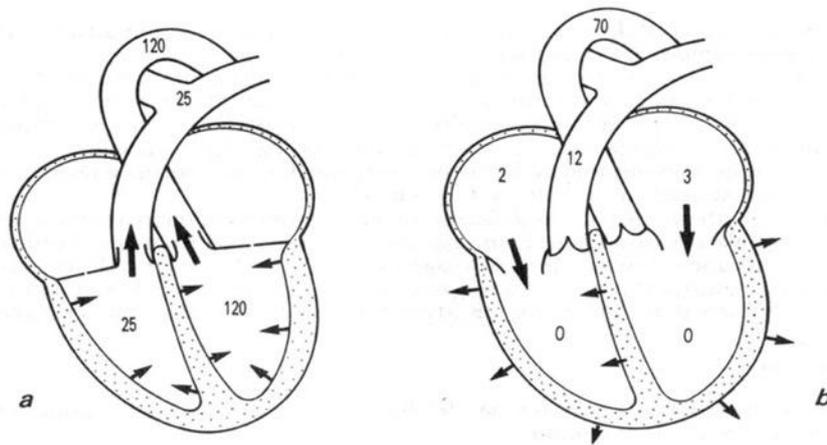


Figure 4 : Cycle cardiaque : mouvements des parois et des valves (flèches)

## 5. Systole ventriculaire

La contraction des deux ventricules (figure 4 a) est synchrone et dure environ un tiers de seconde au repos. Son début coïncide avec la fermeture des valves auriculo-ventriculaires suivie de l'ouverture des sigmoïdes aortiques (figure5) et pulmonaires.

Pendant la systole, les pressions intra-ventriculaires (figure 5) augmentent fortement, ce qui permet l'éjection du sang du ventricule droit vers l'artère pulmonaire et celle du sang du ventricule gauche vers l'aorte. Les valves auriculo-ventriculaires étant fermées, il n'y a pas de reflux vers les oreillettes [5].

La qualité de l'éjection sanguine systolique dépend : De la contractilité du myocarde ventriculaire, propriété intrinsèque des cellules myocardiques qui s'altère au cours des cardiopathies, de la pré charge ventriculaire, de la post charge ventriculaire. En fin de systole, la contraction ventriculaire diminue rapidement, puis apparaît la diastole [5].

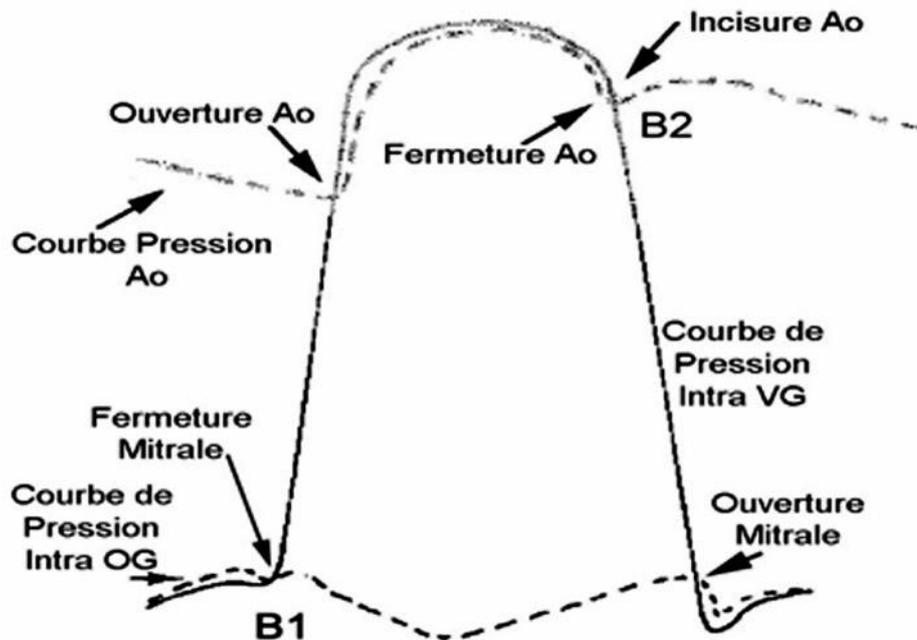


Figure 5 : Schéma du cycle cardiaque ; différents temps et évolution des pressions intra cavitaires

Les courbes de pression de l'oreillette et du ventricule gauches ainsi que de l'aorte sont superposées (pour le cœur droit, le schéma est identique aux niveaux de pressions près). Abréviations : Ao : aorte ; OG : oreillette gauche ; VG : ventricule gauche. Entre la fermeture de la mitrale et l'ouverture de la valve aortique = phase de Contraction Iso volumique. Entre ouverture et fermeture de la valve aortique : phase d'Ejection. Entre fermeture de la valve aortique et ouverture de la mitrale : phase de Relaxation iso volumique. Entre l'ouverture et la fermeture mitrales : remplissage ventriculaire.

Entre B1 et B2 se trouvent les phases de contraction iso volumique et d'éjection.

Entre B2 et B1, nous aurons donc les phases de relaxation iso volumique, de remplissage rapide puis lent et la systole auriculaire [6].

#### A. Diastole ventriculaire

Pendant cette phase, les pressions intra ventriculaires deviennent plus faibles que celles des oreillettes. Les valves auriculo-ventriculaires s'ouvrent alors qu'au contraire, les sigmoïdes aortiques et pulmonaires se ferment (figures 4b et 5). Le sang provenant du retour veineux par les oreillettes peut alors remplir les ventricules, sans que le sang déjà éjecté n'y reflue.

La durée de la diastole est normalement plus longue que la systole, mais se raccourcit lorsque la fréquence cardiaque s'accélère. La diastole est, comme la systole, un phénomène actif et consomme de l'énergie.

En fin de diastole, la contraction des oreillettes (systole auriculaire) contribue au remplissage ventriculaire. [6]

### B. Synthèse schématique du cycle cardiaque

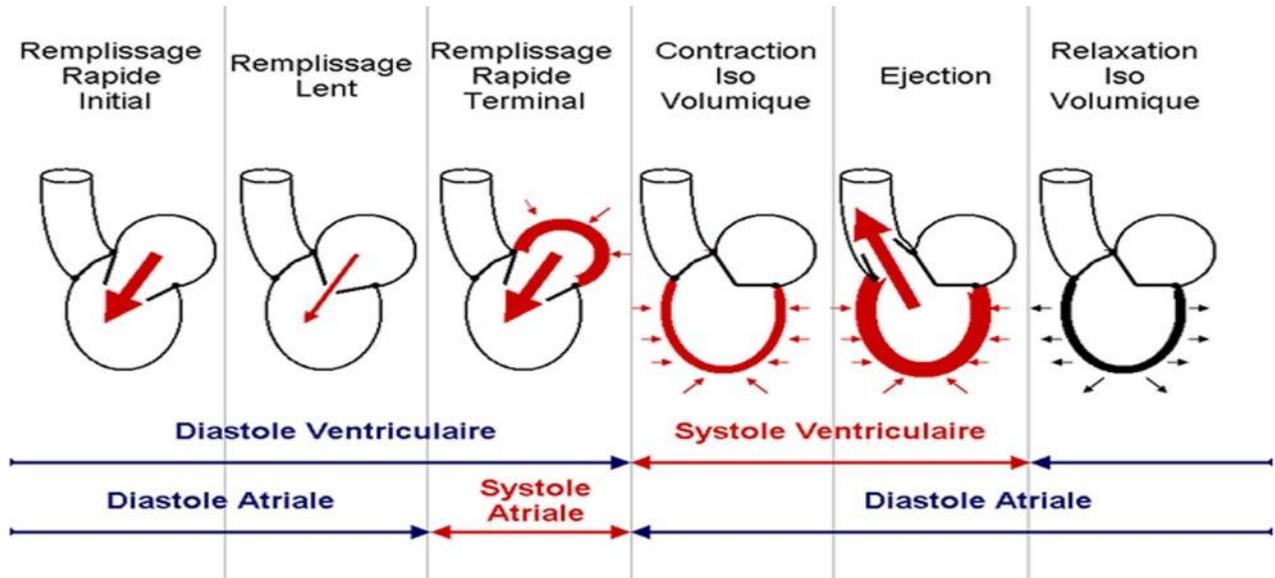


Figure 6 : Synthèse du cycle cardiaque : détails des phases successives du cycle et place de la systole atriale.

### C. Volumes ventriculaires, fraction d'éjection

En fin de diastole, les ventricules contiennent une quantité de sang appelée volume télédiastolique (VTD normal du ventricule gauche = environ 70 à 100 ml / m<sup>2</sup> de surface corporelle).

En fin de systole, les ventricules contiennent un volume sanguin appelé volume télé systolique (VTS normal du ventricule gauche = environ 25 à 35 ml / m<sup>2</sup> de surface corporelle).

La différence entre le volume télé diastolique et le volume télé systolique appelée volume d'éjection systolique (VES) est le volume sanguin éjecté par chaque ventricule à chaque battement cardiaque (VES normal = environ 50 à 65 ml / m<sup>2</sup> au repos).

La fraction d'éjection ventriculaire est le rapport entre le VES et le VTD. Sa valeur normale pour le ventricule gauche (FEVG) est d'environ 65% (variable selon la méthode de mesure).

La diminution de celle-ci est un bon indice pour mesurer la dégradation de la fonction ventriculaire notamment au décours de l'infarctus du myocarde.

La fonction diastolique est de connaissance plus récente et les moyens d'exploration chez

l'homme sont encore limités. En clinique, son exploration est réalisée avec l'écho doppler cardiaque [7].

## **6. La circulation systémique**

Elle comporte des artères, des capillaires, des veines et des lymphatiques.

### **A. Les artères**

Le secteur artériel débute à la sortie du ventricule gauche au niveau de l'orifice aortique par l'aorte thoracique ascendante.

L'ensemble des artères systémiques, l'aorte et ses ramifications, est appelé système à haute pression.

Le débit et la pression artérielle (tension artérielle) y sont fortement pulsatiles. Cette dernière varie au cours du cycle cardiaque entre une valeur maximale (pression artérielle systolique) d'environ 125 mm Hg chez un jeune adulte au repos, et une valeur minimale (diastolique) de 70 mm Hg environ.

Les ramifications artériolaires terminant ce système à haute pression contiennent un système musculaire lisse dont la contraction (tonus musculaire) entraîne une résistance à l'écoulement sanguin. Ce tonus musculaire artériolaire est soumis à une régulation neuro-humorale permanente, qui participe à la régulation des chiffres de pression artérielle.

Cette résistance artériolaire est co-responsable, avec la contraction ventriculaire gauche, du fort niveau de pression de ce secteur vasculaire. Elle est l'un des éléments essentiels de la résistance à l'éjection ventriculaire (post charge de ce ventricule) [8].

### **B. Les capillaires**

Ils forment un réseau vasculaire extrêmement ramifié entre les artères et les veines dans l'interstitium des organes.

Leur paroi formée d'une membrane basale et d'une seule couche endothéliale permet les échanges d'eau, de gaz dissous, d'ions et de molécules entre le sang et les organes (échanges nécessaires aux métabolismes de ceux-ci).

Ces échanges impliquent la participation de plusieurs paramètres physiologiques soumis à une régulation précise. Parmi ceux-ci, citons la valeur de la pression qui règne à l'intérieur des capillaires ; si celle-ci s'accroît anormalement (insuffisance cardiaque par exemple), une extravasation liquidienne des capillaires vers le tissu interstitiel survient, ce qui crée les œdèmes.

### **C. Les veines**

Elles naissent du côté efférent du système capillaire. Toutes les veines formées convergent ensuite vers deux gros troncs terminaux, les veines caves supérieures et inférieure, qui se jettent dans l'oreillette droite.

Les veines assurent le retour du sang vers le cœur. La propagation du sang veineux vers le cœur se fait grâce à de multiples facteurs : l'énergie du ventricule gauche non encore dissipée, l'aspiration du sang par le ventricule droit lors de la diastole, l'aspiration par abaissement de la pression intra-thoracique lors de l'inspiration. Enfin, la pression musculaire sur les veines lors de la contraction des muscles (la marche notamment est un élément important pour pulser des membres inférieurs vers les veines du tronc).

Le retour veineux doit être suffisant pour assurer un remplissage cardiaque (pré-charge) adéquat. [9]

### **D. Les lymphatiques**

Ce sont des vaisseaux issus des espaces péri capillaires qui se jettent ensuite dans le réseau veineux. Ils complètent le retour veineux en assurant le drainage des tissus interstitiels, notamment en y récupérant des grosses protéines d'origine plasmatique.

## **III. Conclusion**

Comme dans notre travail on est intéressé de travailler sur le signal phono cardiogramme, c'était nécessaire de donner des généralités sur le system cardiovasculaire. Dans ce qui suit, on va voir les différentes méthodes qui existent pour analyser le signal phono-cardiogramme.

## **Chapitre 02 : Les différentes méthodes qui existent dans le filtrage du signal Phono-cardiogramme**

### **I. Introduction**

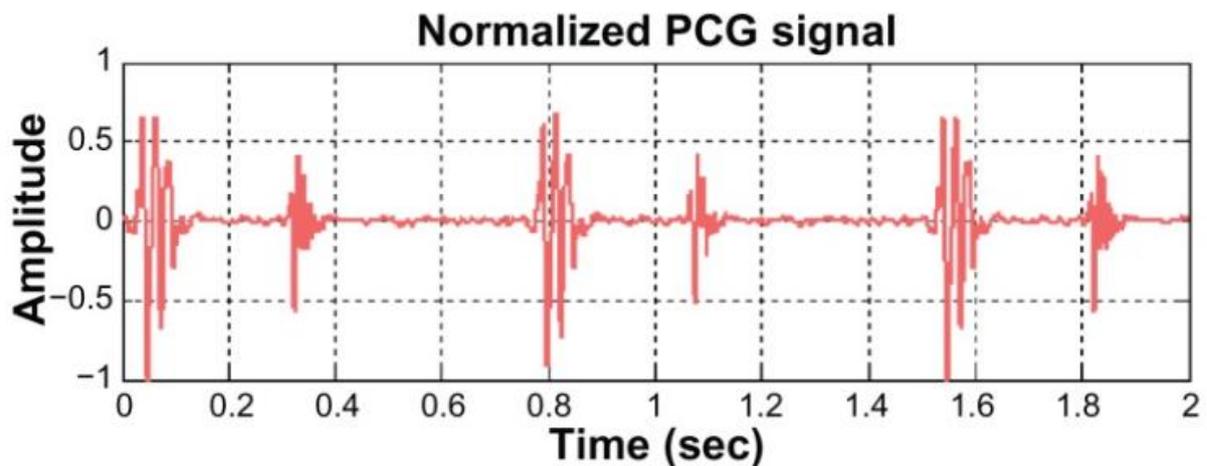
Dans ce chapitre, nous allons présenter la phonocardiographie. Ensuite le fonctionnement du système électrique du cœur humain. On va présenter aussi une description détaillée sur les différentes caractéristiques des sons et des souffles cardiaques.

### **II. Le Phono-cardiogramme**

Le terme phonocardiographie se réfère à la technique de traçage des bruits du cœur et l'enregistrement des vibrations acoustiques cardiaque au moyen de micro-capteur. Le traitement des bruits cardiaques en termes d'enregistrements s'avère très important pour le diagnostic des différentes pathologies cardiaques. Le signal enregistré est connu sous le nom de phono cardiogramme (PCG). Le signal PCG confirme, et surtout, affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires sur l'activité cardiaque. Les bruits cardiaques sont par définition des signaux non-stationnaires et sont situés dans la gamme des basses fréquences, approximativement entre 10Hz et 300Hz. L'analyse des bruits cardiaques par auscultation, basée seulement sur l'ouïe humaine, reste insuffisante pour un diagnostic fiable des cardiopathies et pour qu'un clinicien puisse obtenir toutes les informations qualitatives et quantitatives de l'activité cardiaque. Ces informations comme la localisation temporelle des bruits du cœur, le nombre de leurs composantes internes, leur contenu fréquentielle, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiée directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes utilisant de techniques numériques du traitement de signal.

Généralement, le PCG est composé de deux types de sons acoustiques : les sons du cœur et les murmures cardiaques (figure II.1). Dans un cycle cardiaque, jusqu'à quatre sons du cœur peut être trouvé: S1, S2, S3 et S4. S1 et S2 sont normalement observées chez tous les sujets. Tandis que S3 et S4 sont normales chez les sujets jeunes, mais pathologique chez les personnes âgées. Les sons du cœur sont des signaux transitoires de courte durée alors que les

murmures cardiaques sont relativement plus longs et comme des signaux aléatoires. Ils sont généralement causés par un dysfonctionnement des valves cardiaques, sauf pour les murmures innocents qui peuvent se produire pendant la systole chez des sujets jeunes avec un cœur fort et normal. Les murmures cardiaques sont généralement séparés en deux types selon la chronologie du cycle cardiaque : Les murmures systoliques survenant entre S1 et S2 et les murmures diastoliques survenant entre S2 et S1 .



*Figure 7 : Signal PCG.*

### III. Les sons et les souffles (murmures) cardiaques

#### 1. Les sons cardiaques

##### A. L'auscultation normale

On entend à n'importe quel foyer (un peu plus clairement à l'apex) le Tap-poum, c'est-à-dire la succession de deux bruits (sons brefs) rapprochés :

- le premier bruit, appelé S1, correspond à la fermeture de la valve mitrale, au début de la contraction ventriculaire gauche, de l'ouverture de la valve aortique et de l'éjection du sang dans l'aorte. C'est la fin de la diastole et le début de la systole ;
- le deuxième bruit, appelé S2, de même tonalité que le premier (contrairement à ce que peut laisser entendre l'expression « Tap-poum »), correspond à la fermeture de la valve aortique, au début de la relaxation ventriculaire gauche, de l'ouverture de la valve mitrale

et du remplissage du ventricule gauche par l'oreillette. C'est la fin de la systole et le début de la diastole.

Des phénomènes parallèles à ceux décrits ci-dessus ont lieu au niveau du cœur droit [10].

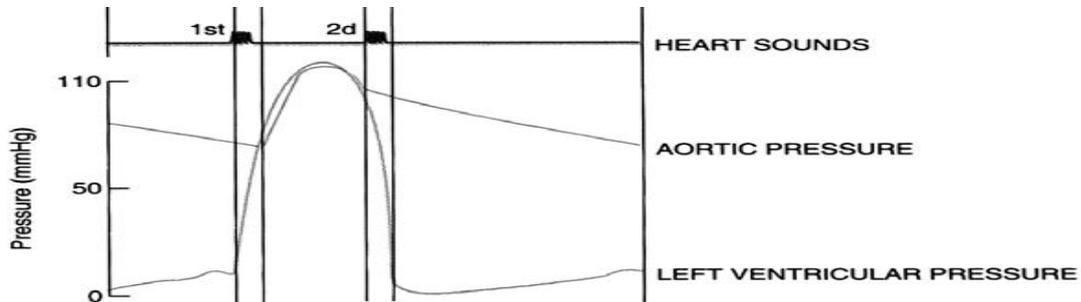
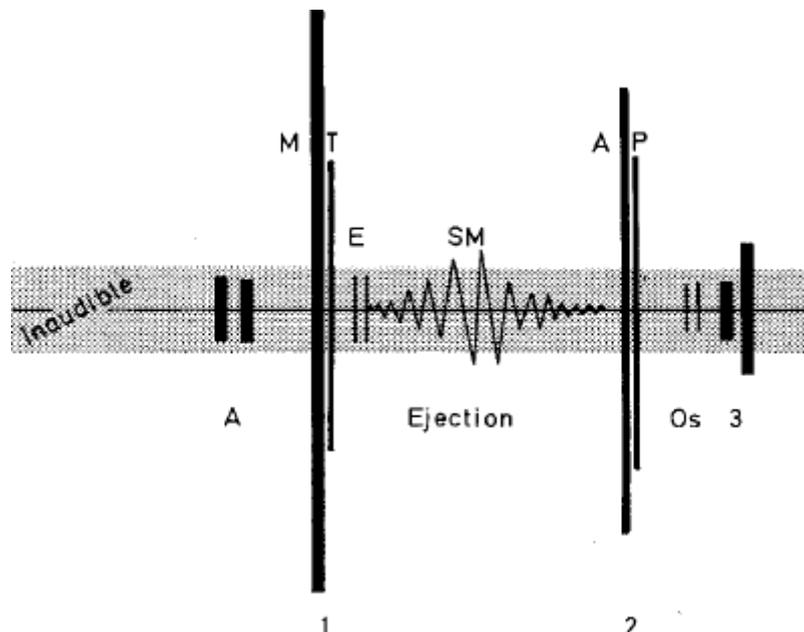


Figure 8 : Les sons cardiaques (L'auscultation normale)

L'explication de la genèse des sons cardiaques est controversée.

Les sons cardiaques proviendraient de la vibration des valvules cardiaques et du cœur, provoquée par la fermeture des valvules. S1 est liée à la fermeture des valvules auriculo-ventriculaires. S2 est liée à la fermeture des valvules aortique et pulmonaire.

- 1 = 1er son
  - M = composante mitrale
  - T = composante tricuspide
  - SM = souffle systolique
  
- 2 = 2ième son
  - A = composante aortique
  - P = composante pulmonaire



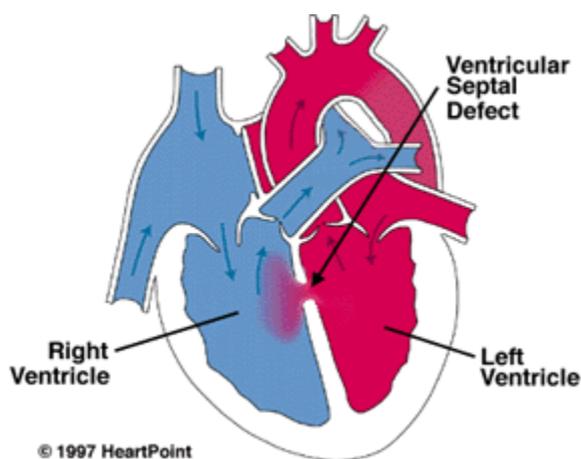
*Figure 9: Les signale sons cardiaques (L'auscultation normale)*

#### **B. L'auscultation anormale**

- Le troisième bruit, appelé S3, peut provenir soit d'un ventricule ou des deux ventricules, mais la plupart des chercheurs attribuent S3 à des vibrations de la paroi ventriculaire gauche à la période de remplissage rapide. S3 peut être entendu à la diastole, quelques instants après le S2.
- Le Quatrième bruit, appelé S4, se produit à la fin de la diastole ventriculaire, c'est-à-dire après la contraction auriculaire et avant le premier son du cœur. Il est causé par les vibrations ventriculaires après la contraction des oreillettes [11].

Plusieurs pathologies cardiaques engendrent de la turbulence dans l'écoulement sanguin.

Les hautes fréquences présentes dans les vitesses de L'écoulement turbulent créent un souffle audible.



*Figure 10 : les souffles cardiaques*

Certaines pathologies intensifient ou atténuent les 1ers et 2èmes sons. D'autres entraînent la présence d'un 3ème ou d'un 4ème son.

### C. Sons cardiaques et diagnostic

L'écoute des sons cardiaques permet de diagnostiquer de nombreuses pathologies cardiovasculaires.

Exemples : maladies congénitales :

- persistance du canal artériel.
- défaut de septation ventriculaire.

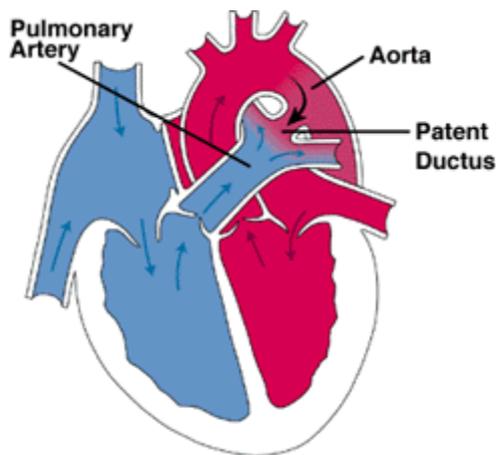


Figure 11 : persistance du canal artériel ventriculaire

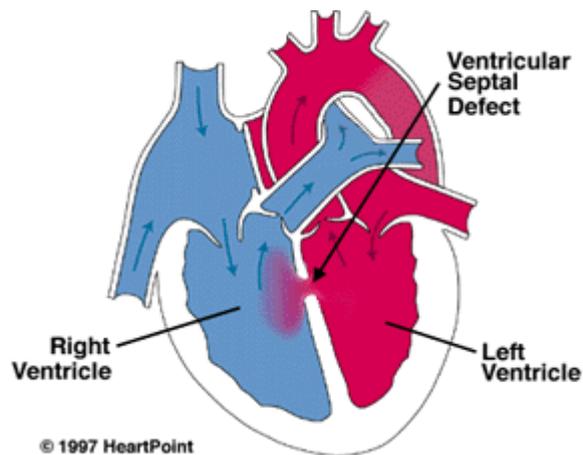


Figure 12: défaut de septation ventriculaire

Autres exemples : maladies dégénératives :

- hypertension systémique ou pulmonaire
- sténose ou régurgitation valvulaire

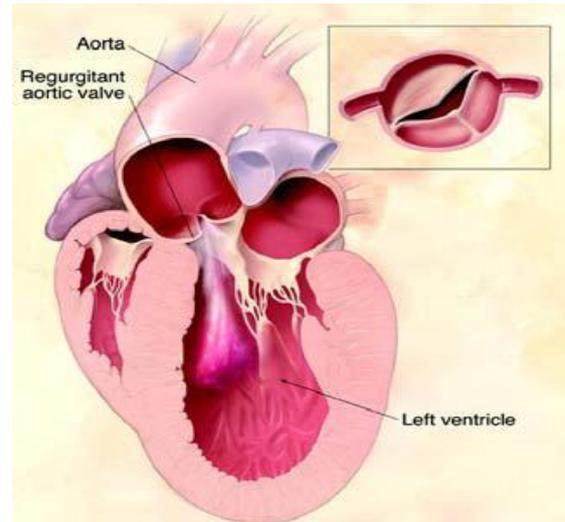
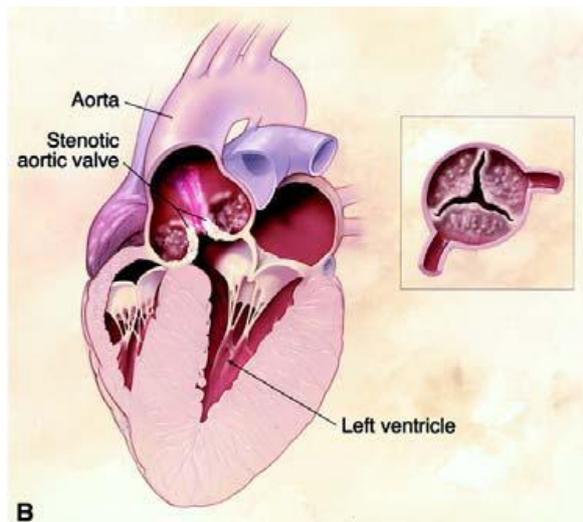
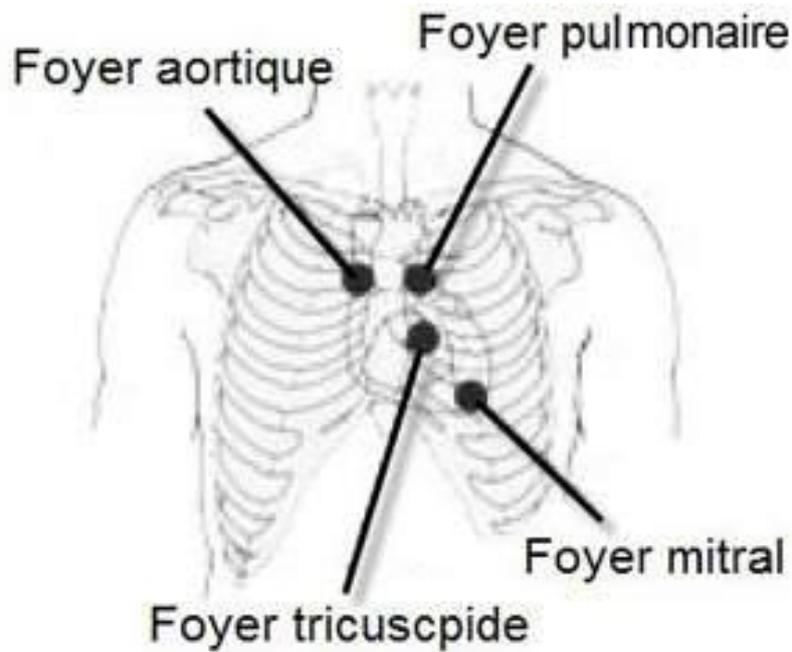


Figure 13 : hypertension systémique ou pulmonaire    Figure 14 : sténose ou régurgitation valvulaire

#### IV. Régions traditionnelles de l'auscultation

Les Régions traditionnelles de l'auscultation, établie depuis plus d'un siècle, s'intéresse principalement à l'écoute du fonctionnement des quatre valves cardiaques.

- Région Mitrale : située entre le cinquième espace et le sixième espace inter costal gauche à l'apex cardiaque. Tout comme la région tricuspide les deux sons S1 et S2 peuvent être entendus, cependant, S1 est généralement plus fort que S2. Lorsqu'ils sont présents, S3 et S4 sont également audibles dans cette zone.
- Région tricuspide : située entre le quatrième espace et le cinquième espace inter costal. Il fournit une bonne audibilité pour S1, S2 et S3, ainsi que d'autres sons provenant de la valve tricuspide.
- Région Aortique : entre le deuxième et le troisième espace inter costal. Les Sons proviennent de la valve aortique, s'entendent mieux à cet endroit.
- Région pulmonaire : symétrique par rapport à la région aortique entre le deuxième espace et le troisième espace inter costal gauche. Depuis S2 est causé par la fermeture des deux valves semi-lunaires, ce son est aussi entendu mieux à cet endroit, ainsi que des murmures provenant de la valve pulmonaire.



*Figure 14 : Régions traditionnelles de l'auscultation*

Au cours de l'auscultation, le médecin doit écouter sur les différentes zones d'auscultation, d'abord avec le diaphragme, puis avec la capsule. Le médecin doit être sûr d'écouter à travers plusieurs cycles cardiaques pour lui permettre suffisamment de temps pour orienter les sons et entendre toutes les modifications subtiles. Le médecin doit chercher à établir un modèle et suivre méthodiquement chaque durée d'auscultation effectuée.

## **V. Le stéthoscope**

Le stéthoscope (stethos : poitrine, Skopine : voir) est l'instrument nécessaire de l'auscultation. Il est formé par une pièce terminale comportant deux faces. L'une est équipée d'un diaphragme et l'autre d'une capsule : la pièce terminale est reliée par des tubulures à des embouts auriculaires (Figure 15). La capsule du stéthoscope doit permettre la transmission des sons de basses fréquence (20-100 Hz) et le diaphragme, celle des sons de hautes fréquences (100-1000 Hz) [11].



*Figure 15 : Le stéthoscope*

## **A. Anatomie d'un stéthoscope**

### *Les embouts*

Ce sont les parties qui vont se loger au niveau du pavillon auditif de l'utilisateur. Souples (plus confortables) ou rigides, ils sont généralement amovibles soit par un système de clips, soit avec un pas de vis. Cette caractéristique permet de respecter des règles élémentaires d'hygiène (changement d'embout entre utilisateurs, nettoyage), mais également de choisir la taille la plus adaptée à l'anatomie. Différentes tailles sont en effet souvent disponibles. Il est important d'utiliser des embouts de qualité et adaptés, dans la mesure où l'étanchéité du montage présume de la qualité d'écoute des bruits.

### *Les tubes auriculaires*

Les embouts sont vissés ou éclipsés sur cette partie métallique rigide et non déformable. Elle fait le lien entre les embouts et la tubulure souple. Les tubes sont solidarisés par un ressort de tension qui permet de régler l'écartement de ces derniers afin de l'adapter au mieux à l'utilisateur. On peut ainsi les croiser pour resserrer l'écart entre les embouts ou au contraire les écarter afin d'améliorer le confort.

Les stéthoscopes doubles pavillon ont un côté cloche et un côté membrane Les embouts, les tubes auriculaires et le ressort de tension sont les éléments qui constituent ce que l'on appelle la lyre du stéthoscope. Cette partie ressemble effectivement à l'instrument de musique du même nom.

### *La tubulure*

Entre la lyre et le pavillon se trouve un tube souple généralement en PVC (on évite le latex en raison des risques allergiques). Sur les stéthoscopes de qualité, cette tubulure est double.

C'est à dire que dans le même tuyau, on trouvera deux conduits distincts (un pour chaque oreille) qui procurent une meilleure qualité d'écoute.

### *La base*

C'est le lien entre le pavillon et la tubulure. Cette partie rigide, tout comme les tubes permet sur certains modèles de choisir entre une écoute à la cloche ou à la membrane du pavillon.

### *Le pavillon*

Même si toutes les parties d'un stéthoscope sont importantes, celle-ci est probablement la plus sensible. C'est la qualité du pavillon et de ses parties amovibles (les membranes) qui font en grande partie la qualité d'écoute des bruits. Le pavillon peut être simple sur les modèles les plus basiques ou double lorsqu'il y a également une cloche. Le côté membrane permet d'écouter les bruits à haute fréquence (bruits vésicatoires par exemple) et le côté cloche les bruits à basse fréquence (certains bruits cardiaques). [12]

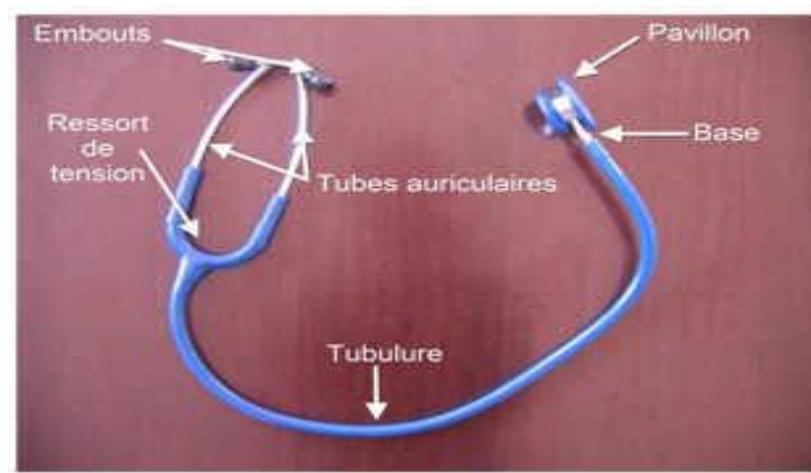


Figure 16 : Anatomie d'un stéthoscope

Les stéthoscopes électroniques proposent des modes d'auscultation similaires aux appareils traditionnels, mais avec des systèmes d'amélioration et de filtration des sons. L'amplification est meilleure, les bruits ambiants sont filtrés et parasitent ainsi moins l'écoute. Ce système de filtre permet également d'isoler des sons spécifiques (certains bruits cardiaques) ce qui facilite les investigations du thérapeute. Ils disposent également d'un écran LCD qui affiche diverses informations. Par exemple, la fréquence cardiaque. Une fonction de réduction de vitesse de restitution permet de mieux décomposer les sons rapides. Par exemple les cycles cardiaques en pédiatrie. Leur forme est classique, mais leur utilisation est assez peu répandue. Leur coût

très élevé limite leur succès commercial et les réserve à un usage spécialisé [12].



*Figure 17 : Les stéthoscopes électroniques*

## **VI. Conclusion**

Dans ce chapitre, on a présenté le fonctionnement général du système cardiovasculaire ainsi que le fonctionnement du système électrique du cœur humain. On a présenté aussi une description détaillée sur la phonocardiographie, et les différentes caractéristiques des sons et des souffles cardiaques.

## Chapitre 3 : Différentes méthodes qui existent pour l'analyse du signal phonocardiogramme

### I. Introduction

Après avoir vu l'anatomie du cœur et sa physiologie plus son fonctionnement électrique et les différents sons qu'il contient, nous allons voir dans ce chapitre différentes méthodes qui existent pour son analyse.

#### I. La transformée en ondelettes rapide

L'approximation à la  $m + 1$  échelle est donnée par l'équation 1

$$S_{m+1,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Phi_{m+1,n}(t) dt \quad (1)$$

En remplaçant 1, on obtient :

$$S_{m+1,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \left[ \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \Phi_{m,2n+k}(t) \right] dt \quad (2)$$

Pour une meilleure illustration, en réarrangeant les termes qu'elle produit :

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \left[ \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Phi_{m,2n+k}(t) dt \right] \quad (3)$$

et enfin le coefficient d'approximation  $S_{m,2n+k}$  pour chaque  $k$ , on obtient:

$$T_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} S_{m,k} \quad (4)$$

De la même manière, nous obtenons les coefficients de détail d'ondelettes :

$$T_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} S_{m,k} \quad (5)$$

Par conséquent, les équations 4 et 5 forment l'algorithme de décomposition multi-résolution.

### 1. Le choix de la fonction optimale d'ondelettes pour l'analyse des PGC

Chaque application qui nécessite l'aide d'une transformée en ondelettes nécessite l'adaptation ou la conclusion d'un certain type de fonction ondelettes. Le premier critère est défini par le coefficient de corrélation entre la fonction ondelette et le signal analysé. Malheureusement, la forme de la fonction d'ondelettes corrélée est capable d'indiquer que la famille de fonctions ondelettes, mais ne donne aucune indication sur le nombre des coefficients d'ondelettes. Pour calculer le nombre de coefficients nécessaires, nous avons utilisé la boîte à outils ondelettes du programme Matlab. Le signal de PCG est décomposé en conséquence l'algorithme représenté sur la figure 18 :

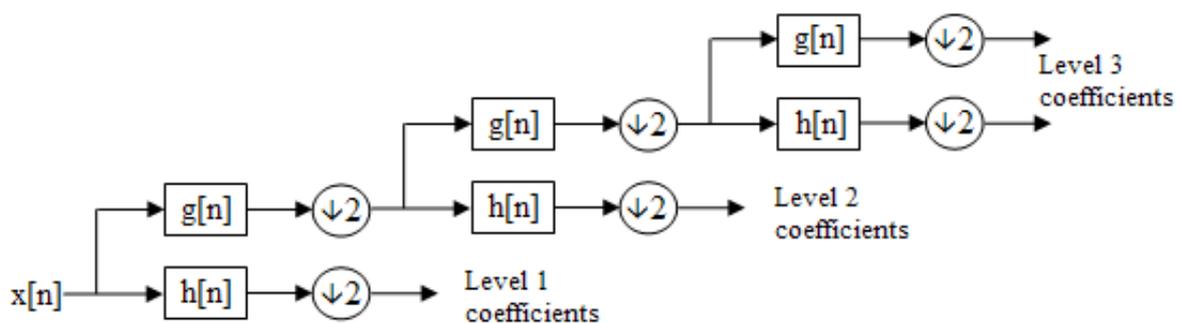


Figure 18 : Algorithme de décomposition 1. Trois niveaux

Un critère clé pour déterminer le type de fonction ondelettes consiste à évaluer l'erreur de reconstruction globale, pour le type donné de signaux qui apparaissent dans l'application. Donc, l'évaluation doit être faite pour la reconstruction du signal à l'extrême en termes de contenu spectral. On a imposé cette condition pour l'algorithme de décomposition d'utiliser un nombre minimum de coefficients, afin d'optimiser le temps de calcul de convolution. Par conséquent, l'évaluation de l'erreur de reconstruction se fait en utilisant les fonctions de la boîte à outils Matlab qui sont représentées ci-dessous [13].

```

load Normal; %Load file

s=Normal(1:32768),

[C,L]=wavedec(s,3,'db2');

A3=wrcoef('a',C,L,'db2',3) %Computing the decomposition of level 3

D1 =wrcoef('ci',C, L'd b2', 1);

D2=wrcoef('d',C,L,'db2',2);

D3=wrcoef('d',C,L,'db2',3);

sig=A3+D3+D2+D1; %Reconstruction from signal parts

err=max(abs(s-sig)); %Error computation

```

Après le calcul de la fonction d'ondelette, nous avons testé la validité de la sélection en prenant toutes les composantes de détail du signal reconstruit et le calcul de l'erreur de reconstruction. L'objectif était de trouver une erreur maximale donc la sensibilité maximale de la fonction ondelettes au signal d'entrée donné. Les tableaux présentent des erreurs calculées globales qui doivent être le plus bas possible et l'erreur d'extraction composant qui doit indiquer la sensibilité la plus élevée des fonctions ondelettes.

Ces deux conditions sont remplies par la fonction db2 Daubeschies. Il semblait que cette fonction ne répond très bien au signal de PCG qui est un type fortement polynomial en raison de la présence massive de signaux arbitraires souffle cardiaque. En raison de la convention Matlab la fonction db2 ondelettes est mathématiquement définie par quatre coefficients qui sont calculés en utilisant les conditions orthogonale le long d'une condition spéciale imposée qui donne la douceur des fonctions Daubeschies.

Les fonctions famille Daubeschies joue un rôle important dans l'analyse du signal, car il est le plus souvent utilisé pour briser les signaux en composantes de sous-bande. Par conséquent, l'utilisation de la fonction DB4 nécessite le calcul des coefficients de mise à l'échelle.

L'équation de mise à l'échelle d'une fonction ondelette ayant quatre coefficients est donnée par l'équation (6) : [14]

$$\Phi(t) = c_0\Phi(2t) + c_1\Phi(2t-1) + c_2\Phi(2t-2) + c_3\Phi(2t-3) \quad (6)$$

Et l'équation de la fonction ondelette est la suivante :

$$\psi(t) = c_0\psi(2t) - c_1\psi(2t-1) + c_2\psi(2t-2) - c_3\psi(2t-3) \quad (7)$$

Prof. Ingrid Daubechies a imposé une condition supplémentaire relative à la régularité de la fonction ondelette qui est donnée par l'équation 8 :

$$\sum_{k=0}^{N_k-1} (-1)^k c_k k^m = 0 \quad (8)$$

Pour  $m \in \mathbb{Z}, m = 1, 2, 3, \dots, N_k / 2 - 1$

Cela signifie que la fonction d'ondelettes peut supprimer ou montrer des parties du signal qui sont la structure polynomiale jusqu'à  $N_k/2-1$  qualité, ou mieux mettre les parties de signal qui ont un comportement polynôme. Enfin, en résolvant le système d'équations indiquées sur la figure 3, on obtient les solutions du tableau 1 :

	$c_0$	$c_1$	$c_2$	$c_3$
$\Phi(t)$	$\frac{1+\sqrt{3}}{4}$ 0.6830	$\frac{3+\sqrt{3}}{4}$ 1.1830	$\frac{3-\sqrt{3}}{4}$ 0.3170	$\frac{1-\sqrt{3}}{4}$ -0.1830
$\Phi(-t)$	$\frac{1-\sqrt{3}}{4}$ -0.1830	$\frac{3-\sqrt{3}}{4}$ 0.3170	$\frac{3+\sqrt{3}}{4}$ 1.1830	$\frac{1+\sqrt{3}}{4}$ 0.6830

Tableau 1. Les coefficients de la fonction ondelette

Par conséquent, dans le cas de Daubechies multi résolution algorithme, on obtient:

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} (c_0 S_{m,2n} + c_1 S_{m,2n+1} + c_2 S_{m,2n+2} + c_3 S_{m,2n+3}) \quad (9)$$

En remplaçant les coefficients calculés, nous obtenons la forme finale :

$$S_{m+1,n} = 0.483 \cdot S_{m,2n} + 0.837 \cdot S_{m,2n+1} + 0.224 \cdot S_{m,2n+2} - 0.129 \cdot S_{m,2n+3} \quad (10)$$

De la même façon en remplaçant

$$b_k = (-1)^k c_{N_k-1-k}$$

Et aussi les coefficients calculés dans l'équation 5, il donne :

$$T_{m+1,n} = -0.129 \cdot S_{m,2n} - 0.224 \cdot S_{m,2n+1} + 0.837 \cdot S_{m,2n+2} - 0.483 \cdot S_{m,2n+3} \quad (11)$$

Les équations 9 et 10 sont utilisées pour calculer la décomposition multi résolution partielle jusqu'au niveau sept, qui est utilisé dans la caractérisation des signaux PCG. La transformée en ondelettes se fait en utilisant Daubeschies 4 coefficients ainsi que le signal décimation par deux. Un autre avantage de l'utilisation de la transformée en ondelettes est due l'effet de filtrage qui réduit la largeur de bande du signal.

## II. La représentation temps-fréquence des signaux PCG

Une situation commune qui se produit dans l'analyse des signaux PCG est que les domaines de spectres de fréquences du signal sont presque identiques, mais la répartition temporelle des composantes spectrales est totalement différent. Pour cette raison, l'analyse de fréquence nécessite une approche différente des méthodes traditionnelles. Le principal paramètre qui conduit à la différenciation des deux signaux est la distribution d'énergie dans le domaine temporel, qui est bien mis en évidence par la relation de Parseval donnée dans l'équation 12:

$$\sum_{i=0}^{N-1} x[i]^2 = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N/2} \text{Mag}X[k]^2 \quad (12)$$

Donc, la meilleure approche est une analyse non-stationnaire de propriétés de signal couplées à un type de représentation timefrequency. Représentation ondelette est faite dans le domaine temps-fréquence par opposition à l'analyse de Fourier ne sera efficace que dans la représentation de domaine de fréquence. Le support compact offert par la transformée en ondelettes permet l'analyse par l'espace et le caractère oscillant d'un signal. Ce type d'analyse est le mieux adapté pour non-stationnaire type de signal. Bien qu'apparemment signaux PCG est caractérisé par une périodicité temporelle de l'activité cardiaque, les composantes de haute fréquence du spectre du signal sont fortement marquées par le bruit acoustique qui est créé par le flux sanguin à travers les vaisseaux et les valves cardiaques. la représentation d'ondelette d'une fonction est caractérisée par la propriété multi-résolution qui signifie qu'elle peut être décomposée en plusieurs échelles. En effectuant la transformée en ondelettes d'un signal il en résulte un signal considérablement la taille du vecteur diminue en raison de la décimation par 2, à chaque niveau de transformation. Cela est essentiel comme une bonne compression de signal pour stocker la transformée en une faible quantité de mémoire disponible et ayant des ressources qui est spécifique au type intégré de micro-ordinateurs limitée. Les progiciels de simulation de l'environnement de programmation Matlab, propose une large gamme de fonctions en tant que représentation de l'analyse temps-fréquence, mais leur exportation est généralement possible seulement au niveau graphique. La conception correcte de l'algorithme de scalogramme temps-fréquence nécessite une étude plus détaillée de la façon dont l'inversion du spectre se produit à la décimation par deux du filtre passe-haut ondelettes. Identifier les domaines dans lesquels l'inversion du spectre de fréquence se produit peut être fait par la représentation de paquets d'ondelettes à plusieurs niveaux. On peut observer l'algorithme d'inversion se produit alors. Scalogramme décomposition temps-fréquence est en fait une analyse globale multi-résolution, de sorte que la représentation temps-fréquence scalogramme nécessite la remise en ordre correct des champs du spectre entraîné. Donc, on peut voir comment les champs du spectre des résultats de filtrage G (passe-haut), suite à la

décimation par 2 produit une inversion spectrale. Nous pouvons voir un autre phénomène intéressant dans la dernière décomposition, où l'ordre d'apparition des domaines de fréquence suit un modèle similaire au code Gray [15]. Gamme spectrale que la commande de fréquence naturelle se fait par l'interprétation des résultats initiaux de permutations qui sont écrites en binaire 000, 001, 011, 010, 110, 111, 101, 100.

Un dispositif médical autonome utilise un écran couleur graphique, montrant un scalogramme de temps fréquence à la suite de multiples ondelettes transforme, est un problème très complexe. Pour résoudre la mise en œuvre d'un microcontrôleur, les problèmes spécifiques associés à la représentation temps-fréquence ont des étapes suivantes :

Une Échelle correcte des résultats calculés des résolutions multiples transformées en ondelettes des deux coordonnées x, y.

b. Calcul du coefficient de puissance moyenne des échantillons entartrage.

c. La construction du plan temps-fréquence en allouant les adresses de mémoire appropriés pour chaque niveau de décomposition.

correction de l'ordre naturel de la représentation de la fréquence. Du fait de la décimation par deux à chaque niveau de la décomposition dans le domaine fréquentiel filtré apparaît dans le miroir.

e. Réglage des valeurs d'énergie calculées aux couleurs RVB équivalentes.

f. Conversion des données de la mémoire allouée représentation temps-fréquence à un fichier de type bxp. Nous avons attribué ce type de fichier graphique pour l'affichage de DEM128160. Le programme de conversion graphique entre les fichiers bmp et les fichiers de BXP ont été effectuées en utilisant la bibliothèque graphique du + programme Embarcadero C +.

Le plan temps-fréquence est utilisé pour décrire la façon dont l'énergie de signal est répartie le long du signal. Le scalogramme temps-fréquence est en fait une décomposition complète lors de l'analyse multi-résolution, de sorte que la représentation adéquate exige réorganisant le domaine du spectre donné. Zones spectrales ordonnant en suivant la fréquence naturelle, se fait par l'interprétation des résultats initiaux de permutations qui

sont écrites en binaire 000, 001, 011, 010, 110, 111, 101, 100. Le nouvel ordre de fréquence suit un code de Gray modèle. On peut noter que Gray permutations de type de propriété est en train de changer un seul bit pour passer d'une valeur à une autre. Le calcul du plan temps-fréquence nécessite réitérant la transformée en ondelettes des routines pour 254 fois. Les numéros des échantillons du signal d'origine sont en baisse à la moitié après chaque transformation. Par conséquent, le montant total des opérations nécessaires sont  $32768 * 7 = 229376$  instructions MAC. Au niveau du micro-contrôleur dsPIC30F6012 la durée totale de calcul est d'environ 0,96 secondes. L'affichage du scalogramme nécessite la construction d'un algorithme spécial qui est capable de calculer les adresses attribuées à chaque pixel. L'adresse du premier pixel est programmée pour le coin supérieur gauche. Cette position d'adresse de référence est pratique pour l'affichage graphique standard et alphanumérique jeu de caractères mise en œuvre. Dans le cas du scalogramme le mode d'affichage standard change les adresses sur l'axe vertical en calculant le gris mode entrelacé de code d'adressage utilisé pour corriger la distribution spectrale. Pour une représentation continue dans toute la gamme spectrale 62-800Hz complète, seuls les écrans de l'algorithme des bandes spectrales trouvées dans la décomposition du niveau 7.

Après la décomposition totale de la résolution de fréquence obtenue est donnée par l'équation 13:

$$\Delta f = \frac{\Delta f_{Band}}{nr[INDEX_{dec}]} = \frac{800 - 62}{128} = 5.76Hz \quad (13)$$

L'ajout d'un autre niveau de décomposition, augmente la résolution de fréquence en augmentant le nombre de bandes, mais aussi il se produit une résolution temporelle inférieure en réduisant le nombre d'échantillons. Ceci est une conséquence du principe selon lequel stipule qu'une représentation temps-fréquence a une limitation intrinsèque, en tant que produit dans le temps et la résolution de fréquence est limitée par le principe d'incertitude de Heisenberg qui exprime l'équation 14:

$$\Delta t \cdot \Delta f > \frac{1}{2} \quad (14)$$

Où  $\Delta t$  et  $\Delta f$  sont donnés par les équations 15 et 16:

$$\Delta t = \sqrt{\frac{\int t^2 |\psi(t)|^2 dt}{\int |\psi(t)|^2 dt}} \quad (15)$$

$$\Delta f = \sqrt{\frac{\int \omega^2 |\Psi(\omega)|^2 d\omega}{\int |\Psi(\omega)|^2 d\omega}} \quad (16)$$

Où

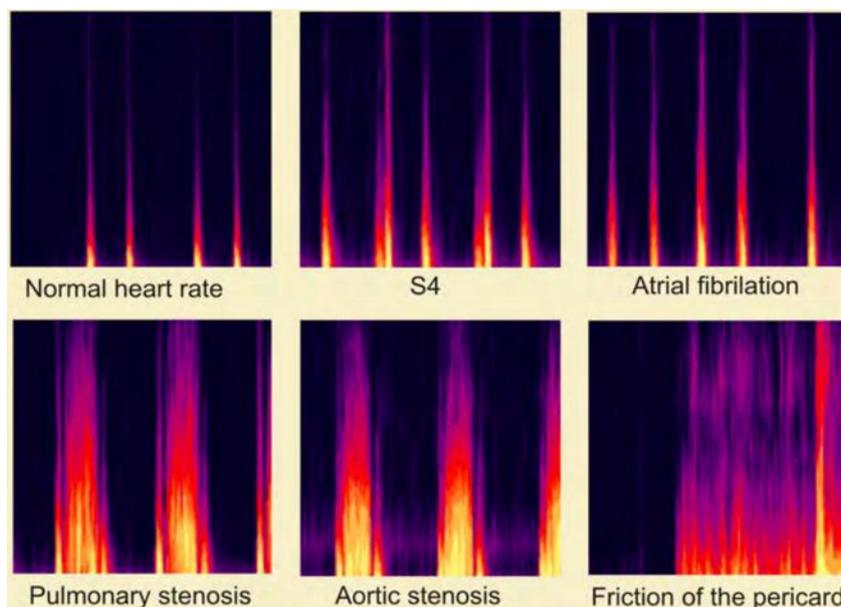
$\Psi(\omega)$

Est la transformée de Fourier de la fonction d'ondelette de base

$\psi(\omega)$

Sur la figure 17, il est montré quelques scalogrammes temps-fréquence obtenus à l'aide de l'algorithme multirésolution.

Sur la figure 17, il est montré quelques scalogrammes temps-fréquence obtenus à l'aide de l'algorithme multi résolution.



### **III.L'entropie multirate Shannon dans le calcul de la distance euclidienne du PCG pathologie**

En théorie de l'information, l'entropie est une mesure de l'incertitude associée à une variable aléatoire. Dans ce contexte, le terme se réfère généralement à l'entropie de Shannon, qui quantifie la valeur attendue de l'information contenue dans un message, habituellement dans des unités telles que bits.

Équivalamment, l'entropie de Shannon est une mesure de la teneur de l'information moyenne un manque quand on ne connaît pas la valeur de la variable aléatoire. Dans la transformée en ondelettes théorie de l'entropie de Shannon est la mesure d'une fonction de coût que la quantité de décomposition doit être faite pour obtenir une décomposition complète. Après la décomposition du signal, les itérations de niveau contiennent une signature spécifique étroite reflétée dans le contenu de l'information dans une bande de fréquence spécifique. A la fin de la décomposition du signal est caractérisé par une nombre de coefficients d'entropie de Shannon. La première étape dans la caractérisation des signaux PCG consiste à calculer la décomposition multi-résolution du signal à l'aide de la transformée en ondelettes. Le niveau auquel la décomposition arrête est donnée par l'optimisation est le nombre de calculs et le contenu des informations sur les niveaux d'en dessous d'un certain seuil où il ne paie plus une autre décomposition. La décomposition en ondelettes multi-résolution montre la figure 18 présente un signal de PCG à la pathologie. Ces représentations sont le résultat de simulations réalisées dans le cadre du National Instruments - plateforme LabWindows CVI sans utiliser de logiciels embarqués pour la transformée en ondelettes.

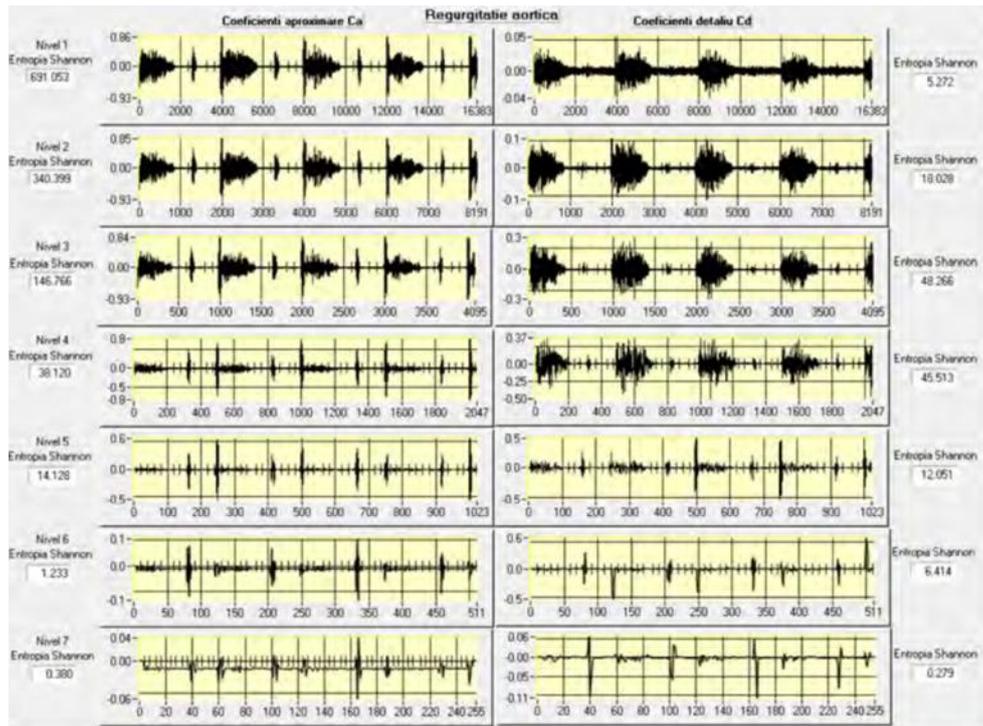


Figure 18 : entropie de Shannon de PCG décomposition du signal

$$W_L(N) = \begin{vmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & \dots & c_{1N} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & \dots & c_{2N/2} & 0 \\ c_{31} & c_{32} & \dots & c_{3N/4} & 0 & 0 \\ c_{41} & c_{42} & \dots & c_{4N/8} & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ c_{L,1} & c_{L,2} & \dots & c_{L,N-2^L} & 0 & 0 \end{vmatrix} \quad (17)$$

Un tel signal peut être représentée et stockée en utilisant seulement 14 en remplaçant les coefficients de chaque ligne dans la matrice avec 2 coefficients obtenus par le calcul de l'entropie de Shannon de chaque niveau individuel de décomposition. Ces deux coefficients sont pris à partir de la figure ci-dessus. Par simulation des algorithmes de calcul directement en langage C, il a été considérablement réduit le temps nécessaire pour mettre en œuvre les programmes de DSP. Pour cette raison, la génération de code pour le microcontrôleur DSP a été utilisé dans un autre compilateur C, mais avec le même code source optimisé pour un niveau de précision différentes. Les erreurs de quantification qui sont inhérents à calculs en virgule flottante ne modifient pas les résultats parce que toutes les évaluations ont été faites

par l'identification que les valeurs minimales de distance euclidienne. La distance euclidienne est calculée en utilisant l'équation 18:

$$d(p_{ij}, q_{ij}) = \sqrt{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (q_{ij} - p_{ij})^2} \quad (18)$$

Les coefficients de signaux sont stockés dans la carte mémoire SD dans des vecteurs spécifiques (adresse) qui représentent la référence de comparaison pour le processus de reconnaissance de la pathologie spécifique. En utilisant les coefficients entropie de Shannon il n'y a pas nécessaire de stocker les signaux de pathologie entiers. Ces coefficients représentent la forme comprimée des signaux de pathologie. Les signaux de pathologie ont donc empreint spectrales spécifiques qui sont utilisés pour calculer la distance euclidienne entre les vecteurs de référence stockés et le signal en cours d'analyse. En utilisant la transformée en ondelettes dans l'analyse des signaux PCG, il est possible de compresser et de conserver toutes les caractéristiques temps-fréquence des signaux. D'autre part, soit le temps d'analyse domaine ou domaine fréquentiel ne décrit pas entièrement la nature du signal non-stationnaire. Un signal PCG pathologique est dominé par les composantes haute fréquence ainsi que les basses fréquences des impulsions de type S. La méthode de caractérisation statistique est utilisable seulement pour une classification de signal primaire. Une GPP caractérisation précise du signal effectué dans le but de reconnaître la pathologie est possible que si un signal de référence est en fait par rapport au signal totalement ou partiellement acquise. Le contenu de fréquence dans l'onde à niveaux multiples peut transformer ainsi être évalué par le contenu d'informations de chaque niveau défini par l'entropie de Shannon, qui est présentée dans l'équation suivante :

$$S = -\sum_{i=0}^N x_i^2 \log(x_i^2) \quad (19)$$

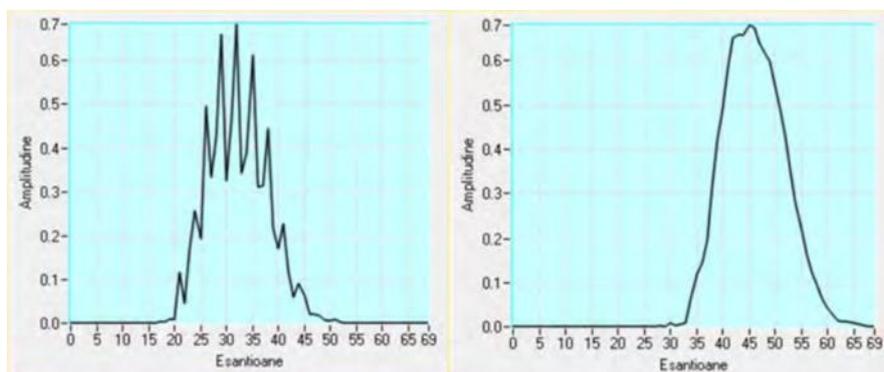
L'estimation de l'enveloppe des signaux comme une caractérisation finale est une tâche difficile qui implique des ressources de calcul intensif. Par conséquent, l'algorithme a été conçu pour être mis en œuvre sur un dispositif utilisant le moteur de DSP pour le traitement du signal.

#### IV. Calcul de l'enveloppe des signaux PCG

Transformée de Hilbert est un procédé qui est capable d'extraire l'enveloppe précise d'un signal donné. La génération d'un signal dans le domaine complexe et déphasés de 90 degrés par rapport au signal réel fournit une série de traitements numériques telles que la modulation en quadrature et de démodulation de signaux, et la mise en œuvre des systèmes de commande automatique de gain. Le temps et la représentation de fréquence montre comment la transformée de Hilbert signal cosinus composante spectrale tourne avec -j et la composante négative de + j. Une propriété importante de la transformée de Hilbert est qu'il est un système théorique avec une réponse en fréquence de grandeur et une phase égale à 90 ° pour toutes les fréquences. Cela signifie qu'un signal passant à travers un système de Hilbert sera pondéré par deux l'amplitude et de la phase sera modifiée par un quart de la période T. Si  $x_r$  signal réel (t) est modulé en amplitude, l'enveloppe du signal modulé est qu'il contient l'information utile. Donc, l'enveloppe instantanée E(t) devient :

$$E(t) = |x_c(t)| = \sqrt{x_r(t)^2 + x_i(t)^2} \quad (20)$$

L'équation ci-dessus est l'enveloppe du signal de modulateur et est utilisé pour calculer aussi l'enveloppe du signal de PCG. Démodulation du signal traditionnel de signal modulé en amplitude se compose de rectification préalablement le signal en élevant au carré et l'application d'un filtre passe-bas pour le lissage de la fréquence porteuse. Ce type de démodulation a été testé pour l'enveloppe du signal PCG mais une comparaison montre que l'ondulation de tension obtenue par transformée de Hilbert est clairement en faveur. L'ondulation du filtre pour les deux méthodes est représenté dans la figure 19:



a

b

Figure 19 : tension d'ondulation (a) la quadrature procédée de transformation (b) Hilbert

En termes de nombre de calculs requis, la transformée de Hilbert méthode est plus rapide parce qu'elle implique l'aide d'un filtre avec un nombre inférieur de coefficients. Mises-en œuvre de la transformée de Hilbert comprend de calcul de la réponse impulsionnelle d'un système considéré linéaire. Alors que pour le signal arbitraire :

$$h(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_s/2}^{\omega_s/2} H(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_s/2}^0 j e^{j\omega t} d\omega + \frac{1}{2\pi} \int_0^{\omega_s/2} -e^{j\omega t} d\omega \quad (20)$$

$$= \frac{1}{2\pi t} \left( e^{j0} - e^{-j\omega_s t/2} - e^{-j\omega_s t/2} + e^{j0} \right) = \frac{1}{\pi t} \left[ 1 - \cos(\omega_s / 2) \right] \quad (21)$$

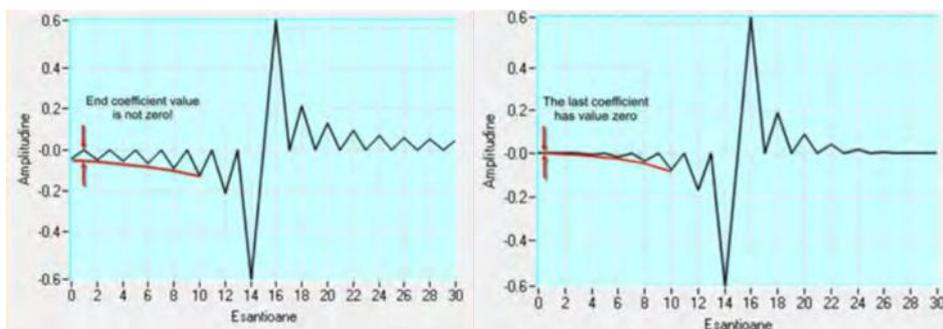
Pour un signal discret le résultat ci-dessus doit être adaptée, donc la forme finale est donnée par l'équation 22:

$$h(n) = \frac{f_s}{\pi n} \left[ 1 - \cos(\pi n) \right] \quad (22)$$

Pour  $n \neq 0$ ,  $[h(n)=0, \text{Pentru } n=0]$  où

$n$  est l'indice de domaine temporel,  $f_s$  est la fréquence d'échantillonnage dans les échantillons / seconde

La réponse impulsionnelle de la transformée de Hilbert est représenté sur la figure 20 :



a

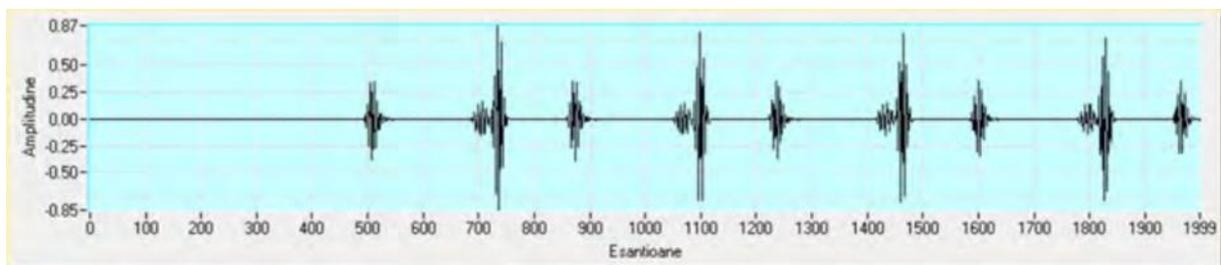
b

Figure 20 : (a) Réponse impulsionnelle de la transformée de Hilbert (b) à l'aide d'une fenêtre de Blackman

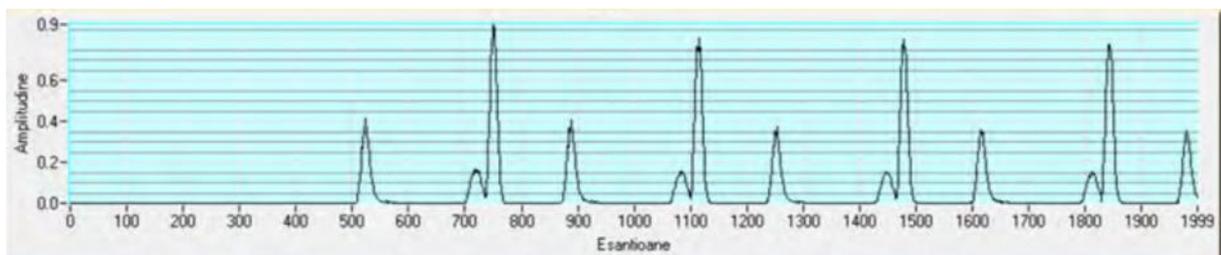
Il est possible d'utiliser une enveloppe de signal dans le processus du signal PCG d'évaluation parce que l'algorithme ne se soucie pas du spectre de fréquences du signal original. Le spectre de fréquence du signal a déjà été évalué de manière probabiliste par l'entropie de Shannon. La transformée de Hilbert est un logiciel mis en œuvre par le calcul des coefficients de filtrage en utilisant la réponse impulsionnelle finie de la transformation.

Par conséquent, les coefficients FIR sont calculés en remplaçant l'indice de  $n$  dans l'équation ci-dessus. Le choix d'un nombre impair de coefficients est un critère essentiel en raison de la prise centrale de l'état de phase de signal. Pour améliorer la réponse basse fréquence de la transformée de Hilbert, nous avons utilisé une fenêtre Blackman supplémentaire. La transformée de Hilbert mise en œuvre est représenté dans la figure 19 :

Les résultats en utilisant la transformée de Hilbert sont présentés dans la figure 20. On peut observer l'enveloppe presque parfaite d'un signal ayant un spectre de fréquences au-dessous de l'enveloppe complexe détectée. La transformée de Hilbert n'a aucune influence sur la valeur de crête du signal qui est une caractéristique importante de la procédure d'extraction d'enveloppe.



a



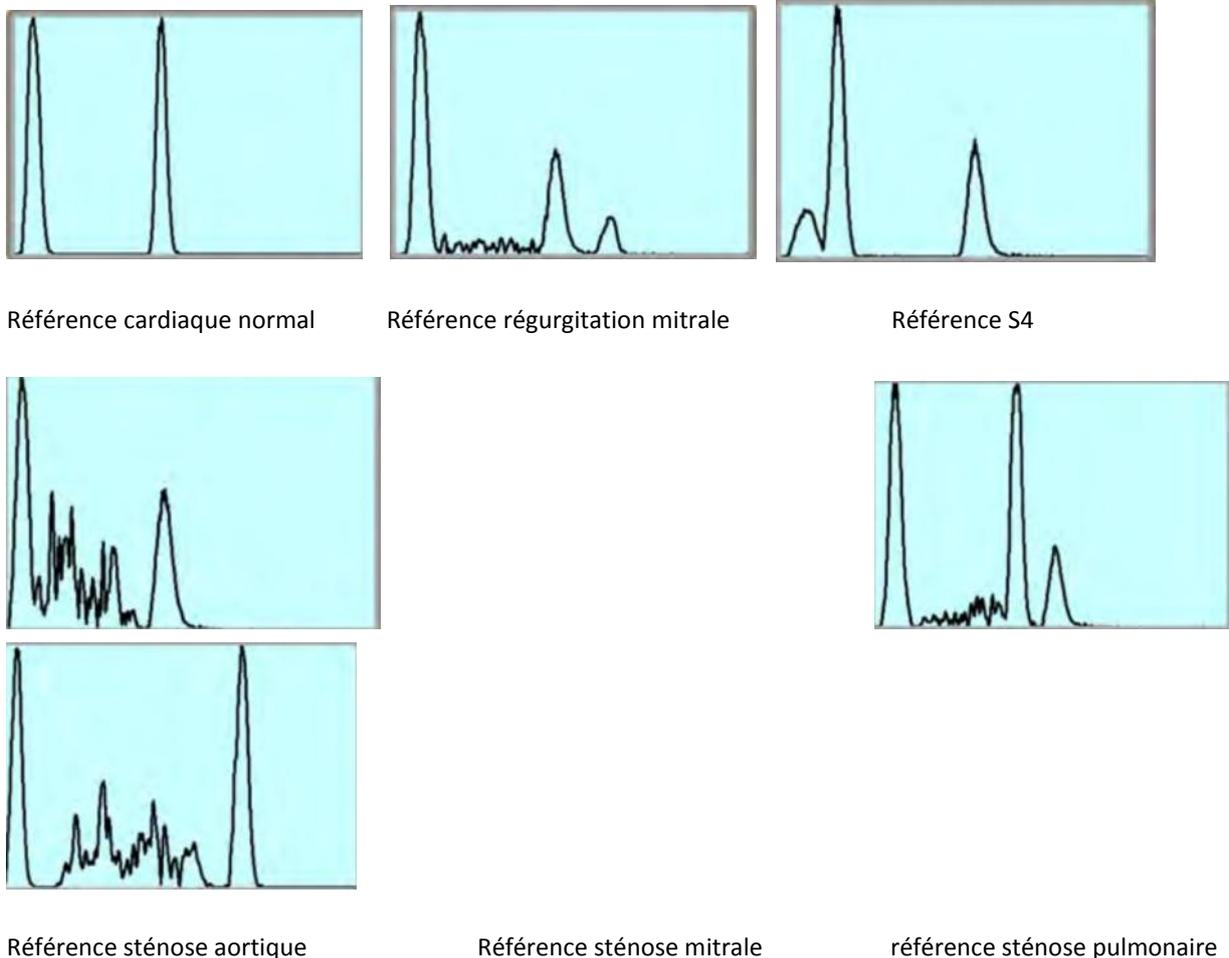
b

Figure 21 : détection de l'enveloppe du signal PCG

En raison de la structure complexe du signal PCG, qui est caractérisé par la présence d'un grand nombre de valeurs de crête distribuées, il est nécessaire d'introduire des informations supplémentaires sur l'amplitude du signal. Au cours des recherches, nous avons appliqué une nouvelle méthode pour analyser le signal PCG en introduisant un montant supplémentaire de coordonnées au vecteur de signal.

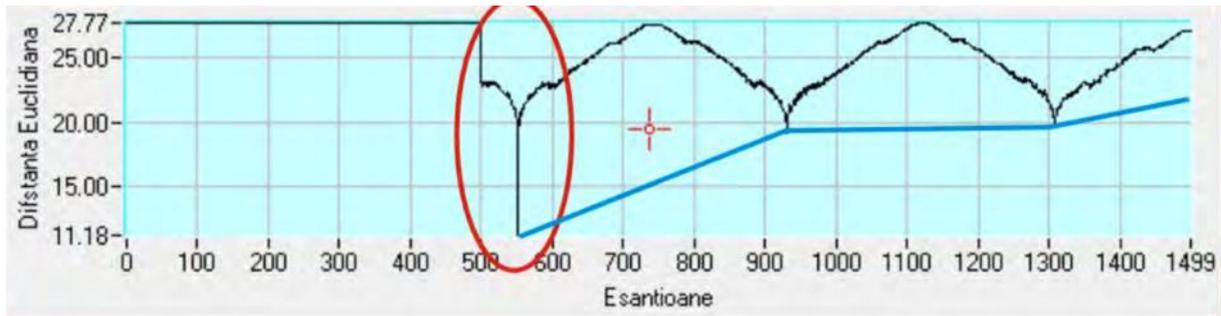
L'idée est que nous sommes passés à l'analyse à deux dimensions similaires à la reconnaissance des formes situés dans une image [16]. Ainsi, les points définis en termes de valeurs mesurées  $XOY$  introduisent une deuxième dimension du signal et peuvent donc être interprétés comme une image. Réduire le nombre de calculs nécessaires à l'échelle le vecteur d'amplitude  $x [t]$  pour un certain nombre de points (pixels). Ce type d'images entraîné peut être traité en utilisant des méthodes de traitement d'image avancées. Sur une analyse plus poussée, il est une caractéristique importante qui permet de limiter une des coordonnées du vecteur  $w [y] [x]$ . On peut observer que les deux signaux intervenant dans l'algorithme sont mis à l'échelle pour le même nombre de valeurs sur la coordonnée  $Y$ , ce qui donne une vitesse de calcul sensiblement plus élevée. Cela a été imposée parce que simple convolution du signal de référence avec le signal analysé afin d'obtenir la corrélation de la pathologie est pas efficace. La solution au problème est de convertir le vecteur de signal unidimensionnel à un vecteur bidimensionnel qui, à la fin représente une image graphique du signal PCG [17]. La conversion commence avec la division de l'échantillon d'amplitude à un nombre donné de pixels verticaux souhaités. Si la valeur est calculée dans le domaine, il sera remplacé par la valeur de 1, ou si la valeur se situe en dehors du domaine, il devient nul. Le processus de conversion de signal est représenté sur la figure 21. En allongeant la méthode, il est possible de donner une amplitude différente pour différents segments d'image en insérant des valeurs différentes au lieu de celles. Il en résulte que l'image fonctionne comme une image ayant une nouvelle coordonnée  $z$ . La méthode modifiée rend possible la transformation de la détection d'une pathologie absolue à un type probable de détection qui est utile pour la classification de la pathologie primaire. De cette façon, l'image du signal principal responsable de l'enveloppe est traitée en utilisant des algorithmes classiques de traitement de l'image. L'extraction des références de signaux PCG est fait en utilisant un programme conçu sur mesure qui est entièrement interactif et fournit le soutien nécessaire à l'archivage des résultats. Tous les vecteurs de référence extraites sont stockés

dans la carte SD d'un appareil portatif. La quantité de mémoire nécessaire pour stocker une image de référence ne dépasse pas 2 Ko. Quelques images de référence sont présentés dans la figure 22 :



*Figure 22 : PCG signaux images de référence*

L'images de référence de pathologie ont été extraites des signaux réels et montre combien il est facile d'identifier la pathologie d'origine. Les signaux obtenus ne ressemblent aux signaux ECG bien connus. Tous les bruits sous l'enveloppe des signaux ont été éliminés pour une meilleure exploration de la pathologie. En calculant la distance euclidienne afin d'évaluer la corrélation entre ces signaux de référence et les signaux analysés, enfin nous avons eu un match presque parfait qui est montré dans la figure 23 :



*Figure 23 : corrélations parfaites de deux signaux PCG*

La construction de l'algorithme ci-dessus est atteinte grâce à une très simple routine de calcul qui consiste seulement quelques lignes de programme. Signaux de référence ont été rééchelonnées à 1Volt pour un total de 50 points. Le nombre d'axe x de points reste inchangé par rapport au signal original et allouée dynamiquement entre 100 et maximum 350 points.

Dans ces conditions, l'image de référence est représentée dans une matrice de 50x350 points. Pour tester l'algorithme de reconnaissance, la routine utilise générées par ordinateur des pixels de l'image sans paramètre d'intensité (Z pixel a la valeur 1), et par conséquent, aucune interpolation d'un nombre minimal de points. Le plus faible nombre de points (42) est contenu par la référence du rythme cardiaque normal. De manière analogue à la procédure pour le signal de référence, on applique la même procédure ci-dessus pour le signal analysé. En tant que méthode de reconnaissance de modèle, nous avons utilisé le calcul de la distance euclidienne entre le signal analysé et les références mémorisées.

## V. Conclusion

Après la présentation u signal PCG dans le deuxième chapitre, nous avons présenté dans ce chapitre les différentes méthodes pour l'analyse des signaux PCG et quelle méthode utilisée pour quel type de signal.

## Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons présenté l'anatomie du cœur dans le premier chapitre, ensuite nous avons vus les physiologies de ce dernier, pour ensuite entamer la compréhension du signal phono cardiogramme, les souffles qui le constitue et le plus important quelques méthodes utilisés pour l'analyse de ce signal pour un éventuel diagnostic.

## References

- [1] [http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio\\_1/site/html/2.html](http://campus.cerimes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio_1/site/html/2.html)
- [2] C.visagie«Screening for abnormal heart sounds and murmurs by implementing Neural Networks», university of Stellenbosch, South Africa 2007.
- [3] Obaidat.M«Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison», Journal of Medical Engineering Technology, vol.17, pp.221-227, 1993.
- [4] Seyedeh Zahra Fatemian«A Wavelet-based Approach to Electrocardiogram (ECG) and Phonocardiogram (PCG) Subject Recognition»,University of Toronto 2009.
- [5] S. M. Debbal and F. Bereksi-Reguig«Analysis of the second heart sound using continuous wavelet transform» Journal of Medical Engineering & Technology, Volume 28, Number 4, (July/August 2004), pages 151–156.
- [6] S.M.Debbal«Analyse du signal phonocardiogramme par application des transformées d'ondelettes » Thèse de doctorat d'état.Faculté des sciences de l'ingénieur, Département d'électronique, Université AboubekrBelkaid Tlemcen Juillet 2004.
- [7] A. K. Abbas and R. Bassam, «Phonocardiography Signal Processing», Morgan andClaypool, 2009.
- [8] S. M. Debbal and F. Bereksi-Reguig«Heartbeat analysis with the wavelet transform»Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 4, No. 2 (2004) 133–141.
- [9] D BarschdorfF , U Femmer 1, E Trowitzsch«Automatic Phonocardiogram Signal Analysis in Infants based on Wavelet Transforms and Artificial Neural Networks » Computers in Cardiology 1995 IEEE
- [10] Matias Brusco, B.S.E.E. «Development of a PDA-BASED wearable digital phonocardiograph», THESIS presented to the Faculty of the Graduate School of the University of Texas at El Paso, December 2004.
- [11] Tiago Filipe «Integrated Master in Biomedical Engineering »Faculty of Sciences and Technology University of Coimbra 2010
- [12] Danyleong-kong «a software system for real-time cardiac acoustic mapping», THESIS presented to the Faculty of the Graduate Studies and Research, Montreal, Quebec Canada-, 1997.
- [13] Gergely S, Roman M.N. & Ciupa R.V. (2011). Portable PCG signal analyzer, International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology IFMBE Proceedings, Volume 36, Part 2, 140-143, DOI: 10.1007/978-3-642-22586-4\_29.
- [14 ]Gergely S, Roman M.N., Fort C. (2011). Multirate sampling in PCG signal correlation, International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology IFMBE Proceedings,Volume 36, Part 3, 198-201, DOI: 10.1007/978-3-642-22586-4\_43

- [15] A. Jensen & A. la Cour-Harbo (2001). Ripples in mathematics, The discrete wavelet transform, Springer, ISBN: 3-540-41662-5.
- [16] Andrew K.Chan & Steve J.Liu (1998). Wavelet toolware, ISBN 0121745953
- [17] Anke Meyer-Base (2004). Pattern recognition for medical imaging, Elsevier, ISBN:0-12-493290-8
- Axelsson Jan (2006). USB Mass storage, ISBN-13: 978-1-931448-05-5