

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 : GENIE ELECTRIQUE  
Spécialité : électronique biomédical  
Thème

*Segmentation d'un signal Phonocardiogramme  
PCG*

Présenté Par :  
**BELGRABI Faiza**

Devant les jurys composé de :

|                             |     |                          |               |
|-----------------------------|-----|--------------------------|---------------|
| Mr. Benchrif kadour         | MAA | C.U.B.B (Ain Temouchent) | Président     |
| Mme. Bendimrad<br>Mensouria | MAA | C.U.B.B (Ain Temouchent) | Encadrante    |
| Mr. Bengana Abd El<br>Fatih | MAA | C.U.B.B (Ain Temouchent) | Examineur     |
| Mme. Atbi Amina             |     | C.U.B.B (Ain Temouchent) | CO-Encadrante |

*Année universitaire 2014/2015*

Laboratoire : traitement de signal

---

## **Remercîments**

*Ce travail n'aurait pu aboutir à son terme sans la participation de nombreuses personnes, dont je ne pourrais faire ici la liste exhaustive. Je voudrais témoigner ma profonde reconnaissance à tous ceux qui m'ont aidée, soutenue et encouragée.*

*Je tiens tous d'abord à remercier ALLAH tout puissant qui m'a donné la santé, le courage, et la volonté pour réaliser ce modeste travail.*

*Je tiens à exprimer ma sincère gratitude à Mme M.BENDIMRAD et Mme ATBI Amina, qui ont encadré ce travail. Je les remercie pour leur investissement, leurs précieux conseils, leur soutien, et leur confiance.*

*Je remercie vivement Mrs F.BENGANA qui m'a encouragé et m'a consacré son temps pour mon aide, et pour son participation au jury ainsi que Mrs BENCHERIF. Je suis honorée de l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail.*

*Je remercie aussi Mrs Boukli ainsi que Mlle Bakhssiss pour leurs aides, je n'oublierai pas leurs soutient qui m'ont importé.*

*Je souhaite remercier également mes amis, qui ont contribué à faire de ces années de thèse une très belle expérience humaine.*

## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail,*

*A mes chers parents pour leurs patiences et leurs amours,*

*A toute ma famille ‘BELGHARBI’, je leur adresse mes plus chaleureux remerciements, leur soutien moral tout au long de mes études m'a permis de tenir que du bon dans les moments difficiles qu'ils soient certains de toute ma reconnaissance et de tout mon amour.*

*Je ne pourrais pas oublier ma meilleur amie **Bouchra** et ma chère sœur **Hamouni** qui m'ont accompagnée et m'ont soutenue durant cette période. Je leur adresse toute ma reconnaissance pour notre amitié.*

*Et bien sur je n'oublierai pas ma petite sœur **Rihab** et mon petit frère **Benaouda ‘Audika’**, sans oublier toutes mes cousines et cousins, a mes tantes, mes oncles, mes deux grandes mères et a toutes la famille ‘Belhosseine’.*

*Ainsi mes amies, Pour le soutien qu'ils m'ont toujours apporté.*

*A qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance.*

*A tous ce qui m'aime.*

## **RESUME**

Le signal Phonocardiogramme PCG représente l'enregistrement sonore des bruits cardiaques. L'étude de l'hémodynamique intracardiaque permet de comprendre la nature et l'origine de ces bruits cardiaques normaux et pathologique. Les techniques avancées dans la segmentation du signal PCG permettent de mieux caractériser l'activité intracardiaque ainsi que le fonctionnement myocardique des circonstances pathologiques.

Afin de mettre plus en relief la segmentation des signaux PCG en fonction de l'importance de leurs souffles surajoutés, nous avons élaborés un algorithme de détection d'enveloppe qui permet de délimiter les débuts et fins de Hilbert des bruits B1, B2 et des souffles afin de donner une appréciation de leurs durée moyennes.

L'application de la transformée de Hilbert dans la segmentation des bruits, des clicks et des souffles cardiaques à montré son efficacité dans l'étude des clicks et des souffles systoliques et diastoliques des différents signaux PCG.

## **ABSTRACT**

The phonocardiogram PCG signal represents the sound recording of heart sounds. The study of intracardiac hemodynamics allows to understand the nature and origin of these normal and abnormal heart sounds. Technical advances in segmentation signal PCG allow better characterize intracardiac activity and myocardial pathological functioning circumstances.

In order to further highlight the segmentation of PCG signals based on the importance of their superimposed breaths, we developed an envelope detection algorithm to delineate the beginnings and ends of Hilbert noises B1, B2 and breaths to give an assessment of their average length.

Application of the Hilbert transform in the segmentation of sounds, heart murmurs and click to shown efficacy in the study of clicks and systolic and diastolic murmurs different PCG signals.

## **Sommaire :**

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Introduction générale</b>   | <b>1</b>  |
| <b>Chapitre 1 : Le système cardiovasculaire et la phonocardiographie</b> |           |
| <b>1.1 Introduction</b>  | <b>2</b>  |
| <b>1.2 Le système cardiaque</b>  | <b>3</b>  |
| <b>1.2.1 La physiologie du cœur</b>                                      | <b>3</b>  |
| <b>1.2.2 La circulation sanguine</b>                                     | <b>4</b>  |
| <b>1.2.3 Les valves cardiaques</b>                                       | <b>5</b>  |
| <b>1.2.4 Le cycle cardiaque</b>  | <b>7</b>  |
| <b>1.2.5 Phase de cycle cardiaque</b>                                    | <b>8</b>  |
| <b>1.2.5.1 La phase systolique</b>                                       | <b>8</b>  |
| <b>1.2.5.2 La phase diastolique</b>                                      | <b>10</b> |
| <b>1.3 La phonocardiographie</b>   | <b>14</b> |
| <b>1.4 L'électrocardiogramme ECG</b>                                     | <b>22</b> |
| <b>1.5 Auscultation cardiaque</b>  | <b>23</b> |
| <b>1.5.1 Foyers d'auscultation</b>                                       | <b>23</b> |
| <b>1.5.2 Auscultation normale</b>  | <b>17</b> |
| <b>1.5.3 L'auscultation pathologique</b>                                 | <b>26</b> |
| <b>1.5.3.1 Les bruits surajoutés</b>                                     | <b>26</b> |
| <b>1.5.3.2 Les souffles</b>  | <b>20</b> |
| <b>1.5.4 Le frottement péricardique</b>                                  | <b>21</b> |
| <b>1.6.1 Le rétrécissement mitral(RM)</b>                                | <b>29</b> |
| <b>1.6.2 Les insuffisances mitrales(IM)</b>                              | <b>30</b> |
| <b>1.6.3 Les insuffisances aortiques (IA)</b>                            | <b>25</b> |
| <b>1.6.4 Le rétrécissement aortique (RA)</b>                             | <b>33</b> |
| <b>1.7 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG</b>  | <b>28</b> |
| <b>1.8 Conclusion</b>  | <b>37</b> |

## **Chapitre 2 :L'enveloppe de transformé de Hilbert dans la segmentation de signal PCG**

|   |           |
|---|-----------|
| <b>2.1 Introduction</b>   | <b>31</b> |
| <b>2.2 La segmentation</b>  | <b>31</b> |
| <b>2.3 Etat de l'art sur la segmentation automatique des signaux cardiaques</b> | <b>32</b> |
| <b>2.4 Étude de l'enveloppe</b>   | <b>34</b> |
| <b>2.4.1 Généralité sur la transformée de Hilbert</b>                           | <b>34</b> |
| <b>2.4.2 Détection d'enveloppe du signal PCG par la transformée d'Hilbert</b>   | <b>36</b> |
| <b>2.4.2.1 Définition d'un filtre passe bas</b>                                 | <b>37</b> |
| <b>2.4.3 Algorithme de segmentation</b>   | <b>38</b> |
| <b>2.5 Conclusion</b>   | <b>40</b> |

## **Chapitre 3 : Algorithme de segmentation des bruits et souffles avec résultats et discussions**

|   |           |
|---|-----------|
| <b>3.1 Introduction</b>   | <b>41</b> |
| <b>3.2 Méthode de segmentation utilisée</b>   | <b>42</b> |
| <b>3.3 Implémentation de l'algorithme de segmentation et discussion des résultats</b> | <b>49</b> |
| <b>3.4 Conclusion</b>   | <b>57</b> |
| <b>Conclusion générale</b>  | <b>59</b> |

## **Introduction générale**

Les statistiques mondiale annonce qu'un grand nombre de la mort est causée souvent par des maladies cardiaques, c'est la ou la science est toujours en cherchant d'améliorer les inventions et de créer des solutions afin de diminuer de ces maladies cardiaques. Cependant, la première analyse et détection d'un éventuel problème se fait généralement à l'aide d'un outil simple: le stéthoscope. En effet, ce dernier permet d'écouter le cœur et de détecter les éventuels bruits suspects. La pratique a démontré qu'il était très complexe de reconnaître les différents bruits cardiaques qui peuvent être détectés lors de l'auscultation. Cette complexité est essentiellement due à la multiplicité des bruits qui peuvent apparaître durant un cycle de battement cardiaque.

La Phonocardiographie est l'état d'avancement dans les études de suggérer à voir et à enregistrer les bruits du cœur, et le signal enregistré connu sous le nom de Phonocardiogramme(PCG) qui représente le graphe temporelle de ces bruits qui est la source d'information mener par sont analyse afin d'aider à établir un meilleur diagnostic de l'état cardiaque du patient.

L'analyse des bruits cardiaques comme la localisation temporelle, le nombre de leurs composantes internes leur contenue fréquentielle, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiées directement sur le signal PCG par l'utilisation de plusieurs méthodes parmi eu la transformée de Hilbert.

## **1.1 Introduction**

La mesure du battement cardiaque est la clé de plusieurs diagnostics médicaux, l'activité cardiaque est toujours accompagnée par l'apparition d'un ensemble de bruits. En recueillant les battements du cœur d'un patient, c'est de la que l'être humain empêche d'entendre ces bruits. C'est la raison pour laquelle l'auscultation effectuée par les cardiologues envers leurs patients est toujours subjective. L'ensemble de ces bruits constitue le signal Phonocardiographique (PCG).

Le signal PCG est un moyen qui permet de véhiculer l'information physiologique cardiaque sous forme de vibration acoustique avec une analyse.

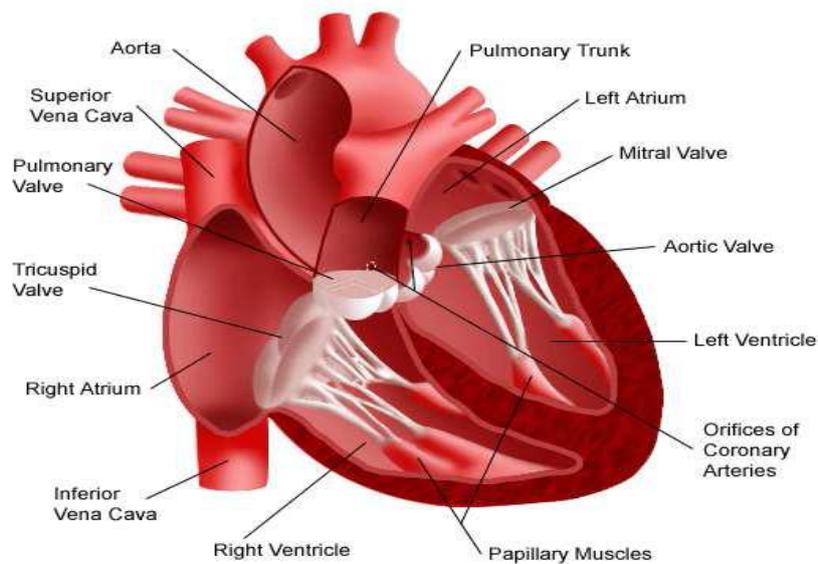
Ce signal peut alors constituer un outil efficace d'aide au diagnostic médical. Lorsqu'il s'agit de pathologie cardiovasculaire, des souffles sont alors enregistrés sur le tracé Phonocardiographique ou on peut trouver la source de l'anomalie par rapport aux autres organes intracardiaque.

## **1.2 Le système cardiaque:**

### **1.2.1 La physiologie du cœur :**

Le cœur est formé essentiellement d'un muscle, le myocarde. Il repose sur le diaphragme, Il comprend quatre cavités : deux cavités droites, formées par l'oreillette et le ventricule droit et deux cavités gauches, formées par l'oreillette et le ventricule gauche. Les cavités droite et gauche sont totalement séparées par le septum.

Il assure la distribution du sang dans tout l'organisme. La partie droite du cœur est responsable de la récupération de sang désoxygéné depuis les cellules du corps a travers la veine cave supérieure et la veine cave inférieure et puis le renvoyer vers les poumons pour le réoxygéner a travers l'artère pulmonaire, par conséquent la partie gauche prend charge de la réception du sang oxygéné depuis les poumons a travers les veines pulmonaire et puis le transmet vers tous les organes du corps a travers l'aorte.



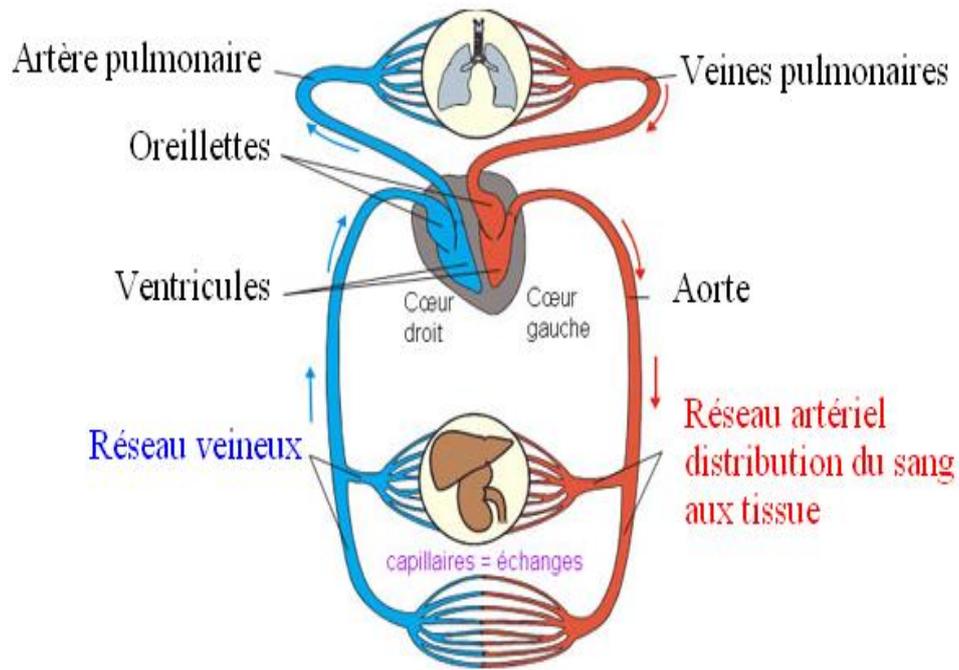
**Fig 1.1 : l'Anatomie du cœur**

### **1.2.2 La circulation sanguine :**

Le cœur est donc une pompe double agissant sur le circuit sanguin, faisant circuler le sang dans l'organisme. Ce liquide sert à diffuser l'oxygène et les éléments nutritifs nécessaires aux processus vitaux de tous les tissus du corps.

On distingue 2 circulations : la petite et la grande. La petite est constituée du cœur, des poumons et des vaisseaux qui les relient. Elle est destinée à transformer le sang chargé des déchets de l'organisme pour le rendre à nouveau utilisable par les tissus. Ce sont les poumons qui se chargent de ce "recyclage". La grande circulation est constituée du cœur et de l'ensemble de l'organisme (sauf les poumons). Elle irrigue le corps en sang frais avant de récupérer le sang vicié pour le ramener au cœur.

Pour assurer le pompage du sang dans la bonne direction le cœur possède ses propres valves internes.



**Fig 1.2 : La circulation sanguine**

### **1.2.3 Les valves cardiaques :**

Le rôle d'une valve cardiaque est de ne pas laisser le sang traverser dans les deux sens du cœur [il passe dans une seule direction], donc elle est ouverte dans un sens et fermée dans le sens inverse.

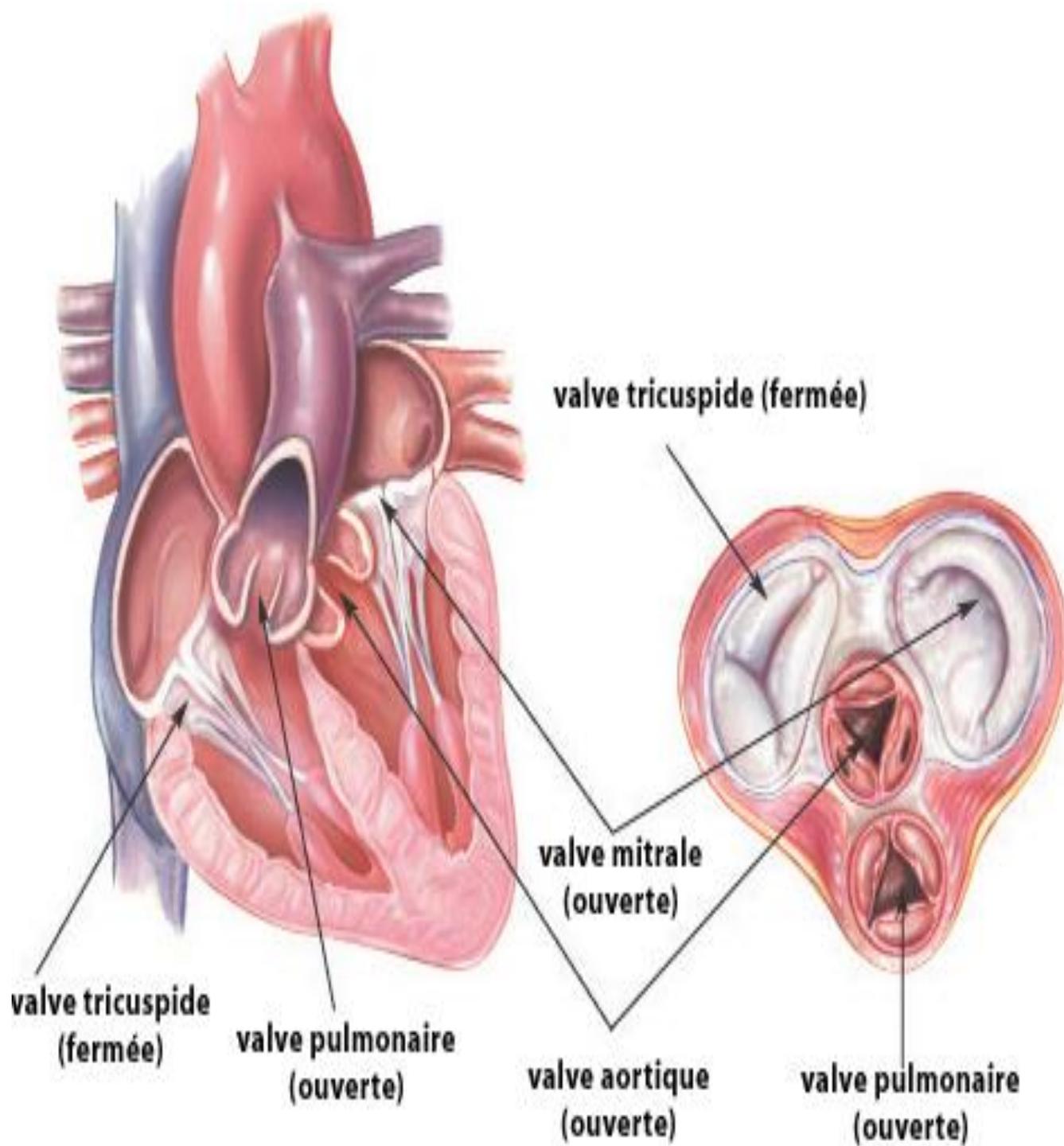
Comme on dit que le cœur est divisé en quatre cavités, les oreillettes (droite et gauche), et les ventricules (droit et gauche) ;

entre l'oreillette et le ventricule droit se trouve la valve tricuspide [**cette valve s'ouvre et laisse passer le sang désoxygéné jusqu'à le ventricule soit plein à ce moment la valve tricuspide doit se fermer pour ne pas laisser le sang s'échapper dans le sens inverse**].

et entre l'oreillette et le ventricule gauche se trouve la valve mitrale [**elle a le même fonctionnement que la valve tricuspide, elle s'ouvre quand l'oreillette gauche est en train**

**de pomper le sang oxygéné vers le ventricule gauche et fermer quand sera fini en empêchant ainsi le retour du sang en arrière pour rejoindre l'oreillette gauche].**

Entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire se trouve la valve pulmonaire [assure la direction du sang désoxygéné pompé par le ventricule droit vers les poumons elle set ouvert quand le sang pompé vers les poumons évacué, la valve pulmonaire doit se fermer pour empêcher son retour dans le sens inverse de ventricule droit]. Et entre le ventricule gauche et l'aorte se trouve la valve aortique [elle doit être ouverte quand le ventricule démarre le pompage du sang vers les organes du corps a travers l'aorte et elle doit se fermer pour faire obstacle au retour du sang vers le ventricule].



**Fig 1.3 : représentation des valves cardiaques**

### 1.2.4 Le cycle cardiaque :

Dans le fonctionnement du cœur on peut distinguer deux applications ou deux régimes: le **régime systolique** qui correspond à la contraction ventriculaire (vidange) durant le pompage du sang vers les poumons et les organes du corps, et le **régime diastolique** qui correspond à la décontraction ventriculaire (remplissage) durant le remplissage du sang depuis les oreillettes. Comme la fréquence des battements cardiaques est en moyenne de 70 à 75 battements par seconde, la durée d'un cycle complet est d'environ 0.8 seconde. Cette durée varie selon le rythme cardiaque : si le rythme est plus élevé, la durée d'un cycle sera un peu plus courte.

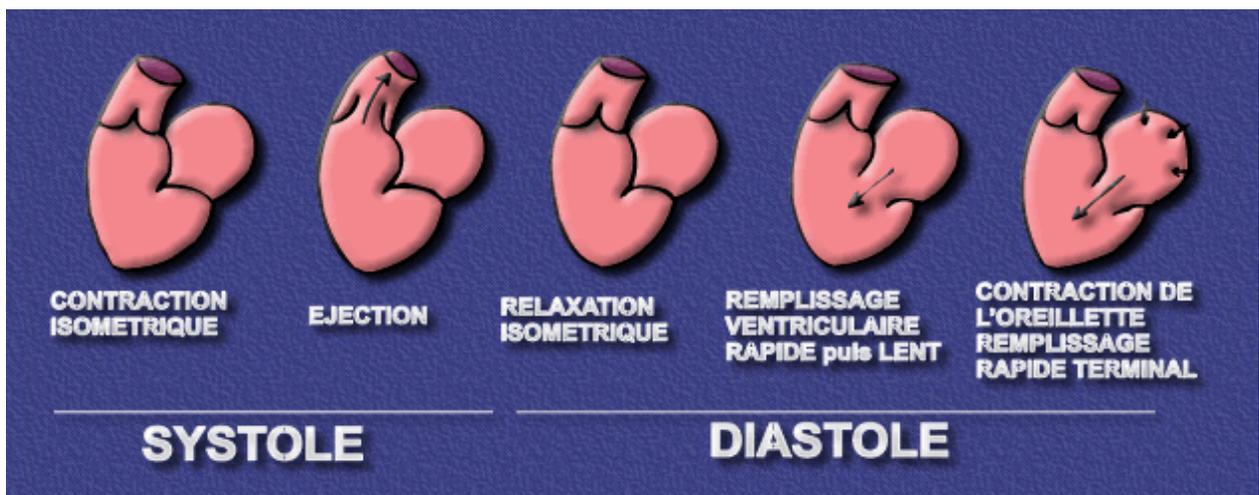


Fig 1.4 : Représentation du cycle cardiaque

## **1.2.5 Phase de cycle cardiaque :**

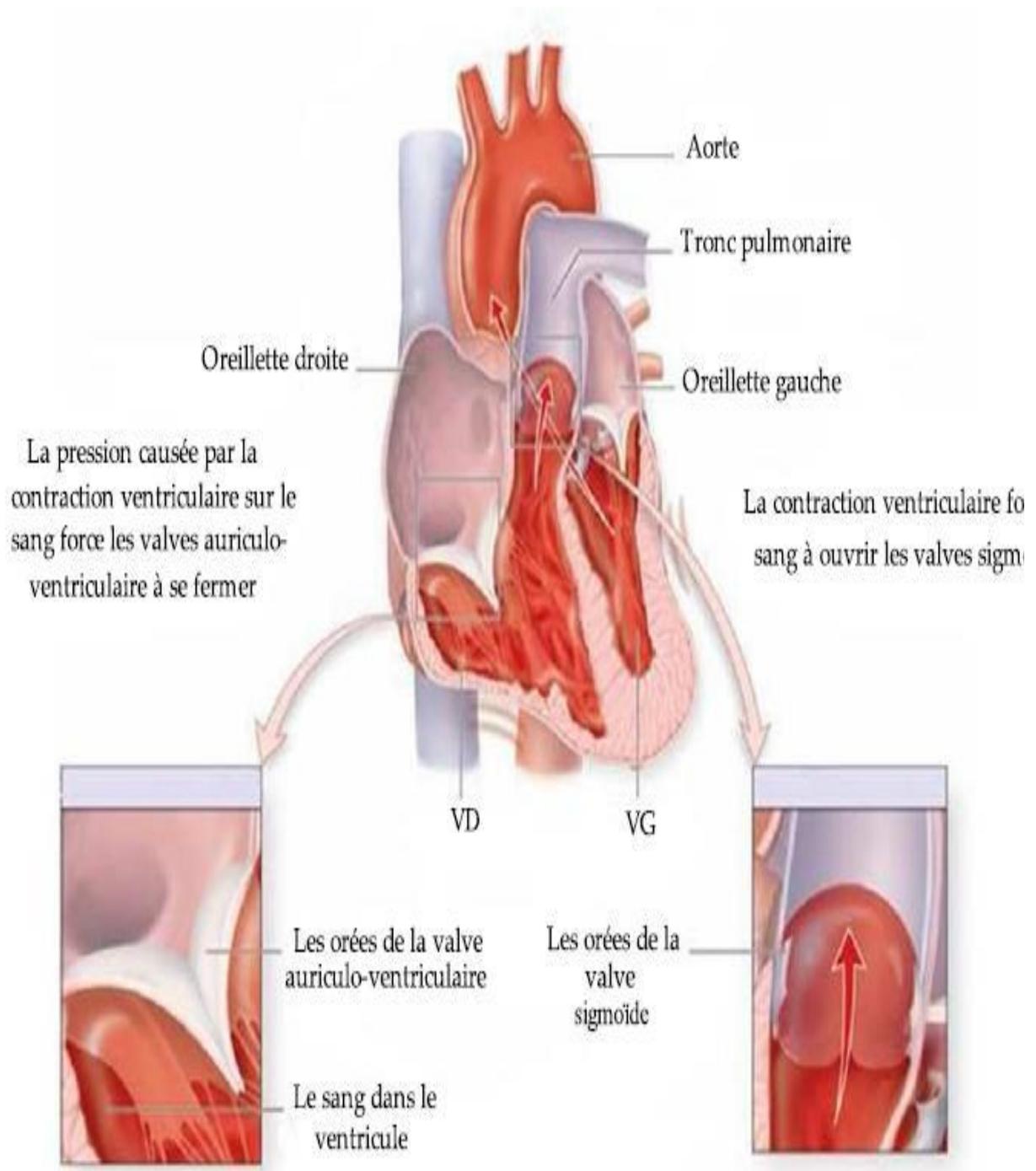
**1.2.5.1 La phase systolique :** se déroule en deux phases :

Contraction iso volumétrique : elle met fin à la diastole et survient lorsque les ventricules sont pleins de sang

Cette phase initiale de la contraction ventriculaire ferme les valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) et élève la pression intra-ventriculaire jusqu'à ce que les valvules sigmoïdes (aortiques et pulmonaires) s'ouvrent : ventricules et artères forment alors une chambre commune.

Contraction isotonique ou phase d'éjection : le sang contenu dans les ventricules est chassé, d'abord rapidement, puis à vitesse décroissante lorsque la quantité de sang à éjecter se réduit.

A la fin de l'éjection, les sigmoïdes se referment, car la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression artérielle.



**Fig 1.5 : la contraction ventriculaire**

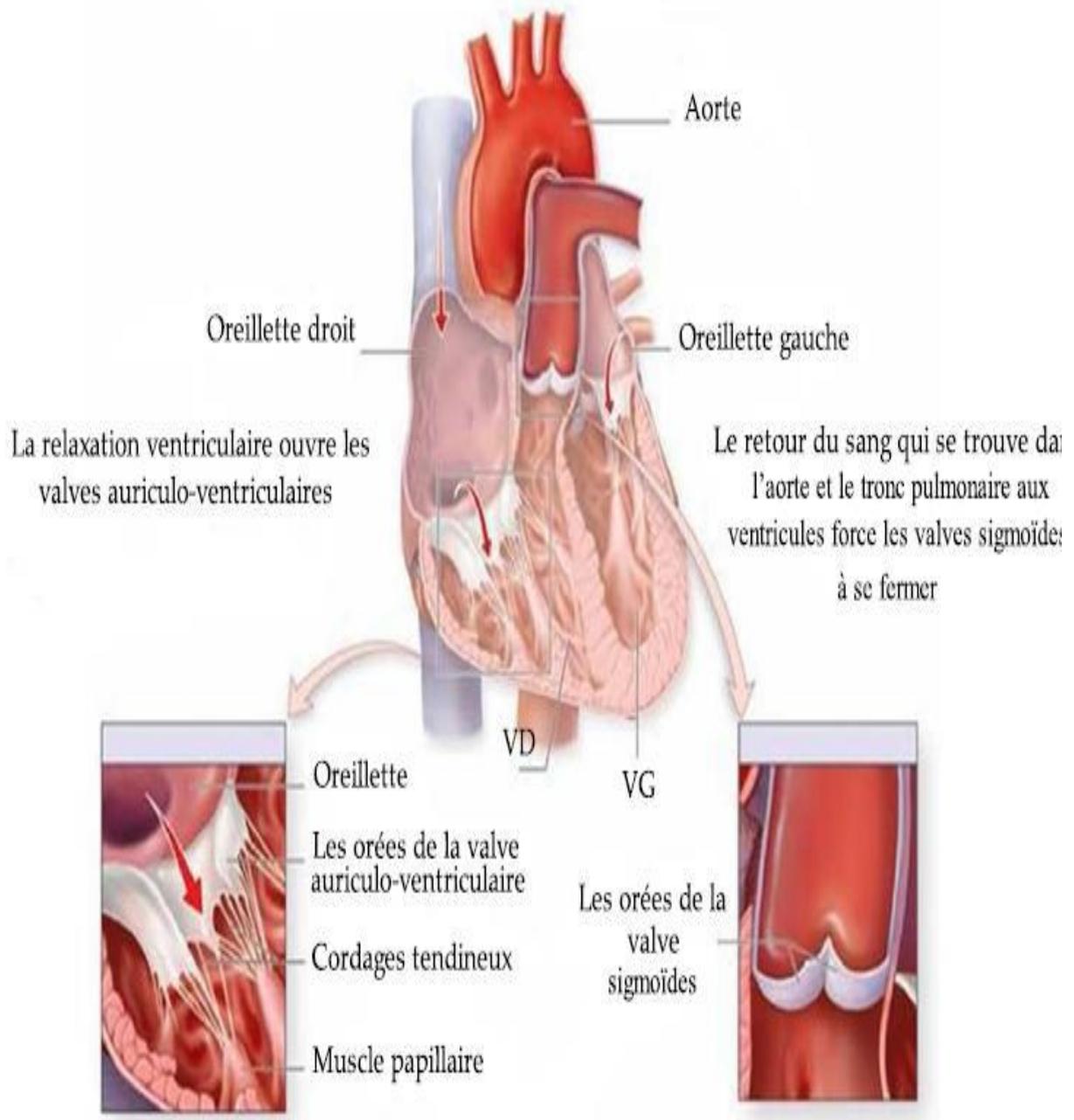
**1.2.5.2 La phase diastolique :** se déroule en deux phases :

La phase de relaxation isométrique très courte : la pression dans les ventricules, vides de sang, s'abaisse pour devenir inférieure à celle des oreillettes. Puis les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent.

La phase de remplissage ventriculaire correspondant à la plus grande partie de la diastole.

Celle-ci se fait en trois temps :

remplissage rapide initial ; remplissage lent, l'égalisation des pressions entre les oreillettes et ventricules ralentit la vitesse de l'écoulement sanguin, remplissage rapide terminal, la systole auriculaire chasse le sang qui reste dans les oreillettes, dans les ventricules, et un nouveau cycle cardiaque peut reprendre.



**Fig 1.6 : la décontraction ventriculaire**

Ces phénomènes hémodynamiques intracardiaques se traduisent à distance. Le Phonocardiogramme est pour but d'enregistrer ces manifestations à distance et de reconstituer ainsi la révolution cardiaque.

|                               | Au début | Au cours   | A la fin |
|-------------------------------|----------|--|----------|
| Les atriums                   | Vides    | Remplissage  | Remplis  |
| Valves mitral et tricuspide   | Ouvert   | Fermées  | Fermées  |
| Les ventricules               | Remplis  | Vidange  | Vide     |
| Valves pulmonaire et aortique | Fermé    | Ouvertes   | Ouvertes |
| Direction du sang             |          | Les ventricules pompent les artères et l'aorte, les veines pompent les atriums |          |

**Tableau 1.1 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase systolique.**

|                               | Au début | Au cours   | A la fin |
|-------------------------------|----------|--|----------|
| Les atriums                   | Remplis  | Vidange  | Vide     |
| Valves mitral et tricuspide   | Fermées  | Ouvertes   | Ouvertes |
| Les ventricules               | Vide     | Remplissage                                      | Remplis  |
| Valves pulmonaire et aortique | Ouvertes | Fermées  | Fermées  |
| Direction du sang             |          | Les atriums pompent du sang dans les ventricules |          |

**Tableau 1.2 : illustration de fonctionnement des chambres et valves cardiaque durant la phase diastolique.**

### **1.3 La phonocardiographie**

Le terme phonocardiographie se réfère à la technique de traçage des bruits du cœur et l'enregistrement des vibrations cardiaques, le signal enregistré est connu sous le nom de Phonocardiogramme (PCG), généralement il est composé de deux types de sons acoustiques : les bruits du cœur et les souffles cardiaques. Dans le cycle cardiaque jusqu'à quatre sons du cœur peuvent être trouvés b1, b2, b3 et b4. B1 et B4 sont normalement observés chez tous les sujets, tandis que B3, B4 sont normaux chez les sujets jeunes, mais pathologiques chez les personnes âgées, les sons du cœur sont des signaux transitoires de courte durée alors que les souffles cardiaques sont relativement plus longs et comme des signaux aléatoires. Ils sont généralement causés par un dysfonctionnement des valves cardiaques, sauf pour les souffles innocents qui peuvent se produire avec un cœur fort et normal.

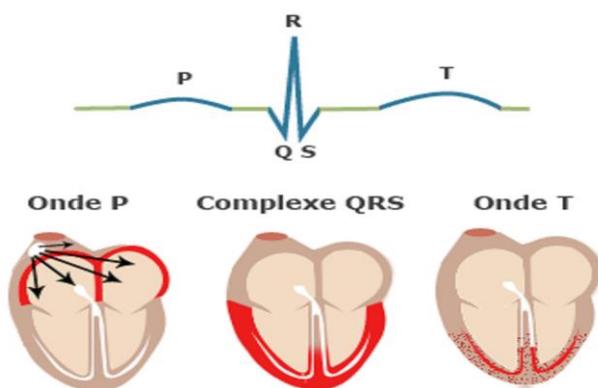


**Fig 1.7 : l'appareillage de la phonocardiographie**

## 1.4 L'électrocardiogramme ECG :

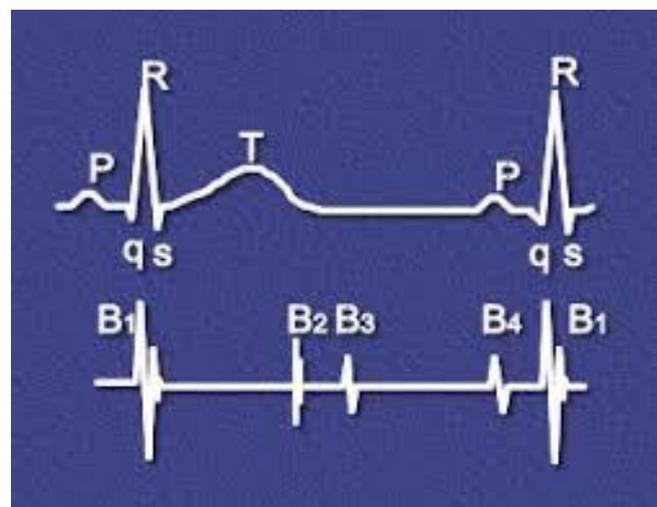
Notre recherche ne prend pas considérons du tracé (ECG), mais on ne peut pas passer sans citer quelques informations sur la techniques d'ECG comme étant un point fort chez les médecins cardiologues pour le diagnostic d'un nombre important de maladies cardiaque. L'ECG est un graphe tracé appareil électronique appelé électrocardiographe permettant de mesurer et enregistrer l'activité électrique cardiaque dont les détails du tracé dépendant principalement du nombre d'électrodes appliqués sur le corps afin de mesurer son potentiel, le tracé d'un ECG est composé du plusieurs ondes ou des successives nommées P, Q, R, S, T.

- L'onde P qui représente l'excitation électrique (dépolariation) de l'atrium qui correspond à la contraction des atriums (droit et gauche).
- Le complexe QRS représente la dépolariation des ventricules qui indique la contraction ventriculaire dont l'onde Q indique le début du régime systolique.
- L'onde T indique la repolarisation des ventricules en indiquant ainsi la fin du régime systolique (le début du régime diastolique après une certaine petite durée).



**Fig 1.8: représentation des ondes cardiaques**

**Fig 1.9 : illustre une présentation**



**superposée ECG-PCG**

## 1.5 Auscultation cardiaque

L'auscultation cardiaque est le temps essentiel de l'examen cardiologique, où il s'intéresse principalement à l'écoute des bruits qui se produisent à l'intérieur de l'organisme par l'intermédiaire d'un stéthoscope. Les bruits des battements cardiaques sont principalement causés par la turbulence du sang au moment de la fermeture des valves.

### 1.5.1 Foyers d'auscultation

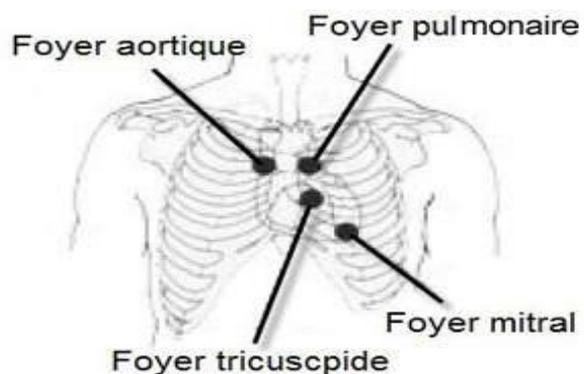
La zone d'intensité maximale des bruits du cœur pour chaque valve ne correspond pas à la projection anatomique, mais à la zone dans laquelle la cavité où siègent les valves est la plus proche de la surface du corps et la plus éloignée des autres valves. Cette zone est également proximale par rapport au système valvulaire, si l'on réfère au sens du courant sanguin. Les zones d'audition optimale sont :

Foyer mitral: le sang qui traverse la mitrale va vers la pointe du cœur. La meilleure perception est au niveau du cinquième espace intercostal, sur la ligne médio-claviculaire, en position sous-mamelonnaire.

Foyer tricuspide: la partie inférieure du corps de sternum.

Foyer aortique: extrémité interne du deuxième espace intercostal droit, correspondant au foyer d'auscultation principal des sigmoïdes aortique.

Foyer artériel pulmonaire: extrémité interne du deuxième espace intercostal gauche.



**Fig 1.10 : Schéma avec la projection des points d'auscultation**

## 1.5.2 Auscultation normale

### 1.5.2.1 Les bruits du cœur :

On arrive donc à la projection de ce fonctionnement sur le plan acoustique, durant le pompage et l'échange du sang entre les chambres cardiaques.

Durant chaque cycle cardiaque, quatre bruits du cœur sont émis ; toutefois, dans un cœur normal, seul le premier et le deuxième bruit (B1 et B2)

Sont clairement audibles au stéthoscope.

- **Le premier bruit ou B1 :** est produit au début de la phase systolique

Il est maximum à la pointe du cœur, plus fort et légèrement plus longue que le deuxième bruit.

Il correspond à la contraction du myocarde au début de la systole ventriculaire et à la fermeture des valves auriculo-ventriculaire (mitrale tricuspide).

- **Le deuxième bruit ou B2 :** indique la fin du régime systolique et le début du régime diastolique. Le deuxième bruit (B2) est plus court et plus fort que le premier, plus sec et maximum à la base (la partie haute du thorax de part et d'autre de sternum), il est de tonalité plus élevée et correspond à la fermeture des valves sigmoïdes aortique et pulmonaire. Ce deuxième bruit se dédouble à l'inspiration chez le sujet normal.

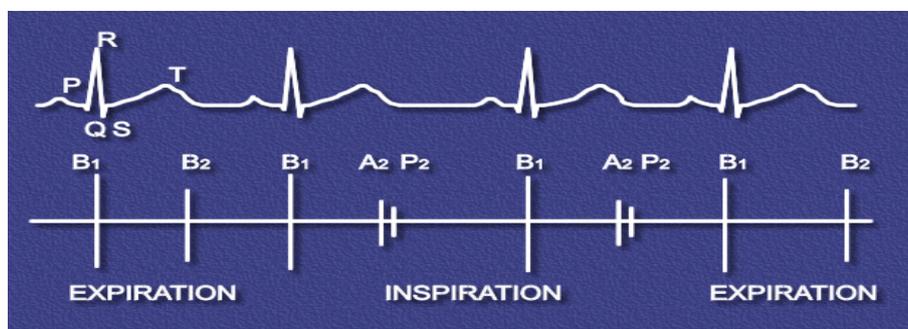


Fig 1.11 : comparaison entre les deux graphes PCG et ECG

- **Le troisième bruit du cœur ou B3 :** se situant au début de la phase diastolique (juste après B2). C'est une vibration entraînée par le passage du sang à travers la valve(AV). Il s'enregistre fréquemment chez le sujet jeune, son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur. Le troisième bruit physiologique disparaît en position debout. Ce bruit est contemporain de la phase de remplissage ventriculaire rapide, initiale ; il est dû à la distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet de l'afflux du sang auriculaire.
  
- **Le quatrième bruit ou B 4 :** se situant à la fin du régime diastolique (juste avant B1). Il est exceptionnellement enregistré chez le sujet normal. Il s'enregistre à la pointe du cœur et souvent entre la pointe et le sternum. Ce bruit est la traduction de la contraction des oreillettes.

## **1.5.3 L'auscultation pathologique**

### **1.5.3.1 Les bruits surajoutés**

#### **Le bruit de galop :**

Il s'agit de B3 et B4. Ce sont des bruits de basse fréquence, ils sont pathologique après 30 ans. Ce bruit surnuméraire forme de rythme à 3 temps (d'où l'expression bruit de galop), il est perçu à la pointe, en décubitus latérale gauche, ou à la xiphoïde. Il existe des galops droits et galops gauche. Les galops gauches sont plus fréquents. En fait il existe trois types de galops :

Galop pro diastolique : c'est B3 ; il correspond à la vidange rapide et puissante du sang de l'oreillette vers le ventricule, au début de diastole.

Le galop pré systolique : c'est B4 ; juste avant B1. Il correspond à l'arrivée de l'ondée sanguine dans le ventricule, lors de la systole auriculaire, c'est-à-dire à la fin de la diastole ventriculaire.

Le galop de sommation : il résulte de l'addition des deux composantes B3 et B4, en cas de la tachycardie.

#### **Le claquement d'ouverture de la mitrale :**

C'est un bruit proto-diastolique (entendu au début de la diastole), entendu après B2. Il s'agit d'un bruit surajouté à un bruit B2 normal. Il donne l'impression d'un dédoublement du B2 mais en réalité, il est nettement séparé de celui-ci ; c'est un signe du rétrécissement mitral.

### **Le click :**

Le click est claquement systolique sec et bref. Deux types de clicks existent :

Le click protosystolique est un bruit sec de timbre aigu, entendu juste après B1. Il correspond à l'ouverture des sigmoïdes, marquant le début du souffle systolique du rétrécissement aortique valvulaire.

Le click mésosystolique s'entend dans la ballonnisation de la valve mitrale et correspond au prolapsus de la valve mitrale au sein de l'oreillette gauche, lors de la contraction du ventricule gauche.

### **1.5.3.2 Les souffles :**

Le « souffle » correspond à un bruit continu, entendu à l'auscultation, traduisant la perception sonore du flux sanguin. Par rapport aux bruits du cœur, on distingue :

Les souffles systoliques, bruit continu pendant la systole.

Les souffles diastoliques, bruit perçus pendant la diastole.

Le souffle continu, bruit perçus tout le temps.

#### **➤ Les souffles systoliques :**

Ils sont les plus fréquents, situés entre B1 et B2, ils peuvent être :

Organiques, liés à une cause anatomique : ils sont la traduction à l'auscultation d'une anomalie anatomique qu'il faut reconnaître. Ce sont souvent des souffles constants, intenses, frémissants irradiant largement dans tout le thorax.

Les causes sont variées : Rétrécissement aortiques, Insuffisance mitrale.

Communication inter-ventriculaire (CIV). Communication inter-auriculaire (CIA).

Coarctation de l'aorte etc.

Anorganique, traduisant uniquement des turbulences dans le flux sanguin : on parle de souffles innocents chez le jeune de moins de 30 ans, ce sont des souffles peu intenses mais traduit le vieillissement physiologique de la valve chez le sujet âgé.

➤ **Les souffles diastoliques :**

Ils sont toujours organiques, situés entre B2 et B1, et siégeant le long du bord gauche du sternum, ils traduisent le plus souvent :

Une insuffisance mitrale.

Un roulement d'insuffisance pulmonaire.

Un roulement du rétrécissement tricuspide.

➤ **Le souffle continu :**

Il couvre totalement les bruits du cœur normaux. Il s'agit souvent d'une malformation congénitale comme la persistance d'un canal artériel lorsque le souffle est perçu sous la clavicule gauche, ou d'autres cardiopathies congénitales complexes.

Le souffle continu n'est pas un double souffle (systole et diastole).

### **1.5.4 Le frottement péricardique**

Ce bruit n'est pas un souffle car il n'est pas dû à des turbulences sanguines ; il se produit en cas d'inflammation du péricarde. Il est perçu entre les bruits normaux, au milieu de la systole et la diastole : forme de (va et vient). Il est éphémère, plus ou moins localisé.

## 1.6 Exemples d'auscultation pathologiques

### 1.6.1 Le rétrécissement mitral(RM) :

La maladie s'observe de préférence chez la femme (quatre femme pour un homme). La réaction immunitaire est dirigée contre les valves, ce qui explique la durée du processus sur de nombreuses années : 5 à 15 ans après la crise.

Lésions valvulaires :

La surface mitrale normale est de 3,7 cm<sup>2</sup>.

-on parle de RM quand la surface est inférieure à 2 cm<sup>2</sup>.

-on parle de RM serré quand la surface est inférieure à 1 cm<sup>2</sup>.

Lésion sous-valvulaire :

-Epaississement, raccourcissement et fusion des cordages, réalisent un rétrécissement mitral en entonnoir.

- Calcifications pouvant donner à l'extrême un bloc calcaire.

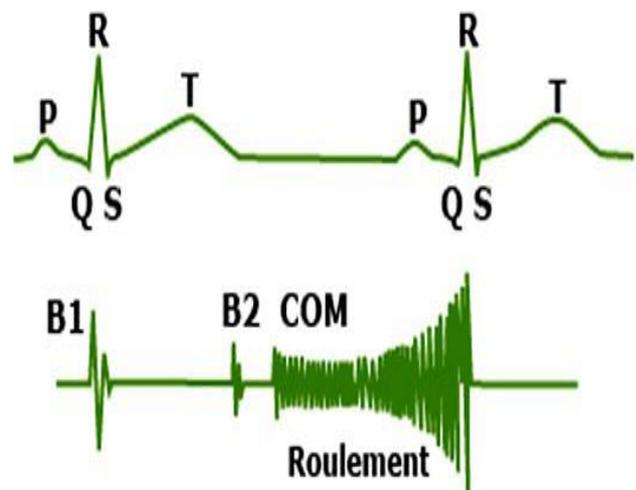


Fig 1.12 : le rétrécissement mitral(RM)

- COM : Claquement d'Ouverture Mitrale

## -Le rétrécissement mitral entraîne :

Une dilatation de l'oreillette gauche

Une augmentation de la pression capillaire pulmonaire

Une augmentation de la pression artérielle pulmonaire

Une hypertrophie et dilatation du ventricule droit

### **1.6.2 Les insuffisances mitrales(IM).**

On distingue l'insuffisance mitrale rhumatismale, le prolapsus mitral avec valves myxoïdes, les ruptures de cordage, les IM post-infarctus, congénitales, de la myocardiopathie obstructive, post-commissurotomie ou valvuloplastie.

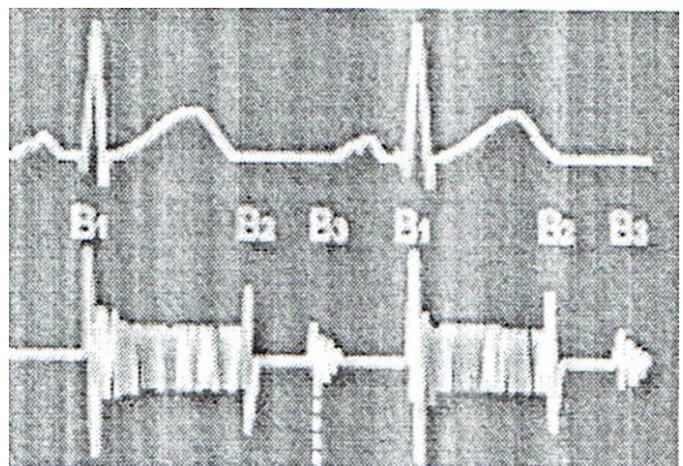
#### a)l'insuffisance mitrale rhumatismale.

-Lésions valvulaires : elles prédominent sur la petite valve qui est retracée ; ses cordages sont raccourcis, épaissis, fusionnés.

-Dilatation de l'anneau pratiquement constante.

-Oreillette gauche dilatée avec un jet lésion. Thromboses rares.

-Ventricule gauche dilaté. Hypertrophie modérée.



**Fig 1.13 : l'insuffisance mitrale rhumatismale.**

b) Le prolapsus mitral : syndrome de BARLOW

-Dégénérescence myxoïdes des valves.

-Le tissu valvulaire est trop abondant : ballonnement, valve en parachute. Cordages distendus, amincis.

c) L'insuffisance mitrale par rupture de cordage.

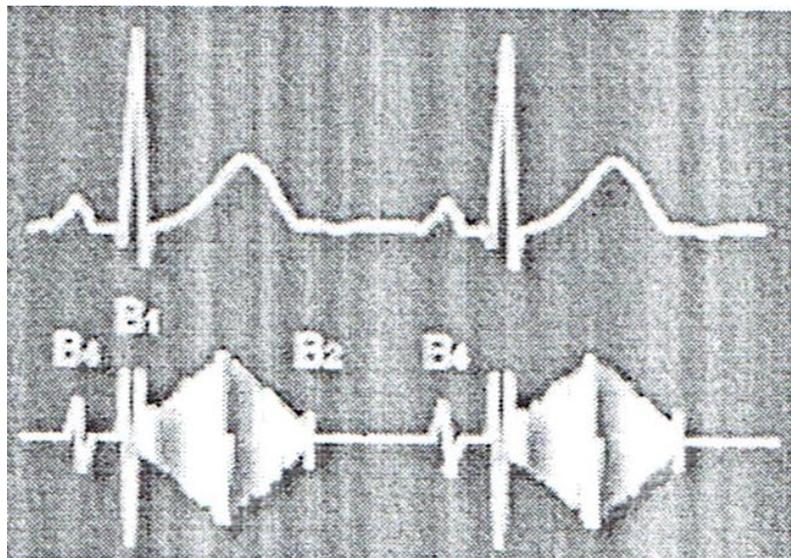
L'IM par rupture de cordage peut être :

-Spontanée chez le sujet âgé.

-Une complication de l'endocardite infectieuse.

-Une complication du prolapsus mitral.

-Une complication de lésions rhumatismales.



**Fig 1.14 : L'insuffisance mitrale par rupture de cordage.**

### **1.6.3 Les insuffisances aortiques (IA).**

Les signes d'auscultation de l'IA associent :

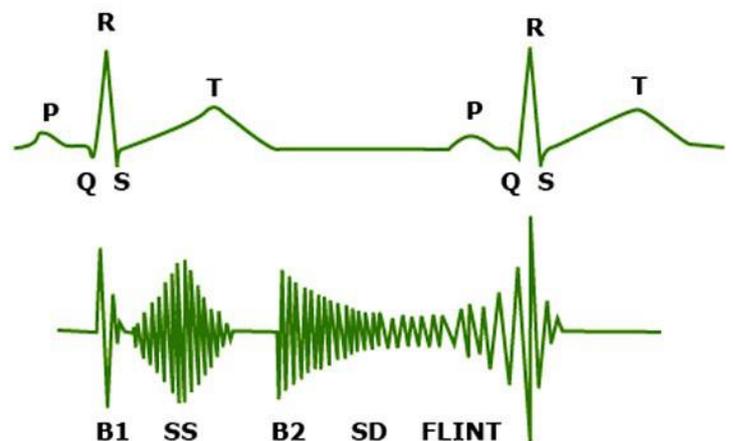
- Un souffle diastolique accroché à B2 (doux, de tonalité élevée).
- Un souffle mésosystolique d'accompagnement (ce souffle est dû à l'augmentation du flux sanguin durant la systole à travers l'orifice aortique).
- Un roulement de Flint.
- Un claquement d'éjection protosystolique.

Les complications de l'IA sont :

- L'endocardite infectieuse.
- La mort subite.
- L'angor de repos.
- L'œdème aigu du poumon.
- L'insuffisance cardiaque congestive.

**Fig 1.15 : les insuffisances aortiques (IA).**

- **FLINT** : roulement de Flint.
- **SS** : Souffle Systolique fonctionnel.
- **SD** : Souffle Diastolique.



#### **1.6.4 Le rétrécissement aortique (RA).**

##### **L'auscultation du RA se caractérise par :**

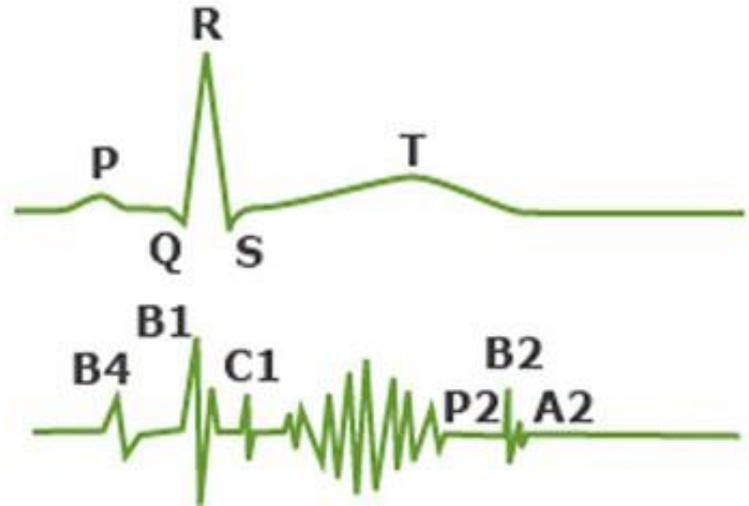
- Un souffle mésosystolique rude, râpeux, erratique.
- Un souffle irradiant dans les carotides et à la pointe.
- Un affaiblissement ou une extinction de B2A.
- Un B4.
- Parfois un claquement d'éjection protosystolique.

##### **L'intensité du souffle de RA :**

- Augmente après une diastole longue.
- Diminue après une diastole courte.
- Diminue lorsque le débit cardiaque baisse (insuffisance ventriculaire gauche décomposée par exemple).
- Augmente à l'effort.
- Augmente sous l'effet des médicaments isotropes positifs.

**Les complications du RA sont :**

- L'insuffisance cardiaque.
- L'endocardite infectieuse.
- Le bloc auriculo-ventriculaire.
- Les embolies calcaires.
- La mort subite.



**Fig**

**1.16 : le rétrécissement aortique**

**(RA).**

## 1.7 Caractéristiques temporelles et fréquentielles du signal PCG

**Bruit B1 :** Apparaît 4/100 secondes en moyenne après le début de la déflexion QRS de l'ECG. Il dure 10 à 12/100 secondes.

Il s'inscrit en basse fréquence allant de 91 à 179 Hz.

Son mécanisme (bien qu'encore discuté) est simple.

Ile est constitué par deux composantes principales M1 et T1 respectivement les composantes mitrale et tricuspide telle que la composante mitrale M1 précède la composante tricuspide T1. Le délai temporel séparant M1 et T1, ne peut dépasser 30 ms pour un sujet sain.

**Bruit B2 :** Dure moins de 3/100 seconde et s'inscrit en haute fréquence, allant de 145 à 200 Hz, il est constitué par deux composantes principales A2 et P2 respectivement les composantes aortiques et pulmonaire. La durée entre A2 et P2 dans les conditions normales est inférieure à 30 ms pour un sujet sain. Cette durée est très importante pour les spécialistes pour le dépistage de certaines pathologies cardiaques lorsqu'elle est supérieure à 30 ms. Chacune des deux composantes A2 et P2 dure environs 50 ms.

**Bruit B3 :** Il survient 12 à 14/100 secondes. Il dure 6 à 8/100 secondes [60 à 80 ms]. Il s'inscrit en basse fréquence (<80Hz). Il correspond à la fin du remplissage rapide du ventricule. Généralement ce bruit n'apparaît pas sur le tracé phono cardiographique, il est d'une importance clinique très limité.

**Bruit B4 :** Sa durée équivalente correspond à celle de B3 [7 à 14/100 secondes après le début de l'onde P de l'électro- cardiogramme]. Il s'inscrit en basse fréquence.

**Souffle :**

Les souffles (systoliques situés entre B1 et B2 ou diastoliques entre B2 et B3) durent un temps assez important comparé à celui de B1 B2 et occupent une bande de fréquence ne dépassant pas 1000 Hz. A titre d'exemple les souffles des rétrécissements mitral et aortique et de l'insuffisance aortique occupent respectivement les gammes (50-250 Hz), (100-300 Hz), (150-220 Hz).

## 1.8 Conclusion

Les notions générales de l'anatomie du système cardiovasculaire et les pathologies qui le touchent ainsi la phonocardiographie et les bruits cardiaques permettent de nous avoir une étude sur l'enregistrement et l'analyse de ces bruits.

Le signal PCG est un moyen d'aide au diagnostic médical. Il confirme et surtout affine les données de l'auscultation et apporte des renseignements complémentaires des activités sonores quant à la chronologie des signes pathologiques dans la révolution cardiaque, en les situant par rapport aux bruits normaux du cœur.

Les bruits cardiaques par définition sont des signaux non stationnaires (varie en fonction de temps) et sont situés dans la gamme des basses fréquences. Ces informations ainsi que leurs composantes internes, l'importance des souffles diastoliques et systoliques peuvent être étudiées directement sur le signal PCG par l'utilisation de méthodes et techniques numériques du traitement de signal.

Pour cela, il y a plusieurs méthodes d'analyse de traitement de signal, pour filtrer et extraire les différents composants. Et la transformée de Hilbert une de ces méthodes qui nous aide à indiquer et mieux caractériser les différentes pathologies cardiovasculaire, notamment les valvuloplasties qui apportent des changements d'intensité et de durée aux bruits cardiaques.

## **2.1 : Introduction**

Le **traitement du signal** est la discipline qui développe et étudie les techniques de traitement, d'analyse et d'interprétation des signaux. Parmi les types d'opérations possibles sur ces signaux, on peut dénoter le contrôle, le filtrage, la réduction du bruit, la déconvolution, la prédiction, etc.

Bien que cette discipline trouve son origine dans les sciences de l'ingénieur (particulièrement l'électronique et l'automatique), elle fait aujourd'hui largement appel à de nombreux domaines des mathématiques, comme la théorie du signal, les processus stochastiques, les espaces vectoriels et l'algèbre linéaire et des mathématiques appliquées, notamment la théorie de l'information, l'optimisation ou encore l'analyse numérique.

## **2.2 : La segmentation**

Dans le domaine biomédical, il est souvent nécessaire d'analyser simultanément des signaux mesurés sur plusieurs patients pour distinguer les ruptures d'éventuels artéfacts.

Les patients présentant chacun des aberrations propres, et pour cela que nous prenons à définir la segmentation comme une méthode qui consiste à séparer les bruits et les souffles cardiaques afin de pouvoir apprécier leurs durées pour une éventuelle analyse.

### **2.3 : Etat de l'art sur la segmentation automatique des signaux cardiaques**

L'énergie du signal PCG peut donc s'avérer très importante dans l'étude du cycle cardiaque.

Dans le domaine temporel, une telle représentation permet d'apprécier la durée de chaque bruit cardiaque, des phases systoliques et diastoliques ainsi que du cycle cardiaque.

Les méthodes de séparation des bruits cardiaques proposées par R.J. Lehner et R.M.

Rangayyan se basent sur les signaux Electrocardiogramme (ECG) et Carotidogramme comme références afin de localiser les instants d'apparition des vibrations d'ouvertures et de fermetures des valvules cardiaques [5].

Une approche de séparation des phases systoliques et diastoliques consistant à détecter

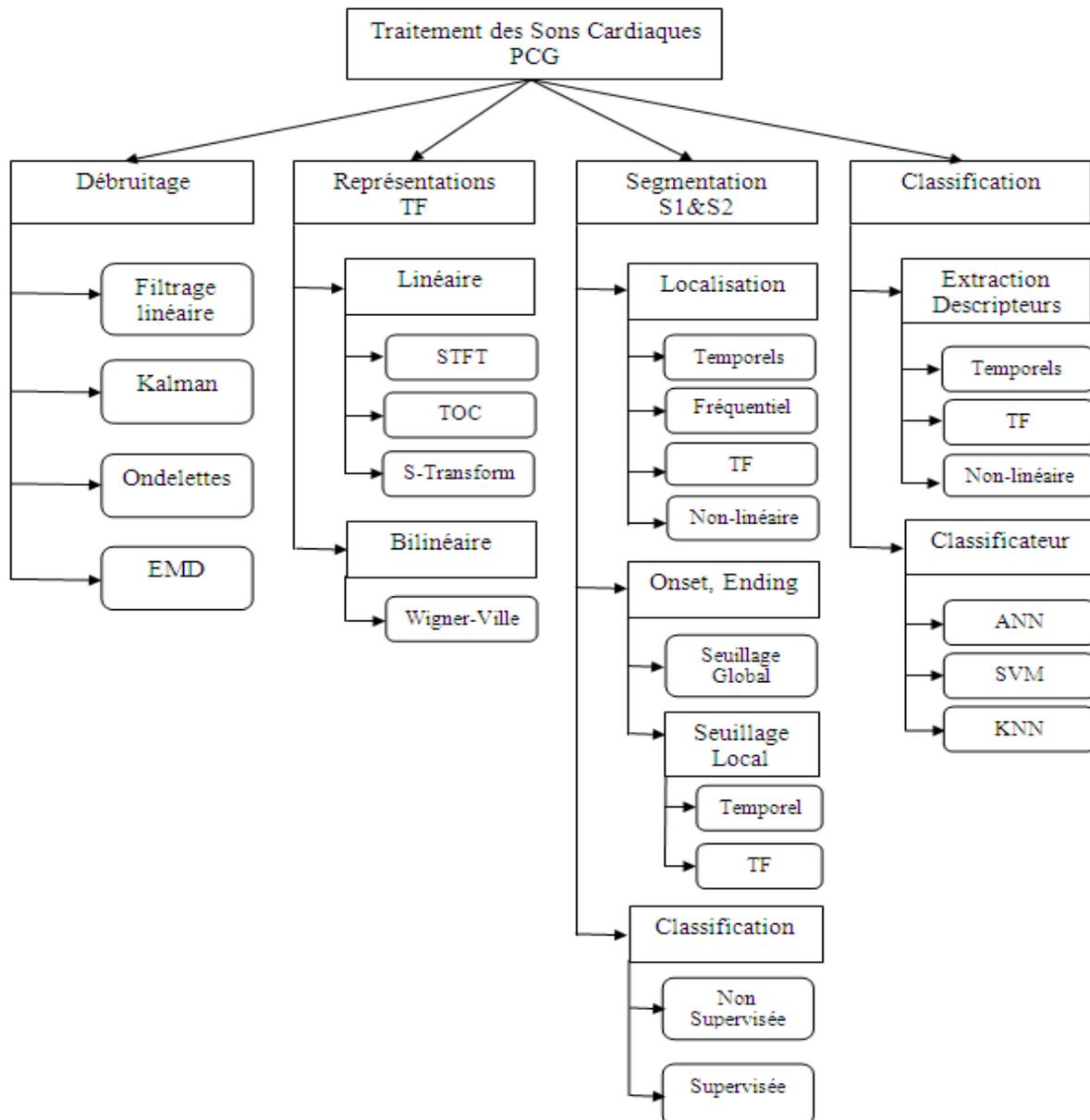
l'enveloppe d'énergie temporelle des bruits cardiaques, a été proposée par Mr R. Benali et K.

Bouziani, permet de délimiter les débuts et fins de chacun des bruits B1 et B2 au moyen d'un

seuil fixé à partir de la valeur maximale de l'enveloppe de Shannon, afin de donner une

appréciation de leurs durées moyennes.

Le regain d'intérêt de l'analyse et traitement des sons auscultatoire, dont les signaux PCG, a été remarquable pendant les dernières années.



**Figure 2.1** : Schéma qui résume les grandes lignes des contributions qui ont été proposées

dans la littérature concernant le domaine du traitement des sons cardiaques PCG. Les

abréviations : TOC (Transformée en Ondelettes Continue),

EMD (Empirical mode décomposition), TF (Temps-Fréquence), STFT (Short Time

Fourier Transform), ANN (Artificial Neural Networks), SVM (Support Vector Machines),

KNN (K Nearest Neighbor).

## 2.4 Etude de l'enveloppe

### 2.4.1 Généralité sur la transformée de Hilbert :

Cette méthode de segmentation fonctionne en créant une séquence complexe hélicoïdale, appelé le signal analytique, en utilisant un transformateur de Hilbert. Un signal analytique est un signal complexe, où la partie réelle est le signal original et la partie imaginaire contient la Transformée d'Hilbert du signal original.

Dans l'optique et l'analyse du signal, la transformée d'Hilbert du signal temps  $r(t)$  est connue comme la fonction de quadrature de  $r(t)$ , qui est utilisé pour former une fonction complexe connu comme le signal analytique. Le signal analytique est défini comme:

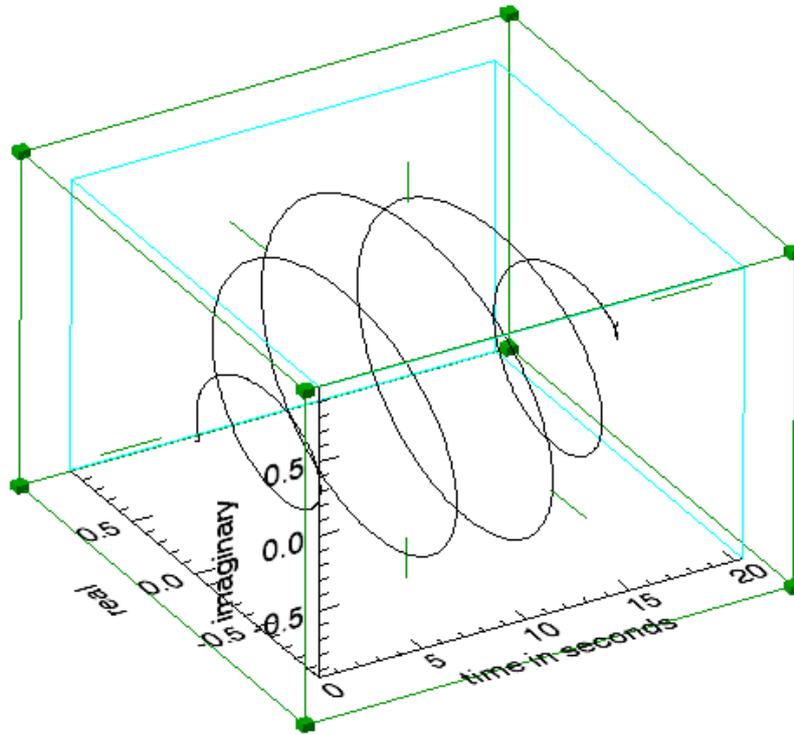
$$\hat{r}(t) = r(t) - jH(r(t))$$

Où  $j$  est la racine carrée de -1 et  $H$  est la fonction de Hilbert.

Le signal physique est bien sa partie réelle. La partie imaginaire est une version de la séquence originale réelle avec un décalage de phase de  $90^\circ$ . Les Composantes de fréquence positive sont décalées avec 90 degrés, et les composantes de fréquence négative sont décalées avec - 90 degrés. L'application de la transformée d'Hilbert sur un signal deux fois successives induit des changements de phases de toutes les composantes de 180 degrés, et produit ainsi le négatif du signal original.

La projection du signal analytique sur le plan défini par l'axe réel et l'axe du temps est le signal d'origine. La projection sur le plan défini par l'axe imaginaire et l'axe du temps est la transformée d'Hilbert du signal original.

L'exemple suivant parcelles du signal analytique complexe d'un signal de temps périodiques avec une amplitude variant lentement.

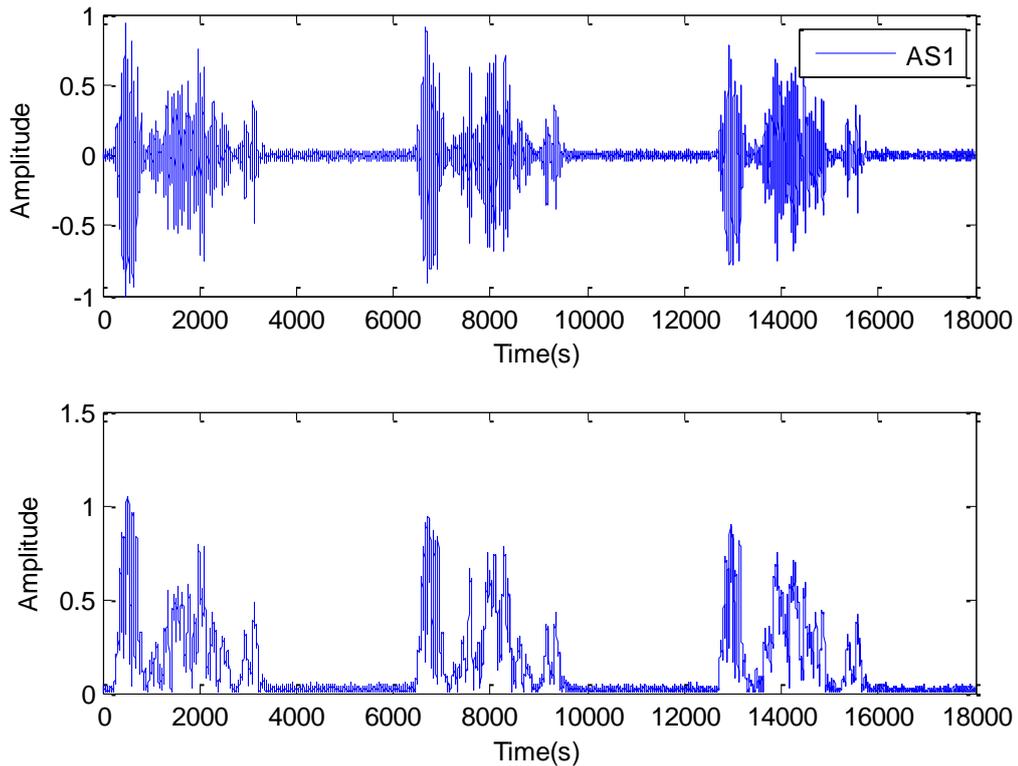


**Fig 2.2 : Signal analytique de  $r(t)$**

Afin de pouvoir localiser les instants de débuts et de fins des bruits cardiaques B1 et B2, une détection d'enveloppe en utilisant la transformée d'Hilbert est nécessaire.

## **2.4.2 : Détection d'enveloppe du signal PCG par la transformée d'Hilbert**

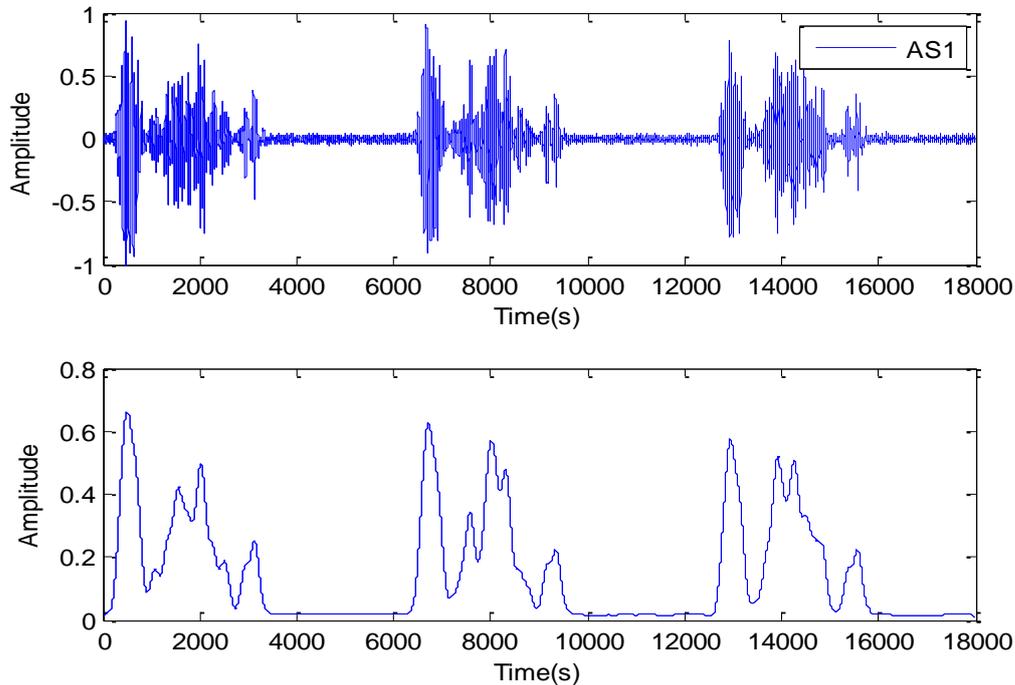
L'algorithme de séparation des bruits cardiaques dépend essentiellement de la détection d'enveloppe du signal PCG pour l'identification des débuts et fins des bruits cardiaques. Cette détection d'enveloppe est réalisée en prenant la valeur absolue du signal analytique résultant de l'application de la transformée d'Hilbert sur le signal.



**Fig 2.3 : Détection d'enveloppe de la transformée d'Hilbert d'un signal PCG pathologique (AS1).**

L'application du filtre d'Hilbert sur le signal permet d'atténuer l'effet des faibles bruits en gardant les artéfacts de fortes amplitudes, pour cela l'opération du filtrage passe bas s'avère nécessaire. La procédure de filtrage permet de lisser l'enveloppe et ne laisse que la morphologie du signal PCG.

Le résultat est soumis donc à un filtre passe-bas de fréquence de coupure  $f_c=20\text{HZ}$  choisie empiriquement, à Réponse Impulsionnelle Finie RIF.



**Fig 2.4 : Lissage d'enveloppe de la transformée d'Hilbert du signal pathologique (AS1)**

La morphologie de cette enveloppe nous permettra par la suite d'appliquer les tests nécessaires pour la localisation des bruits cardiaques B1 et B2.

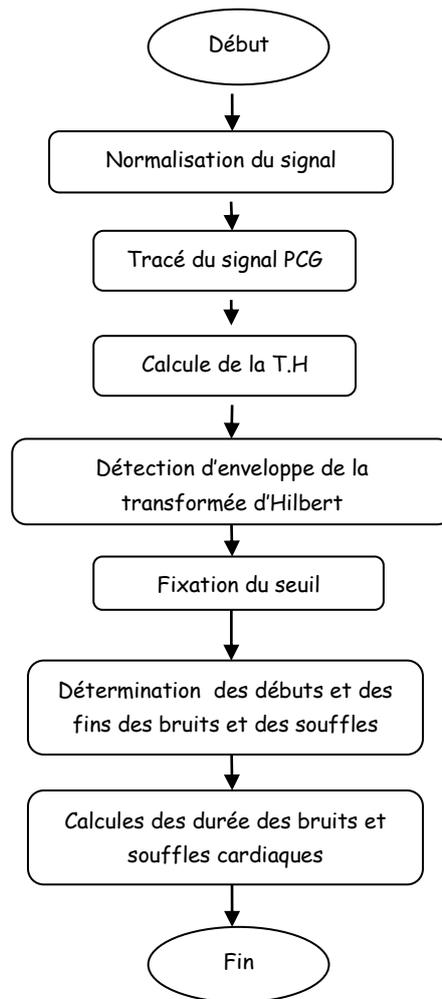
#### **2.4.2.1 Définition d'un filtre passe bas**

Un **filtre passe-bas** est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut.

Le concept de filtre passe-bas est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure  $f_c$  et ce, dans le but de conserver uniquement les basses fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : passant ou bloquant.

### 2.4.3 : Algorithme de segmentation:

L'organigramme suivant décrit les différentes étapes de l'algorithme de segmentation des bruits cardiaques :



**Fig 2.5 : schéma représentant les étapes de l'algorithme de segmentation des bruits cardiaques.**



- ✓ Le calcul de la transformée d'Hilbert est fait afin d'avoir un signal bien visionner
- ✓ L'enveloppe calculée par la transformée d'Hilbert est faite pour un but de séparer les bruits et les souffles cardiaques.
- ✓ Un seuil est fixé à partir de la valeur maximale selon le choix de l'opérateur pour éliminer l'effet des bruits et des très faibles intensités du signal, permettra aussi de détecter les minima latéraux de chaque pic de l'enveloppe.

## **2.5 Conclusion**

En se basant sur cet algorithme de la détection d'enveloppe d'énergie temporelle du signal PCG, nous allons essayer dans cette étude de développer une approche de séparation des bruits cardiaques consistant à détecter l'enveloppe temporelle des bruits cardiaques issue de la transformée d'Hilbert, qui permet d'atténuer l'effet des faibles bruits tout en prenant en considération les artefacts de fortes amplitudes.

### **3.1 Introduction**

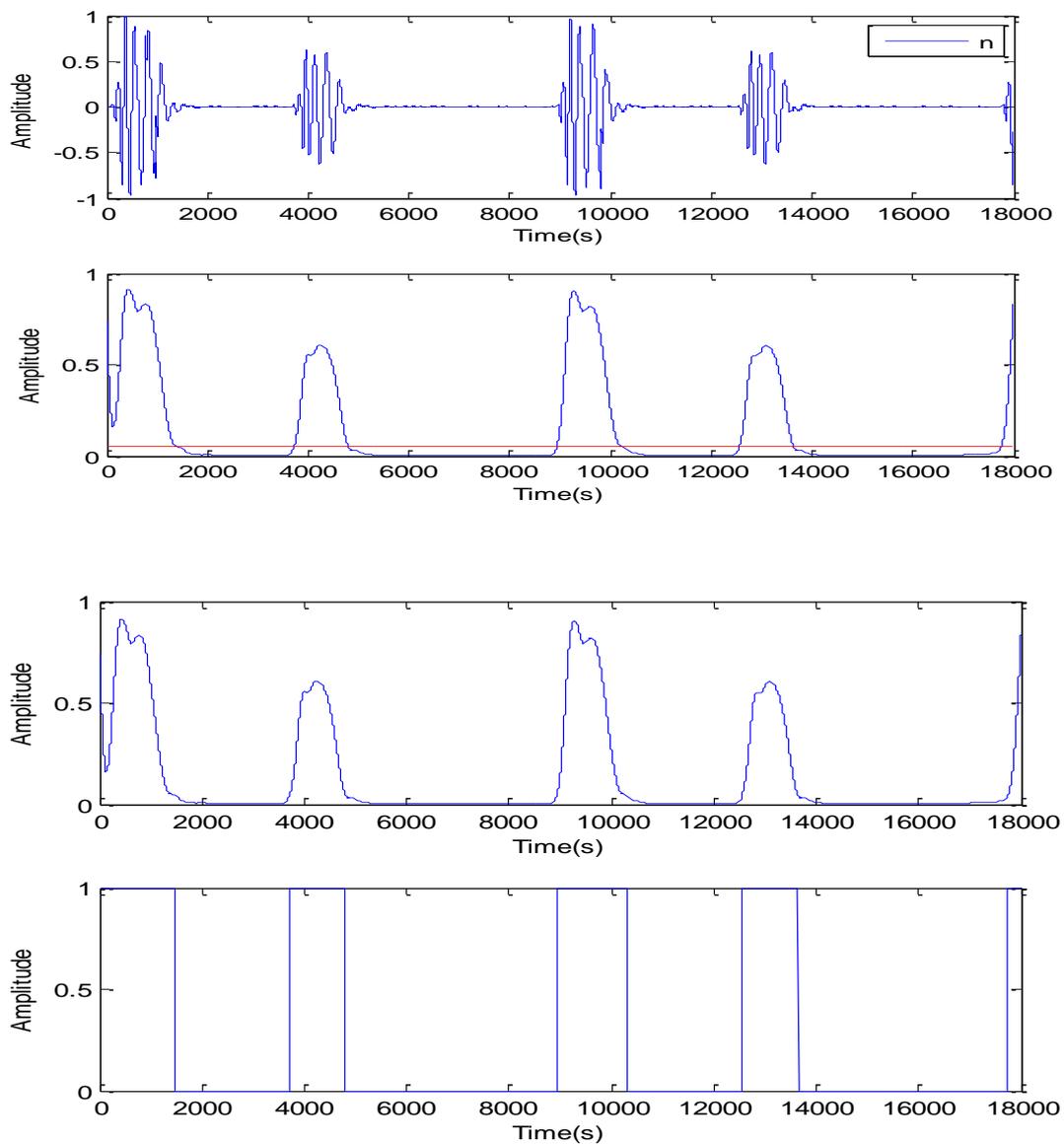
Dans le but de distinguer les bruits cardiaques B1 du B2, ainsi les bruits pathologiques des normaux afin d'apprécier leurs durées et celle du cycle cardiaque, nous avons validé notre algorithme de séparation des bruits et des souffles sur différents signaux PCG (normaux et pathologiques).

Aux bruits physiologiques peuvent s'ajouter des bruits pathologiques qui peuvent être des clics ou des souffles, des sons B3 (bruit protodiastolique) et B4 (bruit pré-systolique).

La séparation des clics et des souffles pathologiques peut être réalisée d'une manière analogue à celle de la séparation des bruits cardiaques B1 et B2 ; par la détection des minima latéraux de chaque pic d'enveloppe de la transformée d'Hilbert à partir d'un seuil fixé à partir de la valeur maximale, puis détecter les instants de ces points pour localiser et identifier les clics et les souffles cardiaques.

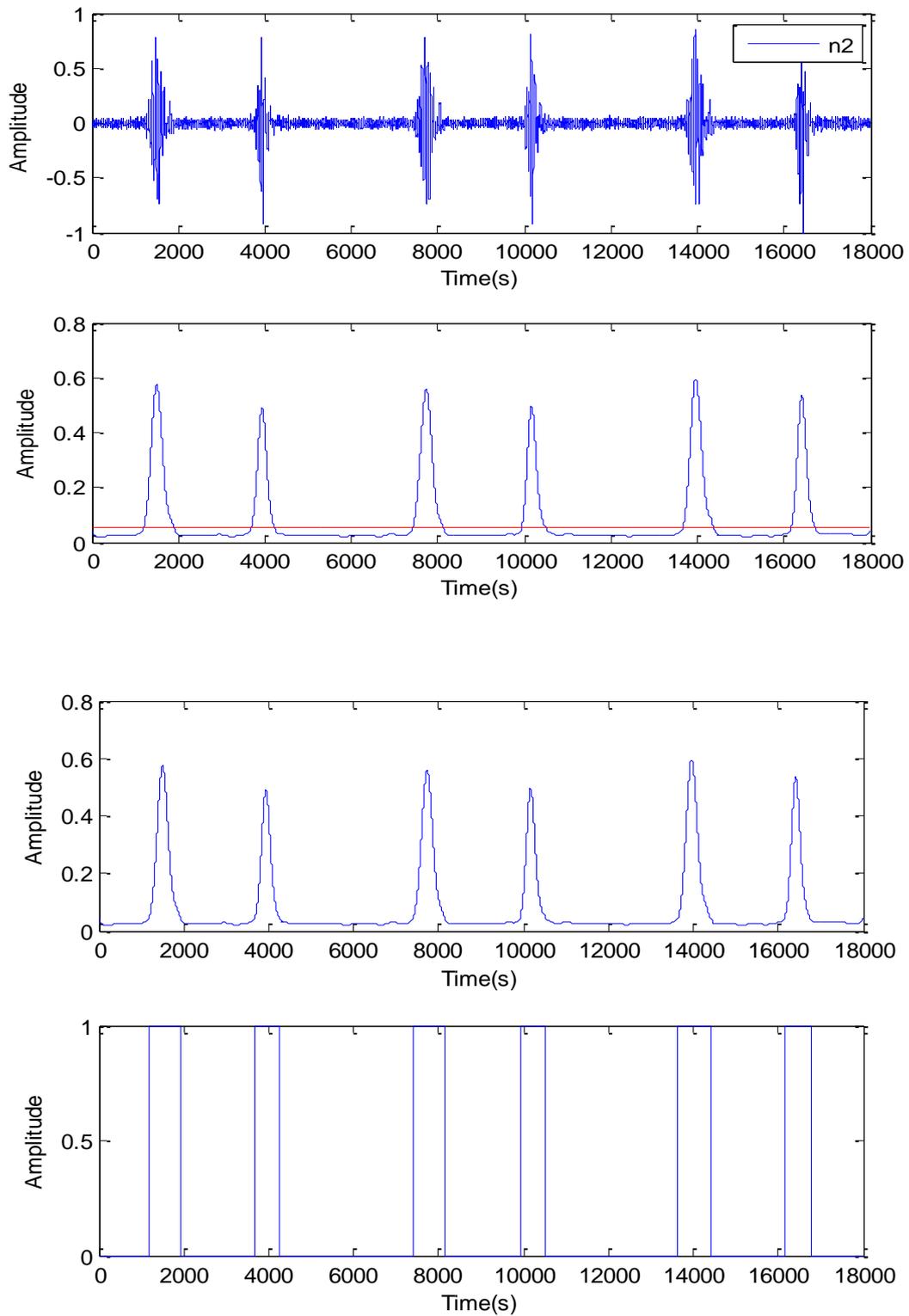
### 3.2 Méthode de segmentation utilisée

Dans le but de distinguer les bruits cardiaques B1 du B2, ainsi les bruits pathologiques des normaux afin d'apprécier leurs durées et celle du cycle cardiaques, nous avons validé notre algorithme de segmentation des bruits et des souffles sur différents signaux PCG (normaux et pathologiques).

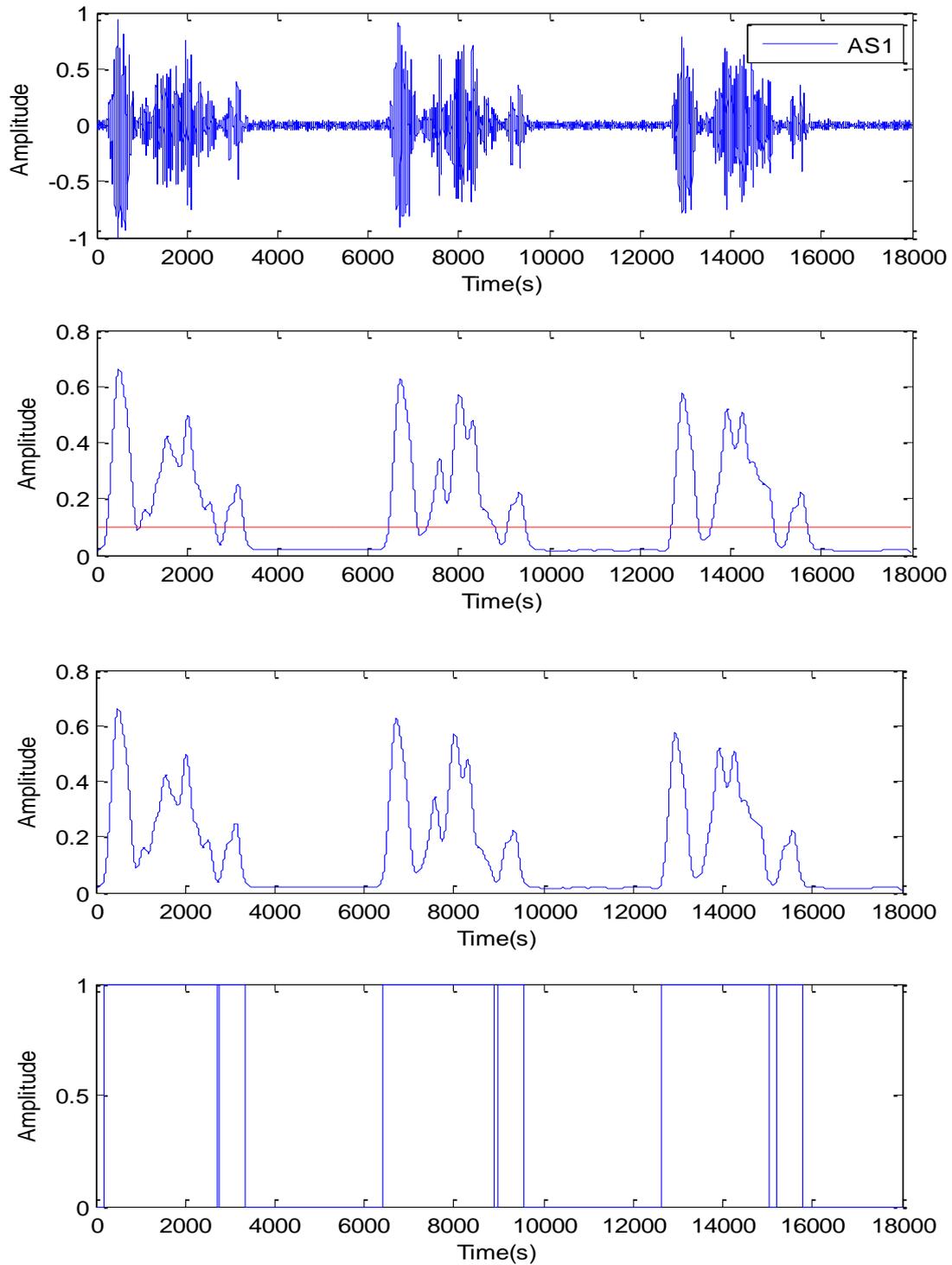


**Fig 3.1 : Représentation du signal PCG normal (cas n)**

- a) enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.054 de la valeur maximale, b) la détermination des bruits B1 et B2.

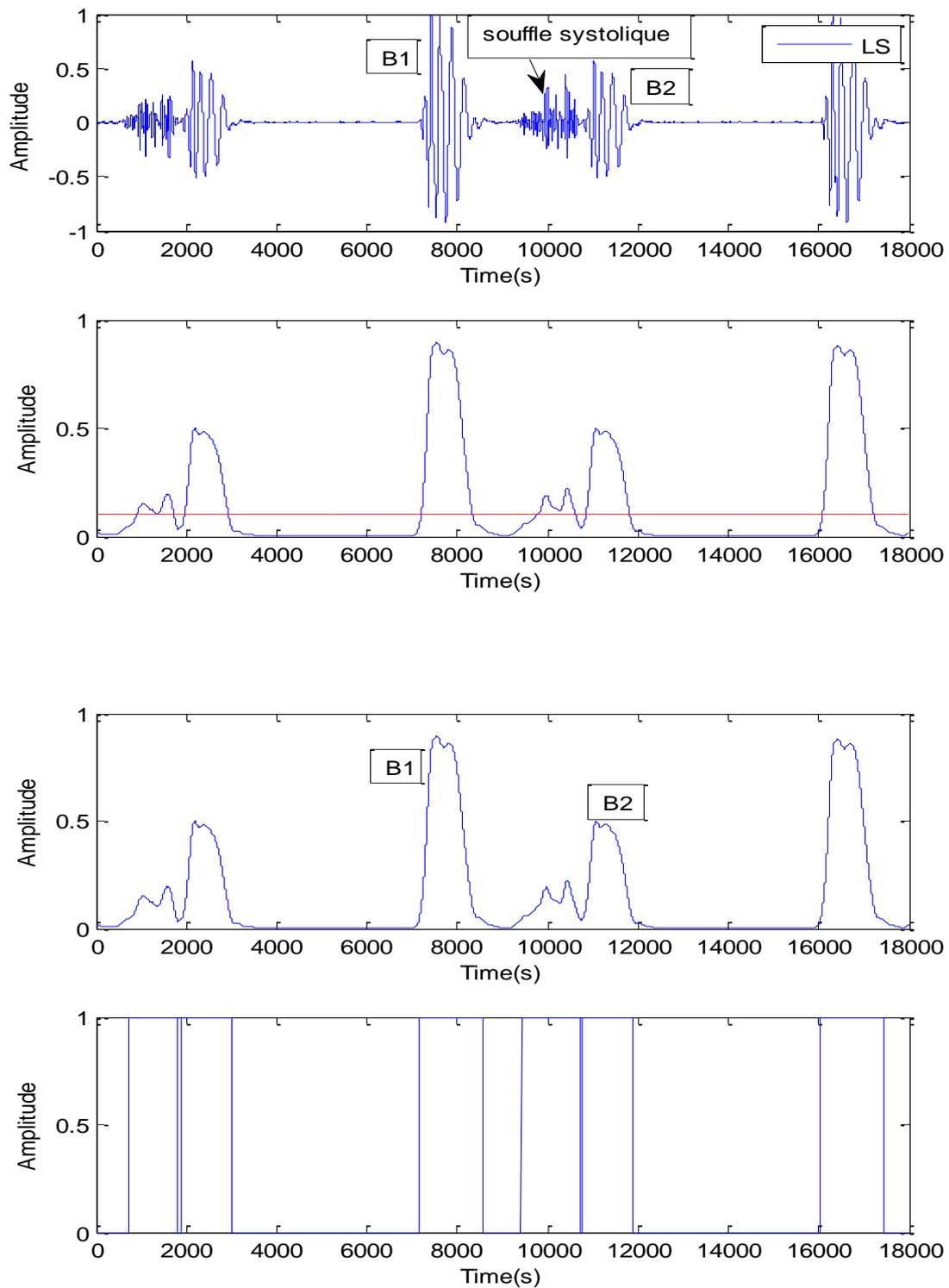


**Fig 3.2 : Représentation du signal PCG sans souffle (cas n2)**



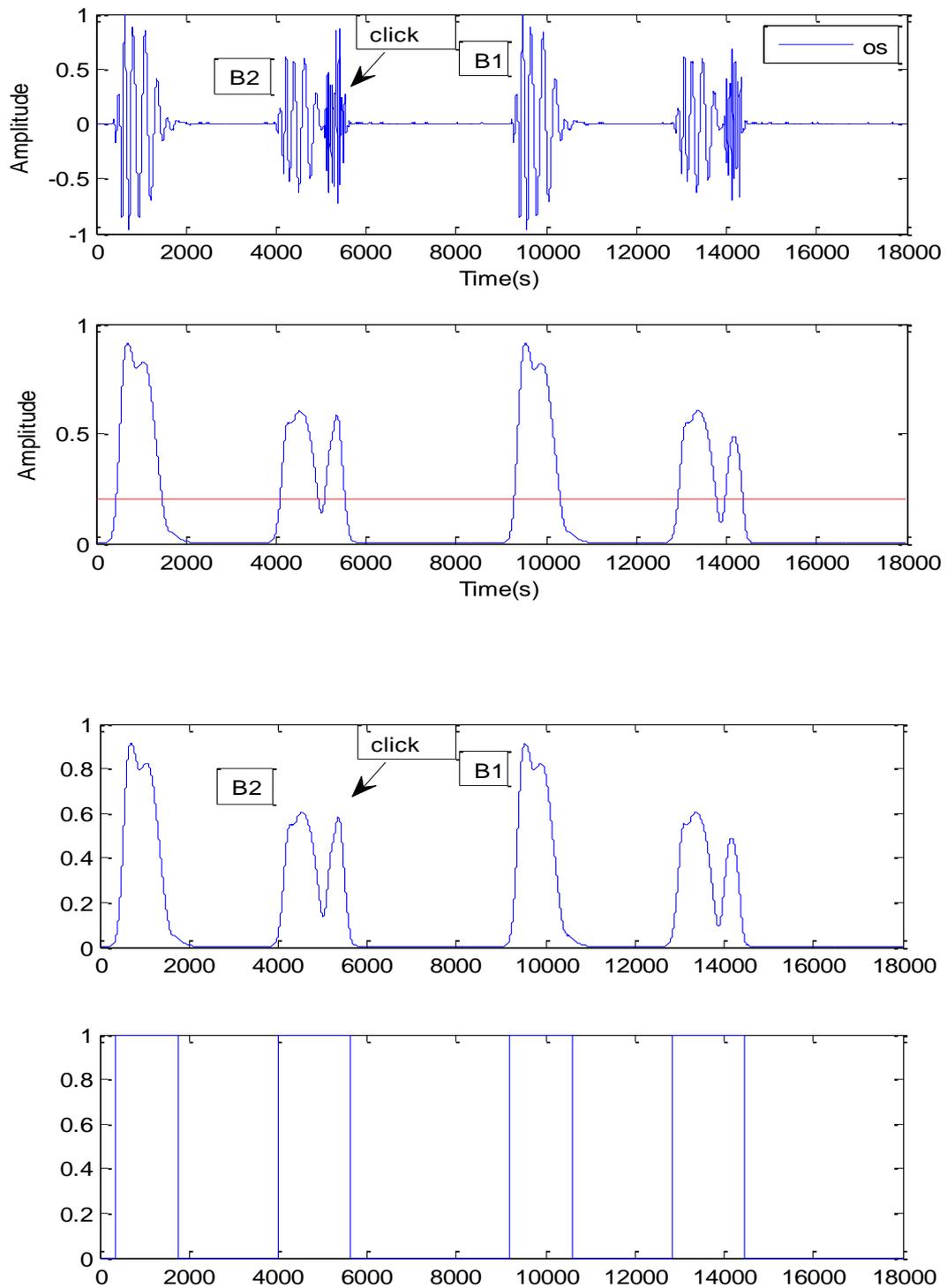
**Fig 3.3 : représentation d'un signal PCG a souffle systolique (cas AS1).**

- Enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.1 de la valeur maximale.



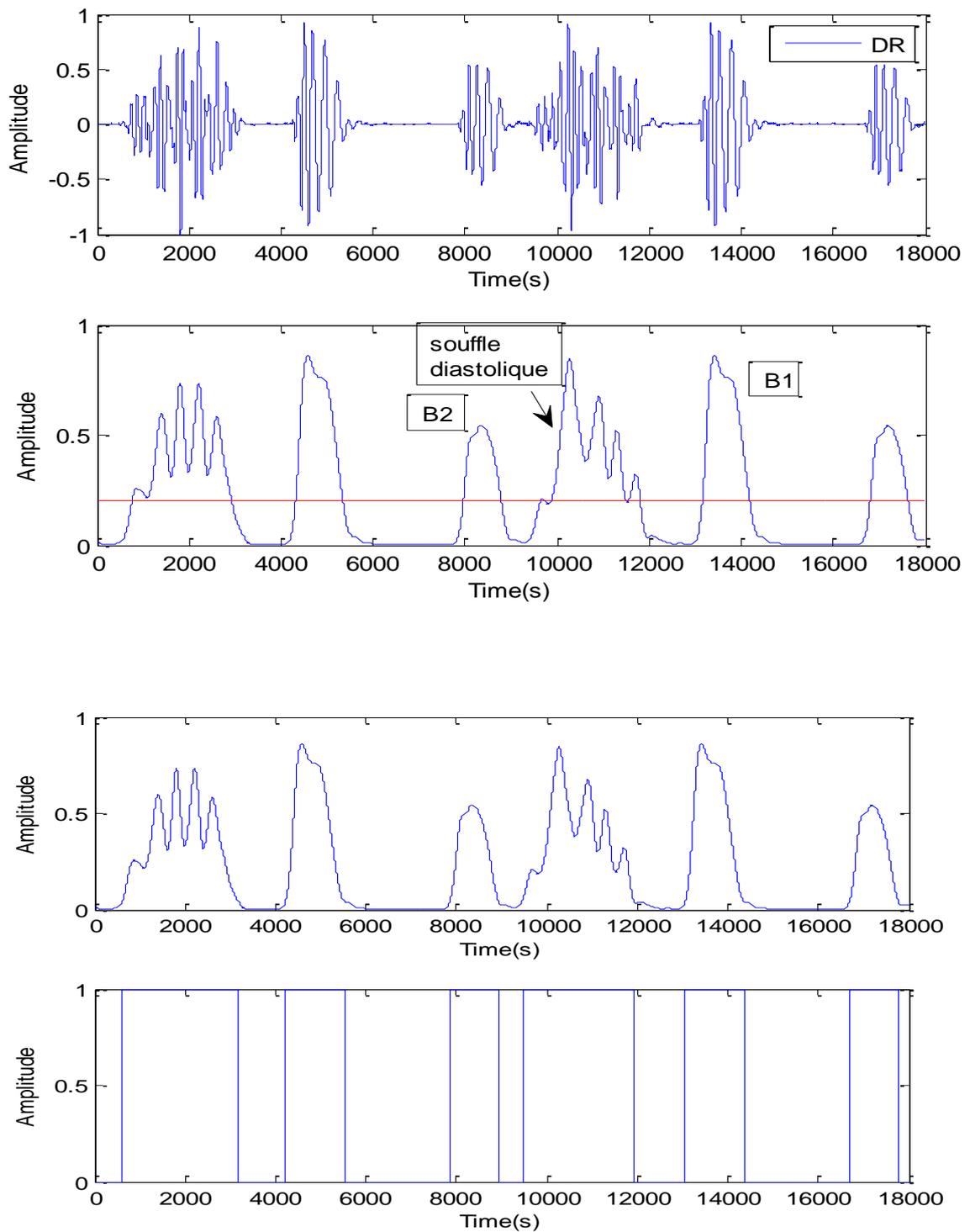
**Fig 3.4 : Représentation du signal PCG à souffle systolique (cas LS).**

- Enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.1 de la valeur maximale.



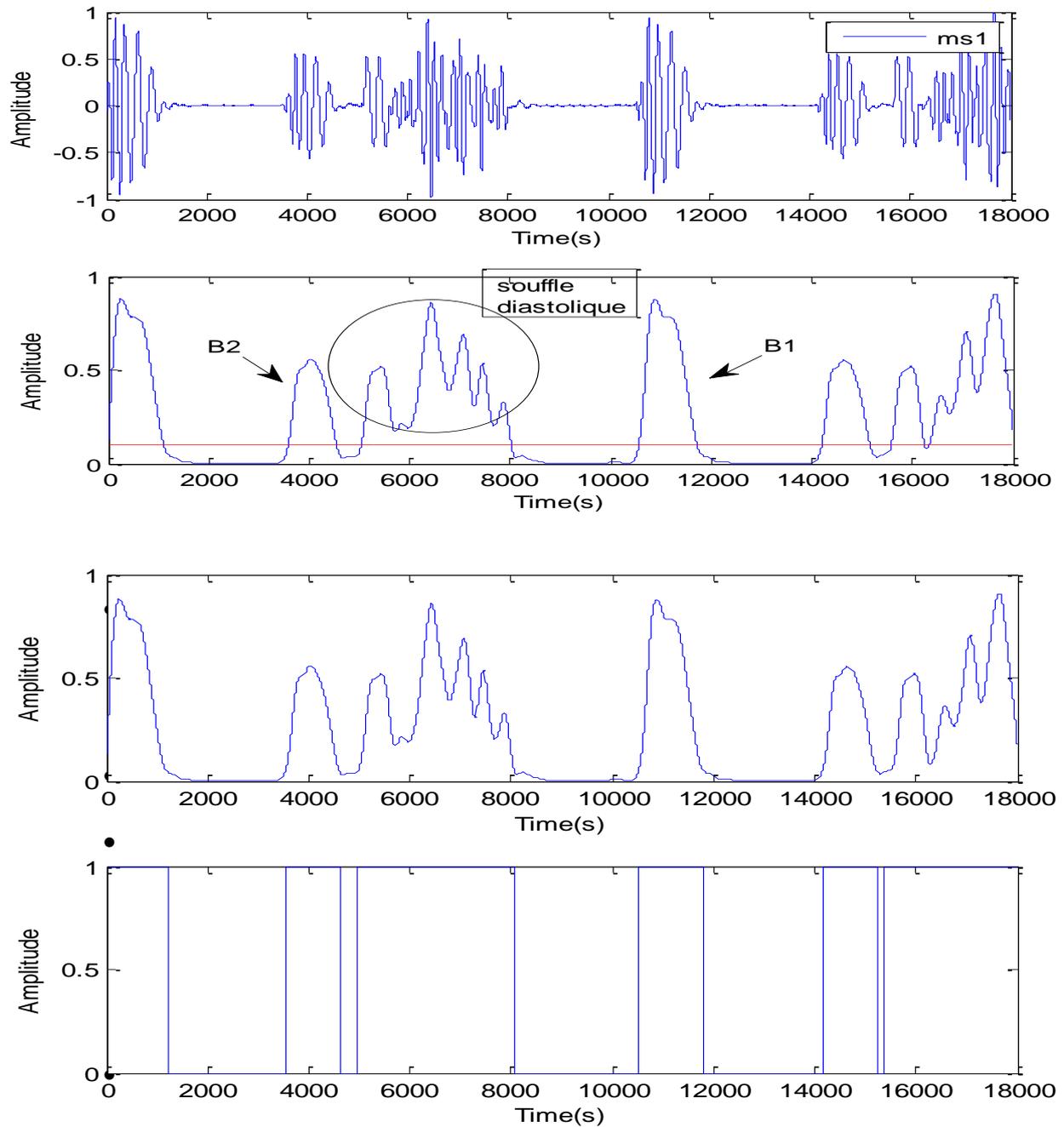
**Fig 3.5 : Représentation du signal PCG à click (cas os).**

- Enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.2 de la valeur maximale.



**Fig 3.6 : Représentation du signal PCG à souffle diastolique (cas DR).**

- Enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.2 de la valeur maximale.



**Fig 3.7 : Représentation du signal PCG à souffle diastolique (cas ms1).**

- Enveloppe normalisée de la transformée d'Hilbert avec un seuil de 0.1 de la valeur maximale.

### 3.3 Implémentation de l'algorithme de segmentation et discussion des

**résultats :**

La localisation des instants de débuts et de fins des bruits cardiaques, nous a permis d'apprécier leurs durées. Le tableau suivant regroupe les résultats issus de la validation de l'algorithme de segmentation sur différents signaux.

| <b>Signaux PCG<br/>utilisées</b>     | <b>La valeur de<br/>seuil fixé</b> | <b>Durée moyenne<br/>de Bruit B1(s)</b> | <b>Durée moyenne<br/>de bruit B2(s)</b> | <b>Durées moyenne de<br/>souffles ou click(s)</b> |
|--------------------------------------|------------------------------------|---|---|---|
| <b>PCG sans<br/>souffle</b>          |                                    |   |   |   |
| <b>n</b>                             | <b>0.054</b>                       | <b>0.4261</b>                           | <b>0.2130</b>                           | <b>-</b>  |
| <b>n2</b>                            | <b>0.054</b>                       | <b>0.0874</b>                           | <b>0.0687</b>                           | <b>-</b>  |
| <b>PCG à click<br/>os</b>            | <b>0.2</b>                         | <b>0.0852</b>                           | <b>0.0688</b>                           | <b>0.0312</b>                                     |
| <b>PCG à souffle<br/>systolique</b>  |                                    |   |   |   |
| <b>LS</b>                            | <b>0.1</b>                         | <b>0.1033</b>                           | <b>0.0883</b>                           | <b>0.1506</b>                                     |
| <b>AS1</b>                           | <b>0.1</b>                         | <b>0.0792</b>                           | <b>0.0515</b>                           | <b>0.1894</b>                                     |
| <b>PCG à souffle<br/>diastolique</b> |                                    |   |   |   |
| <b>DR</b>                            | <b>0.2</b>                         | <b>0.0934</b>                           | <b>0.0753</b>                           | <b>0.0947</b>                                     |
| <b>ms2</b>                           | <b>0.2</b>                         | <b>0.0929</b>                           | <b>0.0756</b>                           | <b>0.0726</b>                                     |

**Tableau 3.1 : Durée moyenne des bruits B1, B2 et souffle ou click cardiaque.**

La séparation des bruits pathologiques s'effectue en deux parties, avec des différentes valeurs de seuil.

D'après les résultats qui figurent sur le tableau ci-dessus, on remarque que les signaux étudiés présentent une durée moyenne du bruit B1 légèrement supérieur à celle du bruit B2. L'activité d'aiguillage du sang dans le myocarde ainsi que l'éjection du sang au cours du bruit B1 dure plus longtemps que pour le bruit B2. La durée de chaque bruit semble proportionnelle à la quantité du sang éjectée.

Les durées des bruits B1 du signal PCG à souffles systoliques sont nettement supérieures par rapport à celles de durées de bruits B2 du signal PCG normal, cela peut être dû à la pathologie elle-même.

### **3.4 Conclusion :**

L'algorithme que nous avons développé permet de segmenter le signal Phonocardiographique et de calculer par la suite différents paramètres temporels : les durées des bruits cardiaques B1 et B2 et le rythme cardiaque.

Cet algorithme est basé essentiellement sur la détection d'enveloppe issue de la transformée d'Hilbert et dépend donc de la morphologie du signal, et de la valeur du seuil fixée à partir de la valeur maximale de l'enveloppe.

Notons aussi que l'application de l'algorithme proposé dans le cas de signaux PCG ayant des souffles complètement immergés dans les bruits s'est avérée très délicate.

Comme perspectives à ce travail, il convient de penser à développer un algorithme de segmentation des signaux PCG indépendant du seuil afin d'améliorer les résultats obtenus.

## **Conclusion générale**

L'élaboration de ce travail avait comme objectif, de présenter un outil d'aide à la décision au diagnostic et de détection des différentes maladies cardiaques.

L'approche globale est de développer des méthodes génériques qui possèdent comme entrée un minimum d'informations a priori sur le sujet traité. Ceci s'inscrit dans un contexte d'un outil totalement automatisé et qui peut être appliqué dans des conditions cliniques ou d'autres. Le processus de diagnostic consiste à la détection des segments temporelles qui délimites la position des signaux représentant des pathologies, cette étape est connue sous le nom segmentation extraction des caractéristique qui semblent les discriminatoire entre des différentes pathologies.

L'axe principal de cette thèse s'articule autour des bruits cardiaques B1 et B2. Ces deux principaux signaux, sont au « cœur » du problème, leur localisation leur segmentation est une étape cruciale dans l'analyse des bruits cardiaques, ils sont la référence sur laquelle toute étude de pathologie se basera.

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés à la localisation des bruits cardiaques B1 et B2.

C'est une première étape de la phase de segmentation. Dans ce contexte, la technique de segmentation proposée est basée sur la théorie de Hilbert.

Les principales conclusions qui peuvent être tirées le long de ce mémoire sont :

Les signaux PCG offrent une capacité d'analyse menant à une bonne chez le médecin cardiologue.

Pour l'extraction de caractéristiques destinées à la segmentation depuis les signaux PCG, notre intérêt était posté seulement sur les limites temporelles des signaux représentant des pathologies cardiaques sans prendre les signaux cardiaques fondamentaux. En utilisant la méthode de détection d'enveloppe de Hilbert.

Finalement, nous pouvons dire que l'application de la transformée de Hilbert par la détection de l'enveloppe dans la segmentation des signaux PCG est susceptible de fournir un large éventail d'information sur les bruits cardiaques qui peut s'avérer, pour les cliniciens, comme étant une plate-forme de décision non négligeable dans la comparaison de l'évolution de ces signaux et dans l'établissement du diagnostic médical.

## La bibliographie :

- [1] Analyse et traitement d signal Phonocardiogramme par application de la transformée en ondelettes discrètes et la transformée en paquets d'ondelettes présenté par : Mr HAMZA CHERIF Lotfi. Thèse de magistère en électronique biomédical 2006/2007.
- [2] Séparation des Bruits et des Souffles Cardiaques présentés par : A. Atbi, F. Meziani, and S.M Debbal 2013.
- [3] Segmentation et classification des signaux non-stationnaires : application au traitement des sons cardiaque et \_a l'aide au diagnostic présenté par : Ali Moukadem 2012.
- [4] Analyse des signaux PCG par l'usage de DWT et CWT : mémoire présenté par : Mohamed Lamine MIKHALFI.
- [5] Thèse de doctorat Spécialité : électronique biomédical 2012/2013, Analyse du Degré de Sévérité Pathologique des Signaux Phonocardiogramme par Application des Transformées d'Ondelettes présenté par : MEZIANI Fadia.
- [6] Classification des Signaux Phonocardiogramme sur la Base de L'étude du Rapport SNR, Présenté par : Boudghene Stambouli Zineb en 2011/2012.
- [7] Nouvelle approche pour l'amélioration de la synchronisation en IRM cardiaque, modélisation de l'effet magnétohydrodynamique. THÈSE présentée pour l'obtention du grade de Docteur de l'Université de Technologie de Compiègne Discipline : Bio-Ingénierie Biomécanique Biomatériaux par : Dima ABI ABDALLAH.
- [8] Phonocardiogram Noise Detection in Realistic Environments Master Thesis in Computer Science présenté par : Nuno Miguel Tavares Costa e Silva orienté par : Prof. Dr. Miguel. Tavares Coimbra.
- [9] Cardiologie *Collège National des Enseignants de Médecine Interne* Dr. Brigitte Granel, Dr. Patrick Disdier 2013.
- [10] le concept de preuve à la lumière de l'intelligence artificielle j. sallantin et j.-j. szceciniaz eds. Nouvelle encyclopédie diderot, presses universitaires de France, paris, 1999 le programme de Hilbert. kostas dosen