

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ ABOU BEKR BELKAID

FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR



DÉPARTEMENT D'ÉLECTRONIQUE BIOMÉDICALE

LABORATOIRE DE GÈNE BIOMÉDICAL



Mémoire de magister

Pour l'obtention du titre de magister en électronique biomédicale

Présenté par : Mr CHAKIB BEREKSI REGUIG

Ingénieur d'état en électronique biomédicale

Intitulé :

ALGORITHMES DE MESURES TEMPORELLES AUTOMATIQUES SUR UN CYCLE CARDIAQUE

Soutenu en Février 2010 devant les membres du jury :

Président : Mr F. BEREKSI REGUIG

Professeur

Encadreur : Mr S.M. DEBBAL

Professeur

Examinateur : Mr M.A. CHIKH

Maître de conférences

Examinateur : Mr Z. HADJ SLIMANE

Maître de conférences

Année universitaire 2009/2010

Université Abou bek'r Belkaid – Tlemcen, BP 230 - 13000 Chetouane, Tlemcen, Algérie.

RÉSUMÉ

L'auscultation cardiaque, est une technique qui fournit un amas d'informations concernant l'activité du cœur, de ce fait elle est très utile pour le diagnostic de pathologies affectant ce dernier. Cependant, cette approche est souvent limitée, car elle est surtout basée sur l'aptitude du médecin, celui-ci grâce à son ouïe à interpréter les différentes expressions acoustiques des valves cardiaques. Pour cela, il est nécessaire l'utilisation d'une technique complémentaire, en l'occurrence la phonocardiographie, dont la forme la plus moderne utilise un stéthoscope électronique, résultant ainsi en un signal phono cardiogramme numérique. Le traitement informatique de ce dernier, peut s'avérer très révélateur quant aux caractéristiques temporelles des différentes phases du cycle cardiaque (systolique et diastolique), ainsi que celles des sons engendrés par l'activité mécanique normale (bruits B1 et B2) ou bien anormale (souffles, clicks et bruits surajoutés B3 et B4) des valves du cœur.

Mots clés : Phono cardiogramme ; Traitement ; Caractéristiques temporelles ; Phase systolique ; Phase diastolique ; B1 ; B2 ; souffles ; clicks ; B3 ; B4.

ABSTRACT

Heart auscultation, is a technique that provides a lot of informations about the cardiac activity. Thereby, it's a very helpful tool to diagnosis diseases affecting the heart. However, this approach is sometimes limited, because it is based on the aptitude of the doctor to interpret by his hearing, the different acoustic expressions of the cardiac valves. For that, it is necessary the use of a complementary technique, in this case the phono cardiography, which the most modern form utilizes an electronic stethoscope, resulting so into a digital phono cardiogram signal. The informatic processing of this signal, may reveal several things about the temporal characteristics of the different phases of the cardiac cycle (systolic and diastolic) and also, about the sounds generated by the normal (heart sounds S1 and S2) or abnormal (murmur, clic and extra heart sounds S3 and S4) mecanic activity of the heart valves.

Keywords : Phono cardiogram ; Processing ; Temporal characteristics ; Systolic phase ; Diastolic phase ; S1 ; S2 ; Murmur ; Clic ; S3 ; S4.

المخلص

التسمع للقلب، تقنية توفر العديد من المعلومات في ما يخص النشاط القلبي، فبالضبط إنها جد هامة لتشخيص الأمراض التي تمس هذا الأخير. لكن، بعض الأحيان هذه التقنية تبقى محدودة، ذلك بسبب اعتمادها على قدرة الطبيب، هذا الأخير بواسطة سمعه في تفسير مختلف الجارات الصوتية للصفامات القلبية، لهذا من اللازم استعمال تقنية كمبيوترية وبالضبط الفونوكارديوغرافيا التي في نموذجها الأكثر حداثة تستخدم السماعة الطبية الالكترونية، محصلة في هذه الحالة على إشارة فونوكارديوغرام رقمية. معالجة هذه الإشارة بواسطة جهاز الكمبيوتر، يمكن أن يكون جد كاشفا فيما يخص المميزات الزمنية لدى مختلف مراحل النورة القلبية (انقباض و تمدد القلب) وكذلك الأصوات الصادرة من النشاط الميكانيكي العادي (الأصوات القلبية ص 1 و ص 2) أو الغير العادي (همهمة، صدع، الأصوات القلبية الإضافية ص 3 و ص 4) للصفامات القلبية.

المصطلحات : فونوكارديوغرام، معالجة، المميزات الزمنية، انقباض القلب، تمدد القلب، ص 1، ص 2، همهمة، صدع، ص 3، ص 4.

Dédicaces

Je dédie ce travail

*À mes parents qu'il soit pour eux le témoignage de la profonde et sincère
gratitude que je nourris à leur égard*

À mes frères et sœurs et à tous ceux qui me sont très chère.



Remerciements

À mon directeur de mémoire, le professeur S.M. Debbal, mes sincères remerciements pour la qualité de son encadrement, ses conseils avisés qui ont permis à ce travail d'avancer dans le bon sens.

À l'ensemble du jury, merci pour l'honneur que vous me faites en jugeant cet humble ouvrage.

Enfin, je remercie tous ceux qui ont participés de près ou de loin (en particuliers les membres du laboratoire GBM Mr J. Omari et Mr Boutaa) à la finalisation de ce mémoire.



Sommaire

| | Pages |
|--|-------|
| Introduction | 1 |
| CHAPITRE I : | |
| « Notions de base sur la phonocardiographie » | |
| I -1- Anatomie et physiologie du cœur | 3 |
| I -1-1- Définition | 3 |
| I -1-2- Structure | 3 |
| I -1-3- La révolution cardiaque | 5 |
| I -2- L'auscultation et la phonocardiographie | 7 |
| I -2-1- Définitions | 7 |
| I -2-2- Techniques | 7 |
| I -2-3- Auscultation normale | 9 |
| I -2-4- Auscultation anormale | 11 |
| I -2-4-1- Anomalies des bruits physiologiques | 11 |
| I -2-4-2- Les bruits surajoutés | 11 |
| I -2-4-2-1- Les bruits systoliques | 11 |
| I -2-4-2-2- Les bruits diastoliques | 11 |
| I -2-4-3- Le souffle cardiaque | 13 |
| I -2-4-3-1- Localisation des souffles cardiaques | 14 |
| I -2-4-3-2- Les souffles systoliques | 14 |
| I -2-4-3-2-1- Obstacle à l'éjection du flux sanguin au travers les valves sigmoïdes aortiques | 14 |
| I -2-4-3-2-2- Obstacle à l'éjection du flux sanguin au travers les valves sigmoïdes pulmonaires | 15 |
| I -2-4-3-2-3- Insuffisance mitrale | 16 |
| I -2-4-3-2-4- Insuffisance tricuspide | 16 |
| I -2-4-3-2-5- Communication inter-ventriculaire | 17 |
| I -2-4-3-2-6- Autres | 17 |
| I -2-4-3-3- Les souffles diastoliques | 17 |
| I -2-4-3-3-1- Insuffisance aortique | 17 |
| I -2-4-3-3-4- Sténose mitrale | 17 |
| I -2-4-3-3-2- Insuffisance pulmonaire | 18 |
| I -2-4-3-3-3- Sténose de l'artère inter ventriculaire antérieure | 18 |
| I -2-4-3-3-5- Sténose tricuspide | 19 |
| I -2-4-3-3-6- Myxome auriculaire | 19 |
| I -2-4-3-2-7- Autres | 19 |
| I -2-4-3-4- Les souffles continus | 19 |
| CHAPITRE II : | |
| « Segmentation du signal PCG et mesures temporelles sur ses différentes phases » | |
| II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures | 20 |
| II -1-1- Filtrage | 20 |
| II -1-2- Etude énergétique | 21 |
| II -1-3- Détection d'enveloppe de l'énergie | 24 |

| | |
|--|----|
| II -1-4- Détection des pics | 25 |
| II -1-5- Séparation des bruits cardiaques B1 et B2 | 26 |
| II -1-6- Mesures temporelles | 30 |
| II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés | 35 |
| II -2-1- Séparation des composants d'un signal PCG à galop B3 | 35 |
| II -2-2- Séparation des composants d'un signal PCG à galop B4 | 38 |
| II -2-3- Séparation des composants d'un signal PCG à quadruple galop | 41 |
| II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks | 44 |
| II -4- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques..... | 50 |

CHAPITRE **III** :

« Analyse temporelle des signaux PCG normaux et de pathologies mineures »

| | |
|---|----|
| III -1- Etude de signaux PCG normaux | 57 |
| III -1-1- Segmentation et mesures temporelles | 57 |
| III -1-2- Etude statistique | 59 |
| III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures | 61 |
| III -2-1- Segmentation et mesures temporelles | 61 |
| III -2-2- Etude statistique | 62 |

CHAPITRE **IV** :

« Analyse temporelle des signaux PCG pathologiques avec souffles, clicks et bruits surajoutés »

| | |
|--|----|
| IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks | 66 |
| IV -1-1- Signaux PCG avec clicks systoliques | 66 |
| IV -1-2- Signaux PCG avec clicks diastoliques | 69 |
| IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés | 73 |
| IV -2-1- Signaux PCG avec bruits B3 | 73 |
| IV -2-2- Signaux PCG avec bruits B4 | 77 |
| IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques | 81 |
| IV -3-1- Signaux PCG avec souffles systoliques | 81 |
| IV -3-1-1- Signaux PCG avec souffle proto-systolique dans le cas d'une sténose aortique | 81 |
| IV -3-1-2- Signaux PCG avec souffle télé-systolique dans le cas d'une sténose aortique | 85 |
| IV -3-2- Signaux PCG avec souffles diastoliques | 89 |

| | |
|----------------------------------|----|
| Conclusion et perspectives | 94 |
| Bibliographie | 96 |
| Annexe | 97 |

CHAPITRE I

Notions de base sur la phonocardiographie

Le corps humain peut être considéré comme étant une machine composée d'un ensemble d'éléments complexes formants des structures douées d'une grande synchronisation et dont le moteur n'est autre que le cœur, ce dernier peut être le siège d'anomalies elles même étant des signes avant-coureurs de la présence de diverses pathologies plus ou moins graves qui altèrent l'intégrité de l'organisme.

De ce fait, il existe plusieurs techniques permettant le diagnostic de ces dites anomalies dont l'auscultation et la phonocardiographie sont un florilège.

Dans ce chapitre et dans un premier temps, notre intérêt se portera brièvement sur la compréhension de l'aspect anatomique (structure) ainsi que physiologique (fonctionnement) du cœur. Ensuite, nous accorderons dans un second temps une plus grande importance à comprendre ce que sont l'auscultation ainsi que la phonocardiographie comme techniques de diagnostic tout en mettant en évidence les diverses anomalies et par conséquent pathologies susceptibles d'être décelées grâce à celles-ci.

CHAPITRE II

Segmentation du signal PCG et mesures temporelles sur ses différentes phases

Le phono cardiogramme est un signal contenant une gamme importante de données, riches en informations concernant l'activité cardiaque durant un cycle. De ce fait, l'analyse de ce dernier permet de comprendre d'une façon plus claire l'activité sonore du cœur, grâce notamment à une valorisation quantitative de cette dite activité, démontrant ainsi des facettes de cette dernière souvent difficiles à déceler par l'auscultation.

En effet, il s'avère que les pathologies valvulaires induisent des changements remarquables sur la morphologie du signal phono cardiogramme, donc un traitement numérique de ce dernier permet de mieux comprendre la succession d'événements mis en cause en l'absence ou encore la présence d'une anomalie cardiaque.

Dans ce chapitre, on se proposera d'analyser le signal phono cardiogramme à partir de la segmentation de ce dernier, permettant ainsi la séparation des divers événements le constituant (bruits et éventuellement clicks et souffles cardiaques), la méthode la plus en vue est sans nul doute celle de l'envelopram (S. Liang et al. 1997 [2]), qui en d'autres termes consiste à détecter l'enveloppe de l'énergie temporelle du signal phono cardiogramme.

CHAPITRE **III**

Analyse temporelle des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

La segmentation des différents signaux PCG décrite et effectuée au cours du précédent chapitre nous a permis de récolter ou plus concrètement de mesurer les diverses données temporelles relatives au différents paramètres présents dans ces signaux, en l'occurrence les durée des phases systoliques et diastoliques ainsi que celles des bruits cardiaques (B1 et B2).

Ces données peuvent maintenant, subir une étude statistique visant à mieux comprendre leurs variations d'une façon globale ou plutôt générale, chez plusieurs sujets présentant des similitudes quant à la forme du signal PCG.

Ainsi, dans un premier temps, on se proposera d'étudier ces dites variations pour des signaux PCG normaux, on s'attèlera par la suite à ceux de pathologies mineures (de morphologie à tous points normale, dépourvue de galops B3 et B4, de clicks ou bien de souffles cardiaques).

CHAPITRE **IV**

Analyse temporelle des signaux PCG pathologiques avec souffles, clicks et bruits surajoutés

L'étude statistique effectuée au cours du précédent chapitre, nous a permis d'avoir une appréciation sur les interprétations qui peuvent surgir vis à vis des répercussions que peut avoir une pathologie sur les différentes données temporelles du signal PCG (durées des phases systoliques et diastoliques ainsi que celles des bruits cardiaques B1 et B2), même si cette dite pathologie, n'influe pas considérablement sur la morphologie de ce dernier et qui de ce fait présente une forme normale à quelques détails près.

- Ainsi donc et dans l'optique de mieux comprendre les répercussions cités ci-dessus, on se proposera dans ce chapitre, d'étendre notre étude aux signaux PCG ayants des morphologies anormales (et donc pathologiques), en particulier celles montrant la présence de clicks, de bruits surajoutés (B3 et B4) ou enfin de souffles cardiaques (systoliques et diastoliques).

Introduction

L'auscultation cardiaque est une technique qui consiste à l'écoute des expressions acoustiques du cœur. Aussi, c'est un outil très important pour le diagnostic de troubles valvulaires. Ses origines remontent au XVI^e siècle quand William Harvey attira l'attention à ce concept pour la première fois, cela fut suivi par l'invention du stéthoscope en 1836 par Laennec.

Cette approche, a une certaine ascendance sur les progrès faits vis-à-vis de la compréhension de l'activité cardiaque d'une façon générale et de l'influence que peut avoir une pathologie du cœur sur celle-ci d'une façon plus particulière.

Cependant, cette technique constitue tout un art, reposant essentiellement sur l'aptitude du praticien à déceler tous les événements sonores émanant du cœur et à les interpréter séparément sur un laps de temps très court. Cette tâche est souvent d'autant plus difficile à cause de la maigre sensibilité de l'ouïe humaine dans les basses fréquences sur lesquelles ces événements peuvent parfois se situer.

Pour cela, une dérivée récente de ce concept, en l'occurrence la phonocardiographie, propose le traitement d'enregistrement acoustique prenant en compte toutes les formes de sons présentes dans le cœur durant un examen auscultatoire. Ceci, en permettant la visualisation de ces dites formes sur un tracé ou bien sur un signal appelé plus communément le phono cardiogramme.

Ainsi, la forme la plus sophistiquée de ce procédé utilise un stéthoscope électronique, qui permet l'acquisition d'un signal numérique rendant possible un traitement informatique.

Donc, une étude du phono cardiogramme par le biais d'outils informatiques faciliterait une approche plus juste ou encore plus précise quant à l'analyse des différents paramètres présents dans ce dernier.

De ce fait, par le mot paramètres est sous-entendus les bruits valvulaires (B1 et B2), ainsi que les sons anormales (et donc pathologiques), souvent décrits comme étant des souffles, des clicks ou parfois des bruits surajoutés (galops B3 et B4).

Ainsi donc, certaines études faites ([1], [2]) sur le signal phono cardiogramme, ont

permis la séparation de ces différentes composantes, visant non seulement une analyse plus appropriée de ces dernières, mais aussi une approche quantitative, valorisant leurs aspects ou bien encore leurs caractéristiques spectro-temporelles ([3]).

Le but escompté par notre étude dans ce mémoire, est d'établir un certain nombre d'algorithmes capables de procéder à une mesure automatique temporelle des différentes phases du signal phono cardiogramme (bruits, click, souffles, etc....).

Une étude comparative des résultats obtenus sur des signaux pathologiques et des signaux normaux, nous permettra d'aboutir à des conclusions à même de comprendre l'évolution de la pathologie et de la situer dans un contexte global.

I -1- Anatomie et physiologie du cœur :

I -1-1- Définition : [4] - Le cœur est un organe creux et musculaire qui assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmiques vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps humain ou animal.

I -1-2- Structure : [4] - Dans le corps humain, le cœur se situe dans le médiastin. C'est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum, sur le diaphragme. C'est un organe creux mû par un muscle, le myocarde, et enrobé du péricarde; il est entouré par les poumons.

- Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14 cm. Sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing fermé de la personne. Son volume vaut environ 50 à 60 cm³. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Ces dimensions sont souvent augmentées dans les affections cardiaques.

- Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les *atria* ou *oreillettes* en haut, et les *ventricules* en bas. Chaque jour, le cœur pompe l'équivalent de 8 000 litres de sang pour un équivalent de 100 000 battements cardiaques.

- Une représentation anatomique de l'emplacement du cœur est donnée par la figure I -1 ci-dessous : [5]

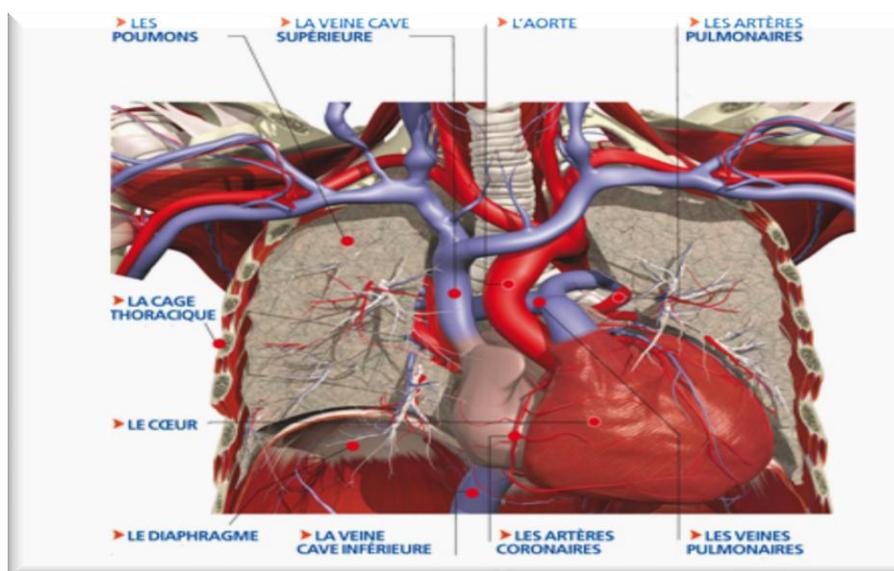


Figure I -1 : localisation du cœur humain

I -1- Anatomie et physiologie du cœur

- Un mur musculaire épais, le *septum*, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et le ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel coordonné du sang depuis les atria vers les ventricules. L'organe central de la circulation sanguine est, en réalité, composé de deux cœurs accolés l'un à l'autre, mais cependant totalement distincts l'un de l'autre : un cœur droit dit veineux (ou segment capacitif), et un cœur gauche dit artériel (ou segment résistif).

- Les ventricules cardiaques ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des atria, et la contraction des ventricules est plus importante pour la distribution du sang.

- Une représentation anatomique du cœur est donnée par la figure I -2 ci-dessous : [6]

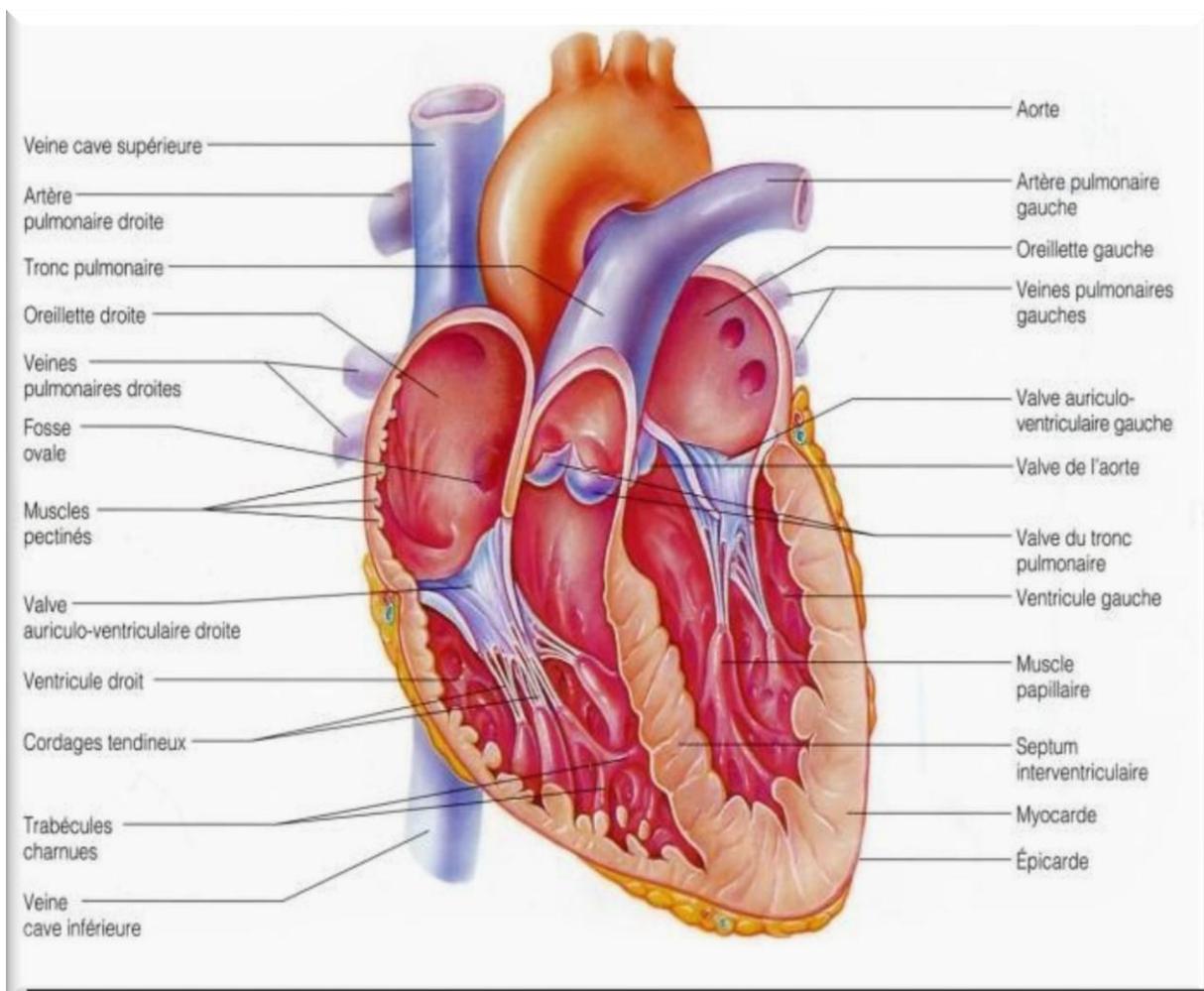


Figure I -2 : structure du cœur humain

I -1- Anatomie et physiologie du cœur

- Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'atrium droit par trois veines, la veine cave supérieure, la veine cave inférieure et le sinus coronaire. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci le pompe vers les poumons par l'artère pulmonaire.
- Après avoir perdu son dioxyde de carbone aux poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompant principale, ayant pour but d'envoyer le sang par l'aorte vers toutes les parties du corps sauf les poumons.
- Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour forcer le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons.
- Bien que les ventricules se trouvent en bas des atria, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur (l'artère pulmonaire et l'aorte) se trouvent en haut du cœur.
- La paroi du cœur est composée de muscle qui ne se fatigue pas. Elle consiste en trois couches distinctes. La première est l'épicarde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif.
- La deuxième est l'épais myocarde ou muscle cardiaque. À l'intérieur se trouve l'endocarde, une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif.
- Le cœur a besoin d'une quantité importante de sang, offerte par les artères coronaires (dont la circulation est dite diastolique) gauche et droite des embranchements de l'aorte.

I -1-3- La révolution cardiaque : [4] - La fréquence cardiaque au repos est de 55 à 80 battements par minute, pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Au total, le cœur peut battre plus de 2 milliards de fois en une vie.

- Chacun de ses battements entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la *révolution cardiaque*. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la *systole auriculaire*, la *systole ventriculaire* et la *diastole*:

- Une schématisation de cette dite révolution est donnée par la figure **I -3** ci-contre : [7]

I -1- Anatomie et physiologie du cœur

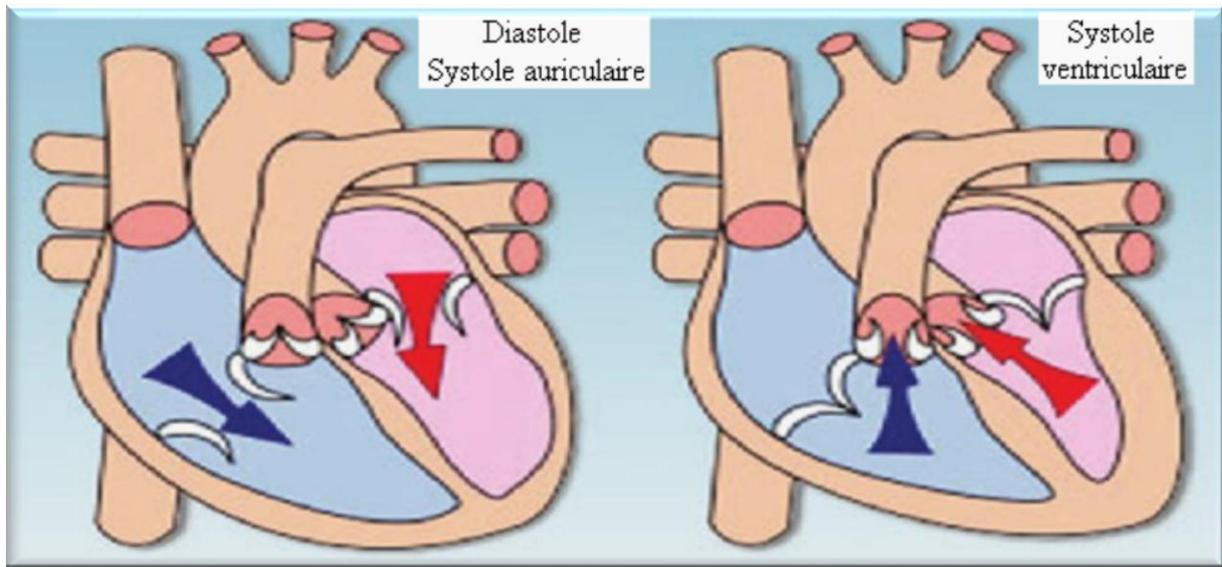


Figure I -3 : La révolution cardiaque

- Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les *valves auriculo-ventriculaires* entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur.
- La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux *valves sigmoïdes* - la *valve pulmonaire* à droite et la *valve aortique* à gauche - se ferment.
- Ainsi le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole les oreillettes maintenant relâchées, se remplissent de sang.
- Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules, par les oreillettes droites et gauches et depuis les veines caves et pulmonaires.
- Durant un cycle cardiaque normal (en moyenne d'une durée de 1 seconde c.à.d. fréquence cardiaque de 60 battements par minute), le cœur passe 1/3 du temps en systole et 2/3 en diastole, cette répartition est représentée sur la figure I -4 ci-contre : [8]

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie

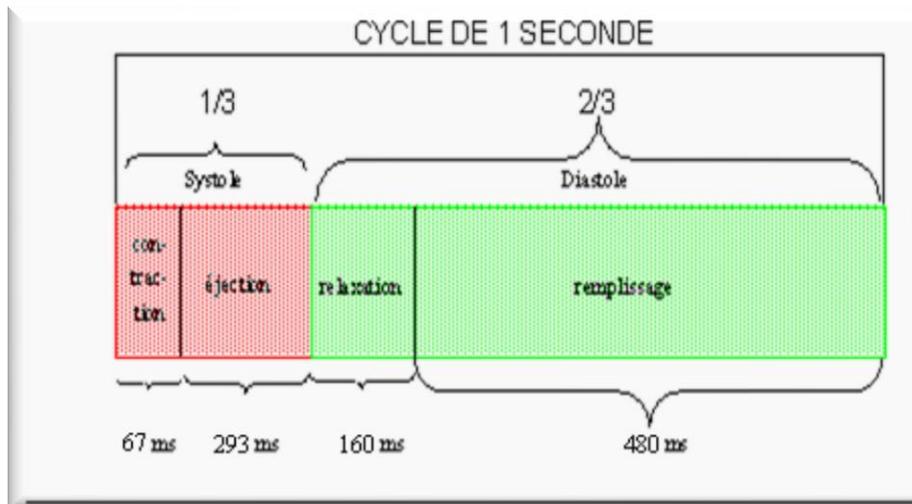


Figure I -4 : Répartition de la systole et de la diastole sur un cycle cardiaque

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie :

I -2-1- Définitions : [9] - L'auscultation cardiaque est la technique permettant l'écoute du cœur par l'intermédiaire d'un stéthoscope, elle fait partie intégrante de l'examen clinique du patient.

[10] - Le phono cardiogramme est un enregistrement des bruits du cœur, où le signal sonore est transformé en impulsions électriques de façon à pouvoir être enregistré sur un tracé. Cet examen permet de préciser ce que le cardiologue détecte à l'oreille avec son stéthoscope.

I -2-2- Techniques : [9] - L'auscultation se fait de principe chez un patient torse nu, dans une ambiance silencieuse. Le patient est classiquement allongé sur le dos (*décubitus dorsal*), mais certaines anomalies peuvent s'entendre mieux en position assise ou le patient allongé sur le côté gauche (*décubitus latéral gauche*).

- Les principaux lieux d'écoute sont :

- ➔ Un peu en dessous de l'extrémité interne de la clavicule droite (deuxième espace intercostal droit, contre le sternum) : foyer aortique.
- ➔ Un peu en dessous de l'extrémité interne de la clavicule gauche (deuxième espace intercostal gauche, contre le sternum) : foyer pulmonaire.
- ➔ Au niveau de la pointe du cœur (repéré à la palpation de la partie gauche du thorax) correspondent à la valve mitrale au niveau du 5ème espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire: apex ou foyer

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie

apexien communément connu comme étant le foyer mitral.

→ En dedans du foyer apexien, correspondent à la valve tricuspide au niveau du 4ème espace intercostal gauche, à la xiphoïde : foyer endapexien aussi appelé tricuspide.

- La reconnaissance des différents bruits ou anomalies requiert une pratique assidue, les anomalies sont très souvent discrètes et peuvent échapper à une oreille non habituée.

- Une localisation des différents foyers d'auscultation est donnée par la figure I -5 ci-contre : [8]

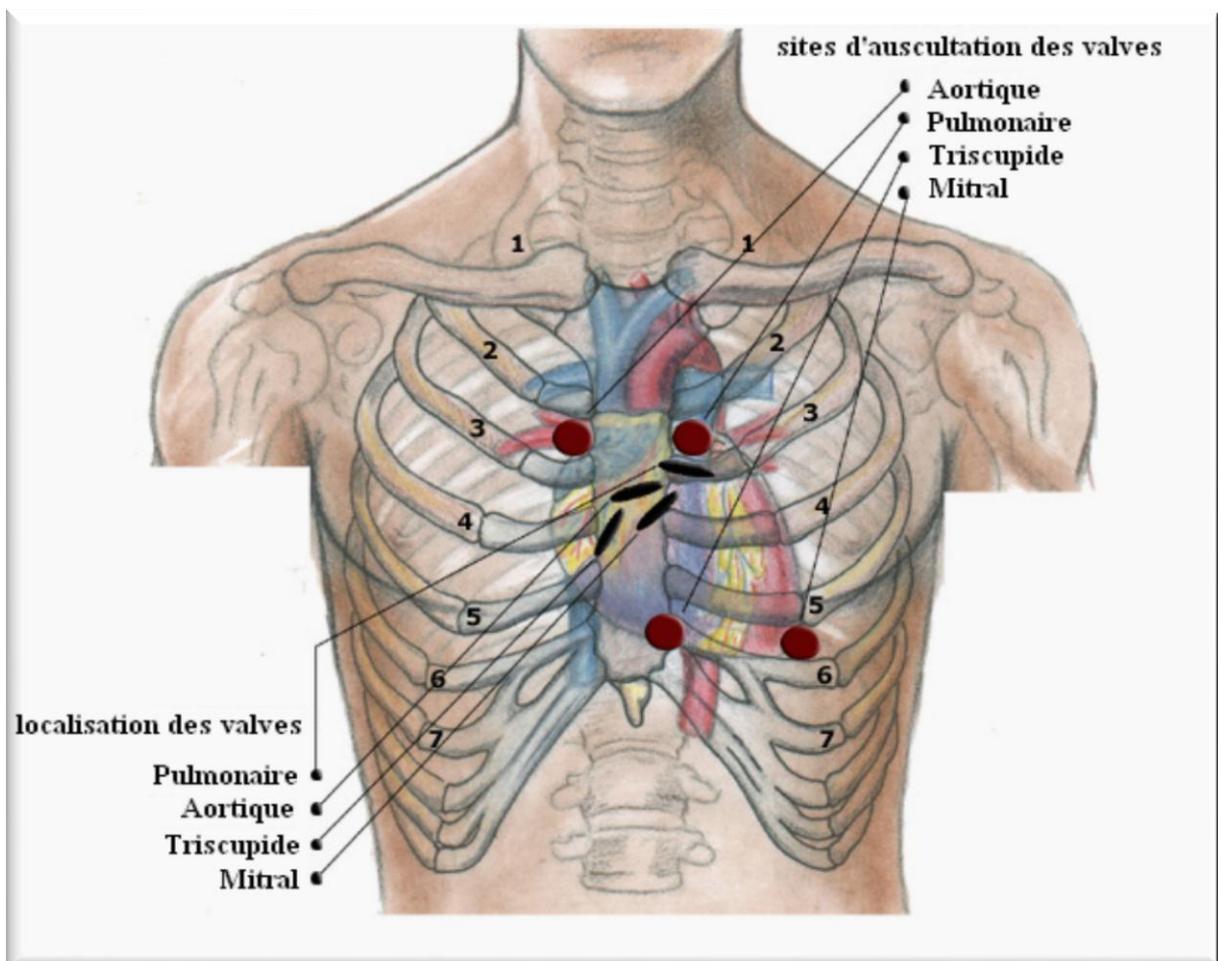


Figure I -5 : foyers d'auscultation cardiaque

[11] - Le phono cardiographe classique comprend, un microphone, un amplificateur, des filtres permettant de sélectionner les fréquences de 20 à 1000 cycles par seconde et un système enregistreur soit photographique, soit à plume chauffante, soit à jet d'encre.

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie

→ À la place du stéthoscope, le cardiologue met un petit micro sur les points habituels d'auscultation qui amplifie les bruits. Ceux-ci sont traduits en courant électrique, qui est enregistré en fonction du temps, sur un graphique.

→ Parallèlement, un électrocardiogramme est enregistré, pour situer précisément les bruits par rapport au cycle cardiaque.

- En utilisant un stéthoscope électronique, il est possible via un ordinateur ou bien un enregistreur MP3 d'enregistrer le phono cardiogramme sous forme d'un signal audio.

I -2-3- Auscultation normale : [9], [11] - 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 **B1**, correspond à la fermeture de la valve mitrale, quasi contemporain du 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 **B2**, 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, quasi contemporain 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*.

- Une localisation de ces différents bruits durant un cycle cardiaque est donnée par la figure I -6 ci-dessous : [7]

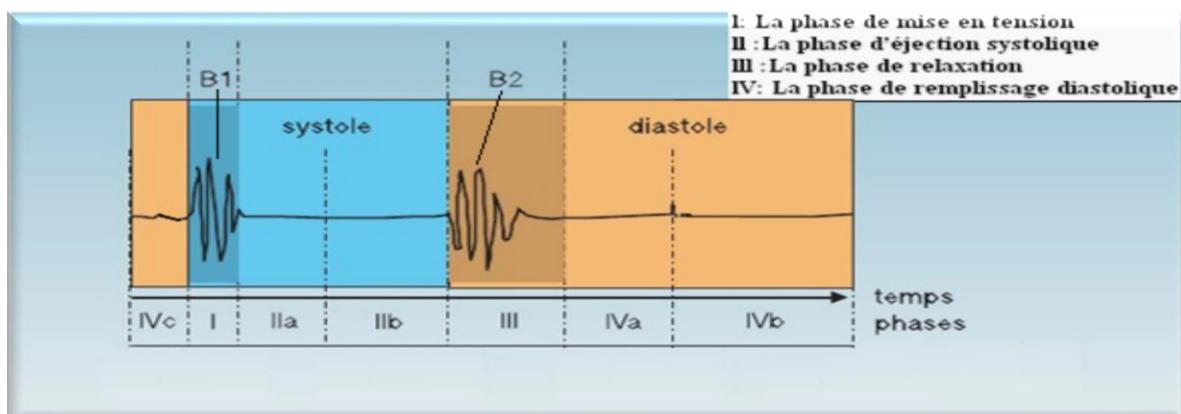


Figure I -6 : Bruits du cœur lors du cycle cardiaque

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie

- ⇒ Sur un PCG classique, le bruit **B1** apparaît 40 millisecondes en moyenne après le début de la déflexion QRS de l'ECG, il dure 100 à 120 millisecondes, il s'inscrit en basse fréquence, son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur.
- ⇒ Sur un PCG classique, le bruit **B2** dure généralement moins de 60 millisecondes et s'inscrit en haute fréquence, Il est synchrones de la fin de l'onde T de l'ECG, Son foyer d'enregistrement se situe à la base, c'est-à-dire à la partie haute du thorax, de part et d'autre du sternum.

- Certaines études faites ([12]) attribuent aux bruits cardiaques **B1** et **B2**, les caractéristiques spectro-temporelles données par le tableau **I -1** ci-dessous :

| | Bruit B1 | Bruit B2 |
|----------------|----------|----------|
| Durée (ms) | 80-120 | 50-100 |
| Fréquence (Hz) | 10-140 | 10-400 |

Tableau **I -1** : Caractéristiques spectro-temporelles des bruits cardiaques **B1** et **B2**

- ⇒ Le plus souvent, le deuxième bruit est fait de deux composantes, la première aortique, ou **B2A** et la deuxième pulmonaire, ou **B2P**.
Particularité du 2ème bruit : ce deuxième bruit subit des variations respiratoires. En expiration forcée, les deux composantes sont fusionnées. En inspiration forcée, elles deviennent distinctes ; le **B2P** survenant plus tardivement que le **B2A**, Ce dédoublement ne dépasse pas 30 millisecondes.

- Une représentation de ces bruits cardiaques (**B1**, **B2**, **B2P** et **B2A**) pour différentes phases d'inspiration et d'expiration est donnée par la Figure **I -7** ci-dessous : [11]

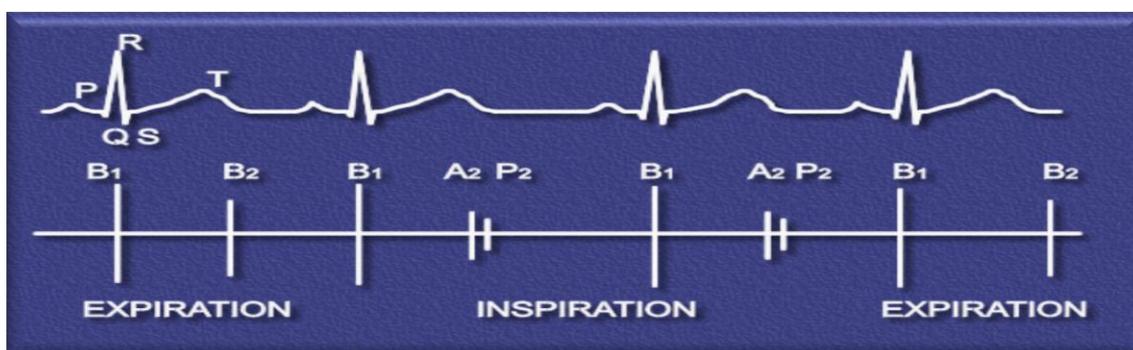


Figure **I -7** : Evolution des bruits cardiaques durant les phases d'inspiration et d'expiration chez un sujet normal

I -2-4- Auscultation anormale : [9] - Trois types d'anomalies peuvent s'entendre : les anomalies des bruits physiologiques, des bruits surajoutés et des souffles cardiaques.

I -2-4-1- Anomalies des bruits physiologiques : [9]

- Le **B1** et/ou le **B2** peuvent être dédoublés, pouvant témoigner d'un décalage entre le cœur droit et le cœur gauche, le plus souvent indices d'une maladie du premier, surtout s'il est fixe, c'est-à-dire quel que soit le temps de la respiration.
- Un dédoublement variable avec cette dernière peut être tout à fait normal, ces dédoublements s'observent en cas de bloc de branche, le dédoublement de **B2** peut être entendu dans la communication inter-auriculaire.
- Il peut être perçu un "éclat" des bruits cardiaques : l'éclat du **B1**, perçu à l'apex, traduit généralement une sclérose de la valve mitrale dans le cadre d'un rétrécissement mitral ; l'éclat du **B2** au niveau du foyer aortique dans le cadre d'une hypertension artérielle ou au foyer pulmonaire dans le cadre d'une hypertension artérielle pulmonaire.
- Les bruits du cœur peuvent également être assourdis (par diminution de leur intensité) dans le cadre d'un épanchement pleural ou d'un épanchement péricardique, d'une insuffisance cardiaque.
- En cas d'immobilité d'une valve, comme on peut le voir par exemple lors d'un rétrécissement aortique important, un bruit peut disparaître (abolition du **B2** dans le cas cité).

I -2-4-2- Les bruits surajoutés : [9]

I -2-4-2-1- Les bruits systoliques : [9] - Un *click mésotélésystolique* (milieu et fin de systole) peut être perçu dans le cadre d'un prolapsus de la valve mitrale.

I -2-4-2-2- Les bruits diastoliques : [9], [11]

- Dans certaines pathologies cardiaques, il est possible d'entendre un troisième bruit, appelé **B3** (après le **B2**), voire un quatrième, appelé **B4** (situé entre le **B3** et le **B1**). Ils sont communément appelés *galops*. Ces bruits sont donc diastoliques. En cas de rétrécissement mitral, il peut être entendu un claquement d'ouverture mitral « COM », bruit sec, près du **B2**, entendu à l'apex.
- Le **B3** est signe d'insuffisance cardiaque. Le ventricule dilaté est incapable d'évacuer le volume sanguin normal en systole; lors de la diastole le sang en

provenance de l'oreillette vient rencontrer le résidu ventriculaire, créant ainsi le **B3**, en d'autres termes il est dû à la distension brutale du muscle ventriculaire sous l'effet de l'afflux du sang auriculaire.

⇒ Ce bruit s'enregistre fréquemment chez le sujet jeune, sur le tracé PCG il survient 120 à 140 millisecondes après **B 2 A**, il dure 60 à 80 millisecondes et s'inscrit en basse fréquence.

⇒ Son foyer d'enregistrement se situe à la pointe du cœur, ce bruit physiologique disparaît en position debout.

- Le **B4** est signe de compliance ventriculaire diminuée habituellement par surcharge de pression (ex. cardiopathie hypertensive, sténose aortique); lors de la contraction auriculaire il y a augmentation de résistance au remplissage ventriculaire créant le **B4**, en d'autres termes ce bruit est la traduction de la contraction des oreillettes.

⇒ Le **B4** est exceptionnellement enregistré chez le sujet normal, il survient 70 à 140 millisecondes après le début de l'onde P de l'électrocardiogramme et s'inscrit en basse fréquence.

⇒ Il s'enregistre à la pointe du cœur et souvent entre la pointe et le sternum.

- Une représentation des différents bruits cardiaques (**B1**, **B2**, **B3** et **B4**) est donnée par la figure **I -8** ci-dessous : [11]

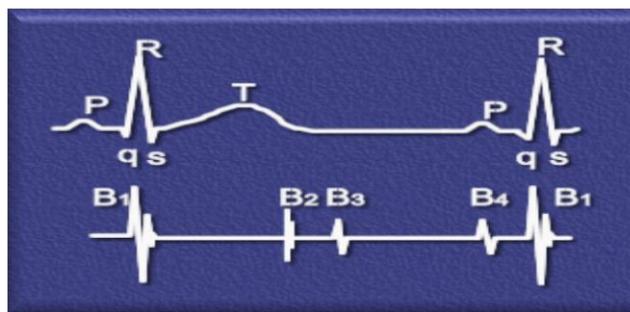


Figure **I -8**: Bruits cardiaques normaux et bruits surajoutés (galops B3 et B4)

- Certaines études faites ([13]) attribuent aux bruits cardiaques **B3** et **B4**, les caractéristiques spectro-temporelles données par le tableau **I -2** ci-dessous :

| | Bruit B3 | Bruit B4 |
|----------------|----------|----------|
| Durée (ms) | 60-80 | 40-50 |
| Fréquence (Hz) | 20-50 | <25 |

Tableau **I -2** : Caractéristiques spectro-temporelles des bruits cardiaques B3 et B4

I -2-4-3- Le souffle cardiaque : [14] - Un souffle cardiaque est un bruit anormal perçu à l'auscultation cardiaque et le témoin d'un écoulement turbulent du sang au travers d'une valve cardiaque.

- ⇒ Le plus souvent, ces turbulences résultent de rétrécissement ou de fuite (reflux de sang) au niveau des valves cardiaques.
- ⇒ On oppose les souffles organiques, liés à une lésion d'une valve cardiaque, aux souffles anorganiques (ou fonctionnels) qui correspondent à une augmentation du débit cardiaque ou à un dysfonctionnement du muscle cardiaque responsable de petites turbulences.
- ⇒ Les souffles cardiaques peuvent être classés selon différentes caractéristiques : localisation (qui correspond au foyer d'auscultation où ils sont les mieux perçus), position par rapport aux bruits normaux du cœur, timbre, irradiations...

- On distingue, selon leur position par rapport aux bruits cardiaques, les souffles systoliques et diastoliques qui eux même peuvent être soit « proto » c.à.d. situés au début de la phase systolique ou diastolique, ou bien « méso » c.à.d. situés au milieu, ou enfin « télé » c.à.d. situés à la fin

- On distingue aussi selon l'évolution de leur intensité, les souffles du type « crescendo », ou bien « decrescendo », ou encore « losangique » (« crescendo-decrescendo »), ou enfin « uniforme » aussi appelé holosystolique.

- Tout ceci est reporté sur la figure I -9 ci-dessous : [7]

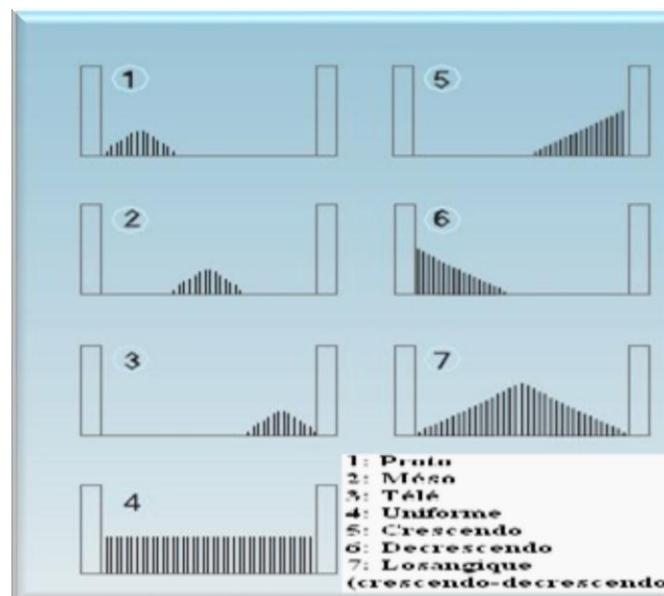


Figure I -9: Caractéristiques temporelles et de l'évolution de l'intensité des souffles

⇒ Les souffles cardiaques minimes sont fréquemment retrouvés chez les enfants, la plupart étant anorganiques.

I -2-4-3-1- Localisation des souffles cardiaques : [13] - La localisation d'un souffle cardiaque sur le thorax lors de l'auscultation permet de localiser l'origine du souffle, elle correspond au foyer d'auscultation où il est le mieux entendu (partant du principe que là où la turbulence sanguine est maximum, le souffle l'est également).

- C'est ainsi que les souffles ayant pour origine :

- ⇒ La valve mitrale sont le mieux perçus au niveau de la pointe du cœur (ou apex),
- ⇒ La valve tricuspide, sont le mieux perçus au niveau de l'appendice xiphoïde (extrémité inférieure du sternum),
- ⇒ La valve sigmoïde aortique, au niveau du deuxième espace intercostal droit.
- ⇒ La valve sigmoïde pulmonaire, au niveau du deuxième espace intercostal gauche.

I -2-4-3-2- Les souffles systoliques : [13] - Un souffle systolique débute après le premier bruit du cœur (B1) et fini avant le deuxième bruit (B2).

- Les causes les plus fréquentes sont le rétrécissement aortique, l'insuffisance mitrale, la communication inter-ventriculaire.

- On distingue généralement les souffles mésosystoliques (intensité maximale au milieu de la systole, séparé clairement de B1 et de B2 par un espace libre), dit éjectionnels, secondaire à un obstacle sur l'éjection du sang, et les souffles - holosystoliques (constant sur toute la systole, sans espace libre avec les bruits), dit de régurgitation, dont la cause première est l'insuffisance mitrale.

I -2-4-3-2-1- Obstacle à l'éjection du flux sanguin au travers les valves sigmoïdes aortiques : [13] - Une sténose valvulaire aortique peut produire un souffle typiquement mésosystolique rude et râpeux, perçu sur le rebord du deuxième espace intercostal gauche et irradiant vers les vaisseaux du cou (artères carotides). Les causes les plus fréquentes sont l'apparition de calcifications des valves aortiques liées au vieillissement et, plus rarement, la bicuspidie (anomalie congénitale où la valve aortique est composée de deux feuillets au lieu de trois). Dans la bicuspidie, l'irradiation est faible ou inexistante. L'intensité du souffle du rétrécissement aortique diminue en position debout.

I -2- L'auscultation et la phonocardiographie

- Le B2 peut être conservé ou aboli suivant le mécanisme ou la sévérité de la maladie.
- Dans la cardiomyopathie hypertrophique avec obstruction, l'obstacle à l'éjection est situé sous l'orifice valvulaire qui est normal. Le souffle est mieux perçu sur le bord gauche du sternum. Ce souffle augmente en intensité en position debout et au cours de la manœuvre de Valsalva. Typiquement le B2 est conservé.
- Un signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une sténose valvulaire aortique est donné par la figure I -10 ci-dessous : [1]

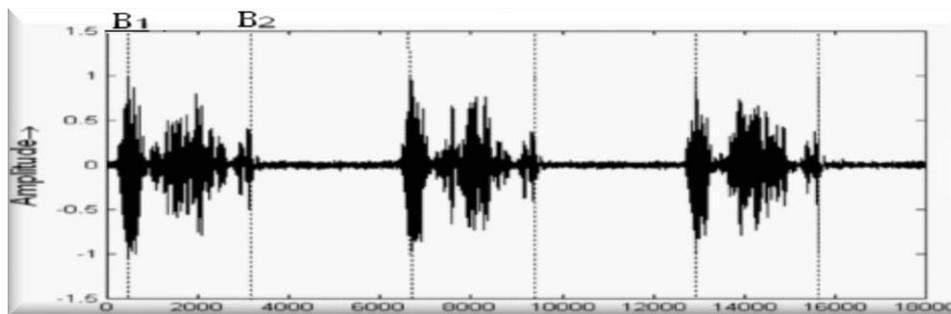


Figure I -10: Signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une sténose valvulaire aortique

I -2-4-3-2-2- Obstacle à l'éjection du flux sanguin au travers les valves sigmoïdes pulmonaires : [13] - On parle alors de rétrécissement ou de sténose Pulmonaire, le souffle est mésosystolique, entendu au niveau du deuxième espace intercostal gauche, et irradie dans l'espace inter-scapulo-vertébral accompagné d'un B2 diminué et d'un frémissement (thrill).

- Un signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une sténose pulmonaire est donné par la figure I -11 ci-dessous : [1]

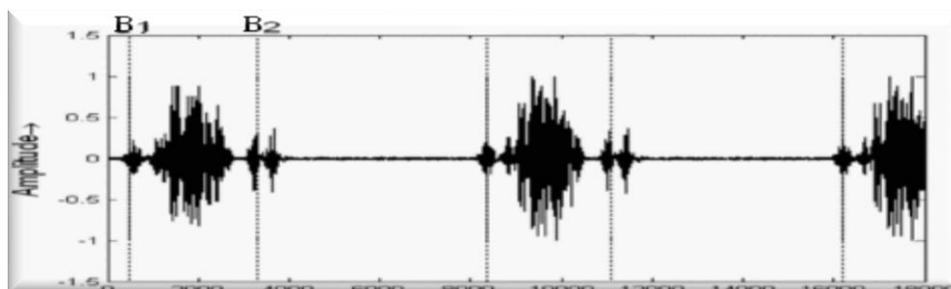


Figure I -11: Signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une sténose pulmonaire

I -2-4-3-2-3- Insuffisance mitrale : [13] - En cas d'inefficacité de la valve mitrale, la pression dans le ventricule gauche devient plus importante que dans l'oreillette gauche au début de la contraction isovolumétrique, qui correspond à la fermeture de la valve mitrale (B1). La différence de pression augmente d'un bout à l'autre de la systole et peut même perdurer après la fermeture des valves aortiques, expliquant pourquoi ce souffle peut parfois "noyer" le son du B2.

- Un signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une insuffisance mitrale est donné par la figure I -12 ci-dessous : [1]

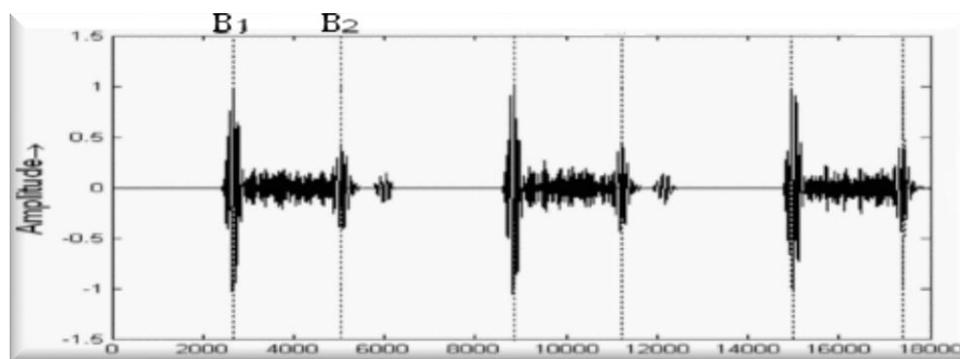


Figure I -12: Signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une insuffisance mitrale

I -2-4-3-2-4- Insuffisance tricuspide : [13] - Ce souffle est télé- ou holosystolique, généralement mieux perçu au niveau du rebord gauche du sternum et maximum au niveau de l'appendice xiphoïde. Son intensité est typiquement majorée lors de l'inspiration (signe de Rivero Carvallo) par augmentation du retour veineux.

- Un signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une insuffisance tricuspide est donné par la figure I -13 ci-dessous : [1]

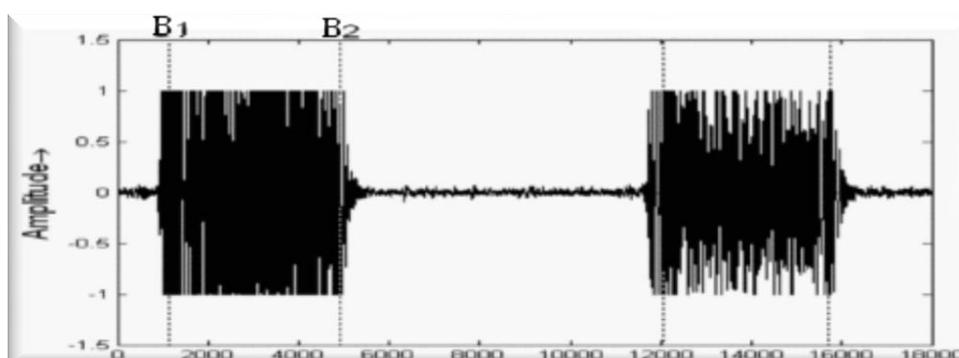


Figure I -13: Signal phono cardiogramme enregistré dans le cas d'une insuffisance tricuspide

I -2-4-3-2-5- Communication inter-ventriculaire : [13] - La Communication inter-ventriculaire correspond à un défaut dans la paroi ventriculaire, entraînant un passage direct de sang entre le ventricule droit et le ventricule gauche (shunt). Le souffle est holosystolique, irradiant en "rayon de roue". Il est mieux perçu au niveau des troisième et quatrième espaces intercostaux gauches.

I -2-4-3-2-6- Autres : [13]

- ⇒ Dilatation de la racine de l'aorte ou de l'artère pulmonaire : peut produire un bruit mésosystolique à l'éjection du sang, ainsi qu'un dédoublement du **B2**. Il n'y a pas d'anomalies hémodynamiques.
- ⇒ Augmentation du flux sanguin au travers les valves sigmoïdes qui peut survenir dans diverses situations telle l'anémie, la grossesse, la thyrotoxicose.

I -2-4-3-3- Les souffles diastoliques : [13] - Les souffles diastoliques débutent après le deuxième bruit cardiaque (avec la fermeture des valvules sigmoïdes) et se terminent avant le premier bruit. Ils sont donc perçus pendant la diastole cardiaque.

- Les principaux sont l'insuffisance aortique, l'insuffisance pulmonaire, la sténose mitrale, ils sont souvent moins intenses que les souffles systoliques et plus difficiles à détecter.

I -2-4-3-3-1- Insuffisance aortique : [13] - Le souffle est décrit comme doux, lointain, humé, aspiratif. Il est de faible intensité.

- Il est mieux perçu au foyer aortique et au niveau du rebord gauche du sternum, mieux entendu en position assise et penchée en avant, en expiration forcée. Il irradie vers la pointe du cœur.

- Il existe de plus un clic d'éjection protosystolique et un bruit mésosystolique sec, lié à la distension rapide et brutale de l'aorte. Il existe également un rétrécissement mitral fonctionnel par refoulement des valves sous l'effet du flux de régurgitation (appelé *roulement de Flint*) et perçu à l'apex.

I -2-4-3-3-2- Sténose mitrale : [13] - A noter qu'une terminologie rigoureuse ne parle pas de souffle diastolique lors d'un rétrécissement mitral mais d'un roulement diastolique. Cette anomalie auscultatoire est difficile à détecter, car très souvent de faible intensité. Idéalement, il est entendu lorsque le sujet est allongé sur le côté gauche (décubitus latéral gauche).

- En cas de sténose (ou rétrécissement) mitrale, il est perçu un éclat de **B1** à l'apex cardiaque. Le long du rebord gauche du sternum, est perçu un claquement (claquement d'ouverture mitrale « COM », entendu après **B2** et marquant la fin de la relaxation isométrique). Il inaugure le roulement diastolique qui est entendu à la pointe, dans l'aisselle et en décubitus latéral gauche, dont le timbre est grave et grondant. Il se renforce en télédiastole, dû à la contraction auriculaire.
- Ce souffle peut être accompagné d'un éclat de **B2** au foyer pulmonaire en cas d'hypertension pulmonaire et d'une insuffisance tricuspiddienne fonctionnelle en cas de dilatation du ventricule droit.
- Le tracé phono cardiogramme enregistré dans les cas d'insuffisance aortique et de sténose mitrale est donné par la figure **I** -14 ci-dessous : [15]

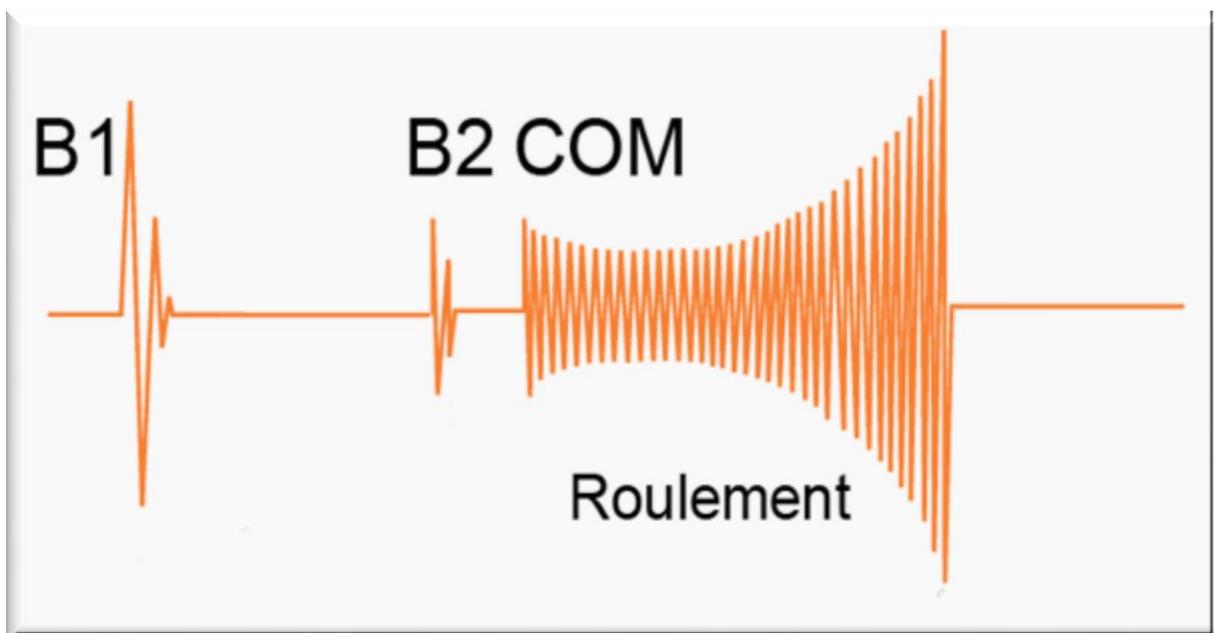


Figure **I** -14: Signal phono cardiogramme enregistré dans les cas d'insuffisance aortique et de sténose mitrale

I -2-4-3-3-3- Insuffisance pulmonaire : [13] - Elle est le plus souvent liée à une hypertension pulmonaire (*souffle de Graham Steel*) et perçu au deuxième espace intercostal gauche. Son intensité peut augmenter au cours de l'inspiration.

I -2-4-3-3-4- Sténose de l'artère inter ventriculaire antérieure : [13] - Ce souffle, également appelé souffle de Dock, est similaire au souffle de l'insuffisance aortique et est le mieux perçu au niveau des deuxième et troisième espaces intercostaux gauche. Sa présence est cependant très rare.

I -2-4-3-3-5- Sténose tricuspide : [13] - Le souffle est le mieux entendu le long du rebord gauche du sternum. Il augmente en intensité au cours de l'inspiration. La sténose tricuspide est souvent associée à une sténose mitrale et rarement isolée. Il s'agit d'une atteinte rare.

I -2-4-3-3-6- Myxome auriculaire : [13] - Tumeurs bénignes cardiaques, les myxomes gauches sont bien plus fréquents que les myxomes développés au dépens du cœur droit.

- Ils peuvent entraîner une obstruction au niveau de la valve mitrale induisant un souffle similaire à celui de la sténose mitrale.

I -2-4-3-2-7- Autres : [13] - Une augmentation du flux sanguin traversant les valves auriculo-ventriculaires (mitrale pour le cœur gauche et tricuspide pour le cœur droit) peut également produire un souffle mésodiastolique.

I -2-4-3-4- Les souffles continus : [13] - Ces souffles sont secondaires aux turbulences du flux sanguin d'une cavité cardiaque à haute pression vers un système de pression inférieure, par exemple, en cas de persistance du canal artériel (connexion anormale entre l'aorte et l'artère pulmonaire qui se ferme normalement au cours de l'enfance), où la pression aortique est plus élevée que la pression pulmonaire.

Conclusion : - Dans ce chapitre, on a donné un aperçu sur l'anatomie et la physiologie du cœur, afin d'apprécier l'importance de l'auscultation comme technique de diagnostique, cependant cette méthode repose essentiellement sur l'aptitude du médecin, celui-ci grâce à son ouïe à déceler l'apparition ou bien encore la présence d'événements sonores étrangers au bon fonctionnement du cœur et qui de ce fait peut faire surgir quelque lacunes lors de l'établissement du diagnostique. Ceci suggère donc l'utilisation d'une technique complémentaire, en l'occurrence la phonocardiographie, afin d'y remédier et de surmonter les différents problèmes rencontrés.

- Le chapitre suivant, va concerner l'étude du signal phono cardiogramme et des possibilités offertes par celui-ci, susceptibles d'aider le clinicien dans une meilleure compréhension et approche des différentes formes de pathologies qui se présentent.

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures**II** -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures :

II -1-1- Filtrage : - Cette étape constitue un pas important dans le traitement du signal PCG quelque soit sa nature (normal ou bien pathologique). Étant donné qu'une mauvaise acquisition de ce dernier peut engendrer des nuisances susceptibles de fausser ou encore de gêner partiellement ou bien considérablement une segmentation de ce signal en perspective.

- Quelques études récentes ([3]), on montré l'intérêt de l'analyse du signal PCG par le biais de la transformée d'ondelettes, celle-ci donnant des résultats très intéressants quant à la localisation spectro-temporelle des bruits cardiaques.

- A un certain niveau de décomposition, les bruits cardiaques apparaissent avec une forme très claire et plus ou moins fidèle aux proportions réelles de ces derniers, minimisant ainsi l'effet des nuisances éventuellement présentes.

- Dans cette optique, on se propose donc de faire un filtrage par la méthode des ondelettes ; Pour cela les études citées précédemment suggèrent l'utilisation d'une ondelette du type « Daubechies » d'ordre 7 (c.à.d. db7), nous l'ajusterons avec un niveau de décomposition allant de 4 jusqu'à 10 (dépendant de la nature du signal).

- Le résultat d'un filtrage par ondelettes effectué sur un signal PCG normal est donné par la figure **II** -1 ci-dessous :

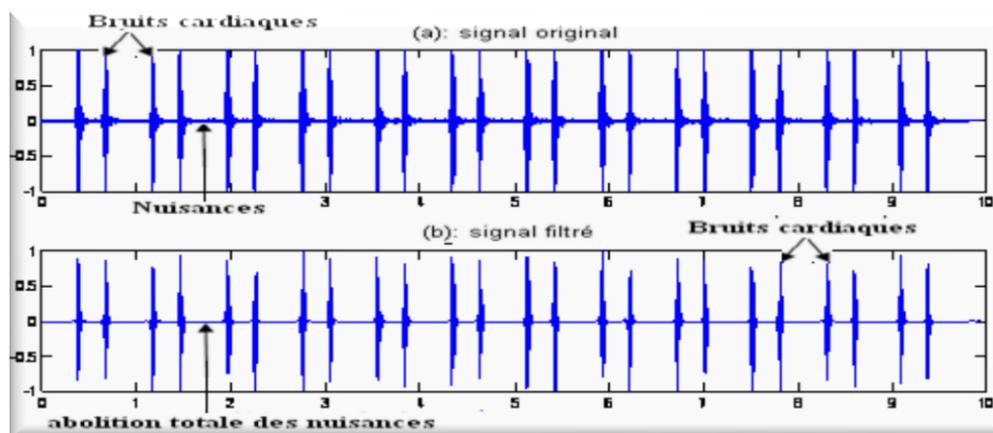


Figure **II** -1 : (a) : Signal PCG normal, (b) : Signal PCG normal filtré par l'ondelette db7 avec un niveau de décomposition de 10.

- Le résultat d'un filtrage par ondelettes effectué sur un signal PCG bruité à pathologie mineure (dédoublément du bruit B1) est donné par la figure **II** -2 :

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

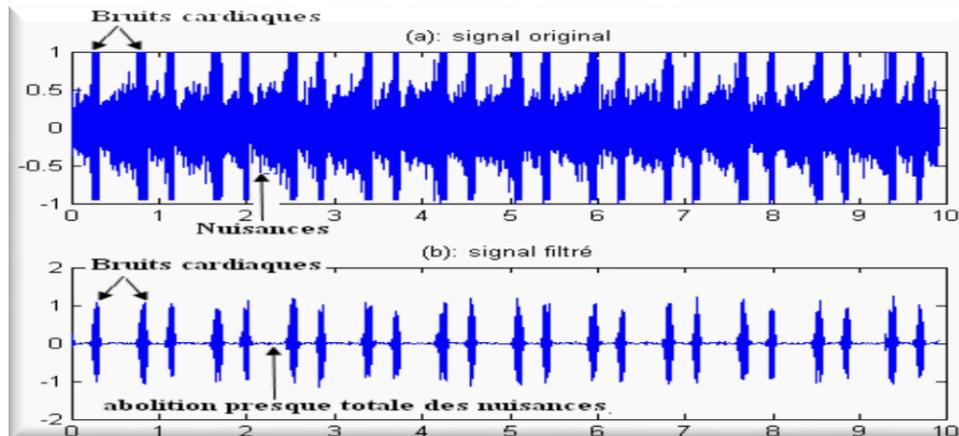


Figure II -2 : (a) : Signal PCG bruité à pathologie mineure, (b) : Signal PCG à pathologie mineure filtré par l'ondelette db7 avec un niveau de décomposition de 8.

II -1-2- Etude énergétique : [16] - Plusieurs procédés de calcul peuvent être entrepris afin de déterminer l'énergie temporelle d'un signal.

- Ceci est donné par les équations **II -1**, **II -2**, **II -3** et **II -4** citées ci-dessous :

⇒ Energie au carré : $E = s(t)^2$ **II -1**

⇒ Valeur absolue : $E = |s(t)|$ **II -2**

⇒ Entropie de Shannon : $E = -|s(t)| \cdot \text{Log } |s(t)|$ **II -3**

⇒ Energie de Shannon : $E = -s(t)^2 \cdot \text{Log } s(t)^2$ **II -4**

- **II -1**, correspond à l'énergie calculée à partir du carré des échantillons d'un signal donné, dont la caractéristique première étant de valoriser l'intensité des échantillons d'amplitude élevée au détriment de ceux de faible amplitude.

- **II -2**, correspond à l'énergie calculée à partir de la valeur absolue des échantillons d'un signal donné, celle-ci présente la même caractéristique que l'énergie calculée en **II -1**.

- **II -3**, correspond à l'entropie de Shannon, celle-ci a pour propriété d'accentuer les proportions des échantillons de faible amplitude.

- Enfin, **II -4** correspond à l'énergie de Shannon, cette approche prend en considération les échantillons de faible et de grande amplitude en leur donnant des intensités relativement proches. Toutes les caractéristiques citées ci-dessus pour les différentes approches énergétiques sont représentés sur la figure **II -3** ci-dessous : [2]

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

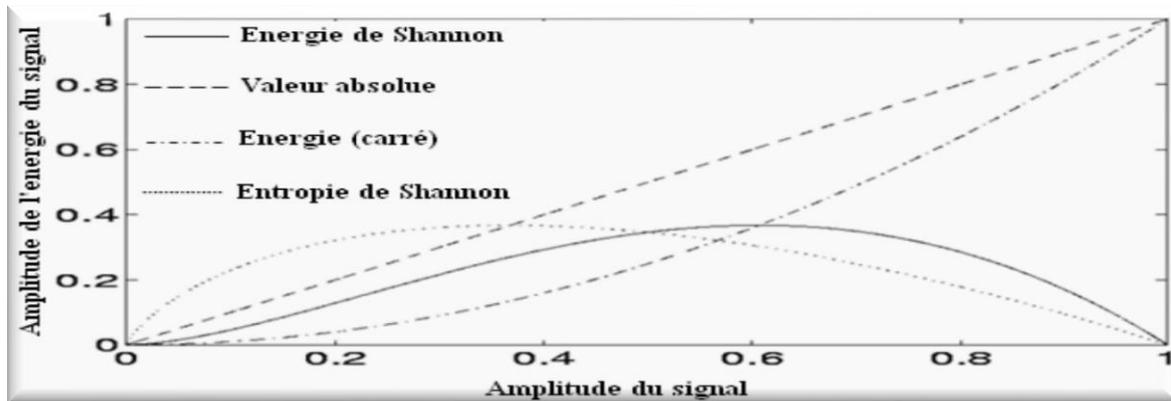


Figure II -3 : représentation de l'amplitude de la forme énergétique d'un signal en fonction de l'amplitude de celui-ci

- Des représentations de la forme énergétique d'un signal PCG normal pour différents types d'approches sont données par la figure II -4, ci-dessous :

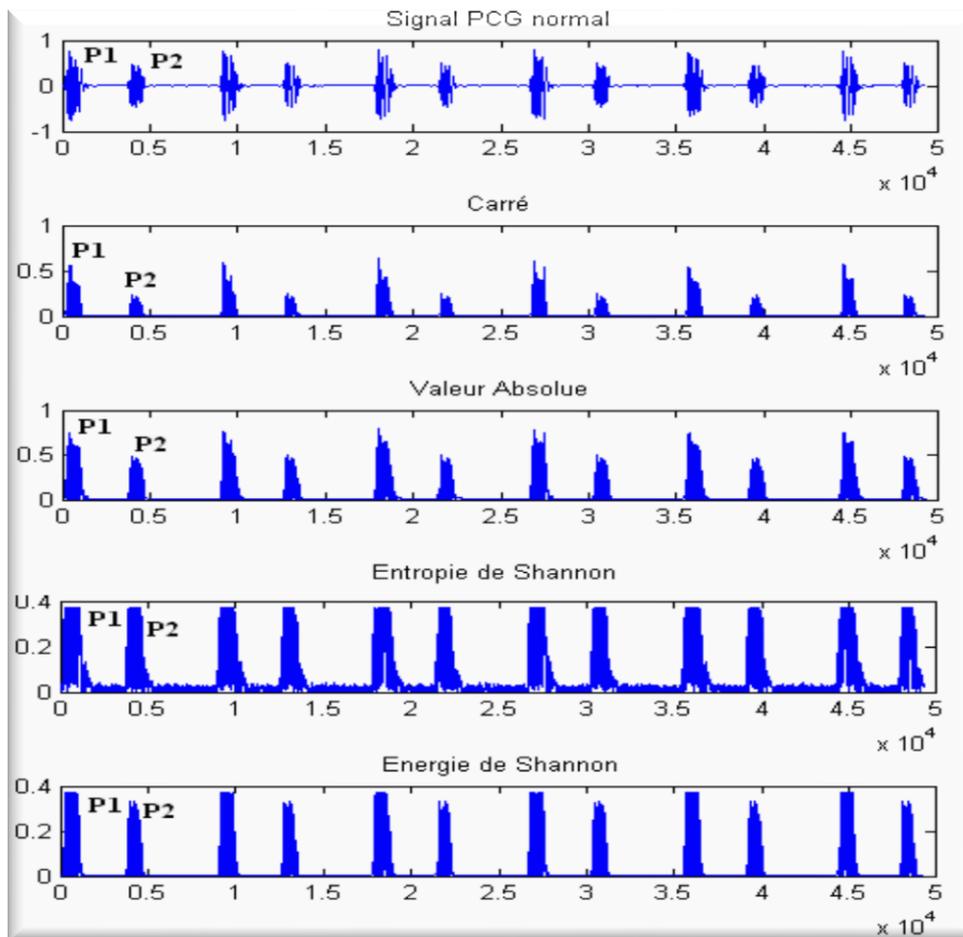


Figure II -4 : représentations énergétiques d'un signal PCG normal pour différentes approches (procédés de calcul)

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- On constate, d'après ces représentations, que l'énergie de Shannon est sans doute l'approche énergétique la plus convenable pour notre étude, du fait qu'elle permet d'amortir l'ampleur des oscillations de hautes intensités (P1) par rapport à celles de faibles amplitudes (P2), cette propriété rend donc possible des représentations énergétiques prenantes en considération l'ensemble des bruits cardiaques.

- Afin d'améliorer cette propriété nous décidons de normaliser cette énergie, ceci pour mettre en évidence les oscillations de faible amplitude.

- L'énergie moyenne de Shannon normalisé est donnée par l'équation suivante :

$$\Rightarrow E_N = (E - m) / \sigma \dots\dots\dots \mathbf{II} -5$$

- Avec :

⇒ E : Energie de Shannon.

⇒ m : Valeur moyenne de l'énergie E du signal.

⇒ σ : std : Ecart type de l'énergie E du signal.

⇒ E_N : Energie moyenne de Shannon normalisée.

- Une representation de l'énergie moyenne de Shannon normalisée d'un signal PCG normal est donnée par la figure **II** -5 ci-dessous :

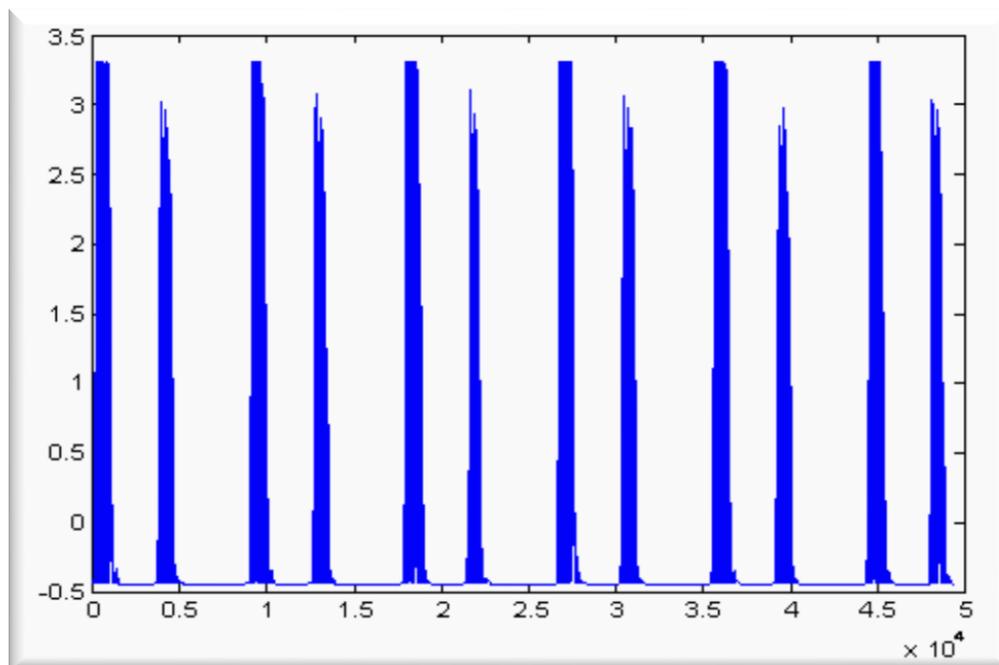


Figure **II** -5 : Energie moyenne de Shannon normalisée d'un signal PCG normal

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

II -1-3- Détection d'enveloppe de l'énergie : [16] - La détection d'enveloppe de la forme énergétique est essentielle pour pouvoir localiser les instants d'occurrence des bruits cardiaques B1 et B2, ceci permettra donc une séparation de ces derniers lors de la prochaine étape de l'algorithme.

- On se propose donc, de détecter l'enveloppe de l'énergie moyenne de Shannon normalisée et ceci par le biais d'un filtrage passe bas, qui en l'occurrence permet d'atténuer les oscillations de hautes fréquences ne laissant que la forme morphologique du signal.

- Le filtre utilisé est un Butterworth d'ordre 3 et de fréquence de coupure de 20 hertz.

- Une représentation de l'enveloppe de l'énergie moyenne de Shannon normalisée d'un signal PCG normal est donnée par La figure **II** -6, ci-dessous :

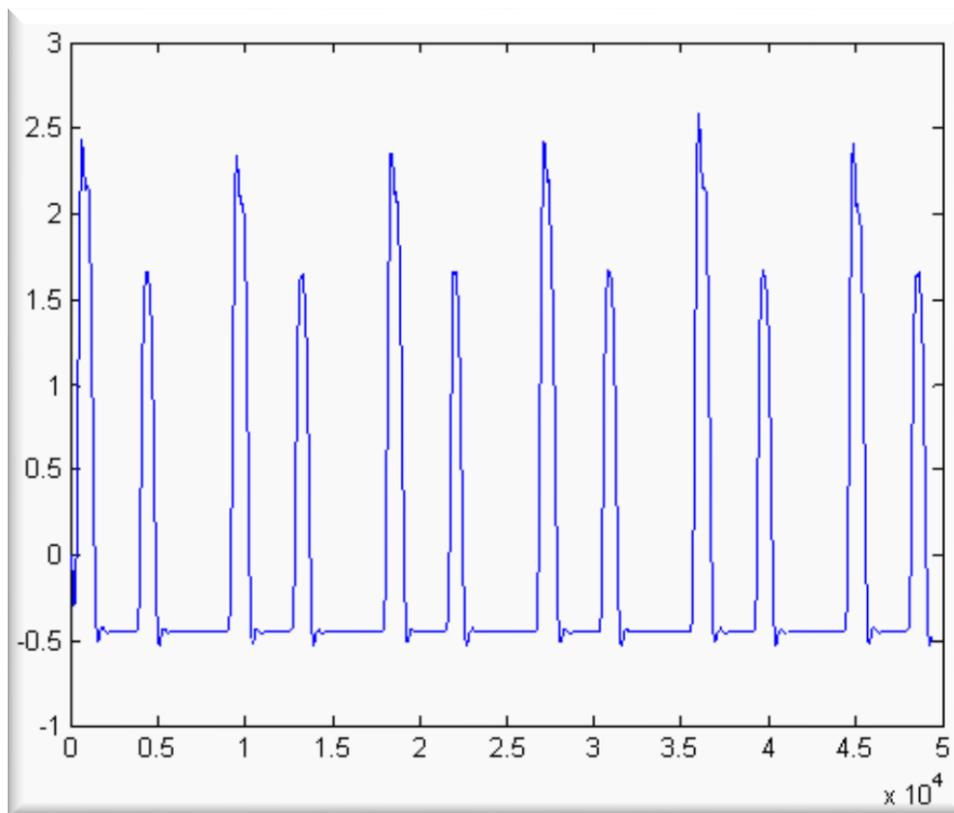


Figure **II** -6 : Enveloppe de l'énergie moyenne de Shannon normalisée d'un signal PCG normal

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

II -1-4- Détection des pics : - La séparation des bruits cardiaques, se base essentiellement sur la détection des maximas et des minimas de chaque pic de l'enveloppe énergétique par rapport à un seuil fixé préalablement à partir de la valeur maximale, ceci nous permettra donc de déterminer les instants d'occurrence de ces derniers et par de même la localisation des bruits correspondants.

- Certaines études faites ([1]), suggèrent qu'un seuil à 30% donne des résultats satisfaisants et d'autre ([16]) suggèrent cela pour un seuil à 40%, donc c'est un paramètre qui change en fonction de la nature du signal, pour cela on fixera notre seuil à 35 % par défaut et on le changera on vu des signaux à étudier.

- Une représentation de l'enveloppe de la forme énergétique d'un signal PCG normal avec les maximas et minimas de pics correspondant à un seuil de 35 % est donnée par la figure **II** -7, ci-dessous :

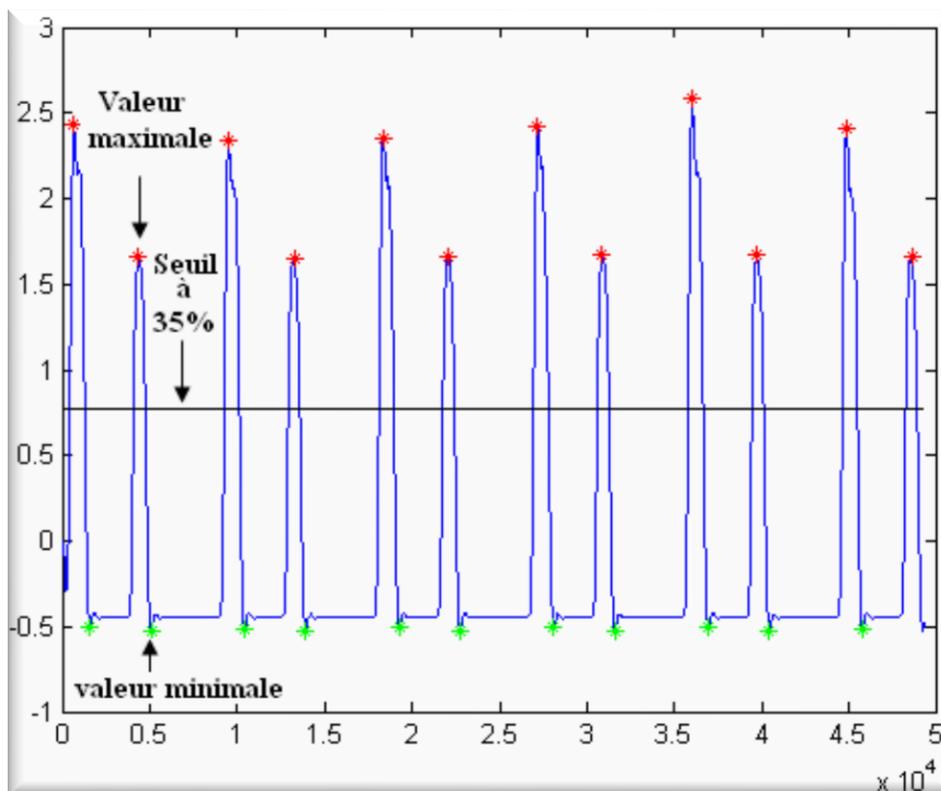


Figure **II** -7 : Enveloppe énergétique d'un signal PCG normal avec les maximas et minimas de pics correspondant à un seuil de 35 %

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

II -1-5- Séparation des bruits cardiaques B1 et B2 : - La détection des pics préalablement faite nous permettra donc de séparer les différents bruits cardiaques B1 et B2 correspondant à chaque pic.

- La distinction entre les deux bruits B1 et B2 se fait aisément : [15]

- ⇒ entre B1 et B2 se trouve le petit silence qui correspond à la systole ventriculaire.
- ⇒ entre B2 et B1 se trouve le grand silence qui correspond à la diastole ventriculaire.
- ⇒ La durée de la diastole étant plus longue que celle de la systole, l'intervalle B1'-B2 (S2) est supérieur à l'intervalle B2-B1(S1). Ceci est illustré sur la figure **II** -8 ci-dessous :

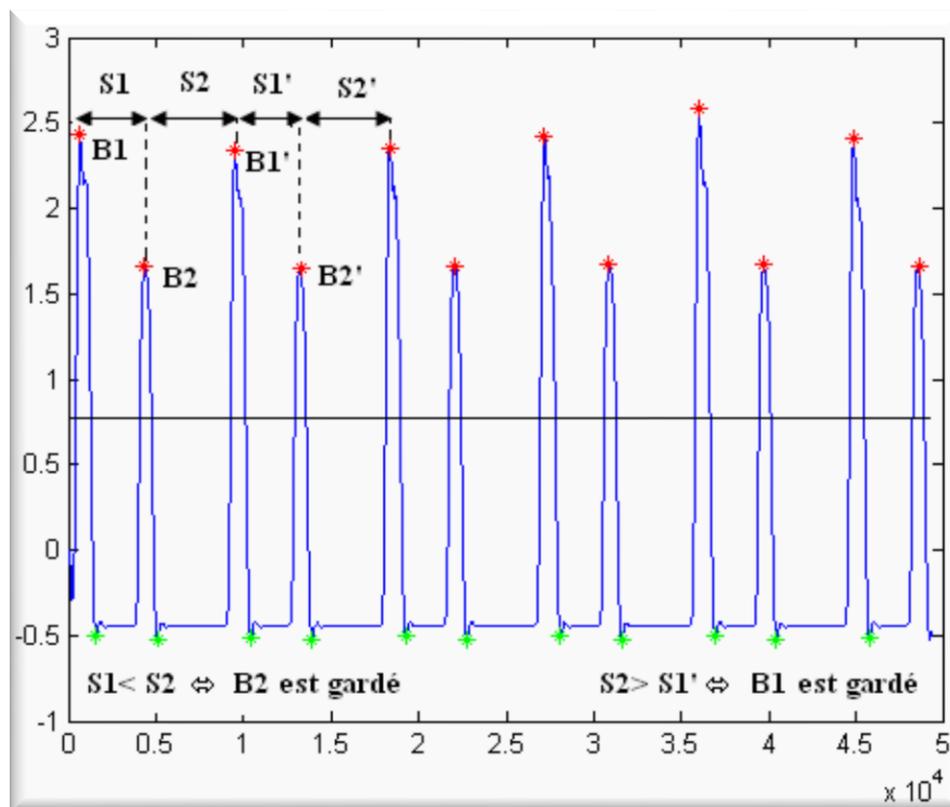


Figure **II** -8 : Principe de séparation des bruits cardiaques à partir de l'enveloppe énergétique avec un seuil fixé à 35%

- Donc, notre algorithme va comparer chaque intervalle existant entre les différents pics successifs, pour séparer les bruits B1 et B2.

II-1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- Pour chaque valeur d'intervalle inférieure à la suivante il gardera le pic du milieu c.à.d. le bruit B2.
- Pour chaque valeur d'intervalle supérieure à la suivante il gardera le pic du milieu c.à.d. le bruit B1.
- Les différentes étapes de séparation des bruits B1 et B2 d'un signal PCG normal sont décrites sur la figure **II** -9, ci-dessous :

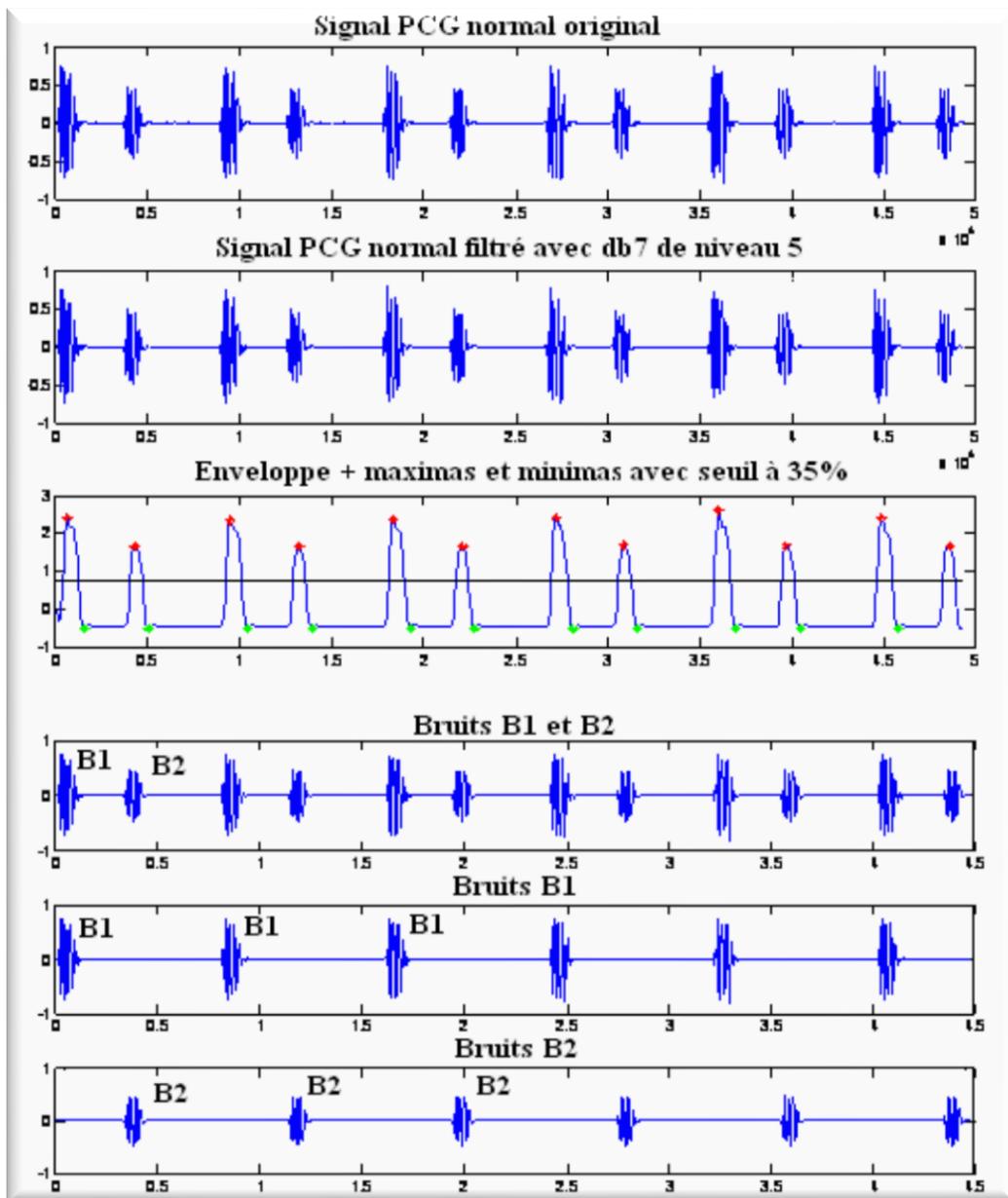
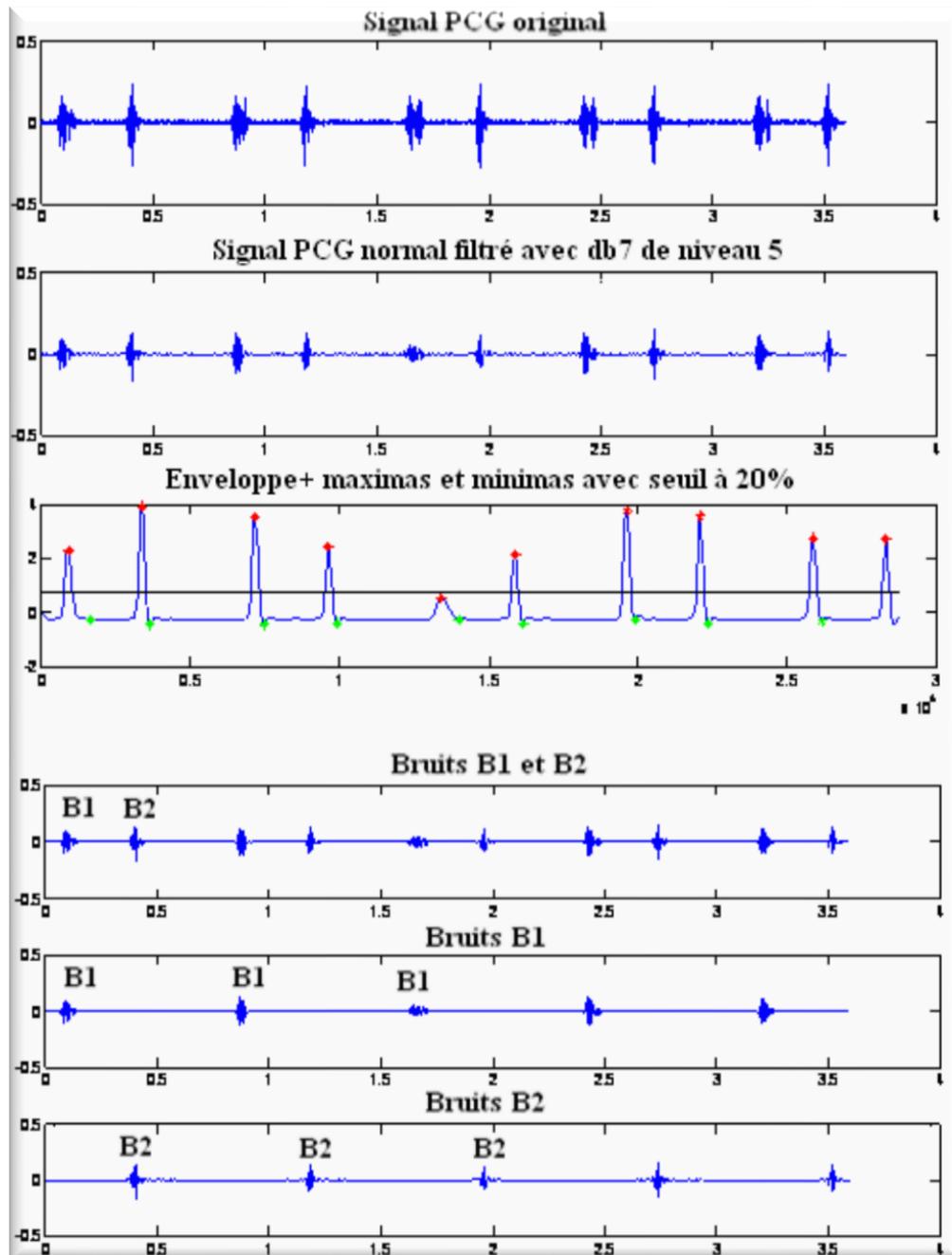


Figure **II** -9 : Séparation des bruits B1 et B2 d'un signal PCG normal avec seuil fixé à 35%

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- Les différentes étapes de séparation des bruits B1 et B2 d'un signal PCG à pathologie mineure dans le cas d'une coarctation de l'aorte « COA » (Coarctation Of the Aorta), sont décrites sur la figure **II** -10, ci-dessous :



II-1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- Les différentes étapes de séparation des bruits B1 et B2 d'un signal PCG à pathologie mineure dans le cas d'un dédoublement du premier bruit cardiaque « SS1 » (Split S1), sont décrites sur la figure **II** -11, ci-dessous :

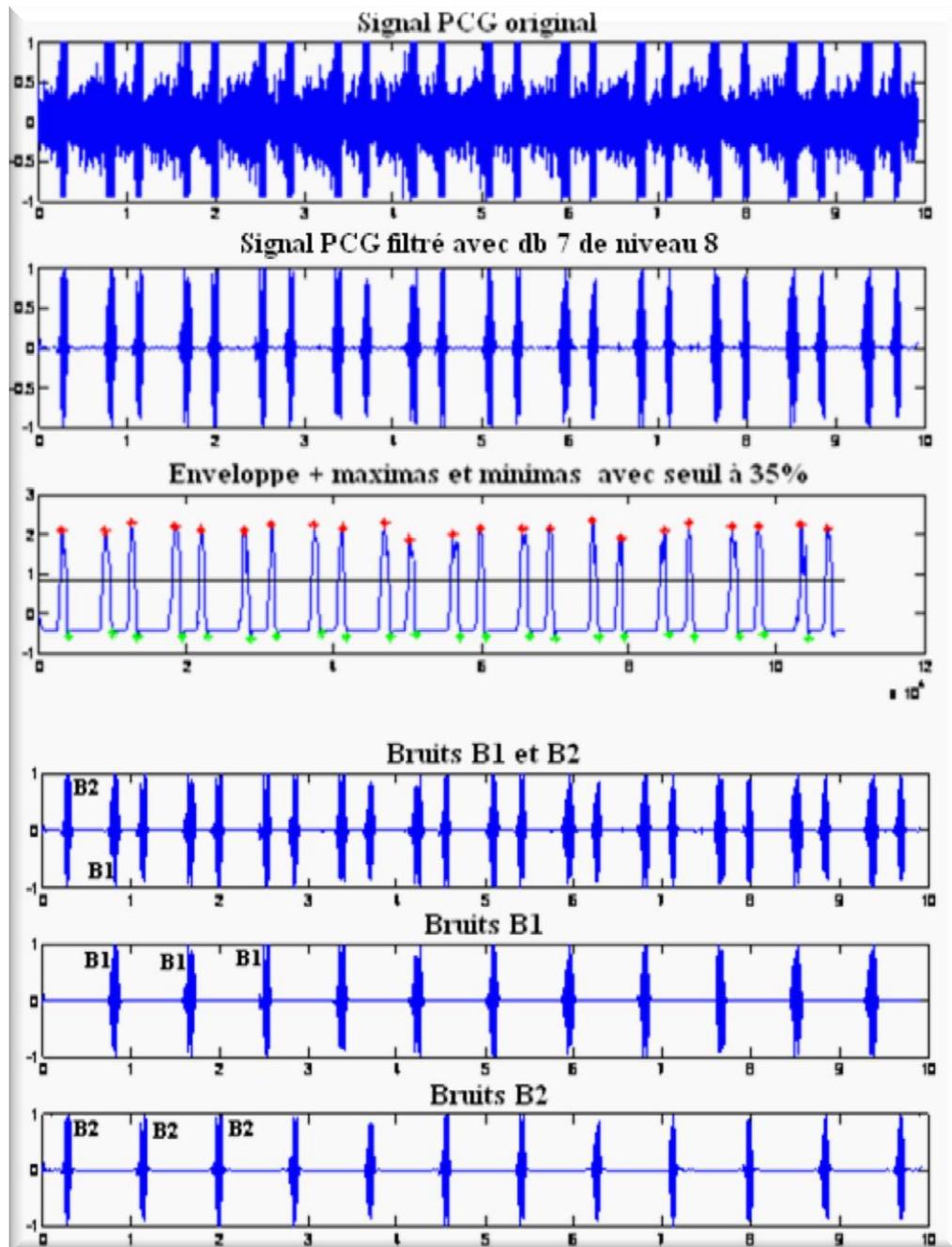


Figure **II** -11 : Séparation des bruits B1 et B2 d'un signal PCG à pathologie mineure « SS1 » (Split S1 : dédoublement du bruit B1) avec seuil fixé à 35%

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

II -1-6- Mesures temporelles :- La segmentation du signal PCG ainsi effectuée, va nous permettre maintenant de mesurer les différents paramètres temporels relatifs à ce dernier, en l'occurrence, la durée de la phase systolique et diastolique, la durée du cycle et de la fréquence cardiaque et enfin la durée des bruits cardiaques B1 et B2.

- Les différents paramètres temporels relatifs à un signal PCG normal sont décrits sur la figure **II** -12, ci-dessous :

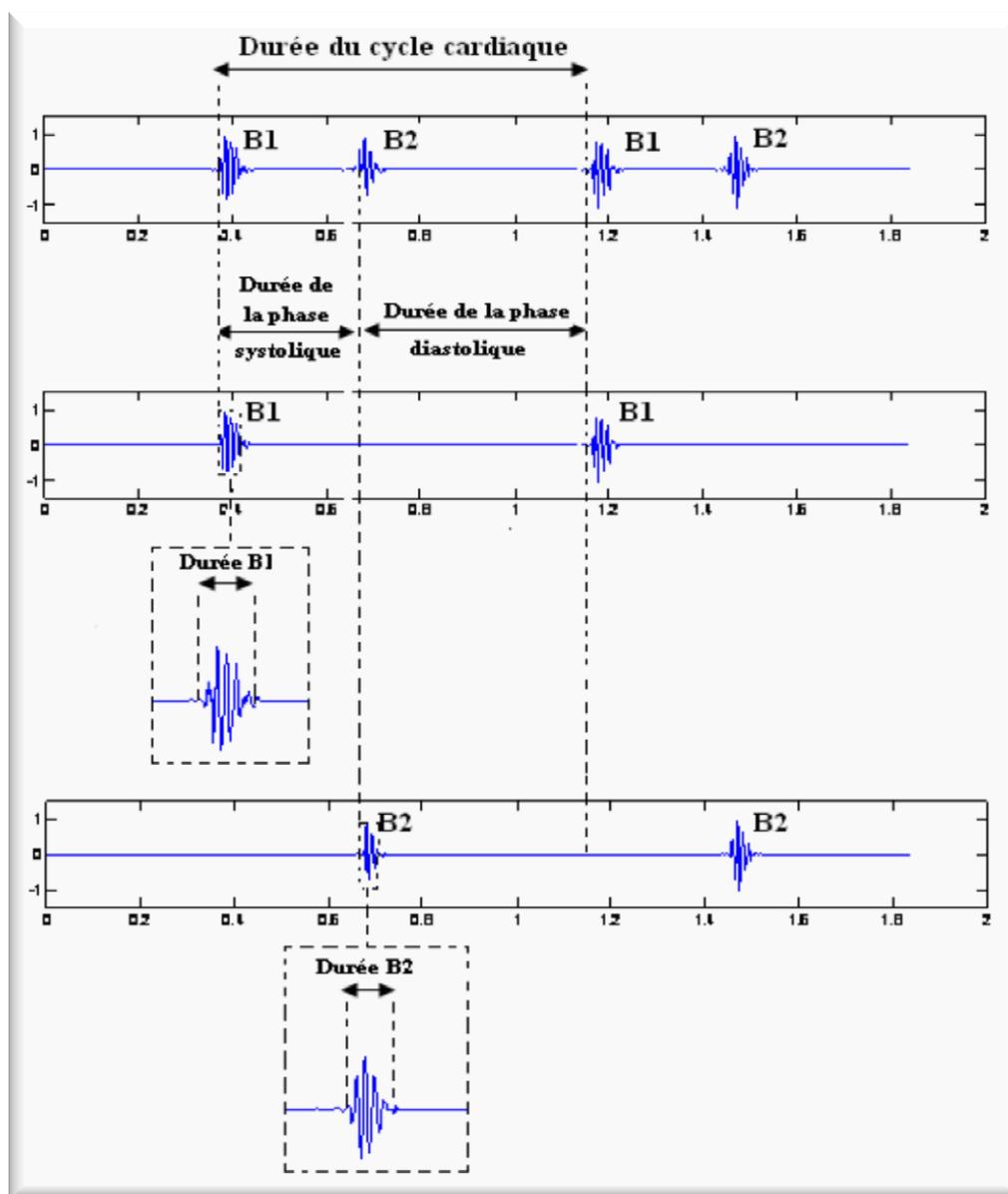


Figure **II** -12 : Les différents paramètres temporels relatifs à un signal PCG normal

II-1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- Afin de pouvoir mesurer tous ces paramètres temporels avec une relative précision, on se propose donc de détecter le spectre temporel de la forme énergétique du signal des bruits cardiaques B1 et B2 respectivement.
- Notre but n'étant pas la détection des pics d'oscillation, l'approche énergétique utilisée cette fois-ci est le carré des échantillons du signal.
- Les formes énergétiques des signaux des bruits cardiaques B1 et B2 sont représentés sur la figure **II** -13 ci-dessous :

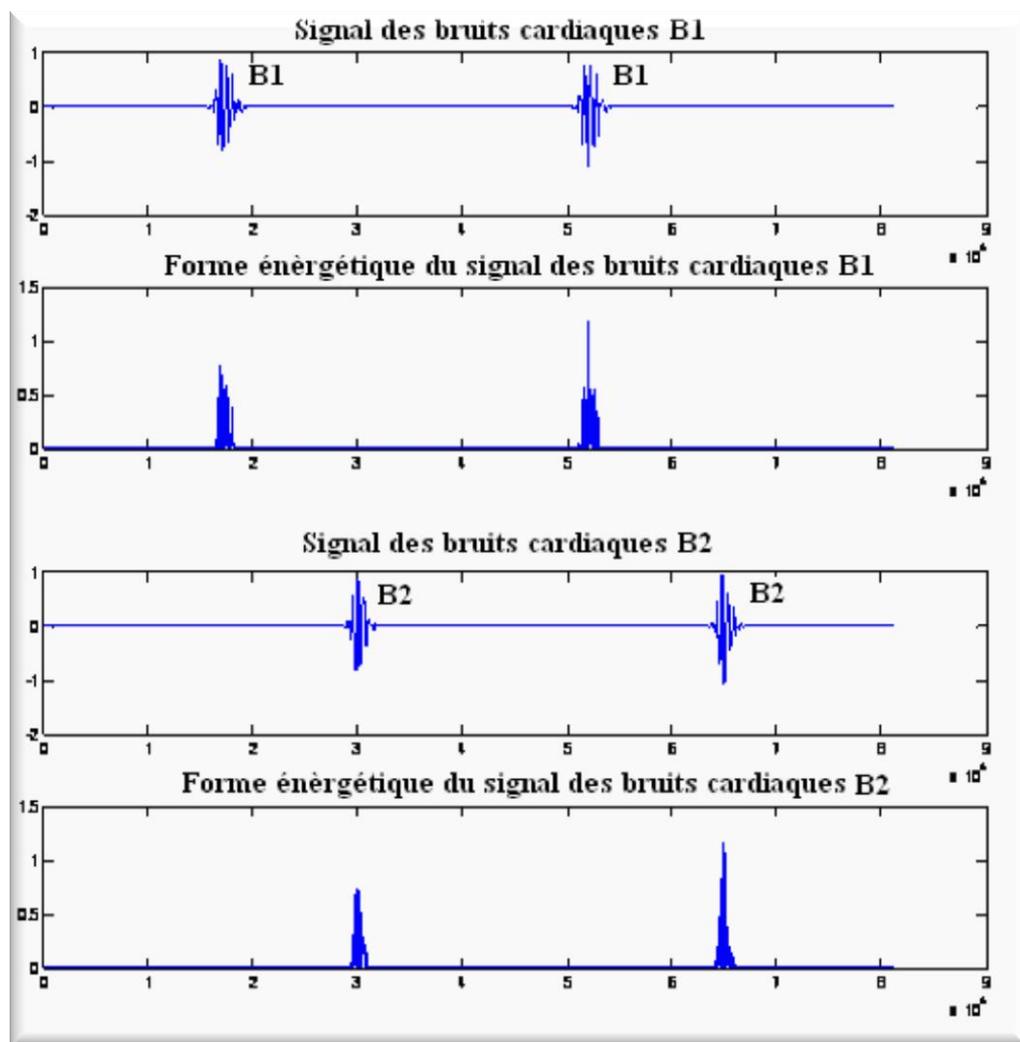


Figure **II** -13 : Signaux des bruits cardiaques B1 et B2 et leurs formes énergétiques

- En dépit du filtrage effectué sur le signal PCG (lors de la première étape de l'algorithme), il se peut qu'il reste encore des résidus à la base de celui-ci et par

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

conséquent sur le signal de la forme énergétique des bruits cardiaques, et qui dans ce cas de figure peut corrompre la forme du spectre temporel.

- Afin de remédier à ce problème, on se propose donc de fixer un seuil très bas à partir de la valeur maximale du signal de la forme énergétique (0.2%) et de ne garder uniquement que la partie supérieure de celui-ci.

- Tout ceci est illustré sur la figure **II** -14 ci-dessous :

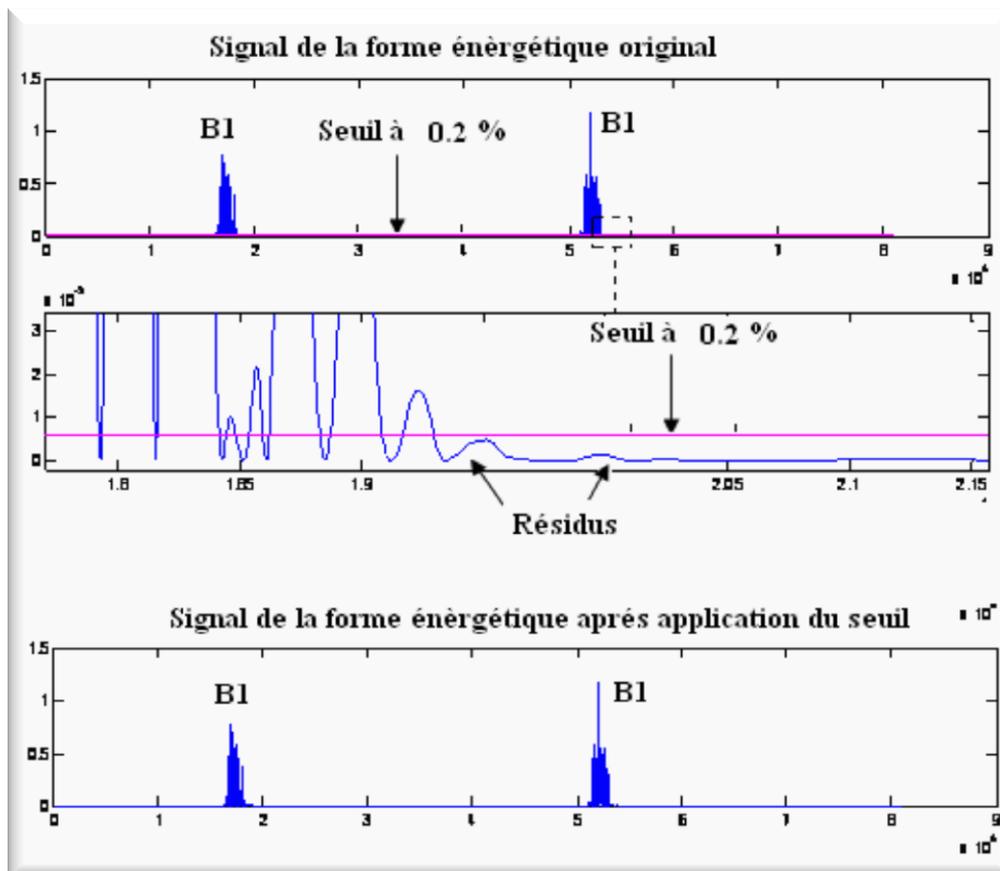


Figure **II** -14 : Formes énergétiques du signal des bruits cardiaques B1 avant et après seuillage.

- La forme énergétique ainsi obtenue, on peut calculer maintenant son spectre temporel et ceci afin de pouvoir détecter les instants de début et de fin des bruits cardiaques nécessaires à la mesure des différents paramètres temporels du signal PCG.

- Une représentation de la forme énergétique du signal des bruits cardiaques B1 ainsi que son spectre temporel sont données par la figure **II** -15 :

II -1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

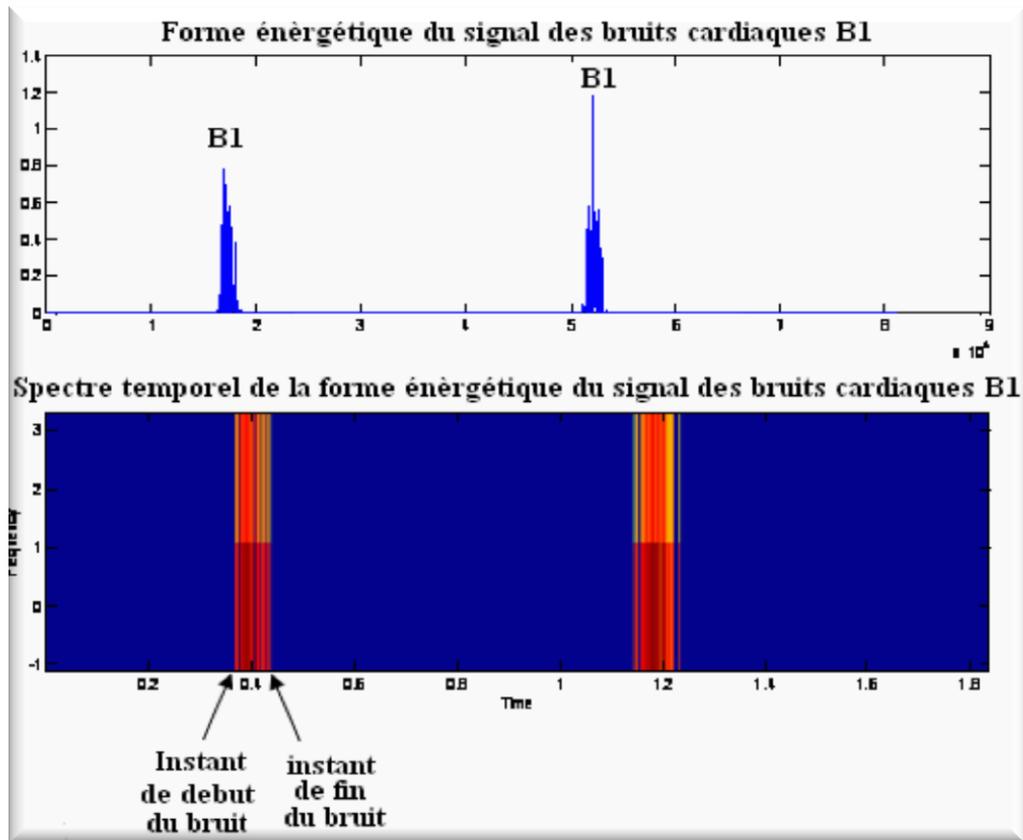


Figure II -15 : Forme énergétique du signal des bruits cardiaques B1 et son spectre temporel.

- Les résultats des mesures temporelles effectuées sur des signaux PCG (normaux et de pathologies mineures) sont regroupés dans le tableau II -1 ci-dessous :

| Signaux phono cardiogrammes | Durée du bruit cardiaque B1 (s) | Durée du bruit cardiaque B2 (s) | Durée de la phase systolique (s) | Durée de la phase diastolique (s) | Durée du cycle cardiaque (s) | fréquence cardiaque (battements / minute) |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|---|
| →Normal | 0.0628 | 0.0581 | 0.2874 | 0.5038 | 0.7910 | 76 |
| A pathologie Mineure : | | | | | | |
| →SS1 | 0.1287 | 0.1169 | 0.3208 | 0.5361 | 0.8586 | 70 |
| →COA | 0.0809 | 0.0673 | 0.3003 | 0.4778 | 0.7781 | 77 |

Tableau II -1 : mesures temporelles sur des signaux PCG de type normal et de pathologie mineure



Rappel :

$Fréquence\ cardiaque = 60 / durée\ du\ cycle\ cardiaque$

II-1- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure **II** -16, ci-dessous :

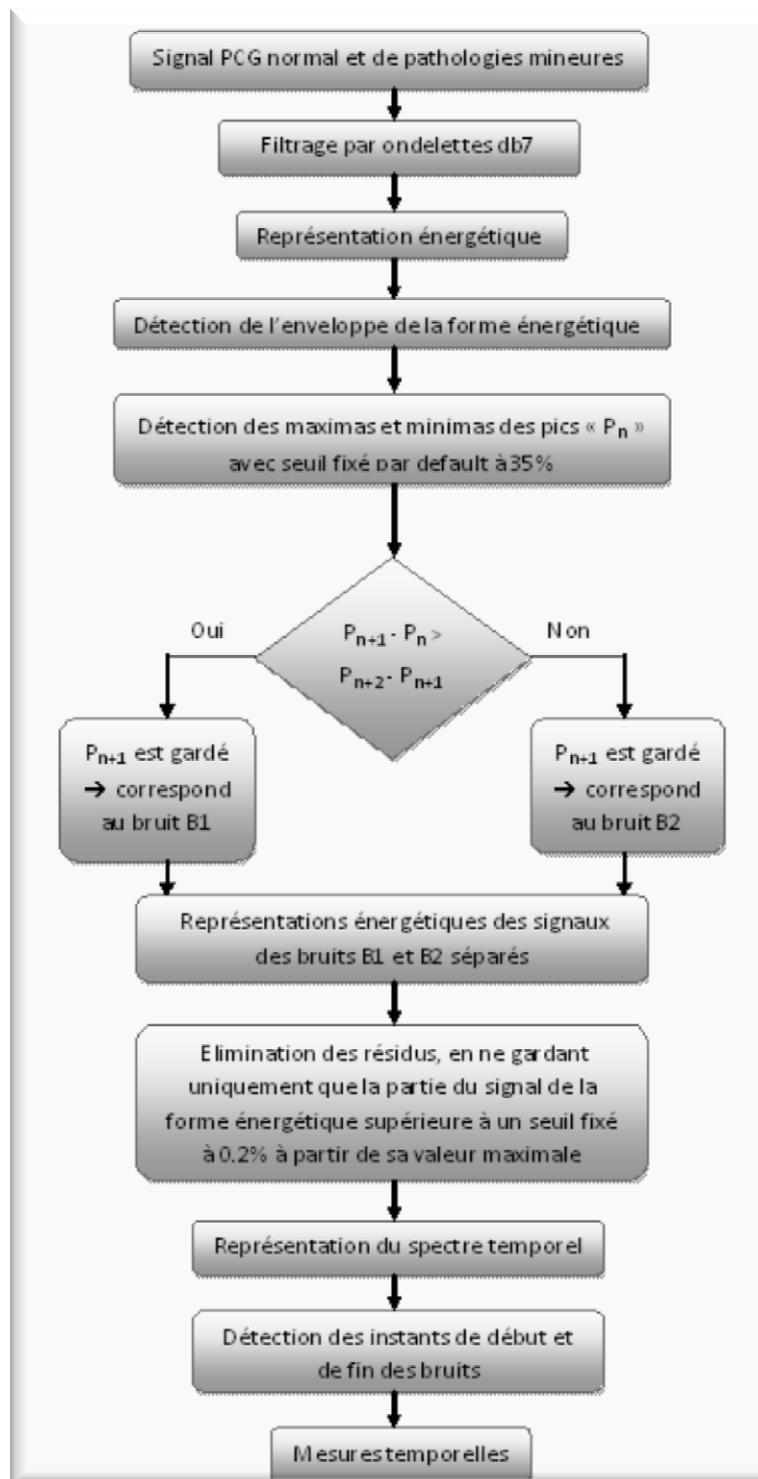


Figure **II** -16 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG normaux et de pathologies mineures

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés**II** -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés :

- On réitère les étapes (**II** -1-1-, **II** -1-2-, **II** -1-3-, **II** -1-4-, **II** -1-6-), en gardant le même principe ; Le changement ne se produit uniquement qu'au cours de la séparation des différentes composantes du signal PCG (bruits cardiaques B1 et B2 et bruits surajoutés).

II -2-1- Séparation des composantes d'un signal PCG à galop B3 : [11] - La distinction entre les différents pics d'oscillations correspondants aux bruits B1, B2 et B3 se fait de la manière suivante :

- ⇒ L'intervalle B2-B1 (S1) (correspondant à la systole) est plus petit que l'intervalle B1'-B2 qui suit (correspondant à la diastole).
- ⇒ Le bruit B3 survient tout de suite après le bruit B2 (**I** -2-4-2-2-, chapitre **I**), donc l'intervalle B3-B2 (S2) est plus petit que l'intervalle B2-B1(S1) qui précède et l'intervalle B1'-B3(S3) qui suit.

- Ceci est illustré sur la figure **II** -17, ci-dessous :

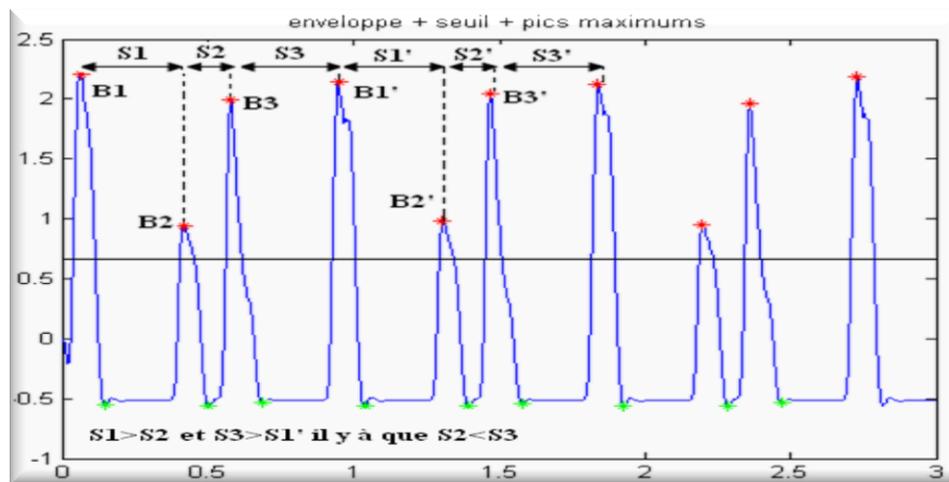


Figure **II** -17 : Distinction entre les bruits cardiaques B1, B2 et B3

- Donc, si on compare chaque intervalle entre les différents pics successifs, le premier sera presque tout le temps supérieur au second, sauf bien sûr dans le cas où la valeur du milieu correspondra au pic du bruit B3. Donc, notre algorithme va comparer chaque intervalle existant entre les différents pics successifs.

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Dans un premier temps, pour chaque valeur d'intervalle inférieure à la suivante, il gardera le pic du milieu c.à.d. le bruit B3. Ensuite, dans un second temps, Il réitérera la même procédure mais cette fois-ci il supprimera le B3 afin de garder que les pics correspondants aux bruits B1 et B2, ces derniers subiront une séparation à leur tour.

- Les différentes étapes de séparation des bruits B1, B2 et B3 d'un signal PCG à galops B3 sont décrites sur la figure **II** -18, ci-dessous :

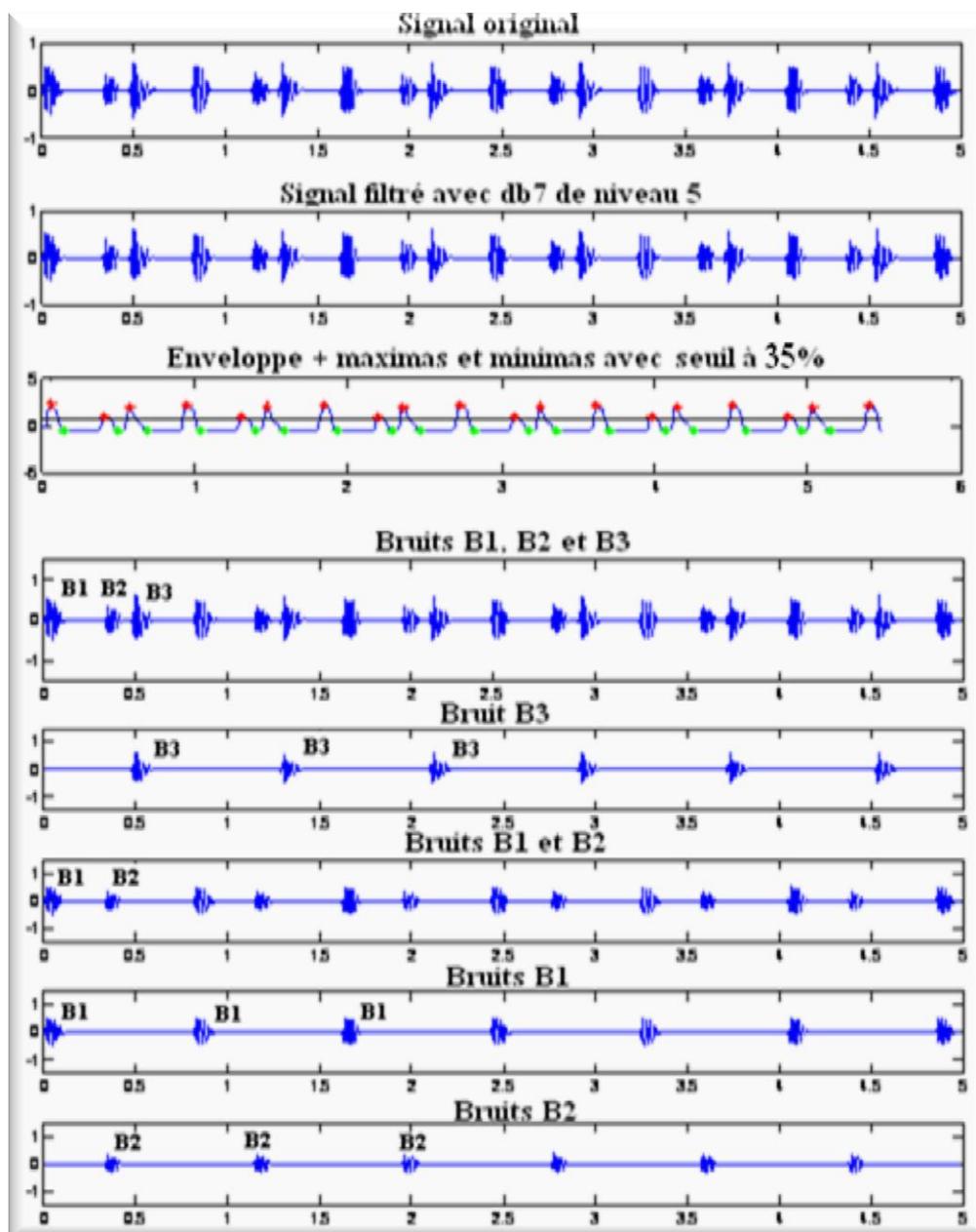


Figure **II** -18 : Séparation des bruits B1, B2 et B3 d'un signal PCG à galops B3 avec seuil fixé à 35%

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -19, ci-dessous :

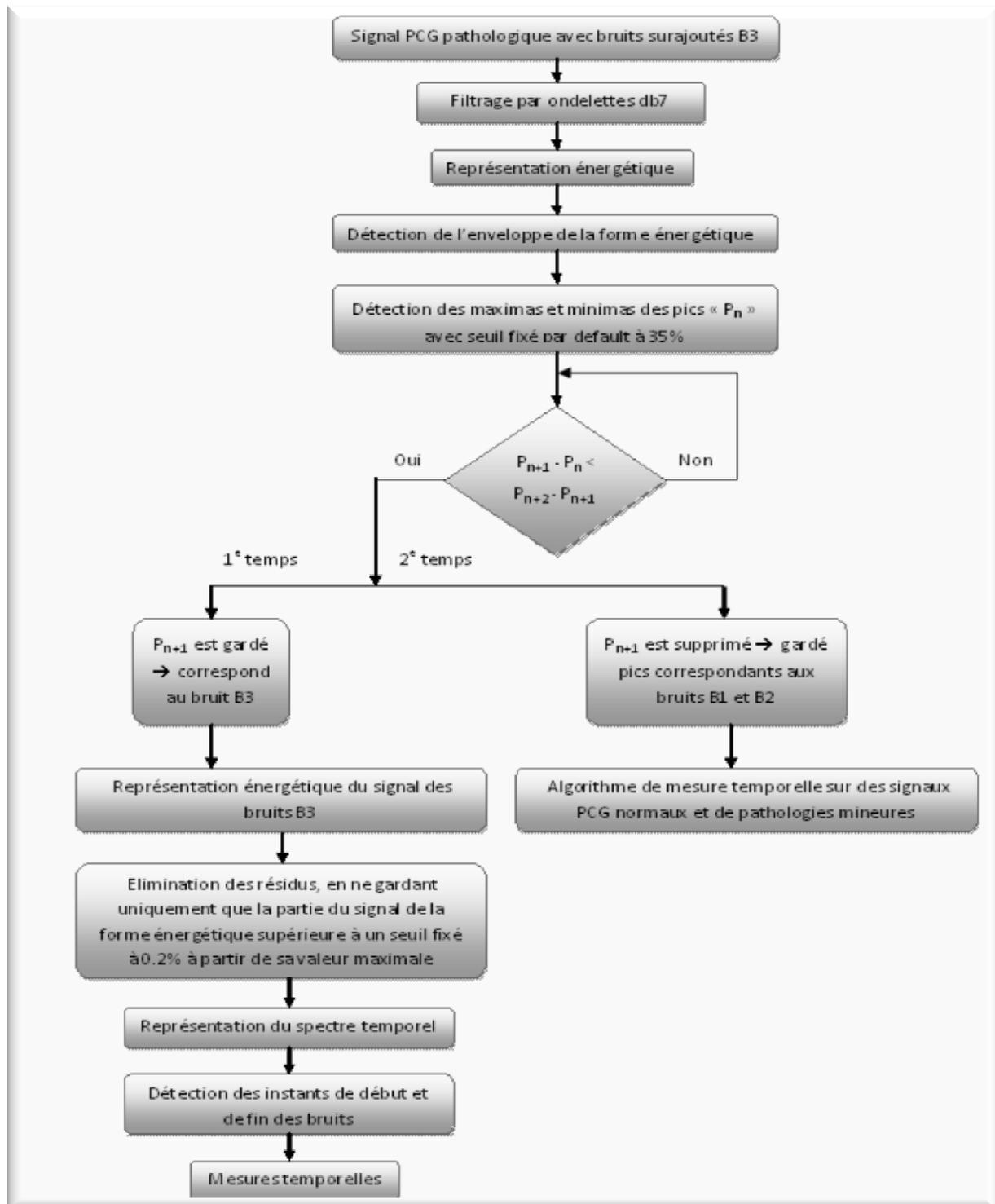


Figure II -19 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés B3

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

II -2-2- Séparation des composantes d'un signal PCG à galop B4 : [11]- La distinction entre les différents pics d'oscillations correspondants aux bruits B1, B2 et B4 se fait de la manière suivante :

- ⇒ L'intervalle B2-B1 (S1) (correspondant à la systole) est plus petit que l'intervalle B1'-B2 qui suit (correspondant à la diastole).
- ⇒ Le bruit B4 survient tout juste avant le bruit B1 (**I -2-4-2-2-**, chapitre **I**), donc l'intervalle B1'-B4 (S3) est plus petit que l'intervalle B4-B2(S2) qui précède et l'intervalle B2'-B1'(S1') qui suit.

- Ceci est illustré sur la figure **II -20**, ci-dessous :

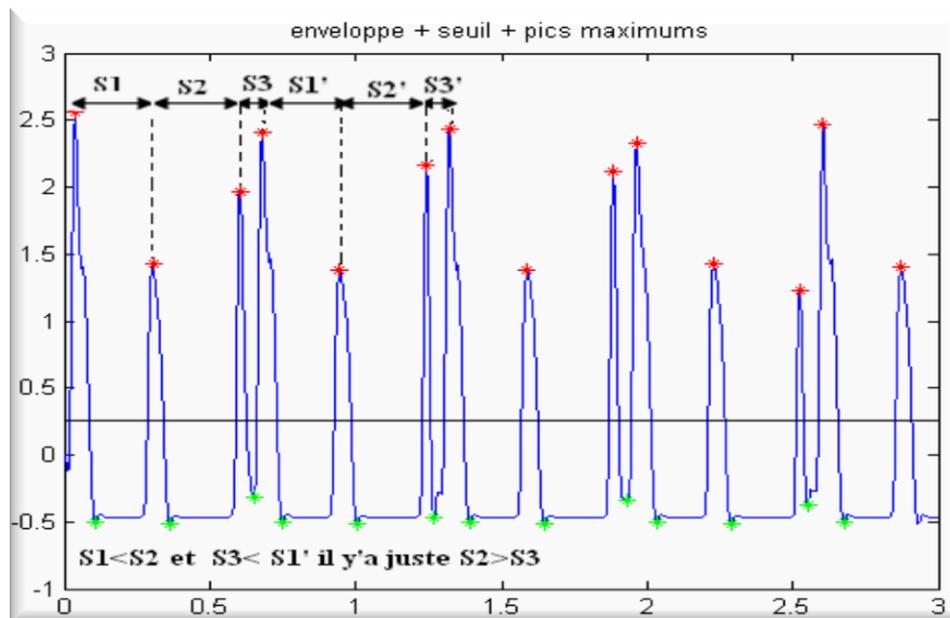


Figure **II -20** : Distinction entre les bruits cardiaques B1, B2 et B4

- Donc, si on compare chaque intervalle entre les différents pics successifs, le premier sera presque tout le temps inférieur au second, sauf bien sûr dans le cas où la valeur du milieu correspondra au pic du bruit B4.
- Donc, notre algorithme va comparer chaque intervalle existant entre les différents pics successifs.
- Dans un premier temps, pour chaque valeur d'intervalle supérieure à la suivante, il gardera le pic du milieu c.à.d. le bruit B4. Ensuite, dans un second temps, il réitérera la même procédure mais cette fois-ci il supprimera le B4 afin

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

de ne garder que les pics correspondants aux bruits B1 et B2, ces derniers subiront une séparation à leur tour.

- Les différentes étapes de séparation des bruits B1, B2 et B4 d'un signal PCG à galops B4 sont décrites sur la figure **II** -21, ci-dessous :

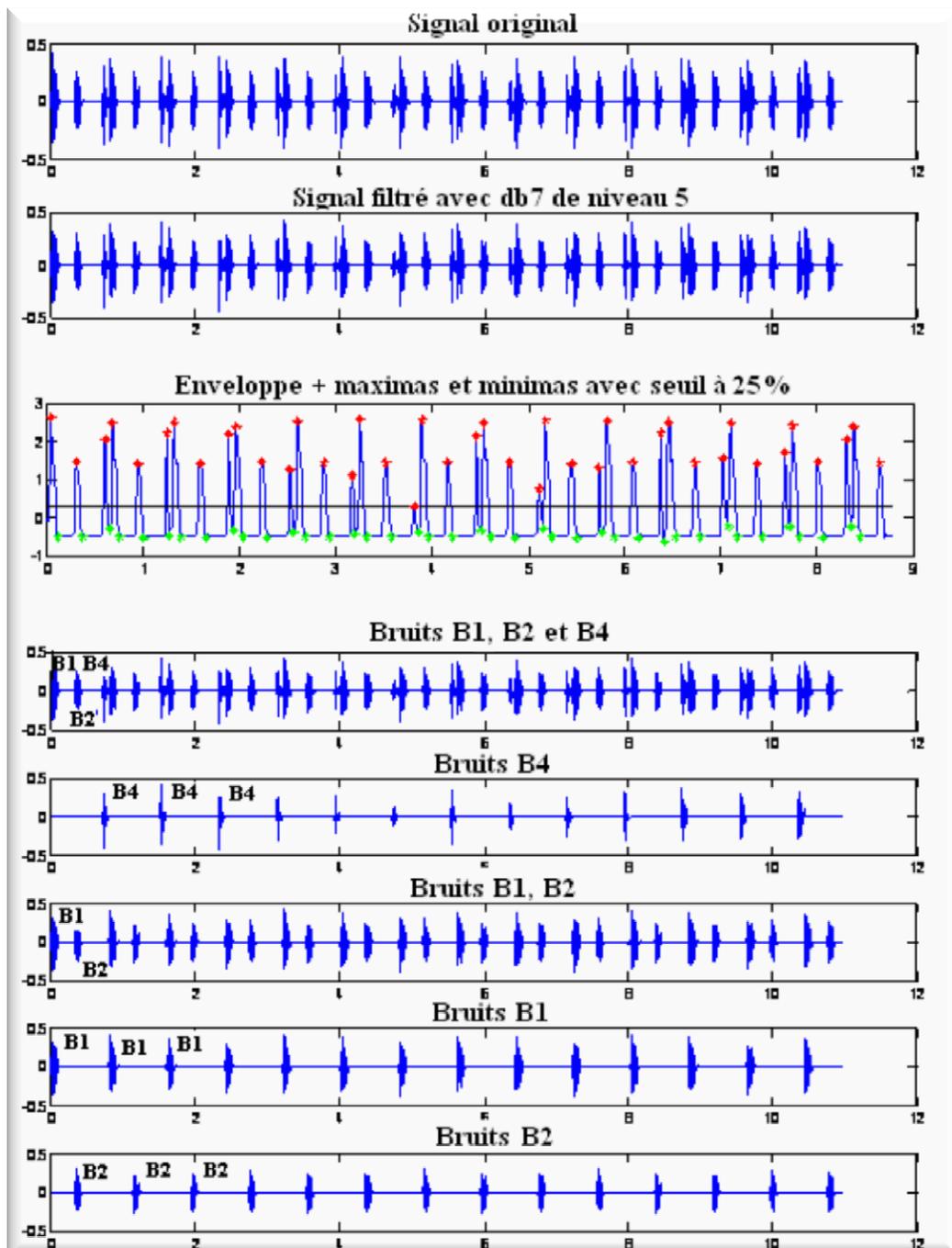


Figure **II** -21 : Séparation des bruits B1, B2 et B4 d'un signal PCG à galops B4 avec seuil fixé à 25%

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -22, ci-dessous :

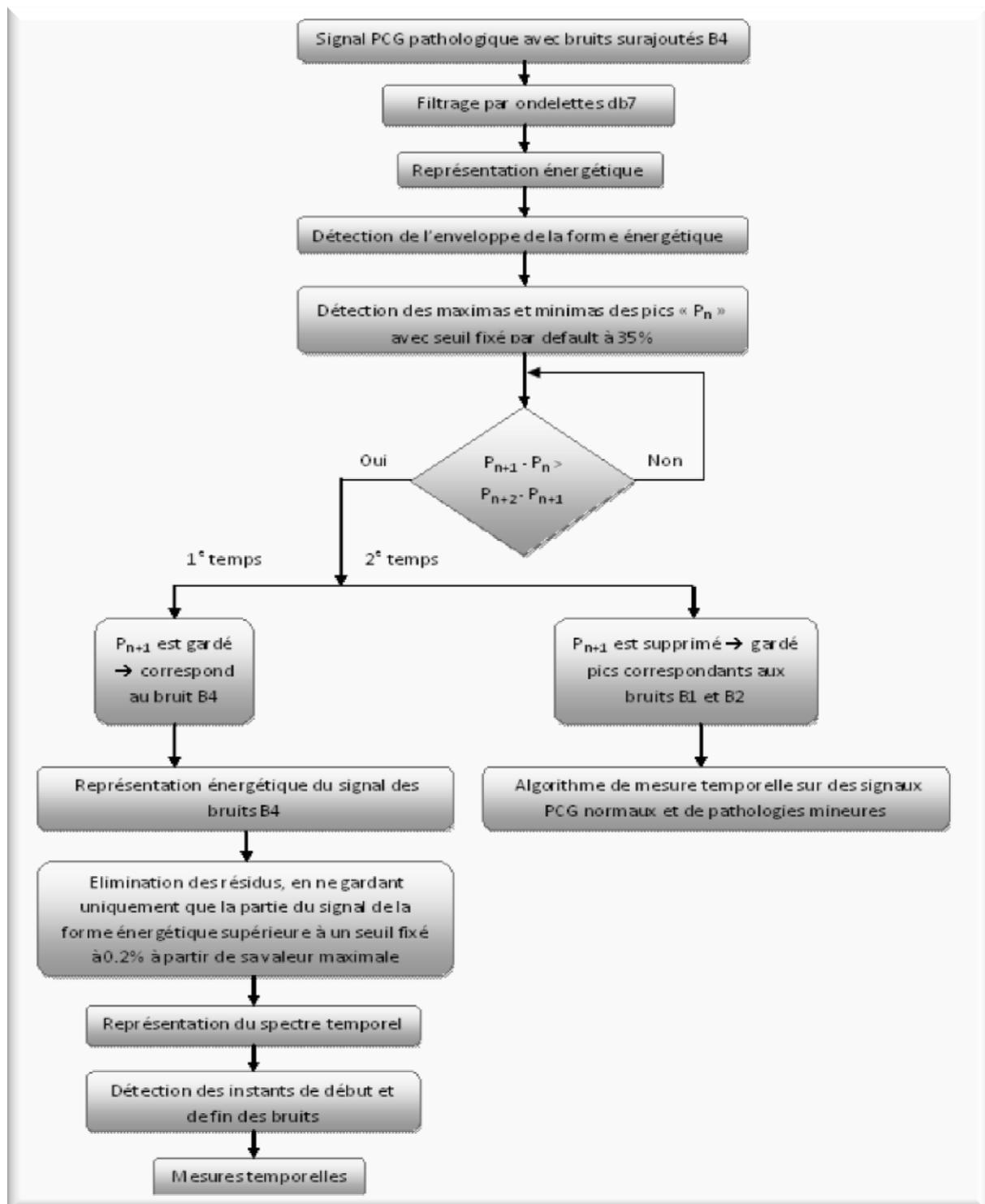


Figure II -22 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés B4

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés**II** -2-3- Séparation des composantes d'un signal PCG à quadruple galops :

- Dans ce cas de figure, quatre bruits cardiaques sont présents dans le signal PCG, en l'occurrence, les bruits B1, B2, B3 et B4.

- Généralement les oscillations du bruit B4 sont de faibles intensités, pour cela et en vue de mieux profiter de cette propriété, on choisit d'utiliser une approche énergétique qui minimise leur effets, en l'occurrence le carré des échantillons du signal.

- Ensuite, on fixera un seuil à partir de la valeur maximale des pics d'oscillations qui favorisera seulement la détection des pics correspondants aux bruits B1, B2 et B3.

- Ceci est illustré sur la figure **II** -23, ci-dessous :

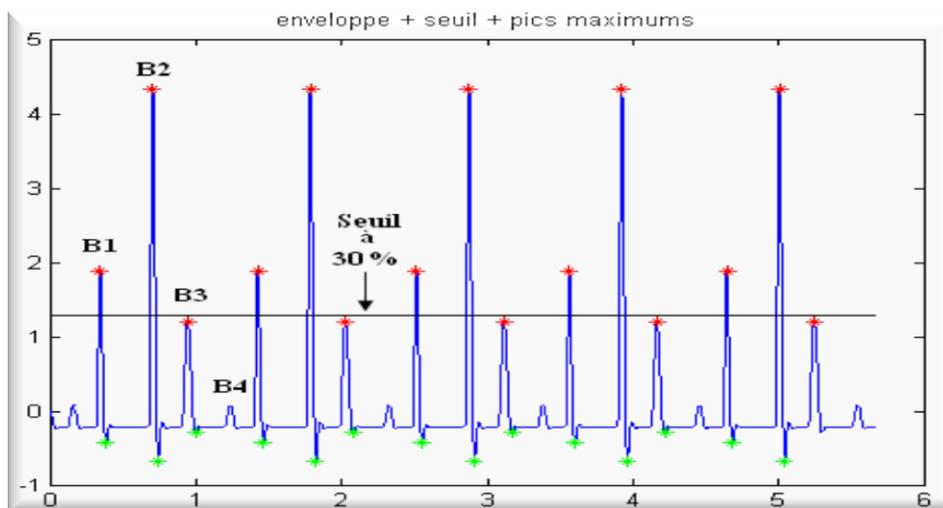


Figure **II** -23 : Détection des bruits B1, B2 et B3 d'un signal PCG à quadruple galops

- Ensuite, la procédure sera la même que celle qui a aboutie à la séparation des bruits B3 d'un signal PCG à galops B3, sauf que dans ce cas de figure le signal résultant de la suppression des B3 présentera la forme des oscillations des bruits B1, B2 et B4.

- Donc, en récupérant ce signal, on réitère les étapes faites pour la séparation des bruits cardiaques B4 d'un signal PCG à galops B4 en fixant lors de la détection des pics le seuil à une valeur qui met en évidence les oscillations des bruits B4.

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Les différentes étapes de séparation des bruits B1, B2, B3 et B4 d'un signal PCG à quadruple galops sont décrites sur la figure **II** -24, ci-dessous :

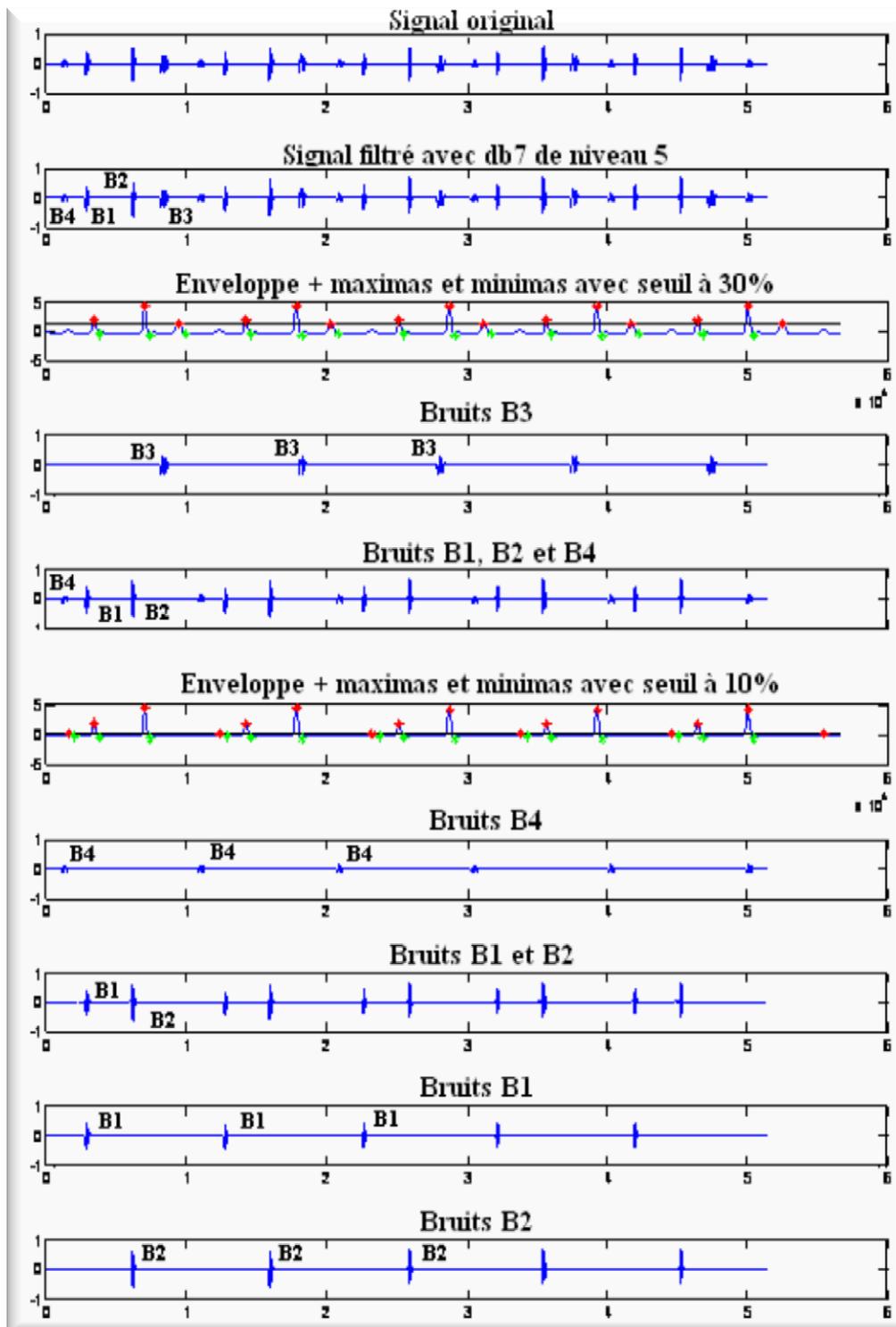


Figure **II** -24 : Séparation des bruits cardiaques B1, B2, B3 et B4 d'un signal PCG à quadruple galops avec seuils fixés à 30% et à 10%

II -2- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -25, ci-dessous :

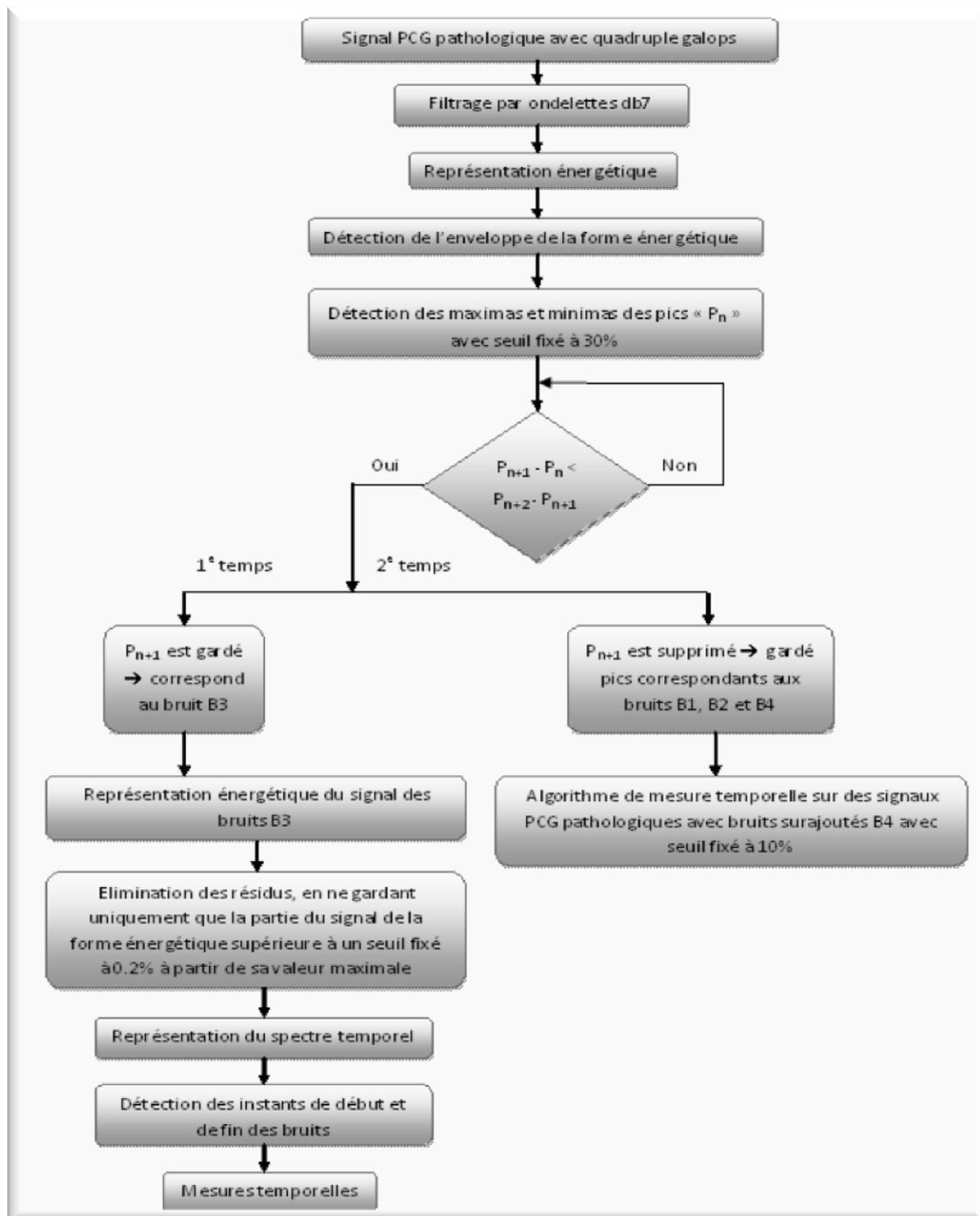


Figure II -25 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec quadruple galops (B3 et B4)

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

- Les résultats des mesures temporelles effectuées sur des signaux PCG avec bruits surajoutés, sont regroupés dans le tableau **II** -2 ci-contre :

| Signaux phono cardiogrammes | Durée du bruit cardiaque B1 (s) | Durée du bruit cardiaque B2 (s) | Durée du bruit cardiaque B3 (s) | Durée du bruit cardiaque B4 (s) | Durée de la phase systolique (s) | Durée de la phase diastolique (s) | Durée du cycle cardiaque (s) | fréquence cardiaque (battements / minute) |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|---|
| → A galops B3 | 0.1184 | 0.0959 | 0.1098 | — | 0.3065 | 0.5015 | 0.8081 | 74 |
| → A galops B4 | 0.1053 | 0.0958 | — | 0.0765 | 0.3207 | 0.4820 | 0.8027 | 75 |
| → A quadruple galops | 0.0349 | 0.0332 | 0.0551 | 0.0491 | 0.3234 | 0.6521 | 0.9758 | 61 |

Tableau **II** -2 : mesures temporelles sur des signaux PCG avec bruits surajoutés

- On remarque d'après les résultats de ce tableau, que les durées des bruits cardiaques B1 et B2 sont très influencées par la présence de galops, notamment dans le cas où les deux types (B3 et B4) sont présents.

- Aussi, concernant le cas pathologique avec quadruple galops, on remarque que la fréquence cardiaque est considérablement inférieure par rapport à celles des autres cas étudiés.

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks :

- On réitère les étapes (**II** -1-1-, **II** -1-2-, **II** -1-3-, **II** -1-4-, **II** -1-6-), en gardant le même principe, le changement ne se produit uniquement qu'au cours de la séparation des différentes composantes du signal PCG (bruits cardiaques B1 et B2 et clicks).

- Les clicks peuvent être systoliques (se situant sur différentes positions dans l'intervalle B2-B1) ou bien diastolique (se situant généralement tout juste après le B2 dans l'intervalle B1-B2), ceci est illustré sur la figure **II** -26 :

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

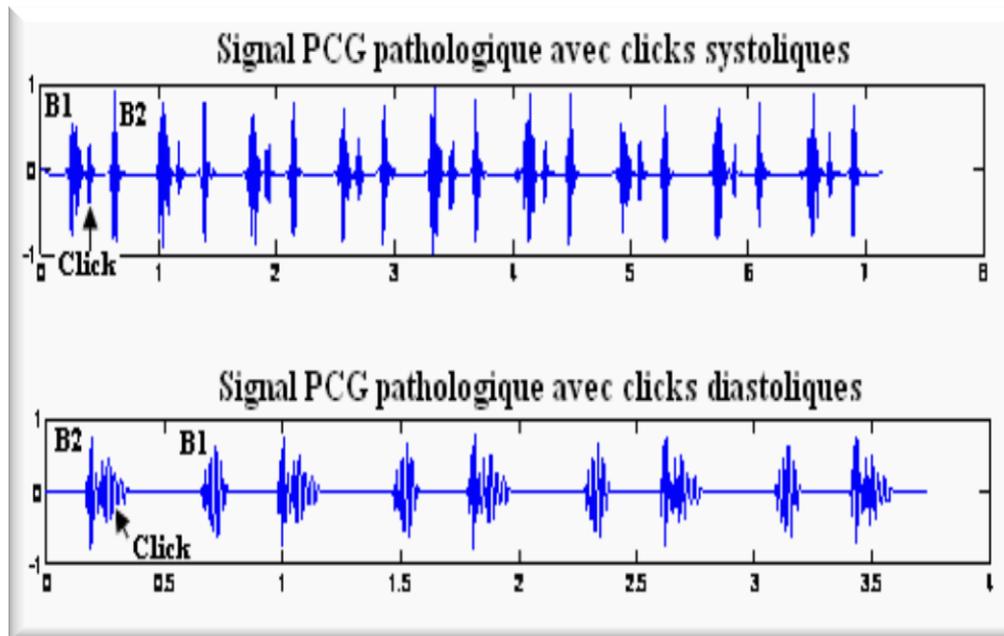


Figure II -26 : Signaux PCG pathologiques avec clicks.

- Donc, la segmentation se fait en fonction de la position du click.
- Prenons l'exemple d'un click méso-systolique, ce dernier peut se situer au milieu ou à la fin de la phase systolique avec dans le premier cas une position temporelle légèrement proche de celle du bruit cardiaque B1.
- Donc, la disposition « bruit B1 – Click adjacent – bruit B2 » rappelle celle des bruits cardiaques dans un signal PCG à galops B4, avec néanmoins le bruit B1 et le click on lieu et place du bruit B4 et le B1 c.à.d. « bruit B4 – bruit B1 – bruit B2 », donc pour séparer clicks, bruits B1 et B2, on suit la même procédure.
- Dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale, le click se déclenche tout juste après le bruit B2.
- Donc, la disposition « bruit B1 –bruit B2– Click adjacent» rappelle celle des bruits cardiaques dans un signal PCG à galops B3, avec néanmoins le click on lieu et place du bruit B3 c.à.d. « bruit B1 – bruit B2– bruit B3 », donc pour séparer clicks, bruits B1 et B2, on suit la même procédure.

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

- La séparation des bruits cardiaques B1 et B2 et des clicks d'un signal PCG pathologique « MSC » (Mid Systolic Click) est décrite sur la figure **II** -27, ci-dessous :

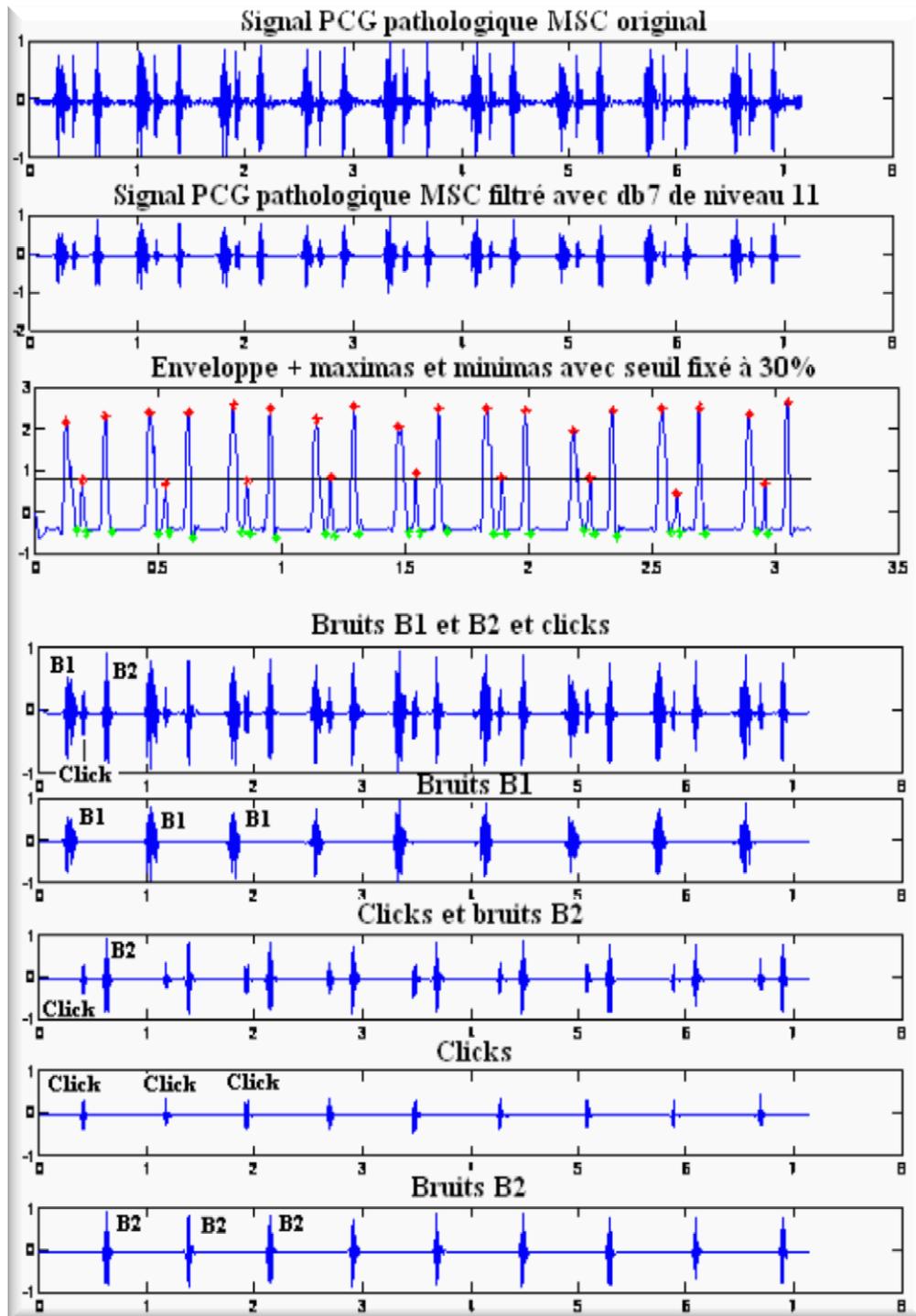


Figure **II** -27 : Séparation des bruits B1, B2 et des clicks d'un signal PCG pathologique MSC (Mid Systolic Click) avec seuil fixé à 30%

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -28, ci-dessous :

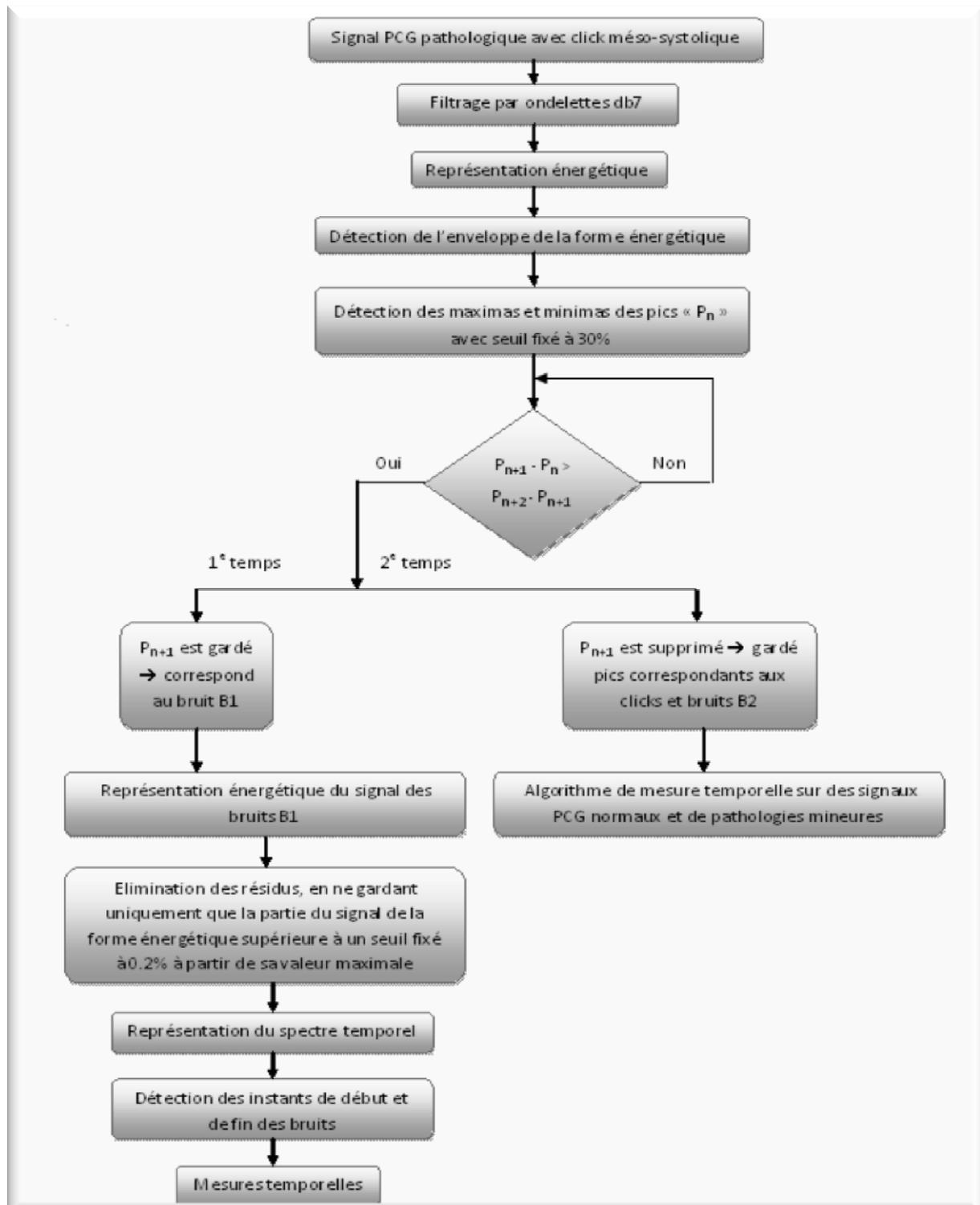


Figure II -28 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks méso-systoliques « MSC »

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

- La séparation des bruits cardiaques B1 et B2 et des clicks d'un signal PCG pathologique dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale « OS » (Opening Snap) est décrite sur la figure **II** -29, ci-dessous :

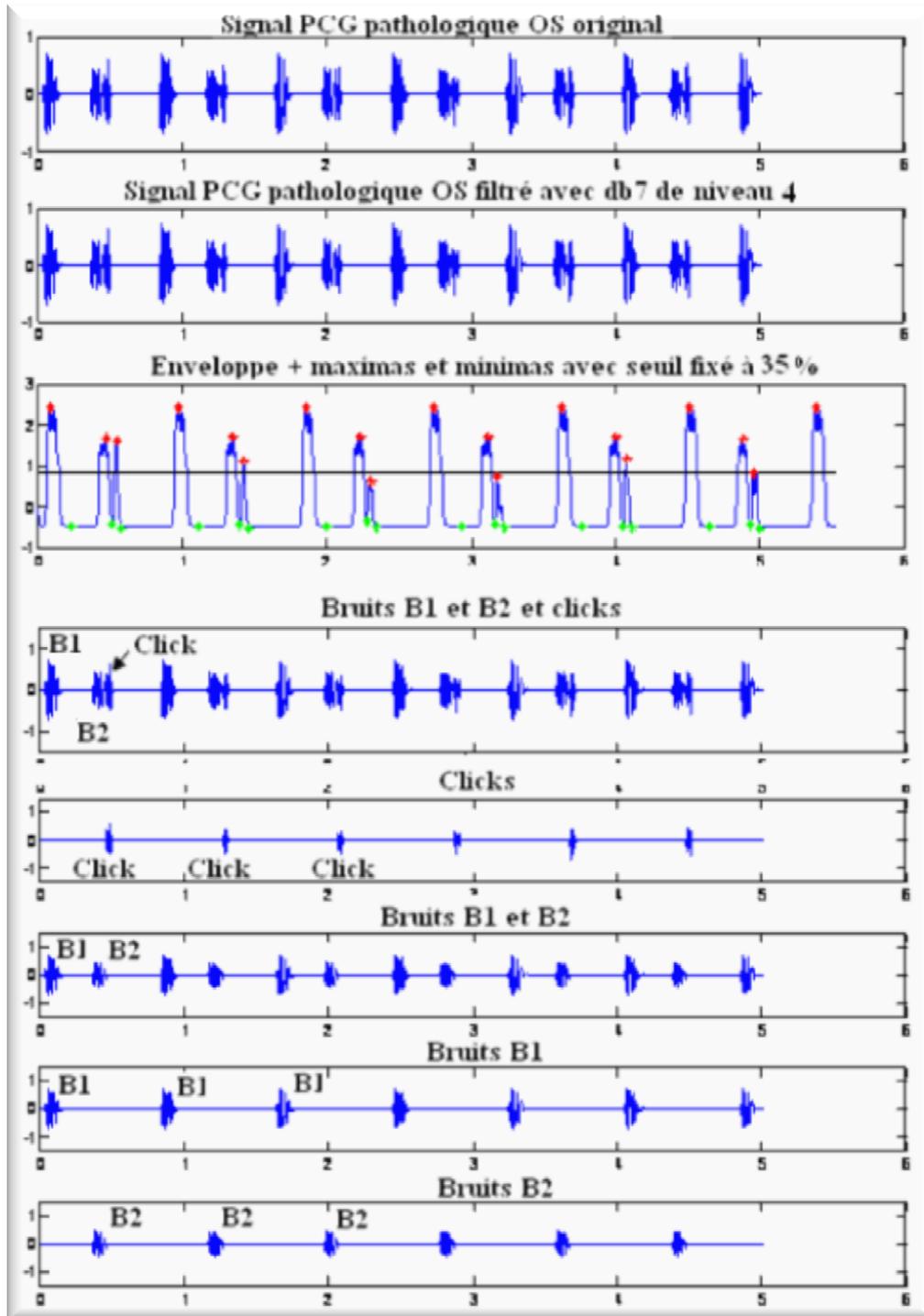


Figure **II** -29 : Séparation des bruits cardiaques B1 et B2 et des clicks d'un signal PCG dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale « OS » (Opening Snap) avec seuil fixé à 35%

II -3- Algorithmes de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -30, ci-dessous :

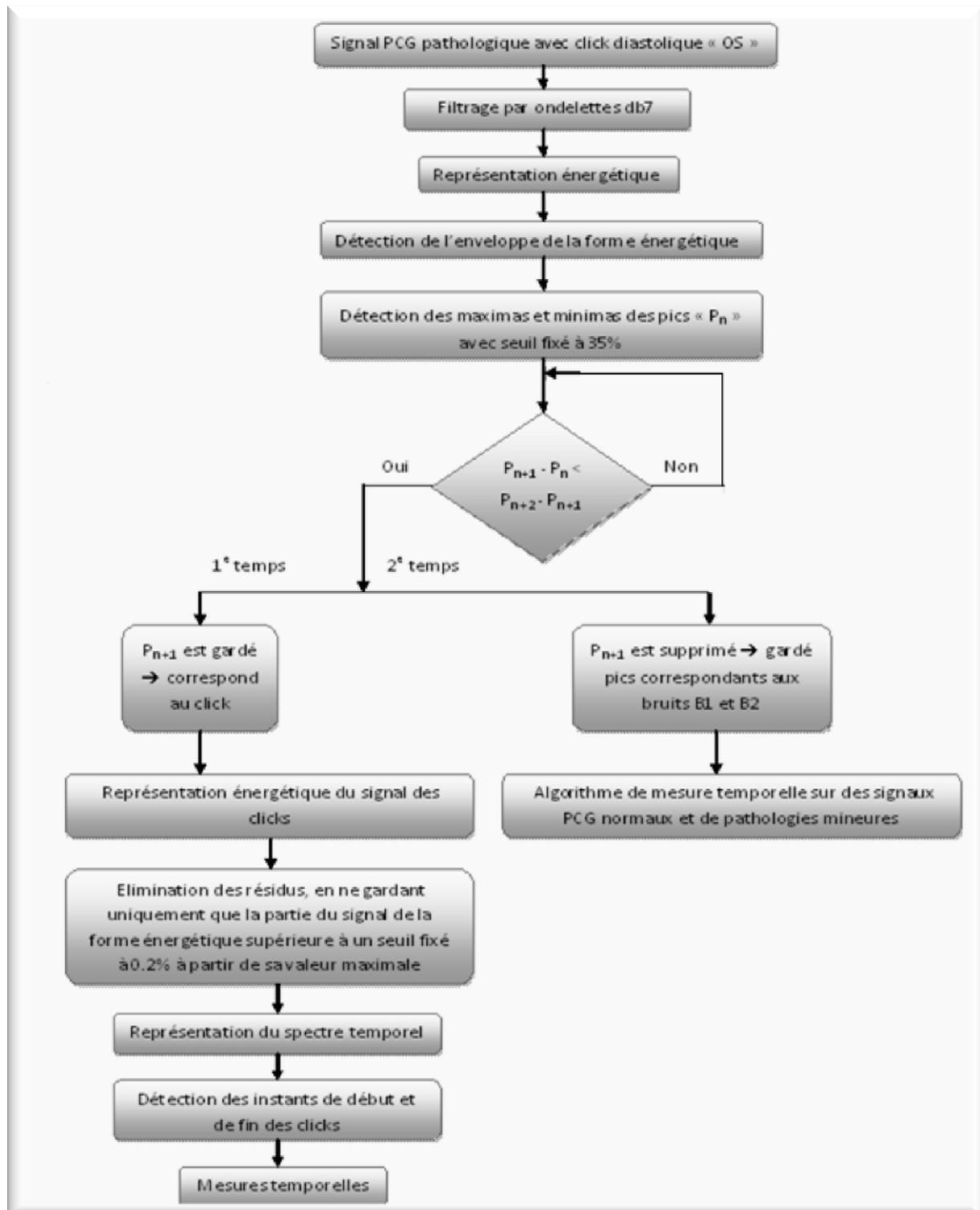


Figure II -30 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec clicks diastoliques « OS »

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Les résultats des mesures temporelles effectuées sur des signaux PCG avec clicks, sont regroupés dans le tableau **II** -3 ci-dessous :

| Signaux phono cardiogrammes | Durée du bruit cardiaque B1 (s) | Durée du bruit cardiaque B2 (s) | Durée du click (s) | Durée de la phase systolique (s) | Durée de la phase diastolique (s) | Durée du cycle cardiaque (s) | fréquence cardiaque (batttements / minute) |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------|----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|--|
| →A click systolique MCS | 0.1217 | 0.0985 | 0.0525 | 0.3418 | 0.4390 | 0.7828 | 77 |
| →A click diastolique OS | 0.1164 | 0.1008 | 0.0393 | 0.3100 | 0.4914 | 0.8015 | 75 |

Tableau **II** -3 : mesures temporelles sur des signaux PCG avec clicks

- On remarque d'après les résultats de ce tableau, que les durées des bruits cardiaques B1 et B2 ressemblent étrangement à celles mesurées pour des signaux PCG à galops.

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques :

- Dans ce cas de figure, le seul changement remarquable est celui concernant le filtrage, dont le but n'est pas seulement de supprimer ou bien encore de minimiser les effets des nuisances mais aussi de supprimer la forme des souffles cardiaques éventuellement présents sur le signal PCG.

- Un exemple est donné par la figure **II** -31, ci-dessous :

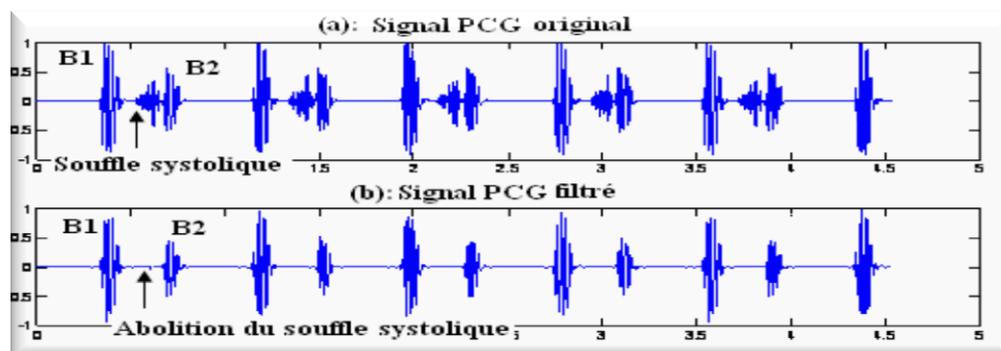


Figure **II** -31 : (a) : Signal PCG pathologique « LAS », (b) : Signal PCG pathologique « LAS » filtré par ondelettes db7 de niveau 6.

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Une fois le filtrage effectué, il est possible maintenant de séparer les bruits cardiaques B1 et B2 du signal PCG.
- On réitère donc les étapes (**II** -1-2-, **II** -1-3-, **II** -1-4-, **II** -1-5-), pour obtenir les formes des bruits B1 et B2.
- Concernant les formes des souffles cardiaques, on supprime tout simplement les oscillations appartenant aux bruits cardiaques du signal PCG original (non filtré).
- La séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques d'un signal PCG pathologique dans le cas d'une sténose aortique « LAS » (Late Aortic Stenosis), est décrite sur la figure **II** -32, ci-dessous :

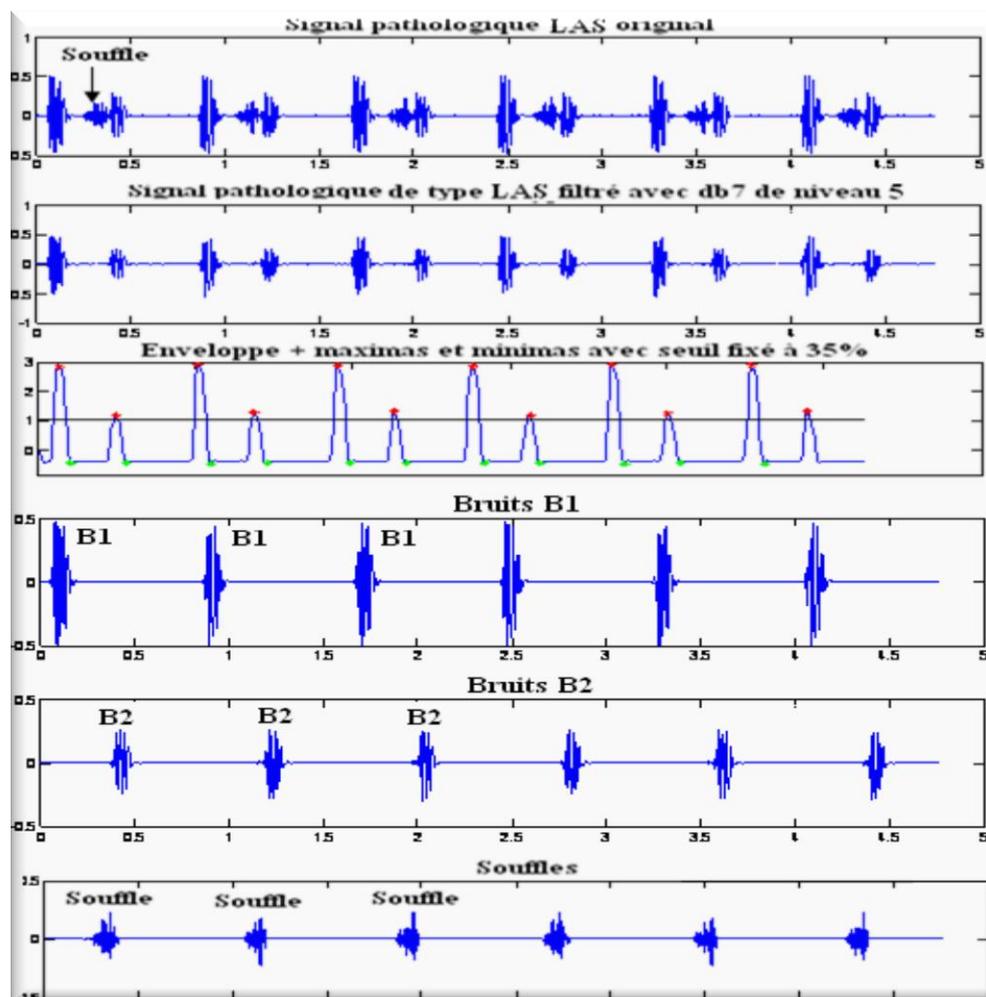


Figure **II** -32 : Séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques d'un signal PCG dans le cas d'une sténose aortique « LAS » (Late Aortic Stenosis) avec seuil fixé à 35%

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- La séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques d'un signal PCG pathologique dans le cas d'une sténose aortique « EAS » (Early Aortic Stenosis), est décrite sur la figure **II** -33, ci-dessous :

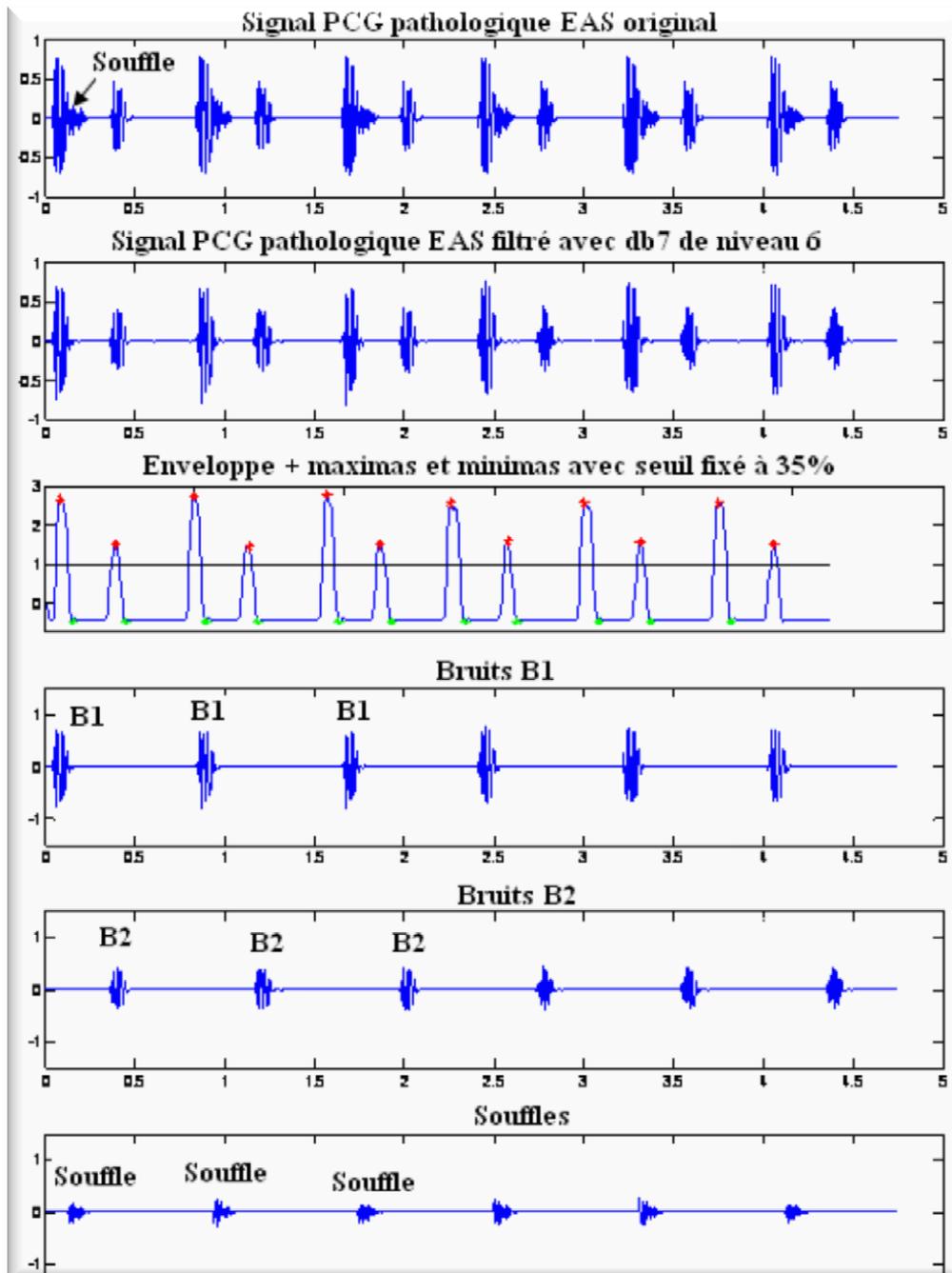


Figure **II** -33 : Séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques d'un signal PCG dans le cas d'une sténose aortique « EAS » (Early Aortic Stenosis) avec seuil fixé à 35%

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- La séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques (roulements) d'un signal PCG pathologique dans le cas d'une insuffisance aortique « AR » (Aortic Regurgitation), est décrite sur la figure **II** -34, ci-dessous :

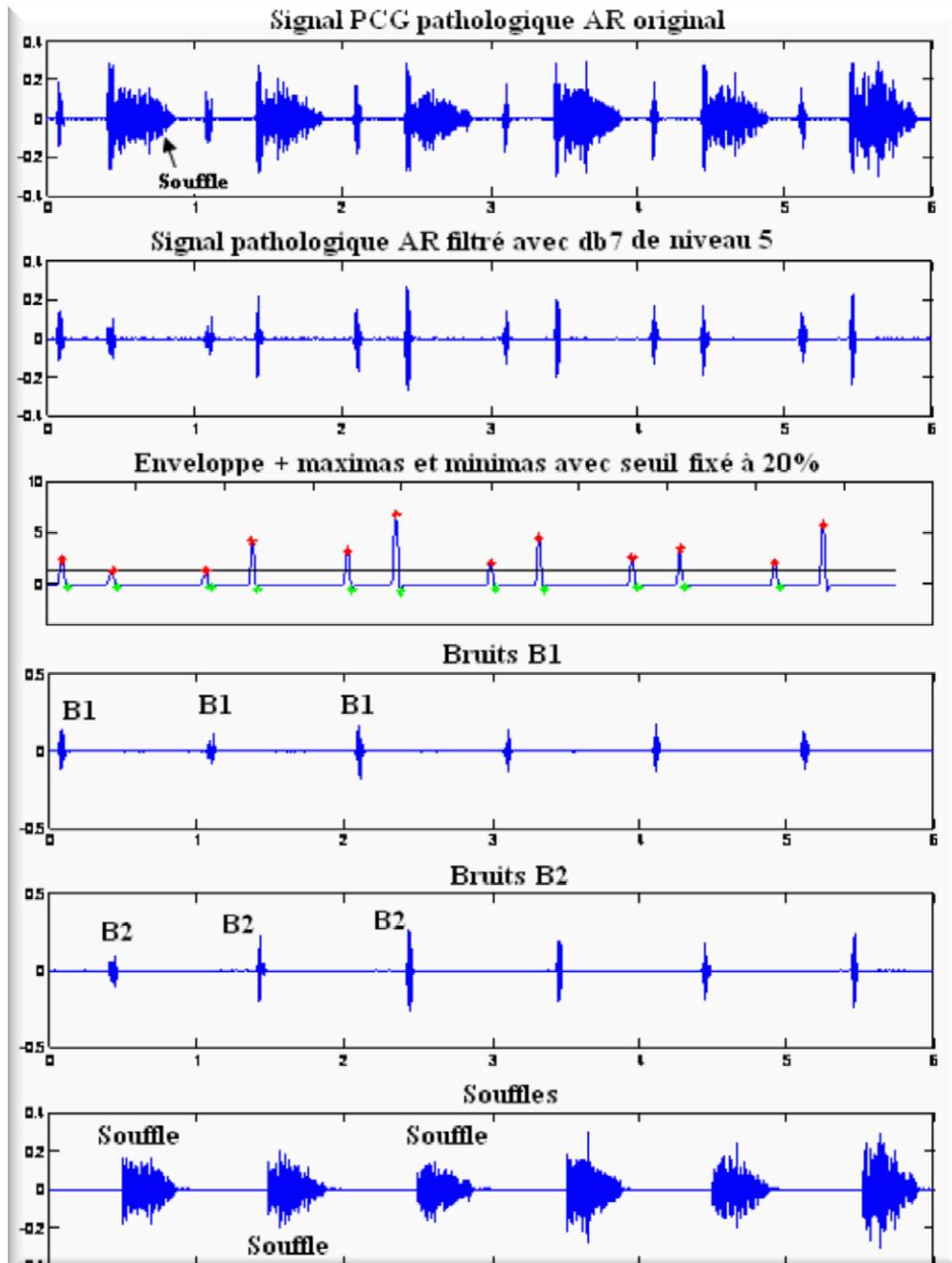


Figure **II** -34 : séparation des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques (roulements) d'un signal PCG pathologique dans le cas d'une insuffisance aortique « AR » (Aortic Regurgitation) avec seuil fixé à 20%

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Les différentes étapes faites au cours de l'élaboration de cet algorithme, sont décrites sur la figure II -35, ci-dessous :

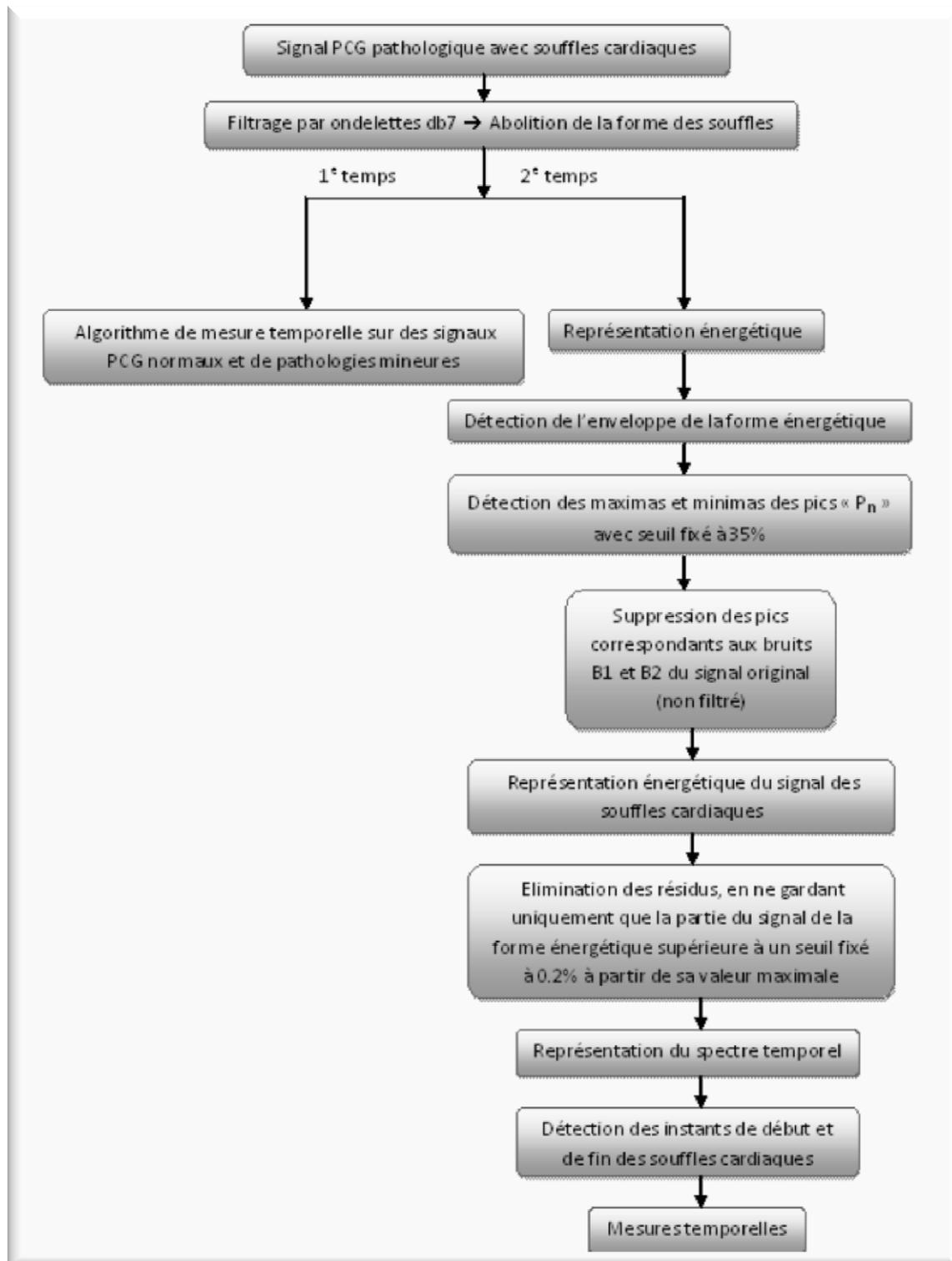


Figure II -35 : Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

II-4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Il se peut que même après un filtrage, les formes appartenant aux souffles cardiaques persistent encore sur le signal PCG.

- Un exemple est donné par la figure **II** -36, ci-dessous :

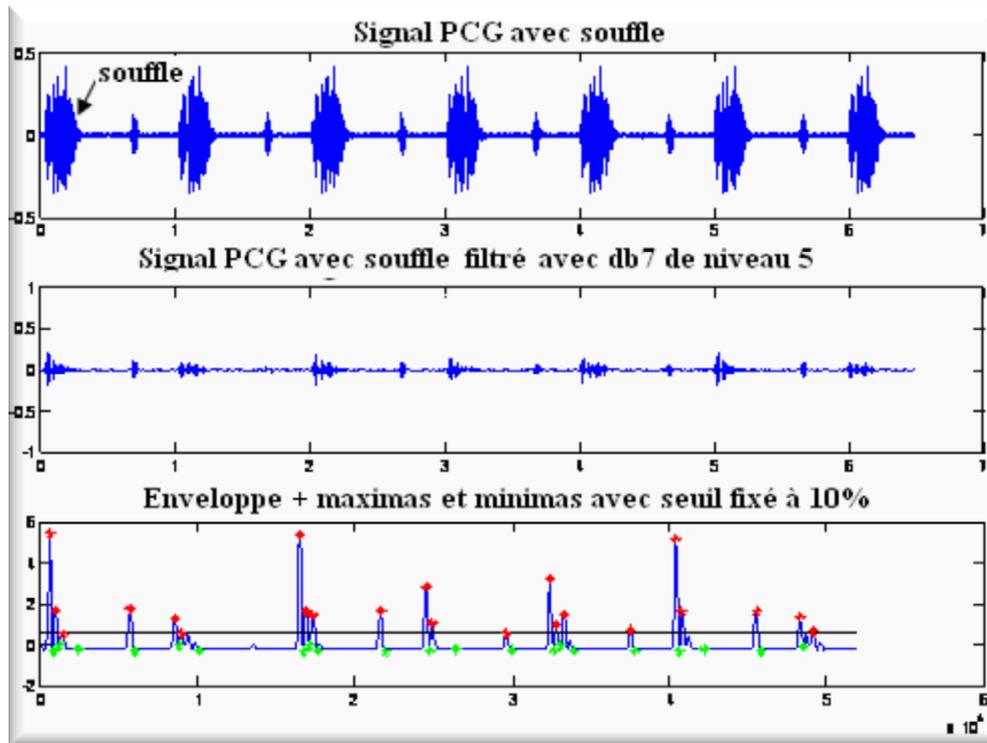


Figure **II** -36 : signal PCG pathologique dans le cas d'une insuffisance aortique « AI » (Aortic Insufficiency)

- On constate que même après un filtrage rigoureux et en fixant le seuil de détection à un niveau très bas (10%), beaucoup de paramètres restent à traiter.

- Ceci démontre de la richesse des données qui peuvent être présentes dans un signal PCG, mais malheureusement, ceci met aussi en évidence certaines limites de notre algorithme qui se retrouve dans l'incapacité à traiter toutes les formes de souffles cardiaques dont le signal PCG peut être témoin.

- Les résultats des mesures temporelles effectuées sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques, sont regroupés dans le tableau **II** -4 ci-contre :

II -4- Algorithme de mesure temporelle sur des signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

| Signaux phono cardiogrammes | Durée du bruit cardiaque B1 (s) | Durée du bruit cardiaque B2 (s) | Durée du souffle cardiaque (s) | Durée de la phase systolique (s) | Durée de la phase diastolique (s) | Durée du cycle cardiaque (s) | fréquence cardiaque (battements / minute) |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|---|
| A souffle systolique | | | | | | | |
| →EAS | 0.1179 | 0.1112 | 0.1080 | 0.3153 | 0.4827 | 0.7976 | 75 |
| →LAS | 0.1180 | 0.1088 | 0.1135 | 0.3171 | 0.4826 | 0.7997 | 75 |
| A souffle diastolique | | | | | | | |
| →AR | 0.0532 | 0.0492 | 0.3725 | 0.3422 | 0.6635 | 1.0071 | 60 |

Tableau **II** -4 : mesures temporelles sur des signaux PCG avec souffles cardiaques

- Les résultats du tableau **II** -4 ci-dessus, reflètent une certaine influence des souffles sur la durée des bruits cardiaques, notamment pour le cas de l'insuffisance aortique (souffle diastolique ou roulement) ou celles-ci sont clairement inférieures à celles mesurées pour les cas de sténose aortique (souffles systoliques). On constate aussi, que la fréquence cardiaque y est plus lente.

Conclusion : - L'analyse du signal PCG à l'aide de la segmentation de ce dernier, nous a permis non seulement de mesurer les différents paramètres temporels relatifs à la révolution cardiaque durant un cycle (durée de la phase systolique et de la phase diastolique), mais aussi d'étudier et surtout d'apprécier séparément, les projections dans le temps de chaque événement présent sur ce signal (bruits cardiaques B1 et B2 et éventuellement galops, clicks et souffles), donnant ainsi libre cours à d'éventuelles interprétations futures.

- Malheureusement, concernant le cas des signaux PCG avec souffles cardiaques, l'algorithme élaboré n'échappe pas à certaines lacunes, le plus souvent dues à la nature même de ces derniers, néanmoins ceci ne constitue pas une fin en soi puisque un nombre important de ces signaux ont pu être traités efficacement.

III -1- Etude de signaux PCG normaux :

III -1-1- Segmentation et mesures temporelles : - Un exemple d'une segmentation effectuée sur un signal PCG normal est donné par la figure **III** -1, ci-dessous :

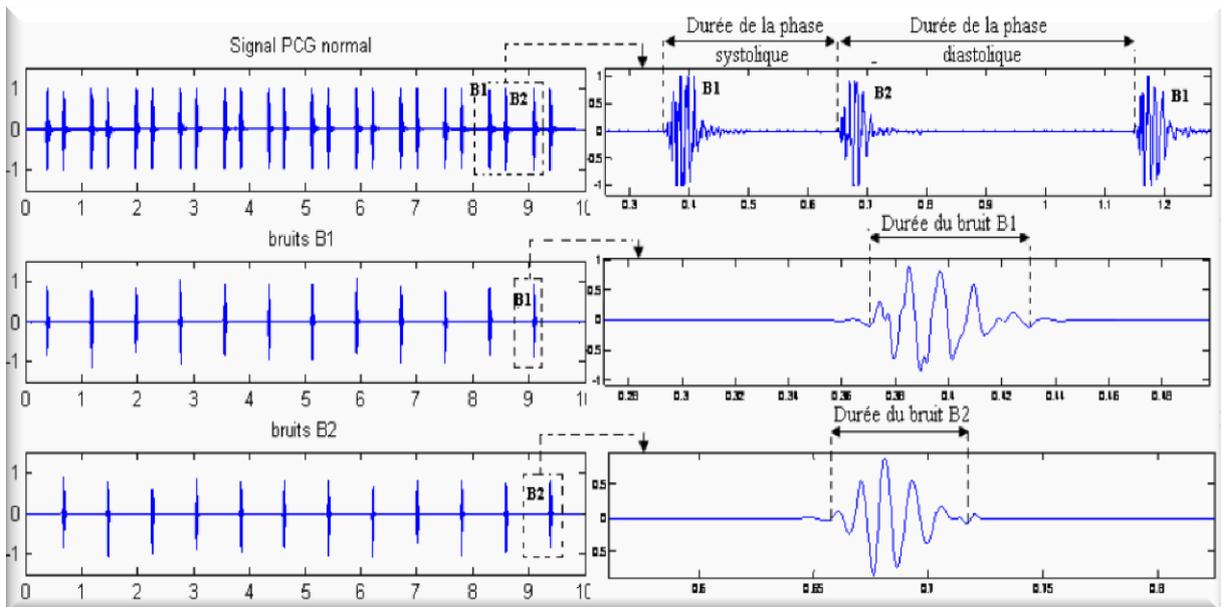


Figure **III** -1 : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG normal

- La segmentation de différents signaux PCG normaux effectués sur plusieurs sujets, servira à l'acquisition de diverses données temporelles (en l'occurrence les durées des phases systoliques et diastoliques ainsi que celles des bruits cardiaques B1 et B2), ces dernières permettront l'élaboration d'une étude statistique aidant à définir des paramètres susceptibles de donner une approche quantitative (plus précisément une fourchette de dispersion de ces dites données).

- Le tableau **III** -1, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de cinq signaux PCG normaux effectués sur différents sujets sur une durée regroupant 44 cycles cardiaques :

III -1- Etude de signaux PCG normaux

| Nombre de cycles | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------|
| 44 | 9 | 0.3301 | 0.6852 | 0.0768 | 0.0516 |
| | | 0.3453 | 0.6754 | 0.0758 | 0.0670 |
| | | 0.3350 | 0.6735 | 0.0814 | 0.0671 |
| | | 0.3316 | 0.6816 | 0.0796 | 0.0634 |
| | | 0.3300 | 0.6852 | 0.0768 | 0.0517 |
| | | 0.3453 | 0.6754 | 0.0758 | 0.0670 |
| | | 0.3350 | 0.6734 | 0.0815 | 0.0671 |
| | | 0.3318 | 0.6815 | 0.0795 | 0.0635 |
| | | 0.3390 | 0.6764 | 0.0768 | 0.0607 |
| | 0.3451 | | 0.0760 | 0.0670 | |
| | 4 | 0.2892 | 0.4827 | 0.0828 | 0.0574 |
| | | 0.2896 | 0.4951 | 0.0779 | 0.0489 |
| | | 0.2892 | 0.4899 | 0.0795 | 0.0538 |
| | | 0.2888 | 0.4918 | 0.0839 | 0.0738 |
| | | 0.3009 | | 0.0811 | 0.0847 |
| | 11 | 0.2890 | 0.4996 | 0.0640 | 0.0618 |
| | | 0.2901 | 0.4944 | 0.0644 | 0.0631 |
| | | 0.2848 | 0.5060 | 0.0543 | 0.0484 |
| | | 0.2895 | 0.5101 | 0.0576 | 0.0539 |
| | | 0.2860 | 0.5040 | 0.0632 | 0.0626 |
| | | 0.2893 | 0.5051 | 0.0629 | 0.0621 |
| | | 0.2895 | 0.4971 | 0.0695 | 0.0632 |
| | | 0.2823 | 0.5101 | 0.0611 | 0.0537 |
| | | 0.2848 | 0.5052 | 0.0632 | 0.0536 |
| | | 0.2843 | 0.5105 | 0.0624 | 0.0556 |
| | | 0.2895 | 0.4998 | 0.0679 | 0.0618 |
| | 0.2901 | | 0.0631 | 0.0570 | |
| | 11 | 0.2346 | 0.4536 | 0.0633 | 0.0532 |
| | | 0.2663 | 0.4886 | 0.0635 | 0.0576 |
| | | 0.2733 | 0.4764 | 0.0493 | 0.0585 |
| | | 0.2654 | 0.4238 | 0.0587 | 0.0622 |
| | | 0.2507 | 0.4347 | 0.0672 | 0.0463 |
| | | 0.2494 | 0.4630 | 0.0686 | 0.0462 |
| | | 0.2871 | 0.4795 | 0.0617 | 0.0563 |
| | | 0.2907 | 0.4958 | 0.0640 | 0.0644 |
| | | 0.2180 | 0.4528 | 0.0573 | 0.0464 |
| | | 0.2506 | 0.4344 | 0.0688 | 0.0514 |
| | | 0.2572 | 0.4572 | 0.0651 | 0.0576 |
| | 0.2511 | | 0.0643 | 0.0505 | |
| | 9 | 0.2894 | 0.5002 | 0.1050 | 0.0979 |
| | | 0.2899 | 0.4884 | 0.1034 | 0.0898 |
| | | 0.2952 | 0.4876 | 0.1038 | 0.0751 |
| | | 0.2779 | 0.4655 | 0.0783 | 0.0969 |
| | | 0.3041 | 0.4626 | 0.0766 | 0.0955 |
| 0.2898 | | 0.5050 | 0.0885 | 0.0809 | |
| 0.2853 | | 0.4993 | 0.0761 | 0.0773 | |
| 0.2959 | | 0.4878 | 0.0782 | 0.0748 | |
| 0.2581 | | 0.4788 | 0.0825 | 0.0727 | |
| 0.2902 | | 0.0625 | 0.0746 | | |

Tableau **III** -1: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG normaux

III -1-2- Etude statistique : - La récolte des données temporelles effectuée précédemment, permettra l'établissement d'une étude statistique visant à définir une plage de variations de ces dernières.

- La figure **III** -2 qui suit, représente les histogrammes de répartition des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 44).

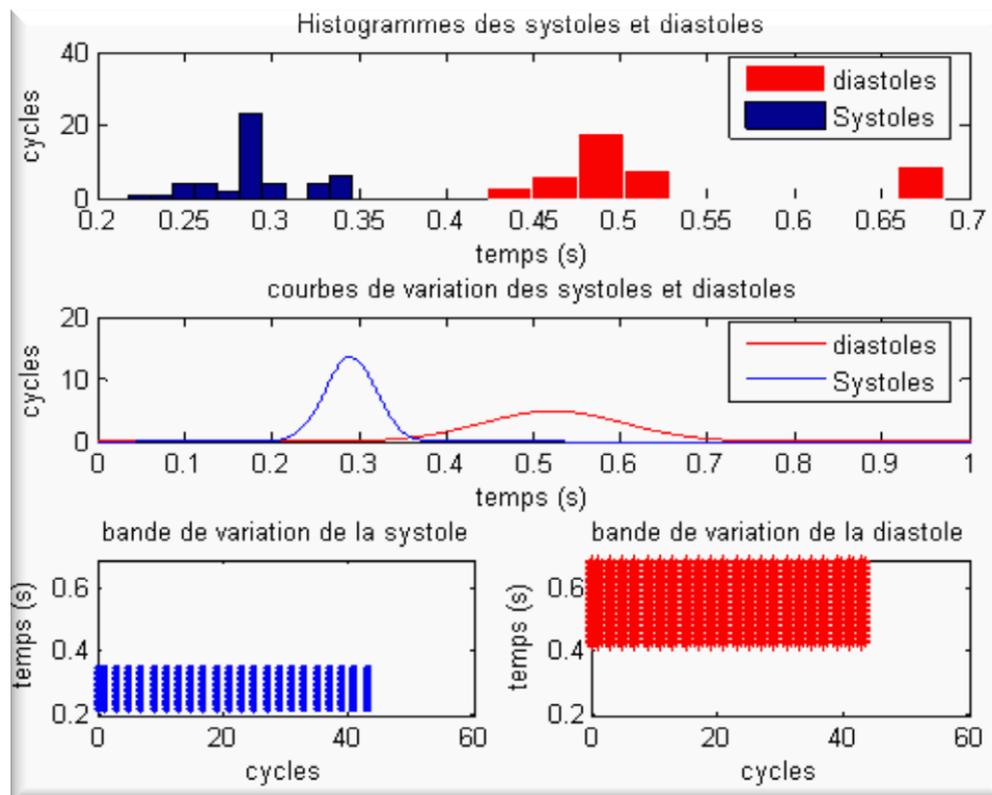


Figure **III** -2 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 44 cycles pour PCG normaux

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **III** -2 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3453 | 0.6852 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.2180 | 0.4238 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.1273 | 0.2615 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~2 | |

Tableau **III** -2 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

III -1- Etude de signaux PCG normaux

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport approximatif à 2, c.à.d. le double.
- Donc, la durée de la phase systolique est plutôt constante dans le temps par rapport à la durée de la phase diastolique et est aussi naturellement plus courte.
- La figure **III** -3 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques B1 et B2, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 44).

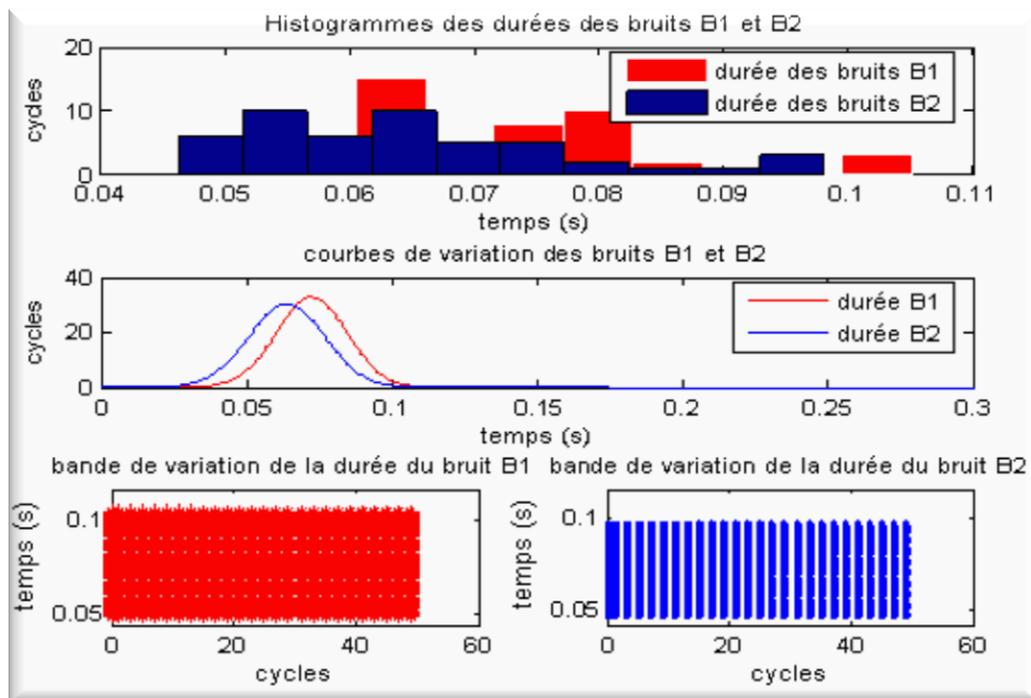


Figure **III** -3 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1 et B2 sur 44 cycles pour PCG normaux

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits cardiaques B1 et B2 sont regroupés dans le tableau **III** -3 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 |
|--|---------------|---------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.1050 | 0.0979 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.0493 | 0.0462 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0557 | 0.0517 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$ | ~0.9 | |

Tableau **III** -3 : Paramètres de variations des durées des bruits cardiaques B1 et B2

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.9**. Malgré ce fait, ces dispersions restent relativement proches.

- Aussi, notons que les durées des bruits cardiaques B1 sont naturellement plus larges que les durées des bruits cardiaques B2.

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures :

III -2-1- Segmentation et mesures temporelles : - L'étude se fera sur des signaux dont la morphologie n'est pas influencée par la présence de souffles, de clicks ou bien de bruits cardiaques surajoutés (B3 et B4), donc de forme proche de la normale. Ainsi, on s'intéressera aux signaux présentant le cas d'un dédoublement du premier bruit cardiaque B1 « SS1 » (Split heart Sound 1) comme illustré sur la figure **III** -4, ci-dessous :

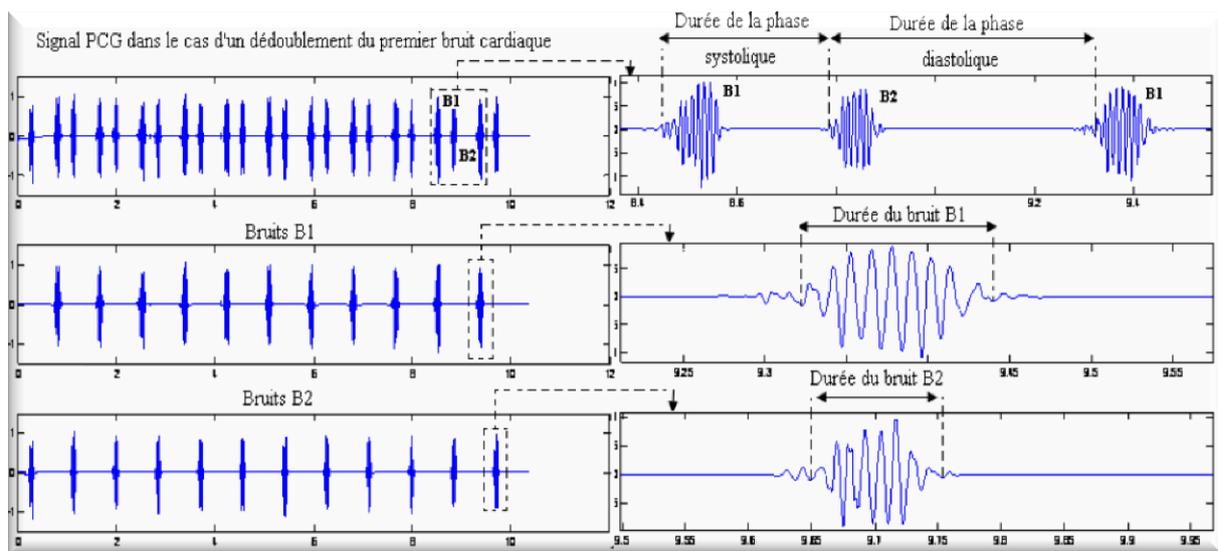


Figure **III** -4 : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique dans le cas d'un dédoublement du bruit B1 « SS1 »

- Le tableau **III** -4, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de quatre signaux PCG pathologiques dans le cas d'un dédoublement du bruit B1, effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 25 cycles cardiaques.

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | |
|------------------|--------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------|
| 25 | 5 | 0.3120 | 0.4888 | 0.1286 | 0.0982 | |
| | | 0.3121 | 0.4889 | 0.1238 | 0.0811 | |
| | | 0.3120 | 0.4890 | 0.1257 | 0.0974 | |
| | | 0.3062 | 0.4947 | 0.1272 | 0.0930 | |
| | | 0.3112 | 0.4977 | 0.1141 | 0.0986 | |
| | | | 0.3165 | | 0.1179 | 0.1137 |
| | | 5 | 0.3082 | 0.4927 | 0.1093 | 0.0918 |
| | | | 0.3101 | 0.4902 | 0.1098 | 0.0945 |
| | | | 0.3107 | 0.4893 | 0.1069 | 0.0922 |
| | | | 0.3024 | 0.4918 | 0.1049 | 0.0819 |
| | | | 0.3102 | 0.4954 | 0.1021 | 0.0869 |
| | | | 0.3075 | | 0.1072 | 0.0889 |
| | | 10 | 0.3183 | 0.5455 | 0.1264 | 0.1161 |
| | | | 0.3128 | 0.5403 | 0.1373 | 0.1032 |
| | | | 0.3116 | 0.5372 | 0.1392 | 0.1142 |
| | | | 0.3136 | 0.5510 | 0.1306 | 0.1076 |
| | | | 0.3120 | 0.5408 | 0.1292 | 0.1069 |
| | | | 0.3143 | 0.5453 | 0.1304 | 0.1141 |
| | | | 0.3146 | 0.5385 | 0.1325 | 0.1158 |
| | | | 0.3134 | 0.5400 | 0.1156 | 0.1121 |
| | | | 0.3029 | 0.5456 | 0.1308 | 0.1087 |
| | | | 0.3248 | 0.5402 | 0.1197 | 0.0821 |
| | | | 0.2922 | 0.5561 | 0.1504 | 0.1052 |
| | | | | | | 0.1109 |
| | | 5 | 0.3039 | 0.4980 | 0.1156 | 0.0939 |
| | 0.3036 | | 0.4979 | 0.1163 | 0.0945 | |
| | 0.3024 | | 0.4983 | 0.1166 | 0.0924 | |
| | 0.3045 | | 0.4979 | 0.1149 | 0.0944 | |
| | 0.2988 | | 0.5030 | 0.1192 | 0.0882 | |
| | | 0.3043 | | 0.1151 | 0.0943 | |

Tableau **III** -4: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques dans le cas d'un dédoublement du bruit cardiaque B1

III -2-2- Etude statistique : - La récolte des données temporelles effectuée précédemment, permettra l'établissement d'une étude statistique visant à définir une plage de variations de ces dernières.

- La figure **III** -5 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 25).

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures

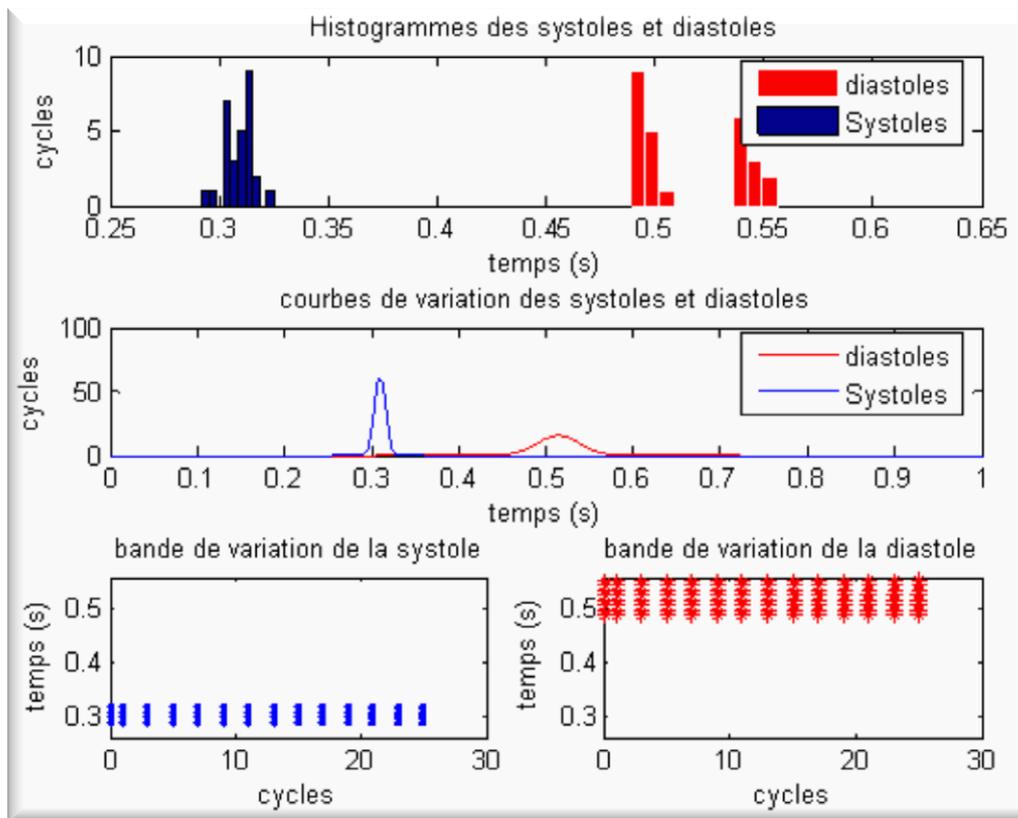


Figure **III** -5 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 25 cycles pour PCG « SS1 »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **III** -5 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3248 | 0.5561 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.2922 | 0.4888 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0326 | 0.0673 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~ 2 | |

Tableau **III** -5 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de 2. On a pu constater aussi, que ce

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures

rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux.

- Donc, ces signaux présentent les mêmes caractéristiques quant aux variations de la phase systolique par rapport à celles de la phase diastolique.

- La figure **III** -6 qui suit, représente les histogrammes de répartition des durées des bruits cardiaques B1 et B2, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 25).

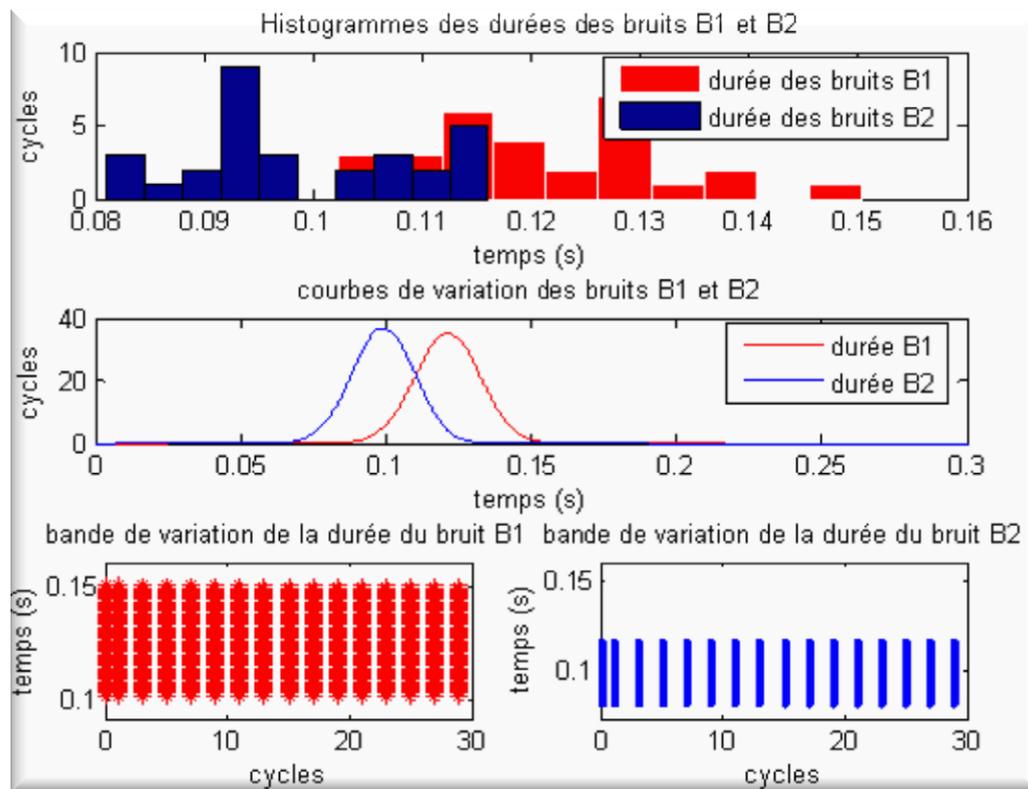


Figure **III** -6 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1 et B2 sur 25 cycles pour PCG « SS1 »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits cardiaques B1 et B2 sont regroupés dans le tableau **III** -6 ci-contre :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 |
|--|---------------|---------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.1504 | 0.1161 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.1021 | 0.0811 |
| Bandes de variations $\Delta tB1$, $\Delta tB2$, (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0483 | 0.0350 |
| Rapport des variations $\Delta tB2/\Delta tB1$ | ~0.7 | |

Tableau **III** -6 : Paramètres de variations des durées des bruits cardiaques B1 et B2

III -2- Etude de signaux PCG de pathologies mineures

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.7**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux, ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égal à **0.2** ($=0.9-0.7$) son rapport avec celle des bruits B1.
- On constate aussi, que la durée du bruit B1 prend une valeur maximale très supérieure par rapport à celle des signaux PCG normaux, chose qui est tout à fait logique vu que la pathologie en elle-même agit sur le bruit B1 en le dédoublant et par conséquent, celui-ci a une projection temporelle plus importante.
- Enfin, malgré que la différence n'est pas très importante concernant les rapports de variations entre phase systoliques et diastoliques pour les deux types de signaux PCG étudiés, le fait qu'un léger changement a été noté pour les cas des durées des bruits B1 et B2 laisse le champ libre à d'éventuelles spéculations quant à l'impacte que peut avoir une pathologie quelconque sur les caractéristiques temporelles d'un signal phono cardiogramme.

Conclusion: - Dans ce chapitre, une étude statistique a été entreprise, celle-ci ayant pour but de discerner les variations des différentes données temporelles (durée des phases systoliques et diastoliques et durées des bruits cardiaques B1 et B2) pour des signaux PCG normaux et de pathologies mineures (dont les morphologies sont dépourvues de souffles, de clicks et de bruits surajoutés B3 et B4).

- Dans le chapitre suivant, cette étude sera poussée à un cran au dessus en s'attelant à des signaux PCG de pathologie plus prononcée, contenant des souffles, des clicks ou bien des bruits surajoutés (galops B3 et B4).

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks**IV** -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks :

IV -1-1- Signaux PCG avec clicks systoliques : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG avec click méso-systolique « MSC » (Mid Systolic Click : click présent au milieu ou à la fin de la phase systolique), comme illustré sur la figure **IV** -1 ci-dessous :

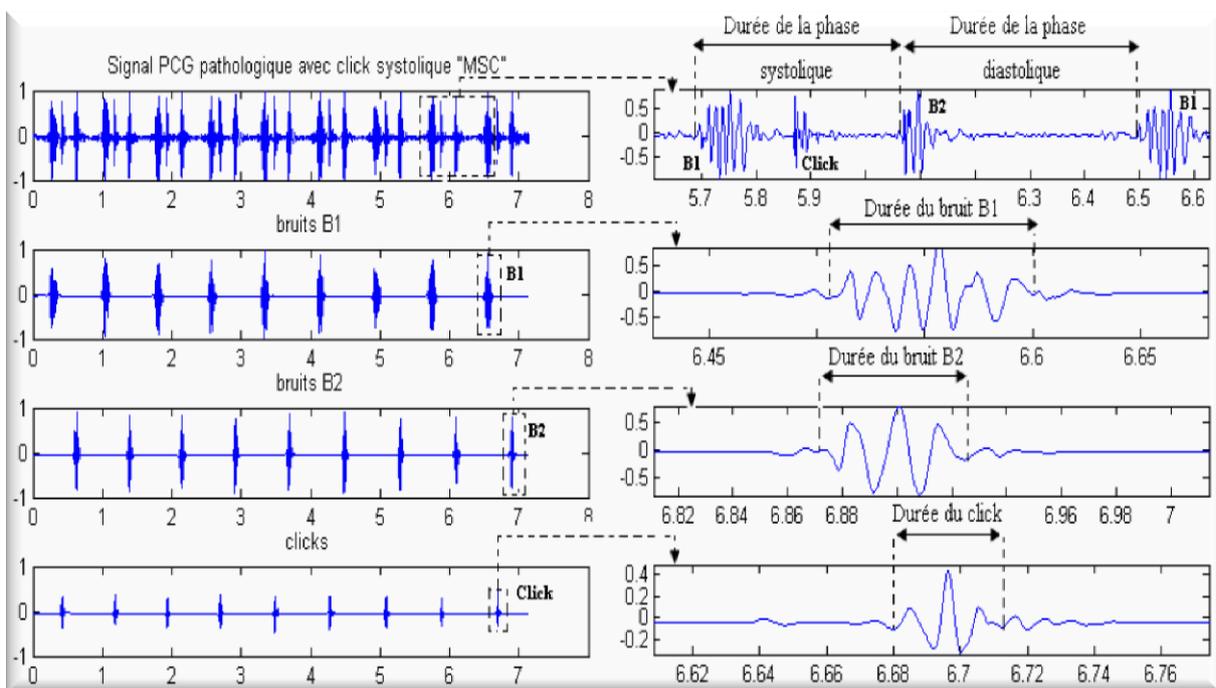


Figure **IV** -1 : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec click systolique « MSC » (Mid Systolic Click)

- Le tableau **IV** -1, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de deux signaux PCG pathologiques avec click méso-systolique, effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 17 cycles cardiaques.

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des clicks (s) |
|------------------|--------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|-----------------------|
| 17 | 8 | 0.3271 | 0.4313 | 0.1095 | 0.0921 | 0.0497 |
| | | 0.3449 | 0.4088 | 0.1260 | 0.0941 | 0.0547 |
| | | 0.3476 | 0.4376 | 0.1120 | 0.1127 | 0.0606 |
| | | 0.3302 | 0.4263 | 0.1290 | 0.1020 | 0.0530 |
| | | 0.3834 | 0.4124 | 0.1191 | 0.1247 | 0.0607 |
| | | 0.3434 | 0.4641 | 0.1079 | 0.0846 | 0.0394 |
| | | 0.3444 | 0.4746 | 0.1251 | 0.1017 | 0.0624 |
| | | 0.3298 | 0.4566 | 0.1380 | 0.0926 | 0.0486 |
| | 9 | 0.3257 | 0.4286 | 0.1286 | 0.0824 | 0.0432 |
| | | 0.3234 | 0.5116 | 0.1037 | 0.0646 | 0.0262 |
| | | 0.3172 | 0.4844 | 0.1122 | 0.0591 | 0.0354 |
| | | 0.3278 | 0.4846 | 0.1021 | 0.0602 | 0.0265 |
| | | 0.3286 | 0.4763 | 0.1024 | 0.0596 | 0.0368 |
| | | 0.3203 | 0.4813 | 0.1046 | 0.0660 | 0.0371 |
| | | 0.3521 | 0.4672 | 0.1062 | 0.0982 | 0.0379 |
| | | 0.3049 | 0.4964 | 0.1041 | 0.0693 | 0.0366 |
| | | 0.3223 | 0.4485 | 0.1118 | 0.0764 | 0.0354 |
| 0.3249 | 0.4396 | 0.0995 | 0.0590 | 0.0353 | | |
| 0.3466 | 0.0778 | 0.0571 | 0.0357 | | | |

Tableau **IV** -1: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec click systolique « MSC »

- La figure **IV** -2 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 17).

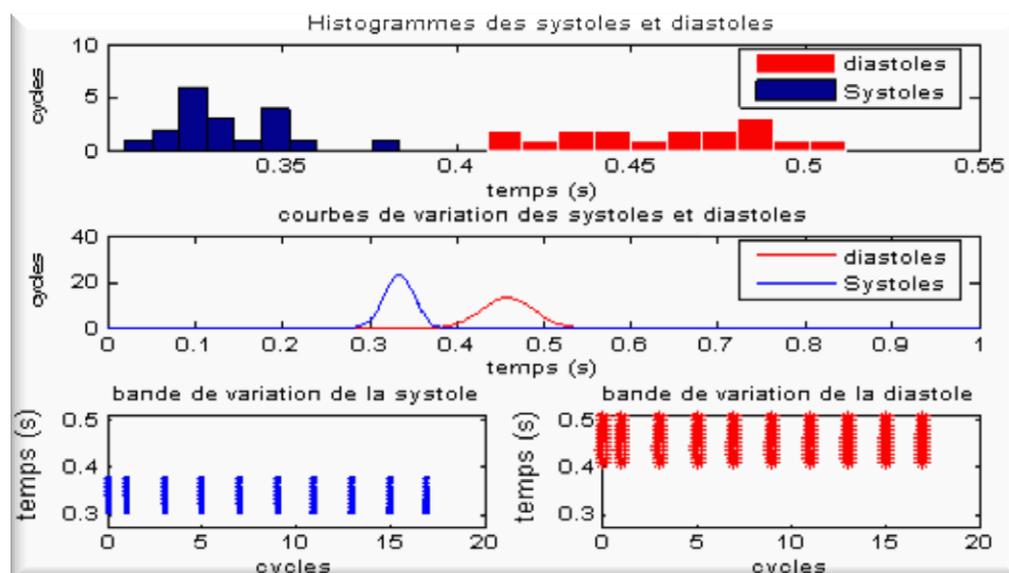


Figure **IV** -2 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 17 cycles pour PCG « MSC »

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -2 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|---|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3834 | 0.5116 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.2922 | 0.4088 |
| Bandes de variations Δt_s , Δt_d (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0785 | 0.1028 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~1.3 | |

Tableau **IV**-2 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.3** (donc la diastole a une durée plus variable que celle de la systole). Aussi, d'après l'étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux. Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des phases diastoliques égale à **0.7** (=2-1.3) son rapport avec celle des phases systoliques, ce dernier peut être relatif à la présence de la pathologie (mise en cause par la présence de clicks).

- La figure **IV** -3 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des clicks, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 17).

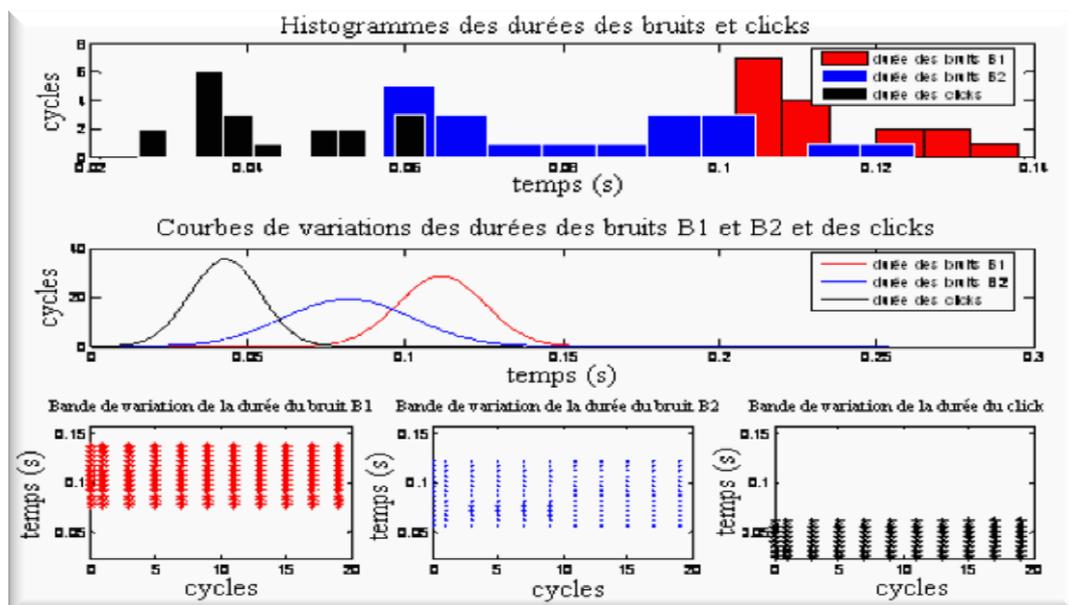


Figure **IV** -3 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks sur 17 cycles pour PCG « MSC »

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks, sont regroupés dans le tableau **IV** -3 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des clicks |
|--|---------------|---------------|-------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.1380 | 0.1247 | 0.0624 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.0778 | 0.0571 | 0.0262 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , Δt_{clicks} (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0603 | 0.0676 | 0.0362 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{clicks}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{clicks}/\Delta t_{B1}$ | ~1.1 | ~0.6 | ~0.5 |

Tableau **IV** -3 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.1**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux (voir **III** -1-2-), ceci donc, met en évidence un élargissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à **0.2** (= **1.1-0.9**) son rapport avec celle des bruits B1. En comparant la bande de variations des durées des clicks avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.6**. Le constat est à peu près le même avec les bruits B2, sauf que dans ce cas le rapport est de **0.5**.

- Donc, les variations temporelles du click systolique étudié ont une dispersion égale à approximativement la moitié de celles des bruits cardiaques B1 et B2.

IV -1-2- Signaux PCG avec clicks diastoliques : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale « OS » (Opening Snap : bruit sec près du bruit B2), comme illustré sur la figure **IV** -4 ci-dessous :

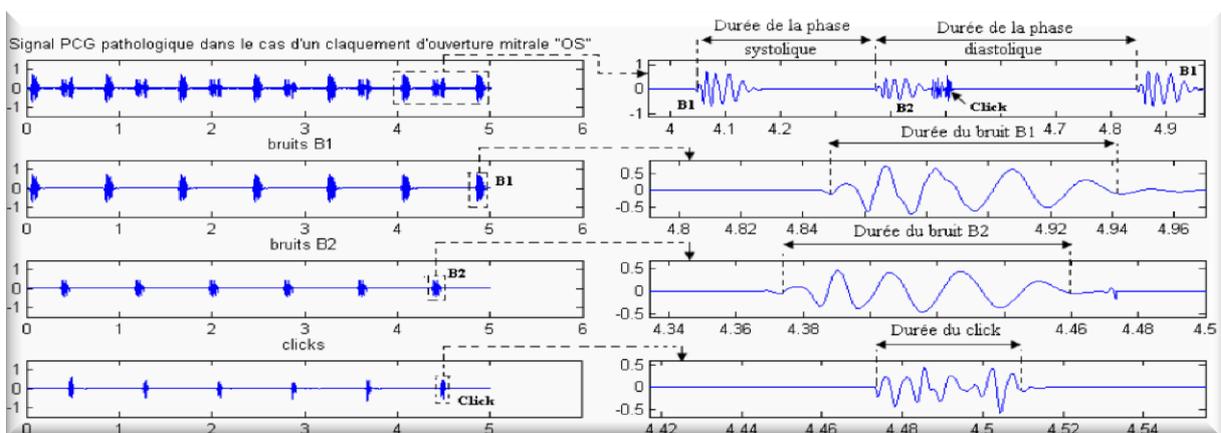


Figure **IV** -4 : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec click diastolique « OS » (Opening Snap)

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

- Le tableau **IV** -4, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de trois signaux PCG pathologiques dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale, effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 23 cycles cardiaques.

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des clicks (s) |
|------------------|--------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|-----------------------|
| 23 | 6 | 0.3098 | 0.4918 | 0.1164 | 0.1006 | 0.0408 |
| | | 0.3109 | 0.4904 | 0.1166 | 0.1018 | 0.0386 |
| | | 0.3078 | 0.4935 | 0.1166 | 0.0987 | 0.0389 |
| | | 0.3091 | 0.4922 | 0.1163 | 0.0999 | 0.0417 |
| | | 0.3116 | 0.4901 | 0.1161 | 0.1021 | 0.0383 |
| | | 0.3110 | 0.4906 | 0.1165 | 0.1018 | 0.0377 |
| | 6 | 0.3116 | 0.4900 | 0.1164 | 0.1024 | 0.0390 |
| | | 0.3135 | 0.4879 | 0.1166 | 0.1043 | 0.0361 |
| | | 0.3098 | 0.4915 | 0.1166 | 0.1007 | 0.0369 |
| | | 0.3118 | 0.4894 | 0.1163 | 0.1026 | 0.0390 |
| | | 0.3137 | 0.4880 | 0.1161 | 0.1042 | 0.0362 |
| | | 0.3131 | 0.4726 | 0.1165 | 0.1039 | 0.0356 |
| | 11 | 0.2800 | 0.5303 | 0.1117 | 0.0683 | 0.1114 |
| | | 0.2796 | 0.5298 | 0.1116 | 0.0690 | 0.1115 |
| | | 0.2794 | 0.5303 | 0.1116 | 0.0689 | 0.1113 |
| | | 0.2797 | 0.5304 | 0.1116 | 0.0688 | 0.1119 |
| | | 0.2797 | 0.5302 | 0.1119 | 0.0689 | 0.1123 |
| | | 0.2799 | 0.5296 | 0.1115 | 0.0691 | 0.1113 |
| | | 0.2796 | 0.5296 | 0.1113 | 0.0690 | 0.1109 |
| | | 0.2796 | 0.5305 | 0.1116 | 0.0687 | 0.1108 |
| | | 0.2795 | 0.5297 | 0.1115 | 0.0688 | 0.1114 |
| | | 0.2796 | 0.5297 | 0.1116 | 0.0687 | 0.1126 |
| | | 0.2793 | 0.5299 | 0.1116 | 0.0689 | 0.1116 |
| | 0.5299 | 0.1116 | 0.0689 | 0.1117 | | |

Tableau **IV** -4: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec click diastolique dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale « OS »

- La figure **IV** -5 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 23).

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

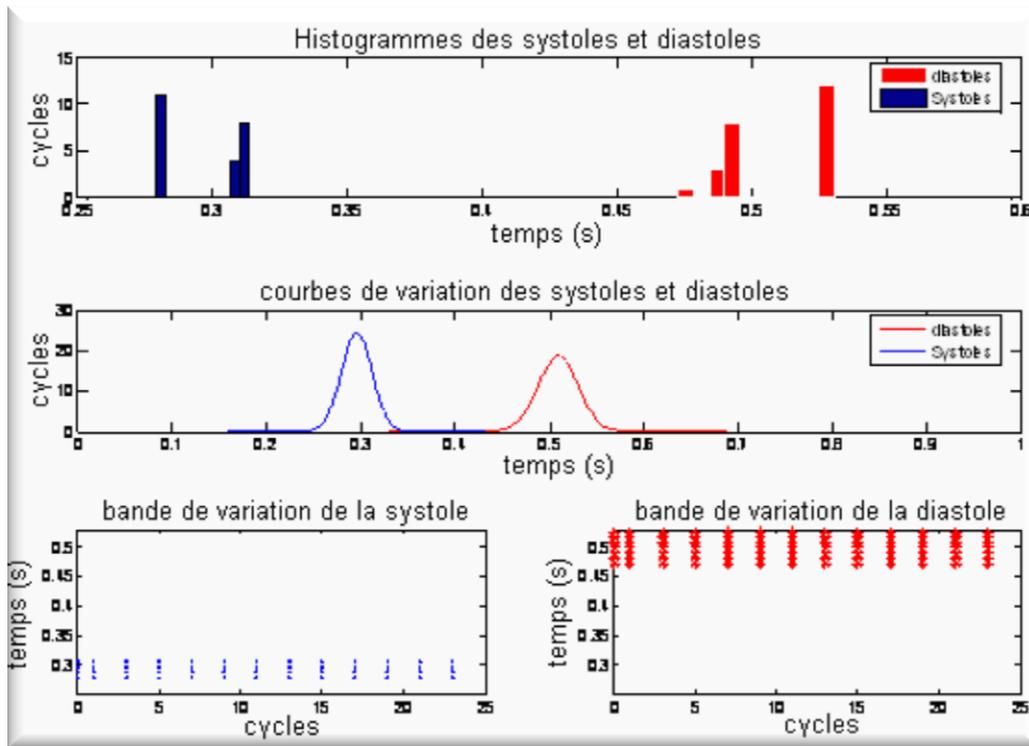


Figure **IV**-5 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 23 cycles pour PCG « OS »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -5 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3137 | 0.5305 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.2793 | 0.4726 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0344 | 0.0579 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~1.7 | |

Tableau **IV**-5 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s’aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de 1.7 (donc la diastole a une durée plus variable que celle de la systole). Aussi, d’après l’étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de 2 pour des signaux PCG normaux

- Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des

IV -1- Etude de signaux PCG pathologiques avec clicks

durées des phases diastoliques égale à **0.3** (=2-1.7) son rapport avec celle des phases systoliques, ce dernier peut être relatif à la présence de la pathologie (mise en cause par la présence de clicks). Néanmoins, force est de constater que par rapport aux clicks systoliques étudiés précédemment ce rétrécissement est de moindre ampleur.

- La figure **IV** -6 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des clicks, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 23).

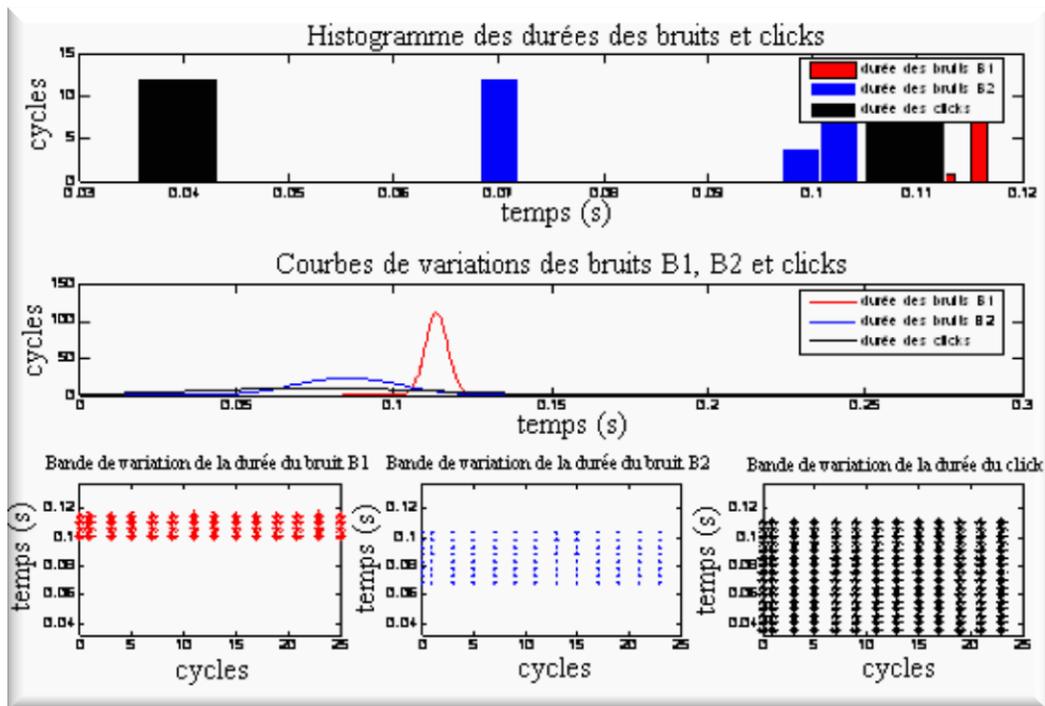


Figure **IV** -6 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks sur 23 cycles pour PCG « OS »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks, sont regroupés dans le tableau **IV** -6 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des clicks |
|---|---------------|---------------|-------------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.1166 | 0.1043 | 0.1126 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.1007 | 0.0683 | 0.0356 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , Δt_{clicks} (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0160 | 0.0361 | 0.0769 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{clicks}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{clicks}/\Delta t_{B1}$ | ~2.2 | ~4.8 | ~2.1 |

Tableau **IV** -6 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des clicks

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de **2.2**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux (voir **III -1-2-**), ceci donc, met en évidence un élargissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à **1.3** ($=2.2-0.9$) son rapport avec celle des bruits B1.

- En comparant la bande de variations des durées des clicks avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de **4.8**.

- Le constat est pareil mais de moindre ampleur avec les bruits B2, étant donné que dans ce cas le rapport est à peu près deux cran au dessous, en d'autres termes à approximativement **2.1**.

- Donc, le click diastolique présent sur le signal PCG dans le cas d'un claquement d'ouverture mitrale est de durée très variable, conditionnant par la même occasion celle des bruits B2 et B1.

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés :

IV -2-1- Signaux PCG avec bruits B3 : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG à bruits surajoutés ou bien à galops B3 « S3 » (Sound 3), comme illustré sur la figure **IV -7**, ci-dessous :

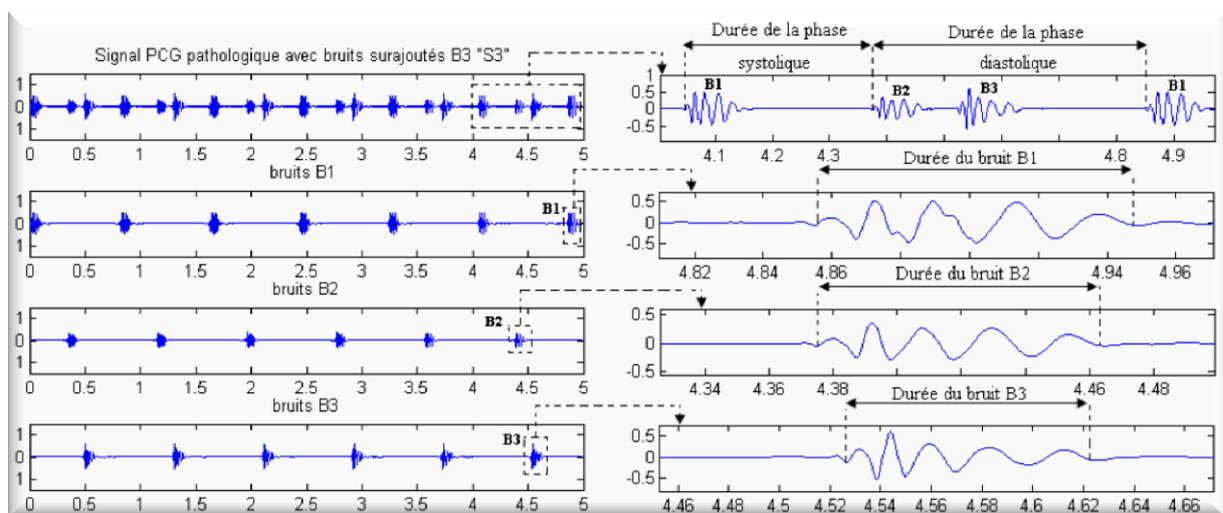


Figure **IV -7** : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec bruits surajoutés B3 « S3 » (Sound 3)

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- Le tableau **IV** -7, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de trois signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés (galops) B3 « S3 », effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 21 cycles cardiaques.

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des bruits B3 (s) |
|------------------|----|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 21 | 6 | 0.3172 | 0.4913 | 0.1171 | 0.1060 | 0.1101 |
| | | 0.3064 | 0.5017 | 0.1176 | 0.0958 | 0.1098 |
| | | 0.3068 | 0.5013 | 0.1176 | 0.0961 | 0.1098 |
| | | 0.3167 | 0.4908 | 0.1180 | 0.1064 | 0.1102 |
| | | 0.3068 | 0.5013 | 0.1175 | 0.0961 | 0.1101 |
| | | 0.3168 | 0.4912 | 0.1177 | 0.1063 | 0.1099 |
| | 5 | 0.2851 | 0.5236 | 0.1122 | 0.0727 | 0.1098 |
| | | 0.2812 | 0.5269 | 0.1088 | 0.0668 | 0.1145 |
| | | 0.2820 | 0.5270 | 0.1121 | 0.0698 | 0.1144 |
| | | 0.2805 | 0.5272 | 0.1090 | 0.0662 | 0.1153 |
| | | 0.2819 | 0.5267 | 0.1120 | 0.0697 | 0.1147 |
| | | 0.2815 | | 0.1086 | 0.0666 | 0.0877 |
| | 10 | 0.3179 | 0.5712 | 0.1171 | 0.1067 | 0.1101 |
| | | 0.3065 | 0.5729 | 0.1177 | 0.0959 | 0.1100 |
| | | 0.3064 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1101 |
| | | 0.3063 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1100 |
| | | 0.3065 | 0.5729 | 0.1177 | 0.0959 | 0.1100 |
| | | 0.3064 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1101 |
| | | 0.3063 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1100 |
| | | 0.3065 | 0.5729 | 0.1177 | 0.0959 | 0.1100 |
| | | 0.3064 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1101 |
| | | 0.3063 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1100 |
| | | 0.3065 | 0.5729 | 0.1177 | 0.0959 | 0.1100 |
| | | 0.3064 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1101 |
| | | 0.3063 | 0.5731 | 0.1178 | 0.0958 | 0.1100 |
| | | 0.3065 | | 0.1177 | 0.0959 | 0.1098 |

Tableau **IV** -7: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés B3 « S3 »

- La figure **IV** -8 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 21).

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

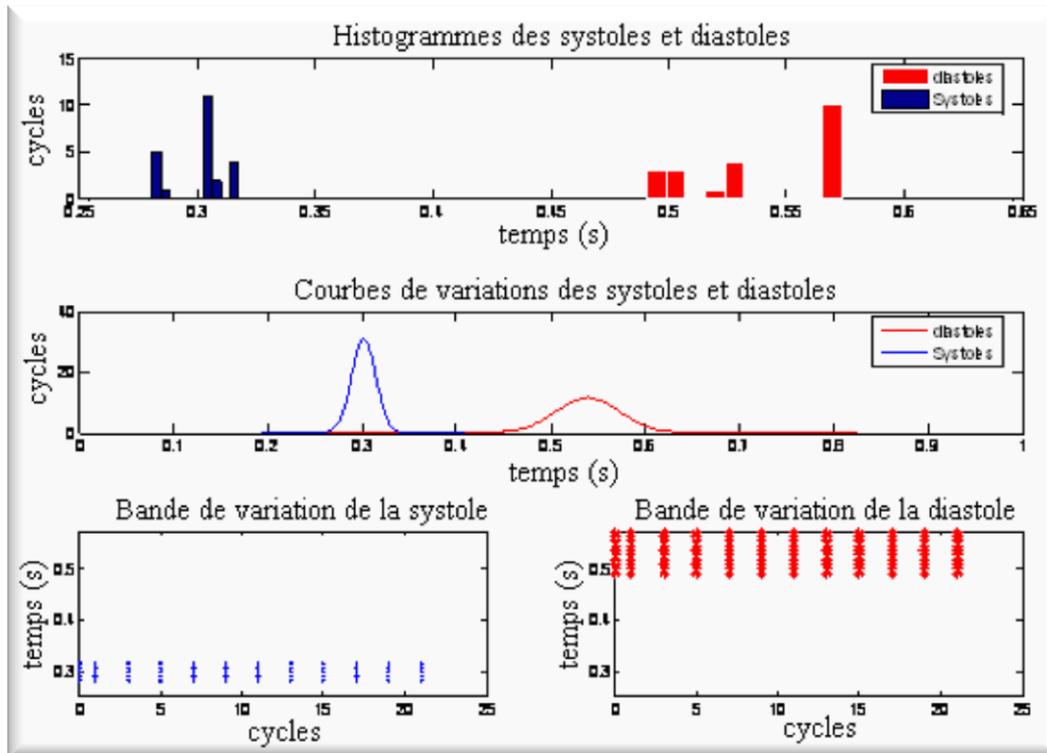


Figure **IV**-8 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 21 cycles pour PCG « S3 »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -8 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3179 | 0.5731 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.2805 | 0.4908 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0373 | 0.0823 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~2.2 | |

Tableau **IV**-8 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s’aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de 2.2 (donc la diastole a une durée plus variable que celle de la systole). Aussi, d’après l’étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de 2 pour des signaux PCG normaux. Ceci donc, met en évidence un élargissement dans la plage de variations des durées des phases diastoliques égale à 0.2 (=2.2-2) son

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

rapport avec celle des phases systoliques.

- La figure **IV -9** qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des galops B3, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 21).

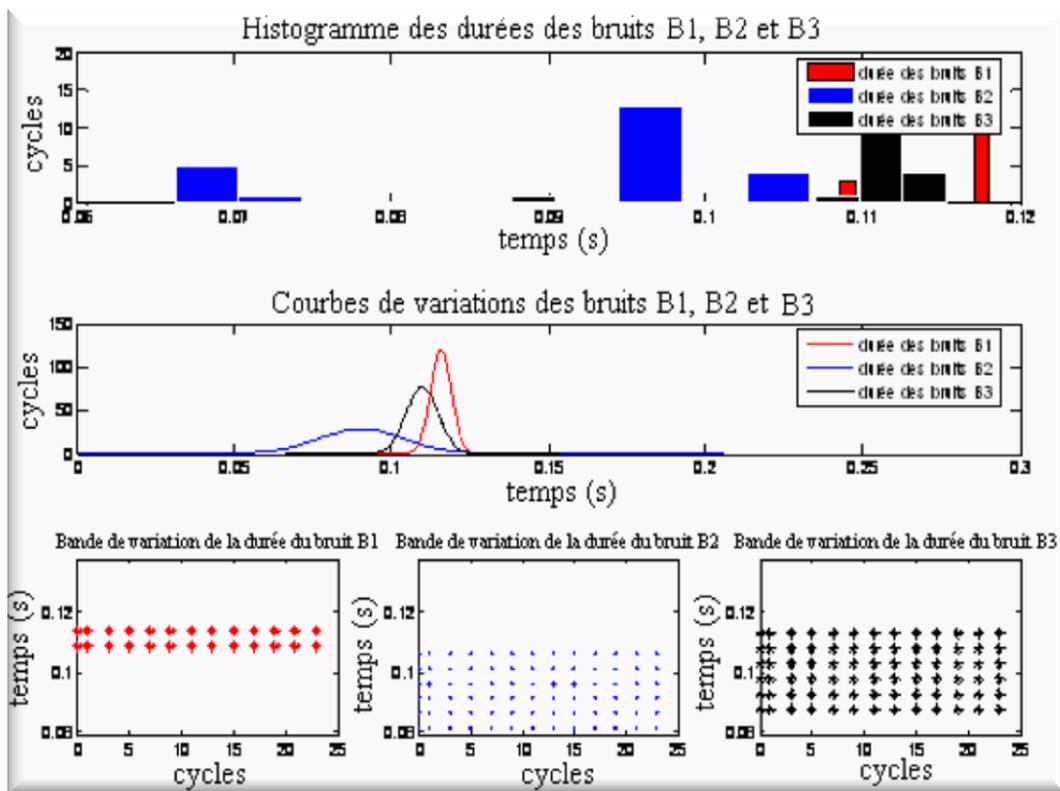


Figure **IV -9** : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et B3 sur 21 cycles pour PCG « S3 »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et B3, sont regroupés dans le tableau **IV -9** ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des B3 |
|--|---------------|---------------|---------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.1180 | 0.1067 | 0.1153 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.1086 | 0.0662 | 0.0877 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , Δt_{B3} (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0094 | 0.0405 | 0.0276 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{B3}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{B3}/\Delta t_{B1}$ | ~4.3 | ~2.9 | ~0.7 |

Tableau **IV -9** : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et B3

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s’aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

large que la deuxième avec un rapport de **4.3**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux (voir **III -1-2-**), ceci donc, met en évidence un élargissement très important dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à **3.4** ($=4.3-0.9$) son rapport avec celle des bruits B1.

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B3 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de **2.9**.

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B3 avec celle des bruits B2, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.7**.

- Donc, dans un signal PCG avec galops B3, la durée du bruit B1 a une très faible variabilité par rapport aux autres bruits (B2 et B3).

IV -2-2- Signaux PCG avec bruits B4 : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG à bruits surajoutés ou bien à galops B4 « S4 » (Sound 4), comme illustré sur la figure **IV -10**, ci-dessous :

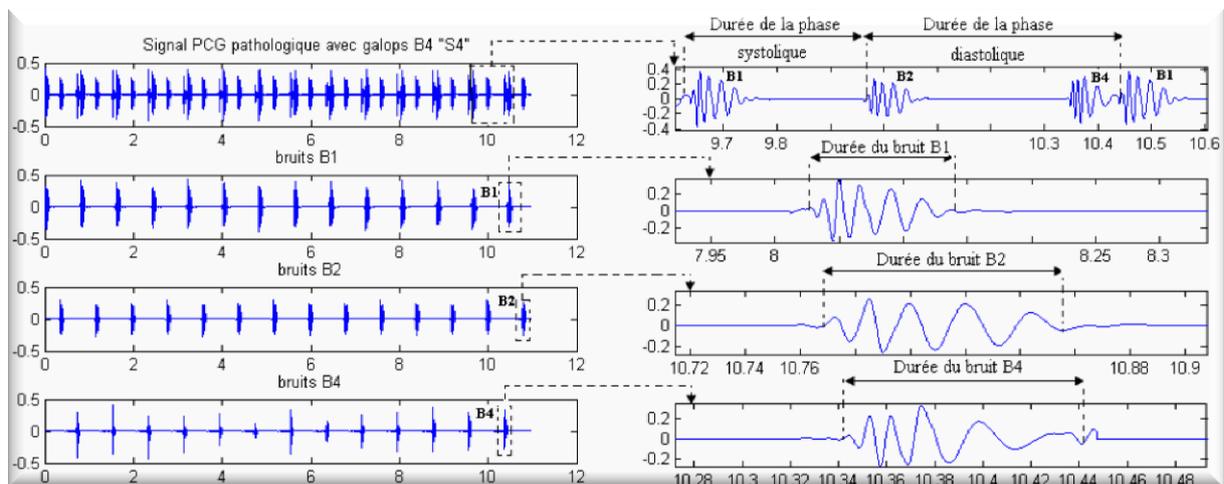


Figure **IV -10** : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec bruits surajoutés B4 « S4 » (Sound 4)

- Le tableau **IV -10**, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de trois signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés (galops) B4 « S4 », effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 31 cycles cardiaques.

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des bruits B4 (s) |
|------------------|----|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 31 | 13 | 0.3206 | 0.4824 | 0.1049 | 0.0948 | 0.0759 |
| | | 0.3206 | 0.4819 | 0.0945 | 0.0966 | 0.0726 |
| | | 0.3209 | 0.4818 | 0.1210 | 0.0960 | 0.0760 |
| | | 0.3209 | 0.4820 | 0.0996 | 0.0951 | 0.0757 |
| | | 0.3207 | 0.4819 | 0.1208 | 0.0965 | 0.0731 |
| | | 0.3207 | 0.4820 | 0.1206 | 0.0959 | 0.0717 |
| | | 0.3205 | 0.4823 | 0.1036 | 0.0949 | 0.0648 |
| | | 0.3205 | 0.4820 | 0.0969 | 0.0964 | 0.0695 |
| | | 0.3209 | 0.4818 | 0.0933 | 0.0961 | 0.0778 |
| | | 0.3210 | 0.4819 | 0.1203 | 0.0953 | 0.0762 |
| | | 0.3209 | 0.4820 | 0.1204 | 0.0965 | 0.0760 |
| | | 0.3206 | 0.4820 | 0.0926 | 0.0961 | 0.0741 |
| | | 0.3205 | 0.4823 | 0.0929 | 0.0950 | 0.1039 |
| | | 0.3205 | | 0.0929 | 0.0961 | |
| 6 | | 0.3063 | 0.4999 | 0.1195 | 0.0949 | 0.0606 |
| | | 0.3068 | 0.5002 | 0.1158 | 0.0949 | 0.0579 |
| | | 0.3063 | 0.4999 | 0.1185 | 0.0947 | 0.0606 |
| | | 0.3067 | 0.4990 | 0.1190 | 0.0948 | 0.0571 |
| | | 0.3079 | 0.5000 | 0.1150 | 0.0951 | 0.0555 |
| | | 0.3062 | 0.4989 | 0.1197 | 0.0948 | 0.0590 |
| | | | | 0.1177 | 0.0567 | |
| 12 | | 0.3149 | 0.4933 | 0.1131 | 0.1043 | 0.0843 |
| | | 0.3154 | 0.4920 | 0.1089 | 0.1048 | 0.0771 |
| | | 0.3157 | 0.4928 | 0.1147 | 0.1045 | 0.0831 |
| | | 0.3153 | 0.4931 | 0.1114 | 0.1048 | 0.0864 |
| | | 0.3146 | 0.4929 | 0.1282 | 0.1046 | 0.0852 |
| | | 0.3154 | 0.4919 | 0.1259 | 0.1046 | 0.0828 |
| | | 0.3298 | 0.4789 | 0.1147 | 0.1184 | 0.0806 |
| | | 0.3157 | 0.4922 | 0.1090 | 0.1050 | 0.0820 |
| | | 0.3156 | 0.4927 | 0.1071 | 0.1016 | 0.0823 |
| | | 0.3162 | 0.4918 | 0.1128 | 0.1024 | 0.0785 |
| | | 0.3159 | 0.4922 | 0.1261 | 0.1021 | 0.0866 |
| | | 0.3159 | 0.4823 | 0.1056 | 0.1021 | 0.1029 |
| | | | 0.0949 | | | |

Tableau **IV** -10: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés B4 « S4 »

- La figure **IV** -11 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 31).

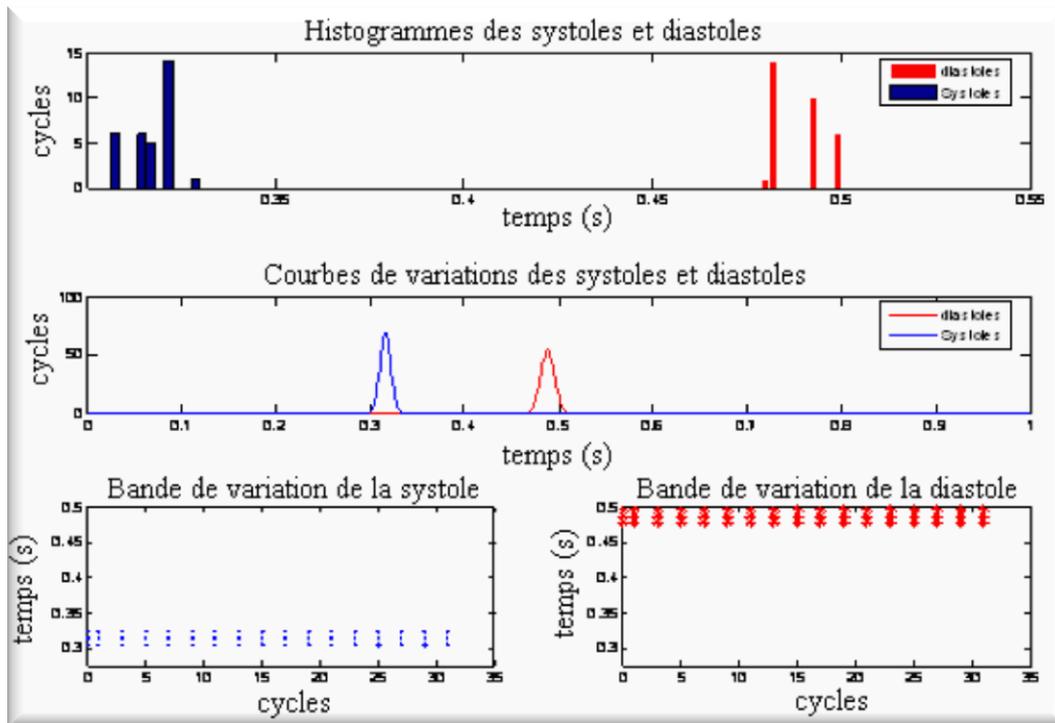
IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

Figure **IV**-11 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 31 cycles pour PCG « S4 »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -11 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3298 | 0.5002 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.3062 | 0.4789 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0236 | 0.0214 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~0.9 | |

Tableau **IV**-11 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.9** (donc, la diastole dans ce cas a une durée moins variable que celle de la systole). Aussi, d'après l'étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux. Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des phases diastoliques égale à **1.1** (= **2-0.9**) son rapport avec celle des phases systoliques.

IV -2- Etude de signaux PCG pathologiques avec bruits surajoutés

- La figure **IV** -12 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des galops B4, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 31).

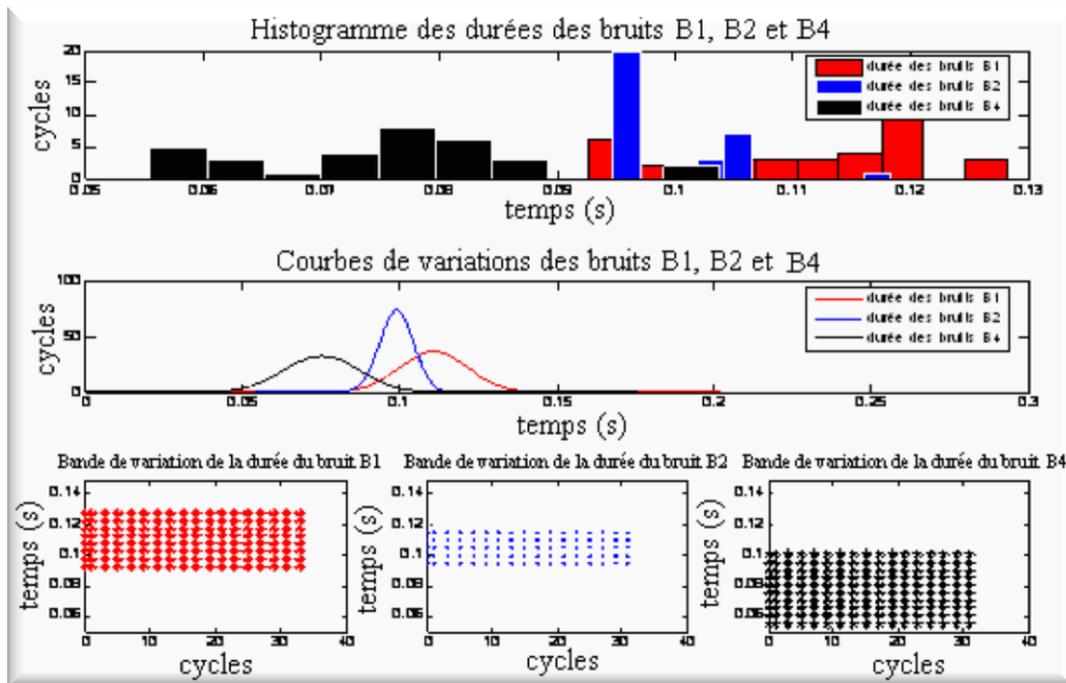


Figure **IV** -12 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et B4 sur 31 cycles pour PCG « S4 »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et B4, sont regroupés dans le tableau **IV** -12 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des B4 |
|--|---------------|---------------|---------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.1282 | 0.1184 | 0.1039 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.0926 | 0.0947 | 0.0555 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , Δt_{B4} (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0356 | 0.0237 | 0.0484 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{B4}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{B4}/\Delta t_{B1}$ | ~0.7 | ~1.4 | ~2 |

Tableau **IV** -12 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et B4
 - En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de 0.7, hors, celui-ci était de 0.9 pour des signaux PCG normaux (voir **III** -1-2-).

- Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à 0.2 (=0.9-0.7) son rapport avec celle des bruits B1.

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B4 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.4**.
- En comparant la bande de variations des durées des bruits B4 avec celle des bruits B2, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **2**.
- Donc, dans un signal PCG avec galops B4, le rapport existant entre les variations des durées des bruits B1 et B2 subit un changement modéré (selon les critères des signaux normaux). Aussi, les durées des bruits B4 varient sur une fourchette plus grande par rapport aux bruits B1 et B2.

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques :

IV -3-1- Signaux PCG avec souffles systoliques : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG avec souffles cardiaques engendrés par une sténose aortique, de ce fait, deux types de souffles peuvent être rencontrés séparément, le premier est de type proto-systolique (situé au début de la phase systolique) « EAS » (Early Aortic Stenosis), le second est de type télé-systolique (apparaît à la fin de la phase systolique) « LAS » (Late Aortic Stenosis).

IV -3-1-1- Signaux PCG avec souffle proto-systolique dans le cas d'une sténose aortique : - la segmentation ainsi que la récolte des données temporelles effectuées sur le signal « EAS » sont illustrés sur la figure **IV -13**, ci-dessous:

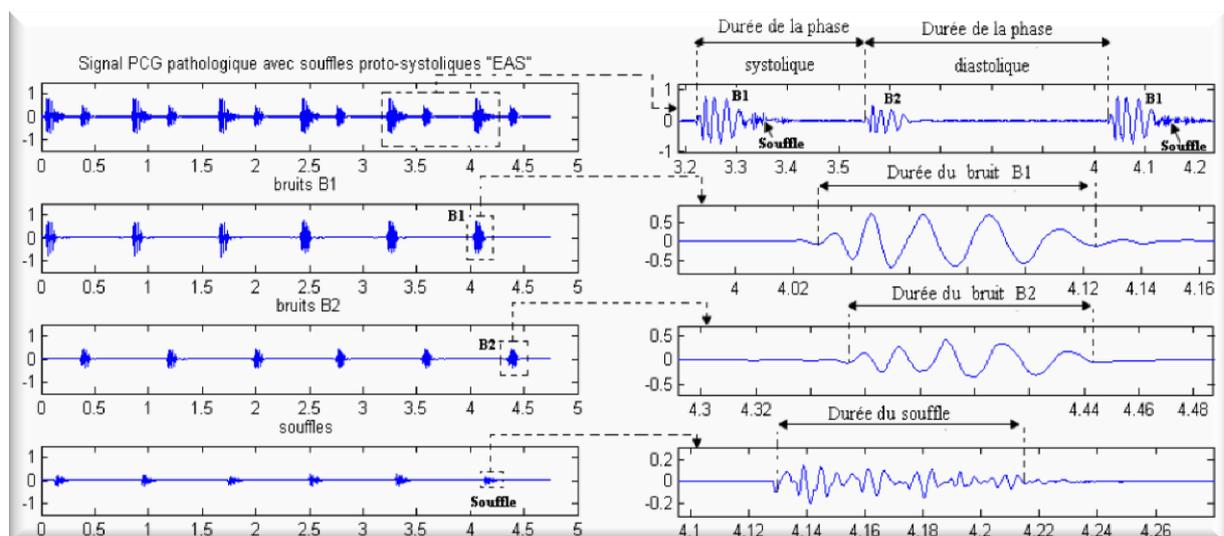


Figure **IV -13** : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec souffles proto-systoliques dans le cas d'une sténose aortique « EAS » (Early Aortic Stenosis)

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Le tableau **IV** -13, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de trois signaux PCG pathologiques dans le cas d'une sténose aortique avec souffles proto-systoliques « EAS », effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 22 cycles cardiaques.

| Nombre de cycles | | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des souffles (s) |
|------------------|--------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|
| 22 | 5 | 0.3177 | 0.4896 | 0.1161 | 0.1146 | 0.1062 |
| | | 0.3172 | 0.4889 | 0.1128 | 0.1148 | 0.1078 |
| | | 0.3173 | 0.4466 | 0.1146 | 0.1139 | 0.1084 |
| | | 0.3057 | 0.4993 | 0.1249 | 0.1006 | 0.1121 |
| | | 0.3166 | 0.4889 | 0.1224 | 0.1099 | 0.1131 |
| | | 0.3174 | | 0.1167 | 0.1132 | 0.1001 |
| | 6 | 0.3176 | 0.4898 | 0.1161 | 0.1144 | 0.1085 |
| | | 0.3171 | 0.4890 | 0.1128 | 0.1146 | 0.1092 |
| | | 0.3169 | 0.5008 | 0.1146 | 0.1135 | 0.1108 |
| | | 0.3068 | 0.4875 | 0.1318 | 0.1139 | 0.1091 |
| | | 0.3059 | 0.5019 | 0.1205 | 0.0956 | 0.1039 |
| | | 0.3050 | 0.5003 | 0.1216 | 0.0907 | 0.1069 |
| | 11 | | | 0.1247 | | |
| | | 0.3053 | 0.4906 | 0.1151 | 0.0963 | 0.1068 |
| | | 0.3369 | 0.4804 | 0.1100 | 0.1178 | 0.1077 |
| | | 0.3067 | 0.5029 | 0.1144 | 0.1015 | 0.1058 |
| | | 0.3024 | 0.5023 | 0.1221 | 0.0962 | 0.1080 |
| | | 0.3053 | 0.4902 | 0.1151 | 0.0963 | 0.1068 |
| | | 0.3372 | 0.4807 | 0.1096 | 0.1177 | 0.1073 |
| | | 0.3065 | 0.5030 | 0.1146 | 0.1015 | 0.1058 |
| | | 0.3023 | 0.5023 | 0.1222 | 0.0962 | 0.1056 |
| | | 0.3054 | 0.4862 | 0.1151 | 0.0964 | 0.1068 |
| 0.3411 | | 0.4806 | 0.1057 | 0.1177 | 0.1077 | |
| 0.3065 | 0.5031 | 0.1145 | 0.1013 | 0.1058 | | |
| 0.3024 | | 0.1220 | 0.0962 | 0.1055 | | |

Tableau **IV** -13: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec souffles proto-systoliques dans le cas d'une sténose aortiques « EAS »

- La figure **IV** -14 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 22).

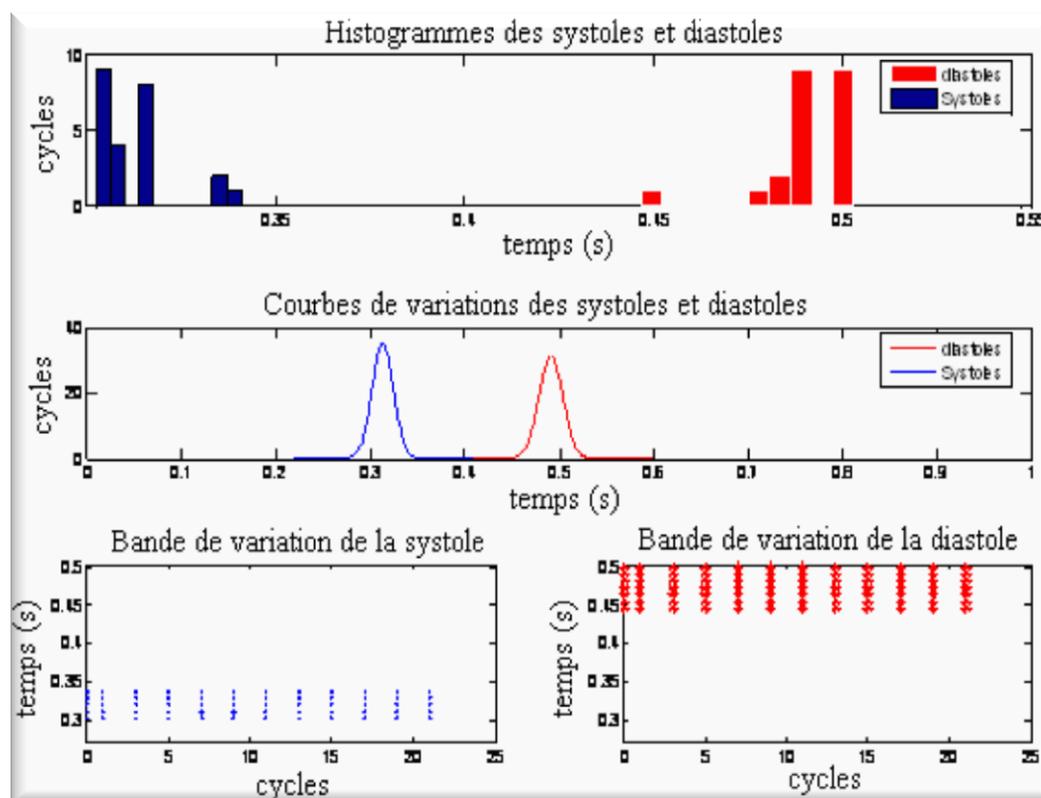
IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

Figure **IV**-14 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 22 cycles pour PCG « EAS »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -14 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3411 | 0.5031 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.3023 | 0.4466 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0387 | 0.0564 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~1.5 | |

Tableau **IV**-14 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.5** (donc la diastole a une durée plus variable que celle de la systole). Aussi, d'après l'étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux. Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

plage de variations des durées des phases diastoliques égale à **0.5** ($=2-1.5$) son rapport avec celle des phases systoliques.

- La figure **IV** -15 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des souffles, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 22).

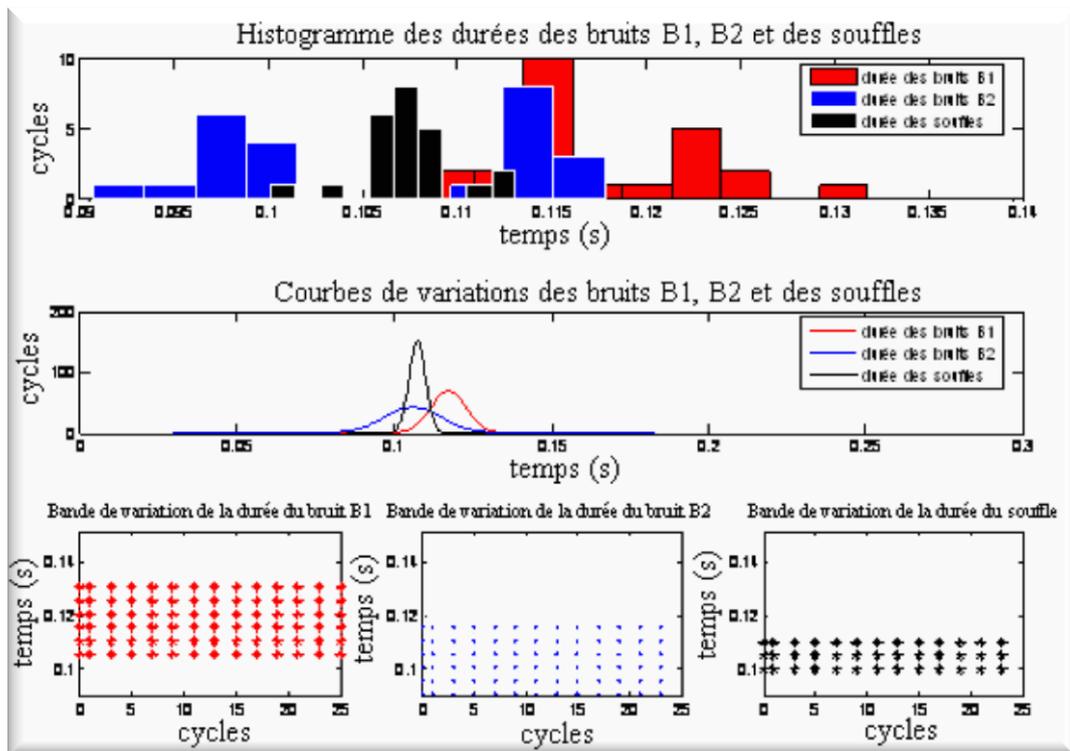


Figure **IV** -15 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles sur 22 cycles pour PCG « EAS »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques, sont regroupés dans le tableau **IV** -15 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des souffles |
|--|---------------|---------------|---------------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.1318 | 0.1178 | 0.1131 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.1057 | 0.0907 | 0.1001 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , $\Delta t_{souffle}$ (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0261 | 0.0271 | 0.0130 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B1}$ | ~1 | ~0.5 | ~0.5 |

Tableau **IV** -15 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s’aperçoit qu’elles possèdent des dispersions relativement proches

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

avec un rapport de **1**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux (voir **III** -1-2-), ceci donc, met en évidence un léger élargissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à **0.1** ($=1-0.9$) son rapport avec celle des bruits B1.

- En comparant la bande de variations des durées des souffles avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.5**.

- Le constat est le même avec les bruits B2, avec le même rapport c.à.d. **0.5**.

- Donc, le souffle proto-systolique présent dans un signal PCG dans le cas d'une sténose aortique, présente à peu près les mêmes caractéristiques de variabilités de durée que celles constatées pour les clicks méso-systoliques (voir **IV** -1-1-).

IV -3-1-2- Signaux PCG avec souffle télé-systolique dans le cas d'une sténose aortique : - la segmentation ainsi que la récolte des données temporelles effectuées sur le signal « LAS » sont illustrés sur la figure **IV** -16, ci-dessous:

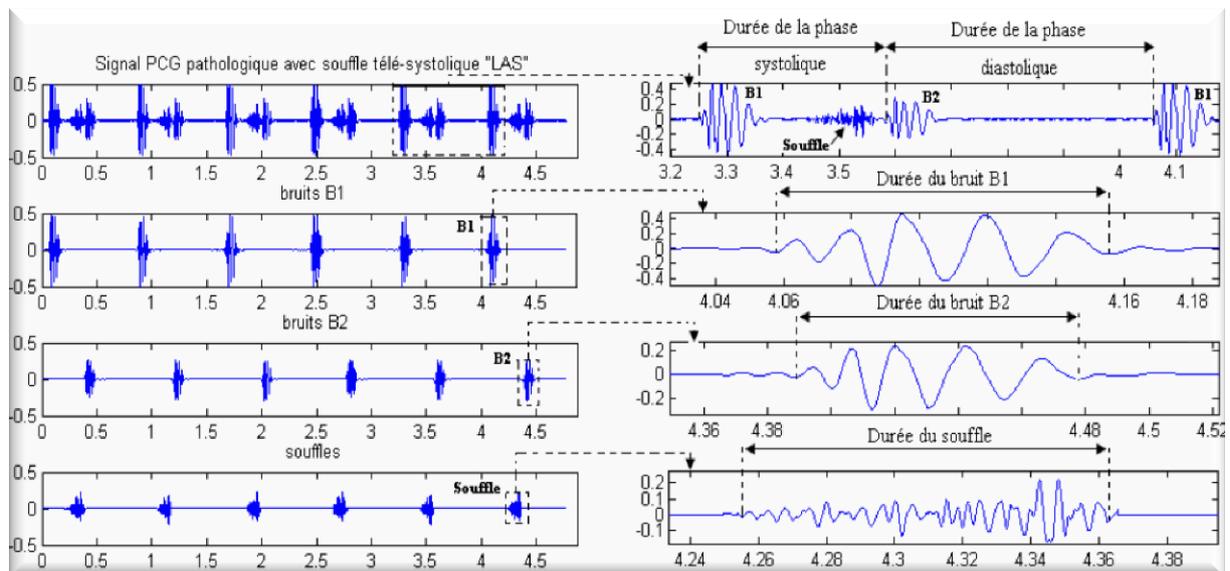


Figure **IV** -16 : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec souffles télé-systoliques dans le cas d'une sténose aortique « LAS » (Late Aortic Stenosis)

- Le tableau **IV** -16, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de trois signaux PCG pathologiques dans le cas d'une sténose aortique avec souffles télé-systoliques « LAS », effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 21 cycles cardiaques.

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

| Nombre de cycles | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des souffles (s) | |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|--------|
| 21 | 5 | 0.3053 | 0.5009 | 0.1166 | 0.0893 | 0.1326 |
| | | 0.3044 | 0.5019 | 0.1156 | 0.0949 | 0.1148 |
| | | 0.3044 | 0.4691 | 0.1217 | 0.0941 | 0.1094 |
| | | 0.3067 | 0.4995 | 0.1169 | 0.0905 | 0.1263 |
| | | 0.3044 | 0.5019 | 0.1153 | 0.0949 | 0.1148 |
| | | 0.3043 | | 0.1217 | 0.1153 | 0.1062 |
| | 5 | 0.3071 | 0.4990 | 0.1179 | 0.0933 | 0.1344 |
| | | 0.3045 | 0.5020 | 0.1124 | 0.0963 | 0.1184 |
| | | 0.3041 | 0.5015 | 0.1215 | 0.0952 | 0.1088 |
| | | 0.3049 | 0.4995 | 0.1214 | 0.0892 | 0.1156 |
| | | 0.3071 | 0.4993 | 0.1231 | 0.0935 | 0.1346 |
| | | 0.3159 | | 0.1181 | 0.1127 | 0.1153 |
| | 11 | 0.3397 | 0.4652 | 0.1065 | 0.1107 | 0.1200 |
| | | 0.3229 | 0.4680 | 0.1099 | 0.0743 | 0.1135 |
| | | 0.3207 | 0.4859 | 0.1043 | 0.0898 | 0.1055 |
| | | 0.3295 | 0.4615 | 0.1062 | 0.0820 | 0.1329 |
| | | 0.3180 | 0.5029 | 0.1078 | 0.0895 | 0.1057 |
| | | 0.3052 | 0.4856 | 0.1270 | 0.0707 | 0.1296 |
| | | 0.3027 | 0.4870 | 0.1213 | 0.0883 | 0.1068 |
| | | 0.3404 | 0.4503 | 0.1057 | 0.0919 | 0.1322 |
| | | 0.3397 | 0.4651 | 0.1064 | 0.1107 | 0.1065 |
| 0.3230 | | 0.4680 | 0.1098 | 0.0743 | 0.1136 | |
| 0.3207 | | 0.4859 | 0.1043 | 0.0899 | 0.1054 | |
| 0.3297 | | 0.1062 | 0.1064 | 0.1001 | | |

Tableau **IV** -16: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec souffles télé-systoliques dans le cas d'une sténose aortiques « LAS »

- La figure **IV** -17 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 21).

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

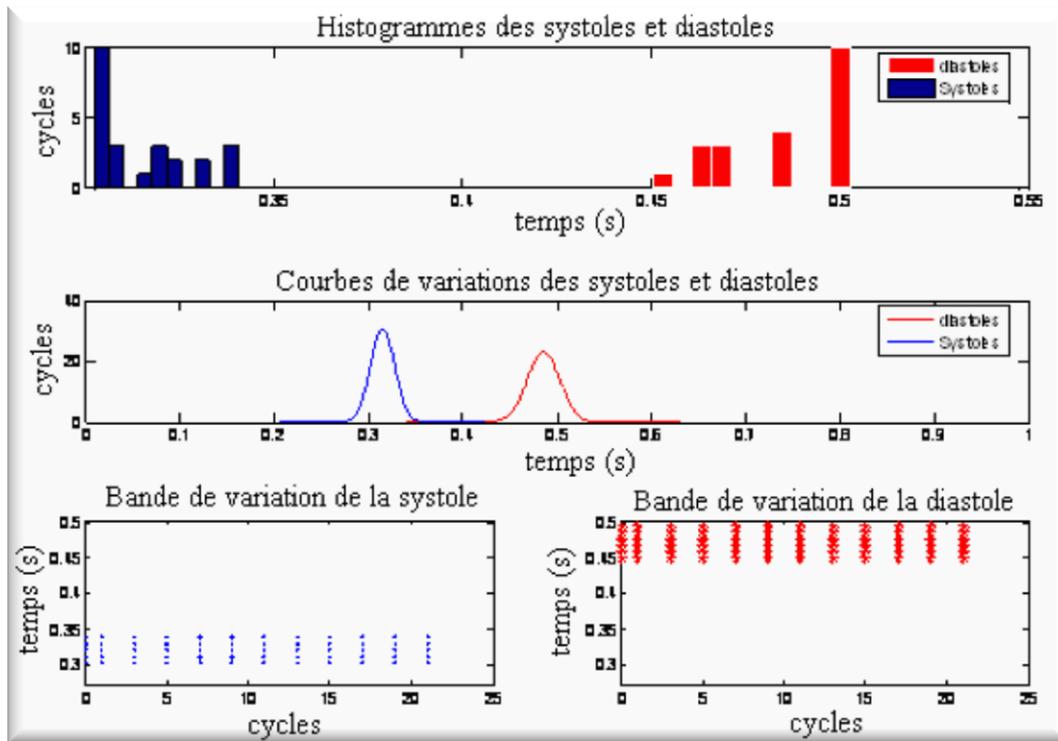


Figure **IV**-17 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 21 cycles pour PCG « LAS »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -17 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|--|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3404 | 0.5029 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.3027 | 0.4503 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ (= $V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0377 | 0.0526 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~1.4 | |

Tableau **IV**-17 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s’aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.4** (donc, la diastole a une durée plus variable que celle de la systole c.à.d. plus instable).

- Aussi, d’après l’étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des phases diastoliques égale à **0.6** (=2-1.4) son rapport avec celle des phases systoliques.

- La figure **IV** -18 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des souffles, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 21).

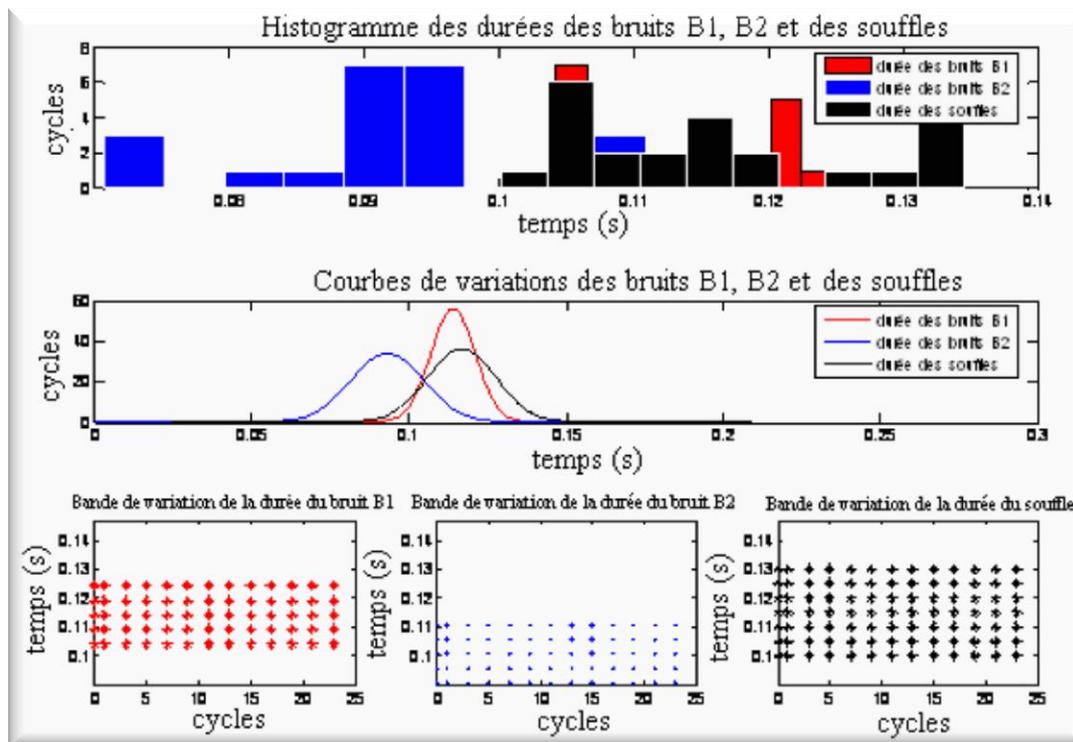


Figure **IV** -18 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles sur 21 cycles pour PCG « LAS »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques, sont regroupés dans le tableau **IV** -18 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des souffles |
|--|---------------|---------------|---------------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.1270 | 0.1153 | 0.1346 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.1043 | 0.0707 | 0.1001 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , $\Delta t_{souffle}$ (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0227 | 0.0446 | 0.0345 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B1}$ | ~2 | ~1.5 | ~0.8 |

Tableau **IV** -18 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion beaucoup plus large que la deuxième avec un rapport de **2**, hors, celui-ci était de **0.9** pour des signaux PCG normaux (voir **III -1-2-**), ceci donc, met en évidence un élargissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à **1.1 (=2-0.9)** son rapport avec celle des bruits B1.
- En comparant la bande de variations des durées des souffles avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de **1.5**.
- En comparant la bande de variations des durées des souffles avec celle des bruits B2, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.8**.
- Donc, le souffle télé-systolique présent dans un signal PCG dans le cas d'une sténose aortique, a plus d'impacte temporel en comparaison avec le souffle proto-systolique.

IV -3-2- Signaux PCG avec souffles diastoliques : - La segmentation ainsi que les mesures temporelles, sont entreprises sur des signaux PCG avec souffles cardiaques engendrés par une insuffisance aortique «AI» ou bien «AR» (Aortic Insufficiency, Aortic Regurgitation) comme illustré sur la figure **IV -19** ci-dessous :

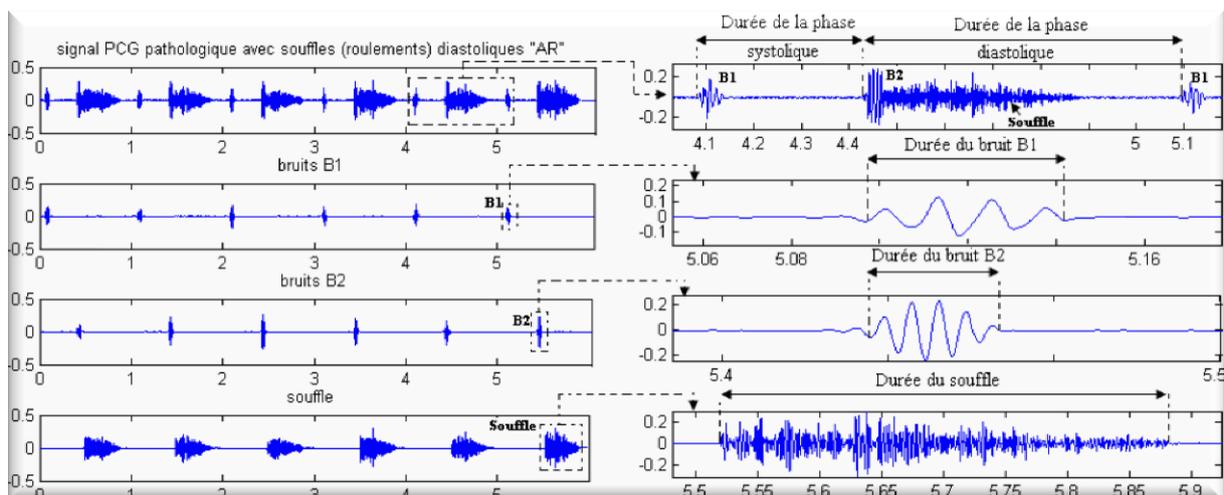


Figure **IV -19** : Segmentation et mesures temporelles effectuées sur un signal PCG pathologique avec souffles diastoliques dans le cas d'une insuffisance aortique «AR» (Aortic Regurgitation)

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

⚠ : Le souffle dans ce cas est appelé roulement, il se peut qu'un click correspondant à un claquement d'ouverture mitrale soit aussi présent sur le signal PCG, mais qui se retrouve dans ce cas de figure confondu avec le souffle.

- Le tableau **IV** -19, fournit les résultats des mesures temporelles faites après la segmentation d'un total de deux signaux PCG pathologiques dans le cas d'une insuffisance aortique avec souffles diastoliques « AR », effectués sur différents sujets pour une durée regroupant 10 cycles cardiaques.

| Nombre de cycles | Durées des phases systoliques (s) | Durées des phases diastoliques (s) | Durées des bruits B1 (s) | Durées des bruits B2 (s) | Durées des souffles (s) | |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|--------|
| 10 | 5 | 0.3464 | 0.6645 | 0.0495 | 0.0516 | 0.3651 |
| | | 0.3403 | 0.6614 | 0.0595 | 0.0521 | 0.3770 |
| | | 0.3461 | 0.6584 | 0.0503 | 0.0517 | 0.3690 |
| | | 0.3460 | 0.6687 | 0.0493 | 0.0406 | 0.3668 |
| | | 0.3391 | 0.6647 | 0.0573 | 0.0563 | 0.3772 |
| | 0.3354 | | 0.0532 | 0.0430 | 0.3674 | |
| | 5 | 0.3438 | 0.6677 | 0.0490 | 0.0488 | 0.3581 |
| | | 0.3399 | 0.6615 | 0.0599 | 0.0520 | 0.3650 |
| | | 0.3389 | 0.6655 | 0.0504 | 0.0442 | 0.3744 |
| | | 0.3464 | 0.6685 | 0.0449 | 0.0481 | 0.3665 |
| 0.3390 | | 0.6620 | 0.0635 | 0.0561 | 0.3635 | |
| | 0.3385 | | 0.0515 | 0.0432 | 0.3749 | |
| | | | | | 0.3485 | |

Tableau **IV** -19: Mesures temporelles sur différents cycles cardiaques de signaux PCG pathologiques avec souffles diastoliques (roulements) dans le cas d'une insuffisance aortiques « AR »

- La figure **IV** -20 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des phases systoliques et diastoliques, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 10).

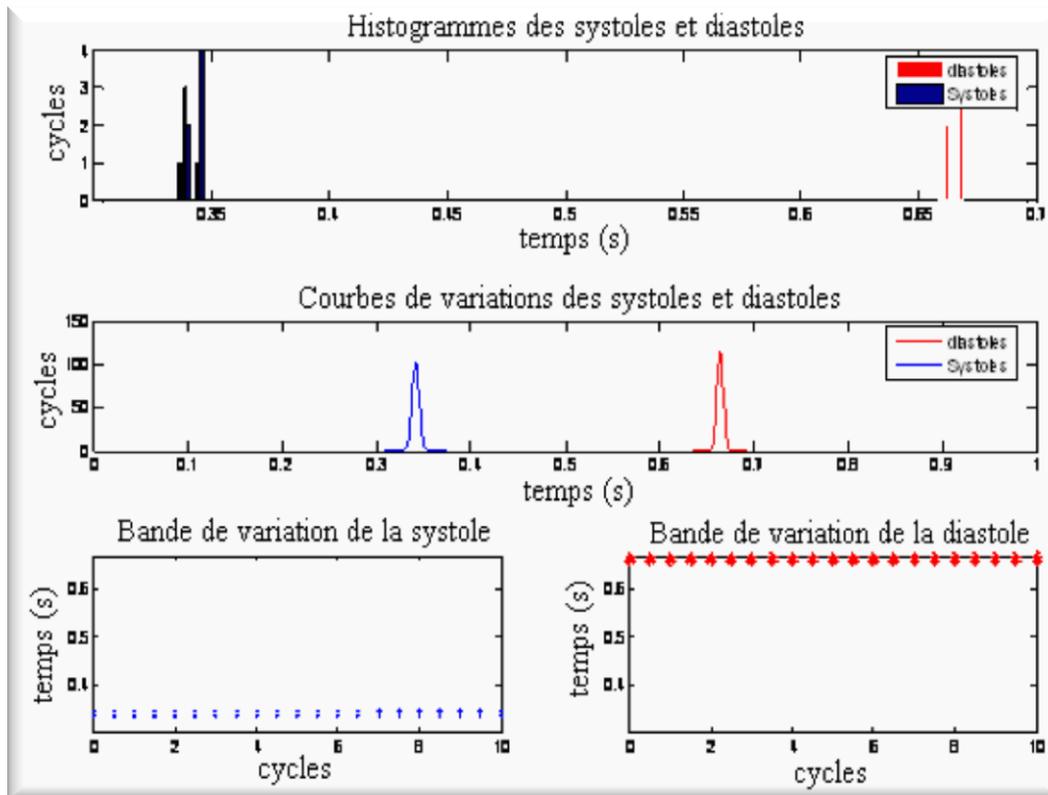
IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

Figure **IV**-20 : Histogrammes de répartition, courbes et bandes de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sur 10 cycles pour PCG « AR »

- Les différents paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques sont regroupés dans le tableau **IV** -20 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des phases systoliques | Durées des phases diastoliques |
|---|-------------------------------|--------------------------------|
| Valeurs maximales V_{max} (s) | 0.3464 | 0.6687 |
| Valeurs minimales V_{min} (s) | 0.3354 | 0.6584 |
| Bandes de variations $\Delta t_s, \Delta t_d$ ($= V_{max} - V_{min}$) (s) | 0.0110 | 0.0104 |
| Rapport des variations $\Delta t_d/\Delta t_s$ | ~0.9 | |

Tableau **IV**-20 : Paramètres de variations des durées des phases systoliques et diastoliques

- En comparant la bande de variations de la phase diastolique avec celle de la phase systolique, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de **0.9** (donc, la diastole dans ce cas a une durée moins variable que celle de la systole).

Aussi, d'après l'étude effectuée au cours du « chapitre **III** » (**III** -1-2-), on a pu constater que ce rapport était de **2** pour des signaux PCG normaux.

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

Ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des phases diastoliques égale à **1.1 (=2-0.9)** son rapport avec celle des phases systoliques.

- La figure **IV** -21 qui suit, représente les histogrammes de répartitions des durées des bruits cardiaques (B1 et B2) et des souffles, ainsi que leurs courbes et bandes de variations respectives sur tous les cycles étudiés (dans ce cas 10).

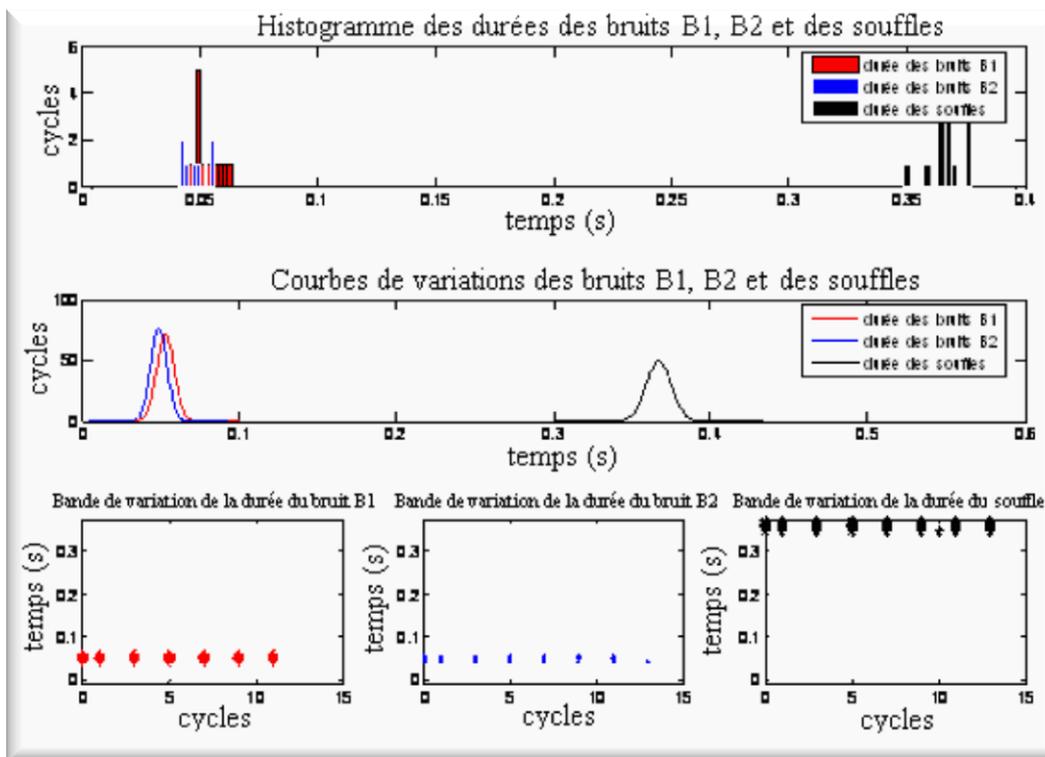


Figure **IV** -21 : Histogrammes de répartitions, courbes et bandes de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles sur 10 cycles pour PCG « AR »

- Les différents paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles cardiaques, sont regroupés dans le tableau **IV** -21 ci-dessous :

| Paramètres | Durées des B1 | Durées des B2 | Durées des souffles |
|--|---------------|---------------|---------------------|
| Valeurs maximales Vmax (s) | 0.0635 | 0.0563 | 0.3772 |
| Valeurs minimales Vmin (s) | 0.0449 | 0.0406 | 0.3485 |
| Bandes de variations Δt_{B1} , Δt_{B2} , $\Delta t_{souffle}$ (= Vmax – Vmin) (s) | 0.0186 | 0.0156 | 0.0287 |
| Rapport des variations $\Delta t_{B2}/\Delta t_{B1}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B2}$, $\Delta t_{souffle}/\Delta t_{B1}$ | ~0.8 | ~1.5 | ~1.8 |

Tableau **IV** -21 : Paramètres de variations des durées des bruits B1, B2 et des souffles

IV -3- Etude de signaux PCG pathologiques avec souffles cardiaques

- En comparant la bande de variations des durées des bruits B2 avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion moins large que la deuxième avec un rapport de 0.8, hors, celui-ci était de 0.9 pour des signaux PCG normaux (voir **III** -1-2-), ceci donc, met en évidence un rétrécissement dans la plage de variations des durées des bruits B2 égale à 0.1 (=0.9-0.8) son rapport avec celle des bruits B1.
- En comparant la bande de variations des durées des souffles avec celle des bruits B1, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de 1.5.
- En comparant la bande de variations des durées des souffles avec celle des bruits B2, on s'aperçoit que la première possède une dispersion plus large que la deuxième avec un rapport de 1.8.
- Donc, le souffle diastolique (roulement) présent dans un signal PCG dans le cas d'une insuffisance aortique, a une très grande variabilité temporelle par rapport aux bruits cardiaques B1 et B2.

Conclusion : - Lors de ce chapitre, une étude statistique a été menée à bout afin d'établir une comparaison visant à mieux comprendre l'inter agissement qui peut exister entre les variations des données temporelles du signal PCG et la présence de phénomènes pathologiques sur ce dernier (bruits surajoutés, clicks et souffles cardiaques).

- Ainsi, cette étude a permis l'établissement de critères susceptibles de faire office de références non pas exactes mais approximatives de l'influence qu'a une pathologie cardiaque quelconque sur l'activité du cœur.

Conclusion et perspectives

En conclusion, nous pouvons dire que le phono cardiogramme est un signal qui regorge d'informations concernant l'activité cardiaque, relatant non seulement l'activité valvulaire, mais aussi celles des pathologies susceptibles de l'affecter.

Aussi, cette abondance d'informations fait que chaque enregistrement PCG ait sa propre nature et qui nécessite de ce fait, un traitement minutieux et souvent très spécifique.

Pour ce faire, chaque type de signaux PCG doit être considéré selon les phénomènes majeures présents en lui, qui en l'occurrence sont les bruits cardiaques B1 et B2 et éventuellement les bruits surajoutés B3 et B4 (appelés plus communément galops), les clicks ainsi que les souffles.

Chacun de ces phénomènes étudiés séparément, reflètera à sa manière son impacte sur le signal PCG d'une façon particulière et sur l'activité cardiaque d'une façon plus générale.

Ainsi, sur la base de l'ensemble des résultats obtenus durant cette étude, nous pouvons discerner un large éventail d'informations sur les variations temporelles des bruits cardiaques B1 et B2 et des phases systoliques et diastoliques concernant des signaux PCG normaux, de pathologie mineure ou prononcée.

Une étude statistique très détaillée de ces résultats a pu mettre en exergue des paramètres d'analyses (Δt_s , Δt_d , rapport $\Delta t_d/\Delta t_s$, Δt_{B1} , Δt_{B2} , rapport $\Delta t_{B1}/\Delta t_{B2}$ etc.....) susceptibles d'être pris en considération lors de l'étude de signaux PCG de diverses pathologies.

Il s'avère ainsi, que la phase diastolique semble généralement beaucoup moins stable que la phase systolique, ce qui est très important car relié directement à l'aspect fonctionnel de l'activité cardiaque (contraction et relaxation du muscle cardiaque). Ce paramètre (rapport $\Delta t_d/\Delta t_s$) évolue également selon la présence de bruits surajoutés, de clicks ou de souffles cardiaques.

En perspectives, cette étude a mis en valeur des paramètres susceptibles d'apporter des interprétations quant à l'influence d'une pathologie sur l'activité valvulaire, ces derniers sont regroupés dans le tableau suivant :

| Paramètres | Signaux PCG | | | | | | | | |
|--|-------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|------------------------|-------------------|---------------------------------|---------|---------------------------------|
| | normal | de pathologie mineure « SS1 » | avec clicks | | avec bruits surajoutés | | Avec souffles | | |
| | | | Avec click systolique « MSC » | Avec click diastolique « OS » | Avec galop « B3 » | Avec galop « B4 » | Avec souffle systolique « EAS » | « LAS » | Avec souffle diastolique « AR » |
| Bande de variation de la phase systolique : Δt_s (s) | 0.1273 | 0.0326 | 0.0785 | 0.0344 | 0.0373 | 0.0236 | 0.0387 | 0.0377 | 0.0110 |
| Bande de variation de la phase diastolique : Δt_d (s) | 0.2615 | 0.0673 | 0.1028 | 0.0579 | 0.0823 | 0.0214 | 0.0564 | 0.0526 | 0.0104 |
| Rapport : $\Delta t_d / \Delta t_s$ | ~2 | ~2 | ~1.3 | ~1.7 | ~2.2 | ~0.9 | ~1.5 | ~1.4 | ~0.9 |
| Bande de variation du bruit B1 : Δt_{B1} (s) | 0.0557 | 0.0483 | 0.0603 | 0.0160 | 0.0094 | 0.0356 | 0.0261 | 0.0227 | 0.0186 |
| Bande de variation du bruit B2 : Δt_{B2} (s) | 0.0517 | 0.0350 | 0.0676 | 0.0361 | 0.0405 | 0.0237 | 0.0271 | 0.0446 | 0.0156 |
| Rapport : $\Delta t_{B2} / \Delta t_{B1}$ | ~0.9 | ~0.7 | ~1.1 | ~2.2 | ~4.3 | ~0.7 | ~1 | ~2 | ~0.8 |
| Bande de variation du click : Δt_{click} (s) | — | — | 0.0362 | 0.0769 | — | — | — | — | — |
| Bande de variation du bruit surajouté : $\Delta t_{B3}, \Delta t_{B4}$ (s) | — | — | — | — | 0.0276 | 0.0484 | — | — | — |
| Bande de variation du souffle : $\Delta t_{souffle}$ (s) | — | — | — | — | — | — | 0.0130 | 0.0345 | 0.0287 |
| Rapports : $\Delta t_{click} / \Delta t_{B1}$, $\Delta t_{B3} / \Delta t_{B1}$, $\Delta t_{B4} / \Delta t_{B1}$, $\Delta t_{souffle} / \Delta t_{B1}$, | — | — | ~0.6 | ~4.8 | ~2.9 | ~1.4 | ~0.5 | ~1.5 | ~1.5 |
| Rapports : $\Delta t_{click} / \Delta t_{B2}$, $\Delta t_{B3} / \Delta t_{B2}$, $\Delta t_{B4} / \Delta t_{B2}$, $\Delta t_{souffle} / \Delta t_{B2}$, | — | — | ~0.5 | ~2.1 | ~0.7 | ~2 | ~0.5 | ~0.8 | ~1.8 |

Récapitulatif des résultats obtenus

Bibliographie

- [1] S. Ari, P. Kumar, G. Saha. A robust heart sound segmentation algorithm for commonly occurring heart valve diseases. *Journal of medical Engineering & Technology*, 1464-522X, Volume 32, Issue 6, pp. 456-465. 2008.
- [2] Daniel Gill. Detection, segmentation and classification of heart sounds. *Advanced Research Seminar*. 2004.
- [3] S.M. Debbal, F. Bereksi Reguig. Analyse spectro-temporelle des bruits cardiaques par les transformées discrète et continue d'ondelettes. *Sciences & Technologie*, pp. 5-15. 2005.
- [4] Le cœur. Wikipédia l'encyclopédie libre. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Coeur>
- [5] Le cœur. Le corps humain. http://www.lecorpshumain.fr/corpshumain/img_fiches/anatomie/coeur_1.jpg
- [6] Le cœur. e-cardiologie. <http://www.e-cardiologie.com/images/coeur.jpg>
- [7] Steve Christin. Simuler l'auscultation cardiaque. <http://www.electrosuisse.ch/display.cfm?id=114122>
- [8] Auscultation. Humans. <http://www.humans.be>
- [9] Auscultation. Wikipédia l'encyclopédie libre. <http://fr.wikipedia.org/wiki/Auscultation>
- [10] Le phono cardiogramme. Linternaute. Encyclopédie médicale. <http://www.linternaute.com/sante/encyclopedie-medicale/1292/phonocardiogramme.shtml>
- [11] Anatomie et physiologie cardiaques. <http://www-sante.ujf-grenoble.fr/SANTE/CardioCD/cardio/chapitre/103.htm>
- [12] G. Amit. Heart sound analysis : Theory, techniques and applications. *Advanced Research Seminar*. 2004.
- [13] J.D. Echeverry, A.F. Lopez, J.F. Lopez. Reconocimiento de valvulopatias cardiacas en señales de fonocardiografia empleando la transformada Gabor. *Scientia et Technica*, pp. 140. 2007.
- [14] Souffle cardiaque. Wikipédia l'encyclopédie libre. http://fr.wikipedia.org/wiki/Souffle_cardiaque
- [15] L'auscultation cardiaque. Laennext. <http://www.laennext.com/fr/cardio.html>
- [16] L. Hamza Cherif. Analyse et traitement du signal PCG par application de la transformée en ondelette et la transformée en paquets d'ondelettes. 2007.

Annexe

Liste des abréviations

| Abréviations | Signification en anglais | Traduction en français |
|--------------|--------------------------|--|
| PCG | Phono Cardiogram | Phono cardiogramme |
| SS1 | Split Sound 1 | Dédoublement du bruit B1 |
| COA | Coarctation Of the Aorta | Coarctation de l'aorte |
| S3 | Sound 3 | Bruit B3 |
| S4 | Sound 4 | Bruit B4 |
| QG | Quadruple Galop | Quadruple galops |
| MSC | Mid Systolic Clic | Click méso-systolique |
| OS | Opening Snap | Claquement d'ouverture mitrale |
| EAS | Early Aortic Stenosis | Sténose aortique avec souffle proto-systolique |
| LAS | Late Aortic Stenosis | Sténose aortique avec souffle télé-systolique |
| AR | Aortic Regurgitation | Insuffisance aortique |
| AI | Aortic insufficiency | Insuffisance aortique |

Sources des signaux PCG étudiés

<http://www.dundee.ac.uk/medther/Cardiology/3hs.htm>

<http://depts.washington.edu>

<http://cprworks.com>

<http://www.medic.mie-u.ac.jp>

<http://filer.case.edu/dck3/heart/listen.html>

http://www.texasheart.org/education/cme/explore/events/eventdetail_5469.cfm

<http://www.eerp.usp.br/cursos/1RuidosCardiacos/fonosemio.htm>