

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البلدية  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



## Mémoire de Master

Filière Électronique  
Spécialité Instrumentation

présenté par

CAID Rania

&

CHERFI Wissem

# Débruitage d'un signal ECG abdominal maternel via DWT et Pan-Tompkins

Proposé par : KAOULA Ikram

Année Universitaire 2021-2022

## Remerciements

---

Avant tout, nous remercions en premier lieu Allah le tout puissant qui nous a donné la force, la volonté et la patience de terminer ce travail. Au terme de cette étude, nous remercier chaleureusement notre promotrice de mémoire **M<sup>m</sup> Kaoula Ikram** pour avoir accepté son Encadrement de cet mémoire. Merci Kaoula pour son suivie et ses encouragement, ses orientations et ses précieux conseils et son aide jusqu'à l'achèvement de ce travail.

Nous remercions également **Mr YKHLEF Farid** notre chef d'option pour son aide et tous les professeurs et les enseignants du département génie électrique pour leurs conseils constructifs et encouragements qui ont été à la fois un complément et supplément indispensable dans notre projet de fin d'étude.

Enfin, nous exprimons nos reconnaissances à tous les membres de jury d'avoir acceptés de lire ce manuscrit et d'apporter les critiques nécessaires à la mise en forme finale de ce travail.

### ***Dédicaces « famille CHERFI »***

Je dédie ce travail :

A mes très chers parents, qui m'ont guidé durant les moments les plus pénibles de ce long chemin, ma mère qui a été à mes côtés et m'a soutenu durant toute ma vie, et mon père qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis, merci mes parents.

A mes chers frères et sœurs particulièrement **AHLEM** pour leurs encouragements permanents, et leur soutien moral.

A mon encadreur **KAOULA IKRAM** pour m'avoir dirigé ce travail de recherche et m'avoir fait bénéficier de son expérience et de précieux conseils.

A toute ma famille, et mes amis et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour ce projet soit possible, je vous dis merci.

Enfin A mon binôme **RANIA** qui a contribué à la réalisation de ce modeste travail.

### *Je dédie ce travail :*

*A mon très cher père*

*Tu as toujours été présent pour moi. Grâce à toi papa j'ai appris le sens du travail et de la responsabilité. Je voudrais te remercier pour ton amour, ta générosité, ta compréhension. Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour l'estime et le respect que j'ai toujours eu pour toi. Ce modeste travail est le fruit de tous les sacrifices que tu as déployés pour mon éducation et ma formation. J'implore le tout-puissant pour qu'il t'accorde une bonne santé et une vie longue et heureuse.*

*A ma très chère mère*

*Tout ce que j'ai n'aurait pas été possible sans toi. Tout ce que j'ai réalisé je vous remercie de m'aider, de m'encourager et de me pousser vers le bonheur et la réussite que j'ai atteinte.*

*A mon grand **FRERE***

*Tu m'as soutenu, réconforté et encouragé. Le meilleur frère que j'ai, Puissent nos liens fraternels se consolider et se pérenniser encore plus.*

*A ma jolie sœur **IKRAM***

*Elle a partagé avec moi tous les moments d'émotion lors de la réalisation de ce travail. D'avoir m'encouragé tout au long de mon parcours. Je t'aime ma belle.*

*Enfin A mon binôme **WISSEM** qui a contribué à la réalisation de ce modeste travail.*

**RANIA CAID**

---

## ملخص:

إشارة تخطيط القلب هي إشارة فسيولوجية تُستخدم لتشخيص أمراض القلب. إنها ملوثة بعدة أنواع من الضوضاء، يمكن أن تكون هذه الضوضاء داخلية أو خارجية بطبيعتها وتظهر أثناء مرحلة التسجيل.

في هذا العمل قمنا بإجراء مقارنة بين الطريقتين اللتين تم دراستهما لتقليل الضوضاء من هذه الإشارة باستخدام التحويل المويج المنفصل هذه هي التقنيات المستخدمة لتقليل الضوضاء التي تلوث إشارة تخطيط القلب للجنين. Pan Tompkins وخوارزمية

ECG DWT Pan Tompkins كلمات المفاتيح: الضوضاء ،

---

**Résumé :** Le signal ECG est un signal physiologique utilisé pour le diagnostic des maladies cardiaques. Il est contaminé par plusieurs types de bruits, peuvent être de nature internes ou externes et sont apparaître durant la phase d'enregistrement.

Dans ce travail on fait le développement des deux techniques étudiés le débruitage de ce signal en utilisant la transformée en ondelettes discrète et l'algorithme de Pan Tompkins sous Matlab. Ce sont des techniques utilisées pour la minimisation du bruit contaminant le signal ECG foetale.

**Mots clés :** ECG, Transformé en ondelettes discrète, Pan Tompkins, Débruitage.

---

**Abstract :** The ECG signal is a physiological signal used for the diagnosis of heart disease. It is contaminated by several types of noise, can be internal or external in nature and appear during the recording phase.

In this work we make the comparison of the two techniques studied the denoising of this signal using the discrete wavelet transform and the algorithm of Pan Tompkins under Matlab. These are techniques used for the minimization of noise contaminating the fetal ECG signal.

**Keywords :** ECG, Discret wavelet transform, Pan Tompkins, Noise.

---

## Listes des acronymes et abréviations

BW	Baseline wonder
CWT	Continuous Wavelet Transform
db	décibal
DW	Discret Wavelet
DWT	Discret Wavelet Transform
ECG	Electrocardiogramme
ECGf	Electrocardiogramme fœtal
ECGm	Electrocardiogramme maternel
EM	électrode motion
EEG	Electroencéphalographie
EMG	Electromyogramme
MATLAB	Matrix laboratory
RCF	Rythme Cardiaque Fœtal
TF	Transformée de Fourier
TO	Transformée en Ondelette
TFCT	Transformée de Fourier à Court Terme

# Table des matières

<b>INTRODUCTION GENERALE.....</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE 1 ELECTROCARDIOGRAMME .....</b>	<b>4</b>
1.1 INTRODUCTION.....	4
1.2 HISTORIQUE DU MONITORAGE FŒTAL .....	5
1.3 CONCEPT DE BASE.....	6
1.3.1 Fonctionnement électrique du cœur .....	6
1.3.2 Le rythme des battements cardiaque .....	6
1.4 ELECTROCARDIOGRAMME.....	8
1.4.1 Définition.....	8
1.4.2 Les variations physiologique du RCF .....	8
1.4.3 Les intervalles et ondes ECG .....	8
1.5 LE SIGNAL ECGM ABDOMINAL.....	11
1.6 DESCRIPTION DU SIGNAL ECGF .....	11
1.7 LES TECHNIQUES DE SURVEILLANCE POUR ECGF.....	12
1.7.1 La méthode invasive (directe).....	12
1.7.2 La méthode non-invasive (indirecte).....	13
1.8 LES TYPES DE BRUITS DANS UN SIGNAL ECG ABDOMINAL.....	14
1.8.1 Les bruits techniques.....	15
1.8.2 Les bruits physiologiques .....	17
1.9 CONCLUSION.....	18

<b>CHAPITRE 2</b>	<b>Prétraitement du signal ECG.....</b>	<b>19</b>
2.1	Introduction .....	19
2.2	Traitement de signal .....	19
2.2.1	Définitions de base .....	19
2.2.2	Prétraitement de signal ECG .....	20
2.3	Traitement par ondelette .....	21
2.3.1	Transformée de fourier et analyse temps-fréquence .....	21
2.3.2	Transformée de fourier à court terme .....	23
2.4	Les Ondelettes .....	24
2.4.1	Définition d'ondelette .....	24
2.4.2	La fonction d'ondelette .....	25
2.4.3	Propriétés principales des Ondelettes .....	26
2.5	Transformées en Ondelettes .....	27
2.5.1	Transformée en Ondelettes discrète (DWT) .....	28
2.6	Implémentation de l'ondelette discrète par bancs de filtre .....	29
2.6.1	Etape d'analyse (décomposition) .....	29
2.7	Algorithme Mallat de décomposition .....	30
2.8	Algorithme de Pan Tompkins .....	32
2.9	Débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes .....	33
2.9.1	seuillage(threscholding) .....	33
2.9.2	Les différents types de seuillage .....	33
2.9.3	Principe générale du débruitage par seuillage .....	35
2.10	Choix de seuil .....	36
2.11	Familles d'ondelettes .....	36
2.11.1	Ondelette de Daubechies .....	36

2.12	Conclusion .....	38
<b>CHAPITRE 3 SIMULATION ET RESULTATS .....</b>		<b>40</b>
3.1	INTRODUCTION .....	40
3.2	LE LANGAGE MATLAB.....	40
3.3	RESULTATS DE LA SIMULATION .....	40
3.3.1	Signaux synthétique .....	41
3.3.2	Signaux abdominal réels .....	47
3.4	CONCLUSION.....	54
<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>		<b>55</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>		<b>56</b>

## Liste des figures

Figure 1.1 La forme basic d'un ECG.

Figure 1.2 Rythme électrique du cœur.

Figure 1.3 Ondes, segments, intervalles d'un ECG.

Figure 1.4 Mesure FECG invasive.

Figure 1.5 Mesure FECG non-invasive.

Figure 1.6 Les éléments d'ECG abdominal.

Figure 1.7 Les interférences à 50Hz.

Figure 1.8 Bruit au mauvais contact peau-électrode.

Figure 1.9 La dérive de la ligne de base.

Figure 1.10 Le bruit EMG.

Figure 2.1 Les étapes de filtrage du signal ECG.

Figure 2.2 Schéma bloc de bruitage et de débruitage de signal.

Figure 2.3 Représentation temporelle vers frèquentielle de signal.

Figure 2.4 Transformée en ondelettes.

Figure 2.5 L'ondelette de Morlet.

Figure 2.6 Translation et changement de taille de l'ondelette mère.

Figure 2.7 Analyse multi-résolutions 1-D du signal.

Figure 2.8 Etape d'analyse à deux niveaux de décomposition (itérations).

Figure 2.9 Décomposition d'un signal  $x(n)$ .

Figure 2.10 Décomposition pyramidale par ondelette.

Figure 2.11 Décomposition et Reconstruction par ondelette.

Figure 2.12 Courbe du seuillage dur.

Figure 2.13 Courbe du seuillage doux.

Figure 2.14 Les ondelettes de Daubechies.

Figure 3.1 Signal ECGm

Figure 3.2 Signal ECGf

Figure 3.3 Référence ECGm+ECGf

Figure 3.4 ECGF filtré par DWT

Figure 3.5 ECGF filtré par Pan Tompkins

Figure 3.6 ECGF filtré par DWT

Figure 3.7 ECGF filtré par Pan Tompkins

Figure 3.8 ECGF Synthétique (Physionet Database) filtré par DWT

Figure 3.9 Filtré par Pan Tompkins

Figure 3.10 ECGF non invasif (Physionet Database), signal ecgca 906 Filtré par DWT

Figure 3.11 ecgca 906 filtré par Pan Tompkins

Figure 3.12 ECGF non invasif (Physionet Database), signal ecgca 840 corrigé du bruit et BW par DWT

Figure 3.13 ecgca 840 filtré par Pan Tompkins

Figure 3.14 ECGF abdominal and direct (Physionet Database), signal r10 corrigé du bruit et BW par DWT

Figure 3.15 r10 abdomen 2 filtré par Pan Tompkins

Figure 3.16 Foetal 3 Dalsy Database, BW et bruit corrigé par DWT

Figure 3.17 Foetal 3 Dalsy par Pan Tompkins

## Liste des tableaux

Tableau 2.1 Familles d'ondelettes.

# Introduction générale

---

L'Électronique propose une gamme d'électronique médicale répondant à des besoins réels en matière de technologie scientifique. Conçue pour aider les professionnels de santé, cette gamme met l'électronique au service des avancées médical et des soins apportés aux patients [1]. Avec le développement technologique y en a l'électrocardiogramme correspond à l'enregistrement de l'activité électrique du cœur, nécessaire à ses contractions, fournit immédiatement des renseignements sur la santé du cœur. Il est utilisé pour des raisons de maladies, prévention, ou une surveillance médicale du patient.

En principe, la surveillance globale de la santé fœtale se fait par la détection d'ECGf. L'évaluation clinique de l'activité cardiaque fœtale est une étape importante pour le diagnostic et le suivi même en cas des malformations congénitales du bébé, ainsi que la surveillance du rythme cardiaque fœtale est le geste le plus pratiqué par les cliniciens avec des méthodes existantes bien connues : externe et interne.

La technique externe indirecte du traitement ECGf appelée non-invasive, cette dernière est la méthode utilisée dans ce travail pour surveiller le cœur du fœtus. Le RCF permet aussi actuellement la surveillance fœtale, en utilisant un appareil à ultrasons Doppler, c'est un moniteur utilisé souvent lors des visites prénatales pour surveiller le rythme cardiaque fœtal au cours de la période du travail ainsi qu'au cours de la grossesse.

Le filtrage d'un signal ECGf est une étape d'un prétraitement très importante dans le processus de diagnostic des maladies. L'opération des diagnostics commence par les capteurs sur l'abdomen, amplification, conversion analogique numérique, filtrage et à la fin diagnostic par une analyse expert contenant une base de données. Le traitement numérique du signal ECGm et ECGf se fait en plusieurs recherche pour étudier et analyser des signaux électriques cardiaque dans le but de filtrage ou débruitage par deux méthodes : la DWT et avec l'algorithme de Pan Tompkins.

La transformée en ondelettes effectue une décomposition temps-fréquence du signal analysé, qui sépare les composants individuels du signal, la WT est l'un des outils les plus utilisés dans le bio-signal traitement. Pour ce type d'analyse le signal ECG fœtal à partie d'un ECG abdominal maternel.

L'application de la transformée d'ondelette discrète est la transformée qui fournis une analyse à multi-résolution permet de représenter un signal de différents composants, chaque composants sera traité de manière adaptative en fonction de cette application. Elle permet de décomposé un signal donné en certain nombre d'ensemble, chaque ensemble décrit une série temporelle de coefficients correspond à l'évolution temporelle du signal dans la bande de fréquence correspondante.

Le traitement appliqué est fait en deux étapes, une étape pour corriger la ligne de base par le Filtrage linéaire et l'autre pour la suppression de bruits.

Ce travail consiste alors à implémenter des procédures permettant d'effectuer les opérations de filtrage du signal sous MATLAB à partir de la banque de données *Physionet Database* et *Dalsy Datasets*[29].

Nous présentons deux algorithmes, le premier pour la détection de la ligne de base. Cette ligne est dérivée et soustraite du signal ECG à traiter par la décomposition en approximations, on obtient alors la correction de la ligne de base.

Le deuxième algorithme entraîner la suppression des bruits qui recouvrent le signal ECGf. Ces étapes consistent à exploiter la correction de dérivé de la ligne de base pour la suppression des bruits et afin de générer un signal filtré.

Un filtre passe-bande numérique spécial réduit les fausses détections causées par les différents types d'interférences présentes dans les signaux ECG. Ce filtrage de l'algorithme Pan Tompkins permet d'utiliser des seuils bas.

Notre travail est organisé en trois chapitres suivants :

Le chapitre 1 sera consacré aux généralités sur le cœur et aux explications du signal électrocardiogramme (ECG).

Le chapitre 2 exprimera le pré-traitement appliqué sur le signal abdominal pour le débruitage des signaux ECGf et ECGm avec la transformé d'ondelette discrète(DWT).

Le chapitre 3 contiendra les tests et résultats obtenus par traitement sous MATLAB.

On terminera par une conclusion générale.

# Chapitre 1 Electrocardiogramme

---

## 1.1 Introduction

Ce chapitre a pour objectif d'exprimer les signaux biomédicaux à traiter, en particulier le signal d'électrocardiogramme (ECG) d'un fœtus et celui de la mère enregistrés à la surface de l'abdomen maternel. Pour comprendre comment le cœur fonctionne afin de gérer une surveillance de l'activité électrique fœtale grâce à un traitement de signal.

L'électrocardiogramme fœtal est un test qui étudie le fonctionnement d'un cœur pour mesurer son activité électrique à chaque battement cardiaque, une impulsion électrique appelé une onde qui traverse le cœur. Cet examen est principal pour détecter les troubles du rythme cardiaque, ce traitement précis les malformations cardiaques congénitale durant le diagnostic de la grossesse.



**Figure 1.1** la forme basic d'un ECG

## 1.2 Historique du monitoring fœtal [2]

1818 : MAYOR de Genève décrit les bruits du cœur fœtal.

1821 : KERGADEDEC utilise le stéthoscope de LAENNEC.

1833 : KENNEDY publie un ouvrage à Dublin parlant de souffrance fœtale en cas de ralentissement après la contraction.

1893 : WINKEL propose des critères de souffrance fœtale en cas de bradycardie inférieure à 120 et de tachycardie supérieure à 160 !

1908 : Début de la phonocardiographie fœtale avec HOFBAUER et WEISS.

1931 : HENLEY utilise le matériel de sonorisation du cinéma.

1967 : HAMMACHER et HEWLETT-PACKARD™ produisent le premier monitoring.

1906 : CREMER capte l'ECG fœtal par voie abdominale suivi en 1942 par WARD et KENNEDY.

1956 : SUREAU développe l'ECG par voie utérine.

1966 : CALDEYRO BARCIA développent l'électrode de scalp.

1966 : BISHOP applique au fœtus l'utilisation du signal Doppler (1842).

1967 : HON et QUILLIGAN classent les anomalies du RCF avec CALDEYRO-BARCIA au Vème congrès de Gynécologie et d'Obstétrique.

1969 : HON et DE LEE rapportent des tracés plats lors de comas fœtaux (perte du beat to beat)

1961 : Premiers prélèvements au scalp fœtal introduits par SALING.

## **1.3 Concept de base**

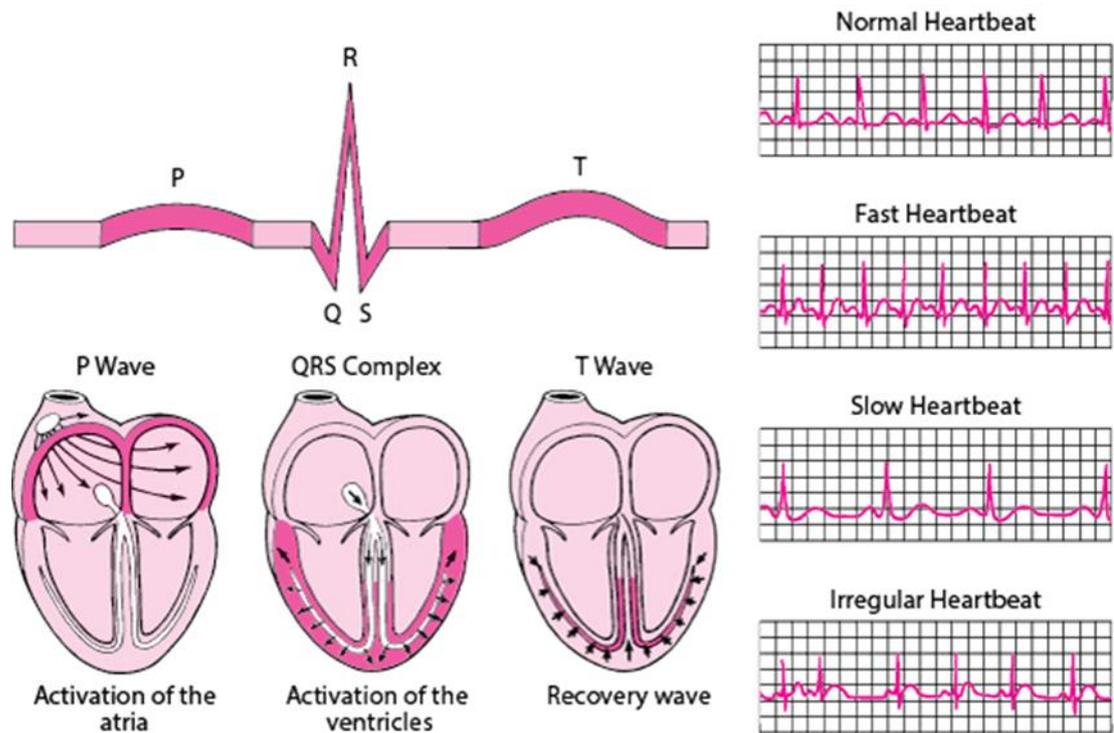
### **1.3.1 Fonctionnement électrique du cœur**

Le cœur est constitué d'un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui génèrent et propagent des impulsions électriques, et de cellules qui répondent à ces impulsions en se contractant. L'activité du cœur est la somme de l'activité électrique de toutes les cellules myocardiques, chaque cellule se comporte comme un électrocardiogramme. Avec un pôle positif et l'autre négatif.

Le cœur est un muscle creux composé de quatre cavités : les oreillettes gauches et droite, et les ventricules gauche et droit. Ses parois se contractent rythmiquement pour faire circuler le sang dans le corps, comme le ferait une pompe [3].

### **1.3.2 Le rythme des battements cardiaque**

Les troubles du rythme du cœur sont définis par la présence de battements irréguliers, trop lents ou trop rapides, quelle qu'en soit la cause physiologique. Ils peuvent survenir occasionnellement ou fréquemment, pour une durée allant de quelques secondes à plusieurs mois, voire toute la vie. Ils sont fréquents chez les personnes âgées. Il en existe une grande variété et la plupart d'entre eux sont sans gravité. Cependant, certains d'entre eux sont invalidants, voire graves, et peuvent mettre la vie du patient en danger [4].



**Figure 1.2** Rythme électrique du cœur

Les cellules musculaires vont la stimulation électrique qui détermine l'apparition de l'activité électrique et mécanique. Lors de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, générant des courants électriques qui provoquent des contractions. La phase de repolarisation se produit à un rythme plus lent, ramenant la cellule à son état électrique initial.

## **1.4 Electrocardiogramme**

### **1.4.1 Définition**

L'électrocardiographie (ECG) est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes à la surface de la peau [5]. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées du myocarde, et sont mesurés entre deux points de la surface du corps [6].

### **1.4.2 Les variations physiologiques du RCF**

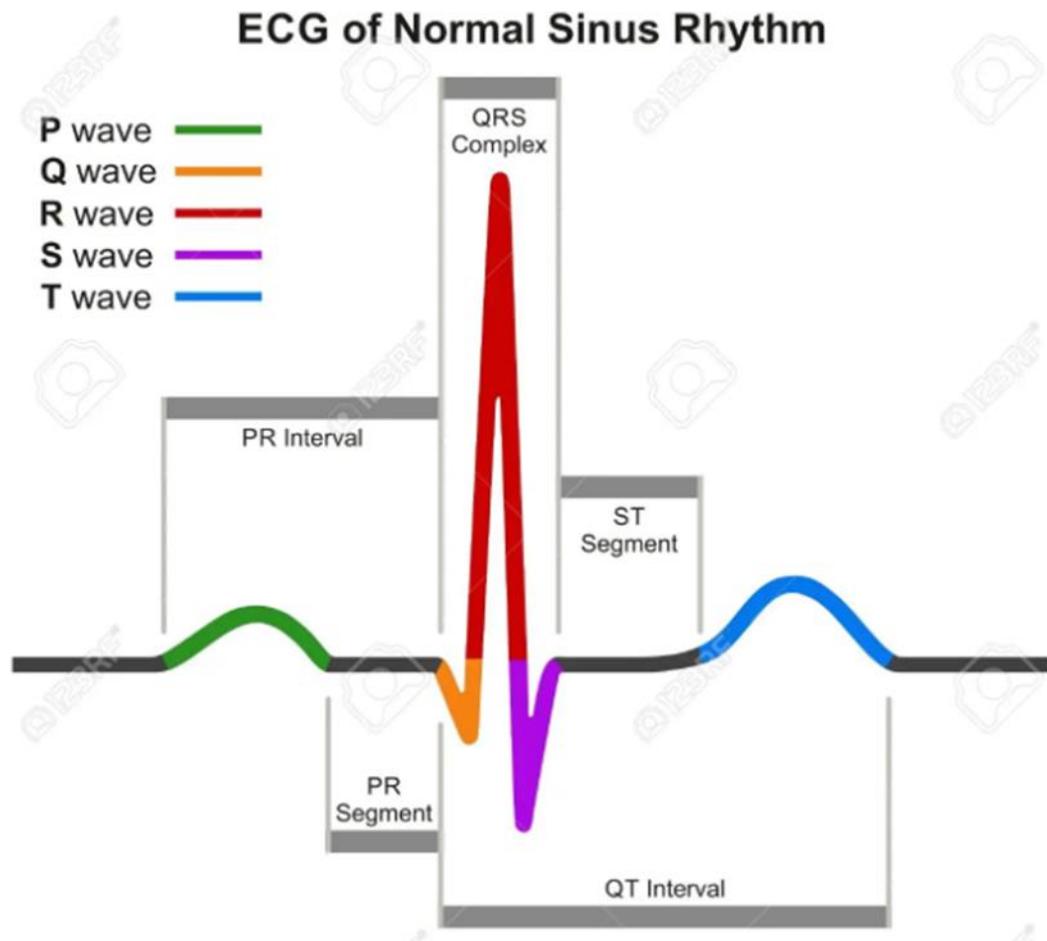
L'interprétation du RCF nécessite de comprendre les changements physiologiques ou pathologiques pouvant affecter le FCF : présence d'états infectieux, traitements employés.

Dans plus de 99% des cas, une RCF normale correspond à un fœtus correctement oxygéné. L'enregistrement FHR est une méthode de dépistage de l'asphyxie fœtale pendant le travail, et non une méthode de diagnostic de l'acidose fœtale.

### **1.4.3 Les intervalles et ondes ECG**

L'électrocardiogramme enregistre la dépolarisation et la repolarisation de la masse musculaire Masse musculaire auriculaire et ventriculaire. Ce processus est documenté comme La séquence et la déviation ou l'onde sont superposées sur une ligne de potentiel zéro, appelée ligne équipotentielle ou ligne de base. Ces déviations sont dites positives si elles se situent au-dessus des isolignes, et négatives dans le cas contraire.

Ce signal comporte plusieurs ondes et des différents intervalles entre eux pour chaque battement cardiaque.



**Figure 1.3** Les ondes d'un signal ECG

Les ondes ECG classiques sont nommées dans l'ordre P, Q, R, S, T, U et sont reliées entre elles par des lignes isoélectriques.

- Onde P :

C'est une onde de petite amplitude, arrondie, elle est liée à la dépolarisation auriculaire. Le rythme physiologique est appelé sinusal.

Dans ce cas, l'onde P auriculaire précède généralement le complexe ventriculaire. Les ondes P dites « sinusoïdales » sont toujours positives.

- Intervalle PR (ou PQ) :  
Le temps entre le début de P et le début de QRS, correspond au temps de conduction de l'influx électrique des oreillettes aux ventricules.
- Segment PR :  
Est un court segment isoélectrique qui sépare l'onde P du complexe ventriculaire.
- Complexe QRS :  
Il est formé par un ensemble d'ondes qui représentent la dépolarisation ventriculaire, il peut adopter plusieurs morphologies en fonction de la dérivation.
  - Onde Q : généralement est une onde négative. Physiologiquement, elle est de très faible amplitude par rapport au QRS.
  - Onde R : la première onde positive du complexe, cela peut être précédée par onde Q ou non.
  - Onde S : est une onde négative qui fait apparait après l'onde R.
- Segment ST :  
Il suit la ligne de base, et correspond au début de la repolarisation des ventricules.
- Onde T :  
Sa forme est asymétrique, sa portion ascendante est plus lente que sa portion descendante, elle est positive sur toute les dérivations. Cette onde représente électriquement la repolarisation des ventricules.
- Intervalle QT :  
Un ensemble de la dépolarisation et repolarisation cardiaque, et mesuré au début du complexe QRS jusqu'à la fin de l'onde T.
- Onde U :  
C'est une déviation de faible amplitude et de faible fréquence qui apparaît à la fin de l'onde T 2. Elle est normalement monophasique et positive, et s'observe mieux dans la fréquence cardiaque [7].

## 1.5 Le signal ECGm abdominal

Depuis près d'un siècle, ECGf peut être détecté à l'aide d'électrodes placées sur l'abdomen maternel. Cette technique Bien que ces signaux suggèrent un autre moyen de dérivation de FHR, leur utilisation a été limitée en raison de problèmes de faible rapport signal sur bruit [8].

L'ECG abdominal est une méthode non-invasive de surveillance de l'activité cardiaque d'un fœtus. Une méthode complémentaire est la détection du rythme cardiaque fœtal avec une échographie. A la base d'un enregistrement des battements cardiaque de fœtus à partir de l'abdomen maternelle ou thorax dirigé par les électrodes loin d'un contact avec le fœtus. Ce signal est composé de signal ECG mère, signal ECGf, et les interférences.

## 1.6 Description du signal ECGf

La surveillance de la fréquence cardiaque fœtale mesure les battements cardiaques et le rythme d'ECGf. Cela permet de voir l'état du cœur fœtus lors des soins de santé.

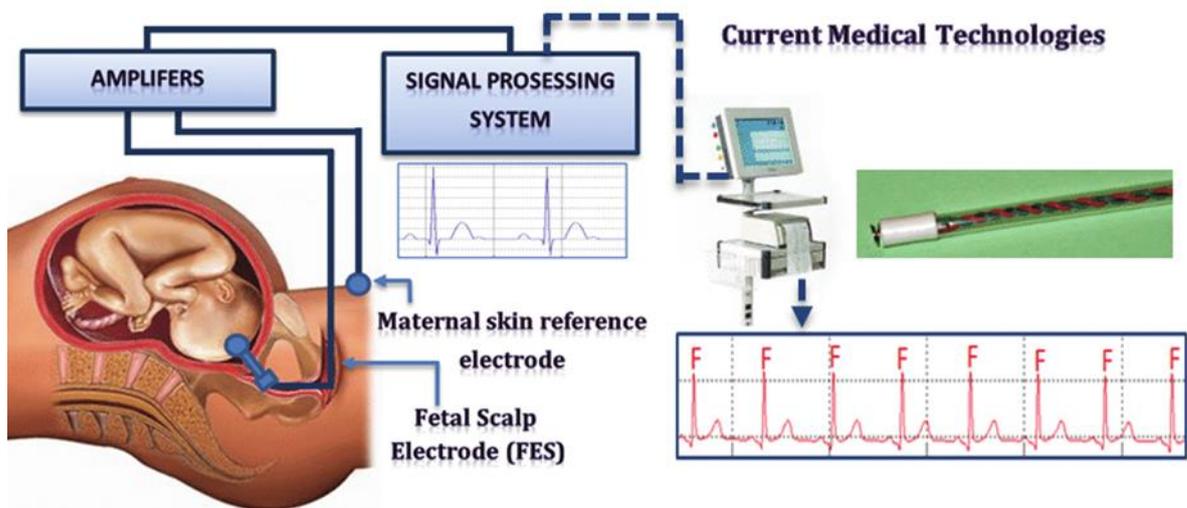
Pour avoir un ECG de fœtus, on appliquant la technique indirecte qui est non-invasive a le potentiel de fournir des informations cliniques. L'enregistrement donne des signaux mélangés se composant à la fois d'un signal ECGf et ECGm et un ensemble de bruits physique et technique.

Pendant la grossesse, la surveillance du fœtus est nécessaire et utile avec cette méthode qu'on utilise.

## 1.7 Les techniques de surveillance pour ECGf

### 1.7.1 La méthode invasive (directe)

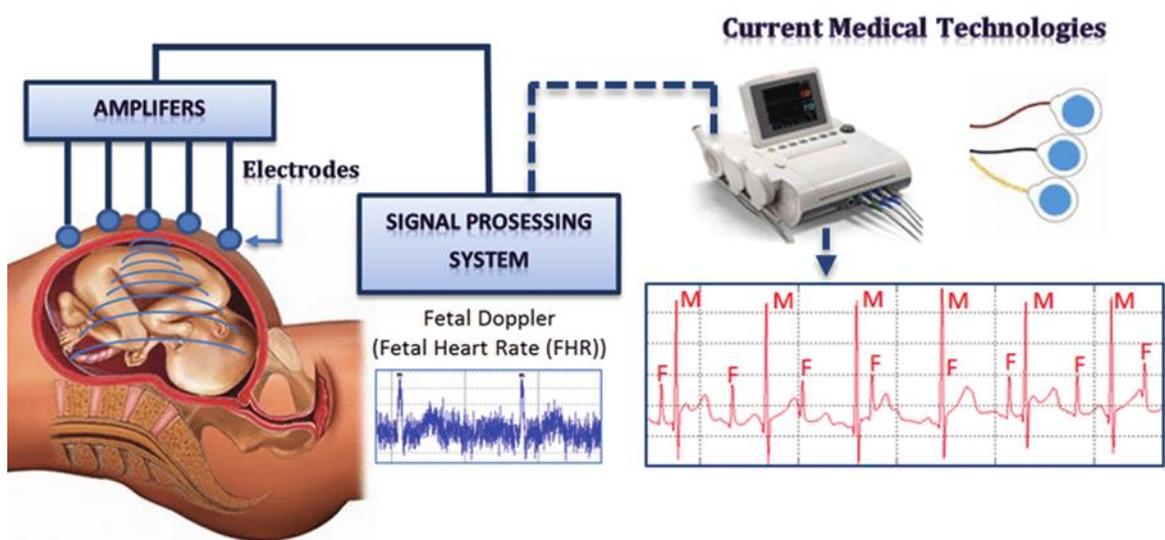
En utilisant un fil fin (électrode) placé sur le cuir chevelu du bébé. Le fil va du bébé à un col de l'utérus. Il est connecté au moniteur. Cette méthode donne de meilleures lectures parce que des choses comme le mouvement ne l'affectent pas. Mais cela ne peut être fait que si le sac rempli de liquide qui entoure le bébé pendant la grossesse (sac amniotique) s'est rompu et que le col de l'utérus est ouvert. Votre fournisseur peut utiliser la surveillance interne lorsque la surveillance externe ne donne pas une bonne lecture. Ou votre fournisseur peut utiliser cette méthode pour surveiller votre bébé de plus près pendant le travail [9].



**Figure 1.4** Mesure FEEG invasive [10]

### 1.7.2 La méthode non-invasive (indirecte)

Cette méthode utilise un appareil pour écouter et enregistrer les battements du cœur de votre bébé à travers votre ventre (abdomen). Un type de moniteur est un appareil à ultrasons Doppler (Figure 1.5). Il est souvent utilisé lors des visites prénatales pour compter le rythme cardiaque du bébé. Il peut également être utilisé pour vérifier la fréquence cardiaque fœtale pendant le travail. Pour le soins de santé on peut également vérifier la fréquence cardiaque de votre bébé en continu pendant le travail et l'accouchement. Pour ce faire, la sonde à ultrasons (transducteur) est fixée à votre ventre. Il envoie les sons du cœur de votre bébé à un ordinateur. Le rythme cardiaque de votre bébé sont affichés sur un écran et imprimés sur papier [9].

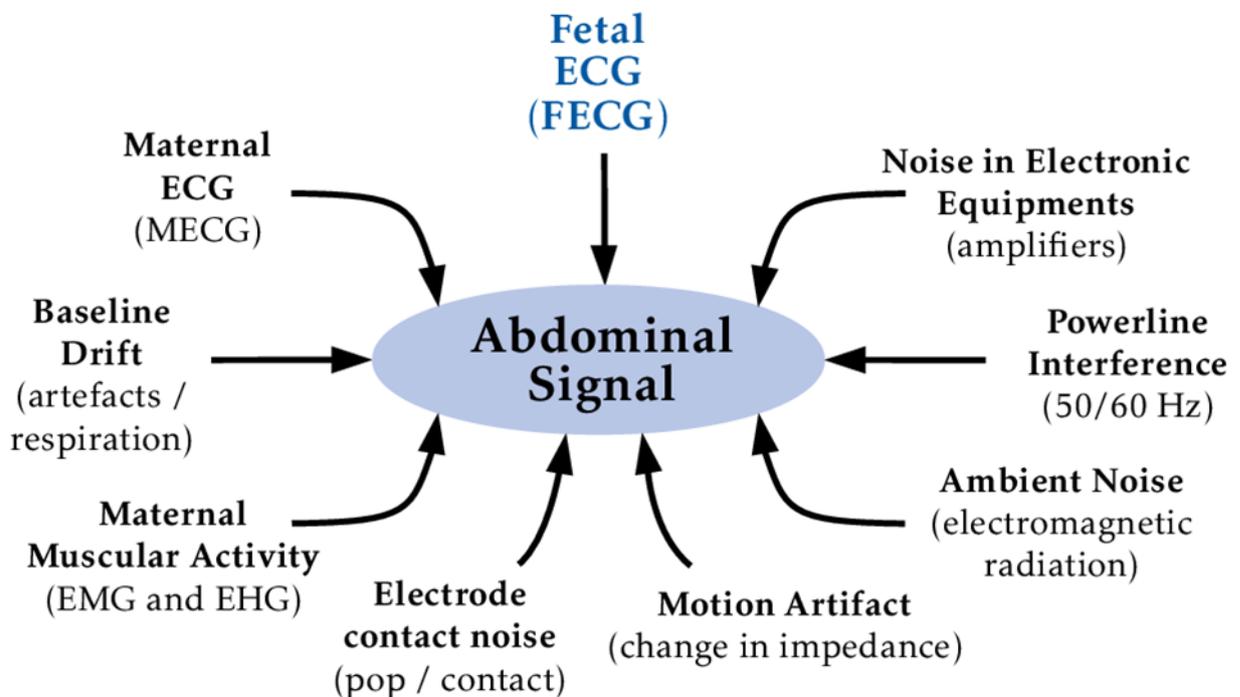


**Figure 1.5** Mesure FEECG non-invasive [10]

## 1.8 Les types de bruits dans un signal ECG Abdominal

Au moment d'extraire le signal ECGf des perturbations peuvent apparaître sur le tracé électrocardiographique, le problème dans le traitement de signal est la présence de ces bruits qui crée des erreurs dans diagnostic.

Le traitement de ces bruits qui sont d'origine physiologique (peau, muscle, respiration...) ou d'origine technique (courant de secteur, perturbations électromagnétique, placement des électrodes). Ils restent encore difficiles à effectuer de manière automatique.



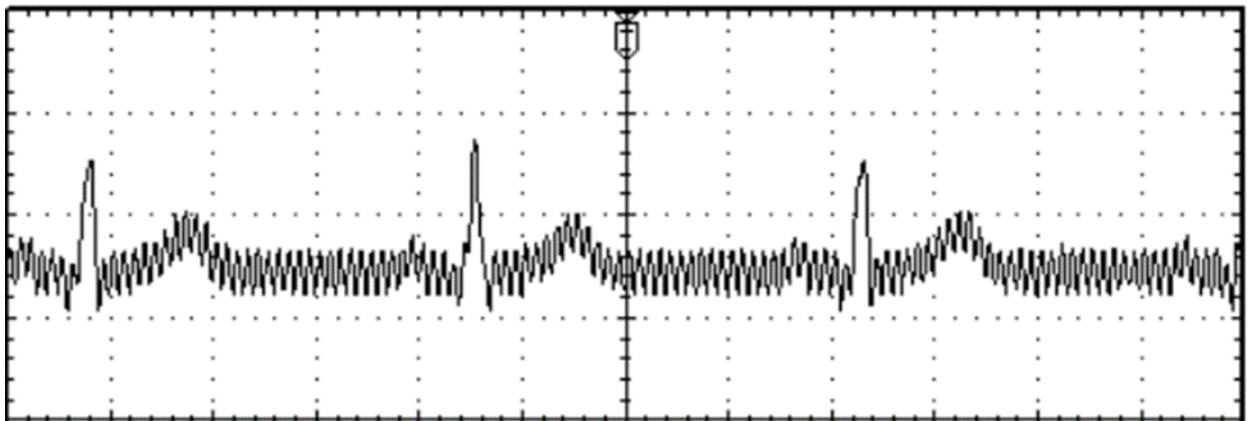
**Figure 1.6** Les éléments d'ECG Abdominal

### 1.8.1 Les bruits techniques

Sont causés par le matériel utilisé lors de l'enregistrement de l'activité électrique du fœtus.

#### a. *Interférences à 50Hz*

Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution d'énergie. Il contamine le signal ECG, qui a une harmonique fondamentale de 50 Hz. Ce bruit souvent est présent dans tous les enregistrements et peut être très fort, mais il est facilement éliminé par des opérations de filtrage sélectif.

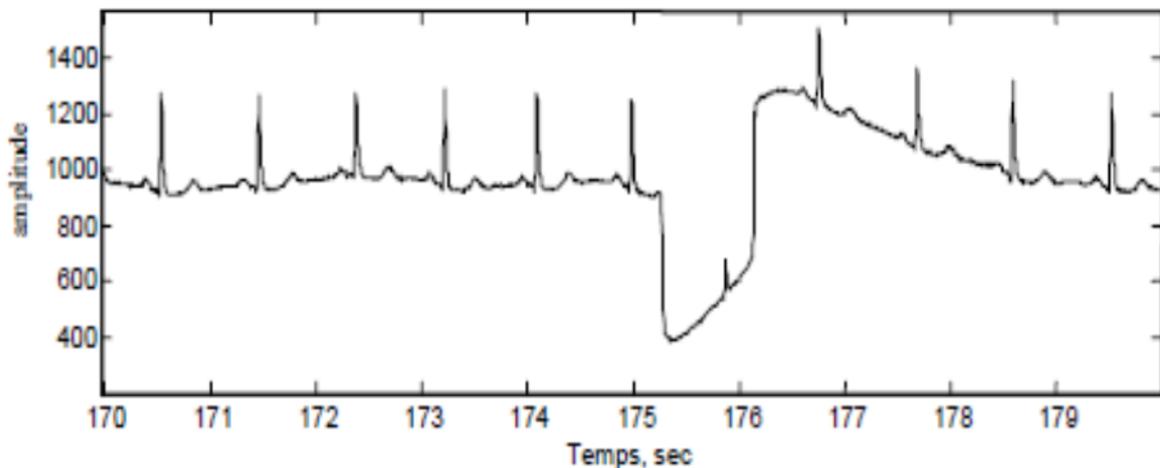


**Figure 1.7** Les interférences à 50Hz

b. **Bruits causé par le contact peau-électrode**

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements brusques de l'amplitude du signal d'ECG à cause des EM, ainsi que de faibles changements de fréquence de référence. (Voir la figure 1.8)

De plus, une mauvaise conductivité entre les électrodes et la peau peut avoir un effet sur le signal ECG qui peut aller d'une simple diminution d'amplitude à l'apparition des pics qui peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal.



**Figure 1.8** Bruit au mauvais contact peau-électrode

Il existe d'autres bruits qu'on peut rencontrer comme les suivants :

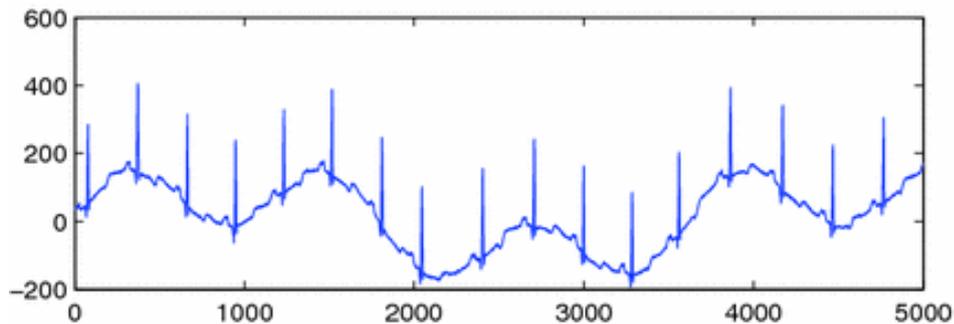
- Mauvaise qualité du câblage.
- Saturation des instruments de mesure.
- Le port des vêtements synthétiques.
- Les câbles reliés aux électrodes.

## 1.8.2 Les bruits physiologiques

Ces artefacts montrent par l'activité physique du corps humaine par exemple, les contractions musculaires ou les mouvements de respiration.

### c. *La déviation de la ligne de base (BW)*

Cette ligne est le plus souvent horizontale, le patient étant au calme et ne pratiquant pas d'activité physique. La déviation de cette ligne de base correspond aux déviations de basses fréquences de l'amplitude du signal électrocardiogramme liée en principe avec le mouvement du patient pendant sa respiration, ces perturbations peuvent être filtrées (Figure 1.9).



**Figure 1.9** La déviation de la ligne de base

d. **Les interférences d'origine électromyographique EMG**

Ce type d'interférences est d'origine de mouvement des muscles.

Ce type de bruit est particulièrement présent sur les ECG des personnes ne restant pas immobiles (jeunes enfants, personnes âgées atteints de la maladie de Parkinson).



**Figure 1.10** Le bruit EMG

## 1.9 Conclusion

Au niveau du corps humain, on peut détecter plusieurs activités électriques (ECG, EEG, EMG...). Le traitement du signal ECGf est considéré pour notre cas.

L'étude d'un signal ECG foetal ce fait grâce à des enregistrements réels à partir de l'abdomen maternel et à la base des signaux synthétiques. Ce signal utilisé dans le domaine médical peut être pour détecter les anomalies de fonctionnement du cœur.

# Chapitre 2 Prétraitement du signal ECG

---

## 2.1 Introduction :

Le prétraitement du signal électrocardiogramme est une étape essentielle dans le processus de diagnostic des maladies cardiaques. Cet outil a été utilisé pour le filtrage du signal **ECG** (Signaux ECG Mère –fœtus).

L'analyse du signal ECG peut être réalisée par des techniques de diagnostic à base de modèle. La mise au point de telles méthodes de diagnostic présente des enjeux à la fois pratiques et théoriques pour les recherches actuelles en traitement du signal et en médecine.

Dans ce chapitre on a abordé le débruitage du signal électrocardiogramme. Cette technique permet la minimisation du bruit contaminant le signal ECG maternel, elle est basée sur le Traitement par ondelettes.

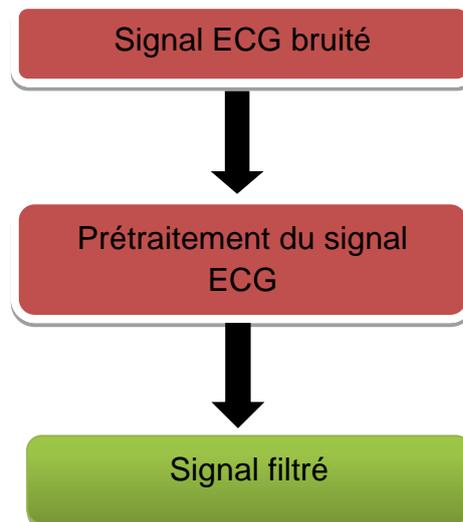
## 2.2 Traitement de signal

### 2.2.1 Définitions de base

Un bruit est une représentation temporelle d'un signal donné mathématiquement, ce signal représente une fonction d'une variable réelle qui transmet l'information sur l'état ou le comportement d'un système physique.

Le traitement du signal est la discipline qui, s'appuyant sur les ressources de l'électronique, de l'informatique et de la physique appliquée, a pour but d'analyser, de transformer ou simuler les signaux.

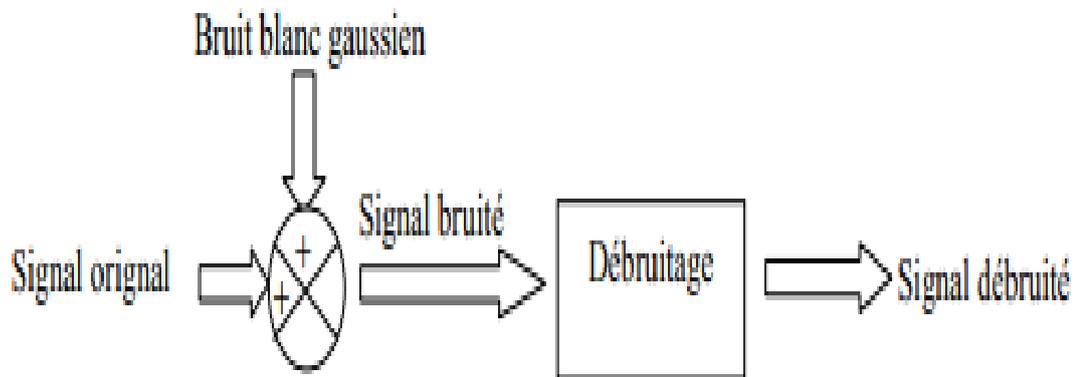
Le signal biomédical ECG objet de notre travail, est une source d'information très riche ; le filtrage du signal peut être décomposé en 2 étapes illustrées sur la figure 2.1.



**Figure 2.1.** Les étapes de filtrage du signal ECG

### 2.2.2 Prétraitement du signal ECG

Les méthodes de filtrage sont nombreuses, la majorité de ces méthodes intègrent des hypothèses sur le signal original ainsi que le bruit. Dans les dernières années, les techniques basées sur la transformée en ondelettes sont devenues populaires et très appréciées dans le contexte du débruitage du signal ECG. En effet, le principe consiste à reconstruire une version d'un signal donné après avoir éliminé les bruits selon un seuillage.



**Figure 2.2.** Schéma bloc de bruitage et de débruitage de signal

## 2.3 Traitement par Ondelette

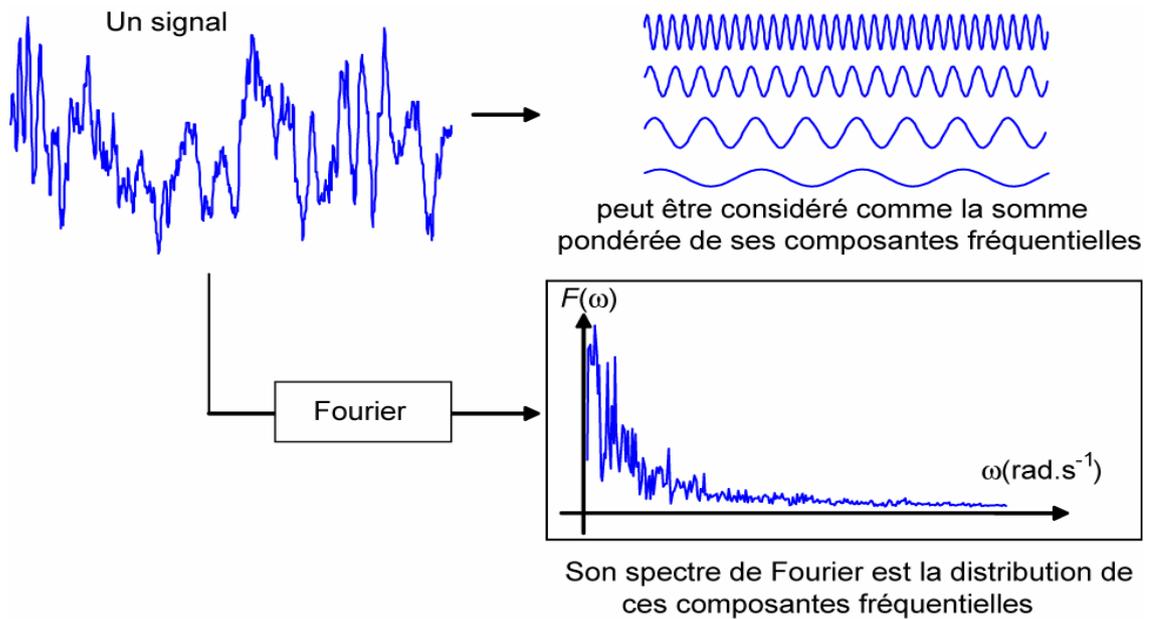
### 2.3.1 Transformée de Fourier et analyse temps-fréquence

La transformée en ondelette est un outil qui appartient au domaine du traitement du signal. Son ancêtre, la transformée de Fourier, a joué un très grand rôle : elle permet d'explorer la composition fréquentielle du signal et par ses propriétés de lui appliquer des opérateurs de filtrage.

La définition de la **TF** est donnée par la formule suivante [11] :

$$G(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (2.1)$$

Lors de cette transformation, le signal est décomposé sur un ensemble de signaux de base qui sont cosinus, sinus ou l'exponentielle imaginaire. La décomposition du signal à partir de ces fonctions constitue l'analyse temps-fréquence. Cette analyse ne s'adapte pas avec tous les types des signaux spécifiquement les signaux non stationnaires comme le signal électrocardiogramme.



**Figure 2.3.** Représentation temporelle vers fréquentielle de signal

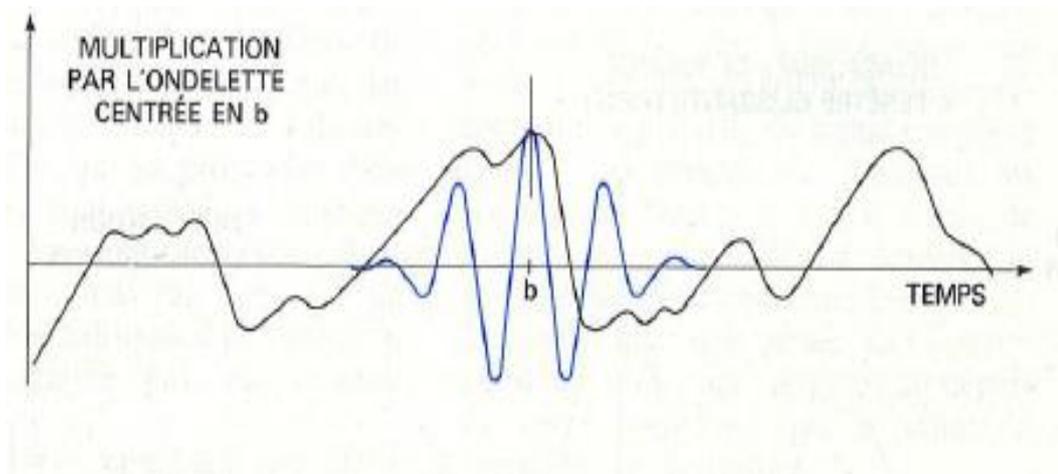
En effet L'analyse de fourrier présente a plusieurs inconvénients en particulier :

- L'intégrale de fourrier décompose le signal sur des fonctions sinusoïdales qui oscillent indéfiniment dans le temps.
- Elle donne une information globale et non locale.
- Elle ne permet pas l'étude de signaux dont la fréquence varie dans le temps (signaux non stationnaires).
- Elle permet de connaitre les différentes fréquences existantes dans un signal, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises.
- Si le signal contient N points, TF nécessitera un nombre d'opérations égal à  $N \cdot \log(N)$ .

### 2.3.2 Transformer de fourrier à court terme (TFCT) :

Dans les années 1940, le physicien britannique D. Gabor [12] découvre la première forme de représentation temps-fréquence. La transformée de fourrier à court terme (TFCT) et la transformée en ondelettes (TO) sont deux méthodes de représentation temps-fréquence d'un signal, il obtient une analyse temporelle en découpant arbitrairement le signal en plages de longueur limitée.

Chaque plage centrée autour du paramètre  $b$  de localisation en temps est alors étudiée séparément des autres par l'analyse traditionnelle de Fourier, ce qui revient à décomposer le signal sur des fonctions élémentaires  $\Psi_{a,b}$  qui dérive toutes d'une même « fonction fenêtre »  $\Psi(t)$  par translation en temps (paramètre  $b$ ) et modulation en temps (ou multiplie la fonction  $\Psi$  par une fonction sinusoïdale de fréquence  $a$ ).



**Figure 2.4.** Transformée en ondelettes

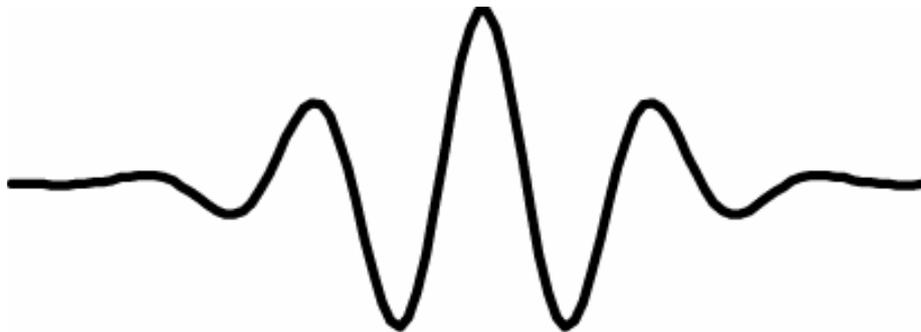
## 2.4 Les Ondelettes

La théorie des ondelettes a pour objectif la représentation des signaux dans le domaine temps-fréquence. C'est une représentation que l'analyse de Fourier ne permet pas, car elle suppose le signal périodique ou de durée infinie. Ainsi, pour localiser un signal à la fois dans le temps et en fréquence avec la transformée de Fourier, il faut introduire une fenêtre glissante.

### 2.4.1 Définition d'ondelettes

Une ondelette est une fonction oscillante (qui veut dire petite onde) de moyenne nulle appelée  $\psi$ , possédant un certain degré de régularité et dont les supports est fini, Elle est normalisée et centrée au voisinage de  $t=0$ , on imposera à une bonne localisation autour de 0 dans les domaines spatial (temporel) et fréquentiel.

La transformée en ondelettes utilise comme base de décomposition des fonctions dites ondelettes, déduites d'une fonction unique  $\Psi(t)$  appelée ondelettes mère, génératrice par translation et dilatation. Elle permet d'analyser des signaux de durée quelconque.



**Figure 2.5.** L'ondelette de Morlet

## 2.4.2 La fonction d'ondelette

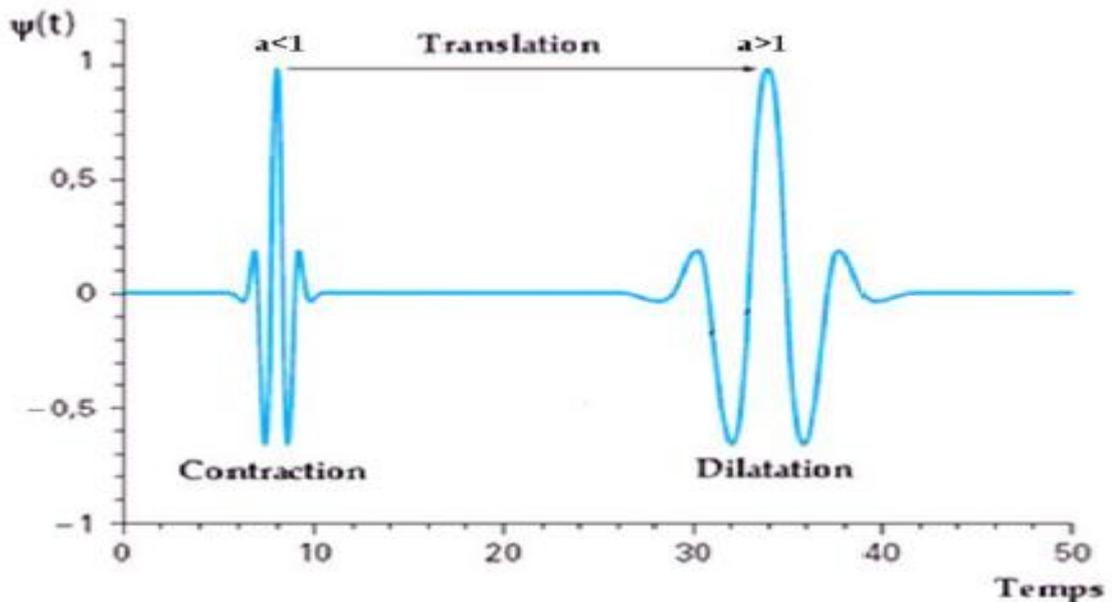
L'analyse en ondelettes désigne une fonction connue sous le nom d'Ondelettes mère donné dans l'équation suivante. Cette ondelette construit une famille d'ondelettes appelées Ondelettes enfantes.

Les coefficients d'ondelettes sont définis comme suit [13] :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.2)$$

Avec  $a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0$

A partir de l'ondelette mère  $\Psi(t)$  vont se déduire toutes les fonctions  $\Psi_{a,b}(t)$  de la famille d'ondelettes, le paramétré (b) positionne l'ondelette sur l'axe du temps, alors que le paramétré (a) contrôle la fréquence de l'ondelette (contraction : haut fréquence, dilatation : basse fréquence).



**Figure 2.6.** Translation et changement de taille de l'ondelette mère

### 2.4.3 Propriétés principales des Ondelettes

- **Sélectivité en fréquence**

Dans la transformée de Fourier, la fonction utilisée pour analyser le signal étudié est une fonction sinusoïdale de fréquence précise, et quand on la multiplie par le signal, le coefficient obtenu ne se réfère qu'à cette fréquence.

En revanche, une ondelette est constituée de plusieurs fréquences. Les coefficients d'ondelettes se réfèrent à ce mélange de fréquences. Plus la gamme de fréquence de l'ondelette est étroite, plus l'ondelette est sélective en fréquence.

- **Similarité**

Toutes les ondelettes qui appartiennent à la même famille doivent être similaires, c'est-à-dire se déduire les unes des autres par combinaison linéaires de translations et de dilatations.

- **Orthogonalité**

Cette propriété est à l'origine de la popularité des ondelettes qui offrent des bases d'ondelettes orthogonales et non redondantes. Cela conduit à une décomposition unique [14].

- **Régularité**

Une ondelette doit être suffisamment régulière car c'est la principale contribution des ondelettes dans le domaine du codage. Elle agit sur la qualité de la reconstruction du signal. Une ondelette est dite régulière si elle est très lisse et on peut l'approximer localement par un polynôme [14].

- **Nombre de moments nuls**

Une ondelette  $\Psi(t)$  a N moments nuls si :

$$M_k = \int_{-\infty}^{+\infty} t^k \Psi(t) dt = 0 \text{ pour } 0 \leq k \leq N-1 \quad (2.3)$$

## 2.5 La Transformée en Ondelettes (TO)

Au début des années 1980, Morlet [15] propose une solution dans le cadre du traitement de signaux sismiques. La transformée en ondelette a l'avantage de réduire le temps de calcul, faciliter l'analyse, la transmission et la compression de l'information et son extraction du bruit environnant [15]-16]. La transformée en ondelettes d'un signal diffère de la transformée de Fourier en ce qu'elle permet de visualiser à la fois les caractéristiques temporelles et fréquentielles.

De manière générale, La transformée en ondelettes est définie comme le résultat d'un opérateur intégral qui transforme une fonction d'énergie finie  $f(x) \in L^2(\mathbb{R})$  en utilisant un ensemble de fonctions  $\Psi_{ab}$ . Elle est décrite par le produit scalaire entre la fonction ondelette mère  $\Psi_{ab}$  et une fonction réelle ou complexe  $f(x)$ .

La transformée en ondelettes peut également être calculée par l'intermédiaire de transformés de Fourier :

$$T(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{x}(t) \Psi_{(a,b)}^*(t) dt \quad (2.4)$$

$$\text{Où } \Psi_{(a,b)}^*(t) = \sqrt{a} \Psi^*(a) e^{-i(2\pi t)b} \quad (2.5)$$

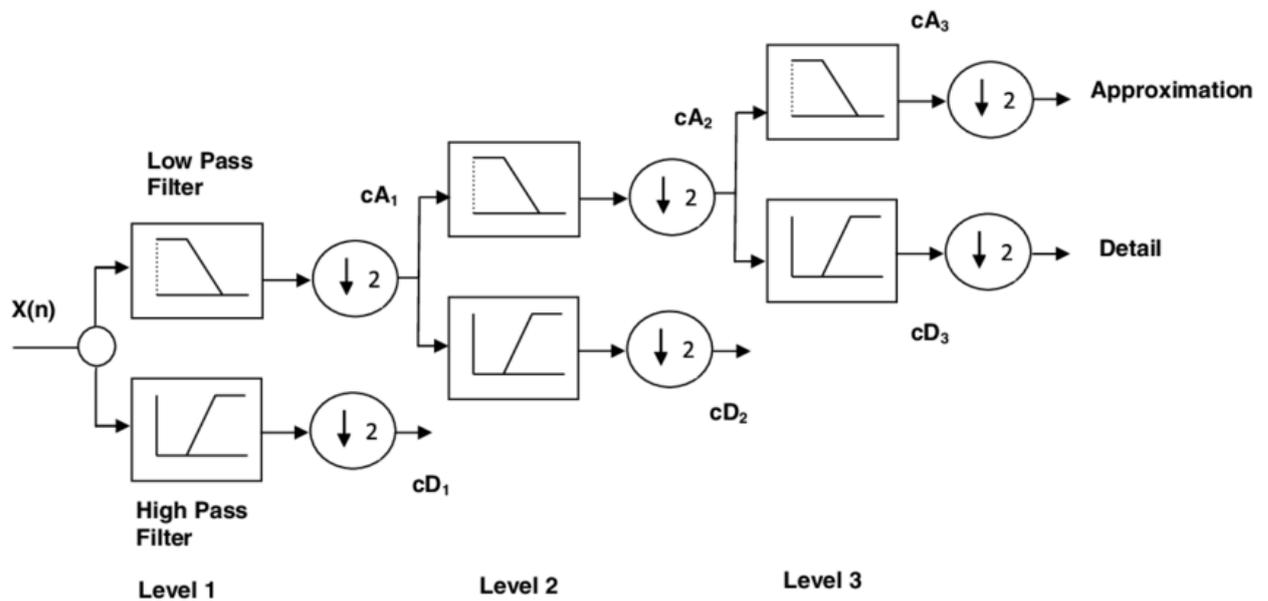
Aujourd'hui, les transformées en ondelettes sont utilisées dans de nombreuses applications telles que le débruitage, la détection d'évènements, l'analyse temps-fréquence ...

On distingue deux familles d'ondelettes :

- Les ondelettes continues
- Les ondelettes discrètes

### 2.5.1 La Transformée en ondelettes discrète (DWT)

La Transformée en ondelettes discrète « DWT, Discret Wavelet Transform » est une représentation multi-résolutions / multi-fréquences [17]. C'est un outil qui découpe les données, les fonctions ou les opérateurs en composantes fréquentielles suivant une résolution adaptée à l'échelle. Ce principe est illustré en figure (2.7).



**Figure 2.7** Analyse à multi-résolutions 1-D du signal

La TOD utilise un facteur d'échelle et une translation discrétisée. On appelle transformée en ondelettes discrète dyadique toute base d'ondelettes travaillant avec un facteur d'échelle  $a = i/2$  [18]. L'analyse en multi-résolution permet d'analyser un signal en différentes bandes de fréquences.

## 2.6 Implémentation de l'ondelette discrète par bancs de filtre

### 2.6.1 Etape d'analyse (décomposition)

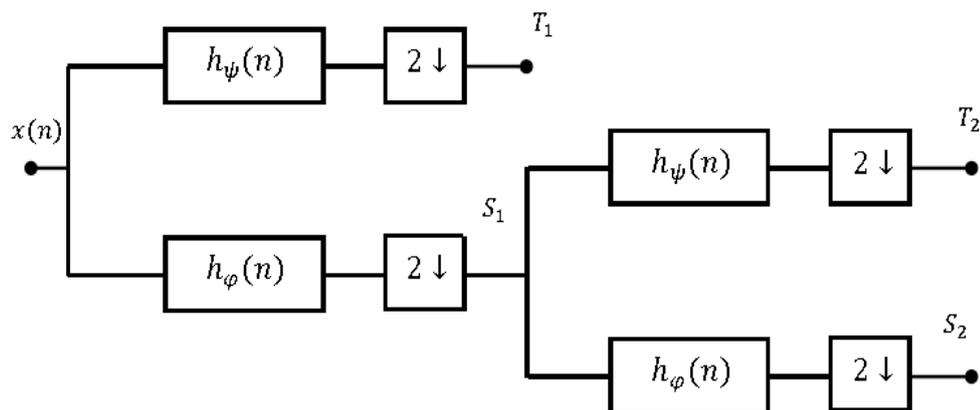
La fonction  $h_\varphi(n)$  et la fonction  $h_\psi(n)$  de la Figure 2.8 représentent le filtre passe-haut et le filtre passe-bas, respectivement. La phase d'analyse est le passage de la séquence  $x(n)$  par un filtre passe-bas et un filtre passe-haut suivi par une décimation d'un facteur de 2. La convolution du signal d'entrée avec  $h_\varphi(n)$  donne le signal d'approximation.

Et la convolution du signal d'entrée avec  $h_\psi(n)$  donne le signal de détail.

$$t_1(n) = [x(n) * h_\psi(n)] \downarrow 2 \quad (2.6)$$

Soit  $N$  la longueur du signal  $(n)$ , et la longueur du filtre  $h_1(n)$  et  $h_2(n)$  est  $M$ , alors la longueur du signal  $s_1(n)$  et du signal  $t_1(n)$  est [19]:

$$L = \frac{N+M-1}{2}$$



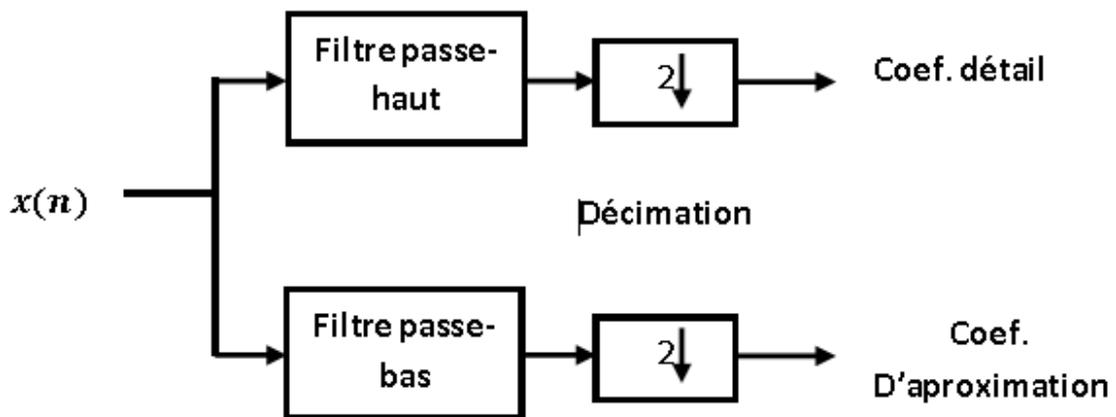
**Figure 2.8** Etape d'analyse à deux niveaux de décomposition (itérations)

## 2.7 Algorithme Mallat de décomposition :

L'algorithme de Mallat décrit une transformation en ondelettes discrètes en utilisant l'analyse multi-résolution. Cet algorithme permet de faire une décomposition rapide (de complexité linéaire) ainsi qu'une reconstruction [20].

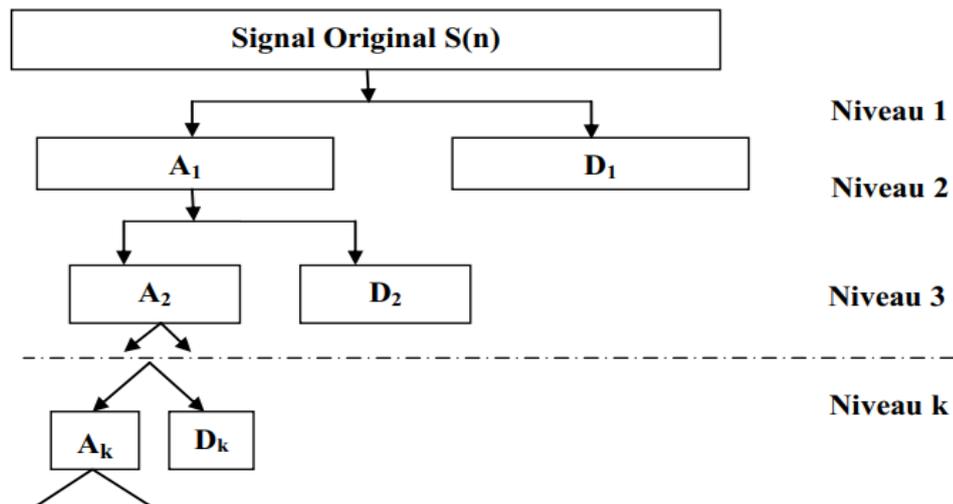
La techniques de décomposition et reconstitution des signaux se base sur les filtres associes aux ondelettes. Généralement, un signal peut être décomposé en deux éléments de basse et haute fréquence. Dans l'analyse par ondelettes, on parle souvent des approximations et des détails. Les approximations sont les éléments de grande échelle ou autrement des composants de basse fréquence et les détails sont les éléments de petite échelle ou des composants de haut fréquence. Le processus de filtrage consiste à décomposer le signal ( $S$ ) en approximation ( $A$ ) et détail ( $D$ ) en le passant dans deux filtres complémentaires passe-bas et passe-haut (figure 2.9).

$$S = A + D$$



**Figure 2.9.** Décomposition d'un signal  $x(n)$

Pour passer au niveau suivante de la décomposition, on applique la même opération à l'approximation  $A$ . le processus est par la suite itéré à chaque fois qu'on obtient une approximation (Figure 2.10).



**Figure 2.10.** Décomposition pyramidale par ondelette

### ✚ Décomposition

L'algorithme de décomposition se fait par un processus de cascade avec des filtrages successifs. Il sépare le signal en deux composantes : une composante lisse (l'allure générale du signal) et un ensemble des petits détails (les fluctuations).

Formules de décomposition :

$$a_n^j = \sum_l \tilde{h}[2n - l] a_l^{j-1} \quad (2.7)$$

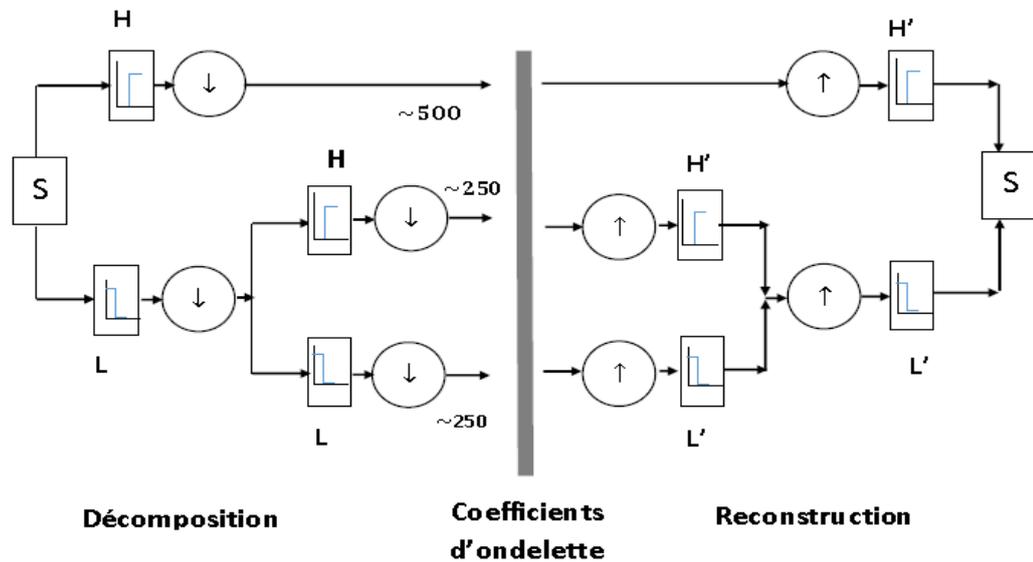
$$d_n^j = \sum_l \tilde{g}[2n - l] a_l^{j-1} \quad (2.8)$$

### ✚ Reconstruction

La reconstruction des signaux analysés est effectuée à l'aide d'un banc de filtres  $\bar{h}$  et  $\bar{g}$  qui sont les filtres conjugués du filtre passe-bas  $h$  et du filtre passe-haut  $g$ .

Formules de reconstruction :

$$a_n^{j-1} = \sum_k a_k^j h[n - 2k] + \sum_k g[n - 2k] d_k^j \quad (2.10)$$

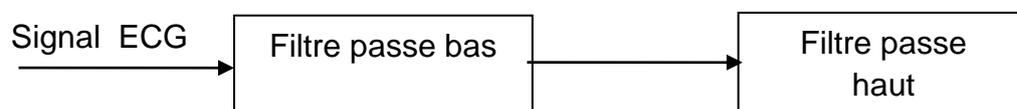


*Figure.2.11.* Décomposition et Reconstruction par ondelette [21]

## 2.8 Algorithme de Pan Tompkins :

L'algorithme Pan Tompkins est l'outil le plus performant utilisé pour résoudre le problème du bruit. Cet algorithme comprend un filtrage passe bande.

Le diagramme ci-dessous, est basé sur des séries des filtres qui effectuent : pass bas, pass haut pour une analyse automatique du signal ECG :



## ➤ Filtrage passe bande :

### A. Filtre passe bas :

Le filtre passe bas récursif utilisé dans l'algorithme Pan Tompkins a des coefficients entiers pour réduire la complexité de calcul, avec la fonction de transfert définie comme suit :

$$H(z) = \frac{1(1-z^{-6})}{32(1-z^{-1})} \quad (2.11)$$

### B. Filtre passe haut :

Le filtre passe haut utilisé dans l'algorithme est implémenté comme un filtre passe tout moins un filtre passe bas. Le composant passe bas à la fonction de transfert :

$$H_{pb}(z) = \frac{(1-z^{-32})}{(1-z^{-1})} \quad (2.12)$$

## 2.9 Débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes

### 2.9.1 Le seuillage (thresholding)

Le débruitage dans le domaine des ondelettes signifie la rejection du bruit par un seuillage adéquat et qui consiste à comparer les coefficients d'ondelettes à un seuil et de les mettre à zéro si leurs amplitudes sont inférieures à ce seuil. L'efficacité et la fiabilité de l'opération de filtrage sont fortement liées au choix du seuil.

### 2.9.2 Les différents types de seuillage

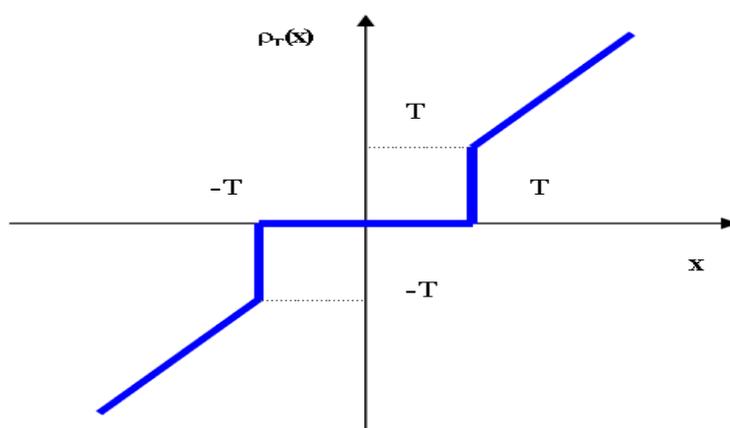
Les types de seuillage les plus connues sont introduites par DL.Donoho [22]. Dans notre travail, nous intéressons par les deux méthodes de seuillage dur (hard thresholding) et le seuillage doux (Soft thresholding).

- **Seuillage dur ou "hard thresholding"**:

Le seuillage est la méthode la plus simple et la plus «intuitif».

On fixe un seuil  $T > 0$ . On ne conserve que les coefficients d'ondelettes supérieurs à  $T$  et on met à zéro les autres [32]. La fonction de seuillage dur  $S_{dur}$  est définie par :

$$S_{dur}(x) = \rho_T(x) = \begin{cases} x & \text{si } |x| > T \\ 0 & \text{si } |x| \leq T \end{cases} \quad (2.13)$$



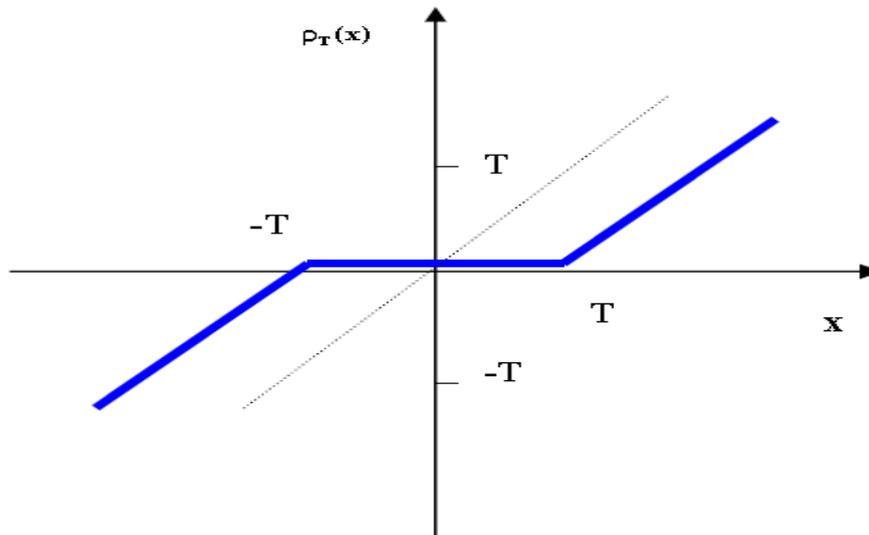
**Figure 2.12.** Courbe du seuillage dur [23]

- **Le seuillage doux ou "soft thresholding"**

Dans le cas de seuillage dur, on met toujours à zéro les coefficients inférieurs à un seuil  $T$ . par contre, pour ceux supérieurs à  $T$ , on atténue l'amplitude des coefficients par la valeur du seuil afin de s'assurer d'avoir enlevé l'effet du bruit même pour les forts coefficients [22] [23] [24].

$$S_{doux}(x) = \rho_T(x) = \begin{cases} x - \text{sign}(x)T & \text{si } |x| > T \\ 0 & \text{si } |x| \leq T \end{cases} \quad (2.14)$$

Ou  $T$  est la valeur du seuil



**Figure 2.13** Courbe du seuillage doux [24]

### 2.9.3 Principe général du débruitage par seuillage :

Les ondelettes sont un outil récent de traitement du signal, permettant l'analyse à plusieurs échelles de temps, et donnant lieu à de nombreuses applications dans des domaines larges tels que la compression et le débruitage.

Le filtrage est une technique, a pour objectif de séparer le bruit du signal est basée sur la décomposition en ondelettes par l'algorithme de filtrage peut être réalisé suivant trois étapes essentielle [25] :

1. Décomposition d'un signal par la transformée en ondelettes discrète.
2. Seuillage des coefficients obtenus par la décomposition.
3. Reconstruction par la transformée en ondelettes inverse.

En effet, à partir du signal débruité, on le décompose d'abord sur une base orthogonale d'ondelettes. Lorsque les coefficients de la décomposition du bruit sur la base sont faibles. La second étape consiste alors à seuillé les détails par un seuillage

doux (soft thresholding) qui pénalise les coefficients d'ondelettes est donc un bon moyen d'éliminer les détails les plus faibles.

Enfin, la dernière étape consiste à reconstruire le signal à partir de ces seuls coefficients, les autres étant mis à zéro en leur appliquant la transformée discrète inverse. Ainsi le signal obtenu est le signal filtré.

## 2.10 Choix de seuil

Il existe plusieurs méthodes de calcul du seuil, les plus utilisées sont celles du :

### Le seuil universel global

Le seuillage universel proposé par Donoho et Johnstone [26] est basé sur le principe que la probabilité d'avoir du bruit au-delà du seuil  $\rightarrow 0$

- Valeur du seuil : on fait l'hypothèse que le bruit est blanc gaussien centré de variance  $\sigma^2$ . La valeur du seuil est alors exprimée par :

$$th_{uni} = \sqrt{2 \log N} \quad (2.15)$$

### Le seuil universel dépendant du niveau

Un problème posé par le seuillage universel est la valeur unique du seuil pour toutes les bandes de fréquence dit, sa difficulté à prendre en compte un bruit coloré. Pour remédier à ce problème, nous proposons une méthode basée sur un seuil dépendant du niveau, donné par [Johnstone & Silverman] :

$$th_{uni,j} = \sqrt{2 \log nj} \quad (2.16)$$

## 2.11 Familles d'ondelettes

Il existe plusieurs types d'ondelettes qui diffèrent par leurs caractéristiques, expressions et applications. Dans notre travail, nous avons utilisée 2 familles d'ondelette usuelle le tableau (**Tab2.1**) donne quelques-unes de ces familles, avec les abréviations associées.

Nom des familles d'ondelettes	Abréviations
Ondelette de Haar	<i>Haar</i>
Ondelettes de Daubechies	<i>Db</i>
Ondelettes Symlets	<i>Sym</i>
Ondelettes Coiflets	<i>Coif</i>
Ondelettes biorthogonales	<i>Bior</i>
Ondelette de Meyer	<i>Meyr</i>
Ondelettes gaussiennes	<i>Gaus</i>
Ondelettes gaussiennes complexes	<i>Cgau</i>
Chapeau mexicain	<i>Mexh</i>
Ondelette de Morlet	<i>Morl</i>
Ondelette de Morlet complexe	<i>Cmor</i>
Ondelettes de Shannon complexes	<i>Shan</i>

**Tableau 2.1.** Familles d'ondelette

### 2.11.1 Ondelettes de Daubechies

Cette famille d'ondelettes proposées 1988 par Ingrid DAUBECHIES, ces ondelettes à paramètre ( $dbN$ ), elles sont des ondelettes à support compact, orthogonales, caractérisées par le nombre de moments nuls.

Cette famille contient l'ondelette de Haar ( $db1$ ), qui est le plus simple et certainement la plus ancienne des ondelettes. Elle est discontinue, ressemble à un échelon. La fonction d'ondelette de Haar est définie par :

$$\Psi(t) = 1 \quad \text{si } 0 \leq t \leq \frac{1}{2}$$

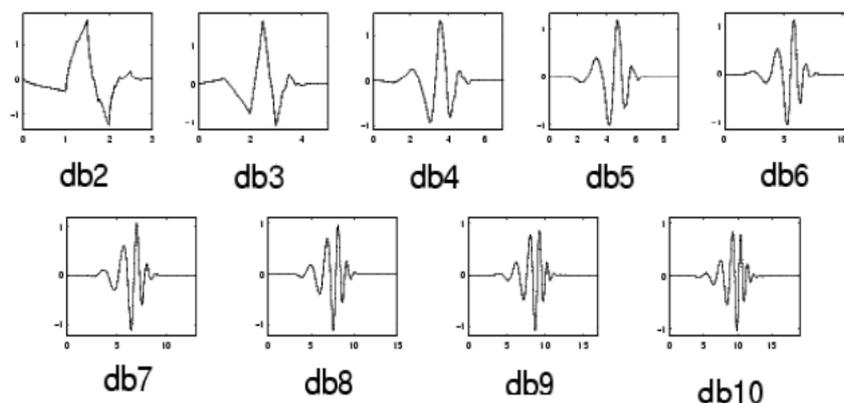
$$\Psi(t) = -1 \quad \text{si } \frac{1}{2} \leq t \leq 1$$

$$\Psi(t) = 0 \quad \text{ailleurs}$$

La fonction d'échelle associée est la fonction échelon :

$$\Psi(t) = 1 \quad \text{si } t \in [0,1]$$

$$\Psi(t) = 0 \quad \text{ailleurs}$$



**Figure 1.14.** Les ondelettes de Daubechies

Cette famille d'ondelettes possède les propriétés suivantes

- Le support de longueur  $2N-1$ . Le nombre de moments nuls de est  $N$ .
- Les ondelettes  $dbN$  sont asymétriques, en particulier pour les faibles valeurs de  $N$ , sauf l'ondelette de Haar.
- La régularité augmente avec l'ordre.
- L'analyse est orthogonale.

## 2.12 Conclusion

Les ondelettes sont l'un des outils les plus efficaces dans le traitement des signaux, L'étude approfondie qui a été menée dans ce chapitre a permis de mieux cerner les bases théoriques, les propriétés et les caractéristiques de la transformée en ondelettes, et mieux apprécier leurs avantages ainsi que leurs inconvénients dans l'analyse des signaux en général, et le signal ECGf en particulier.

Dans le chapitre suivant, l'application de la transformé en ondelettes pour le débruitage du signal ECG est effectuée, elle constitue une première utilisation dans ce mémoire.

# Chapitre 3 Simulations et résultats

---

## 3.1 Introduction

Avant de passer au traitement de notre ECG, une phase de prétraitement s'impose, qui joue un rôle important dans l'exactitude des résultats du processus de cardiovasculaires.

Dans ce chapitre, on utilise les deux techniques de débruitage par DWT et par Pan Tompkins sous MATLAB, nous avons cité des tests de simulation et expérimentaux sur des signaux ECG synthétique et réels Abdominal (à partir de la base de données *physionet* et *Dalsy*) sont effectués pour évaluer la performance de la méthode proposée.

## 3.2 Le langage MATLAB

MATLAB est une plate-forme de programmation conçue spécifiquement pour les ingénieurs et les scientifiques afin d'analyser et de concevoir des systèmes et des produits qui transforment notre monde. C'est un langage matriciel permettant l'expression la plus naturelle des mathématiques computationnelles [27].

## 3.3 Résultat de la simulation

On représente un filtrage par deux méthodes, pour des signaux synthétiques et des signaux abdominal réels.

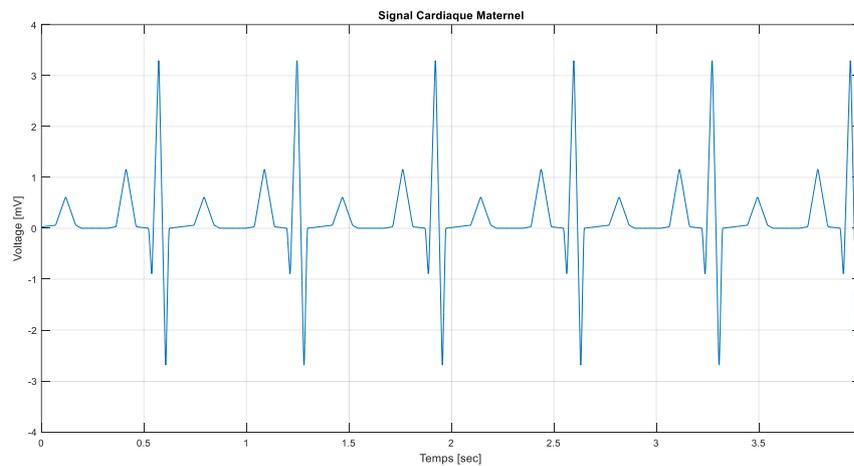
Le dérapage de la ligne de base provient généralement de la respiration à des fréquences variant entre 0,15 et 0,31 Hz [28].

« N » niveau des coefficients d'approximation en ondelettes qui capturent le dérapage de la ligne de base. « M » représente le seuillage maximum pour les niveaux des détails.

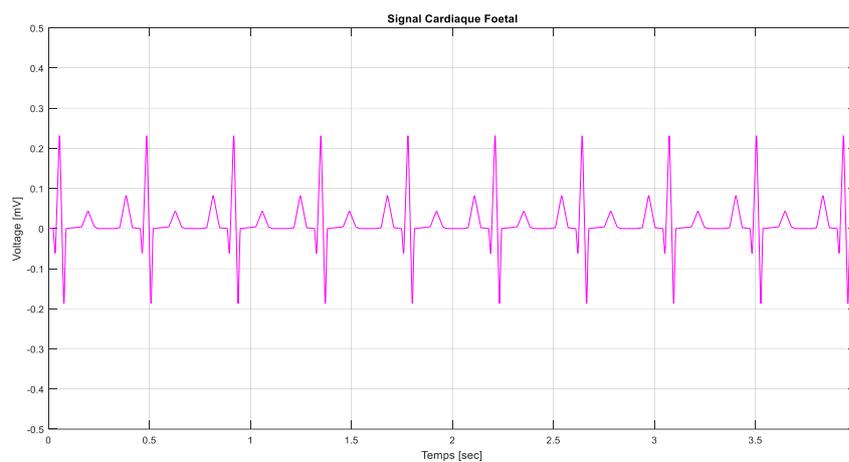
### 3.3.1 Signaux synthétiques

- Fréquence d'échantillonnage 4000hz.
- 89 battements mère.
- 139 battements fœtal.

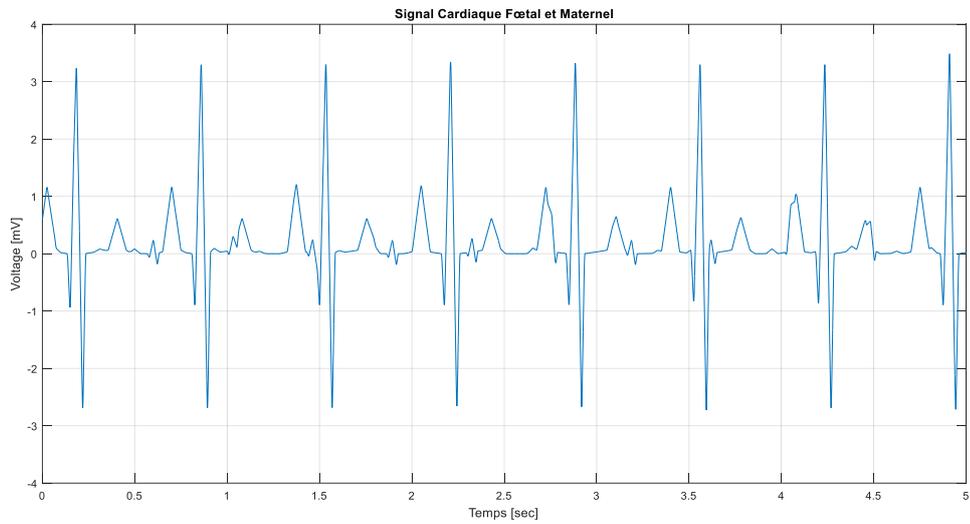
Les figures 3.1, 3.2 et 3.3 illustre les signaux synthétiques ECGm, ECGf et le signal abdominal ECGm+ECGf, respectivement. Ces signaux ont été générés sous Matlab.



**Figure 3.1** Signal ECGm

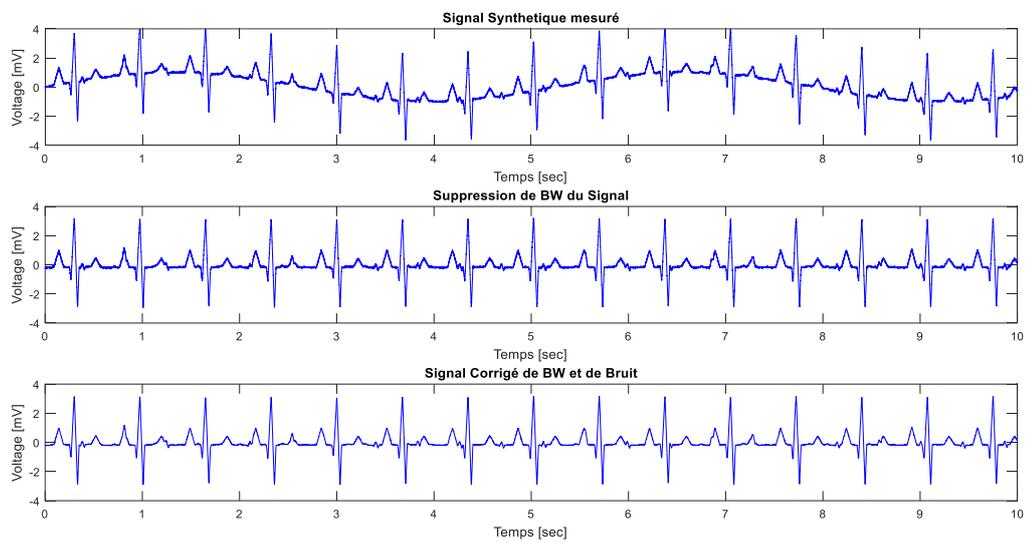


**Figure 3.2** Signal ECGf

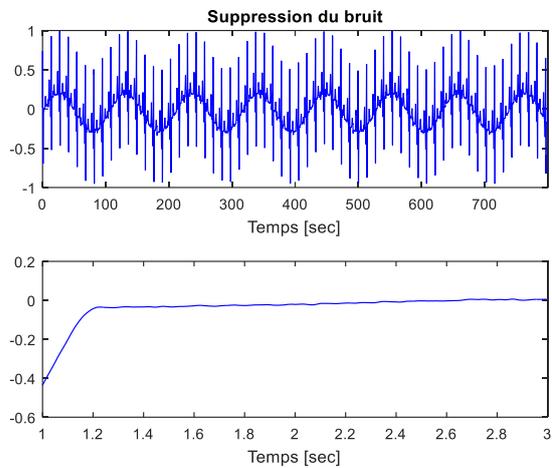
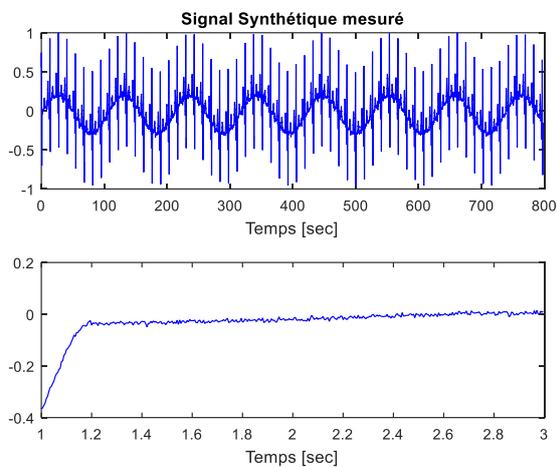


**Figure 3.3** Référence ECGm+ECGf

Les figures 3.4 et 3.5 montrent le filtrage de ECGF par DWT et par Pan Tompkins, respectivement, pour db8,  $N = 11$ ,  $M = 2$ , seuil universel, soft.

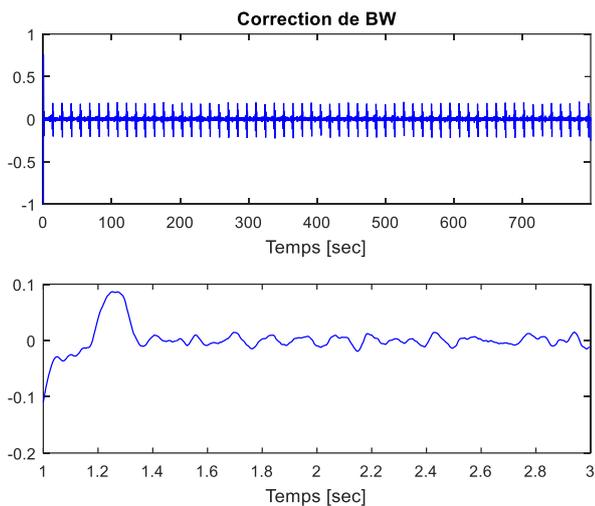


**Figure 3.4** ECGF filtré par DWT



(a)

(b)

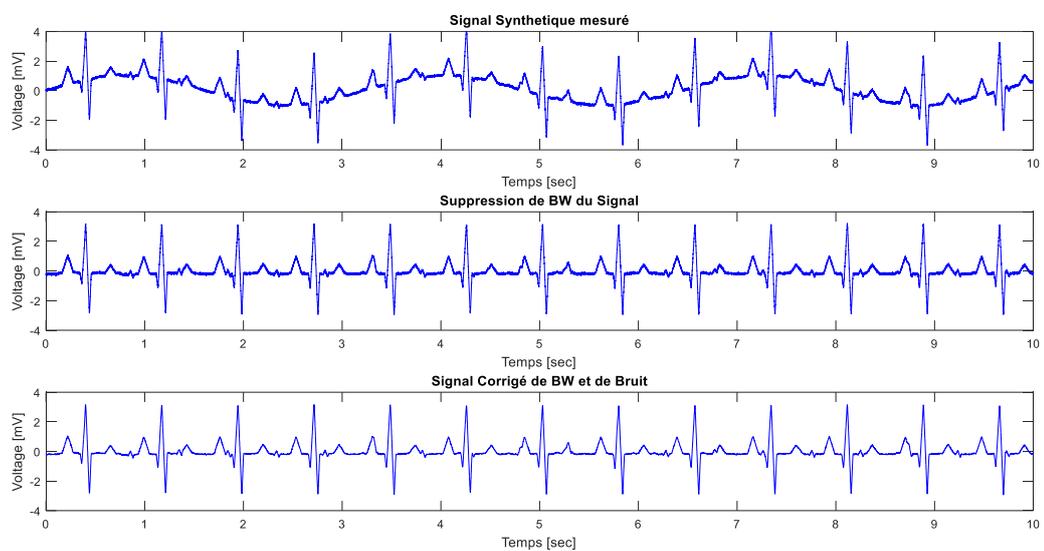


(c)

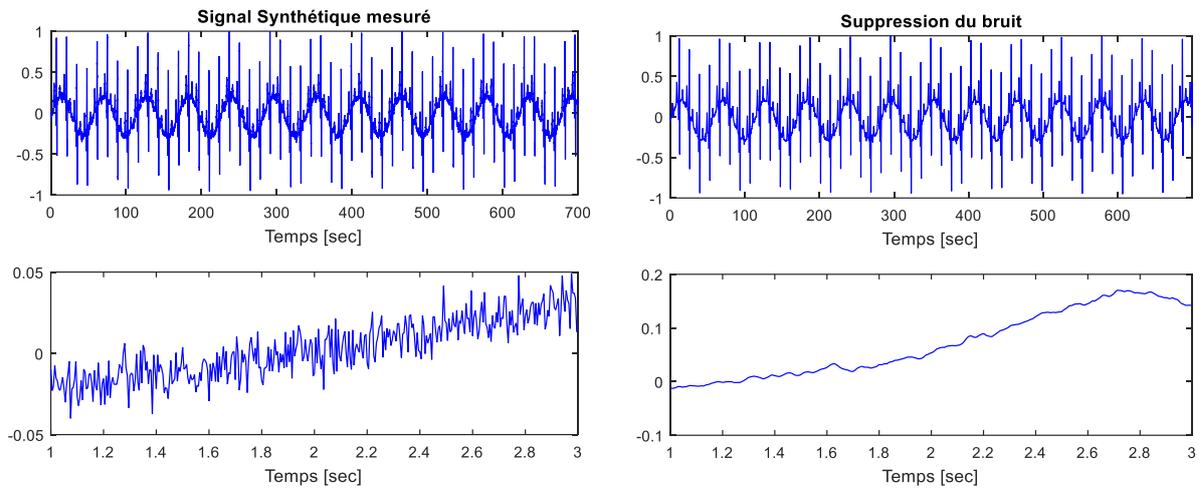
**Figure 3.5** ECGF filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

- Fréquence d'échantillonnage 3500Hz.
- 78 battements mère.
- 122 battements foetal.

Les figures 3.6, 3.7 illustre le filtrage du signal ECGf par DWT et Pan Tompkins, respectivement, en utilisant la db8,  $N = 11$ ,  $M = 3$ , seuil universel, soft.

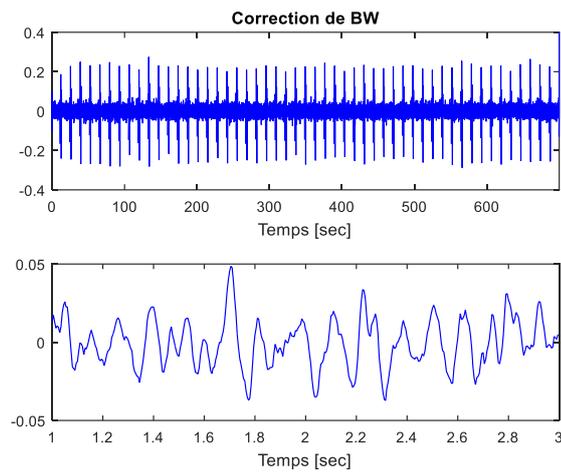


**Figure 3.6** ECGf filtré par DWT



(a)

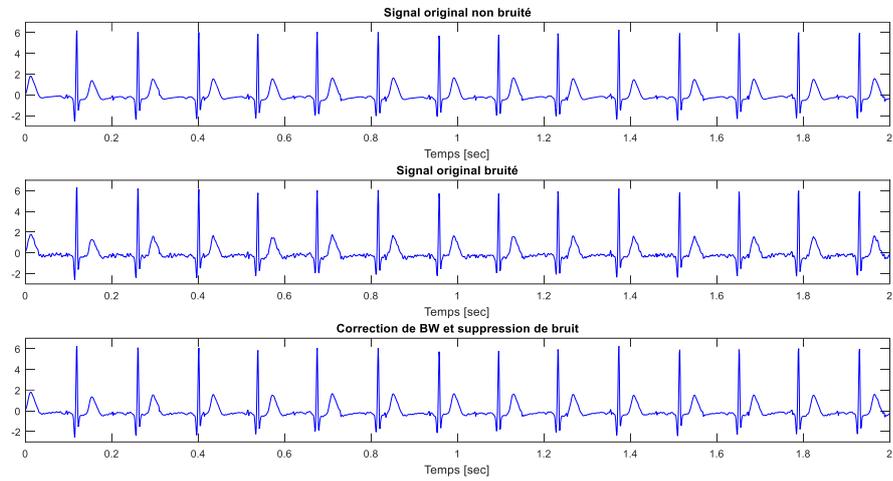
(b)



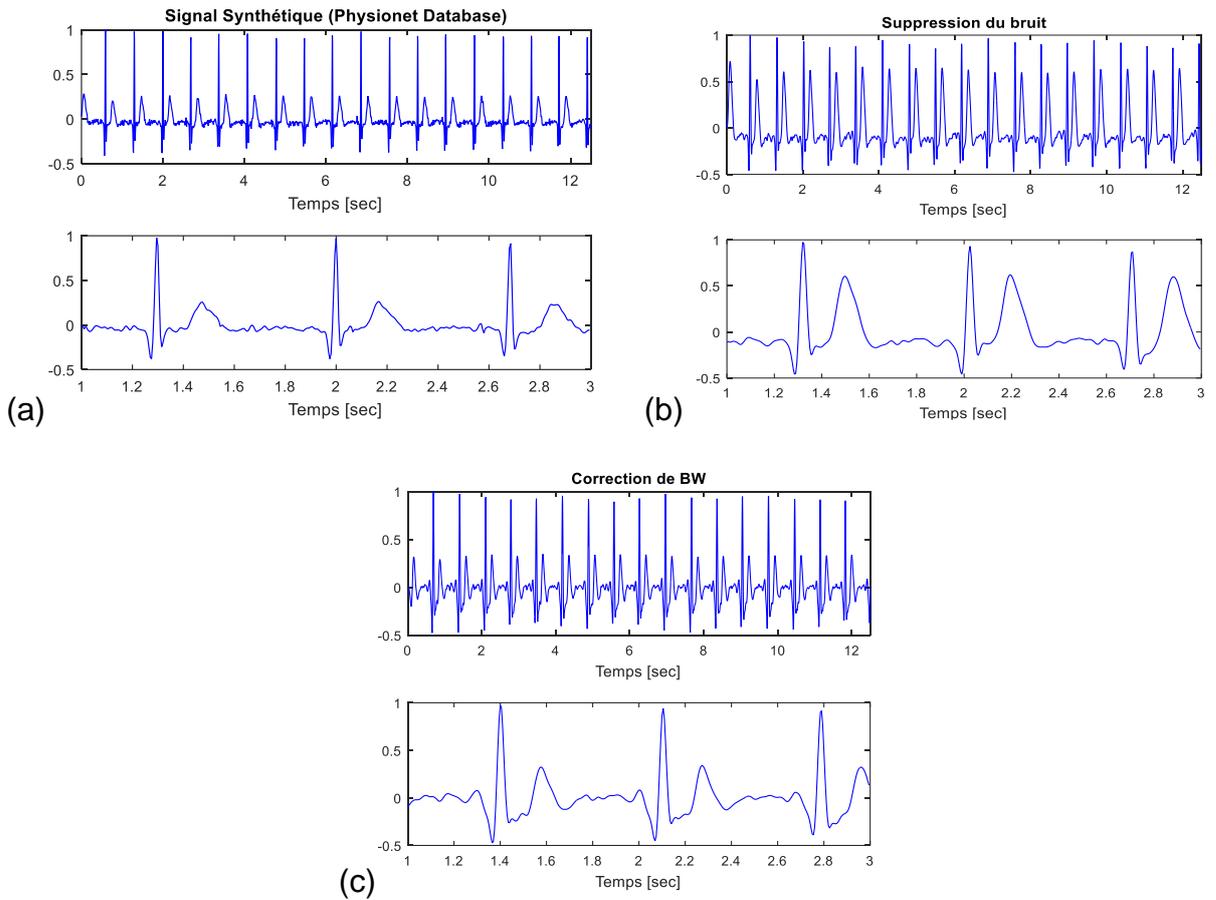
(c)

**Figure 3.7** ECGf filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

Les figures 3.8, 3.9 représentent le filtrage du signal ECGf synthétique issu de Physionet Database par DWT et Pan Tompkins, respectivement. Pour db6,  $M = 2$ , seuil universel, soft.



**Figure 3.8** ECGF Synthétique (Physionet Database) filtré par DWT

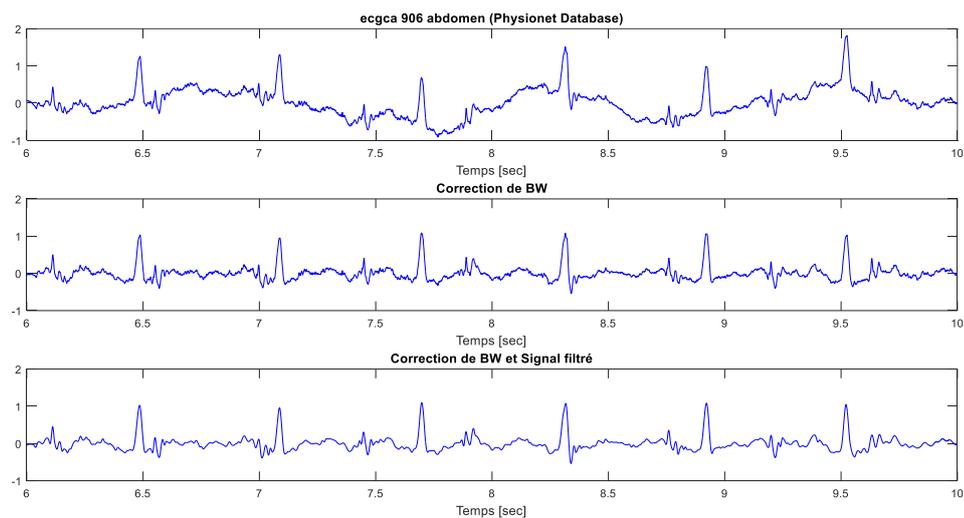


**Figure 3.9** ECGF Synthétique (Physionet Database) Filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

Des signaux ECG synthétiques ont également été utilisés pour évaluer la performance de la suppression du bruit. Ces signaux ont été contaminés en ajoutant du bruit blanc gaussien. Ainsi, le bruyant signal est traité par les deux méthodes proposées pour obtenir le signal filtré.

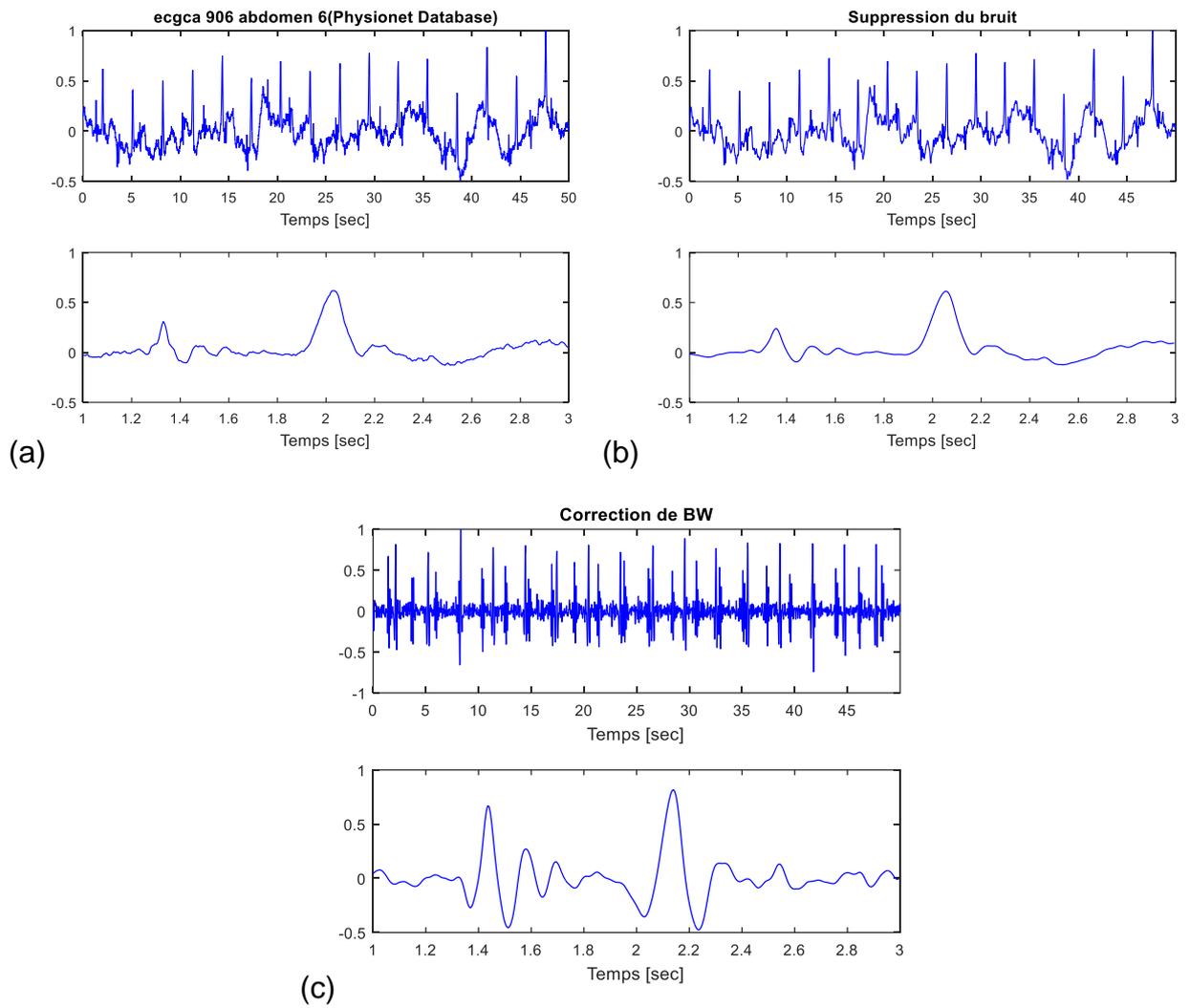
### 3.3.2 Signaux abdominaux réels

Les figures 3.10, 3.11 représentent le filtrage du signal réel ecgca 906 issue de la base Physionet par DWT et Pan Tompkins. Pour db8,  $N = 7$ ,  $M = 3$ , dépendant du niveau de seuil universel, soft.

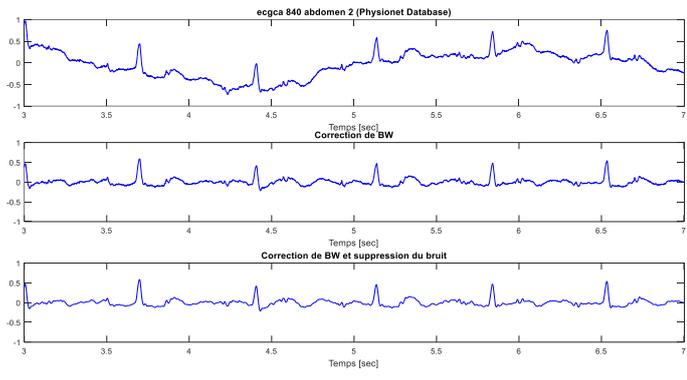


**Figure 3.10** ECGf non invasif (Physionet Database), signal ecgca 906

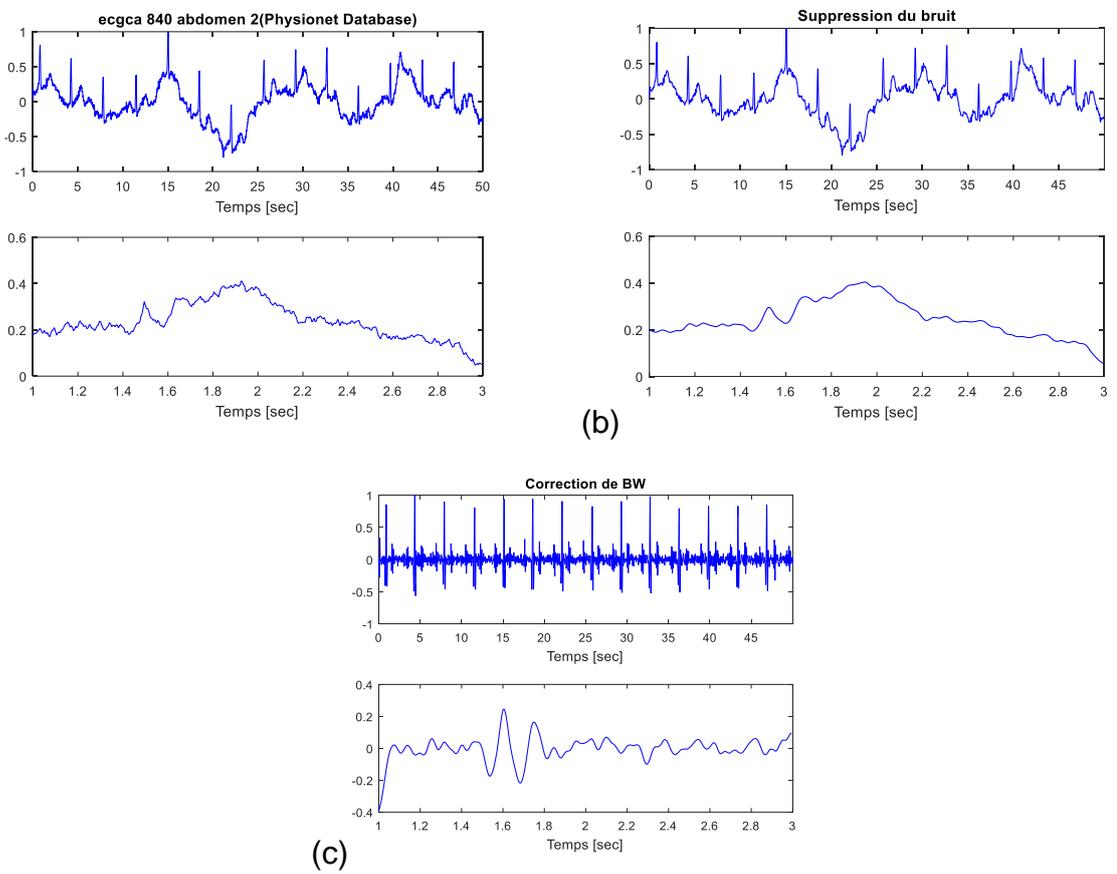
Filtré par DWT



**Figure 3.11** ecgca 906 filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

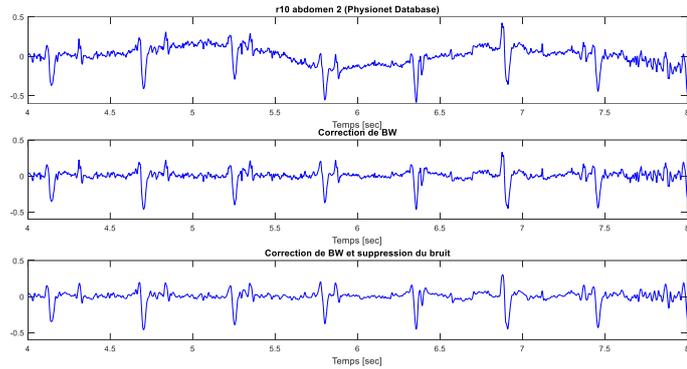


**Figure 3.12** ECGF non invasif (Physionet Database), signal ecgca 840 corrigé du bruit et BW par DWT

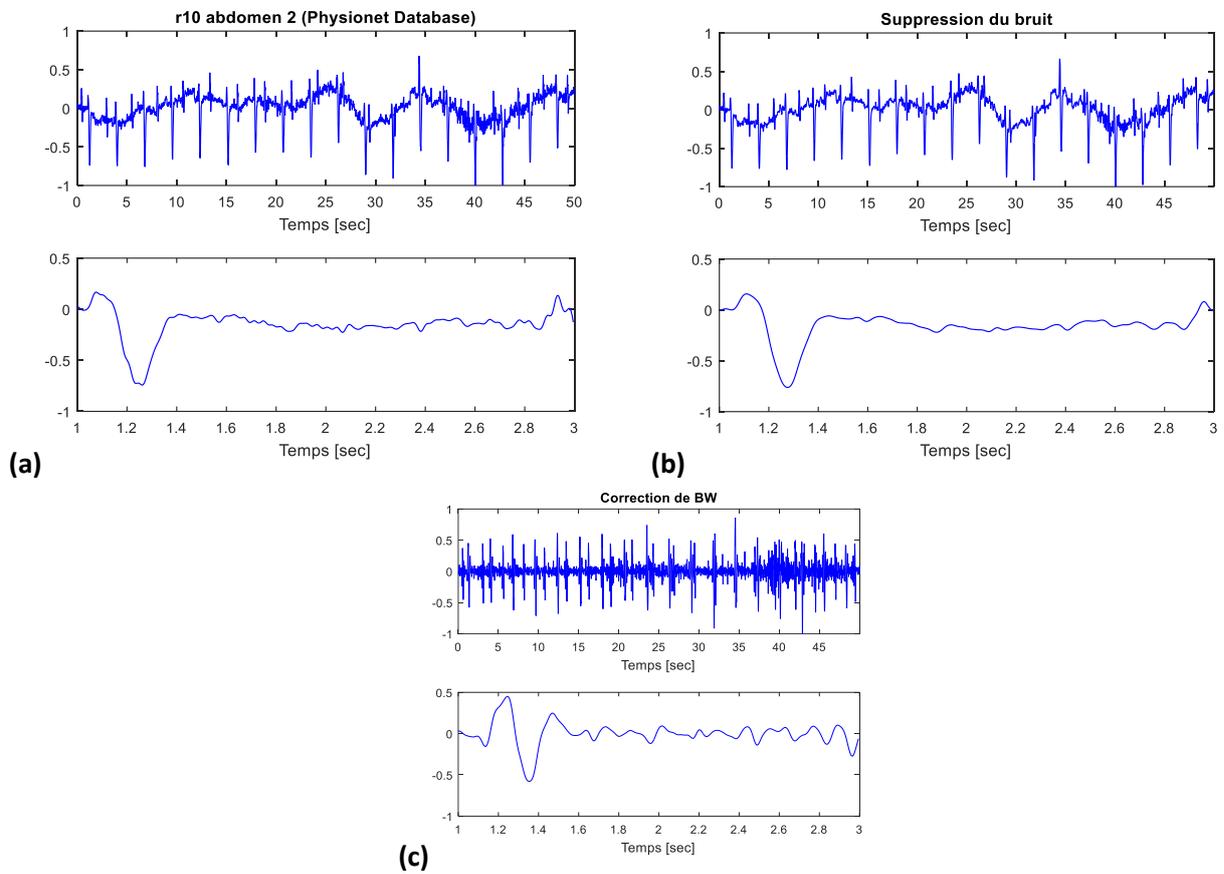


**Figure 3.13** ecgca 840 filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

Les figures 3.12, 3.13 représentés ci-dessus, illustre le filtrage du signal réel ecgca 840 issue de la base Physionet par DWT et Pan Tompkins. pour db8,  $N = 7$ ,  $M = 3$ , dépendant du niveau de seuil universel, soft.



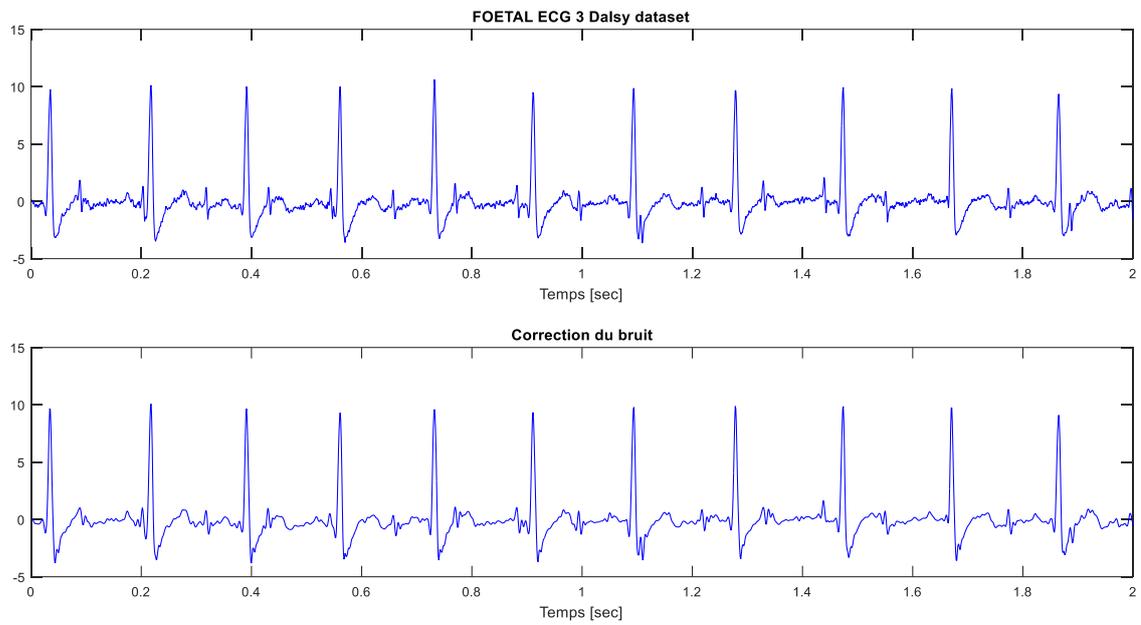
**Figure 3.14** ECGF abdominal and direct (Physionet Database), signal r10 corrigé du bruit et BW par DWT



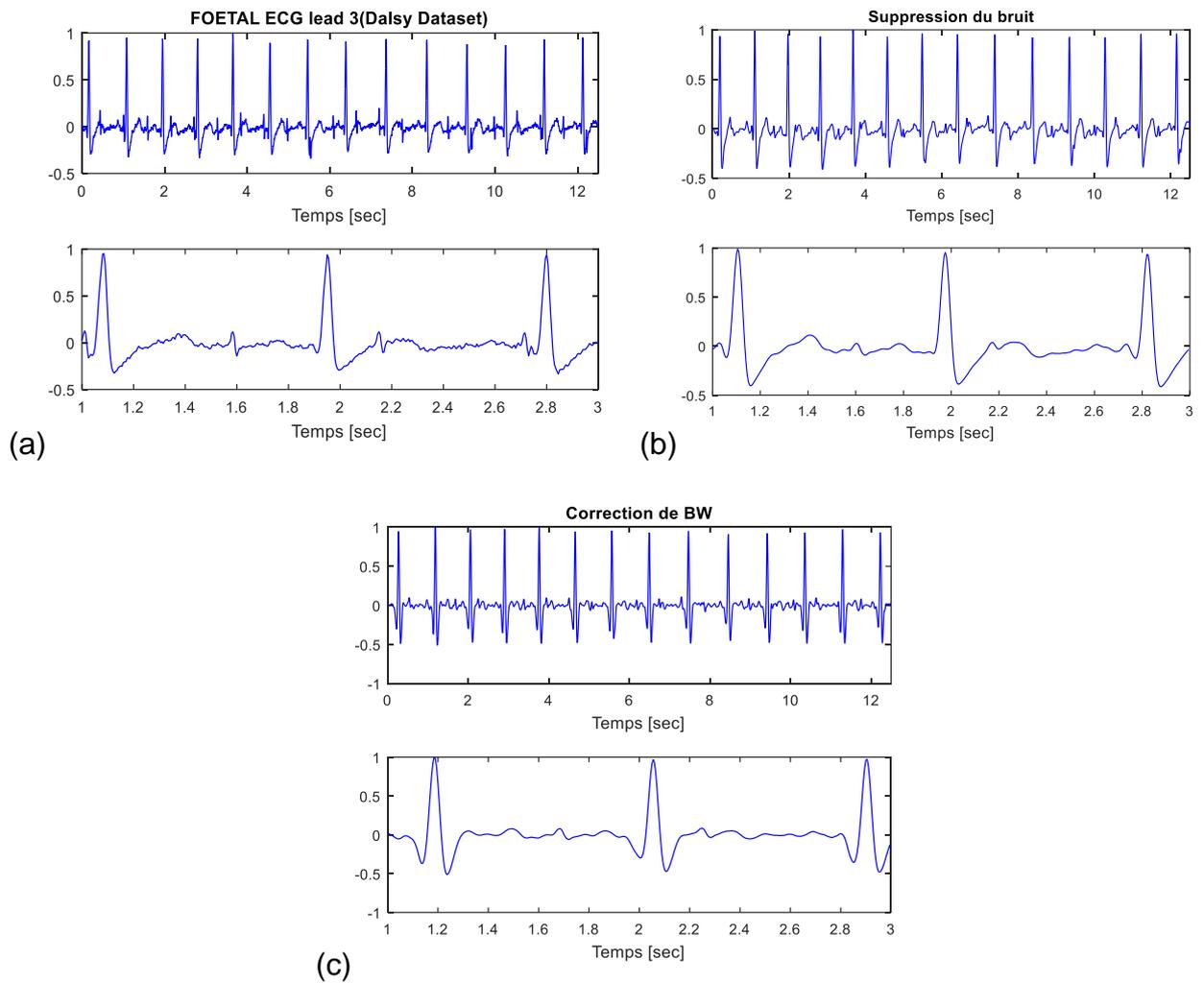
**Figure 3.15** r10 abdomen 2 filtré par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

Les figures 3.14, 3.15 représentés ci-dessus, montre le filtrage du signal réel r10 abdomen 2 issue de la base Physionet par DWT et Pan Tompkins. Pour db6,  $N = 8$ ,  $M=3$ , dépendant du niveau de seuil universel, soft.

Les figures 3.16, 3.17 représentés ci-dessous, montre le filtrage du signal Signal 3 Dalsy Database issue de la base Physionet par DWT et Pan Tompkins. Pour db6,  $N = 8$ ,  $M = 3$ , dépendant du niveau de seuil universel, soft.



**Figure 3.16** Signal 3 Dalsy Database, BW et bruit corrigé par DWT



**Figure 3.17** Signal 3 Dalsy par Pan Tompkins, (a) signal, (b) bruit corrigé, (c) BW corrigé

Ces figures montrent que les signaux ECG abdominaux sont corrigés et filtrés tout en conservant leurs caractéristiques principales, comme les complexes QRS fœtaux, qui sont très importants pour la surveillance durant le diagnostic.

## **Discussion des résultats :**

Ensemble de données DalSy et ensemble de données Physionet [29] donne l'aide pour étudier la suppression BW, inspection visuelle des signaux obtenus est également important, et dans certains cas, elle est encore plus apparente.

L'application expérimentale de l'algorithme basée sur filtrage passe band, cela afin de pouvoir tester des paramètres d'un ECG, on prend pour chaque enregistrement : une fréquence d'échantillonnage, nombre d'échantillon.

Le pré-traitement avec l'algorithme de Pan-Tompkins sur le signal fœtal permet l'utilisation de seuils bas, ajuste automatiquement les seuils et les paramètres périodiquement pour s'adapter aux changements ECG tels que la morphologie QRS et la fréquence cardiaque.

## **3.4 Conclusion**

Les signaux synthétiques sont très faciles à corrigés par rapport aux signaux abdominaux non invasifs dans les deux techniques.

En effet, un premier traitement consiste à éliminer le bruit en utilisant algorithme de S.Mallat basées sur une opération de seuillage. Les résultats de simulation obtenus étaient très intéressants et ont montré l'efficacité des techniques appliquées.

## Conclusion générale

---

Le filtrage de signal ECG est une étape très importante dans le processus de diagnostic des maladies. Les techniques de traitement du signal numérique (le filtrage) avec MATLAB, fournissent les concepts réels et synthétiques ainsi que les bases théoriques du signal de battement cardiaque foetal à partir du signal ECG d'origine.

La transformée en ondelettes discrète à ses principaux domaines d'application, et les plus avantageux, sont ceux qui doivent générer ou traiter des signaux à large bande. L'avantage de l'ondelette est de travailler en sous bandes avec la possibilité de séparer les composantes du bruit. Parmi les principaux types de bruits observables sur un signal ECG citons : La dérive du la ligne de base, interférence d'un signal à 50Hz.

Dans ce travail de fin d'étude, nous avons présenté une méthode de prétraitement du signal électrocardiogramme ECG issu d'une femme enceinte, en utilisant la transformée en ondelette DWT afin d'éliminer la ligne de base ainsi que le débruitage de ce signal.

Un autre algorithme a été utilisé lors de ce travail, l'algorithme Pan Tompkins. Les deux algorithmes s'avèrent performant avec un meilleur résultat de l'algorithme Pan Tompkins. Les résultats obtenus étaient satisfaisant de la méthode DWT, mais avec un meilleur seuillage ainsi qu'un meilleur choix des paramètres de la DWT on pourra améliorer la performance de l'algorithme en ondelette DWT pour le prétraitement du signal ECG.

# Bibliographie

---

- [1] gynécologie et obstétrique, site de campus cerimes, (Consulté 2022), disponible sur <http://campus.cerimes.fr>.
- [2] <http://campus.cerimes.fr/media/disquemiroir/2015-06-09/UNF3Smiroir/campus-numeriques/gynecologie-et-obstetrique/mto/poly/13000faq.html#faq7>.
- [3] [http://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Le\\_c.C5.93ur\\_humain](http://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Le_c.C5.93ur_humain). (Consulté 2022).
- [4] trouble de rythme cardiaque, site de VIDAL, (consulté 2022), disponible sur <https:// Vidal.fr>.
- [5] Z, Abedin, R, Conner, " ECG Interpretation," Blackwell Publishing, 2008.
- [6] D. Rémi, "Application des Nouvelles méthodes d'Apprentissage à la détection précoce D'anomalies en Electrocardiographie", Thèse de doctorat électronique, Université Paris 6, 2004.
- [7] Susan gauche, Analyse pratique du RCF, Mairi McCubbin, filiale d'Elsevier Inc, 2012.
- [8] Rautaharju PM, Surawicz B, Gettes LS. AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part IV: The ST Segment, T and U Waves, and the QT Interval. J Am Coll Cardiol. 2009
- [9] <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/fetal-heart-monitoring>. (Consulté 2022)
- [10] <https://www.researchgate.net/figure/The-fetal-ECG-monitoring>. (Consulté 2022)
- [11] N. Whitmal, J.C.Ruledge et J.Cohen. "Reducing correlated noise in digital hearing" IEEE Med. Biol. Magazine, 15, pp. 88-96, 1996.

- [12] Gabor, D. Theory of communication. j. Inst. Elec. Eng., Vol. 93, N°.3, pp. 429-457,1946.
- [13] Daubechies, "The wavelet Transforme, Time-fréquence Localisation and Analysis, "IEEE Trancaction on information theory,Vol. 36, pp. 961-1004, 1990.
- [14] Y. Meyer. Ondelette et opérateurs I – Ondelettes. Hermann, Paris, 1990.
- [15] E. Chang, S. Mallat, C.Yap, "Wavelet Foveation, " Applied and Computational Harmonic Analysis, vol.9, p-p.312-335,2000.
- [16] M.Jakubowska, "Dedicated Wavelet for voltammetric signals analysis, " Journal of electroanalytical Chemistry, vol.603, p-p. 113-123, 2007.
- [17] R. Benzid, " Ondelettes et Statistiques d'Ordre Supérieur Appliquées aux Signaux Uni et Bidimensionnels", Thèse Doctorat, Faculté des Sciences de l'Ingénieur, Université de Batna, 2005.
- [18] P. Flandrin, Temps-Fréquence, éd. HERMES, Paris, 1993.[25] S. A. Khayam, «The discrete Cosine Transform (DCT):theory and application», Information théory and codage, ECE. 802-602 séminaire1-CEE, Mars 2003.
- [19] Salam Benchikh, « Transformées Orthogonales de L'analyse Spectrale pour le Filtrage et la compression des Images», Mémoire de Magister, Université de Montréal, Avril 2011.
- [20] Bourdim Samia, «Méthodes ondelettes et Bayésiennes pour le diagnostic : Application aux machines asynchrones», Mémoire de Magister, Université Ferhat Abbas-Setif, Juillet 2011.
- [21] Donoho D.L. & Johnstone I.M., «Ideal Denoising in an orthonormal basis chosen from a library of bases, Department of Statistics», Stanford University, (1994).
- [22] Donoho D. L., «De-Noising By Soft-Thresholding», IEEE Transactions on Information Theory, (1994).
- [23] Mallat S., « Une exploration des signaux en ondelettes », Editions de l'Ecole Polytechnique, France, (2000).

- [24] S. PANCHANATHAN, N. GAMAZ, A. JAIN « Image scalability using Wavelet vector quantization » *Journal of Electronic imaging* , April 1996, vol 5(2) 167.
- [25] D.L. Donoho and I.M. Johnstone, "Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage", *Biometrika*, vol. 81, pp.425-455,1994.
- [26] I. Johnstone and B. Silverman, 1997, " Wavelet threshold estimators for data with correlated noise ", *J. Roy. Statist. Soc. B*
- [27] <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/rand.html>. (Consulté 2022)
- [28] J. G. Webster, *Medical Instrumentation, Application and Design*, John Wiley & Sons, 1995
- [29] A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass et al., "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals," *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. E215–E220, 2000.