

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE AKLI MOHAND OULHADJ-BOUIRA



Faculté des Sciences et des Sciences Appliquées
Département : Génie Electrique

Mémoire de fin d'études

Présenté par :

SEGHIR Sabah

ATOUI Yaza

En vue de l'obtention du diplôme de **Master** en :

Filière : GENIE BIOMEDICAL

Option : Instrumentation Biomédicale

Thème :

**EXTRACTION DE LA FREQUENCE CARDIAQUE FŒTALE, ETUDE
COMPARATIVE.**

Devant le jury composé de :

ISSAOUNI Salim	MAA	UAMOB	Président
REZKI Mohamed	MCB	UAMOB	Encadreur
BENZIANE Mourad	MAA	UAMOB	Examineur
MOUDACHE Saïd	MAA	UAMOB	Examineur

Année Universitaire 2018/2019

Remerciements

Avant tout, nous remercies Dieu de nous avoir donné la force pour réaliser ce présent travail.

(الحمد لله)

Ce travail est l'aboutissement d'un long cheminement au cours duquel nous avons bénéficié de l'encadrement, des encouragements et du soutien de plusieurs personnes,

En premier lieu, nous aimerions exprimer nos gratitude, nos reconnaissance et nos vifs remerciements à notre encadreur le docteur REZKI Mohamed, d'avoir accepté de nous encadrer, qui n'est ménagé aucun effort pour nous prendre en charge pour la réalisation de ce travail. Sa clairvoyance, sa générosité, sa gentillesse, ses connaissances, le temps qui nous a dispensé, et sa grande disponibilité dont il a fait preuve; nous ont énormément facilité notre tâche, Sans sa disponibilité permanente, son soutien et ses conseils, ce travail n'aurait pas pu voir la lumière. Nous tiens à dire profondément et sincèrement merci.

Nous remercions vivement les membres du jury, qui ont accepté d'évaluer notre travail.

Nous tiens à remercier, tous ceux qui nous ont enseigné durant toutes nos études à l'université de Bouira et en particulier nos enseignants au département de génie électrique, De la faculté de science et science appliquées.

Enfin, nous voudrais également remercier nos amis et collègues. Ils étaient fondamentaux dans le soutien Pendant le stress de ce mémoire et les moments difficiles.

Dédicaces

A mes très chers parents.

Je vous dédie ce travail en témoignant de mon profond respect, mon grand amour et toute ma gratitude pour les sacrifices que vous avez consenti. Aucun mot ne saurait exprimer l'ampleur de ma reconnaissance.

A mes frères et sœurs.

A le plaisir leurs revient en premier lieu pour leurs conseils, aides et encouragements.

A tous mes enseignants et mes collègues à l'université de Bouira.

Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance

A mes très chers amis de la promo

Je n'oublierai jamais les moments agréables qu'on a vécus ensemble.

A tous ceux que j'aime...

Sabah

Dédicaces

A la mémoire de l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et de bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, ma raison de vivre, malheureusement il n'a pas pu voir ce travail pour lequel il m'a toujours encouragé, qui nous a quittés le 28 décembre 2018.

Qu'ALLAH l'accueille dans son vaste paradis, A toi cher mon Père.

A la femme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et bonheur, à toi Ma Mère.

Que dieu te garde.

A mes frères et sœurs,

Que dieu vous bénisse, trouver ici l'expression de mon profond respect, mon amour et ma gratitude.

A tous mes enseignants et mes collègues à l'université de Bouira.

Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance

A mes très chers amis de la promo

Je n'oublierai jamais les moments agréables qu'on a vécus ensemble.

A tous ceux que j'aime...

Yaza

Tableau des matières.....	I
Liste des figures.....	VIII
Liste des tableaux.....	X
Liste des abréviations	XI
Introduction générale.....	1
Chapitre I : Généralités sur le Cœur Humain.	
1. Introduction.....	3
2. Généralités sur la physiologie cardiovasculaire.....	4
2.1. L'anatomie de cœur humain.....	4
2.2. La circulation sanguine cardiaque	5
2.3. L'activité électrique de cœur	6
2.3.1. Le tissu nodal.....	6
2.3.2. Les battements cardiaques.....	7
2.3.2.1. Origine de la pulsation cardiaque.....	7
2.4. L'activité mécanique.....	8
2.5. Régulation de rythme cardiaque.....	9
3. La physiologie cardiovasculaire chez le fœtus.....	10
3.1. Le cœur de fœtus et la circulation sanguine fœtale.....	10
3.1.1. Anatomie de cœur fœtal.....	10
3.1.1.1. La circulation sanguine fœtale.....	10
3.2. L'activité électrique de cœur fœtal.....	11
3.3. La fréquence cardiaque fœtale.....	12
4. Les méthodes pour le monitoring fœtal.....	12
4.1. Utilisation de l'oreille humaine.....	12
4.2. Le stéthoscope.....	12
4.3. Le doppler fœtal.....	13
4.4. Le moniteur fœtal.....	13
5. Le rythme cardiaque fœtal.....	14
5.1. Le rythme de base (RBD).....	14

5.2. La variabilité.....	15
5.3. Les accélérations.....	15
5.4. Les décélérations.....	16
6. L'électrocardiogramme.....	16
6.1. Définition de l'ECG.....	16
6.2. Les dérivation périphériques.....	16
6.3. Les dérivation précordiale.....	17
6.4. ECG normal.....	18
6.5. Les types de bruit présentent dans l'ECG.....	19
6.5.1. Bruits physique.....	20
6.5.2. Bruits technique.....	21
6.6. ECG fœtal.....	23
7. La contraction utérine.....	24
7.1. Les paramètres de la contraction utérine	24
7.2. Les méthodes de détection les contractions utérines.....	25
7.2.1. CardioTocoGraphe.....	25
7.3. Interprétation du tracé CTG.....	27
8. Conclusion.....	27
Chapitre II : Le Filtrage Adaptatif.	
1. Introduction.....	28
2. Le principe de filtrage adaptatif.....	30
2.1. Par l'algorithme de Gardienne.....	30
3. Le filtre de Wiener.....	33
3.1. Problème d'estimation linéaire.....	33
3.2. Filtre de Wiener type RIF.....	33
4. Algorithme pour le filtrage adaptatif.....	35
4.1. Introduction.....	35
4.2. Algorithme LMS.....	36
4.3. LMS Normalisé.....	37

5. Conclusion.....	39
Chapitre III : Résultats et Discussion.	
1. Introduction.....	40
2. Annulation adaptative de bruit(ANC).....	40
3. Le système SISO.....	42
4. Algorithme adaptatif.....	43
4.1. Algorithme des moindres carrés (LMS).....	43
4.2. Algorithme des moindres carrés normalisés (NLMS).....	43
5. Paramètres d'évaluation des performances.....	44
5.1. Erreur quadratique moyennes(MSE).....	44
6. Extraction de la fréquence cardiaque fœtale.....	44
6.1. Signaux synthétiques.....	44
6.1.1. Les étapes de la méthode Synthétique.....	45
6.1.1.1. Création de signal ECG dans MATLAB.....	45
6.1.1.2. Electrocardiogramme fœtal mesure.....	45
6.1.1.3. Electrocardiogramme maternel mesure.....	45
6.1.1.4. Application de suppresseur de bruit adaptatif(ANC).....	46
6.1.2. Les résultats de la méthode synthétique.....	46
6.2. Calcul de l'erreur quadratique moyenne(MSE).....	51
6.3. Signaux réels.....	54
6.3.1. Application de filtre LMS.....	55
6.3.2. Application de filtre NLMS.....	57
7. Conclusion.....	58
Conclusion générale.....	59
Référence.....	61
Résumé.....	65

Figure.I.1 : Exemple typique du signal bruité.....	3
Figure.I.2 : Anatomie du cœur.....	4
Figure.I.3 : Chemin parcouru par le sang dans le cœur.....	6
Figure.I.4 : Le tissu nodal.....	7
Figure.I.5 : Etape de la progression de la contraction cardiaque.....	8
Figure.I.6 : Les étapes de l'activité mécanique de cœur.....	9
Figure.I.7 : L'anatomie de cœur fœtal.....	10
Figure.I.8 : La circulation sanguine chez le fœtus.....	11
Figure.I.9 : L'utilisation de l'oreille humaine.....	12
Figure.I.10 : Utilisation de stéthoscope.....	13
Figure.I.11 : Le doppler échographique.....	14
Figure.I.12 : Cardiotocographie.....	14
Figure.I.13 : Le tracé de RCF normale.....	15
Figure.I.14 : Tracé pour l'analyse de la variation du RCF.....	15
Figure.I.15 : Le tracé des accélérations.....	16
Figure.I.16 : Dérivation périphérique.....	17
Figure.I.17 : Les dérivation unipolaire.....	17
Figure.I.18 : Papier d'enregistrement ECG.....	18
Figure.I.19 : Dérivations précordiales.....	18
Figure.I.20 : ECG normal.....	19
Figure.I.21 : La dérive de la ligne de base.....	20
Figure.I.22 : Le signal EMG et les artéfacts aux mouvements du patient.....	21
Figure.I.23 : Bruit de signal a 50Hz.....	22
Figure.I.24 : Bruit à la mauvaise contact électrode-peau.....	22
Figure.I.25 : Contraction utérine.....	25
Figure.I.26 : CardioTocoGraphe.....	25
Figure.I.27 : Acquisition externe.....	26
Figure.I.28 : Acquisition interne.....	26
Figure.I.29 : Tracé du rythme cardiaque fœtal a partir d'un CTG.....	27

Figure.II.1 : Principe d'un filtre adaptatif.....	28
Figure.II.2 : Identification d'un système.....	29
Figure.II.3 : Principe de la prédiction.....	29
Figure.II.4 : Principe de la modélisation inverse.....	29
Figure.II.5 : Principe de l'annulation d'interférence.....	30
Figure.II.6 : Principe du filtrage adaptatif.....	30
Figure.II.7 : Schéma général d'un problème d'estimation linéaire.....	33
Figure.II.8 : Schéma général d'un système de filtrage adaptatif.....	36
Figure.II.9 : Algorithme LMS pour un filtre adaptatif.....	37
Figure.III.1 :Structure adaptatif de supprimeur de bruit(ANC).....	41
Figure.III.2 : Système SISO.....	42
Figure.III.3 : Diagramme résume la méthode synthétique.....	46
Figure.III.4 : Electrocardiogramme généré par MATLAB.....	47
Figure.III.5 : Signal de référence.....	48
Figure.III.6 : Signal mesuré.....	48
Figure.III.7 : Résultats de l'application de filtre LMS	49
Figure.III.8 : Diagramme résume la méthode synthétique.....	50
Figure.III.9 : Le signale de rythme cardiaque foetal extraire par l'application de filtre LMS.....	52
Figure.III.10 : signal mesuré.....	52
Figure.III.11 : Signal d'erreur.....	53
Figure.III.12 : Le signal du rythme cardiaque foetal extrait pour l'application de filtre NLMS.....	53
Figure.III.13 : Signal d'erreur.....	54
Figure.III.14 : La moyenne des signaux abdominaux et thoracique réel.....	55
Figure.III.15 : Résultats de filtre LMS.....	56
Figure.III.16 : Résultats de filtre NLMS.....	57

Liste des tableaux

Tableau.III.1 : L'erreur quadratique moyenne entre LMS et NLMS.....**51**

Tableau.III.2 : La fréquence cardiaque pour la mère et le fœtus.....**58**

Liste des abréviations



ANC : Adaptive Noise Cancellation (Suppression adaptative du bruit).

BPM : Battement Par Minute.

CU : Contraction Utérine.

CTG : CardioTocoGraphe.

ECG : Electrocardiogramme.

ECGa : Electrocardiogramme abdominal.

ECGf : Electrocardiogramme fœtal.

ECGm: Electrocardiogramme maternel.

EMG : Electromyogramme.

LMS : Least Mean Squares.

MSE : Mean Square Error (erreur quadratique moyenne).

NLM S: Least Mean Squares Normalized.

RBD : Rythme De Base.

RCF : Rythme Cardiaque Fœtal.

RIF : Réponse Impulsionnel Finie.

SA : Nœud sinusal.

Introduction

Générale

Introduction générale



L'électrocardiogramme (ECG) est la méthode de diagnostic non invasive la plus simple pour diverses maladies cardiaques. Le signal ECG fœtal (ECGf) reflète l'activité électrique du cœur fœtal et fournit des informations précieuses sur son état physiologique [1].

L'extraction de l'électrocardiogramme fœtal (ECGf) joue un rôle essentiel dans le diagnostic médical pendant la grossesse. Une méthode pour éliminer le bruit de fond et les artefacts des signaux ECGf à l'aide de filtres adaptatifs est proposée. L'algorithme d'extraction ECGf proposé est implémenté dans MATLAB.

L'ECGf non invasive a été utilisée pour obtenir des informations cliniques précieuses sur l'état du fœtus pendant la grossesse en utilisant des électrodes cutanées placées sur l'abdomen de la mère [1]. Cependant, l'ECG abdominal (ECGa) est toujours corrompu par les interférences de lignes électriques, l'ECG maternel (ECGm) et l'électromyogramme (EMG) où le signal ECGf est corrompu par l'âge gestationnel, la position des électrodes et l'impédance de la peau...

La détection des pics R dans un signal d'électrocardiogramme abdominal fournissent des informations sur la fréquence cardiaque et constituent donc un outil important pour le médecin afin d'identifier les anomalies dans les activités cardiaques.

Les signaux ECG sont couramment mesurés à deux endroits: le thorax et l'abdomen [2]. Les dérivation abdominales captent un signal composite constitué des contributions de l'électrocardiogramme maternel (ECGm) et de l'électrocardiogramme fœtal (ECGf), tandis que les dérivation thoraciques ne contiennent que d'ECGm. Divers efforts de recherche ont été proposés pour extraire les ECGf de l'ECGm, tels que le filtrage adaptatif. La RCF (le rythme cardiaque fœtal) peut être calculée en déterminant les intervalles RR à partir de l'ECGf extraite. Cependant, l'ECGf extraite est toujours corrompue par les pics résiduels d'ECGm (en particulier ses complexes QRS), de sorte que la détection d'ECGf reste difficile.

Le but fondamental de ce mémoire est d'extraire la fréquence cardiaque fœtale à partir de la fréquence cardiaque maternelle. Elle consiste à séparer le signal ECG de la mère et celui de fœtus, en utilisant l'algorithme LMS (Least Mean Square) et NLMS (Least Mean Square Normalisé) basé sur les filtres adaptatifs dans l'environnement MATLAB.

Alors notre manuscrit est composé de ces trois chapitres :

Introduction générale



- Chapitre I : Se focalise sur des généralités sur le cœur humain, et les contractions utérine
- Chapitre II : Traite le principe de filtrage adaptatif.
- Chapitre III : C'est le chapitre contenant les résultats qu'on a eu tout au long de notre étude ainsi que des discussions sur les résultats obtenue et finalement, notre manuscrit sera terminé avec une conclusion générale accompagnée de différentes perspectives.

Chapitre I

Généralités

Sur

Le cœur

Humain

1. Introduction

L'électrocardiogramme (ECG) peut fournir des informations utiles pour le médecin, sur le fonctionnement du cœur du fœtus et détecter le fœtus à risque. Bien que l'échocardiographie fœtale puisse être utilisée pour détecter les pics R et de surveiller l'état cardiaque [3].

L'ECGf peut être mesuré en plaçant des électrodes sur l'abdomen de la mère (Figure I.1). Cependant, ce signal a une très faible puissance et il est mélangé avec plusieurs sources de bruit et d'interférence. Il s'agit notamment de l'activité fœtale cérébrale, des électromyogrammes (EMG) de la mère et du fœtus, de l'activité respiratoire, et des perturbations (50 Hz) dues au secteur, etc. Néanmoins, la contamination principale est l'ECG de la mère (ECGm), dont l'amplitude est très supérieure à celle du fœtus. En conséquence, le problème de base consiste à extraire l'ECGf à partir du mélange des signaux ECG de la mère et du fœtus, dans lequel l'ECGm est un signal de puissance beaucoup plus forte.

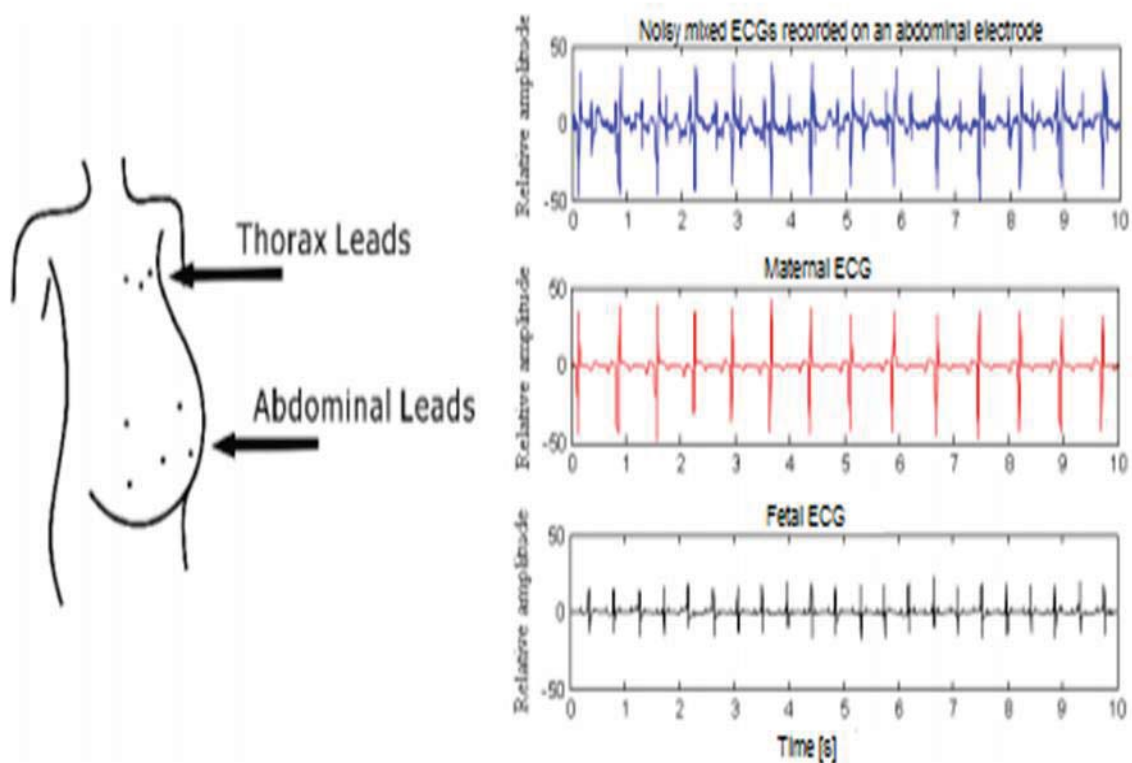


Figure I.1 : Exemple typique du signal bruité composite (mélange) enregistré sur une électrode abdominale et des ECGs de la mère et du fœtus [3].

2. Généralités sur la Physiologie Cardiovasculaire Chez L'adulte

2.1. Anatomie de cœur

Le cœur est une pompe composée de tissu musculaire, qui recueille sans cesse le sang et le propulse dans les artères.

Il est composé de quatre chambres (deux oreillettes et deux ventricules), équipées de valvules qui empêchent les reflux, le sang ne peut donc, sous l'effet des battements cardiaques, circuler que dans un seul sens.

Le cœur se contracte très régulièrement et la continuité de ses battements est essentielle à la vie: un arrêt de la pulsation cardiaque est l'un des signes les plus évidents d'un décès.

Ces pulsations, qui permettent à du sang frais, oxygéné, d'irriguer nos organes, ne peut s'arrêter, même durant une période très courte: certains organes peuvent survivre à une brève interruption des pulsations cardiaques, d'autres non. C'est le cas du cerveau, qui est extrêmement sensible à toute anomalie circulatoire: 5 secondes d'interruption de son irrigation suffisent à diminuer sa teneur en oxygène au point de provoquer une perte de conscience; 5 minutes suffisent à entraîner la mort d'un grand nombre de cellules nerveuses; après 10 minutes d'interruption de l'irrigation sanguine du cerveau, l'organe est endommagé de façon irréversible et la mort s'ensuit [4].

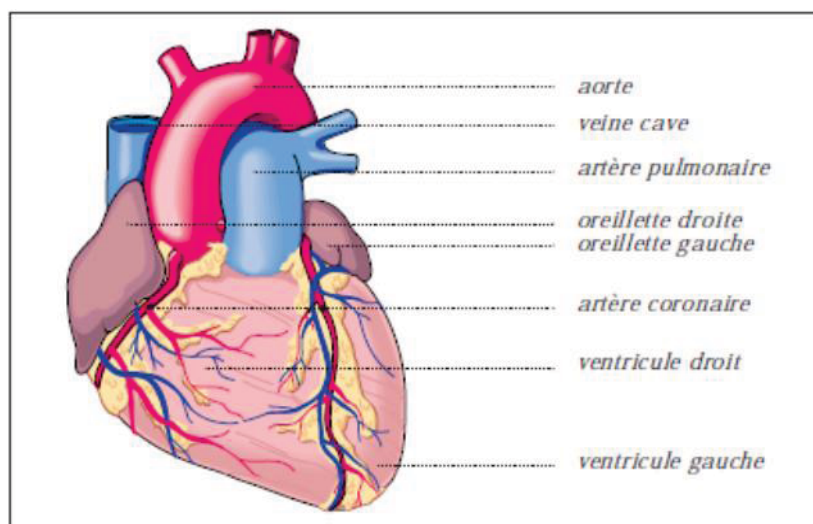


Figure I.2 : Anatomie du cœur [6].

2.2. La circulation sanguine cardiaque

Pour réaliser la fonction d'une pompe, le cœur fait le lien entre la circulation pulmonaire et la circulation générale [5].

La circulation du sang c'est le trajet effectué par le sang dans les vaisseaux sanguins, que ceux-ci soient des veines ou des artères [7].

En effet le cœur est séparé en deux compartiments :

- ✚ **Le cœur droit** : envoie le sang dans les poumons du ventricule droit par l'artère pulmonaire, pour cela il doit vaincre les résistances pulmonaires.
- ✚ **Le cœur gauche** : envoie le sang vers la périphérie du ventricule gauche par l'aorte, pour cela il doit vaincre les résistances périphériques.

Les résistances pulmonaires sont plus faibles que les résistances périphériques, ce qui explique que les pressions dans le cœur droit sont plus faibles que celles du cœur gauche.

En générale la circulation sanguine se déroule en deux phases [5] :

- ✚ **Une phase de contraction ventriculaire ou systole** : c'est lors de cette phase que se fait l'éjection sanguine des ventricules vers les poumons d'une part (ventricule droit, artère pulmonaire) et vers la périphérie d'autre part (ventricule gauche, aorte).
- ✚ **Une phase de repos ventriculaire ou diastole** : c'est pendant cette phase que s'accomplit le remplissage ventriculaire.

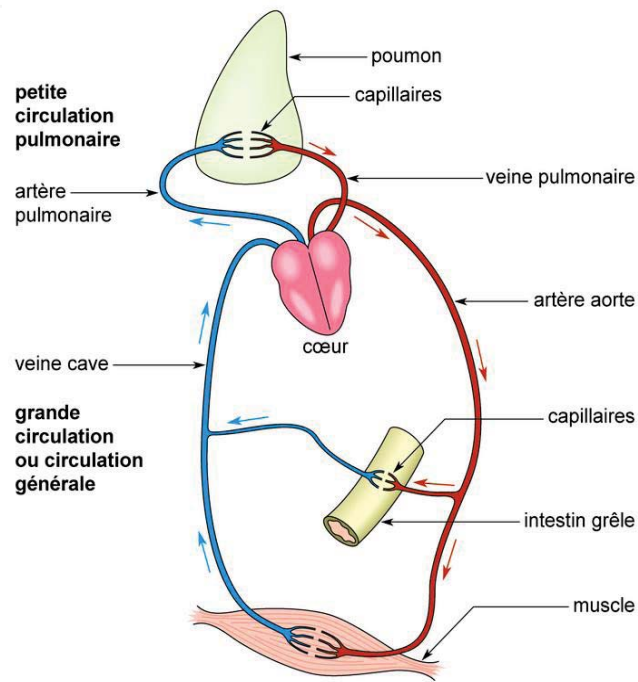


Figure.I.3 : la circulation sanguine chez l'adulte [7].

2.3. Activité électrique du cœur

La contraction cardiaque est due au raccourcissement des cellules myocardiques lorsqu'elles sont excitées. Pour ce que cette excitation se fasse normalement le cœur dispose [5] :

- ✚ D'un centre de commande ou « pacemaker » qui émet automatiquement à intervalles réguliers une onde d'excitation.
- ✚ D'un système spécialisé : le tissu nodal, qui est un tissu conducteur chargé de propager à grande vitesse l'onde d'excitation dans certains secteurs cardiaques.
- ✚ D'un système régulateur extracardiaque : système nerveux sympathique qui accélère la fréquence cardiaque et parasympathique (pneumogastrique) qui ralentit la fréquence cardiaque.

2.3.1. Le tissu nodal

Le tissu nodal (figure.I.4) comprend [5] :

- ✚ **Le nœud d'Aschoff-Tawara** : situé dans la partie postéro-inférieure de la cloison inter-auriculaire, il recueille l'onde d'activation à son pôle supérieure et la conduit jusqu'au faisceau de His.

- ✚ **Le faisceau de His** : c'est un pont musculaire reliant les oreillettes et les ventricules, il chemine sur la face droite du septum et se divise en deux branches droite et gauche : la branche droite est longue, la branche gauche se divise en deux branches antérieure et postérieure.
- ✚ **Le réseau de Purkinje** : les deux branches du faisceau de His se résolvent en un réseau couvrant l'endocarde des ventricules.

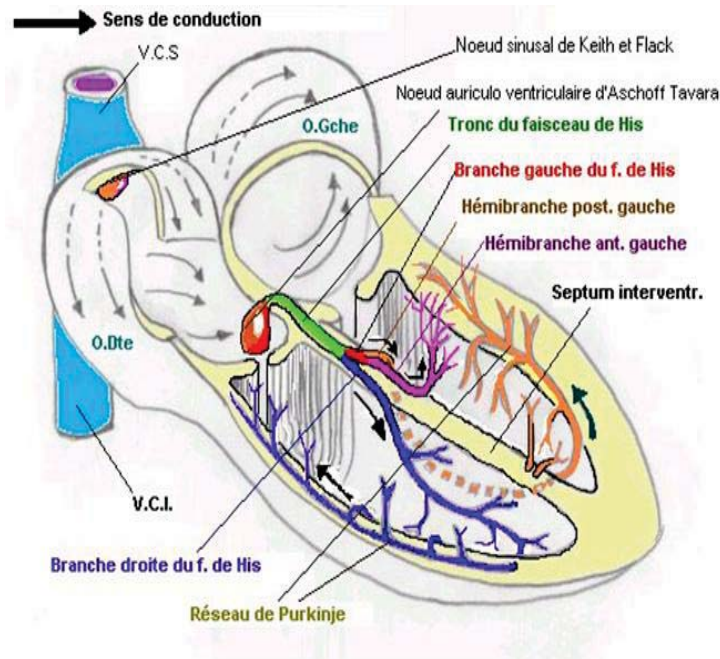


Figure.I.4 : Le tissu nodal [8].

2.3.2. Les battements cardiaques

2.3.2.1. Origine de la pulsation cardiaque

Dès qu'une impulsion est produite, elle se répand de cellule en cellule dans la partie supérieure du cœur, au niveau des oreillettes. Ces dernières se contractent, envoyant le sang qu'elles contiennent vers les ventricules. A leur tour, les ventricules reçoivent l'impulsion. Elles se contractent alors pour irriguer l'organisme. Le rythme imposé par le nœud sinusal est régulé par divers facteurs : système nerveux, hormones, substances circulantes dans le sang [8].

Le battement cardiaque est sous le contrôle d'un pacemaker, sorte de groupement de cellules du myocarde qui constituent le nœud sinusal ou nœud sino-auriculaire, situé à même la paroi du haut de l'oreillette droite. Le nœud SA donne naissance à une onde d'excitation

tous les 85/100 de seconde [4]. Cette onde parcourt rapidement le tissu musculaire des deux oreillettes, qui se contractent d'abord lorsque les ventricules sont au repos. Puis l'onde gagne le second nœud, le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud AV) situé plus bas entre les deux oreillettes, lequel transmet l'onde d'excitation aux parois des deux ventricules via le faisceau auriculo-ventriculaire puis les fibres de Purkinje. Lorsque les ventricules se contractent, les oreillettes sont au repos. Le bruit du cœur provient de la brusque fermeture des valvules à chaque contraction.

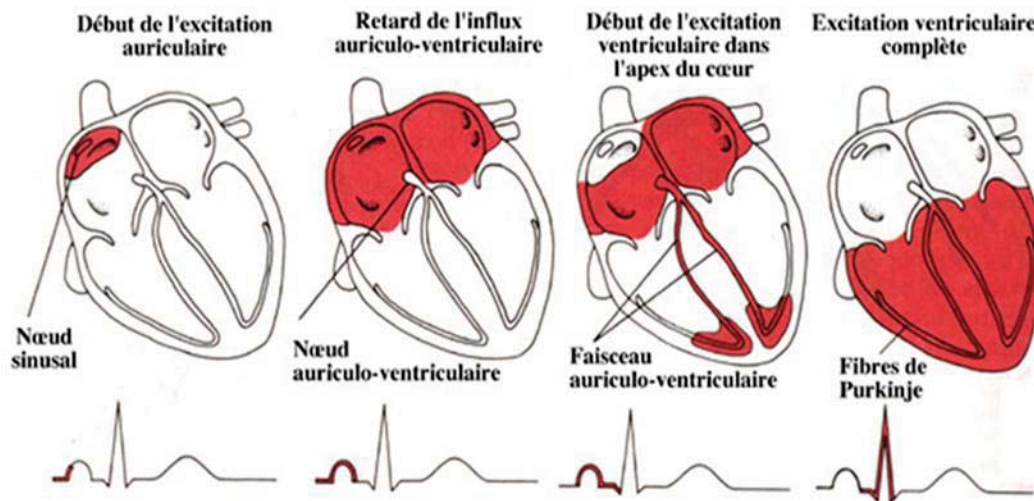


Figure.I.5: Etapes de la progression de la contraction cardiaque et composantes correspondantes d'un électrocardiogramme (d'après Campbell, modifié) [4].

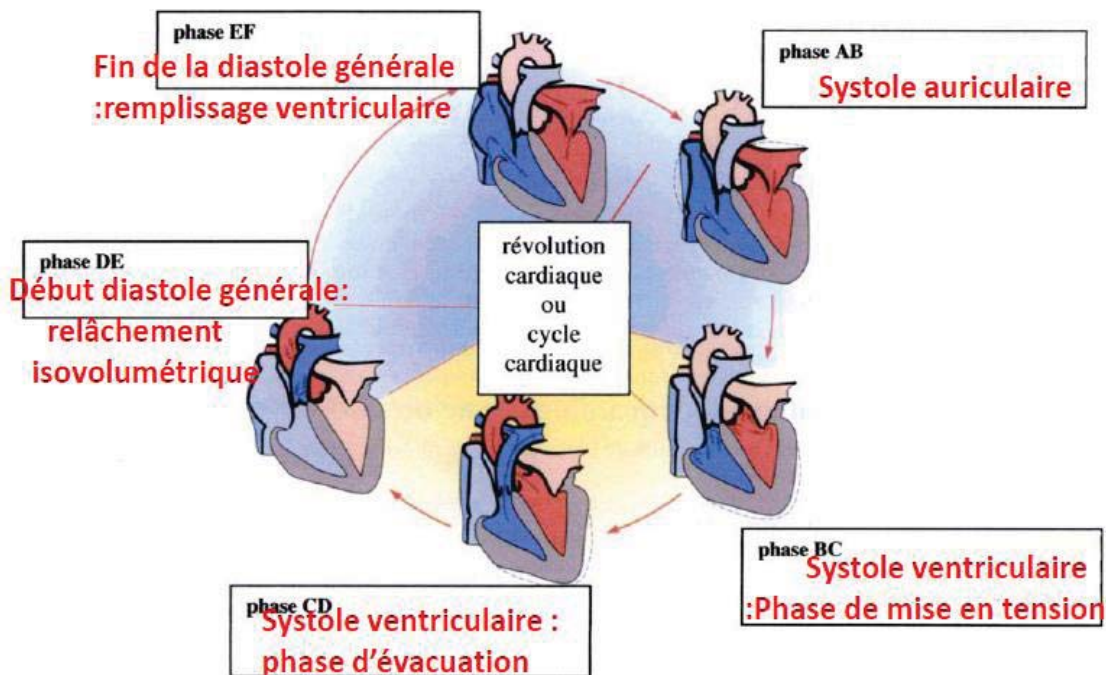
2.4. Activité mécanique

Cette séquence de flux de signal électrique entraîne une séquence de contraction proprement dite. Dans un premier temps, les oreillettes sont remplies de sang, la pression y est supérieure à la pression ventriculaire et ceci force les valvules atrio-ventriculaires à s'ouvrir : le sang passe passivement des oreillettes vers les ventricules. Puis, les oreillettes se contractent (onde P) et forcent le passage du sang (passage actif) vers les ventricules. Après l'intervalle de temps PR, les ventricules commencent à se contracter, leur pression augmente et dépasse la pression auriculaire, les valvules atrio-ventriculaires se referment. Cependant, la pression n'est pas encore suffisante pour ouvrir les valvules de l'aorte et du tronc pulmonaire, le volume des cavités ventriculaires ne change pas, on parle de contraction iso-volumique.

Finalement, la pression ventriculaire dépasse celle de la circulation sanguine et les valvules s'ouvrent, le sang est éjecté dans les vaisseaux à mesure que le volume des ventricules

se réduit. Cette phase de contraction est ce qu'on appelle la systole ventriculaire (segment QT).

Les ventricules commencent à se relâcher, la pression chute et les valves se referment. Durant un temps, toutes les valves sont donc fermées et la relaxation est iso-volumique. Finalement, la pression chute en dessous de celle des oreillettes qui se sont remplies à nouveau de sang, les valves atrio-ventriculaires s'ouvrent et le cycle reprend. L'ensemble de la phase de relaxation s'appelle diastole ventriculaire [9].



FiguerI.6: Les Etapes de l'activité mécanique de cœur. [9]

2.5. Régulation du rythme cardiaque

Bien que le cœur génère son propre rythme contractile (le pouls), celui-ci est régulé par le système nerveux et deux hormones :

- ✚ L'adrénaline et la noradrénaline, hormones sécrétées par les glandes surrénales en cas de peur ou de colère, augmentent le rythme des contractions cardiaques; la noradrénaline est aussi libérée par les fibres nerveuses sympathiques arrivant au myocarde,
- ✚ L'acétylcholine, substance libérée par les nerfs parasympathiques, agit au contraire sur le cœur en ralentissant le pouls.

3. La physiologie Cardiovasculaire Chez le Fœtus

3.1. Le cœur du fœtus et la circulation sanguin fœtale

Le cœur et le système circulatoire du fœtus commencent à se former dès la conception .A la fin de la 5^{ème} semaine, le cœur de fœtus est capable de pomper du sang dans l'ensemble de sons corps .comme les pommons ne fonctionnent pas avant la naissance au moment de la premier respiration du nouveau-né, la mère doit alimenter le fœtus en sang riche en oxygène [11].

3.1.1. Anatomie du cœur fœtale

Comme chez l'adulte, le cœur du fœtus compte quatre chambres et quatre valves. Comme les pommons de fœtus ne sont pas utilisés avant la naissance, le sang doit les contourner. Deux structures permettent au sang de contourner les poumons : le foramen ovale et le canal artériel.

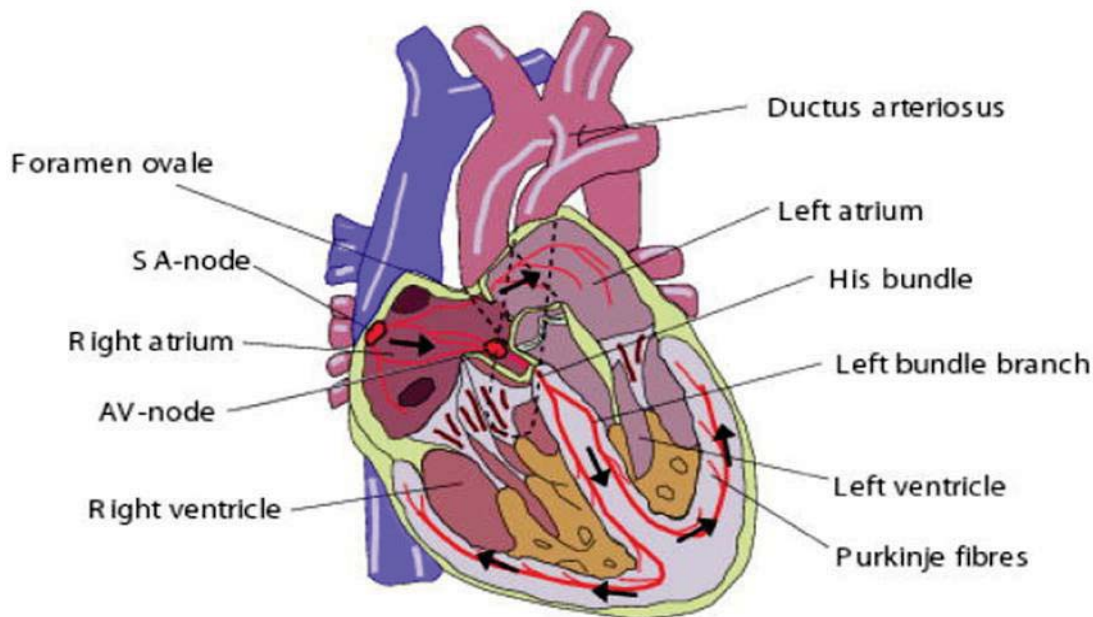


Figure.I.7 : L'anatomie du cœur fœtal [7].

3.1.2. La circulation sanguine fœtale

Chez un fœtus sain, le sang riche en oxygène est fourni par la mère par le placenta et le cordon ombilical jusqu'à la veine cave du fœtus.la veine cave reçoit également le sang pauvre

en oxygène provenant du corps du fœtus. Le sang riche en oxygène et le sang pauvre en oxygène circulant dans la veine cave vers l'oreillette droite.

La plus grande partie du sang mélangé dans l'oreillette droite est poussée par le foramen ovale vers l'oreillette gauche .il passe ensuite dans le ventricule gauche qui pompe le sang dans l'aorte. L'aorte transporte ensuite le sang dans le corps du fœtus.

Le sang restant dans l'oreillette droite pénètre dans le ventricule droit, qui l'envoie dans l'artère pulmonaire qui débouche sur les poumons. Comme les poumons ne fonctionnent pas encore, le sang passe de l'artère pulmonaire dans l'aorte transporte ensuite le sang dans le corps du fœtus.

Après la naissance, le foramen ovale se ferme avec les premières respirations et le canal artériel se ferme partiellement 10 à 15 heures après la naissance et jusqu'à trois semaines pour une fermeture complète. Le sang pauvre en oxygène présent dans le côté droit du cœur est alors envoyé dans les poumons par l'artère pulmonaire. Le sang riche en oxygène passe dans le côté gauche du cœur et atteint le reste du corps du nouveau-né par l'aorte [11].

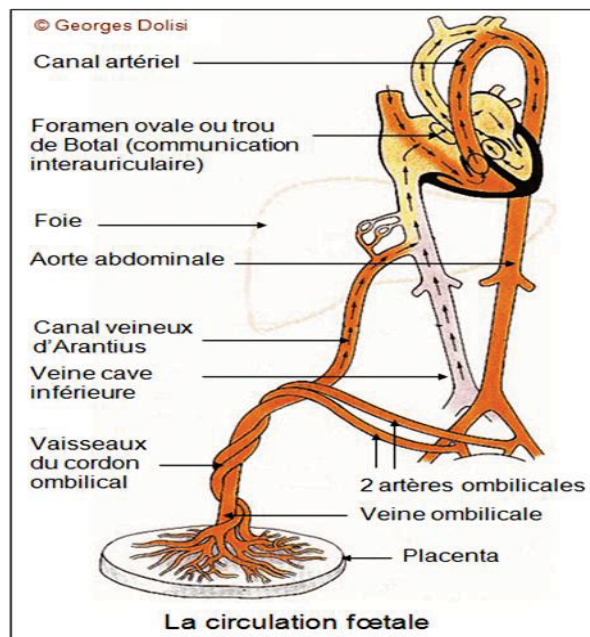


Figure.I.8 : La circulation sanguine chez le fœtus. [11]

3.2. Activité électrique du cœur fœtal

L'activité électrique de cœur fœtal, et celle de l'adulte est assez similaire, c.à.d. battement par battement.

3.3. La fréquence cardiaque fœtale

La fréquence cardiaque d'un fœtus se situe entre 110 à 160 battements par minute. Lorsque la fréquence cardiaque est plus élevée ou moins élevée, c'est souvent un signe de problème cardiaque chez le fœtus, une infection, ou un manque d'oxygène... [13].

4. les méthodes pour le monitoring fœtal

4.1. Utilisation de l'oreille humaine

A l'époque la surveillance du fœtus se faisait en appliquant l'oreille à l'abdomen de la femme enceinte, à cause de manque de moyens. Alors les médecins ne pouvaient que supposer l'état du fœtus selon ce qu'ils entendaient. Cette technique a été renforcée par l'invention du stéthoscope au début du 19ème siècle, augmentant ainsi sa capacité de diagnostic [14].



Figure.I.9 : Application de l'oreille sur l'abdomen [14].

4.2. Le stéthoscope

Le stéthoscope obstétrical est petite appareil qui permet d'amplifier les sons émis par le battement de cœur du bébé, elle place sur la paroi abdominale de la future maman dans une zone proche du cœur du bébé [15].

L'auscultation stéthoscopique du cœur fœtal s'est développée tout au long du siècle, car son potentiel pour reconnaître le bien-être fœtal a été confirmé.



Figure.I.10 : Utilisation de stéthoscope [16].

4.3. Le doppler fœtal

Grâce au doppler fœtal est possible d'entendre les bruit du cœur du bébé entre 10 et 12 semaines aménorrhée, il marche comme un appareille échographie, il suffit applique un gel sur le ventre de la mère pour facilite la transmission des ultrasons.

Ce positif émet des ondes sonores qui accentue le battement du cœur du bébé, il affiche uniquement les mouvements et les palpitements [15].



Figure.I.11 : Le doppler échographique [17].

4.4. Le moniteur fœtal

Est un dispositif qui permet d'enregistrer de façon simultanée la fréquence cardiaque fœtal ainsi que les contractions de l'utérus durant la grossesse et l'accouchement.

L'enregistrement peut être réalisé par deux types de moniteurs: externe et interne. Les deux types affichent un tracé de la fréquence cardiaque du bébé ainsi que les contractions de la mère sur un papier graphique. Pendant l'accouchement, on peut effectuer une surveillance fœtale externe tout au long du travail ou de façon intermittente [18].

Cet examen se réalise au 3^{ème} trimestre de grossesse mais aussi pendant l'accouchement.



Figure.I.12 : Le cardiotocographie [19].

5. Le Rythme Cardiaque Fœtal

Le RCF normale comporte quatre critères :

- ✚ le rythme de base.
- ✚ La variabilité.
- ✚ Les accélérations.
- ✚ Les décélérations.

5.1. Le Rythme De Base (RDB)

RCF repéré entre 2 anomalies et stabilisé pendant au moins 10 minutes. Il est compris entre 110 et 160 BPM.

On a :

- **Bradycardie** : si le rythme de base (RDB) inférieure à 110 BPM pendant plus de 10 minutes.
- **Tachycardie** : si le RDB supérieure à 160 BPM.



Figure I.13 : Le tracé de RCF normal [21].

5.2. La variabilité (ou oscillations rapides du RCF)

Leur analyse consiste en l'appréciation de l'amplitude des variations (en BPM) et de leur fréquence (nombre de cycles/min) [22].

- Si amplitude inférieure à 2 BPM c'est la variabilité absente,
- Si amplitude inférieure ou égale 5 BPM c'est la variabilité minime,
- Si amplitude comprise entre 6 et 25 BPM c'est la variabilité modérée ou normale,
- Si amplitude supérieure à 25 BPM c'est la variabilité marquée.

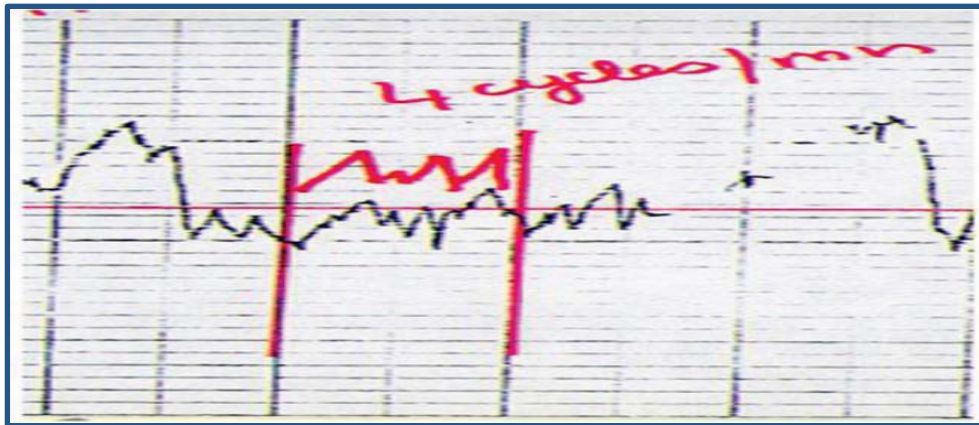


Figure I.14 : Tracé pour l'analyse de la variabilité du RCF [23].

La fréquence normale des oscillations est supérieure à 4 cycles/min.

5.3. Les accélérations

L'accélération se caractérise par une augmentation soudaine (en moins de 15 secondes) du RCF de base ; l'amplitude supérieure ou égale à 15 BPM.

La présence des accélérations témoigne d'une bonne vitalité fœtale [15].

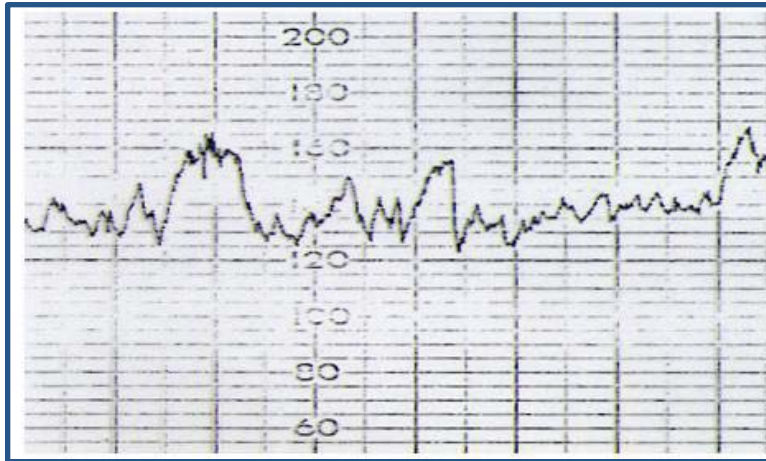


Figure.I.15 : Le tracé des accélérations [23].

5.4. Les décélérations

Sont caractérisées par une diminution du RCF, au-dessous du RBD et plus de 15 BPM durant au moins 10 secondes. Les décélérations à savoir décélérations uniformes se divisent en décélérations précoces et tardives. Ou Les décélérations variables à savoir simples (inférieure à 60 secondes) et complexes (supérieure à 60 secondes) [24].

Selon le degré de la variation du rythme cardiaque, les professionnels de santé détectent le type d'anomalie chez le fœtus.

6. L'électrocardiogramme

6.1. Définition de l'ECG

C'est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur, il se fait grâce à des électrodes placées à la surface du corps qui permettent l'enregistrement des différences de potentiel en fonction du temps et d'obtenir ainsi les différents dérivations [14].

6.2 .Les dérivations périphériques

Les dérivations périphériques au nombre de 6 sont obtenues en plaçant les électrodes au niveau des membres, elles comprennent les dérivations standards et les dérivations périphériques.

• Les dérivations standards

- ✚ D1 : Poignet gauche et poignet droit.
- ✚ D2 : poignet droit et cheville gauche.
- ✚ D3 : poignet gauche et cheville gauche.

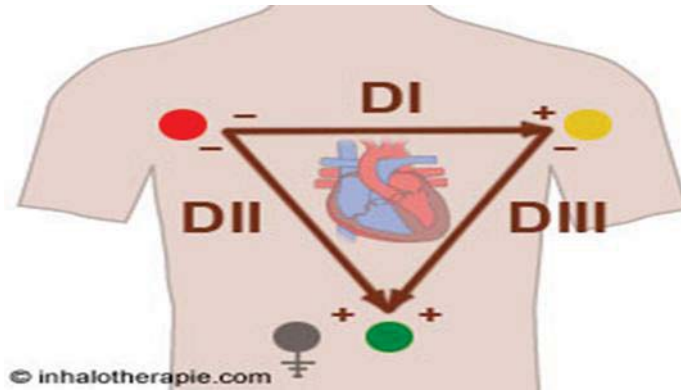


Figure.I.16 : Dérivations Périphériques [25].

• Les dérivations unipolaires des membres :

- ✚ AVR : membre supérieur droit.
- ✚ AVL : membre supérieur gauche.
- ✚ AVF : membre inférieure gauche.

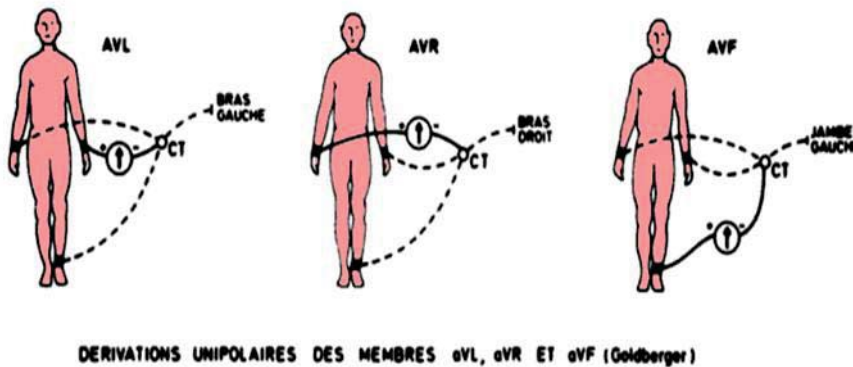


Figure.I.17 : Dérivation Unipolaire [26].

6.3. Les dérivations précordiales :

Sont obtenues en plaçant les électrodes au niveau de la région précordiale (figure.I.19)

• Ventricule droite :

- ✚ V1 : extrémité interne du 4^{ème} espace intercostal droit.

✚ V2 : extrémité interne du 4^{ème} espace intercostal gauche.

- **Dérivation transitionnelles :**

✚ V3 : à mi-distance entre V3 et V4

✚ V4 : au 5^e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire.

- **Ventricule gauche :**

✚ V5 : au 5^{ème} espace intercostal gauche sur la ligne axillaire antérieure.

✚ V6 : au 5^{ème} espace intercostal gauche sur la ligne axillaire moyenne.

On utilise pour l'enregistrement du papier millimétré où l'ordonnée représente le voltage : 1cm (2 grands carreaux) : 1m.volt et l'abscisse le temps : 1 grand carreau : 0.20 seconde; et un petit carreau : 0.04 seconde (figure.I.19) pour une vitesse de déroulement du papier de 25 mm par seconde [5].

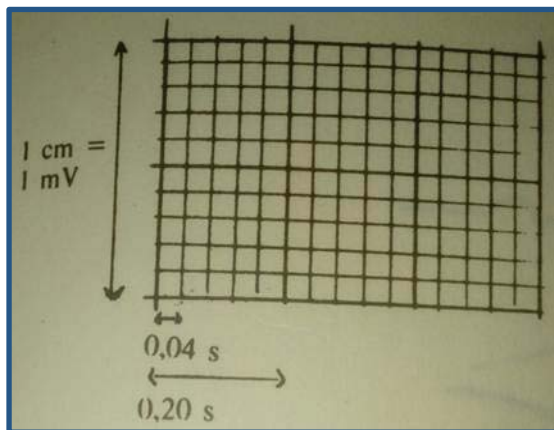


Figure.I.18: Papier D'enregistrement ECG [5].

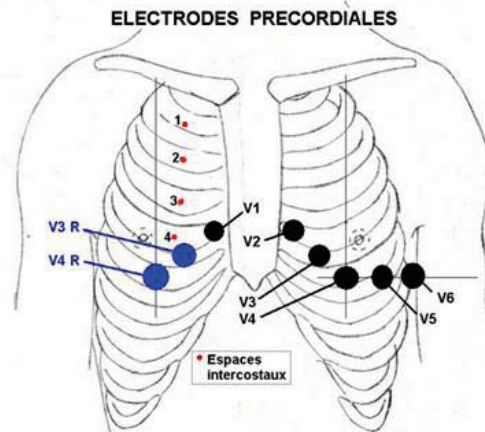


Figure.I.19 : Dérivations Précordiales [27].

6.4. L'ECG normal

Le cheminement de l'onde d'excitation depuis son émission par le nœud sinusal jusqu'à son arrive aux dernières portions du muscle ventriculaire explique la succession et la morphologie normale des ondes de l'ECG (figure.I.20).

✚ **L'onde P:** correspond à la dépolarisation de l'oreillette, la durée de 0.08 à 0.10 secondes.

✚ **L'espace PR:** est mesure du début de l'onde P au début du complexe

QRS, il est fait de l'onde P et du segment isoélectrique qui le suit, il correspond au temps que met le stimulus pour traverser les oreillettes, le nœud d'Aschoff-Tawara et le faisceau de His ; il correspond donc à la conduction auriculo-ventriculaire, sa durée normale est 0.12 à 0.20seconde.

- ✚ **Le complexe QRS:** correspond à la dépolarisation ventriculaire, sa durée normale est de 0.06 à 0.09 seconde.

La repolarisation des oreillettes de très faible amplitude est masquée par le complexe QRS.

- ✚ **Le segment ST et l'onde T:** le segment ST est un segment isoélectrique qui se termine par l'onde T asymétrique qui correspond à la repolarisation ventriculaire.

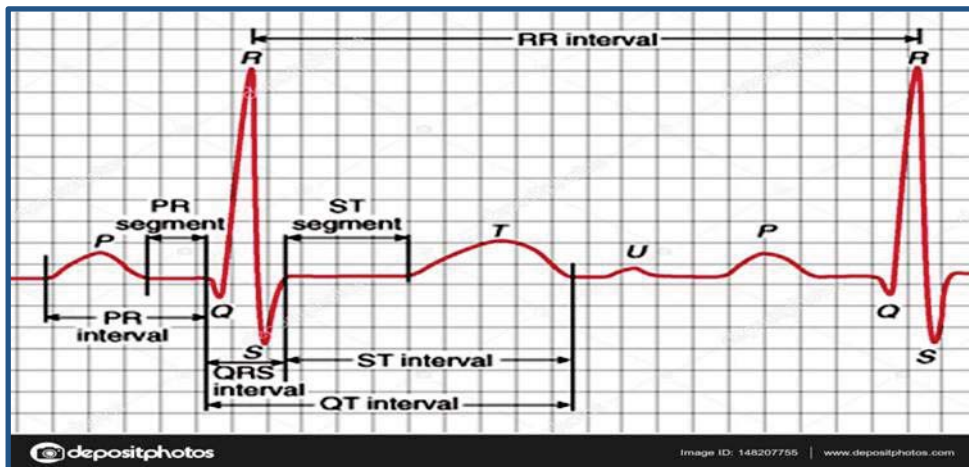


Figure.I.20: ECG normal (PR=0.16s, QRS=0.08s) [28].

6.5. Les types de bruits présents dans l'ECG

Le signal ECG est bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologiques (peau, respiration,...) ou environnementale (courant de secteur, placement de l'électrode,...).

Le praticien qui analyse l'ECG peut être gêné par la présence de bruit. Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique [29].

6.5.1. Bruits physiques

Les bruits d'origine physique sont des artefacts engendrés par, soit des activités électriques du corps humain telles que les contractions musculaires, soit par les mouvements lors de la respiration.

- **La dérive de la ligne de base :**

Exemple de dérive :

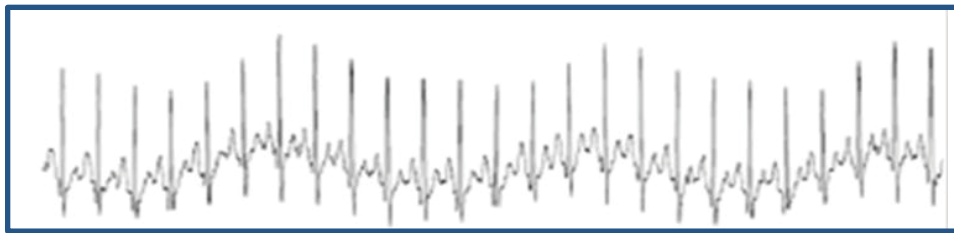


Figure. I. 21: la dérive de la ligne de base.

- ✚ Ce type de perturbation appartient à la famille des perturbations physiologiques (ventilation pulmonaire, sudation, activité musculaire...).

- ✚ Les composantes fréquentielles de la dérive de la ligne de base sont habituellement supérieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz.

- ✚ A l'effort, l'amplitude plus prononcée des respirations peut étendre l'occupation spectrale de cette perturbation.

- ✚ Dans certains cas, elles peuvent même se retrouver dans la même bande fréquentielle que les ondes P et T les rendant ainsi peu visibles sur le tracé.

- **Interférence d'origine électromyographie (EMG)**

- ✚ Ce type d'interférence est d'origine biologique (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).

Exemple :

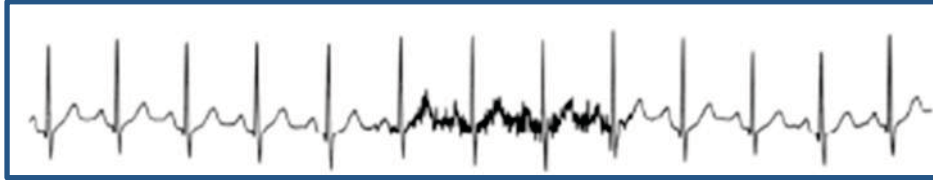


Figure.I.22 : le signal EMG et les artéfacts aux mouvements du patient.

- ✚ On voit sur la figure précédente que le bruit EMG se présente de façon chaotique.
- ✚ Ses composantes fréquentielles touchent l'ensemble de la bande spectrale de l'ECG.
- ✚ A l'effort, ses effets peuvent être encore plus importants (augmentation du niveau de bruit), et peut se présenter sous la forme de bouffées de bruit.

- **Autres types de bruit physique**

Le signal électrocardiographique ECG peut être affecté par certaines maladies. Ainsi que l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG.

6.5.2. Bruits d'origine technique

Les bruits d'origine technique sont les bruits qui sont causés par le matériel utilisé lors de l'enregistrement et dont les plus courants sont :

- **bruit de signal à 50 Hz**
 - ✚ Les sources principales de ces interférences proviennent classiquement du réseau de distribution électrique (en Algérie 50 Hz, 60 Hz aux Etats-Unis) et des rayonnements électromagnétiques qui en résultent.

Exemple :



Figure. I. 23: Bruit de signal à 50 Hz.

✚ Ce type de perturbation est très difficilement évitable malgré un blindage des câbles reliés aux électrodes (effet d'antenne).

✚ Ce type de bruit peut rendre l'analyse des ECG très problématique, en particulier quand il s'agit de déterminer le début et la fin des ondes.

- **Les bruits dus au mauvais contact électrode-peau :**

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 (figure I.9), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence.

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. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS.

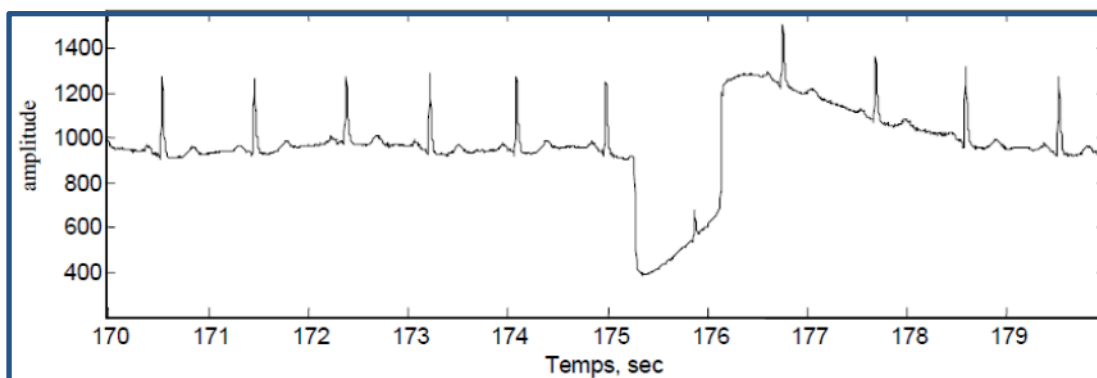


Figure I.24 : Bruit dû au mauvais contact électrode-peau. [37]

- **Autres types de bruit technique:**

- La présence d'un stimulateur cardiaque.
- Artefacts dus au mouvement du cœur...
- ... ou des câbles reliés aux électrodes.

6.6. ECG fœtal

C'est un signal qui traduit l'activité électrique du cœur fœtal[12], il est détecté soit par une méthode directe (invasive) qui consiste à détecter le ECGf directement grâce à électrode placé sur le scalp du fœtus en période de travail, après rupture de la poche des eaux et ouverture de 2 à 3cm du col de l'utérus, et le fœtus en position céphalique.

Soit par une méthode indirecte (non invasive) qui nous intéresse dans ce travail, consiste a détecté l'ECGf à l'aide des électrodes placés sur l'abdomen de la mère ECGa, Le signale enregistré, composé de l'activité cardiaque de la mère ECGm, et de l'activité cardiaque fœtale, ECGf, pour être ensuite séparé par des méthodes de traitement du signal. Dans ce cas il peut être détecté en dehors et/ou pendant la période de travail.

Morphologiquement, les adultes et les fœtus présentent des schémas ECG assez similaires. Mais les amplitudes relatives des complexes fœtaux subissent des modifications considérables tout au long de la gestation et même après la naissance. Le changement le plus considérable concerne les ondes T, qui sont plutôt faibles pour les fœtus et les nouveau-nés [30].

L'ECG fœtal est généralement très faible pour plusieurs raisons [31] :

- l'ECG maternel qui est enregistré à partir d'électrodes de surface abdominales a une amplitude beaucoup plus grande que l'ECGf.
- Le bruit électrique d'électromyographie (EMG) dû aux activités musculaires maternelles ou fœtales.
- Le cœur du fœtus est très petit et le fœtus est entouré par l'amnios et le liquide amniotique qui rend l'examen du fœtus très difficile.
- Le positionnement correct de l'électrode abdominale est l'un des points critiques à cet égard.

7. Les contractions utérines

La contraction utérine (CU) est due à l'activité de la paroi de l'utérus. La CU est la force motrice qui permet la dilatation du col [32]. Cette activité contractile de l'utérus permet de pousser le fœtus vers le bas.

7.1. Les paramètres de la contraction utérine

Les CUs sont décrits à l'aide de plusieurs paramètres (figure .I.28). Ces paramètres sont : le tonus de base, l'intensité totale, l'intensité vraie, la fréquence et la durée des contractions [32].

- ✚ **Le tonus de base** : est la valeur de la pression minimale qui existe dans l'intervalle de deux CU.
- ✚ **L'intensité totale** : est définie comme la pression maximale observée au sommet de l'onde contractile.
- ✚ **L'intensité vraie** : Elle reflète l'efficacité de la CU, et définie par :

$$\text{Intensité vraie} = \text{Intensité totale} - \text{Tonus de base.}$$

- ✚ **La fréquence des contractions utérines** : c'est la durée (**P**) de dix minutes en secondes qui sépare deux sommets de deux CU successives. Ensuite ils font le rapport entre cette période de temps (**P**) et 600, selon la formule :

$$\text{Fréquence théorique} = 600 / P$$

- ✚ **La durée de la CU est exprimée en secondes.**
- ✚ **L'activité utérine** : est définie par le produit de l'intensité vraie (en mmHg) par la fréquence des CU. Au cours de la grossesse, l'activité utérine est faible mais croissante. Elle s'exprime en unités Montevideo.

$$\text{Activité utérine} = \text{Intensité vraie} \times \text{Fréquence des CU}$$

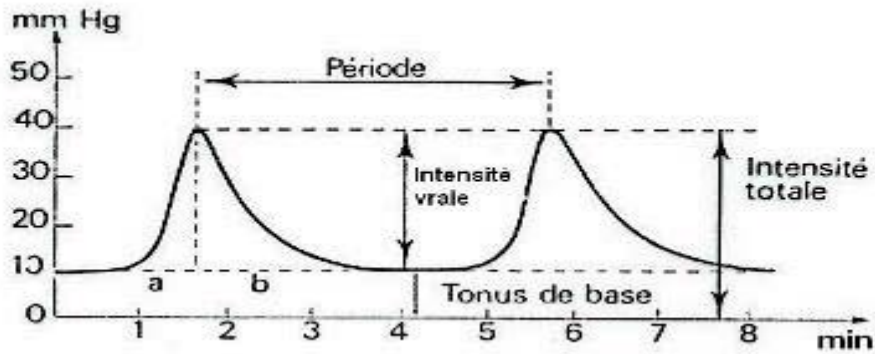


Figure.I.25 : Contraction utérine : courbe de pression utérine et définition des paramètres [32].

7.2. Les méthodes de détection les contractions utérines

Les contractions utérines comme citées peuvent être enregistrées soit d'une manière non-invasive (indirecte) connue par Tocométrie externe ou d'une manière invasive (directe) connue par Tocométrie interne.

7.2.1. CardioTocoGraphe ou monitoring électrique(CTG)

C'est un appareil qui permet de surveiller et de diagnostiquer le fœtus, utilisé pendant la grossesse et au cours de travail après la rupture de la poche d'eaux [33].



Figure.I.26 : cardiotocographe [33].

Il existe deux méthodes :

A. Méthode externe

Cette méthode utilise deux capteurs l'un externe appelé tocomètre enregistre les contractions utérines, et l'autre à ultrasons comporte un émetteur et un récepteur, placé sur l'abdomen (le ventre) de la mère est utilisé pour surveiller la fréquence cardiaque fœtale.

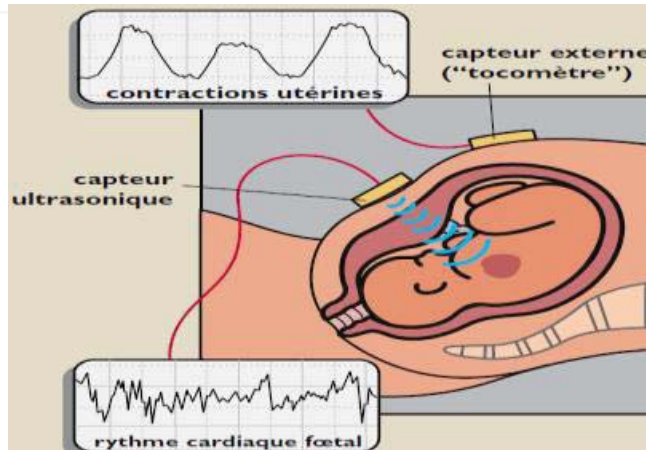


Figure. I.27: Acquisition externe [33].

B. Méthode interne

Permet de détecter les battements cœur, qui repose sur l'intervalle R-R de l'ECG fœtal (ECGf) enregistré grâce à une électrode mise en place sur le scalp (le crâne) du fœtus, un capteur de pression intra-utérine peuvent être enregistrées les modifications de la pression intra-utérine [33].

Cette méthode ne peut être réalisée que pendant la dernière phase de l'accouchement c'est-à-dire qu'après l'ouverture du col de l'utérus (2 à 3 cm), la rupture de la poche des eaux et une position céphalique du fœtus. Quoiqu'elle puisse présenter un léger risque pour la maman et le fœtus (risque d'infection amniotique), elle permet des mesures objectives des CUs.

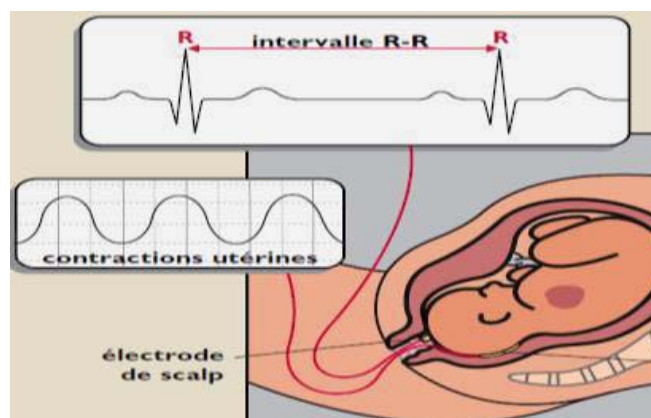


Figure.I.28 : Acquisition interne [33].

7.3. Interprétation du tracé CTG

L'interprétation du tracé CTG indique le rythme Cardiaque fœtale (RCF) et les différents paramètres qui influent sur l'état des fœtus au cours de la grossesse et l'accouchement [33], citons : la fréquence cardiaque fœtale de base, la variabilité, les accélérations, les décélérations et les contractions utérine.

L'interprétation du tracé CTG peut être : visuelle ou informatisée.

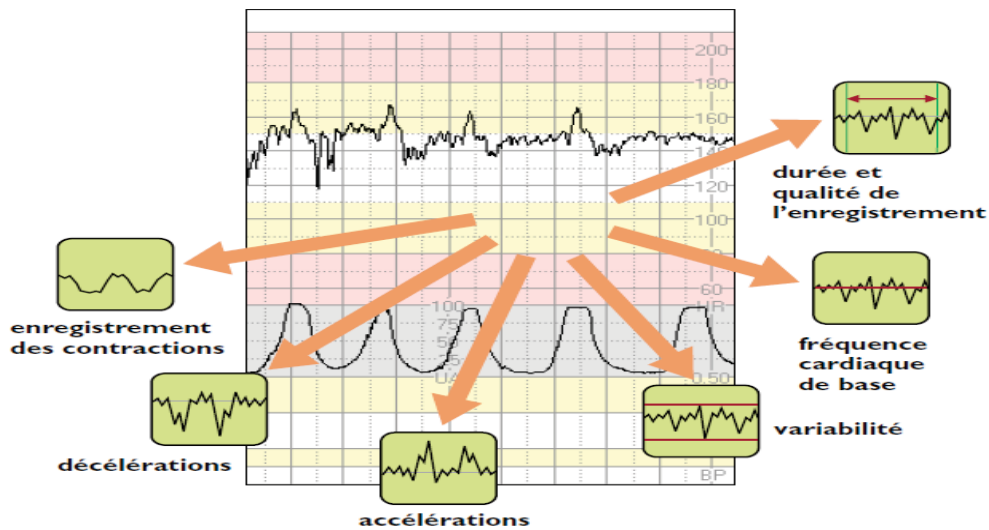


Figure. I.29 : Tracé du rythme cardiaque fœtal à partir d'un CTG [33].

8. Conclusion

Dans ce chapitre, nous fournissons d'abord des informations générales sur l'anatomie du cœur et le système circulatoire chez l'adulte et le fœtus, des généralités sur les stades de développement du cœur humain, l'électrocardiogramme (ECG) et l'électrocardiogramme fœtal. Ainsi une description des techniques de surveillance fœtale couramment utilisées pour détecter le rythme cardiaque fœtal et les contractions utérine, et le prochain chapitre sera consacrée au dépistage de notre filtre proposé pour l'extraction de l'ECGf.

Chapitre II

Le

Filtrage

Adaptatif

1. Introduction

Le "Filtrage Adaptatif", domaine qui a connu une grande activité dans la communauté du Traitement du Signal et des images depuis les années 1970 [34].

Le filtrage adaptatif est un outil puissant en traitement du signal, communications numériques, et contrôle automatique.

Il est utilisé pour supprimer des perturbations situées dans le domaine des fréquences du signal utile, ce que les filtres classiques ne peuvent pas faire. Il est constitué de deux parties distinctes (Figure.II.1) :

- Un filtre numérique à coefficients ajustables ;
- Un algorithme de modification des coefficients basé sur un critère d'optimisation.

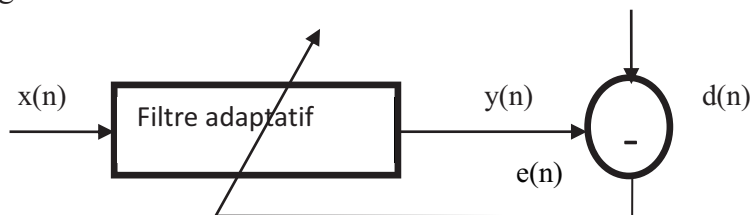


Figure .II.1 : Principe d'un filtre adaptatif.

Les applications sont diverses mais présentent les caractéristiques suivantes: on dispose d'une entrée $x(n)$ ainsi que de la réponse désirée (référence) $d(n)$ et l'erreur $e(n)$, qui est la différence entre $d(n)$ et la sortie du filtre $y(n)$, sert à contrôler (adapter) les valeurs des coefficients du filtre. Ce qui différencie essentiellement les applications provient de la façon de définir la réponse désirée $d(n)$.

Les filtres adaptatifs sont des filtres généralisés avec des coefficients de filtre non spécifiés avant la mise en service, mais se modifie de manière intelligente pendant la mise en marche en s'adaptant au signal entrant. Ceci est accompli en utilisant des algorithmes adaptative tels que les moindres carrés (LMS) et les moindres carrés normalisé(NLMS) [35].

On peut distinguer quatre grandes classes d'applications:

- **l'identification de systèmes** ; Ayant accès à l'entrée et à la sortie d'un filtre linéaire dont la sortie est bruitée, un problème d'identification directe consiste à estimer le filtre linéaire inconnu. Ce problème correspond au schéma de la figure (II.2). Lorsque le système inconnu est susceptible de varier au fils du temps, le processus d'indentification peut être effectué à l'aide d'un traitement adaptatif [26].

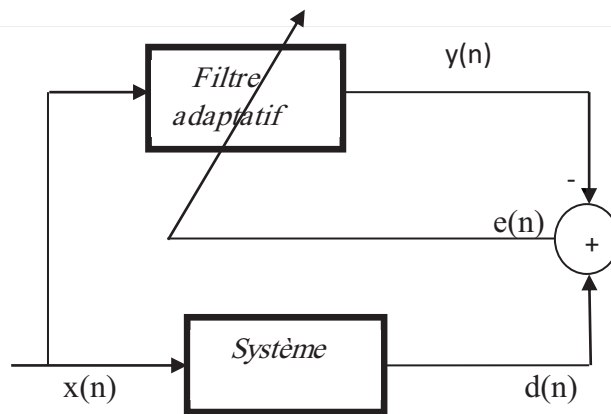


Figure.II.2: Identification d'un système.

- **la prédiction** : La (figure.II.3) illustre le contexte du problème de prédiction. Ce problème consiste en l'estimation de la valeur future d'un signal à partir de l'information passée. Ce peut être par exemple pour prévoir la position future d'un objet, ou pour anticiper l'évolution future d'une grandeur afin de prendre au plus vite une décision [37].

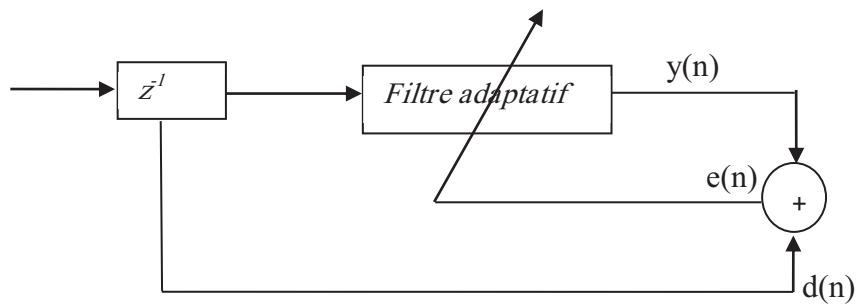


Figure.II.3: Principe de la prédiction.

- **la modélisation inverse** : La (figure.II.4) illustre le contexte du problème de modélisation inverse. Comme application, le filtre adaptatif a pour fonction de fournir un modèle inverse qui représente le meilleur ajustement (dans un certain sens) à une plante bruyante inconnue [38].

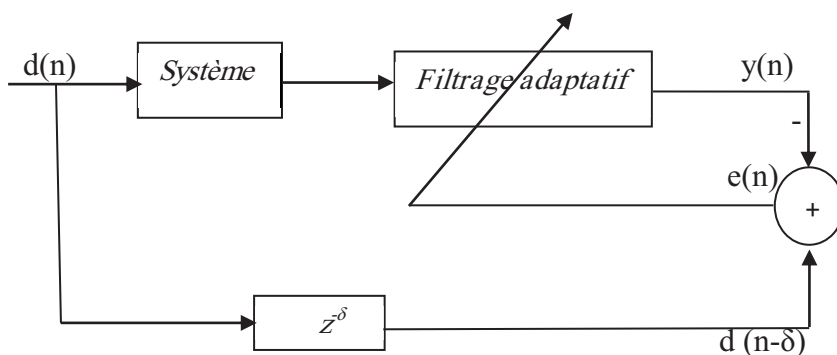


Figure.II.4: Principe de la modélisation inverse.

• **l'annulation d'interférences** : Dans cette dernière applications (figure.II.5), le filtre adaptatif est utilisé pour supprimer les interférences inconnues contenues dans un signal primaire, avec l'annulation être optimisé dans un certain sens. Le signal primaire sert de réponse souhaitée pour le filtre adaptatif [38].

Pour le cas d'une ECGf, le signal primaire c'est l'électrocardiogramme du fœtus, parasité par un signal de référence (l'électrocardiogramme de la mère) déformé. Le filtrage adaptatif va permettre une compensation de l'influence de l'électrocardiogramme de la mère sur l'électrocardiogramme du fœtus [37].

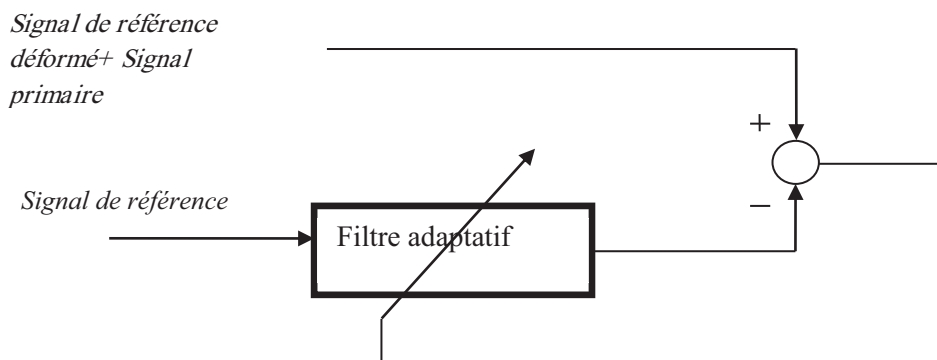


Figure.II.5: Principe de l'annulation d'interférence.

2. Principe du filtrage adaptatif

2.1. Par algorithme du gradient

Le principe du filtrage adaptatif est représenté sur la (figure.II.6); il correspond à une opération effectuée sur un signal reçu $x(n)$ pour fournir une sortie dont la différence avec un signal de référence $y(n)$ soit minimisée [39]. Cette minimisation est obtenue en calculant les coefficients du filtre pour chaque nouvel ensemble de données, référence et signal reçu.

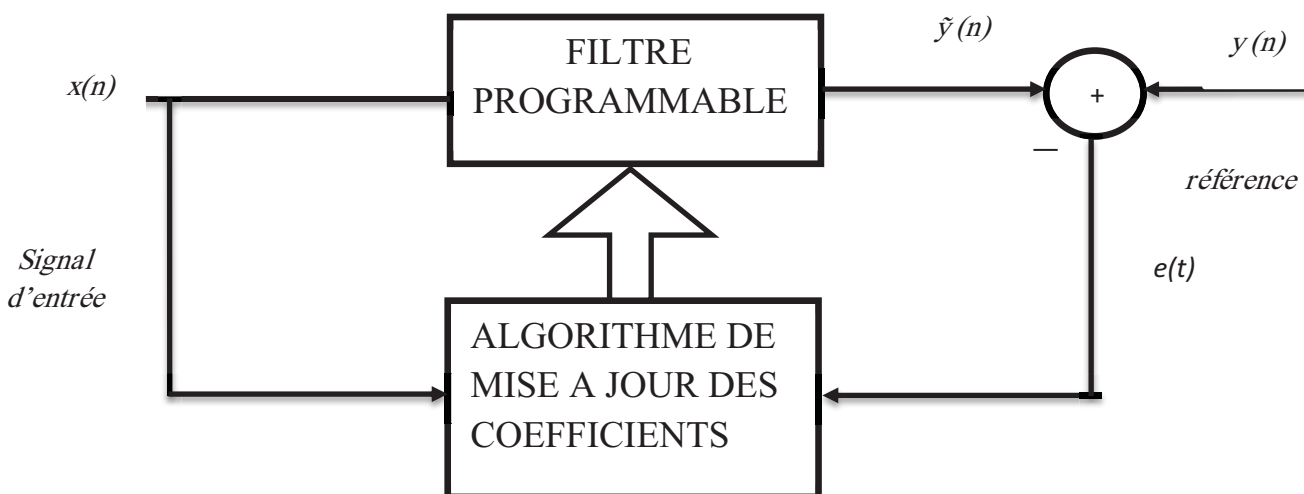


Figure.II.6: Principe du filtrage adaptatif [29].

Ainsi, en supposant qu'à l'indice n , n ensembles de données aient été reçus, les coefficients du filtre adaptatif supposé de type RIF, représentés par le vecteur $H(n)$, qui minimisent la fonction coût quadratique $J(n)$ définie par :

$$j(n) = \sum_{p=1}^n [[y(p) - H^t(n)X(p)]^2] \quad \text{II.1}$$

Où $X(p)$: est la vectrice colonne d'éléments

$$x(p), x(p-1), \dots, x(p+1-N)$$

L'estimation de la matrice d'autocorrélation du signal reçu peut s'exprimer commodément sous la forme :

$$R_N(n) = \sum_{p=1}^n \begin{bmatrix} x(p) \\ x(p-1) \\ \vdots \\ x(p+1-N) \end{bmatrix} [x(p), \dots, x(p+1-N)] \quad \text{II.2}$$

De même, l'estimation du vecteur d'inter-corrélation entre référence et entrée s'écrit :

$$r_{yx}(n) = \sum_{p=1}^n y(p) X(p) \quad \text{II.3}$$

Quand le nouvel ensemble de données $\{x(n+1), y(n+1)\}$ devient disponible, le vecteur des coefficients $H(n+1)$ peut être calculé à partir de $H(n)$, par une mise à jour. En effet, d'après les relations (II.2) et (II.3) il vient :

$$R_N(n+1) = R_N(n) + X(n+1)X^t(n+1) \quad \text{II.4}$$

$$r_{yx}(n+1) = r_{yx}(n) + X(n+1)y(n+1)$$

Et par la suite :

$$R_N(n+1)H(n+1) = r_{yx}(n+1) = r_{yx}(n) + X(n+1)y(n+1)$$

Soit :

$$R_N(n+1)H(n+1) = R_N(n)H(n) + X(n+1)y(n+1)$$

Soit encore :

$$R_N(n+1)H(n+1) = [R_N(n+1) - X(n+1)X^t(n+1)]H(n) + X(n+1)y(n+1)$$

Et finalement :

$$H(n+1) = H(n) + R_N^{-1}(n+1)X(n+1)[y(n+1) - H^t(n)X(n+1)] \quad \text{II.5}$$

Il est intéressant de remarquer que la quantité :

$$e(n+1) = y(n+1) - H^t(n)X(n+1) \quad \text{II.6}$$

Représente l'erreur en sortie du système, calculée à l'indice $(n+1)$, avec les coefficients $H(n)$ obtenus à l'indice n ; cette erreur est appelée l'erreur « a priori », alors que le même calcul avec $H(n+1)$ correspond à l'erreur dite « a posteriori ».

Les algorithmes dans lesquels les coefficients sont, à chaque valeur de l'indice, calculés par la récurrence (II.5) sont les algorithmes de moindres carrés.

Des algorithmes simplifiés, mais d'un grand intérêt pratique, sont obtenus en remplaçant la matrice R_N^{-1} par la matrice diagonale δI_N , où δ est un réel que l'on appelle le **pas d'adaptation** [39]. La mise à jour des coefficients est alors faite par l'équation :

$$H(n+1) = H(n) + \delta X(n+1)e(n+1) \quad \text{II.7}$$

L'algorithme ainsi obtenu est appelé algorithme du gradient, car la quantité $-X(n+1)e(n+1)$ représente le gradient de la fonction $\frac{1}{2}e^2(n+1)$, c'est-à-dire de la valeur instantanée de l'erreur quadratique. Ainsi la modification des coefficients est faite dans la direction du gradient de l'erreur instantanée, mais avec le signe inverse, ce qui correspond bien à la recherche d'un minimum. Cette procédure est analogue à la méthode dite de plus grande descente en optimisation.

Dans des conditions stationnaires, le vecteur des coefficients converge, en moyenne, vers la solution théorique. En effet la relation (II.7) peut aussi s'écrire, compte tenu de la définition de l'erreur :

$$H(n+1) = [I_N - \delta X(n+1)X^t(n+1)]H(n) + \delta X(n+1)y(n+1) \quad \text{II.8}$$

En prenant l'espérance des deux membres, puisque :

$$R_N = E[X(n)X^t(n)] \quad ; r_{yx} = E[y(n)X(n)] \quad \text{II.9}$$

Où R_N : est la matrice d'autocorrélation du signal reçu et r_{yx} le vecteur des N premiers éléments de la fonction d'inter-corrélation entre référence et signal reçu, il vient, quand n tend vers l'infini :

$$E[H(\infty)] = H_{opt} = R_N^{-1}r_{yx} \quad \text{II.10}$$

Ainsi l'algorithme du gradient converge en moyenne vers la solution optimale H_{opt} , d'où la dénomination également de gradient stochastique. Le critère de minimisation correspondant est le critère des moindres carrés moyens.

Une fois la convergence obtenue, les valeurs optimales des coefficients s'expriment par la relation (II.10).

La valeur minimale E_{min} de l'erreur quadratique correspondant à l'ensemble des valeurs optimales des coefficients s'exprime également en fonction des signaux $y(n)$, $x(n)$ et de leur inter-corrélation.

Les variations des coefficients sont calculées par multiplication pour chaque valeur de l'écart $e(n)$ et accumulées.

Le choix de la valeur δ dans (II.7) résulte d'un compromis entre la rapidité de convergence et la valeur de l'erreur résiduelle quand la convergence est obtenue [39].

3. Filtres de Wiener

3.1. Problème d'estimation linéaire

La (figure.II.7) illustre un problème courant d'estimation linéaire. Correspond au signal qui nous intéresse mais n'est pas directement accessible. Seul l'est et est obtenu après passage de dans un système linéaire suivi de l'addition d'un bruit.

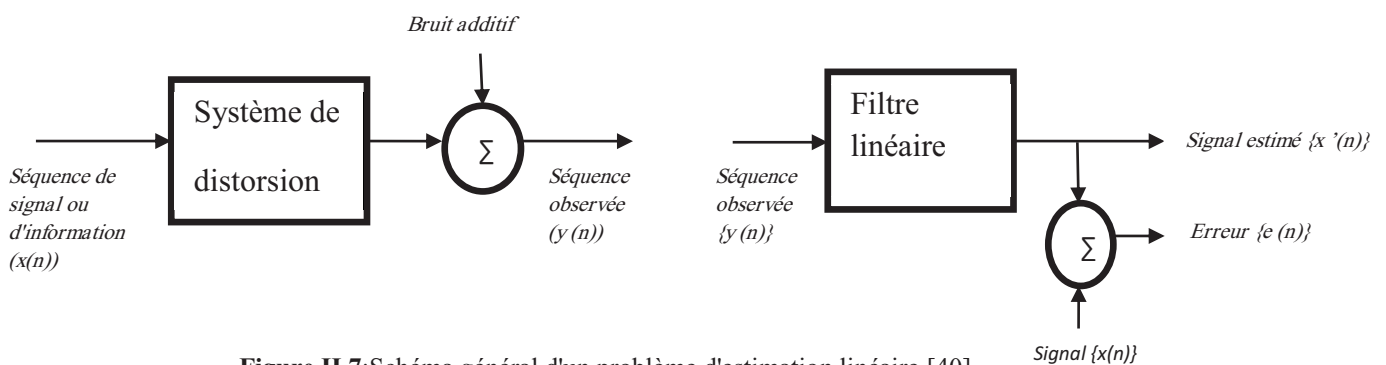


Figure.II.7:Schéma général d'un problème d'estimation linéaire [40].

Le problème qui se pose est comment retrouver $x(n)$ à partir de $y(n)$. Une solution consiste à filtrer $y(n)$ de tel sorte que la sortie $\hat{x}(n)$ soit la plus proche possible de $x(n)$. On peut mesurer la qualité de l'estimation par $e(n)$ défini par :

$$e(n) = x(n) - \hat{x}(n) \tag{II.11}$$

Évidemment $e(n)$, plus sera faible, plus l'estimation sera bonne. On cherche donc un filtre qui minimisera l'erreur [40]. Il est pratique de chercher à minimiser $\hat{e}(n)$ car c'est une fonction quadratique facilement dérivable. Par ailleurs, étant donné que les signaux intéressant sont aléatoires, la fonction coût qui sera à minimiser est l'erreur quadratique moyenne (MSE) définie par :

$$\xi(n) = E\{e^2(n)\} \tag{II.12}$$

Le filtre optimal de Wiener correspond au filtre qui minimisera la MSE (Erreur quadratique moyenne).

3.2. Filtre de Wiener de type RIF

Appelons H , le filtre que nous recherchons et N la longueur de sa réponse impulsionnelle donnée avec une notation matricielle par [40] :

$$h = [h_0 h_1 \dots h_{n-1}]^T$$

Le signal estimé $x'(n)$ peut alors s'écrire

$$x'(n) = \sum_{i=0}^{N-1} h_i y(n-i)$$

Ou encore en introduisant la notation matricielle pour $y(n)$

$$\hat{x} = h^T y(n) \iff \hat{x}(n) = y^T(n)h \quad \text{II.13}$$

Avec

$$y(n) = [y(n)y(n-1) \dots y(n-(N-1))]^T$$

En faisant l'hypothèse que les signaux $x(n)$ et $y(n)$ sont stationnaires, et si on introduit l'équation II.13 dans l'équation II.12, on arrive à la fonction coût suivante :

$$\begin{aligned} \xi &= E \left[(x(n) - h^T y(n))^2 \right] \\ \iff \xi &= E [x^2(n) - 2h^T y(n)x(n) + h^T y(n)y^T(n)h] \\ \xi &= E[x^2(n)] - 2h^T \Phi_{yx} + h^T \Phi_{yy}h \end{aligned} \quad \text{II.14}$$

Où Φ_{yy} est une matrice d'autocorrélation de taille $N \times N$ définie par :

$$\Phi_{yy} = E[y(n)y^T(n)] \quad \text{II.15}$$

Et où Φ_{yx} est un vecteur d'inter-corrélation de taille N défini par

$$\Phi_{yx} = E[y(n)x(n)] \quad \text{II.16}$$

L'équation II.14 montre que pour un filtre RIF, la fonction coût MSE dépend de la réponse impulsionnelle h . Pour en obtenir le minimum, il suffit de chercher les conditions d'annulation de la dérivée de la fonction coût par rapport au variable que sont les N points de la réponse impulsionnelle du filtre [40].

La dérivée de la fonction coût par rapport au $j^{\text{ème}}$ point de la réponse impulsionnelle est donnée par :

$$\frac{\partial \xi}{\partial h_i} = E \left[\frac{\partial}{\partial h_i} \{e^2(n)\} \right] = E \left[2e(n) \frac{\partial e(n)}{\partial h_i} \right]$$

En substituant dans cette équation $e(n)$ par les équations (II.11) et (II.13), on obtient l'expression suivante :

$$\frac{\partial \xi}{\partial h_i} = E \left[2e(n) \frac{\partial}{\partial h_i} \{x(n) - h^T y(n)\} \right]$$

En utilisant le fait que la sortie du filtre $h^T y(n)$ peut s'écrire comme une somme de N produits dont un seul contient le terme h_j , on a arrivé à l'expression suivante :

$$\frac{\partial \xi}{\partial h_i} = E \left[2e(n) \frac{\partial}{\partial h_i} \{h_i y(n-1)\} \right]$$

$$\iff \frac{\partial \xi}{\partial h_i} = E[-2e(n)y(n-j)]$$

On cherche les conditions d'annulation de cette équation pour tous les $j = \{0, \dots, N-1\}$. Ceci nous donne un ensemble de N équations qui peut être écrit de façon matricielle en introduisant le vecteur gradient : ∇

$$\nabla = \begin{bmatrix} \partial \xi / \partial h_0 \\ \partial \xi / \partial h_1 \\ \vdots \\ \partial \xi / \partial h_j \\ \vdots \\ \partial \xi / \partial h_{N-1} \end{bmatrix} = -2E \begin{bmatrix} y(n)e(n) \\ y(n-1)e(n) \\ \vdots \\ y(n-j)e(n) \\ \vdots \\ y(n-N+1)e(n) \end{bmatrix} = -2E \left\{ \begin{bmatrix} y(n) \\ y(n-1) \\ \vdots \\ y(n-1) \\ \vdots \\ y(n-N+1) \end{bmatrix} \cdot e(n) \right\} = -2 E[y(n)r(n)]$$

En utilisant les équations II.11 et II.13 pour remplacer $e(n)$ on obtient :

$$\nabla = -2E[y(n)(x(n) - y^T(n)h)] = -2E[y(n)x(n)] + 2E[y(n)y^T(n)]h$$

Qui devient en introduisant la matrice d'autocorrélation et le vecteur d'inter-corrélation :

$$\nabla = -2\Phi_{yx} + 2\Phi_{yy}h \tag{II.17}$$

La réponse impulsionnelle optimale h_{opt} est celle qui annule cette équation d'où :

$$\Phi_{yy}h_{opt} = \Phi_{yx} \tag{II.18}$$

Le filtre ainsi défini est appelé filtre RIF de Wiener. Il permet d'obtenir une erreur quadratique minimale entre $x(n)$ et son estimé $\hat{x}(n)$ donnée par :

$$\xi_{min} = E[X^2(n)] - h_{hop}^T \Phi_y \tag{II.19}$$

4. Algorithmes pour le filtrage adaptatif

4.1. Introduction

La mise en œuvre d'un filtre (estimateur) optimal de Wiener demande la connaissance des caractéristiques du signal, du bruit et de la fonction de transfert du canal. Cela implique également que ces caractéristiques soient stables au cours du temps, ce qui n'est pas le cas en pratique [40].

Le filtrage adaptatif a pour objet d'approcher ces filtres optimaux. Pour cela, les coefficients de la réponse impulsionnelle du filtre sont adaptés en fonction de l'erreur par une boucle de retour comme la montre la figure ci-dessous.

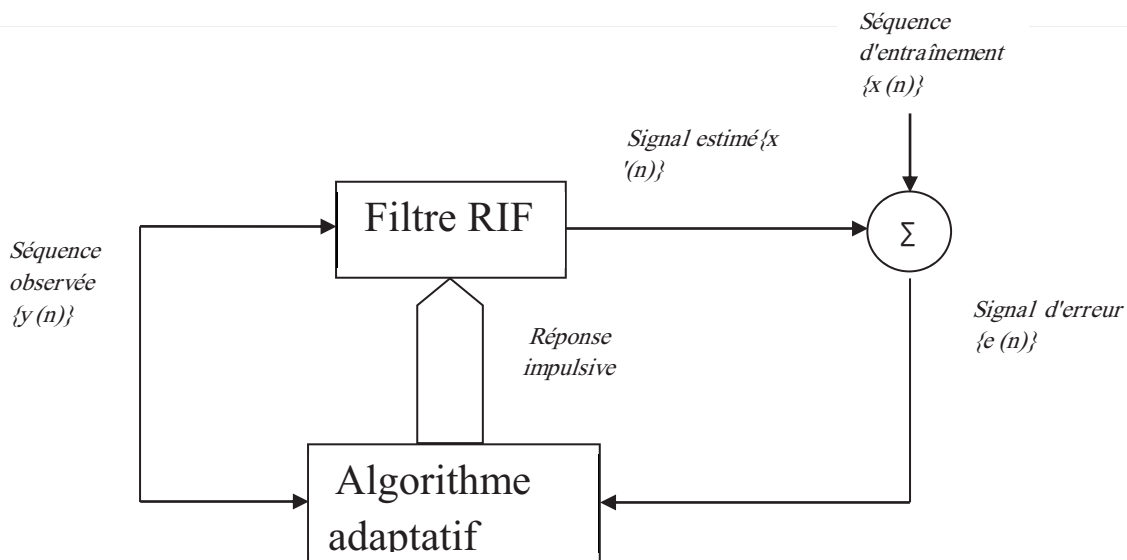


Figure. II. 8 : Schéma général d'un système de filtrage adaptatif.

Cette adaptation nécessite une séquence d'apprentissage et une stratégie de mise à jour des coefficients du filtre dont l'objectif est la minimisation d'une erreur. Pour cela, on utilisera des algorithmes d'optimisation. Le détail de ces algorithmes dépasse le cadre du traitement du signal, mais on donnera ici les grandes lignes de deux approches largement utilisées en filtrage adaptatif le NLMS et le LMS.

La réponse impulsionnelle d'un filtre adaptatif est donc variable dans le temps. Elle dépend du signal reçu, de la séquence d'apprentissage et de l'algorithme d'optimisation utilisé [40].

4.2. Algorithme LMS

Le filtre adaptatif LMS comprend une section de filtrage et une section d'adaptation. La section de filtrage consiste en un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF) et la section d'adaptation se compose d'un algorithme LMS. À chaque itération, la section de filtrage calcule une sortie de filtre à partir de laquelle une valeur d'erreur est calculée. La section adaptative utilise la valeur d'erreur pour calculer le terme d'incrément de poids pour la mise à jour du vecteur de pondération pour la prochaine itération. Le vecteur de pondération de la nième itération $\{w(n)\}$ d'un filtre adaptatif du LMS est mis à jour pour la (n+1) itération utilisant la relation [41] :

$$W_{n+1} = w_n + \mu e(n)x^*(n)$$

Et «y'» est connu sous le nom d'algorithme LMS. La simplicité de l'algorithme vient du fait que la mise à jour du coefficient.

$$w_{n+1}(k) = w_n(k) + \mu e(n)x^*(n - k)$$

Nécessite seulement une multiplication et une addition (la valeur de $\mu e(n)$ doit seulement être calculée une fois et peut être utilisé pour tous les coefficients). Par conséquent, un filtre adaptatif LMS ayant Les coefficients $p+1$ nécessite des multiplications $p+1$ et des additions $(p + 1)$ pour mettre à jour le filtre coefficients.

De plus, une addition est nécessaire pour calculer l'erreur $e(n)=d(n)-y(n)$ et une multiplication est nécessaire pour former le produit $\mu e(n)$. Enfin, $p+1$ multiplications et p sont nécessaires pour calculer la sortie, $y(n)$, du filtre adaptatif. Ainsi, un total de $2p+3$ multiplications et de $2p + 2$ additions par point de sortie est requis [42].

L'algorithme LMS complet est résumé dans la figure II.9.

	Paramètres:	P=l'ordre de filtrage
	μ =taille de pas	
Initialisation:	$\mathbf{w}_0 = \mathbf{0}$	
Calcul:	$n=0, 1, 2, \dots$	
	(a) $y(n) = \mathbf{W}_n^T \mathbf{X}(n)$	
	(b) $e(n) = d(n) - y(n)$	
	(c) $\mathbf{W}_{n+1} = \mathbf{W}_n + \mu e(n) \mathbf{X}^* (n)$	

Figure II.9: Algorithme LMS pour un filtre adaptatif [42].

L'application de l'algorithme LMS implique deux processus de base, un processus de filtrage comprenant le calcul de la sortie du filtre RIF produit par un vecteur d'entrées de prise et un signal d'erreur d'estimation calculé en comparant cette sortie à une réponse souhaité.

L'algorithme LMS est largement utilisé dans différentes applications de filtrage adaptatif en raison de sa simplicité de calcul et le filtre RIF est également populaire en raison de sa simplicité et de sa stabilité inhérente. Un paramètre important est le pas μ , il affecte le taux de convergence et la stabilité du filtre adaptatif LMS.

Le filtre adaptatif LMS fonctionne souvent suffisamment bien pour être utilisé avec succès dans un certain nombre d'applications.

4.3. LMS Normalisé

Comme nous l'avons vu, l'une des difficultés rencontrées lors de la conception et de la mise en œuvre du filtre adaptatif LMS est le choix de la taille de pas μ . Pour les processus stationnaires, l'algorithme LMS converge dans la moyenne si $0 < \mu < 2/\lambda_{\max}$, et converge dans la

moyenne carré si $0 < \mu < 2/\text{tr}(\mathbf{R}_x)$ [42]. Cependant, étant donné que \mathbf{R}_x est généralement inconnu, il faut alors estimer λ_{\max} ou \mathbf{R}_x pour pouvoir utiliser ces bornes. L'un des moyens de contourner cette difficulté est d'utiliser le fait que, pour les processus stationnaires, $\text{tr}(\mathbf{R}_x) = (p+1)E\{|x(n)|^2\}$, la condition de la convergence quadratique moyenne peut être remplacée par :

$$0 < \mu < \frac{2}{(p+1)E\{|x(n)|^2\}}$$

Où $E\{|x(n)|^2\}$ est la puissance dans le processus $x(n)$ [42]. Cette puissance peut être estimée en utilisant une moyenne temporelle telle que:

$$\hat{E}\{|x(n)|^2\} = \frac{1}{p+1} \sum_{k=0}^p |x(n-k)|^2$$

Ce qui conduit à la limite suivante sur la taille du pas pour la convergence quadratique moyenne:

$$0 < \mu < \frac{2}{x^H(n)x(n)}$$

Un moyen pratique d'incorporer cette limite dans le filtre adaptatif LMS consiste à utiliser une taille de pas (variable dans le temps) du formulaire :

$$\mu(n) = \frac{\beta}{x^H(n)x(n)} = \frac{\beta}{\|x(n)\|^2} \quad \text{II.31}$$

Où β est une taille de pas normalisée avec $0 < \beta < 2$. Remplacement μ dans le vecteur de poids LMS l'équation de mise à jour avec $\mu(n)$ conduit à l'algorithme LMS normalisé NLMS, qui est donné par :

$$w_{n+1} = w_n + \beta \frac{x^*(n)}{\|x(n)\|^2} e(n) \quad \text{II.32}$$

L'effet de la normalisation de $\|x(n)\|^2$ est de modifier la magnitude, mais pas la direction, du vecteur de gradient estimé. Par conséquent, avec le jeu approprié de statistiques on peut montrer que l'algorithme LMS normalisé converge dans la moyenne carrée si $0 < \beta < 2$.

Dans l'algorithme LMS, la correction appliquée à w_n est proportionnelle au vecteur d'entrée $x(n)$. Par conséquent, lorsque $x(n)$ est grand, l'algorithme LMS rencontre un problème d'amplification du bruit de gradient. Avec la normalisation de la taille de pas LMS de $\|x(n)\|^2$ dans l'algorithme NLMS, cependant, ce problème d'amplification du bruit est diminué. Bien que l'algorithme NLMS contourne le problème de l'amplification du bruit, nous sommes maintenant confrontés à un problème similaire qui se produit lorsque $\|x(n)\|$ devient trop petit. Une alternative consiste donc à utiliser la modification suivante à l'algorithme NLMS:

$$w_{n+1} = w_n + \beta \frac{x^*(n)}{\epsilon + \|x(n)\|^2} e(n) \quad \text{II.33}$$

Où ϵ : est un petit nombre positif.

Comparé à l'algorithme LMS, l'algorithme normalisé LMS nécessite des calculs supplémentaires pour évaluer le terme de normalisation $\|x(n)\|^2$. Cependant, si ce terme est évalué de manière récursive comme suit :

$$\|x(n+1)\|^2 = \|x(n)\|^2 + |x(n+1)|^2 - |x(n-p)|^2 \quad \text{II.34}$$

Alors le calcul supplémentaire implique seulement deux opérations de mise au carré, une addition et une soustraction.

5. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons examiné le principe de filtrage adaptatif, le type de filtre Wiener RIF ainsi que les algorithmes de filtrage adaptatif à savoir LMS et NLMS.

Dans le prochain chapitre, les algorithmes LMS et NLMS seront mis en œuvre pour filtrer l'ECG de la mère et extraire l'ECG fœtal à partir d'un exemple pratique.

Chapitre

III

Résultats et

Discussions

1. Introduction

Dans certaines applications biomédicales, telles que la surveillance ECG, le bruit est beaucoup plus grand que le signal à mesurer. Ce problème est encore exacerbé par le fait que le signal requis et le bruit coexistent dans la même bande de fréquence et que le bruit ne peut donc pas être filtré sélectivement en supprimant une bande de fréquence particulière. Dans cette situation, les filtres à coefficient fixe ne peuvent pas être utilisés car ils filtreraient le signal requis.

Dans les cas extrêmes, la bande de fréquence dans laquelle le bruit existe varie également dans la bande du signal requis. Clairement, dans de tels cas, nous avons besoin d'un filtre qui puisse s'ajuster ou s'adapter aux changements de bruit [43].

2. Annulation adaptative de bruit (ANC)

L'objectif principal d'un algorithme d'annulation de bruit adaptatif est de permettre au signal bruyant de passer à travers un filtre qui supprime le bruit sans perturber le signal souhaité. Le schéma de base est donné à la figure (III.1).

Le système de filtre adaptatif a deux entrées, la première est l'entrée principale et l'autre est le signal de référence. L'entrée principale $d(n)$, qui représente le signal souhaité corrompu par du bruit indésirable et le signal de référence (ECGm) $x(n)$, qui est le bruit indésirable à filtrer du système. L'objectif du système de filtrage adaptatif est de réduire la partie de bruit et d'obtenir le signal souhaité non corrompu.

Pour ce faire, une référence du signal de bruit est nécessaire et est appelée signal de référence $x(n)$. Cependant, le signal de référence n'est généralement pas le même signal que la partie de bruit de l'amplitude, de la phase ou du temps primaire. Par conséquent, le signal de référence ne peut pas être simplement soustrait du signal primaire pour obtenir la partie souhaitée à la sortie [44].

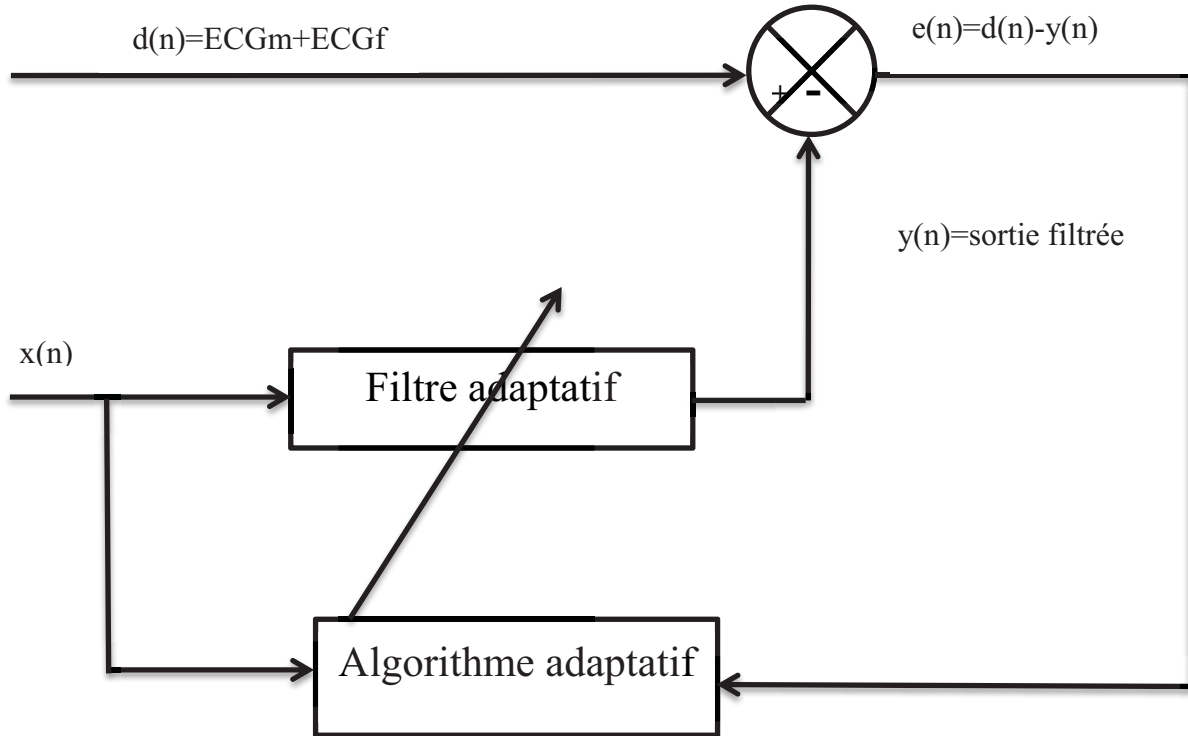


Figure.III.1: Structure adaptative d'annulation du bruit (ANC) [44].

La figure III.1. Montre la structure ANC, $d(n)$ est le signal d'entrée qui comprend le signal souhaité (ECGf) et le signal de bruit (ECGm).

$$d(n) = s(n) + v(n) \tag{III.1}$$

Où $s(n)$ est le signal désiré (ECGf), $v(n)$ est un signal de bruit (signal indésirable) (c.à.d. $s(n) \approx \text{ECGf}$ et $v(n) \approx \text{ECGm}$). Ici $v(n)$ et $s(n)$ ne sont pas corrélés et une entrée de référence $x(n)$ est donnée au filtre adaptatif qui est similaire à $v(n)$, c'est-à-dire que $v(n)$ et $x(n)$ sont des signaux corrélés.

Le signal de référence est utilisé pour estimer $v(n)$ et le signal estimé du filtre adaptatif est soustrait de $d(n)$ pour obtenir une estimation de $s(n)$.

$$s(n) = d(n) - \hat{v}(n) \tag{III.2}$$

Où $\hat{v}(n)$: est l'estimation de $v(n)$.

Dans l'ANC le signal d'erreur $e(n)$ donne le signal souhaité, qui est ensuite utilisé par le filtre adaptatif pour mettre à jour automatiquement les poids du filtre. Pour minimiser l'erreur du signal désiré. Des différents algorithmes adaptatifs tels que LMS, NLMS sont utilisés.

Différents schémas sont mis en œuvre dans la technique ANC comme le système SISO (Entrée unique Sortie unique)

3. Le système SISO

Le système SISO (Single Input Single Output) c'est un système qui possède une seule entrée, pour une seule sortie. En SISO, le signal thoracique maternel (signaux mères) c'est un signal de référence et le signal abdominal (mère + fœtus) est indiqué comme un signal d'entrée dans le système et le signal de battement de cœur fœtal souhaité est obtenu du côté erreur.

Le signal fœtal est pris du côté entrée et elle est représentée par $d(n)$ et ces deux signaux (référence et entrée) sont donnés de manière à ce que le résultat final soit notre signal de battement de cœur fœtal souhaité $y(n)$.

$$e(n) = d(n) - y(n) = \text{rythme cardiaque fœtal.}$$

L'erreur obtenue $e(n)$ est renvoyée au filtre adaptatif et les poids du filtre sont mis à jour dans le filtre adaptatif et le processus est répété pour la sortie optimisée du signal de pulsation cardiaque fœtale. Ici, un seul filtre adaptatif est utilisé (figure 2).

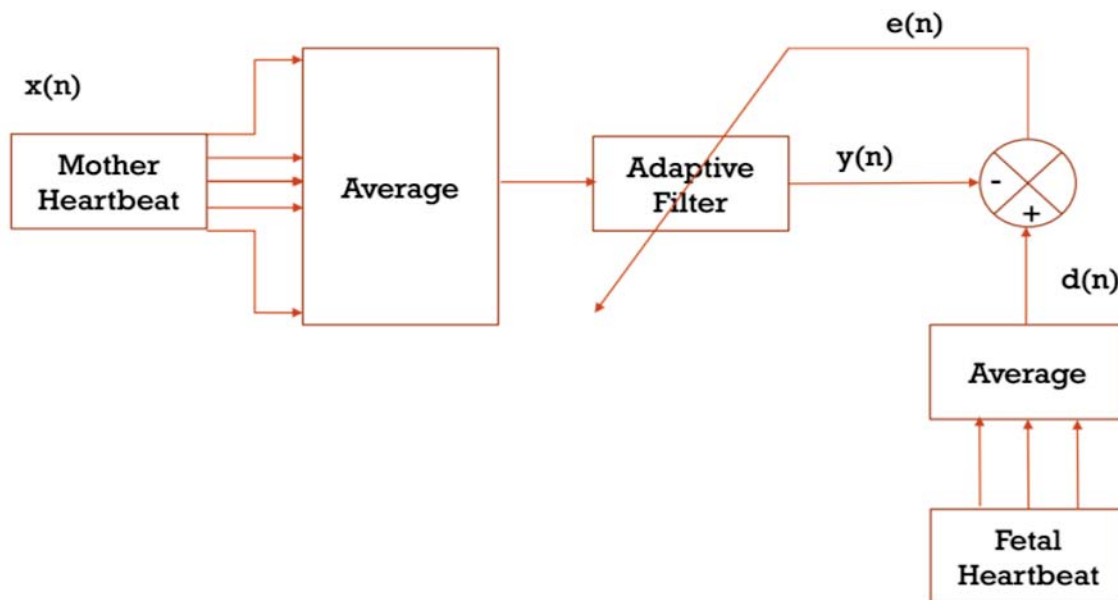


Figure.III.2 : Système SISO.

4. Algorithmes Adaptatifs

Différents types d'algorithmes adaptatifs utilisés dans un filtre adaptatif.

- ✚ LMS (Least Mean Squares).
- ✚ NLMS (Normalized Least Mean Squares).

4.1. Algorithme des moindres carrés (LMS)

L'équation (III.4) montre comment les poids et les coefficients de filtre sont mis à jour dans le système de gestion de l'apprentissage.

Le signal d'erreur $e(n)$ est donné par [46] :

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad \text{III.3}$$

Filtres / coefficients de filtre mis à jour donnés par [46] :

$$w(n+1) = w(n) + \mu \cdot e(n) \cdot x(n) \quad \text{III.4}$$

Où μ est le pas du filtre adaptatif, $w(n)$ est le vecteur des coefficients de filtrage, $e(n)$ est l'erreur et $x(n)$ est l'entrée du filtre [46].

- ✚ Utilise moins de calculs pour obtenir la minimisation des erreurs.
- ✚ Lent dans la convergence et sensible aux variations du paramètre de taille de pas.
- ✚ Requiert un nombre d'itérations égal à la dimensionnalité de l'entrée.
- ✚ Sa plage est comprise entre $0 < \mu < 2 / \lambda_{max}$.

4.2. Algorithme des moindres carrés normalisés (NLMS)

L'équation III.5. Les poids / coefficients du filtre montrent comment sont mis à jour dans NLMS [46].

$$w(n+1) = w(n) + \beta * e(n) * \frac{x(n)}{\|x(n)\|^2} \quad \text{III.5}$$

- ✚ Forme modifiée de l'algorithme standard LMS.
- ✚ Taille de pas variable dans le temps.
- ✚ Cette taille améliore la vitesse de convergence du filtre adaptatif.
- ✚ Range La plage de convergence d'est comprise entre 0 et 2.

5. Paramètres d'évaluation des performances

Les paramètres d'évaluation des performances sont constitués de deux paramètres :

5.1. MSE (erreurs quadratiques moyennes)

L'erreur quadratique moyenne est une manière d'évaluer la différence entre un estimateur et la valeur réelle de la quantité doit être calculée. Le MSE mesure la moyenne du carré de "l'erreur", avec la valeur d'erreur, dans lequel l'estimateur est différent de la quantité à estimer.

L'erreur quadratique moyenne (MSE) est définie par:

$$MSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F_i - O_i)^2}$$

Où :

F_i = les valeurs de la prévision des paramètres.

O_i = la valeur de vérification correspondante (observée ou analysée).

N = le nombre de points de vérification (points de grille ou points d'observations).

6. Extraction de la fréquence cardiaque fœtale

Afin de bien mener ce travail, nous avons utilisé MATLAB R2014a sur windows7.

MATLAB est un langage de calcul numérique constitué d'un noyau de routines graphiques et d'algorithmes de calculs préprogrammés auxquels viennent se greffer des modules optionnels spécialisés.

6.1. Signaux synthétiques

La méthode synthétique c'est une méthode dans laquelle le signal ECG maternel et fœtal est généré à l'aide de MATLAB.

Pour l'application de filtre adaptatif sur les signaux synthétiques, nous avons conçu notre propre organigramme basé sur la méthode donnée [Vamshadeepa.N, Priyanka.H.B, et al] [45].

6.1.1. Les étapes de la méthode synthétique

6.1.1.1. Création de signaux ECG dans MATLAB

MATLAB est utilisé pour simuler les formes de l'électrocardiogramme pour la mère et le fœtus.

A. Création du signal de battement de cœur maternel

MATLAB est utilisé pour simuler les formes de l'électrocardiogramme pour la mère et le fœtus en supposant une fréquence d'échantillonnage de 400 Hz.

B. Création signal de battement de cœur fœtal

Le cœur d'un fœtus est généralement caractérisé par :

- les battements plus vite que celui de sa mère.
- Rythme cardiaque de 120 à 160 battements par minute.
- L'amplitude de l'électrocardiogramme fœtal est également beaucoup plus faible que celle de l'électrocardiogramme maternel.

6.1.1.2. L'électrocardiogramme fœtal mesuré

L'ECG fœtal mesuré provenant de l'abdomen de la mère est généralement : dominé par le signal de battement de cœur de la mère qui se propage de la cavité thoracique à l'abdomen. Nous allons décrire ce chemin de propagation comme un filtre RIF linéaire à des coefficients aléatoires. De plus, nous ajoutons d'abord une petite quantité de bruit non corrélé afin de simuler les sources de bruit large bande comprises dans la mesure.

6.1.1.3. L'électrocardiogramme maternel mesuré

L'ECGm est obtenu à partir du thorax de la mère. L'objectif du suppresseur de bruit adaptatif est d'éliminer de manière adaptative le signal de battement de cœur de la mère : du signal d'électrocardiogramme fœtal. Le suppresseur de bruit adaptatif a besoin d'un signal de référence généré par un électrocardiogramme maternel pour effectuer cette tâche. Tout comme le signal d'électrocardiogramme fœtal, le signal d'électrocardiogramme de la mère contient un bruit de bande large additif.

6.1.1.4. Application du supprimeur de bruit adaptatif (ANC)

L'ANC peut utiliser la plupart des procédures adaptatives pour effectuer sa tâche. Pour simplifier, nous allons utiliser le filtre adaptatif LMS (minimum-square-mean) avec 15 coefficients et une taille de pas de 0,00007. Avec ces réglages, L'ANC converge raisonnablement bien après quelques secondes d'adaptation, certainement une période raisonnable d'attendre compte tenu de cette application de diagnostic.

Le diagramme suivant résume la méthode synthétique :

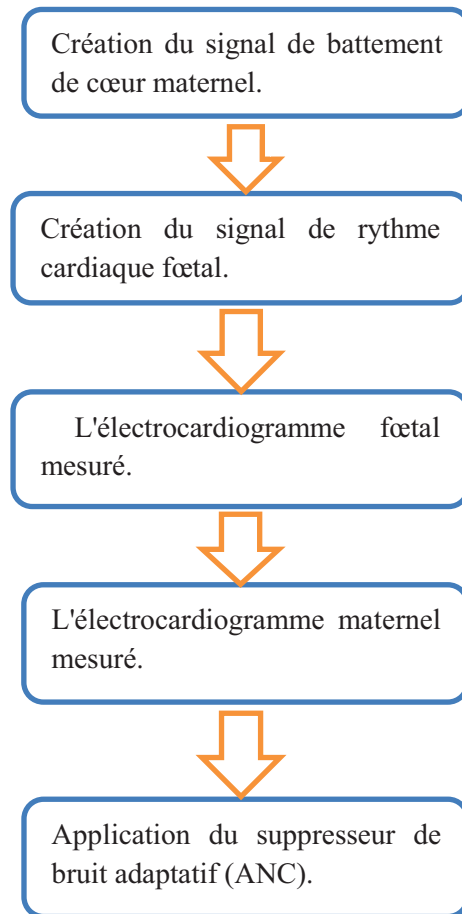


Figure. III.3 : Diagramme résume la méthode synthétique.

La figure.III.3 illustre le diagramme de l'algorithme proposé par [Vamshadeepa.N, Priyanka.H.B, et al], qu'on a implémenté sous MATLAB R2014a.

6.1.2. Les résultats de la méthode synthétique

La méthode synthétique permet de créer le signal de battement de cœur maternel et fœtal à l'aide de MATLAB, comme illustré la figure (figure.III.4), qui est combinés pour former une combinaison d'ECG maternel et fœtal en tant que "signal mesuré" (figure. III.).

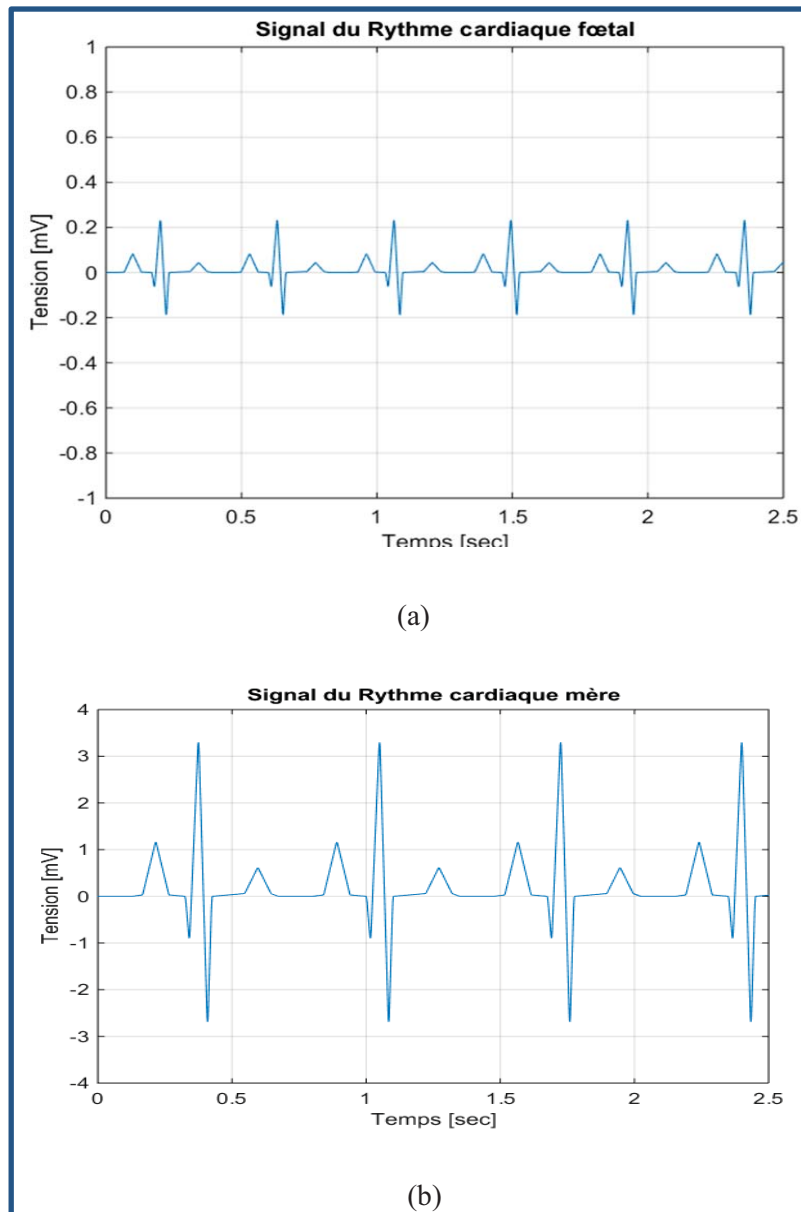


Figure. III.4 : Electrocardiogrammes générés par MATLAB. (a) : Electrocardiogramme maternel. (b) : Electrocardiogramme fœtal.

La figure.III.4 représente le signal de rythme cardiaque maternel (figure. III.4. (a)) et fœtal (figure. III.4. (b)) on remarque que l'amplitude de l'ECGm est plus grande que celle de fœtus.

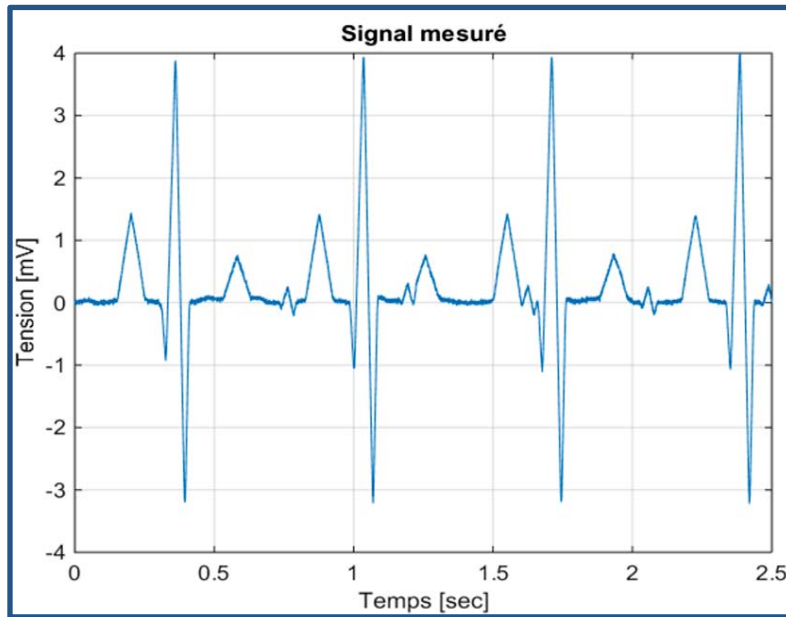


Figure.III.5 : Signal mesuré (ECGm + ECGf).

La figure .III.5 représente la somme de signal d’ECG maternel et l’ECG thoracique qui ont comme nom le signal mesuré.

Lorsque le signal mesuré (Figure.III.5) passe à travers le filtre adaptatif, ce signal est comparé au signal de référence et, comme l'ECG maternel est de grande amplitude est correspond au signal de référence, il est donc annulé. Avec l'ajout de poids au filtre, le signal ECGf n'est pas détruit. Par conséquent, l'ECG foetal est séparé d’ECGm.

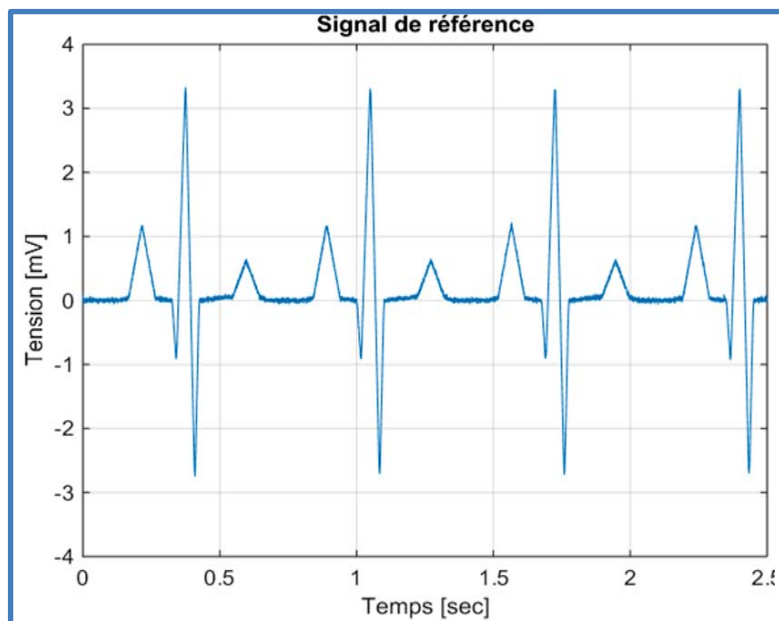


Figure. III.6: Signal de référence (ECG thoracique de la mère).

La figure.III.6 représente le signal de rythme cardiaque thoracique maternel, dans ce travail ont considéré ECG thoracique, comme un signal de référence (Figure.III.6).

Les résultats de l'application de filtre LMS avec ($\mu=0.00007$) sur le signal d'électrocardiogramme est illustrer dans la figure.III.7.

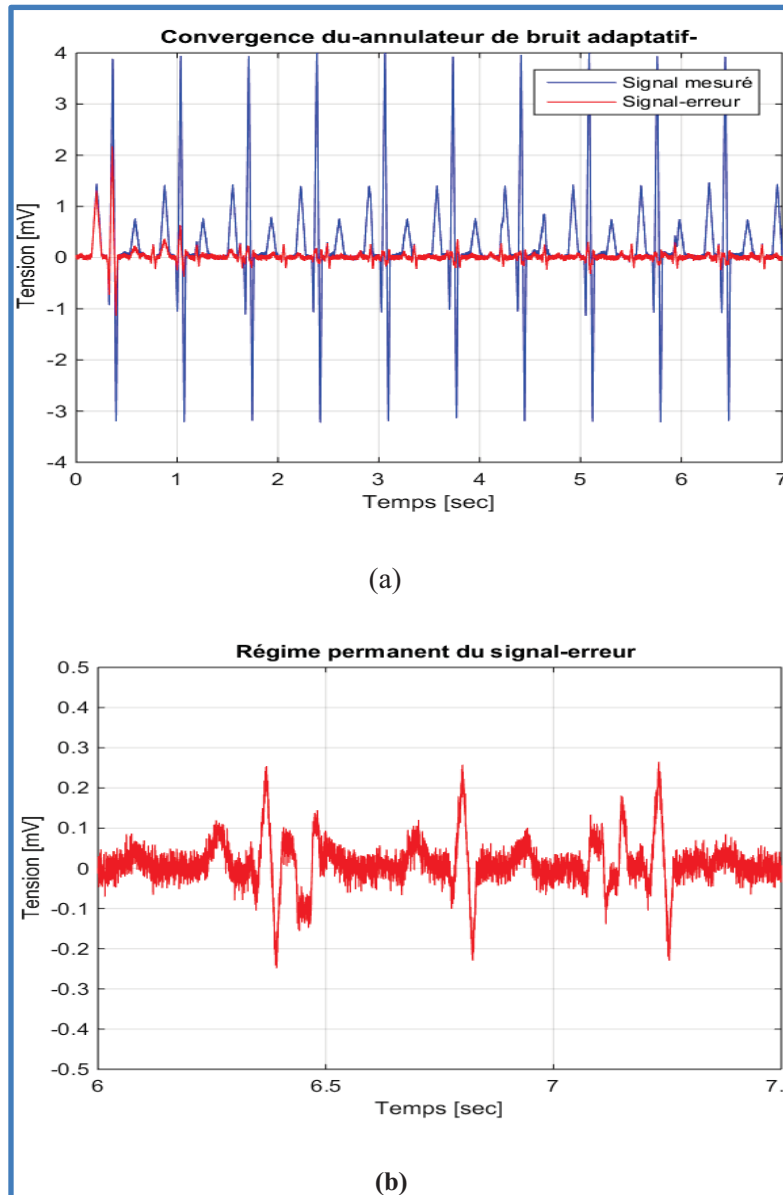


Figure.III.7 : Résultats de l'application de filtre LMS sur le signal d'électrocardiogramme synthétique. (a) : La convergence d'ANC. (b) : Signal d'erreur à l'état d'équilibre.

La figure .III.7. Représente le signal d'erreur à l'état d'équilibre et la convergence d'ANC

Nous remarquons que le résultat obtenu par l'application de la méthode donnée [Vamshadeepa.N, Priyanka.H.B, et al] ne donne pas les résultats souhaités.

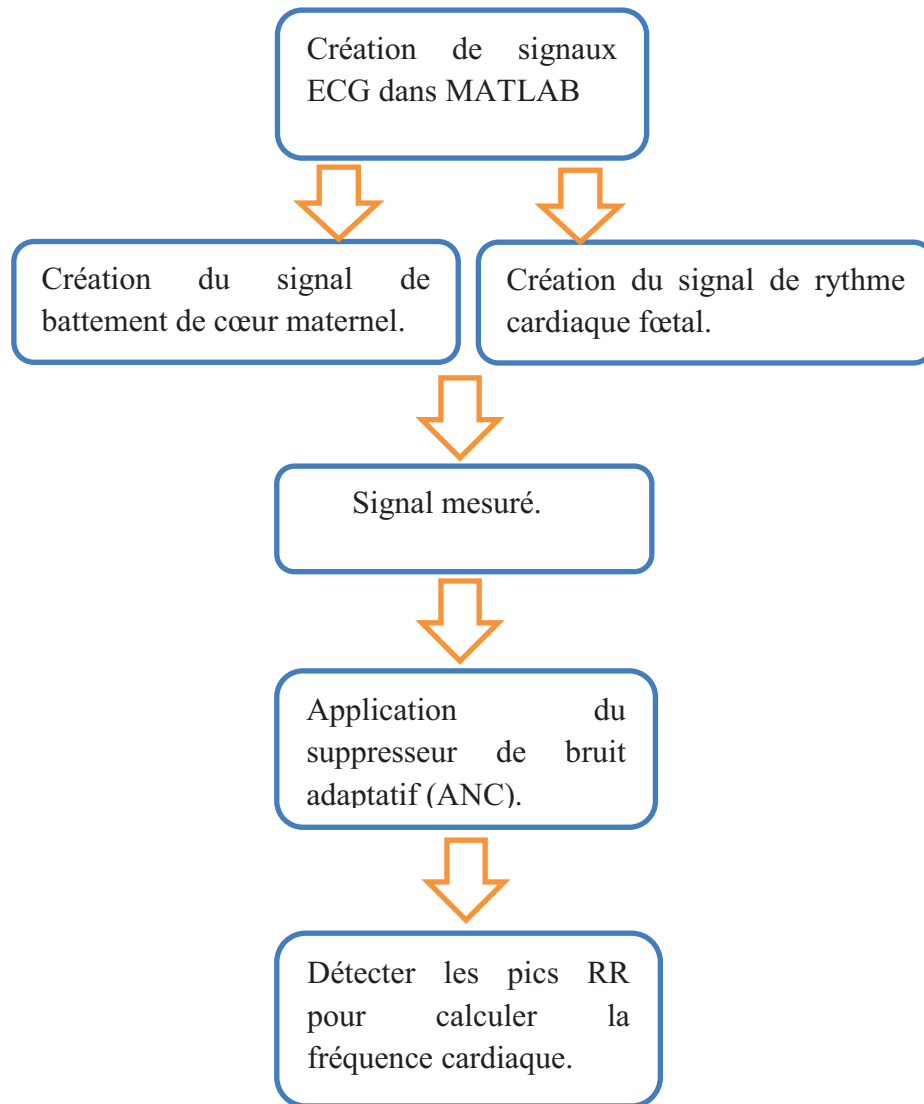


Figure. III.8 : Diagramme résume la méthode synthétique.

La figure III.8 montre notre modification par apport à la méthode donnée [Vamshadeepa.N, Priyanka.H.B, et al].

Ci-dessous, nous modifierons les pas de NLMS (β) et de LMS (maximum) en fonction des résultats souhaités, à savoir : erreur proche de zéro.

6.2. Calcul de l'erreur quadratique moyenne (MSE)

Les performances Les Valeurs	MSE	
	LMS (μ)	NLMS (β)
0.00001	0.1223	0.4204
0.007	0.0028	0.0237
0.01	0.0029	0.0039
0.24	INF	0.0012
0.5	INF	0.0030
1.0	INF	0.0035
1.5	INF	0.0040
2.0	INF	$7.69 \cdot e^3$

Tableau.III.1: Résultat de calcul l'erreur quadratique moyenne (MSE), pour LMS et NLMS.

Le tableau au-dessus présent l'erreur quadratique moyenne pour différents valeurs du pas de filtre LMS et NLMS.

Nous remarquons bien que le pas optimal pour LMS est $\mu=0.007$ et le pas optimal pour NLMS est $\beta=0.24$.

On remarque aussi que pour la même valeur de μ et β . le MSE pour LMS est moins élevé par rapport NLMS, donc LMS est plus précis que NLMS mais par défaut.

Par la suite on va appliquer la valeur optimal pour μ et β sur les signaux synthétiques et on va comparer les résultats, les figures suivant illustrent les résultats obtenir.

- Application LMS avec $\mu=0.007$:

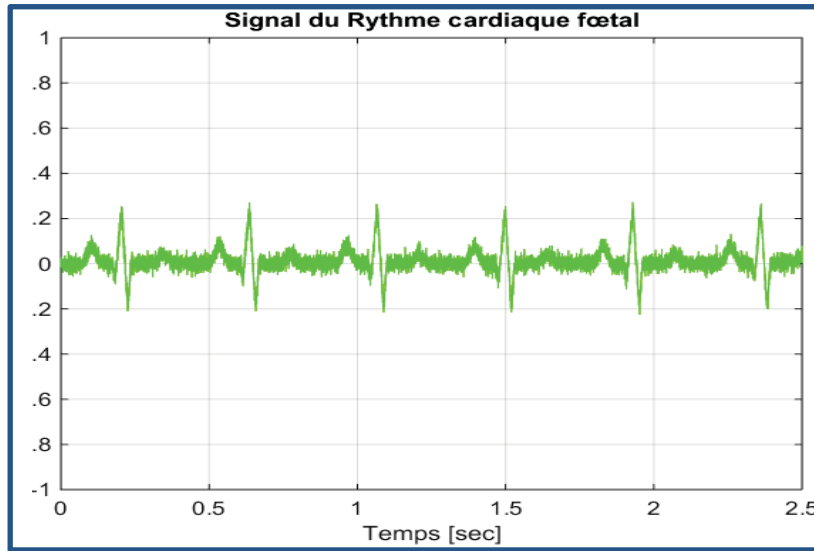


Figure. III.9 : le signal du rythme cardiaque fœtal extraire par l'application de filtre LMS avec une pas $\mu=0.007$ et $MSE= 0.0028$.

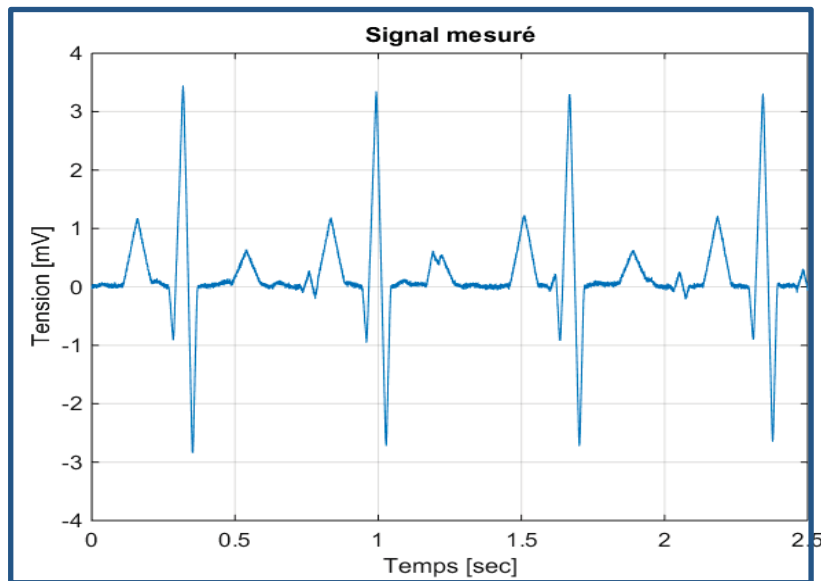


Figure. III.10 : le signal mesuré.

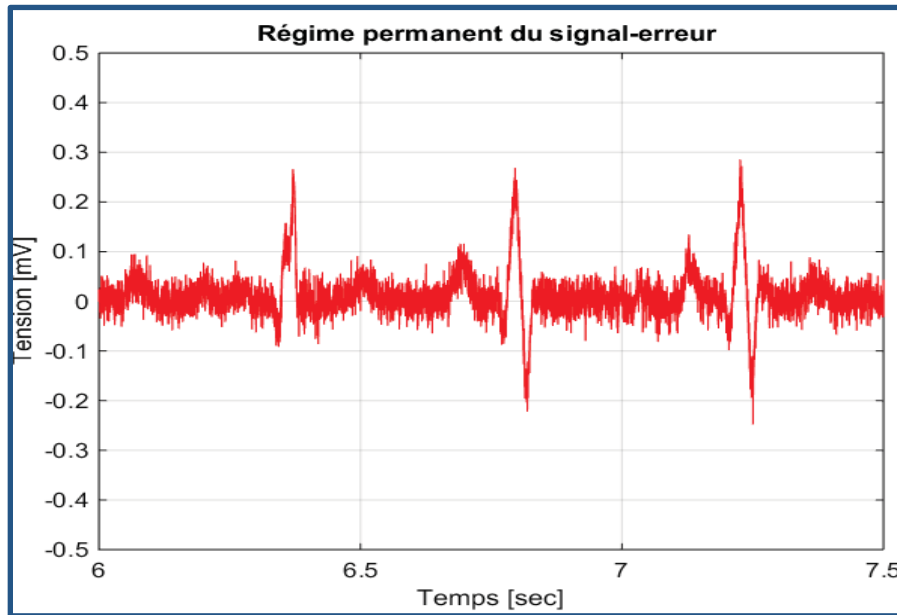


Figure.III.11 : Signal d’erreur a l’état d’équilibre par l’application de filtre LMS. avec une pas $\mu=0.007$.

Les figures III.9 et III.11 représente les résultats de l’application de LMS avec $\mu=0.007$.

- Application de NLMS avec $\beta =0.24$:

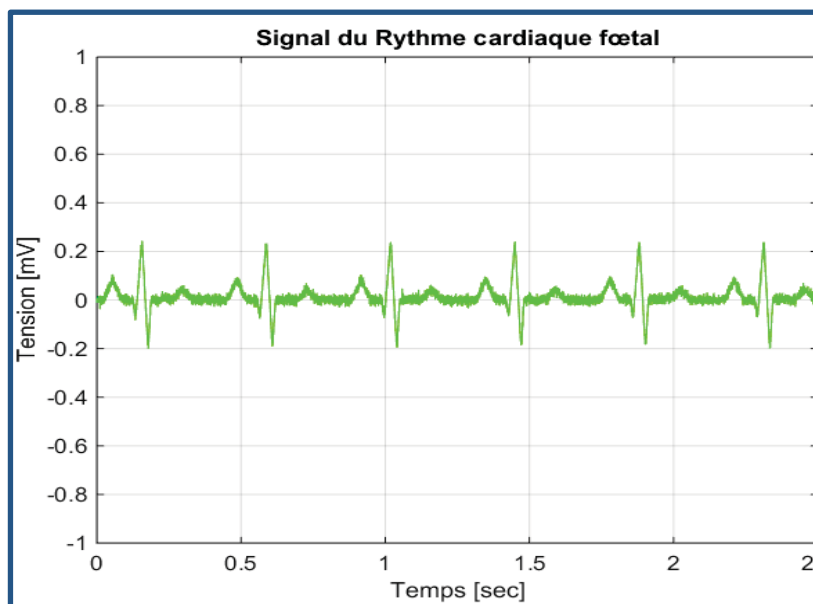


Figure. III.12 : Le signal du rythme cardiaque fœtal extraire par l’application de filtre NLMS avec $\beta=0.24$ et $MSE= 0.0012$.

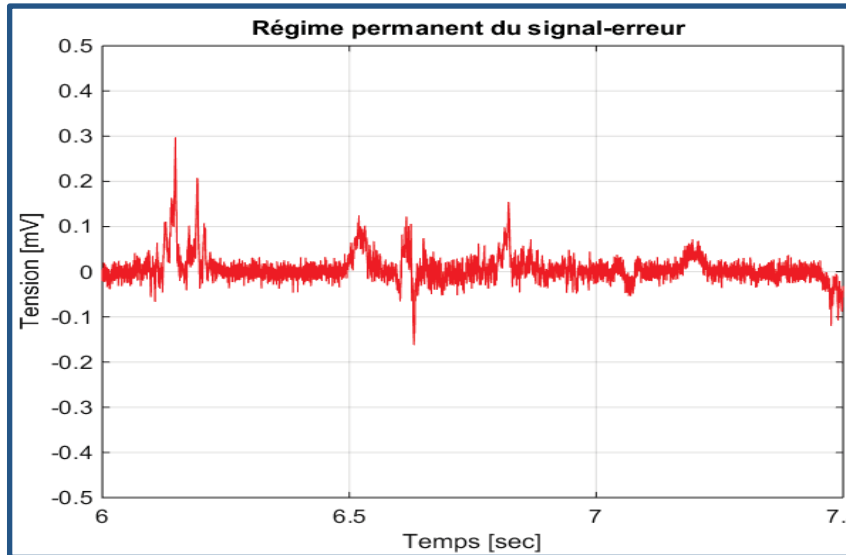


Figure.III.13 : Signal d’erreur a l’état d’équilibre par l’application de filtre NLMS. Avec $\beta=0.24$. et MSE= 0.0012.

Les figures III.12et III.13 représente les résultats de l’application de filtre NLMS avec $\beta=0.24$.

A la lumière des résultats obtenue nous constatons que l’algorithme NLMS donne des résultats plus précis que l’algorithme LMS.

6.3. Les signaux réels

Pour confirmer les résultats obtenus dans la méthode synthétique, on a implémenté des signaux réelles de type “.mat” sur notre programme Matlab dédié à l’extraction de la fréquence fœtale. C’est la deuxième phase de notre projet. Ces signaux réels contiennent des bruits de différentes sources, identifiés dans le premier chapitre. La figure suivante (figure. III.14) présente le signal de la moyenne des signaux abdominaux et thoraciques d’une femme enceinte.

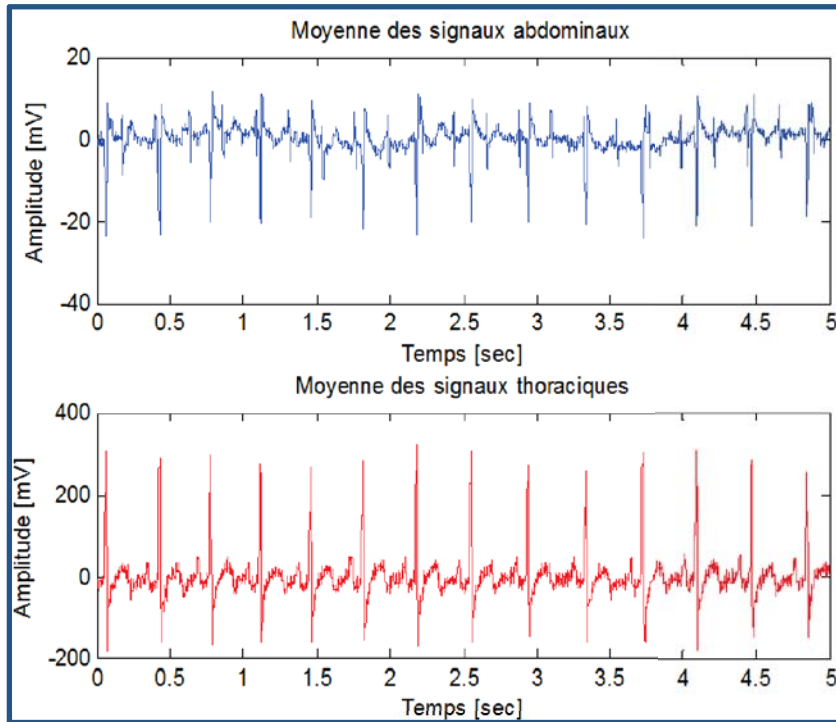


Figure.III.14 : la Moyenne des signaux abdominaux et thoraciques réels.

On remarque que l'amplitude de signal "Moyenne des signaux thoraciques" est entre 250 et -200 mV est plus grande que celle du signal "Moyenne des signaux abdominaux" [10 et -20mV].

6.3.1. Application de filtre LMS :

Le signal Moyenne des signaux abdominaux est par suites filtré, on a choisi le filtre LMS, qui simule le filtre souhaité en trouvant le coefficient de filtre qui est corrélé pour produire le signal d'erreur du LMS (différencié entre le signal souhaité (ECGf) et le signal réel(ECGa)).

Les figures suivants montrent les sorties de filtre LMS et par comparaison de l'amplitude des signaux obtenues avec l'amplitude de signal Moyenne des signaux thoracique on a trouvé que la figure. III.15. (a) correspondants au signal électrocardiogrammes foetal et la figure. III.15. (b) correspondants au signal électrocardiogramme maternel les résultats sont indiqués dans la (figure. III.15)

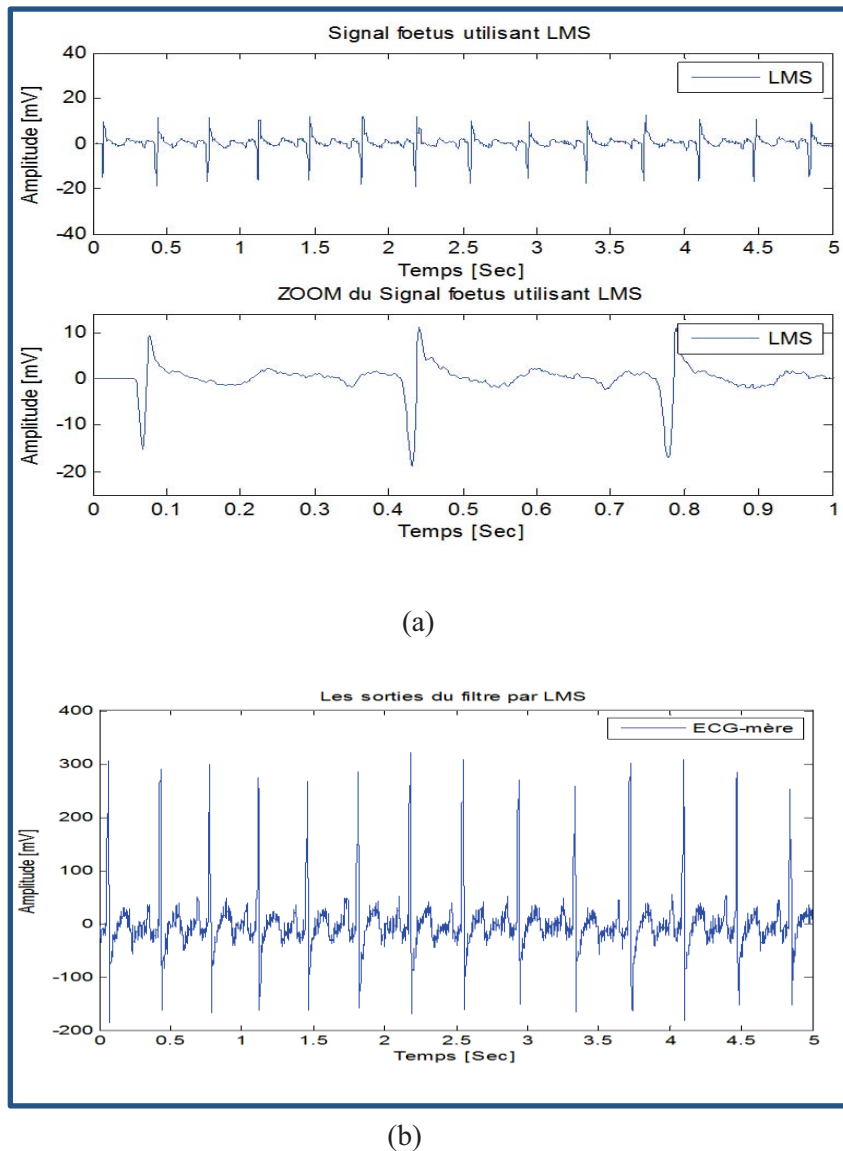


Figure. III. 15 : Résultats de filtre LMS (a) : Signal électrocardiogramme fœtal. (b) : Signal électrocardiogramme maternel

Nous avons remarque que l'amplitude de signal électrocardiogramme fœtal est compris entre (-10) et 10 mV, par contre l'amplitude de signal électrocardiogramme mère est comprise entre (-200) et 300mV.

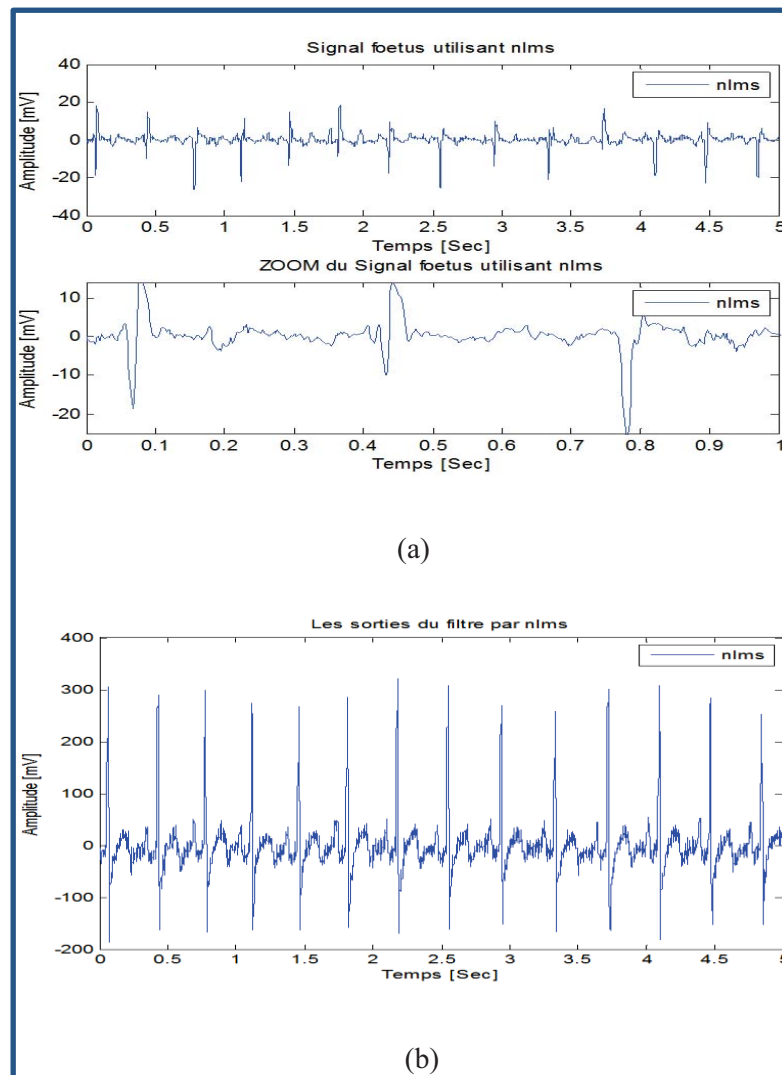
6.3.2. Application de filtre NLMS avec $\beta=0.24$ 

Figure. III.16: Résultats de filtre NLMS. (a) : Electrocardiogramme fœtal. (b) : Electrocardiogramme maternel.

Les graphiques résultats au-dessous illustrent les performances on peut résumer que Les signaux de NLMS sont plus convaincants que ceux de LMS.

- **Extraction de la fréquence cardiaque fœtale**

À partir des travaux d'expérimentation et des graphiques résultants, nous pouvons extraire la fréquence cardiaque fœtale en déterminant les intervalles R-R à partir de l'ECGf extraite.

La fréquence Les valeurs	La fréquence cardiaque de fœtus en BPM.		La fréquence cardiaque de la mère en BPM.	
	Synthétique	Réel	Synthétique	Réel
0.007(μ pour LMS)	131	162	147	163
0.24 (β pour NLMS)	130	160	144	162

Tableau.III.2 : la fréquence cardiaque pour la mère et le fœtus.

Le tableau III.2 représente la fréquence cardiaque de la mère et du fœtus, nous avons calculé la fréquence cardiaque par l'application du pas optimale pour LMS et NLMS.

Nous remarquons que la fréquence cardiaque fœtale est variée entre 130 et 131 BPM pour les signaux synthétiques, et entre 160 et 165 BPM pour les signaux réels. et la fréquence cardiaque maternelle est variée entre 144 et 147 BPM pour les signaux synthétiques, et entre 162 et 163 BPM pour les signaux réels.

À la lumière des résultats obtenus dans le tableau. III.2 On peut dire que l'algorithme NLMS donne des résultats satisfaisants et plus précis que LMS.

7. Conclusion

À partir des figures et des tableaux ci-dessus, nous pouvons conclure que l'algorithme NLMS fonctionne mieux et y'est plus efficace que l'algorithme LMS.

Comme résultats prouvés dans ce chapitre, nous avons pu extraire le signal ECGf et calculer par la suite la fréquence cardiaque fœtale.

Conclusion

Générale

Conclusion générale



La surveillance du rythme cardiaque fœtal est l'une des solutions possibles pour évaluer le bien-être du fœtus et diagnostiquer les anomalies éventuelles. Le signal ECG fœtal reflète l'activité électrique du cœur fœtal et fournit des informations précieuses sur son état physiologique.

L'étude menée sur le plan théorique, nous a permis de connaître un peu plus en détail l'anatomie et la physiologie de l'appareil cardiovasculaire humaine ainsi que l'étude du signal ECG fœtal et les contractions utérines.

Les techniques de traitement du signal numérique (le filtrage adaptatif) avec le logiciel MATLAB, fournissent les concepts réels et synthétiques ainsi que les bases théoriques de l'extraction du signal de battement cardiaque fœtal à partir du signal ECG d'origine.

Dans ce travail, la technique de filtrage adaptative du traitement du signal basée sur l'algorithme LMS et NLMS a été mise en œuvre afin d'obtenir les résultats souhaités. Car il a été utilisé pour étudier et mettre en œuvre l'extraction du rythme cardiaque fœtal à partir du signal ECG abdominal. Le filtrage adaptatif est capable d'extraire l'ECGf en tentant de modéliser et de soustraire la composante maternelle du signal abdominal; cependant, du fait que le ECGm et ECGf se chevauchent dans les domaines de temps et de fréquence, l'adaptation du filtre destiné à atténuer le ECGm mais malheureusement il atténue également partiellement le composant ECGf qui se produit simultanément.

L'algorithme d'extraction de l'ECG fœtal (ECGf) a été mis en œuvre avec succès à l'aide du suppresseur de bruit adaptatif (ANC). Après une mise en œuvre réussie, le signal ECG fœtal (ECGf) peut être extrait avec succès en utilisant l'algorithme LMS et NLMS. Les algorithmes LMS et NLMS sont implémentés par les codes MATLAB et par conséquent, les algorithmes LMS et NLMS implémentent ANC avec succès. Les performances de l'algorithme ont été vérifiées avec succès sur MATLAB et l'algorithme s'est avéré très efficace. Le signal ECG fœtal a été extrait et le rythme du signal et la fréquence cardiaque ont été calculés. Il a aussi été testé pour garantir un fonctionnement correct lorsque des signaux ECGm, ECGf sont détectés.

Conclusion générale



Enfin, le filtre adaptatif -employé pour sa capacité à supprimer le bruit- a été complété par un programme de traitement du signal pour détecter l'ECGf avec contournement du bruit résultant.

Comme perspectives, nous envisageons la mise en œuvre d'un autre algorithme, plus robuste avec moins d'erreurs comme le RLS, et également étudier la convergence de ces différents algorithmes.

Les références

Les références



- [1] Fotiadou.E, v.L.J.OEH,S.G.Oei et al. *''Enhancement of low-quality fetal electrocardiogram based on time-sequenced adaptive filtering''* Med Biol Eng Comput. Vol . 56, no .12, pp. 2313-2323, December 2018.
- [2] K. Prasanth, B. Paul, A. Balakrishnan, *''Fetal ECG Extraction Using Adaptive Filters''*. International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, Vol. 2,no.04,pp2320-3765, April 2013.
- [3] M. NIKNAZAR ,*'' Extraction and Denoising of Fetal ECG Signals, ''* Thèse de docteurat de l'université de grenoble, University of Grenoble, Grenoble (France), 2013.
- [4] CŒUR. [Consulté le 29 septembre 2019]. Disponible sur <<https://www.afblum.be/bioafb/coeur/coeur.htm>>
- [5] R.Maire,*'' précise de la sémiologie''*,2^e édition, 2008,368 p, ISBN 978-9961-0-0242-1.
- [6] H. DUEZ, B.TAELS,*'' Les inhibiteurs de DPP-4 : points communs et différences''*, Université Lille-Nord de France, Inserm, U1011 ; Institut Pasteur de Lille.
- Site web< <https://www.diabetologie-pratique.com/journal/article/les-inhibiteurs-de-dpp-4-points-communs-et-differences>>
- [7] DOCTEUR OLIVIER CHARON, [Consulté le 29 septembre 2019]. Disponible sur<<https://www.docteurlic.com/encyclopedie/circulation-du-sang.aspx>>
- [8] *''Schéma simplifié de la circulation sanguine ''* [Consulté le 18 septembre 2019]. Disponible sur<<https://www.assistancescolaire.com/enseignant/college/ressources/base-documentaire-en-sciences/schema-simplifie-de-la-circulation-sanguine-5scs0103/print?print=1&printSheet=1>>
- [9] Dr Michel COSTANTINI *'' anatomie image du tissu nodal''* [Consulté le 18 septembre 2019]. Disponible sur <http://expressiongeneraliste.chez.com/SOIREES/DOCS/tbles_du_rythme/page/rappels/tdr_r_ap_tissunodal.htm>
- [10] Fondation pour la Recherche Médicale [Consulté le 29 septembre 2019].Disponible sur <<https://www.frm.org/recherches-maladies-cardiovasculaires/troubles-du-rythme-cardiaque/quel-est-le-mecanisme-a-l-origine-des-battements-cardiaques>>

Les références



- [11] H. Jacobs. Futura santé. [En ligne]. [Consulté le 28 décembre 2016]. Disponible sur <<https://www.futura-sciences.com/sante/dossiers/medecine-coeur-organe-vie-1474/page/6/>>
- [12] Centre hospitalier universitaire vaudois. [En ligne]. [Consulte le 20 mars 2019]. Disponible sur <https://www.chuv.ch/fr/chuv-home/patients-et-familles/specialites-medicales/atlas-medical-thematique/coeur-et-vaisseaux/circulation-cardiaque-prenatale/>
- [13] SickKids .Surveillance fœtale. [En ligne]. [Consulté le 11 Septembre 2009]. Disponible sur <<https://www.aboutkidshealth.ca/fr/Article?contentid=402&language=French>>
- [14] R. Lydia, '' Réalisation d'un dispositif pour la détection de l'électrocardiogramme fœtal (FECG) et des contractions abdominales, '' Master en génie biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen (Algérie) ,2017.
- [15] Audrey de Girod-médical. [En ligne]. [Consulté le 3 mai 2019]. Disponible sur <<https://www.girodmedical.com/blog/stethoscope-pour-grossesse-comment-ecouter-bebe/>>
- [16] Gravidanza e test di screening prenatale .[Consulté le 24 septembre 2019]. Disponible sur < <https://www.gosalute.it/gravidanza-e-test-di-screening-prenatale/>>
- [17] [Consulté le 24 septembre 2019]. Disponible sur < <https://www.femmeactuelle.fr/enfant/grossesse/grossesse-5-choses-a-savoir-sur-lechographie-3d-2070133>>
- [18] F.Bretelle,R.Le Du,C. Foulhy, ''surveillance fœtale continue ou discontinue, télémétrie et centrale d'analyse''. Journal de Gynécologie et Biologie de la Reproduction, vol.37, no.1, pp.23-33, février 2008.
- [19] [Consulté le 24 septembre 2019]. Disponible sur <<https://www.canstockphoto.fr/pulsation-foetal-examen-47581327.html>>
- [20] A.Martin, ''Rythme cardiaque fœtal pendant le travail : définition et interprétation'', vol.37, no.1, pp.34-45, février 2008.
- [21] [Consulté le 1 septembre 2019]. Disponible sur <<http://ercf.univ-catholille.fr/wp-content/uploads/2014/10/08-05-RdB-fluctuant.jpg>>

Les références



[22] Support de cours, Comité éditorial pédagogique de l'UVMaF '' *Le Rythme Cardiaque Fœtal. (RCF)*'', International Federation of Gynecology and Obstetrics, FIGO News: Guideline for the use of fetal monitoring, Université Médical, mars 2011.

Site web: <<http://campus.cerimes.fr/maieutique/UE-obstetrique/rcf/site/html/cours.pdf>>

[23] L'analyse d'un CTG : Tocographie et RCF (Rythme Cardiaque Foetal). [Consulté le 18 septembre 2019]. Disponible sur <<https://letudiantmaieuticien.wordpress.com/2015/08/08/82/>>

[24] O.Souad, '' *analyse des signaux biomédicaux par des approches multifractales et entropiques : application à la variabilité du rythme cardiaque fœtal*,'' thèse de doctorat spécialité électronique, Université mouloud Mammeri Tizi-Ouzou (Algérie).

[25] [Consulte le 6 juillet 2019]. [Disponible sur] <<https://www.inhalotherapie.com/apprendre/electrocardiographie/derivations-peripheriques/>>

[26] [Consulte le 5 juin 2019]. Disponible sur <http://archive.cme.mcgill.ca/html/videos/hrt_org_ekg/980727fig2_6.html>

[27] J.Sende, urgentiste, pour la société EDNES.COM. APPRENDRE L'ECG. [En ligne]. [Consulte le 6 juillet 2019]. Disponible sur <http://www.ednes.com/ecg_ex/phyder5.htm>

[28] Disponible sur <<https://fr.depositphotos.com/stock-photos/depositphotos-148207755-stock-photo-ecg-chart-with-marked-qrs.html?filter=all>>

[29] B.Radhwane, '' *Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques*,'' thèse doctorat spécialité électronique biomédicale, Université Abou bekr belkaid Tlemcen (Algérie), 2013.

[30] R.Sameni¹, G.D. Clifford, '' *A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions*'' .Journal the Open Pacing, Electrophysiology & Therapy.vol.5pp.4-20, November 2010.

Site web <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3100207/>>

Les références



- [31] S. Noorzadeh, ''Extraction de l'ECG du fœtus et de ses caractéristiques grâce à la multi-modalité,'' Thèse de doctorat de la communauté université Grenoble alpes(France), 2015.
- [32] R.Moreau, '' Le simulateur d'accouchement BirthSIM : un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique, '' Thèse Doctorat Ecole Doctorale : Électronique Électrotechnique et Automatique (EEA), L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon(France) ,2007.
- [33] H.C.Ikram née BILLAMI'' *Classification des tracés CardioTocoGraphiques (CTG) d'un fœtus À l'aide de classifieurs multiples,*'' mémoire de Master en Informatique, Université Aboubaker Belkaid Tlemcen(Algérie) ,2011.
- [34] M.François '' *Filtrage adaptatif : théorie et algorithmes (traité IC2, série Traitement du signal et de l'image)*'' , Hermes Science Publications, 2005, 240 p, ISBN 2-7462-1174-2.
- [35] R.Begg, D.T.H. Lai, M.Palaniswami, ''*Computational Intelligence in Biomedical Engineering*'' , Taylor & Francis Group (États-Unis d'Amérique) 2008, ISBN 978-0-8493-4080-2.
- [36] F.MICHAUT, et al, '' *Filtrage adaptatif : théorie et applications théorie et algorithmes*'' 8e édition, Dunop, 2005, 242 p, ISBN 978-2-7462-1174-2.
- [37] L.Zakaria,D.Ayoub, ''*Filtrage adaptatif du signal électrocardiogramme (ecg)*,'' mémoire de Mastère Université Abou Bakr Belkaïd Tlemcen(Algérie) ,2014.
- [38] H.Simon ''*Adaptive Filter Theory*'' , 5^e édition, Pearson Education Harlow (England), 2014, 913p, ISBN 978-0-132-67145-3.
- [39] B.Maurice ''*Traitement numérique du signal : Théorie et pratique*'' , 8^e édition, Écoles d'ingénieurs Dunod, Paris(France), 2006,448 p, ISBN 2-1005-0162-3.
- [40] 3TC / Traitement du Signal.''6. *Filtrage adaptatif Introduction*'' .INSA-Lyon Département Télécommunications, Services & Usages, Avril 2017.Disponible sur<<http://m.20-bal.com/buhgalteriya/6526/index.html>>

Les références



- [41] F. Ali, P.Rawat, S.Malvia, '' *Comparative Analysis and Survey of LMS and RLS Adaptive Algorithms* ''. International Journal of Computer Applications.vol.161, no.3, pp. 0975 – 8887, March 2017.
- [42] M, H. HAYES, ''*STATISTICAL DIGITAL SIGNAL PROCESSING AND MODELING*'', Georgia Institute of Technology (États-Unis d'Amerique), 1996, ISBN 0-471 59431-8.
- [43] P. P.Kanjilal , ''*Adaptiv Prediction and Predictive Control*'' ,1^{ere} edition,The Institution of Engineering and Technology, Londres, Royaume-Uni,1995 ISBN 978-0-86341-193-9.
- [44] K.Sahu, R.Sinha, '' *Simulation of NLMS Adaptive Filter for Noise Cancellation* ''. IJEAS. Vol.2, pp27-29, January 2015.
- [45] N.Vamshadeepa, H.B .Priyanka,et V.Ashwini, '' *Extraction of Fetal ECG from Maternal ECG using Least Mean Square Algorithm* '' National Conference on Biomedical signal and Image Processing, no.4, Department de BME, India, 16 Novembre2016.
- [46] M.A.Shafiq, S.Ejaz,N.Ahmed, ''*Hardware Implementation of Adaptive Noise Cancellation over DSP Kit TMS320C6713* ''.SPIJ.vol.7,pp.75-86.2013.

Résumé



Résumé

Ce travail présente une méthode d'extraction de la fréquence cardiaque fœtale à partir d'un signal électrocardiogramme (ECG) abdominal basée sur une analyse de filtre adaptatif et suppression du bruit adaptative(ANC) .

On a identifié la technique de filtrage adaptatif comme un outil de traitement de signal clé pour l'extraction de la fréquence cardiaque. Cette technique utilise l'algorithme des moindres carrés (LMS) et l'algorithme des moindres carrés normalisé (NLMS) comme algorithmes adaptatif. Le signal ECG maternel obtenue de la cavité thoracique de la mère est utilisé comme signal de référence, et le signal ECG fœtal est extrait de l'ECG abdominal.

Mots clés : ECG maternel, ECG fœtal, Filtre adaptative, LMS, NLMS.

Abstract

This work presents a method of extracting fetal heart rate from an abdominal electrocardiogram (ECG) signal based on adaptive filter analysis and adaptive noise suppression (ANC) .

The adaptive filtering technique has been identified as a key signal processing tool for the extraction of heart rate. This technique uses the least squares algorithm (LMS) and the standard least squares algorithm (NLMS) as adaptive algorithms. The maternal ECG signal obtained from the mother's chest cavity is used as a reference signal, and the fetal ECG signal is extracted from the abdominal ECG.

Key words: Maternal ECG, Fetal ECG, Adaptive filter, LMS, NLMS.

ملخص

يقدم هذا العمل طريقة لاستخراج معدل ضربات قلب الجنين انطلاقاً من التخطيط الكهربائي البطني للأم و ذلك باستعمال المرشح التكيفي و إلغاء الضوضاء التكيفية (ANC).

تم تحديد تقنية الترشيح التكيفي كأداة رئيسية لمعالجة الإشارات لاستخراج معدل ضربات القلب، تستخدم هذه التقنية خوارزمية المربعات الصغرى (LMS) وخوارزمية المربعات الصغرى القياسية (NLMS) كخوارزميات تكيفية، يتم استخدام إشارة التخطيط الكهربائي القلبي للأم و التي تم الحصول عليها من تجويف صدر الأم كإشارة مرجعية، و يتم استخراج إشارة التخطيط الكهربائي القلبي للجنين من إشارة التخطيط الكهربائي البطني.