

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

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

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention : Génie Biomédicale
Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par :

Rafa Fares

Analyse de Signal EHG pour la Détection D'accouchement Prématuré

Proposé par :

Dr : I. ASSADI

2020-2021

Remerciements

En premier, nous tenons à remercier Dieu le tout puissant qui nous a donné la force et la patience pour accomplir notre travail.

En second, je remerciées vont tout droit à Mme I. Assadi pour tout ce qu'elle j'ai appris, pour son clan communicatif, sa présence, sa disponibilité, sa gentillesse et son soutien

Je vifs remercie vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre mémoire en acceptant d'examiner notre travail.

Je souhaite adresser mes remerciements les plus sincères aux personnes qui nous apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire.

Je tiens enfin à remercie du plus profond de mon cœur mes chers parents qui nous ont accompagnés et soutenus durant notre cursus.

Dédicace

Nous dédions ce modeste travail à :

Les prunelles de mes yeux Mamans, merci pour vos soutiens, vos prières, votre bienveillance et vos présences qui sont la source de notre force pour affronter les obstacles.

Mon ère, nos supports, nos pliés, nos soutiens de moral, êtres chers qui nous épaille à chaque fois pour atteindre nos objectifs.

Mes frères qui n'ont pas cessé de me conseiller, encouragé et nous soutenir tout au long de mes études.

Tous mes proches et amis qu'étaient présent pour moi ou m'ont aidé de près ou de loin.

Résumé :

Le développement des systèmes informatique pour l'enregistrement et l'analyse des signaux électriques utérins est devenu très important pour la surveillance et le diagnostic de la nature des accouchements. Le but de ce mémoire fi d'étude est basé sur l'analyse de signal electrohystogramme (EHG) pour la détection des accouchements prématurés.

En premier lieu, deux filtrages linéaires Butterworth et Tchebychev ont été utilisé avec une bonde de fréquence entre (0.2 et 1.2 Hz) pour filtrer le signal EHG. Une attention particulière est portée au filtre Butterworth vu les résultats trouvés dans cette partie ainsi que ses caractéristiques.

En deuxième lieu, la discrimination des contractions utérines avant et à terme des signaux EHG a été réalisée. La méthode de classification comprend l'étape d'extraction de paramètres pertinents à partir du signal EHG et l'étape de classification en utilisant l'algorithme KNN. La méthodologie de classification proposée a produit une justesse globale de 95% sur l'ensemble des 76 enregistrements de la base de données TPEHG.

Les mots clé :

Electrohystogramme (EHG), Contraction utérines , Accouchement Prémature, avant et à terme ,Classification , algorithme KNN , justesse

Obstact :

The development of computer systems for recording and analyzing uterine electrical signals has become very important for monitoring and diagnosing the nature of childbirth. The purpose of this thesis is based on electrohystogram (EHG) signal analysis for the detection of preterm deliveries.

First, two linear filters Butterworth and Chebyshev were used with a frequency bung between (0.2 and 1.2 Hz) to filter the EHG signal. Particular attention is paid to the Butterworth filter seen the results found in this section as well as its characteristics.

Second, the discrimination of uterine contractions before and at term from EHG signals was performed. The classification method includes the step of extracting relevant parameters from the EHG signal and classification step using the KNN algorithm. The proposed classification methodology produced an overall accuracy of 95% across all 76 records in the TPEHG database.

Keywords:

electrohystogram (EHG), classification , KNN algorithm , before and at term

ملخص

أصبح تطوير أنظمة الكمبيوتر لتسجيل وتحليل الإشارات الكهربائية للرحم مهمًا جدًا لمراقبة وتشخيص للكشف (EHG) طبيعة الولادة. يعتمد الغرض من هذه الأطروحة على تحليل إشارة مخطط كهربية القلب عن الولادات المبكرة

أولاً ، تم استخدام مرشحين خطيين بتر وورث وتشبيشيف بتردد يتراوح بين (0.2 و 1.2 هرتز) لتصفية نظرًا للنتائج الموجودة في هذا القسم Butterworth يتم إيلاء اهتمام خاص لمرشح EHG إشارة بالإضافة إلى خصائصه

تتضمن طريقة EHG. ثانيًا ، تم إجراء التمييز بين انقباضات الرحم قبل وعلى المدى من إشارات وخطوة التصنيف باستخدام خوارزمية EHG التصنيف خطوة استخراج المعلومات ذات الصلة من إشارة أنتجت منهجية التصنيف المقترحة دقة إجمالية تبلغ 95٪ عبر جميع السجلات الـ 76 في قاعدة KNN. TPEHG بيانات

Liste des figures :

Figure 1.1: localisation de l'utérus	4
Figure 1.2 : La contraction utérine	5
Figure 1.3 :-Gauche ,contraction utérine à mi- grossesse et densité spectrale de puissance (DSP) associée. -Droite ,contraction utérine enregistrée fin de la grossesse et densité spectrale associée.....	15
Figure 1.4 : la variation de pression utérine - l'activité électrique	17
Figure 2.1 : Le placement des électrodes sur l'abdomen, au-dessus de.....	20
Figure 3.1 : Schéma synoptique général du prétraitement du signal EHG.....	28
Figure 3.2 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1662m de la base de données TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.	33
Figure 3.3 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1660m de la base de donnée TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.....	34
Figure 3.4 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1659m de la base de donnée TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.....	Erreur ! Signet non défini.
Figure 3.5 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg 1511 m de la base de données TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3	36
Figure 3.6 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1518m.....	37
Figure 3.7 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1520m de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.	38
Figure 3.8 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1526m de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3	39
Figure 3.9 : l'amplitude et la phase de chacun des filtres.....	41
Figure 3.10 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la.....	43
Figure 3.11 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la base de	44
Figure 3.12 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la base.....	45
Figure 3.13 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base de.....	46
Figure 3.14 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base.....	47
Figure 3.15 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base de données, TPEHG (a)E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.	48
Figure 4.1 : Algorithme de détection des paramètres	53
Figure 4.2 : Organigramme de la méthode de classification proposée.....	57
Figure 4.3 : Contenu fréquentiel pour les 3 signaux.....	58
Figure 4.4 : Densité spectrale de puissance pour les 3 signaux.....	59
Figure 4.5 : variance pour les 3 signaux.....	59
Figure 4.6 : Ecart type pour les 3 signaux	60
Figure 4.7 : exemple de la distribution du paramètres A4 AT et AVT pour les signaux des 3 canaux.....	62
Figure 4.8 : exemple de la distribution du paramètres A3 AT et AVT pour les signaux des 3 canaux.....	63
Figure 4.9 : Justesse de la méthode de classification proposée	64

Abbreviation

ARMA = Autoregressive Moving Average.

AT = a terme.

AVT = avant terme .

AP = Accouchement Prématuro.

A1 = le contenu fréquentiel du signal EHG .

A2 = la densité spectrale de puissance .

A3 = la variance .

A3 = l'écart type du signal .

CRAP = Coefficients de Risques d'accouchements Prématuro.

DSP = Densité Spectrale de Puissance .

DWT = Discrete wavelet Transform.

ECGm = Electrocardiogramme maternel .

EMD = Décomposition en Mode Empirique .

EMG utérin = Electromyogramme utérin.

EHG = Electrohistogramme.

Fe = Fréquence d'échantillonnage .

FFT = Transformation de Fourier Rapide .

FMI = Fonction de Mode Intrinsèque .

KNN = K-Nearest Neighbor.

MAP = Menaces d'accouchements Prématuro.

MSE = Mean Square Error .

PCA= Principal Component Analyse.

RCF = Rythme Cardiaque Fœtal .

RWE = Relative Wavelet Energy.

SA = Semaines d'aménorrhée.

SNR = Rapport Signal sur Bruit .

STD = Déviation standard du signal.

SVM = Support Vector Machine .

TOCO = Cardiotocographe .

TPEHG = Term -Preterm Electrohystogramme data base .

US = ultrasons.

VAR = Variance du Signal.

WFDB = fichier pour enregistrements des signaux .

WHO = World Health Organisation.

Table des matières

Introduction Générale	1
Chapitre 01 Accouchement Prématuroé	
1.1 Introduction	3
1.2 Physiologie de l'utérine	3
1.2.1 Muscle utérin.....	3
1.2.2 Activités de l'utérine.....	4
1.2.3 Facteurs influençant l'activité utérine.....	7
1.3 L'accouchement prématuré	8
1.3.1 Accoucher avant terme :	8
1.3.2 Les causes d'un accouchement Prématuroé	9
1.3.3 La prévention de l'accouchement avant le terme.....	10
1.3.4 Menaces d'accouchements prématurés MAP.....	11
1.4 Méthodes de Détection des MAP	12
1.4.1 Cardiotocographe	12
1.4.2 L'ultrasonographie.....	13
1.4.3 Examen cervical et test de stimulation mammaire	13
1.4.4 Détection du rythme circadien de l'activité utérine	14
1.4.5 Electromyogramme utérin	14
1.5 Électrohystogramme (EHG).....	15
1.6 Conclusion	17
2 chapitre 02 Filtrage de Signal EHG	
2.1 Introduction.....	18
2.2 Base de données TPEHG.....	18
2.2.1 Description de la base de données TPEHG.....	18
2.2.2 Les enregistrements de la base	19
2.3 Extraction des signaux EHG	20
2.4 Filtrage standard de la base de données.....	21
2.5 Les fichiers de la base	21
2.5.1 Le fichier header (*.hea).....	21
2.5.2 Le fichier de donnée (*.dat)	22

2.5.3	Le fichier d'accompagnement (*.smr)	23
2.6	Recherches bibliographiques	23
2.7	Conclusion	27
3	Chapitre 03 Filtrage de signal EHG	
3.1	Introduction.....	28
3.2	Filtrage de signal EHG.....	29
3.3	Les Filtres Linéaires pour le Traitement de l'EHG.....	30
3.3.1	Filtre de Butterworth.....	30
3.3.2	Filtre de Chebychev	31
3.4	Résultats et discussions.....	32
3.5	Les paramètres d'évaluation des performances des filtres	40
3.5.1	L'Erreur moyenne quadratique (MSE).....	41
3.5.2	Rapport signal sur bruit (SNR)	42
3.6	Conclusion	49
4	Chapitre 04 Detection d'accouchement premature	51
4.1	Introduction.....	51
4.2	Identification et détection des paramètres du signal EHG	52
4.2.1	Contenu fréquentiel du signal EHG	52
4.2.2	Densité spectrale de puissance du signal EHG	52
4.2.3	La variance du signal EHG.....	52
4.2.4	Déviati on standard du signal EHG	53
4.3	Algorithme de détection des paramètres	53
4.4	Classification du signal EHG.....	54
4.4.1	Elaboration de la méthode de classification proposée	54
4.5	Résultats et discussion	58
4.6	Comparaison.....	65
4.7	Discussion	66
4.8	Conclusion	67
	Conclusion Générale.....	69
	Perspectives.....	70

Introduction générale

Jour après jour, on reconnaît l'importance du suivi du fœtus et de la femme enceinte à la fois. Ce suivi peut être réalisé par plusieurs méthodes et techniques et ne concerne pas seulement les instants qui précèdent l'accouchement, un bon suivi est celui qui démarre dès les premiers mois de la grossesse.

L'humanité connaît une augmentation constante du nombre de naissances avant terme (avant 37 semaines de gestation) d'après l'organisation mondiale de la santé (World Health Organisation (WHO)), on estime que 15 millions de bébés naissent trop tôt chaque année. C'est plus de 1 bébé sur 10. Environ 1.055 million d'enfants meurent chaque année suites à une naissance prématurée. De nombreux survivants sont handicapés au cours de leur vie, notamment en raison de troubles d'apprentissage, de troubles visuels et auditifs.

Au niveau mondial, la prématurité est la principale cause de décès chez les enfants de moins de 5 ans. Et dans presque tous les pays disposant de données fiables, les taux de prématurité augmentent. Les inégalités de taux de survie à travers le monde sont frappantes. Dans les pays à faible revenu, la moitié des bébés nés à moins de 32 semaines (2 mois plus tôt) décèdent des suites d'un manque de soins réalisables et rentables, tels que chaleur, soutien à l'allaitement et soins de base en cas d'infections et de difficultés respiratoires. Dans les pays à revenu élevé, presque tous ces bébés survivent.

Un des enjeux pour tenter d'améliorer la prise en charge des menaces d'accouchements prématurés serait d'en fiabiliser le diagnostic. Cela permettrait d'une part de cibler une population réellement à risque d'accouchement prématuré qui nécessiterait une prise en charge et un suivi spécifique. D'autre part cela permettrait de diminuer la surveillance et le nombre d'hospitalisations de patientes qui finalement n'accoucheront pas prématurément.

L'électrohystographie (EHG) est une technique permettant l'enregistrement des signaux électriques de l'utérus. Cette technique est principalement appliquée chez la femme enceinte pour étudier les bouffées électriques du myomètre responsables des contractions utérines. En effet la contraction d'un muscle en général et du myomètre en particulier est la conséquence d'une activité électrique générée par les cellules qui le composent. L'analyse de l'activité électrique de l'utérus par EHG semble être une technique prometteuse pour améliorer le diagnostic et la surveillance des patientes à risque d'accouchement prématuré.

Dans la suite des travaux réalisés pour la détection, le traitement et la classification des événements dans le signal EHG, notre travail s'est orienté vers la classification des contractions à partir des signaux EHG, afin de séparer les deux types d'accouchement : accouchement prématuré avant terme et accouchement à terme.

Ce mémoire est organisé de la manière suivante :

Le chapitre 1 : est une présentation globale du problème traité. Nous commençons par la description de l'objectif global de l'étude, puis nous abordons la physiologie associée à l'électrohystographie (EHG) utérins. Ensuite nous décrivons les menaces d'accouchements prématurés (MAP) et les différentes méthodes de détection de ces MAP. Nous présenterons ensuite la forme et le contenu des signaux L'électrohystographie (EHG).

Le chapitre 2 : Dans ce chapitre, Nous allons présenter dans la première partie la base de données TPEHG que nous avons utilisé pour l'étude des accouchements à terme et avant terme. Dans la deuxième partie nous allons présenter une étude bibliographique sur les techniques et les méthodes utilisées pour la classification et la séparation des deux signaux à terme et avant terme.

Le chapitre 3 : Dans la première partie de ce chapitre, nous allons présenter des définitions mathématiques des filtres utilisés dans cette étude Butterworth et chebychev I. Ensuite, on s'est concentré sur le filtrage des signaux EHG à terme et avant terme. La première étape a été consacrée au filtrage en utilisant les deux filtres Butterworth et chebychev I en fixant la bande de fréquence bien définie. La méthode de filtrage proposée a été validée en utilisant la base de données TPEHG. Enfin, nous avons fait une comparaison entre les résultats des deux filtres pour choisir le filtre qui donne les meilleurs résultats.

Chapitre 4 : On discutera dans ce chapitre l'importance de l'extraction des paramètres pertinents des signaux EHG. Les résultats obtenus seront utilisés pour la classification des deux types de contraction avant terme et à terme AVT et AT discutés et comparés. Des séries de tests et de comparaisons ont été effectuées pour évaluer l'efficacité de la méthode de classification des contractions avant terme et à terme proposées en utilisant une base de données internationale pour le signal EHG.

Une conclusion générale et une discussion de ce mémoire sont présentées à la fin avec des propositions pour les travaux futurs possibles.

Chapitre 01

Accouchement prématuré

1.1 Introduction

L'accouchement prématuré (AP) défini comme l'accouchement avant la fin de la 37 - ème semaine de gestation est la principale cause de morbidité et de mortalité néonatales. Une clé pour traiter l'AP est sa détection précoce [1]. L'un des marqueurs les plus prometteurs de l'AP est l'activité électrique de l'utérus. A cet effet, la méthode la plus représentative est l'électrohystogramme (EHG), activité électrique utérine enregistrée sur l'abdomen de la femme dépend principalement de deux facteurs : l'excitabilité des cellules utérines et la propagation de l'activité électrique dans le muscle utérin [2]. Ce signal peut être enregistré à partir de la peau par un matériel de détection les électrodes.

Dans ce chapitre, nous commençons par la description de la physiologie utérine ainsi que les accouchements prématurés. Puis, nous présentons des menaces d'accouchements prématurés (MAP) et des différentes méthodes de détection de MAP. Nous présenterons ensuite la forme et le contenu des signaux EHG et quelques caractéristiques des évènements contenus dans l'EHG utérin. La dernière partie de ce chapitre est dédiée à la présentation des différentes étapes de traitement qui ont été jusqu'alors mises en œuvre pour la classification de l'EMG utérin.

1.2 Physiologie de l'utérine

1.2.1 Muscle utérin

Le muscle utérin est un muscle lisse unitaire ou muscle lisse viscéral. Le nom de muscle lisse unitaire vient du fait que les fibres le constituant forment une unité fonctionnelle telle qu'elles sont excitées et se contractent ensemble. Un tel groupe de cellules formant une unité fonctionnelle est appelé syncytium fonctionnel (voire fig1.1).

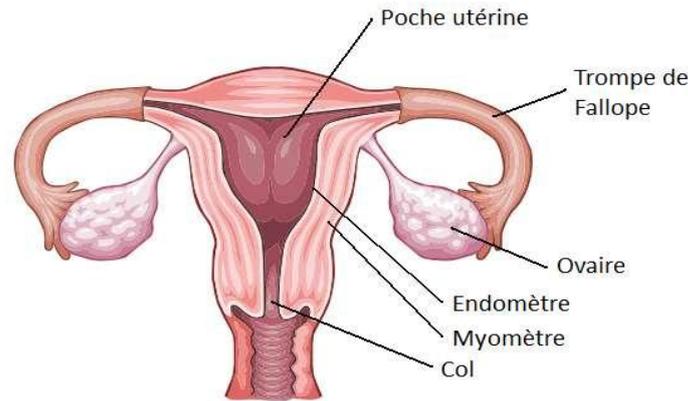


Figure 1.1: localisation de l'utérus

1.2.2 Activités de l'utérine

1.2.2.1 Activité mécanique de l'utérus

L'activité mécanique de l'utérus non gravide est cyclique et dépend du cycle hormonal menstruel ainsi que le jeu des protéines contractiles constitutives. Les contractions utérines pendant la grossesse, appelées contractions de Braxton Hicks, sont dues à l'activité du myomètre qui est composé de fibres musculaires lisses, de tissu conjonctif et de nombreux vaisseaux. Ce qui fait, la croissance et la contraction utérine entraînent une verticalisation progressivement complète des fibres. L'effacement et la dilatation du col seraient la conséquence exclusive de la contraction utérine. La forme de l'utérus gravide diffère selon l'âge de la gestation (selon le modèle de la baudruche que l'on gonfle), et ceci est en rapport avec la tension pariétale locale et l'épaisseur du myomètre [3]:

- une première phase (6-30 semaines d'aménorrhée) serait caractérisée par la distension de l'espace fundique et l'excroissance sphérique de l'entonnoir supra-isthmique .
- dans un deuxième temps, les renforcements isthmiques supra-cervicaux s'incorporent au corps utérin .
- les derniers mois de la grossesse sont marqués par la distension du fond utérin, qui s'amincit sous la poussée de la croissance fœtale.

En d'autres termes, pour obtenir une pression expulsive identique à celle d'un utérus non gravide, les fibres musculaires de l'utérus à terme devront développer une

tension très supérieure, obtenue vraisemblablement par modification des caractéristiques biochimiques des fibres musculaires, mais également par une augmentation de la taille (hypertrophie) et du nombre des cellules musculaires (hyperplasie).

Pour le diagnostic du travail, il faudra distinguer les contractions utérines de « travail » des Contractions Utérines de Braxton-Hicks, la figure 1. 2 présente la contraction utérine. Celles-ci peuvent s'observer dès 20 SA et devenir douloureuses au cours du dernier mois de grossesse. Elles sont responsables du « faux travail ». L'étude de la pression intra-amniotique au cours d'une contraction utérine permet de mettre en évidence : une phase ascendante rapide,

- Une phase descendante plus longue qui ramène la pression au niveau du tonus de base,
- Une phase de repos entre 2 contractions.

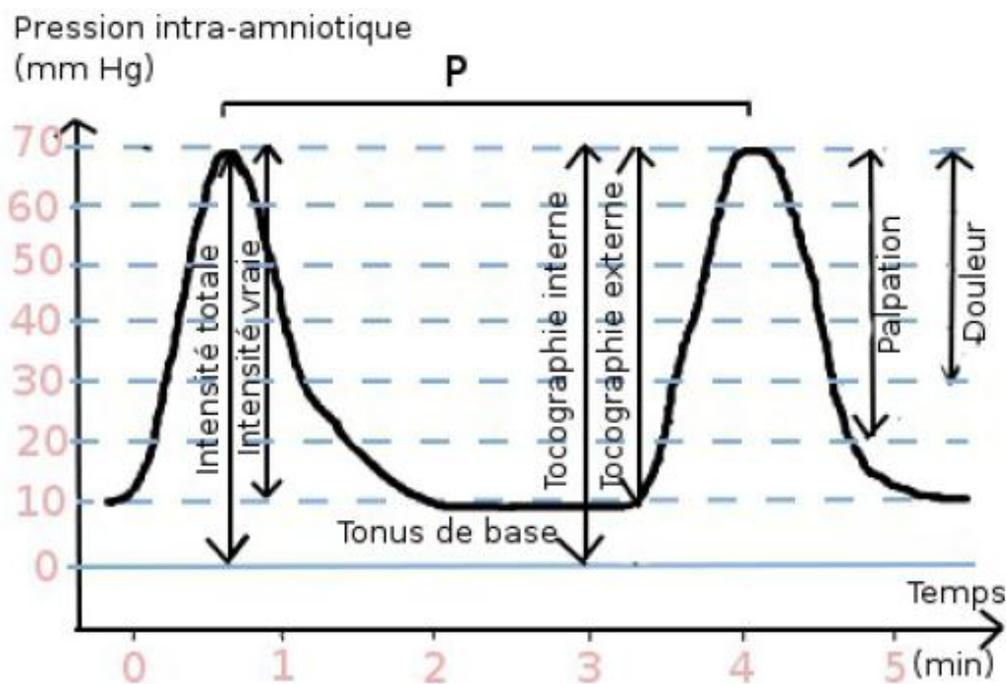


Figure 1.2 : La contraction utérine

1.2.2.2 L'activité électrique de l'utérus

La contractilité utérine est la conséquence directe de l'activité électrique sous-jacente des cellules du myomètre [4]. Ce sont donc les modifications des caractéristiques de l'activité électrique des myocytes qui sont la cause des modifications des caractéristiques de la contraction. L'activité électrique d'une contraction physiologique de la grossesse est différente de celle provoquant une contraction de travail [5]. Deux notions semblent importantes pour rendre compte de l'activité électrique du myomètre : d'une part l'excitabilité cellulaire et d'autre part la synchronisation de l'activité électrique de l'ensemble des cellules du muscle utérin.

a) L'excitabilité cellulaire

La cellule myométriale est une cellule excitable, c'est-à-dire qu'elle est capable de décharger des bouffées de potentiels d'action (PA) en réponse à une dépolarisation suffisante de son potentiel de membrane, supérieure à son seuil de dépolarisation. Ce seuil de dépolarisation est lié à la présence et à la perméabilité des différents canaux ioniques localisés au niveau des membranes des cellules musculaires. Au cours de la grossesse, les modifications des caractéristiques de la répartition des canaux ioniques expliquent qu'il y ait une augmentation de l'excitabilité cellulaire à l'approche du travail [6,7]. En effet, il existe vers la fin de la grossesse une augmentation de la synthèse des différents canaux protéiques (Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Cl^-) ce qui favorise la dépolarisation cellulaire. Notons également que l'augmentation des canaux ioniques calciques voltage-dépendant vers la fin de la grossesse permet une entrée massive de calcium extra cellulaire dans le cytoplasme de la cellule, secondairement aux potentiels d'action. Ceci permet une augmentation de la contractilité de la fibre musculaire au moment du début de la parturition.

b) La propagation de l'activité électrique et la notion de synchronisation

Les contractions utérines provoquant l'accouchement sont caractérisées par une activité régulière, intense, synchrone et diffusée à l'ensemble du muscle utérin en quelques secondes. Ce type de contraction est la conséquence d'une activité électrique propagée à l'ensemble du myomètre. La propagation de l'activité au niveau utérin permet d'introduire la notion de synchronisation de l'activité électrique des myocytes. D'une manière générale la synchronisation d'un ensemble de cellules représente le fait que

chacune d'elles va être le siège d'une activité électrique qui sera temporellement liée aux autres avec un délai plus ou moins court. La synchronisation peut être plus ou moins importante selon que les signaux électriques ont une corrélation plus ou moins forte entre eux.

En effet pour une propagation maximale, la synchronisation des signaux sera forte : l'importance de la synchronisation des signaux électriques lors d'une contraction pourrait donc être le marqueur du type de contraction [8]. Plus la synchronisation des bouffées contractiles est forte plus la contraction pourrait provoquer l'accouchement. La synchronisation de l'activité électrique à l'ensemble du myomètre semble donc indispensable à l'obtention de contractions utérines de travail.

1.2.3 Facteurs influençant l'activité utérine

L'activité contractile de l'utérus est principalement dominée par l'influence d'hormones dont les actions sont explicitées ci-dessous :

- stéroïdes ovariens (œstrogène et progestérone) : au début de la grossesse, les œstrogènes et la progestérone sont secrètes au niveau ovarien par le corps jaune formé après l'ovulation. Dans les 6 derniers mois de la grossesse, la production de ces stéroïdes est entièrement due à la sécrétion placentaire. Juste avant le travail, on observe une augmentation du rapport œstrogène/progestérone. Cependant, le niveau urinaire ou plasmatique de ces hormones ne représente pas directement leur concentration au niveau myométrial.

Les œstrogènes ont pour effet de provoquer une hypertrophie utérine et d'augmenter la concentration en protéines contractiles. Ils favorisent aussi la formation de « gap junctions ». Ces « gap junctions » sont des jonctions permettant la communication intracellulaire directe. Leur rôle principal est donc de faciliter la propagation de l'activité contractile.

- l'ocytocine est produite par la glande pituitaire. Dans l'espèce humaine, la sensibilité à l'ocytocine augmente progressivement au cours de la grossesse, jusqu'à atteindre un pic peu de temps avant l'accouchement. Cette augmentation est corrélée à l'augmentation des récepteurs à l'ocytocine dans le myomètre

L'ocytocine est fréquemment utilisée, soit pour provoquer un déclenchement artificiel du travail, soit pour accélérer le déroulement d'un accouchement normal. La réponse du myomètre à l'administration d'ocytocine exogène est fonction de la dose administrée, des débits trop élevés provoquant notamment une hyperactivité utérine.

1.3 L'accouchement prématuré

On parle d'accouchement prématuré lorsque la naissance d'un bébé se déroule entre la 28^{me} et la 37^{-ème} semaine de grossesse. En France, cela concerne à 5 et 10 % des naissances. [9],10]

- ✓ Avant 28 SA on parle de **très grande prématurité**.
- ✓ Entre 28 et 31 SA + 6 jours, de **grande prématurité**.
- ✓ Entre 32 et 36 SA + 6 jours, de **prématurité moyenne**.

Toute naissance avant le terme de 37 semaines de grossesse révolues, soit 39SA, est considérée comme prématurée. L'accouchement avant le terme peut être spontané ou déclenché lorsque la vie de la mère et/ou de l'enfant est menacée. Il nécessite l'accueil du bébé dans une maternité dont le niveau est adapté au terme de la grossesse.

Les médecins parlent habituellement en semaines écoulées depuis la date des dernières règles (semaines d'aménorrhée, SA), alors que les familles parlent plutôt en mois de grossesse, qui correspondent au nombre de mois écoulés depuis la date présumée de la fécondation (soit deux semaines de moins que le mode d'expression en SA). Une naissance est définie comme prématurée dans l'espèce humaine si elle survient avant 37 SA, soit à peu près 8 mois de grossesse. Dans la prématurité, on distingue la prématurité moyenne ou modérée (de 32 à 36 SA).

1.3.1 Accoucher avant terme :

1.3.1.1 les causes de la prématurité

La prématurité est une naissance qui survient avant 37 semaines d'aménorrhée (SA) soit 35 semaines de grossesse. La durée d'une grossesse à terme est de 41 SA, soit 39 semaines de grossesse. La plupart des naissances avant terme sont spontanées. Plusieurs causes peuvent expliquer une naissance avant terme :

- ✓ Une infection maternelle, la plus fréquente étant l'infection urinaire.
- ✓ Une infection du col de l'utérus et du vagin
- ✓ Une grossesse multiple
- ✓ Une malformation utérine ou un fibrome
- ✓ Un placenta anormalement inséré
- ✓ Une fatigue intense, un stress important...

Il existe des facteurs de risque de naissance prématurée : antécédent d'accouchement prématuré, sous-poids ou obésité, âge (moins de 18 ans, plus de 35 ans), tabagisme...

1.3.1.2 Les symptômes de l'accouchement avant le terme

La naissance prématurée spontanée est associée à un travail prématuré ou à une rupture prématurée des membranes fœtales. Le travail prématuré correspond à un travail (contractions et modifications du col) avant le terme de la grossesse, avant 37 semaines complètes de gestation, avec ou sans rupture des membranes fœtales (poche des eaux). La rupture des membranes fœtales avant 37 semaines de grossesse entraîne souvent un accouchement prématuré.

Si vous êtes enceinte et que vous avez des contractions avant le terme (même non douloureuses), l'impression que le bébé est bas, ou si vous pensez que vous perdez les eaux (la perte de liquide amniotique peut être légère), il est important de consulter rapidement.

Un traitement peut être entrepris pour faire stopper les contractions et vous pouvez être hospitalisée dans une maternité adaptée au terme de votre grossesse (niveau 2 ou 3) lorsque vous présentez des signes d'accouchement avant terme.

1.3.2 Les causes d'un accouchement Prématuré

Il existe plusieurs causes d'une naissance prématurée, et parfois ces causes se conjuguent entre elles. Trois grands types peuvent être identifiés :

1.3.2.1 Causes médicales

- ✓ Une malformation ou distension de l'utérus
- ✓ Un col de l'utérus trop ouvert,

- ✓ Le décollement du placenta ou placenta prævia (le bébé est trop près du col de l'utérus et peut entraîner un décollement du placenta),
- ✓ Les maladies infectieuses, telles que les infections urinaires, mais aussi le diabète, la toxémie gravidique (hypertension provoquée par la grossesse) et la listériose, sont également à l'origine de naissances précoces,
- ✓ Un fibrome utérin (s'il se développe dans la cavité utérine),
- ✓ Le liquide amniotique infecté (chorioamniotite),
- ✓ Un retard de croissance du fœtus,

Tous ces problèmes nécessitent une surveillance régulière et sérieuse. A la moindre hésitation, il est préférable de consulter immédiatement son médecin.

1.3.2.2 Causes accidentelles

Aucune femme n'est à l'abri d'un accident. Malgré de grandes précautions, tout peut arriver : chute, choc violent, une opération chirurgicale, etc. cela peut provoquer un traumatisme sur le bébé et engendrer une naissance précoce.

1.3.2.3 Causes socio-économiques

Le professeur Emile Papier Nick a mis en évidence un faisceau de risques d'accouchement prématuré en établissant les C.R.A.P (coefficients de risques d'accouchements prématurés) par ordre croissants :

- ✓ Le travail à l'extérieur (en plein air),
- ✓ La montée fréquente de trois étages ou plus,
- ✓ Les longs trajets, devoir fournir un effort inhabituel,
- ✓ Le travail fatigant,
- ✓ Les grands voyages.

1.3.3 La prévention de l'accouchement avant le terme

Il n'est pas possible d'éviter tous les accouchements avant terme (et d'ailleurs certains accouchements prématurés spontanés ou induits ont pour objectif de sauver le bébé) mais il est possible d'agir sur les facteurs de risque : arrêt du tabac, repos plus important en cas de grossesse multiple, surveillance particulière en cas d'antécédent d'accouchement prématuré ou en cas d'âge extrême.

1.3.4 Menaces d'accouchements prématurés MAP

Le taux de prématurité (< 37 semaines d'aménorrhée (SA)) a peu évolué au cours des 20 dernières années. Seules la France [11], la Finlande et la Norvège [12], on observe une diminution entre la fin des années 60 et les années 80. En France, le taux de prématurité s'est stabilisé entre 1990 et 1995 ; il était de 5,9 % en 1995, avant d'augmenter dernièrement (6,8 % en 1998). Il atteint 7 % au Canada et plus de 10 % aux Etats-Unis [13]. La France, pays industrialisé de la communauté européenne, compte 58,7 millions d'habitants dont 51,3% de femmes. Le nombre moyen d'enfants par femme était de 1,75 en 1998 (Moyenne européenne = 1,44 enfants/femme), ce qui correspond à 7 040 300 nouveaux nés par an [14] dont 5,9% de prématurés (Age gestationnel inférieur à 37 semaines d'aménorrhée) et 1,6% de grands prématurés (Age gestationnel inférieur à 34 semaines d'aménorrhée). Grâce à un suivi important des femmes pendant leur grossesse, associé au développement de la surveillance périnatale, la mortalité des nouveaux nés au cours de leur premières semaines ou de leur premier mois d'existence est pratiquement stabilisée à un niveau plancher depuis 1990. Avec 13 décès pour 100 000 naissances, la France reste cependant la lanterne rouge de l'Europe occidentale. La raison en est, entre autres, que 84% des femmes à risque accouchent encore dans des maternités dépourvues d'un service de réanimation néonatale, et que le transfert postnatal par SMUR (concerne 8,7% des naissances [15]) se révèle plus dangereux que celui de la femme enceinte.

Il est donc nécessaire de repérer au plus tôt les grossesses à risque pour les orienter vers les maternités les mieux équipées [16]. La question est donc comment mieux développer la technique de prévention de la menace d'accouchement prématuré (MAP). La menace d'accouchement prématuré se situe au premier rang des complications de la grossesse. Elle est une des principales causes d'hospitalisation au cours de la grossesse. En France en 1998, près de 20 % des femmes ont été hospitalisées au cours de leur grossesse. Parmi elles, près de 38 % l'ont été en raison d'une menace d'accouchement prématuré. Haas et al. Rapportent des chiffres comparables aux Etats-Unis. Parmi les femmes hospitalisées au cours de la grossesse (18 %), le travail prématuré était la première cause d'hospitalisation (29 %), loin

devant l'hypertension (13 %), le diabète (10 %), les hémorragies (9 %) et la rupture prématurée des membranes (7 %).

La menace d'accouchement prématuré représente aussi une situation conduisant à l'accouchement Prématuré. Sur une population de 239 femmes présentant une menace d'accouchement Prématuré, Heston et al. [17] montrent que 33 % ont accouché prématurément (dont 67 % après 33 SA). Bien que les études d'observation sur le risque d'accouchement prématuré chez des femmes présentant une MAP soient peu nombreuses, des informations issues des essais cliniques sont disponibles. Cela concerne les travaux sur les nouveaux marqueurs de risque de prématurité, en particulier la fibronectine. Ainsi, dans des populations symptomatiques, c'est à dire présentant des contractions utérines et des modifications cliniques du col, le risque d'accouchement avant 37 SA varie de 20 % à 67 % selon les études [18]. Les essais thérapeutiques randomisés sur l'efficacité des tocolytiques montrent que 50 % des femmes du groupe placebo accouchent à terme. Dans ces essais, les critères diagnostiques sont standardisés. Dans la pratique clinique courante, ou les modalités du diagnostic de MAP sont moins strictes, la proportion de femmes diagnostiquées « MAP » accouchant à terme est probablement plus élevée. Quoi qu'il en soit, ces résultats donnent la mesure des effets sur la santé et de l'impact en termes de couts, de la menace d'accouchement prématurée et de ses conséquences.

1.4 Méthodes de Détection des MAP

1.4.1 Cardiotocographe

Le travail prématuré comporte diverses étiologies et probablement différents mécanismes pathologiques. Ces différents mécanismes pourraient aboutir néanmoins à une voie pathologique commune conduisant à l'initiation du travail. Certaines équipes ont supposé que ceci pourrait être reconnu grâce à l'appareil de cardiotocographe. [19]

Le terme cardiotocographe (TOCO) désigne en général les techniques permettant de visualiser le rythme cardiaque fœtal (RCF). Cet appareil permet l'enregistrement de l'activité mécanique de l'utérus par mesure de la déformation de l'abdomen sous l'effet d'une contraction. Il réalise à la fois un enregistrement du rythme cardiaque

foetal et un enregistrement des contractions utérines. Le RCF est aussi variable selon le terme et l'activité du fœtus, l'existence d'une pathologie fœto-maternelle surajoutée. La période du travail est celle qui est la plus à risque. La fréquence cardiaque est calculée d'après la systole cardiaque. L'appareil est simple à utiliser mais sa faible spécificité présente son inconvénient principal.

1.4.2 L'ultrasonographie

L'Échographie (ultrasonographie) est un examen simple, rapide, non invasif, sans radiation. Elle utilise un faisceau d'ultrasons pour créer une image. Le faisceau d'US est envoyé sur les structures cardiaques en mouvement, ce qui entraîne une modification de fréquence des US réfléchis et un signal sonore peut être enregistré. Chaque intervalle de temps entre 2 battements (période) est mesuré et converti en fréquence (oscillations en battement/minute). Le plus souvent, l'enregistrement est réalisé par capteur externe. Il peut également se faire par capteur interne. Dans ce cas, une électrode à double spire ou à une spire est fixée sur le scalp foetal ; le signal utilisé est l'onde R du QRS. [20]

1.4.3 Examen cervical et test de stimulation mammaire

Depuis plusieurs années, la dilatation cervicale prématurée et l'effacement du col sont associés à un haut risque d'accouchement prématuré. Or, la littérature est confuse à ce sujet. Certains auteurs ont trouvé une association entre les changements cervicaux et l'AP, alors que d'autres auteurs ont conclu que la dilatation cervicale au début du 3eme trimestre est une variante anatomique normale spécialement chez la multipare. Dans une étude postérieure, Levens et Al. En 1986 [21], ont montré que 4 des 15 femmes étudiées (27%), ayant une dilatation cervicale de 2 cm ou plus dans le troisième trimestre de la grossesse avaient accouché prématurément.

La longueur du col peut aussi être étudiée par ultrasonographie endovaginale. Elle est normale de 30 à 50 mm Jusqu'à 24 SA, et de 26 à 40 mm après 24 SA. C'est une technique sensible et reproductible mais elle est chère et invasive et donc peu utilisable comme test de routine [22].

1.4.4 Détection du rythme circadien de l'activité utérine

D'après l'étude de Germain en 1993 [23], chez les femmes ayant accouché à terme, il existe à partir de 80 jours avant l'accouchement un pic nocturne de l'activité utérine. La disparition de ce pic nocturne à partir de 24 jours avant l'accouchement est liée au travail prématuré. Il s'agit d'une étude préliminaire sur un petit groupe de patientes qui constitue une piste de recherche très intéressante.

1.4.5 Electromyogramme utérin

Le diagnostic de travail prématuré repose sur des paramètres cliniques dont la valeur prédictive positive est faible. Il est difficile de différencier les contractions utérines efficaces menant à l'accouchement prématuré des contractions physiologiques sans conséquence pour la poursuite de la grossesse. L'enregistrement du signal électrique provenant de l'utérus (électromyogramme utérin) pourrait être un outil intéressant car il peut être recueilli de façon non invasive. Les caractéristiques du signal électrique reflètent les propriétés électriques des cellules myométriales qui évoluent au cours de la grossesse et du travail. L'activité électrique est faible au cours de la grossesse. Au cours du travail prématuré ou à terme, l'activité électrique utérine augmente parallèlement à l'activité mécanique. Les salves de potentiel d'action deviennent régulières et de grande amplitude. L'analyse de l'électromyogramme permet ainsi de connaître l'état d'excitabilité du muscle et de différencier les contractions efficaces des contractions utérines physiologiques de la grossesse. La figure 1.3 représente deux contractions enregistrées à mi-grossesse et fin de grossesse ainsi que les densités spectrales de puissance associées. Cette figure montre la différence dans le contenu fréquentiel en fonction du terme de grossesse. Les contractions utérines présentent des caractéristiques spectrales de très basse fréquence (0,5 Hz).

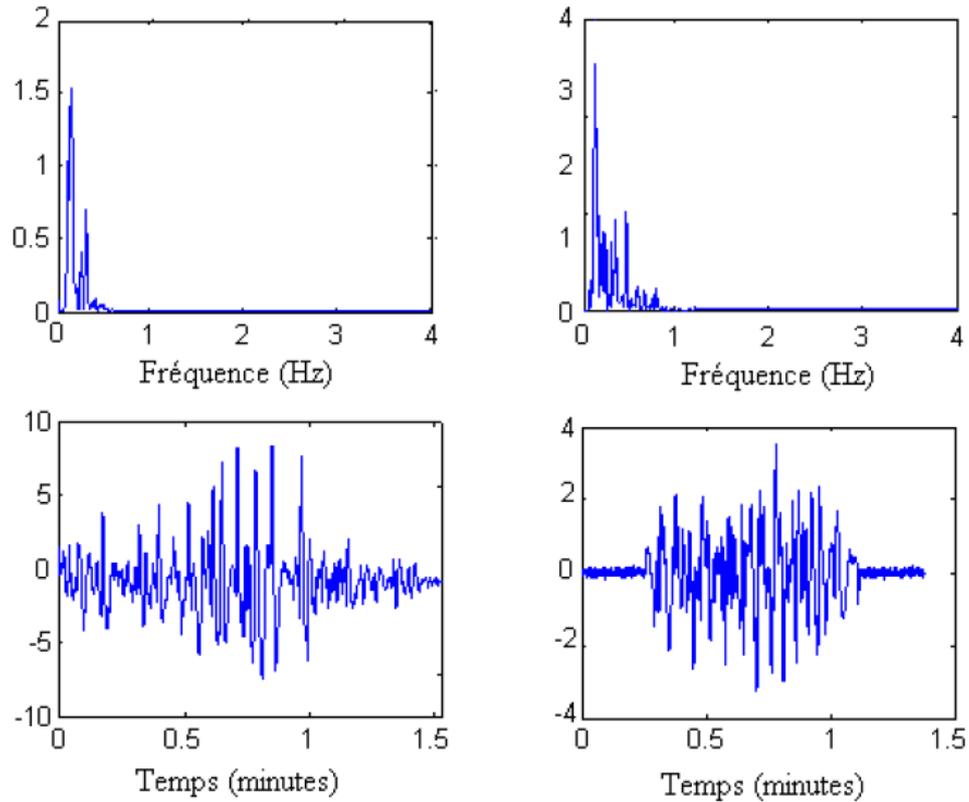


Figure 1.3 :-Gauche ,contraction utérine à mi- grossesse et densité spectrale de puissance (DSP) associée. -Droite ,contraction utérine enregistrée fin de la grossesse et densité spectrale associée.

1.5 Électrohystogramme (EHG)

L'EHG enregistre l'activité électrique des cellules musculaires utérines et reflète donc l'aspect commande électrique qui induit l'activité contractile de l'utérus. Ainsi l'EHG en enregistrant le phénomène déclencheur de la contraction devrait fournir des indications précises sur la physiologie de la contraction utérine [25]. Il est en effet riche d'informations sur le niveau d'excitabilité des cellules et sur la propagation du signal électrique à l'ensemble de l'utérus. Les premières études concernant le signal électromyographique utérin ont été réalisées par électromyographie interne. Elles ont permis la description du signal EHG lors d'une contraction [26]. L'enregistrement simultané de l'activité électrique interne et externe de l'EHG sur la femme a montré une très bonne corrélation entre les deux types de signaux [27]. Ceci a permis d'affirmer que le signal EHG de surface est représentatif de l'activité électrique du muscle utérin. Ces résultats ont été confirmés lors d'une analyse du signal EHG sur le

macaque gravide [28]. Ainsi, l'EKG de surface peut devenir une méthode d'étude non-invasive de l'activité électrique de l'utérus. Il représente la somme des activités électriques des myocytes utérins situés sous les électrodes placées sur l'abdomen.

Plusieurs types et dispositions d'électrodes ont été utilisés par différents auteurs s'intéressant à l'EKG. D'une façon générale deux grands types d'analyse du signal existent. Une analyse monopolaire des signaux, c'est-à-dire que l'activité électrique recueillie par chaque électrode posée sur l'abdomen est ensuite utilisée pour calculer différentes caractéristiques du signal. Ou bien on peut réaliser une analyse bipolaire des signaux, c'est-à-dire que le signal de deux électrodes (en générale adjacentes) sont soustraits l'un à l'autre afin d'obtenir un seul signal qui sera alors analysé. L'intérêt théorique d'utiliser une analyse bipolaire des signaux plutôt qu'une analyse monopolaire est d'augmenter le rapport signal / bruit par élimination du bruit en mode commun.

L'enregistrement EKG est caractérisé par deux composantes : une activité basse fréquence (0,03Hz à 0,1 Hz) sur laquelle se superpose une activité haute fréquence (onde rapide de 0,2 à 3 Hz) figure 1.4, Le signal basse fréquence est considéré comme la traduction électrique de la déformation de l'abdomen suite à la contraction utérine et n'est donc pas représentatif de la contraction utérine [29]. En revanche le signal haut fréquence ou onde rapide (qui se divise en onde rapide basse et onde rapide haute) est représentatif de l'activité électrique en rapport avec la contraction utérine. Quel que soit le type de contractions, l'énergie du signal de l'activité électrique responsable des contractions est principalement comprise dans une bande de fréquence de [0,3 - 2 Hz]. Il a toutefois été montré qu'il y avait une tendance vers l'augmentation de la fréquence des signaux lors des contractions utérines de travail [30].

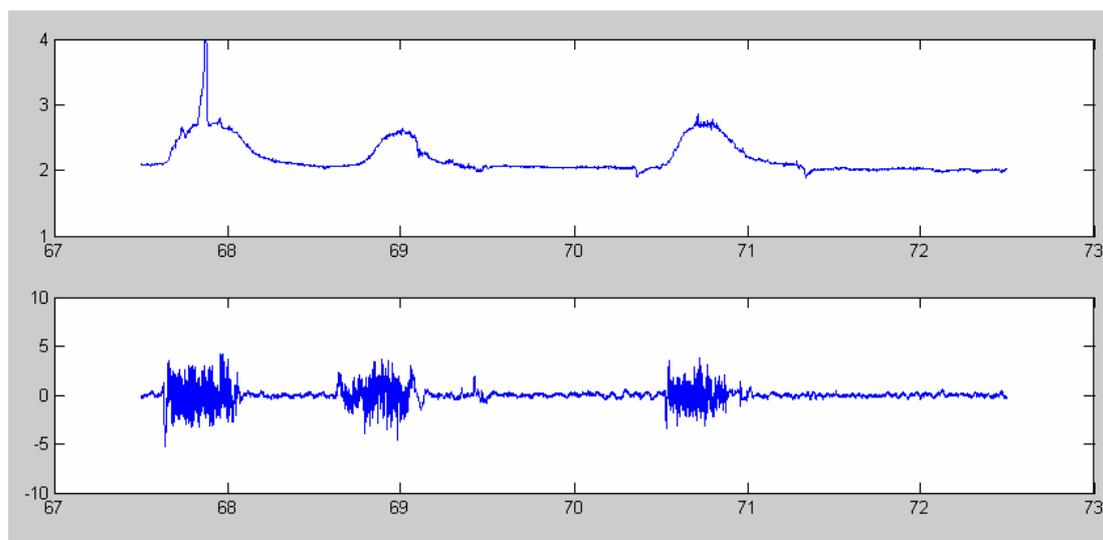


Figure 1.4 : la variation de pression utérine - l'activité électrique

Figure 1.4 : Le tracé du haut représente les variations de pression utérine enregistrées à l'aide d'un tocographe interne. Il représente donc l'activité mécanique de l'utérus. Le schéma du bas représente l'activité électrique sous-jacente à l'activité contractile, enregistrée par électrodes abdominales (EMG utérin ou EHG). [31]

1.6 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons résumé les principales notions concernant la grossesse et l'accouchement prématuré qui constitue le contexte médical de ce mémoire de fin de d'étude. Tout d'abord nous avons présenté la physiologie de l'utérine. Ensuite, nous avons expliqué le MAP (Menace d'accouchement prématuré), ses causes, et les méthodes utilisées en gynécologie-obstétrique pour détecter et prévenir les accouchements prématurés. En fin, Le signal EHG a été présenté, il semble être un vecteur potentiel d'indication du risque d'accouchement prématuré.

Chapitre 02

Etat de l'art

2.1 Introduction

L'accouchement prématuré reste la principale cause de mortalité et de morbidité néonatales. Le signal Electrohystogramme (EHG) utérin semble un vecteur potentiel d'indication du risque d'accouchement prématuré. Au niveau mondial, la prématurité est la principale cause de décès chez les enfants de moins de 5 ans. Et dans presque tous les pays disposant de données fiables, les taux de prématurité augmentent. Les inégalités de taux de survie à travers le monde sont frappantes.

Dans les pays à faible revenu, la moitié des bébés nés à moins de 32 semaines (2 mois plus tôt) décèdent des suites d'un manque de soins réalisables et rentables, tels que chaleur, soutien à l'allaitement et soins de base en cas d'infections et de difficultés respiratoires.

Jour après jour, on reconnaît l'importance du suivi du fœtus et de la femme enceinte à la fois. Ce suivi peut être réalisé par plusieurs méthodes et techniques et ne concerne pas seulement les instants qui précèdent l'accouchement ; un bon suivi est celui qui démarre dès les premiers mois de la grossesse.

Nous allons présenter dans la première partie de ce chapitre la base de données TPEHG que nous avons utilisé pour l'étude des accouchements à terme et avant terme. Dans la deuxième partie nous allons faire une étude bibliographique sur les techniques et les méthodes utilisés pour la classification

2.2 Base de données TPEHG

2.2.1 Description de la base de données TPEHG

Les enregistrements EHG utilisés dans cette recherche ont été collectés de 1997 à 2006 au Département d'obstétrique et de gynécologie, Médical Center Ljubljana, Ljubljana [32-33]. Les dossiers ont été recueillis auprès de la population générale ainsi que des patients admis à l'hôpital avec le diagnostic de travail prématuré imminent. Un enregistrement par grossesse a été enregistré. Les enregistrements sont d'une durée de 30 minutes et se composent de trois canaux. La fréquence d'échantillonnage (F_e), était de 20 Hz. Les enregistrements ont été collectés à partir de la surface abdominale à l'aide de quatre électrodes AgCl₂ (voir Fig. 2.1). Les électrodes ont été placées en deux rangées horizontales, symétriquement sous et au-dessus du nombril, espacées de 7 cm.

Un protocole particulier a été utilisé lors de la fixation des électrodes afin d'améliorer la qualité des mesures [34]. Selon le protocole, la résistance entre les électrodes devait être inférieure à 100 kw. Le premier signal acquis a été mesuré entre les électrodes les plus hautes (E2-E1), le deuxième signal entre les électrodes les plus à gauche (E2-E3) et le troisième signal entre les électrodes inférieures (E4-E3). Avant l'échantillonnage, les signaux ont été filtrés à l'aide d'un filtre Butterworth analogique à trois pôles avec une bande passante de 0 à 5 Hz. La résolution du système de balayage était de 16 bits avec la plage d'amplitude $\pm 2,5$ mV. En raison de la vaste portée de la recherche, certaines erreurs d'enregistrement étaient inévitables, par exemple, des données d'accompagnement manquantes, une perte de signal ou une connexion rompue entre la peau et les électrodes, ou aucune activité électrique.

2.2.2 Les enregistrements de la base

Après une inspection visuelle minutieuse, et après avoir rejeté les enregistrements de grossesses ne contenant aucune activité électrique ou contenant un bruit excessif, celles qui se sont terminées par des césariennes et celles qui se sont terminées par un accouchement provoqué, 300 enregistrements EHG (300 grossesses) se terminant par des accouchements à terme ou prématurés sur un total de 1 211 enregistrements ont été choisis pour une analyse plus approfondie. Les heures d'accouchement par rapport aux heures d'enregistrement pour les 300 enregistrements EHG sont illustrées à la Fig. 2. Les groupes d'enregistrements EHG suivants ont été formés :

- 262 enregistrements ont été obtenus lors de grossesses où l'accouchement était à terme (durée de la gestation à l'accouchement > 37 semaines) :
- 143 enregistrements ont été obtenus avant la 26e semaine de gestation et
- 119 ont été obtenus plus tard pendant la grossesse, pendant ou après la 26e semaine de gestation ;
- 38 enregistrements ont été obtenus lors de grossesses terminées prématurément (durée de grossesse ≤ 37 semaines), dont : 19 enregistrements ont été obtenus avant la 26e semaine de gestation et 19 dossiers ont été obtenus pendant ou après la 26e semaine de gestation.

2.3 Extraction des signaux EHG

Chaque enregistrement est composé de trois canaux, enregistrés à partir de 4 électrodes, les emplacements des électrodes sur la peau sont présentés dans la figure 2.1 :

- La première électrode (E1) était placée à 3,5 cm à gauche et à 3,5 cm au-dessus du nombril ;
- La deuxième électrode (E2) était placée à 3,5 cm à droite et à 3,5 cm au-dessus du nombril ;
- La troisième électrode (E3) était placée 3,5 cm à droite et 3,5 cm en dessous du nombril ;
- La quatrième électrode (E4) était placée à 3,5 cm à gauche et à 3,5 cm en dessous du nombril.

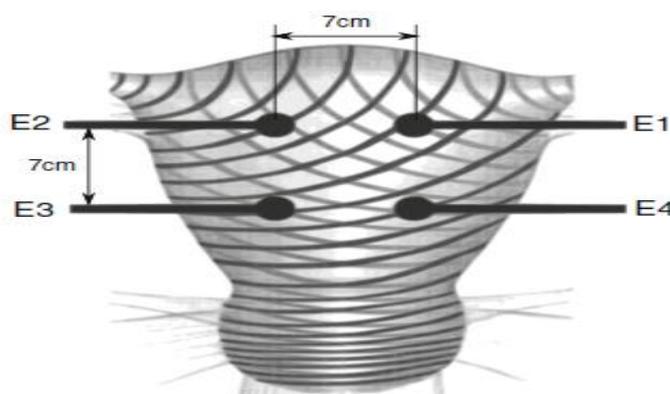


Figure 2.1 : Le placement des électrodes sur l'abdomen, au-dessus de la surface utérine.

Les différences de potentiels électriques des électrodes ont été enregistrées, produisant 3 canaux :

- $S1 = E2 - E1$ (premier canal) ;
- $S2 = E2 - E3$ (deuxième canal) ;
- $S3 = E4 - E3$ (troisième canal).

Les enregistrements individuels durent 30 minutes. Chaque signal a été numérisé à 20 échantillons par seconde par canal avec une résolution de 16 bits sur une plage de $\pm 2,5$ millivolts.

2.4 Filtrage standard de la base de données

Chaque signal a été filtré numériquement à l'aide de 3 filtres Butterworth numériques à 4 pôles différents avec un schéma de filtrage à double passe. Les fréquences de coupure passe-bande étaient :

- de 0,08 Hz à 4 Hz ;
- de 0,3 Hz à 3 Hz ;
- de 0,3 Hz à 4 Hz.

2.5 Les fichiers de la base

Les enregistrements de la base de données contiennent à la fois les signaux d'origine et filtrés. Les enregistrements sont au format WFDB. Chaque enregistrement se compose de deux fichiers, un fichier d'en-tête (.hea) contenant des informations concernant l'enregistrement et le fichier de données (.dat) contenant des données de signal.

2.5.1 Le fichier header (*.hea)

La section de commentaires dans les fichiers d'en-tête (.hea) comprend des informations cliniques, telles que :

- numéro d'enregistrement ;
- durée de la grossesse;
- durée de gestation au moment de l'enregistrement;
- âge maternel;
- nombre de livraisons précédentes (parité) ;
- avortements antérieurs;
- poids au moment de l'enregistrement;
- hypertension;
- Diabète;
- position placentaire;
- saignement au premier trimestre;

- saignement au deuxième trimestre;
- entonnoir;
- fumeur.

2.5.2 Le fichier de donnée (*.dat)

Les données de signal dans les fichiers de données (.dat) sont dans l'ordre suivant :

Premier canal, non filtré (S1) ;

- premier canal, (S1) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,08 Hz à 4 Hz ;
- premier canal (S1) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 3 Hz ;
- premier canal, (S1) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 4 Hz ;

Deuxième canal, non filtré (S2) ;

- deuxième canal, (S2) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,08 Hz à 4 Hz ;
- deuxième canal, (S2) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 3 Hz ;
- deuxième canal, (S2) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 4 Hz ;

Troisième canal, non filtré (S3) ;

- troisième canal, (S3) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,08 Hz à 4 Hz ;
- troisième canal, (S3) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 3 Hz ;
- troisième canal, (S3) filtré à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bande à 4 pôles de 0,3 Hz à 4 Hz.

Lors de l'utilisation de canaux filtrés, les 180 premières et dernières secondes des signaux doivent être ignorées car ces intervalles contiennent des effets transitoires des filtres.

2.5.3 Le fichier d'accompagnement (*.smr)

Un fichier d'accompagnement (tpehgdb.smr) résume les informations cliniques de chaque enregistrement, décrivant si la grossesse correspondante s'est terminée à terme (> 37 semaines) ou prématurément (≤ 37 semaines), et si l'enregistrement a été obtenu avant la 26e semaine de gestation ou pendant ou après la 26e semaine de gestation.

- Les colonnes du fichier tpehgdb.smr représentent :
- Enregistrement - le nom de l'enregistrement ;
- Gestation - durée de la grossesse (en semaines);
- Rec. temps - durée de gestation au moment de l'enregistrement (en semaines);
- Groupe - enregistrer le groupe en fonction de la durée de gestation au moment de l'enregistrement (<26 semaines, ≥ 26 semaines) et de la durée de la grossesse (PRE : avant terme, TERM : terme) ;
- Prématuré - vrai (t), si l'accouchement était prématuré (avant 37 semaines de gestation);
- Précoce - vrai (t), si l'enregistrement a été obtenu avant la 26e semaine de gestation.

2.6 Recherches bibliographiques

Dans cette partie, nous avons essayé de collecter des articles, thèses et travaux scientifiques sur le thème proposé dans ce projet fin d'étude, en se basant sur les différentes bases de recherches tels que : Elsevier, HAL, PDF Search Engine, IEEE et le moteur de recherche GOOGLE Scholar. L'intervalle de temps des travaux scientifiques collectées est entre 1999 jusqu'à 2018.

Iams JD (2003) Des études sur l'échographie cervicale, la fibronectine fœtale et la surveillance des contractions utérines pendant la grossesse ont amélioré la compréhension du déroulement du travail prématuré, mais leur utilisation dans la pratique reste incertaine. Cet article passe en revue l'utilisation de ces tests pour améliorer la précision du diagnostic du travail prématuré et pour estimer la probabilité

d'accouchement prématuré chez les femmes présentant des facteurs de risque historiques. L'utilisation systématique de l'échographie cervicale ou de la fibronectine n'a aucun rôle pour le dépistage des femmes enceintes pour le risque d'accouchement prématuré, mais les femmes considérées comme étant à risque peuvent être rassurées par des résultats de test négatifs [35].

Garfield RE et all (2005). L'objectif de cette étude était de comparer l'électromyographie utérine des patientes accouchant de >24 heures après la mesure avec les patientes en travail < 24 heures après la mesure. Les résultats trouvés sont : le groupe 1 était significativement plus élevé que le groupe 2 pour l'âge gestationnel (39,87 G 1,08 vs 32,96 G 4,26 semaines) et la fréquence de pic de PDS moyenne (0,51 G 0,10 vs 0,40 G 0,03 Hz). Les histogrammes étaient significativement différents. Un coefficient de corrélation de 0,41, significatif, a été trouvé avec PDS vs gestation [36].

M.O. Diab (2007) a proposé la classification des contractions à partir des signaux EMG utérins, afin de séparer les deux types d'accouchement : accouchement prématuré et accouchement à terme, en utilisant les ondelettes et par analyse de la densité spectrale de puissance (DSP) de chaque contraction. Ainsi, la classification est réalisée en utilisant 2 types de méthodes : le test de Fisher combiné avec la méthode de k-moyenne. En conclusion il est possible de distinguer une contraction normale et une contraction conduisant à un accouchement prématuré [31].

G. Fele-Z'orz et all (2008) ont proposé des diverses techniques de traitement du signal linéaire et non linéaire pour séparer les accouchements à terme et avant terme. Au total, 300 dossiers ont été regroupés en quatre groupes selon le moment de l'enregistrement et selon la durée totale de la gestation. Les filtres passe-bande Butterworth de prétraitement suivant ont été testés : 0,08–4, 0,3–4 et 0,3–3 Hz. Avec le filtre 0,3–3 Hz, la fréquence médiane indiquait une différence statistique entre les enregistrements d'accouchements à terme et prématurés enregistrés avant la 26e semaine ($p = 0,03$), et entre tous les enregistrements d'accouchements à terme et prématurés ($p = 0,012$). Avec le même filtre, l'entropie de l'échantillon indiquait des différences statistiques entre les enregistrements d'accouchements à terme et prématurés enregistrés avant la 26e semaine ($p = 0,035$) et entre tous les enregistrements d'accouchements à terme et prématurés ($p = 0,011$). Les deux techniques ont également montré des différences

notables entre les enregistrements d'accouchements à terme enregistrés avant et après la 26e semaine (p B 0,001) [32].

M. Lucovnik , Z. Novak (2012), ont utilisé l'électromyographie utérine (EMG) non invasive dans le diagnostic du travail prématuré, ce dernier détecte les changements dans l'excitabilité cellulaire et le couplage requis pour le travail et a des valeurs prédictives plus élevées pour l'accouchement prématuré. Ils ont basé sur la calcul des tailles des échantillons utilisant l'EMG par rapport aux méthodes actuelles, La mesure non invasive de l'EMG utérine fournit des informations sur ces changements en mesurant les propriétés électriques du myomètre [37].

H. Huanget (2017) ont fait une comparaison de l'électrohystogramme signal mesuré par surface des électrodes, donc ils ont utilisé des électrodes monopolaire, bipolaires, quasi-bipolaires et tripolaires. Tout d'abord les performances de quatre électrodes en termes de sensibilité locale ont été quantifiées par l'atténuation potentielle. Ensuite, les effets de la graisse et de l'épaisseur musculaire sur le potentiel l'atténuation a été évaluée en utilisant les électrodes bipolaires et tripolaires de rayon différent. A la fin, Les résultats sont montrés que les quatre types d'électrodes détectaient les signaux EHG simulés avec cohérence $p < 0,01$ les électrodes bipolaires et tripolaires avaient une sensibilité locale plus élevée que d'autres, indiquant qu'ils peuvent être appliqués pour détecter efficacement l'EHG [38].

M Borowska (2018) Le but de cette étude est de se lancer dans électromyogramme utérin (EMG) ou électrohystogramme (EHG) analyse des signaux dans le but de diagnostiquer efficacement l'accouchement prématuré. Les enregistrements sont extraits à travers une base de données de nom TPEHGDB. L'algorithme utilisé est la décomposition de mode empirique (EMD) sur les signaux EMG utérins. Ainsi, le modèle AR a été utilisé pour extraire les caractéristiques supposées et puis les caractéristiques importantes sont choisies en utilisant PSO qui est connu comme méthode de sélection de caractéristiques. Pour la classification le modèle de la machine vectorielle de support (SVM) était mis en œuvre pour classer les fonctionnalités. A la fin, les résultats sont montrés que : précision 97,1%, la sensibilité 95% et la spécificité 99% [39].

D. Hao a (2019) et all. L'objectifs de cette étude c'est la classification étaient d'appliquer l'arbre de décision comme méthode pour classer les activités utérines

(contractions et non-contractions) pour de différents canaux des signaux d'électrohystogramme (EHG). Le tocodynamomètre (TOCO) et les signaux EHG à 8 canaux étaient simultanément enregistré, les auteurs ont pris 34 femmes enceintes en bonne santé dans les 24 h précédant l'accouchement. Avant chaque analyse d'un signal y a le prétraitement, dans ce cas ils utilisent filtre passe bas (0–3 Hz) et un filtre médian pour éliminer les signaux de la ligne de base, les interférences de la ligne électrique et électrocardiogramme maternel (ECG m).

Après le prétraitement des signaux EHG ils obtiennent 24 caractéristiques de forme d'onde des segments EHG. Ils ont été dérivés séparément de chaque canal pour former l'arbre de décision et classer l'utérus Activités. Il n'y avait pas de différences significatives dans la classification résultats (sensibilité, spécificité, PPV, NPV) Sensibilité = 0,84 Spécificité = 0,78 PPV = 0,80 NPV = 0,83 Précision = 0,81 l'arbre de décision pourrait être utilisé pour classer les activités utérines, et le pouvoir et L'échantillonnage de segments EHG non normalisés était les caractéristiques les plus importantes dans l'utérus classification de contraction [40].

L. Chen (2019) : Dans cette étude, les auteurs ont proposé une approche de traitement du signal pour prédire la naissance prématurée en utilisant des signaux EHG bruts avec un temp (1 min). L'enregistrement EHG brut est d'abord prétraité et segmenté à l'aide de la décomposition en mode empirique (EMD) par sélectionner uniquement la première fonction de mode intrinsèque(FMI). Seulement quatre fonctionnalités à savoir : Shannon Energy, Log Energy, Médian Frequency et Lyapunov Exponent. La base de donnes qui on a utilisé à travers un ensemble des femmes enceintes (base de donnes), la classification est base sur Support Vector Machine SVM : est un classificateur puissant et largement appliqué dans le domaine biomédical analyse du signal. Les résultats expérimentaux révèlent que les meilleures performances de classification de la méthode proposée peuvent atteindre une : précision de 95,5%, sensibilité 93,5%, spécificité 97,1% erreur 4,48% [41].

2.7 conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons abordé quelque recherche antérieure qui traitent du même sujet sur le signal EHG .ou il existe de nombreuses études .Ce sujet déférent par la méthode utilise ,que ce soit dans le filtrage ou bien de la classification . là où nous en trouvons la plupart ont mentionné l'utilisation du filtre butterworth pour le filtrage de signal EHG ,qui a donné des résultats très satisfaisants

Le but des études précédentes est d'identifier et de recenser les méthodes utilises et les résultats obtenus ,qui nous aident également a prendre des décisions sur les méthodes réalisable et satisfaisantes .

Chapitre 03

Filtrage de signal EHG

3.1 Introduction

L'électrohystogramme (EHG) fournit des informations très importantes sur l'état de la grossesse. Dans le but d'exploiter au mieux les données EHG en grande quantité dont l'analyse manuelle est difficile, les systèmes de traitement, d'analyse et de diagnostic automatique sont apparues. Le prétraitement est un outil extrêmement utile dans un système de traitement automatique de l'EHG. Malgré que, il y a plusieurs techniques de prétraitement du signal EHG dans la littérature [42], une technique suffisamment fiable, dans un sens strictement pratique, n'a pas encore été développée. alors des travaux de recherche sont toujours en cours dans différent directions en vue de l'amélioration des algorithmes de détection des accouchement prématurés.

En général, un détecteur d'accouchement prématuré est constitué de deux étapes. Une étape de prétraitement et une étape d'extraction des paramètres comme montrée sur la Fig. (3.1).



Figure 2.1 : Schéma synoptique général du prétraitement du signal EHG

Le filtrage est généralement la première et la plus importante opération dans l'étape de prétraitement du signal EHG vu les variations de sa morphologie, sa variabilité physiologique ainsi que les différents bruits qui le contaminent [43]. Il existe plusieurs méthodes de filtrage associées à différents algorithmes de détection comprenant le filtrage linéaire, le filtrage non linéaire, les réseaux de neurones et la transformation en ondelettes. Une des techniques du filtrage recommandée est les filtres linéaires. Les filtres linéaires sont de plus en plus utilisés à cause de leur bonne précision ainsi que leur grande flexibilité. Alors, dans ce chapitre, on va exposer des techniques de de filtrage linéaire dans l'étape de prétraitement du signal EHG.

3.2 Filtrage de signal EHG

Même si l'étape d'acquisition du signal EHG, les circuits d'enregistrement soient bien ajustés pour réaliser un rapport signal sur bruit presque optimal, le signal EHG est entaché de bruits indésirables. Dans l'étape de prétraitement de l'EHG, l'opération de filtrage a pour but de séparer les signaux utiles de ces bruits indésirables. Malgré le filtrage passe-bande analogique lors de l'acquisition, l'EHG est toujours corrompu par les bruits électroniques et électromagnétiques et par le reste de l'électrocardiogramme de la mère. Il est donc nécessaire de supprimer le bruit du signal pour augmenter le rapport signal sur bruit. En effet, les paramètres calculés à partir d'un signal bruité seraient fortement faussés par la présence de bruit. Un dé-bruitage efficace est donc très important pour une bonne caractérisation de la contraction.

Notre travail utilise la base de données TPEHG, qui contient les signaux EHG bruts nécessaires à notre étude [33]. Ces données ont été prétraitées à l'aide de la segmentation des données, de l'extraction des caractéristiques et de la classification. L'étude dans [32] montre que les signaux EHG peuvent être prétraités en utilisant divers paramètres liés à la fréquence. L'étude utilise plusieurs techniques de prétraitement de signaux linéaires et non linéaires, via trois canaux différents, pour différencier entre les accouchements à terme et avant terme. La technique de prétraitement utilisée a fait passer le signal EHG à travers un filtre Butterworth configuré pour filtrer les fréquences de 0,8 à 4 Hz, 0,3 à 4 Hz et 0,3 à 3 Hz. Cependant, [44] a trouvé que l'activité électrique utérine se produisait à moins de 1 Hz et que la fréquence cardiaque maternelle était toujours supérieure à 1 Hz. De plus, 95 % des patientes mesurées avaient des fréquences de respiration de 0,33 Hz ou moins. Sur la base de ces résultats, dans ce mémoire de fin d'étude, les signaux TPEHG bruts ont été passés à travers trois types de filtre : filtre Butterworth, Tchebychev types I et II. De plus, nous allons nous concentrer sur les données entre 0,2 et 1,2 Hz, pour éviter les bruits indésirables sur la totalité de la bande de fréquence.

3.3 Les Filtres Linéaires pour le Traitement de l'EHG

Dans cette section, notre travail consiste à utiliser deux types filtres linéaires : filtre Butterworth et chebychev types I pour filtrer le signal EHG et faire une comparaison entre les résultats des deux filtres. Cette comparaison va nous permettre de décider le filtre qui donne des meilleurs résultats de filtrage.

3.3.1 Filtre de Butterworth

Le filtre de Butterworth est un type de modèle de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant qu'envisageable dans sa bande passante. Les filtres de Butterworth furent décrits pour la première fois par l'ingénieur britannique Stephen Butterworth

a) Fonction de transfert

Comme pour l'ensemble des filtres linéaires, le prototype étudié est le filtre passe-bas, qui peut être aisément modifié en filtre passe-haut ou positionné en série pour former des filtres passe-bande ou coupe-bande.

Le gain d'un filtre de Butterworth passe-bas d'ordre n est :

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1+(\omega/\omega_c)^{2n}}} \quad (3.1)$$

Où :

- G_n est le gain du filtre,
- H_n sa fonction de transfert,
- j l'unité complexe $j^2 = -1$
- ω la fréquence angulaire du signal (rad. s-1)
- ω_c la fréquence de coupure (angulaire) du filtre (à -3 dB).

En normalisant l'expression:

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1+\omega^{2n}}} \quad (3.2)$$

Les 2^{n-1} premières dérivées de G_n sont nulles pour $\omega = 0$, impliquant une constance maximale du gain dans la bande passante.

Aux hautes fréquences :

$$|H(j\omega)|_{dB}^2 = -20n \log_{10} \omega \quad (3.3)$$

Le roll-off du filtre (la pente du carré du gain dans un diagramme de Bode) est de 20 dB/décade, où 'n' est l'ordre du filtre.

La fonction de transfert normalisée d'un filtre de Butterworth peut être écrite sous la forme suivante :

$$H_n(s) = \frac{1}{B_n(s)} \quad (3.4)$$

où $B_n(s)$ est un polynôme de degré n.

3.3.2 Filtre de Chebychev

Les filtres Chebychev sont des filtres analogiques ou numériques ayant une décroissance plus forte que les filtres Butterworth, et ont une ondulation de bande passante (type I) ou une ondulation de bande d'arrêt (type II). Les filtres Chebychev ont la propriété de minimiser l'erreur entre la caractéristique de filtre idéalisée et réelle sur la plage du filtre, mais avec des ondulations dans la bande passante. Ce type de filtre porte le nom de Pafnuty Chebychev car ses caractéristiques mathématiques sont dérivées des polynômes de Chebychev. Les filtres Chebychev de type I sont généralement appelés « filtres Chebychev », tandis que les filtres de type II sont généralement appelés « filtres Chebychev inverses ».

a) Filtres Chebychev de type I

Les filtres Chebychev de type I sont les types de filtres Chebychev les plus courants. La réponse en gain (ou amplitude), $G_n(\omega)$, en fonction de la fréquence angulaire ω du n^{ieme} ordre du filtre passe-bas d'ordre est égal à la valeur absolue de la fonction de transfert $H_n(s)$ avec $s = j\omega$:

$$|H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \varepsilon^2 T_n^2(\omega/\omega_0)}} \quad (3.5)$$

Où ε est le facteur d'ondulation, ω_0 est la fréquence de coupure et T_n est un Chebychev polynôme du $n^{\text{ième}}$ ordre.

$$|T_n(x)| = \begin{cases} \cos(ncos^{-1}(x)) & \text{si } x < 1 \\ \cosh(ncosh^{-1}(x)) & \text{si } x > 1 \end{cases} \quad (3.6)$$

$$T_n(1) = 1 \forall n$$

La bande passante présente un comportement équilibré, l'ondulation étant déterminée par le facteur d'ondulation ε . Dans la bande passante, le polynôme de Chebychev alterne entre -1 et 1 donc le gain du filtre alterne entre des maxima à $G = 1$ et des minima

$$\text{à } G = \frac{1}{\sqrt{1+\varepsilon^2}}.$$

Le paramètre ε est relié à l'atténuation en bande passante γ par la relation suivante:

$$\varepsilon = \sqrt{10^{\gamma/10} - 1} \quad (3.7)$$

b) Fonction de transfert

L'expression ci-dessus donne les pôles du gain G . Pour chaque pôle complexe, il y en a un autre qui est le conjugué complexe et pour chaque paire conjuguée il y en a deux autres qui sont les négatifs de la paire. La fonction de transfert doit être stable, de sorte que ses pôles soient ceux du gain qui ont des parties réelles négatives et se situent donc dans le demi-plan gauche de l'espace fréquentiel complexe. La fonction de transfert est alors donnée par :

$$H(s) = \frac{1}{2^{n-1} \varepsilon} \prod_{m=1}^n \frac{1}{(s - s_{pm}^-)} \quad (3.8)$$

où s_{pm}^- ne sont que les pôles du gain avec un signe négatif devant le terme réel dans l'équation ci-dessus pour les pôles.

3.4 Résultats et discussions

Dans cette section nous allons présenter les résultats de filtrage en utilisant les filtres de Butterworth et Chebychev I présentés dans la section précédente. La bande de fréquence choisie, pour les deux filtres, est entre 0.2 et 1.2 Hz. Figures (3.2) à (3.8) montrent un signal EHG de la base de données TPEHG avant et après le filtrage. Pour

chaque enregistrement de la base de données TPEHG, nous avons filtré les trois signaux qui présentent le positionnement des quatre électrodes sur la peau E2-E1, E2-E3 et E4-E3.

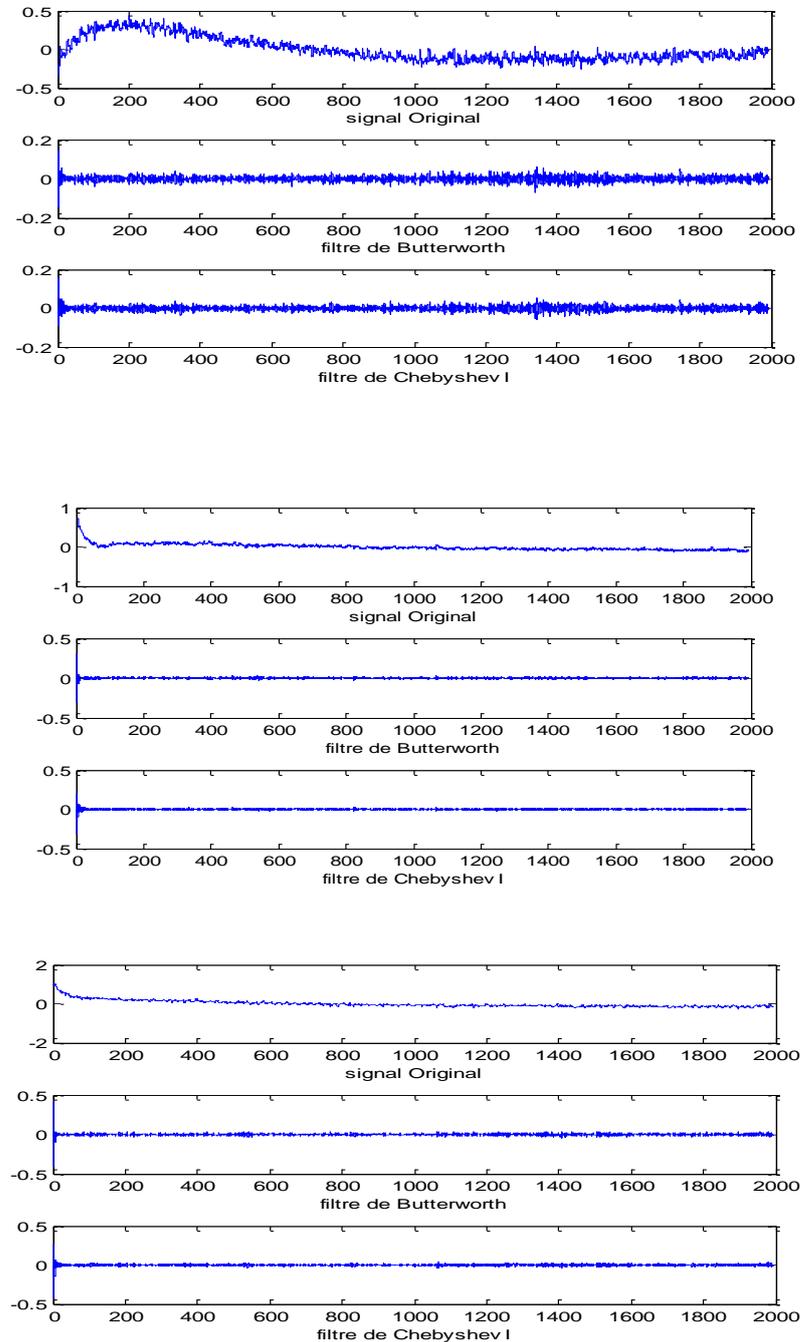


Figure 2.2 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1662m de la base de données TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

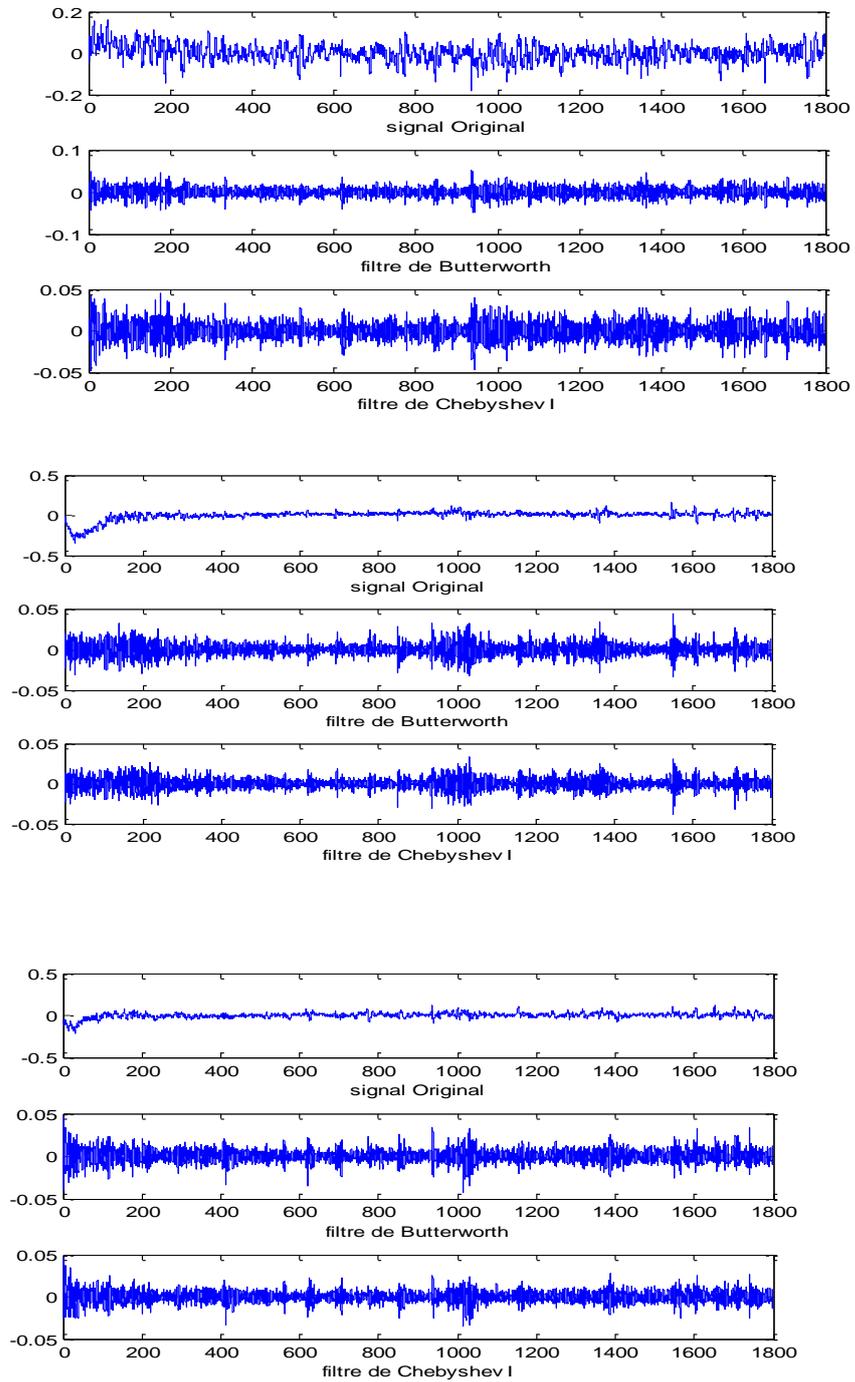


Figure 2.3 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1660m de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

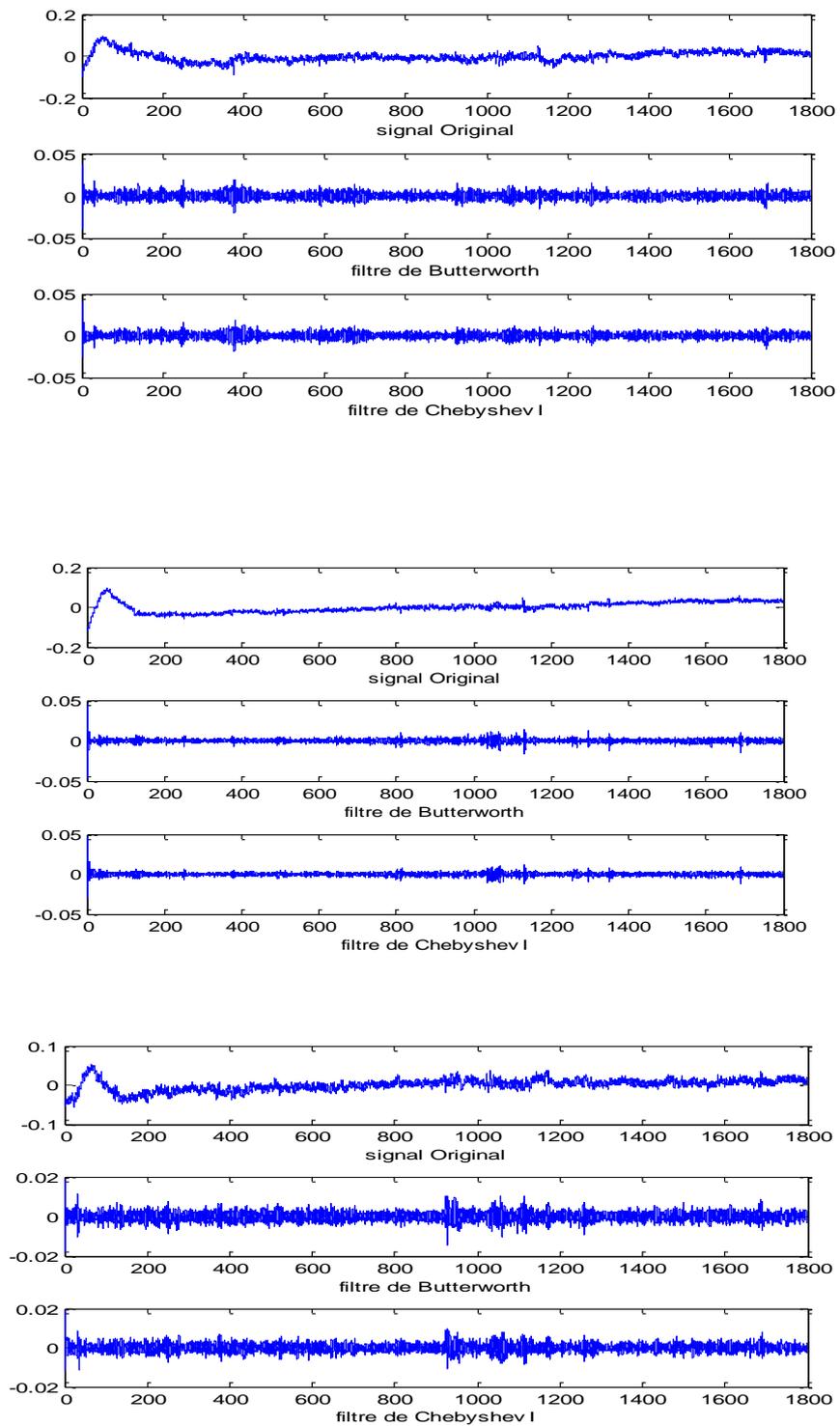


Figure 2.4 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1659m de la base de données TPEHG , (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3

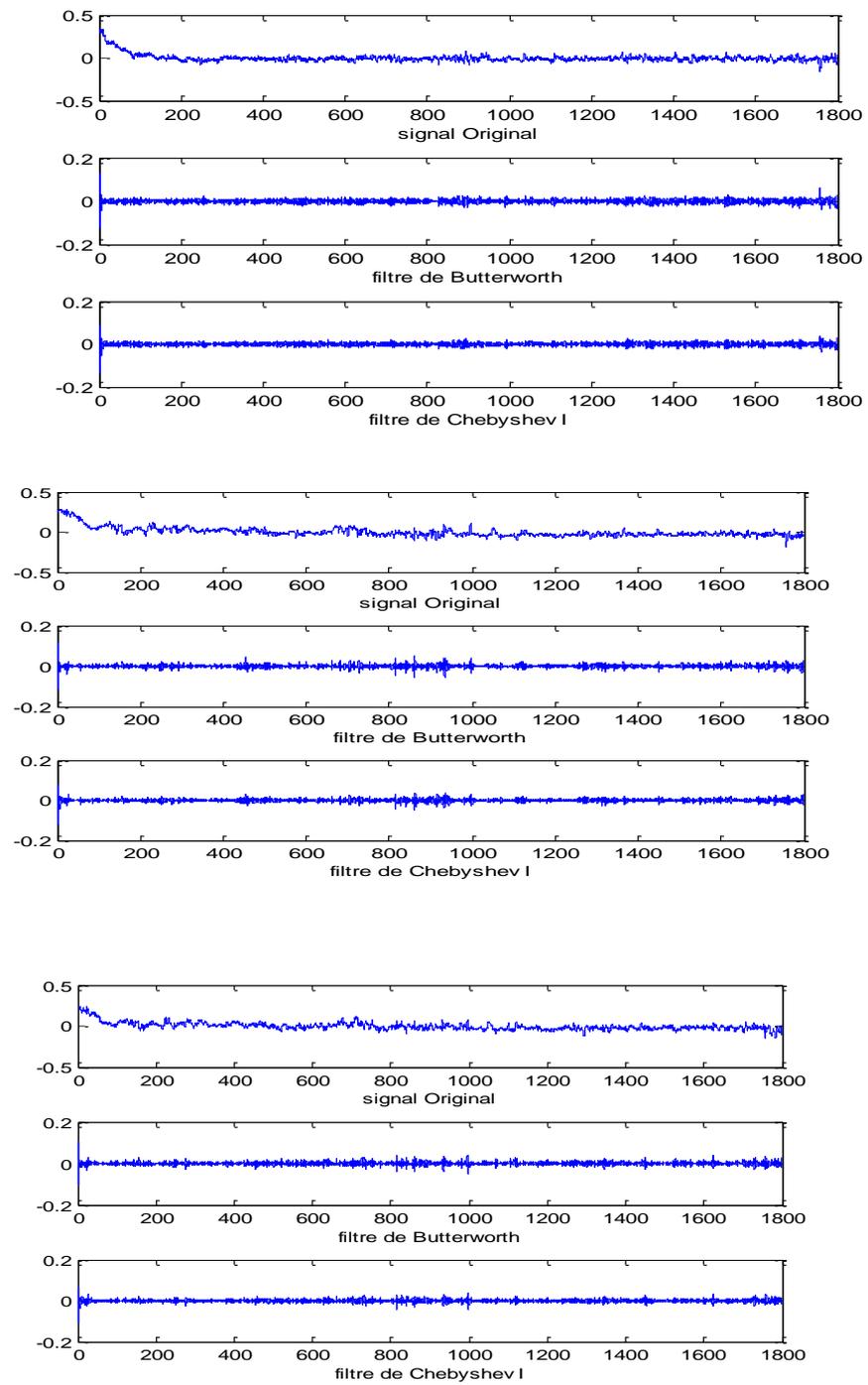


Figure 2.5 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg 1511.m de la base de données TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3

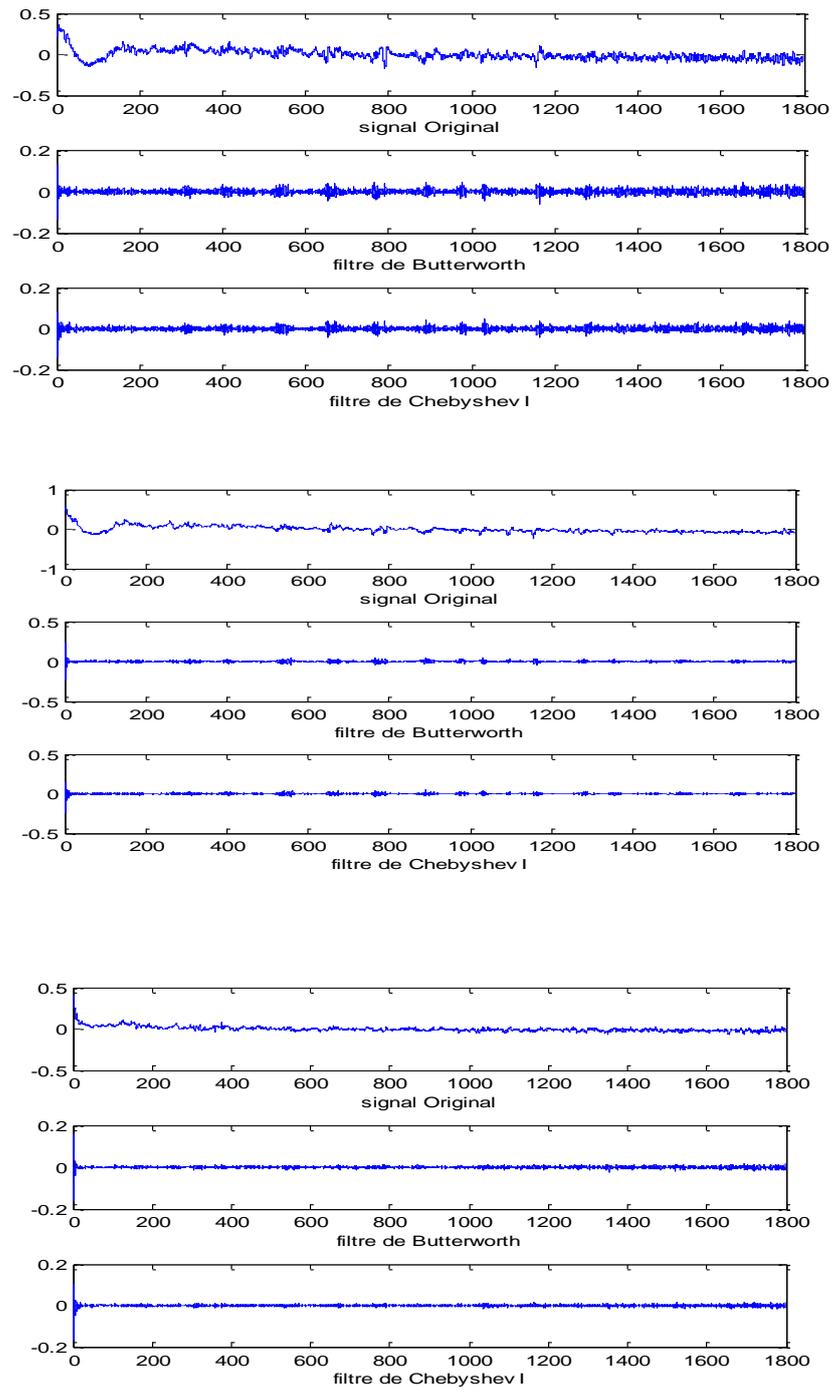


Figure 2.6 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1518.m de la base de données TPEHG (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

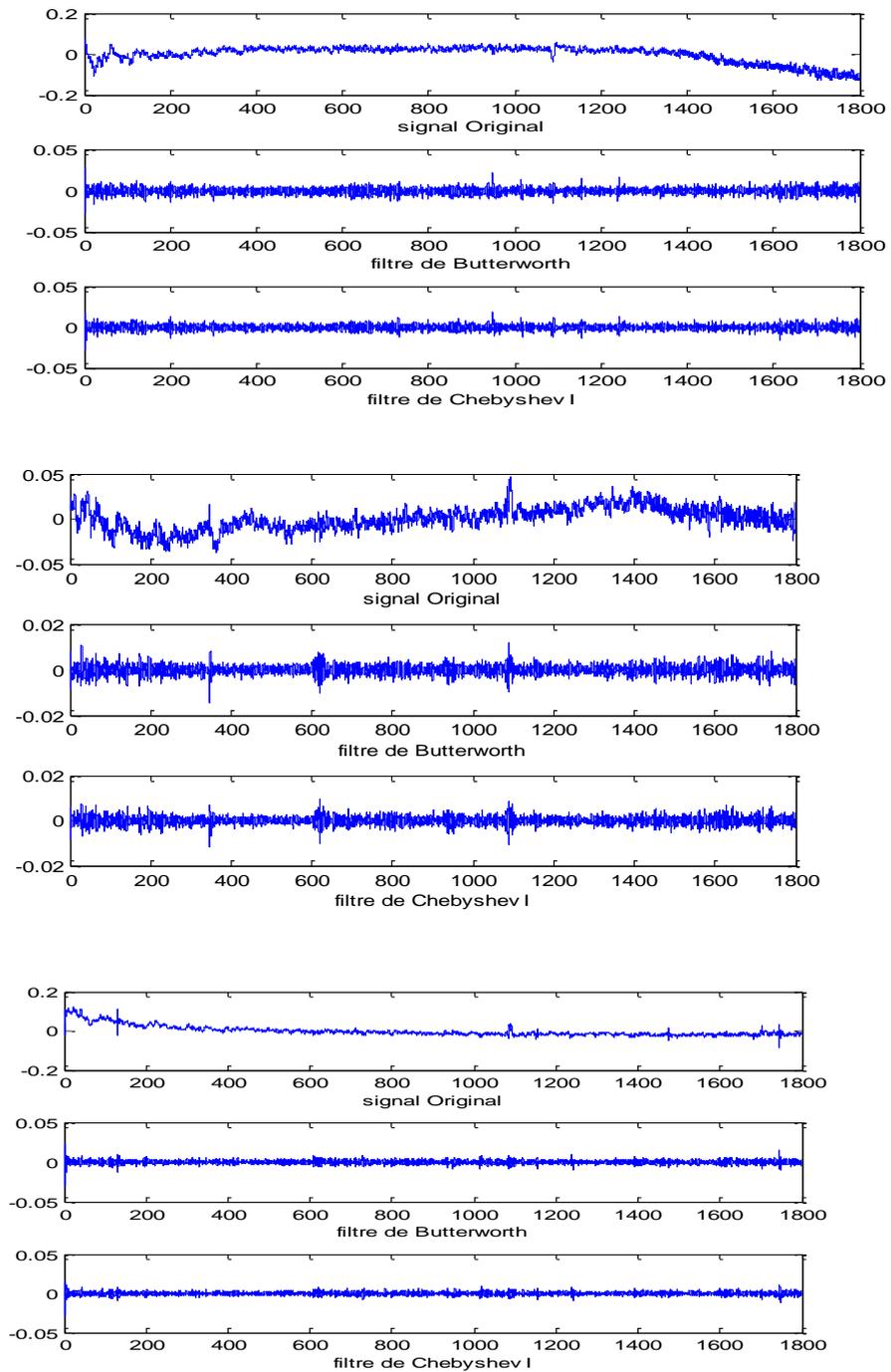


Figure 2.7 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1520m de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

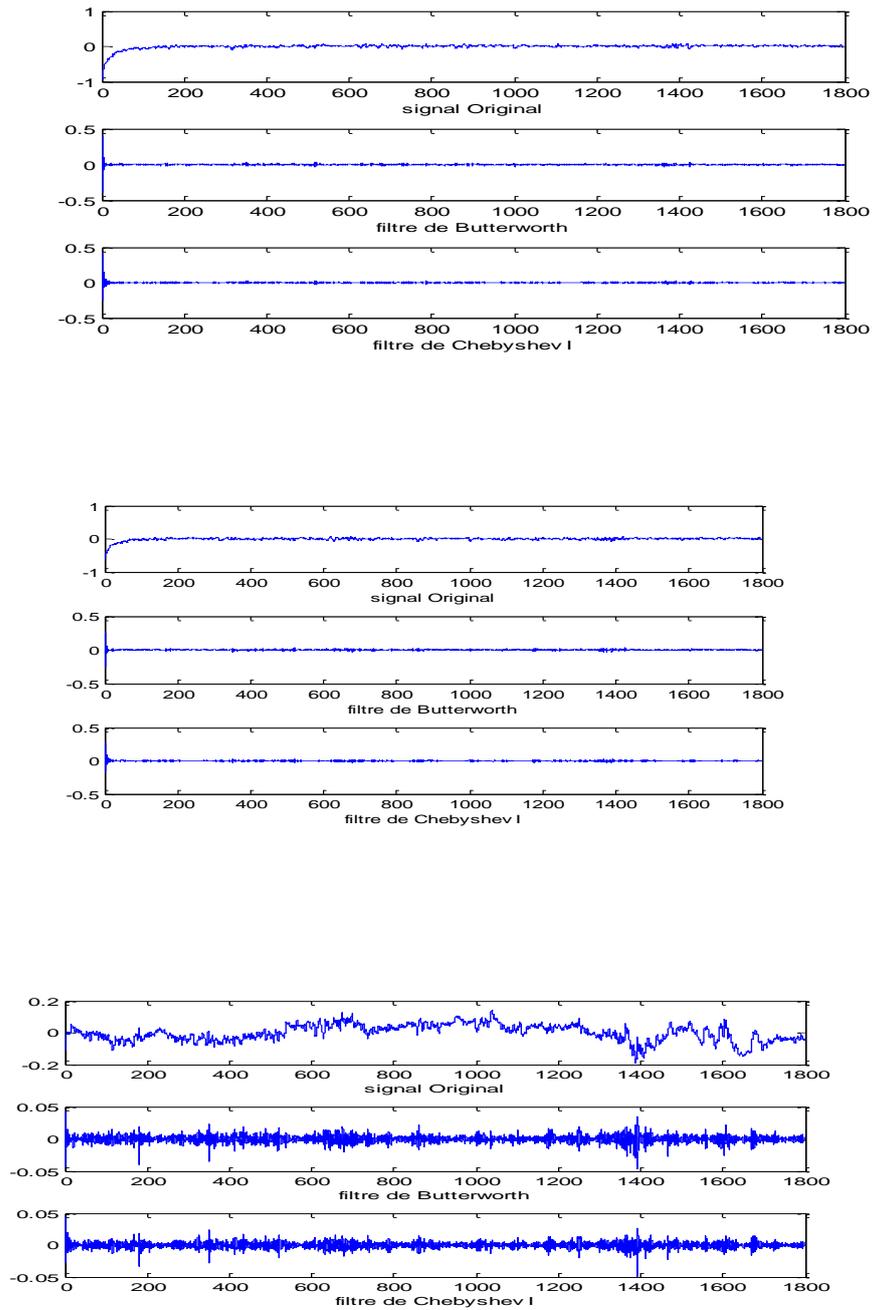


Figure 2.8 : Filtrage d'un signal EHG pour l'enregistrement tpehg1526m de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3

figures (3.2) à (3.8) montrent plusieurs tracés des signaux EHG de la base de données TPEHG avant et après le filtrage. Les enregistrements choisis sont des enregistrements avant terme et à terme de la base de données TPEHG. Chaque enregistrement se présente en forme de trois signaux qui indiquent le positionnement des quatre électrodes sur la peau E2-E1, E2-E3 et E4-E3. Les filtres proposés ont été utilisés sur tous les signaux des enregistrements de la base de données TPEHG. D'après les figures (3.2) à (3.8), peut facilement voir que les deux filtres linéaires Butterworth et chebychev I ont pu filtrés les signaux de la base de données en laissant juste les informations utiles sur les contractions du travail de l'utérine pour les trois positions des électrodes E1, E2, E3 et E4. La figure 3.2 présente les trois signaux d'un enregistrement à terme, On constate de cette figure qu'après filtrage le bruit de haute fréquence a été totalement réduit et les événements indésirables ont complètement disparue et que les contractions ont apparu beaucoup plus sur le premier signal E2-E1. La figure (3.3) contient aussi une autre partie du signal EHG à terme brut et filtré qui est fortement bruité et contenant des événements qui peuvent être considérés comme contractions de l'utérine. On constate de cette figure qu'après filtrage le bruit a été totalement réduit, les événements indésirables ont complètement disparue pour le deuxième et le troisième signal et que les vraies contractions ont pu se présenter clairement en utilisant les deux types de filtre. Dans la figure (3.6), (3.7) et (3.8) le signal EHG brut des enregistrements avant termes, les contractions ne se voient pas clairement dans les signaux bruts, les amplitudes ne sont pas grandes et les autres bruits tels que l'ECG de la femme et les contractions des autres muscles du corps peuvent être concéderez comme contractions de l'accouchement avant terme. On remarque de ces figures que dans le signal EHG filtré les contractions utiles sont accentuées et que les autres contractions sont réduites.

3.5 Les paramètres d'évaluation des performances des filtres

Pour pouvoir juger le succès d'un filtre, l'analyse des performances des deux filtrés utilisés dans cette section ainsi que l'étude de leurs comportements ont très importantes pour pouvoir choisir le filtre le plus efficace. Les critères recherchés ont pour objectifs de mesurer le degré d'amélioration de signal EHG qui peut être selon l'application telles que : la qualité visuelle de signal, l'élimination ou la réduction des informations non utiles, la simplicité, la précision et la préservation des informations utiles. D'abord, nous avons tracé l'amplitude et la phase de chacun des filtres dans la figure (3.9).

Ensuite, nous avons calculé L'Erreur moyenne quadratique de chaque filtre ainsi que le rapport signal sur bruit (SNR).

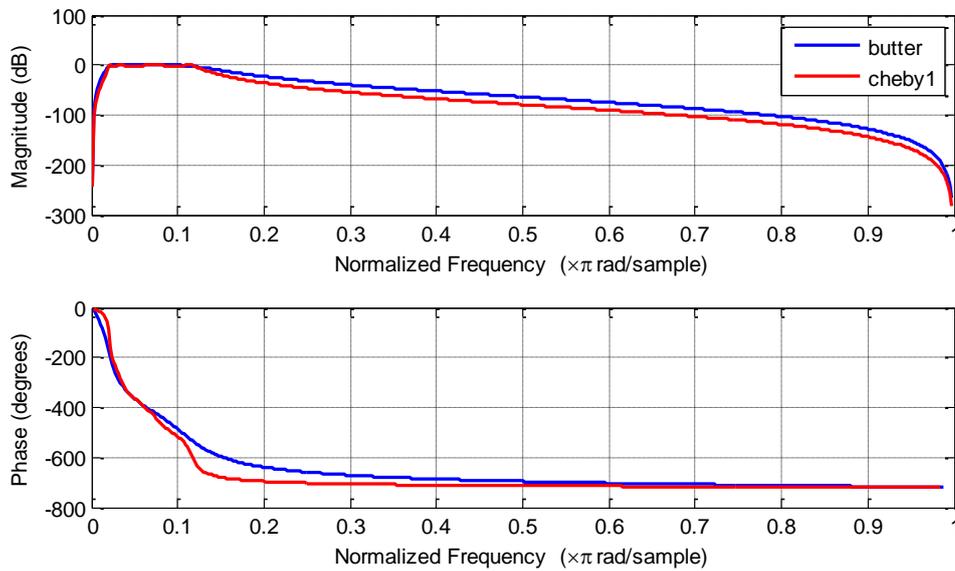


Figure 2.9 : l'amplitude et la phase de chacun des filtres

3.5.1 L'Erreur moyenne quadratique (MSE)

L'erreur quadratique moyenne (Mean Square Error MSE) est le critère le plus utilisé dans le domaine de traitement des signaux biologiques. C'est une manière d'évaluer la différence entre un estimateur et la valeur réelle de la quantité.

Le MSE mesure la moyenne du carré de "l'erreur", avec la valeur d'erreur, c'est-à-dire la différence entre le signal de l'estimateur (signal EHG original) et le signal estimé (signal EHG bruité) dans lequel l'estimateur est différent de la quantité à estimer. Il est calculé comme suit [45]:

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (x_i - \hat{x}_i)^2 \quad (3.9)$$

Où N est la longueur du signal ECG, x_i présente le signal original et \hat{x}_i est le signal filtré.

3.5.2 Rapport signal sur bruit (SNR)

La qualité d'un signal est parfois représentée par le "rapport signal/bruit". Il mesure la quantité de bruit contenue dans le signal EHG. Le SNR est souvent représenté avec une échelle logarithmique dit décibels et noté dB. Il est exprimé par [46]:

$$\text{MSE} = 10 \log_{10} \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N \frac{x_i^2}{(x_i - \hat{x}_i)^2} \quad (3.10)$$

où x_i est le signal d'EHG bruité, \hat{x}_i est la sortie du filtre passe-bande, $[x_i - \hat{x}_i]$ est considéré comme le bruit et N est le nombre d'échantillons du signal EHG.

En donnant différentes valeurs de fréquences au filtre Butterworth et au filtre chebyshev1, nous obtenons les paramètres comme indiqué ci-dessous dans les tableaux 3.1.

	Butterworth	Chebyshev 1
SNR	90.110487720142729	90.344603379572305
MSE	7.391000883921455e-08	7.325076346454557e-08

Tableau 2.1 : comparaison entre les deux filtres

Les résultats présentés dans le tableau indiquent qu'il n'y a pas d'amélioration significative des résultats. Les deux donnent des résultats presque similaires. Malgré que par rapport au filtre chebyshev1, le filtre Butterworth a de meilleures valeurs MSE et SNR. Donc nous avons choisi d'utiliser le filtre de Butterworth pour le filtrage du signal EHG.

Enfin, nous avons fait une comparaison des résultats du filtrage trouvés en utilisant le filtre Butterworth et les résultats du filtrage standard de la base de données. Les résultats sont présentés dans les figures (3.10) à (3.15). A partir des figures ci-dessous, nous pouvons clairement voir que le signal filtré par le filtre de Butterworth avec la fréquence entre 0.2-1.2 Hz a pu montrer les contractions réelles alors que les signaux filtrés de la base de données présentent beaucoup plus de bruit et de fausses informations dans des fausses contractions.

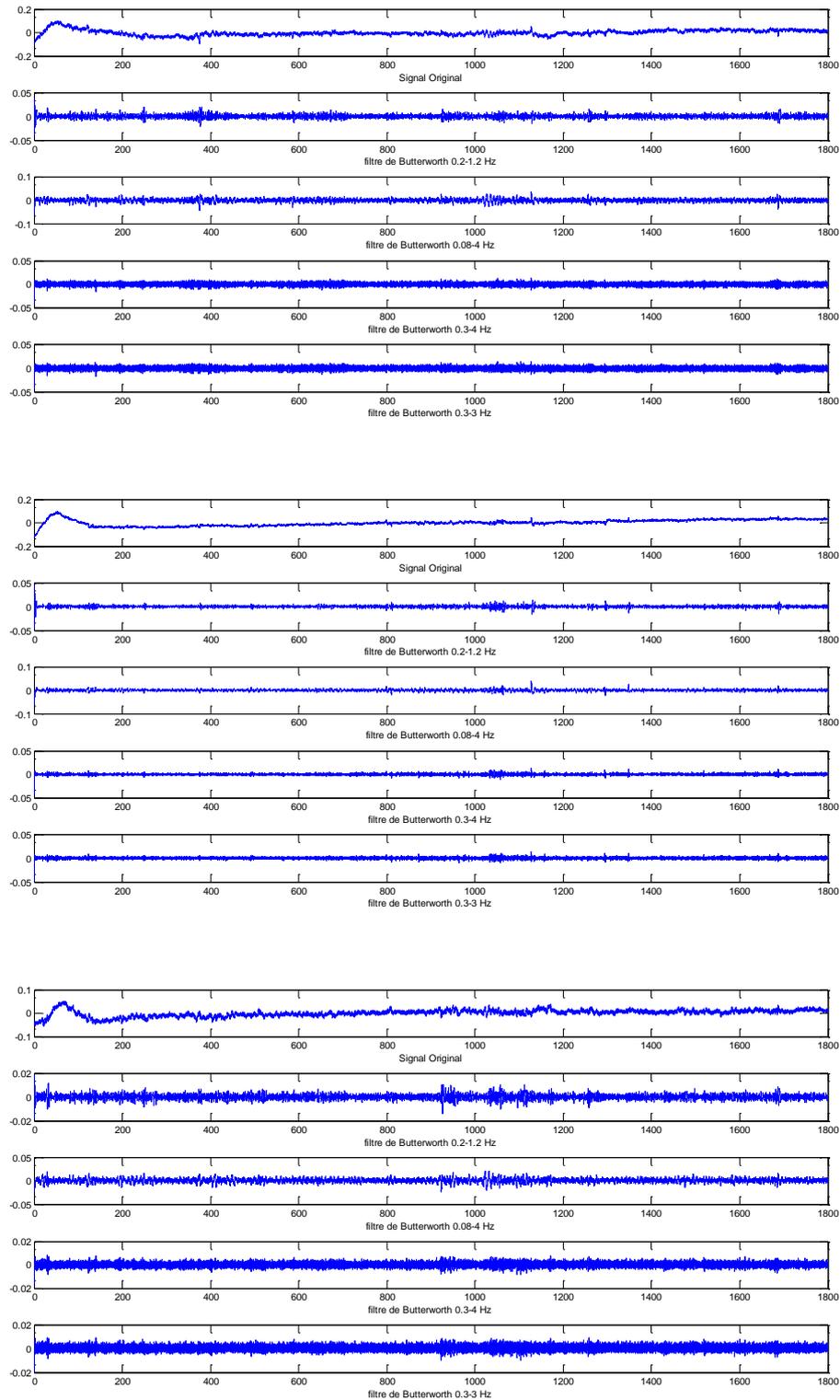


Figure 2.10 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

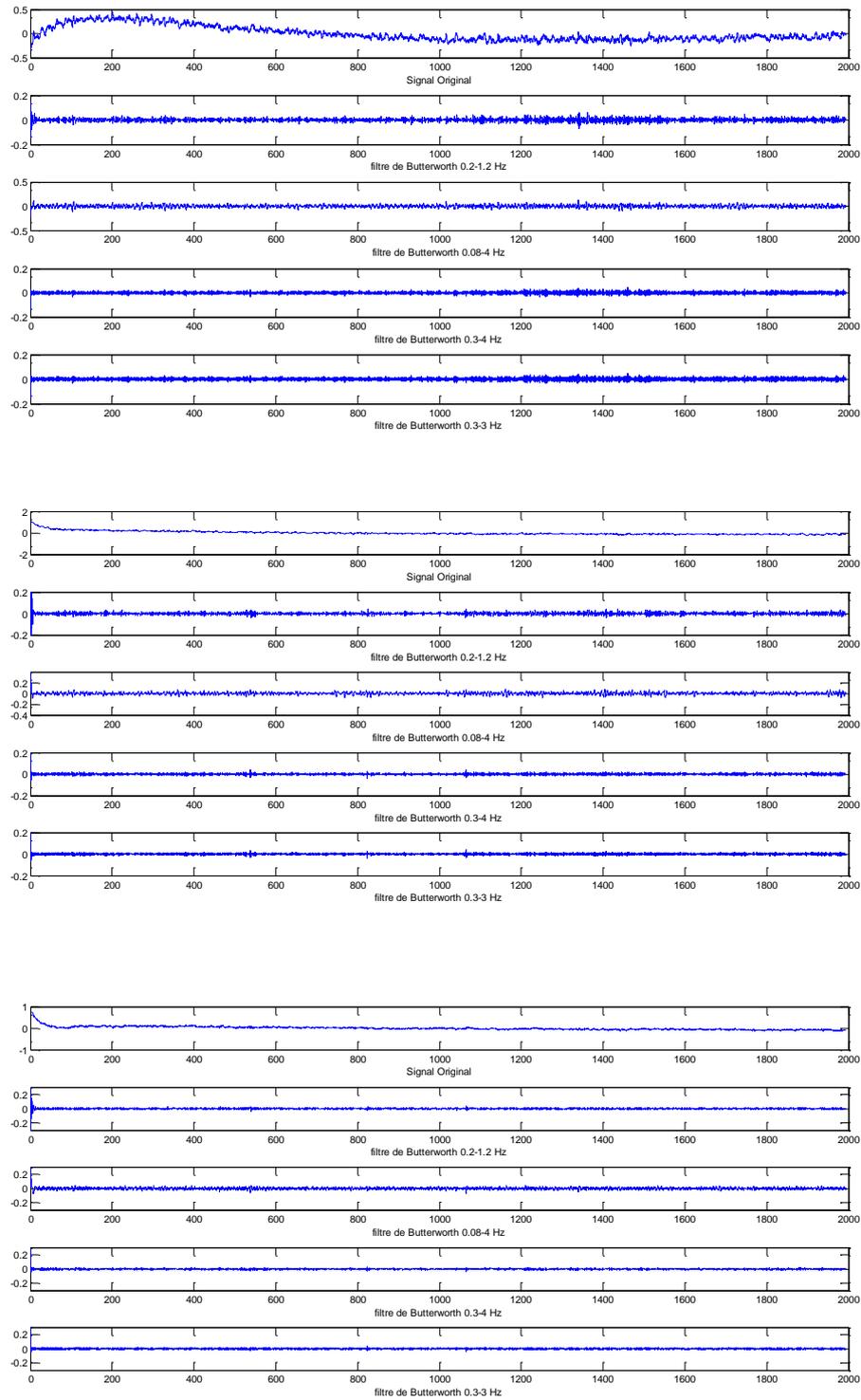


Figure 2.11 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

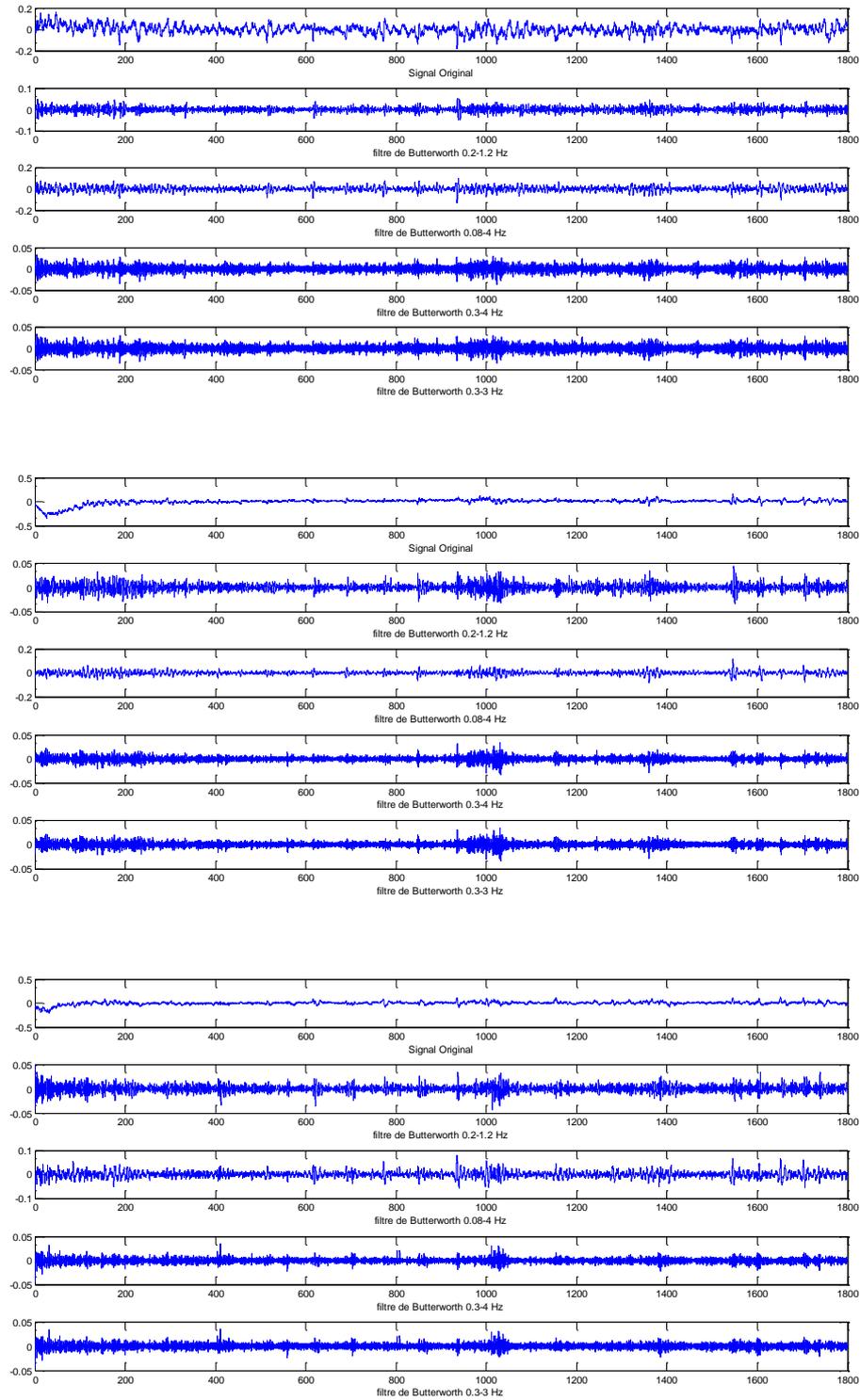


Figure 2.12 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement avant terme de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3

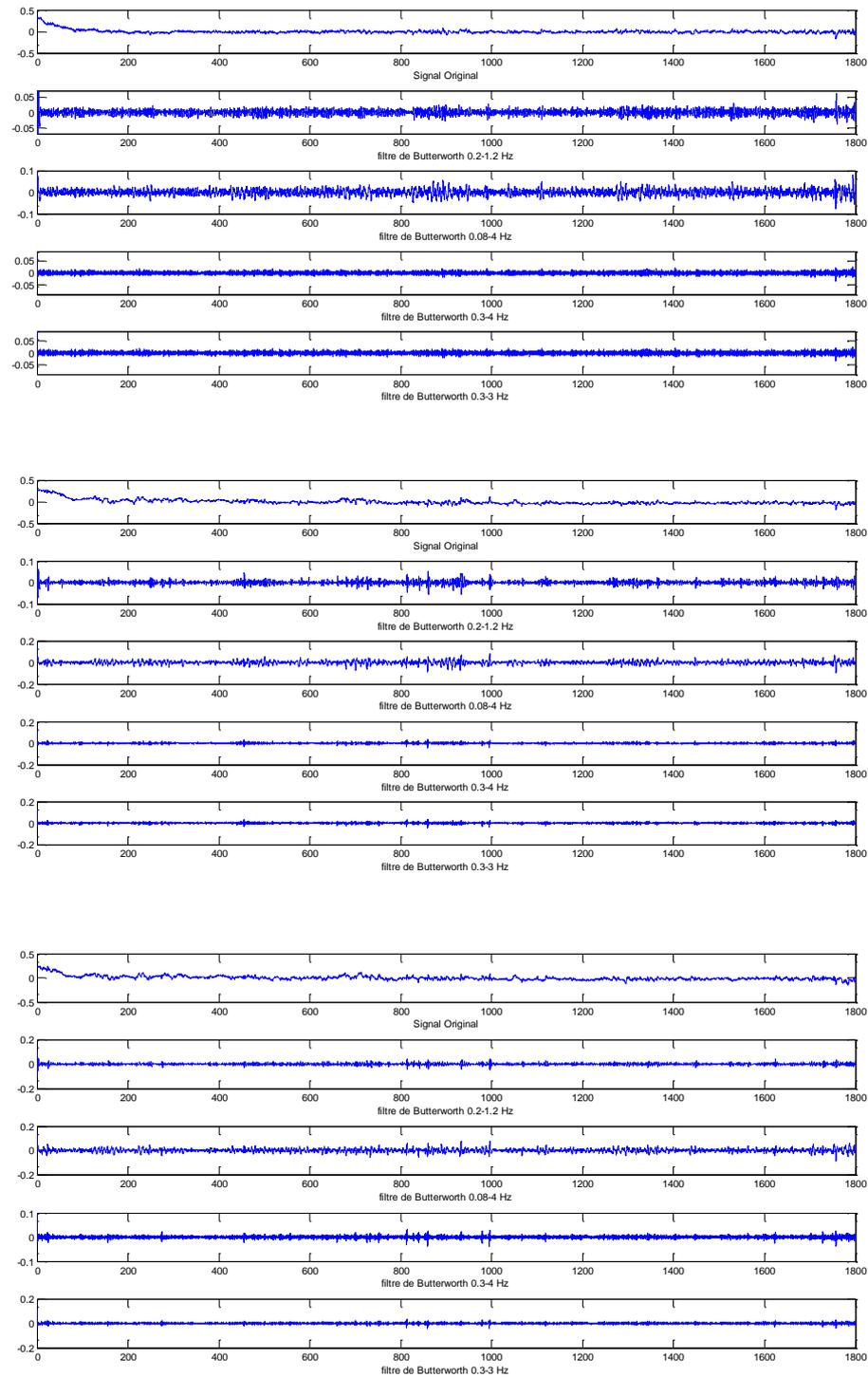


Figure 2.13 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

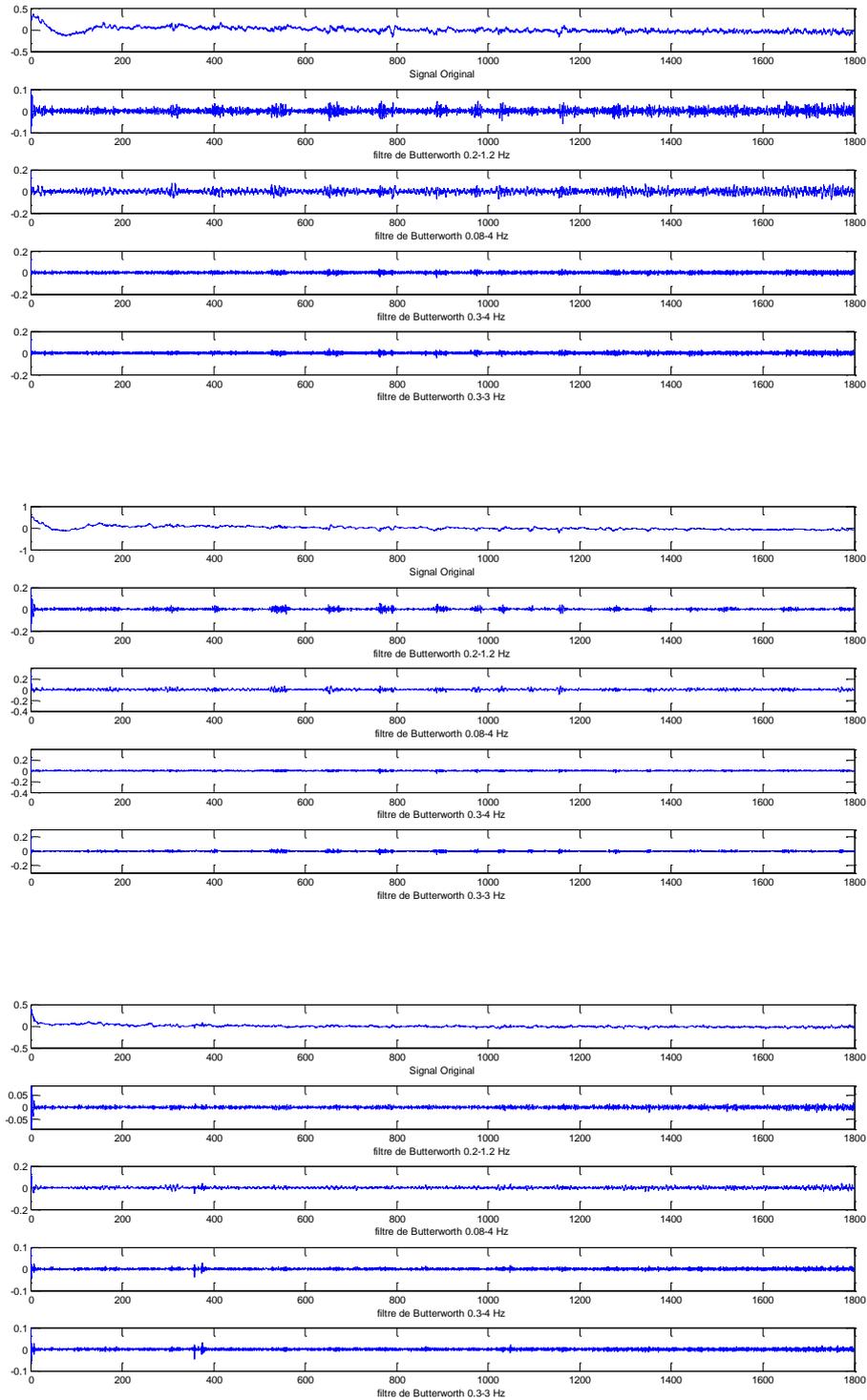


Figure 2.14 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base de données TPEHG, (a) E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

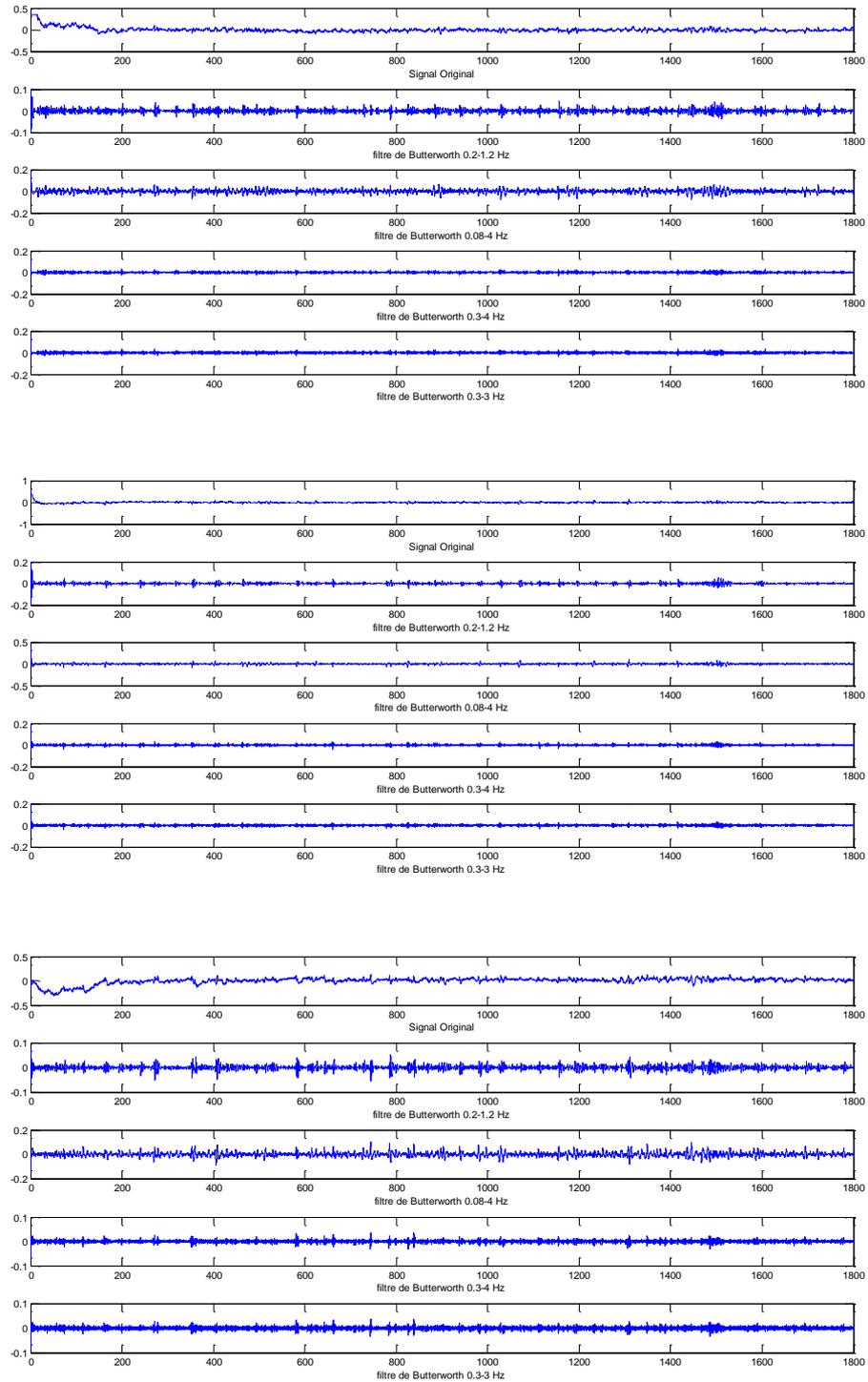


Figure 2.15 : Filtrage d'un signal EHG pour un enregistrement à terme de la base de données, TPEHG (a)E2-E1, (b) E2-E3 et (c) E4-E3.

3.6 Conclusion

Dans la première partie de ce chapitre, nous avons présenté des définitions mathématiques des filtres utilisés dans cette étude. Nous avons aussi mis en évidence les fonctions de transferts ainsi que les propriétés des deux filtres Butterworth et Chebychev I.

Ensuite, on s'est concentré sur le filtrage des signaux EHG a terme et avant terme. La première étape a été consacrée aux filtrages en utilisant les deux filtres Butterworth et chebychev I en fixant la bande de fréquence entre 0.2-1.2 qui est la bonde de fréquence utile pour la détection des contractions des accouchements à terme et avant terme. La méthode de filtrage proposée a été validée en utilisant la base de données TPEHG.

Enfin, nous avons fait une évaluation des performances des filtres de Butterworth et Chebychev en utilisant les deux paramètres MSE et SNR. Les résultats ont montré que les deux filtres donnent presque les mêmes résultats. Donc, nous avons choisi le filtre de Butterworth vu que la réponse en fréquence du filtre n'a pas d'ondulation dans sa bande passante et la bande d'arrêt contrairement au filtre de Chebychev qui a une plage de transition plus courte que la réponse en fréquence du filtre Butterworth qui se traduit par une bande passante avec plus d'ondulations donc il faut régler les paramètres de l'ondulation de la bande passante.

Chapitre 04

Détection des accouchements prématurés

4.1 Introduction

Le signal EHG possède une grande valeur clinique pour le diagnostic et la détection des accouchements prématurés. Beaucoup de techniques du traitement de signal ont été utilisées pour l'analyse de l'activité électrique de l'utérus et se sont avérés des outils reconnus pour l'aide au diagnostic, le traitement et le suivi des accouchements prématurés. Ces techniques de traitement permettent de réaliser l'amélioration de la qualité du signal (filtrage de bruits), le rehaussement des informations pertinentes et l'extraction des informations qui ne sont pas visibles par une analyse visuelle directe. De tels traitements automatiques sont devenus une nécessité pour exploiter au mieux les données en grande quantité dont l'analyse manuelle est difficilement envisageable .

Dans ce chapitre, nous allons identifier et détecter les différents pics et caractéristiques constituant un signal EHG, à savoir :

- Les pics du signal EHG
- Le contenu fréquentiel du signal EHG
- La densité spectrale de puissance du signal EHG
- La variance du signal EHG
- Déviation standard du signa EHG

Chaque enregistrement EHG est représenté par trois signaux enregistrés sur trois canaux différents suffisants pour fournir au classificateur les informations nécessaires pour la discrimination entre les deux classes d'accouchements à terme et avant terme en sortie.

Nous débutons ce chapitre par une présentation relativement brève sur l'extraction des paramètres du signal EHG. Ensuite, nous présentons le classifieur proposé ainsi que les critères pour évaluer les performances de ce classificateur. Enfin, nous présentons la structure et l'architecture de notre système de classification.

4.2 Identification et détection des paramètres du signal EHG

Après le filtrage du signal EHG, les différentes caractéristiques du signal EHG se résument dans les points suivants :

- Le contenu fréquentiel du signal EHG
- La densité spectrale de puissance du signal EHG
- La variance du signal EHG
- Déviation standard du signal EHG

4.2.1 Contenu fréquentiel du signal EHG

Le contenu fréquentiel du signal EHG peut fournir des informations utiles sur les contractions utérines terme et avant terme. Dans notre cas, le contenu fréquentiel des contractions utérines est la transformée de Fourier discrète en utilisant l'algorithme de transformation de Fourier rapide (FFT) des trois signaux enregistrés sur les trois canaux de l'appareil EHG.

4.2.2 Densité spectrale de puissance du signal EHG

la densité spectrale de puissance DSP a été calculé en utilisant le carré du module de la transformée de Fourier rapide, divisé par la largeur de bande spectrale, elle-même égale à l'inverse du temps d'intégration T (ou, plus rigoureusement, la limite quand T tend vers l'infini de l'espérance mathématique du carré du module de la transformée de Fourier du signal - on parle alors de densité spectrale de puissance moyenne).

4.2.3 La variance du signal EHG

La variance du signal EHG a été calculée en utilisant la fonction Matlab Var. Pour un chaque vecteur A du signal EHG composé de N observations scalaires, la variance est définie comme :

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (A_i - \mu)^2 \quad (4.1)$$

où μ la moyenne de A :

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i \quad (4.2)$$

4.2.4 Déviation standard du signal EHG

Pour le dernier paramètre, L'écart type est la racine carrée de la variance. La STD a été calculée en utilisant la fonction Matlab STD.

$$STD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (A_i - \mu)^2} \quad (4.3)$$

4.3 Algorithme de détection des paramètres

Les étapes de détection et d'identification des paramètres du signal EHG, qui ont été implémentées, sont résumées sur l'organigramme ci-dessous :

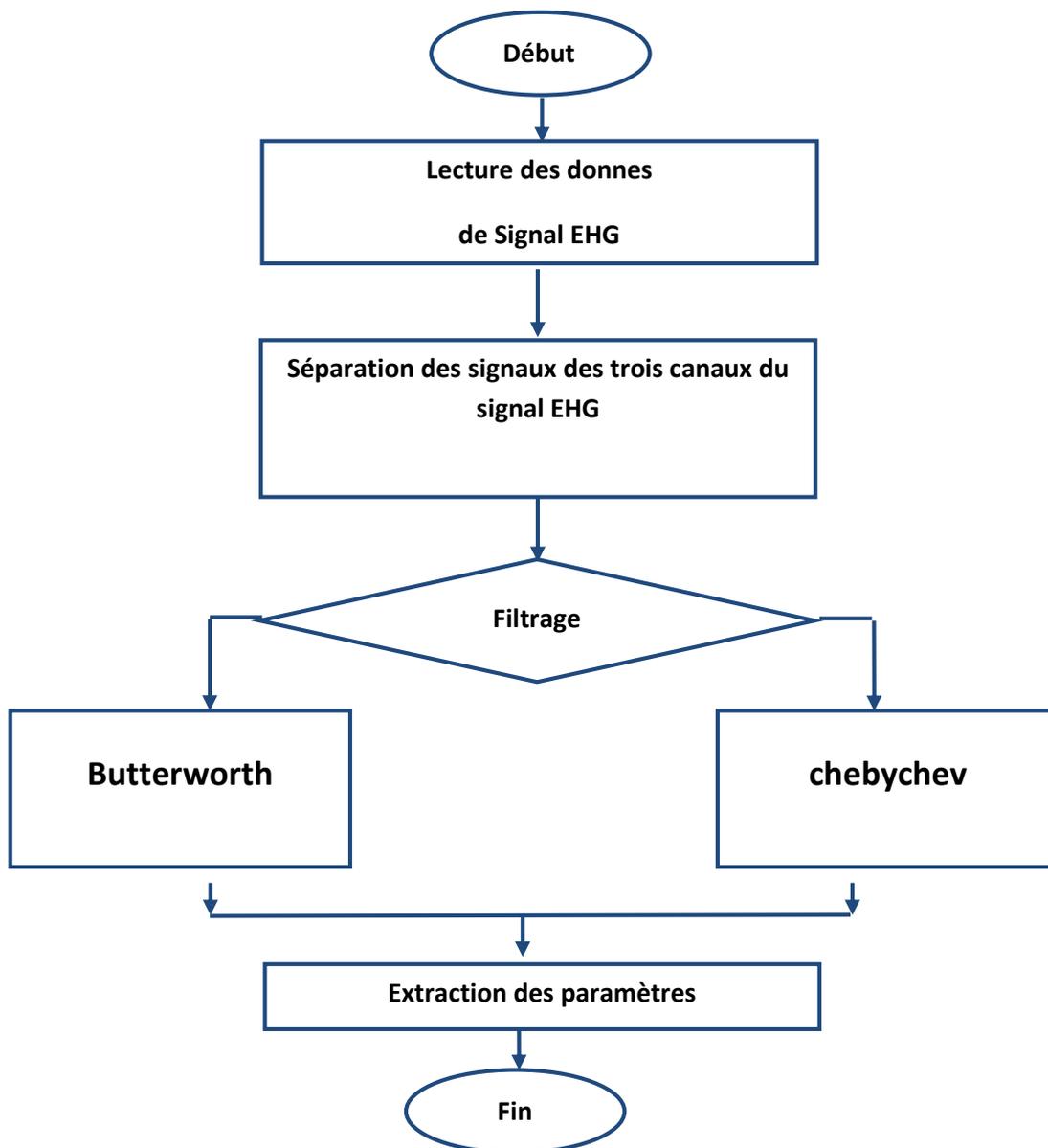


Figure 4.1 : Algorithme de détection des paramètres

4.4 Classification du signal EHG

L'objectif de cette méthode est de classer les battements dans deux catégories : la catégorie AT qui comprend uniquement les enregistrements à terme et la catégorie des enregistrements AVT qui comprend les enregistrements avant terme. Dans cette méthode, les paramètres pertinents utilisés dans le processus de classification sont les paramètres extraits après l'étape du filtrage des signaux des trois canaux du signal. Les paramètres utilisés dans cette partie sont le contenu fréquentiel du signal EHG, la densité spectrale de puissance, la variance et l'écart type du signal EHG. Le classificateur KNN (K-Nearest Neighbor) a été utilisé dans le mécanisme de discrimination des deux catégories [47]. Les performances et l'efficacité de cette méthode de classification proposée sont évaluées et validées en utilisant différents enregistrements des signaux EHG de la base de données TPEHG [33].

4.4.1 Elaboration de la méthode de classification proposée

Dans cette méthode de classification les paramètres pertinents caractérisant un signal EHG sont choisis comme les quatre paramètres le contenu fréquentiel du signal EHG, la densité spectrale de puissance, la variance et l'écart type du signal EHG mentionnés comme suit A1, A2, A3 et A4. La technique de classification proposée commence par l'extraction des quatre paramètres A1, A2, A3 et A4 des trois signaux d'un nombre d'enregistrements AT et d'un nombre d'enregistrement pour construire un tableau des valeurs moyennes de ces quatre paramètres pertinents qui sera ensuite utilisée dans le processus de discrimination des battements sous test. Le processus de discrimination des deux catégories AT et est réalisé en utilisant l'algorithme KNN en raison de sa simplicité, de son succès dans la résolution des problèmes et de la haute précision des résultats obtenus. Le classificateur KNN repose généralement sur la distance euclidienne entre un échantillon d'essai et les échantillons de la base de données d'apprentissage déjà constituée. Dans ce cadre, pour chaque signal des trois canaux, les échantillons de la base de données d'apprentissage déjà constituée sont deux vecteurs avec quatre éléments dans chaque vecteur correspondant, respectivement, enregistrements AT et AVT. L'organigramme de cette méthode de classification proposée est illustré dans la figure (4.2). Pour la construction de la base de données d'apprentissage proposé dans cette méthode de classification, des signaux EHG AT et AVT de la base de données TPEHG [18] ont été utilisés. A partir de quelques enregistrements de la base de données considérés comme terme et avant terme, les valeurs de la

moyenne des quatre paramètres A1, A2, A3 et A4 pour l'ensemble des enregistrements AT et AVT sont donnés dans le tableau (4.1).

		A1	A2	A3	A4
Signal 1	AT	8,24E-07	9,08E-04	2,67E+03	51,63
	AVT	1,85E-07	4,30E-04	2,88E+03	53,67
Signal 2	AT	1,91E-06	1,38E-04	2,19E+03	46,82
	AVT	3,13E-08	1,77E-04	3,71E+03	60,89
Signal 3	AT	3,59E-07	6,00E-04	2,98E+03	54,55
	AVT	5,74E-09	7,57E-05	1,80E+03	42,47

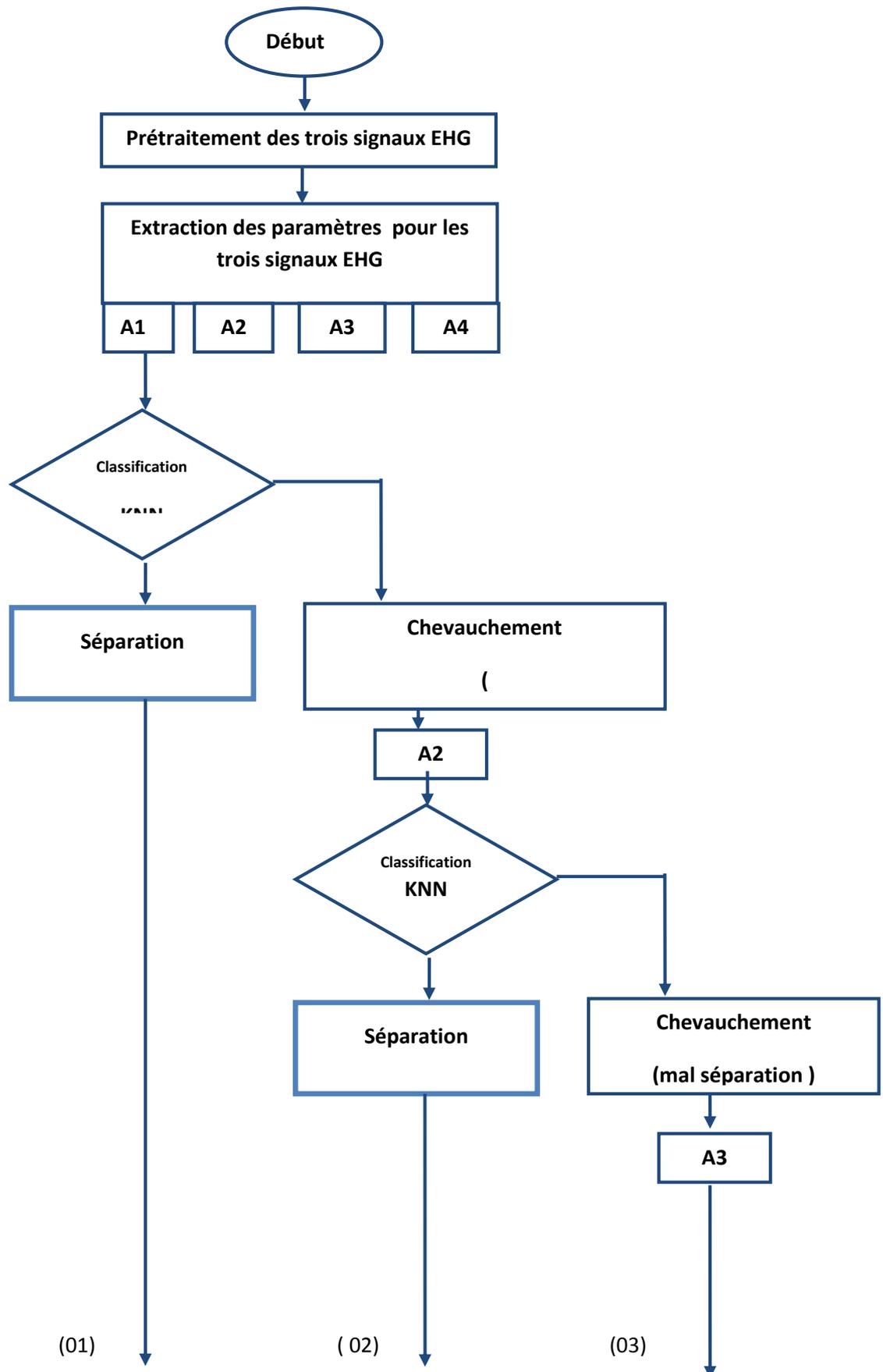
Tableau 4.1 les valeurs moyennées des quatre paramètres

Alors, la méthode de discrimination des catégories consiste à comparer, à l'aide de classifier KNN, les paramètre A1, A2, A3 et A4 du premier signal S1 d'un enregistrement sous test aux éléments de la première ligne du signal 1 AT et AVT du tableau (4.1) afin de décider si le paramètres extraits A1, A2, A3 et A4 sont ceux d'un accouchement à terme ou avant terme; c'est-à-dire distinguer la catégorie AT de la deuxième catégorie AVT. Ensuite, si le résultat n'est pas clair et que les paramètres deux catégories ne sont pas bien séparés en utilisant le signal S1, on refait la même étape en utilisant le signal S2, si les paramètres A1, A2, A3 et A4 sont bien séparés on arrête le processus de discrimination sinon on passe au troisième signal S3 pour la classification finale entre les deux catégories AT et AVT.

L'organigramme de cette méthode de classification des contractions AT et AVT proposée est illustré dans la figure (4.2).

L'indice de performance utilisé pour l'évaluation de cette méthode de classification des contractions AT et AVT est la justesse donnée par l'expression suivante :

$$Justesse(\%) = \frac{\text{Nombre total des echantillons correctes}}{\text{Nombre total des battements testés}} * 100 \quad (4.3)$$



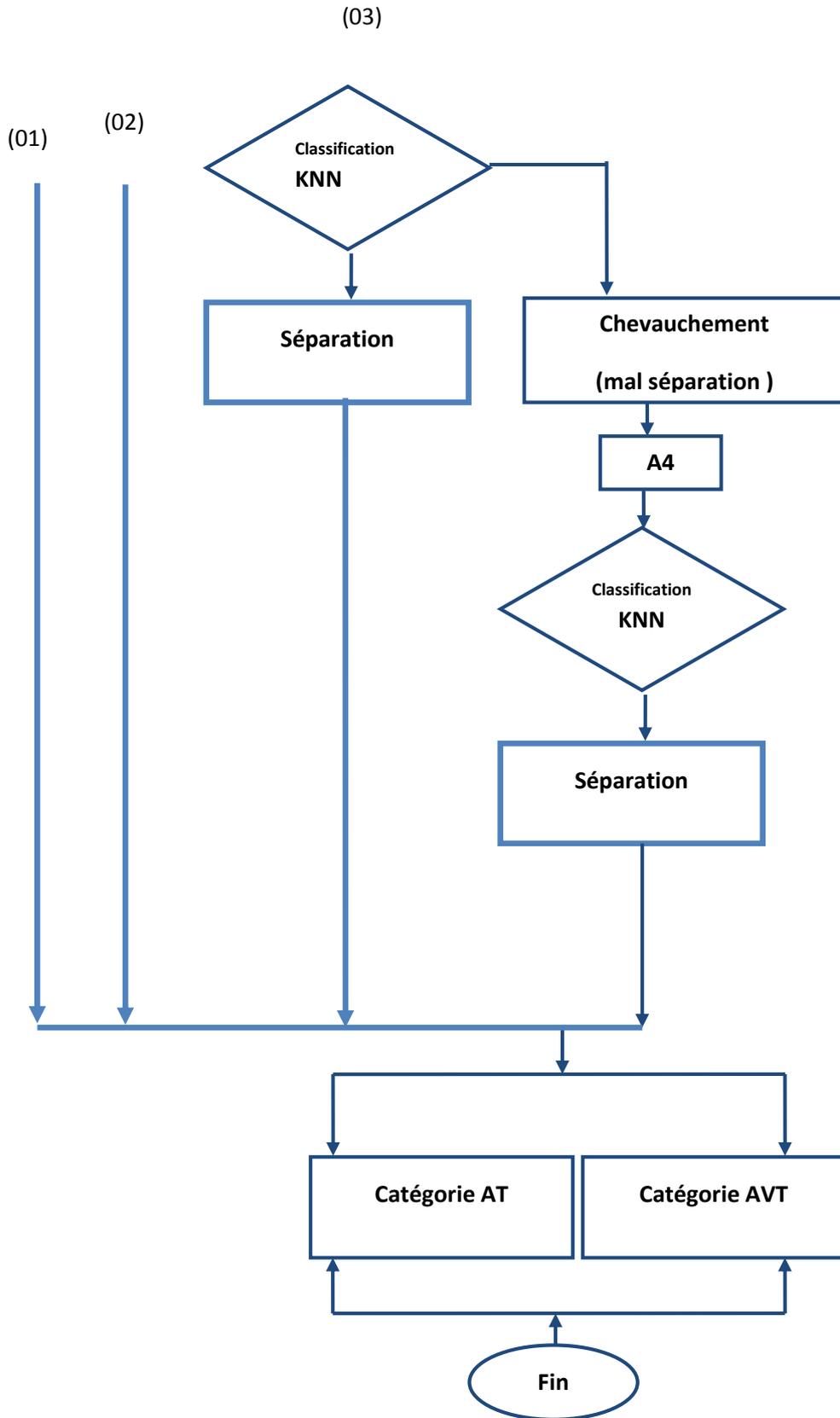


Figure 4.2 : Organigramme de la méthode de classification proposée

4.5 Résultats

Pour la méthode de classification proposée, deux étapes essentielles ont été suivies en utilisant 76 enregistrements de la base de données TPEHG, chaque enregistrement est composé de 3 signaux correspondant aux trois canaux de l'appareil EHG. Premièrement, 16 enregistrements de la base de données TPEHG dont 8 enregistrements à terme et 8 enregistrements avant terme ont été utilisés pour l'étape d'apprentissage. Deuxièmement, 60 enregistrements de la base de données TPEHG dont 30 enregistrements avant terme et 30 enregistrements à terme ont été utilisés pour l'évaluation de l'efficacité et des performances de la méthode de classification proposée. L'indice de performance utilisé dans l'évaluation est la justesse, de l'équation (4.3). Figures (4.3) a (4.6) présentent le diagramme en boîte (Boxplots) des paramètres pertinents A1, A2, A3 et A4 pour les deux catégories contraction à terme et contraction avant terme AT et AVT respectivement, pour les signaux des 3 canaux EHG .

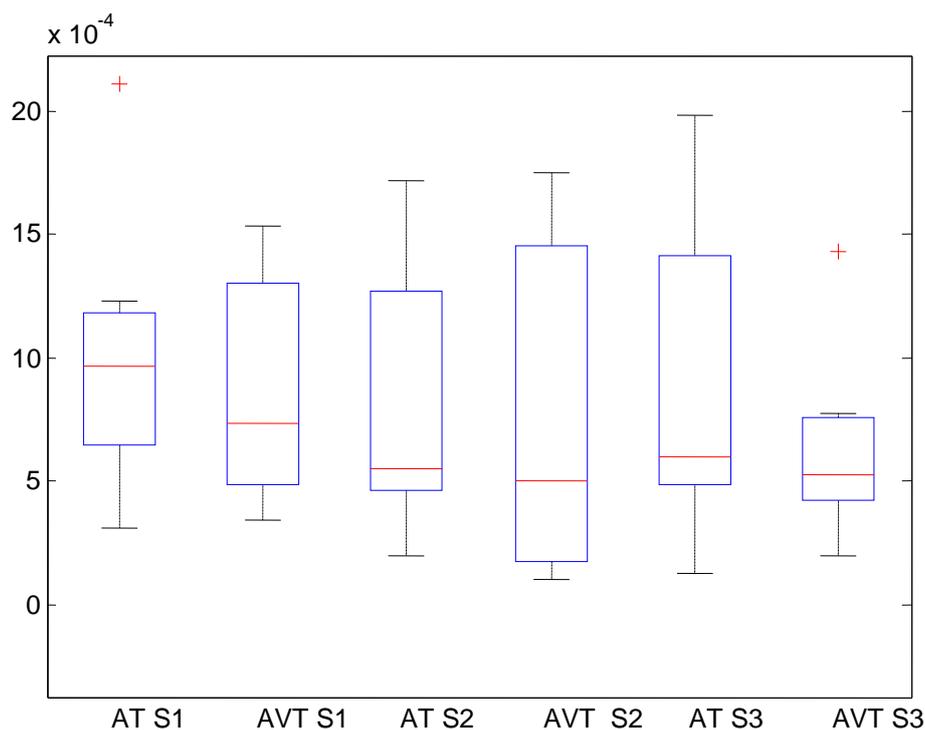


Figure 4.3 : Contenu fréquentiel pour les 3 signaux

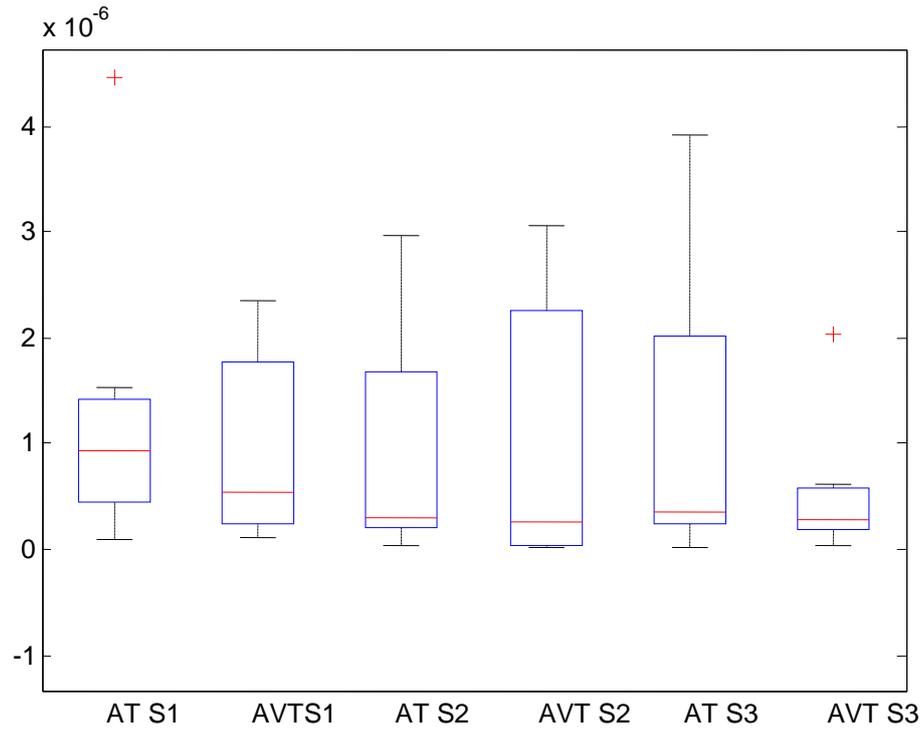


Figure 4.4 : Densité spectrale de puissance pour les 3 signaux

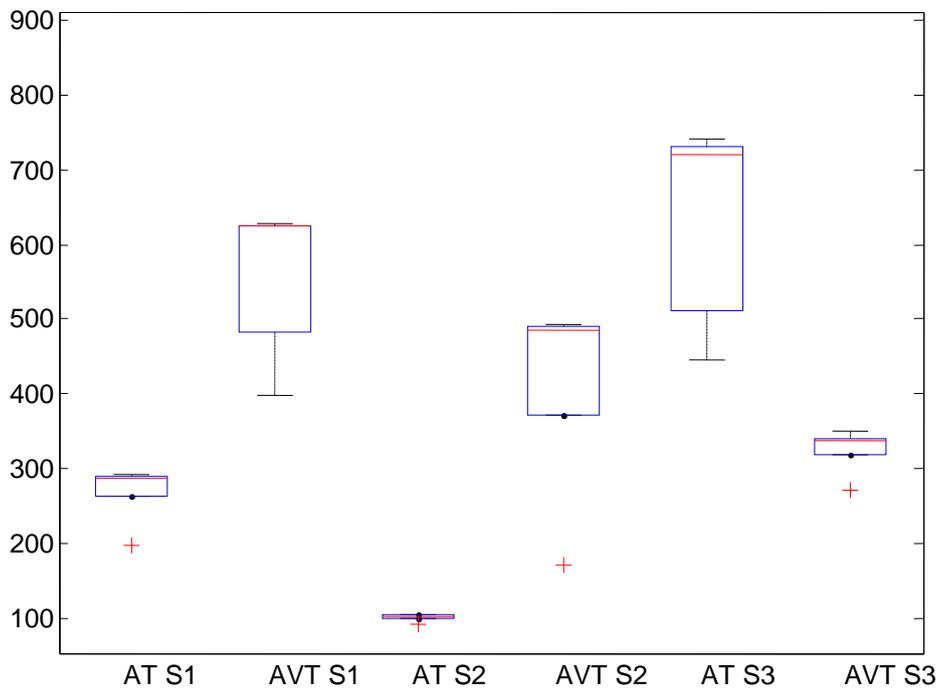


Figure 4.5 : variance pour les 3 signaux

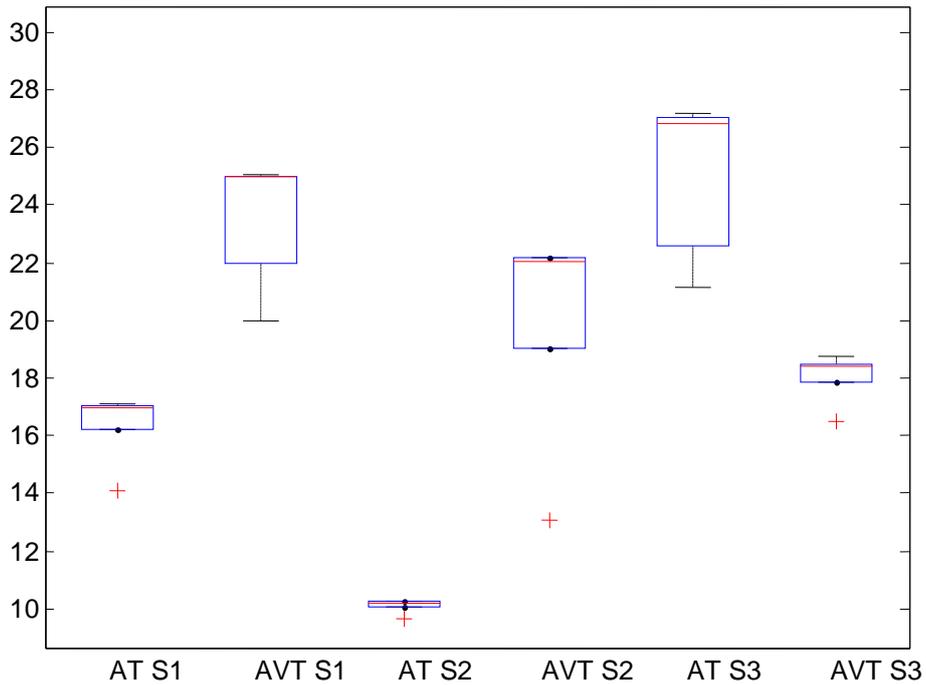
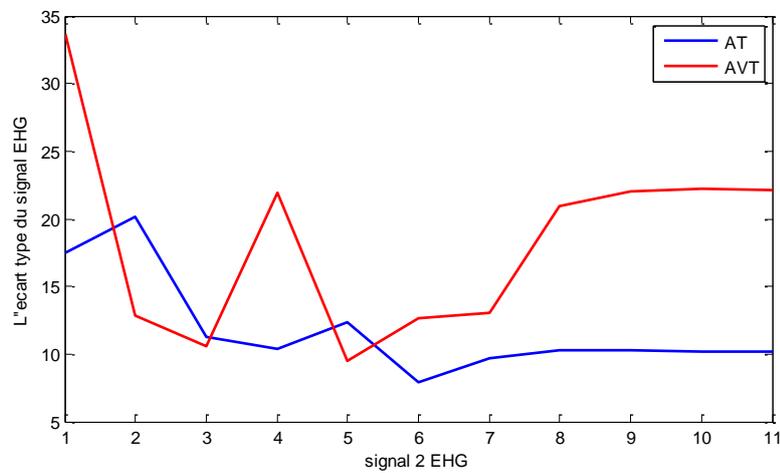
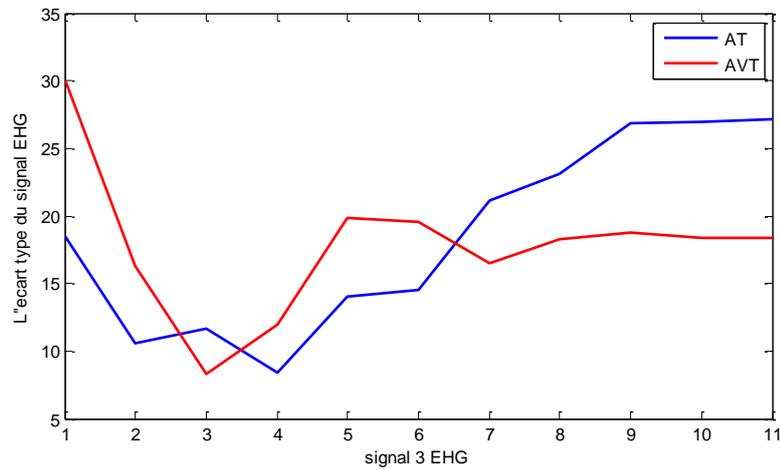


Figure 4.6 : Ecart type pour les 3 signaux

A partir des figures (4.3) et (4.4), nous pouvons montrer que pour le premier paramètre A1, les 3 signaux ont presque les mêmes valeurs ce qui nous a présenté un problème de classification, car nous avons pu classifier que quelques enregistrements. Donc, nous avons utilisé le deuxième paramètre A2 dans notre algorithme, et les résultats de la classification ont montré qu'on peut classifier quelques enregistrements AVT qui ont des fortes contractions utérines mais si les contractions ne sont pas fortes ou que le type d'accouchement a été un accouchement par césarienne, le paramètre A2 ne donne pas de bons résultats. Mais à partir de la figure (4.5) qui représente le Boxplot du paramètre A3, la variance des signaux des trois canaux du signal EHG, nous avons pu classifier la plupart des enregistrements AVT qui ont des contractions moins claires et nous avons remarqué aussi que la plupart des enregistrements classifiés avec ce paramètre sont après 26 semaines de grossesses. Le reste des enregistrements ont pu être classifié en utilisant le dernier paramètre A4, écart type des signaux des trois canaux du signal EHG, et nous avons remarqué que ses enregistrements ont été recordé entre 19 et 26 semaines de grossesses ce qui présente des contractions moins forte et même le risque d'accouchement par césarienne est très fort.

Figures (4.7) a (4.8) présentent quelques exemples des variations entre les paramètres pertinents à terme et avant terme. Les figures montrent la séparation entre les deux catégories AT et AVT ce qui montre que la classification peut se faire en utilisant au maximum le troisième signal S3 sans rajouter d'autres paramètres ou même d'autres cratères comme existe dans les travaux qui se trouvent dans la littérature.



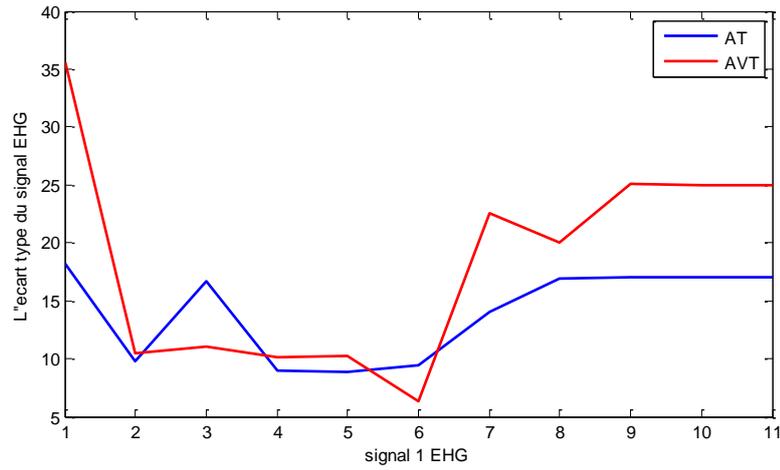
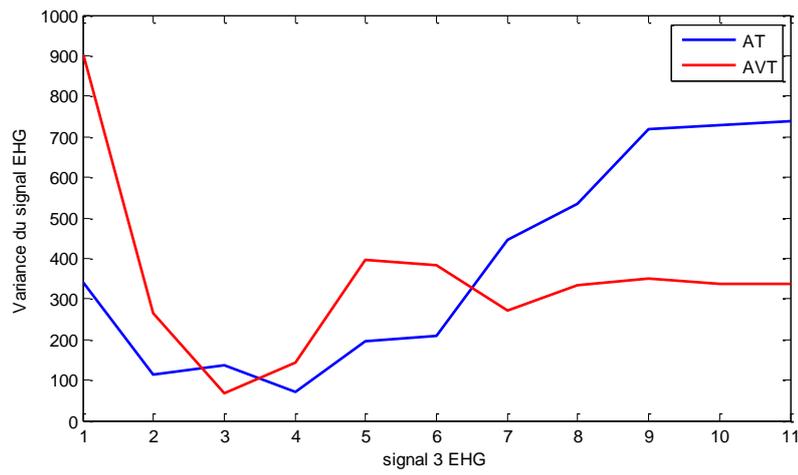


Figure 4.7 : exemple de la distribution du paramètres A4 AT et AVT pour les signaux des 3 canaux



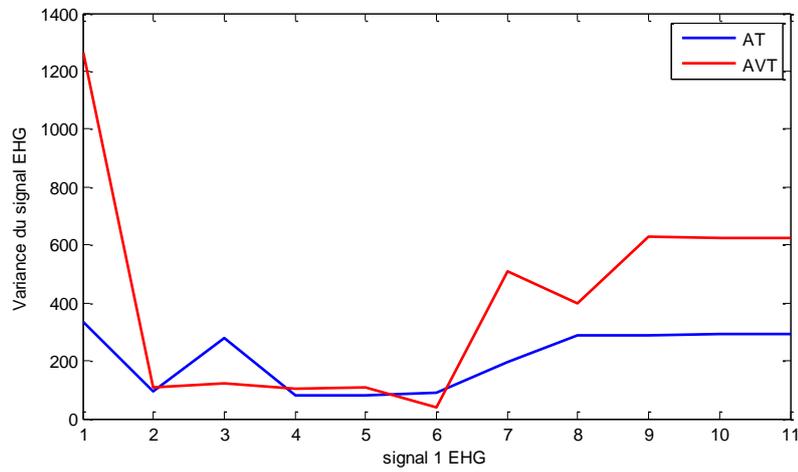
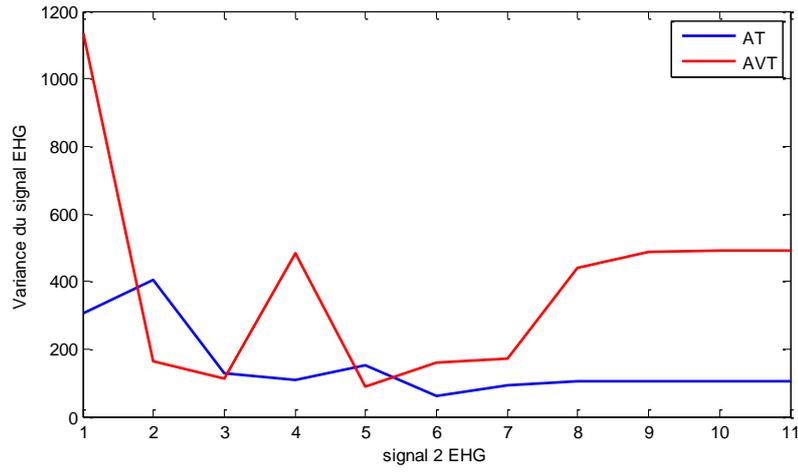


Figure 4.8 : exemple de la distribution du paramètres A3 AT et AVT pour les signaux des 3 canaux

La justesse de la classification en termes des paramètres pertinents utilisés dans le processus de discrimination est présentée dans la figure(4.9).

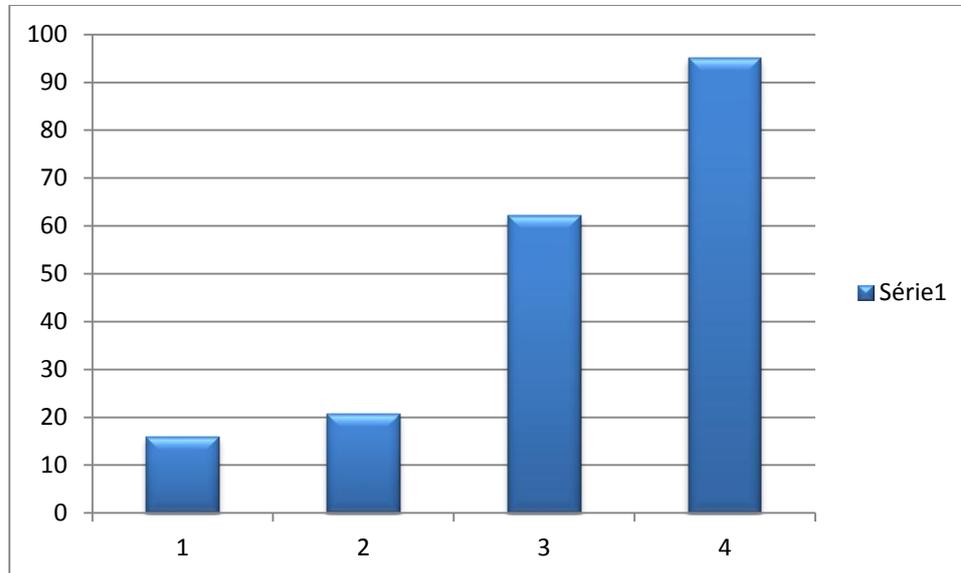


Figure 4.9 : Justesse de la méthode de classification proposée

De la figure (4.9), la justesse de la classification en utilisant le premier paramètre pertinent A1 a atteint 15 %. En ajoutant le second paramètre pertinent A2 au premier A1 elle atteint 20 %. Lorsqu'on ajoute encore le troisième paramètre pertinent A3 aux deux premiers A1 et A2 la justesse de la classification atteint 62 %. Enfin, elle atteint 95% avec le dernier paramètre A4. Alors, on conclut que la méthode de classification proposée en utilisant les quatre paramètres pertinents suggérés peut distinguer avec une justesse de 95% les deux catégories des contractions avant terme et des accouchements à terme à partir des paramètres pertinents du signal EHG.

4.6 Comparaison

Nous avons collecté dans le tableau suivant un résumé de quelques travaux qui existent dans la littérature, qui utilisent différentes bases de données pour l'étude du signal EHG. Nous avons fait aussi une comparaison des méthodes utilisés pour le prétraitement, l'extraction des paramètres et la classification

Comparaison			
Référence	Base de données	Technique de Filtrage et Classification utilisées	Résulta
Méthode proposée	TPEHG	Butterworth filter, FFT, DSP, VAR, STD KNN classifieur	ACC 95%
[41]	TPEHG Physionet	Butterworth filter, Wavelet-based nonlinear features and Stacked sparse auto encoder, extreme learning machine, SVM	Acc: 90%
[50]	Hospital	Butterworth filter, DWT, WEV, RWE, SVM	Acc: 86.67%
[51]	Hospital	RQA, PCA, SVM	Acc: 83.32%
[48]	TPEHG Physionet	Butterworth filters, ARMA, Morphological features, SVM	Acc: 89%
[49]	Hospital	Statistical and non-linear features, Cepstral coefficients SVM	Acc: 80.78% Sen: 65.15% Spec: 57.86%
[52]	TPEHG Physionet	Wavelet based features, ROC Analysis	AUC: 0.7386
[53]	Hospital	Butterworth filters; Root mean square, Median frequency, Peak frequency and Sample entropy features, SVM	Acc: 88.4% Sen: 96% Spec: 92%
[54]	Hospital	Butterworth filters, HHT, Statistical features, SVM	Acc: 95.70% Sen: 98.40% Spec: 93.00%

Tableau 4.2 : différentes bases de données pour l'étude du signal EHG

4.7 Discussion

A partir du tableau (4.2) , on peut facilement voir que la mesure de justesse de la méthode de classification proposée est supérieure à celle de De L. Chen, [41], N. Sadi-Ahmed [48], D. T. Far, [49], M. Beiranvand [50], Borowska et al [51], S. Janjarasjitt [52] et I. O. Idowu [53]. Cela signifie que l'algorithme proposé distingue les contractions utérines a termes des autres contraction utérines avant termes avec plus de précision que les références mentionnées ci-dessus. Les auteurs D. T. Far, [49], M. Beiranvand [50], Borowska et al [51] et I. O. Idowu [53] ont utilisé des bases de données collectées dans des hôpitaux donc on ne sait pas la performance de ces méthodes en utilisant la base de données TPHEG, ainsi le filtrage utilisé dans ces articles est un filtrage par Butterworth filtre mais avec une bonde de fréquence très large ce qui va influencer sur les résultats de la classification. Finalement, les méthodes utilisées dans ces articles sont des méthodes compliquées et le nombre des paramètres extraits pour la classification et la discrimination des contractions avant terme et à terme est très large et nécessite des méthodes d'extraction plus ou moins compliquées. On note également que dans N. Sadi-Ahmed et all [54], les mesures de justesse trouvée est supérieure à celles de l'algorithme de classification proposé. Parce qu'ils n'ont pas utilisé la même base de données internationale TPEHG donc on ne connaît toujours pas les performances de classification de cette méthode pour les enregistrements de la base de données.

4.8 Conclusion

Dans cette expérience, on a étudié la classification des contractions utérines avant terme et les contractions utérines à terme des signaux EHG. La méthode de classification comprend l'étape d'extraction de paramètres et l'étape de classification. Dans la première étape, les caractéristiques extraites sont les quatre paramètres A1, A2, A3 et A4 correspondent respectivement aux contenu fréquentiel, la densité spectrale de puissance, la variance et l'écart type extrait à partir du signal EHG de la base de données internationale TPEHG. L'algorithme KNN a été utilisé comme classificateur dans le processus de discrimination des enregistrements. La méthode de classification proposée, pour la classification des contractions des accouchements à terme et avant terme, a été validée en utilisant une base de données internationale TPEHG.

Bien que seulement quatre paramètres aient été utilisés pour caractériser chaque signal, la méthodologie de classification proposée a produit une justesse globale de 95% sur l'ensemble des 76 enregistrements de la base de données. Ces résultats sont très satisfaisants compte tenu de la simplicité de l'algorithme de classification avec seulement quatre paramètres et une charge de calcul réduite. Une étude comparative avec plusieurs algorithmes récents de la littérature a été effectuée pour des conditions de test presque similaires en utilisant la base de données TPEHG. Les résultats de la comparaison ont montré que l'approche proposée offre des performances très concurrentes en utilisant tous les 76 enregistrements de la base de données TPEHG.

Conclusion Générale

Le travail réalisé dans ce mémoire fin d'étude porte sur la contribution au développement de techniques de traitement et d'analyse de l'EHG pour la classification et la discrimination des contractions utérines. Les méthodes utilisées commencent par l'extraction des paramètres pertinents à partir du signal EHG afin de les utiliser dans la classification et la discrimination des accouchements prématurés.

Premièrement, quelques notions de base sur l'électrophysiologie utérine ayant trait à nos travaux tels que les MAP (Menaces d'accouchement prématuré), ses causes, et les méthodes utilisées pour détecter et prévenir les accouchements prématurés. Nous avons résumé par la suite les principales notions concernant le signal EHG et sa relation avec la grossesse et l'accouchement prématuré. Enfin, nous avons donné un aperçu sur la base de données terme pré-terme du signal d'électrohystogramme TPEHG utilisé dans ce travail.

A cause des variations de sa morphologie, sa variabilité physiologique ainsi que les différents bruits qui le contaminent, le filtrage est la première et la plus importante opération dans l'étape de prétraitement du signal EHG. Notre première contribution porte sur le filtrage du signal EHG en utilisant deux filtres Butterworth et Chebychev avec une bande de fréquence entre (0.2 et 1.2 Hz). Cette bande de fréquence a été choisie pour éviter les bruits indésirables au-delà de cette bande tels que l'activité électrique utérine qui se produit à moins de 1 Hz, la fréquence cardiaque maternelle qui est supérieure à 1 Hz ainsi que les fréquences de respiration qui se produisent de 0,33 Hz ou moins. Les signaux des trois canaux du signal EHG (S1, S2, S3) ont été filtrés en utilisant les deux filtres avec la même bande fréquentielle. Les performances des filtres Butterworth et Chebychev ont été évalués en utilisant les deux paramètres MSE et SNR. Les résultats ont montré que les deux filtres donnent presque les mêmes résultats. Donc, nous avons choisi le filtre de Butterworth vu que la réponse en fréquence du filtre n'a pas d'ondulation dans sa bande passante et la bande d'arrêt contrairement au filtre de Chebychev qui a une plage de transition plus courte que la réponse en fréquence du filtre Butterworth qui se traduit par une bande passante avec

plus d'ondulations donc il faut régler les paramètres de l'ondulation de la bande passante. Ces résultats nous ont permis de faire une autre comparaison entre les résultats de filtrage du filtre Butterworth et le filtrage standard de la base de données TPEHG. Les résultats de la comparaison ont été très satisfaisants et ont pu montrer les contractions réelles alors que les signaux filtrés de la base de données présentent beaucoup plus de bruit et de fausses informations.

La deuxième contribution porte sur la classification et la discrimination des contractions utérines avant terme et les contractions utérine à terme des signaux EHG. La méthode de classification comprend l'étape d'extraction de paramètres et l'étape de classification. Nous avons commencé par l'extraction des paramètres pertinents à partir du signal EHG. Les paramètres choisis sont les quatre paramètres A1, A2, A3 et A4 correspondent respectivement aux contenu fréquentiel, la densité spectrale de puissance, la variance et l'écart type extrait à partir du signal EHG de la base de données internationale TPEHG. Nous avons ensuite entamé l'étape de la classification en utilisant l'algorithme KNN.

La méthode de classification comprend l'étape d'extraction de paramètres et l'étape de classification. Dans la première étape, les caractéristiques extraites sont les quatre paramètres A1, A2, A3 et A4 correspondent respectivement aux contenu fréquentiel, la densité spectrale de puissance, la variance et l'écart type extrait à partir du signal EHG de la base de données internationale TPEHG. L'algorithme KNN a été utilisé comme classificateur dans le processus de discrimination des enregistrements. Bien que seulement quatre paramètres aient été utilisés pour caractériser chaque signal, la méthodologie de classification proposée a produit une justesse globale de 95% sur l'ensemble des 76 enregistrements de la base de données TPEHG. Ces résultats sont très satisfaisants compte tenu de la simplicité de l'algorithme de classification avec seulement quatre paramètres et une charge de calcul réduite. Une étude comparative avec plusieurs algorithmes récents de la littérature a été effectuée pour des conditions de test presque similaires en utilisant la base de données TPEHG. Les résultats de la comparaison ont montré que l'approche proposée offre des performances très concurrentes en utilisant tous les 76 enregistrements de la base de données TPEHG.

Perspectives

Cette étude nous ouvre plusieurs perspectives, notamment pour les travaux futurs, que l'on résume comme suit :

- ↪ Proposition de nouvelles méthodes de filtrage du signal EHG.
- ↪ Elaboration de nouvelles techniques de classification des accouchements prématurés plus performantes en utilisant d'autres types de paramètres.

References:

1. JF. RL Culhane, JD. Iams, R. Romero, "Epidemiology and causes of preterm birth." *Lancet Lond Engl.*;371, vol.9606, pp:75-84, 2008.
2. S. Planque, 'Contribution à l'étude de la propagation des signaux électrohystographiques.' Thèse, Compiègne etc, 1990.
3. K. Chalubinski , J. Deutinger, et G. Bernaschek, "Vaginosonography for recording of cycle related myometrial contraction". *Fert. And Ster*, vol .9 :1, pp- 225-228 , 1993.
4. CY. Kao, "Electrophysiological Properties of Uterine Smooth Muscle". In: RM. Wynn, WP. Jollie, éditeurs. *Biology of the Uterus* Internet. pp,403-54. Disponible sur: https://doi.org/10.1007/978-1-4684-5589-2_14 , MA .Boston, Springer US; 1989 , [cité 2018].
5. JM. Marshall, "Regulation of activity in uterine smooth muscle". *Physio Rev Suppl*.vol.5:pp-213-27, 1962.
6. RE. Garfield, WL. Maner "Physiology and Electrical Activity of Uterine Contractions". *Semin Cell Dev Biol* , vol.18(3), pp-289-95, juin 2007.
7. RE. Garfield, H. Maul, W. Maner, C. Fittkow, G. Olson, L. Shi, et al. "Uterine electromyography and light-induced fluorescence in the management of term and preterm labor". *J Soc Gynecol Investig* , vol.9(5),pp-265-75, oct 2002.
8. C. Muszynski, "Evolution du coefficient de corrélation H2 de l'électrohystogramme utérin des femmes enceintes en fonction du terme" , Mémoire Master 2 de génie biomédical, etc. Unité de recherche du Pr Marque, 2010.
9. C. Muszynski "Prise en charge de la menace d'accouchement prématuré lors de son hospitalisation ". *GYPOM* , 21 avr 2016
10. CV. Ananth, KS. Joseph, Y. Oyelese, K. Demissie, AM. Vintzileos "Trends in preterm birth and perinatal mortality among singletons" United States, 1989 through 2000, *Obstet Gynecol*, vol.105(5 Pt 1), pp-1084-91, mai 2005
11. G. Bréart, B. Blondel, P. Tuppin, H. Grandjean, M. Kaminski, "Did preterm deliveries continue to decrease in France in the 1980s", *Paediatr Perinat Epidemiol*, vol. 9, pp-296-306, 1995.
12. P. Olsen, E. Laara, P. Rantakallio, MR. Jrvelin, A. Sarpola, AL. Hartikainen, "Epidemiology of preterm delivery in two birth cohorts with an interval of 20 years". *Am J Epidemiol*, vol-142 pp.1184-93, 1995.
13. M.I. Heaman, A.E. Sprague, P.J. Stewart, "Reducing the preterm birth rate" a population health strategy, *JOGNN*, vol.30, pp-20-9, 2001.
14. R. Kerjosse, "Bilan démographique 1998", natalité de nouveau en hausse. INSEE Première, pp- 633,1999.
15. "Direction de la Recherche des Etudes de l'Evaluation et des Statiques", Chiffres repères, article Ministère de l'emploi et de la solidarité, 1998.
16. S. Roussel, "Levenberg-Marquardt optimization", <http://www.gatsby.ucl.ac.uk/~raweis/notes.html>.

17. WJ. Hueston, "Preterm contractions in community settings: II. Predicting preterm birth in women with preterm contractions", *Obstet Gynecol*, vol.92, pp-6-43, 1998.
18. F. Goffinet, F. Maillard, Y. Fulla, D. Cabrol, "Biochemical markers (without markers of infection) on the risk of preterm delivery", *Implications for clinical practice*, *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, vol.94, pp-59-68, 2001.
19. M. Nageotte, "Quantification of uterine activity preceding preterm, term and postterm labor". *Am. J.*
20. O. Dupuis, J. Thoulon et G. Mellier, "Apport de l'échographie du sol dans la prédiction de l'accouchement prématuré ", *revue de la littérature*, *Contracep. Fert. Es.*, vol.27-2 pp-147-154,1999. *Obstet. Gynecol.*, vol.158,pp-1254, 1988.
21. K. Leveno, K. Cox, A. Senyei et M. Dische, "Cervical dilatation and prematurity revisited" *Obstet. Gynecol*, vol.68, pp-434, 1986.
22. O. Dupuis, J. Thoulon et G. Mellier, "Apport de l'échographie du sol dans la prédiction de l'accouchement prématuré : revue de la littérature", *Contracep. Fert. Es.*, vol.27-2, pp-147-154,1999.
23. A. Germain, G. Valenzuela, M. Ivankovic, C. Ducsay, C. Gabella et Seron Ferre M., *Relationship*
24. "Circadian Rhythms of Uterine Activity with Term and Preterm Delivery", *Am. J. Obstet. Gynecol.*, pp-168-1271, 1993.
25. S. Planque "Contribution à l'étude de la propagation des signaux électrohystographiques" *Compiègne, thèse utc* ,1990.
26. C. Marque, J. Gondry, J. Rossi, N . Baaklini, J. Duchêne "Surveillance des grossesses à risque par électromyographie utérine ". *RBM-News*,vol.17(1),pp-25-31, janv. 1995.
27. G. Wolfs, M. Van Leeuwen, H. Rottinghuis, JT. Boeles, "An electromyographic study of the human uterus during labor", *Obstet Gynecol*, vol.37(2), pp-6-241, févr. 1971.
28. S. Mansour, J. Duchene, G. Germain, C. Marque, "Uterine EMG: Experimental and Mathematical Determination of The Relationship Between Internal and External Recordings" *In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13: 1991* [Internet]. Orlando, FL, USA: IEEE, 1991,pp.6-485, Disponible sur: <http://ieeexplore.ieee.org/document/684042/> , 5 déc 2018.
29. C. Sureau, "Study of the electric activity of the uterus during labor". *Gynecol Obstet (Paris)*,vol.55(2),pp-75-153,mai 1956
30. C. Marque, JM. Duchene, S. Leclercq, GS. Panczer, J. Chaumont, "Uterine EHG processing for obstetrical monitoring", *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol.33(12), pp-7-1182, déc 1986.
31. M. Diab, "Classification des signaux EMG utérin afin de détecter les accouchements prématurés ", *Génie biomédical. Compiègne* ,thèse de master utc; 2007.
32. G. F. Žorž, K. Gorazd, Ž. Novak and j. Franc "A comparison of various linear and non-linear signal processing techniques to separate uterine EMG records of

- term and pre-term delivery groups”. *Médical & Biological Engineering & Computing*, vol.46(9),pp-911-922 ,(2008).
33. <https://physionet.org/content/tpehgdb/1.0.1/>
 34. G. Kavšek, “Electromyographic activity of the uterus in threatened preterm delivery”, Master’s Thesis, University of Ljubljana, Medical faculty, Ljubljana, 2001
 35. Iams JD “Prediction and early detection of preterm labor”. *Am Col Obstet Gynecology*, vol.101(2), pp-402–412, 2003.
 36. RE. Garfield, WL. Maner, LB. MacKay, D. Schlembach, GR. Saade, “Comparing uterine electromyography activity of antepartum patients versus term labor patients”, *Am J Obstet Gynecol*, vol.193(1), pp-23–29, 2005
 37. M. Lucovnik , Z. Novak-Antolic, “Utilisation de l'électromyographie utérine non invasive dans le diagnostic du travail prématuré”,vol. 4 (1),pp-66–72 ; 2012
 38. H. Huanget, “Extraction de caractéristiques et classification de l'EHG entre Groupe de grossesse et de travail utilisant la transformation de Extrême Learning Machine ”, 26 janvier 2017.
 39. M. Borowska , E. Brzozowska , E. Oczeretko , R. Mosdorf , P. Laudański, "Identification of preterm birth based on RQA analysis of électrohystogramme," vol. 153, pp. 227-236,2018.
 40. D. Hao, Q. Qiu “Application of decision tree in determinant importance of surface électrohystographie signal characteristics for recognizing uterine contractions”,<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/> , August 2019.
 41. L. Chen, Y. Hao, and X. J. P. o. Hu, "Detection of preterm birthing électrohystogramme signals based on wavelet transform and stacked sparse autoencoder," vol.14/4, pp-214-712, 2019.
 42. C. Muszynski, ‘Évaluation de l'électrohystogramme pour la surveillance et le diagnostic des femmes à risque d'accouchement prématuré’, l’Université de Technologie de Compiègne, thèse 2019.
 43. L. Lange, A. Vaeggemose, P. Kidmose, E. Mikkelsen, N. Johansen,” Velocity and directionality of the electrohystographic signal propagation”. *PloS One*. Vol.9/1, pp-86-775.
 44. H. Mahmoud, “Analysis of the propagation of uterine electrical activity applied to predict preterm labor prediction de menaces accouchement premature”, These, Université de Technologies de Compiègne 2011.
 45. N. Sultana, Y. Kamatham, B. Kinnara, “Performance analysis of adaptive filtering algorithms for denoising of ECG signals», *International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)*, pp-297-302, IEEE (2015).
 46. R. Sameni, M. B. Shamsollahi, C. Jutten, M.Z. Babaie “Filtering noisy ECG signals using the extended Kalman filter based on a modified dynamic ECG model”, In *Computers in Cardiology*, pp-1017-1020. IEEE 2005.

47. I. Assadi, A. Charef, D. Copot, R. De Keyser, T. Bensouici, C. Ionescu, 'Evaluation of respiratory parameters by means of fractional order models.' Biomedical Signal Processing and Control, vol. 34, pp 206–213, 2017.
48. N. Sadi-Ahmed and M. Kedir-Talha, "Contraction extraction from term and preterm electrohystographic signals," 4th International Conference on Electrical Engineering (ICEE),2015, pp-1-4: IEEE 2015.
49. D. T. Far, M. Beiranvand, and M. Shahbakhti, "Prediction of preterm labor from EHG signals using statistical and non-linear features,"8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2015, pp-1-5, IEEE 2015.
50. M. Beiranvand, M. Shahbakhti, M. Eslamizadeh, M. Bavi, and S. Mohammad "Investigating wavelet energy vector for preterm labor detection using EHG signals," Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA), pp-269-274, IEEE 2017.
51. Borowska et al., "Identification of preterm birth based on RQA analysis of élektrohysterograms," vol.153, pp-227-236,2018.
52. S. Janjarasjitt, "Evaluation of performance on preterm birth classification using single wavelet-based features of EHG signals,"10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), pp-1-4, IEEE 2017.
53. I. O. Idowu, P. Fergus, A. Hussain, C. Dobbins, and H. Al Askar, "Advance artificial neural network classification techniques using EHG for detecting preterm births" Eighth International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems, pp-95-100, IEEE 2014.
54. N. Sadi-Ahmed, B. Kacha, H. Taleb, and M. J. J. o. m. s. Kedir-Talha, "Relevant features selection for automatic prediction of preterm deliveries from pregnancy electrohystographic EHG records," vol.41/12, pp-204, 2017.