



وزارة البحث العلمي والتعليم العالي  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم  
Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem  
كلية العلوم والتكنولوجيا  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie des Electrique



## MEMOIRE

Pour obtenir le diplôme de

MASTER EN GENIE ELECTRIQUE

Spécialité : Electronique des systèmes embarqués

Présenté par

**BELKACEMI Amel**

### Filtrage des signaux physiologiques

Soutenu le 03 /07/2023 devant le jury composé de :

Président :	Yagoubi Benabdellah	Professeur	Université de Mostaganem
Examineur :	Bentoumi Mohamed	MCA	Université de Mostaganem
Rapporteur :	Daoud Mohamed	MCA	Université de Mostaganem

Année Universitaire 2022/2023

## Remerciement

En premier lieu, je suis reconnaissant à Dieu Tout-Puissant d'avoir été mon guide, de m'avoir éclairé par la connaissance et de m'avoir donné la volonté, la force et le courage de faire cet humble travail.

Mes vifs remerciements s'adressent, en premier lieu, à Monsieur DAOUD MOHAMED qui a bien voulu m'encadrer.

Et encourager aux moments décisifs.

J'exprime notre sincère gratitude et je remercie Monsieur le Président et les membres du jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail.

Je tiens à remercier tous les enseignants pour la qualité de leur enseignement et leurs conseils pendant toutes les années d'études.

Ensuite, j'aimerais remercier tous ceux qui m'ont aidé de près ou loin.

Merci

# Dédicace

Je dédie ce présent mémoire à

Tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin à la réalisation de cette modeste  
recherche à :

Mes chères parents, Mon père et ma Mère, et qui ont tout sacrifié pour  
Moi, et qui m'ont guidé durant les moments les plus pénible de ce long chemin.

Ma mère qui a été à mes coté et m'a soutenu durant toute ma vie.

Mon père qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis,

Merci mes parents.

Je ne saurais oublier mes sœurs ainsi que mes frères Pour leurs aides et

Supports dans les moments difficiles.

A celui qui m'a encouragé tout au long de cette période

Je dédie également ce travail à tous mes amis et tous mes camarades

## **Résumé :**

Les signaux physiologiques tels que les signaux cardiaques (ECG), les signaux électromyographiques (EMG) et les signaux électrooculographiques (EOG) sont complexes et sont influencés par de nombreux facteurs tels que le mouvement musculaire, les interférences électromagnétiques provenant de sources externes, le bruit de l'environnement et les interférences entre les dispositifs proches du corps.

Par conséquent, filtrer ces signaux est une étape importante pour bien les comprendre et les analyser. Ce filtrage vise à améliorer la qualité des signaux et à exclure les bruits et les interférences indésirables.

Un filtre a plusieurs paramètres qui lui caractérise tel que : le gain, la fréquence de coupure, la bande passante le déphasage et la fonction du transfert. Il existe de nombreuses techniques pour traiter le signal physiologique du bruit et l'éliminer.

C'est dans ce contexte qu'intervient notre travail, où nous avons utilisé sept types de filtres qui sont le filtre médian, la méthode de Maclellan connu sous le nom de Remez, les filtres polynomiaux tels que Butterworth, Chebyshev1 et 2, elliptiques et l'ondelette discrète(DWT).

Une étude comparative a été faite pour les différentes méthodes et sur différents signaux. Les filtres sont largement utilisés dans de nombreux domaines de l'électronique tels que les systèmes audio, les communications, les instruments de mesure et le traitement du signal.

**Mots clés :** ECG, EMG, EOG, filtrage des signaux, filtre médian, Remez, Butterworth, chebyshev1, chebyshev2, elliptique et DWT

## **Abstract :**

Physiological signals such as cardiac (ECG), electromyographic (EMG) and electrooculographic (EOG) signals are complex and are influenced by many factors such as muscle movement, electromagnetic interference from external sources, environmental noise and interference between devices near the body.

Therefore, filtering these signals is an important step in understanding and analyzing them. This filtering is intended to improve signal quality and to exclude unwanted noise and interference.

A filter has several parameters that characterize it: the gain, the cut-off frequency, the bandwidth the phase shift and the transfer function. There are many techniques to treat the physiological signal of noise and eliminate it.

It is in this context that our work intervenes, where we have used seven types of filters which are the median filter, the Maclellan method known as Remez, polynomial filters such as Butterworth, Chebyshev1 and 2, elliptical and discrete wavelet (DWT).

A comparative study was made for the different methods and on different signals.

Filters are widely used in many areas of electronics such as audio systems, communications, measuring instruments and signal processing.

**Keywords:** ECG, EMG, EOG, signal filtering, median filter, Remez, Butterworth, chebyshev1, chebyshev2, elliptical and DWT

## ملخص :

الإشارات الفسيولوجية مثل إشارات القلب (ECG) أو الإشارات الكهرومغناطيسية (EMG) معقدة وتتأثر بالعديد من العوامل مثل حركة العضلات والتداخل الكهرومغناطيسي من المصادر الخارجية والضوضاء البيئية والتداخل بين الأجهزة القريبة من الجسم.

لذلك، يعد تصفية هذه الإشارات خطوة مهمة في فهمها وتحليلها. يهدف هذا الترشيح إلى تحسين جودة الإشارة واستبعاد الضوضاء والتداخل غير المرغوب فيهما.

يحتوي المرشح على العديد من المعلمات التي تميزه: المكسب، وتردد القطع، وعرض النطاق الترددي لتحويل الطور ودالة النقل. هناك العديد من التقنيات لعلاج الإشارة الفسيولوجية للضوضاء والقضاء عليها.

في هذا السياق، يتدخل عملنا، حيث استخدمنا سبعة أنواع من المرشحات وهي المرشح المتوسط، طريقة ماكليان المعروفة باسم ريميز، مرشحات متعددة الحدود مثل باتروورث، Chebyshev 1 و 2، موجة إهليلجية ومنفصلة.

وأجريت دراسة مقارنة للأساليب المختلفة وللإشارات المختلفة.

تستخدم المرشحات على نطاق واسع في العديد من مجالات الإلكترونيات مثل الأنظمة الصوتية والاتصالات وأدوات القياس ومعالجة الإشارات.

ثالث إشارات فيزيولوجية: نشاط العضلات، نبض القلب ونشاط عضلة العين، لقد تم ترشيح هذه الإشارات بالمرشحات التالية

( مرشح متوسط، ريميز، بيتروورث، تشيبشيف 1 و 2، البيتيك و DWT ).

# Table des matières

Introduction générale.....	1
<b>Chapitre 1: Acquisition des signaux physiologiques</b>	
1.1 Introduction : .....	4
1.2 Définition des signaux physiologiques.....	4
1.3 Mesure physiologique .....	4
1.3.1 Le signal électrocardiogramme ECG .....	4
1.3.2 Le signal électromyogramme EMG : .....	7
1.3.3 Le signal électrooculographie EOG.....	9
1.4 Conclusion .....	11
<b>Chapitre 2 : Les bruits contaminant les signaux Physiologiques</b>	
2.1 Introduction.....	13
2.2 Les types de bruit : .....	13
2.2.1 Les artefacts sur le signal ECG .....	13
2.2.1.1. Bruits techniques .....	13
2.2.1.2 Artefacts physiques : .....	14
2.2.2 Les artefacts sur le signal EMG .....	16
2.2.3 Les artefacts sur le signal EOG.....	16
2.2 Conclusion : .....	17
<b>Chapitre 3: Filtrage des signaux physiologiques</b>	
3.1 Introduction.....	19
3.2 Rappel sur le filtrage.....	19
3.3 Les types des filtres .....	19
3.3.1 Filtre analogique .....	19
3.3.1.1 Filtre passif .....	19
3.3.1.2 Filtre actif.....	20
3.3.1.3 Exemples de filtre.....	20
3.3.2 Filtre numérique .....	23
3.3.1.1. Caractéristiques des filtres numériques .....	24
3.3.4. Filtre median .....	30
3.4 Filtrage des signaux physiologiques .....	31
3.4.1 Filtrage du signal EGG.....	31
3.4.2 Filtrage du signal EMG :.....	34
3.4.3 Filtrage du signal EOG.....	35
3.5 conclusions .....	36

## Chapitre 4 : Résultats et interprétations

<b>1.1</b>	<b>Introduction.....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.</b>	<b>la base de donnée 01.....</b>	<b>38</b>
4.2.1	Pour le signal ECG du sujet 105. ....	38
1.a	Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :.....	38
1.b	Utilisation des filtres chebyshev1 , chebyshev2 , elliptique et la méthode dwt . ..	39
1.c.	Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert des différents filtres.....	39
4.2.2	Pour le signal ECG du sujet 203. ....	39
2.a	Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :.....	39
2.b	Utilisation des filtres chebyshev1 , chebyshev2 , elliptique et la méthode dwt . ..	40
2. c.	Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert des différents filtres.....	41
4.2.3.1	Tableau comparatif du l'erreur relative ( ER ) pour les différentes méthodes et les différents sujets.....	41
4.2.3.2	Tableau comparatif du rapport signal sur bruit (RSN) en dB pour les différentes méthodes et les différents sujets .....	42
4.2.4	Interprétation des résultats obtenus pour la base donnée 01 : .....	42
<b>4.3.</b>	<b>la base de donnée 02.....</b>	<b>43</b>
4.3.1	Pour le signal ECG du sujet S02 émotion1 .....	43
1.a.	Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :.....	43
1.b.	Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal ECG du sujet S02 émotion1 .....	44
1.c.	Utilisation des différentes methodes de filtrage et fonction de transfert filtres pour le signal ECG du sujet S02 émotion1 .....	45
4.3.2	Pour le signal EMG du sujet S02 émotion1 .....	45
2.a.	Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :.....	45
2.b.	Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal EMG du sujet S02 émotion1 .....	46
2. c.	Utilisation des différentes methodes de filtrage et fonction de transfert filtres pour le signal EMG du sujet S02 émotion1 .....	46
4.3.3	Pour le signal EOG du sujet S02 émotion1 .....	47
3.a.	Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :.....	47
3. b.	Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal EOG du sujet S02 émotion1.....	47



<b>3. c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert filtres pour le signal EOG du sujet S02 émotion1 .</b>	<b>48</b>
<b>4.3.4 Comparaison des résultats (la base de donnée 02)</b>	<b>48</b>
<b>4.3.4.1 Tableau comparatif de l'erreur relative ( ER ) pour les différentes méthodes et les différents sujets</b>	<b>48</b>
<b>4.3.4.2 Tableau comparatif du rapport signal sur bruit en dB (RSN) pour les différentes méthodes et les différents sujets</b>	<b>49</b>
<b>4.3.4.3 Le tableau 4.6 récapitule les caractéristique respectives des différents filtres.</b>	<b>49</b>
<b>4.3.5 Interprétation des résultats obtenus pour la base donnée 02 :</b>	<b>49</b>
<b>4.4 Remarque :</b>	<b>50</b>
<b>4.5. conclusion.</b>	<b>50</b>

## Listes des figure

Figure 1.1. Signal ECG.....	5
Figure 1.2. Emplacement du capteur électrocardiogramme (ECG) .....	6
Figure 1.3. Capteur du signal EMG [8] .....	7
Figure 1.4. Emplacement du capteur du signal EMG [9] .....	8
Figure 1.5. Tracé obtenu suite à l'enregistrement du signal EMG [10].....	9
Figure 1.6. Emplacement du capteur électro oculogramme (EOG) [11 ] .....	10
Figure 1.7. tracé et Forme, amplitude, contenu fréquentiel [14] .....	11
Figure 2.1 : Signal électrocardiographie perturbé par le secteur.....	14
Figure 2.2 : Ondulations de la ligne de base.....	15
Figure 2.3: signal EMG .....	15
Figure 3.1. les caractéristiques l'amplitude (dB) et de phase en fonction de la fréquence .....	22
Figure 3.2 $R_N(\xi, x)$ avec $N=3$ ; $\xi=1,3$ .....	23
Figure 3.3 $R_N(\xi, x)$ avec $N=4$ ; $\xi=1,3$ .....	23
Figure 3.4. filtre passe-bas.[34].....	24
Figure 3.5 filtre passe-haut. [34].....	25
Figure 3.7 filtre coupe-bande. [34] .....	26
Figure 3.8 Filtre Médian.....	31
Figure 3.10 Caractéristique entrée sortie du seuillage dur. ....	33
Figure 3.11: Caractéristique entrée sortie du seuillage doux.....	33
Figure 3.12 .la forme du signal après l'application du seuillage. ....	34
Figure 3.13 Représentation temporelle du signal emgtri23 bruité .....	35
Figure 3.14. Représentation temporelle du signal emgtri23 filtré .....	35
Figure 3.15. Signal EOG ;( a ) avant d'être filtré ; ( b ) après avoir été filtré.[46] .....	36
Figure 4.1. Le sujet 105, a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth.....	38
Figure 4.2 : le sujet 105,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt .....	39
Figure 4.3 : le sujet 105,i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier	39
Figure 4.4 sujet 203. a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , .....	40
d). méthode de Butterworth.....	40
Figure 4.5 : le sujet 203,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt .....	40
Figure 4.6 : le sujet 203,i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier	41
Figure 4.7 Sujet S08 , a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , .....	44

d). méthode de Butterworth.....	44
Figure 4.8 : le sujet S08 ,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt .....	44
Figure 4.9 : le sujet S08, i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier .....	45
Figure 4.10 Le sujet S08 , a). le signal EMG , b). filtre median , c). méthode de Remez ,	45
d). méthode de Butterworth.....	45
Figure 4.11 Le sujet S08 ,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt .....	46
Figure 4.12 Le sujet S08, i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier .....	46
Figure 4.13 Le sujet S08 , a). le signal EOG , b). filtre median , c). méthode de Remez ,	47
d). méthode de Butterworth.....	47
Figure 4.14 Le sujet S08 ,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt .....	47
Figure 4.15 Le sujet S08, i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier .....	48

## Liste des tableaux

<b>Tableau 3.1</b> le dénominateur de la fonction de transfert complexe en fréquences .....	21
<b>Tableau 3.2.</b> Les paramètres des signaux utilisés .....	31
<b>Tableau 4. 1.</b> L'erreur relative (ER) sur le signal ECG par différentes méthodes .....	41
<b>Tableau 4.2.</b> Le rapport signal sur bruit en dB (RSN) .....	42
<b>Tableau 4.3</b> – base de données des 30 sujets et de leurs émotions <b>[48]</b> .....	43
<b>Tableau 4. 4.</b> l'erreur relative (ER) sur le signal ECG par différentes méthodes .....	48
<b>Tableau 4.5.</b> Le rapport signal sur bruit en dB (RSN) .....	49
<b>Tableau 4.6:</b> Comparaison des différentes fonctions de réponse .....	49

## **Liste des abréviations**

**ECG** : Electrocardiogramme

**EMG** : l'Electromyographie

**EOG** : Electromyogramme

**ACP** : l'Analyse en Composantes Principales

**DSP** : Densité Spectrale de Puissance

**FIR** : Réponse Impulsionnelle Finie

**RII** : Réponse Impulsionnelle Infinie

**TFD** : Transformé de Fourier Discrète

**DWT** : Discrete Wavelet Transform

**Fe** : La Fréquence d'Echantillonnage

# **Introduction générale**

# Introduction générale

La biomédecine et la physiologie utilisent fréquemment le filtrage des signaux physiologiques pour analyser et interpréter des données de diverses sources physiologiques. C'est le processus consistant à éliminer ou à réduire les éléments indésirables d'un signal tout en maintenant les informations pertinentes.

Les signaux physiologiques tels que l'électrocardiogramme ECG, électromyogramme EOG ou l'électromyographie EMG contiennent souvent des interférences ou du bruit de diverses sources, telles que les mouvements musculaires, les artefacts électriques ou les perturbations environnementales. L'analyse et la compréhension du signal sont entravées par ces éléments indésirables, ce qui rend difficile l'identification des caractéristiques importantes.

Par conséquent, le filtrage des signaux physiologiques vise à supprimer ou à réduire ces interférences afin d'améliorer la qualité des données.

Il nécessite généralement l'utilisation de filtres numériques, tels que des filtres passe-bas, passe-haut ou passe-bande, qui peuvent supprimer les fréquences indésirables ou ne conserver que les fréquences d'intérêt. Les caractéristiques spécifiques du signal et le but de l'analyse peuvent déterminer la conception de ces filtres.

D'autres méthodes de filtrage peuvent être utilisées en plus des filtres numériques, méthode basé sur l'ondelette discrète ou des méthodes adaptatives qui permettent une réduction adaptative des interférences en fonction des propriétés du signal.

Dans de nombreux domaines de recherche et d'applications, tels que la médecine, la recherche biomédicale, les neurosciences et la surveillance de la santé, le filtrage du signal physique est crucial. Il facilite l'interprétation des données, améliore la précision des mesures physiologiques et améliore la compréhension des processus physiologiques sous-jacents.

La description de notre travail est comme suit :

Le premier chapitre représente des notions de base d'acquisition des signaux physiologiques. Nous décrivons tout d'abord les différents signaux physiologiques utilisés dans le domaine biomédical. Dans le deuxième chapitre, les différents bruits entachant ces signaux sont expliqués, puis dans le troisième chapitre on entamera les différentes méthodes de filtrage de ces signaux physiologiques tels que la méthode de Maclellan connu sous le nom de Remez, les filtres polynomiaux tels que Butterworth, Chebyshev, et elliptiques. Un ensemble de paramètres sont utilisés pour avoir un filtrage adéquat. Enfin, le dernier chapitre montre les résultats obtenus par filtrage en utilisant les différentes méthodes sur les différents signaux physiologiques et une étude comparative a été faite et finalement on terminera par une conclusion.

# Chapitre 1

**Acquisition des signaux  
physiologiques**



## **1.1 Introduction :**

L'acquisition des signaux physiologiques joue un rôle crucial dans de nombreux domaines de la médecine et de la recherche. Grâce à l'utilisation de capteurs spécialisés et de techniques de traitement du signal, il est possible d'obtenir des mesures précises des activités électriques, mécaniques ou biochimiques du corps humain. Ces signaux fournissent des informations essentielles sur la santé et le fonctionnement des systèmes biologiques, ce qui permet de diagnostiquer des troubles médicaux, d'améliorer les traitements et d'explorer de nouvelles frontières en matière de technologie médicale. L'acquisition des signaux physiologiques ouvre ainsi la voie à de nouvelles possibilités de compréhension et d'amélioration de la condition humaine.

## **1.2 Définition des signaux physiologiques**

Les signaux physiologiques sont des signaux à une ou plusieurs composantes aléatoires dont l'acquisition est perturbée par divers types de bruit [1].

Les indicateurs physiologiques couramment utilisés pour caractériser à la fois Les composantes de valence et d'intensité de l'émotion sont :

- 1- Activité myoélectrique (EMG)
- 2- Activité électrocardiogramme (ECG)
- 3- Activate electrooculograms (EOG)

L'activation de ces différents indicateurs dépend du sentiment considéré et sujets, qui évoquaient des schémas complexes de réponses, permettant de faire la distinction entre différentes humeurs [2].

## **1.3 Mesure physiologique**

### **1.3.1 Le signal électrocardiogramme ECG**

Définition Un électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Cette activité électrique est associée à des changements de potentiel électrique dans les cellules spécialisées dans la contraction (myocytes) et dans les cellules spécialisées dans l'automatisation et la transmission des impulsions. Il est collecté par des électrodes à la surface de la peau.

L'ECG se présente sous la forme d'un tracé graphique composé de plusieurs ondes distinctes, chacune représentant une phase spécifique du cycle cardiaque. Les principales composantes d'un ECG comprennent :

Onde P : elle représente la dépolarisation des oreillettes, c'est-à-dire la contraction des cavités supérieures du cœur.

Complexe QRS : il indique la dépolarisation des ventricules, c'est-à-dire la contraction des cavités inférieures du cœur.

Onde T : elle correspond à la repolarisation des ventricules, c'est-à-dire le processus de récupération électrique après leur contraction. [3]

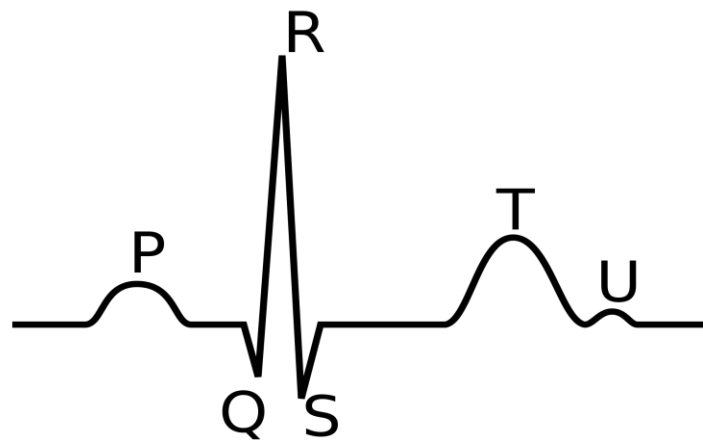


Figure 1.1. Signal ECG

### A. Le capteur :

L'électrocardiogramme (ECG) spécifie un examen qui permet d'enregistrer l'activité

Le courant électrique du cœur. La stimulation électrique des cardiomyocytes conduit à

L'apparition de l'activité électrique et mécanique peut être enregistrée. électrocardiogramme

incluant une étude plus précise de l'activité électrique des oreillettes et des ventricules, grâce aux électrodes placées sur la poitrine, les poignets et les chevilles du patient [4]



**Figure 1.2. Emplacement du capteur électrocardiogramme (ECG)**

### **B. Le principe de mesure :**

Pour ce faire, des électrodes sont placées sur les chevilles, les poignets et la poitrine du patient patient[2].

### **C. La forme, amplitude, contenu, fréquentiel :**

Voici les principales caractéristiques de l'ECG :

1. **Forme ECG :** L'ECG est généralement représenté sous la forme d'une série de courbes peintes. La forme typique de l'ECG se compose d'ondes, de parties et de périodes distinctes. Les ondes principales sont P, Q, R, S et T. [5]
2. **Capacité :** Différentes longueurs d'onde sont mesurées dans l'électrocardiogramme MT. La hauteur et la profondeur des ondes peuvent varier en fonction de l'activité électrique du cœur.
3. **Contenu de l'ECG :** L'ECG fournit des informations sur de nombreux aspects de l'activité cardiaque, y compris le rythme cardiaque naturel et anormal, les troubles de conductivité, l'infarctus du myocarde, l'élargissement du cœur et d'autres maladies cardiaques.
4. **Fréquence :** La fréquence des signaux électriques cardiaques est mesurée en hertz (Hz) qui est le nombre de cycles électriques complets par seconde. La fréquence cardiaque normale chez les adultes au repos est habituellement d'environ 60 à 100 battements par minute.[6]

### 1.3.2 Le signal électromyogramme EMG :

Un électromyogramme (EMG) est une technique de mesure qui enregistre l'activité électrique des muscles. Le signal EMG est obtenu en captant les signaux électriques produits par les fibres musculaires lors de leur contraction. Ces signaux sont enregistrés à l'aide d'électrodes placées sur la peau ou insérées directement dans les muscles. Un EMG est utilisé pour évaluer l'activité musculaire, identifier les anomalies neuromusculaires et guider le traitement et la rééducation [7].

#### A. Le capteur :

Le capteur EMG, également connu sous le nom d'électrode EMG, est un dispositif utilisé pour capturer les signaux électromagnétiques générés par les muscles (EMG). Ces capteurs sont conçus pour détecter et enregistrer les différences de potentiels électriques qui se produisent lorsque les fibres musculaires se contractent.



Figure 1.3. Capteur du signal EMG [8]

#### B. Le principe de mesure :

Lors de la mesure EMG, des électrodes sont placées sur la peau ou insérées directement dans le muscle pour capter les signaux électriques émis par les unités motrices.

Lorsque les muscles se contractent, les fibres musculaires activent ces unités motrices, générant un potentiel d'action électrique.

Les électrodes détectent ces signaux et les transmettent à un amplificateur qui les amplifie et les transforme en un signal électrique mesurable. Ce signal peut ensuite être enregistré, analysé et

interprété pour évaluer l'activité musculaire, diagnostiquer des troubles neurologiques et musculaires, améliorer la réadaptation ou étudier les performances musculaires dans différents domaines.

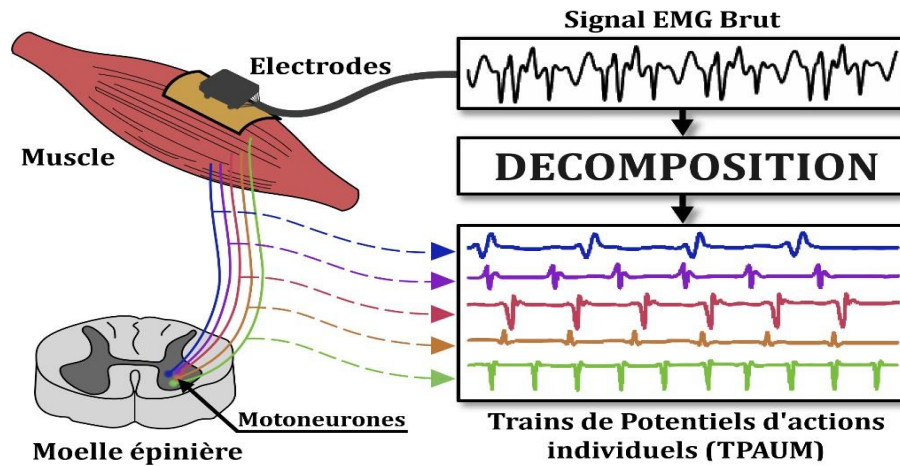
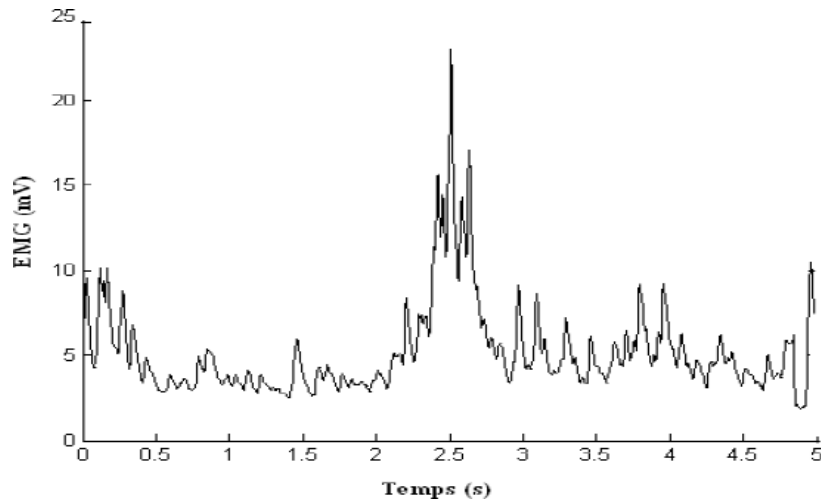


Figure 1.4. Emplacement du capteur du signal EMG [9]

### C. La forme, amplitude, contenu, fréquentiel :

Forme, capacité et contenu de fréquence :

Le signal EMG détecté est une capacité aléatoire de 2 mV, puissance limitée de 20 À 500 Hz avec puissance dominante dans les 50-150 Hz. Capteur Convertit le signal agrégé en un seul avec des valeurs effectives pour EMG. Les changements de capacité sont directement proportionnels à l'activité musculaire. Les valeurs de confort normales vont généralement de 3 à 5 mV (peut être Aussi bas que 3 mV ou moins si le muscle est complètement détendu



**Figure 1.5. Tracé obtenu suite à l'enregistrement du signal EMG [10]**

### 1.3.3 Le signal électrooculographie EOG

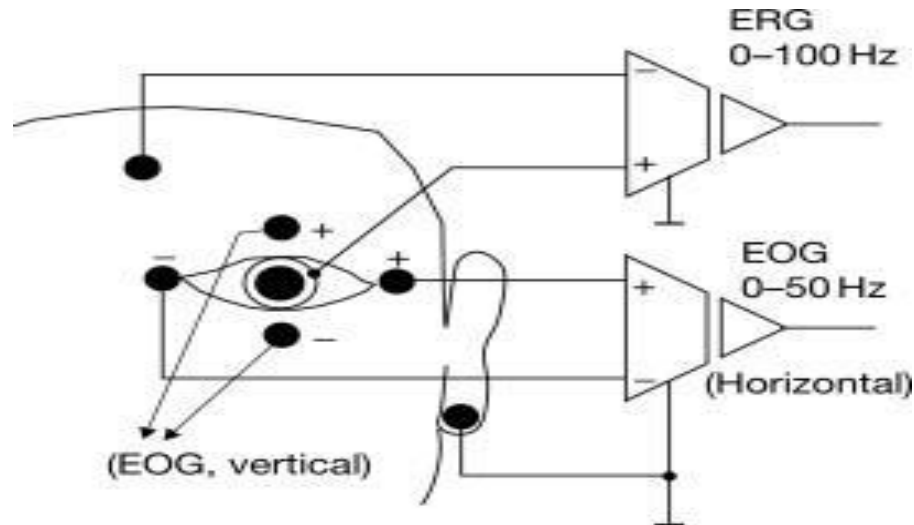
EOG signifie "électrooculographie." C'est une technique utilisée pour mesurer et enregistrer l'activité électrique des muscles qui contrôlent les mouvements oculaires. Des électrodes sont placées autour des yeux pour détecter les petits signaux électriques causés par les muscles oculaires. Ces signaux peuvent être utilisés pour déterminer la direction et la force des mouvements oculaires.

L'EOG est couramment utilisé dans les milieux médicaux et de recherche pour étudier différents aspects des mouvements oculaires, comme la surveillance des mouvements oculaires pendant le sommeil, l'évaluation de la fonction vestibulaire ou l'étude de la cognition visuelle. Il est également utilisé dans le développement et l'essai de dispositifs et de systèmes de suivi oculaire.

#### A. Le capteur

Le capteur EOG est un dispositif utilisé pour mesurer les signaux électriques des muscles qui contrôlent les mouvements oculaires. Ce capteur est généralement composé d'électrodes placées autour des yeux, qui captent les différences électriques causées par les mouvements oculaires.

Lorsque les yeux bougent, les muscles responsables de ces mouvements produisent de petites quantités d'électricité. Le capteur EOG enregistre ces signaux électriques, ce qui permet de déterminer la direction et la capacité des mouvements oculaires.



**Figure 1.6. Emplacement du capteur électro oculogramme (EOG) [11 ]**

### **B. Le principe de mesure**

Des électrodes sont placées sur la tête, à côté de l'œil à examiner et sur le front ou près d'une oreille. L'appareil détecte le potentiel électrique (une tension, en fractions de volt) entre la rétine et la cornée. La mesure indique l'activité électrique de la rétine au repos, qui existe en l'absence de tout stimulus visuel. L'œil, en effet, se comporte comme un dipôle électrique dont le pôle positif serait devant (côté externe) le pôle négatif serait à l'arrière [12] [13].

### **C. La forme, amplitude, contenu, fréquentiel**

La forme, la capacité et la teneur en fréquence de la disposition du muscle électrique (EOG) peuvent varier en fonction de plusieurs facteurs, y compris les techniques d'enregistrement spécifiques, la localisation des électrodes et les caractéristiques individuelles.

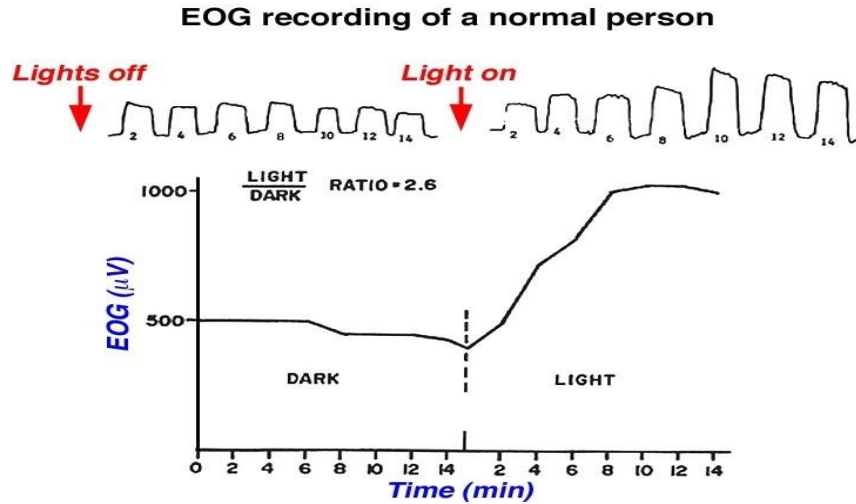


Figure 1.7. Tracé et Forme, amplitude, contenu fréquentiel [14]

## 1.4 Conclusion

L'acquisition de signaux physiologiques est cruciale dans de nombreux domaines tels que la médecine, la recherche biomédicale et les applications technologiques liées à la santé. En effectuant des mesures précises et continues des signaux électriques, mécaniques ou biochimiques du corps, il fournit des informations précieuses sur les conditions de santé, les réponses physiologiques et les éventuels dysfonctionnements. En raison des progrès technologiques, les systèmes d'acquisition de signaux sont devenus plus sophistiqués, offrant une meilleure résolution, une plus grande portabilité et des capacités d'analyse avancées, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives pour la médecine personnalisée, la télémédecine et la surveillance à distance.



# Chapitre 2

**Les bruits contaminant les signaux**

**Physiologiques**

## 2.1 Introduction

Lors de l'analyse de signaux physiologiques tels que l'ECG et l'EMG, il est nécessaire de tenir compte des différents bruits qui peuvent contaminer ces signaux. Les interférences électriques, les interférences musculaires et respiratoires peuvent compromettre la qualité des mesures. Il est possible de réduire ce bruit indésirable en utilisant des techniques appropriées telles que des filtres, une préparation adéquate de la peau et des conditions d'enregistrement améliorées. L'interprétation précise des signaux exige une expertise médicale pour distinguer les signaux réels du bruit indésirable.

## 2.2. Les types de bruit :

Lors de l'acquisition du signal ECG, des événements indésirables appelés artefacts peuvent apparaître sur le tracé électrocardiographique. Le problème est souvent posé lors du traitement automatique du signal, où la présence de ces bruits peut engendrer des erreurs dans le diagnostic[15].

### 2.2.1 Les artefacts sur le signal ECG

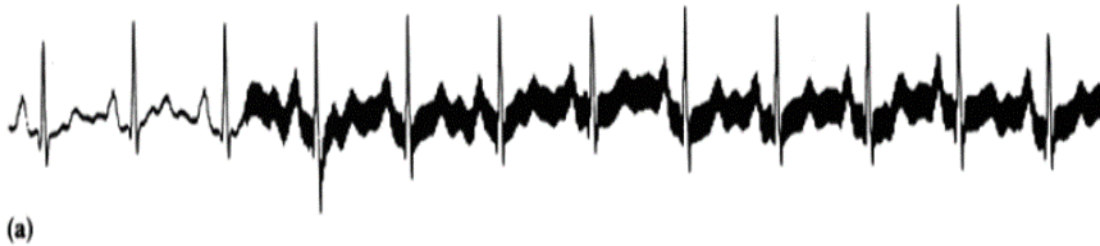
Dans tout enregistrement ECG, des événements peuvent apparaître. Des effets indésirables qui peuvent brouiller le suivi et parfois induire en erreur le diagnostic final. L'œil expérimenté d'un expert qui reconnaît le bruit peut parfois identifier le bruit avant de poser un diagnostic [16]

#### 2.2.1.1. Bruits techniques

Le bruit technique est le bruit causé par les matériaux utilisés dans L'enregistrement le plus courant

##### A. Bruit dû au secteur

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électrocardiographique ECG avec des oscillations dont l'harmonique fondamentale est à 50 Hz. Généralement, ce bruit est présent dans tous les enregistrements et il peut être assez fort, cependant il s'élimine facilement par un filtre à encoche [15]



**Figure 2.1 : Signal électrocardiographie perturbé par le secteur.**

### **B. Autres bruits**

Parmi les autres bruits techniques que nous rencontrons souvent, ils sont dus à :

- Déplacement des câbles électriques.
- Saturation des outils de mesure.
- Mauvaise qualité des fils.
- Porter des vêtements synthétiques.
- Ondes radioélectriques émises par l'équipement électrique et les Smartphones électromagnétiques [16].

#### **2.2.1.2 Artefacts physiques :**

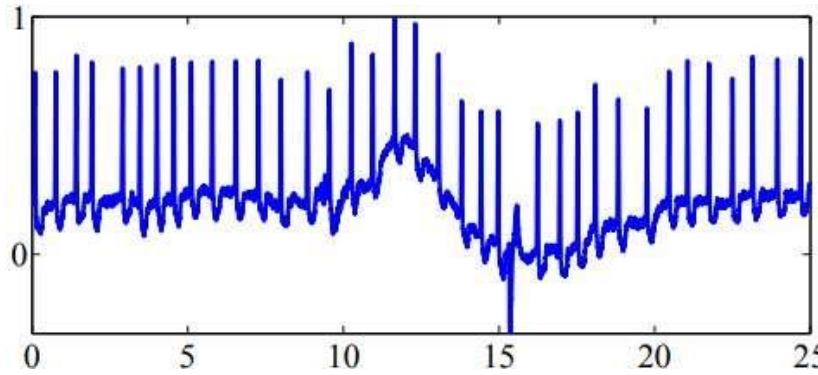
Les artefacts physiques sont dus aux activités électriques du corps humain telles que les commandes de contraction des muscles ou la respiration [17].

#### **A. Effets sur la ligne de base**

La ligne de base est la ligne horizontale utilisée comme référence pour étudier la forme et Capacité d'onde cardiaque différente.

Ces fluctuations de référence correspondent aux écarts de basse fréquence du La capacité ECG était principalement associée au mouvement du patient pendant la respiration.

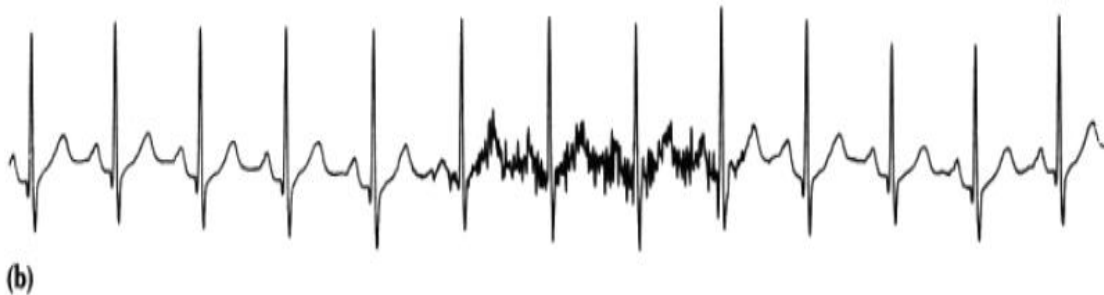
Pendant l'enregistrement du signal ECG, l'activité respiratoire peut osciller Référence pour l'indication à un taux constant. Ce bruit apparaît à la figure 2.2 . En général, ces troubles ne sont pas très dérangeants pour analyser le signal ECG, car Il peut être filtré parce que son énergie est en basses fréquences [15].



**Figure 2.2 : Ondulations de la ligne de base.**

### **B. Bruits dû au signal électromyogramme EMG**

Bien que les électrocardiographes soient principalement conçus pour être sensibles La contraction du muscle cardiaque, l'électrocardiogramme peut également enregistrer la contraction d'autres muscles squelette. En fait, ce bruit est causé par la contraction des tissus musculaires Accompagnant la dépolarisation des cellules, un signal EMG est produit Il sera superposé au signal ECG sous la forme d'une oscillation à haute fréquence. Ces perturbations sont très gênantes, surtout si le patient bouge beaucoup, ils peuvent submerger les ondes P et T et parfois empêcher la détection du pic R. Un exemple de ce bruit est illustré à la Figure 2.3 [15]



**Figure 2.3: signal EMG**

### **C. Autres artefacts**

Le signal d'électrocardiogramme peut être affecté par certaines maladies telles que Hyperthyroïdie, ischémie et absence de douleur sanguine.

En plus d'utiliser certains médicaments qui peuvent modifier l'apparence de l'effet ECG [18]

### **2.2.2 Les artefacts sur le signal EMG**

Les artefacts sur le signal EMG (électromyographie) sont des interférences indésirables qui peuvent se produire lors de l'enregistrement de l'activité électrique des muscles. Ces artefacts peuvent perturber l'interprétation précise du signal EMG et rendre difficile l'analyse des données. Parmi les artefacts les plus couramment observés dans les enregistrements EMG, il y a les mouvements de la peau, la transpiration, les interférences électromagnétiques ou les contractions d'autres muscles adjacents [19]

#### **A. Artefacts de mouvement :**

Ils sont causés par les mouvements du sujet pendant l'enregistrement.

#### **B. Artefacts de câble :**

Les artefacts de câble se produisent en raison de l'interférence électromagnétique captée par les câbles de l'électrode

#### **C. Artefacts électriques :**

Ils sont causés par des interférences électriques provenant de l'équipement d'enregistrement lui-même

#### **D. Artefacts biologiques :**

Certains artefacts peuvent être liés aux caractéristiques biologiques du sujet, tels que les mouvements oculaires.

### **2.2.3 Les artefacts sur le signal EOG**

Les artefacts sur le signal EOG (électroculographie) sont des chevauchements indésirables qui peuvent se produire lors de l'enregistrement de l'activité électrique des yeux. EOG est utilisé pour mesurer les mouvements oculaires.

Les artefacts couramment observés dans les fichiers EOG.

#### **A. Artefacts des mouvements oculaires :**

Ils sont causés par les mouvements oculaires eux-mêmes. Des mouvements oculaires rapides et des mouvements oculaires lents peuvent générer des signaux indésirables supplémentaires.

**B. Artéfacts clignotants :**

Lorsque le sujet clignote, cela peut entraîner des changements soudains du signal EOG, ce qui peut nuire à l'analyse des données.

**C. Artéfacts musculaires oculaires :**

Les muscles qui contrôlent les mouvements oculaires peuvent produire des signaux indésirables, surtout lorsqu'ils sont activés de façon incorrecte ou excessive.

**D. Artéfacts environnementaux :**

Les artéfacts environnementaux comme les sources de lumière, les interférences électromagnétiques provenant d'autres équipements électroniques ou les mouvements de la tête d'une personne peuvent également perturber le signal EOG.[20]

**2.2 Conclusion :**

Le bruit peut corrompre les signaux physiologiques en introduisant des interférences et en affectant la qualité du signal. Pour garantir des mesures précises et fiables, des mesures doivent être prises pour réduire les sources de bruit, telles que l'utilisation de filtres et d'équipements de haute qualité, ainsi que la création d'un environnement d'enregistrement approprié. En minimisant le bruit, nous pouvons améliorer l'interprétation des signaux physiologiques, facilitant ainsi le diagnostic médical, le suivi des patients et la recherche scientifique [21]

# Chapitre 3

**Filtrage des signaux physiologiques**

### 3.1. Introduction

Le traitement du signal est basé sur la théorie et les préoccupations du signal et de l'information, manipuler des signaux pour transmettre, coder ou protéger des informations, ou le récupérer. Dans ces applications on trouve le filtrage. En général, les signaux physiologiques favorisent la transmission de l'information. La plupart des signaux manipulés correspondent à La tension ou le courant fourni par le capteur.

### 3.2. Rappel sur le filtrage

Le filtrage est une opération qui consiste à modifier les composantes fréquentielles d'un signal.

Il est considéré comme une des fonctions les plus utilisées dans les systèmes électroniques.

Il a pour but d'extraire une partie d'information liée à ce signal, restituer à partir d'un signal incident un signal plus intelligible quant à l'information qu'il contient et que l'on souhaite sélectionner, éliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables, ou isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles.

Un filtre a plusieurs paramètres qui lui caractérise tel que : le gain, la fréquence de coupure, la bande passante le déphasage et la fonction du transfert [22] [23] [24] [25]

### 3.3. Les types des filtres

#### 3.3.1. Filtre analogique

Les filtres sont des systèmes linéaires invariants dans le temps pour diviser le spectre pour préserver une ou plusieurs parties de ce spectre.

Les filtres idéaux permettent à des parties du spectre de fréquences d'être transmises sans distorsion, et bloquer toutes les autres parties.

Les filtres sont caractérisés par leurs fonctions de transfert et peuvent être classés en 4 catégories selon la bande spectrale dans laquelle elles opèrent [26]

- ✓ Passe-bas
- ✓ Passe-haut
- ✓ Passe-bande
- ✓ Coupe-bande

Un filtre idéal avec une fonction de transfert discontinue n'est pas physiquement faisable car sa réponse impulsionnelle nécessite une évolution du signal La sortie prédit l'évolution du signal d'entrée du filtre

##### 3.3.1.1. Filtre passif

Les filtres passifs se caractérisent par l'utilisation de composants passifs uniquement. Par conséquent, leur gain ne peut pas dépasser 1. En d'autres termes, ils ne peuvent que partiellement atténuer signaux sans les amplifier. Les implémentations les plus simples sont basées sur des circuits RC, RL, LC ou RLC. Les filtres passifs saturent rarement, d'où leur utilisation, par exemple, dans les enceintes acoustiques [26]. De plus, ils peuvent exister dans toutes les gammes de fréquences. Cependant, le même circuit est difficile de couvrir une large gamme de fréquence



seul à cause du choix du type. La bobine ou le condensateur dépend de la fréquence. La bobine est en fil de fer, elle est donc très conductrice dans les basses fréquences. En revanche, il s'oppose au passage des hautes fréquences. Les condensateurs sont à l'opposé. Ce circuit est plus ou moins affecté par les bruits parasites présents dans le signal. Cela dépend des composants utilisés : le bruit thermique est très faible dans les résistances, assez faible dans les condensateurs, mais les bobines sont plus sensibles aux champs magnétiques [27].

### 3.3.1.2. Filtre actif

Les filtres actifs, également appelés filtres électroniques, sont des circuits électroniques qui traitent les signaux électriques en filtrant certaines fréquences spécifiques. Contrairement aux filtres passifs, qui utilisent des composants passifs tels que des résistances, des condensateurs et des inductances, les filtres actifs contiennent également des composants actifs tels que des amplificateurs opérationnels pour améliorer les capacités de traitement du signal.

Les filtres actifs présentent plusieurs avantages par rapport aux filtres passifs. Ils peuvent fournir une plus grande précision et sélectivité de la réponse en fréquence. De plus, ils permettent la mise en œuvre de filtres avec des propriétés personnalisées telles que des pentes de coupure abruptes, des réponses de filtre spécifiques et des capacités de filtrage non linéaires.

Il existe de nombreux types de filtres actifs, notamment passe-bas, passe-haut, passe-bande et coupe-bande. Chaque type de filtre est conçu pour laisser passer certaines fréquences et en atténuer d'autres. Les filtres actifs sont largement utilisés dans de nombreux domaines de l'électronique tels que les systèmes audio, les communications, les instruments de mesure et le traitement du signal. Ceux-ci peuvent être intégrés dans des circuits analogiques ou implémentés numériquement dans des systèmes numériques utilisant le DSP (traitement numérique du signal) [28]

### 1.3.1.3. Exemples de filtre

#### A. Filtre de butter Worth

Le filtre de Butterworth d'ordre  $n$  est défini par le module au carré de sa fonction de transfert selon :

$$|T|^2 = \frac{T_0^2}{1 + (\frac{f}{f_0})^{2n}} \quad (3.1)$$

On montre aisément que quel que soit l'ordre  $n$  du filtre, le gain à la fréquence  $f=f_0$  est toujours de **-3 dB**. On admettra que c'est le filtre de Butterworth qui permet sur l'ensemble des types standardisés de filtres d'obtenir la réponse la plus plate dans la bande passante.

La problématique théorique du filtre de Butterworth consiste à établir pour un ordre  $n$  donné, la fonction de transfert complexe qui aboutit à la définition du filtre, soit :

$$|T|^2 = \frac{T_0^2}{1 + (\frac{f}{f_0})^{2n}} \quad (3.2)$$

Le tableau de synthèse donne pour un ordre  $n$  donné, le dénominateur de la fonction de transfert complexe en fréquences ou pulsations normalisées (la variable complexe est définie par  $p = j\frac{w}{w_0}$  pour les ordres 2 à 6 ) [29]:

Ordre du filtre	Dénominateur (le numérateur est à 1)
2	$p^2 + \sqrt{2}p + 1$
3	$(p^2 + p + 1)(p + 1)$
4	$(p^2 + 1.8477p + 1)(p^2 + 0.7653p + 1)$
5	$(p^2 + 1.6180p + 1)(p^2 + 0.6180p + 1)(p + 1)$
6	$(p^2 + 1.9318p + 1)(p^2 + \sqrt{2}p + 1)(p^2 + 0.5176p + 1)$

**Table 3.1** le dénominateur de la fonction de transfert complexe en fréquences pour un ordre n donné,

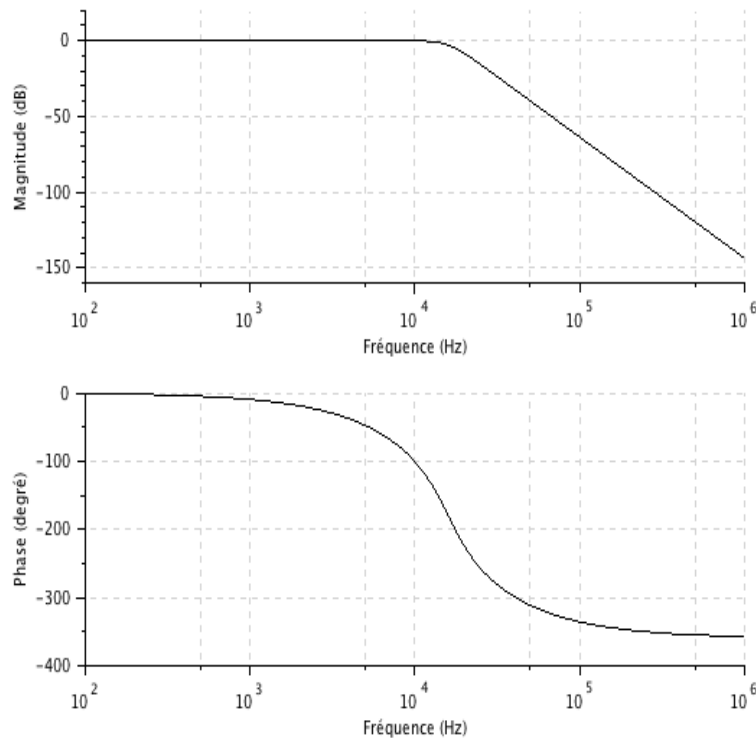
Par exemple, pour l'ordre 4, il s'agit de cascader deux cellules avec les polynômes suivants :

$$(p^2 + 1.8477p + 1)(p^2 + 0.7653p + 1) \quad (3.3)$$

en rappelant qu'ici, la variable complexe est normalisée en pulsation. En d'autres termes, la fonction de transfert s'écrit, en pulsation :

$$T = \frac{1}{\left[ j^2 \frac{w^2}{w_0^2} + 1.8477 j \frac{w}{w_0} + 1 \right] \left[ j^2 \frac{w^2}{w_0^2} + 0.7653 j \frac{w}{w_0} + 1 \right]} \quad (3.4)$$

Le diagramme de Bode ci-dessous



**Figure 3.1.** Les caractéristiques l'amplitude (dB) et de phase en fonction de la fréquence

### B. Filtre de Tchebychev

Les filtres de Chebychev sont, comme les filtres de Butterworth, des filtres polynomiaux : les filtres passe-bas sont caractérisés par un polynôme au dénominateur et par une constante au numérateur. Par rapport aux filtres de Butterworth, les filtres de Chebychev se caractérisent à ordre équivalent par une pente plus raide dans la bande rejetée : en contrepartie, ils présentent une ondulation du gain dans la bande passante.

Le filtre passe-bas de Chebychev d'ordre  $n$  est défini par le module au carré de sa fonction de transfert selon :

$$|T|^2 = \frac{T_0^2}{1 + \epsilon^2 C_n^2\left(\frac{f}{f_0}\right)} \quad (3.5)$$

où  $C_n$  est défini par une relation de récurrence,  $C_n\left(\frac{f}{f_0}\right) = 2\frac{f}{f_0}C_{n-1}\left(\frac{f}{f_0}\right) + C_{n-2}\left(\frac{f}{f_0}\right)$

et où le taux d'ondulation dans la bande passante est fixé par le paramètre réel,  $\epsilon$ . Dans la pratique, on utilise trois valeurs d'ondulation, 0.1 dB, 0.5 dB et 1 dB.

La théorie qui permet d'aboutir aux polynômes des filtres en fonction de son ordre n'est pas étudiée ici, on se contentera de consigner les résultats dans des tableaux comme le cas de Butterworth, un tableau par taux d'ondulation et ce, pour les ordres de 2 à 5[29].

### C. Filtre elliptique

Un filtre elliptique, également appelé le filtre Cauer développé par Wilhelm Cauer, est un filtre caractérisé par un comportement équiripple tant en bande passante que la bande atténuée [30].

La fonction elliptique peut se mettre sous la forme suivante :

$$R_N(\xi, X) = r_0 \frac{\prod_{i=1}^N (X - X_i)}{\prod_{i=0}^N (X - X_{pi})} \quad \text{pour } N \text{ pair} \quad (3.6)$$

$$R_N(\xi, X) = X r_0 \frac{\prod_{i=1}^N (X - X_i)}{\prod_{i=0}^N (X - X_{pi})} \quad \text{pour } N \text{ impair} \quad (3.7)$$

avec  $X_i$  les zéros et  $X_{pi}$  les pôles, et  $r_0$  un facteur de normalisation tel que

$R_N(\xi, 1) = 1$  Le dénominateur de ce polynôme fait apparaître des zéros dans la fonction de transfert du filtre. Ils sont appelés zéros de transmission, et ont la propriété d'éliminer les fréquences correspondantes. [31]

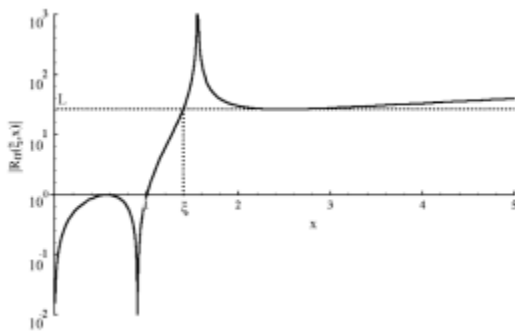


Figure 3.2  $R_N(\xi, x)$  avec  $N=3$  ;  $\xi=1,3$

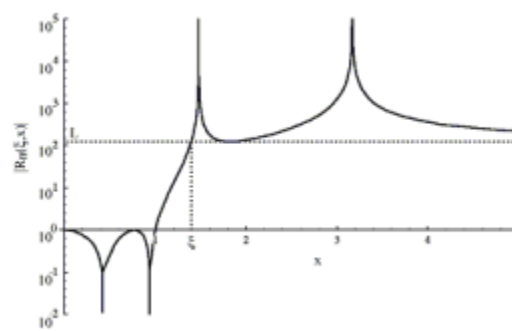


Figure 3.3  $R_N(\xi, x)$  avec  $N=4$  ;  $\xi=1,3$

Il n'existe pas d'expression analytique pour les pôles et les zéros de la fonction de transfert du filtre. Ils sont calculés par des méthodes numériques.

#### 3.3.2. Filtre numérique

Un filtre numérique est un algorithme de calcul par lequel une séquence des nombres  $x(n)$  appelés séquençage d'entrée, se transforme en une autre séquence de nombre  $y(n)$  est appelée séquence de sortie [32]

$$y(n) = F[x(n)] \quad (3.8)$$

Formule générale :

$$y(n) = \sum_{i=0}^{M-1} b_i x(n-i) + \sum_{j=1}^N a_j y(n-j) \quad (3.9)$$

### 3.3.1.1. Caractéristiques des filtres numériques.

Les filtres numériques sont caractérisés par : la réponse fréquentielle pour les filtres idéaux et la réponse impulsionnelle [33].

#### A. La réponse fréquentielle pour les filtres idéaux

Nous retrouvons la classification des filtres idéaux en fonction de leur action dans le domaine des fréquences. Mais à la différence des filtres analogiques, leur réponse en fréquence est périodique de période  $f_e$  [33].

##### ➤ Filtre passe-bas

Les filtres passe-bas sont des composants fondamentaux de l'électronique et du traitement du signal. Il laisse passer les basses fréquences du signal tout en atténuant ou en éliminant les hautes fréquences.

On le représente de la façon suivante Figure.3.4 :

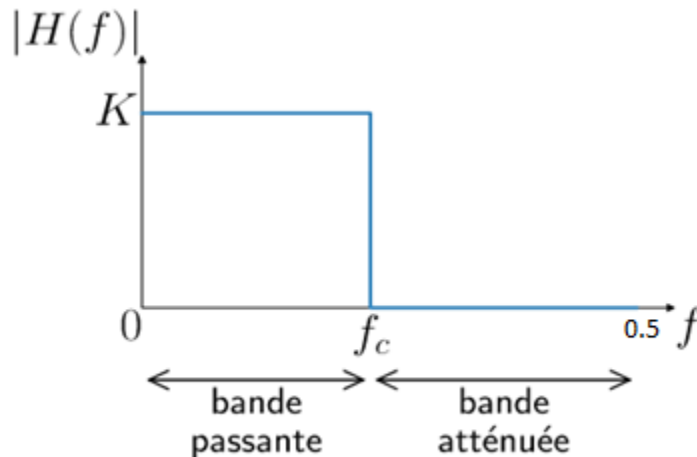


Figure 3.4. filtre passe-bas[34]

##### ➤ Filtre passe-haut

Un filtre passe-haut laisse passer les fréquences hautes et arrête les fréquences faibles. [35]

On le représente de la façon suivante Figure 3.5.

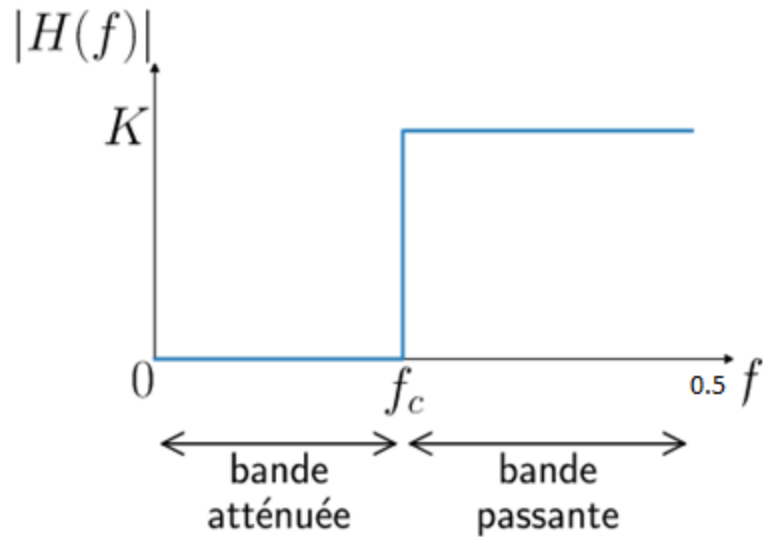


Figure 3.5 Filtre passe-haut [34]

➤ **Filtre passe-bande**

Un filtre passe-bande laisse passer les fréquences moyennes, entre deux fréquences de coupure  $f_{c-}$  et  $f_{c+}$ .

Il est présenté comme le montre la Figure 3.6 ci-dessous.

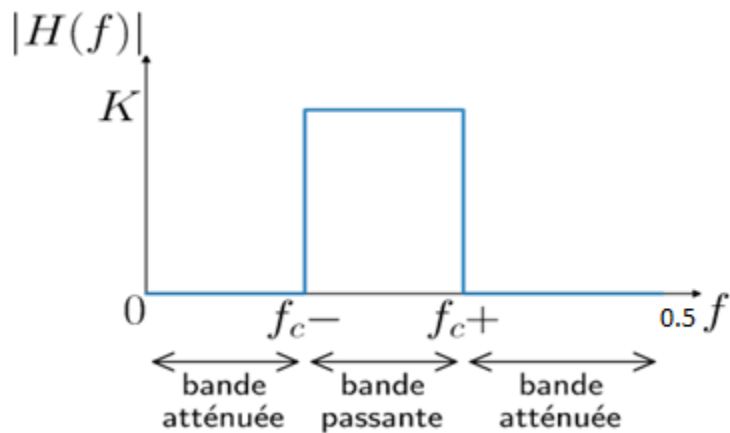


Figure 3.6 Filtre passe-bande. [34]

➤ **Filtre coupe-bande**

Un filtre coupe-bande (band-stop filter, ou notch filter lorsque la bande atténuée est très étroite) ne supprime que les fréquences situées entre  $f_{c-}$  et  $f_{c+}$ .

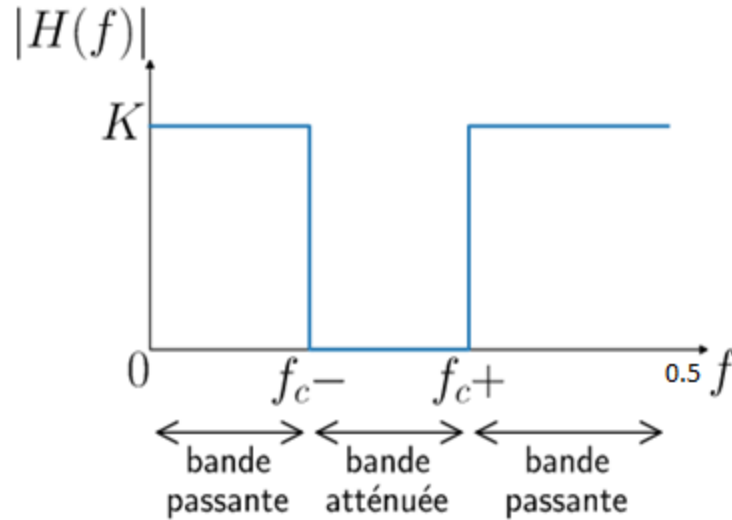


Figure 3.7 filtre coupe-bande. [34]

### B. Réponse impulsionnelle

Un filtre linéaire effectue une convolution temporelle, et la réponse impulsionnelle du filtre Le comportement du signal dans le domaine temporel et le domaine fréquentiel est caractérisé par une transformée de Fourier. Les réponses impulsionnelles sont donc d'une importance considérable en traitement numérique lorsque des calculs sont effectués sur des échantillons dans le domaine temporel. La réponse du filtre  $y(n)$  à ce signal d'entrée est donnée par le produit de convolution discret [36] :

$$y(n)=h(n)*e(n)=\sum_{-\infty}^{+\infty} h(K)e(n - K) \quad (3.10)$$

### A. Filtres à réponse impulsionnelle finie (ou filtre FIR)

#### C1. Principe

L'équation aux différences a pour but caractériser un système linéaire invariant dans le temps dont l'entrée est  $x(n)$  et la sortie  $y(n)$ . Elle a permis de faire le lien avec l'équation différentielle [37]

$$a_0y(n)+\dots+a_{M-1} y(n-M+1) = b_0 x(n)+\dots+b_{N-1} x (n-N+1) \quad (3.11)$$

Pour les filtres à réponse impulsionnelle finie, la relation vérifie :

$$a_0= 1 \quad \text{et} \quad \{a_i\}=0 \quad \text{pour} \quad 1 \leq i \leq M-1$$

Dés lors, pour des filtres RIF, l'équation aux différences traduit aussi la convolution entre la réponse impulsionnelle et l'entrée du système. En effet, la relation devient :

$$y(n) = \sum_k^{N-1} b_k X(n - k) \quad (3.12)$$

Or la sortie et l'entrée vérifient la relation suivante :

$$y(n) = h(n) * X(n) = \sum_k^{N-1} h(k) X(n - k) \quad (3.13)$$

D'où par identification :

$$H(k) = b_k \text{ pour } 0 \leq k \leq N - 1$$

La relation met en évidence que les filtres RIF ne présentent pas de mode récursif dans leur mise en œuvre [37].

On peut déduire facilement la fonction de transfert, c'est-à-dire le rapport entre la transformée en z de la sortie y(n) et l'entrée x(n) :

$$H_z(z) = \sum_{k=0}^{N-1} b_n Z^{-k} \quad (3.14)$$

### C.2. Filtre RIF à phase linéaire :

Ce genre de filtre permet d'engendrer des systèmes à phase linéaire en fréquence, propriété souvent recherchée dans certaines applications [37]. La fonction de transfert H(ω) est une quantité complexe qui peut être écrite en faisant apparaître le module et la phase :

$$H(\omega) = |H(\omega)| \exp(j\varphi(\omega)) \quad (3.15)$$

D'après les propriétés de la transformée de Fourier, si la réponse impulsionnelle h(n) est réelle, le module de la fonction du transfert, |H(ω)| est alors une fonction paire de la fréquence ω.

Si les coefficients du filtre RIF sont symétriques, c'est-à-dire :

$$h(n) = h(N-1-n) \text{ pour } n=0, \dots, N-1 \quad (3.16)$$

Alors la réponse en phase est linéaire [37]. En effet, la contrainte de la phase linéaire entraîne :

Soit T<sub>e</sub> la période de H(ω) :

$$\varphi(\omega) = \beta - 2\pi a(\omega T_e) \text{ avec } -\omega_e/2 < \omega < \omega_e/2 \quad (3.17)$$

On introduit la notion de retard comme suit :

$$\tau = -\frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi(\omega)}{d\omega} \quad (3.18)$$

On remarque que lorsque φ(ω) est linéaire, τ est alors constant quelque soit la composante fréquentielle considérée. La linéarité de la phase du filtre entraîne alors un simple retard constant :

$$\tau = a = (N - 1)/2 \quad (3.19)$$

### C.3. Méthodes de synthèse des filtres RIF :

L'emploi des filtres RIF peut se révéler attrayant eu défavorablement à ses nombreux avantages : stabilité inconditionnelle, phase linéaire possible. Néanmoins, ils présentent l'inconvénient de nécessiter un plus grand nombre de coefficients que les filtres RII pour obtenir les mêmes caractéristiques fréquentes à cause de l'absence de pôles hors 0. [38]

Pour faire la synthèse des filtres RIF, il existe plusieurs méthodes telles que :



### C.3.1 La méthode des fenêtres :

La méthode des fenêtres fait l'approximation de  $h[n]$  par la série de Fourier inverse tronquée du spectre d'amplitude de  $H(\omega)$

le calcul des coefficients revient à trouver la réponse impulsionnelle du filtre, on part de l'amplitude de la réponse en fréquence d'un filtre idéal et on prend sa transformée de Fourier inverse[39].

Pour un filtre passe bas avec  $T_e$  normalisé à 1 :

$$\begin{aligned} h_d(n) &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H(\omega) e^{j\omega n} d\omega \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_c}^{\omega_c} 1 \cdot e^{j\omega n} d\omega \\ &= \frac{2 f_c \sin(n \omega_c)}{n \omega_c}, |n| = 0, 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (3.20)$$

### C.3.2 Méthode d'échantillonnage fréquentiel :

La méthode consiste à prendre un nombre fini d'échantillons de réponse en fréquence  $H(\omega)$  à partir d'un modèle. La réponse en fréquence est représentée par ses échantillons  $H(n)$ , et si  $H(\omega)$  a une discontinuité, elle ne sera représentée qu'approximativement par un nombre fini d'échantillons. Pour  $N$  coefficients de données  $H(n)$ , nous pouvons calculer la valeur  $N$  de la réponse impulsionnelle  $h(k)$  donnée par [40] :

$$H(k) = \text{TFD}^{-1} (H(n)) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} H(n) e^{+ \frac{2\pi n k j}{N}} \quad (3.21)$$

On obtient la fonction de transfert par :

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k) Z^{-k} = \frac{1-Z^{-N}}{N} \sum_{n=0}^{N-1} H(n) \frac{1-e^{-jn\omega}}{1-e^{-j\omega} e^{+ \frac{j\pi n}{N}}} \quad (3.22)$$

La réponse fréquentielle du filtre dans ce cas est :

$$H_f(\omega) = H(z) |_{z=e^{j\omega}} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} H(n) \frac{1-e^{-jN\omega}}{1-e^{-j\omega} e^{+ \frac{j2\pi n}{N}}} \quad (3.23)$$

### C.3.3 Méthodes itératives :

Nous traitons la synthèse de filtres comme un problème d'approximation Pondéré au sens de Chebyshev. Pour ce faire, nous devons identifier un ensemble de conditions la solution est optimale (au sens erroné de l'approximation est minimisée sur tout l'intervalle), et est unique [41]. la fonction de transfert d'un filtre FIR à phase linéaire est :

$$H(e^{j\omega}) = H_R(\omega) e^{i\varphi(\omega)}, \text{ ou } \varphi(\omega) = \beta - \alpha\omega, \text{ ou } \frac{\pi}{2} \text{ et } \alpha = \frac{N-1}{2} \quad (3.24)$$

Il est commode d'exprimer  $H_R(w)$  sous la forme d'un produit  $H_R(w) = Q(w) P(w)$

### C.3.3.1 Approximation pondérée au sens de Chebyshev :

Soit  $H_d(\omega)$  la réponse en amplitude que l'on désire et  $W(\omega)$  une fonction de pondération qui permet de donner une importance différente à l'erreur suivant la pulsation  $\omega$  [41]. L'erreur d'approximation s'exprime par :

$$E(\omega) = W(\omega) [H_d(\omega) - Q(\omega) P(\omega)] \quad (3.25)$$

Puisque  $Q(\omega)$  est fixé, il vient :

$$E(\omega) = W(\omega) Q(\omega) \left[ \frac{H_d(\omega)}{Q(\omega)} - p(\omega) \right] \quad (3.26)$$

Il faut remarquer que (3.26) est partout valable sauf dans les cas où  $Q(\omega)$  s'annule.

Exception faite de ces cas, on peut définir :

$$W'(\omega) = W(\omega) Q(\omega) \quad (3.27)$$

Et :

$$H'_d(\omega) = \frac{H_d(\omega)}{Q(\omega)} \quad (3.28)$$

Le problème se résume à déterminer  $P(\omega)$  tel que :

$E(\omega) = W'(\omega) [H'_d(\omega) - p(\omega)]$  soit minimum au sens de Chebyshev. La minimisation au sens de Chebyshev est celle de la norme  $L_\infty$ . Soit :

$$|E(\omega)| = \min_{\text{coef de } P} (\max_{\omega \in [0, \pi]} |E(\omega)|) \quad (3.29)$$

Une méthode connue pour ce type de minimisation est fondée sur le théorème d'alternance [41].

### C.3.3.2. Algorithme de Remez

Le théorème d'alternance donne un ensemble de conditions nécessaires et suffisantes sur l'erreur commise. L'algorithme de Remez permet de résoudre le problème d'approximation en cherchant les fréquences extrême  $\omega_1$  de la meilleure approximation [41]. La procédure est la suivante. On se donne a priori un ensemble  $\omega_1$  de  $M+1$  pulsations équiréparties. Soit  $\delta$  l'erreur d'approximation, ou ondulation tolérée, on doit obtenir :

$$W'(\omega) = [H'_d(\omega) - P(\omega)] = (-1)^i \delta, i = 0, 1, \dots, M \quad (3.30)$$

Avec :

$$P(\omega) = \sum_{n=0}^{M-1} P_n \cos(n\omega) \quad (3.31)$$

$$\delta = |E(\omega_i)| = \max |E(\omega)| \quad (3.32)$$

### B. Filtre à réponse impulsionnelle infinie (ou filtre IIR)

Ces filtres sont encore appelés filtres récurrents. Dans ces filtres les coefficients  $a_j$  sont différents de zéro, en conséquence un échantillon  $y(n)$  dépend de tous les échantillons  $x(n)$  passés. La transformée  $Y(z)$  de ces filtres s'écrit [32] :

$$\begin{aligned} Y(z) &= \sum_{n=0}^{\infty} y(n) Z^{-n} = \sum_{n=0}^{\infty} \left( \sum_{i=0}^M b_i X(n-i) \right) Z^{-n} + \sum_{n=0}^{\infty} \left( \sum_{j=1}^N a_j y(n-j) \right) Z^{-n} \\ &= \sum_{i=0}^M b_i \left( \sum_{n=0}^{\infty} X(n-i) Z^{-n} \right) + \sum_{j=1}^N a_j \left( \sum_{n=0}^{\infty} y(n-j) Z^{-n} \right) \end{aligned} \quad (3.33)$$

En effectuant les changements de variables  $(n-i)=u$  et  $(n-j)=v$ , on obtient :

$$\begin{aligned} Y(z) &= \sum_{i=0}^M b_i Z^{-i} X(z) + \sum_{j=1}^N a_j Z^{-j} y(z) \\ &= X(z) \sum_{i=0}^M b_i Z^{-i} + y(z) \sum_{j=1}^N a_j Z^{-j} \end{aligned} \quad (3.34)$$

D'où la fonction de transfert  $H(z)$  suivante :

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{i=0}^M b_i Z^{-i}}{\sum_{j=1}^N a_j Z^{-j}} \quad (3.35)$$

#### 3.3.3. Filtre médian

Est un filtre numérique non linéaire, souvent utilisé pour la réduction du bruit. Cette réduction est une étape de prétraitement classique pour améliorer les résultats de traitement futur (par exemple, détection des contours). La technique de filtrage médian est largement utilisée En traitement d'image numérique, car il permet la réduction du bruit sous certaines conditions tout en conservant les contours de l'image [22] [23] [24] [25].

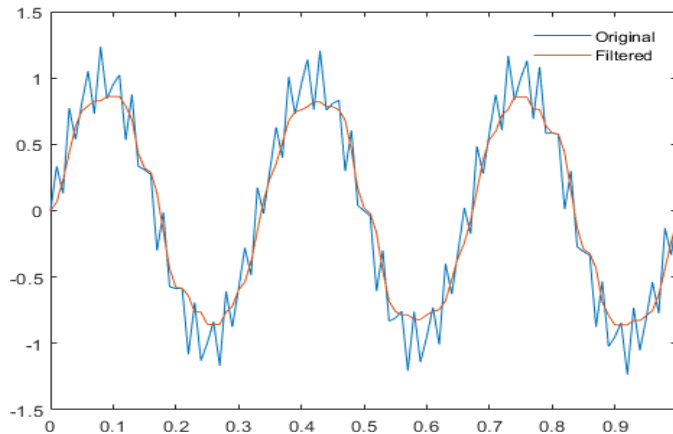


Figure 3.8 Filtre Médian

### 3.4 Filtrage des signaux physiologiques

Pour filtrer les 3 signaux physiologiques ECG, EMG et EOG, nous avons utilisé 7 types de filtres : médian, Remez , ButterWorth, chebyshev1, chebyshev2, elliptique et DWT[42]. Cependant, la procédure du filtrage par ces types de filtres nécessite la fixation de certains paramètres comme : la fréquence d'échantillonnage du filtre  $F_e$ , la bande de fréquence du signal et le type du filtre ( Passe Bas, Passe Haut...).

Le signal	La bande fréquentielle	Types de filtres
ECG	[0.5hz,150hz]	Passe bas
EMG	[50hz,150hz]	Passe bande
EOG	[1hz ,50hz]	Passe bas

**Table 3.2.** Les paramètres des signaux utilisés

#### 3.4.1 Filtrage du signal EGG

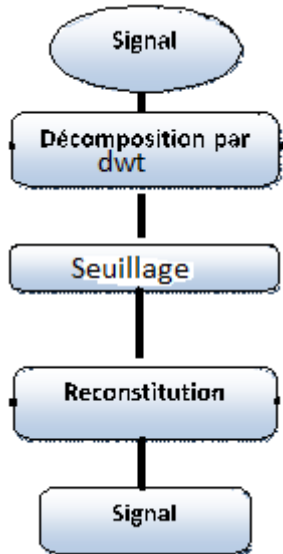
##### A. Filtrage de la dérive de la ligne de base

Une tâche importante dans le filtrage consiste à atténuer la dérive de la ligne de base. L'élimination de la dérive de la ligne de base est nécessaire pour minimiser la distorsion morphologique des ondes ECG. Par exemple, en raison de la dérive de la ligne de base, une onde T peut être supérieure au pic de l'onde R et sera donc détectée comme une onde R.

Plusieurs types de méthode ont été présentés dans la littérature afin d'éliminer ce type de perturbation.

##### B. Filtrage par seuillage des coefficients d'ondelettes :

La figure 3.9 décrit la démarche de filtrage par seuillage des détails. Les méthodes de seuillage (doux ou dur) des coefficients d'ondelettes sont des méthodes temps fréquences qui sont proposées par Donoho et al. [43].



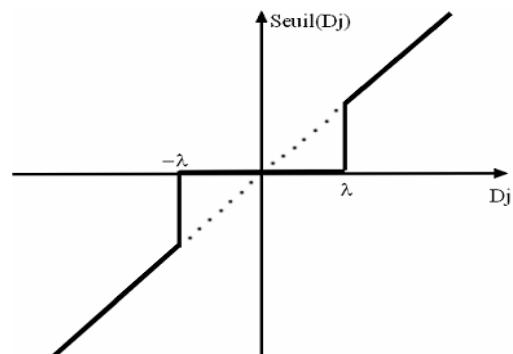
**Figure 3.9 : Principe du seuillage.**

Une fois que DWT a décomposé le signal brut en ses caractéristiques approximatives et détaillées, qui sont traitées séparément, les détails de faible valeur peuvent être ignorés sans affecter de manière significative les données. Le seuillage des coefficients d'ondelettes est donc un moyen de supprimer les détails les plus faibles, considérés comme du bruit.

Deux types de seuillage sont usuellement utilisés : dur ou doux.

La fonction de seuillage "dur", qui est représentée par la figure 3.10, est définie par :

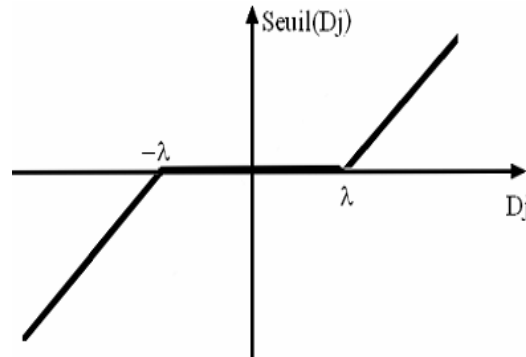
$$D_j = \begin{cases} 0 & \text{si } |D_j| < \lambda \\ D_j & \text{si } |D_j| \geq \lambda \end{cases}$$



**Figure 3.10** Caractéristique entrée sortie du seuillage dur.

La fonction de seuillage "doux", donnée à la figure 3.11, est définie par:

$$D_j = \begin{cases} 0 & \text{si } |D_j| < \lambda \\ D_j - \lambda \cdot \text{sgn}(D_j) & \text{si } |D_j| \geq \lambda \end{cases}$$

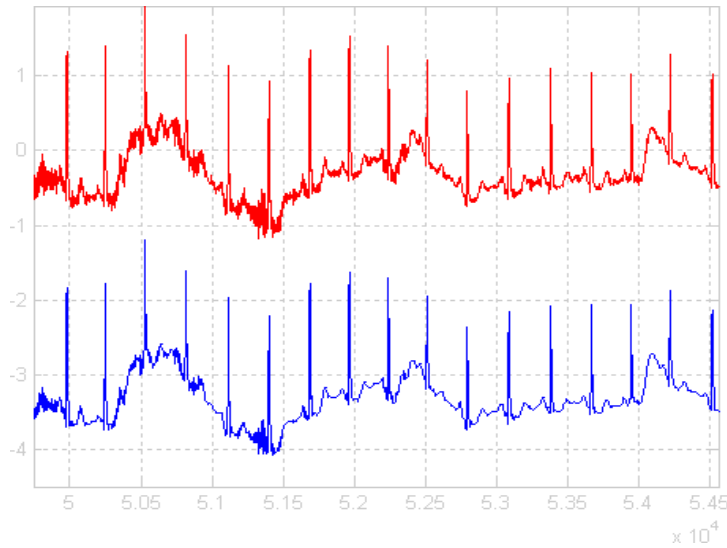


**Figure 3.11: Caractéristique entrée sortie du seuillage doux.**

La méthode de seuillage "dur" est largement utilisée pour le débruitage des signaux vu sa simplicité d'implémentation malgré quelques défauts signalés dans [44]. Parmi ces inconvénients, on peut citer que le seuillage dur peut donner des oscillations dans le signal ECG reconstitué vu la discontinuité des coefficients dans l'échelle de temps. De plus, il peut réduire les amplitudes des ondes ECG, essentiellement l'onde R.

La figure 3.12 illustre l'application du seuillage dur sur les enregistrements ECG de la base MIT\_BIH. Dans cet exemple on réalise le seuillage des coefficients inférieurs au coefficient  $\lambda$

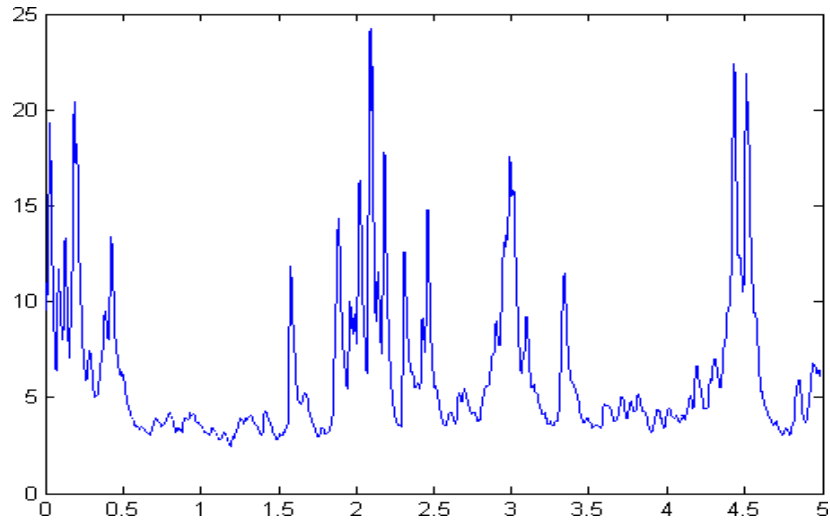
$$\lambda = \frac{\max(\text{coeff})}{100} \quad (3.36)$$



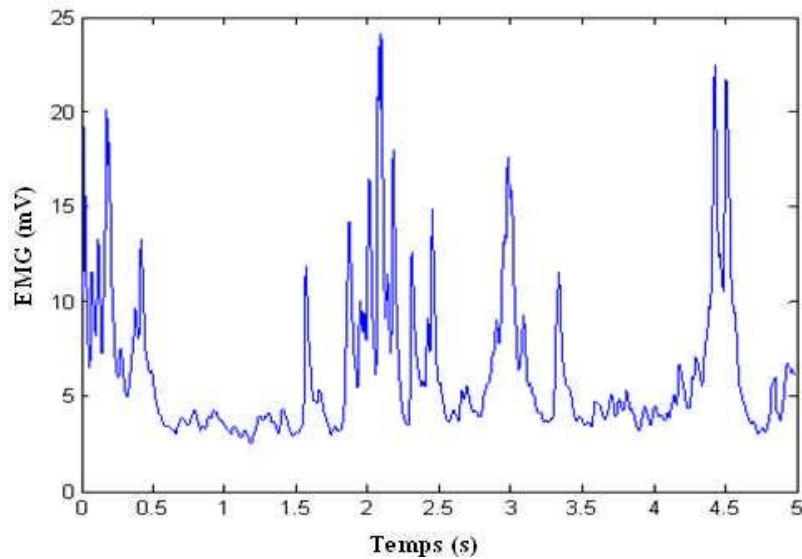
**Figure 3.12 .la forme du signal après l’application du seuillage.**

**3.4.2 Filtrage du signal EMG :**

le signal EMG est filtré par un filtre optimal RIF à phase linéaire de Parks Mc clelan passe bande [20hz,125hz]. Un exemple d’un signal EMG bruité et filtré, concernant le 3éme sujet, 2éme échantillon pour l’émotion de tristesse, est illustré sur les figures 3.13 et 3.14. [45]



**Figure 3.13 Représentation temporelle du signal emgtri23 bruité**

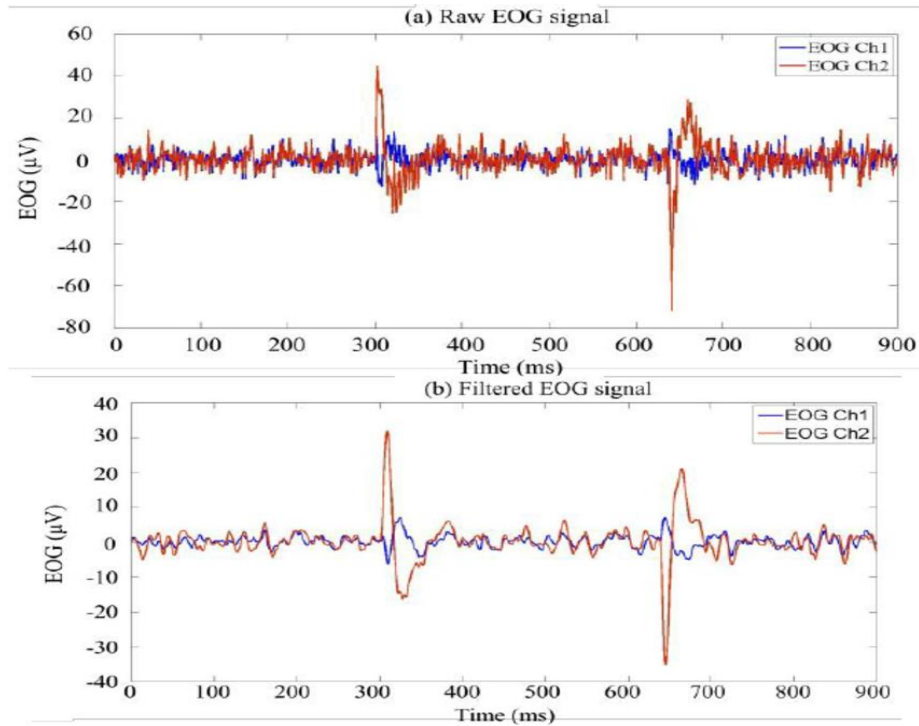


**Figure 3.14. Représentation temporelle du signal emgtri23 filtré**

### 3.4.3 Filtrage du signal EOG

Le filtrage du signal EOG est essentiel pour améliorer la qualité des données en éliminant les bruits et les artefacts qui peuvent perturber l'analyse des mouvements oculaires. Différentes techniques de filtrage, telles que les filtres passe-bas, passe-haut ou passe-bande, peuvent être utilisées pour atténuer les fréquences indésirables et mettre en évidence les composantes pertinentes du signal EOG. En utilisant des méthodes de filtrage appropriées, les chercheurs et les cliniciens peuvent obtenir des informations plus précises sur les mouvements oculaires, ce qui peut être utile dans des domaines tels que la recherche en neurosciences, les études du sommeil et les interfaces cerveau-ordinateur.





**Figure 3.15. Signal EOG ;( a ) avant d’être filtré ; ( b ) après avoir été filtré.[46]**

### 3.5 conclusion

Le filtrage des signaux physiologiques est essentiel pour améliorer la qualité et la précision des données biologiques. En supprimant le bruit et les artefacts, il met en évidence les informations importantes contenues dans les signaux, facilitant ainsi leur analyse et leur interprétation. Grâce à des techniques de filtrage avancées, des données plus fiables peuvent être obtenues, ce qui est crucial dans de nombreux domaines tels que la médecine, la recherche biomédicale et les interfaces cerveau-ordinateur. En fin de compte, le filtrage des signaux physiologiques joue un rôle crucial dans l'amélioration de notre compréhension du corps humain et dans le développement de technologies avancées favorisant la santé et le bien-être.

# Chapitre 4

## **Résultats et interprétations**

## 4.1 Introduction

Après traitement du signal physiologique. En savoir plus sur le bruit dans les chapitres précédents, dans ce chapitre, nous discutons de la phase finale de la conception de notre système. C'est l'extraction du bruit du signal.

Il existe de nombreuses techniques pour traiter le signal physiologique du bruit et l'éliminer. Dans notre étude, examinons 7 types de filtration.

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de l'interprétation des indicateurs physiologiques de différentes espèces. Le programme a été géré dans l'environnement Matlab. Matlab est un logiciel basé sur un compte qui permet également d'afficher les résultats des opérations effectuées sur les signaux.

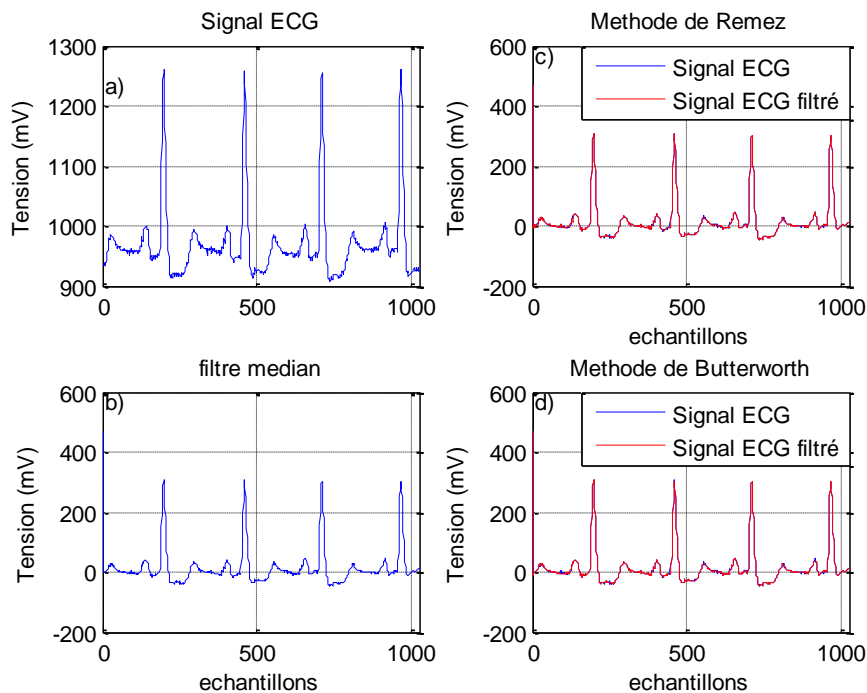
Nous avons utilisé leurs paramètres pour filtrer le signal physiologique candidat afin de déterminer le filtre le plus efficace

## 4.2. la base de donnée 01

Les signaux cardiaques utilisés dans cette étude ont été obtenus à partir de la base de données MIT/BIH [47]. qui est la norme employée par beaucoup de chercheurs pour l'évaluation des détecteurs d'arythmies. Cette base contient 48 enregistrements, chaque enregistrement a une durée de 30mn et une fréquence d'échantillonnage de 360HZ ; A chaque battement cardiaque est associé son type : normal, extrasystole ventriculaire, bloc de branche gauche, droit.

### 4.2.1 Pour le signal ECG du sujet 105.

#### 1.a Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :



**Figure 4.1.** Le sujet 105, a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth

#### 1.b Utilisation des filtres chebyshev1 , chebyshev2 , elliptique et la méthode dwt .

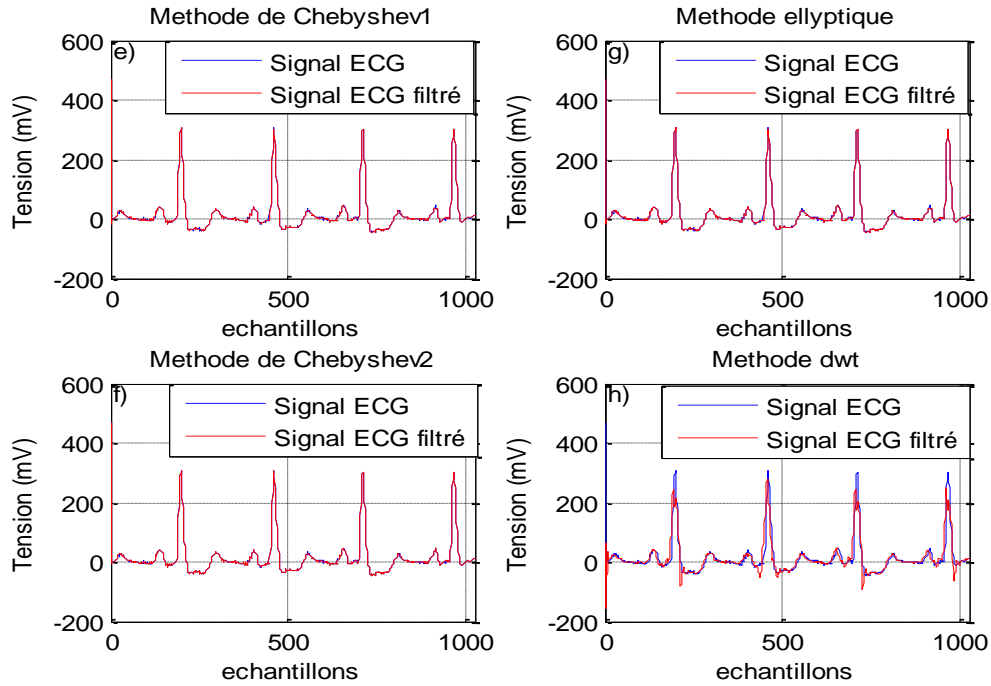


Figure 4.2 : le sujet 105, e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt

**1.c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert des différents filtres.**

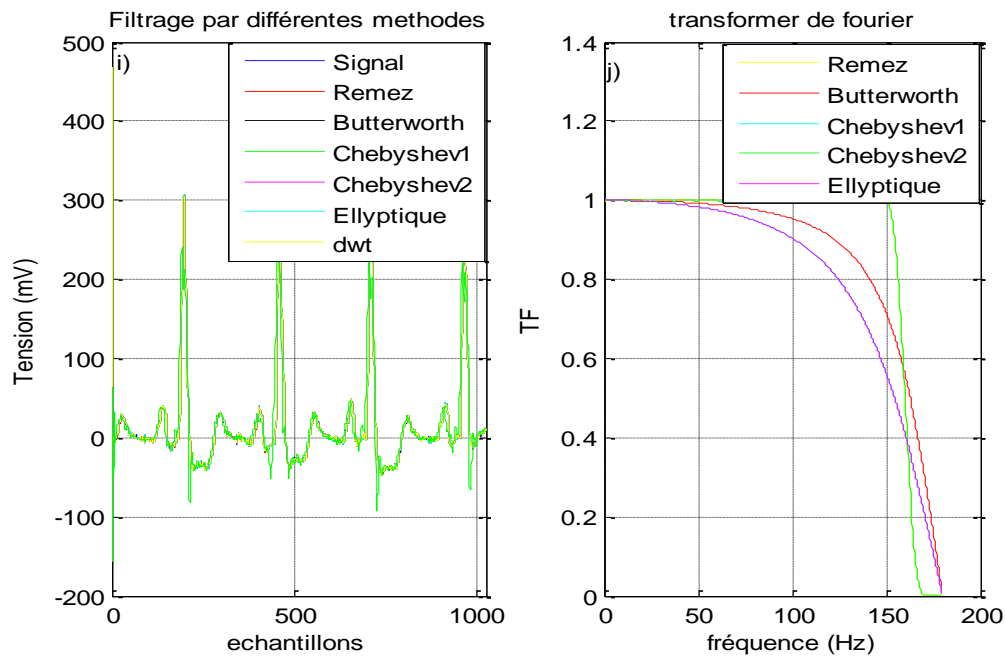
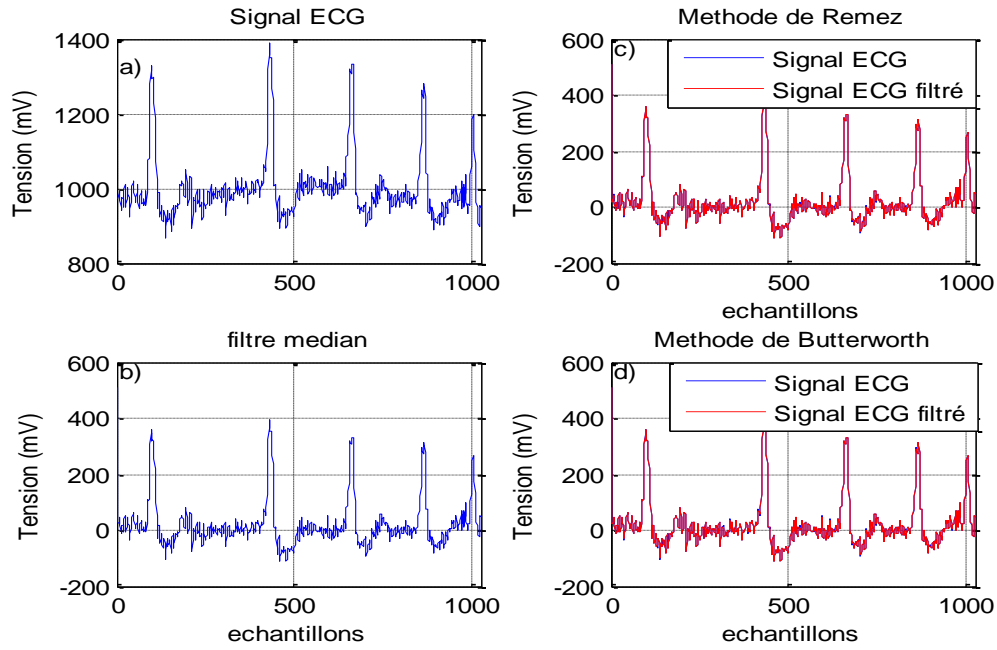


Figure 4.3 : le sujet 105, i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier

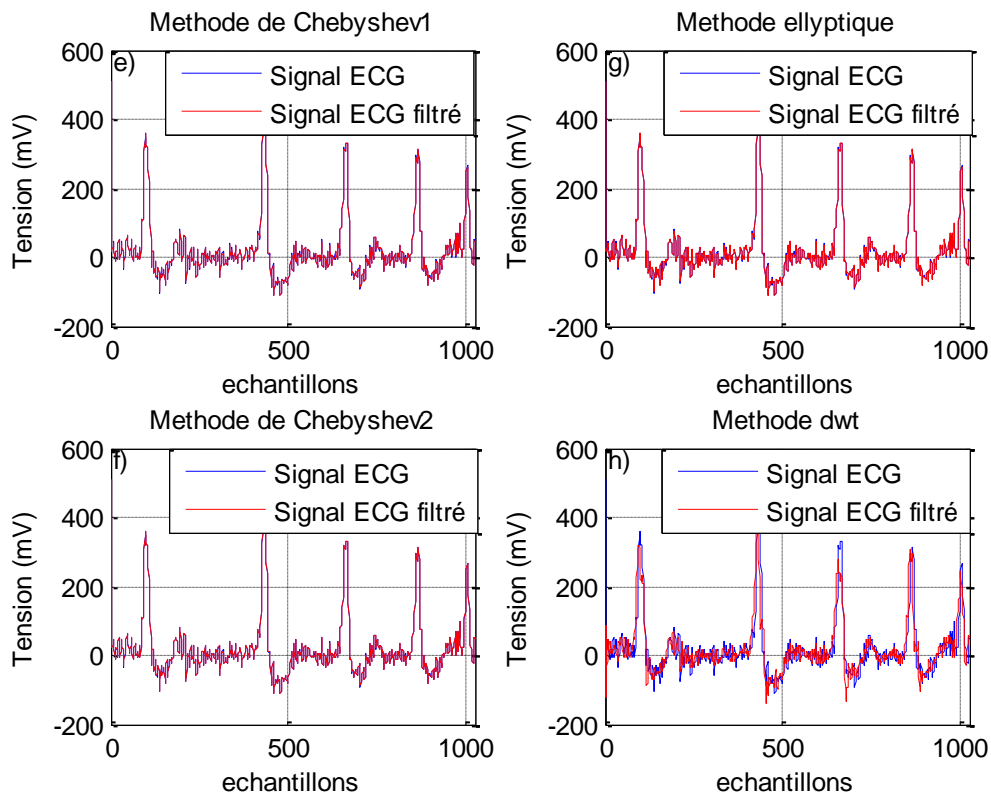
**4.2.2 Pour le signal ECG du sujet 203.**

**2.a Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :**



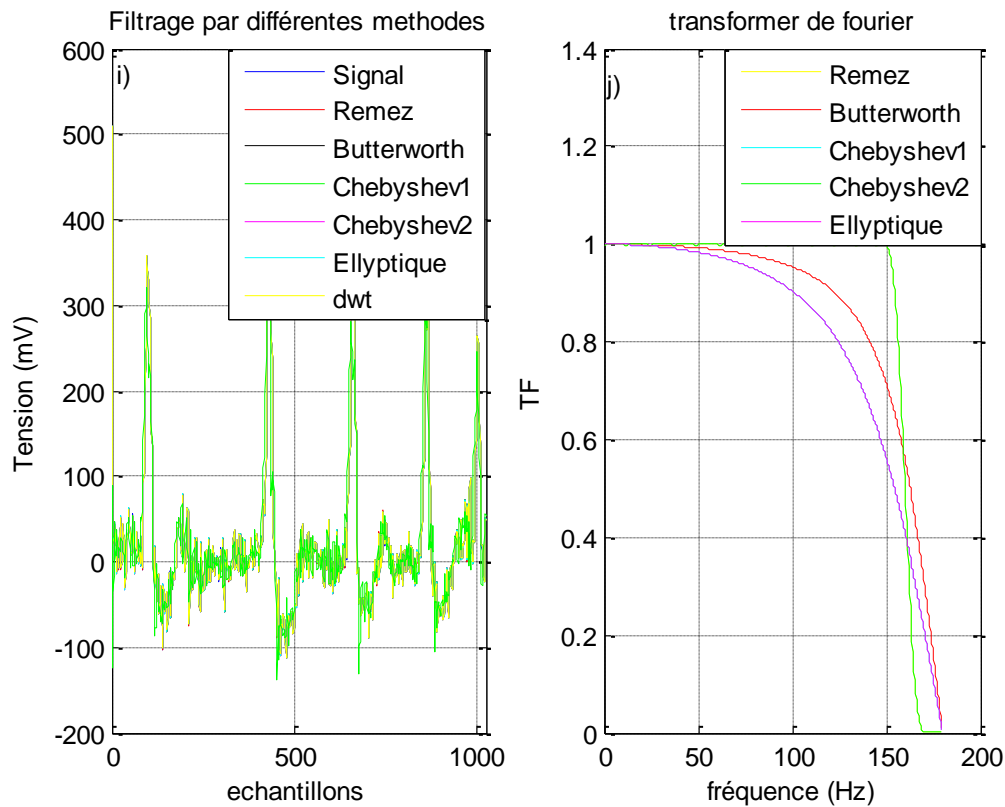
**Figure 4.4** sujet 203. a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth

**2.b Utilisation des filtres chebyshev1 , chebyshev2 , elliptique et la méthode dwt .**



**Figure 4.5** : le sujet 203,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt

**2. c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert des différents filtres.**



**Figure 4.6 :** le sujet 203,i). filtrage par différentes méthode, j). Transformer de fourier

**4.2.3.1 Tableau comparatif du l’erreur relative ( ER ) pour les différentes méthodes et les différents sujets**

Méthode	Remez	Butter	Cheby1	Cheby2	Elliptique	DWT
Sujets						
<b>105</b>	<b>29000 e-007</b>	<b>17.438e-007</b>	<b>14.314e-007</b>	<b>6.4065e-007</b>	<b>14.314e-007</b>	<b>35000 e-007</b>
<b>203</b>	<b>2500 e-006</b>	<b>2.4881e-006</b>	<b>35.699e-006</b>	<b>22.089e-006</b>	<b>35.699e-006</b>	<b>3100 e-006</b>

**Tableau 4. 1.** L’erreur relative (ER) sur le signal ECG par différentes méthodes

#### 4.2.3.2 Tableau comparatif du rapport signal sur bruit (RSN) en dB pour les différentes méthodes et les différents sujets

Méthode	Remez	Butter	Cheby1	Cheby2	Elliptique	DWT
Sujets						
<b>105</b>	<b>20.7163</b>	<b>16.5234</b>	<b>-1.4554</b>	<b>25.7471</b>	<b>-4.2027</b>	<b>3.4495</b>
<b>203</b>	<b>14.9978</b>	<b>13.0656</b>	<b>-2.8482</b>	<b>15.1324</b>	<b>-5.1628</b>	<b>3.2196</b>

**Tableau 4.2.** Le rapport signal sur bruit en dB (RSN)

#### 4.2.4 Interprétation des résultats obtenus pour la base donnée 01 :

##### **Pour le sujet 105**

Nous concluons que le filtre de Chebyshev2 est plus efficace que les autres filtres parce qu'il a donné la plus faible valeur en l'erreur relative ( ER ) et la plus grande valeur en Le rapport signal sur bruit

##### **Pour le sujet 203**

Notez que les filtres Butterworth et Chebyshev2 prennent la valeur la plus basse dans l'erreur relative ( ER ) , ce dernier prend la valeur Le rapport signal sur bruit la plus élevée et d'où nous concluons que Chebyshev2 est le filtre le plus efficace que d'autres filtres

### 4.3. la base de donnée 02

Le tableau ci-dessous représente une expérience de l'extraction des différentes émotions des 30 sujet avec les capteurs ECG EMG EOG pendant une séquence de video

Emotion	ID	Source Movie	L	Valence		Arousal		Scene Description
				$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	
Amusing	01	Ace-Ventura: Pet Detective	102.1	1.22	0.53	1.03	1.00	Ace Ventura successfully hides his pets from the landlord
	02	The Gods Must be Crazy II	67.1	1.56	0.50	1.20	0.96	A couple stranded in the desert steal ostrich eggs for food
	04	Airplane	85.2	0.99	0.83	1.15	0.88	Woman and co-passengers react as pilot struggles to control aircraft
	05	When Harry Met Sally	100.2	1.05	0.61	1.08	1.02	Sally shows Harry how women fake orgasms at a restaurant
	**	Modern Times	106.4	0.87	0.69	-0.35	0.86	Bewildered factory worker in an assembly line
Funny	03	Liar Liar	55.1	0.95	0.65	0.56	0.96	Prosecution and defense discuss a divorce case in court
	06	The Gods Must be Crazy	52.1	1.26	0.56	0.81	1.15	Man tries to get past an unmanned gate on a brakeless jeep
	07	The Hangover	90.2	0.95	0.70	0.85	1.06	Group of friends on the morning after a drunken night
	09	Hot Shots	70.1	0.98	0.66	0.81	0.90	A hilarious fight sequence
Happy	08	Up	67.1	1.42	0.43	0.35	1.18	Carl- a shy, quiet boy meets the energetic Elle
	10	August Rush	90.1	0.76	0.68	-1.17	1.02	A son meets his lost mother while performing at a concert
	11	Truman Show	60.1	0.90	0.50	-1.98	0.69	Truman and his lover go to the beach for a romantic evening
	12	Wall-E	90.2	1.41	0.53	-0.82	0.91	Wall-E and Eve spend a romantic night together
	13	Love Actually	51.1	1.03	0.70	-1.38	0.80	Narrative purporting that 'Love is everywhere'
	14	Remember the Titans	52.1	0.79	0.58	-0.99	0.82	Titans win the football game
	16	Life is Beautiful	58.1	1.10	0.42	-0.16	0.79	Funny Guido arrives at a school posing as an education officer
	17	Slumdog Millionaire	80.1	0.94	0.35	-0.34	0.85	Latika and Jamal unite at the railway station
	18	House of Flying Daggers	77.2	0.84	0.56	-1.79	0.88	Young warrior meets with his love with a bouquet
Exciting	15	Legally Blonde	51.1	0.64	0.37	-0.62	0.80	Elle realizes that she has been admitted to Harvard Law School
	33	The untouchables	117.2	-0.70	0.60	1.05	0.70	Shoot-out at a railway station
Angry	19	Gandhi	108.1	-0.50	0.67	-1.00	0.92	Indian attorney gets thrown out of a first-class train compartment
	21	Lagaan	86.1	-0.98	0.49	-0.69	0.71	Indian man is helpless as a British officer threatens to shoot him
	23	My Bodyguard	68.1	-0.81	0.59	-1.35	0.79	Group of thugs provoke a teenager
	35	Crash	90.2	-1.56	0.45	0.45	0.95	A cop molests a lady in public
Disgusting	28	Exorcist	88.1	-1.52	0.64	1.71	0.90	An exorcist inquires a possessed girl
	34	Pink Flamingos	60.2	-1.95	0.61	0.18	0.83	A lady licks and eats dog faeces
Fear	30	The Shining	78.1	-0.85	0.49	1.01	0.95	Kid enters hotel room searching for his mom
	36	Black Swan	62.2	-1.07	0.35	1.00	0.73	A lady notices paranormal activity around her
	**	Psycho	76.2	-1.23	0.73	0.44	1.01	Lady gets killed by intruder in her bath tub
Sad	20	My girl	60.1	-0.85	0.62	-0.82	1.06	Young girl cries at her friend's funeral
	22	Bambi	90.1	-0.95	0.37	-0.43	1.07	Fawn Bambi's mother gets killed by a deer hunter
	24	Up	89.1	-0.99	0.45	-0.97	0.76	Old Carl loses his bedridden wife
	25	Life is Beautiful	112.1	-0.62	0.41	-0.16	0.81	Guido is caught, and shot to death by a Nazi soldier
	26	Remember the Titans	79.1	-0.84	0.53	-0.55	0.87	Key Titans player is paralyzed in a car accident
	27	Titanic	71.1	-0.98	0.57	-0.30	0.99	Rescuers arrive to find only frozen corpses in the sea
Shock	31	Prestige	128.2	-1.24	0.73	1.20	0.88	Lady accidentally dies during magician's act
	29	Mulholland Drive	87.1	-1.13	0.55	0.82	0.97	Man shocked by suddenly appearing frightening figure
	32	Alien	109.1	-0.99	0.71	1.22	0.76	Man is taken by an alien lurking in his room

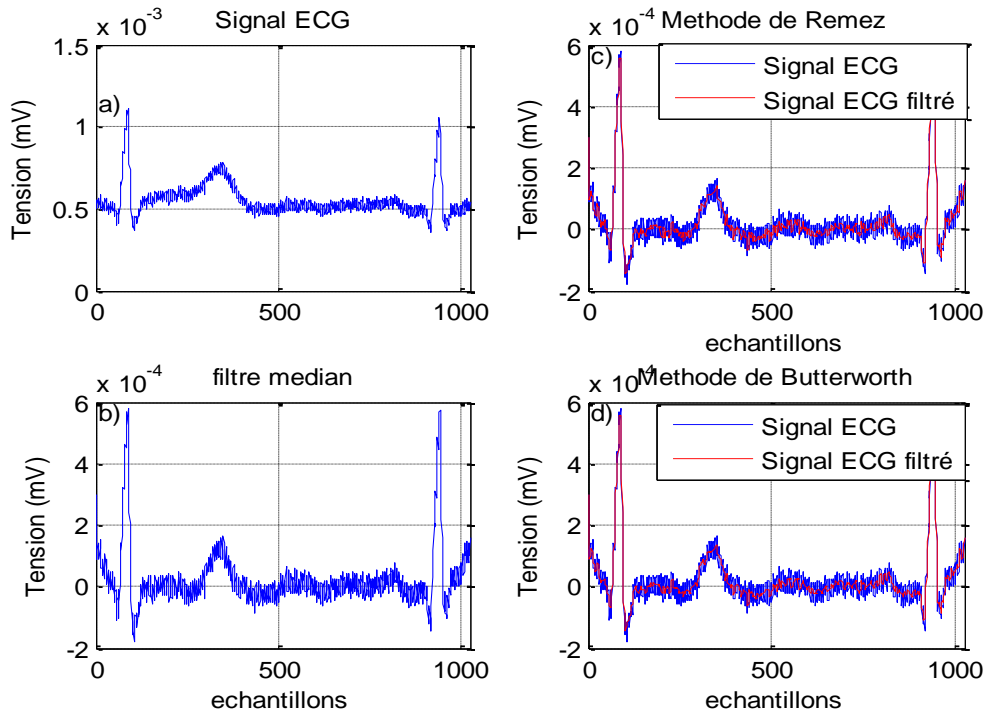
**Tableau 4.3** – base de données des 30 sujets et de leurs émotions [48]

Nous avons pris les données des sujets S02 clip 08 représentant l'émotion happy (heureux) pour les signaux ECG ,EMG et EOG

#### 4.3.1 Pour le signal ECG du sujet S02 émotion1

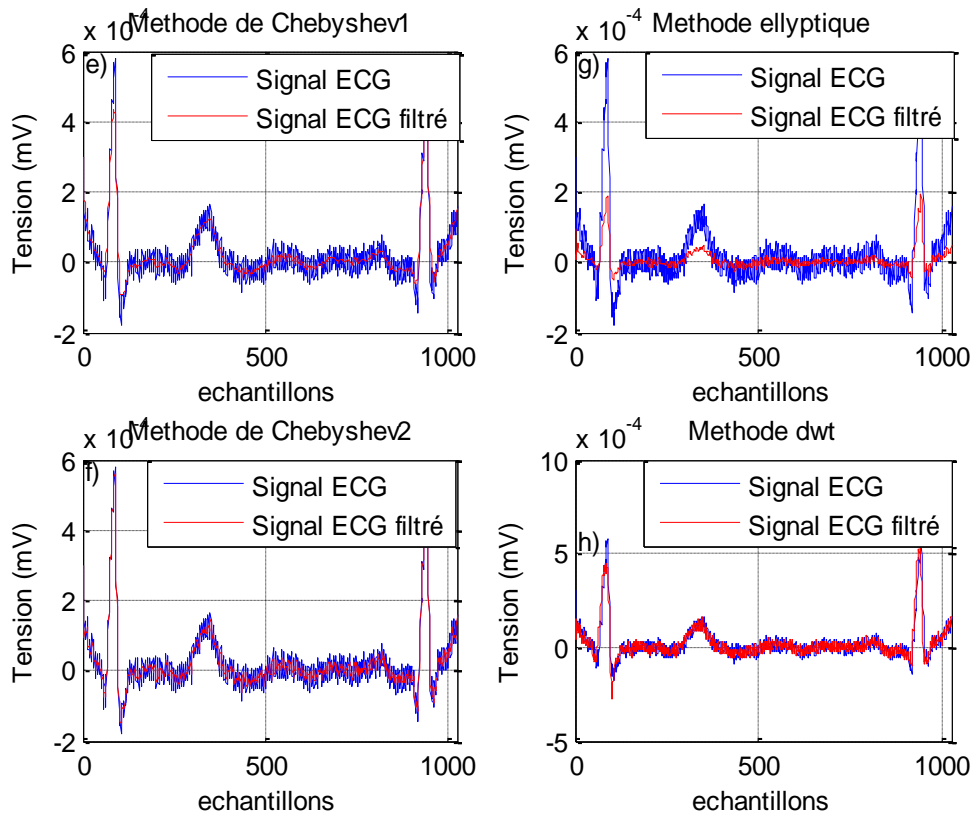
##### 1.a. Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :





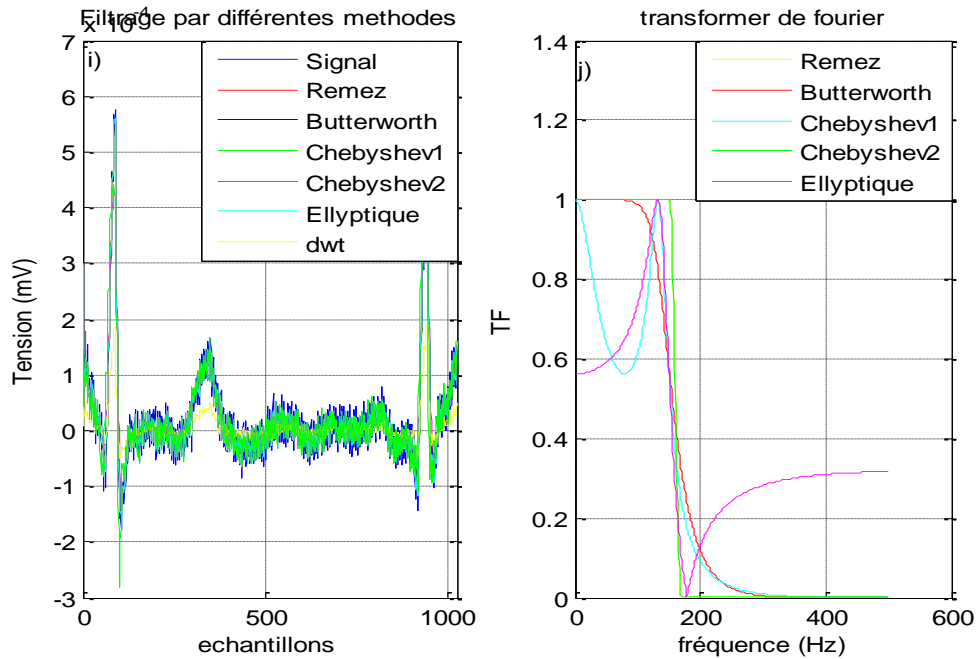
**Figure 4.7** Sujet S08 , a). le signal ECG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth

**1.b. Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal ECG du sujet S02 émotion1**



**Figure 4.8** : le sujet S08 ,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt

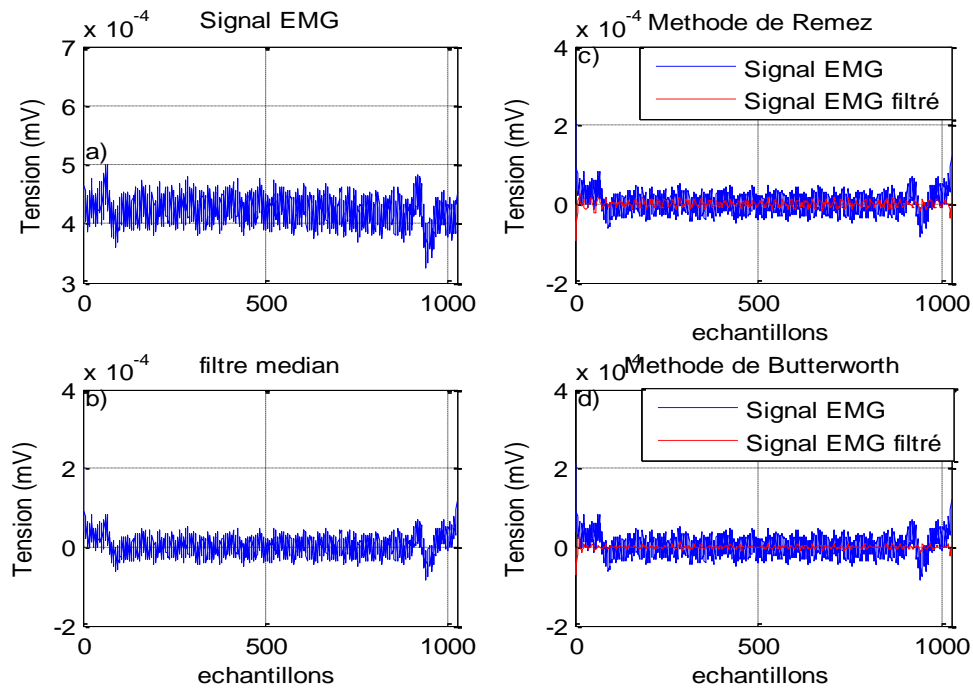
**1.c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert des filtres pour le signal ECG du sujet S02 émotion1 .**



**Figure 4.9 :** le sujet S08, i). filtrage par différentes méthode, j). Transformateur de fourier

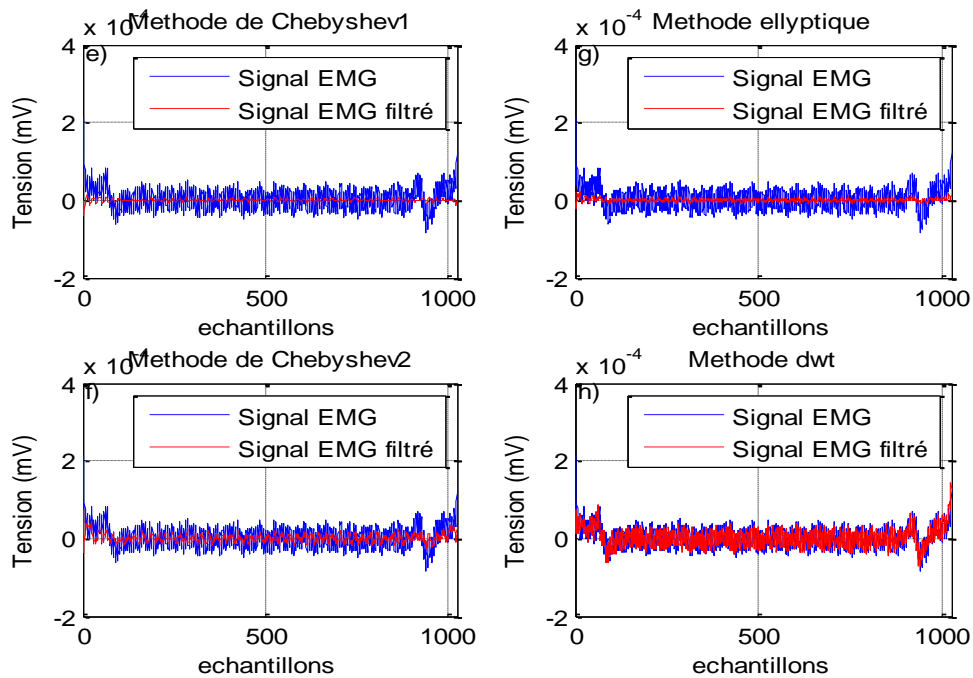
**4.3.2 Pour le signal EMG du sujet S02 émotion1**

**2.a. Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :**



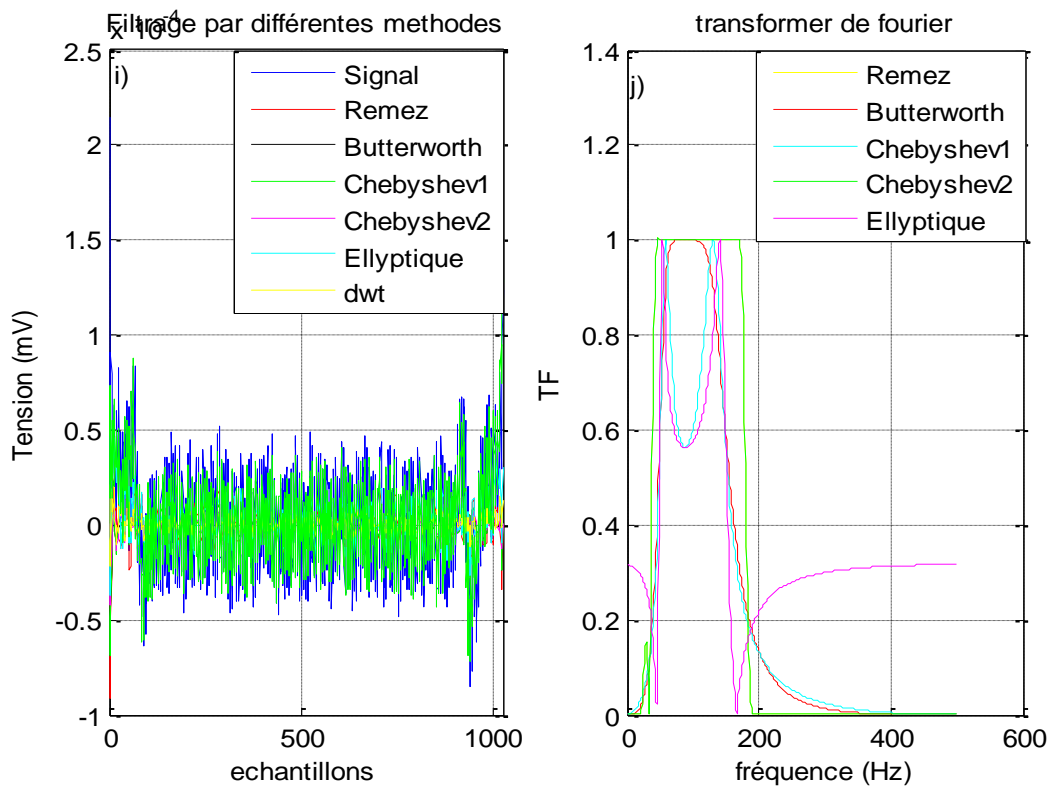
**Figure 4.10** Le sujet S08 , a). le signal EMG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth

**2.b. Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal EMG du sujet S02 émotion1**



**Figure 4.11** Le sujet S08 ,e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt

**2. c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert filtres pour le signal EMG du sujet S02 émotion1 .**



**Figure 4.12** Le sujet S08, i). filtrage par différentes methode, j). Transformer de fourier

4.3.3 Pour le signal EOG du sujet S02 émotion1

3.a. Utilisation des filtres median , de Remez et de Butterworth :

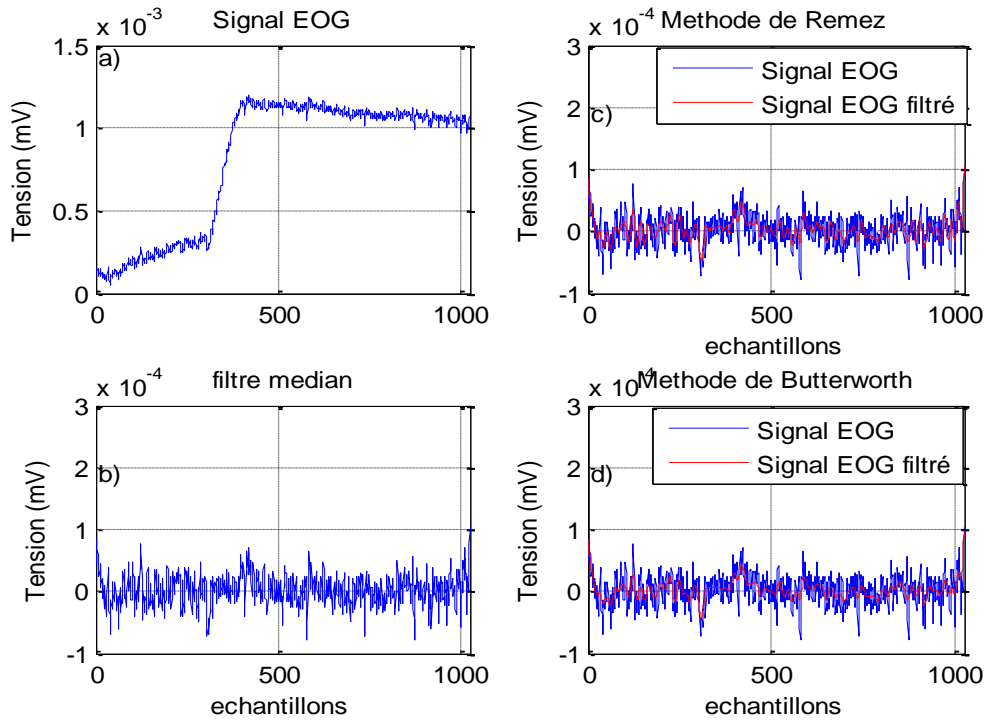


Figure 4.13 Le sujet S08 , a). le signal EOG , b). filtre median , c). méthode de Remez , d). méthode de Butterworth

3. b. Utilisation des filtres chebyshev1 et 2 et elliptique et la méthode DWT pour le signal EOG du sujet S02 émotion1

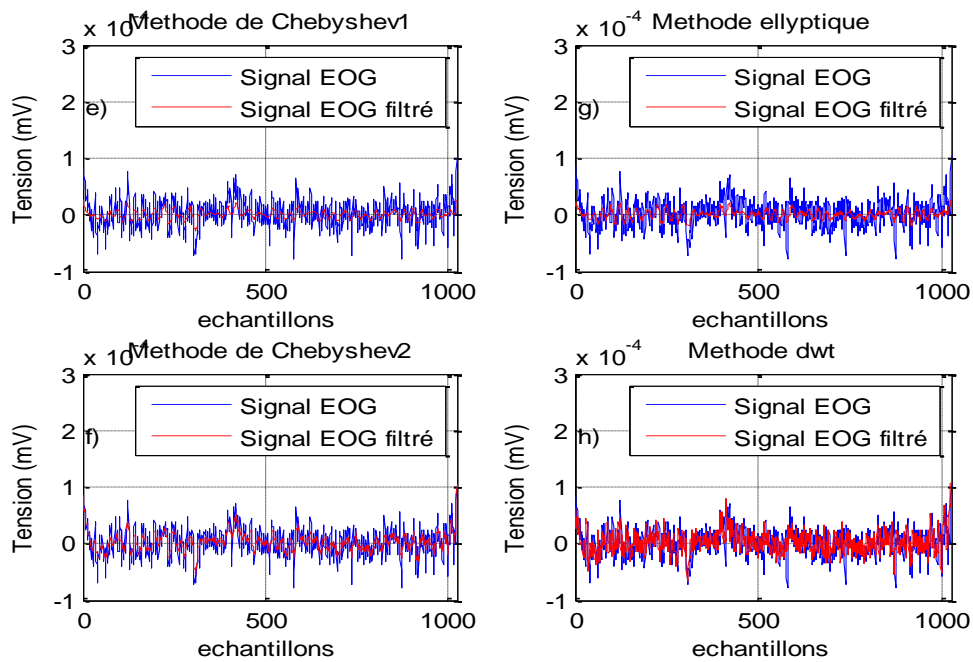
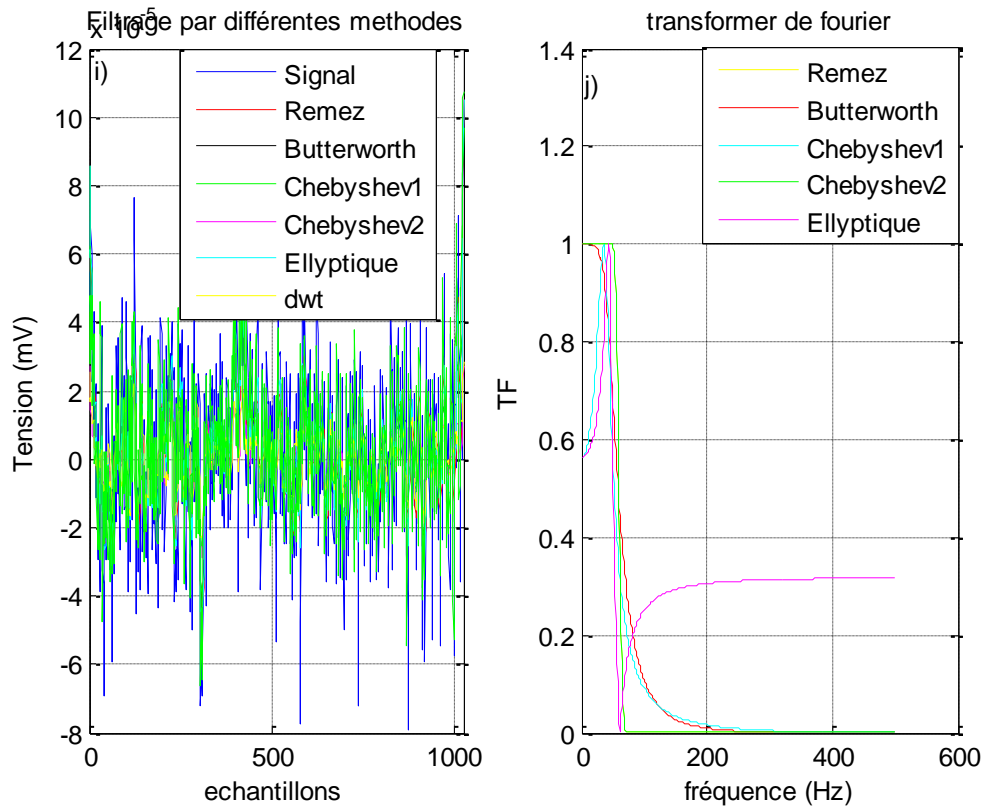


Figure 4.14 Le sujet S08 , e). chebyshev1, f). chebyshev2, g). elliptique, h). dwt

**3. c. Utilisation des différentes méthodes de filtrage et fonction de transfert filtres pour le signal EOG du sujet S02 émotion1 .**



**Figure 4.15** Le sujet S08, i). filtrage par différentes méthode, j). Transformer de fourier

**4.3.4 Comparaison des résultats (la base de donnée 02)**

**4.3.4.1 Tableau comparatif du l'erreur relative ( ER ) pour les différentes méthodes et les différents sujets**

Méthode	Remez	Butter	Cheby1	Cheby2	Elliptique	DWT
Sujet						
<b>ECG, sujet S02 émotion1</b>	<b>0.0040</b>	<b>0.0002</b>	<b>0.0122</b>	<b>0.0002</b>	<b>0.6843</b>	<b>0.0160</b>
<b>EMG, sujet S02 émotion1</b>	<b>1.0457</b>	<b>1.0237</b>	<b>1.0103</b>	<b>0.6742</b>	<b>0.8933</b>	<b>0.1289</b>
<b>EOG, sujet S02 émotion1</b>	<b>0.0186</b>	<b>0.0338</b>	<b>0.7132</b>	<b>0.0193</b>	<b>0.6858</b>	<b>0.1744</b>

**Tableau 4. 4.** l'erreur relative (ER) sur le signal ECG par différentes méthodes

**4.3.4.2 Tableau comparatif du rapport signal sur bruit en dB (RSN) pour les différentes méthodes et les différents sujets**

Méthode	Méthode	Remez	Butter	Cheby1	Cheby2	Elliptique	DWT
Sujet	Sujets						
<b>ECG, sujet S02 émotion1</b>	ECG S08	<b>12.3216</b>	<b>12.2670</b>	<b>8.6100</b>	<b>14.9788</b>	<b>-6.8487</b>	<b>8.3428</b>
<b>EMG, sujet S02 émotion1</b>	EMG S08	<b>-11.0348</b>	<b>-17.2680</b>	<b>-19.1010</b>	<b>-6.4701</b>	<b>-16.5997</b>	<b>0.1289</b>
<b>EOG, sujet S02 émotion1</b>	EOG S08	<b>-1.6629</b>	<b>-3.0176</b>	<b>-8.2674</b>	<b>0.3025</b>	<b>-7.8762</b>	<b>-0.8009</b>

**Tableau 4.5.** Le rapport signal sur bruit en dB (RSN)

**4.3.4.3 Le tableau 4.6 récapitule les caractéristique respectives des différents filtres.**

Type de filtre	Bande passante	Bande atténuée	Raideur de coupure
Remez	ondulée	Monotone	Moyenne
Butterworth	Plate	Monotone	Moyenne
Chebyshev1 ;2	ondulée	Monotone	Bonne
Elliptique	Ondulée	Ondulée	La meilleure

**Tableau 4.6:** Comparaison des différentes fonctions de réponse

D’après ce tableau, nous remarquons que chaque méthode a des inconvénients et des avantages

Et que les filtres de Butterworth et Chebyshev correspondent aux meilleurs compromis entre raideur de coupure et régularité du temps de propagation de groupe en bande passante. De plus, leur courbe d’affaiblissement présente un méplat en bande passante. L’ensemble de ces propriétés les rendent particulièrement intéressants dans les systèmes d’instrumentation.

**4.3.5 Interprétation des résultats obtenus pour la base donnée 02 :**

**Pour le signal ECG sujets02 :**

Nous concluons que le filtre de Chebyshev2 est plus efficace que les autres filtres parce qu’il a donné la plus faible valeur en l’erreur relative ( ER ) et la plus grande valeur en Le rapport signal sur bruit

**Pour le signal EMG sujets02 :**

Nous concluons que le filtre de DWT est plus efficace que les autres filtres parce qu’il a donné la plus faible valeur en l’erreur relative ( ER ) et la plus grande valeur en Le rapport signal sur bruit

**Pour le signal EOG sujets02 :**

Notez que les filtres Remez et Chebyshev2 prennent la valeur la plus basse dans l’erreur relative ( ER ) , ce dernier prend la valeur Le rapport signal sur bruit la plus élevée et d’où nous concluons que Chebyshev2 est le filtre le plus efficace que d’autres filtres

#### **4.4 Remarque :**

Nous avons testé différents ensembles de signaux physiologiques ECG  
EMG EOG dans la base 1 et 2 ,a constaté que le filtre Chebyshev2 est plus efficace que les  
autres filtres

#### **4.5. conclusion**

L'exécution des filtres est évaluée en utilisant les paramètres statistiques (qualité objective) et  
la qualité visuelle (subjective). Les résultats de comparaison prouve que : les filtres  
qui donnent les meilleurs résultats sont le filtre median et le filtrage de Chebyshev2 .  
Précisément ce dernier est le filtre le plus performant, avec une meilleure préservation des  
détails et des bords.

# **Conclusion générale**



## Conclusion générale

En conclusion, le filtrage du signal physiologique est une technique essentielle pour améliorer la qualité et la fiabilité des données provenant de différentes sources physiologiques. En supprimant ou en réduisant les interférences et les bruits indésirables, le filtrage peut faire ressortir des caractéristiques importantes d'un signal, facilitant ainsi son analyse et son interprétation.

Les méthodes de filtrage telles que les filtres numériques, la méthode de Maclellan connu sous le nom de Remez, les filtres polynomiaux tels que Butterworth, Chebyshev, et elliptiques et les techniques adaptatives fournissent des solutions pour différentes applications et caractéristiques spécifiques des signaux physiologiques. Pour un bon filtrage, on a utilisé un paramétrage convenable pour chaque méthode et pour chaque signal physiologique. D'après les résultats obtenus, les filtres de Butterworth, Chebyshev2 sont les plus performants.

Le filtrage des signaux physiologiques a des applications dans de nombreux domaines, tels que la médecine, la recherche biomédicale, les neurosciences, la surveillance de la santé et même dans des domaines tels que la technologie portable et les dispositifs médicaux. Elle contribue à une meilleure compréhension des processus physiologiques, à la détection précoce d'une maladie ou d'une pathologie, et à un meilleur diagnostic et traitement.

En somme, le filtrage des signaux physiologiques joue un rôle crucial dans l'analyse et l'interprétation des données physiologiques, permettant ainsi de faire progresser les connaissances et les applications dans le domaine de la santé et de la biomédecine.

En perspective :

- Application d'autres filtres.
- Utilisation d'autres signaux physiologiques

## Référence

- [1] Aymeric Histace , « Caractérisation des signaux physiologiques , 5. Filtrage adaptatif », téléchargeable à partir du site ,  
« [http://ahistace.chezalice.fr/documents/Chap\\_5\\_Filtrage\\_Adaptatif.pdf](http://ahistace.chezalice.fr/documents/Chap_5_Filtrage_Adaptatif.pdf) »,
- [2] A.BELLAHSENE, D.BELMOKHTAR, « ANALYSE DU SIGNAL ECG PAR RESEAUXDE NEURONES RECURRENTS », PFE soutenu en 2021 à l'université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem
- [3] <https://www.electronique-mixte.fr/traitement-du-signal-matlab-1-synthese-du-signal-ecg/>
- [4] <https://sante.journaldesfemmes.fr/fiches-anatomie-et-examens/2571593-ecg-test-normal-interpretation-electrocardiogramme/>
- [5] <https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrocardiographie>
- [6] <https://www.msmanuals.com/fr/accueil/troubles-cardiaques-et-vasculaires/troubles-du-rythme-cardiaque/vue-d-ensemble-des-troubles-du-rythme-cardiaque>
- [7] <https://www.afm-telethon.fr/fr/lelectromyogramme>
- [8] <https://www.ouedkniss.com/components-electronic-material-kit-capteur-emg-mostaganem-algeria-d36061088?lang=en>
- [9] <https://docplayer.fr/14104548-Universite-d-orleans-these-presentee-par.html>
- [10] HamzaHAMDI , « Plate-forme multimodale pour la reconnaissance d'émotions via l'analyse de signaux physiologiques: Application à la simulation d'entretiens d'embauche . », Thèse soutenue le 03 décembre 2012
- [11] <https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-healthprofessions/electrooculogram>
- [12] <https://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrooculographie>
- [13] <http://dspace.univtlemcen.dz/bitstream/112/15802/1/Ms.Gbm.Benahchilif%2BLaalmi.pdf>
- [14] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11553/figure/ch36clinicalerg.F48/>
- [15] BENALI Radhwane , « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques », Soutenir en Avril 2013
- [16] G. Nora Sakina , L.Manel , « Simulation et conception d'un Filtre pour des applications médicales (Signaux ECG) », UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA
- [17] Messiouid . M .L . (2019) .Classification des signaux ECG en utilisant les réseaux de Neurones , Université 8 Mai 1945 – Guelma
- [18] AKSAS.A & BOUGUERNINE .L .( 2018). Extraction du signal électrocardiogramme par filtrage adaptatif , Mémoire de Master.

- [19] <https://simonbastide.com/fr/introduction-a-lelectromyographie-emg-et-principes-fondamentaux/#:~:text=Les%20artefacts%20peuvent%20provenir%20de,contractions%20d'autres%20muscles%20adjacents.>
- [20] <https://www.allaboutvision.com/fr-ca/conditions/nystagmus/>
- [21] <https://patients-siric-brio.com/les-patients-et-la-recherche/>
- [22] Base de données des signaux physiologiques .....( Ficher DECAF)
- [23] article sur les filtres : [http://www.traitement-signal.com/filtre\\_passe-bas.php](http://www.traitement-signal.com/filtre_passe-bas.php)
- [24] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre\\_passe-bande](https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-bande)
- [25] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre\\_coupe-bande](https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_coupe-bande)
- [26] KHOUCHI DJAZAI . M & GELEAT HAMZA .M . (2015). Étude et implémentation de filtres numériques sur MATLAB « Réalisation d'une interface graphique » et sur DSP en utilisant « TMS320C6000 DSP Platform », Université DJILALI BOUNAAMA KHEMIS MILIANA .
- [27] AHMED .A & HAMANI . Y. M . (Juin 2007).Réalisation éolisation d'un phonocardiographie à base d'un MICROCONTROLEUR PIC16F876 piloter par un PC , Mémoire de Master , Université de M'sila.
- [28] <https://emastered.com/fr/blog/what-is-a-high-pass-filter>
- [29][https://ressources.unisciel.fr/TraitementDuSignal/Semaine04/co/module\\_Semaine04\\_16.html](https://ressources.unisciel.fr/TraitementDuSignal/Semaine04/co/module_Semaine04_16.html)
- [30] <https://boowiki.info/art/filtres-electroniques/filtre-elliptique.html>
- [31] <https://fr.scribd.com/document/375932936/Cours-Filtres-1>
- [32] Mr . G.KAMAL , Mr . S.AREZKI , « Filtrage de l'ECG par seuillage de coefficients d'ondelettes », Soutenu le : 09 /07/2009 , UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI, TIZI-OUZOU
- [33] Cours ELE102-FOD . Traitement numérique du signal
- [34] <https://vincmazet.github.io/signal2/filtres-ideaux.html>
- [35] <https://vincmazet.github.io/signal2/filtres-ideaux.html>
- [36] Melle GouiziKhadidja, « Analyse et Traitement des Signaux Physiologiques en vue De la Reconnaissance des Emotions. », Thèse Soutenu en 2008-2009
- [37] Med Nadjim " Synthèse de filtres numériques en traitement du signal et des images ", édition Lavoisier, 2004. P 161-162 ; 176 ; 199.
- [38] <https://www.advsolned.com/difference-entre-les-filtres-rii-et-rif-un-guide-pratique-de-conception/>
- [39] M.Boukadoum, M. Ménard et autres sources sur Internet, « Filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF) », téléchargeable à partir du site, « [http://www.info2.uqam.ca/~boukadoum\\_m/MIC4220/Notes/6-MIC4220\\_RIF.pdf](http://www.info2.uqam.ca/~boukadoum_m/MIC4220/Notes/6-MIC4220_RIF.pdf) »,
- [40] A.Fethi, Z.Zohir, « Etude et implémentation sur FPGA d'un filtre a paramètre variable : Application sur les roulements a Billes », Soutenu le 2022 ,UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA

[41] J. Prado " Filtres numériques " Rapport, l'école nationale supérieure des télécommunications, Paris. 2008. P 12-14

[42] Abdat.Faiza.SMZ1035 , « Reconnaissance automatique des émotions par données multimodales: expressions faciales et des signaux physiologiques. » Autre. Université Paul Verlaine - Metz, 2010. Thèse soutenue le 15 - 06 – 2010

[43] Gari D. Clifford, Francisco Azuaje, Patrick E. McSharry, Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis. ARTECH HOUSE, INC, 2006.

[44] Med Ben MESSAOUD," Traitement des Électrocardiogrammes en Vue de Diagnostic des Pathologies Cardiaques ", thèse de Doctorat, école nationale d'ingénieurs de Sfax,2008.

[45] Melle Gouizi Khadidja, «Analyse et Traitement des Signaux Physiologiques en vue De la Reconnaissance des Emotions. », mémoire, soutenue en 2009

[46] [https://www.researchgate.net/figure/Example-of-the-EOG-signal-a-before-being-filtered-b-after-being-filtered\\_fig2\\_272659609](https://www.researchgate.net/figure/Example-of-the-EOG-signal-a-before-being-filtered-b-after-being-filtered_fig2_272659609)

[47] <https://www.physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>

[48] Mojtaba Khomami Abadi, Student Member, IEEE, Ramanathan Subramanian, Member, IEEE, Seyed Mostafa Kia, Student Member, IEEE, Paolo Avesani, Member, IEEE, Ioannis Patras, Senior Member, IEEE, Nicu Sebe, Senior Member, IEEE : chercheur dans le projet, « DECAF MEG-based Multimodal Database for Decoding Affective Physiological Responses