

# Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Hamma lakhdar El-oued

\*\*\*\*\*

Faculté de Technologie



*Mémoire pour l'obtention du diplôme de Master  
académique en Système de Télécommunication*

## **ANALYSE ET SYNTHÈSE DES SIGNAUX ECG AUTOUR DE LA CARTE STM32F429**

Présenté par :

**-RIDA Bachir**

**-HIMA Abdelmounem**

**-GHENBAZI Amara**

**Soutenu en juin 2018 devant le jury composé de :**

M. CHAMSA Ali

MAA

Président

M. KHATIRI Messoud

MAA

Examinateur

M. ALLAC Abdelkarim

MAA

Directeur du mémoire

**Année universitaire : 2019/2020**

## SOMMAIRE

Introduction générale: .....	1
<b>chapitre I:L'électrocardiographie et le coeur</b>	
I-1. Introduction: .....	3
I-2. Système cardiovasculaire [1]: .....	3
I-2-1. Anatomie du Cœur humain [2]: .....	3
I-2-2. Le battement cardiaque [3]: .....	4
I-2-2-1. a systole auriculaire: .....	4
I-2-2-2. La systole ventriculaire: .....	4
I-2-2-3. La diastole .....	5
I-2-2-3. La fonctionnement électrique du coeur .....	5
I-2-4. Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques [5]: .....	6
I.2.4.1 Le potentiel d'action des cellules du myocarde [6]: .....	6
I.2.5. La genèse du signal électrique cardiaque [7]: .....	7
I.3. L'Electrocardiographie [8]: .....	9
I.3.1. Le signal électrocardiogramme (ECG) : .....	9
I.3.1.1. Les ondes du signal ECG [9]: .....	10
I.3.1.2. Les segments et intervalles du signal ECG [10]: .....	11
I-3-2. La chaîne d'acquisition de l'ECG par ordinateur .....	12
I-3-2-1. électrodes .....	12
I-3-3. Les dérivations d'électrocardiographie .....	13
I-4. Les types de bruits et artefacts visibles sur L'ECG[13] .....	16
I-5. conclusion .....	17

## Chapitre II :Les applications STM32F429 pour le traitement numérique du signal (DSP)

II -1. Introduction :.....	18
II.2.Objectif du laboratoire :.....	20
II.3.Génération de signal à l'aide de Matlab :.....	21
II.4.Génération du signal à l'aide du DSP :.....	22
II.5.Acquisition de signal à l'aide du DSP :.....	30
II.6.Filtrage à l'aide du DSP :.....	35
II.7.Conclusion :.....	41

## Chapitre III: Filtrage du signal ECG

III -1. Introduction.....	42
III -2. Prétraitement du signal ECG .....	42
III -2-1.Types de bruits présents dans le signal ECG.....	42
III -2-1-1.Bruits d'origine technique .....	42
III -2-1-1-1.Le Bruit du réseau 50Hz.....	43
III -2-1-1-2.Les bruits dûs au mauvais contact électrode-peau.....	43
III -2-1-1-3.Autres bruits.....	43
III -2-1-2.Bruits physiques .....	44
III -2-1-2-1.Fluctuations de la ligne de base .....	44
III -2-1-2-2.Bruits dûs au signal électromyogramme EMG.....	44

III -2-1-2-3.Autres artefacts d'origine physique .....	45
III -3.Filtrage du signal ECG .....	45
III -3-1. Filtrage non linéaire.....	45
III -3-1-1. Les ondelettes.....	45
III -2-2.Filtrage linéaire.....	47
III -2-2-1.Le filtre passe-bas .....	47
III -2-2-2.Filtre passe haut.....	48
III -2-2-3.Filtre notch 50 Hz.....	49
III -2-2-4. Le filtrage numérique.....	49
III -2-2-5. Filtre de Chebychev .....	50
III -2-2-6. Le filtre de Butterworth .....	52
III -4.Conclusion .....	54

## chapitre IV: Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal

### ECG autour de la carte STM32F429

IV -1. Introduction: .....	55
IV-2.description du banc d'essai.....	56
IV-3. Simulation analogique et numérique :	58
IV-4.Mise en œuvre de la simulation:.....	60
IV-5.Tests de fonctionnement du circuit: .....	61
IV-5.1.partie1: génération du signal ECG par simulation:.....	61
IV-5.2.partie2: L'addition des bruits:.....	61
IV-5.3.partie1:filtrage:.....	62
IV-6.Résultat du filtrage :	64

IV-6.1-Avec filtre classique:.....	64
IV-6.2-Avec filtres chebyshev:.....	65
IV-6.3-Avec filtres Butterworth:.....	66
IV-7. Implantation sur la carte STM32F429:.....	66
<b>IV-7.1. Programmation de la carte STM32F429 :</b> .....	<b>66</b>
IV-7.1.1.Génération de signal à l'aide de Matlab:.....	66
IV-7.1.2. Génération du signal à l'aide du DSP :.....	68
IV-8.Acquisition de signal à l'aide du DSP :.....	71
IV-9.Filtrage à l'aide du DSP: .....	72
IV-10.Résultat du filtrage:.....	76
IV-10.1-Avec filtres chebyshev:.....	76
IV-10.2-Avec les filtres Butterworth:.....	77
IV-11. Conclusion :.....	78

## Liste des figures

Figure I-2-1: schéma fonctionnel du cœur

Figure I-2-3: Nœuds électrique du cœur

Figure I.2.4.1: Les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique.

Figure I.2.5.1 : Schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique

Figure I.2.5.2 : Parcours du signal électrique cardiaque

Figure I.3.1: ondes du signal ECG

Figure I.3.1.1: ECG normal

Figure I.3.2: Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG

Figure I.3.2.1: Electrodes bipotentielle

Figure I.3.2.2: Taille réelle environ 5 cm de longueur maximale.

Figure I-3-3.1: Dérivations Standards (bipolaires)

Figure I-3-3.2: Dérivations Unipolaires Des Membres

Figure I-3-3.3: Position des électrodes précordiales

Figure I-4: Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.

Figure II.1 : Bloc Diagramme représentant le flux général d'une application de DSP1

Figure II.2 : Composantes d'un processeur Cortex-M4f

Figure II.3.1. : Script Matlab pour la génération de signal

Figure II.3.2 : Signal généré avec une fréquence de 60 Hz

Figure II.3.3 : Signal additionné de bruit (1 kHz)

Figure II.4.1 : Localisation du Bloc Target Setup

Figure II.4.2: Détail du bloc Target Setup

Figure II.4.3 : Bloc Simulink pour le Arbitrary Waveform Generator

Figure II.4.4 : Détail du bloc Arbitrary Waveform Generator

Figure II.4.5: Configuration du générateur de formes

Figure II.4.6 : Schéma Simulink pour la génération de signal

Figure II.4.7: Bouton pour la compilation des blocs et la programmation du DSP

Figure II.4.8: Signal généré par le DSP mesuré à l'oscilloscope

Figure II.5.1 : Bloc Simulink pour le Regular ADC

Figure II.5.2: Détail du bloc Regular ADC

Figure II.5.3: Schéma préliminaire Simulink

Figure II.5.4: Configuration du niveau de priorité générateur de signaux

Figure II.5.5: Configuration du niveau de priorité générateur de l'ADC

Figure II.5.6: Signaux générés et échantillonnés par le DSP, mesurés à l'oscilloscope

II.6.Filtrage à l'aide du DSP :

Figure II.6 : Bloc Simulink pour le Digital Filter Design

Figure II.6.2: Paramètres pour le filtre coupe-bande

Figure II.6.3: Bloc Simulink pour Switch

Figure II.6.4: Blocs Simulink pour Debounce et Digital Input

Figure II.6.5: Configuration du bloc Digital Input

Figure II.6.6: Configuration du bloc Debounce

Figure II.6.7: Schéma Simulink représentant le système à implémenter

Figure II.6.8: Signal mesuré et signal filtré

Figure III-2-1 Bruit dû au mauvais contact électrode-peau  
Figure III.1: Diagramme de simulation

Figure III-2-2 Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz; (b) fluctuations de la ligne de base; (c) le signal EMG; et (d) les artefacts dûs aux mouvements du patient.

Figure III-3-3: Différents types d'ondelettes : de gauche à droite : ondelette de Haar, dérivée seconde de gaussienne, et l'ondelette de Morlet.

Figure III-3-4: réduction de la dérivée de la ligne de base par le filtrage par ondelettes.

Figure III-3-4: filtre passe-bas

Figure III-3-5: en haut signal original observé lors d'enregistrements en bas signal après filtrage.

Figure III-2-6: Structure d'un filtre coupe-bande

Figure III-2-7: Filtre de Chebychev

Figure III-2-8: Le filtre de Butterworth

Figure IV-2.1: Banc d'essai expérimental

Figure IV.2.2 : Carte de développement STM32F429

Figure IV-3.1: Diagramme de simulation

Figure IV-3.2: Vue d'ensemble montre la liaison entre les différents étages du circuit analogique

Figure: Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre classique)

Figure IV-4.2: Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre chebyshev)

Figure IV-4.3: Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre chebyshev)

Figure IV-5.3.1. filtre Butterworth d'ordre 4

Figure IV-5.3.2. filtre Chebyshev d'ordre 5

Figure IV-6.1: Résultat de filtrage par de filtre classique

Figure IV-6.2: Résultat de filtrage par filtre chebyshev

Figure IV-6.3: Résultat de filtrage par filtre butterworth

Figure IV-7.1: Diagramme de simulation

Figure IV-7.2: Script Matlab pour la génération de signal

Figure IV-7.3: Signal généré

Figure IV-7.4: Signal réel+signal bruité

Figure IV-7.2.1: Localisation du Bloc Target Setup

Figure IV-7.2.3: Bloc simulink pour le arbitrary waveform generator:

Figure IV-7.2.4: Détail du bloc Arbitrary Waveform Generator

Figure IV-8.1: Bloc Simulink pour le Regular ADC

Figure IV-8.3. : Schéma préliminaire Simulink

Figure IV-9.1: Bloc Simulink pour le Digital Filter Design

Figure IV-9.2 : Paramètres pour le filtre Butterworth

Figure IV-9.3 : Paramètres pour le filtre Butterworth

Figure IV-9.3 : Bloc Simulink pour Switch

Figure IV-9.7 : Schéma Simulink représentant le système à implémenter

Figure 9.8 : Bouton pour la compilation des blocs et la programmation du DSP

Figure IV-6.2.1: signal filtré (filtre chebyshev)

Figure IV-6.2.2: signal bruité

Figure IV-6.3.1: signal bruité

### **Introduction générale :**

En Algérie les maladies cardiaques sont la première cause de mortalité, d'après les chiffres de 2014 fournis par la Société algérienne de cardiologie, elle représente à elle seule 41% des décès soit 25000 personnes chaque année. Un diagnostic précoce est donc nécessaire pour la gestion efficace des patients pour cela le plus souvent on analyse les signaux physiologiques

L'électrocardiogramme (ECG) représente un enregistrement électrique du cœur obtenu facilement en attachant des petites électrodes à l'être humain, il est caractérisé par un comportement périodique ou quasi périodique. Il se compose typiquement de trois ondes importantes appelées onde P, complexe QRS et onde T.

Pendant l'enregistrement ; les signaux ECG peuvent avoir quelques changements dans leurs morphologies (Amplitude et phase d'un cycle à un autre) aussi des bruits qui recouvrent le signal utile partiellement ou totalement, donc le filtrage de ces bruits est très important pour mieux détecter les paramètres du signal ECG car ces paramètres d'ordre physiologique ou physiopathologique sont particulièrement intéressantes pour le suivi médicale ou pour l'aide au diagnostic de dysfonctionnement cardiaque ; dans ce cas l'extraction des bruits est réalisée grâce à l'analyse des ces signaux.

Ce projet vise à réaliser une carte d'acquisition de signal d'électrocardiogramme (ECG) qui sera effectuée. L'opération du filtrage élaborés sous SIMULINK peuvent directement s'implanter sur la carte STM32F429 et dont la fonction est de filtrage le signal ECG qui est le signal physiologique lié à l'activité cardiaque afin de le traiter et d'extraire des informations pertinentes concernant les paramètres du rythme cardiaque qui permettront de détecter certaines pathologies, Elle permet aux utilisateurs de développer facilement des applications avec un

## Introduction générale

---

microcontrôleur haute performance STM32F4 muni d'un processeur ARM Cortex-M4 32bits.

Le travail présenté dans ce mémoire est répartie comme suit :

- le premier chapitre sera consacré à l'introduction de l'élément principal du système cardiovasculaire ; le cœur, et au principe du signal électrocardiogramme (ECG) .

- Le deuxième chapitre est dédié a la partie étude et applications de la carte STM32F429 pour le traitement numérique du signal (DSP).

- Dans le troisième chapitre , on étudiera les bruits qui recouvrent le signal ECG utile et les différents filtres nécessaires.

Le dernier chapitre est dédié a la partie étude, implémentation et réalisations de la carte STM32F429 d'un signal physiologique et illustre les résultats de filtrages obtenus.

Nous terminons le manuscrit avec une conclusion générale qui fera la synthèse des principaux résultats obtenus.

# **CHAPITRE I**

## **L'ELECTROCARDIOGR APHIE ET LE COEUR**

### **I-1. Introduction:**

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal qui représente l'activité électrique du cœur. L'ECG est un élément essentiel que ce soit dans la surveillance des patients ou dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires.

L'électrocardiographie est aujourd'hui l'une des techniques de diagnostic médical les plus répandues. Elle consiste en l'enregistrement des signaux ECG (électrocardiogrammes) traduisant les activités électriques du cœur. Le cœur joue au sein de l'organisme humain un rôle vital et de première importance.

La première partie de ce chapitre est consacrée de manière générale à tout ce qui se rapporte à l'anatomie cardiaque et à la génération du complexe QRS, nous allons aussi aborder quelques pathologies cardiaques les plus fréquentes.

### **I-2. Système cardiovasculaire [1]:**

Le système cardio-vasculaire appelé aussi système circulatoire assure la circulation du sang d'une manière continue dans l'organisme. Ainsi, Il permet d'alimenter les tissus cellulaires en oxygène et en nutriments et d'évacuer les déchets vers les reins et le dioxyde de carbone vers les poumons. Ce système est composé d'un organe pompe, le cœur, un réseau continu et fermé de conduits qui permettent le transport du sang, et d'un système vasculaire (les veines et les artères).

#### **I-2-1. Anatomie du Cœur humain [2]:**

Le cœur est un organe creux et musculaire comparable à une pompe, qui assure la circulation du sang dans les veines et les artères. Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire. Il est connecté au reste de l'organisme par le biais de vaisseaux associés : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aorte, comme l'illustre la figure I-2 suivante.

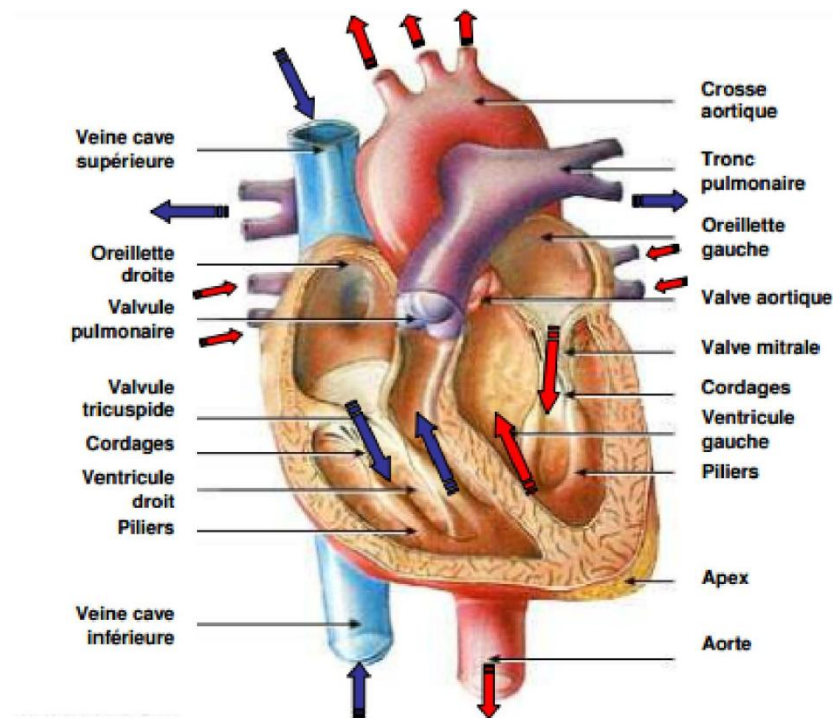


Figure I-2-1: schéma fonctionnel du cœur

Le cœur est donc séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche), chacune composée d'une oreillette et d'un ventricule. Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène (sang venant des organes) et assure la circulation pulmonaire ; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène, et le propulse vers le reste du corps, hormis les poumons.

### I-2-2. Le battement cardiaque [3]:

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements mécaniques et électriques collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

#### I-2-2-1.a systole auriculaire:

Les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

#### I-2-2-2. La systole ventriculaire:

Cette phase implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes (la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche) se ferment.

### I-2-2-3. la diastole:

Correspond est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

Les phases de contractions harmonieuses des oreillettes et des ventricules sont commandées par la propagation d'une impulsion électrique. Lorsque la fréquence cardiaque change, la diastole est raccourcie ou rallongée tandis que la durée de la systole reste relativement stable

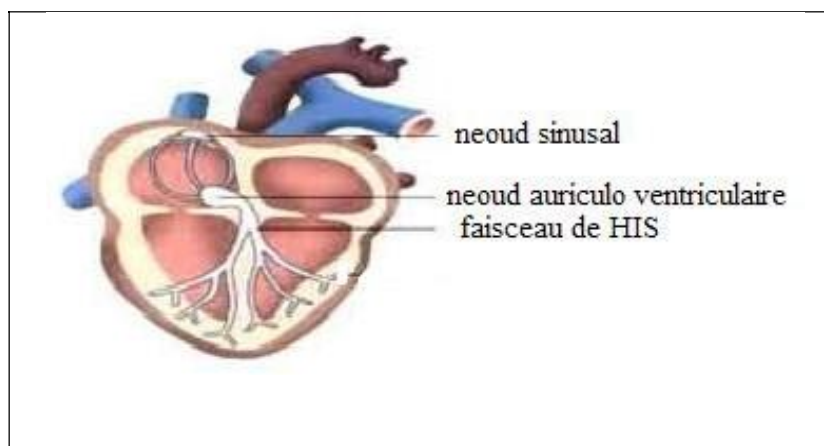
### I-2-3. Fonctionnement électrique du cœur [4]:

La stimulation électrique d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, ce qui donne lieu à un courant électrique, qui entraîne la contraction. Puis la phase de repolarisation survient, plus lente, ramenant la cellule dans son état électrique initial.

Le courant électrique (quelques millivolts) naît en un point précis du cœur (de l'ordre de quelques millimètres de diamètre), appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite ; c'est là où débute l'activation électrique rythmique du cœur. Il y a aussi le nœud auriculo ventriculaire (appelé nœud d'Aschoff-Tawara), situé à la jonction

auriculo-ventriculaire. Il s'agit d'un tissu spécialisé permettant la transmission et le filtrage de l'activité électrique auriculaire (de l'oreillette) aux ventricules ; grâce à lui une stimulation auriculaire trop rapide n'est que partiellement transmise .

Le nœud auriculo ventriculaire est relié au faisceau de His (à la partie haute du septum inter ventriculaire) qui se divise en deux branches, allant vers les ventricules droit et gauche. (Figure I-2-3)



**Figure I-2-3:** Nœuds électrique du cœur

### I-2-4. Propriétés électro physiologiques des cellules cardiaques [5]:

Les cellules cardiaques sont entourées d'une membrane qui permet le passage de différents ions, ce qui engendre des différences de concentration de part et d'autre de cette membrane cellulaire .

sodium ( $\text{Na}^+$ ) est 10 fois plus concentré à l'extérieur qu'à l'intérieur de la membrane, par contre la concentration intracellulaire de potassium ( $\text{K}^+$ ) est 30 fois supérieure qu'à l'extérieur de la cellule et enfin le calcium ( $\text{Ca}^{++}$ ) est très concentré à l'extérieur par rapport à l'intérieur.

Les différences de concentration de ces particules chargées électriquement aboutissent à des différences de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane cellulaire.

Au repos, l'intérieur de la cellule est chargé négativement avec une différence de potentiel de  $-90\text{mV}$  ce qui est connu par le potentiel de repos. Lorsque la cellule est excitée par un stimulus électrique, mécanique ou chimique, des modifications transitoires de la membrane vont aboutir à une entrée brutale de sodium, suivie d'une entrée de calcium et d'une sortie de potassium. La différence de potentiel passe alors de  $-90\text{mV}$  à environ  $+20\text{mV}$ . C'est le potentiel d'action.

#### I.2.4.1 Le potentiel d'action des cellules du myocarde [6]:

Lors de la contraction des cellules cardiaques, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action, présenté sur la figure I.2.4.1, qui comprend 5 phases successives :

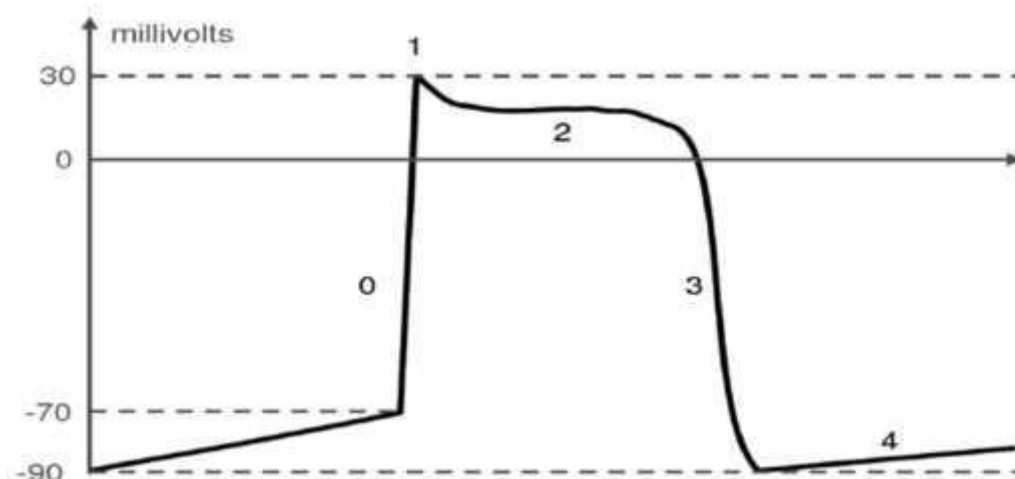
**La phase 0 ou dépolarisation rapide :** après une excitation électrique au-dessus du seuil d'activation de la cellule, un flux rapide d'ions  $\text{Na}^+$  rentre dans la cellule et inverse rapidement la polarité de la cellule.

**La phase 1 ou début de repolarisation :** elle est caractérisée par une repolarisation rapide et de courte durée, due à l'inactivation des canaux  $\text{Na}^+$  et au flux sortant d'ions de potassium  $\text{K}^+$ .

**La phase 2 ou plateau :** elle correspond à la phase de repolarisation lente. Elle est due à l'entrée lente des ions  $\text{Ca}^{++}$  dans la cellule qui atténue l'influence des canaux  $\text{K}^+$  continuant à sortir, ralentissant ainsi la phase de repolarisation.

**La phase 3 ou repolarisation :** elle correspond à la phase de repolarisation finale, et se caractérise par la fermeture de canaux ioniques spécifiques qui ramène la cellule au potentiel de repos original. Durant cette phase, les ions  $\text{K}^+$  sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.

**La phase 4 :** elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est plus facilement excitable.

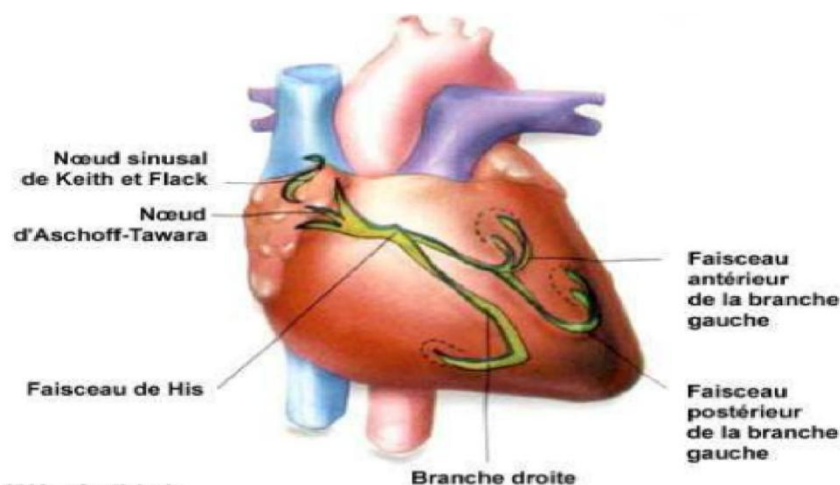


**Figure I.2.4.1:** Les cinq phases du potentiel d'action d'une cellule du muscle myocardique.

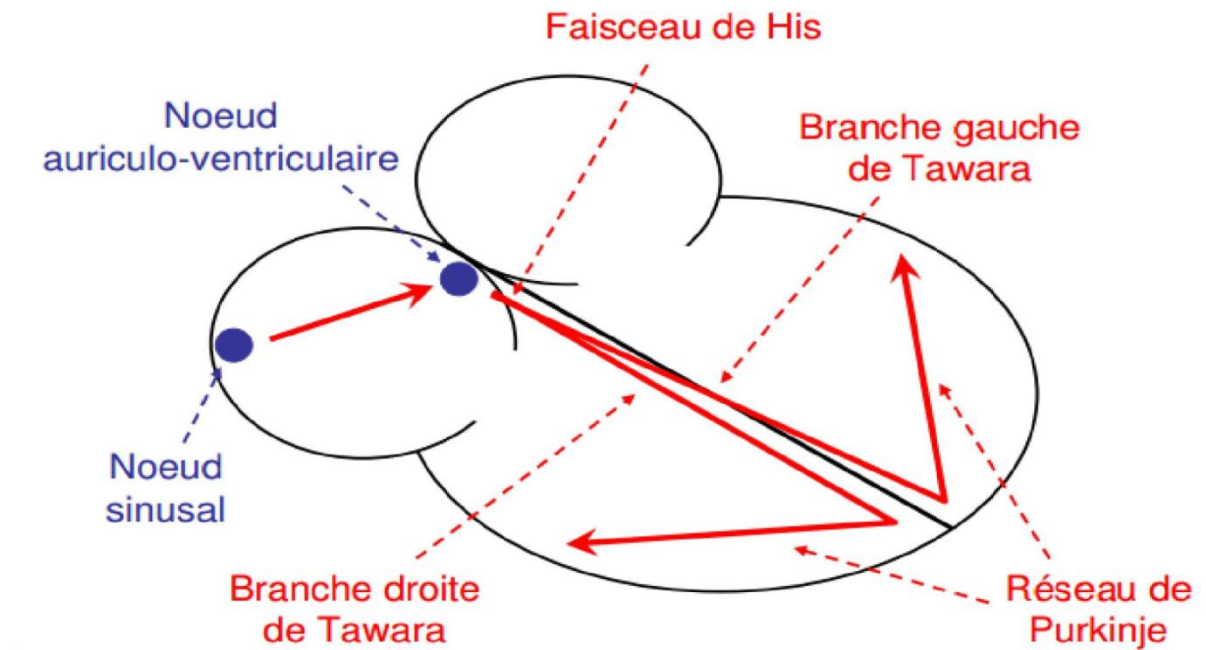
### I.2.5. La genèse du signal électrique cardiaque [7]:

Comme tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. En effet, le cœur comporte un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui produisent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions par une contraction.

Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal (ou nœud de Keith & Flack), pacemaker naturel du cœur. Après avoir traversé l'oreillette, cette stimulation électrique transite par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud d'Aschoff Tawara) avant de rejoindre les ventricules via le réseau de distribution nodal c'est à dire, le faisceau de His, les branches de Tawara et le réseau terminal de Purkinje.



**Figure I.2.5.1 :** Schéma du cœur et de son réseau de conduction électrique



**Figure I.2.5.2** : Parcours du signal électrique cardiaque

Le faisceau de His, les branches droite et gauche de Tawara, et le réseau de Purkinje constituent le véritable distributeur de l'influx électrique, qui a pris naissance dans le nœud sinusal, aux ventricules.

### **I.3.L'Electrocardiographie [8]:**

#### **I.3.1.Le signal électrocardiogramme (ECG) :**

Le signal électrocardiogramme ECG est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. Ce signal électro physiologique est sous forme d'une série d'ondes électriques, aux formes et durées particulières, qui se répètent à chaque cycle cardiaque. En réalité, ces ondes traduisent les différents phénomènes mécaniques et électriques relatifs au parcours du potentiel d'action et dont les étapes sont successives comme illustré dans la figure I.3.1.

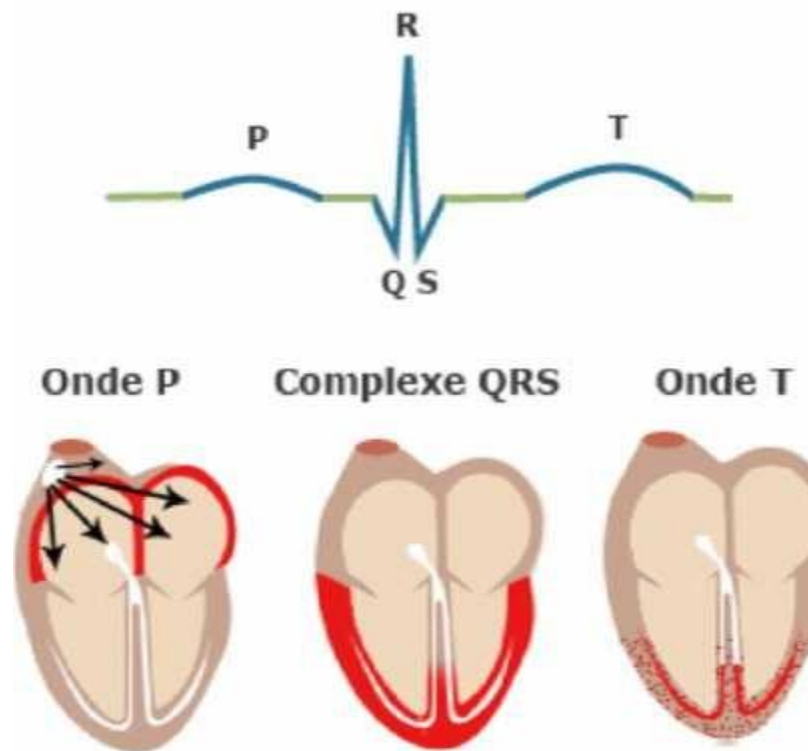


Figure I.3.1: ondes du signal ECG

### I.3.1.1. Les ondes du signal ECG [9]:

La figure I.3.1.1 présente la morphologie du signal ECG normal sur un cycle cardiaque.

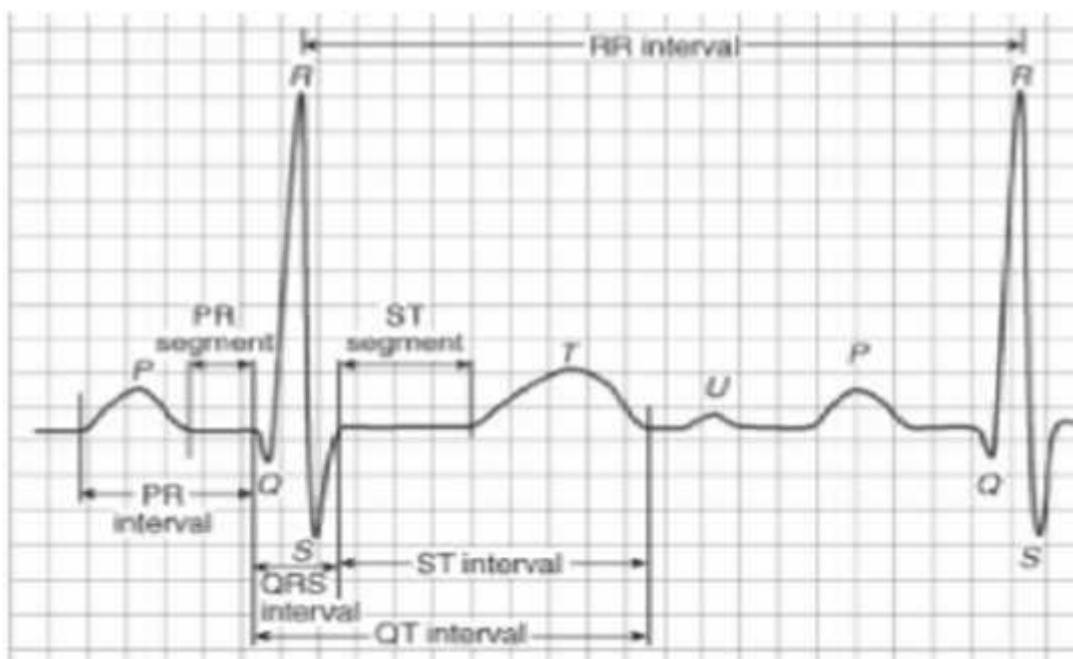


Figure I.3.1.1: ECG normal

Sur le signal électrocardiogramme ECG, le processus de contraction et de décontraction du myocarde se présentent comme une séquence de déflexions positives et négatives superposées à une ligne de potentiel zéro (ligne de base) qui correspond à l'absence des phénomènes cardiaques comme illustré dans la figure I.3.1.1. Par convention, on attribue aux ondes principales de l'ECG les lettres P, Q, R, S, T :

**L'onde P :** C'est la première onde détectable. Elle apparaît quand l'impulsion électrique se propage à partir du nœud sinusal pour dépolariser les oreillettes (voir Figure I.3.1.1). Sa masse musculaire relativement faible entraîne une variation de potentiel faible (moins de 0.25 mv).

La progression de l'onde de dépolarisation dans les oreillettes est beaucoup plus lente que dans les ventricules. Par conséquent, la région des oreillettes autour du nœud sinusal est dépolarisée très en avance par rapport aux régions plus éloignées.

Puis, l'onde de repolarisation est produite à l'inverse de l'onde de dépolarisation P. Normalement, l'onde de repolarisation des oreillettes apparaît au moment où le complexe QRS est produit. Comme ce complexe est beaucoup plus intense que le premier, l'onde de repolarisation est cachée.

**Le complexe QRS :** C'est un ensemble de déflexions positives et négatives qui correspondent à la contraction des ventricules. Pour un cas normal, il a une durée inférieure à 0.12 seconde et son amplitude variable est comprise entre 5 et 20 mV. Il est constitué de trois ondes :

L'onde Q : première déflexion

négative L'onde R : première

déflexion positive

L'onde S : déflexion négative qui suit l'onde R

Sa forme est variable selon les dérivations utilisées (emplacement des électrodes) ou une arythmie donnée.

**L'onde T :** Elle correspond à la repolarisation ventriculaire. Elle est normalement de faible amplitude et ne témoigne d'aucun événement électrique. Cette onde succède au complexe QRS après retour à la ligne isoélectrique.

En général, un tracé d'un électrocardiogramme normal se présente comme illustré dans la figure.1.6. La caractérisation d'un ECG concerne les durées, les amplitudes et la morphologie des ondes P, QRS et T, ainsi que d'autres paramètres temporels qui sont les segments PR et ST, et les intervalles PR, QT et ST.

### I.3.1.2. Les segments et intervalles du signal ECG [10]:

En plus des différentes ondes qui sont les paramètres de base pour une bonne caractérisation d'un signal ECG, il existe un certain nombre d'intervalles et de segments qui portent des informations très utiles sur la vitesse de conduction de l'impulsion électrique dans les différentes parties du cœur. Les intervalles et les segments les plus importants sont:

**Intervalle RR** : L'intervalle RR correspond au délai entre deux dépolarisations des ventricules. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque.

**Segment PR** : (pause du nœud AV) Le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV.

**Intervalle PR** : (durée de conduction auriculo-ventriculaire) L'intervalle PR correspond à la durée de propagation de l'onde de dépolarisation du nœud sinusal jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires.

**Intervalle QT** : (durée de systole ventriculaire) Cet intervalle correspond au temps de systole ventriculaire, qui va du début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation.

**Segment ST** : (durée de stimulation complète des ventricules) Le segment ST correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique.

### I.3.2. Chaîne d'acquisition de l'ECG par ordinateur [11]:

Le positionnement des électrodes d'acquisition de l'ECG-HR a évolué en même temps que les capacités et les limitations des outils de traitement. Actuellement, le système de dérivations recommandées, quoi que empirique, relève d'un consensus international préconisant l'utilisation de trois dérivations pseudo-orthogonales positionnées selon le schéma présenté dans la figure I.3.2:

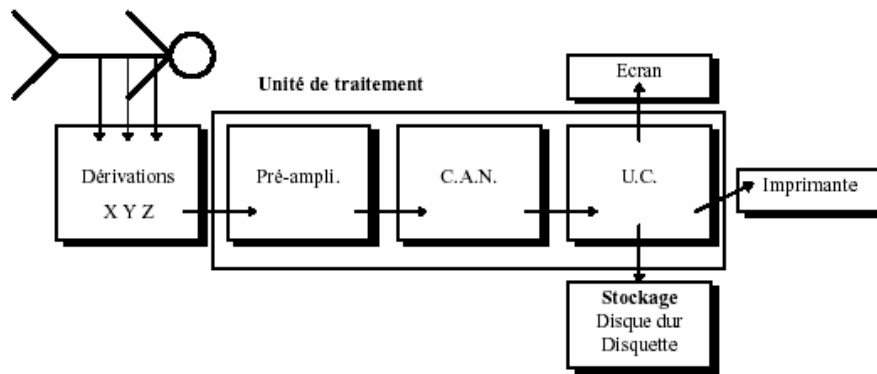


Figure I.3.2: Synoptique de la chaîne d'acquisition d'un ECG

### I.3.2.1. Electrodes:

Un des principaux intérêts de l'électrocardiogramme est qu'il n'est pas traumatisant, c'est à dire qu'il ne nécessite pas d'opération chirurgicale ou d'anesthésie. Les électrodes de mesure sont donc simplement placées à divers endroits du corps, directement sur la peau. L'important pour ces électrodes est qu'elles soient relativement inaltérables et impolarisables. La plaque d'argent, revêtue d'une couche de chlorure d'argent (gel insoluble), sont des bonnes électrodes superficielles et les plus employées voir Figure I.3.2.1.

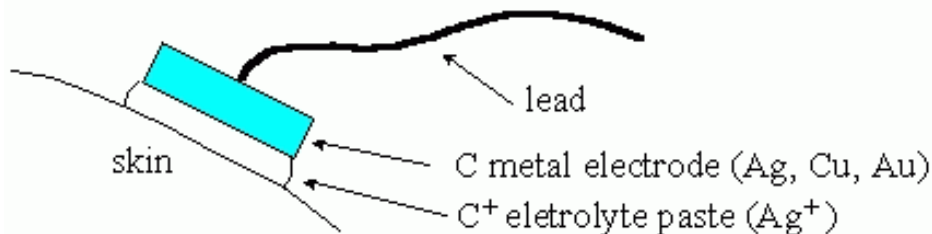


Figure I.3.2.1: Electrodes bipotentielles

Les électrodes employées pour l'électrocardiographie en milieu hospitalier sont de ce type Figure I.3.2.2.

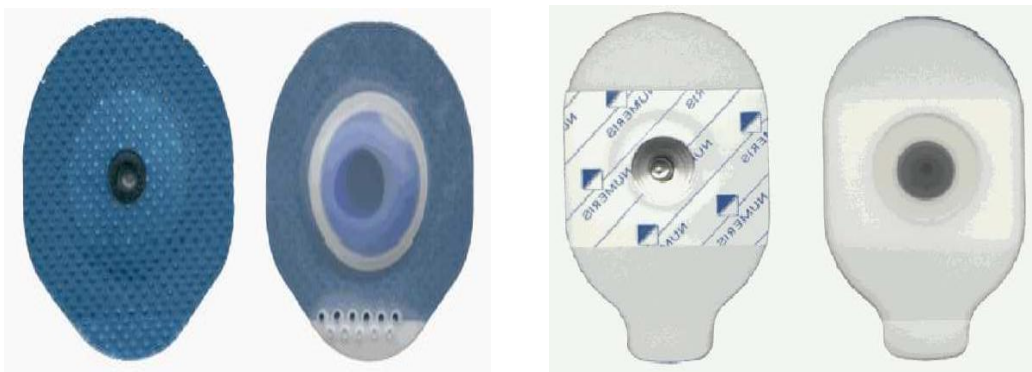


Figure I.3.2.2: Taille réelle environ 5 cm de longueur maximale.

Celles-ci sont jetables après une utilisation.

### I-3-3. Dérivations d'électrocardiographie [12]:

Les potentiels électriques générés par le cœur se propagent dans tout l'organisme et apparaissent à la surface du corps. On mesure la différence de potentiel (d.d.p) en deux points de la surface du corps à l'aide d'une paire d'électrodes. En plaçant plusieurs paires d'électrodes à différentes positions, on obtient des résultats différents puisque le champ électrique du cœur est spatio-dépendant. Si on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, on ne sera pas en mesure de le caractériser entièrement. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographie est visualisé selon 12 axes privilégiés :

1) 6 axes dans le plan frontal qui sont :

-Les trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven (figure I-3-3) :

- I(D1) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et le poignet gauche (left : L).
- II(D2) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche (left : L) et la jambe gauche (foot : F).
- III(D3) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et la jambe gauche (foot : F).

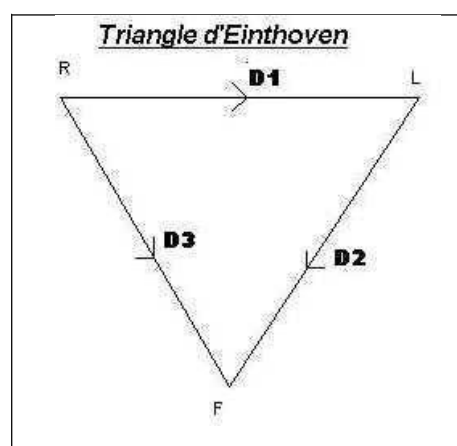
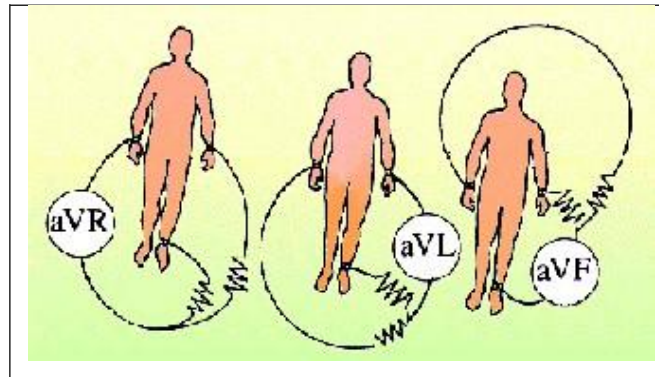


Figure I-3-3.1: Dérivations Standards (bipolaires)

-Plus les dérivations unipolaires aVR, aVL et aVF des membres (figure I-3-3.2) dite de Wilson et Golberger où l'électrode exploratrice positive correspond au membre appliqué. Le voltage est alors amplifié pour obtenir un tracé de même amplitude que D1, D2 et D3 :

- aVL (left) pour l'avant bras gauche (positive dans le sens (R+F) vers L).
- aVR (right) pour l'avant bras droit (positive dans le sens (L+F) vers R).
- aVF (foot) pour la jambe gauche (positive dans le sens (R+L) vers F).



**Figure I-3-3.2:** Dérivations Unipolaires Des Membres

2) 6 axes sur le plan transversal (dérivations unipolaires précordial V1 à V6 dite de Kossman) :

V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal).

V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire. V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

Les électrodes sont situées en six points repérés anatomiquement sur l'hémothorax gauche comme l'illustre la figure I-3-3.3

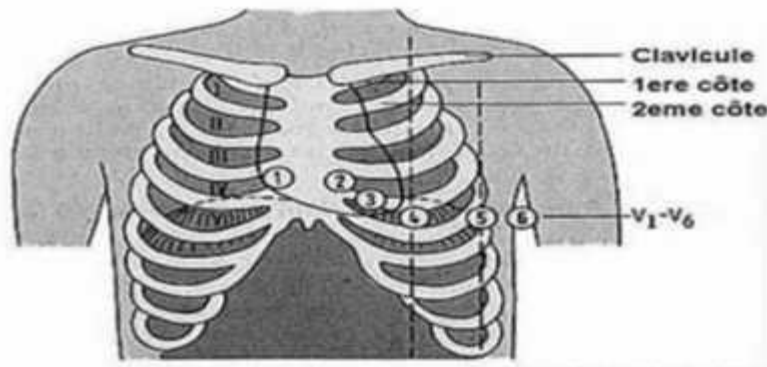


Figure I-3-3.3: Position des électrodes précordiales

### I-4. Les types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG [13]:

Le signal électrocardiogramme obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé avec différentes sources de bruits. Celles-ci peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile et, parfois induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimental qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Ces perturbations indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques, pathologiques. Nous allons présenter des bruits et artefacts présents sur le tracé électrocardiographique notamment sur les tracés Holter. Les plus courants sont présentés ci-dessous (figure I-4):

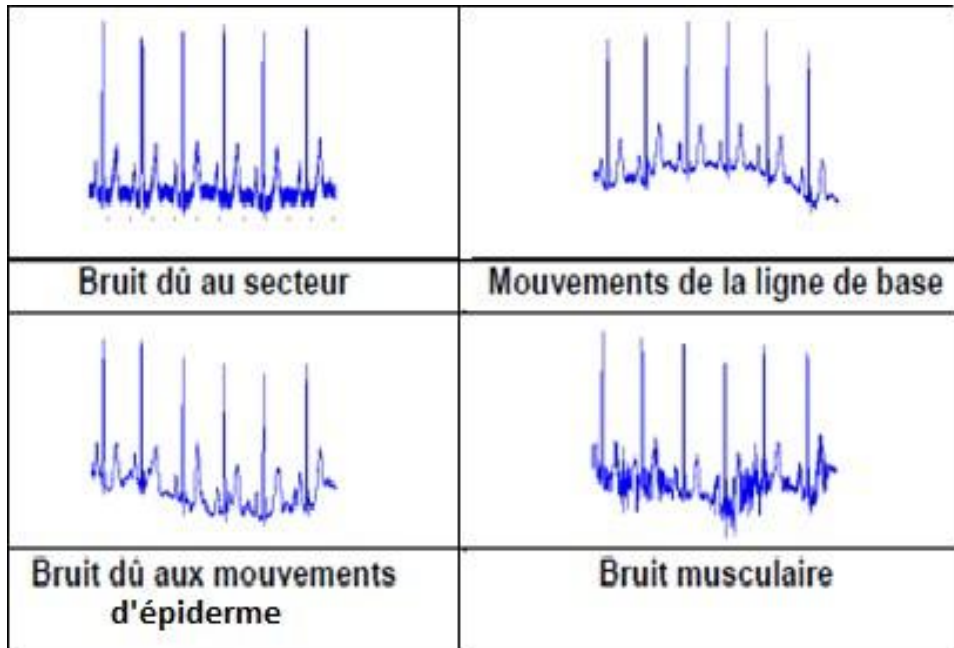
- **les signaux de d'autres muscles (signaux électromyographiques EMG) :**

Qui est dû aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires.

- **Signaux produits dans l'épiderme (mouvement).**
- **L'interférence du réseau 50 Hz (secteur) :** bruit haute fréquence.
- **Les bruits provoqués les ondulations de la ligne de base :**

La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque, elle doit être isoélectrique. Des ondulations de très basses fréquences dues aux mouvements du sujet ou au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne.

- **Bruit respiratoire :** la respiration du patient se traduit par la superposition à l'ECG de variations de basses fréquences.



**Figure I-4:** Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.

### **I-5. Conclusion:**

Malgré une forte évolution technologique dans le domaine de l'instrumentation médicale, l'électrocardiographie reste un examen indispensable en cardiologie depuis de longues années. Cette technique permet de faire un monitoring de l'activité électrique du myocarde depuis l'extérieur du corps. Ceci est achevé par l'utilisation des électrodes collées à la surface de la peau pour récupérer un signal sous forme électrique appelé signal électrocardiogramme ECG. L'étude menée dans ce premier chapitre sur l'anatomie cardiaque ainsi que les propriétés électrophysiologiques des cellules cardiaques ont permis de mieux comprendre la nature et l'origine de ce signal ECG.

# **CHAPITRE II**

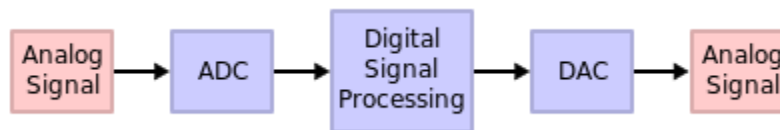
## **LES APPLICATIONS STM32F429 POUR LE TRAITEMENT NUMERIQUE DU SIGNAL DSP**

### II.1.Introduction :

Lors du développement d'applications qui requièrent l'analyse de signaux, l'utilisation de matériel spécialisé est souvent nécessaire. Ce matériel consiste en un microprocesseur spécialisé appelé : « DSP » ou « Digital Signal Processor » (processeur de signaux numériques).

Ce microprocesseur peut être programmé à l'aide d'instructions spécialisées qui permettent le traitement de signaux en temps réel ou du moins le plus rapidement possible. Ces processeurs se retrouvent dans différentes applications comme : les baladeurs audio, les appareils biomédicaux, les systèmes téléphoniques et les applications vidéo.

Un système autonome ou embarqué qui nécessite du traitement de signal, se résume en général au schéma suivant :



**Figure II.1 :** Bloc Diagramme représentant le flux général d'une application de DSP 1

Le signal analogique est échantillonné à l'aide d'un périphérique appelé ADC (« analog to digital converter ») ou CAN (convertisseur analogique-numérique). Cette étape permet la conversion d'une unité analogique (des Volts en général) vers une unité numérique (binaire) utilisable par le DSP.

Lorsque le traitement voulu (programmé) est effectué, le système transfère les nouvelles données vers le monde extérieur à l'aide d'un périphérique DAC (« Digital to Analog converter ») ou CNA (convertisseur numérique-analogique).

Cette représentation peut être différente et dépendra uniquement de l'application, mais la présence du DSP est essentielle au fonctionnement du système.

Le DSP qui sera utilisé dans les laboratoires est un processeur Cortex-M4f développé par la compagnie ARM<sup>2</sup>.



### II.2.Objectif du laboratoire :

L'objectif du laboratoire est de s'initier à l'utilisation du matériel pour une application dans le domaine du traitement de signal.

- La première étape consiste à utiliser la carte comme un générateur de signal :
  - construction du signal à l'aide de Matlab.
  - Configuration de la carte de développement à l'aide de Simulink
  - Utilisation et configuration du périphérique DAC pour générer le signal construit
  
- La deuxième étape consiste à développer une application DSP :
  - Configurer un des périphérique ADC du microcontrôleur
  - Connecter la sortie du signal du générateur (construit lors de la première étape)
  - Initiation aux filtres numériques et implémentation
  - Implémenter de la logique à travers Simulink
  - Restituer le résultat du filtre à travers un DAC

## II.3. Génération de signal à l'aide de Matlab :

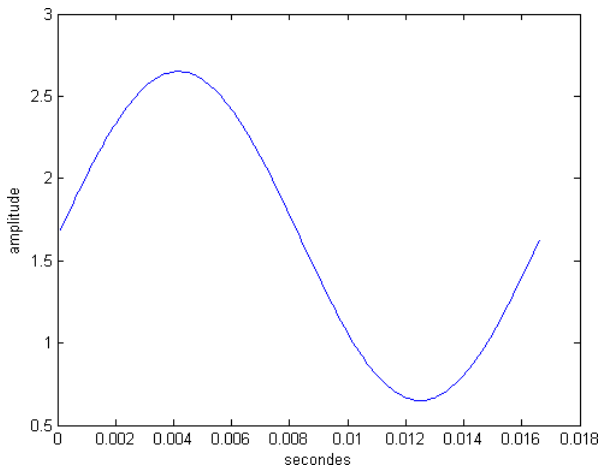
Le script Matlab, figure 4, permet de générer un signal sinusoïdal ayant une fréquence de 60 Hz

```
f=60; % fréquence du signal
time=1/f; % (période)
Ts=1/10000; % période d'échantillonnage
t=Ts:Ts:time; % vecteur temps pour une période
w= 1.65 + sin(2*pi*f*t); % construction du signal
plot(t,w) % affichage
xlabel('secondes')
ylabel('amplitude')
figure
fn = 1000; %fréquence du bruit
noise = 0.2*sin(2*pi*fn*t); % construction du bruit
added = w + noise; % construction du signal + bruit
plot(t,added)
xlabel('secondes')
ylabel('amplitude')
save my data.txt added -ASCII % sauvegarde du vecteur en fichier texte
```

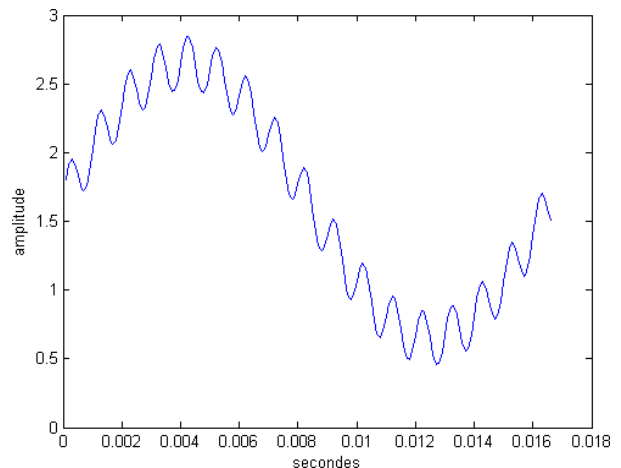
comme nous pouvons l'observer sur la figure 5.

**Figure II.3.1. :** Script Matlab pour la génération de signal

Sur ce même signal est superposé un signal ayant une fréquence de 1kHz (figure II.3.2). Ce signal sera considéré comme du bruit pour le restant du laboratoire.



**Figure II.3.2 :** Signal généré avec une fréquence de 60 Hz



**Figure II.3.3 :** Signal additionné de bruit (1 kHz)

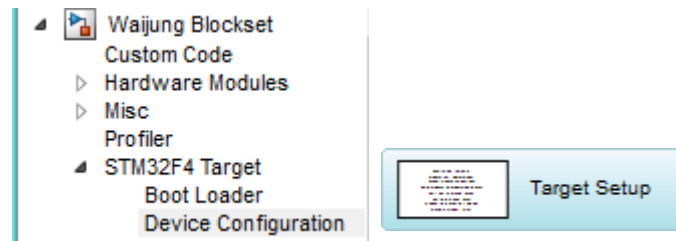
## Les applications STM32F429 pour le traitement numérique du signal DSP

Le signal généré est échantillonné à une fréquence de 10Khz et il est sauvegardé dans un fichier texte sous le nom : “ my\_data.txt ”.

### II.4.Génération du signal à l'aide du DSP :

Afin de pouvoir générer le signal à l'aide du DSP et de l'observer à l'oscilloscope, il va falloir programmer le DSP. Cette étape va s'effectuer à l'aide de Simulink.

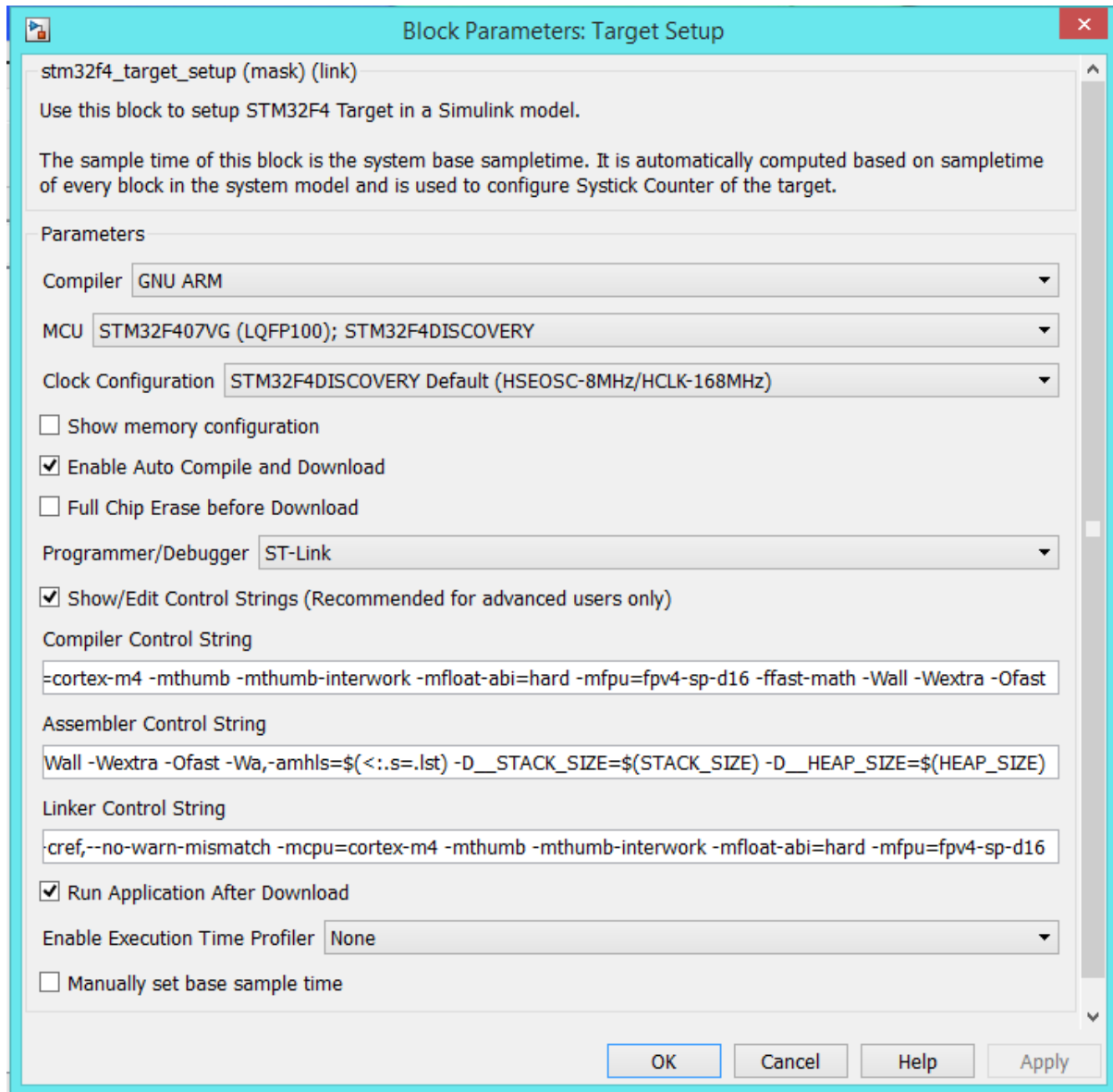
Vous devez donc ouvrir une fenêtre Simulink, et y glisser le bloc « Target Setup » :



**Figure II.4.1** : Localisation du Bloc Target Setup

Ce bloc permet la configuration du processeur, il faut donc s'assurer que tous les paramètres soient semblables à ceux affichés sur la **Figure II.4.2**:

- Compilateur GNU ARM
- Nom du microcontrôleur (STM32F429VG) de la carte STM32F4DISCOVERY
- Source de l'horloge 8MHz, qui permet d'avoir une cadence du processeur à 168MHz
- Activation de la compilation automatique et le téléchargement vers le microcontrôleur, car Simulink utilise le compilateur GNU ARM pour « transformer » les blocs en code C pour les transférer vers le DSP. Donc l'application va être exécutée sur le DSP et non à travers Simulink.



**Figure II.4.2:** Détail du bloc Target Setup

- Activer 'Manually set base sample time'.
- Choisir pour 'Sample time' 0.00001.

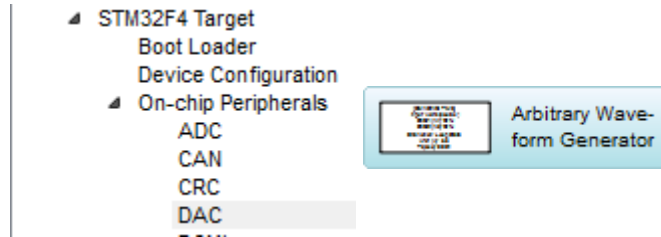
Une fois que le bloc est configuré et est déposé dans la fenêtre Simulink, ce dernier va compiler tous les blocs suivants et les transférer vers la carte de développement. Donc il faut s'assurer que celle-ci est branchée et fonctionnelle.

L'objectif de cette partie du laboratoire est de générer le signal construit à l'aide de Matlab, pour cela nous allons utiliser le bloc « Arbitrary Waveform Generator »

## Les applications STM32F429 pour le traitement numérique du signal DSP

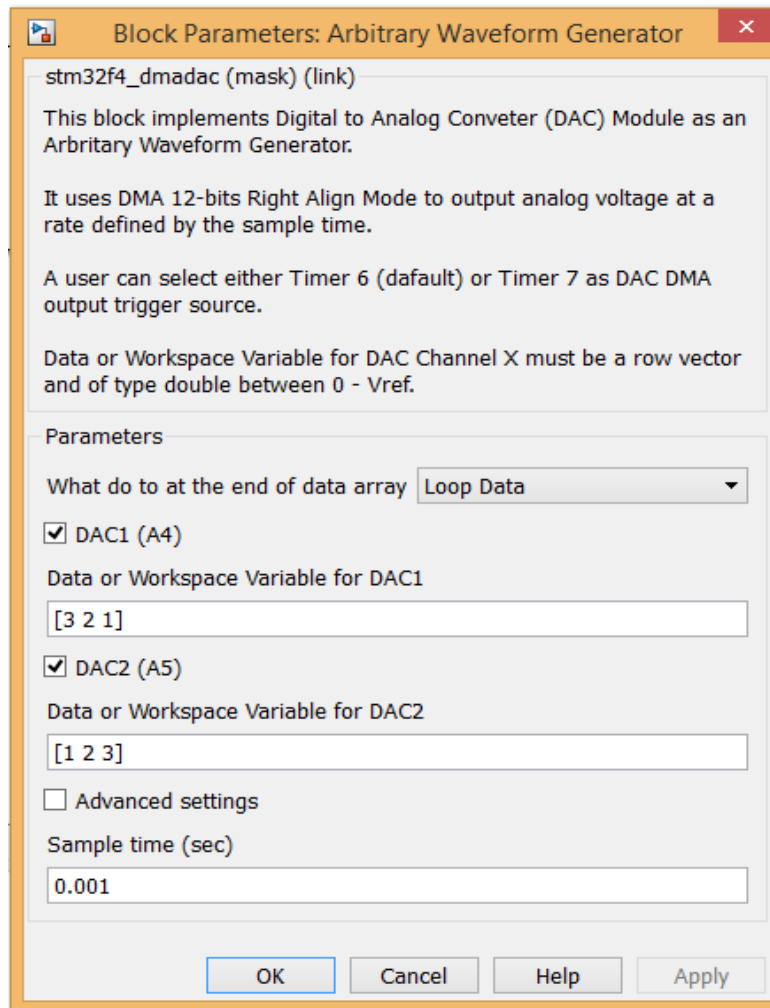
---

Ce bloc est disponible sous l'onglet « On-chip Peripherals » comme illustré sur la **Figure II.4.3**:



**Figure II.4.3** : Bloc Simulink pour le Arbitrary Waveform Generator

Ce bloc n'implémente pas qu'un simple DAC, il configure un channel DMA (« *Direct Memory Access* ») entre la mémoire de données vers un DAC. La DMA est un périphérique qui permet de créer un lien direct entre différents périphériques sans utiliser le processeur, ceci peut être comparable à du parallélisme, mais pour des tâches automatiques. Dans notre application, la DMA va permettre d'automatiser le transfert des différents points du signal de la mémoire du microcontrôleur vers le DAC permettant ainsi d'avoir un processeur dédié uniquement au traitement de signal.



**Figure II.4.4 :** Détail du bloc Arbitrary Waveform Generator

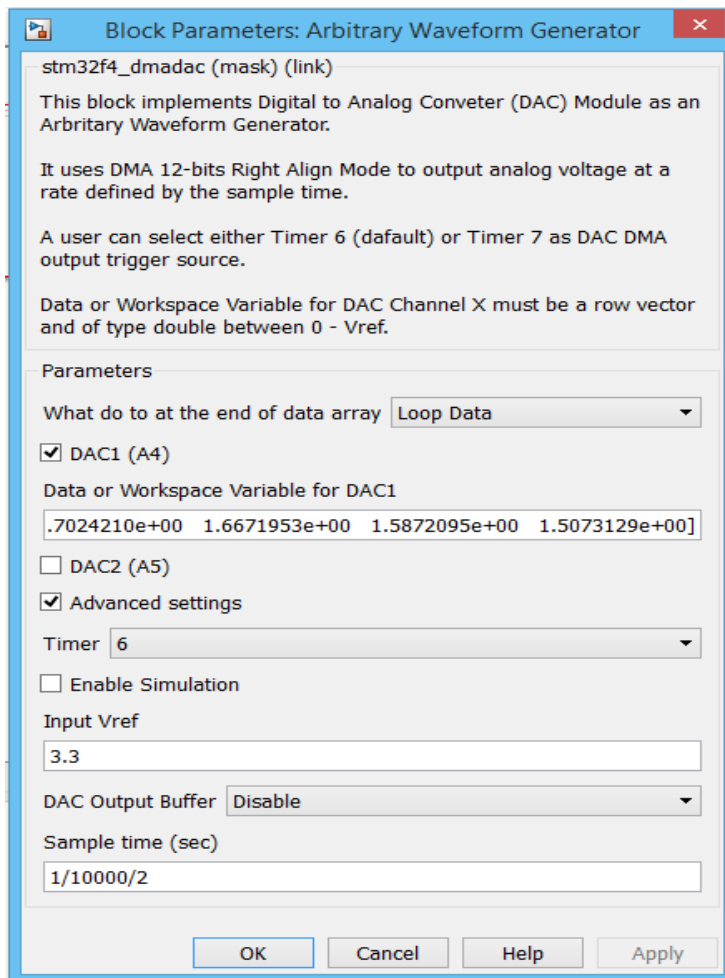
La figure 10 représente le détail de configuration du bloc Simulink. Pour notre application il est nécessaire de configurer adéquatement le bloc.

Les paramètres du bloc sont les suivants :

- S'assurer que le signal de sortie soit périodique : « Loop Data »
  - Laisser DAC1 coché (sortie sur PA4)
  - Les données du signal doivent être contenues entre []. Donc soit ouvrir le fichier my\_data.txt et copier le contenu pour le coller dans l'espace réservé du bloc ou mettre le nom de la variable contenant le signal dans le workspace de Matlab (par exemple 'added').
  - Décocher DAC2 car nous n'avons qu'un signal à générer
  - Cocher « advanced settings »

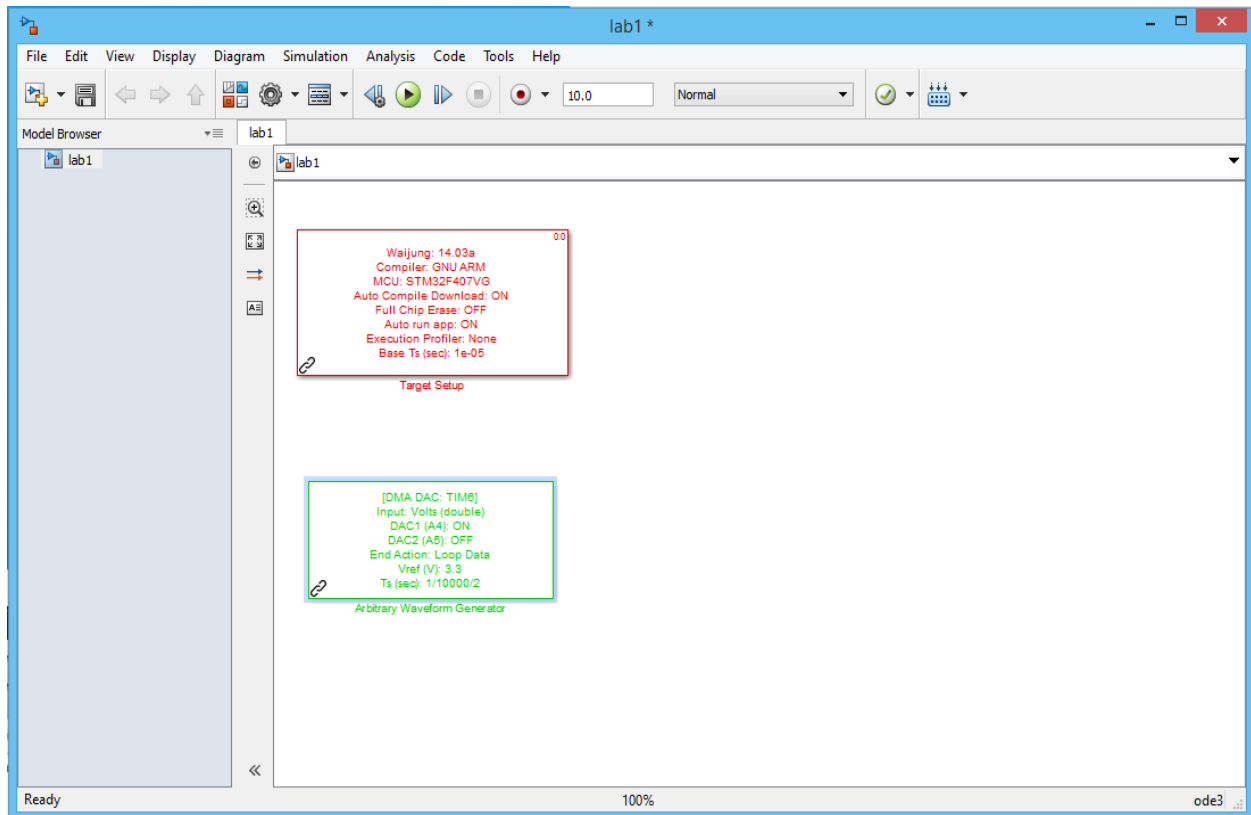
- S'assurer que le timer6 est sélectionné
- Que la tension de référence est 3.3V. La tension de référence d'un DAC ou d'un ADC est la plage de tensions d'entrée ou de sortie pour le périphérique. Sachant que ces périphériques ont une résolution de 12bits alors la plus petite valeur mesurée ou de sortie sera égale à  $3.3/4095$ .
- Désactiver le tampon de sortie DAC output Buffer Disable.
- et configurer la période d'échantillonnage à  $1/10000$  (voir  $F_s$  de Matlab). Une particularité du périphérique et de multiplier cette fréquence par 2 pour obtenir la fréquence d'échantillonnage voulue. (i.e, sample time =  $1/10000/2$ .)

Il faudra donc s'assurer que les configurations soient semblables à la **Figure II.4.5**.



**Figure II.4.5:** Configuration du générateur de formes

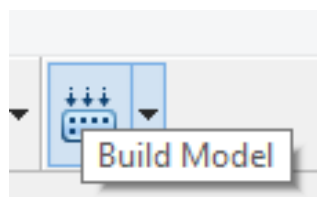
## Les applications STM32F429 pour le traitement numérique du signal DSP



**Figure II.4.6 :** Schéma Simulink pour la génération de signal

Une fois la configuration du bloc terminée (**Figure II.4.6**), connecter au Scope les pins GND et PA4.

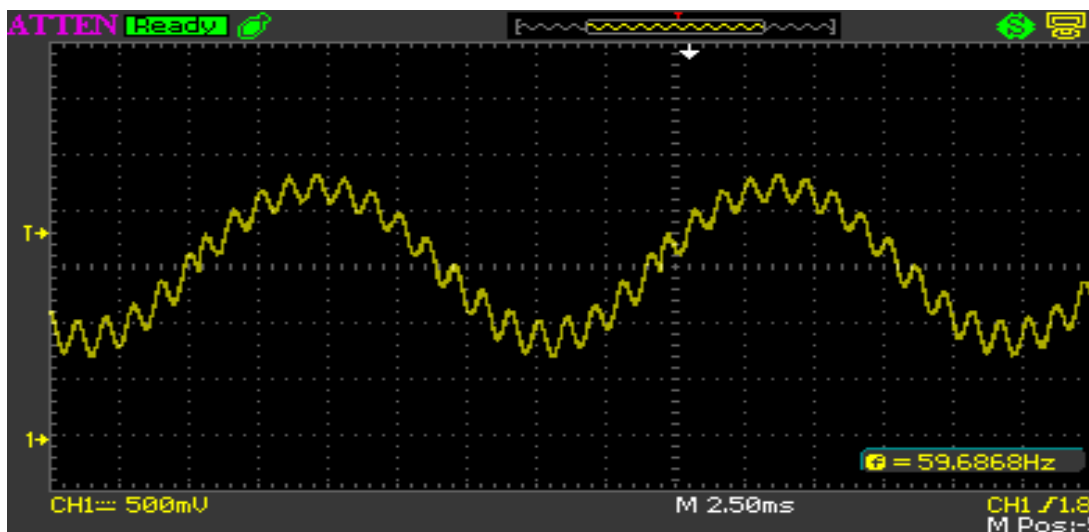
Compiler et programmer le DSP. Pour cela il faut activer le bouton « Build Model » qui se situe à droite de toutes les icônes (**Figure II.4.7**).



**Figure II.4.7:** Bouton pour la compilation des blocs et la programmation du DSP

À cette étape-ci, tout est automatique :

- génération de code C
- compilation
- Programmation du DSP
- Execution du code sur DSP
- Si aucune erreur ne s'est produite lors d'une de ces étapes, alors on peut observer sur l'oscilloscope un signal semblable à la **Figure II.4.8**. Ce signal sera mesuré à la borne PA4.



**Figure II.4.8:** Signal généré par le DSP mesuré à l'oscilloscope

Cette étape de génération de signal n'est pas nécessaire dans les applications DSP ou dans des phases de tests, un simple générateur de fonctions peut être utilisé.

Par contre, il peut générer des signaux beaucoup plus complexes que ceux générés par un simple générateur de fonctions.

Sauver le modèle pour pouvoir l'accéder à la deuxième partie.

### **II.5.Acquisition de signal à l'aide du DSP[14] :**

L'étape suivante est de configurer le périphérique ADC qui va permettre l'acquisition du signal précédemment. Dans le même fichier Simulink, glisser le bloc Regular ADC qui se situe dans la section On-chip Peripherals (Figure II.5.1).

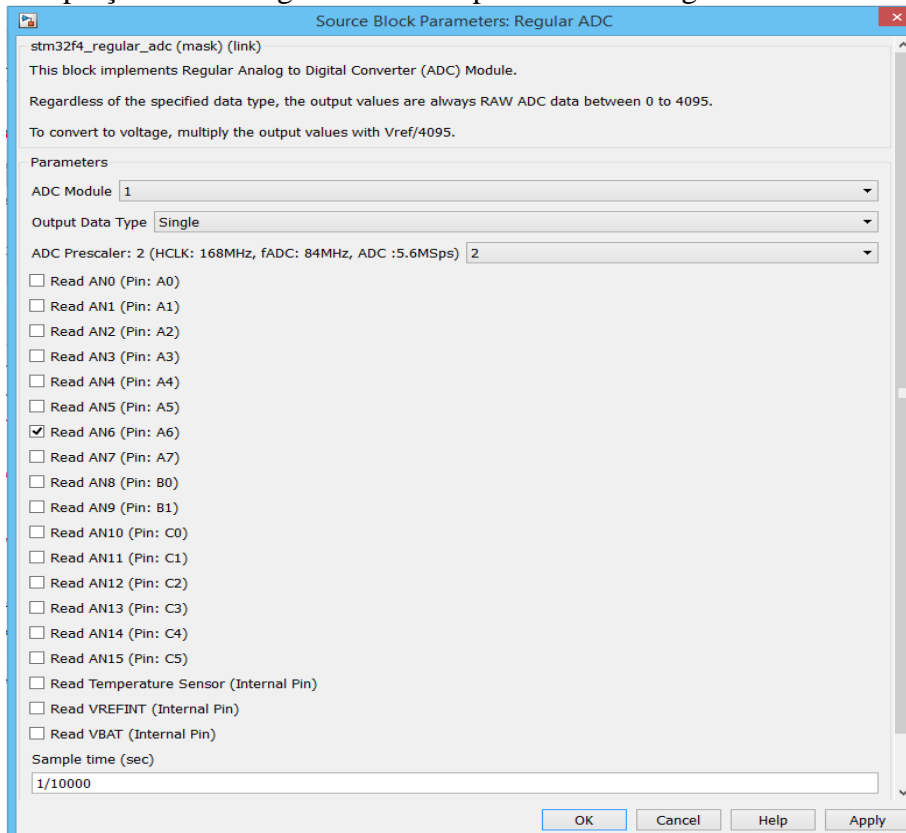


**Figure II.5.1** : Bloc Simulink pour le Regular ADC

La configuration s'effectue de la manière suivante :

- Choisir le module ADC1
- Le type float pour les données (de 0.0 à 4095.0) Single.
- Un ADC prescaler de 2
- L'entrée de l'ADC doit être la broche PA6
- Et finalement la période d'échantillonnage égale à 1/10000, celle-ci peut être différente tant que l'on respecte le critère de Nyquist.

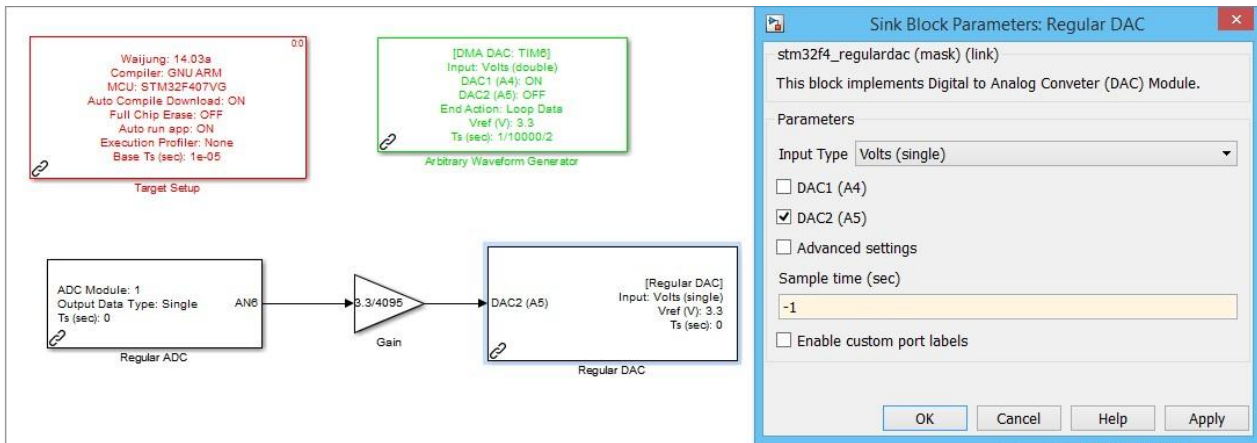
Un aperçu de la configuration est disponible sur la Figure II.5.2.



**Figure II.5.2**: Détail du bloc Regular ADC

Désactiver 'Enable Custom Port labels'

Pour pouvoir échantillonner le signal il faut effectuer un « loopback », c'est-à-dire réinjecter physiquement le signal de sortie du générateur de signal vers l'entrée de l'ADC. Ceci peut être fait par l'installation d'un cavalier (« jumper ») entre PA4 et PA6.

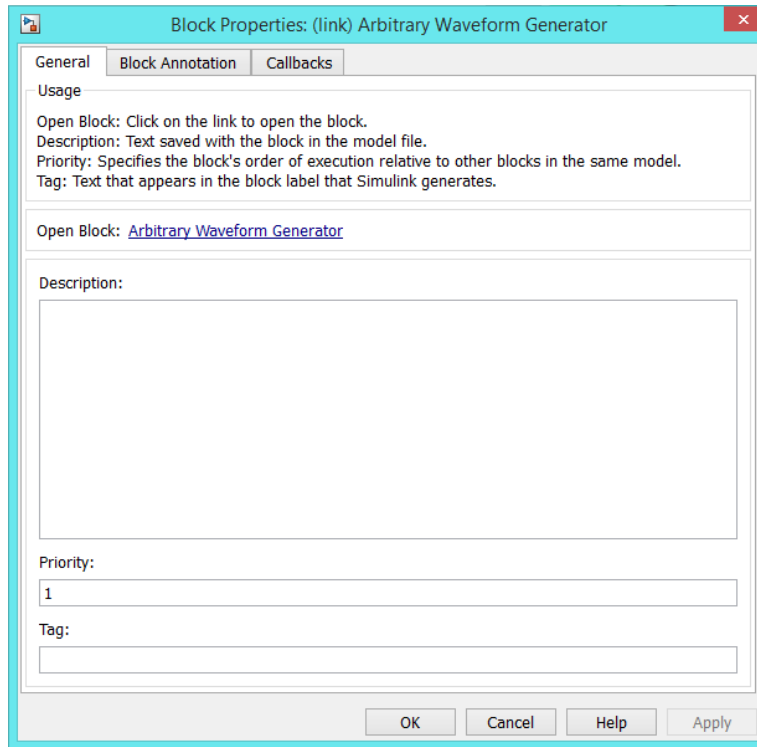


**Figure II.5.3:** Schéma préliminaire Simulink

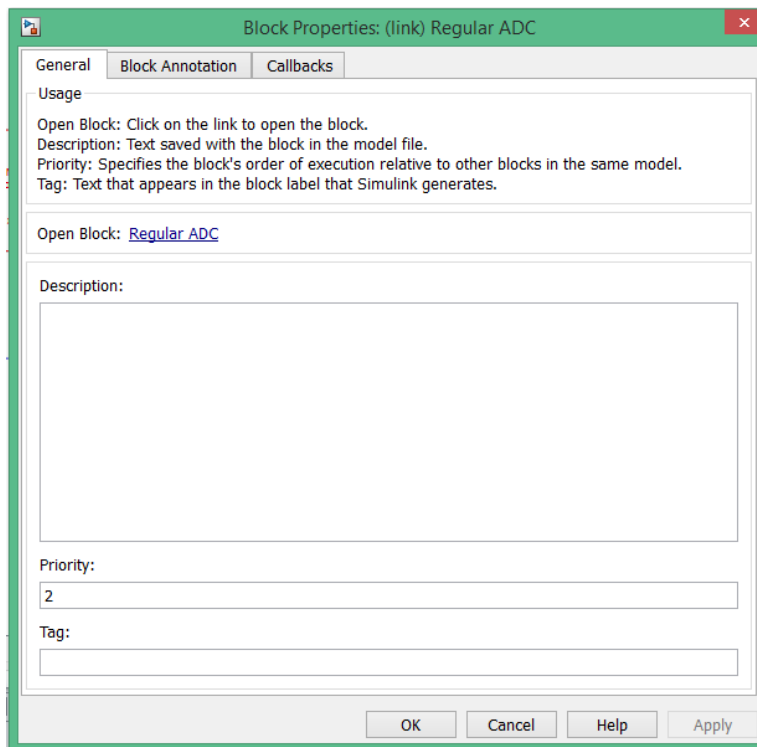
Transférer le bloc 'Gain' à la Figure II.5.3 de : Simulink/Commonly used Blocks. Afin de tester le système, il faut rajouter un bloc « Gain » pour pouvoir convertir les données échantillonnées de l'ADC en tension ( $\text{Gain} = 3.3/4095$ ) et ajouter un autre bloc « Regular DAC » qui sera configuré comme illustré sur la Figure II.5.3.

Pour pouvoir s'assurer que les blocs s'effectueront de façon séquentielle et dans l'ordre que l'on désire, il est parfois nécessaire de configurer les blocs Simulink pour qu'il respecte un certain ordre. Cet ordre est souvent défini par le sens des connexions, mais lorsque, comme dans ce cas-ci, certains blocs ne sont pas connectés, alors il est nécessaire de définir l'ordre de priorité.

Pour modifier l'ordre de priorité des blocs, il suffit de cliquer sur le bouton droit de la souris et de sélectionner « Block Properties » et de mettre le bloc le plus prioritaire à 1 et le suivant à 2. Nous pouvons voir les modifications effectuées sur les Figure II.5.4et Figure II.5.5.

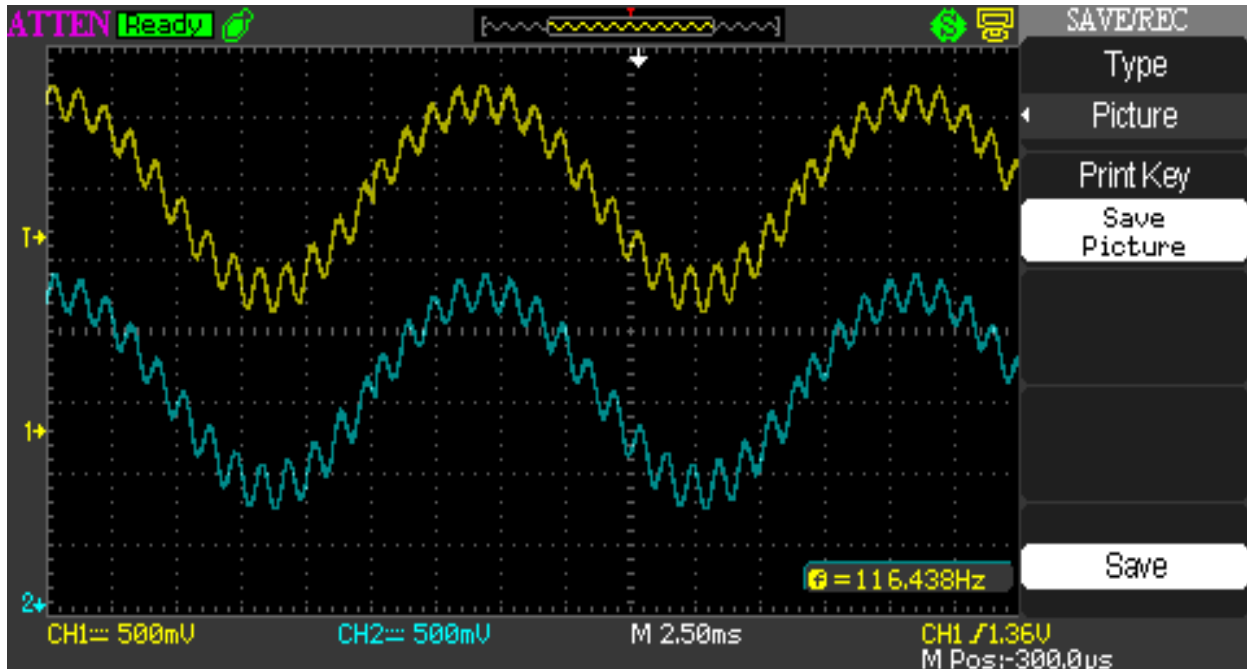


**Figure II.5.4:** Configuration du niveau de priorité générateur de signaux



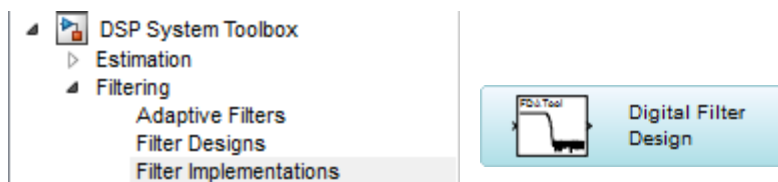
**Figure II.5.5:** Configuration du niveau de priorité générateur de l'ADC

Après compilation et programmation du DSP les signaux générés par le DSP sont illustrés sur la Figure II.5.6. En jaune le signal du générateur de signal et en bleu le signal mesuré par l'ADC sur la broche PA5. (De plus, voir le signal sur PA4 ==PA6).



**Figure II.5.6:** Signaux générés et échantillonnés par le DSP, mesurés à l'oscilloscope II.6. Filtrage à l'aide du DSP :

L'étape suivante est de rajouter un filtre qui permettra d'éliminer le bruit de 1kHz. Dans le même fichier Simulink, glisser le bloc « Digital Filter Design » qui se situe dans la section « DSP System Toolbox » (Figure II.6.1).



**Figure II.6 :** Bloc Simulink pour le Digital Filter Design

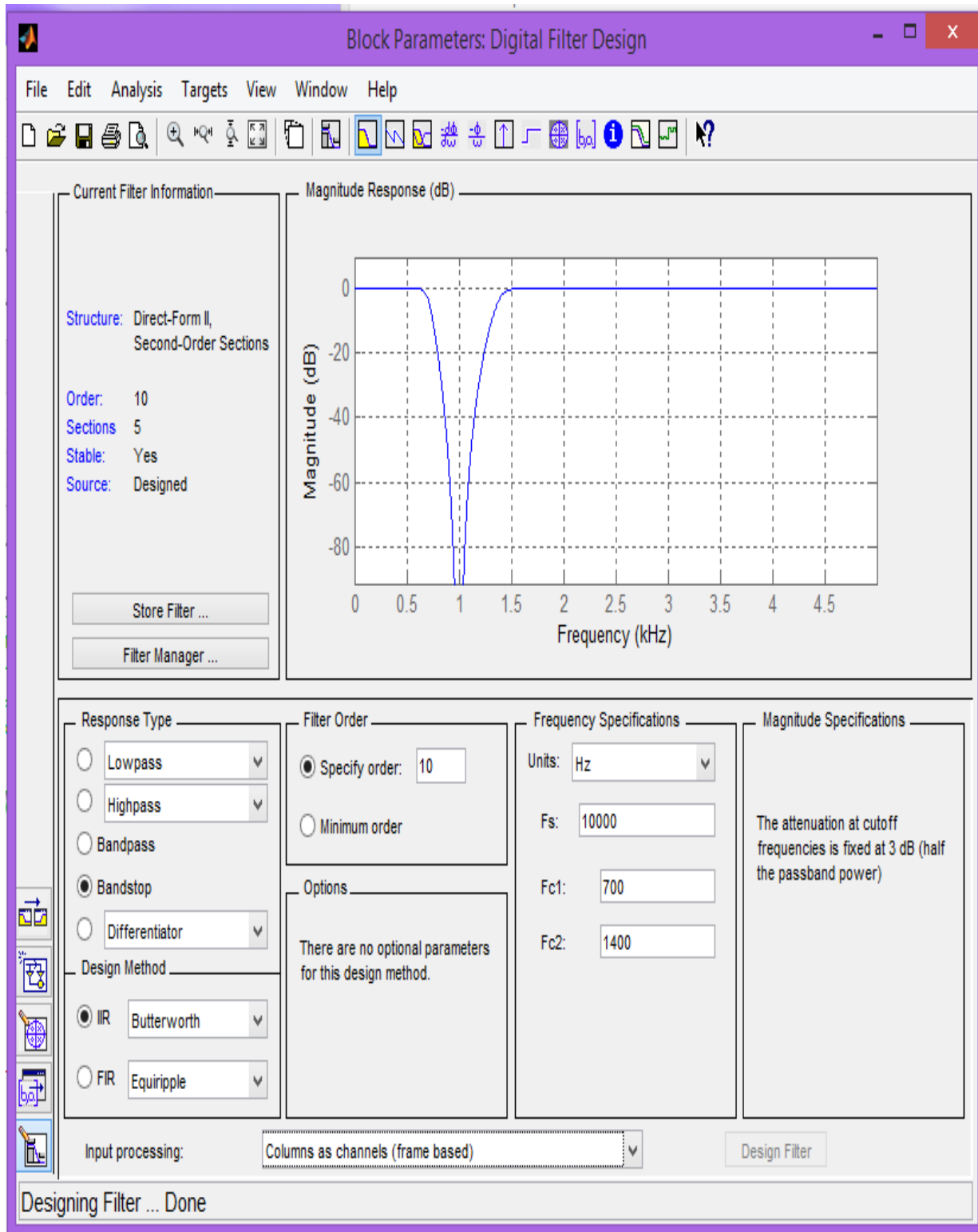
En ouvrant le bloc, nous avons accès à tout les paramètres nécessaires pour configurer

différents types de filtres numériques.

Pour éliminer le bruit, un filtre passe-bas peut être utilisé, mais comme la fréquence du bruit est connue, et que la performance des filtres numériques est supérieure à celle des filtres analogiques, l'implémentation d'un filtre coupe-bande peut être très rapidement mise en place :

- Choisir un filtre de type band stop
- Cocher l'onglet pour un filtre IIR de type Butterworth
- Ordre 10
- Unité en Hertz
- Fréquence d'échantillonnage de l'ADC égale à 10kHz
- Fréquence de coupure 1 égale à 700 Hz
- Fréquence de coupure 2 égale à 1400 Hz
- Cliquer sur le bouton Design Filter (en bas de la fenêtre)

La configuration du filtre est illustrée sur la Figure II.6.2, et l'allure du filtre s'affiche également sur l'écran lorsque bouton Design Filter est activé.



**Figure II.6.2:** Paramètres pour le filtre coupe-bande

Pour s'initier à la logique avec Simulink, le filtre sera activé ou désactivé à l'aide du

## Les applications STM32F429 pour le traitement numérique du signal DSP

bouton bleu disponible sur la carte de développement. Dans le même fichier Simulink :

glisser le bloc « Switch » qui se situe dans la section « Signal Routing » (Figure II.6.3).

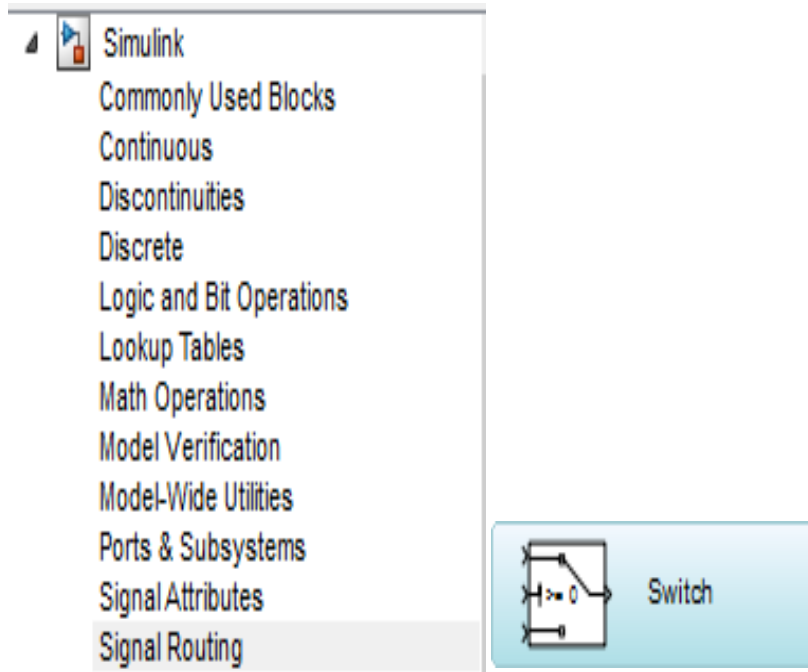
glisser le bloc « Debounce » qui se situe dans la section « On-chip peripherals/IO » (Figure II.6.4).

glisser le bloc « Digital Input » qui se situe dans la section « On-chip peripherals/IO » (Figure II.6.4).

Configurer l'entrée PA0 (Pin 0 voir Figure II.6.5) connectée au bouton poussoir bleu (« User »)

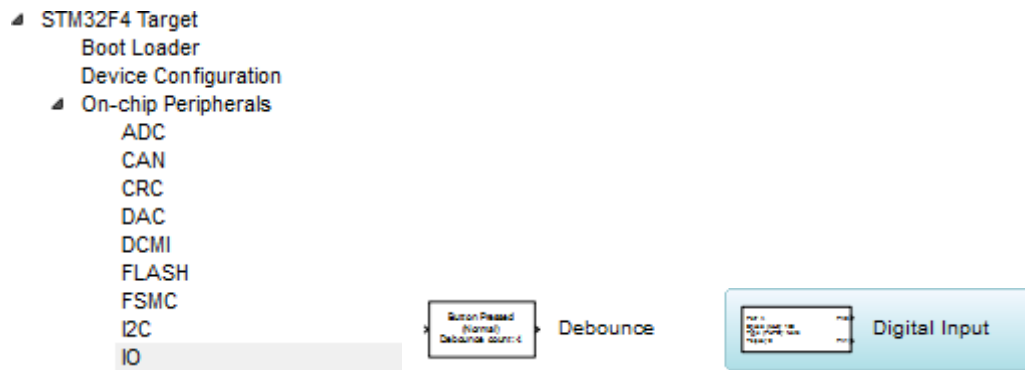
Période d'échantillonnage à 0.01s, il n'est pas nécessaire de réduire cette période, car cela surchargera le processeur (Figure II.6.5).

Configurer le bloc Debounce en Toggle latch et le prescale à 4 (Figure II.6.6). Le Toggle latch permet à chaque appui du bouton poussoir de changer d'état 0 ou 1 et de maintenir l'état.

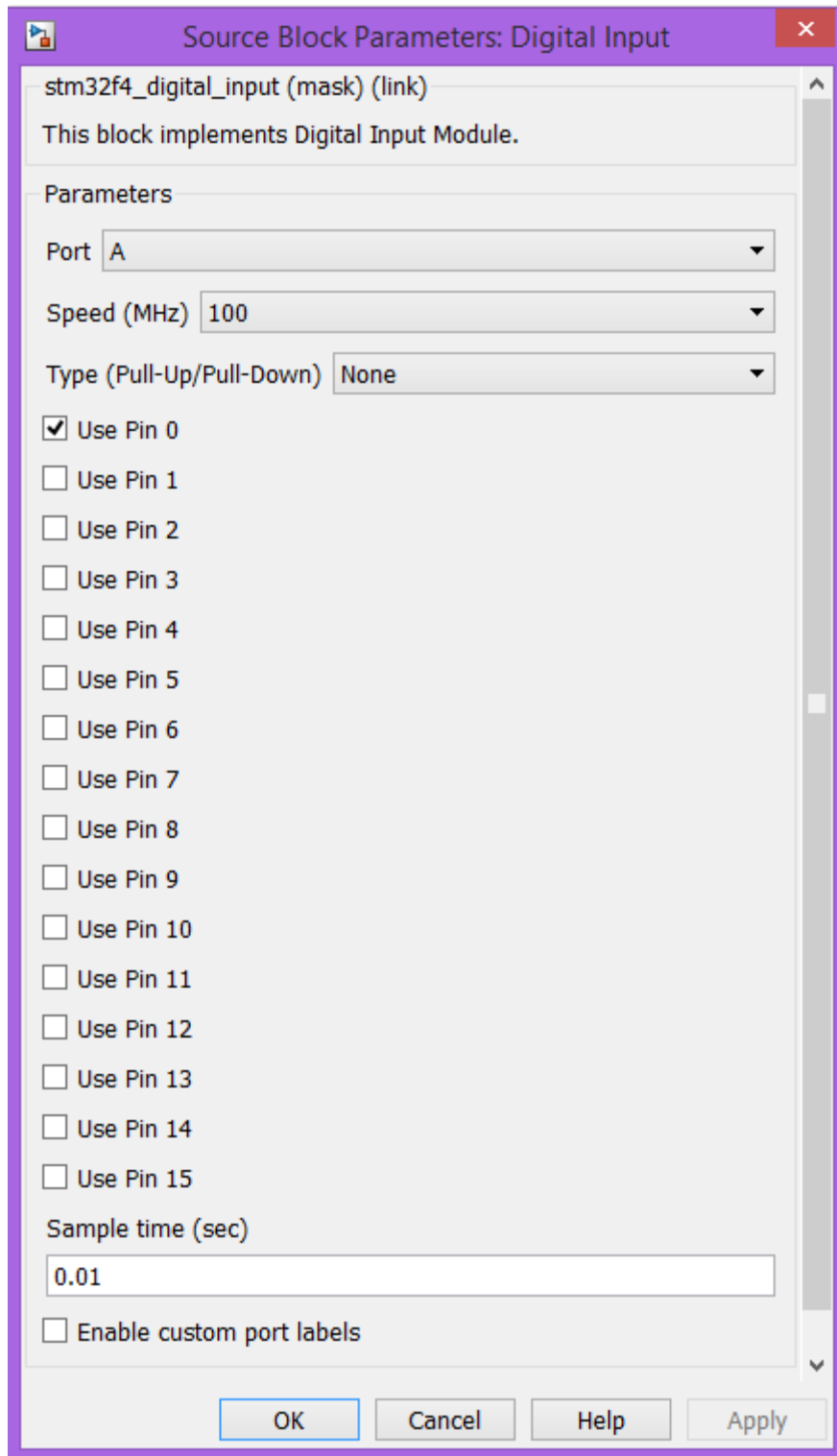


**Figure II.6.3:** Bloc Simulink pour Switch

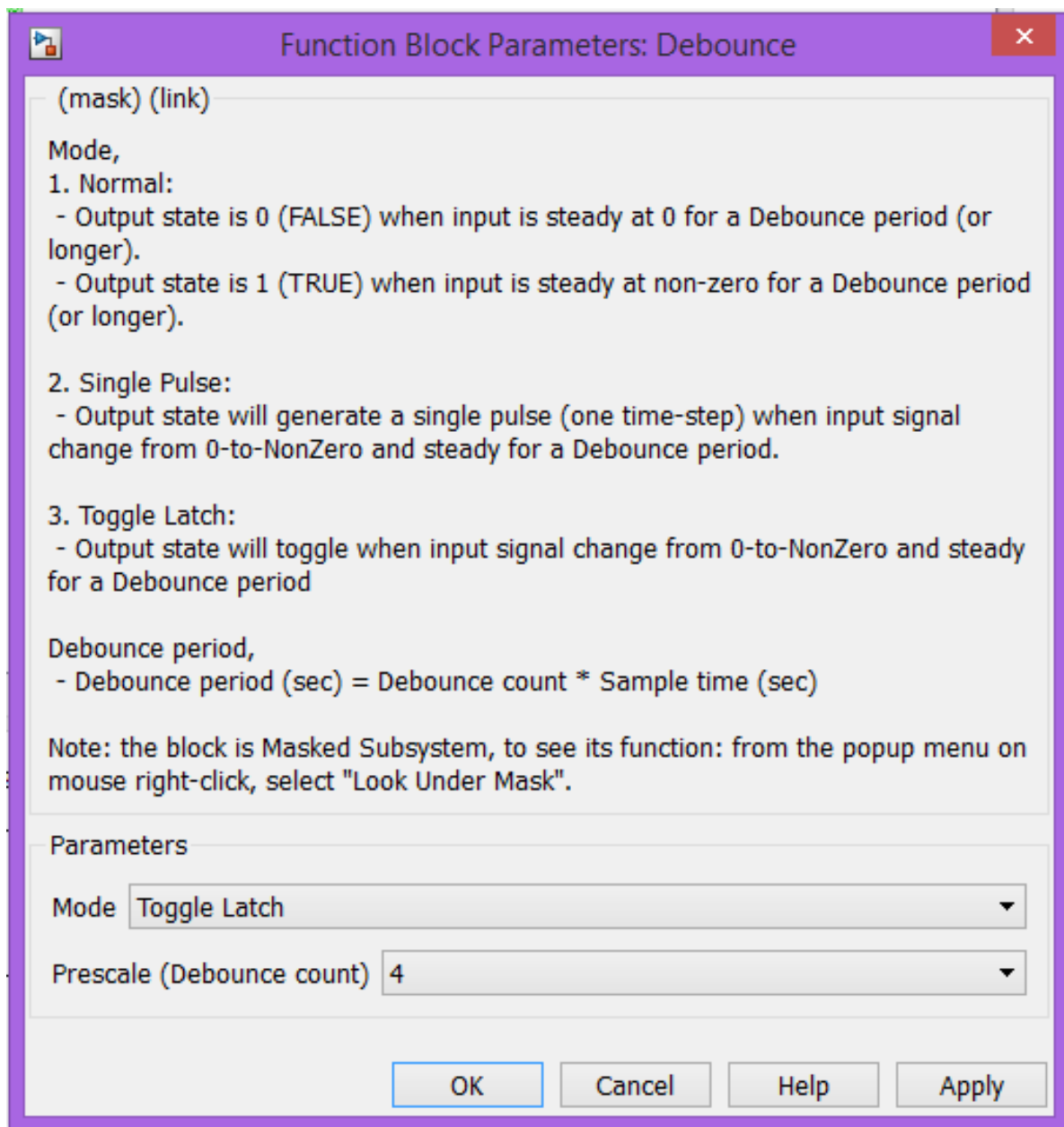
Switch Choisir  $\geq 0$  Threshold 0.



**Figure II.6.4:** Blocs Simulink pour Debounce et Digital Input



**Figure II.6.5:** Configuration du bloc Digital Input

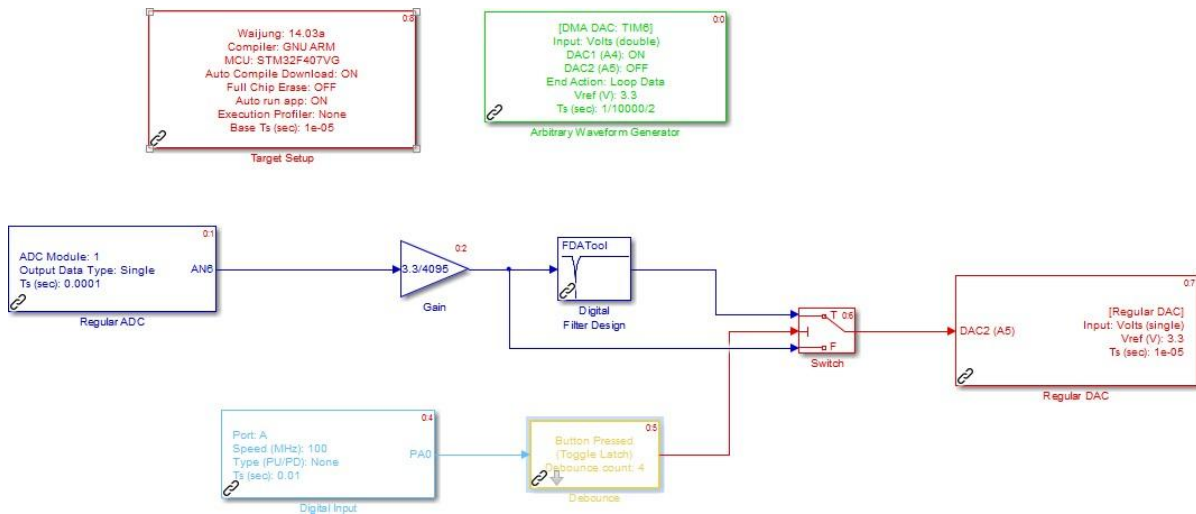


**Figure II.6.6:** Configuration du bloc Debounce

Lorsque les blocs sont configurés, il faut relier les blocs comme illustré sur la Figure II.6.7.

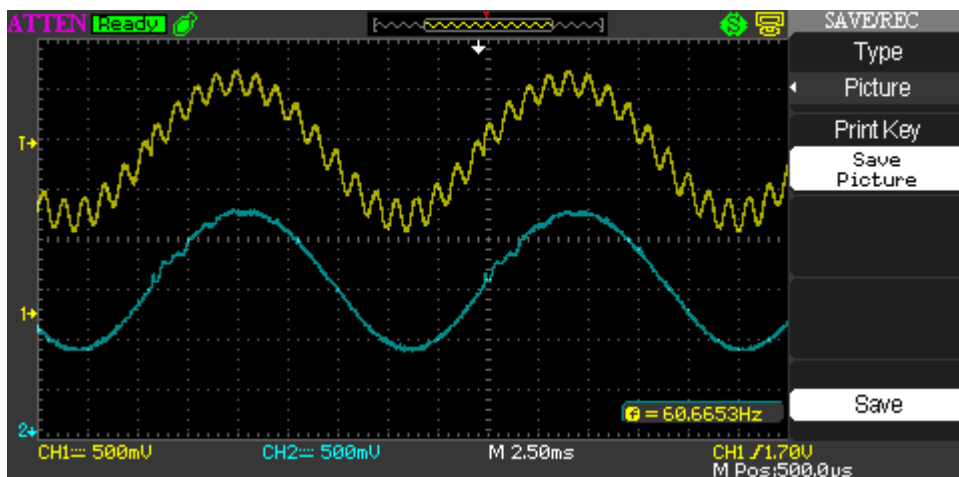
L'algorithme est le suivant :

- Si le bouton est appuyé une fois, alors le bloc Debounce maintient la sortie à 1 si son état passé est 0, et la sortie vers le DAC est la sortie du filtre
- Si le bouton est appuyé, le filtre est contourné si l'état passé du bloc Debounce est 1 et son nouvel état est 0.



**Figure II.6.7:** Schéma Simulink représentant le système à implémenter

Le résultat du filtre est illustré sur la Figure II.6.8



**Figure II.6.8:** Signal mesuré et signal filtré

### II.7. Conclusion :

L'objectif de ce laboratoire est de mettre en pratique la théorie de l'analyse des signaux et d'introduire les notions de :

- DSP
- Programmation de DSP sous Simulink
- Génération de signal
- Acquisition de données
- Filtrage

# **CHAPITRE III**

## **FILTRAGE DU SIGNAL ECG**

### **III -1. Introduction :**

Les signaux ECG peuvent avoir quelques changements dans leurs morphologies (Amplitude et phase d'un cycle à un autre) aussi des bruits qui recouvrent le signal utile partiellement ou totalement, donc le filtrage de ces bruits est très important pour mieux détecter les paramètres du signal ECG.

### **III -2. Prétraitement du signal ECG[15] :**

Les différents bruits qui entachent un signal ECG, sont considérés comme des indésirables, et peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique.

En outre, Les difficultés de la détection des complexes QRS résident, essentiellement, dans la grande variabilité de la forme du signal et la présence dans l'ECG de ces bruits inutiles d'origines diverses.

Il est donc important de savoir quels sont les types de bruit qui peuvent contaminer un signal électrocardiogramme ECG.

#### **III -2-1.Types de bruits présents dans le signal ECG[16] :**

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. Ces bruits sont considérés comme des perturbations, et ils ont fait l'objet de plusieurs travaux dans la littérature [Chen'06, Bor'05], mais souvent le traitement de ces bruits reste encore difficile à effectuer de manière automatique.

Ces bruits peuvent être classés selon leurs origines en deux grandes catégories, les bruits d'origine technique et les bruits d'origine physique.

##### **III -2-1-1.Bruits d'origine technique:**

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

###### **III -2-1-1-1.Le Bruit du réseau 50Hz:**

Le bruit 50Hz est un bruit qui provient de l'alimentation par le réseau de distribution électrique. Il contamine le signal électro cardiographique 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 avec une opération de filtrage sélective. Ce type de bruit est illustré dans la figure III-2-2.a.

### III -2-1-1-2.Les bruits dûs au mauvais contact électrode-peau:

Lorsque les électrodes utilisées pour le recueil du signal ECG se détachent ou le gel entre l'électrode et la peau se sèche, cela peut provoquer un bruit qui provoque des changements brusques de l'amplitude du signal d'ECG (voir figure III-2-1), ainsi que de faibles changements de fréquence de référence.

De plus, une mauvaise conductivité entre les électrodes et la peau peut avoir un effet sur le signal ECG qui peut aller d'une simple diminution d'amplitude à l'apparition des pics qui peuvent parfois être confondus avec les ondes du tracé normal. Ce type de bruit est difficile à éliminer car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que celle des complexes QRS.

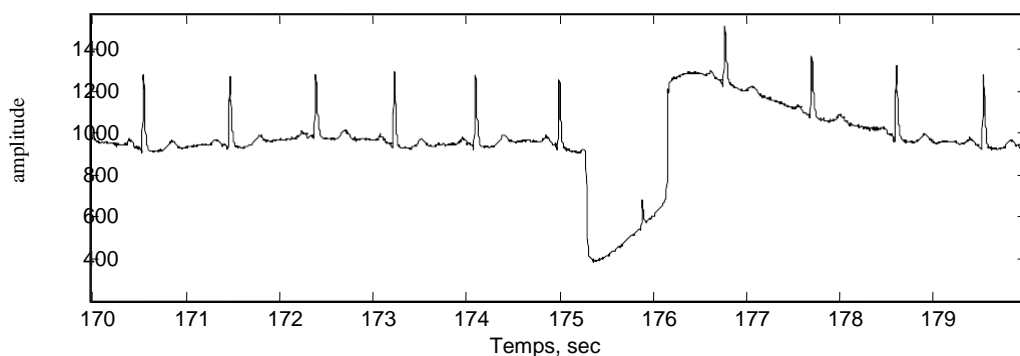


Figure III-2-1 Bruit dû au mauvais contact électrode-peau

### III -2-1-1-3.Autres bruits:

Parmi les autres bruits techniques souvent rencontrés, nous pouvons citer les artefacts dûs aux:

- Mouvements des câbles électriques.
- La saturation des instruments de mesure
- Mauvaise qualité du câblage
- Port de vêtements synthétiques.
- Ondes RF émises par les équipements électro-chirurgicaux.

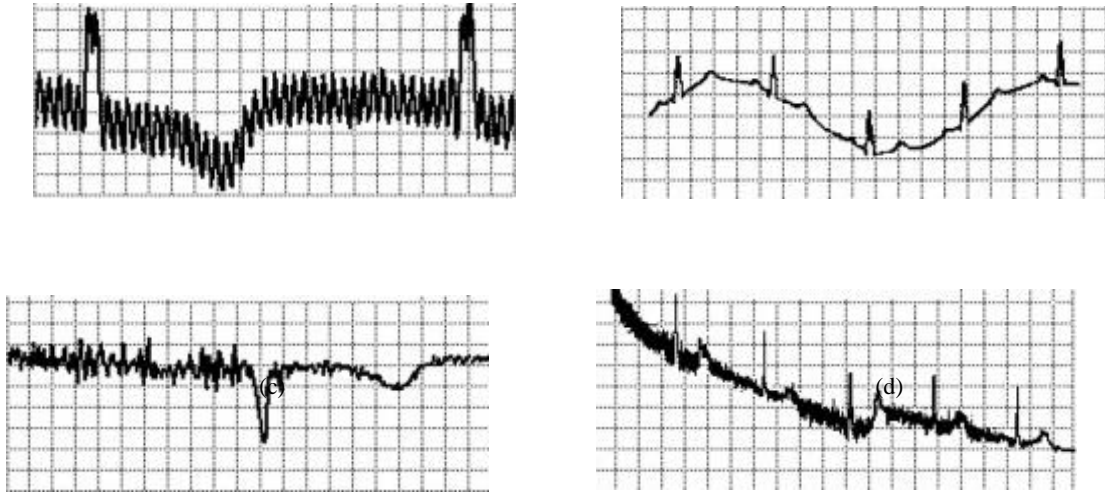
### III -2-1-2.Bruits physiques:

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

#### III -2-1-2-1.Fluctuations de la ligne de base:

La ligne de base est la ligne horizontale prise comme référence pour étudier la forme et l'amplitude des différentes ondes cardiaques.

Les fluctuations de cette ligne de base correspondent aux déviations de basses fréquences de l'amplitude de l'ECG liées principalement aux mouvements du patient pendant sa respiration. En effet Pendant un enregistrement d'un signal ECG, l'activité respiratoire peut faire osciller la ligne de base du signal à un rythme régulier. Un tel bruit est visible sur la figure III-2-2.b Généralement, Ces perturbations ne sont pas très gênantes pour l'analyse du signal ECG, car ils peuvent être filtrés puisque leur énergie se situe dans les basses fréquences.



**Figure III-2-2** Bruits présent dans un signal ECG : (a) bruit du secteur 50Hz;

(b) fluctuations de la ligne de base; (c) le signal EMG; et (d) les artefacts dûs aux mouvements du patient.

### III -2-1-2-2. Bruits dûs au signal électromyogramme EMG:

Malgré que les électrocardiographes soient conçus pour être essentiellement sensibles aux contractions du myocarde, l'ECG peut enregistrer aussi les contractions des autres muscles Squelettiques. En effet, Ce bruit est dû à la contraction des tissus musculaire qui est accompagnée par une dépolarisation des cellules ce qui donne un signal électromyogramme qui va être superposé sur le signal ECG comme des oscillations hautes fréquences.

Ces perturbations sont assez gênantes surtout lorsque le patient bouge beaucoup ou lorsqu'il frissonne, elles peuvent noyer les ondes P et T et empêcher parfois la détection des pics R. Un exemple de tel bruit est représenté sur la figure III-2-2.c.

### III -2-1-2-3. Autres artefacts d'origine physique[17]:

Le signal électrocardiographique ECG peut être affecté par certaines maladies comme l'hyperthyroïdie, l'ischémie et l'hypokaliémie.

Ainsi que l'utilisation de certains médicaments qui peuvent modifier l'allure du tracé ECG, notamment la *digoxine* qui bloque la conduction AV et ralentit la fréquence cardiaque et la

*digitaline* qui provoque un abaissement du segment ST avec inversion des ondes T et tend à raccourcir l'intervalle QT.

### III -3.Filtrage du signal ECG:

#### III -3-1. Filtrage non linéaire:

##### III -3-1-1. Les ondelettes:

La transformation de Fourier (TF) est une transformation mathématique qui permet de passer du domaine temporel au domaine fréquentiel. On peut l'appliquer aux signaux non stationnaires comme les signaux bioélectriques (ECG, EEG, EMG ...etc.), mais elle est idéale juste pour des signaux stationnaires dont les propriétés fréquentielles ne varient pas au cours du temps.

Les transformations en ondelettes sont des méthodes qui permettent d'analyser le contenu d'un signal par rapport à leur fréquence. Ce sont des approches temps-échelle permettant la décomposition d'un signal et son étude dans les différentes bandes de fréquence. Dans ce cas une fenêtre, appelé ondelette mère  $\psi(t)$ , dont la largeur est variable. Leur but est d'obtenir plus de précisions dans les résultats en fonction du type de fréquences (hautes ou basses) :

$$\text{Avec } T_o(a,b) = \int f(t) \psi_{a,b}(t) dt \\ \text{et } \psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

Les coefficients d'ondelettes  $T_o(a,b)$  dépendent de deux paramètres  $a$  et  $b$  ou  $a$  est le facteur d'échelle et  $b$  le facteur de translation. Les fonctions  $\psi_{a,b}(t)$  sont obtenues à partir de la dilatation et de la translation de la fonction ondelettes mère  $\psi(t)$ .

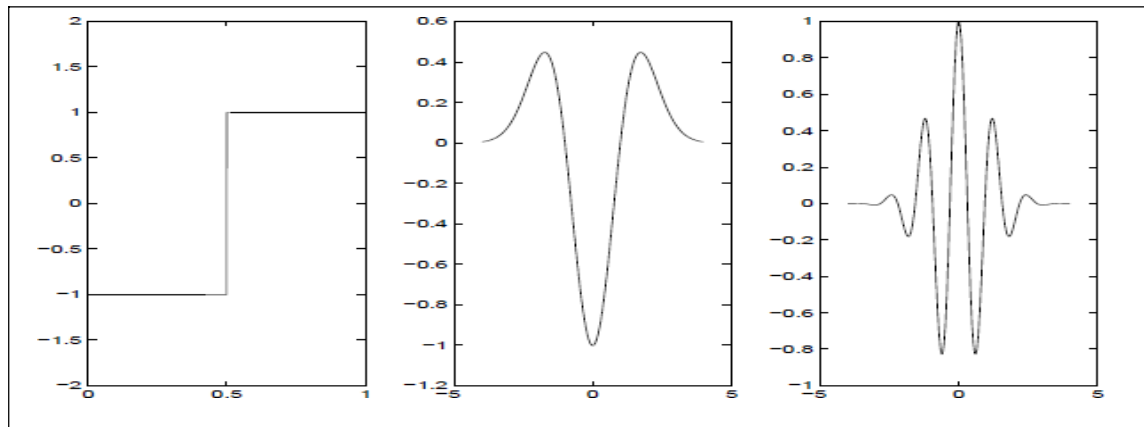
Nous n'allons pas rentrer dans les fondements théoriques et mathématiques de la construction des ondelettes car leurs détails sont très approfondis.

Les transformations en ondelettes sont divisées en deux catégories :

La transformée en ondelette continue (Continuous Wavelet Transform (CWT)) et La transformée en ondelette discrète (Discrete Wavelet Transform (DWT))

La différence principale entre ces deux catégories est que la CWT fonctionne sur toutes les valeurs continues de la fréquence et du temps tandis que la DWT fonctionne sur un sous-ensemble spécifique défini sur l'ensemble de toutes les valeurs discrètes de la fréquence et du temps.

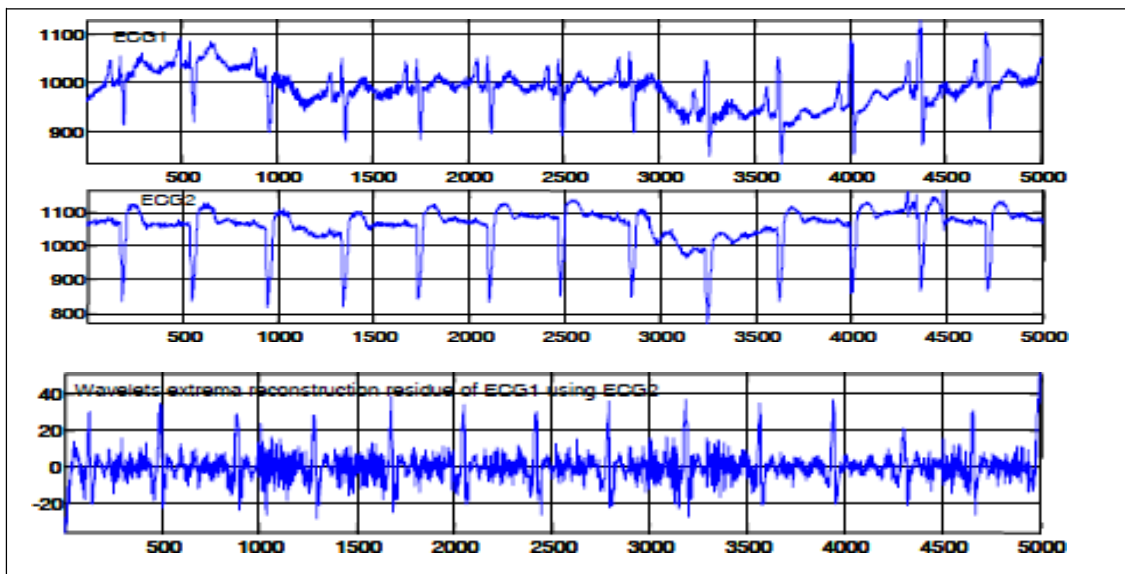
Ci-dessous des exemples d'ondelettes : l'ondelette de Haar, dérivée seconde de gaussienne, et l'ondelette de Morlet (figure III-3-3) :



**Figure III-3-3:** Différents types d'ondelettes : de gauche à droite : ondelette de Haar, dérivée seconde de gaussienne, et l'ondelette de Morlet.

L'un des avantages des ondelettes est leur grande aptitude à prendre en charge plusieurs traitements numériques du signal de façons quasi simultanée (fenêtrage - débruitage - détection – filtrage et reconstitution du signal) [4].

Et d'après [5] voici l'effet de la transformation en ondelettes montrant que le filtrage par cette dernière permet de réduire la dérivée de la ligne de base de signal ECG. L'idée de cette approche est de faire une nouvelle méthode d'annulation battement à battement du QRS-T dans le but de faciliter la détection de l'onde P. La phase de cette annulation s'appuie sur une décomposition en ondelettes du signal ECG, observé sur deux dérivation (ECG1 et ECG2), afin de fournir un signal résiduel ne devant contenir que le train d'ondes P après reconstruction par les ondelettes (figure III-3-4).



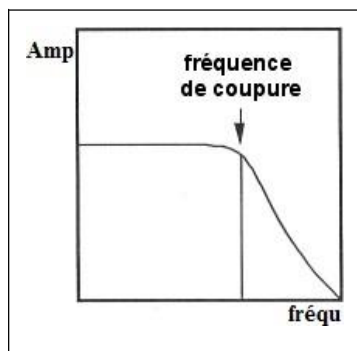
**Figure III-3-4:** réduction de la dérivée de la ligne de base par le filtrage par ondelettes. (MIT-BIH 108).

### III-2-2. Filtrage linéaire[18] :

#### III-2-2-1. Le filtre passe-bas:

Le bruit BF (base fréquence) correspond à la variation de la ligne de base d'un battement à l'autre et le bruit HF (haute fréquence) à la variation du signal autour de cette ligne, alors les méthodes le plus souvent utilisées pour estimer les variations de la ligne de base sont développées à partir des filtres fréquentiels passe-bas .

Un filtre passe-bas est un filtre linéaire qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure (figure III-3-4) qui est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : passant ou bloquant.



**Figure III-3-4:** filtre passe-bas

Un filtre passe-bas permet de diminuer les ondulations de la ligne de base secondaire à la respiration (figure III-3-5), mais il entraîne généralement une déformation du signal, et il est inefficace lors de variations brutales d'amplitude (bruits haute fréquence) .



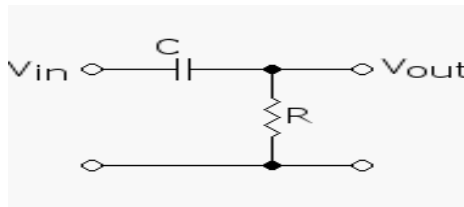
**Figure III-3-5:** en haut signal original observé lors d'enregistrements en bas signal après filtrage.

Le signal du haut représente le signal original ; celui du bas représente le signal après filtrage par le filtre passe bas. Pour des faibles variations de la ligne de base, le signal ECG n'est pas déformé par ce filtrage. L'amplitude de variation de la ligne de base sur le signal original est très typique de ce qui

est habituellement observé lors d'enregistrements .

### III-2-2-2. Filtre passe haut:

Ce filtre permet de supprimer les bruits de basse fréquence ( $<0,03$  Hz), dus à la respiration et le mouvement de l'électrode qui se traduit par une dérive de la ligne de base du signal ECG. A cet effet, un simple filtre passe-haut passif est prévu.



### III-2-2-3. Filtre notch 50 Hz:

Ce filtre est utilisé pour supprimer le bruit de secteur de 50Hz. La structure de ce filtre est représentée sur la figure III-2-6ci-dessus [19] :

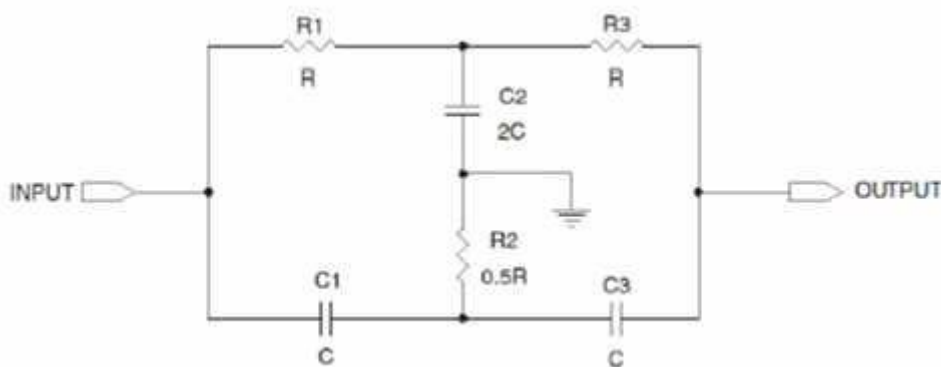


Figure III-2-6: Structure d'un filtre coupe-bande

### III-2-2-4. Le filtrage numérique:

Un filtre numérique est un élément qui effectue un filtrage à l'aide d'une succession d'opérations mathématiques sur un signal, c'est-à-dire qu'il modifie le contenu spectral du signal d'entrée en atténuant ou éliminant certaines composantes spectrales indésirées. Contrairement aux filtres analogiques, qui sont réalisés à l'aide d'un agencement de composants physiques (résistance, condensateur, etc.), les filtres numériques sont réalisés soit par des circuits intégrés dédiés, des processeurs programmables (microprocesseur, microcontrôleur, etc.), soit par logiciel dans un ordinateur.

Il y a deux grandes familles de filtres numériques linéaires : filtre à Réponse Impulsionnelle Infinie (RII). Ce filtre est caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que

les valeurs antérieures de cette même réponse. Il est nommé ainsi parce que la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif. L'autre type est le filtre à Réponse Impulsionnelle Finie (filtre RIF). Contrairement au filtre RII la réponse du filtre RIF ne dépend que des valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, la réponse impulsionnelle d'un filtre RIF est toujours de durée finie.

Ce filtrage numérique permet d'éliminer les signaux de hautes fréquences secondaires à l'activité musculaire autre que cardiaque et aux interférences des appareils électriques .

Dans notre travail, le type de filtre utilisé est à réponse impulsionnelle infinie (RII), type Butterworth.

### III-2-2-5. Filtre de Chebychev:

Les filtres de Chebychev sont, comme les filtres de Butterworth, des filtres polynomiaux : les 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

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

transfert selon :

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, un tableau par taux d'ondulation ci-dessus et ce, pour les ordres de 2 à 5.

Comme précédemment, il s'agit là de fonctions de transfert normalisées, la variable complexe est définie par  $p = j\frac{\omega}{\omega_0}$  :

Ordre du filtre	Dénominateur (le numérateur est à 1)
2	$0.3017 p^2 + 0.7158 p + 1$
3	$(0.5918 p^2 + 0.5736 p + 1)(1.031 p + 1)$
4	$(0.7518 p^2 + 0.3972 p + 1)(1.6053 p^2 + 2.0475 p + 1)$
5	$(0.8368 p^2 + 0.2787 p + 1)(1.5725 p^2 + 1.3712 p + 1)(1.855p + 1)$

Table des polynômes normalisés pour  $\epsilon = 0.1 \text{ dB}$

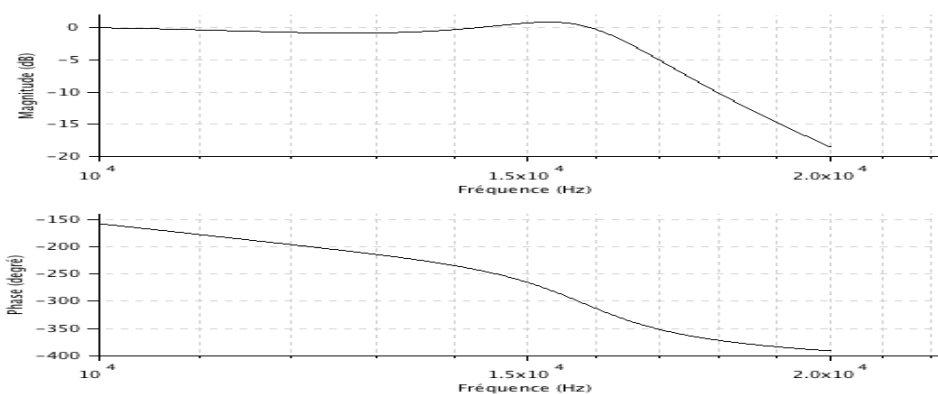
Ordre du filtre	Dénominateur (le numérateur est à 1)
2	$0.6595 p^2 + 0.9402 p + 1$
3	$(0.8753 p^2 + 0.5483 p + 1)(1.596 p + 1)$
4	$(0.9402 p^2 + 0.3297 p + 1)(2.8057 p^2 + 2.3755 p + 1)$
5	$(2.0974 p^2 + 1.2296 p + 1)(0.9654 p^2 + 0.2161 p + 1)(2.759p + 1)$

Table des polynômes normalisés pour  $\epsilon = 0.5 \text{ dB}$

Ordre du filtre	Dénominateur (le numérateur est à 1)
2	$0.9070 p^2 + 0.9956 p + 1$
3	$(1.0058 p^2 + 0.497 p + 1)(2.023 p + 1)$
4	$(1.0136 p^2 + 0.2828 p + 1)(3.5791 p^2 + 2.4113 p + 1)$
5	$(2.3293 p^2 + 1.0911 p + 1)(1.0118 p^2 + 0.1610 p + 1)(3.454p + 1)$

Table des polynômes normalisés pour  $\epsilon = 1 \text{ dB}$

A titre d'exemple, la fonction de transfert du passe-bas de Chebychev du cinquième ordre avec une ondulation de  $\epsilon = 1 \text{ dB}$  est tracée ci-dessous avec le concours du logiciel scilab. Le lecteur est encouragé à tracer différentes fonctions de transfert et à les comparer à celles des filtres de Butterworth.



**Figure III-2-7:**Filtre de Chebychev

Une fois la fonction de transfert déterminée, la détermination des composants d'une structure de Rauch ou de Sallen-Key qui l'incarne se fait de manière tout à fait analogue à ce qui a été fait dans ces paragraphes

Les filtres de Chebychev ont leur principal intérêt dans leur pente. A ordre  $n$  donné, c'est le type de filtre qui a la pente la plus raide dans la bande passante. Cet avantage se fait au détriment de l'ondulation dans la bande passante (d'autant plus importante que sa pente dans la bande rejetée est raide) et aussi au détriment du délai de groupe varie beaucoup dans la bande passante.

### III-2-2-6. Le filtre de Butterworth:

On rappelle que seule l'étude théorique du filtre passe-bas est faite. On passe aux autres types, passe-haut, etc.. par changement de variable.

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

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

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

fonction de transfert complexe qui aboutit à la définition du filtre, soit :

On ne traitera pas ici cette question qui relève de l'analyse des fonctions complexes et on se contentera de donner sous forme de tableau de synthèse les résultats en fréquences ou pulsations normalisées (la variable complexe est définie par  $p = j \frac{\omega}{\omega_0}$  pour les ordres 2 à 6 :

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	$(p^2 + 1.6180p + 1)(p^2 + 0.6180 p + 1)(p + 1)$
6	$(p^2 + 1.9318p + 1)(p^2 + \sqrt{2} p + 1)(p^2 + 0.5176p + 1)$

Du point de vue opérationnel, si on choisit un filtre passe-bas de Butterworth d'un ordre donné pour satisfaire à un gabarit cahier des charges, il s'agira de déterminer les cellules (de Rauch ou de Sallen-Key, par exemple) qui incarneront les polynômes du tableau ci-dessus. Par exemple, pour l'ordre 4, il

## Filtrage du signal ECG

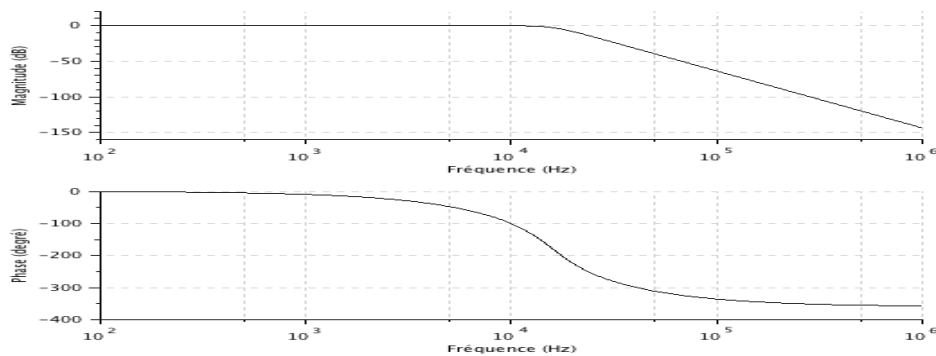
s'agit de cascader deux cellules de Rauch, par exemple, avec les polynômes suivants :  $(p^2 + 1.8477p + 1)(p^2 + 0.7653p + 1)$

en rappelant qu'ici, la variable complexe est normalisée en pulsation. En d'autres termes, la

$$T = \frac{1}{[j^2 \frac{\omega^2}{\omega_0^2} + 1.8477 j \frac{\omega}{\omega_0} + 1][j^2 \frac{\omega^2}{\omega_0^2} + 0.7653 j \frac{\omega}{\omega_0} + 1]}$$

fonction de transfert s'écrit, en pulsation :

Le diagramme de Bode ci-dessous a été tracé avec Scilab :



**Figure III-2-8:**Le filtre de Butterworth

On rappelle que pour la structure ou cellule de Rauch :  $\omega_0 = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}}$ ,

$\epsilon Z \quad m = \frac{3}{2} \sqrt{\frac{C_2}{C_1}}$  et  $T_0 = -1$ . Or, on veut d'une part  $2m = 1.8477$ , pour le premier polynôme au dénominateur et  $2m = 0.7653$  pour le second et on veut pour les deux cellules identiquement  $\omega_0 = 10^5 \text{ rad.s}^{-1}$  soit  $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = 1,59 \cdot 10^4 \text{ Hz}$ .

On peut choisir pour le premier polynôme le jeu de composants (valeurs normalisées) suivants :  $C_2 = 0.39 \text{ nF}$ ,  $C_1 = 1 \text{ nF}$  et  $R = 15 \text{ k}\Omega$ .

Et pour le second :  $C_2 = 0.068 \text{ nF}$ ,  $C_1 = 1 \text{ nF}$  et  $R = 39 \text{ k}\Omega$ .

Évidemment, quand on réalise la cellule avec des composants discrets, il faut opter pour des valeurs normalisées des composants résistances et condensateurs proches des valeurs qui résultent des calculs théoriques ce qui entraîne nécessairement des valeurs numériques pour  $\omega_0$  et  $2m$  légèrement différentes de la théorie.

### **II -4. Conclusion :**

Dans ce chapitre, on a démontré les types des bruits et les différents filtres (filtre de type linéaire et non linéaire et filtre numérique) et les filtres classiques pour objectif de générer un signal filtré ECG.



**CHAPITRE IV**  
**IMPLANTATION DE**  
**L'ALGORITHME DE**  
**FILTRAGE NUMERIQUE**  
**DU SIGNAL ECG AUTOUR**  
**DE LA CARTE STM32F429**

### IV-1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons présenter notre carte d'acquisition de signal d'électrocardiogramme (ECG) qui sera effectuée. L'opération du filtrage élaborés sous SIMULINK peuvent directement s'implanter sur la

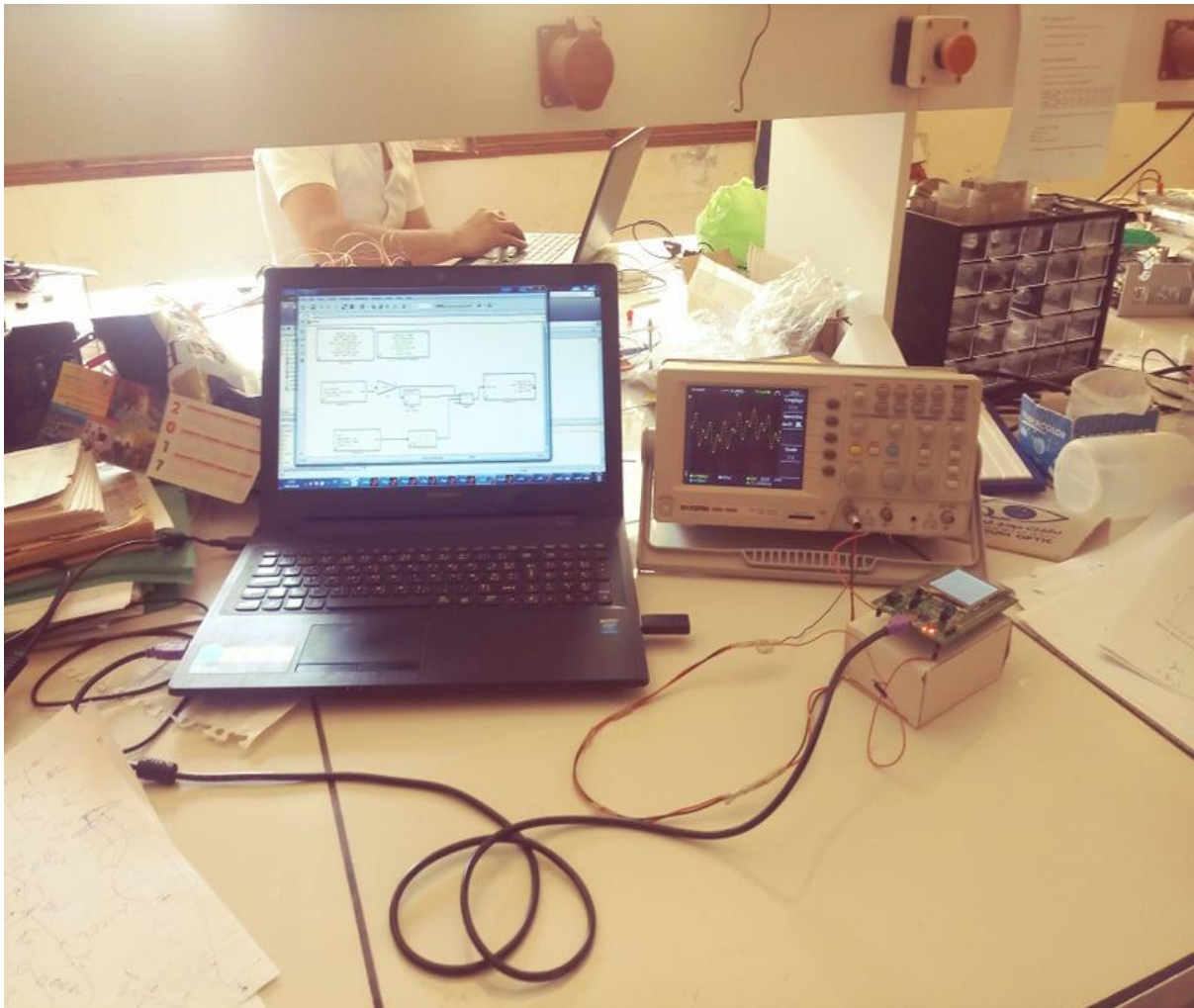
carte STM32F429, grâce au logiciel *Waijung*. Dès que l'algorithme est établi directement sera chargé dans la carte STM32F429 et l'application s'exécute en temps réel. La carte de commande reçoit

le signal ECG bruité sous la forme d'un signal analogique; le convertisseur analogique – numérique doit le convertir en signal numérique; puis le transmettre vers le bloc de filtrage

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

### IV-2.DESCREPTION DU BANC D'ESSAI :

La figure IV-1 montre le dispositif expérimental mis en œuvre .



**Figure IV-2.1: Banc d'essai expérimental**

structure du banc expérimental est constituée par :

-Un PC pour construire notre programme qui contient plusieurs logiciels

- Matlab /Simulink : c'est la plateforme du programme.
- Waijung :
- ST-LINK :Keil
- oscilloscope
- La carte STM32F429

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

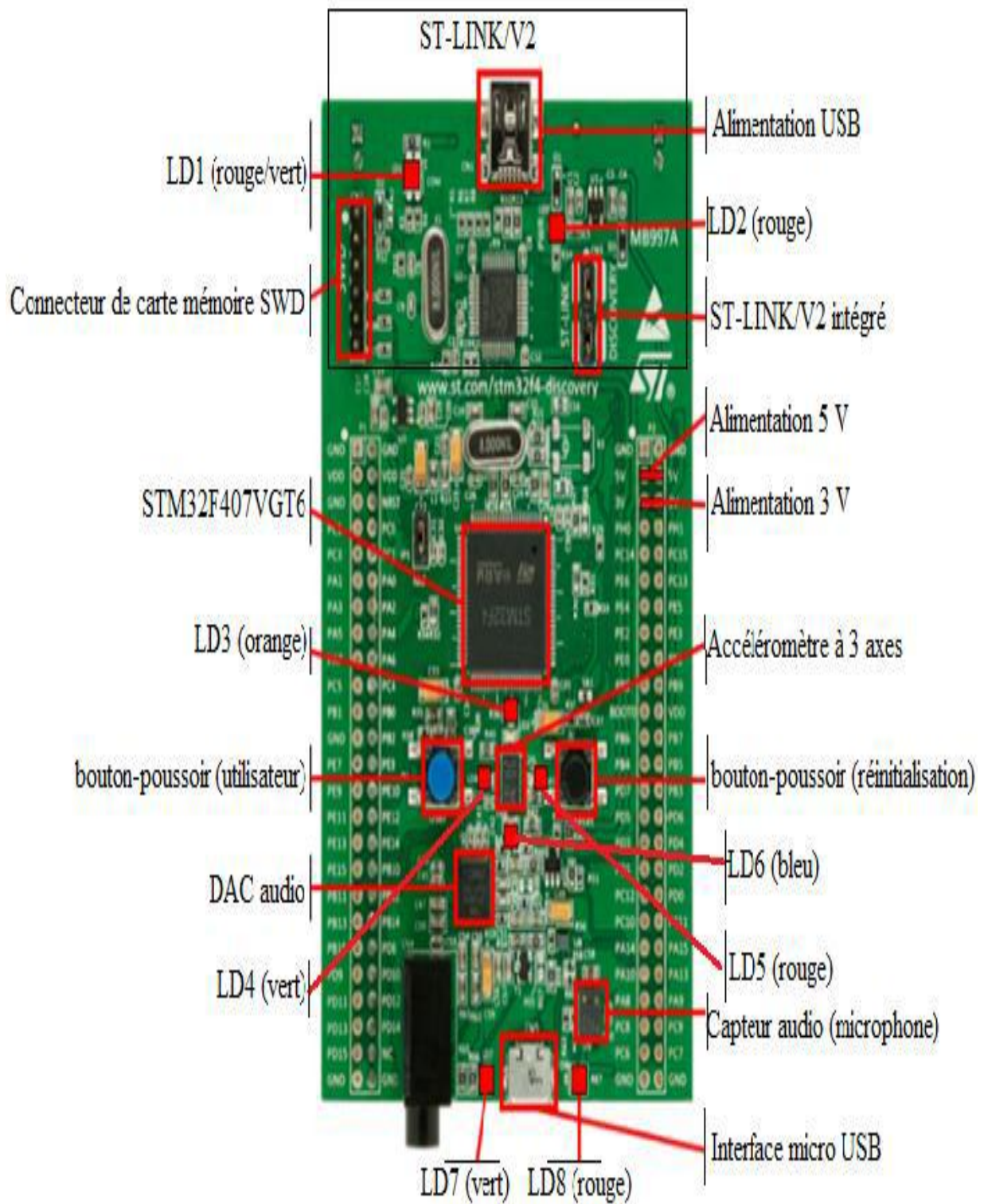


Figure IV.2.2 : Carte de développement STM32F429.

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

---

Elle permet aux utilisateurs de développer facilement des applications avec un microcontrôleur haute performance STM32F4 muni d'un processeur ARM Cortex-M4 32bits. Elle inclut tout ce qui est nécessaire pour les débutants ou pour les utilisateurs expérimentés pour commencer rapidement à effectuer des développements. Peu coûteuse et facile à utiliser, la carte STM32F4 Discovery aide à découvrir les fonctionnalités haute performance du microcontrôleur STM32F4 et à développer facilement des applications.

La carte STM32F4Discovery offre les caractéristiques suivantes :

- Un microcontrôleur STM32F407VGT6 avec processeur ARM Cortex-M4 32 bits doté de :
- une mémoire Flash de 1 Mo,
- une mémoire vive de 192 Ko,
- une FPU,
- Un ST-LINK/V2 intégré.
- Alimentation de la carte :- par bus USB ou par alimentation externe : 3 V ou 5 V.
- Un accéléromètre à 3 axes ST MEMS LIS3DSH,
- Un capteur audio (microphone) digital omnidirectionnel ST MEMS MP45DT02.
- Un DAC audio avec haut-parleur de classe D intégré.
- Huit LEDs :
- LD1 (rouge/vert) pour la communication USB,
- LD2 (rouge) pour la mise sous tension 3.3 V,
- Quatre LEDs Utilisateur : LD3 (orange), LD4 (vert), LD5 (rouge) et LD6 (bleu),
- 2 LEDs USB OTG (USB On-The-Go) :
- LD7 (vert) VBUS,
- LD8 (rouge) surintensité.
- Deux boutons-poussoirs (utilisateur et réinitialisation).
- Interface USB OTG avec connecteur micro-AB.
- En-têtes d'extension pour les E/S pour une connexion rapide à la carte [18].

### IV-3. Simulation analogique et numérique :

Dans cette partie, on va expliquer les démarches de la simulation sous Matlab/Simulink pas à pas ainsi que les résultats obtenus. Avant de réaliser l'acquisition et le traitement sur la carte STM32F429 ,on doit passer par des tests de simulation pour s'assurer sur les résultats. Pour cela, nous avons utilisé le logiciel Matlab /Simulink puisqu'il est puissant et plus utilisable dans le domaine de virtualisation des circuits analogique et numérique. La chaine d'acquisition et de traitement choisie pour notre signal

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

est constituée de plusieurs étages indispensables pour la mise en forme du tracé de l'ECG. Le schéma bloc choisi dans la détection du signal ECG est représenté dans la figure suivante:

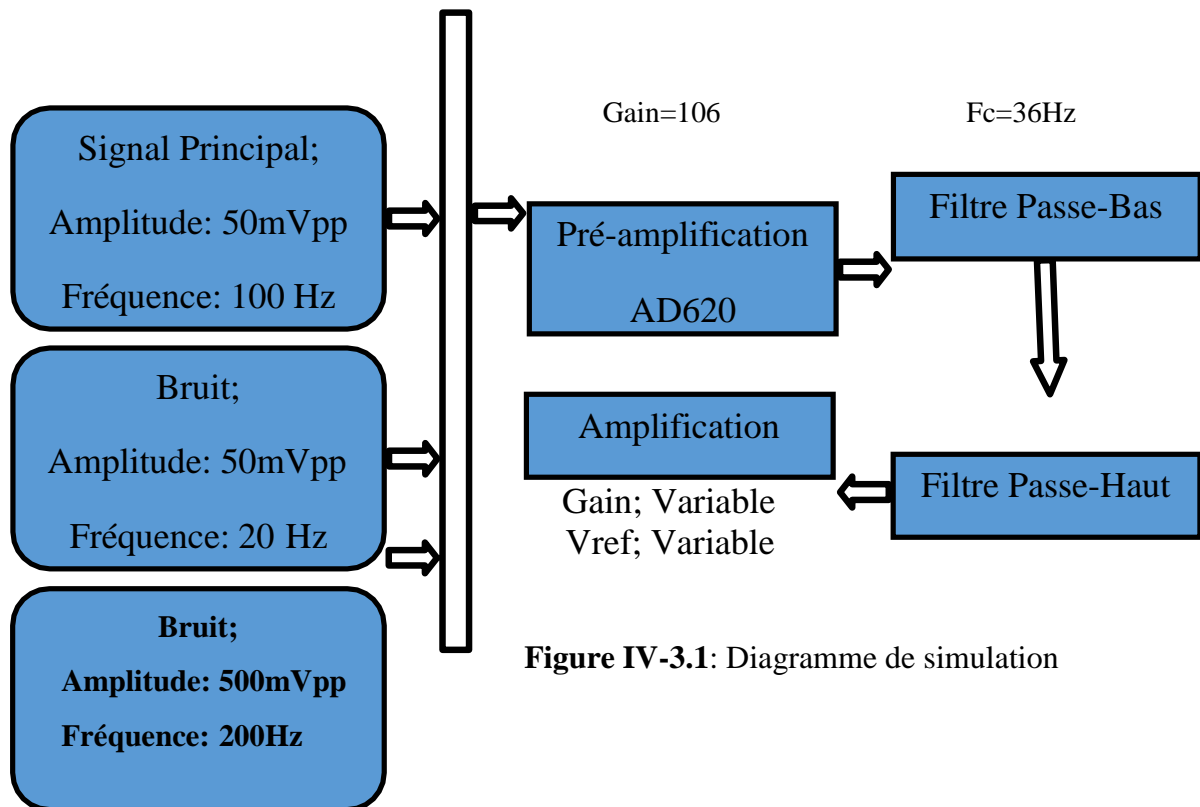


Figure IV-3.1: Diagramme de simulation

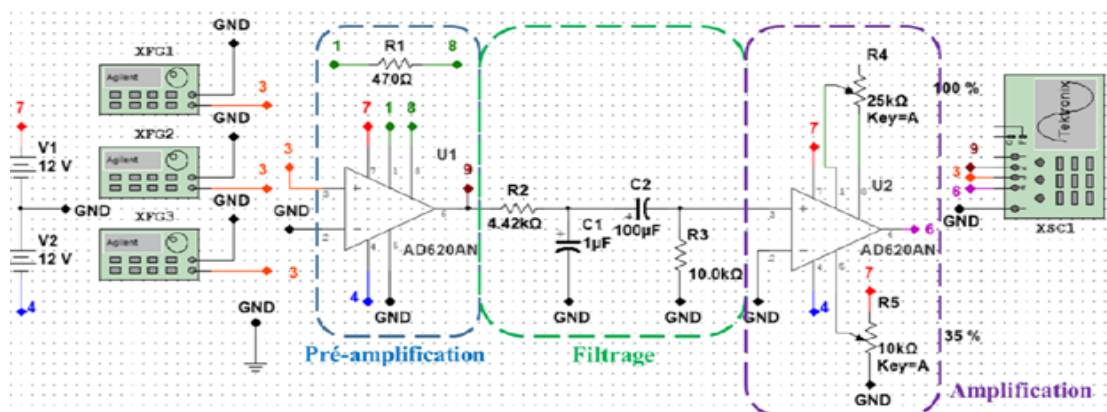


Figure IV-3.2: Vue d'ensemble montre la liaison entre les différents étages du circuit analogique

# Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

## IV-4. Mise en œuvre de la simulation:

Voici une aperçu globale du programme de notre organigramme Fig IV.2 citée ci-dessus sous Matlab /Simulink:

1-Dans notre simulation, on a utilisé 3 types des filtres (classiques, Chebyshev et Butterworth) afin de choisir celui qui donne la meilleure performance.

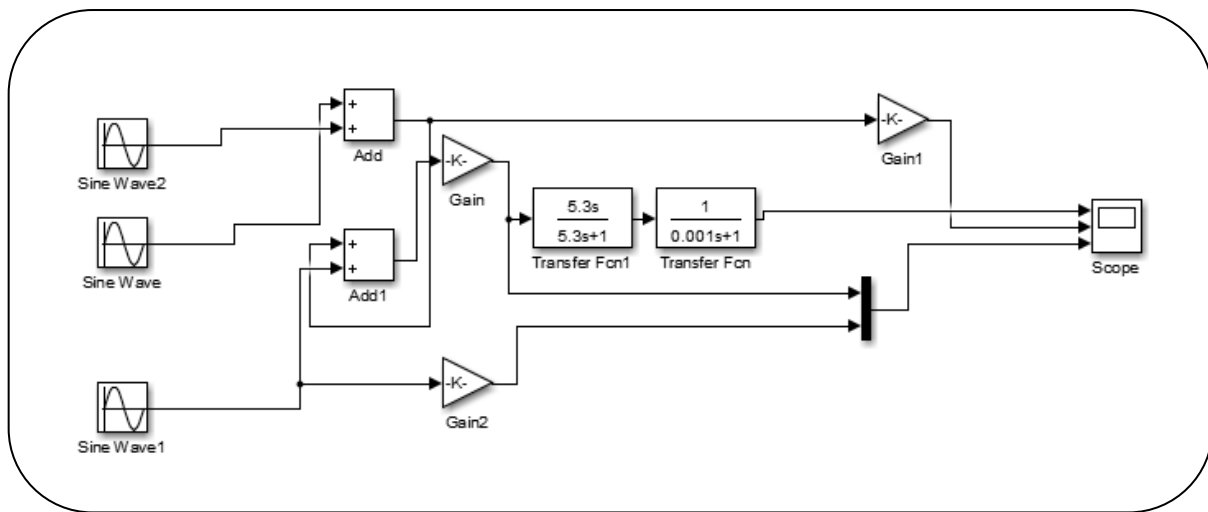


Figure IV-4.1: Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre classique)

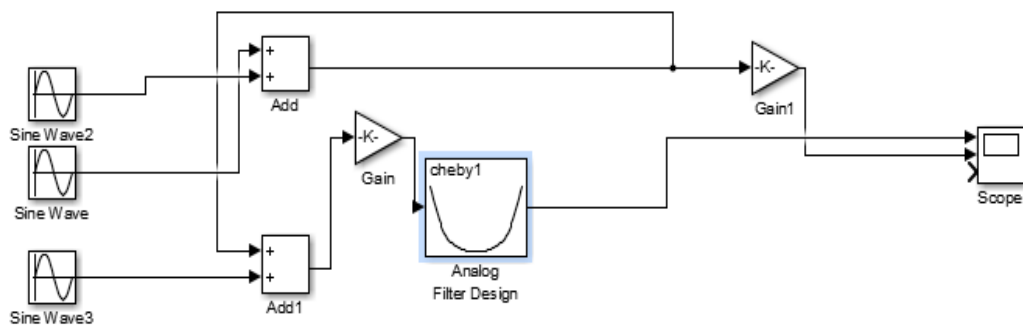
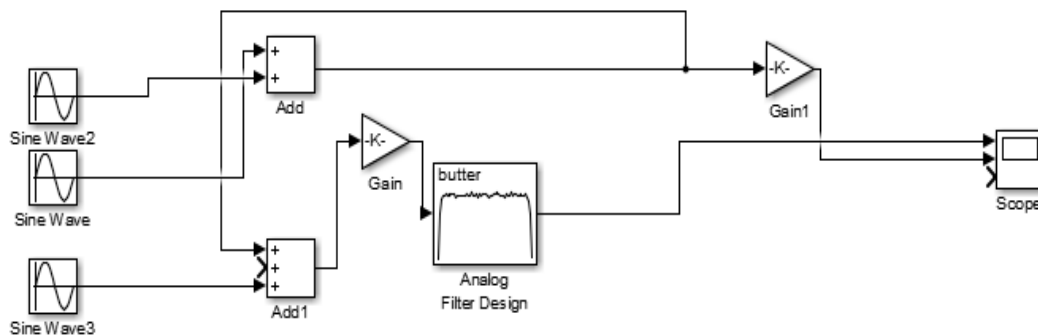


Figure IV-4.2: Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre chebyshev)



**Figure IV-4.3:** Schéma de circuit de simulateur Matlab /Simulink (filtre Chebyshev)

### IV-5. Tests de fonctionnement du circuit:

Après la réalisation du circuit et la simulation, on remarque clairement sur la Figure. IV-6.1 que le signal ECG est bien détecté. Les différentes ondes telles que l'onde P, le complexe QRS et l'onde T sont clairement visibles ; Aussi le rythme cardiaque peut être facilement déterminé avec les 3 filtres.

#### IV-5.1. partie1: génération du signal ECG par simulation:

D'après l'organigramme, on génère trois signaux sinusoïdaux différents en fréquence :

**Signal1:** À une amplitude de 50mVpp constant supposé comme un signal principal et une fréquence de 20 Hz.

**Signal2:** À une amplitude variable et une fréquence de 100Hz supposé comme un bruit qui réagit sur le signal principal et joue le rôle d'un bruit dans le monde réel.

**Signal3:** À une amplitude variable et une fréquence de 200Hz supposé aussi comme un bruit

**Préamplificateur :** Afin d'amplifier le signal, Gain=106

#### IV-5.2. partie2: L'addition des bruits:

Sur le premier signal ,on superpose deux signaux ayant une fréquence de 100Hz et 150mHz grâce aux deux additionneurs. Les deux signaux seront considérés comme des bruits On remarque que le signal devient bruité et ayant une amplification de 106 fois. Après cette phase, on passe à l'étage suivant qui est le filtrage.

# Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

## IV-5.3.partie1:filtrage:

Dans cette partie, on essaie d'éliminer les fréquences proposées comme un bruit à l'aide de deux filtres passifs placés en série

- ✓ On a mis un filtre passe-bas ( $F_c=20\text{Hz}$ ) pour éliminer la fréquence de la source 50Hz
- ✓ Et un filtre passe-haut ( $F_c=200\text{Hz}$ ) qui élimine un peu le bruit de l'électromyogramme, sachant la fréquence du signal de l'électromyogramme qui est autour de 0.1 Hz jusqu'à 5 Hz, mais on ne peut pas éliminer les fréquences supérieures à 1 Hz puisque la fréquence d'ECG prends deux fois des valeurs de 2 ou 3 Hz, donc il ne faut pas l'éliminer sinon on perdra l'information utile.

**1-Filtre passe-bas:** Dans cette partie, un simple filtre passe-bas de type RC a été choisi. Sa fonction de transfert peut être donnée comme suit :

$$H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1+j\omega RC}$$

Pour  $C = 1\mu\text{F}$  et  $R = 1\text{k}\Omega < f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 10^{-3}} = 159\text{H}$

**2-Filtre passe-haut:**

Ce filtre permet de supprimer les bruits de basse fréquence ( $<0,03\text{ Hz}$ ), dus à la respiration et le mouvement de l'électrode qui se traduit par une dérive de la ligne de base du signal ECG. A cet effet, un simple filtre passe-haut passif est prévu. La fonction de transfert  $H(j\omega)$  de ce filtre est donnée par :  $H(j\omega) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{j\omega RC}{j\omega RC + 1}$

**2-Filtre Butterworth:** Le filtre de Butterworth d'ordre n est défini par le module au carré

$$|Z|^2 = \frac{T_o^2}{1 + (\frac{f}{f_o})^{2n}}$$

de sa fonction de transfert selon :

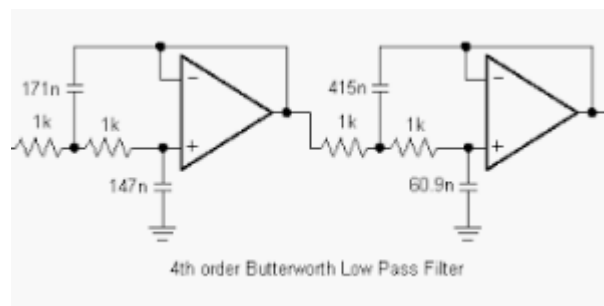


Figure IV-5.3.1.filtre Butterworth d'ordre 4

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

### 3-Filtre Chebyshev :

Le filtre passe-bas de Chebyshev d'ordre n est défini par le module au carré de sa

fonction de transfert selon :

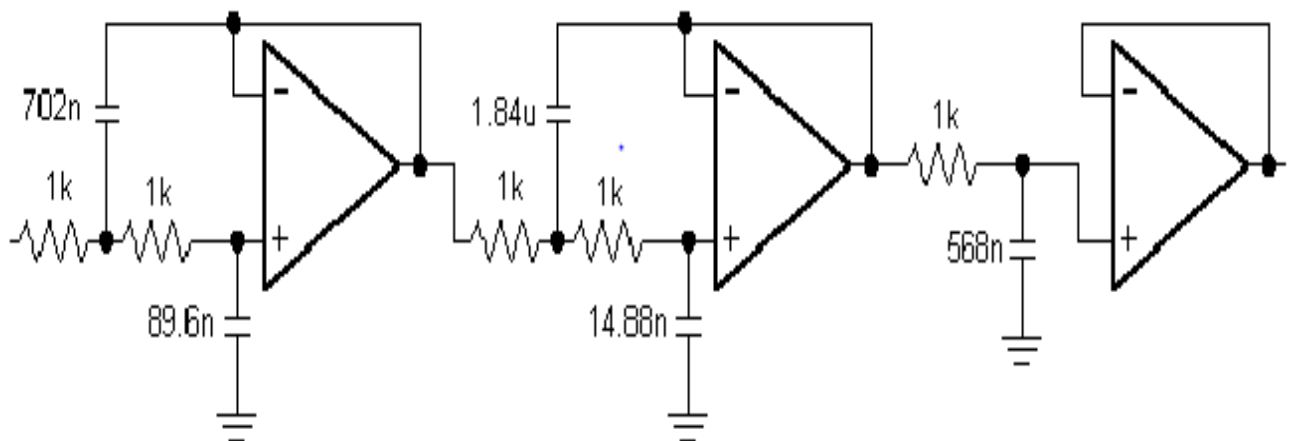
$$|Z|^2 = \frac{T_0^2}{1 + \epsilon^2 C_n^2\left(\frac{f}{f_0}\right)}$$

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, un tableau par taux d'ondulation ci-dessus et ce, pour les ordres de 2 à 5.

Comme précédemment, il s'agit là de fonctions de transfert normalisées, la variable complexe est définie par  $p = j\frac{\omega}{\omega_0}$



5th Order 1dB Ripple Chebyshev Low Pass Filter

Figure IV-5.3.2. filtre Chebyshev d'ordre 5

# Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

## IV-6. Résultat du filtrage :

### IV-6.1- Avec filtre classique:

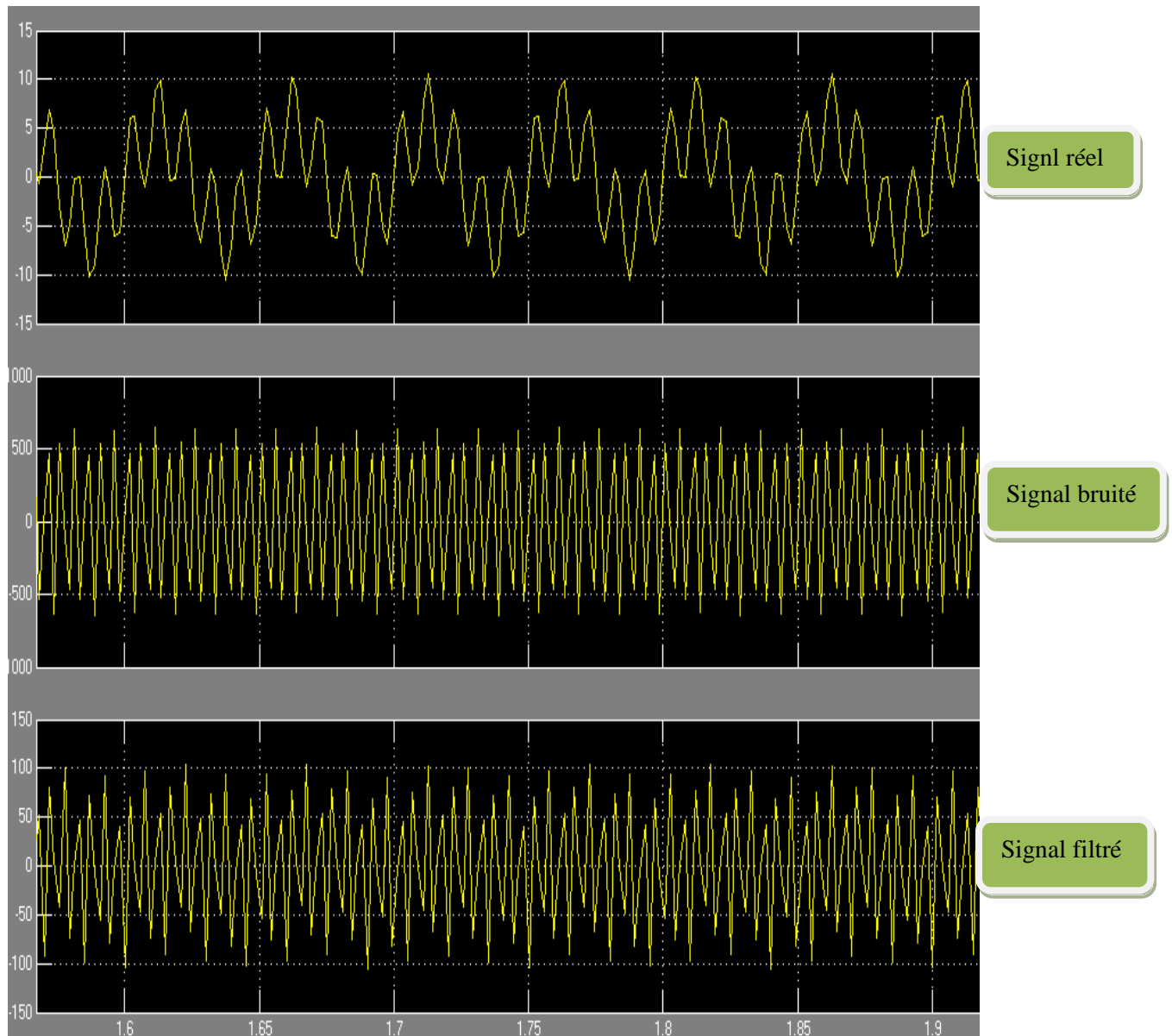
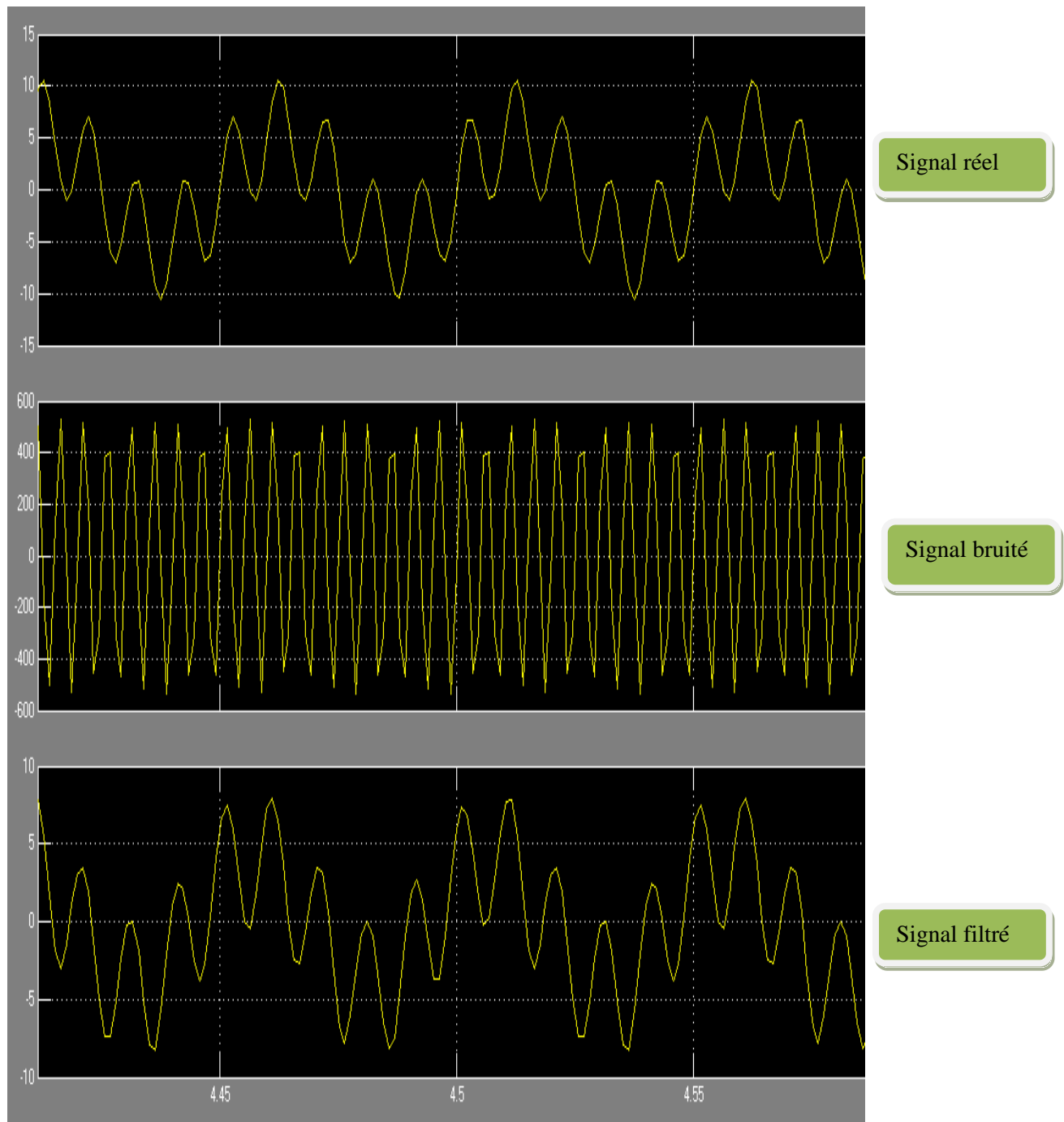


Figure IV-6.1: Résultat de filtrage par de filtre classique

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

### IV-6.2-Avec filtres chebyshev:



**Figure IV-6.2:** Résultat de filtrage par filtre Chebyshev

## IV-6.3-Avec filtres Butterworth:

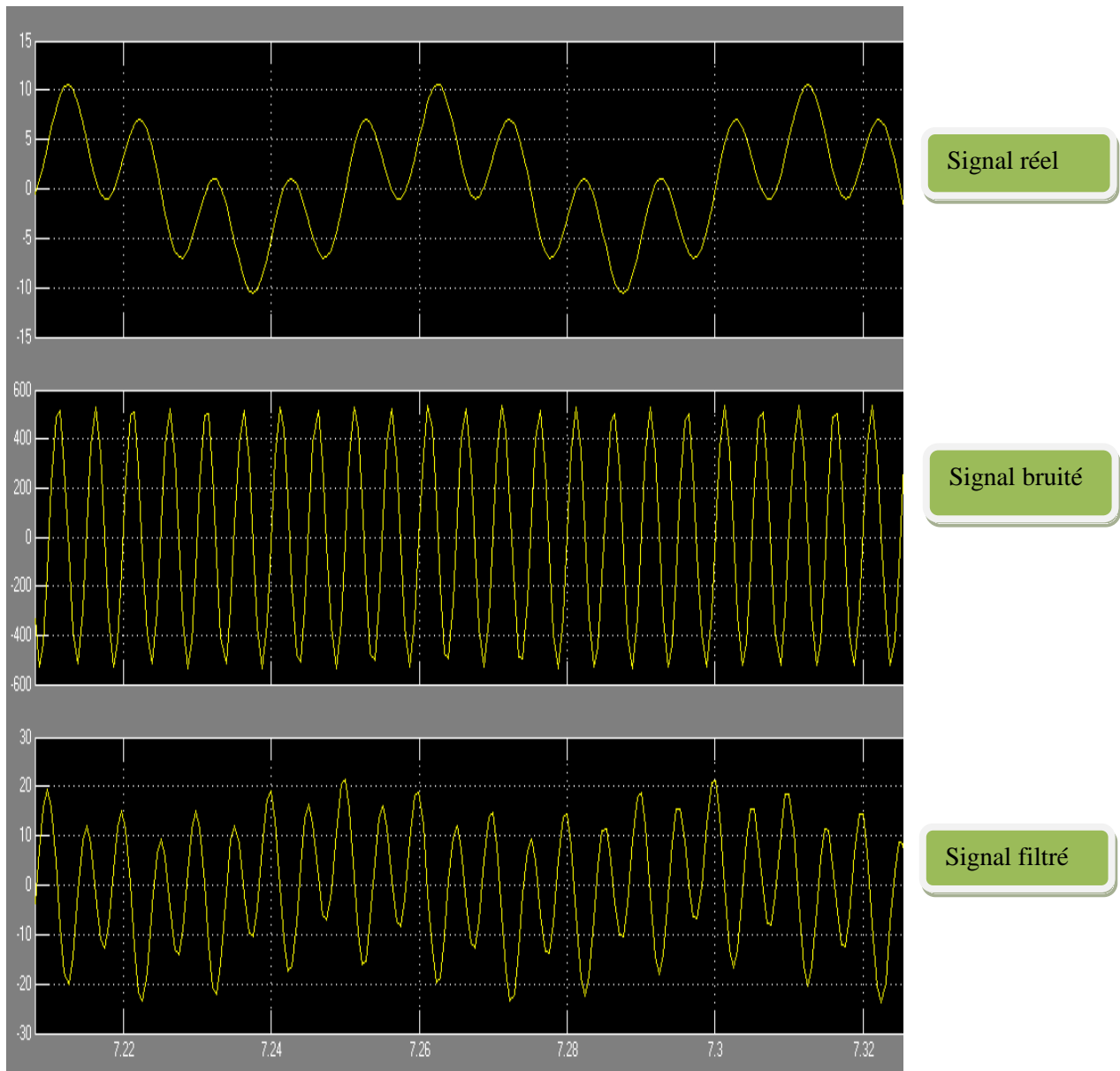


Figure IV-6.3: Résultat de filtrage par filtre butterworth

### IV-7. La réalisation du circuit:

Après simuler sous Matlab/Simulink , on passe à l'étape suivante pour acquérir le signal ECG, nous discutons les démarches de réalisation qui sont présentés sous forme d'un diagramme dans la figure IV-7.1 .

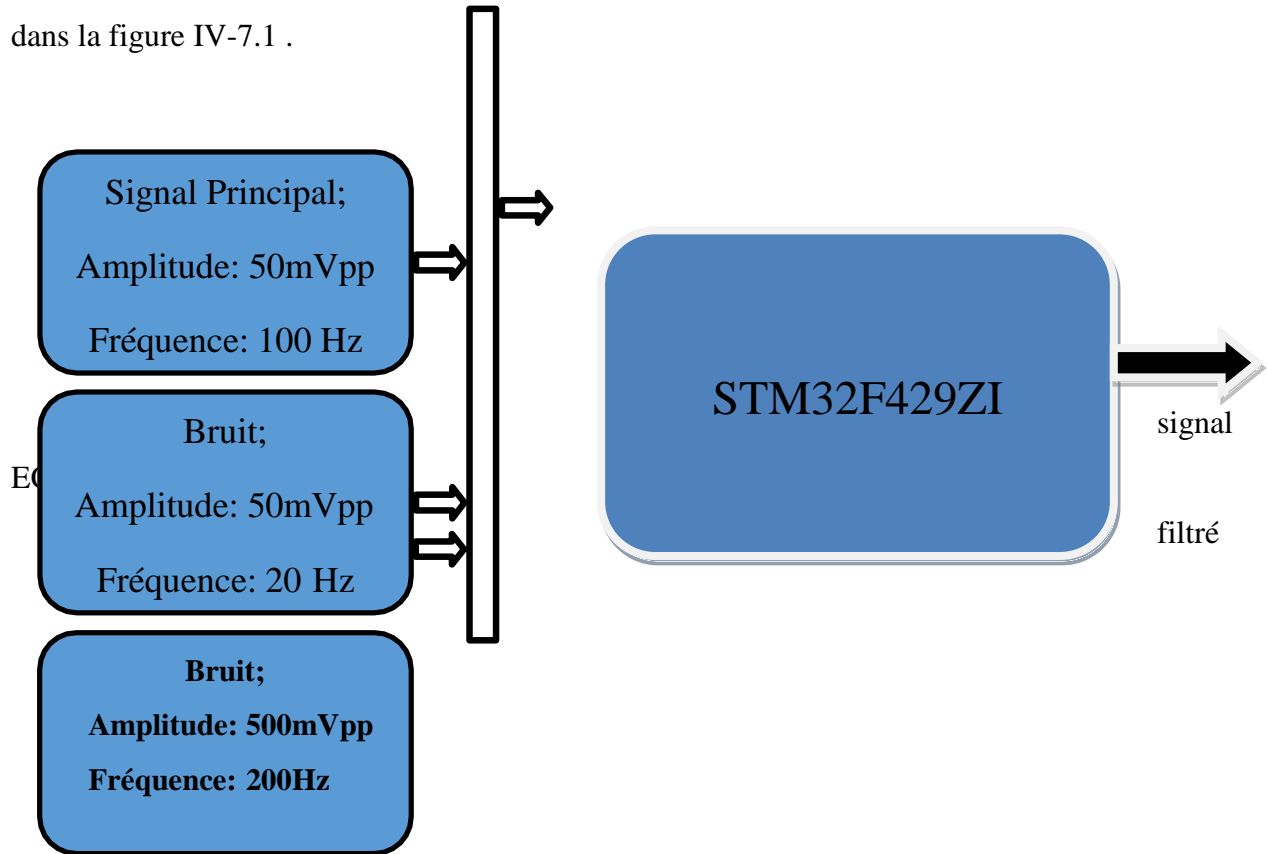


Figure IV-7.1: Diagramme de simulation

Le programme qui est réalisé par SIMULINK peut directement s'implanter sur la carte STM32F429, grâce au logiciel *Waijung*. Dès que l'algorithme est chargé dans la carte STM32F429, l'application s'exécute en temps réel.

Et maintenant, on passe à la partie programmation ;

#### IV-7.1. Génération de signal à l'aide de Matlab:

Le script Matlab, figure IV-7.1.1, permet de générer un signal sinusoïdal ayant une fréquence de 60 Hz comme nous pouvons l'observer sur la figure IV-7.1.2.

Sur ce même signal est superposé un signal ayant une fréquence de 1kHz (figure IV-7.1.3). Ce signal sera considéré comme du bruit pour le reste du laboratoire.

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

```
f1=100;f2=20 % fréquence du signal
time=2/f2; % (période)
Ts=1/4000; % période d'échantillonnage
t=Ts:Ts:time; % vecteur temps pour une période
w= 1.65 + 0.5*sin(2*pi*f1*t)+0.5*sin(2*pi*f2*t); % construction du signal
plot(t,w) % affichage
xlabel('secondes')
ylabel('amplitude')
figure
fn =200; %fréquence du bruit
noise = 0.5*sin(2*pi*fn*t); % construction du bruit
added = w + noise; % construction du signal + bruit
plot(t,added,t,w),pause
plot(t,w)
xlabel('secondes')
ylabel('amplitude')
save my_data.txt added -ASCII % sauvegarde du vecteur en fichier texte
```

Figure IV-7.2: Script Matlab pour la génération de signal

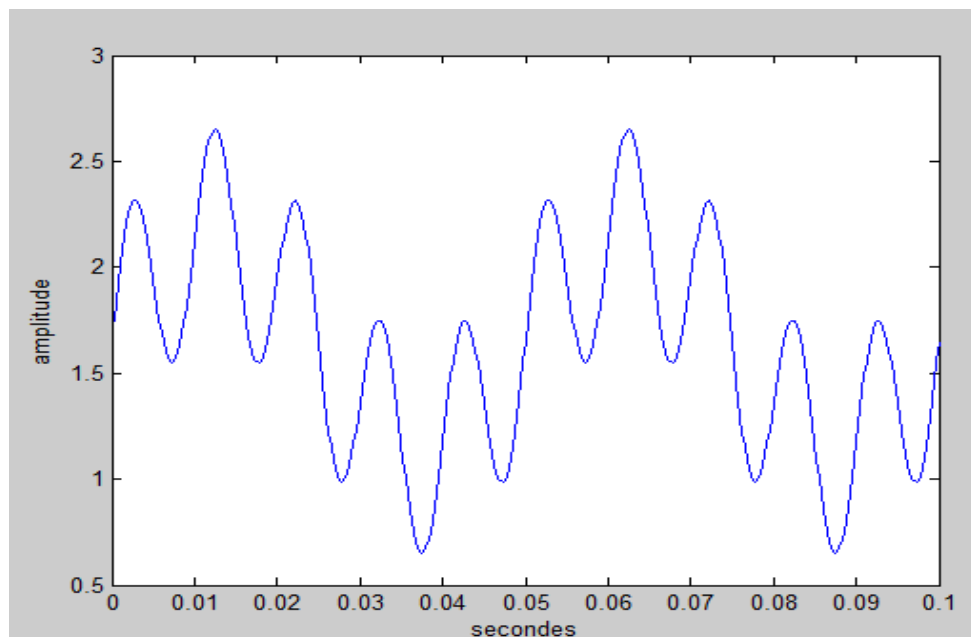


Figure IV-7.3: Signal généré

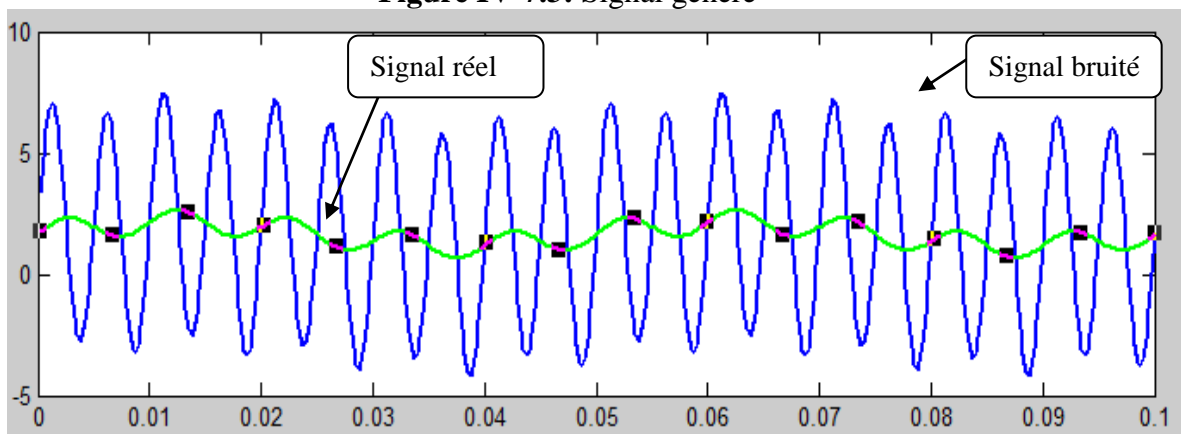


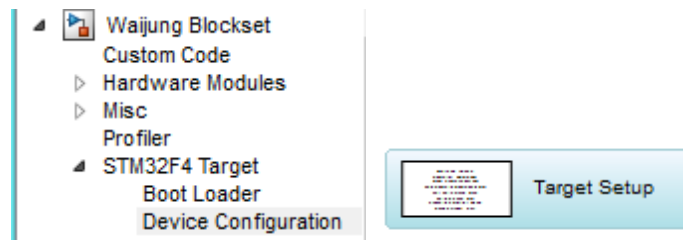
Figure IV-7.4: Signal réel+signal bruité

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

### IV-7.2. Génération du signal à l'aide du DSP :

Afin de pouvoir générer le signal à l'aide du DSP « *Digital Signal Processor* » et de l'observer à l'oscilloscope, il va falloir programmer le DSP. Cette étape va s'effectuer à l'aide de Simulink.

Vous devez donc ouvrir une fenêtre Simulink, et y glisser le bloc « Target Setup » :



**Figure IV-7.2.1:** Localisation du Bloc Target Setup

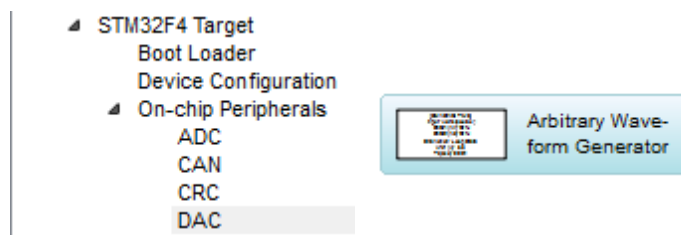
Ce bloc permet la configuration du processeur, il faut donc s'assurer que tous les paramètres soient semblables (voir le chapitre II):

- Compilateur GNU ARM
- Nom du microcontrôleur (STM32F429ZI) de la carte STM32F4DISCOVERY
- Source de l'horloge 8MHz, qui permet d'avoir une cadence du processeur à 168MHz
- Activation de la compilation automatique et le téléchargement vers le microcontrôleur, car Simulink utilise le compilateur GNU ARM pour « transformer » les blocs en code C pour les transférer vers le DSP. Donc l'application va être exécutée sur le DSP et non à travers Simulink.
- Activer 'Manually set base sample time'.
- Choisir pour 'Sample time' 0.00001.

Une fois que le bloc est configuré et est déposé dans la fenêtre Simulink, ce dernier va compiler tous les blocs suivants et les transférer vers la carte de développement. Donc il faut s'assurer que celle-ci est branchée et fonctionnelle. L'objectif de cette partie du laboratoire est de générer le signal construit à l'aide de Matlab, pour cela nous allons utiliser le bloc « Arbitrary Waveform Generator »

Ce bloc est disponible sous l'onglet « On-chip Peripherals » comme illustré sur la figure IV-

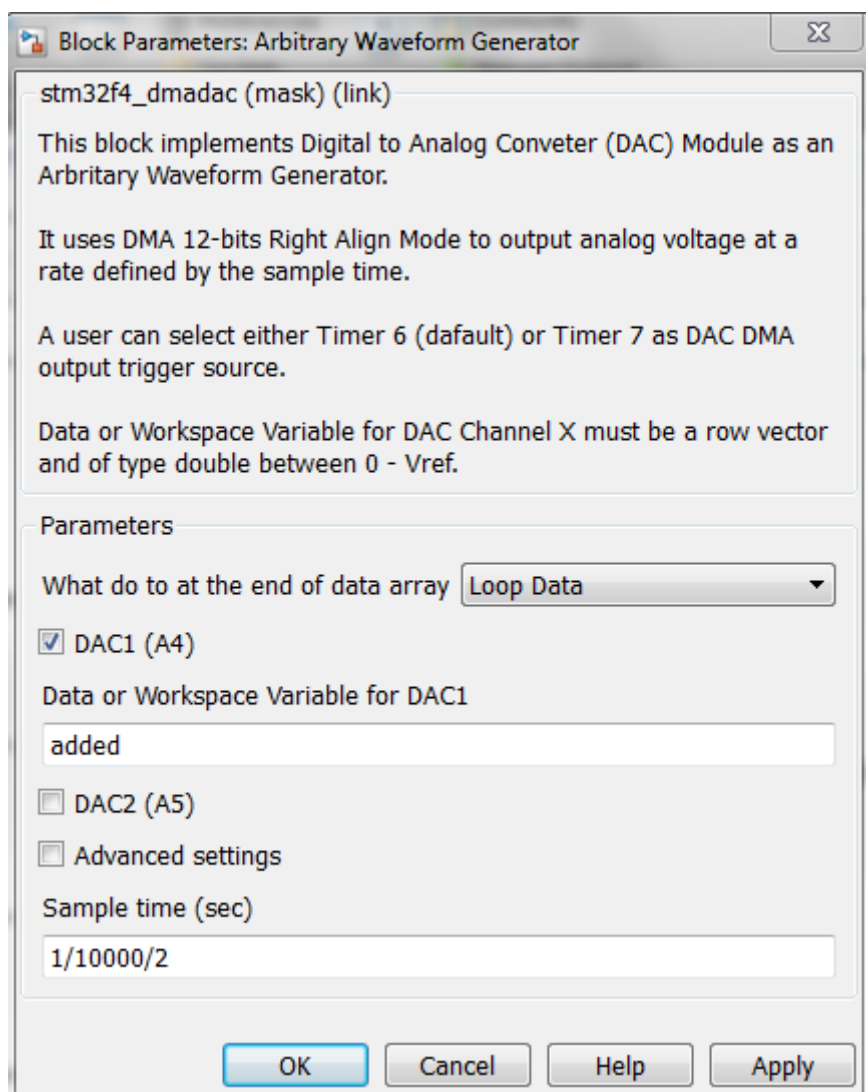
### 7.2.3 :



## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

**Figure IV-7.2.3:** Bloc simulink pour le arbitrary waveform generator

Ce bloc n'implémente pas q'un simple DAC, il configure un channel DMA (« *Direct Memory Access* ») entre la mémoire de données vers un DAC. La DMA est un périphérique qui permet de créer un lien direct entre différents périphériques sans utiliser le processeur, ceci peut être comparable à du parallélisme, mais pour des tâches automatiques. Dans notre application, la DMA va permettre d'automatiser le transfert des différents points du signal de la mémoire du microcontrôleur vers le DAC permettant ainsi d'avoir un processeur dédié uniquement au traitement de signal.



**Figure IV-7.2.4:** Détail du bloc Arbitrary Waveform Generator

La figure IV-7.2.4 représente les détails de configuration du bloc Simulink. Pour notre application il est nécessaire de configurer adéquatement le bloc.

Les paramètres du bloc sont les suivants :

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

- S'assurer que le signal de sortie soit périodique : « Loop Data »
- Laisser DAC1 coché (sortie sur PA4)
- Les données du signal doivent être contenues entre []. Donc soit ouvrir le fichier my\_data.txt et copier le contenu pour le coller dans l'espace réservé du bloc ou mettre le nom de la variable contenant le signal dans le workspace de Matlab ('added').
- Décocher DAC2 car nous n'avons qu'un signal à générer
- Cocher « advanced settings »
- S'assurer que le timer6 est sélectionné
- Que la tension de référence est 3.3V. La tension de référence d'un DAC ou d'un ADC est la plage de tensions d'entrée ou de sortie pour le périphérique. Sachant que ces périphériques ont une résolution de 12bits alors la plus petite valeur mesurée ou de sortie sera égale à  $3.3/4095$ .
- Désactiver le tampon de sortie DAC output Buffer Disable.
- et configurer la période d'échantillonnage à  $1/10000$ . Une particularité du périphérique et de multiplier cette fréquence par 2 pour obtenir la fréquence d'échantillonnage voulue. (sample time =  $1/10000/2$ .)

Il faudra donc s'assurer que les configurations soient semblables (voir le chapitre II):.

### IV-8.Acquisition de signal à l'aide du DSP :

L'étape suivante est de configurer le périphérique ADC qui va permettre l'acquisition du signal précédemment. Dans le même fichier Simulink, glisser le bloc Regular ADC qui se situe dans la section On-chip Peripherals (figure IV-8.1).

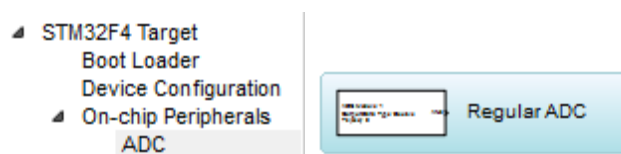


Figure IV-8.1: Bloc Simulink pour le Regular ADC

La configuration s'effectue de la manière suivante :

- Choisir le module ADC1
- Le type float pour les données (de 0.0 à 4095.0) Single.
- Un ADC prescaler de 2
- L'entrée de l'ADC doit être la broche PA6
- Et finalement la période d'échantillonnage égale à  $1/10000$ , celle-ci peut être différente tant que l'on respecte le critère de Nyquist.

Un aperçu de la configuration est disponible (voir le chapitre II).

## Implantation de l’algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

Pour pouvoir échantillonner le signal il faut effectuer un « *loopback* », c’est-à-dire réinjecter physiquement le signal de sortie du générateur de signal vers l’entrée de l’ADC. Ceci peut être fait par l’installation d’un cavalier (« *jumper* ») entre PA4 et PA6.

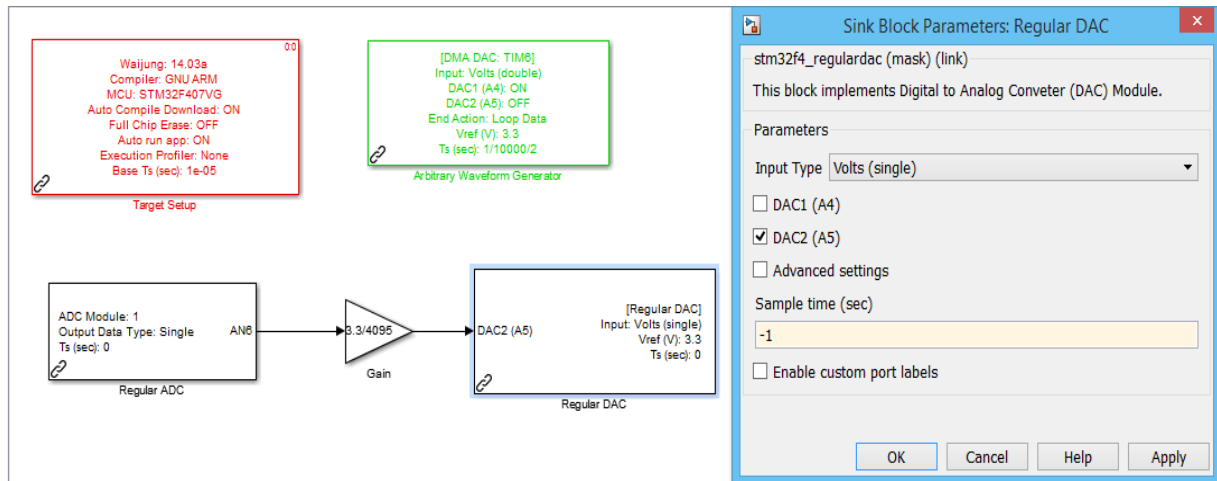


Figure IV-8.3. : Schéma préliminaire Simulink

Transferer le bloc ‘Gain’ à la figure IV-8.3. de : Simulink/Commonly used Blocks. Afin de tester le système, il faut rajouter un bloc « Gain » pour pouvoir convertir les données échantillonnées de l’ADC en tension ( $\text{Gain} = 3.3/4095$ ) et ajouter un autre bloc « Regular DAC » qui sera configuré comme illustré sur la figure IV-8.3.

Pour pouvoir s’assurer que les blocs s’effectueront de façon séquentielle et dans l’ordre que l’on désire, il est parfois nécessaire de configurer les blocs Simulink pour qu’il respecte un certain ordre. Cet ordre est souvent défini par le sens des connexions, mais lorsque, comme dans ce cas-ci, certains blocs ne sont pas connectés, alors il est nécessaire de définir l’ordre de priorité.

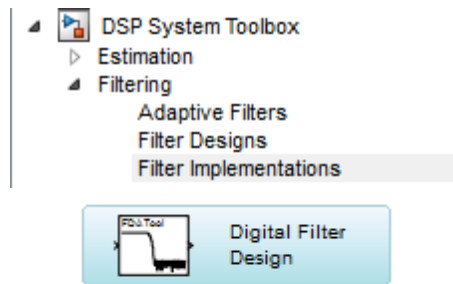
Pour modifier l’ordre de priorité des blocs, il suffit de cliquer sur le bouton droit de la souris et de sélectionner « Block Properties » et de mettre le bloc le plus prioritaire à 1 et le suivant à 2 (voir le chapitre II):

### IV-9. Filtrage à l’aide du DSP:

L’étape suivante est de rajouter un filtre qui permettra d’éliminer le bruit . Dans le même fichier Simulink, glisser le bloc « *Digital Filter Design* » qui se situe dans la section « *DSP System Toolbox* » (figure IV-9.1).

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

---



**Figure IV-9.1:** Bloc Simulink pour le Digital Filter Design

En ouvrant le bloc, nous avons accès à tout les paramètres nécessaires pour configurer différents types de filtres numériques (chebyshev, butterworth).

Pour éliminer le bruit, un filtre passe-bas peut être utilisé, mais comme la fréquence du bruit est connue, et que la performance des filtres numériques est supérieure à celle des filtres analogiques, l'implémentation d'un filtre coupe-bande peut être très rapidement mise en place :

- Choisir un filtre de type band stop
- Cocher l'onglet pour un filtre IIR de type Butterworth
- Ordre 10
- Unité en Hertz
- Fréquence d'échantillonnage de l'ADC égale à 10kHz
- Fréquence de coupure 1 égale à 20 Hz
- Fréquence de coupure 2 égale à 150 Hz
- Cliquer sur le bouton Design Filter (en bas de la fenêtre)

La configuration du filtre est illustrée sur la figure IV-9.2, et l'allure du filtre s'affiche également sur l'écran lorsque bouton Design Filter est activé

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

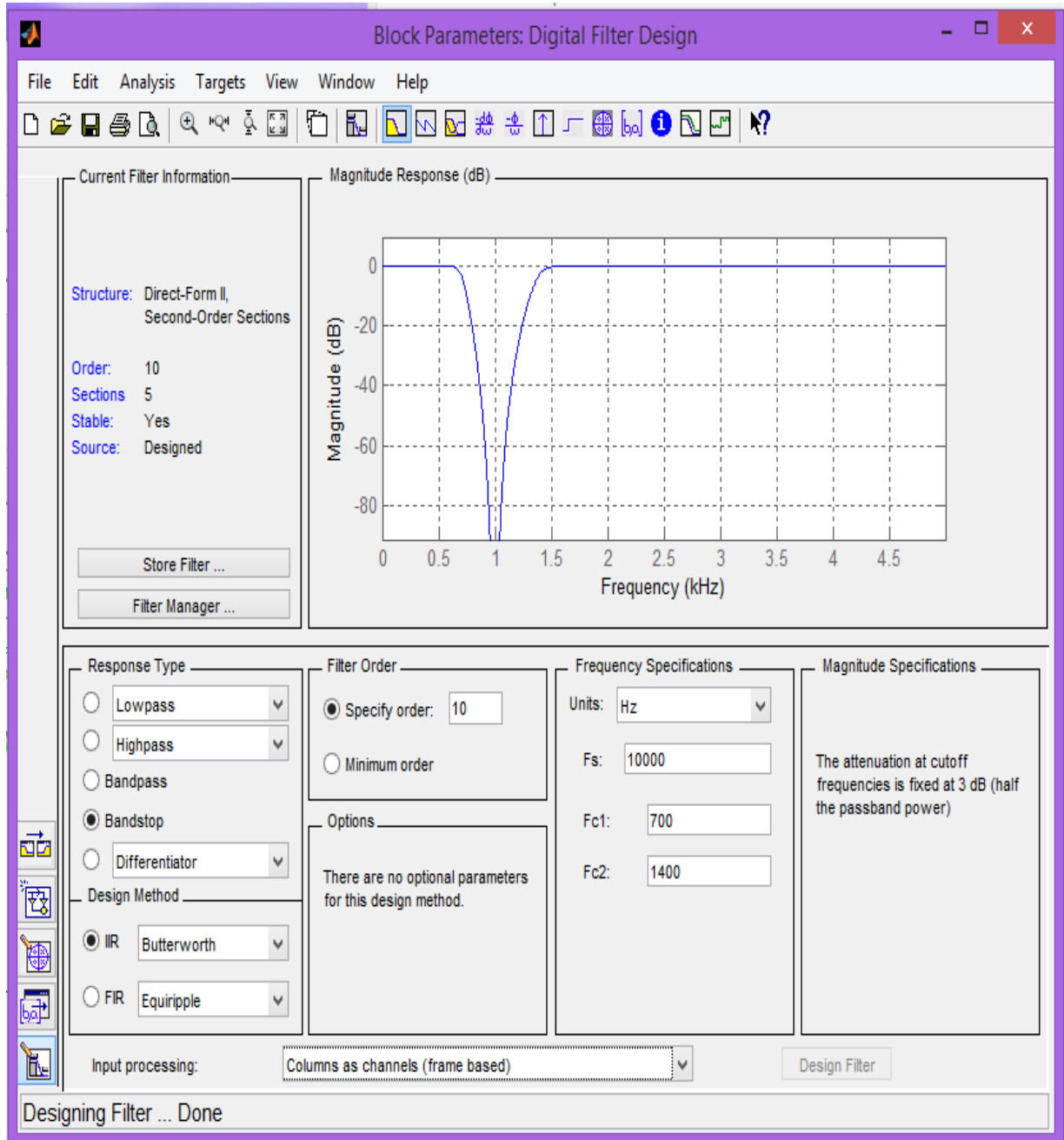


Figure IV-9.2 : Paramètres pour le filtre Butterworth

## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

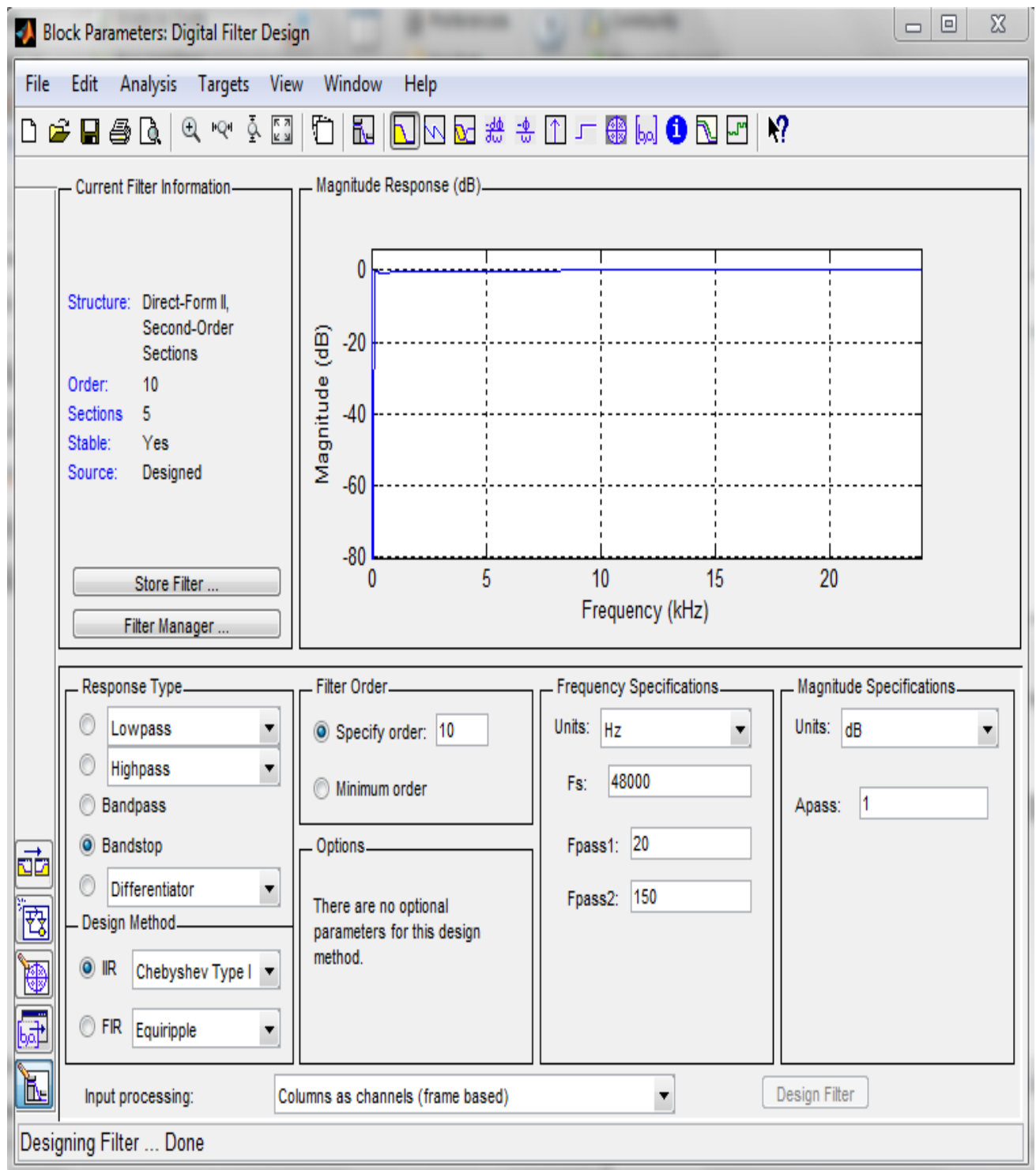
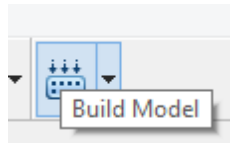


Figure IV-9.3 : Paramètres pour le filtre Butterworth



## Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

Compiler et programmer le DSP. Pour cela il faut activer le bouton « Build Model » qui se situe à droite de toutes les icônes (Figure 9.8).



**Figure 9.8 :** Bouton pour la compilation des blocs et la programmation du DSP

À cette étape-ci, tout est automatique :

- génération de code C
- compilation
- Programmation du DSP
- Execution du code sur DSP

### IV-10.Résultat du filtrage:

#### IV-10.1-Avec filtres chebyshev:



**Figure IV-6.2.1:** signal filtré (filtre chebyshev)

# Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429

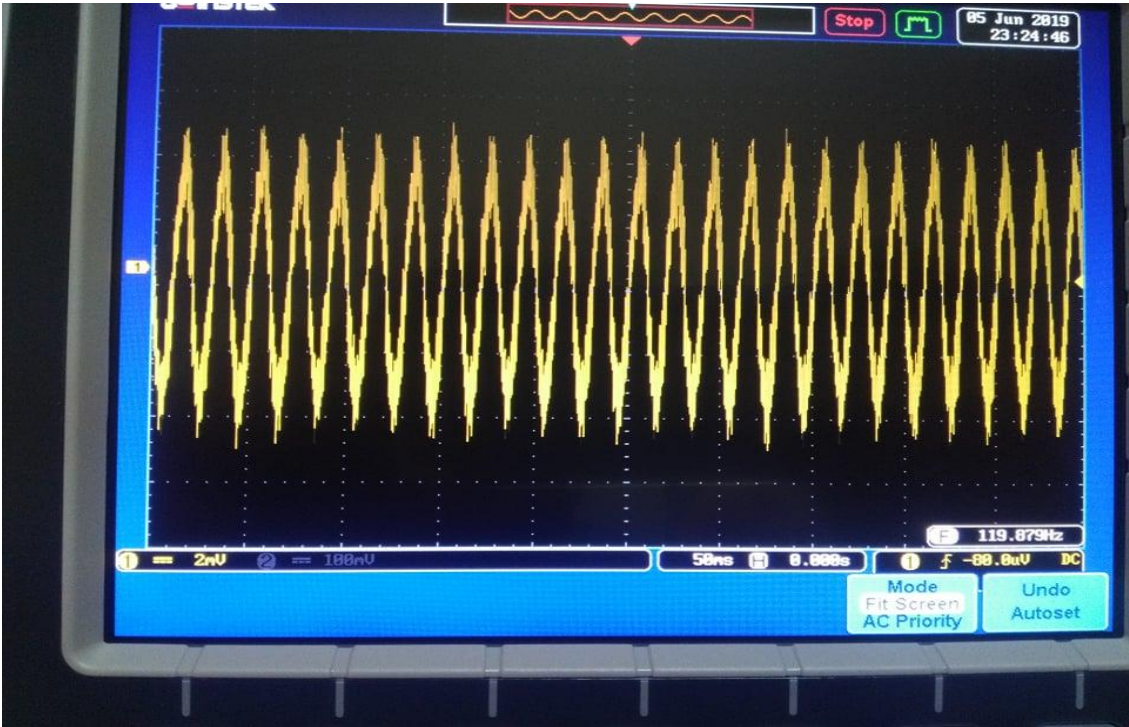


Figure IV-6.2.2: signal bruité

## IV-10.2-Avec les filtres Butterworth:

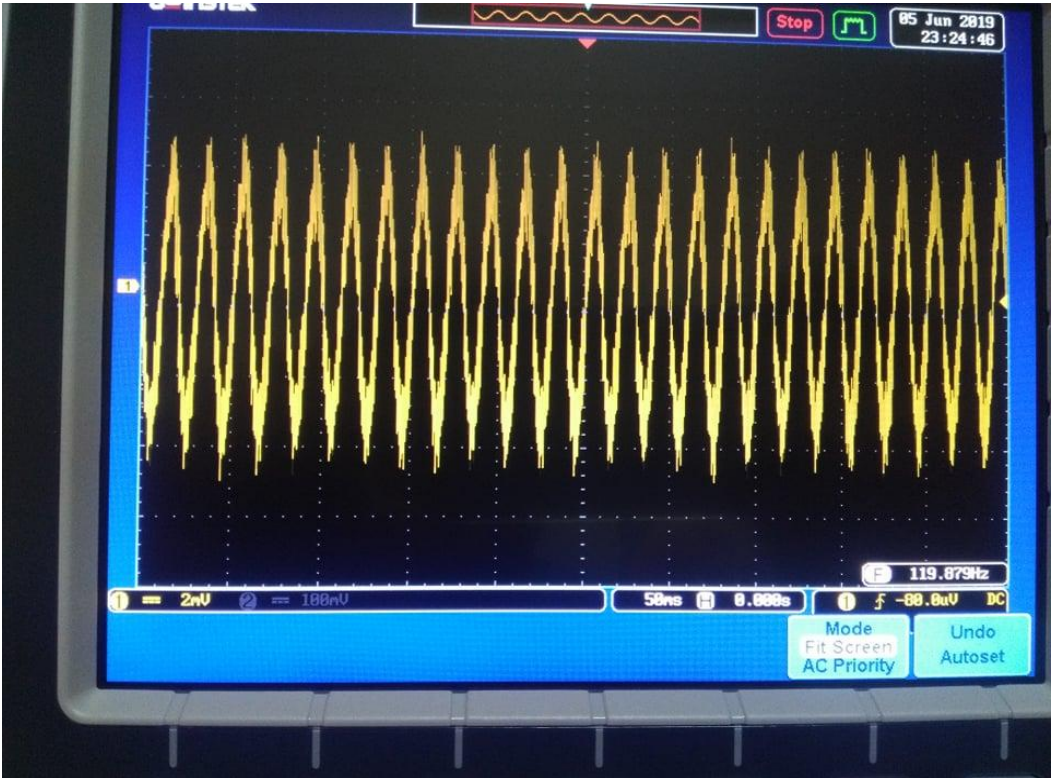


Figure IV-6.3.1: signal bruité

# Implantation de l'algorithme de filtrage numérique du signal ECG autour de la carte STM32F429



Figure IV-6.3.2: signal filtré (filtre Butterworth)

### IV-11. Conclusion :

L'objectif principal de ce chapitre est le filtrage du signal ECG. Nous donnons, premièrement, une description générale du banc d'essai qui est réalisé au niveau du laboratoire ensuite nous procédons à la présentation de tous les éléments du banc d'essai sur tout son cœur. La carte de développement STM32F429 présente une solution prometteuse dans le traitement et l'analyse des signaux soient audibles ou électriques ou images et dans le domaine de contrôle des systèmes dynamiques. Nous avons donné aussi des applications réelles qui sont bien expliquées et donné au lecteur toutes les informations nécessaires pour comprendre notre réalisation pratique. Nous avons aussi testé les différents étages de notre circuit électrocardiogramme ECG. Les résultats d'acquisition de ces grandeurs sont très prometteurs. C'est la première tentative d'exploitation de cette carte dans le domaine électronique.



## **Conclusion générale :**

Le signal électrocardiogramme ECG est un examen très employé dans le domaine de la cardiologie. Ce signal représente l'activité électrique du cœur et possède une grande valeur clinique pour diagnostiquer un certain nombre d'arythmies cardiaques. Ces pathologies sont en général reflétées par des troubles de l'activité électrique du cœur.

Dans ce projet, nous avons élaboré la conception et la réalisation d'une carte d'acquisition d'un signal physiologique à base de la carte STM32F429. Notre carte d'acquisition de signal d'électrocardiogramme (ECG) qui sera effectuée. L'opération des filtrages élaborés sous SIMULINK peuvent directement s'implanter sur la carte STM32F429. Nous avons essayé d'appliquer les des différents filtres pour atténuer les bruits.

Les résultats obtenus ont montré que la méthode proposée peut être considérée comme un outil efficace

A la fin de ce mémoire nous proposons quelques perspectives pour développer ce travail :

- L'ajout d'un module de communication sans fil pour des tests à distance ainsi que l'enregistrement des données dans une mémoire pour aider les médecins à la diagnostique des maladies et les problèmes cardiovasculaire.
- Utiliser les électrodes pour l'acquisition du signal ECG

## Bibliographie:

- [1] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Morphologie\\_math%C3%A9matique#Op.C3.A9rateurs\\_de\\_base](http://fr.wikipedia.org/wiki/Morphologie_math%C3%A9matique#Op.C3.A9rateurs_de_base).
- [2] C. S. Chen, J. L. Hung, "Theoretical aspects of vertically invariant gray-level morphological operators and their application on adaptive signal and image filtering", IEEE. Trans, Signal Process, pp. 1049-1060.
- [3] S. A. Taouli, "Analyse Temps-Fréquence de la Variabilité du L'intervalle Q-T du Signal Electrocardiogramme", Thèse de magister, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, pp.20-21, 2005.
- [4] J. Serra, Vincent. L, An overview of morphological filtering, Circuits. Systems and signal Processing 11 (1992), pp. 47-108.
- [5] H. J. A. M. Heijmans, Self-dual morphological operators and filters, Journal of Mathematical Imaging and Vision (to appear). CWI Research report BS-R9409.
- [6] H. J. A. M. Heijmans, Morphological image operators, Academic Press, Boston, 1994.
- [7] H. J. A. M. Heijmans, Composing morphological filters, Journal of Mathematical Imaging and Vision (to appear). CWI Research report BS- R9504.1995.
- [8] Y. Sun, K. Luk, "ECG signal conditioning by Morphological Filtering", Computers in Biology and Medicine. pp.465-479, 2002.
- [9] C. H. Henry, E. J. Delp, Impulsive Noise Suppression and Background Normalization of Electromagnetism Signals Using Morphological Operators, IEEE Trans. Bio. Med. Eng. 36 (2) (1989), pp. 262-