REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

**UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA**



**F**aculté de **T**echnologie

# Mémoire de fin d'études de Master

Filière : Télécommunications.
Spécialité : Système de télécommunication.

---

## Implémentation FPGA d'un démodulateur AM-FM basé sur l'opérateur Énergétique Teager « TEO » : Application à la segmentation de son cardiaque.

---


**Préparé par:**

EL-BERKANI Belkiss.

TCHALABI Takia.

**Proposé et Dirigé par :**

M. REBIAI Mohamed.

**Co-encadreur :**

M.BENGHERBIA Billel.


**Promotion** : 2021

# Remerciement

Avant tout, je remercie **Dieu** de m'avoir donné la patience et la force pour réaliser ce Présent travail.

(الله الحمد)

Je tiens à exprimer mes vifs remerciements à mon promoteur Monsieur: **REBIAI Mohamed** pour avoir dirigé mon travail a toujours été à notre écoute, sa disponibilité pour la réalisation de ce mémoire fut remarquable et nous en somme reconnaissante, et Co-encadreur M.**BENGHERBIA Billel** pour nous avoir aidés aussi dans ce Modeste travail.

Nous exprimons également notre gratitude à tous nos enseignants qui par leurs compétences nous ont soutenu dans la poursuite de nos études. Depuis notre premier cycle d'étude universitaire.

Enfin, j'exprime mes remerciements à tous ceux qui ont contribué de prés ou de loin à L'élaboration de ce travail.

Merci à tous et à tout.

**EL-BERKANI Belkiss.**

**TCHALABI Takia.**

# Dédicaces

Au nom d'Allah le miséricordieux le très miséricordieux

Je dédie ce modeste travail à :

Mes très chères **Parents**, pour leurs soutiens moraux et financier et d'être la lumière de ma vie, qui m'ont toujours encouragé pour terminer mes études, en leur espérant une longue vie et que Dieu les gardes.

A Mes frères : MHAMED et TAREK.

A Mes belles sœurs : HOURIA, AHLEM et NAWEL et Ma belle-mère que dieu le guérit-la et protège-la et le beau-père « Rabbi yarhmou ».

Mon fiancé AHMED Pour ses soutiens moraux.

A tous mes professeurs qui nous ont enseignés.

A mes chères amies sans exception.

**EL-BERKANI Belkiss.**

# Dédicaces

Au nom d'Allah le miséricordieux le très miséricordieux

Je dédie ce modeste travail à :

Tout d'abord je dédie ce modeste travail A ma chère mère, A mon cher père.

Qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et persévérance, je ne trouverai jamais les mots qu'il faut pour vous remercier que le bon dieu le tous puissant vos grande pour moi.

A mon frère et mes sœurs.

A mes très chers amis.

A tous ceux qui ont participé a l'élaboration de ce modeste travail et tous ceux qui nous son chères.

**TCHALABI Takia.**

# مُلَخَص

الغرض من هذا العمل هو الدراسة التفصيلية لعامل ' أداة ' مهم جدا يسمى TEO "Teager Energy Operator".تعريفه بسيط للغاية ،لكن تطبيقاته في مختلف مجالات معالجة الإشارات عديدة ومثيرة للاهتمام. أولاً ، أظهرنا فائدة هذا المشغل من خلال تطبيقه على الإشارات التركيبية المعدلة ( AM، FM، AM–FM) لاستخراج معلومات مفيدة مثل السعة اللحظية والتردد اللحظي والمرحلة. للتحقق من فعالية هذه الطريفة اخترنا تطبيقها على الإشارات الحقيقية. لذلك، قمنا بتطبيق TEO على أصوات القلب (من قاعدة بيانات PASCAL) لاكتشاف المغلف (السعة اللحظية)، وهي خطوة مهمة في تجزئة صوت القلب. بعد التحقق النظري والعملي لهذا المشغل، قمنا بتطبيقه على لوحةFPGA (BASYS 3) باستخدام نظام المولد لـ XILINX.

**الكلمات المفتاحية:** كشف الأظرف ، تعديل AM–FM ، إزالة التعديل ، TEO ، صوت القلب ، تجزئة صوت القلب ، XSG ،FPGA.

# Abstract

The purpose of this work is to study in detail a very useful operator called TEO "Teager Energy Operator". Its definition is very simple, but its applications in various fields of signal processing are various and interesting. First, we have shown the utility of this operator by applying it to modulated synthetic signals (AM, FM, AM-FM) to extract useful information such as instantaneous amplitude, instantaneous frequency and phase. To validate the effectiveness of this technique, we chose to apply it to real signals. Therefore, we applied TEO to heart sounds (from the PASCAL database) to detect the envelope (instantaneous amplitude), which is an important step in heart sound segmentation. After the theoretical and practical validation of this operator, we implemented it on the FPGA board (BASYS 3) using the XILINX generator system.

**Keywords:** Envelope detection, AM-FM modulation, demodulation, TEO, cardiac sound, cardiac sound segmentation, XSG, FPGA.

# Résumé

Le but de ce travail est l’étude en détail d’un opérateur très utile appelé TEO « operateur énergétique de Teager ». Sa définition est très simple, mais ses applications dans divers domaines du traitement du signal sont nombreuses et intéressantes. D’abord, Nous avons montré l’utilité de cet opérateur par l’appliquer sur des signaux synthétiques modulés (AM, FM, AM-FM) pour en extraire des informations utiles telles que l'amplitude instantanée, la fréquence instantanée et la phase instantanée. Pour valider l’efficacité de cette méthode, nous avons choisi l’appliquer sur des signaux réels. Par conséquent, nous avons applique le TEO sur les sons cardiaques (de la base de donnés PASCAL) pour détecter l’enveloppe (amplitude instantanée), qui est une étape importante de la segmentation du son cardiaque. Après la validation théorique et pratique de cet opérateur, nous l’avons l’implémenté sur la carte FPGA (BASYS 3) en utilisant le système générateur de XILINX.

**Mots clé :** Détection d’enveloppe, Modulation AM-FM, démodulation, TEO, son cardiaque, segmentation du son cardiaque, XSG, FPGA.،

# Table de matières

**Introduction Générale**……..……..…1

## Chapitre 1 : Opérateur énergétique de Teager « TEO »

1.1 Définition de TEO…….2
1.2 Historique du TEO ……..…2
1.2.1 Expériences de Teager …..……2
1.2.2 Le travail initial de Kaiser……..2
1.2.3 Les applications sont développées et la théorie est étendue……..2
1.3 Notation et définitions de base……..3
1.3.1 Définition du signal ……...……3
1.3.2 RMS – racine carrée de la moyenne des carrés…….……3
1.3.3 SNR - Rapport signal / bruit……..4
1.3.4 Le filtre médian…….……4
1.4 Amplitude, phase et fréquence (APF)…….. ……4
1.5 Signaux importants……..……..……5
1.5.1 Signaux AM……..……..5
1.5.2 Signaux FM et PM……..…5
1.5.3 Signaux AM-FM……...……5
1.6 Le TEO et ses propriétés……..…….6
1.6.1 Énergie du signal……...6
1.6.2 Opérateur énergétique de Teager…….……..……6
1.6.3 L'opérateur d'énergie continue de Teager…….……7
1.6.4 L'opérateur discret……..…….……..7
1.7 Énergies de signaux connus…….....8
1.7.1 Signal sinusoïdal……..……8
1.7.2 Signal exponentiel……8
1.7.3 Signaux AM……..……..…….8
1.7.4 Signal sinusoïdal amorti exponentiellement…….…….……..9
1.7.5 Signaux FM…….…….…..……...9
1.7.6 Signaux AM-FM……..9
1.7.7 Extension aux signaux complexes……..……..…9
1.7.8Plus de généralisations de l'opérateur Teager……...10

1.8 Propriétés analytiques……..……..……11
1.8.1 TEO de signaux combinés $\psi(f\ (t), g\ (t))$……11
1.8.2 TEO de signaux multipliés $\psi(f(t) \times g(t))$……11
1.8.3 TEO d'une addition $\psi\ (f(t) + g(t))$……..11
1.8.4 TEOd'une constante $\psi(b)$ ……...……..12
1.8.5 TEO de $\psi\ (b + f(t))$……12
1.8.6TEO de signal imbriqué $\psi\ (f\ (g(t)))$……...…12
**Conclusion** ……..……..……12

## Chapitre 2 : Applications TEO sur les signaux AM-FM artificiels

2.1Estimation à l'aide de TEO ……..……13
2.1.1Signaux AM……...……..……..14
2.1.2 Signaux FM……..……14
2.1.3 Signaux AM-FM……..……15
2.1.4 Versions discrètes……...……15
2.1.5DESA-1a……..……16
2-1.6DESA-1 ……16
2.1.7 DESA-2……..……..……17
2.2Modulation et démodulation……..……..……..17
2.3. Modulation d'amplitude……18
2.4 Modulation de fréquence……19
2.5Estimation à l'aide de la transformée de Hilbert……..……21
2.5.1 Réponse fréquentielle……...……21
2.5.2Transformée de Hilbert inverse ……..……..22
2.5.3 Version discrète……...……22
Conclusion ……..……..……22

## Chapitre 3 : Application de TEO dans le domaine de la segmentation de son cardiaque.

3.1 Le système cardio-vasculaire ……...……23
3.1.1 Le cœur humain ……...……24
3.1.2 La circulation artérielle et veineuse……..……24
3.2 Anatomie du cœur……25

3.2.1 Cœur droit……...….26
3.2.2 Le cœur gauche……...….26
3.2.3 Les valves cardiaques……..…….26
3.2.4 La vascularisation du cœur…….....27
3.2.5 L'activation électrique du cœur……...27
3.2.6 Le cycle cardiaque……...……27
3.3 Phono-cardiogramme ……...….29
3.4 Les sons et les souffles cardiovasculaires……...……30
3.4.1 Les sons cardiaques ……30
3.4.1.1 Le premier son (S1)…… ……31
3.4.1.2 Le deuxième son (S2)…… …….31
3.4.1.3 L'ouverture de la mitrale……...……31
3.4.1.4 Le troisième son (S3)……32
3.4.1.5 Le quatrième son (S4)...……32
3.4.2 Bruits normaux et pathologiques ……..……...32
3.4.3 Les souffles cardiaques ……...……33
3.5 La phonocardiographie……..…….34
3.6 Résultats et discussion de segmentation des signaux PCG par TEO…….35
3.6.1 Modifications des signaux auditifs cardiaques normaux et pathologiques…….35
3-8.1 Les paramètres de son cardiaque ……36
**Conclusion** ……...43

## Chapitre 4 : Implémentation sur FPGA et résultats expérimentaux

4.1 Description des composants FPGA ……..…..45
4.2 Processus d'implémentation ……..……45
4.3 Plateforme d'intégration de système……..….47
4.4 Le flux de conception du générateur de système……48
4.5 Définir la limite du FPGA……...48
4.6Présentationde System Generator et de la Co-simulation ……...49
4.6.1 MATLAB/Simulink……49
4.6.2 System Generator ……50
4.6.3L'ensemble de blocs DSP Xilinx……..….51
4.7Simulation et résultats …….……...52
4.8Co-simulation matérielle et résultats……..….54

**Conclusion**……..……..……59
**Conclusion générale**…….……60
**Bibliographie**…….……61

# Liste des figures

## Chapitre 1 Opérateur énergétique de Teager « TEO »

**Figure 1.1:** Représentation d'un signal physique réel……....3

**Figure 1.2 :** Dispositif de mesure APF hypothétique utilisant l'opérateur H pour générer le Partie imaginaire du signal…….5

**Figure 1.3** Approximation linéaire de la fonction sinus dans l'intervalle [0,π/4]……8

## Chapitre 2 Applications TEO sur les signaux AM-FM artificiels

**Figure 2.1** Processus de modulation d'amplitude. Le signal en bande de base (a) est modulé avec porteuse(b), et nous obtenons le signal modulé final en (c)…….. ……..18

**Figure 2.2 :** Détecteur d'enveloppe analogique utilisé pour extraire le signal en bande de base AM signaux……...19

**Figure 2.3:** montre(a) un signal AM et (b) son énergie Teager…….....…19

**Figure 2.4 :** montre un signal FM (a) et son énergie Teager (b)……..20

**Figure 2.5 :** un signal AM-FM est affiché. Dans ce cas, les capacités de suivi de l'opérateur ne sont pas apparentes…….....…20

## Chapitre 3 Application de TEO dans le domaine de la segmentation de son cardiaque

**Figure 3.1 :** les activités cardiaques avec les déférents signaux correspondants mesuré (PCG, ECG, Echo)……...23

**Figure 3.2:** Le cœur se situe dans le médiastin antérieur…….24

**Figure 3.3 :** le système artériel et le système veineux……..25

**Figure 3.4 :** Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques……25

**Figure3.5** : Les valves intracardiaque : (a) systole, (b) diastole……...26

**Figure3.6**: Le tissu nodal……..27

**Figure 3.7 :** Cycle cardiaque……29

**Figure 3.8:** Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal……..29
**Figure3.9 :** signal ECG (en haut) et PCG(en bas) pour un sujet normal……..30
**Figure3.10 :** PCG d'un sujet normal……..……..30
**Figure 3.11 :** Evolution des pressions intracardiaques et leurs répercussions sur le jeu valvulaire pendant le cycle cardiaque……...31
**Figure 3.12** : Illustration physiologique des sons S1, S2 et S3. Seulement la partie gauche du cœur est présentée…….32
**Figure 3.13 :** Exploration du système cardiovasculaire : Pressions, Volume ventriculaire, ECG, Bruit du cœur(PCG)……33
**Figure 3.14:** Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque (B1 et B2 correspondent à S1 et S2)……34
**Figure 3.15 :** Phonocardiographie cardiostim……..35
**Figure 3.16** : Illustration du cycle sonore segmenté du cœur pour différents cas……36
**Figure3.17:** signal du son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B……37
**Figure3.18 :** détection d'enveloppe par Hilbert des sons cardiaques normaux et pathologiques (base de données A et B)……38
**Figure 3.19 :** détection d'enveloppe par TEO des sons cardiaques normaux et pathologiques (base de données A et B)……...39
**Figure 3.20 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque Normal (base de données A)……40
**Figure 3.21 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque Normal (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique)…….40
**Figure 3.22 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (base de données A)……41
**Figure 3. 23 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO dans son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique)…….41
**Figure 3.24 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque normal (base de données B)…….41
**Figure 3.25 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique)…….42
**Figure 3.26 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque pathologique (base de données B)……42
**Figure 3.27 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique)…….42

## Chapitre 4 Implémentation sur FPGA et résultats expérimentaux

**Figure 4.1 :** Carte FPGA BASYS 3 utilisé dans cette étude……44
**Figure 4.2 :** Description de l'architecture générique d'un circuit FPGA…….45
**Figure 4.3 :** Les étapes de programmation sur un FPGA…….46
**Figure 4.4** : Xilinx System Generator……..47
**Figure 4.5:** Plateforme d'intégration de système en environnement de simulation et de mise en œuvre……48
**Figure 4.6**: Xilinx system generator block Gateway in, Gateway out.....49
**Figure 4.7 :** environnement system generator et Co-simulation……..49
**Figure 4.8** : Le bloc de System Generator……...51
**Figure 4.9**: différent bloc utilisée pour implémentée TEO sous system generator……..51
**Figure 4.10**: Xilinx system generator – Gateway in block symbol.....51
**Figure 4.11**: Xilinx system generator – Gateway out block symbol.....52
**Figure 4.12**: simulink scope block symbol.....52
**Figure 4.13** : la bibliothèque de simulink…….52
**Figure 4.14 :** implémentation de TEO sous system generator…….53
**Figure 4.15:** (a) Signal synthétique (b) son TEO……...53
**Figure 4.16:** (a) le signal du son cardiaque normal, (b) son TEO……...54
**Figure 4.17 :** (a) le signal du son cardiaque pathologique, (b) son TEO……....54
**Figure 4.18:** Boîte de dialogue du jeton System Generator…….....55
**Figure 4.19** Boîte de dialogue du jeton System Generator en cours de génération de « JTAG »……...……55
**Figure 4.20** Bloc de Co-simulation matérielle……..…56
**Figure 4.21 :** implémentation sur FPGA par (Co-simulation matérielle)……....56
**Figure 4.22 :** implémentation sur FPGA (vue générale)……..57
**Figure 4.23 :** (a) son cardiaque normal, (b) son enveloppe par simulation, (c) son enveloppe par Co-simulation matérielle……57
**Figure 4.24** (a) son cardiaque pathologique, (b) son enveloppe par simulation, (c) son enveloppe par Co-simulation matérielle……..58

# Liste des tableaux

## Chapitre 3 Application de TEO dans le domaine de la segmentation de son cardiaque

**Tableau 3.1:** les propriétés temporelles et fréquentielles des sons cardiaques S1, S2, S3 et S4……..32

**Tableau 3.2:** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B……37

**Tableau 3.3 :** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B (parla détection l'enveloppe par Hilbert) …….38

**Tableau 3.4 :** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B (parladétection l'enveloppe par TEO) ……..40

## Chapitre 4 Implémentation sur FPGA et résultats expérimentaux

**Tableau 4.1 :** Consommation de ressource de la carte FPGA BASYS 3……58

# Liste des abréviations

**TEO :** Opérateur énergétique de Teager.

**RMS :** Racine de la moyenne des carrés.

**SNR :** Rapport signal / bruit.

**APF :** Amplitude, phase et fréquence**.**

**AM** : Modulation d'amplitude.

**FM** : Modulation de fréquence.

**PM** : Modulation de phase.

**ECG** : Electro-cardiogamme.

**ECHO** : Echo-cardiogamme.

**PCG** : Phono-cardiogramme**.**

**FPGA** : Field-programmable Gate Array.

**XSG** : Xilinx system generator.

# Introduction générale

# Introduction générale

Au cours des trente dernières années, un impressionnant opérateur non linéaire nommé Teager Energy Operator (ou Teager-Kaiser Energy Operator) a été introduit et étudié par de nombreux chercheurs dans diverses applications, en particulier dans le traitement des signaux AM-FM, tels que le signal de la parole. L'attractivité de cet opérateur tient à sa petite fenêtre temporelle (idéale pour analyser les signaux localement), et à la simplicité de sa définition de base, que nous verrons plus loin. Cet opérateur peut démoduler un signal AM-FM et extraire l'amplitude instantanée (le signal enveloppe) et la fréquence instantanée d'un signal.

Dans ce mémoire, le TEO est appliqué aux signaux dus de PCG (phono cardiographe), pour la démodulation d'enveloppe (détection d'enveloppe), la détection d'enveloppe est une étape essentielle de la segmentation des sons cardiaques, afin de les classifier aux sons normaux ou pathologiques.

Ce mémoire est structuré de la manière suivante. Le premier chapitre est dédié à la présentation du TEO « opérateur énergétique de Teager » : sa définition continue et discrète, ses caractéristiques et applications en détails. Dans le deuxième chapitre on présente l'utilité d'opérateur TEO, par l'appliquer sur des signaux synthétiques modulés (AM, FM, AM-FM) pour en extraire des informations utiles telles que l'amplitude instantanée, la fréquence instantanée et la phase instantanée. Le troisième chapitre est consacré à la validation de l'efficacité du TEO, par l'appliquer sur des signaux de sons cardiaques (de la base de donnés PASCAL) pour détecter l'enveloppe (amplitude instantanée), qui est une étape importante de la segmentation du son cardiaque. Finalement, dans le quatrième chapitre, une l'implémenter de TEO sur une carte FPGA est réalisé par l'utilisation du système générateur de XILINX.

# Chapitre 1

## Opérateur Energétique de Teager « TEO »

Dans ce chapitre nous étudierons la technique « opérateur énergétique de Teager » et ces propriétés en détails. Sa définition est très sim0ple et ses applications sont nombreuses et intéressantes dans divers domaines du traitement du signal.

## 1.1 Définition de TEO

L'opérateur d'énergie Teager est défini dans le cas continu comme suit :

$$\psi\big(x(t)\big) = x'^{2}(t) - x(t)x''(t) \tag{1.1}$$

Où x' signifie la première dérivée de x, et x'' la seconde dérivée. Dans le cas discret, est définit comme suit :

$$\psi[x[n]] = x^{2}[n] - x[n-1]x[n+1] \tag{1.2}$$

## 1.2 Historique du TEO

### 1.2.1 Expériences de Teager

En 1983, Herbert M. Teager et Shushan M. Teager [1] ont publié "Le modèle phénoménologique de la production de voyelles dans les cordes vocales". Estime que le modèle de parole actuel (à l'époque) (principalement la modélisation utilisant la théorie des filtres linéaires) est inexact et que la génération de la parole implique un processus non linéaire qui n'est pas décrit par le modèle actuel du locuteur. L'auteur souligne plusieurs aspects que la théorie linéaire ne peut pas bien expliquer.Teager & Teager "Evidence of Nonlinear Sound Generation Mechanism in Vocal Channels" publié en 1990 [2].

### 1.2.2 Le travail initial de Kaiser

La méthode de calcul de l'énergie du générateur de sons a attiré l'attention de JF Kaiser, qui a publié «A Simple Algorithm for Calculating the Energy of a Signal» en 1990 [3]. Ne jamais révéler à personne comment il calcule l'énergie, Kaiser appelle cet algorithme «l'algorithme énergétique de Teager» [4, 5].

### 1.2.3 Les applications sont développées et la théorie est étendue

De nombreuses applications ont été développées à l'aide de Teager's Energy Operator. Petros Maragos, Thomas F. Quatieri et Kaiser ont présenté l'une des premières applications des opérateurs dans "Speech Nonlinearity, Modulation and Energy Operators" [6], qui est la première technique de démodulation AM-FM Trace. Publication de nombreux articles sur les opérateurs énergétiques de Teager lors de la Conférence internationale sur l'acoustique, la parole et le traitement du signal (ICASSP). Le premier article de Kaiser a été soumis à

l'ICASSP-90, deux autres ont été publiés en 1992 et au moins sept ont été publiés en 1993. L'article de l'ICASSP-91 est "Un nouveau type de filtre à filtre non linéaire pour l'amélioration de l'image." [7].

### 1.3 Notation et définitions de base

Les méthodes de traitement des opérations en temps continu et en temps discret sont différentes. Pour cette raison, nous introduisons la notation suivante: la fonction de temps continu s'écrit $x(t)$ et la fonction discrète (séquence) s'écrit$x[n]$ ou $x_n$ selon la complexité de l'expression. Dans la plupart des cas, cela devrait également être clair dans le contexte. $x'$ Est utilisé pour représenter $dx/dt$ et$\approx dx/dn$. Sauf indication contraire, $\approx dx/dn$ signifie l'approximation de$x\,[n]\, - x\,[n\, - 1]\, et\, x\,[n\, +\, 1]\, - x\,[n]$, car on ne peut garantir que l'un d'eux est plus correct que l'autre. De même, sauf indication contraire, $x''$ est utilisé pour la deuxième dérivée, qui dans le cas discret est $x[n - 1]\, - 2x\,[n]\, +\, x\,[n\, +\, 1]$.

#### 1.3.1 Définition du signal :

Un signal est une représentation physique d'informations, qui est transmise de la source à son destinataire. La description mathématique des signaux est le but de la théorie des signaux. Il fournit des méthodes d'analyse, de conception et de caractérisation des systèmes traitement de l'information. La figure suivante est un exemple:

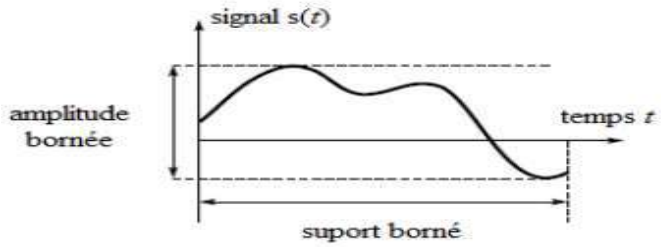



**Figure 1.1:** Représentation d'un signal physique réel.

#### 1.3.2 RMS – racine carrée de la moyenne des carrés

La valeur RMS pour une séquence $x$ est définie comme suit :

$$RMS\{x\} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} x[n]^2} \tag{1.3}$$

RMSE - Erreur quadratique moyenne est donnée par :

$$RMSE\{x, y\} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(x[n] - y[n])^2} \tag{1.4}$$

### 1.3.3 SNR - Rapport signal / bruit

Le rapport signal sur bruit est défini comme : $SNR(x,n) = 20\log_{10}\frac{var(x)}{var(n)}$

Où, $x$ est le signal sans bruit, $n$ est le bruit et $Var\{\cdot\}$ est l'opérateur de variance habituel

### 1.3.4 Le filtre médian

Le filtre médian $F$ est un filtre non linéaire$y = F\{x, L\}$. Prenez la séquence $x$ et la longueur $L$ comme paramètres. $L$ Est le nombre d'échantillon utilisé pour calculer la valeur de sortie. Pour chaque$n$, la sortie donnée$y[n]$ est la médiane de séquence $x[n - (L/2)]$ à $x\left[n + \left(\frac{L}{2}\right) - 1\right]$ pour $L$ pair, et de séquence $x[n - (L-1)/2]$ $\grave{a}$ $x[n + (L-1)/2]$ pour $L$ impair.

### 1.4 Amplitude, phase et fréquence (APF)

Cette partie explique les contraintes physiques entre l'amplitude, la phase et la fréquence (APF) d'un signal et montre comment la procédure de signal analytique est utilisée pour estimer ces quantités. Nous reviendrons sur cette procédure lors de la présentation des différents estimateurs. Nous ne sommes ici concernés que par le signal à valeur réelle, que nous pouvons en général écrire comme suit :

$$s_r(t) = a(t)\cos\big(\varphi(t)\big) = a(t)\cos(\omega_0 t + \varphi(t)) \qquad (1.5)$$

Nous voulons ici estimer$a(t)$, $\varphi(t)$ et$\omega(t) = d\varphi/dt$. Cependant, est une équation, qui a deux inconnues ($a$ et$\varphi$) que nous voulons estimer. Cela signifie que nous devons avoir une autre équation qui relie ces deux quantités pour une détermination sans ambiguïté. Si nous écrivons le signal $s(t)$ comme la somme d'un signal réel et imaginaire.

$$s(t) = s_r(t) + js_j(t) = a(t)e^{j\varphi(t)} \qquad (1.6)$$

Nous pouvons exprimer les APF comme (t omis pour plus de clarté) $a = \sqrt{{s_r}^2 + {s_j}^2} = |s|$

$\varphi = \arctan\left(\frac{s_j}{s_r}\right) = \arg(s)$ ; $\omega = \frac{{s_j}' s_r - {s_r}' s_j}{{s_j}^2 + {s_r}^2} = Im(s'/s)$

$s_j$ (t) est la transformée de Hilbert, pour un signal $x(t)$ est définit par

$\{x(t)\} = \frac{1}{\pi}\int_{-\infty}^{+\infty}\frac{x(s)}{t-s}ds$ , avec s(t) est le signal analytique.

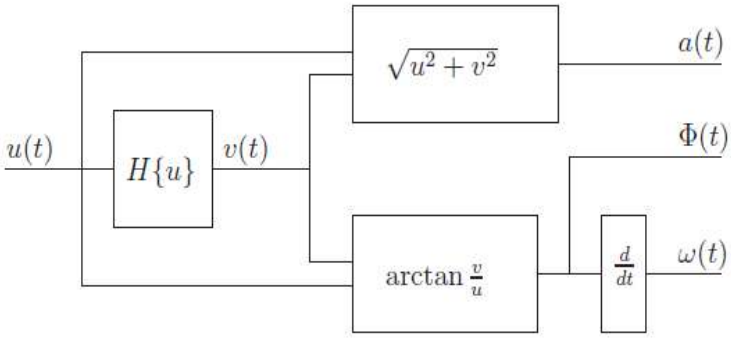



**Figure 1.2 :** Dispositif de mesure APF hypothétique utilisant l'opérateur H pour générer le Partie imaginaire du signal.

### 1.5 Signaux importants

#### 1.5.1 Signaux AM

Un signal de modulation d'amplitude (AM) est une combinaison de deux signaux, dont l'un est une "porteuse", qui est un signal sinusoïdal à fréquence unique, et l'autre est l'information que nous voulons transmettre, un signal en bande de base. Nous pouvons modéliser l'amplitude du signal modulé comme ceci: $S_{AM}(t) = a(t)\cos(\omega_c\, t)$ avec $a(t) = A[1 + k_m(t)]$

#### 1.5.2 Signaux FM et PM

La différence entre les signaux AM et FM est que nous utilisons des signaux en bande de base dans les signaux FM pour changer la fréquence du signal porteur. Le signal FM peut être modélisé comme suit : $S_{FM}(t) = Acos(\varphi(t))$ avec $\varphi(t) = \omega_c\, t + \omega_m \int_0^t m(\tau)\, d\tau + \theta$

Un signal modulé en phase (signal PM) est un signal de la forme $S_{PM}(t) = Acos(\varphi(t))$ avec $\varphi(t) = \omega_c\, t + \omega_m\, m(t)dt$

#### 1.5.3 Signaux AM-FM

Le signal AM-FM est la combinaison des signaux AM et FM ci-dessus, et nous peut le modéliser comme suit: $S_{AM-FM}(t) = a(t)\cos(\varphi(t))$ avec $a(t) = A[1 + km_{am}(t)]$ et $\varphi(t) = \omega_c\, t + \omega_m \int_0^t m f_m(\tau) d\tau$ .

## 1.6 Le TEO et ses propriétés

### 1.6.1 Énergie du signal

Dans les systèmes électriques, la puissance instantanée d'un système peut être décrite comme :

$$p(t) = |v(t)|^2/R \quad \text{Ou} \quad p(t) = R \times i(t)^2 \tag{1.7}$$

L'énergie du signal sur un certain temps 2T est $E = \int_{t=-T}^{T} |s(t)|^2 dt$ et l'énergie totale est $\lim_{T\to\infty} E = \int_{t=T}^{T} |s(t)|^2 dt$. Une autre façon de définir l'énergie est de transformer le signal de Fourier et d'utiliser la valeur absolue au carré des différentes bandes de fréquences comme mesure du niveau d'énergie des bandes respectives.

$$S[n] = DFT\{s\} \tag{1.8}$$

Alors |S [n] |² détermine la quantité d'énergie contenue dans le signal dans la bande de fréquences n. DFT est l'opérateur de transformée de Fourier discrète

$$S[n] = \frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N-1} s(i) e^{-j\frac{2\pi ni}{N}} \tag{1.9}$$

En étudiant une équation différentielle du second ordre, on constate que l'énergie pour générer un signal sinusoïdal simple varie en fonction des amplitudes et fréquences en même temps. À la lumière de cela, Cette l'observation est ce que Kaiser a utilisé pour dériver le TEO.

### 1.6.2 Opérateur énergétique de Teager

Il existe de nombreuses façons d'obtenir la définition de base de Teager opérateur. En fait, Kaiser utilise l'équation différentielle suivante comme point de départ pour l'opérateur [2,1]:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{k}{m}x = 0 \tag{1.10}$$

L'équation différentielle du second ordre décrit un objet de masse m à l'état suspendu à travers une chaîne de constante k. On peut le considérer comme un modèle simple (mais incomplet) d'un système mécano-acoustique dans lequel les objets peuvent osciller, générant ainsi des ondes de pression dans le milieu environnant. Cependant, il n'y a pas de fonction du support dans le modèle. La solution de l'équation est une oscillation périodique donnée par :

$$x(t) = A\cos(\omega t + \varphi) \tag{1.11}$$

L'énergie totale de l'objet est en physique newtonienne donnée comme la somme des l'énergie potentielle du ressort et l'énergie cinétique de l'objet, données par :

$$E = \frac{1}{2}kx^2 + \frac{1}{2}mv^2 \tag{1.12}$$

En remplaçant $v = {dx}/{dt}$ , et$x = Acos(\omega t + \varphi)$, on a$E = \frac{1}{2}mv^2A^2$ .

### 1.6.3 L'opérateur d'énergie continue de Teager

Historiquement parlant, la version discrète de Teager Energy Operator a été définie pour la première fois. Pourtant, Il est naturel de commencer par l'opérateur continu. En temps continu, nous Définissons TEO comme suit :

$$\psi\big(x(t)\big) = \big(x'^2(t)\big) - x(t)x''(t) \tag{1.13}$$

L'insertion de $x\ (t)\ =\ A\ cos\ (\omega t)$ dans l'équation ci-dessus donne:

$$\psi\big(x(t)\big) = (-A\omega \sin(\omega t))^2 - Acos(\omega t)\big(-\omega^2 Acos(\omega t)\big)$$

$$= A^2\omega^2\big(sin^2(\omega t) + cos^2(\omega t)\big) = A^2\omega^2 \tag{1.14}$$

### 1.6.4 L'opérateur discret

Nous regardons maintenant un signal numérique $x_n$ donné par : $x_n = Acos\ (\Omega n + \varphi)$, où Ω est la fréquence numérique$\Omega\ =\ 2\pi f\ /\ Fs$, où φ est n'importe quelle phase, $f$ est la fréquence analogique et $Fs$ est la fréquence d'échantillonnage. L'équation ci-dessus a trois paramètres, ce qui signifie qu'en principe, nous devrions être en mesure de configurer trois instances différentes de cette équation et de les résoudre pour déterminer les trois inconnues. Pour cela, nous choisissons $x_{n-1}, x_n$ et $x_{n+1}$ comme inconnues. Nous obtenons alors : $x_n = Acos(\Omega n + \varphi)$, $x_{n-1} = Acos(\Omega(n-1) + \varphi)$ et $x_{n+1} = Acos(\Omega(n+1) + \varphi)$. En utilisant les identités trigonométriques suivantes : $\cos(\alpha+\beta)\cos(\alpha-\beta) = \frac{1}{2}[\cos(2\alpha) + \cos(2\beta)]$ et$\cos(2\alpha) = 2cos^2(\alpha) - 1 = 1 - 2sin^2(\alpha)$. On obtient :

$$x_n{}^2 - x_{n-1}\,x_{n+1}\ = A^2\ sin^2(\Omega) \tag{1.15}$$

Si l'on se limite $\Omega$ à être positif et inférieur à$\pi/2$, la solution ci-dessus est exacte et unique. En pratique, c'est $\Omega$ à moins d'un quart de la fréquence d'échantillonnage. La formule ci-dessus peut être approchée davantage si nous remarquons que$sin\ \ (\Omega) = \Omega$, pour les petits $\Omega$. L'erreur d'approximation est inférieure à 11% si $\Omega \leq \pi/4$. D'après la Figure 1.3. Donc :

$$\psi[x_n] = x_n{}^2 - x_{n-1}\,x_{n+1}\ = A^2\ \Omega^2 \tag{1.16}$$

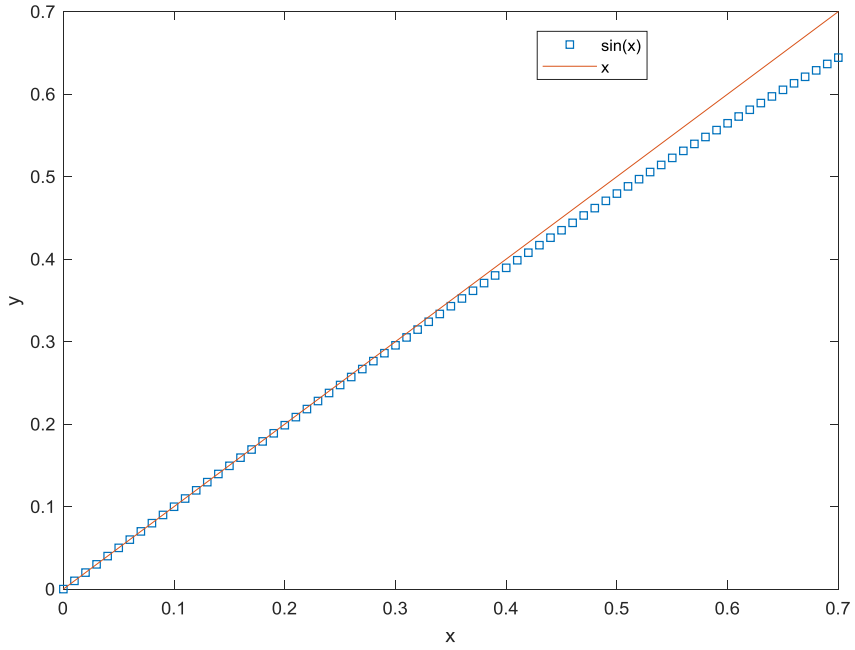



**Figure 1.3** Approximation linéaire de la fonction sinus dans l'intervalle [0, π / 4].

## 1.7 Énergies de signaux connus

### 1.7.1 Signal sinusoïdal

Le signal sinusoïdal d'amplitude et de phase constante est modélisé comme

s (t) = A cos (ωt), Et nous calculons l'énergie de ceci pour être$\psi\big(Acos(\omega t)\big) = A^2\omega^2$, qui est constante.

### 1.7.2 Signal exponentiel

Le signal à décroissance exponentielle modélisé comme $s(t) = e^{-\alpha t}$ à une énergie de Teager nulle :

$$\psi(e^{-\alpha t}) = (ae^{-\alpha t})(ae^{-\alpha t}) - e^{-\alpha t}\,(a^2e^{-\alpha t}) = 0 \qquad (1.17)$$

### 1.7.3 Signaux AM

Bien qu'il s'agisse d'une analyse de signal simple, si elle est effectuée directement, le calcul d'énergie de Teager est assez lourd. L'énergie Teager du signal AM est

$$\psi\left(S_{AM}(t)\right) = a'^2(t)cos^2(\omega_c t) + a^2(t){\omega_c}^2 - a\,(t)cos^2(\omega_c)a''(t)$$

$$= a^2(t)\,{\omega_c}^2 + cos^2(\omega_c t)\,\psi\,(a(t)) \qquad (1.18)$$

Le deuxième terme est une oscillation calibrée par l'énergie Teager du signal d'amplitude.

### 1.7.4 Signal sinusoïdal amorti exponentiellement

Le signal sinusoïdal amorti exponentiellement est un cas particulier du signal AM, où la porteuse est un signal sinusoïdal et la bande de base est un signal exponentiel. L'énergie de ces signaux est

$$\psi(e^{-\alpha t}A\cos(\omega t)) = e^{-2\alpha t}\psi(\cos(\omega t)) + cos^2(\omega t)\psi(e^{-\alpha t})$$
$$= e^{-2\alpha t}A^2\omega^2 + cos^2(\omega t)\times 0 \quad = e^{-2\alpha t}A^2\omega^2 \qquad (1.19)$$

Qui sont des versions amorties du Teager Energy de simples signaux sinusoïdaux.

### 1.7.5 Signaux FM

L'énergie Teager d'un signal FM peut être trouvée

$$\psi\big(S_{FM}(t)\big) = A^2(\varphi'^2(t) + \varphi''(t)\frac{\sin(2\varphi(t))}{2}) \qquad (1.20)$$

Le signal en bande de base est un signal sinusoïdal pur.

### 1.7.6 Signaux AM-FM

Le cas le plus complexe et le plus général dont nous allons montrer un exemple est le signal AM-FM. L'énergie Teager d'un signal AM-FM est

$$\psi\big(S_{AM-FM}(t)\big) = [a(t)\varphi(t)]^2 + \frac{1}{2}a^2(t)\varphi''(t)\sin\big(2\varphi(t)\big) + cos^2\big(\varphi(t)\big)\psi\big(a(t)\big)$$

(1.21)

Avec FM : $\frac{1}{2}a^2(t)\varphi''(t)\sin\big(2\varphi(t)\big)$ et AM : $cos^2\big(\varphi(t)\big)\psi\big(a(t)\big)$

Nous remarquons les similitudes avec les énergies des signaux AM et FM, où les termes des deux types de signaux apparaissent dans l'expression ci-dessus.

### 1.7.7 Extension aux signaux complexes

Teager Operator a été étendu pour couvrir les signaux complexes. L'opérateur étant un opérateur énergétique, nous souhaitons que l'opérateur donne toujours une valeur positive. Ce n'est pas vrai pour tous les signaux.

La définition de TEO d'un signal complexe est donnée par :

$$\psi_c\big(x(t)\big) = \|x'(t)^2\| - Re[x^*(t)x''(t)] \qquad (1.22)$$

Et TEO peut être défini pour les signaux complexes aussi par :

$$\psi_c\big(x(t)\big) = x'^*(t)x'(t) - \frac{1}{2}[x''(t)x^*(t) + x(t)x''^*(t)] \qquad (1.23)$$

Bien qu'écrits différemment, les opérateurs ci-dessus sont égaux car :

$\|x'(t)^2\| = x'^*(t)x'(t)$ . Par définition, et (en omettant t pour plus de clarté)

$$Re[x^*(t)x''(t)] = Re\big[(x_r - jx_j)(x_r'' + jx_j'')\big] = Re\big[x_r x_r'' + jx_r x_j'' - jx_j x_r'' + xx''j\big]$$

$$= x_r x_r'' + x_j x_j'' \tag{1.24}$$

Et

$$\frac{1}{2}[x''x^* + xx''^*] = \frac{1}{2}\{[x_r'' + jx_j''][x_r - jx_j] + [x_r + jx_j][x_r'' - jx_j'']\} \quad = \frac{1}{2}[x_r''x_r\, jx_r''x_j +$$

$$jxj''xr + xj''xj + xrxr'' - jxrx''j + jxjxr'' + xjxj'' = xrxr'' + xjxj'' \tag{1.25}$$

Lorsque $x(t)$ un signal réel, l'opérateur se réduit à la définition conventionnelle de l'opérateur Teager. Nous pouvons obtenir plus d'informations si nous écrivons l'opérateur complexe comme la somme des réels et parties imaginaires : $x(t) = x_r(t) + jx_j(t)$

$$\psi_c\big(x(t)\big) = \psi_c\big[x_r(t) + jx_j(t)\big]$$

$$= x'_r(t) + x_j'^2(t) - x_r(t)x_r''r(t) - x_j(t)x_j''(t)$$

$$= \psi_c\big(x_r(t)\big) + \psi_r\left(x_j(t)\right) \tag{1.26}$$

Cela signifie que l'énergie Teager d'un signal complexe est la somme de l'énergie des parties réelles et imaginaires du signal.

### 1.7.8 Plus de généralisations de l'opérateur Teager

La version discrète du Teager Operator peut être encore plus généralisée. Dans une généralisation à la fonction énergétique de Teager-Kaiser et application à la résolution de deux tons espacés [8] par Wei Lin et.al, l'opérateur est généralisé en remplaçant' 1 'par un constante M dans l'expression $x[n - 1]\, x\, [n + 1]$. L'opérateur peut alors s'écrire

$$\psi\big[x[n]\big] = x^2[n] - x[n - M]x[n + M] \tag{1.27}$$

Où M est un entier arbitraire ≥ 1. Cette constante M est appelée paramètre de retard. Cette généralisation peut être utilisée pour résoudre deux tons rapprochés et pour le potentiel d'action détection dans la recherche neuronale [9].

## 1.8 Propriétés analytiques

Nous listons les propriétés les plus élémentaires de l'opérateur standard TEO, $x'^2 - xx''$ Ces propriétés sont régulièrement utilisées tout au long de ce travail, et notamment le résultat sur la multiplication de deux fonctions est très utile car ce résultat peut être appliqué directement lorsque nous voulons calculer l'énergie d'un signal AM de forme fermée. Un vaste la liste des propriétés peut être trouvée dans [10].

### 1.8.1 TEO de signaux combinés $\boldsymbol{\psi(f\,(t), g\,(t))}$

Ce nouvel opérateur de type énergie prend deux arguments, et ces arguments, $f\,(t)$ et $g\,(t)$, sont combinés comme ceci**:**

$$\psi_c(f,g) \triangleq \mathrm{f}'\mathrm{g}' - \mathrm{fg}'' \tag{1.28}$$

Ce nouvel opérateur a quelques propriétés utiles. Par exemple

$$\psi_c(f,f) = \psi_c(f) \tag{1.29}$$

$$\psi_c(0,f) = \psi_c(f,0) = 0 \tag{1.30}$$

$$\psi_c(b,f) = bf'' \tag{1.31}$$

$$\psi_c(f,b) = 0 \tag{1.32}$$

Où $f$ est une fonction de $t$ et $b$ est une constante.

Notez que cet opérateur n'est pas commutatif, car $\psi_c(f,g) \neq \psi_c(g,f)$en général: $\psi_c(f,g) = f'g' - fg''$ Et $\psi_c(g,f) = g'f' - gf''$ . Comme contre-exemple, nous posons $f(t) = at$ et $\mathrm{g\,(t)} = \mathrm{bt2}$. Alors $\psi_c(\mathrm{f,g}) = \mathrm{2abt} - \mathrm{2abt}$ Et $\psi_c(\mathrm{f,g}) = \mathrm{2abt}$ donc l'opérateur n'est pas commutatif.

### 1.8.2 TEO de signaux multipliés $\boldsymbol{\psi(f(t) \times g(t))}$

L'énergie Teager de la multiplication de deux signaux $f$ et $h$ est:

$$\psi(g \times h) = g^2\psi(h) + h^2\psi(g) \tag{1.33}$$

Cette propriété est pratique à utiliser lorsque l'énergie Teager d'un signal AM doit être calculée.

### 1.8.3 TEO d'une addition $\boldsymbol{\psi\,(f(t) + g(t))}$

L'énergie Teager de la somme de deux signaux $f\,(t)$ et $g\,(t)$ est:

$$\psi(f+g) = \psi(f) + \psi(g) + \psi(f,g) + \psi(g,f) \tag{1.34}$$

Les termes croisés sont commodément exprimés en utilisant l'opérateur $\psi(.,.)$, et sont termes composés à la fois de $f$ et de $g$.

### 1.8.4 TEO d'une constante $\psi(b)$

L'énergie Teager d'une constante est 0 : $\psi(b) = 0$

### 1.8.5 TEO de $\psi$ ($b$ + $f(t)$)

En utilisant les propriétés ci-dessus, l'énergie d'une constante plus un signal variant dans le temps est :

$$\begin{aligned}\psi\big(b + f(t)\big) &= \psi(b) + \psi(f) + \psi(b,f) + \psi(f,g) \\ &= \psi(f) + \psi(b,f) + \psi(f,b) \\ &= \psi(f) + bf'' \end{aligned} \tag{1.35}$$

### 1.8.6 TEO de signal imbriqué $\psi$ ($f$ ($g(t)$))

L'énergie Teager de deux fonctions imbriquées est donnée par

$$\psi\big(f(g)\big) = g'^2\left[\left(\frac{df}{dg}\right)^2 - f\frac{d^2f}{dg^2}\right] - f\frac{df}{dg}g'' \tag{1.36}$$

Cette propriété peut être utilisée pour évaluer l'énergie Teager des signaux FM.

## Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons vu une généralité sur l'opérateur énergétique TEO, ses techniques et ses fonctionnalités. Il possède des nombreuses applications intéressantes dans divers domaines du traitement du signal.

# Chapitre 2

## Applications TEO sur les signaux AM-FM artificiels

## Introduction

Dans ce chapitre nous essayons de présenter et d'appliquer les différentes méthodes basées sur l'opérateur Teager « TEO » pour estimer les trois quantités d'un signal, l'amplitude instantanée, la fréquence instantanée et la phase instantanée. Les signaux utilisés dans cette partie sont des signaux synthétiques, dans le chapitre suivant on applique le TEO aux signaux mesurés (sons cardiaques), dans le but de détecter l'enveloppe su signal.

## 2.1 Estimation à l'aide de TEO

Nous décrirons une méthode d'estimation des paramètres de signal AM et / ou FM à l'aide de Teager Energy Operator. Nous étudierons les performances des opérateurs en termes de bruit ou autres interférences de signal. Supposons d'abord que nous ayons un signal sinusoïdal$x\ (t)\ =\ Acos\ (\omega t)$. La sortie de l'opérateur est :

$$\begin{aligned}\psi\big(x(t)\big) &= \psi\big(Acos(\omega t)\big)\\ &= -A^2\omega^2 sin^2(\omega t) - A\omega\cos(\omega t)\,[-A\omega\cos(\omega t)]\\ &= A^2\omega^2 \qquad (2.1)\end{aligned}$$

De là, nous voyons que, étant donné un signal monochromatique en entrée, nous obtenons une constante sortie de l'opérateur, qui est proportionnelle à la fois au carré de l'amplitude et fréquence au carré.

Maintenant, nous pouvons différencier le signal d'entrée et calculer l'énergie Teager pour ce signal:

$$\begin{aligned}\psi\left(x'(t)\right) &= \psi(-A\omega\sin(\omega t)\\ &= A^2\omega^4 cos^2(\omega t) — A\omega\sin(\omega t)\,[A\omega^3\sin(\omega t)]\\ &= A^2\omega^4 \qquad (2.2)\end{aligned}$$

Nous pouvons combiner les deux résultats ci-dessus, et calculer la fréquence et l'amplitude de $x(t)$*:*

$$\widehat{\omega}\ (t) = \frac{\psi(x'(t))}{\psi(x(t))} \qquad (2.3)$$

$$\left|\hat{A}^2(t)\right| = \frac{\psi(x(t))^2}{\psi(x'(t))} \qquad (2.4)$$

Ces équations sont exactes pour un signal sinusoïdal $Acos(\omega t)$. nous remarquons que les erreurs d'approximation pour les signaux AM, FM et AM-FM sont petit. Cela signifie que la méthode ci-dessus convient pour l'estimation de l'enveloppe de Signaux AM et fréquence instantanée des signaux FM.

### 2.1.1 Signaux AM

Si nous décrivons le signal AM simplifié comme $a(t)\ cos\ (\omega_c t + \varphi)$ où $a(t)$est alors l'enveloppe du signal, et calculer l'énergie Teager:

$$\psi(a(t)\cos(\omega_c t + \varphi)) = a^2(t)\psi(\cos(\omega_c t + \varphi)) + \psi\big(a(t)\big)cos^2(\omega_c t + \varphi)$$

$$= a^2(t)\omega_c{}^2\cos^2(\omega_c+)\psi(a(t)) \qquad (2.5)$$

Ainsi, l'énergie Teager d'un signal AM est un terme variant proportionnellement à l'enveloppe, plus un terme variable dans le temps, qui est également une fonction de la TEO de l'enveloppe. Si le signal en bande de base est monochromatique, alors les deux termes se réduisent à des fonctions périodiques du temps. Or, le terme $\omega_c$ est une constante dans l'expression ci-dessus. Si $E\ (t)\ <<\ D\ (t)$, alors la sortie de l'opérateur est une constante multipliée par l'enveloppe du signal AM. On peut considérer $E\ (t)$ comme une erreur d'estimation, et si cette erreur est suffisamment petite, le La sortie de TEO suit bien l'enveloppe du signal AM.

- **Erreur d'analyse :** Dans l'estimation ci-dessus, nous devons prouver que l'erreur d'estimation, $\cos^2(\omega_c t + \varphi)\psi(a(t))$ est relativement petit par rapport à ce que nous utilisons comme approximation, $a^2(t)\omega_c{}^2$ Cette preuve est plutôt longue et non trivial, et est omis ici [11].

### 2.1.2 Signaux FM

Lorsque l'opérateur est appliqué à un signal FM, la sortie de l'opérateur peut être comme suit :

$$\psi\big(s_{FM}(t)\big) = \psi(Acos(\varphi(t)))$$

$$= A^2\varphi'^2(t)sin^2\big(\varphi(t)\big) - Acos(\varphi(t))[-Acos\big(\varphi(t)\big)\varphi'^2(t) - Asin\big(\varphi(t)\big)\varphi''(t)$$

$$= A^2\varphi^2(t) + A^2\cos\big(\varphi(t)\big)\sin\big(\varphi(t)\big)\varphi''(t)$$

$$= A^2\varphi'^2(t) + A^2\varphi''(t)\frac{\sin(2\varphi(t))}{2} \qquad (2.6)$$

Si le terme $E\,(t)$ est assez petit, $E\,(t) << D\,(t)$, on peut l'ignorer, et on voit alors que l'opérateur suit la fréquence instantanée au carré, multipliée par une constante. Si on pose A=1, le signal est normalisé, ce qui simplifie encore davantage l'expression.

- **Erreur d'analyse :** Tout comme pour les signaux AM, la preuve est assez longue, et est omise ici.

### 2.1.3 Signaux AM-FM

Lorsque les signaux AM et FM sont combinés, la sortie de Teager Energy Operator contient des termes similaires aux termes trouvés dans les deux signaux. Nous notons que l'énergie Teager pour un signal AM-FM contient le terme$a^2\,(t), \varphi^2\,(t)$, et si nous peut montrer que les autres termes sont petits par rapport à$a^2\,(t), \varphi^2\,(t)$, alors on peut utiliser le Teager Energy Operator pour estimer l'amplitude et la fréquence instantanée d'AM-FM signaux. Les détails de ceci sont couverts dans [11].

### 2.1.4 Versions discrètes

Il existe plusieurs versions discrètes de Teager Energy Operator [12]. Il existe plusieurs façons de traiter les dérivées continues, et diverses formes discrètes peuvent être créées en fonction de la façon dont cela est fait. Commençons par échantillonner le signal

$x\,(t) = Acos\,(\omega t)$, car$x\,[n] = Acos\,(\Omega n)$, où$\Omega = \omega\,/\,T$, et T est la période d'échantillonnage. Ensuite, nous approchons de $x$ ˙ par échantillonnage avant ou différence arrière, et trouvons continuellement que la sortie de Teager Energy Operator peut être

$$\psi\big[x[n]\big] = A^2cos^2(\Omega n) - A^2\cos\big(\Omega(n-1)\big)\cos\,(\Omega(n+1)) \tag{2.7}$$

Que nous pouvons simplifier à

$$\psi\big[x[n]\big] = \frac{A^2sin^2(\Omega)}{T^2} = A^2\omega^2(\frac{\sin(\Omega)}{\Omega})^2 \tag{2.8}$$

Par conséquent, à l'exception d'autres facteurs qui atténuent le résultat, la sortie du signal échantillonné est la même que la sortie du signal d'opérateur continu. Pourtant La constante Ω contient des informations sur T. Nous pouvons supposer T = 1 et utiliser la relation

$f = \Omega 2\pi T = \Omega Fs2\pi$ Pour mettre à l'échelle le résultat à la fin du calcul, où $F_s$ est la fréquence d'échantillonnage, donc $f$ est en Hz. Parlons maintenant du dérivé, nous examinons d'abord le contraste entre deux échantillons. Nous insérons à nouveau la version d'exemple et obtenons

$$y[n] = x[n] - x[n-1] = Acos(\Omega n) - Acos(\Omega(n-1)) \tag{2.9}$$

Simplifier l'utilisation de l'identité trigonométrique $\cos(\alpha) - \cos(\beta) = 2\sin\left(\frac{\alpha+\beta}{2}\right)\sin\left(\frac{\beta-\alpha}{2}\right)$

On a:

$$y[n] = -2Asin\left(\frac{\Omega}{2}\right)\sin\left(\Omega n - \frac{\Omega}{2}\right) \quad (2.10)$$

L'utilisation de TEO sur cette fonction donne

$$\psi(y[n]) = 4A^2 sin^2\left(\frac{\Omega}{2}\right) sin^2(\Omega) \quad (2.12)$$

Cette expression est similaire à $\psi(x\,[n])$, et nous pouvons dériver une expression pour $\Omega$ en utilisant les deux:

$$\frac{\psi(y[n])}{2\psi(x[n])} = 2sin^2\left(\frac{\Omega}{2}\right) = 1 - \cos(\Omega) \quad (2.13)$$

### 2.1.5 DESA-1a

Dans le cas où $x\,(t)$ est un signal AM-FM, la même analyse que ci-dessus peut être effectuée. Tous les détails de cette analyse sont décrits dans [12]. Le résultat principal est que l'expression ci-dessus se rapproche de la fréquence et de l'amplitude instantanée de ces signaux. L'algorithme spécifique qui utilise l'expression ci-dessus est appelé DESA-1a où "1" indique la différence entre les deux échantillons et implique l'approximation des dérivées avec une seule différence d'échantillon et "a" fait référence à l'utilisation d'une différence asymétrique et indique que nous avons utilisé l'asymétrie dérivée.

$$f(n) \approx arccos\,(1 - \frac{\psi[s(n) - s(n-1)]}{2\psi[s(n)]}) \quad (2.14)$$

$$|a[n]| = \sqrt{\frac{\psi[xn]}{1-(1-\frac{\psi[yn]-\psi[yn+1]}{2\psi[xn]})^2}} \quad (2.15)$$

### 2-1.6 DESA-1

Si nous utilisons plutôt la différence avant ci-dessus et faisons la moyenne des résultats, nous obtenons ce que nous appelons le DESA-1:

$$y[n] = x_n - x_{n-1} \quad (2.16)$$

$$f(n) \approx arccos\,(1 - \frac{\psi[y(n) - y(n-1)]}{4\psi[y(n)]}) \quad (2.17)$$

$$|a[n]| = \sqrt{\frac{\psi[s(n)]}{1-(1-\frac{\psi[y[n]]-\psi[y[n+1]]}{4\psi[y(n)]})^2}} \tag{2.18}$$

Comme nous avons moyenné les dérivées, l'algorithme est symétrique, donc nous supprimons le ’a’ dans le nom (mais l’algorithme utilise toujours des différences à deux échantillons).

### 2.1.7 DESA-2

Si nous utilisons à la place la dérivée à trois échantillons $y\,[n] = x\,[n + 1] - x\,[n - 1]$, et faisons de même analyse comme ci-dessus, nous obtenons les expressions suivantes pour l'amplitude et la fréquence:

$$f(n) \approx 1/2(\, arccos\,(1 - \frac{\psi[s(n+1) - s(n-1)]}{2\psi[s(n)]}) \tag{2.19}$$

$$|a[n]| = \sqrt{\frac{2\psi[s(n)]}{\Psi[\mathrm{s(n+1) - s(n-1)}]}} \tag{2.20}$$

Cet algorithme est appelé DESA-2, où «2» implique une symétrie à trois échantillons différence.

## 2.2 Modulation et démodulation

La modulation de signal est un processus par lequel le signal porteur d'informations est converti en un autre signal, qui est généralement adapté à la transmission sur un canal. Le signal d'origine est souvent appelé signal en bande de base et le processus de modulation change la gamme de fréquences du signal en bande de base en une autre bande de fréquences (plus élevée). Le processus de démodulation est opposé au processus de modulation. Le signal en bande de base est récupéré à partir du signal modulé. Lorsque la modulation est utilisée dans un système de communication, le récepteur connaîtra les paramètres de transmission (par exemple, la fréquence porteuse). Cela signifie que le processus de démodulation consiste simplement à "ajuster" le paramètre (c'est-à-dire la fréquence porteuse) à la valeur correcte. Nous supposons que c'est AM, FM ou les deux. Nous verrons qu'en utilisant TEO, des résultats d'analyse simples et agréables peuvent être obtenus. Nous décrivons d'abord les deux technologies utilisées dans les systèmes de communication.

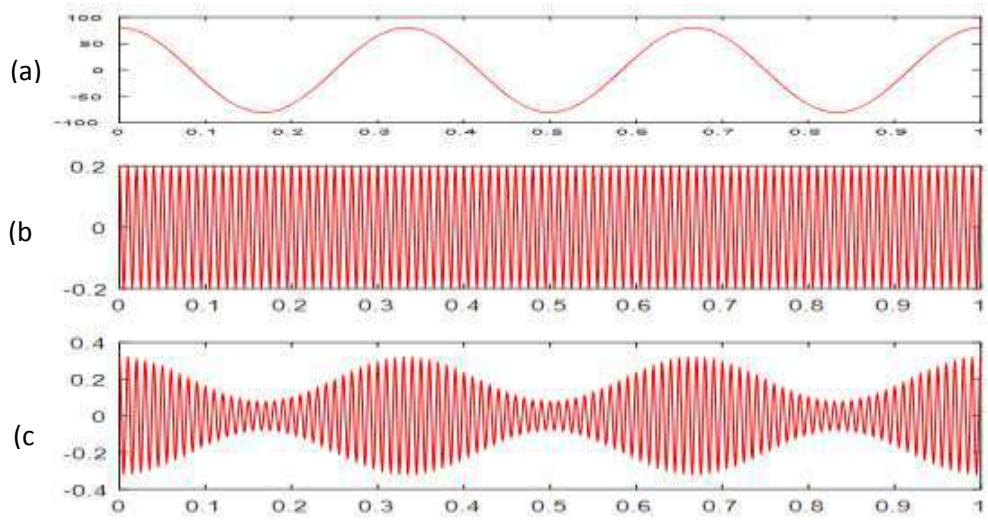



**Figure 2.1** Processus de modulation d'amplitude. Le signal en bande de base (a) est modulé avec porteuse (b), et nous obtenons le signal modulé final en (c).

### 2.3. Modulation d'amplitude

Nous un exemple du processus de modulation. Le résultat de ce traitement est présenté à la figure 2.1. Sur la figure, on voit clairement que le signal en bande de base est l'enveloppe de la porteuse. C'est pourquoi nous appelons la modulation d'amplitude du processus, car c'est l'amplitude de la porteuse modifiée. Le processus de démodulation des signaux AM comprend principalement l'extraction de l'enveloppe de la porteuse. Nous pouvons utiliser le détecteur dit d'enveloppe [13] pour ce faire, comme le montre la figure 2.2. Dans le demi-cycle positif du signal d'entrée $S_{AM}(t)$, la diode est polarisée en direct et le condensateur est rapidement chargé sur le signal d'entrée. Lorsque le signal d'entrée tombe en dessous de sa valeur de crête, le condensateur se décharge lentement à travers la résistance R1 jusqu'au prochain demi-cycle positif. Puis répétez le processus. Le résultat à partir de là est que le corps du porteur a des ondulations. Passez ensuite le filtre passe-bas pour éliminer ces ondulations, puis restaurez le signal en bande de base.

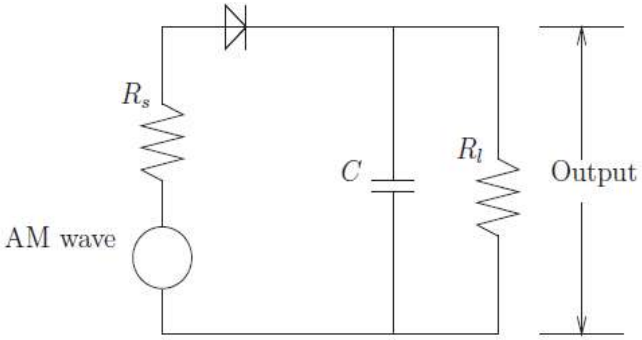
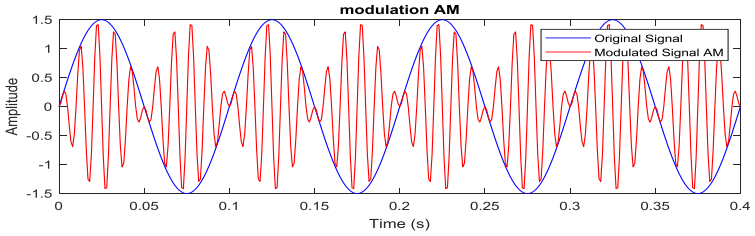



**Figure 2.2 :** Détecteur d'enveloppe analogique utilisé pour extraire le signal en bande de base AM signaux [13].

La figure 2.3 montre un exemple de signal AM (a) et son énergie Teager (b). On constate facilement la similitude entre l'enveloppe du signal AM et la sortie de l'opérateur d'énergie Teager.

(a)




(b)

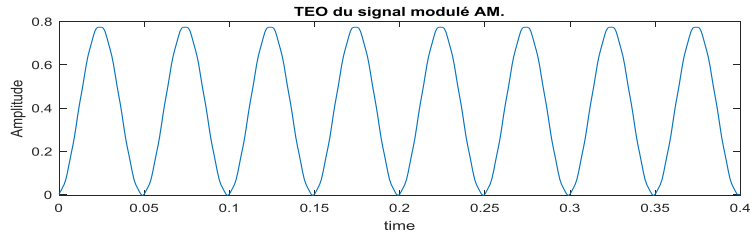



**Figure 2.3:** montre(a) un signal AM et (b) son énergie Teager.

## 2.4 Modulation de fréquence

Sur la figure 2.4, un exemple de processus de modulation de fréquence est montré. Notez que dans cet exemple, nous pouvons clairement voir que la fréquence du signal est en train de changer. Cela signifie également que la différence entre les passages à zéro n'est pas constante, ce qui est une caractéristique des signaux FM. Le processus de démodulation des signaux FM (et PM) est plus compliqué que pour Les signaux AM. La démodulation peut être effectuée en utilisant plusieurs méthodes, par exemple Circuit de pente + détecteur d'enveloppe ou boucle à verrouillage de phase [13].Dans la figure 2.4, un exemple de signal FM est affiché. Ici, le signal en bande de base est un pur signal sinusoïdal. On constate que la

sortie de Teager Energy Operator  TEO dans ce cas est un signal sinusoïdal avec la même fréquence que le signal en bande de base.

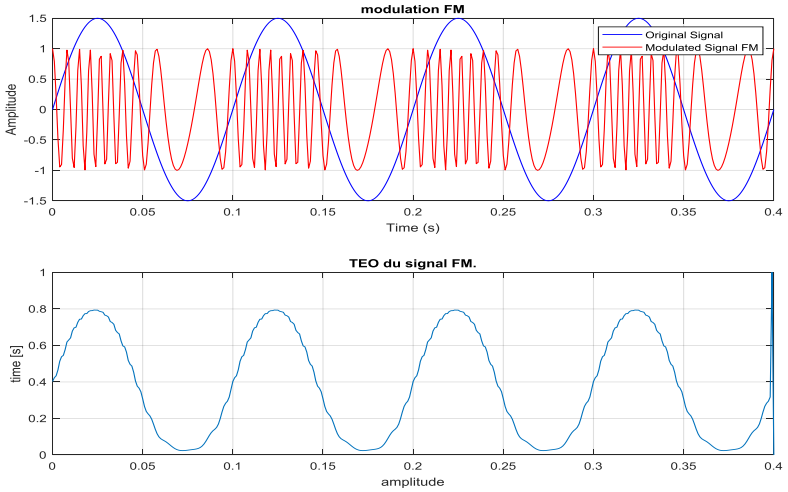



**Figure 2.4 :** montre un signal FM (a) et son énergie Teager (b).

Dans la figure 2.5, un signal AM-FM est affiché. Dans ce cas, les capacités de suivi de l'opérateur ne sont pas apparentes.

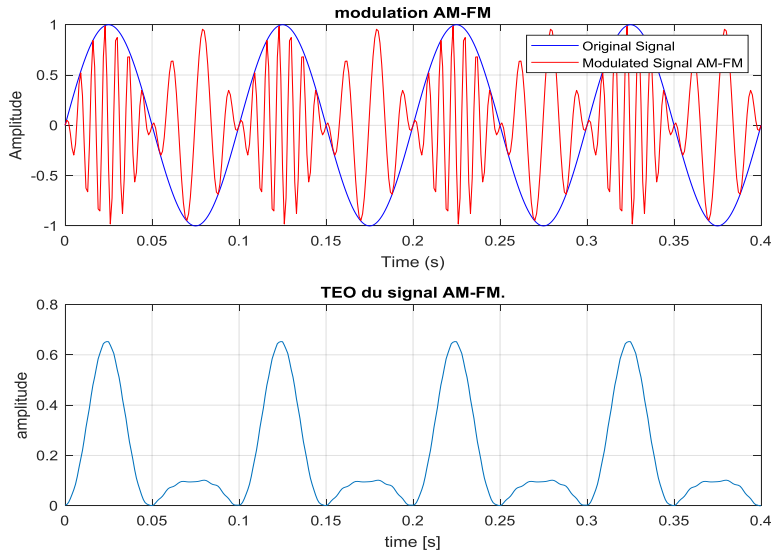



**Figure 2.5 :** un signal AM-FM est affiché. Dans ce cas, les capacités de suivi de l'opérateur ne sont pas apparentes.

- **Démodulation :** est l'opérateur inverse de la modulation. Elle consiste à reconstruire le signal modulant a partir du signal modulé. La qualité d'une modulation est

déterminée par la facilité à récupérer le signal modulant et par son immunité aux bruits.

### 2.5 Estimation à l'aide de la transformée de Hilbert

Rappelons d'abord qu'une transformation intégrale d'une fonction $f$ a variable réelle est défnie en général par la formule $H\{x(t)\} = \frac{1}{\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\frac{x(s)}{t-s}ds$. Pour définir un signal complexe $s\,(t)$, dont la composante réelle était le signal $x\,(t)$, et la composante imaginaire était la transformée de Hilbert de $x\,(t)$. On peut alors estimer l'amplitude et la fréquence comme suit:

$$\hat{a} = \sqrt{s_r{}^2 + s_j{}^2 = |s|} \tag{2.21}$$

$$\widehat{\omega} = \frac{\dot{s_j}s_r - s_j\dot{s_r}}{s_j{}^2 + s_r{}^2} = Im(\dot{s}/_S) \tag{2.22}$$

Où toutes les variables dépendent implicitement de $t$. Cette méthode, cependant, nécessite le signal complet pour estimer correctement, car le signal complet $x\,(t)$ est nécessaire pour calculer la transformée de Hilbert. Dans le cas discret, on peut approcher cette méthode en ne transformant qu'une courte période du signal à la place (par exemple en utilisant une fonction de fenêtrage), et espérons que le signal inclus contient suffisamment d'informations pour faire une (bonne) estimation de l'amplitude et la fréquence. La transformée de Hilbert peut être approchée de plusieurs manières. Pour un temps discret signaux, nous pouvons estimer la transformée en utilisant un filtre IIR tel que [14,15].

$$h[n] = \left\{\frac{\pi}{2}\frac{sin^2\left(\frac{\pi n}{2}\right)}{n} \;\; n \neq 0\right\} \tag{2.23}$$

Ce filtre n'est ni causal ni de longueur finie. Cependant, nous pouvons créer un Approximation du filtre FIR en tronquant le filtre et en le décalant dans le temps, en utilisant p La transformée de Hilbert peut également être approchée en utilisant un séparateur de phase [14].

Tout d'abord, la transformée de Fourier de la séquence d'entrée est calculée. Puis les valeurs des fréquences négatives sont mises à zéro et une transformée de Fourier inverse est effectuée. Les valeurs imaginaires de la séquence de sortie de cette transformée sont alors le Hilbert transformée du signal d'entrée, par exemple une méthode de fenêtrage.

#### 2.5.1 Réponse fréquentielle :

Il s'ensuit que la transformation de Hilbert d'un signal fréquentiel donné par la transformée de Fourier :

$$H(\omega) = \{f\}(\omega) = -i.sgn(\omega) \tag{2.24}$$

Où

- $f\{h\}$ sert à désigner la transformée de Fourier de *h*,
- $i$ (Quelquefois noté *j*) le nombre imaginaire,
- $\omega$ est la fréquence angulaire, et $sgn(\omega) = \begin{cases} 1, si\ \omega > 0 \\ 0, si\ \omega = 0 \\ -1, si\ \omega < 0 \end{cases}$

Qui est fréquemment nommé fonction de signe. Ainsi $F\{\hat{s}\}(\omega) = H(\omega).F\{s\}(\omega)$

La transformée de Hilbert a pour effet de tourner de +90° la composante de fréquence négative de $s(t)$, et de −90° la composante de fréquence positive

### 2.5.2 Transformée de Hilbert inverse :

On peut remarquer que $H(w)^2 = \{f\}$. Par conséquent si on multiplie l'équation précédente par $-H(w)$on obtient :

$$F\{s\}(\omega) = -H(\omega).F\{\hat{s}\}(\omega) \tag{2.25}$$

Où la **transformée de Hilbert inverse** apparait clairement :

$$S(t) = -(h * \hat{s})(t) = -H\{\hat{s}\}(t) \tag{2.26}$$

### 2.5.3 Version discrète

La version discrète se rapproche de la dérivée du premier ordre par une avance à deux points différence, et le signal conjugué est donc

$$H\{u[n]\} = -\frac{(x_{n+1} - x_n)}{\omega_0} \tag{2.27}$$

Ayant ce signal conjugué, nous pouvons utiliser les mêmes formules pour l'amplitude et fréquence comme pour la transformée de Hilbert.

## Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit les signaux modulés AM, FM et AM-FM, puis appliquons la TEO à ces signaux synthétiques pour estimer leurs paramètres, tels que l'enveloppe et la fréquence instantanée, à l'aide de Matlab.

# Chapitre 3

## Application de TEO dans le domaine de la segmentation de son cardiaque

## Introduction

Après avoir présenté le TEO au chapitre I, et l'appliqué aux signaux synthétiques au chapitre II. Dans ce troisième chapitre, nous visons à l'appliquer cet opérateur à des signaux réels « mesurés ». Pour cela, nous avons choisi les signaux de son cardiaque « PCG ».

Initialement, ce chapitre traite principalement de la structure anatomique et de la fonction du cœur humain, et résume en citant des bruits et des souffles cardiaques pathologiques et sains, afin que les gens aient une compréhension générale et suffisante de la phonocardiographie.

Un schéma de segmentation des sons cardiaques est proposé à l'aide de l'opérateur énergétique Teager-Kaiser (TEO). Après avoir prétraité le son du cœur signal, l'enveloppe de Hilbert est calculée et comparer avec celle obtenu par TEO. est appliqué à ce signal d'enveloppe pour trouver des limites plus précises des bruits cardiaques. L'objective de la segmentation de son cardiaque est de donne des limites appropriées pour le premier S1et le deuxième son cardiaque (S1 et S2). La technique proposée basée sur l'enveloppe a été évaluée à l'aide de la base de données PASCAL.

### 3.1 Le système cardio-vasculaire

Le système cardio-vasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est divisé en deux parties : cœur et deux types des faisceaux (artères et les veines).

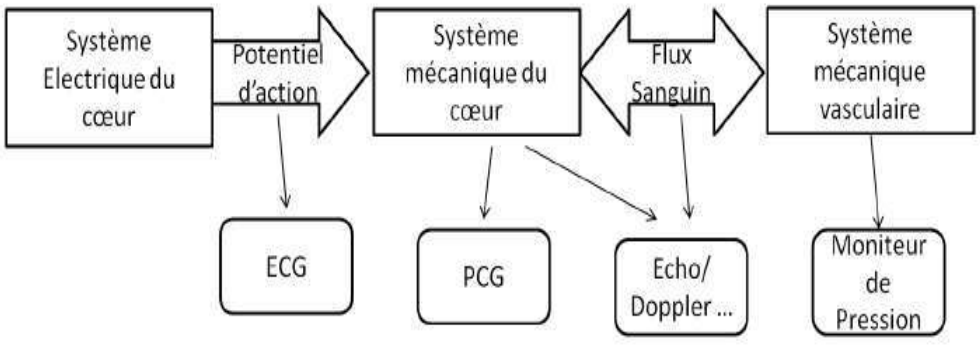



**Figure 3.1 :** les activités cardiaques avec les déférents signaux correspondants mesuré (PCG, ECG, Echo).

### 3.1.1 Le cœur humain

Le cœur est un organe musculaire d'environ 250 grammes, situé au milieu de la cage thoracique (médiastin), séparé latéralement par deux poumons de part et d'autre, devant le sternum et derrière la colonne vertébrale (Figure 3.1). Il a un diamètre de 14 à 16 cm, un diamètre adulte de 12 à 14 cm, un volume de 50 à 60 centimètres cubes et un mâle légèrement plus grand qu'une femelle [16].

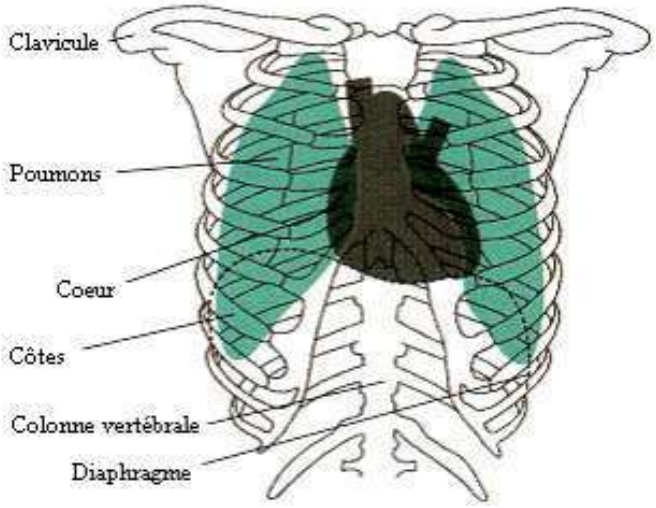



**Figure 3.2:** Le cœur se situe dans le médiastin antérieur.

### 3.1.2 La circulation artérielle et veineuse

La plus grande circulation artérielle est un circuit haute pression pour assurer la livraison Sang oxygéné du cœur aux organes du corps Selon leur taille, les vaisseaux sanguins appelés vaisseaux sanguins, artérioles et capillaires artériels (Figure 3.2). Ce dernier niveau contient plusieurs petites branches pour faciliter le transfert L'oxygène circule du sang vers les tissus. Le sang est pauvre en oxygène et riche en dioxyde de carbone, puis retourne dans le sang. Le cœur traverse les veines puis entre dans la petite circulation par l'artère pulmonaire Oxygéner les poumons. Le réseau veineux est le principal réservoir de sang car il Contient environ 70% du volume total, 5 à 6 litres pour les adultes [16].

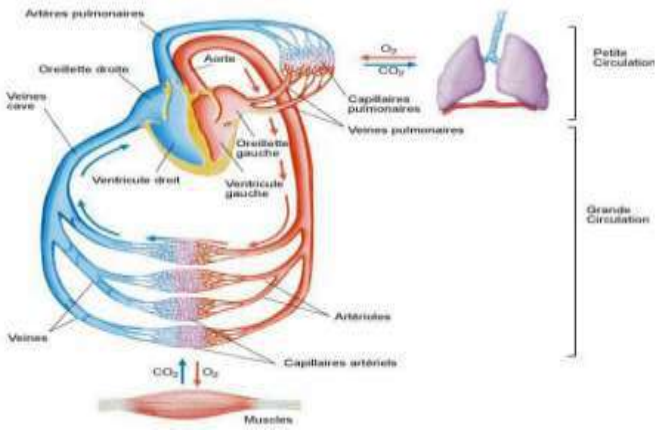



**Figure 3.3 :** le système artériel et le système veineux.

## 3.2 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe musculaire creux composé de trois couches différentes (parois), De l'extérieur vers l'intérieur: péricarde (manteau), myocarde (myocarde) Et l'endocarde tapissant le fond du cœur. Il est composé de deux entités distinctes distinctes: le cœur droit et le cœur gauche. Chaque Le cœur se compose du ventricule inférieur et d'une partie de l'oreillette Ci-dessus, séparés par des valves: le cœur droit est la valve tricuspide, et le cœur gauche est la valve mitrale. Le septum auriculaire est l'espace séparant deux oreillettes, Le ventricule est le diaphragme qui sépare les deux ventricules. Le tissu n'est pas connecté Le muscle cardiaque entre les oreillettes et les ventricules. Le flux sanguin est à sens unique Les oreillettes sont reliées aux ventricules par des valves cardiaques [16].

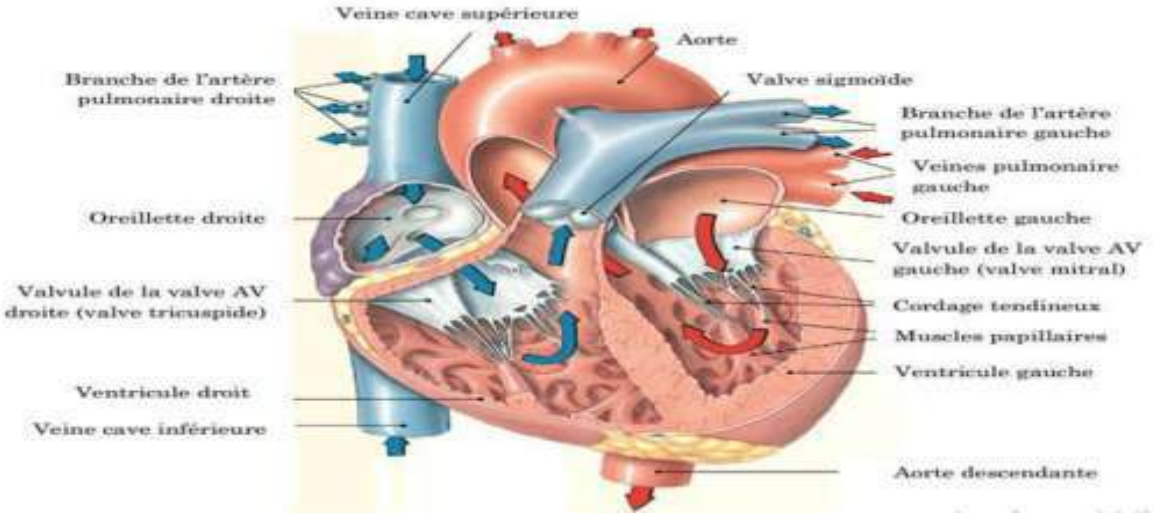



**Figure 3.4 :** Vue antérieure du cœur humain. Les grosses flèches montrent la direction du flux du sang dans cavités cardiaques.

### 3.2.1 Cœur droit

La partie droite du cœur (ventricule droit et oreillette droite) est chargée de collecter le sang désoxygéné des organes humains par les veines cave supérieure et inférieure. Et renvoyé aux poumons pour un ré oxygénation par les artères Poumon [16].

### 3.2.2 Le cœur gauche

Le sang riche en oxygène rentre à l'atrium gauche à travers les 04 veines pulmonaires et après il est pompé vers le ventricule gauche qui le transmet vers les organes du corps via l'aorte. Comme tous les points du corps, le cœur nécessite en lui-même du sang oxygéné, pour cela le ventricule gauche pompe le sang riche en oxygène aux cellules cardiaque par le bais des artères coronaires qui sont situés sur la surface du cœur et qui vont à leur tour diffuser de sang oxygéné Vers tous les points de corps [16].

### 3.2.3 Les valves cardiaques

Les valves cardiaques jouent un rôle très important dans la circulation sanguine. Ces valves qui ne doivent jamais être ouvertes en même temps, empêchent le sang de régurgiter et assurent ainsi un écoulement unidirectionnel dans le cœur. Seuls les ventricules possèdent les deux types de valves [16]. Quand à lui, le cœur est divisé en quatre chambres, les deux atriums (droit et gauche) et les deux ventricules (droit et gauche), entre l'oreillette droite et le ventricule droit se trouve la valve tricuspide, entre l'atrium gauche et le ventricule gauche la communication est assurée par la valve mitrale, entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire se trouve la valve pulmonaire et la valve aortique se trouve entre le ventricule gauche et l'aorte

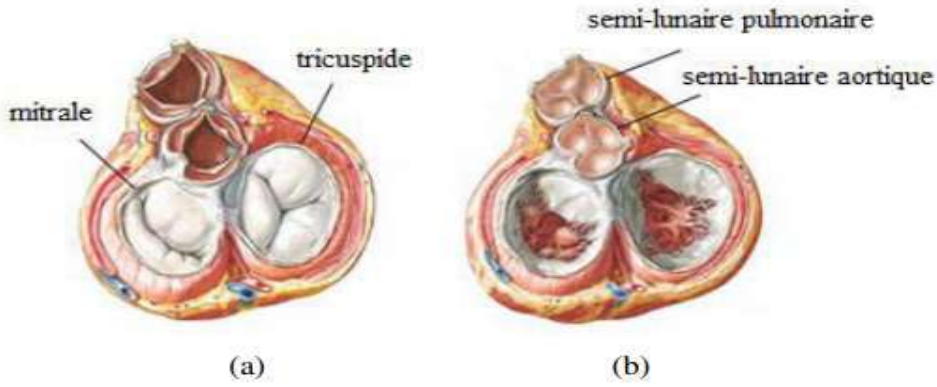



**Figure3.5** : Les valves intracardiaque : (a) systole, (b) diastole.

### 3.2.4 La vascularisation du cœur

Le cœur est vascularisé par deux artères [16] :

- L'artère coronaire droite : naît du bord droit de l'origine de l'aorte.
- L'artère coronaire gauche : naît du bord gauche de l'origine de l'aorte, croise en arrière le tronc de l'artère pulmonaire. Elle donne rapidement une branche circonflexe. L'artère coronaire gauche donne plusieurs branches pour l'atrium gauche, pour la majeure partie du ventricule gauche, pour la partie adjacente du ventricule droit. Le drainage veineux suit la même disposition.

### 3.2.5 L'activation électrique du cœur

La contraction cardiaque est due au raccourcissement des cellules cardiaques lorsqu'elles sont excitées. Pour ce que cette excitation se fasse normalement le cœur dispose [16] :

- D'un centre de commande ou« pace maker »qui émet automatiquement à intervalles réguliers une onde d'excitation.
- D'un système spéciale : le tissu nodal, qui est un tissu de conduction chargé de propager à grande vitesse l'onde d'excitation.
- D'un système régulateur extra cardiaque : système nerveux sympathique qui accélère la fréquence cardiaque et para sympathique qui ralentit la fréquence cardiaque.

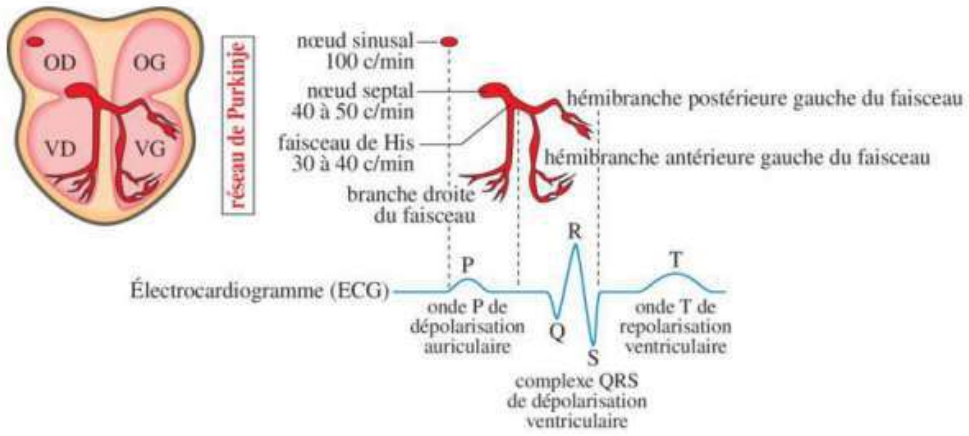



**Figure3.6**: Le tissu nodal [16].

### 3.2.6 Le cycle cardiaque

Généralement, il présente les caractéristiques de trois étapes: systole auriculaire, systole Le ventricule et la diastole (figure 3.6). Le cœur est comme une double pompe. Chaque moitié Le cœur fonctionne indépendamment les uns des autres [17].

- **Le côté droit du cœur**:

Responsable du retour du sang hypoxique vers le cœur Les poumons éliminent le dioxyde de carbone et ré oxygènent le sang. Oreillette droite Recevoir du sang veineux (supérieur et inférieur) de la veine cave. Le sang est Puis avancez vers le ventricule droit (systole de l'oreillette droite) Ouvrez la valve tricuspide. Lorsque le ventricule droit se contracte (Le sang du ventricule droit systolique pénètre dans l'artère pulmonaire et les poumons. L'artère pulmonaire est la seule artère du corps qui transporte une quantité insuffisante de sang Oxygène [17].

- **Le côté gauche du cœur :**

Recevoir du sang oxygéné frais des poumons Et redistribuez-le à tout le corps. Le sang oxygéné pénètre dans l'oreillette gauche par les quatre veines pulmonaires. Ce sont les seules veines du corps humain qui transportent du sang oxygéné. Puis pomper le sang dans le ventricule gauche (Oreillette gauche) et doit être remplie par la valve mitrale (diastole ventriculaire gauche) pour contrôler le débit. La taille de la paroi ventriculaire gauche est trois fois la taille de la paroi ventriculaire droite. Épaisseur myocardique La force qui pompe le sang de la tête aux pieds vers tout le corps (contraction ventriculaire gauche). Lorsque votre cœur se contracte, le sang est pompé dans l'aorte par la valve aortique, qui est le plus grand vaisseau sanguin du corps, et est distribué dans tout le corps par le réseau artériel [17]. Cette fonction mécanique du cœur est le résultat de l'activation électrique tissulaire du myocarde. Afin d'atteindre cette fonction de pompe, le myocarde est principalement composé de deux types de tissus: tissu conducteur ou tissu ganglionnaire et tissu myocardique contractile C. Par conséquent, la fonction des cellules musculaires comprend trois étapes principales [17]:

1. Système d'excitation : c'est le nœud SA qui est le responsable de cette excitation qui participe à la propagation du potentiel d'action.
2. Système de couplage excitation-contraction : qui transforme le signal d'excitation électrique à un signal chimique et active le troisième système.
3. Système contractile : c'est un moteur moléculaire.

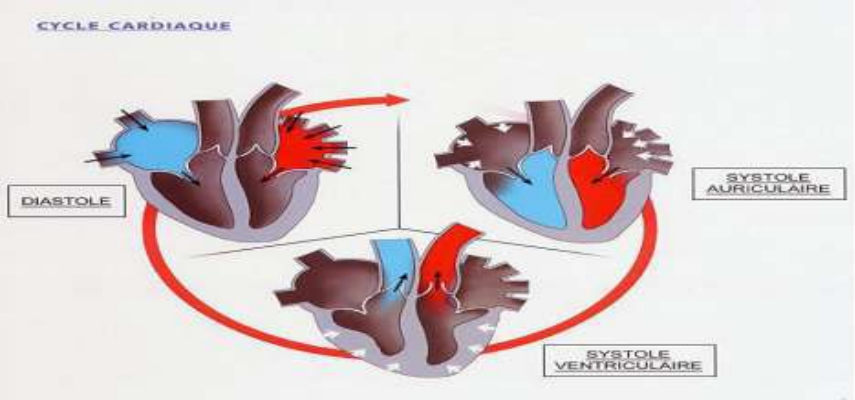



**Figure 3.7 :** Cycle cardiaque.

### 3.3 Phono-cardiogramme

Est un examen non invasif, très précieux, il doit être couplé à l'auscultation qu'il permet souvent de préciser. Par autre définition le PCG C'est l'enregistrement au niveau de face antérieur de thorax des vibrations produites par les bruits cardiaques, il permet donc d'enregistrer les sons normaux (S1, S2), les sons surajoutés et les souffles. Le PCG est composé de deux types de sons acoustiques: les sons du cœur et les murmures cardiaques. Dans un cycle cardiaque, jusqu'à quatre sons du cœur peut être trouvé: S1, S2, S3 et S4. S1 et S2 sont normalement observées chez tous les sujets [18].

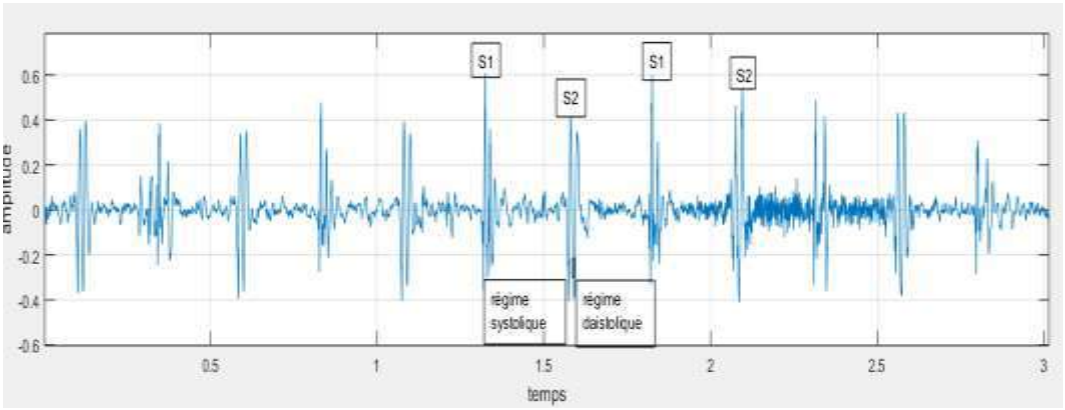



**Figure 3.8:** Représentation des cycles cardiaques PCG d'un sujet normal.




**Figure3.9 :** signal ECG (en haut) et PCG(en bas) pour un sujet normal.

### 3.4 Les sons et les souffles cardiovasculaires

En général le fonctionnement de système cardiovasculaire est résumé en deux phénomènes : mécanique basé sur les contractions cardiaques, l'ouverture et la fermeture des valves atrio-ventriculaires et sigmoïdes, deuxième phénomène est acoustique correspond aux sons produites lors le premier phénomène. L'exagération ou l'abolition de ces sons est considéré comme pathologique (bruit surajouté et souffles).

#### 3.4.1 Les sons cardiaques

Deux bruits cardiaques représentent la contraction du cœur: le premier son (S1) correspond à Fermer la valve mitrale et ouvrir le côlon sigmoïde aortique, et Le second bruit (S2) est causé par la fermeture du côlon sigmoïde aortique. Le deuxième son du cœur marque la fin de la contraction Le cœur se ferme, ce qui détermine la fermeture de l'aorte et des valves pulmonaires de S2. Les bruits cardiaques limitent la contraction (contraction) du cœur, et La période de repos cardiaque (diastole) n'est généralement pas entendue

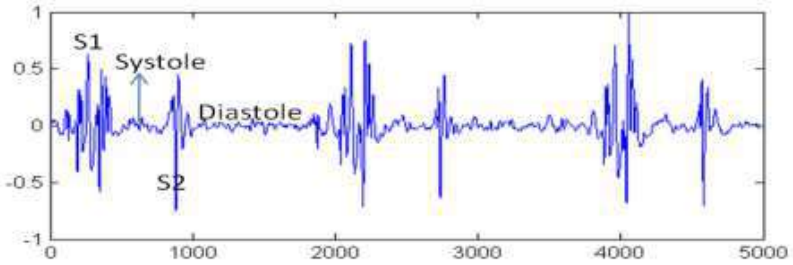



**Figure3.10 :** PCG d'un sujet normal.

En fait, on pense généralement que la source des bruits cardiaques est mixte: valves et muscles, Associer le son de la soupape AV et la soupape de décharge et Réaction à la circulation des muscles ventriculaires, en particulier à la circulation sanguine Sang du cœur.

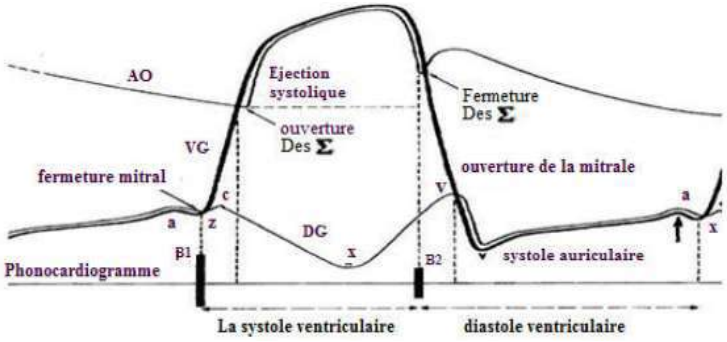



**Figure 3.11 :** Evolution des pressions intracardiaques et leurs répercussions sur le jeu valvulaire pendant le cycle cardiaque.

### 3.4.1.1 Le premier son (S1)

Le son S1 correspondant au début de la contraction ventriculaire est provoqué par la fermeture Valve auriculo-ventriculaire qui se produit lorsque la pression intra ventriculaire augmente Plus grande que la pression dans l'oreille. Le premier son se compose de deux parties: Le composant valvulaire mitral (M1) avant le composant valvulaire tricuspide (T1). Il se caractérise par Grâce à la contribution à d'autres sons (S2, S3, S4), le son a une forte amplitude et une longue durée (100-200ms) Le spectre de fréquences est principalement compris entre 10 et 200 Hz. ne peut pas entendre [18.19].

### 3.4.1.2 Le deuxième son (S2)

Le son S1 marque la fin de la contraction ventriculaire et indique que le début de la diastole est Parce que la valve en forme de S se ferme lorsque la pression ventriculaire augmente Inférieure à la pression artérielle au-dessus du côlon sigmoïde. Le deuxième bruit est causé par deux Composition: Le composant aortique (A2) avant le composant pulmonaire (P2). S2 a La durée la plus courte est de 80 millisecondes, ce qui est plus court que la demi-durée S1 Fermez rapidement l'aorte lunaire et la valve pulmonaire. Composition de La fréquence de S2 est généralement plus élevée que celle de S1, et son spectre de fréquences est Principalement entre 50-250Hz [18.19].

### 3.4.1.3 L’ouverture de la mitrale

Lorsque la pression intra ventriculaire est inférieure à la pression auriculaire, elle n'est généralement pas audible [17].

### 3.4.1.4 Le troisième son (S3)

Correspondant à la fin du remplissage rapide du ventricule, il intervient 0,15 seconde après la composante aortique du second son. Il s'agit d'un signal de basse fréquence et de faible intensité qui peut être entendu au début de la diastole (seulement après S2). S3 est normal pour les enfants et les adultes car il peut être un signe de maladie chez les personnes âgées [18.19].

### 3.4.1.5 Le quatrième son (S4)

Correspond à la phase de contraction ventriculaire ou de remplissage ventriculaire actif; généralement inaudible à basses fréquences et à faibles intensités, et survient à la fin du régime diastolique (juste avant S1). S3 et S4 sont souvent accompagnés d'autres maladies cardiaques congénitales [18.19].

**Tableau 3.1:** les propriétés temporelles et fréquentielles des sons cardiaques S1, S2, S3 et S4.

| Sons | Durée (ms) | Bande Fréq. (Hz) |
|---|---|---|
| **S1** | 100-150 | 10-140 |
| **S2** | 70-140 | 10-400 |
| **S3** | 40-80 | 15-60 |
| **S4** | 30-60 | 15-45 |

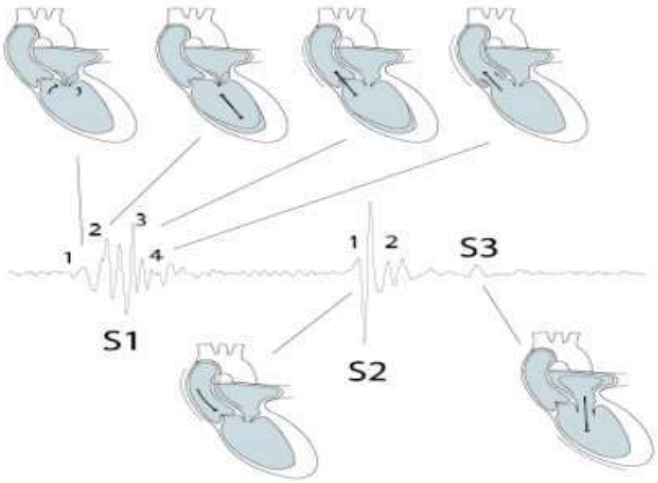



**Figure 3.12** : Illustration physiologique des sons S1, S2 et S3. Seulement la partie gauche du cœur est présentée.

### 3.4.2 Bruits normaux et pathologiques

- **Les bruits normaux**

Dans l'état normal, le cœur donne naissance à quatre bruits cardiaques (Figure 1.7): Le bruit (B1) et (B2) qui sont produit pendant chaque cycle cardiaque, le bruit (BS3) et (B4) avec des amplitudes nettement moins importantes que les deux premiers bruits. Ces deux derniers parfois sont des signes précoces d'une pathologie ou parfois sont liées à l'âge [16]

- **Bruits audible**

Dans un cœur normal, seul le premier et le deuxième bruit (B1et B2) sont clairement audibles au stéthoscope, ces derniers ressemblent aux onomatopées ''toc tac'' [16].

- **Le premier bruit(B1) :** est maximum à la pointe, il est sourd. Il correspond à la Contraction du myocarde au début de la systole et à la fermeture des valves auriculo ventriculaires (mitrale et tricuspide) [16].
- **Le deuxième bruit(B2) :** plus sec, est maximum à la base. Il est de tonalité plus élevée et correspond à la fermeture des valves sigmoïdes aortiques et pulmonaires. Ce deuxième bruit se dédouble à inspiration chez le sujet normal [16].

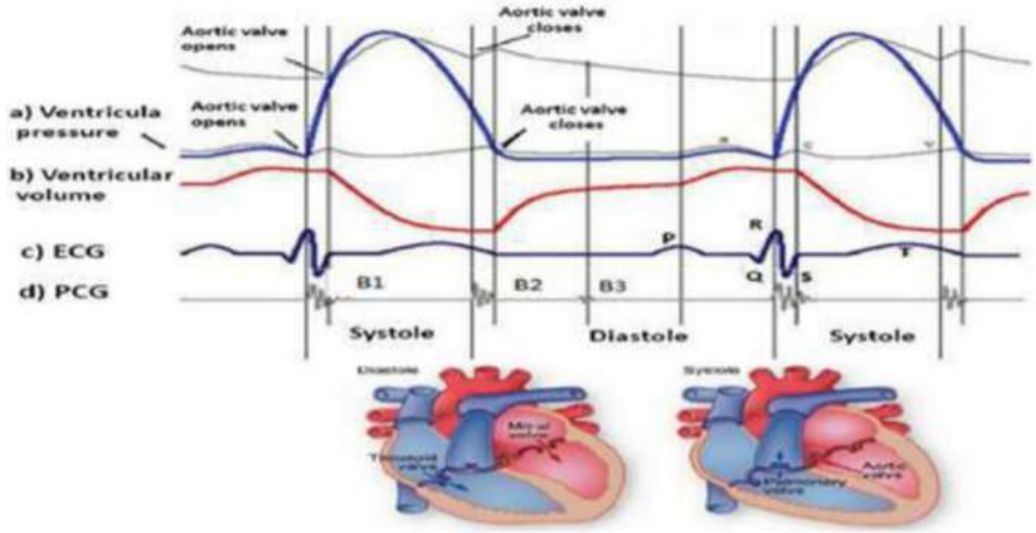



**Figure 3.13 :** Exploration du système cardiovasculaire : Pressions, Volume ventriculaire, ECG, Bruit du cœur(PCG).

### 3.4.3 Les souffles cardiaques

Un souffle est un phénomène sonore d'une durée plus longue et doux que celle d'un bruit, il est produit par l'écoulement du sang d'une zone de haute pression vers une zone de basse pression à travers d'un orifice rétrécie, Selon la position des souffles dans le cycle cardiaque on distingue [17]:

**A. Souffles systoliques** : se produisent entre S1 et S2 et sont classés comme début, milieu ou fin systolique ou holosystolique (occupant tout la systole).

**B. Souffles diastoliques :** se produisent entre S2 et S1 et sont classés comme début, milieu ou fin de diastole. Parmi les différents souffles systoliques en peut citer : Le souffle du rétrécissement valvulaire aortique, le souffle de rétrécissement valvulaire pulmonaire, Le souffle d'insuffisance mitrale, Le souffle d'insuffisance tricuspidienne, Le souffle de la communication interventriculaire…, et pour les souffles diastoliques en peut citer : Le souffle d'insuffisance valvulaire aortique, rétrécissement mitral, rétrécissement tricuspidienne.

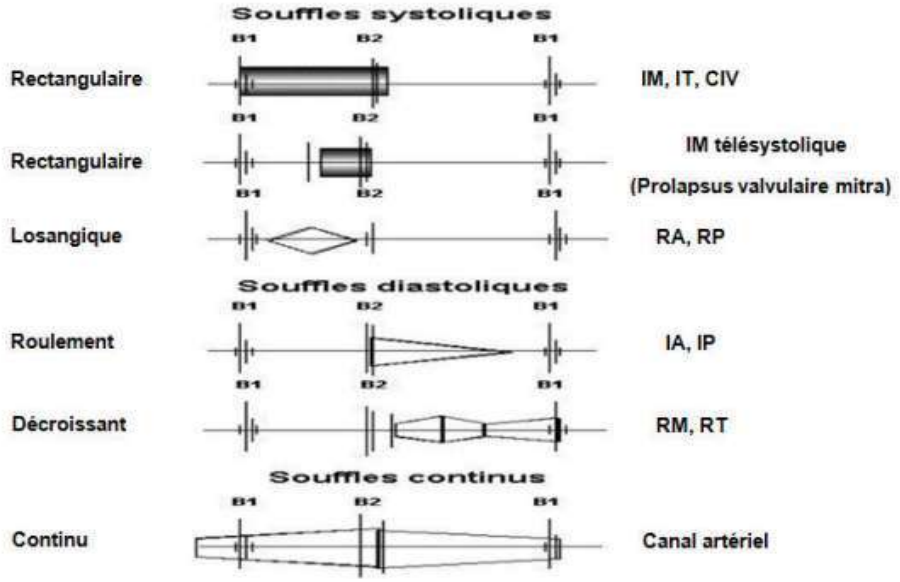



**Figure 3.14:** Caractérisation schématique des différentes variétés des souffles que l'on peut rencontrer pendant la révolution cardiaque (B1 et B2 correspondent à S1 et S2).

### 3.5 La phonocardiographie

La Phonocardiographie (PCG) est un appareil qui obtient des enregistrements de sons cardio-vasculaire, grâce à une technique de traçage des bruits du cœur au moyen de stéthoscope (un microphone qui se place sur la partie cardiaque et serve à l'auscultation des sons produits par le cœur et les poumons). Les enregistrements de sons sont évalués, sur l'écran de papier (PCG) ou d'un ordinateur (simulation) [18].



**Figure 3.15 :** Phonocardiographie cardiostim [20].

### 3.6 Résultats et discussion de segmentation des signaux PCG par TEO

La segmentation qui consiste à diviser le signal PCG en quatre parties : le signal S1, régime systolique, le signal S2 et le régime diastolique

#### 3.6.1 Modifications des signaux auditifs cardiaques normaux et pathologiques

Habituellement, les deux pics proéminents des signaux auditifs cardiaques normaux et pathologiques changent continuellement en temps réel. Processus de collecte des données temporelles. Lorsque le signal sonore du cœur a été capturé au site d'auscultation aortique, le premier son peut être un signal de crête de faible intensité par rapport au second son. Lors de l'auscultation de la valve mitrale, le pic du premier son cardiaque est plus élevé que le second son cardiaque. La raison en est que le premier bruit cardiaque est produit en fermant les valves mitrale et tricuspide, tandis que le second bruit cardiaque est produit en fermant les valves aortique et pulmonaire. Par conséquent, quelle que soit la méthode sur laquelle il est basé, il est difficile de segmenter et d'identifier les paramètres du signal sonore cardiaque. Uniquement sur les informations de pointe ou les informations de temps instantanées Généralement, dans le processus de segmentation et de reconnaissance, la méthode proposée pour le cas des signaux audibles cardiaques normaux produit de meilleures performances que le cas des signaux audibles cardiaques pathologiques. Cela est dû au schéma de complexité du signal des bruits cardiaques pathologiques, qui varient en fonction de la position et de la forme de la respiration (figure 3.17).

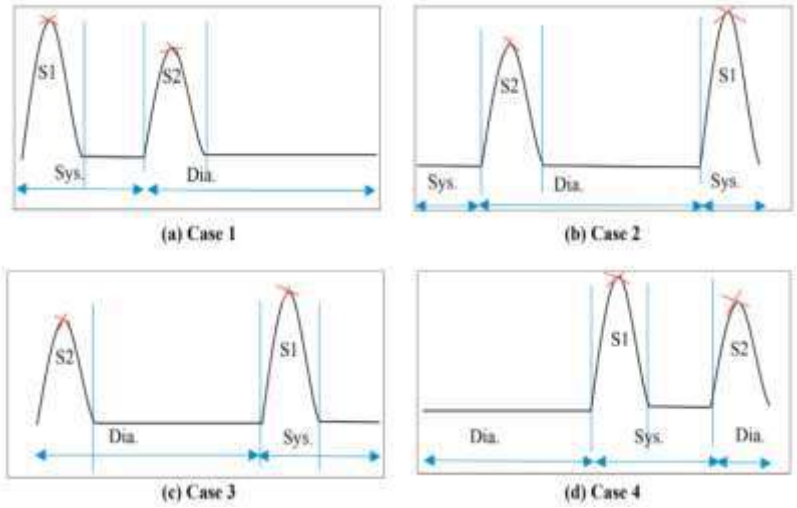



**Figure 3.16** : Illustration du cycle sonore segmenté du cœur pour différents cas.

### 3-8.1 Les paramètres de son cardiaque

La technique à base d'enveloppe proposée a été évaluée à l'aide de la base de données PASCAL. La base de données comprend l'ensemble A et l'ensemble B. Dans l'ensemble A, il se compose de 33 bruits cardiaques enregistrés normaux &et de 34 bruits cardiaques enregistrés pathologiquement. Dans le groupe B, il y a 193 bruits cardiaques normalement enregistrés et 166 bruits cardiaques pathologiques pour extraire les paramètres de base du son, par exemple, la durée de la systole (sys_dur), la durée de la diastole (dia_dur), la durée du cycle cardiaque (cdc_dur), la durée S1 (S1_dur) et la durée S2 (S2_dur) .

Veuillez noter dans figure 1.16 que la ligne bleue verticale est le point de mutation et le symbole de la croix rouge représente le point de crête. De plus, le rapport entre la pression artérielle systolique et la pression artérielle diastolique est mesuré pour distinguer la pression artérielle diastolique normale de la pression artérielle diastolique.

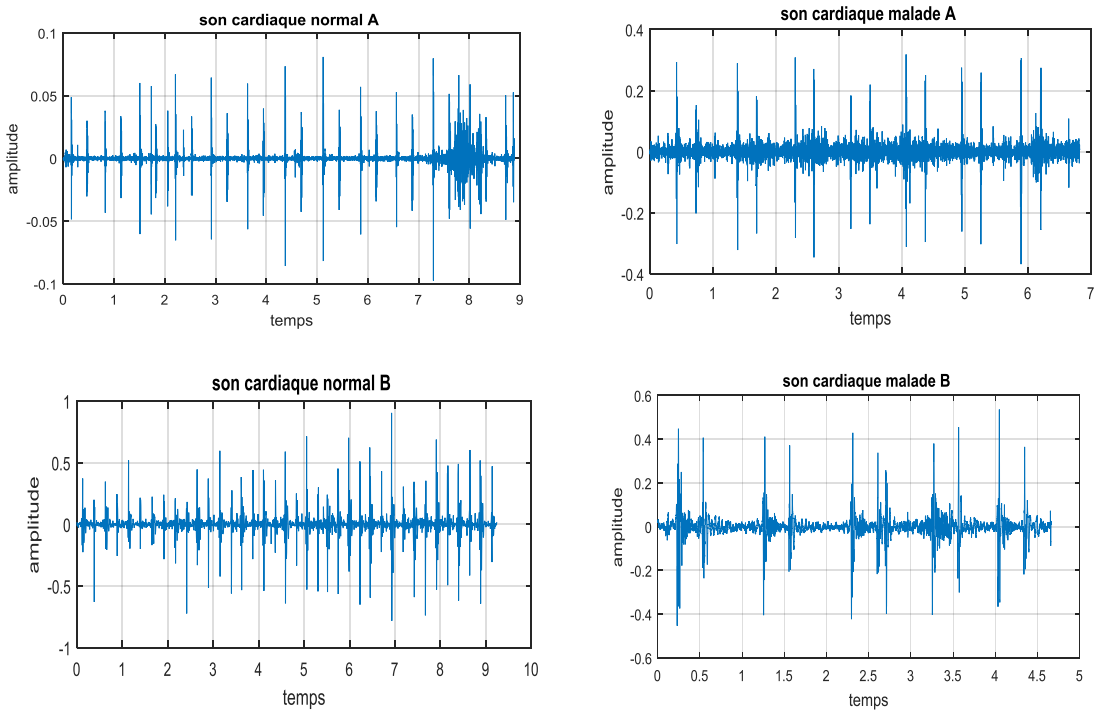



**Figure3.17:** signal du son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B.

Dans le tableau 3.2 nous avons calculé les paramètres de son cardiaque : la durée de la systole (sys_dur), la durée de la diastole (dia_dur), la durée du cycle cardiaque (cdc_dur), la durée S1 (S1_dur) et la durée S2 (S2_dur) pour les sons cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B de base de données.

**Tableau 3.2:** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B.

| **Paramètres du son cardiaque** | **sons cardiaques (Base de données)** | | | |
|---|---|---|---|---|
| | **Normal A** | **Pathologique A** | **Normal B** | **Pathologique B** |
| **Sys_dur(s)** | 0.3075 | 0.3058 | 0.26 | 0.3138 |
| **Dia_dur(s)** | 0.3615 | 0.6542 | 0.255 | 0.7102 |
| **Cdc_cyc (s)** | 0.669 | 0.96 | 0.515 | 1.024 |
| **S1_dur(s)** | 0.0259 | 0.0418 | 0.085 | 0.079 |
| **S2_dur(s)** | 0.0358 | 0.0726 | 0.055 | 0.0737 |
| **S/D rapport** | 0.8506 | 0.4674 | 1.0196 | 0.4418 |

- **Détection de l'enveloppe par Hilbert :**

Avant l'application de notre approche « TEO » à la détection de l'enveloppe des différents sons cardiaques, on applique d'abord la détection d'enveloppe par la célèbre méthode

« Hilbert » sur les signaux de cœur normal et malade de base de données A et B. Les résultats obtenus sont mentionnés sur la figure 3.18.

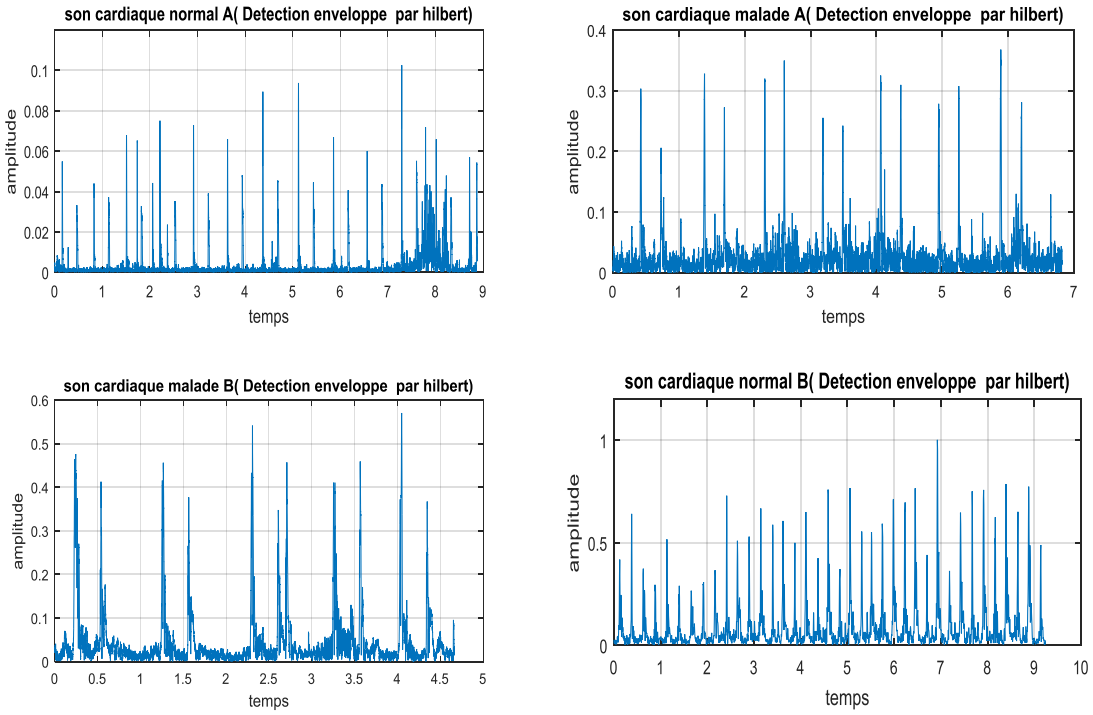



**Figure3.18 :** détection d'enveloppe par Hilbert des sons cardiaques normaux et pathologiques (base de données A et B)

Dans le tableau 3.3 nous avons recalculé les paramètres de son cardiaque à partir de ses enveloppes obtenues par Hilbert, ces paramètres sont: la durée de la systole (sys_dur), la durée de la diastole (dia_dur), la durée du cycle cardiaque (cdc_dur), la durée S1 (S1_dur) et la durée S2 (S2_dur) pour les sons cardiaques normal et pathologique des ensembles A et B de base de données.

**Tableau 3.3 :** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B (par la détection l'enveloppe par Hilbert).

| Paramètres du son cardiaque | sons cardiaques (Base de données) | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Normal A | Pathologique A | Normal B | Pathologique B |
| **Sys_dur(s)** | 0.3088 | 0.3124 | 0.26 | 0.365 |
| **Dia_dur(s)** | 0.36 | 0.3592 | 0.575 | 0.5 |
| **Cdc_cyc (s)** | 0.6688 | 0.6716 | 0.835 | 0.865 |
| **S1_dur(s)** | 0.0313 | 0.0349 | 0.04 | 0.1 |
| **S2_dur(s)** | 0.0304 | 0.0277 | 0.125 | 0.075 |
| **S/D rapport** | 0.8577 | 0.8697 | 0.4521 | 0.73 |

- **Détection de l'enveloppe par TEO :**

Maintenant, on applique l'approche proposée (utilisation de « TEO » à la détection d'enveloppe) sur les signaux de cœur normal et malade de base de donnée A et B. Les résultats obtenus sont mentionnés sur la figure 3.19.

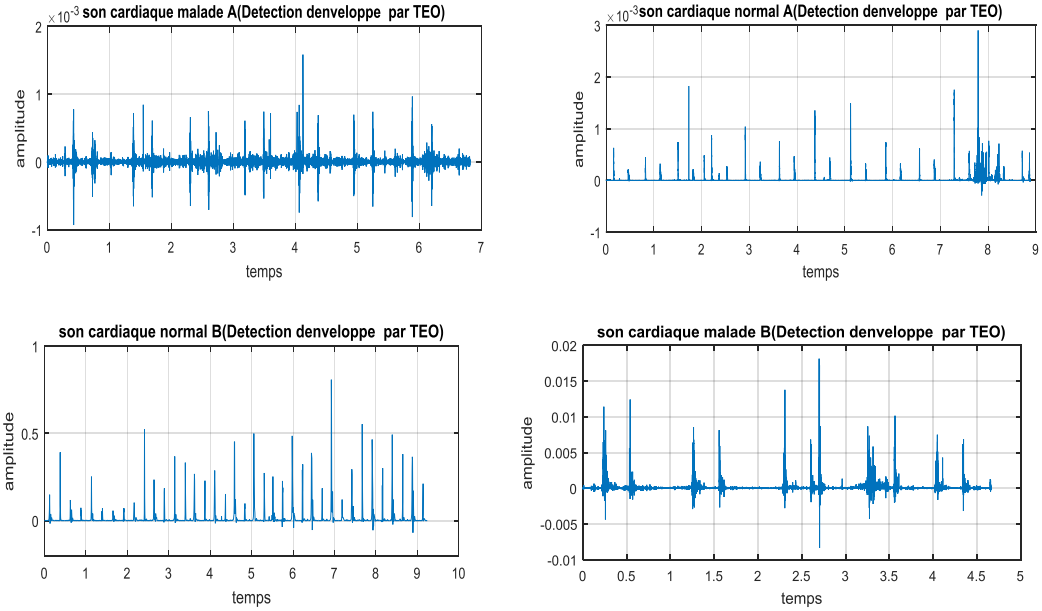



**Figure 3.19 :** détection d'enveloppe par TEO des sons cardiaques normaux et pathologiques (base de données A et B)

Dans le tableau 3.4 nous avons recalculé les paramètres de son cardiaque à partir de ses enveloppes obtenues par TEO, ces paramètres sont: la durée de la systole (sys_dur), la durée de la diastole (dia_dur), la durée du cycle cardiaque (cdc_dur), la durée S1 (S1_dur) et la durée S2 (S2_dur) pour les sons cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B de base de données.

**Tableau 3.4 :** Les paramètres de son cardiaque normal et pathologique des ensembles A et B (par la détection l'enveloppe par TEO).

| **Paramètres du son cardiaque** | **sons cardiaques (Base de données)** | | | |
|---|---|---|---|---|
| | **Normal A** | **Pathologique A** | **Normal B** | **Pathologique B** |
| **Sys_dur(s)** | 0.3066 | 0.3088 | 0.245 | 0.33 |
| **Dia_dur(s)** | 0.3587 | 0.3601 | 0.505 | 0.715 |
| **Cdc_cyc (s)** | 0.6653 | 0.6689 | 0.75 | 1.045 |
| **S1_dur(s)** | 0.0105 | 0.0222 | 0.035 | 0.1 |
| **S2_dur(s)** | 0.0235 | 0.0254 | 0.03 | 0.075 |
| **S/D rapport** | 0.8547 | 0.8575 | 0.4851 | 0.4615 |

- **Comparaison entre TEO et Hilbert dans la détection d'enveloppe**

Dans cette partie du présent chapitre nous avons fait une étude comparative entre notre approche « TEO » et l'outil classique de détection d'enveloppe « Hilbert ». Notre stratégie de comparaison consiste à faire un zoom sur les parties diastole et systole des deux ensembles A et B de son cardiaque normal et pathologique. Les résultats obtenus sont montrés sur les figures 3.20 à 3.27.

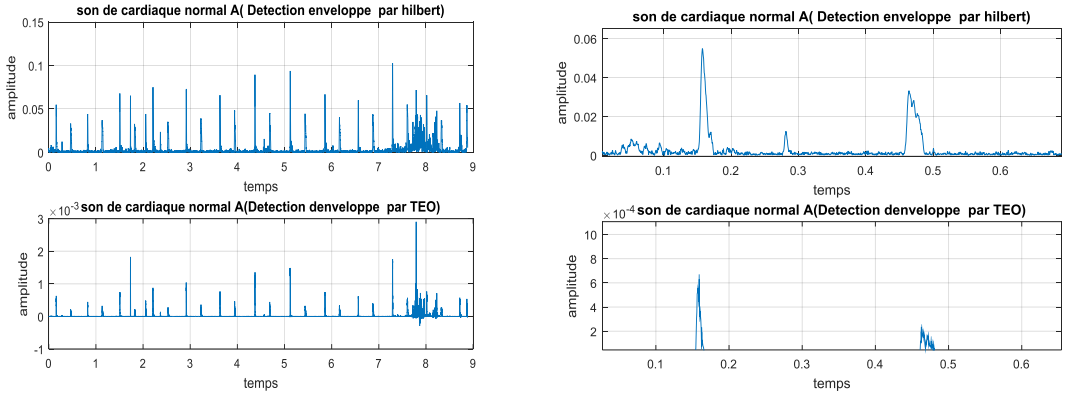



**Figure 3.20 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque Normal (base de données A).

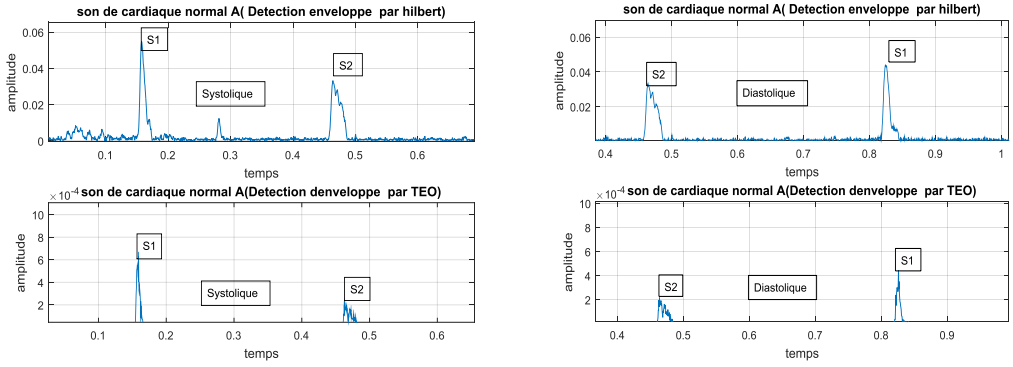



**Figure 3.21 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque Normal (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique).

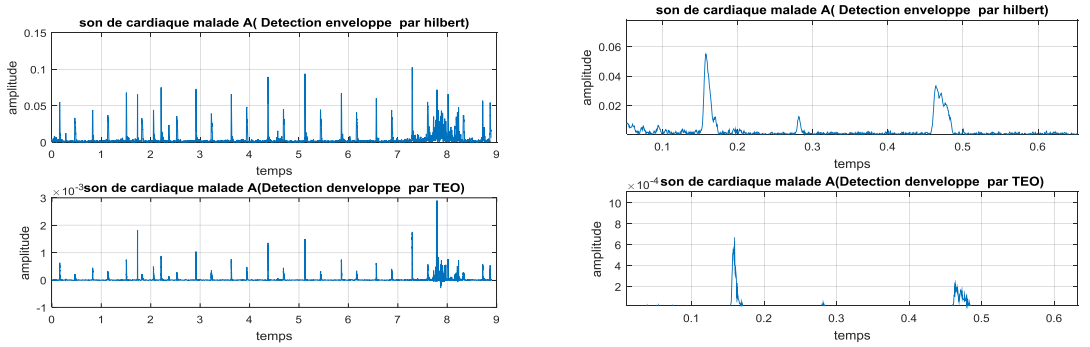



**Figure 3.22 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (base de données A).

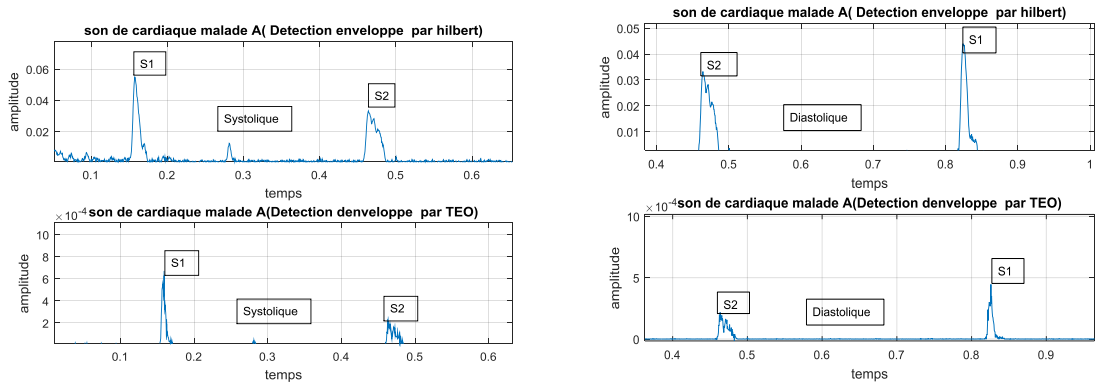



**Figure 3. 23 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO dans son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique).

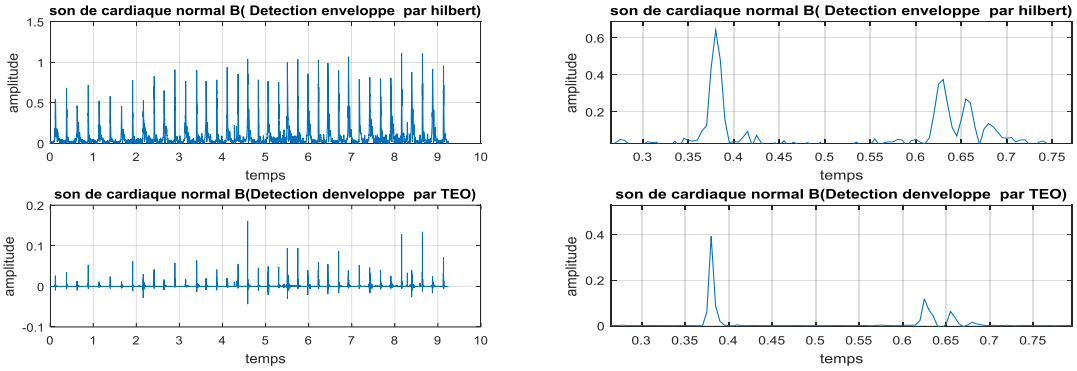



**Figure 3.24 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque normal (base de données B).

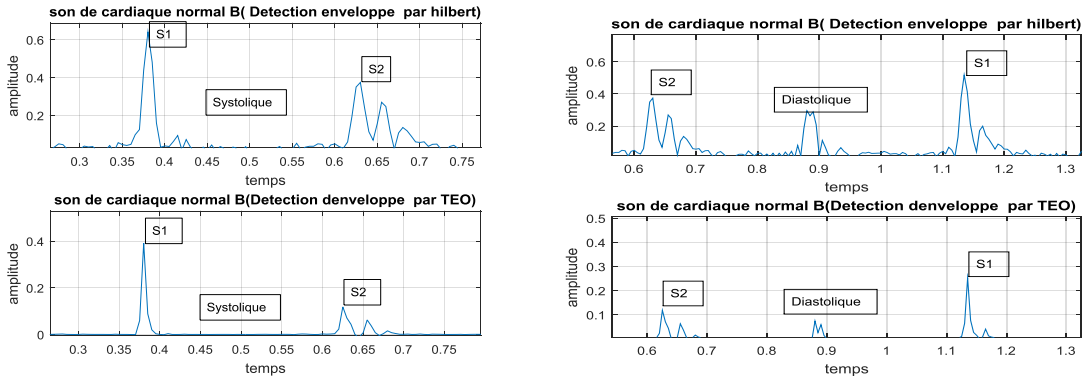



**Figure 3.25 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique).

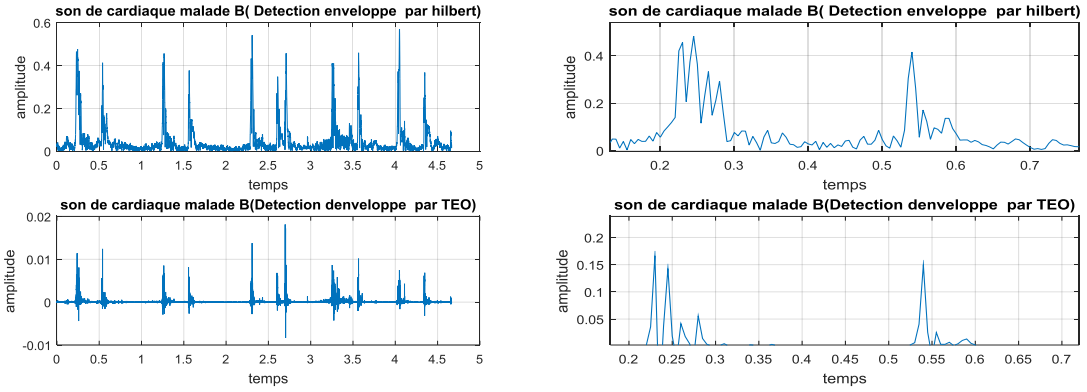



**Figure 3.26 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque pathologique (base de données B).

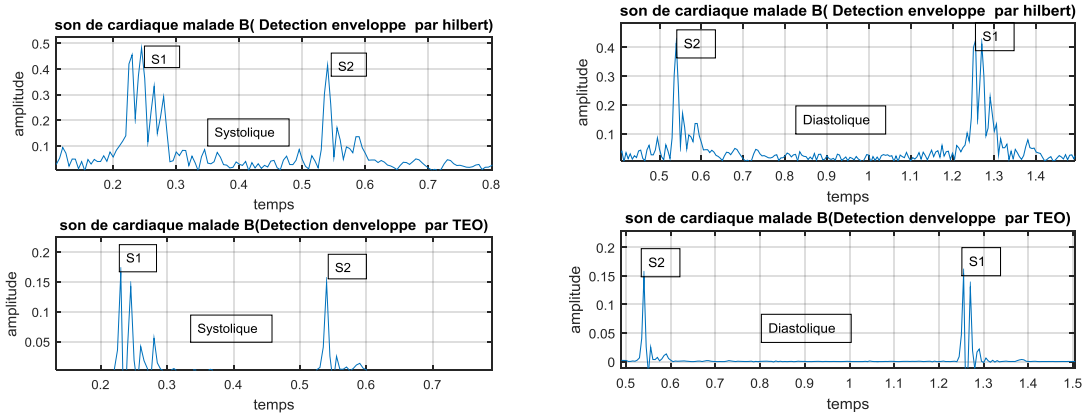



**Figure 3.27 :** détection d'enveloppe par Hilbert et TEO du son cardiaque malade (la figure gauche pour la systolique et figure droite pour la diastolique).

## Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons brièvement présenté Les systèmes cardio-vasculaires, les Phono-cardiogramme ainsi que les résultats d'application de TEO dans le but de détecter l'enveloppe du son cardiaque. D'après les résultats obtenus, nous constatons facilement que les résultats de détection d'enveloppe par notre approche sont les plus précis, les plus clairs et les plus lisses, comparant avec ceux obtenus par l'approche classique « Hilbert ». Dans le dernier chapitre nous visons l'implémentation de cet opérateur sur une carte FPGA, à l'aide du système générateur.

# Chapitre 4

## Implémentation sur FPGA et résultats expérimentaux

## Introduction

Les FPGA (Field Programmable Gate Arrays) sont des dispositifs à semi-conducteurs basés autour d'une matrice de blocs logiques configurables (CLB) connectés via des interconnexions programmables. Les FPGA peuvent être reprogrammés selon les exigences d'application ou de fonctionnalité souhaitées après la fabrication. Cette fonction distingue les FPGA des circuits intégrés spécifiques à une application (ASIC), qui sont fabriqués sur mesure pour des tâches de conception spécifiques. Bien que des FPGA programmables à usage unique (OTP) soient disponibles, les types dominants sont basés sur la SRAM qui peut être reprogrammée à mesure que la conception évolue.

Les FPGA étaient sélectionnés pour des conceptions de vitesse / complexité / volume plus faibles, les FPGA d'aujourd'hui repoussent facilement la barrière des performances de 500 MHz. Avec des augmentations de densité logique sans précédent et une foule d'autres fonctionnalités, telles que les processeurs intégrés, les blocs DSP, la synchronisation et la série haute vitesse à des prix toujours plus bas, les FPGA sont une proposition convaincante pour presque tous les types de conception.




**Figure 4.1 :** Carte FPGA BASYS 3 utilisé dans cette étude.

BASYS 3 de Digilent est une carte FPGA d'entrée de gamme exclusivement destinée à la suite de conception Vivado avec une architecture FPGA Xilinx Artix 7. Basys3 est la dernière née de la populaire ligne de cartes de démarrage FPGA Basys. Basys3 inclut la fonctionnalité standard présente sur toutes les cartes Basys : matériel complet prêt à l'emploi, collection étendue de périphériques E/S intégrés, tous les circuits de support FPGA.

### 4.1 Description des composants FPGA :

Les FPGA sont des circuits contenant des milliers ou des millions de transistors connectés pour réaliser des fonctions logiques ; ceux sont des composants VLSI (Very Large Scal Integration) programmables par l'utilisateur. Ils sont constitués de trois parties essentielles :

-Une matrice de blocs logiques configurables CLB (Configurable Logic Bloc).

-Des blocs d'entrées sorties configurables.

-Un réseau d'interconnexions programmables.

Plusieurs constructeurs fabriquent des composants FPGA tel que Actel, Xilinx qui utilisent différentes technologies. Parmi ces technologies, celles qui assurent une reprogrammation des FPGA sont les plus intéressantes car elles permettent une grande flexibilité de conception.

Les différentes technologies reprogrammables des FPGA sont : la technologie EPROM (Erasable programmable Read-Only Memory), la technologie EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), la technologie Static RAM (SRAM) ainsi que la technologie FLASH [21].

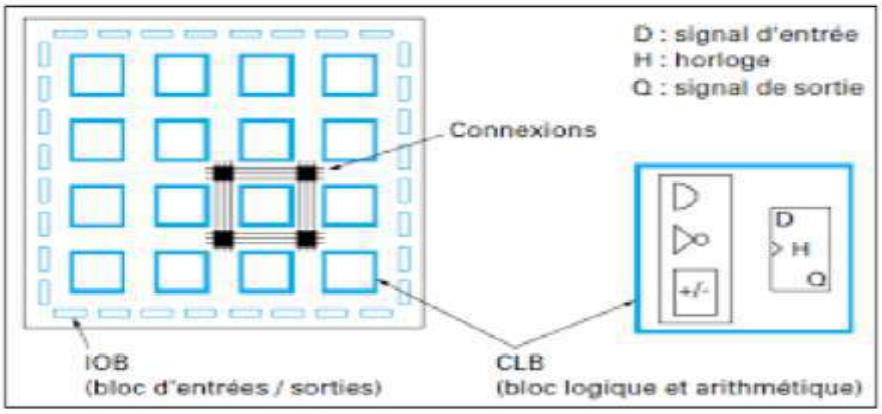



**Figure 4.2 :** Description de l'architecture générique d'un circuit FPGA.

### 4.2 Processus d'implémentation :

Des outils de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) sont utilisés pour exécuter Contrôler la conception de l'architecture. L'entrée peut être graphique ou en utilisant Langage de description HDL (Hardware Description Language). Deux langues Le standard le plus couramment utilisé est : VHDL (intégration très haut débit Langage de description matérielle) [22] et Verilog [23]. Les avantages de ces langues sont Compatibles avec toutes les technologies FPGA précédemment introduites et donc portables, elles offrent aux concepteurs

différents niveaux de description. Les différentes étapes de programmation sur FPGA sont illustrées à la figure (4.2). Tout d'abord, la Netlist est générée par le synthétiseur de l'outil de CAO, qui décrit le mieux la connectivité de l'architecture. Ensuite, l'outil de placement et de routage effectue le routage entre toutes les cellules logiques. Grâce à ces deux étapes, nous obtenons un fichier de configuration appelé bitstream à télécharger dans la mémoire de configuration du FPGA, ce fichier peut être directement chargé depuis l'hôte vers le FPGA [24].

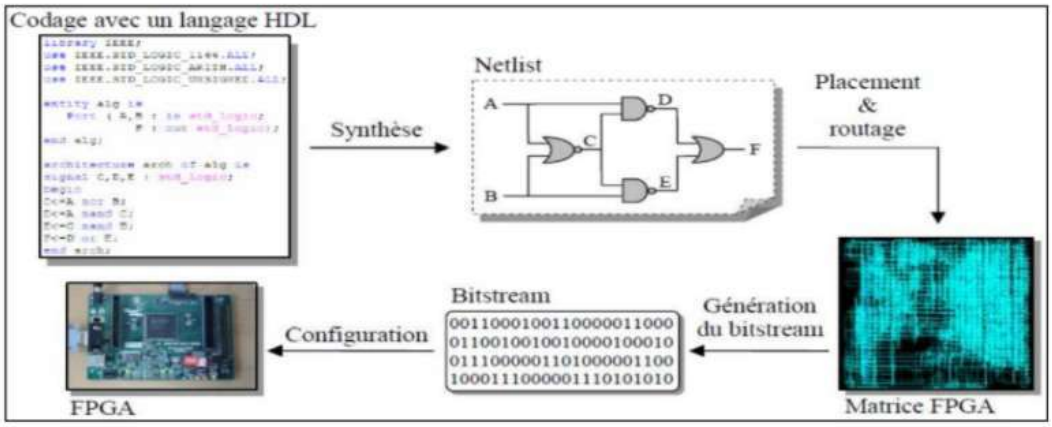



**Figure 4.3 :** Les étapes de programmation sur un FPGA.

Afin d'élaborer l'implémentation du modèle sur FPGA, on a utilisé le logiciel System Generator sur Simulink. Cela nous permet de créer un modèle sous MATLAB-Simulink-System Generator et d'effectuer les simulations avec des résultats comparables à ceux obtenus sous Simulink. On a suivi cette approche pour réduire le temps de conception sur FPGA.

Au début, il suffit que le logiciel System Generator crée un dossier NGC contenant toutes les informations sur le bloc (ses ports d'entrée et de sortie ainsi que la façon dont laquelle il sera implémenté sur notre FPGA), par la suite, il faut importer ce fichier dans un autre environnement de travail, l'ISE de XILINX afin d'effectuer l'implémentation sur FPGA. La plate-forme FPGA utilisée est la carte VIRTEX 5 (ML501) construite autour du circuit xc5vlx50-1ff676.

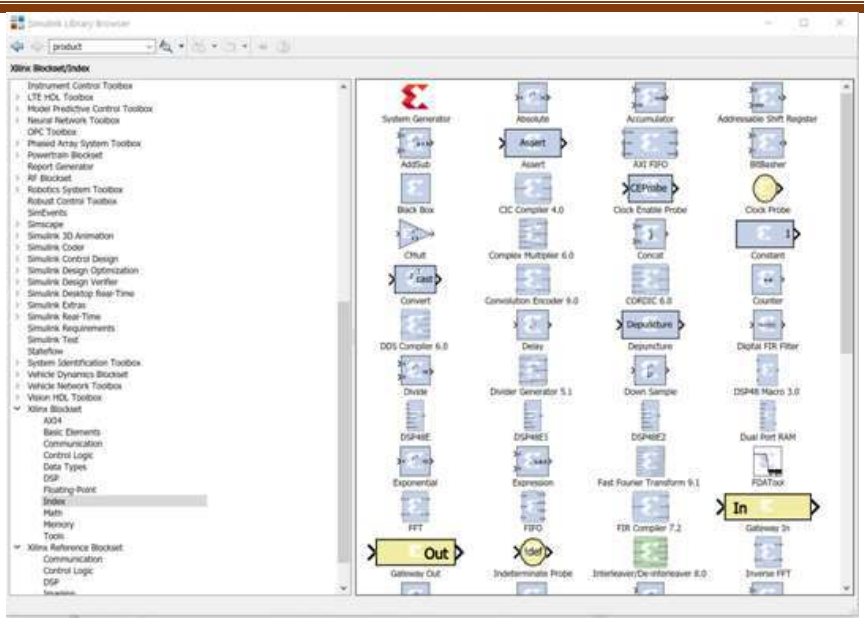



**Figure 4.4** : Xilinx System Generator.

Xilinx System Generator est bien adapté au développement d'applications DSP. Non seulement le blockset Xilinx contient de nombreux cœurs DSP différents, mais le concepteur bénéficie de l'environnement MATLAB lorsqu'il génère un stimulus et analyse les résultats de son modèle. Mais alors que System Generator est plus rapide et plus simple que HDL pour cibler FPGA [25].

### 4.3 Plateforme d'intégration de système

System Generator fournit une plate-forme d'intégration système pour la conception de FPGA DSP qui permet aux composants RTL, Simulink, MATLAB et C/C++ d'un système DSP de venir ensemble dans un même environnement de simulation et de mise en œuvre. Générateur de système prend en charge un bloc de boîte noire qui permet d'importer RTL dans Simulink et de Co-simuler avec ModelSim ou Xilinx ISE Simulator. System Generator prend également en charge l'inclusion d'un processeur embarqué MicroBlaze exécutant des programmes C/C++ [26].

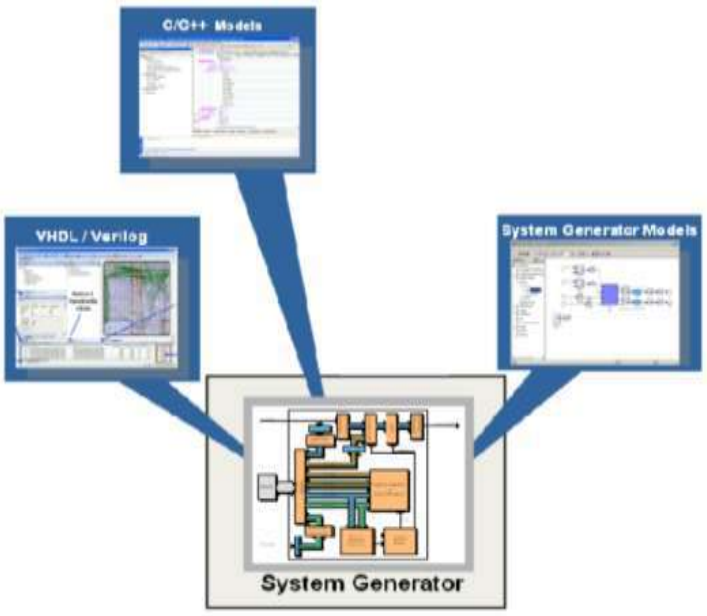



**Figure 4.5:** Plateforme d'intégration de système en environnement de simulation et de mise en œuvre.

### 4.4 Le flux de conception du générateur de système

System Generator fonctionne dans le cadre de la méthodologie de conception basée sur un modèle Simulink. Souvent, une spécification exécutable est créée en utilisant les jeux de blocs Simulink standard. Cette spécification peut être conçue en utilisant une précision numérique à virgule flottante et sans détail matériel. Une fois les fonctionnalités et les problèmes de flux de données de base définis, System Generator peut être utilisé pour spécifier les détails d'implémentation matérielle pour les appareils Xilinx. System Generator utilise le Xilinx Blockset DSP pour Simulink et invoquera automatiquement Xilinx Core GeneratorTM pour générer des netlists pour les blocs de construction DSP. System Generator peut exécuter tous les outils de mise en œuvre en aval pour produit un train de bits pour programmer le FPGA. Un banc de test facultatif peut être créé à l'aide de vecteurs de test extraits à partir de l'environnement Simulink pour une utilisation avec ModelSim ou le simulateur Xilinx ISE [27].

### 4.5 Définir la limite du FPGA

System Generator fonctionne avec les modèles Simulink standard. Deux blocs appelés « Gateway In » et « Gateway Out » définir la frontière du FPGA à partir du modèle de simulation Simulink. Le bloc Gateway In convertit la flottante entrée de point à un nombre à virgule fixe. Vous double-cliquez sur le bloc pour faire apparaître l'éditeur de propriétés qui est l'endroit où le nombre à virgule fixe peut être entièrement spécifié [28].

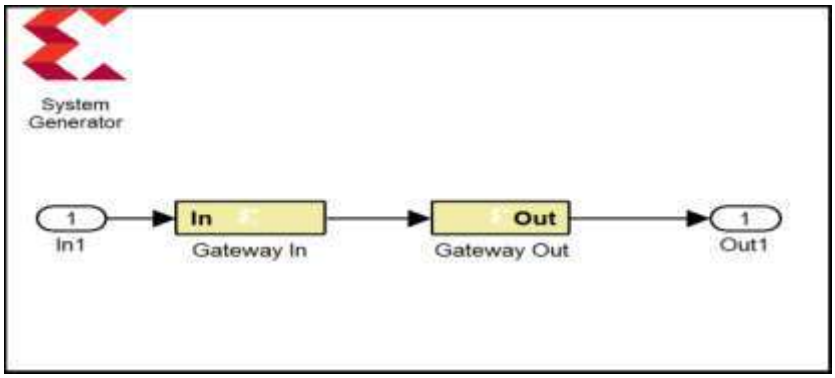



**Figure 4.6**: Xilinx system generator block Gateway in, Gateway out.

### 4.6 Présentation de System Generator et de la Co-simulation :

System Generator est un outil de design fourni par XILINX permettant l'utilisation de l'environnement MATLAB-Simulink afin de concevoir des applications sur les FPGA ; c'est une interface entre MATLAB-Simulink et ISE XILINX comme représenté sur la figure (4.5). Les principales tâches qui peuvent être exécutées dans cet environnement sont [28]:

- Génération automatique du code HDL (VHDL, Verilog).
- Conception et simulation des systèmes dans Simulink (environnement graghique).
- Co-simulation logicielle (Simulink)-Matérielle (FPGA) par communication JTAG ou USB.

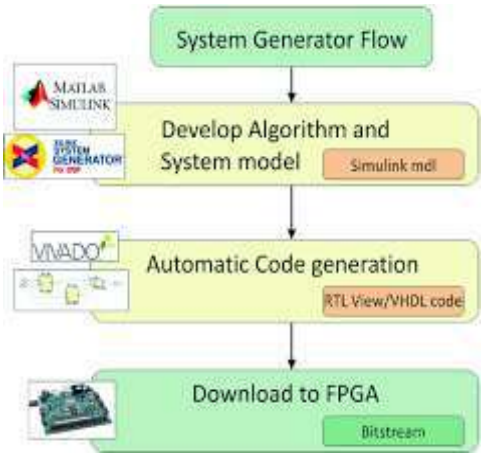



**Figure 4.7 :** environnement system generator et Co-simulation.

#### 4.6.1 MATLAB/Simulink

MATLAB qui développé par Math Works est le logiciel. Les utilisateurs peuvent analyser données, peut développer des algorithmes et créer des modèles mathématiques. Il offre une large gamme de domaines d'utilisation. MATLAB est l'outil le plus pratique pour analyser les signaux numériques [26].

Simulink a également été développé par Math Works et intégré à MATLAB. Il est logiciel de programmation graphique qui offre une conception au niveau du système, une simulation, génération automatique de code et test et vérification continus des systèmes intégrés. Il prend également en charge la conception matérielle basée sur un modèle à l'aide du générateur de système (Xilinx). Dans ce mémoire a été utilisée pour la conception de FPGA basée sur un modèle. Dans ce projet nous utiliseront la version Xilinx Vivado 2018.2 et MATLAB R2018a [28]. Avec les blocs de base Simulink et les blocs spécifiés par Xilinx. Les données d'entrée et de sortie sont combinées avec l'espace de travail Matlab,

### 4.6.2 System Generator

System Generator, qui fait partie de la librairie Xilinx, est un outil qui permet de traduire automatiquement un modèle construit en utilisant les blocs de la librairie Xilinx, en un modèle décrit en langage de bas niveau tel que VHDL. Il génère aussi l'exécutable (bitstream) qui sera implémenté directement sur la carte FPGA choisie. Il offre d'autres options telles que l'analyse des contraintes temporelles, l'analyse des ressources nécessaires, l'analyse de la consommation de puissance, etc. [25]

Est un outil de haut niveau développé par Xilinx et entièrement intégré à MATLAB Simulink pour la conception de systèmes DSP hautes performances ciblant les FPGA. Le jeu de blocs Xilinx / MATLAB Simulink contient une large gamme de fonctions primitives et de fonctions sophistiquées de traitement du signal. Ceux-ci vous permettent de développer facilement vos propres algorithmes et de bénéficier grandement de l'environnement MATLAB pendant les phases de conception et de test [27].

Les principaux points forts sont:

-Modélisation DSP - Le jeu de blocs Xilinx contient toutes les fonctions nécessaires à la modélisation:

-Traitement du signal (par exemple, filtres CORDIC, CIC et FIR, FFT, décodeur Viterbi)

-Arithmétique et logique (par exemple multiplicateur, additionneur, comparateur, décalage)

-Mémoires (par exemple registres, FIFO, ROM) [27].



**Figure 4.8** : Le bloc de System Generator.

### 4.6.3L'ensemble de blocs DSP Xilinx

Plus de 90 blocs de construction DSP sont fournis dans le jeu de blocs Xilinx DSP pour Simulink. Celles-ci Les blocs incluent les blocs de construction DSP communs tels que les additionneurs, les multiplicateurs et les registres. Sont également inclus un ensemble de blocs de construction DSP complexes tels que la correction d'erreur directe blocs, FFT, filtres et mémoires. Ces blocs exploitent les générateurs de cœur IP Xilinx pour fournir des résultats optimisés pour l'appareil sélectionné [26].

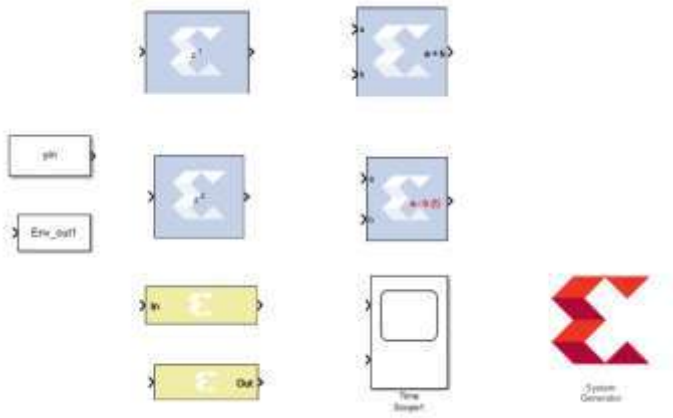


**Figure 4.9**: différent bloc utilisée pour implémentée TEO sous system generator.

- **Gateway in**

Avec les blocs Xilinx  Gateway in, les données produites par les blocs system generator peuvent être saisies pour  votre conception simulink.



**Figure 4.10**: Xilinx system generator – Gateway in block symbol.

- **Gateway out**

Les blocs Xilinx Gateway out sont les sorties de la partie Xilinx de votre conception simulink. Ce bloc convertit les types de données en virgule fixe ou en virgule flottante de system Generator en un type de données simulink entier, simple, double ou en virgule fixe.



**Figure 4.11**: Xilinx system generator – Gateway out block symbol.

- **Bloc de simulink -Time scope**

Le bloc time scope affiche les signaux dans le domaine temporel. Le bloc time scope accept les signaux d'entrée ayant les caractéristiques suivantes :

- le temps d'enchantillonnage continu ou discret
- valleur réelle ou complexe
- Dimention fixe ou variable
-type de données a virgule fixe ou flottante
- N-dimensionnelle
- énumirations simulink

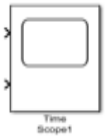


**Figure 4.12**: simulink scope block symbol.

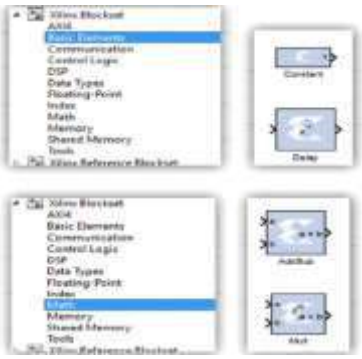


**Figure 4.13** : la bibliothèque de simulink.

## 4.7 Simulation et résultats

La Figure 4.14 montre le modèle de simulation par système générateur de notre approche « TEO », on ajoute le bloc « Time scope » pour afficher les résultats de simulation. Ces

résultats sont affichés sur les figures 4.15 jusqu'à 4.17 qui sont la détection d'enveloppe de signal synthétique, de son cardiaque normal et de son cardiaque pathologique, respectivement.

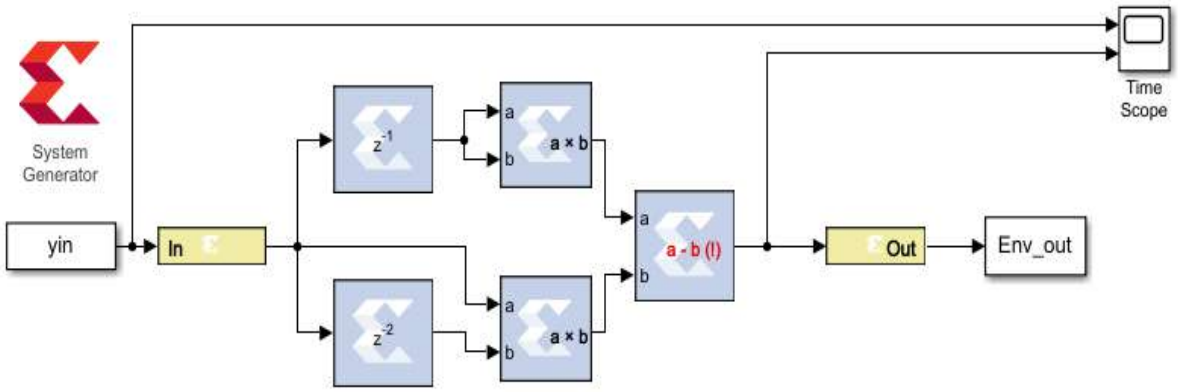



**Figure 4.14 :** implémentation de TEO sous system generator.

(a)

(b)

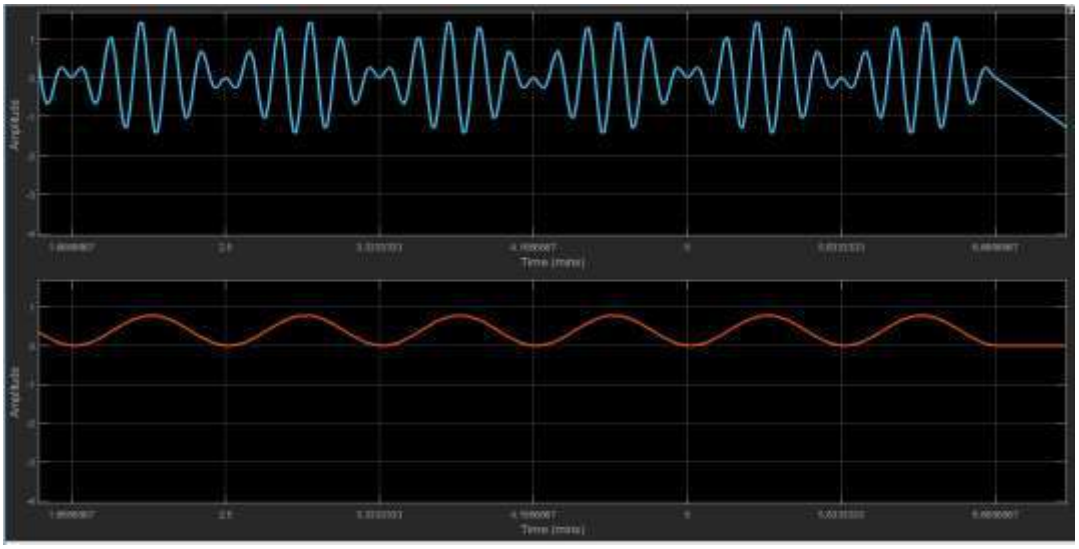


**Figure 4.15:** (a) Signal synthétique (b) son TEO.

(a)

(b)

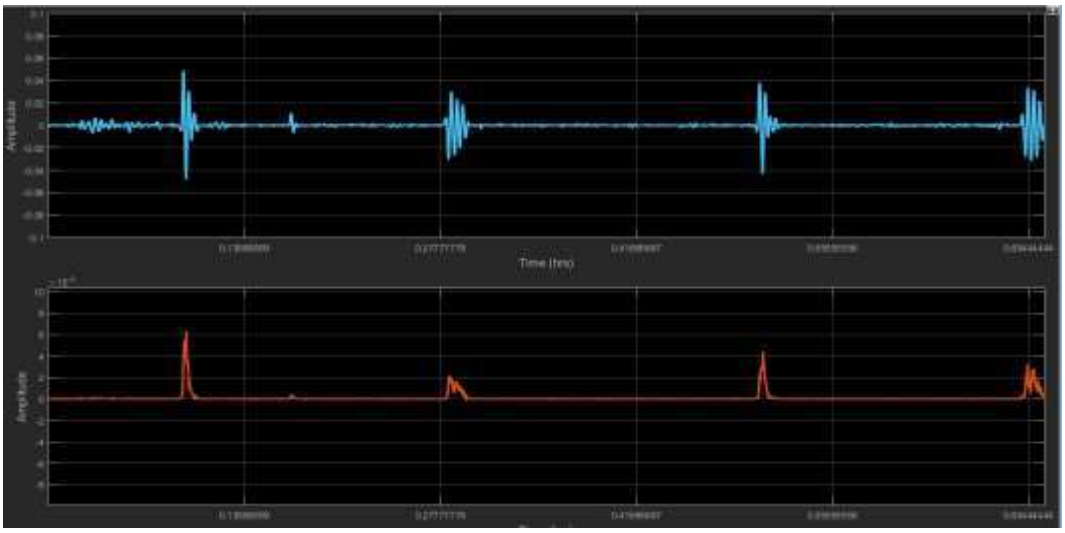


**Figure 4.16:** (a) le signal du son cardiaque normal, (b) son TEO.

(a)

(b)

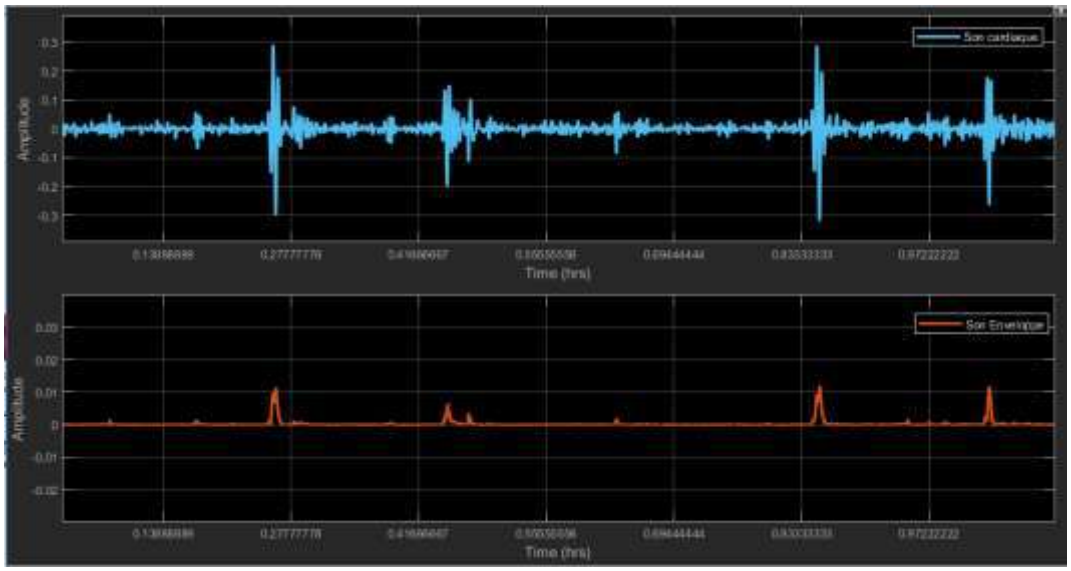



**Figure 4.17 :** (a) le signal du son cardiaque pathologique, (b) son TEO. .

### 4.8 Co-simulation matérielle et résultats

System Generator fournit une simulation accélérée grâce à la « Hardware co-simulation ». System Generator créera automatiquement un jeton de simulation matérielle pour une conception capturé dans le jeu de blocs Xilinx DSP qui s'exécutera sur l'un des 20 matériels pris en charge plates-formes. Ce matériel Co-simulera avec le reste du système Simulink pour

fournir jusqu'à 1000 fois plus de performances de simulation [26]. Le système ci-dessus est ensuite (figure 4.14) converti en une Co-simulation matérielle. La cible de Co-simulation est utilisée pour synthétiser la conception, la mettre en œuvre, exécuter des vecteurs de test sur FPGA et renvoyer les données à Matlab via le JTAG.

Étapes suivies dans le générateur du système de Co-simulation matérielle sont configurées comme suit : dans la figure 4.18, qui représente le jeton du générateur de système, et après avoir choisi la carte « Basys 3 » indiqué par 1, on clique sur « générer » indiqué par 3 sur la figure 4.18. Le processus de génération se lance (figure 4.19), et après un moment, si pas des erreurs, le bloc hw cosim « JTAG » est généré (voir figure 4.20).

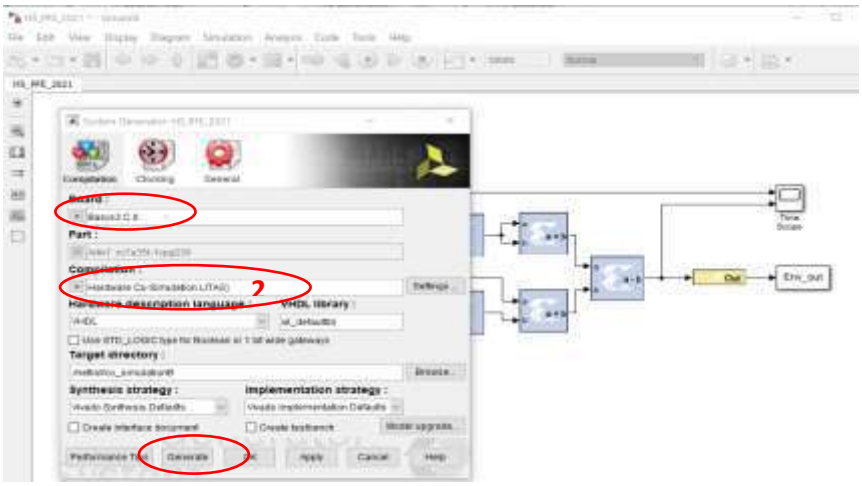


**Figure 4.18:** Boîte de dialogue du jeton System Generator.

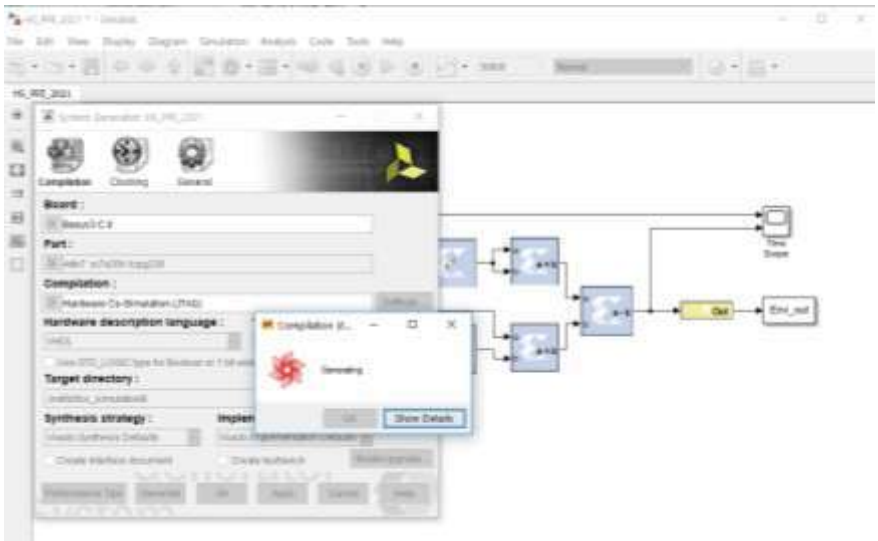


**Figure 4.19** Boîte de dialogue du jeton System Generator en cours de génération de « JTAG ».

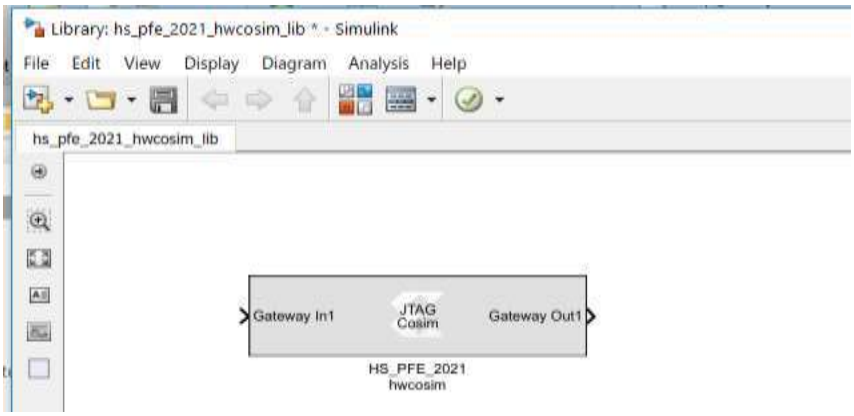



**Figure 4.20** Bloc de Co-simulation matérielle

Ce bloc Figure 4.20 définit comment le modèle doit être compilé dans le matériel. Une fois le bloc « JTAG » est généré et notre carte matérielle installé on appuie sur « Run » du système générateur pour lancer la Co-simulation illustré sur la figure 4.21.

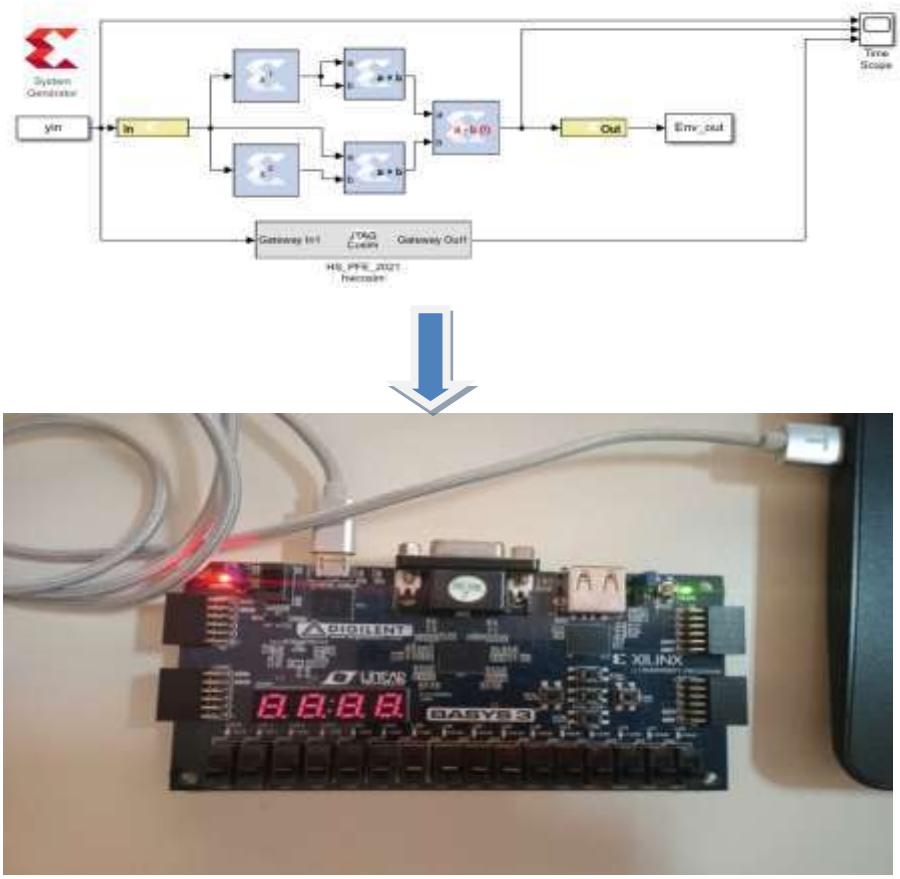


**Figure 4.21 :** implémentation sur FPGA par (Co-simulation matérielle)

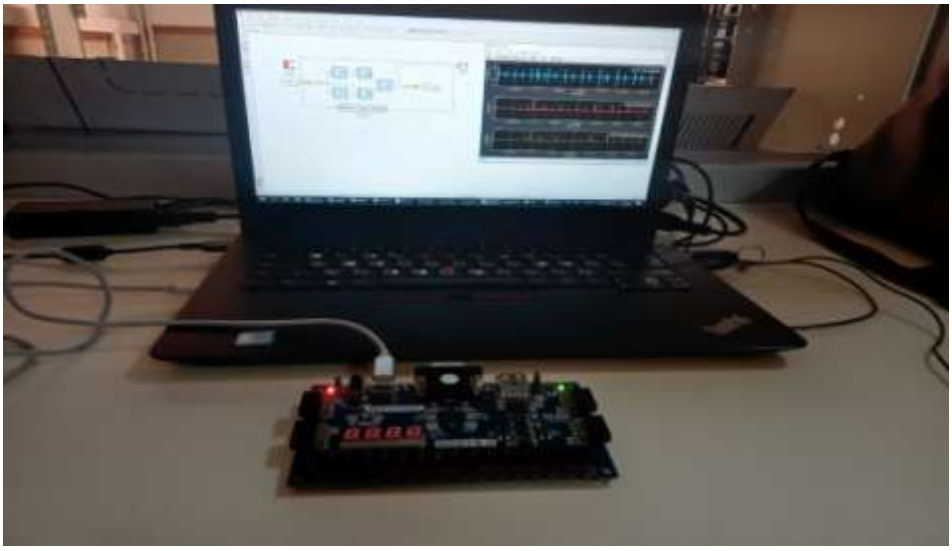


**Figure 4.22 :** implémentation sur FPGA (vue générale)

Les résultats de la Co-simulation et de la simulation de détection d'enveloppe par notre approche « TEO » d'un son cardiaque normal sont affichés en même temps par la figure 4.23, et celles de son cardiaque pathologique sont affichés en même temps par la

(a)

(c)

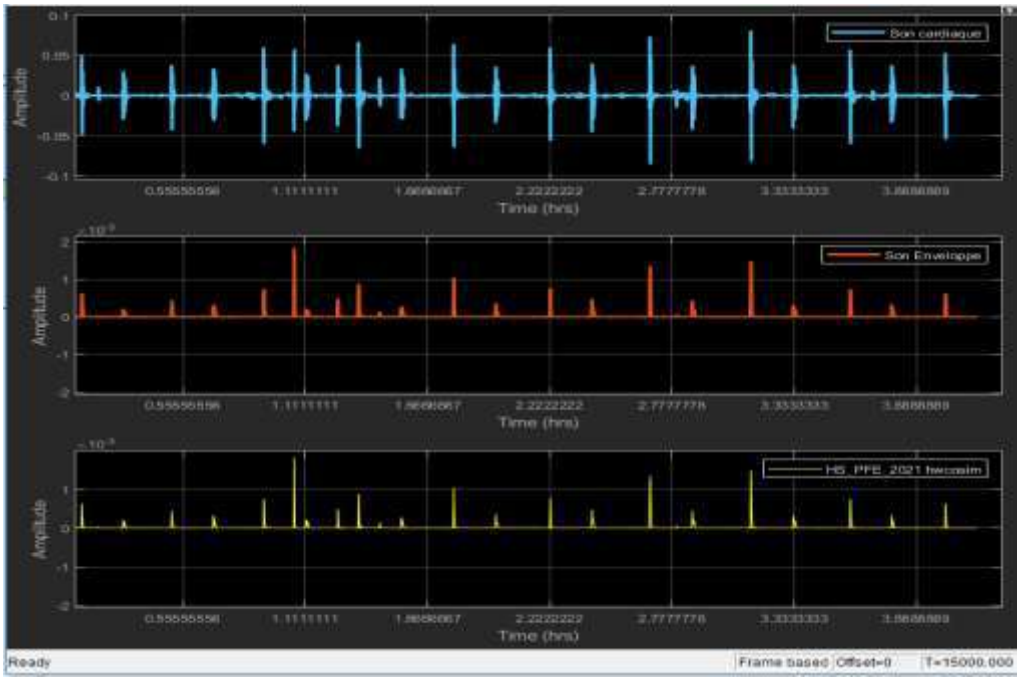



**Figure 4.23 :** (a) son cardiaque normal, (b) son enveloppe par simulation, (c) son enveloppe par Co-simulation matérielle.

(a)

(b)

(c)(b)




**Figure 4.24** (a) son cardiaque pathologique, (b) son enveloppe par simulation, (c) son enveloppe par Co-simulation matérielle.

Le tableau 4.1 présente les ressources consommées par la carte FPGA BASYS 3 de l'implémentation de TEO.

**Tableau 4.1 :** Consommation de ressource de la carte FPGA BASYS 3.

| Name | BRAMs (50) | DSPs (90) | LUTs (20800) | Registers (41600) |
|---|---|---|---|---|
| hwcosim_wrapper_logic_and_axi_lite_interface | 2 | 0 | 726 | 1018 |
| HS_PFE_2021 | 0 | 6 | 631 | 64 |
| Mult1 | 0 | 3 | 102 | 0 |
| Mult | 0 | 3 | 102 | 0 |
| Delay1 | 0 | 0 | 0 | 32 |
| Delay | 0 | 0 | 32 | 32 |
| AddSub | 0 | 0 | 395 | 0 |

## Conclusion

Ce chapitre a été consacré à l'implémentation sur la carte FPGA « BASYS3 », d'un détecteur d'enveloppe basé sur un operateur énergétique « TEO ». L'outil « Xilinx System generator » est utilisé dans ce travail, cet outil prend en charge la simulation logicielle, mais le plus important est qu'il peut synthétiser matériel dans les FPGA. Les résultats de simulation et Co-simulation de détection d'enveloppe des sons cardiaques sont présentés dans ce chapitre.

# Conclusion Générale

# Conclusion générale

Dans ce travail, nous avons étudié un opérateur appelé TEO « opérateur énergétique de Teager ». Nous avons présenté ses caractéristiques et applications en détails. Parmi ses propriétés est le suivi de l'enveloppe d'un signal modulé en amplitude, nous avons montré cette propriété théoriquement (mathématiques) et par simulation, c.-à-d. l'appliquer sur des signaux synthétiques. Ensuite, nous avons validé l'efficacité de cet opérateur « TEO » sur des signaux réels mesurés, ces signaux sont les sons cardiaques (PCG), obtenus de la base de données « PASCAL ». Les résultats d'applications sur des sons cardiaques normaux et pathologiques sont satisfaisants. En plus, nous avons approuvé l'efficience de TEO par la comparer avec une technique très connue en détection d'enveloppe (Hilbert).

Après la validation théorique et pratique de « TEO » dans le but de détection d'enveloppe, nous l'avons l'implémenter sur une carte FPGA, cette implémentation est passée par trois étapes. La première est le développement d'un modèle de TEO en utilisant le Simulink du Matlab, puis la création d'un bloc JTAG de TEO en utilisant le « XSG », Finalement la Co-simulation matérielle sur la carte FPGA « BASYS 3 ».

# Bibliographie

## Bibliographie

[1] Herbert M. Teager and Shushan M. Teager, A Phenomenological Model for Vowel Production in the Vocal Tract, ch. 3, pp. 73–109. San Diego, CA: College-Hill Press, 1983.

[2] H. M. Teager and S. M. Teager, Evidence for Nonlinear Sound Production Mechanisms in the Vocal Tract, vol. 55 of D, pp. 241–261. France: Kluwer Acad. Publ., 1990.

[3] James F. Kaiser, "On a Simple Algorithm to Calculate the 'energy' of a Signal," IEEE Proc. ICASSP-90, 1990.

[4] "Private communications," 2002.

[5] "James Kaiser Oral History Transcript." http://services3.ieee.org/ organizations/history_center/sloan/ASSR_Oral_%Histories/jkaiser_ transcript.html.

[6] Petros Maragos, Thomas F. Quatieri, and James F. Kaiser, "Speech Nonlinearities, Modulations, and Energy Operators," in Proc. IEEE ICASSP-91, vol. 1, (Toronto, Canada), pp. 421–424, May 1991.

[7] S. K. Mitra, H. Li, I.S. Lin, and T. H. Yu, "A New Class of Nonlinear Filters for Image Enhancement," in Proc. IEEE ICASSP-91, (Toronto, Canada), pp. 2525– 2528, May 1991.

[8] Wei Lin, Chris Hamilton, and Prabhakar Chitrapu, "A Generalization to the Teager-Kaiser Energy Function & Application to Resolving Two Closely-Spaced Tones," in Proc. IEEE ICASSP-95, (Detroit, Michigan), pp. 1637–1640, May 1995.

[9] Choi-JH and Kim-T, "Neural action potential detector using multi-resolution TEO," Electronics-Letters, vol. 38, pp. 541–543, June 2002.

[10] James F. Kaiser, "Some Useful Properties of Teager's Energy Operators," Proc. IEEE ICASSP-93, vol. 3, pp. 149–152, 1993.

[11] Petros Maragos, James F. Kaiser, and Thomas F. Quatieri, "On Amplitude and Frequency Demodulation Using Energy Operators," IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 41, pp. 1532–1550, April 1993.

[12] Petros Maragos, James F. Kaiser, and Thomas F. Quatieri, "Energy Separation in Signal Modulations with Application to Speech Analysis," IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 41, pp. 3024–3051, October 1993.

[13] Simon Haykin, Communication Systems. John Wiley & Sons, Inc, 1994.

[14] Alan V. Oppenheim and Ronald W. Schafer, Discrete-time signal processing. Prentice Hall, 1989.

[15] A. Potamianos and P. Maragos, "A comparison of the energy operator and the Hilbert transform approach to signal and speech demodulation," Signal Processing, vol. 37, pp. 95–120, 1994.

[16] P. Salh hammoudi, "Le cours d'anatomie, chapitre 3 système cardio-circulatoire", 2éme édition 2004.

[17] P. Jean hamburger, "Principe de réanimation médicale", 5éme édition 2004.

[18] A.K. Abbas, R. Bassam, "Phonocardiography Signal Processing", Morgan & Claypool 2009.

[19] P. Rose marie hamladjie, "Précis de sémiologie", Belgique 1985.

[20] Cardionics, Inc. Webster, Texas 77598 USA, http://cardionics.com.

[21] Mme Cherfa. A, Cours " Développement des FPGA", Université de Blida 1.2018.

[22] Pedroni V. A. , " Circuit dessign with VHDL", MIT Press, 2004.

[23] Chu P. P. "FPGA Prototyping by verilog examples", Wiley, 2008.

[24] Chikhi L., « Application des systèmes dynamiques chaotiques en transmission de données ». Thèse de magister de l'université de Blida 1, 2012.

[25] System Generator for DSP performing hardware-in-the-loop with the Spartan™-3E starter kit, Xilinx, 2006.

[26] System Generator for DSP User Guide UG640 (v 14.3) October 16, 2012.

[27] www.xilinx.com.

[28] System Generator for DSP – Getting started guide, Xilinx, 2008.