

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Abou Bekr Belkaid-Tlemcen

Faculté de Technologie
Département de Génie Electrique et Electronique



Mémoire pour l'obtention du diplôme de
Master en Electronique Biomédicale
Option : Signaux et Images en Médecine



DEBRUITAGE DU SIGNAL ELECTROCARDIOGRAMME (ECG) PAR LES OPERATEURS MORPHOLOGIES

Présenté par :

BOUKHOBZA SANAA

Soutenu en 02 Juillet 2012

Devant le jury composé de :

Président	: Hadj Slimane Zineddine	Maître de conférences A. UABB Tlemcen
Encadreur	: Taouli Sidi-Ahmed	Maître assistant A. UABB Tlemcen
Examinatrice	: Iles Amel	Maître assistante A. UABB Tlemcen
Examineur	: Dib Nabil	Maître assistante B. UABB Tlemcen

Année universitaire : 2011/2012

Remerciements

Avant tout je remercie Allah tout puissant qui m'a donné la force et la volonté pour pouvoir finir ce modeste travail.

En premier lieu, j'aimerais exprimer ma gratitude et ma reconnaissance à mon encadreur Mr. TAOULI SIDI AHMED, Maitre assistant à l'Université "Abou-Bekr Belkaid" de Tlemcen Faculté de Technologie, Génie Biomédicale, pour vos précieux conseils, votre aide et votre encouragement pour la réalisation de ce Mémoire, merci beaucoup.

J'exprime aussi ma gratitude à Mr. HADJ SLIMANE ZINEDDINE Maitre de conférence à l'Université "Abou-Bekr Belkaid" de Tlemcen Faculté de Technologie, Génie Biomédicale pour l'honneur qu'il nous témoigne en acceptant de présider la soutenance.

J'adresse également mes grands remerciements aux membres du jury M^{me} ILES AMEL Maitre assistante à l'Université "Abou-Bekr Belkaid" de Tlemcen Faculté de Technologie, Génie Biomédicale, et Mr DIB NABIL, Maitre assistant à l'Université "Abou-Bekr Belkaid" de Tlemcen Faculté de Technologie, Génie Biomédicale, d'avoir accepté de juger ce travail.

Enfin, je tiens à remercier, tous ceux qui m'ont enseigné durant toutes mes études à l'université de Tlemcen et en particulier mes enseignants au département d'électronique biomédicale.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à mes chers parents.

Tout en espérant qu'ils touchent le fruit de leurs sacrifices.

A tout mes frères Abdelwahid, Mohamed Taha, Omar et sa femme.

A tous ceux qui ont pris place dans mon cœur.

A toute notre promotion 2011/2012.

SOMMAIRE

Introduction Générale.....	1
----------------------------	---

CHAPITRE I :

L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

I-1. Historique	3
I-2. Le cœur	3
I-2-1. Anatomie du cœur	3
I-2-2. Le cycle cardiaque.....	4
I-2-3. Fonctionnement électrique du cœur	5
I-3. L'électrocardiogramme.....	6
I-3-1. Description du signal électrocardiogramme	6
I-3-2. Dérivations d'électrocardiographie	8
I-3-3. Prélèvement du signal ECG.....	11
I-4. Les types de bruits et artefacts visibles sur l'ECG	12
I-5. Cas pathologiques.....	13
I-5-1. A partir du rythme	14
I-5-2. A partir des ondes.....	16
I-6. La base de données MIT-BIH	19
I-7. Conclusion	19
Bibliographie	20

CHAPITRE II :

La Morphologie Mathématique

II-1. Introduction	21
II-2. Les opérateurs de base de la morphologie mathématique.....	22
II-2-1. L'élément structurant	22
II-2-2. La relation d'ordre	23
II-2-3. Treillis	23
II-2-4. Dans le cadre ensembliste	23
II-2-5. Dans le cadre fonctionnel.....	25

II-3. Applications des opérateurs morphologies.....	27
II-3-1. Applications sur un signal unidimensionnel $f(x)$	27
II-4. Conclusion.....	29
Bibliographie	30

CHAPITRE III :

FILTRAGE DU SIGNAL ECG

III-1-Introduction	31
III-2.Les méthodes de filtrage linéaire et non linéaire	32
III-2-1.Filtrage non linéaire	32
<i>III-2-1-1.Les ondelettes</i>	32
III-2-2. Filtrage linéaire	34
<i>III-2-2-1.Le filtre pass-bas</i>	34
<i>III-2-2-2.Le filtrage numérique</i>	36
III-3.Structure du filtre RII.....	36
III-3-1.Synthèse des filtres récursifs.....	37
<i>III-3-1-1. La réponse impulsionnelle</i>	38
<i>III-3-1-2. La réponse fréquentielle</i>	39
III-3-2.Propriétés générales	40
<i>III-3-2-1. Stabilité</i>	41
III-3-3. Le filtre RII de Butterworth passe haut.....	42
<i>III-3-3-1. Synthèse du filtre</i>	42
III-4. Algorithme de détection de la ligne de base	44
III-5. Discussions des résultats obtenus	45
III-6. Conclusion	49
Bibliographie	50

CHAPITRE IV :

Traitement du signal ECG par les opérations morphologies

IV-1.Introduction.....	51
------------------------	----

IV-2. Les opérateurs morphologies	52
IV-3. Algorithme du filtre morphologique.....	54
IV-4. Interprétations et résultats	56
IV-5. Conclusion	61
Bibliographie	62
Conclusion Générale	63

Introduction générale :

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

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

L'utilisation des différents outils d'analyse existant permet de filtrer le signal bruité et de faire ressortir les caractéristiques du signal ECG ; des méthodes à structures linéaires (filtrages linéaires) et des méthodes à structure non linéaire.

Le traitement est fait en deux étapes, une étape pour corriger la ligne de base par le filtrage linéaire et l'autre pour la suppression des bruits par le filtrage morphologique.

Le filtrage morphologique est basé sur des opérateurs mathématiques appelés opérateurs de morphologie mathématique d'ouverture et de fermeture.

Ce travail consiste alors à implémenter des procédures sous MATLAB à partir de la banque de données MIT-BIH qui permet d'effectuer des opérations de filtrage du signal ECG.

Nous avons développé deux algorithmes : le premier pour la détection de la ligne de base. Cette ligne est dérivée et est soustraite du signal ECG à traiter, on obtient alors une correction de la ligne de base.

Le deuxième algorithme permet la suppression des bruits qui recouvrent le signal ECG. Ces étapes consistent à exploiter la correction de la ligne de base pour la suppression des bruits et afin de générer un signal filtré ECG.

Ainsi notre mémoire est repartie en quatre chapitres :

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

Le deuxième chapitre, consiste à la description de la morphologie mathématique et ses opérateurs de base afférents au filtrage morphologique.

Le troisième chapitre, consiste à l'implémentation du premier algorithme avec un filtre linéaire récursif pour la correction de la ligne de base du signal ECG.

Le dernier chapitre de la mémoire exploite les résultats du chapitre précédent et consiste à l'implémentation du deuxième algorithme du filtre morphologique pour la suppression des bruits qui recouvre le signal ECG et générer à la fin un signal ECG filtré.

Chapitre I

L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

I-1. Historique :

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de Carlo Matteucci en 1842. Les premières expérimentations sont réalisées en 1878 par John Burden Sanderson et Frederick Page qui détectent à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T [1]. A cette même période, E. Marey, et Augustus Waller montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. En 1887 le premier électrocardiogramme(ECG) humain est publié par Augustus Waller.

Aujourd'hui l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans danger, de surveiller l'appareil cardiocirculatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde.

I-2. Le cœur :

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est composé du cœur, sorte de double pompe.

Dans le corps humain, le cœur se situe un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum.

I-2-1. Anatomie du cœur :

Le cœur est un muscle creux à quatre cavités, situé dans le médiastin antérieur, en forme de cône dont le grand axe est dirigé en avant, en bas et à gauche, sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing de la personne ;un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il comporte

trois tuniques : le péricarde à l'extérieur, le myocarde et l'endocarde qui tapisse les cavités [2]. Deux parties distinctes, le cœur droit et le cœur gauche, sont séparées par la cloison auriculo-ventriculaire chacune comprend une oreillette et un ventricule (figure I-1).

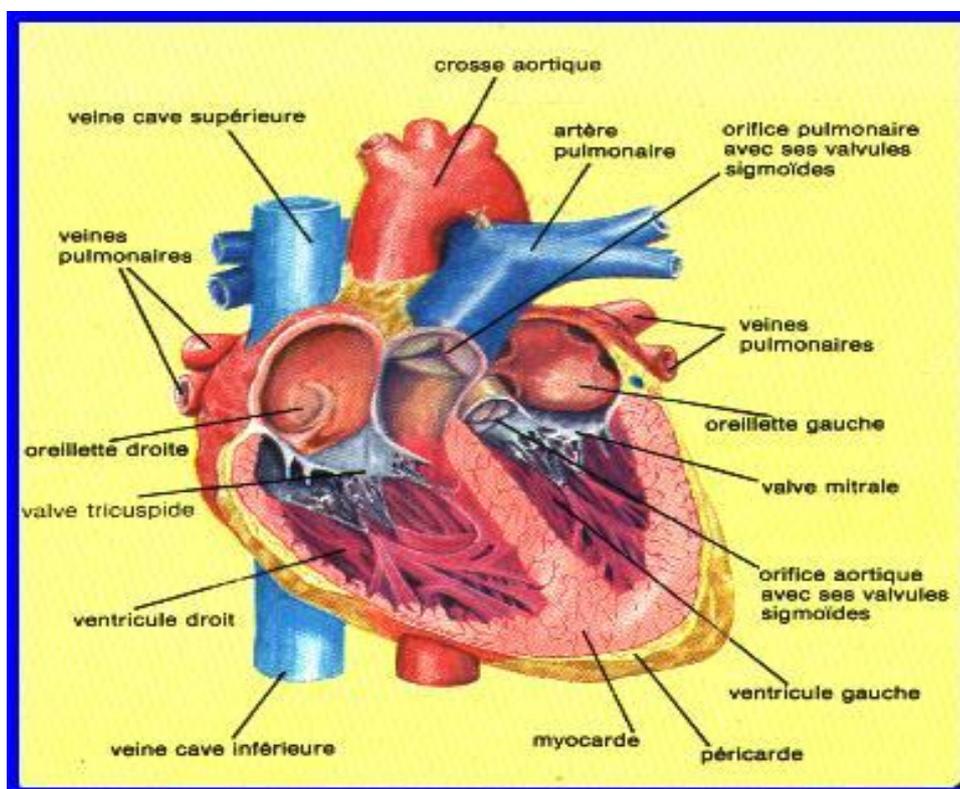


Figure I-1 : Anatomie du cœur

I-2-2. Le cycle cardiaque :

Un cycle complet de battements du cœur comprend deux phases la systole ou contraction et la diastole ou décontraction. Le sang appauvri en oxygène entre dans l'oreillette droite par deux grandes veines, en se contractant l'oreillette l'envoi dans le ventricule, les valvules s'ouvrent, le ventricule se contracte à son tour expulse le sang par les artères pulmonaires vers les poumons, là il est rechargé en oxygène. Le sang enrichit revient dans l'oreillette gauche puis dans le ventricule gauche, la contraction du ventricule envoie le sang dans tout l'organisme par les artères (Figure I-2), la contraction-décontraction des deux parties du cœur se déroule simultanément environ 70 fois par minute [3]. S'est en se refermant que les valvules [auriculo-ventriculaires] : tricuspide et mitrale, et sigmoïdes (aortique et pulmonaire) émettent les bruits des battements.

La durée de tout le cycle cardiaque est d'environ 0.8s. Le cœur se relâche à peu près 0.4s [2]. Un tel repos dans les intervalles entre les contractions est suffisant pour que la capacité de travail du muscle cardiaque se rétablisse tout le temps.

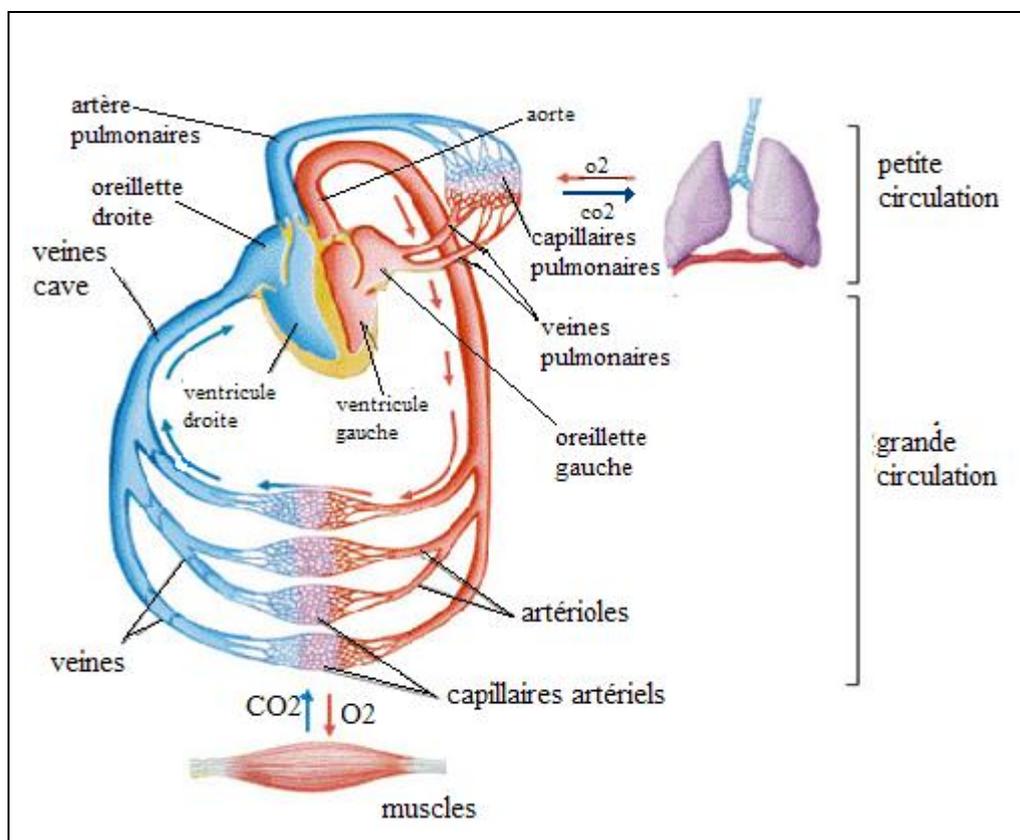


Figure I-2: Cycle cardiaque

I-2-3. Fonctionnement électrique du cœur:

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

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

auriculo-ventriculaire. Il s'agit d'un tissu spécialisé permettant la transmission et le filtrage de l'activité électrique auriculaire (de l'oreillette) aux ventricules ; grâce à lui une stimulation auriculaire trop rapide n'est que partiellement transmise [4].

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

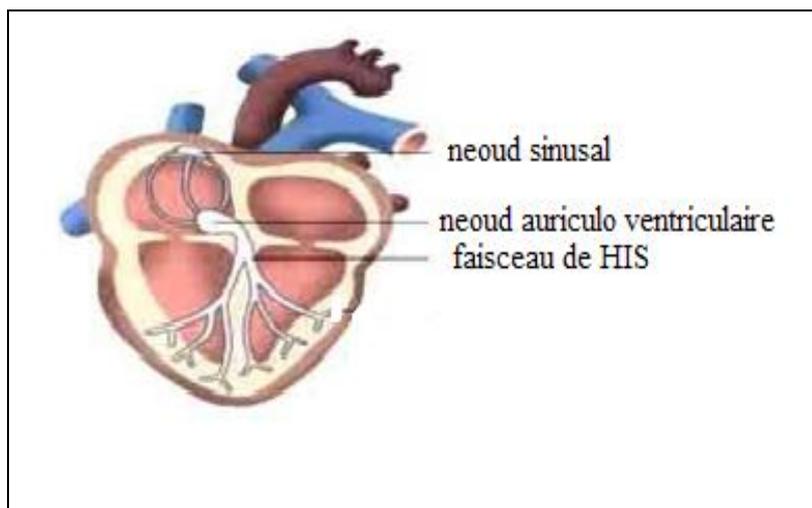


Figure I-3 : Nœuds électrique du cœur

I-3. L'électrocardiogramme :

I-3-1. Description du signal électrocardiogramme :

L'électrocardiographie (ECG) correspond à l'enregistrement de l'activité électrique qui traverse le cœur, via des électrodes cutanées positionnées dans les différents points du corps ; au niveau de la peau ces courants d'activités de la fibre musculaire cardiaque, à les amplifier puis les enregistrer. On appelle électrocardiogramme(ECG) le tracé de l'activité électrique. L'ECG est le signal biomédical le plus étudié pour caractériser les anomalies cardiaques et l'analyse de ces enregistrements permet de diagnostiquer un grand nombre de pathologies. Cet examen non invasif appelé ECG (électrocardiogramme) quand il est effectué pendant quelques minutes à l'hôpital, et l'examen Holter lorsqu'il est effectué sur 24 heures.

Le rythme cardiaque normal est composé par des ondes liées en général à des actions mécaniques du cœur (Figure I-4), elles sont définies comme suit [5] :

L'onde P : représente la dépolarisation auriculaire ou (la systole auriculaire), l'espace PR ou espace PQ habituellement entre 0,12 et 0,20 seconde.

L'onde Q : quand elle existe, est la première déflexion négative qui suit l'onde P.

Souvent, il n'existe pas d'onde Q. Sa durée peut atteindre 0.2sec.

L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P ; il est de grande amplitude car la masse des ventricules est supérieure à celle des oreillettes.

L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R.

Le complexe QRS : correspond à la dépolarisation ventriculaire ou (la systole ventriculaire), précédant l'effet mécanique de contraction (entre 0.06 et 0.1 seconde).

L'onde T : suit le complexe QRS elle représente la repolarisation des ventricules ; plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de repolarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation).

Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.

L'onde U : est une déflexion positive qui est parfois observée après l'onde T mais elle n'est pas utilisée pour le diagnostique.

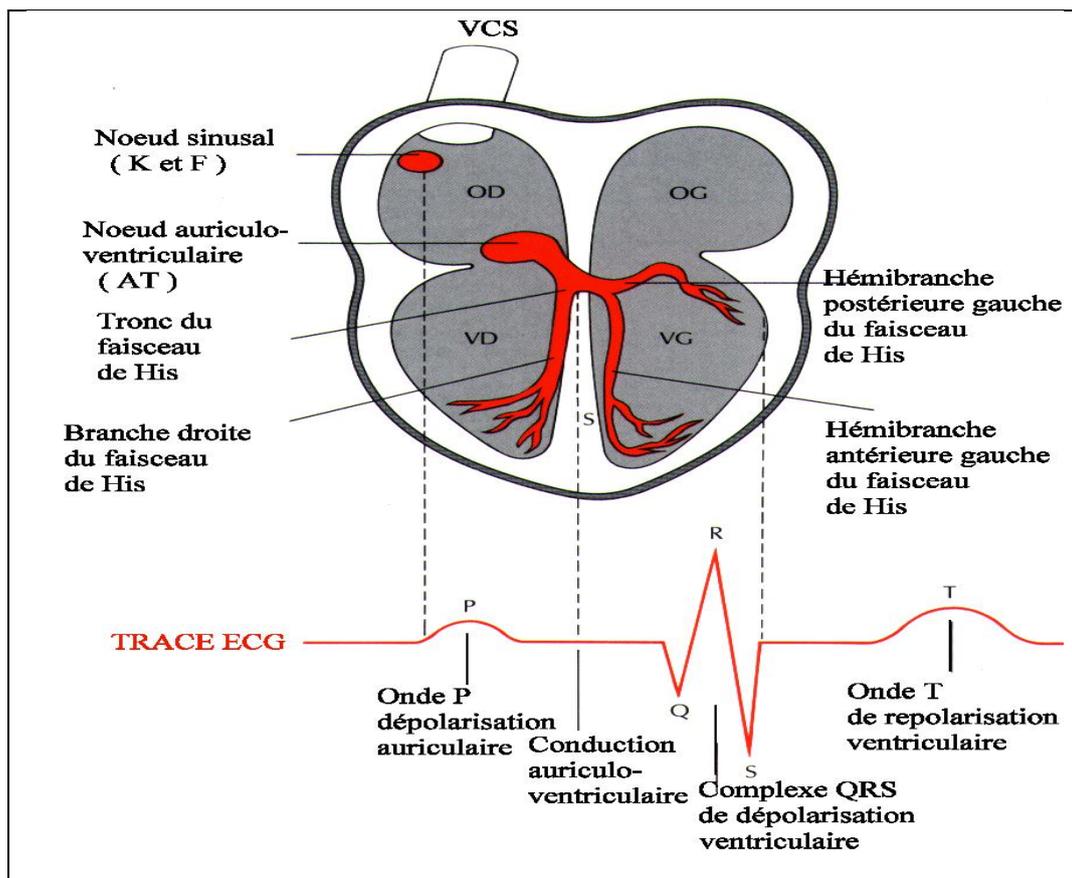


Figure I-4 : Ondes standard d'un électrocardiogramme(ECG) normal.

I-3-2. Dérivations d'électrocardiographie :

Les potentiels électriques générés par le cœur se propagent dans tout l'organisme et apparaissent à la surface du corps. On mesure la différence de potentiel (d.d.p) en deux points de la surface du corps à l'aide d'une paire d'électrodes. En plaçant plusieurs paires d'électrodes à différentes positions, on obtient des résultats différents puisque le champ électrique du cœur est spatio-dépendant. Si on mesure le vecteur cardiaque dans une seule direction, on ne sera pas en mesure de le caractériser entièrement [6]. Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographie est visualisé selon 12 axes privilégiés :

1) 6 axes dans le plan frontal qui sont :

-Les trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven (figure I-5) :

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

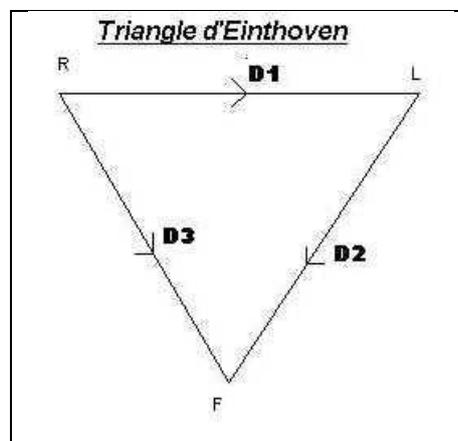


Figure I-5 : Dérivations Standards (bipolaires)

-Plus les dérivations unipolaires aVR, aVL et aVF des membres (figure I-6) dite de Wilson et Golberger où l'électrode exploratrice positive correspond au membre appliqué. Le voltage est alors amplifié pour obtenir un tracé de même amplitude que D1, D2 et D3 :

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

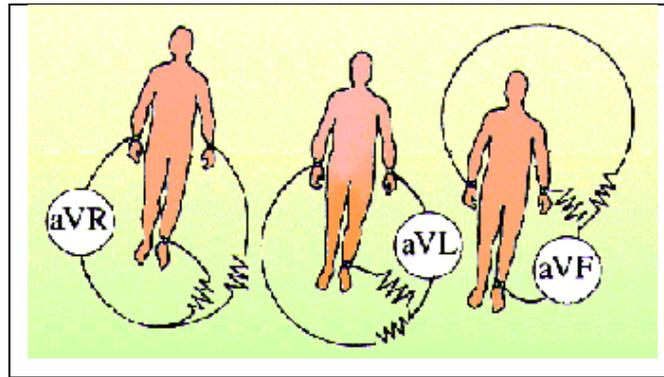


Figure I-6 : Dérivations Unipolaires Des Membres

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

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

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

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

Les électrodes sont situées en six points repérés anatomiquement sur l'hémothorax gauche comme l'illustre la figure 1-7 [6].

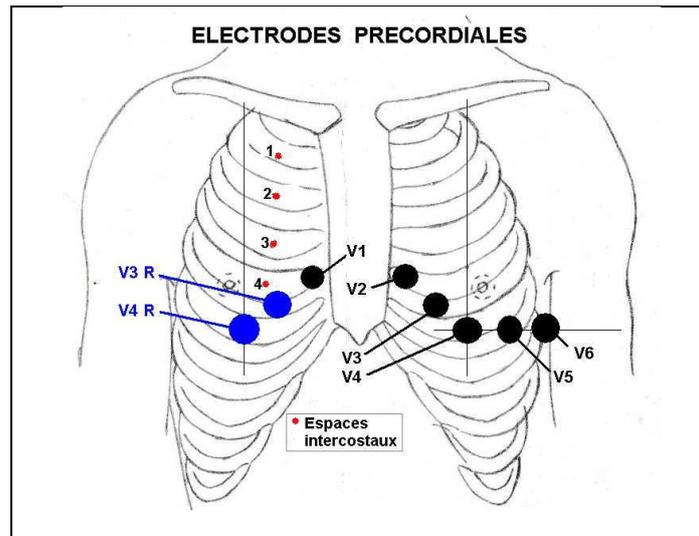


Figure I-7 : Position des électrodes précordiales

I-3-3. Prélèvement du signal ECG :

L'électrocardiographe est l'appareil qui sert à enregistrer l'activité électrique du cœur par l'intermédiaire des différentes électrodes exploratrices (figure I-8), Il comprend 6 éléments principaux [7] :

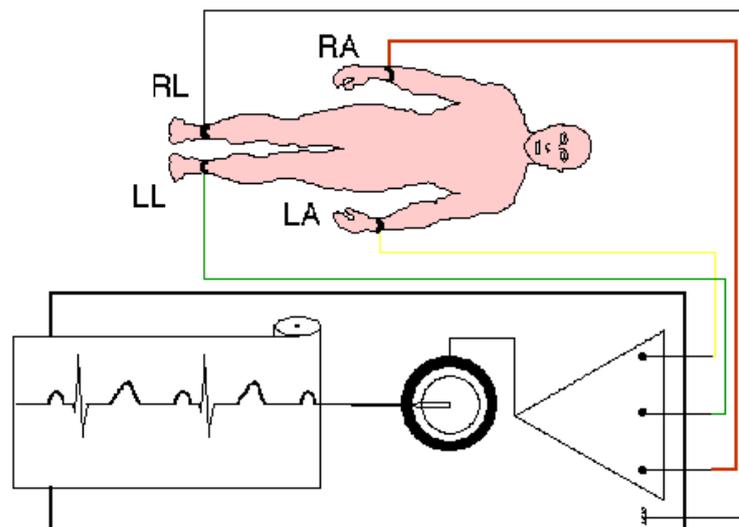


Figure I-8 : Système d'enregistrement d'ECG

- Le circuit électrique : constitué par l'ensemble des différentes électrodes exploratrices au contact du sujet, captant les différences de potentiel d'origine cardiaque.
- Un système amplificateur : des impulsions nées dans le circuit précédent.
- Un galvanomètre(G).
- Un système inscripteur : branché sur le galvanomètre, ayant une très faible inertie.
- Un fil de terre isolant : fixé sur le sujet à la jambe droite.
- Un fil de terre sur l'appareil : qui élimine les courants parasites.

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

Le signal électrocardiogramme obtenue lors de l'enregistrement est généralement contaminé avec différentes sources de bruits. Celles ci peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile et, parfois induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimentale qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Ces perturbations indésirables peuvent avoir plusieurs sources : techniques, physiques, pathologiques [7]. Nous allons présenter des bruits et artefacts présents sur le tracé électrocardiographique notamment sur les tracés Holter. Les plus courants sont présentés ci dessous (figure I-9):

- **les signaux de d'autres muscles (signaux électromyographiques EMG) :**
Qui est du aux variations de potentiel engendrées au sein des tissus musculaires.
- **Signaux produits dans l'épiderme** (mouvement).
- **L'interférence du réseau 50 Hz (secteur) :** bruit haute fréquence.
- **Les bruits provoqués les ondulations de la ligne de base :**
La ligne de base est la ligne d'équilibre de l'activité cardiaque, elle doit d'être isoélectrique. Des ondulations de très basses fréquences dues aux mouvements du sujet ou au mauvais contact des électrodes, peuvent perturber cette ligne.
- **Bruit respiratoire :** la respiration du patient se traduit par la superposition à l'ECG de variations de basses fréquences.

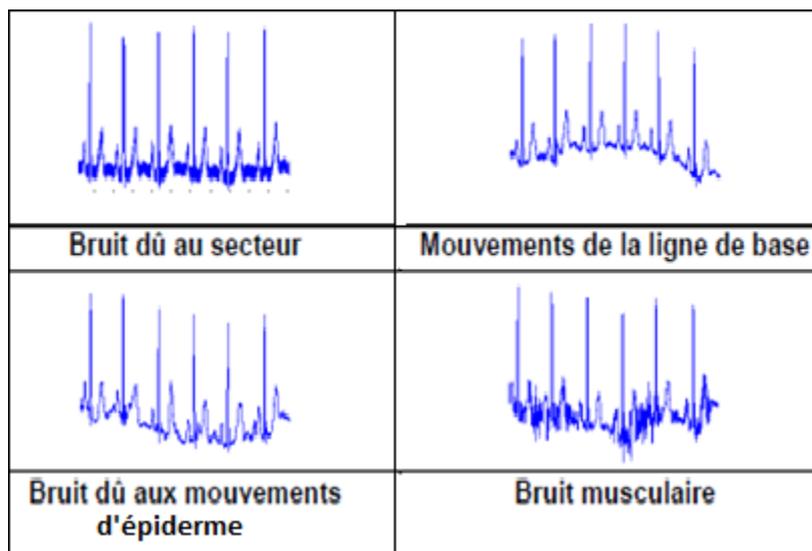


Figure I-9 : Artefacts visibles sur l'électrocardiogramme.

I-5. Cas pathologiques :

Les durées des ondes P, Q, R, S et T, et les amplitudes mesurées par rapport à la ligne de base qui est la ligne isoélectrique du cœur au repos, est prise comme référence pour mesurer l'amplitude des ondes. Pendant l'inactivité cardiaque, le potentiel mesuré est donc normalement nul par rapport à cette référence.

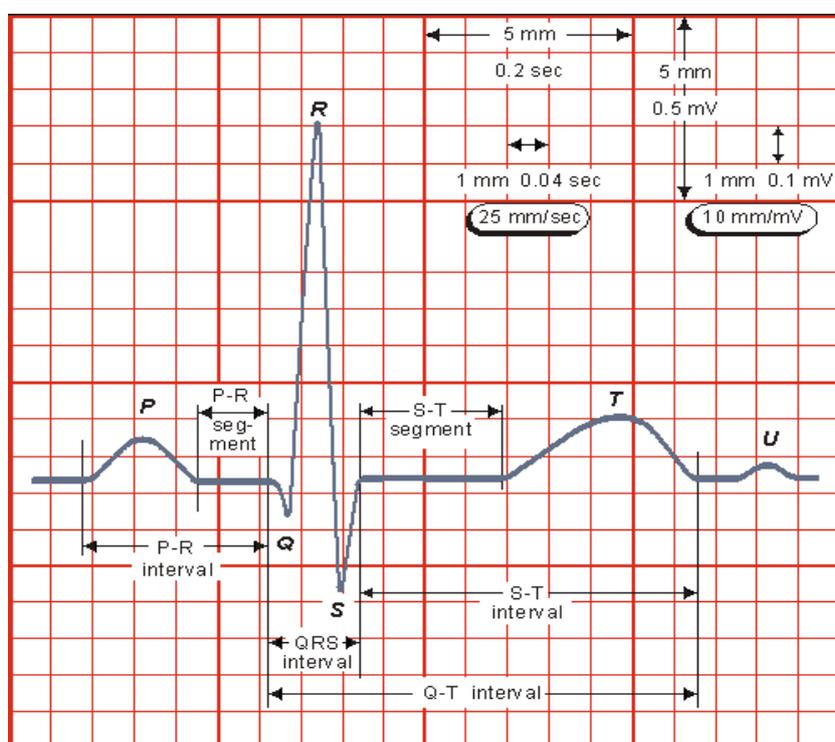


Figure I-10 : Paramètres d'intérêt pour la description d'un battement.

Les valeurs des paramètres de la Figure 1-10 couramment constatées chez un adulte en bonne santé sont présentées dans le tableau I-1 :

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée(s)	0.08-0.12	0.12-0.2	0.08-0.1	0.32	0.4	0.18
Amplitude (mv)	0.15	Isoélectrique :0	Q<0, R>0, Sa<0	Isoélectrique :0	-	0.21

Tableau I-1 : valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque.

Un repérage précis et continu de toutes les ondes caractéristiques P, Q, R, S et T du battement cardiaque, devra permettre de localiser plus précisément toutes les zones du signal susceptibles de porter la trace d'un comportement anormal du cœur sur les 24 heures de l'enregistrement Holter et Chaque déviation visible sur l'ECG peut être attribuée à une anomalie physiologique. Nous citons quelques exemples de pathologies et leurs influences sur le signal ECG [8] :

I-5-1.A partir du rythme :

- *L'Intervalle RR* : Cet intervalle désigne le temps entre deux ondes R successives (environ 0.92s d'ECG normale). La facilité de la détection de l'onde R donne l'importance de cet intervalle qui sert à mesurer la fréquence cardiaque et la détection des arythmies.

En l'absence de toute pathologie, le rythme est régulier et sa fréquence est comprise entre 60 et 100 bpm dans la journée et entre 40 et 80 bpm dans la nuit. Hors de ces limites, on parle de bradycardie lorsqu'il est trop lent (brady = lent), et de tachycardie lorsqu'il est trop rapide (tachy = rapide). Et il peut y avoir trouble du rythme mais toute irrégularité n'est pas toujours une pathologie (a cause de stress, effort...). Il est donc essentiel de prendre en considération l'activité du patient avant de poser un diagnostic.

- **Bradycardie** : la fréquence cardiaque est inférieure à 60 bpm, elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle, ou ventriculaire, (figure I-11) selon le site d'initiation de l'impulsion électrique :



Figure I-11-a: Bradycardie sinusale. Le rythme est de l'ordre de 40 bpm, la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS.



Figure I-11-b : Bradycardie jonctionnelle ou ventriculaire L'impulsion électrique n'est plus transmise des oreillettes aux ventricules et l'onde P peut être absente.

- **Tachycardie** : la fréquence est supérieure à 100 bpm ; elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire (figure I-12) :

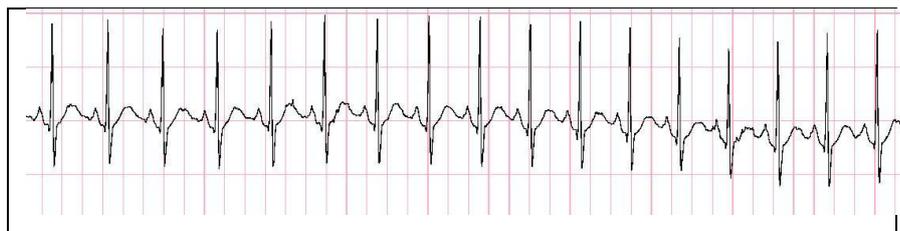


Figure I-12-a: Tachycardie sinusale. Le rythme est de 120 BPM ; on note la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS.

- *Tachycardie auriculaire et nodale AV* : la tachycardie auriculaire peut avoir pour origine un foyer ectopique, une boucle de stimulation ou une voie qui court-circuite la voie AV.

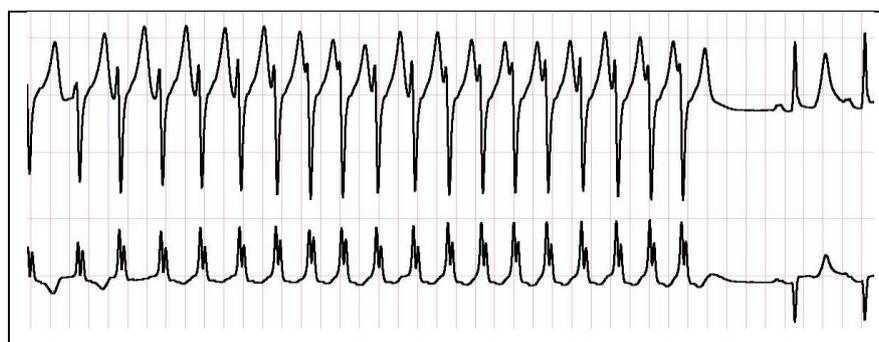


Figure I-12-b : Tachycardie ventriculaire (TV). On observe sur l'enregistrement une succession d'extrasystoles ventriculaires à une fréquence de 150 bpm.

I-5-2.A partir des ondes :

-*La durée de l'onde P* : est habituellement inférieure à 80 ms ; des ondes P anormalement larges ou anormalement amples traduisent une dilatation d'une des oreillettes, il souvent révélateur d'un problème sous-jacent d'hypertension artérielle pulmonaire, d'insuffisance cardiaque ou d'une valvulopathie (mitrale, tricuspide ou aortique), par exemple.

-*Intervalle PQ* : est normalement comprise entre 120 ms et 200 ms, les causes d'un intervalle mesuré inférieur à 120 ms sont généralement:

- Un rythme jonctionnel auriculo-ventriculaire (AV) ce qui cause une onde P tout juste collée au complexe QRS, ou invisible car noyée dans ce complexe.
- Syndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW) : une voie de conduction accessoire qui est plus rapide que le nœud AV ce qui cause un syndrome possèdent, entre les oreillettes et les ventricules ; ce phénomène se traduit par l'observation d'un intervalle PQ plus court que normal.

Dans le cas inverse, où l'intervalle PQ est supérieur à 200 ms, on peut suspecter un bloc AV d'ordre I.

-*Le complexe QRS* : C'est la partie du battement la plus simple à repérer, en raison de l'amplitude dominante de l'onde R; on parle de bloc de branche s'il y a un problème de conduction de l'impulsion électrique dans le faisceau de His. La contraction des deux ventricules n'est donc pas parfaitement simultanée, ce qui s'observe par deux pics successifs dans l'onde R (figure I-13). La durée totale de l'onde R est donc ici plus longue que lors des battements normaux.

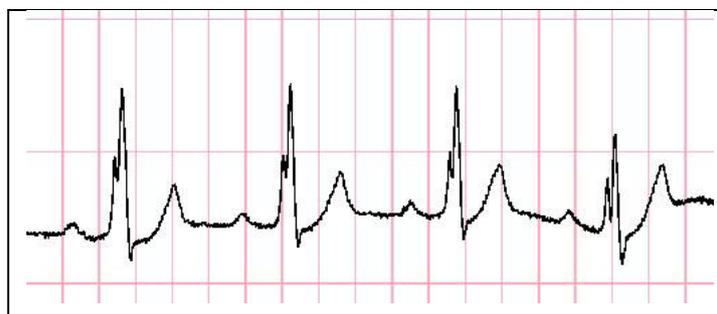


Figure I-13: bloc de branche

-*L'intervalle QT* : Cet intervalle est variable en fonction de la fréquence cardiaque, le QTc (le calcul de l'intervalle QT corrigé) invariant quelque soit le rythme, il doit être compris entre 350 et 430 ms. Il existe des causes extracardiaques au fait que le QT soit hors de ces limites lorsque le QT est inférieur à cette limite, le patient peut présenter une hypercalcémie (excès de calcium dans le sang) ou une hyperthermie ; à l'inverse, lorsqu'il est supérieur à 430 ms, le patient peut être atteint d'hypocalcémie (carence de calcium dans le sang) ou un risque de passage en TV (Tachycardie ventriculaire).

-L'onde T : Il n'existe pas de domaine de normalité clairement défini concernant la hauteur de l'onde T, si ce n'est qu'elle est normalement positive sur les deux premières dérivations Holter. Une hyperkaliémie, ou le stade précoce d'un infarctus myocardique, peuvent être la cause d'amplitudes anormalement grandes de l'onde T.

-L'inversion de l'onde T sur l'une des deux premières dérivations peut être considérée comme anormale, et peut être la trace d'une zone ischémie dans le myocarde (trace d'un infarctus ancien) ou d'un début d'ischémie même le BBG (bloc de branche gauche complet) cause l'inversion de l'onde T (figure I-14).

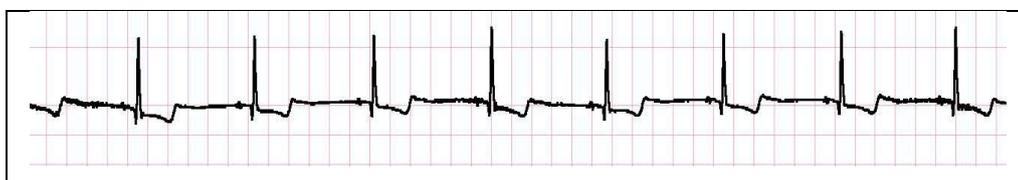


Figure I-14 : inversion d'onde T

-L'intervalle ST : les observations d'un sur-décalage ou d'un sous-décalage par rapport à la ligne isoélectrique du cœur ou ligne de base (figure I-15), sont en général associées à une souffrance cardiaque par hypoxie (début d'ischémie). Le suivi temporel des caractéristiques de ce segment, en particulier de sa position par rapport à la ligne de base, constitue un élément d'information tout à fait majeur.



Figure I-15 : un sous-décalage ST trace, ici, d'un infarctus passé.

I-6. La base de données MIT-BIH [9] :

La source de l'ECG inclus dans la base de données d'arythmies MIT/BIH est un ensemble de 48 enregistrements annotés, sont utilisés pour le développement et l'évaluation des performances du classificateur obtenus à partir de 48 sujets étudiés par le laboratoire d'arythmie de l'hôpital de Beth Israel à Boston entre 1975 et 1979. Au sujet de 60% des enregistrements ont été obtenus à partir des hospitalisés. La base de données contient 23 enregistrements (numérotés entre 100 et 124) choisis au hasard d'un ensemble de plus de 4000 bandes de 24 heures d'Holter, et 25 enregistrements (numérotés entre 200 et 234) choisis parmi le même ensemble pour inclure une variété de phénomènes rares mais médicalement importants. Chaque enregistrement a lieu légèrement plus de 30 minutes de longueur. Les dossiers d'annotation de référence incluent le battement, le rythme, et les annotations (étiquettes) de qualité de signal. Chacun des approximativement 109.000 battements a été manuellement annoté par au moins deux cardiologues travaillant indépendamment; leurs annotations ont été comparées, Les enregistrements de base de données reproduisent les enregistrements analogues avec la fidélité suffisante pour permettre l'utilisation des détecteurs d'objet façonné de stimulateur conçus pour l'analyse de bande. La base de données d'arythmie de MIT-BIH a été employée dans le monde entier ; donc à partir de cette banque de donnée on peut utiliser différents cas des signaux ECG pour le traitement de ces signaux.

I-7. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes fondamentaux de l'électrocardiographie. Nous avons aussi présenté la base de données MIT-BIH sur laquelle s'appuiera l'ensemble de nos tests. Les signaux ECG de la base MIT sont contaminé avec différentes sources de bruits. Le filtrage de ces bruits est l'une des étapes la plus importante pour faire apparaître clairement les paramètres du signal ECG, ce qui va être dans le chapitre 3 et le chapitre 4.

Bibliographie

- [1] Aline Cabasson, “Analyse des périodes P-P et P-R dans les électrocardiogrammes”, Université Nice Sophia Antipolis, pp.15-16, 2005.
- [2] http://fr.wikipedia.org/wiki/C%C5%93ur#Le_c.C5.93ur_humain.
- [3] B. Surawicz, “abnormalities, in: Comprehensive Electrocardiology ”, Mac Farlane P.W, Lawrie TDV Eds, Pergamon Press 1, pp. 511-563, 1989.
- [4] Sanofi-Synthelabo, “ Le cœur en action ”, pp. 19-20, 1997.
- [5] Danial Tchiotsop, “Modélisation polynomiales des signaux ECG Application à la compression”, Thèse de doctorat, Nancy Université de Lorraine, pp.15, novembre 2007.
- [6] Talbi.Mohamed.L, “ Analyse et traitement du signal électrocardiographique (ECG) ”, Thèse de doctorat, Université Mentourie de Constantine, pp.11-20,2011.
- [7] B.Abdelaziz, “Réseaux de neurones appliqués à la modélisation et à la compression du signal ECG”, Thèse de magister, Université Mentourie de Constantine, pp.11-16.
- [8] Chapitre 2, “Les pathologies cardiaque”, pp.35-46.
- [9] George B.Moody and Roger G.Mark, “The MIT-BIH arrhythmia data base on CD-ROM and Software for use with it”, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, USA, pp.185-186, 1991.

Chapitre II

La Morphologie Mathématique

II-1. Introduction :

La morphologie mathématique est une théorie de traitement non linéaire de l'information apparue en France dans les années 60 (Georges Matheron & Jean Serra, Ecole des Mines de Paris), et qui est aujourd'hui très largement utilisée en analyse d'images [1]. Par les transformations qu'elle propose, elle se situe à différents niveaux du traitement d'images (filtrage, segmentation, mesures, analyse de texture) et fournit ainsi des outils pour la reconnaissance des formes. La morphologie mathématique, développée à l'origine pour l'étude des matériaux poreux, trouve maintenant ses applications dans de nombreux domaines du traitement d'images, aussi bien 2D que 3D, en biologie et cytologie quantitative, en imagerie médicale, en imagerie aérienne et satellitaire, en robotique et vision par ordinateur, en contrôle industriel, études sur les documents et œuvres d'art, Analyse de données [2].

La morphologie mathématique est technique mathématique et informatique d'analyse de structures qui est liée avec l'algèbre, la théorie des treillis, la topologie et les probabilités [3]. En effet, l'idée de base de la morphologie mathématique est de comparer les objets que l'on veut analyser à un autre objet de forme connue appelé élément structurant, les relations sont de type ensembliste (union, intersection, etc.). Cet élément structurant est caractérisé par leur taille et leur forme, en quelque sorte chaque élément structurant fait apparaître l'objet sous un jour nouveau [4].

Le filtrage morphologique est très répandu dans le domaine de traitement de signal et le traitement d'image du fait de sa robustesse et de son calcul simple et rapide. Le filtre morphologique, de part sa structure, se base sur des opérateurs mathématique appelés opérateurs de morphologie d'ouverture et de fermeture. Ces opérateurs constituent l'étape fondamentale du filtrage morphologique, en les modifiant ont abouti à une version modifiée de filtre morphologiques, qui sera ajustée pour filtrer le signal ECG.

L'idée fondamentale de notre approche est d'adapter les concepts de la morphologie mathématique aux fonction définies dans un espace unidimensionnel et particulièrement aux signaux temporels. En effet le traitement morphologique sur les images constitue une approche naturelle, ce qui l'est moins sur les signaux temporels.

Bien évidemment le traitement morphologique des signaux temporels est une étude de la structure du signal et de ses variations en fonction du temps [5].

II-2. Les opérateurs de base de la morphologie mathématique :

La dilatation et l'érosion sont les opérateurs de base de la morphologie mathématique. Pratiquement tous les autres peuvent être définis à l'aide de ceux-ci, en utilisant des opérations ensemblistes et des compositions de fonctions, le filtrage morphologique utilise les opérations : Dilatation-Erosion-Ouverture et Fermeture [3].

II-2-1. L'élément structurant :

Un élément structurant est un objet (ou ensemble) de référence permettant d'étudier les objets à l'aide d'opérateurs (réunion, intersection). Il possède les caractéristiques suivantes :

- Il possède une forme (géométrie connue) choisi selon la forme de l'ensemble à analyser, peut être plat, triangulaire, cercle...etc (figure II-1).
- Cette forme à une taille λ .
- Cet élément est repéré par son origine o .

Le transposé d'un élément structurant B noté \check{B} ou $(-B)$ est l'élément structurant symétrique (ou transposé) de B [4].

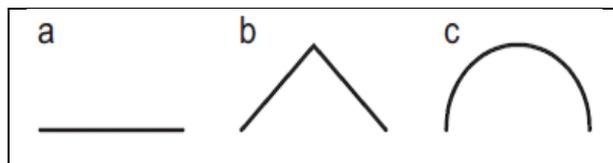


Figure II-1 : Différents formes d'élément structurant :

(a) plat, (b) triangulaire, (c) semi-circulaire.

II-2-2. La relation d'ordre :

Soit x , y et z trois éléments de l'ensemble E . On dit qu'une relation R sur un ensemble est une relation d'ordre si elle vérifie les trois axiomes suivants [6] :

1. Réflexivité : $x R y$
2. Antisymétrie : $x R y$, compatible avec : $y R x$, si $x=y$
3. Transitivité : $x R y$ et $y R z$ impliquent $x R z$

Exemple :

- La relation « $a \leq b$ » est une relation d'ordre dans \mathbf{R} .
- La relation d'inclusion « $X \subseteq Y$ » est également une relation d'ordre pour les ensembles.

II-2-3. Treillis :

La morphologie mathématique s'appuie sur le concept de treillis complet. Un treillis complet est un ensemble non vide muni d'une relation d'ordre partiel et dont tout sous ensemble possède un infimum et un supremum [6]. Dans le cas des ensembles, l'union de deux éléments correspond à la borne supérieure et l'intersection à la borne inférieure. Dans le cas des fonctions le \vee (ou) entre deux fonctions correspond à la borne supérieure et le \wedge (et) à la borne inférieure.

II-2-4. Dans le cadre ensembliste :

Dans toute cette partie, on considérera des ensembles de \mathbf{R}^n , l'ensemble X et l'élément structurant B incluent dans \mathbf{R}^n [6] :

a) La dilatation :

La dilatation d'un ensemble X par un élément structurant B est définie comme l'ensemble obtenu par addition de Minkowski de X par le symétrique \check{B} de B .

$$\delta_B(x) = X \oplus \check{B} = \bigcup_{b \in B} x_b = \{x/B_x \cap x \neq \emptyset\} \quad (\text{II.1})$$

-La dilatation est une opération d'expansion.

b) L'érosion :

L'érosion d'un ensemble X par un élément structurant B est identique à la soustraction de Minkowski et il est défini par le principe de dualité :

$$\varepsilon_B(x) = \overline{\delta_B(\bar{x})} = \overline{\bar{x} \oplus \check{B}} = \overline{\bigcup_{b \in \check{B}} \bar{x}_b} = \bigcap_{b \in \check{B}} x_b = x \ominus \check{B} = \{x / B_x \subset x\} \quad (\text{II.2})$$

- L'érosion est une opération de rétrécissement.

c) L'ouverture :

La composition d'une érosion suivie par une dilatation avec le même élément structurant produit **l'ouverture morphologique** et l'ouverture de X par B noté :

$$\gamma_B(x) = x \circ B = \varepsilon_B \delta_B(x) \quad (\text{II.3})$$

d) la fermeture:

La composition d'une dilatation suivie par une érosion avec le même élément structurant produit **la fermeture morphologique** et la fermeture de X par B noté :

$$\Phi_B(x) = x \bullet B = \delta_B \varepsilon_B(x) \quad (\text{II.4})$$

La fermeture est le dual de l'ouverture: la fermeture du complémentaire d'un ensemble est égale au complémentaire de l'ouverture de cet ensemble.

-Voici quelques applications de l'ouverture et de la fermeture [4] :

- Débruitage : Ouverture pour enlever les pics isolés, et fermeture pour enlever les "creux" isolés.
- Lissage de formes :

-Ouverture pour lisser les "bosses".

-Fermeture pour lisser les "creux".

-Séparation en plusieurs composantes connexes (ouverture) et fusion de composantes séparées (fermeture).

e) propriétés algébriques des opérateurs :

Soit l'ensemble $\Phi \in R^n$:

- **Croissance** : $x \subset y \Rightarrow \Phi(x) \subseteq \Phi(y)$
- **Idempotence** : $\Phi(\Phi(x)) = \Phi(x)$
- **Anti-extensive** : $\Phi(x) \subset x$ (résultat inférieur à l'origine).
- **Extensive** : $x \subset \Phi_B(x)$ (résultat supérieur à l'origine).

-La dilatation et l'érosion sont des opérations croissantes non réversibles. Ce sont des opérations duales : $x^c \oplus \check{B} = (x \ominus B)^c$, pas inverses.

- La dilatation est extensive et l'érosion est anti extensive.

-L'ouverture et la fermeture sont des opérations croissantes et idempotentes, deux propriétés qui définissent les filtres morphologiques. La fermeture est extensive et l'ouverture est anti extensive [7].

II-2-5. Dans le cadre fonctionnel :

On se place à présent dans le cadre des fonctions: $f : R^n \rightarrow R$

En remplaçant dans les définitions tous les concepts ensemblistes par leurs équivalents fonctionnels [2] :

$$\supset \rightarrow \geq$$

$$\subset \rightarrow \leq$$

$$\cup \rightarrow \vee / \sup(\max)$$

$$\cap \rightarrow \wedge / \inf(\min)$$

Il y a deux cas possibles en morphologie mathématique fonctionnelle :

L'élément structurant peut être [8] :

-soit plat.

-soit volumique, c'est-à-dire affecté d'une amplitude de niveau de gris (dans le cas du traitement d'image).

-Dans notre mémoire on s'intéresse au cas d'un élément structurant plat. Pour les mêmes raisons, toutes ces transformations seront illustrées dans une seule dimension sur le signal ECG.

a) La dilatation fonctionnelle :

La dilatation d'une fonction f par un élément structurant B est la fonction définie par :

$$\delta_B(x) = \sup\{f(y)/y \in B_x\} \quad (\text{II.5})$$

b) L'érosion fonctionnelle :

L'érosion d'une fonction f par un élément structurant B est la fonction définie par :

$$\varepsilon_B(x) = \inf\{f(y)/y \in B_x\} \quad (\text{II.6})$$

c) L'ouverture fonctionnelle :

L'ouverture d'une fonction f par un élément structurant est définie comme dans le cas ensembliste par :

$$f_B = \varepsilon_B \delta_B(x)$$

d) la fermeture fonctionnelle:

La fermeture d'une fonction f par un élément structurant est définie comme dans le cas ensembliste par :

$$f_B = \delta_B \varepsilon_B(x)$$

e) propriétés algébriques des opérateurs :

Les opérateurs dans le cas fonctionnel ont les mêmes propriétés générales que celles énoncées pour le cas ensembliste [2].

II-3. Applications des opérateurs morphologies :

II-3-1. Applications sur un signal unidimensionnel $f(x)$:

On applique sur $f(x)$ (figure II-2) les opérations de dilatation, érosion, ouverture et fermeture par un élément structurant B plat qui est égale $\{0; 0; 0; 0; 0; 0\}$ [9].

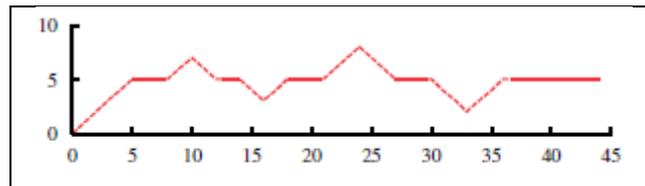


Figure II-2 : le signal original $f(x)$.

a) La dilatation :

Pour obtenir la fonction dilatée de $f(x)$, on attribue à $f(x)$ sa valeur maximale dans le domaine de l'élément structurant B et ce, à chaque nouveau déplacement de B (voir figure II-3). La formule suivante illustre la dilatation de la fonction $f(x)$ par un élément structurant B :

$$(f \oplus B)(n) = \max_{m=0, \dots, M-1} \{f(n) + B(m)\} \quad (\text{II.7})$$

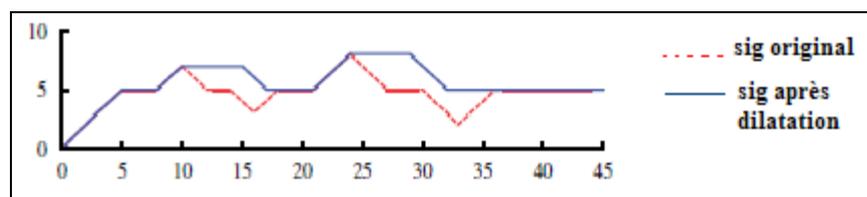


Figure II-3 : Dilatation.

-Le signal dilaté issu de la transformation par le maximum; nous remarquons l'effet de dilatation, elle comble les vallées et épaissit les pics [2].

b) L'érosion :

Pour obtenir la fonction érodée de $f(x)$, on attribue à $f(x)$ sa valeur minimale dans le domaine de l'élément structurant B et ce, à chaque nouveau déplacement de B (voir figure II-4). La formule suivante illustre l'érosion de la fonction $f(x)$ par un élément structurant B :

$$(f \ominus B) = \min_{m=0, \dots, M-1} \{f(n) - B(m)\} \quad (\text{II.8})$$

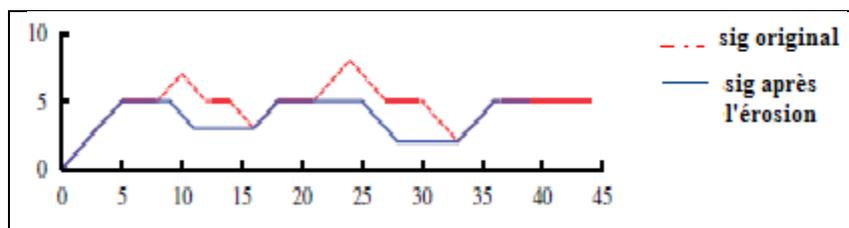


Figure II-4 : Erosion.

-Le signal érodé issu de la transformation par le minimum; nous remarquons l'effet d'érosion, elle réduire les pics et élargir les vallées [2].

c) L'ouverture :

Comme en morphologie mathématique, l'ouverture consiste en une érosion suivie d'une dilatation. L'ouverture de $f(x)$ par l'élément structurant B a les conséquences suivantes sur la fonction de départ (voir figure II-5) :

L'ouverture érode les pics plus petits que l'élément structurant et préserve les vallées [10]. Son expression est donnée par :

$$f \circ B = f \ominus B \oplus B \quad (\text{II.9})$$

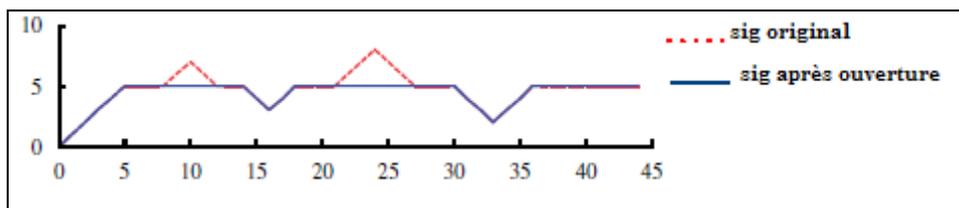


Figure II-5 :L'ouverture.

d) Fermeture :

Comme en morphologie mathématique, la fermeture consiste en une dilatation suivie d'une érosion (voir la figure II-6). Par conséquence, la fermeture remplit les creux plus petits que l'élément structurant et préserve les pics [11]. Son expression est donnée par :

$$f \bullet B = f \oplus B \ominus B \tag{II.10}$$

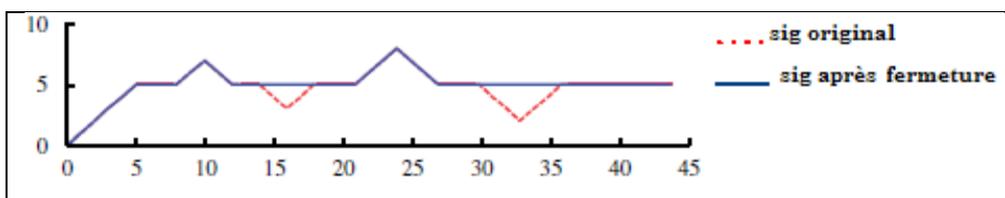


Figure II-6 : Fermeture.

II-4.Conclusion :

Dans ce chapitre, durant la description de la morphologie mathématique qui est une théorie de traitement non linéaire de l'information et une technique non linéaire pour analyser la structure du signal, ainsi, il s'est avéré que par ces opérateurs de base : la dilatation « transformation par le maximum », l'érosion « la transformation par le minimum », l'ouverture et la fermeture on pouvait aboutir à la réalisation le filtrage morphologique.

Bibliographie

- [1] J.Serra, “Introduction à la morphologie mathématique”, Cahiers du centre de morphologie Mathématique, Ecole des Mines Fontainebleau, N°3, 1969.
- [2] J. Serra “Image Analysis and Mathematical Morphology”, Academic Press, 1982.
- [3] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Morphologie_math%C3%A9matique#Op.C3.A9rateus_de_base](http://fr.wikipedia.org/wiki/Morphologie_math%C3%A9matique#Op%C3%A9rateurs_de_base).
- [4] Séverine Dubuisson, “Morphologie Mathématique, Fondements de traitement d’image”, Novembre 2006.
- [5] B.Zouabi, N.Ellouze, et A.Ben Slimane, “Traitement Morphologique de signaux unidimensionnels”, Lsts, Enit, Tunisie, Juin 1987.
- [6] Luc Brun, “Morphologie Mathématique, Ensembles et images”, pp.19-22,32-38.
- [7] Antoine Manzanera, “Cours de Morphologie Mathématique”, UPMC Master IDA 2005.
- [8] J.serra, G.Matheron, “La théorie du filtrage Morphologique”, MAT88a, école des Mines de Paris.
- [9] Lijun Zhang, Jinwu xu, Jianhong Yang, Debin Yang and Dadong Wang, “Multiscale Morphology Analysis and its application to fault diagnosis”, Beijing University, china and CSIRO Mathematical & Information Sciences, Australia.
- [10] S.R. Sternberg, “Grayscale morphology”, Computer Vision, Graphics and Image processing, pp. 333-335, 1986.
- [11] P. Maragos, “Differential morphology and image processing”, IEEE. Trans, Image Process, pp. 922-937, June 1996.

Chapitre III

Filtrage du signal ECG

III-1. Introduction :

Avant de procéder à la suppression des bruits, il est d'abord nécessaire de corriger le signal ECG. Cette correction concerne l'élimination des dérivations de la ligne de base qui est la ligne isoélectrique du cœur, car toutes les ondes se mesurent au début de leur phase initiale, par rapport à cette ligne.

La dérive de la ligne de base est une lente ondulation (généralement de 0,1-0,2 Hz) de la ligne de base vers le haut ou vers le bas, elle peut être due aux mouvements du patient, aux mouvements respiratoires ou aux mauvais contacts entre la peau et les électrodes [1]. Une dérive marquée de la ligne de base peut rendre difficile l'analyse morphologique de l'ECG ; donc Il est nécessaire d'éliminer au maximum les ondulations de cette ligne.

Avec l'apparition de l'ECG numérisée, on a eu recours à des filtres numériques qui permettent une analyse fine du signal mais qui, aux aussi, sont à l'origine de distorsions de la fin du complexe QRS. L'élimination de ces distorsions reste actuellement le problème majeur inhérent au filtrage de l'ECG.

Différents types de filtres digitaux on été utilisés pour le filtrage du signal ECG tel que les filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF) et les filtres à réponse impulsionnelle infinie(RII).

- Les filtres à réponse impulsionnelle finie (RIF) ont une très bonne précision temporelle et un faible décalage de phase. Ils présentent néanmoins des effets de rebond au début et à la fin du complexe QRS. Ces rebonds rendent impossible la détection du début et de la fin du complexe QRS.
- Les filtres à réponse impulsionnelle infinie (RII) sont simple à mettre en œuvre (exemple : formules Butteerworth). Ils sont caractérisés par une

bande de fréquence étroite. Leurs réponses impulsionnelles sont théoriquement infinies.

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

III-2. Les méthodes de filtrage linéaire et non linéaire :

III-2-1. Filtrage non linéaire :

III-2-1-1. Les ondelettes :

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

Les transformations en ondelettes sont des méthodes qui permettent d'analyser le contenu d'un signal par rapport à leur fréquence. Ce sont des approches temps-échelle permettant la décomposition d'un signal et son étude dans les différentes bandes de fréquence. Dans ce cas une fenêtre, appelé ondelette mère $\Psi(t)$, dont la largeur est variable. Leurs but est d'obtenir plus de précisions dans les résultats en fonction du type de fréquences (hautes ou basses) [2] :

$$\text{Avec } T_o(a,b) = \int f(t)\Psi_{a,b}(t) dt \text{ et } \Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{III.1})$$

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

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

Les transformations en ondelettes sont divisées en deux catégories :

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

La transformée en ondelette discrète (Discrete Wavelet Transform (DWT))

La différence principale entre ces deux catégories est que la CWT fonctionne sur toutes les valeurs continues de la fréquence et du temps tandis que la DWT fonctionne sur un sous-ensemble spécifique défini sur l'ensemble de toutes les valeurs discrètes de la fréquence et du temps [3].

Ci-dessous des exemples d'ondelettes : l'ondelette de Haar, dérivée seconde de gaussienne, et l'ondelette de Morlet (figure III-1) :

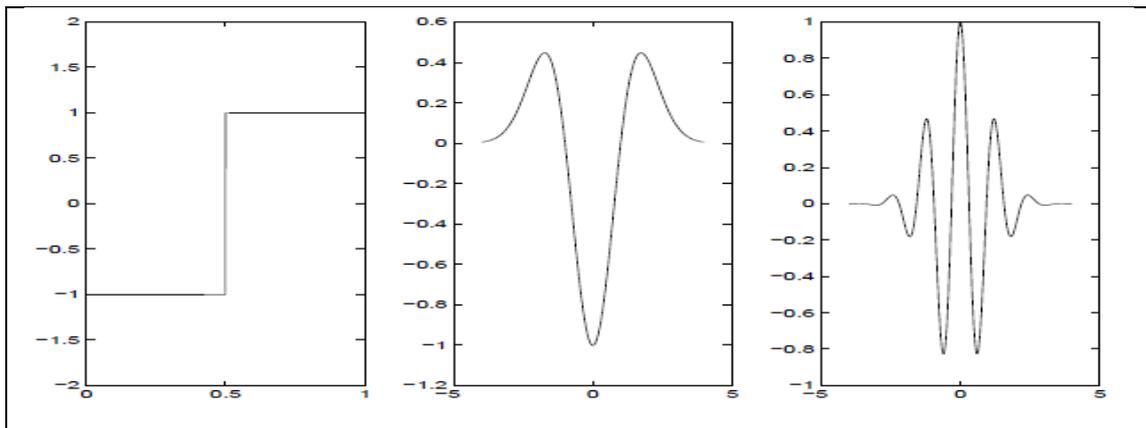


Figure III-1 : Différents types d'ondelettes : de gauche à droite : ondelette de Haar, dérivée seconde de gaussienne, et l'ondelette de Morlet.

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

Et d'après [5] voici l'effet de la transformation en ondelettes montrant que le filtrage par cette dernière permet de réduire la dérivée de la ligne de base de signal ECG. L'idée de cette approche est de faire une nouvelle méthode d'annulation battement à battement du QRS-T dans le but de faciliter la détection de l'onde P. La phase de cette annulation s'appuie sur une décomposition en ondelettes du signal ECG, observé sur deux dérivations (ECG1 et ECG2), afin de fournir un signal résiduel ne devant contenir que le train d'ondes P après reconstruction par les ondelettes (figure III-2).

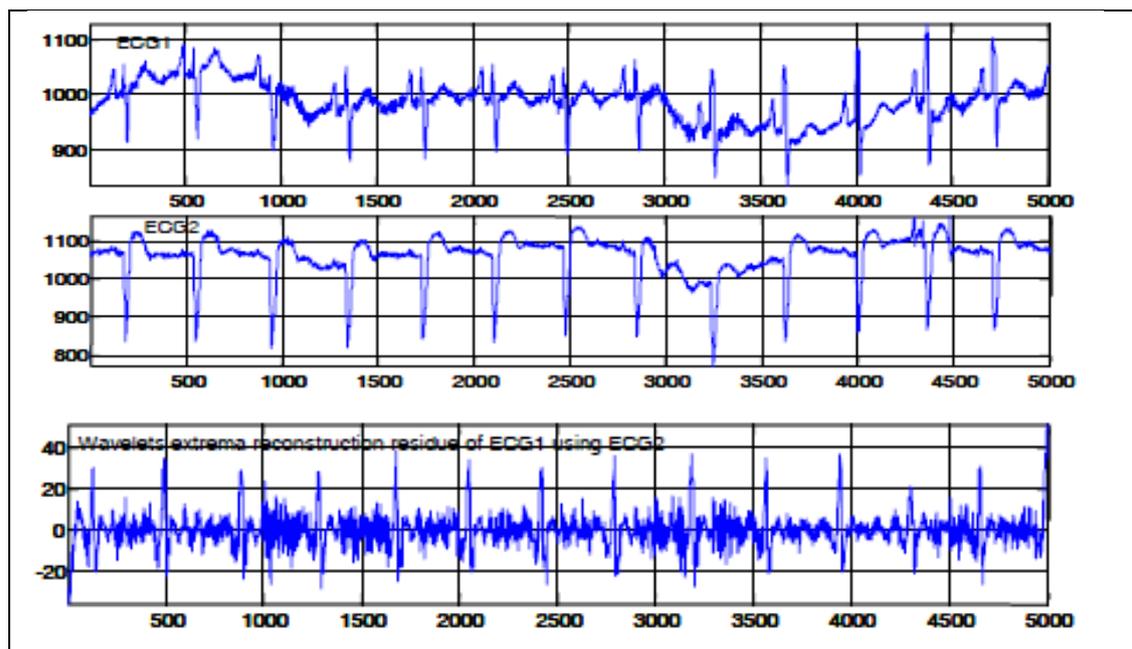


Figure III-2 : réduction de la dérivée de la ligne de base par le filtrage par ondelettes.
(MIT-BIH 108).

III-2-2. Filtrage linéaire :

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

Le bruit BF (base fréquence) correspond à la variation de la ligne de base d'un battement à l'autre et le bruit HF (haute fréquence) à la variation du signal autour de cette ligne, alors les méthodes le plus souvent utilisées pour estimer les variations de la ligne de base sont développées à partir des filtres fréquentiels passe-bas [6].

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

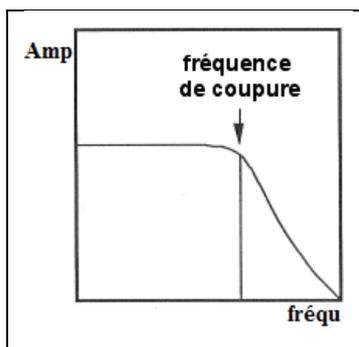


Figure III-3 : filtre passe-bas

Un filtre passe-bas permet de diminuer les ondulations de la ligne de base secondaire à la respiration (figure III-4), mais il entraîne généralement une déformation du signal, et il est inefficace lors de variations brutales d'amplitude (bruits haute fréquence) [6].

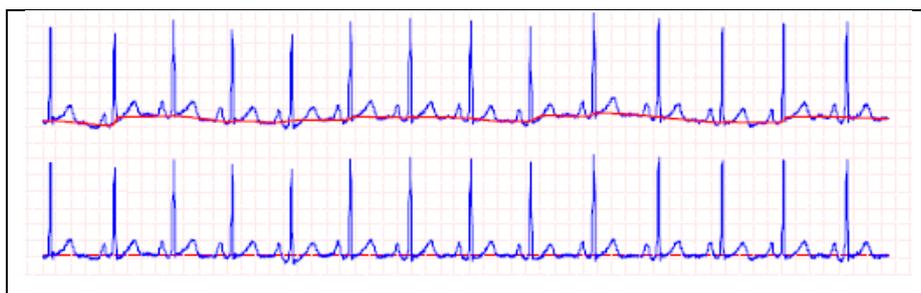


Figure III-4 : en haut signal original observé lors d'enregistrements Holter (MIT-BIH 212) et en bas signal après filtrage.

Le signal du haut représente le signal original ; celui du bas représente le signal après filtrage par le filtre passe bas. Pour des faibles variations de la ligne de base, le signal ECG n'est pas déformé par ce filtrage. L'amplitude de variation de la ligne de base sur le signal original est très typique de ce qui est habituellement observé lors d'enregistrements Holter (MIT 212).

III-2-2-2. Le filtrage numérique :

Un filtre numérique est un élément qui effectue un filtrage à l'aide d'une succession d'opérations mathématiques sur un signal, c'est-à-dire qu'il modifie le contenu spectral du signal d'entrée en atténuant ou éliminant certaines composantes spectrales indésirées.

Contrairement aux filtres analogiques, qui sont réalisés à l'aide d'un agencement de composantes physiques (résistance, condensateur, etc.), les filtres numériques sont réalisés soit par des circuits intégrés dédiés, des processeurs programmables (microprocesseur, microcontrôleur, etc.), soit par logiciel dans un ordinateur.

Il y a deux grandes familles de filtres numériques linéaires : filtre à Réponse Impulsionnelle Infinie (RII). Ce filtre est caractérisé par une réponse basée sur les valeurs du signal d'entrée ainsi que les valeurs antérieures de cette même réponse. Il est nommé ainsi parce que la réponse impulsionnelle de ce type de filtre est de durée théoriquement infinie. Il est aussi désigné par l'appellation de filtre récursif. L'autre type est le filtre à Réponse Impulsionnelle Finie (filtre RIF). Contrairement au filtre RII la réponse du filtre RIF ne dépend que des valeurs du signal d'entrée. Par conséquent, la réponse impulsionnelle d'un filtre RIF est toujours de durée finie.

Ce filtrage numérique permet d'éliminer les signaux de hautes fréquences secondaires à l'activité musculaire autre que cardiaque et aux interférences des appareils électriques [7].

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

III-3. Structure du filtre RII:

Les filtres à réponse impulsionnelle infinie (IIR) sont des types de filtres électroniques, nommé aussi filtres récursifs par la présence d'une récursion. Le signal de sortie du filtre est réinjecté dans l'entrée du filtre, constituant un circuit récursif (figure III-5). Cette méthode permet de réaliser des filtres à réponse plus complexe avec moins de données. Comme l'énergie est constamment réinjectée dans le circuit, la réponse impulsionnelle a une durée potentielle infinie, d'où le nom donné à ces filtres.

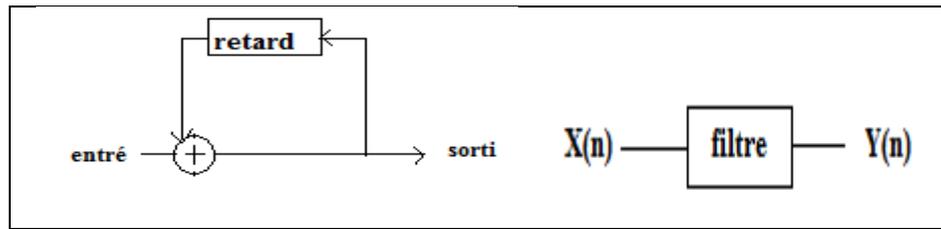


Figure III-5 : fonctionnement de filtre RII.

Le filtre à réponse impulsionnelle infinie est décrit par l'équation des récurrences avec $X(n)$ représente les valeurs du signal d'entrée, $Y(n)$ les valeurs du signal de sortie et b_k, a_k sont les coefficients de filtre [8]:

$$y[n] = b_0 \cdot x[n] + b_1 \cdot x[n - 1] + b_2 \cdot x[n - 2] + \dots + b_N \cdot x[n - N] - a_1 \cdot y[n - 1] - a_2 \cdot y[n - 2] - \dots - a_M \cdot y[n - M] \quad (\text{III.2})$$

-L'équation peut être réécrite de la façon suivante :

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x[n - k] - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y[n - k] \quad (\text{III.3})$$

-En générale $M \leq N$ et il est dit que le filtre est d'ordre N .

Dans ce cas la sommation se fait sur un nombre infini de termes. En effet un échantillonnage de sortie est une combinaison linéaire à la fois des échantillons présents et passés de l'entrée et des échantillons passés de la sortie.

III-3-1. Synthèse des filtres récursifs :

La synthèse d'un filtre est un ensemble de processus qui débute par la définition des caractéristiques du filtre, jusqu'à sa réalisation informatique et/ou électronique, en passant par la détermination de ses coefficients.

Les coefficients des filtres sont en général calculés par utilisation de fonctions modèles. Les fonctions modèles utilisées pour la synthèse des filtres sont soit la réponse impulsionnelle ou la réponse en fréquence de filtres analogiques connus [9].

Les filtres RII sont inspirés des techniques de filtrage analogique. Ainsi, on trouve des filtres RII de types Butterworth, Chebychev (figure III-6), etc. L'idée est de profiter dans le monde numérique de tout le savoir-faire acquis dans le monde analogique. Pour réaliser un filtre numérique IIR, on établit d'abord un gabarit de filtre analogique. Grâce à un outil mathématique, on transpose la fonction du transfert du domaine de la transformation de Laplace (utilisée dans l'univers analogique) à celui de la transformation en Z (utilisée dans l'univers numérique) [10].

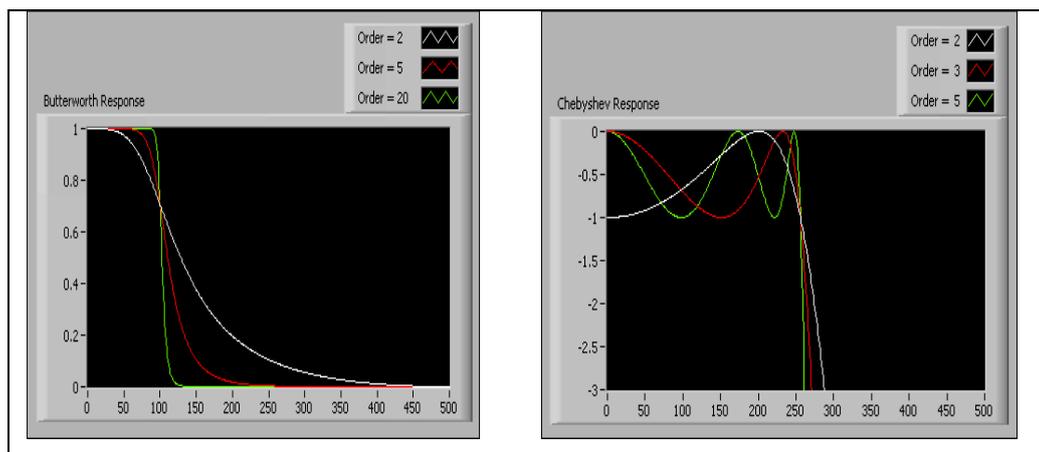


Figure III-6 : à gauche la réponse en fréquence passe-bas d'un filtre de Butterworth et à droite la réponse en fréquence passe-bas d'un filtre de chebychev.

III-3-1-1. La réponse impulsionnelle :

Pour un processus transformant un signal d'entrée à un signal de sortie, la réponse impulsionnelle est la sortie de ce processus lorsque l'entrée est une impulsion.

-Pour un système à temps continu, le modèle mathématique d'une impulsion est une distribution de Dirac.

-Pour un système à temps discret, une impulsion est définie par la suite $\delta(n)$ valant 1 si $n=0$ et valant 0 si $n \neq 0$. Dans les deux cas, la réponse impulsionnelle est la sortie du système en réponse à cette impulsion.

Un filtre RII est un système linéaire invariant discret dont le comportement entrée-sortie est caractérisé par les coefficients $\{h_i\}$ de sa réponse impulsionnelle [11]:

$$y_n = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} h_i x_{n-i} \quad (\text{III.4})$$

La transformée de Laplace (système continu) ou la transformée en Z (système discret) de la réponse impulsionnelle nous donne la fonction de transfert du système.

Cette fonction de transfert appelée $H(z)$ d'un système discret ou échantillonné est définie par le rapport des transformées en z de la sortie $Y(z)$ et de l'entrée $X(z)$ du système (la transformé en Z permet une analyse temporelle et/ou fréquentielle des filtres numériques) [11] :

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} h_i z^{-i} \quad (\text{III.5})$$

et

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^n b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^m a_k z^{-k}} = \frac{B(z)}{A(z)} \quad (\text{III.6})$$

Alors on a deux polynome :

$$B(z) = b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_n z^{-n}$$

$$A(z) = a_0 + a_1 z^{-1} + \dots + a_m z^{-m}$$

Les racines de $B(z)$ sont appelées les zéros du filtre et les racines de $A(z)$ sont appelées les pôles du filtre.

La réponse impulsionnelle est un outil théorique très utilisé, car elle permet d'apprécier la stabilité et la rapidité d'un filtre.

III-3-1-2. La réponse fréquentielle :

La réponse fréquentielle d'un système discret, dont on connaît la fonction de transfert $H(z)$, est obtenue en remplaçant Z par $e^{j\omega T_e}$, qui devient $H(e^{j\omega T_e})$.

La réponse en fréquence est généralement caractérisée par le module de la réponse du système, mesurée en décibels, et la phase, mesurée en degrés (ou en radians) en fonction de la fréquence :

$$H(e^{j\omega T_e}) = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} h_i e^{-j\omega i T_e} \quad (\text{III.7})$$

$$H(e^{j2\pi f T_e}) = H(f) e^{j\varphi(f)}$$

-Le module est : $H(f) = |H(e^{j2\pi f T_e})|$

-la phase est : $\varphi(f) = \text{Arg}[H(e^{j2\pi f T_e})] = 2\pi f / f_e$

Si on considère une fonction de transfert définie par ses pôles et ses zéros :

$$H(z) = h_0 \frac{\prod_{i=1}^N (z - z_i)}{\prod_{j=1}^M (z - p_j)} \quad (\text{III.8})$$

La réponse fréquentielle du filtre $H(e^{j2\pi f T_e})$ permet son évaluation sur le cercle unité qui est une courbe de longueur 2π , et est le bord d'un disque d'aire π [12]. (Figure III 7). Comme on voit sur la fonction de transfert les pôles de cette fonction sont les complexes P_0, P_1, \dots qui annulent le dénominateur.

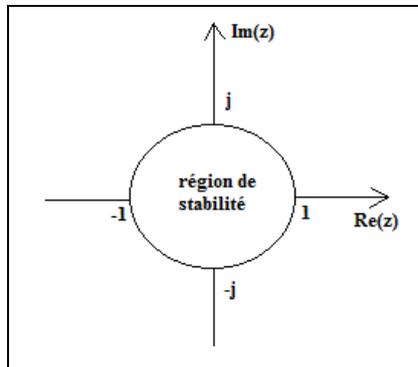


Figure III-7 : le cercle unité.

III-3-2. Propriétés générales :

Le problème général de synthèse de tels filtres consiste à déterminer l'ensemble des coefficients $\{a_m\}$ et $\{b_n\}$ de manière à ce que la réponse fréquentielle du filtre obtenue satisfait le gabarit donné. En plus, pour que le filtre soit réalisable, il faut qu'il soit causal

et stable. La causalité est assurée si la réponse impulsionnelle $h(k)$ satisfait la condition : $h(k) = 0$ pour $k < 0$ [13].

III-3-2-1. Stabilité :

La fonction de transfert d'un filtre numérique récursif linéaire invariant causal s'exprime par le rapport de deux polynômes. La stabilité entrée-sortie ne dépend que des pôles de cette fonction.

Une condition nécessaire et suffisante pour que $H(k)$ représente un filtre causal et stable est que :

- Dans le cas d'une fonction de transfert continue utilisant la transformée de Laplace, tous les pôles doivent être à partie réelle strictement négative pour que le système soit stable.
- Dans le cas d'une fonction de transfert discrète utilisant la transformée en Z, tous les pôles doivent avoir un module inférieur à 1 (sont à l'intérieur de cercle unité) pour que le système soit stable. (figure III-8)

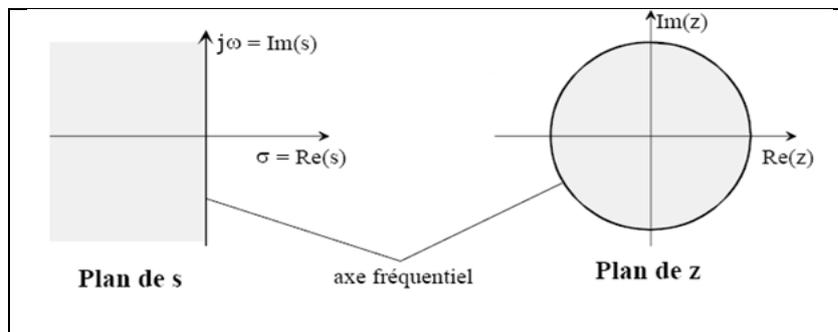


Figure III-8 : régions de stabilité.

Les filtres RII ne sont pas forcément stables, Un filtre récursif ne sera stable que si tous ses pôles sont à l'intérieur du cercle de rayon 1. Dans le cas d'une fonction de transfert causale et de degré fini, ses les pôles sont tous à l'intérieur du cercle de rayon 1 si la somme des modules des échantillons de sa réponse impulsionnelle soit finie: le filtre est alors stable [13] :

$$\sum_{k=0}^{+\infty} |H(k)| < L \quad (\text{III.9})$$

III-3-3. Le filtre RII de Butterworth passe haut :

Afin d'appliquer le filtre récursif pour la détection de la ligne de base du signal ECG, le type de filtre de Butterworth passe haut montre un meilleur résultat pour l'élimination de la variation de la ligne de base sans distorsion du signal [14]. Comme on a cité en dessus, les filtres RII sont inspirés des techniques de filtrage analogique. Le plus souvent quand un filtre RII numérique va être mis en œuvre, un filtre analogique (par exemple filtre de Butterworth) est d'abord conçu et est ensuite converti en un filtre numérique par l'application de discrétisation avec la transformation bilinéaire[10].

III-3-3-1. Synthèse du filtre :

L'équation du filtre proposé est :

$$y_n = k_1 (x_n + x_{n-1}) + k_2 y_{n-1} \quad (\text{III.10})$$

Les coefficients k_1 et k_2 sont donnés comme suit:

$$k_1 = \frac{1}{1 + \tan(\pi \times f_c \times T_e)} \quad \text{et} \quad k_2 = \frac{1 - \tan(\pi \times f_c \times T_e)}{1 + \tan(\pi \times f_c \times T_e)} \quad (\text{III.11})$$

f_c : fréquence de coupure et T_e période d'échantillonnage [14].

Par une manipulation sous Matlab on aura la synthèse du filtre Butterworth passe-haut deuxième ordre ($n=2$), Il est remarquable que le filtre de Butterworth ne présente pas d'ondulations ni dans la bande passante ni dans la bande atténuée. Cependant, il possède une zone de transition relativement large et qui diminue de plus en plus lorsque l'ordre n du filtre augmente (figure III-9) :

$$\text{Sa fonction de transfert : } H(s) = \frac{0.9969 S^2 - 1.994 S + 0.9969}{S^2 - 1.994 S + 0.9938}$$

$$\text{Et après une transformation bilinéaire : } s = j\omega = \frac{z}{T} = \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}$$

$$\text{On a } z_1 = z_2 = 1, \quad p_1 = 0.9969 + 0.0031j, \quad p_2 = 0.9969 - 0.0031j$$

On remarque que p_1 et p_2 sont situés à l'intérieur du cercle unité. On déduit que notre filtre est stable.

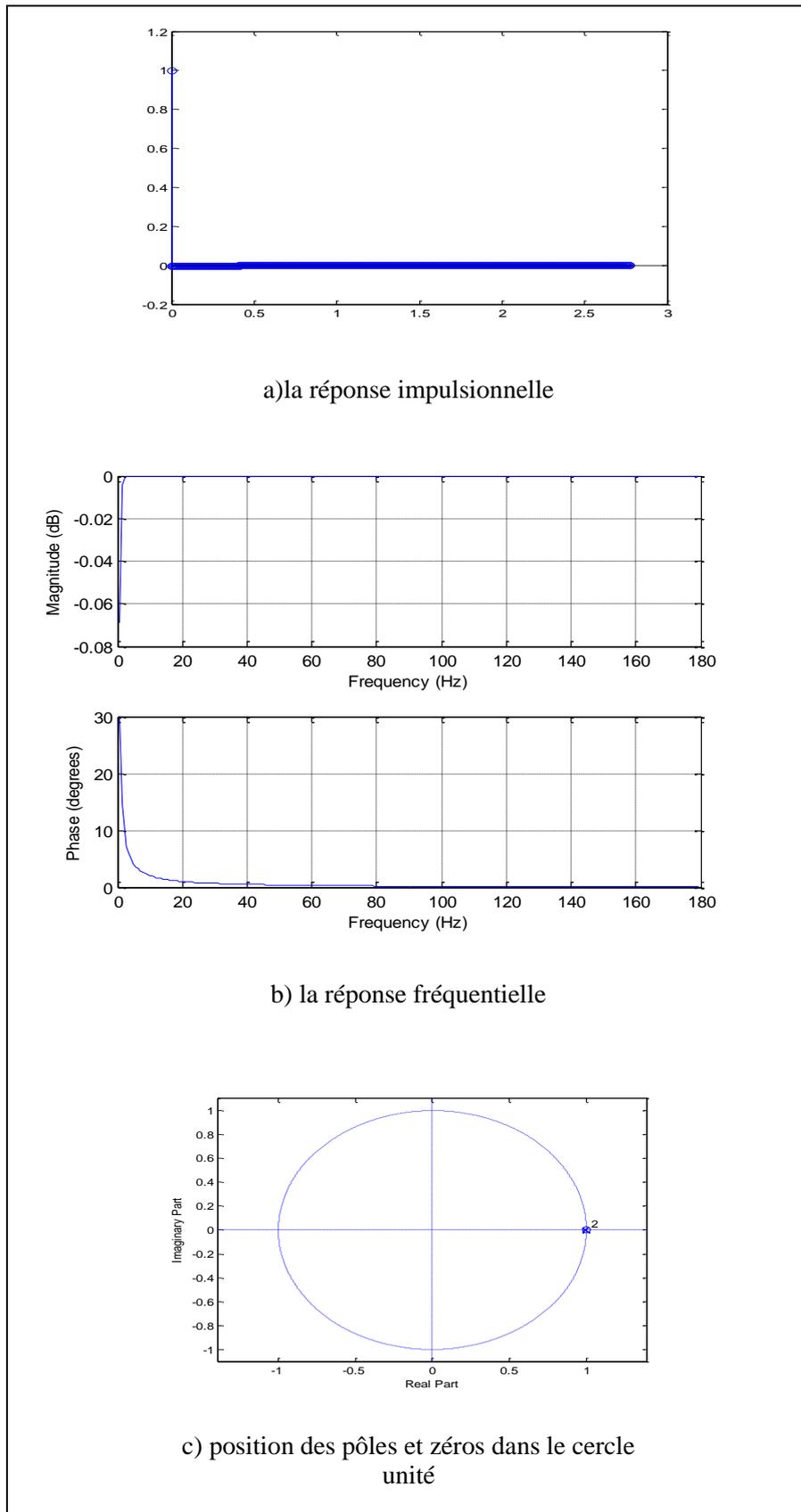


Figure III-9 : La synthèse du filtre Butterworth passe-haut deuxième ordre.

III-4. Algorithme de détection de la ligne de base :

Le schéma bloc ci-dessous représente la structure générale de l'algorithme de correction de la ligne de base par le filtre de Butterworth passe haut. Il est constitué de six étapes successives : Une première étape qui consiste à acquérir le signal ECG à traiter. Cette étape est suivie d'une étape de désignation des paramètres de filtrage et puis l'étape de détermination des coefficients du filtre. Les étapes suivantes consistent à l'implémentation du filtre numérique qui va corriger les ondulations de la ligne de base et enfin générer un signal ECG isoélectrique.

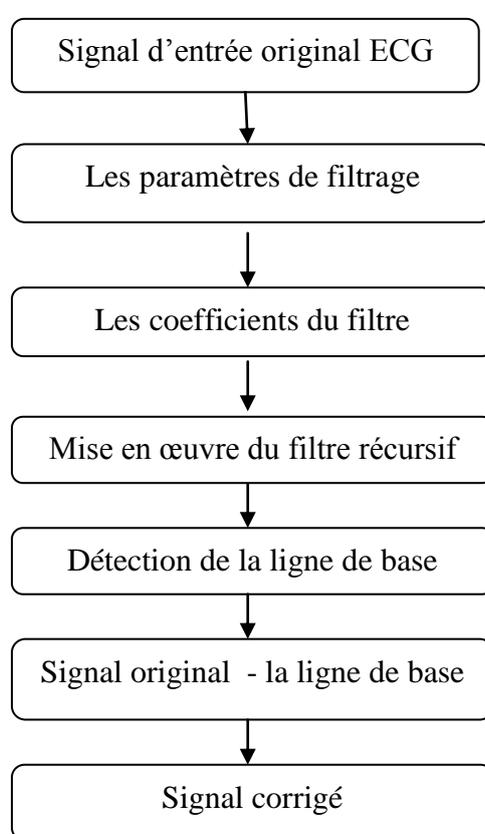


Figure III-10 : Schéma bloc représentant les différentes étapes de l'algorithme de correction de la ligne de base par le filtre de Butterworth passe haut.

La figure (III-10) illustre le schéma bloc de l'algorithme proposé, qui est implémenté sous MATLAB R2010a. L'algorithme proposé a été testé sur les différents enregistrements de la base universelle MIT-BIH.

III-5. Discussions des résultats obtenus :

Après implémentation des différentes étapes du filtre récursif, différents signaux ECG de la base de données MIT-BIH sont appliqués. Sur les figures III-11(a) et (b), III-12 (a) et (b), et III-13(a) et (b) sont illustrés respectivement les signaux ECG bruités, les signaux ECG après correction de la ligne de base. Ces figures illustrent la performance de l'algorithme proposé pour la correction de la ligne de base.

Afin d'illustrer le traitement de la ligne de base par l'algorithme ci-dessus, on a choisis plusieurs types du signal ECG [15] dans la base MIT qui contient des cas normaux et des cas pathologies, par exemple l'enregistrement 115 (figure III-11-a), 122 (figures III-12-a) qui sont des cas normaux et l'enregistrement 232 (figures III-13-a) est un cas pathologique correspond à une bradycardie, syndrome du nœud sinusal. Ces trois cas contiennent des différents bruits ainsi que la dérivée de la ligne de base.

D'abord, on généré un signal ECG avec une ligne de base correcte, les étapes de traitement réalisées par notre algorithme se résument comme suit.

Tout d'abord, on a acquis le signal original ECG de la base MIT, après on a choisie une fréquence de coupure convenable $f_c = 0.64$ [14] pour ne dégradé pas l'information du signal ECG qui est supérieur à la fréquence d'ondulation de la ligne de base (0,1-0,2 Hz). Pour la fréquence d'échantillonnage on a respecté le théorème de Shannon ($f_e \geq 2f_{max}$), et puis on a calculé les coefficients du filtre $a = [1 \ -k_2]$ et $b = [k_1 \ -k_1]$ qui sont appliquées au signal original, concernant la détection de la ligne de base. Cette dérivé de la ligne de base est soustraite du signal original ECG, on obtient alors une correction de la ligne de base et générer à la fin le signal ECG correcte et isoélectrique.

Les figures (III-11-b), (III-12-b) et (III-13-b) montrent les résultats de l'application de l'algorithme de l'élimination des ondulations de la ligne de base aux signaux ECG. Les trois figures représentent, respectivement, le segment du fichier 'MIT115', le segment du fichier 'MIT122' et le segment du fichier 'MIT232', de la base de données MIT-BIH Arrhythmia.

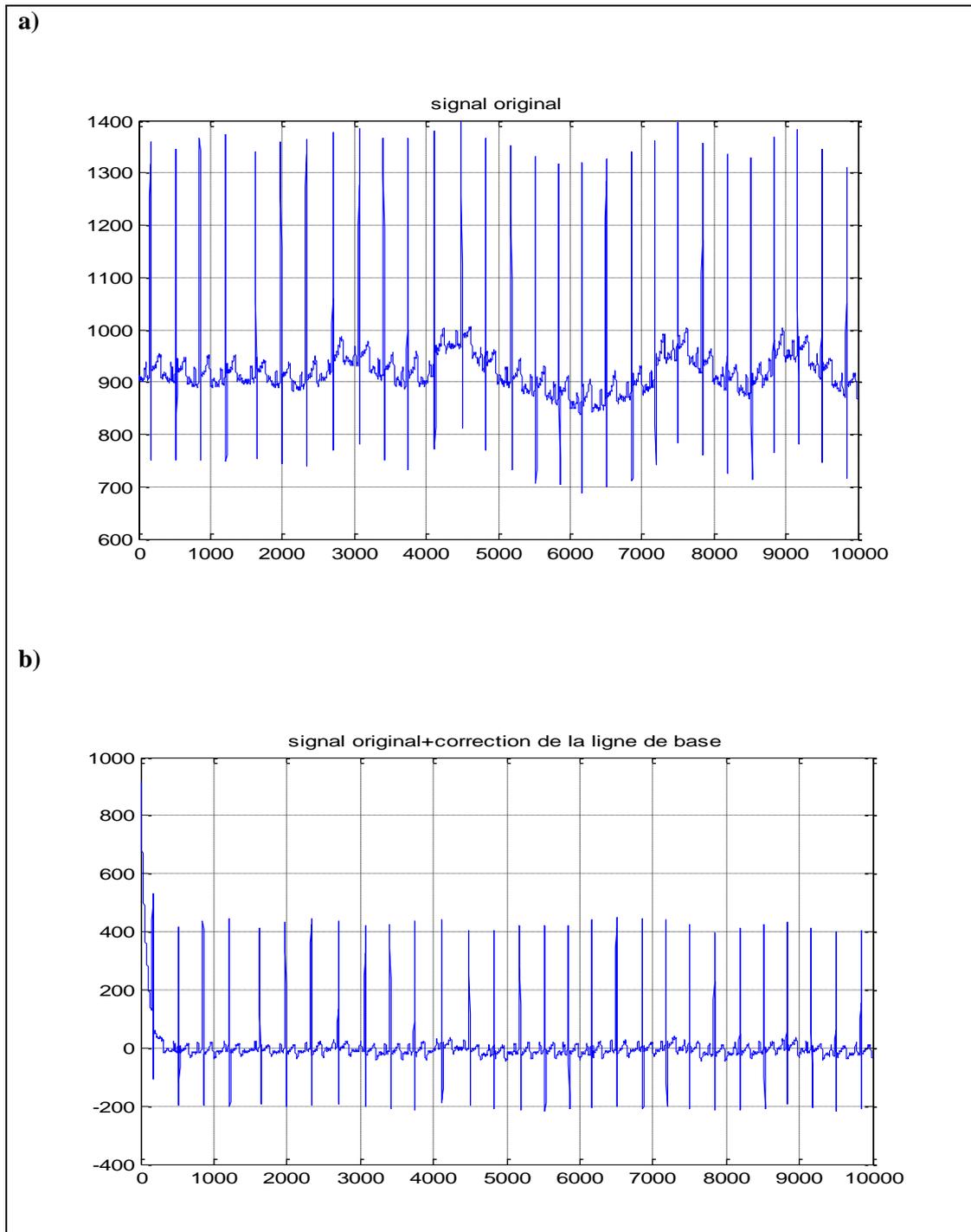


Figure III-11: a) Signal original

b) Signal original+correction de la ligne de base

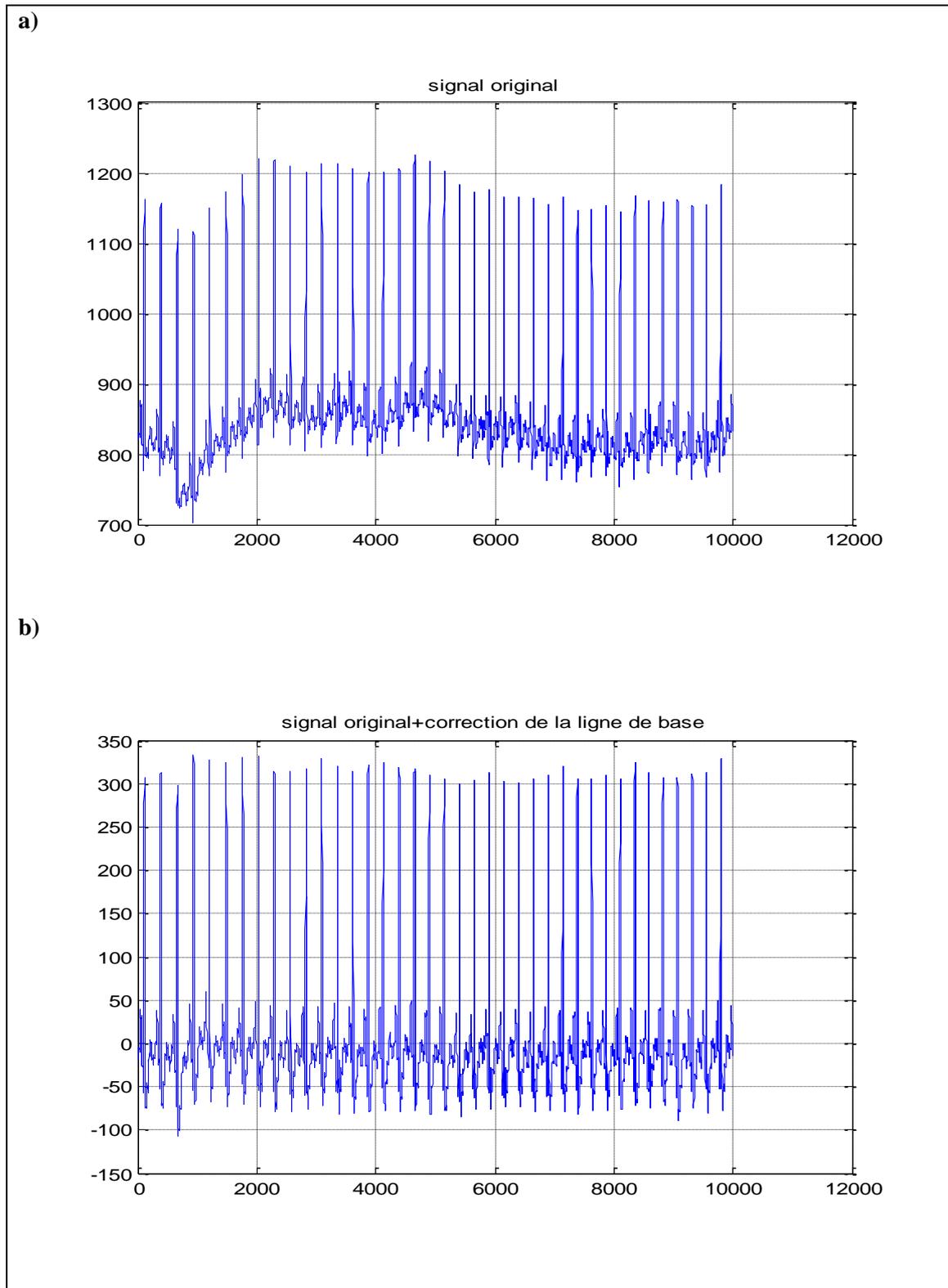


Figure III-12: a) Signal original

b) Signal original+correction de la ligne de base.

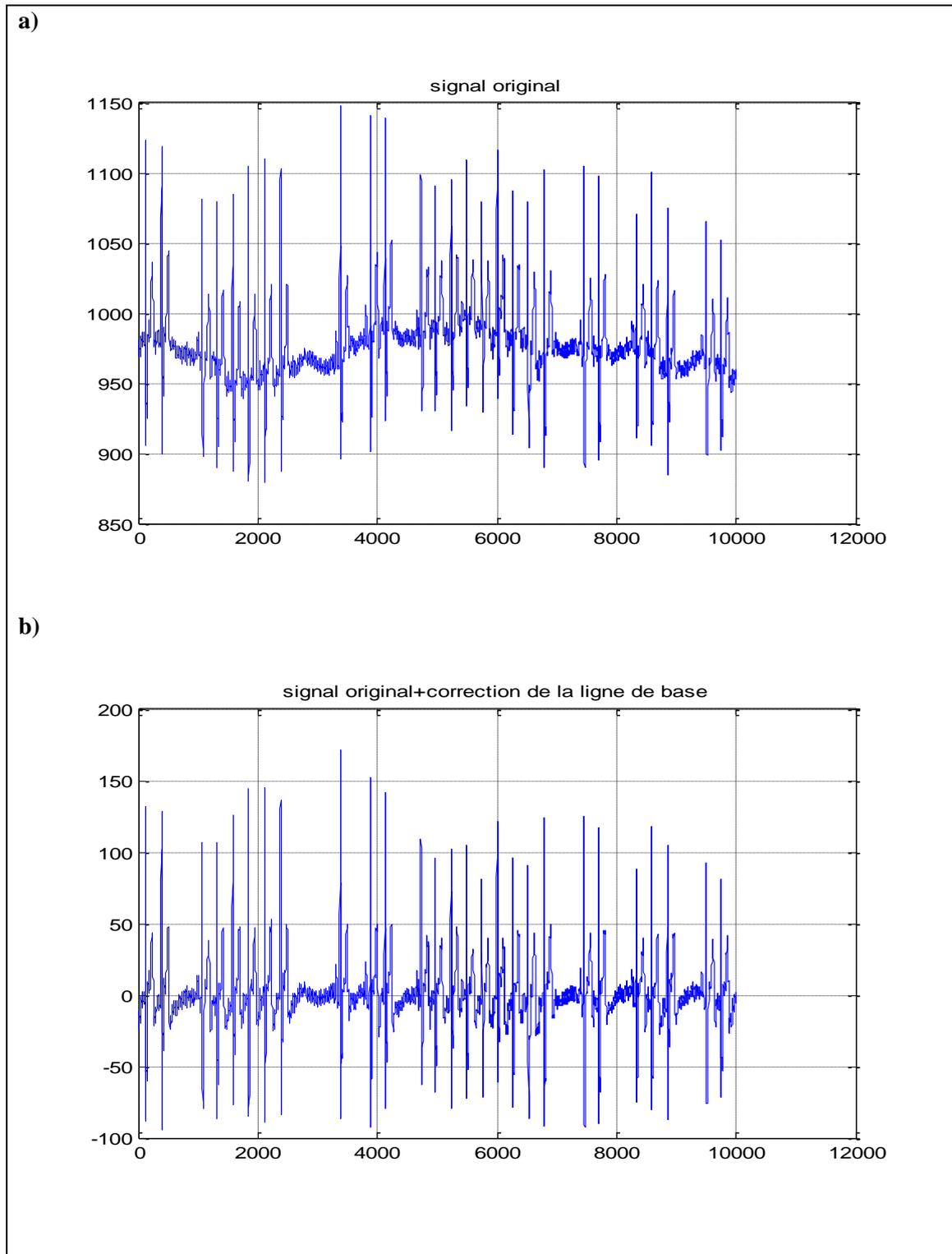


Figure III-13: a) Signal original

b) Signal original+correction de la ligne de base.

Les résultats obtenus, évalués à base de la perception visuelle, montrent la bonne performance de l'algorithme proposé, de l'élimination des ondulations de la ligne de base du signal ECG à base de filtrage Butterworth.

III-6. Conclusion :

Dans ce chapitre, on a démontré comment corriger la dérivée de la ligne de base par l'implémentation d'un filtre de type linéaire en l'occurrence un filtre récursif (Butterworth passe haut). Les résultats obtenus ont montré la bonne performance de cet algorithme pour corriger la ligne de base.

Cependant, après la correction du signal il reste une étape importante qui est la suppression des bruits pour générer un signal filtré ECG.

Bibliographie :

- [1] Koninklijke Philips Electronic, “Algorithme 12 dérivations Philips”, Manuel de référence du médecin, 1^{ère} édition, Etats-Unis, pp.1-5, 2003.
- [2] [http : // www.lita.univ-metz.fr/~paris/Cours_Multimedia/.../Ondelettes.ppt](http://www.lita.univ-metz.fr/~paris/Cours_Multimedia/.../Ondelettes.ppt).
- [3] Tarik Alani, “Introduction aux ondelettes”, Département Informatique ESIEE Paris, pp.39, 2011.
- [4] M.Benabdellah,S.Rerbal,N.Habibs, A.Meziane et A.Nemmiche, “traitement numérique du signal physiologique : Application au débruitage et à l’analyse de l’ECG par ondelettes”, Laboratoire de génie biomédical université de Tlemcen.
- [5] L.Senhadji, F,Wang, A.I,Hernandez, G.Carrault, “Annulation du QRS-T pour la détection de l’onde P :Une approche par analyse en ondelettes dyadiques”, Laboratoires traitement du signal et de l’image, Université de Rennes 1.
- [6] Stephenson, “Analyse de la ligne de base”, Thèse de doctorat, pp. 75-86, 1946.
- [7] <http://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectrocardiographie>.
- [8] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_%C3%A0_r%C3%A9ponse_impulsionnelle_infine](http://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_%C3%A0_r%C3%A9ponse_impulsionnelle_infinie).
- [9] A.Raihani, “Les filtres numériques,cours DSP”, pp.1-2.
- [10] Denis Prêtre, “Signaux et réseaux, école d’ingénieurs de Saint-Imier Suisse”, pp.53, Novembre 2002.
- [11] G.Binet, “Filtres à réponse impulsionnelle infini Filtre RII”, UFR de sciences Université Caen, pp.1-2,2008.
- [12] J.Prado, “Bancs de filtres”, pp.19-20, Juin 2006.
- [13] Desa Anits, “Traitement de signal”, pp.21-24,2005.
- [14] K.Daskalov, A.Dotsinsky, I.Chritov, “Developments in ECG Acquisition, Preprocessing, Parameter Measurement and recording”, Center of Biomedical engineering, Bulgarian Academy of sciences, pp.52-53, April 1998.
- [15] George B. Mody, “MIT-BIH Arrhythmia Database Directory”, 28 Avril 2008.

Chapitre IV

Traitement du signal ECG par les Opérations Morphologies

IV-1. Introduction :

Comme cela était décrit dans le chapitre 1, le signal ECG est en corrélation directe avec l'activité cardiaque. Ce signal est constitué par un ensemble d'ondes P, QRS, T. Leurs durées, ainsi que les durées des différents intervalles comme par exemple l'intervalle R-R, et Q-T sont d'un intérêt diagnostique. Cependant le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé par différentes sources de bruits (comme le bruit de secteur (50Hz), le bruit musculaire...) qui peuvent perturber ces caractéristiques.

En fait, pour la ligne de base (ligne isoélectrique) on a déjà effectué leur correction car pendant la journée, les mouvements du patient modifient les positions d'électrodes, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulé d'où la nécessité d'un bon filtrage.

Après la correction de la ligne de base, afin de générer un signal filtré ECG, l'étape suivante restante est la suppression de bruit. Elle consiste en l'application d'opérateurs de morphologie mathématique d'ouverture (min+max) et de fermeture (max+min). Ces opérateurs constituent l'étape fondamentale de filtrage morphologique [1], en les modifiant on abouti a une version modifiée de filtre Morphologique, qui sera ajustée pour filtrer le signal ECG.

Donc, dans notre travail une nouvelle technique de filtrage du signal ECG est étudiée. Elle concerne le filtre morphologique qui se base sur des opérateurs mathématique qui sont les opérateurs de morphologie d'ouvertures et de fermeture.

IV-2. Les opérateurs morphologies :

Comme on a vu dans le chapitre 2 l'effet des opérateurs de morphologie mathématique (dilatation, érosion, ouverture et fermeture) sur un signal unidimensionnel, on voit maintenant qu'ils ont les mêmes effets sur un signal ECG [2-7].

a) La dilatation :

la dilatation est une opération d'expansion (figure IV-1):

$$(f \oplus B)(n) = \max_{m=0, \dots, M-1} \{f(n) + B(m)\} \quad (\text{IV.1})$$

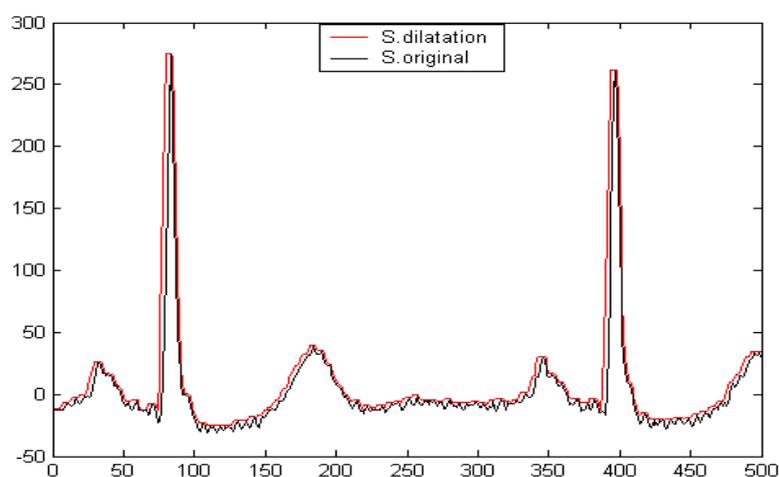


Figure IV-1 : Dilatation.

b) L'érosion :

L'érosion est une opération de rétrécissement (figure IV-2).

Elle est présentée par l'équation suivante :

$$(f \ominus B) = \min_{m=0, \dots, M-1} \{f(n) - B(m)\} \quad (\text{IV.2})$$

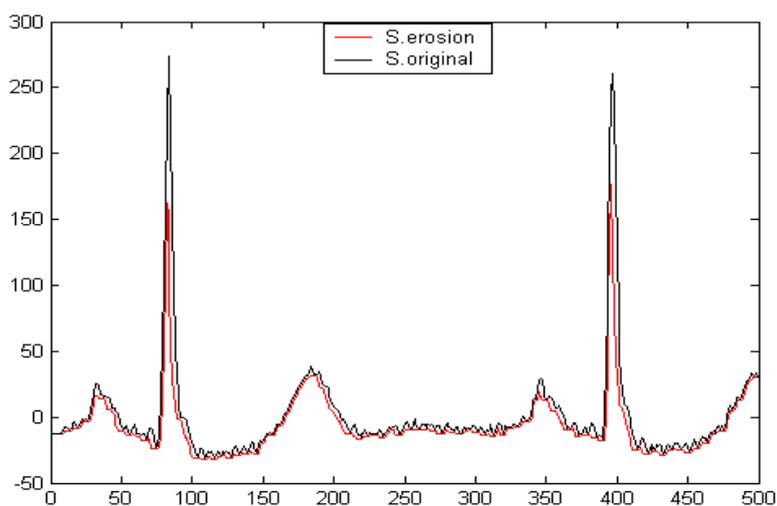


Figure IV -2: Erosion.

c) L'ouverture :

Elle est définit par :

$$f \circ B = f \ominus B \oplus B \tag{IV.3}$$

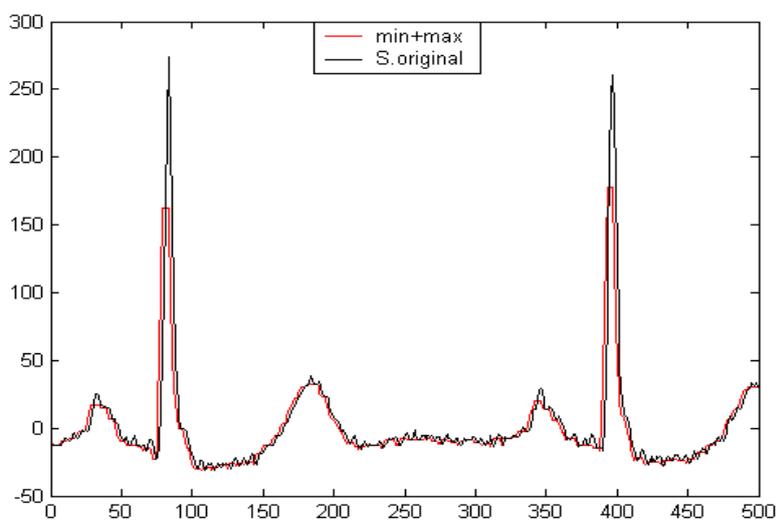


Figure IV -3 : L'ouverture

d) Fermeture :

Elle est défini par :

$$f \bullet B = f \oplus B \ominus B \quad (IV.4)$$

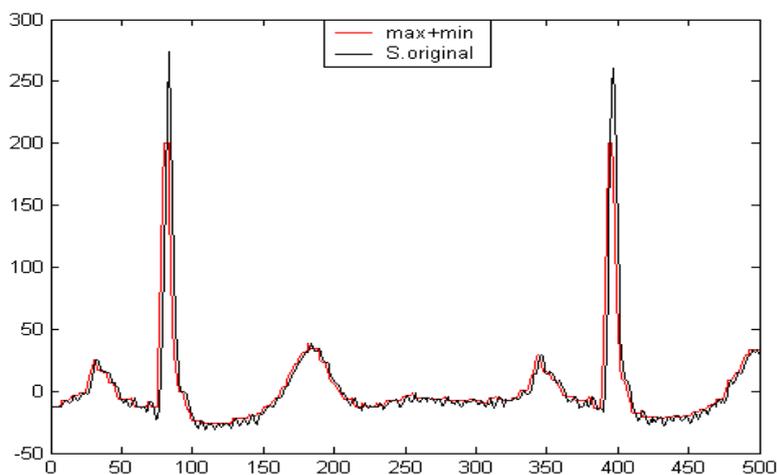


Figure IV -4 : Fermeture.

Les opérateurs ouverture et fermeture enlèvent les pics et les creux isolés, lissent le signal ; ces deux opérateurs se comportent comme des filtres morphologiques [8-9].

IV-3. Algorithme du filtre morphologique:

Notre algorithme de filtrage morphologique est donné par les étapes représenté dans le schéma bloc ci-dessous :

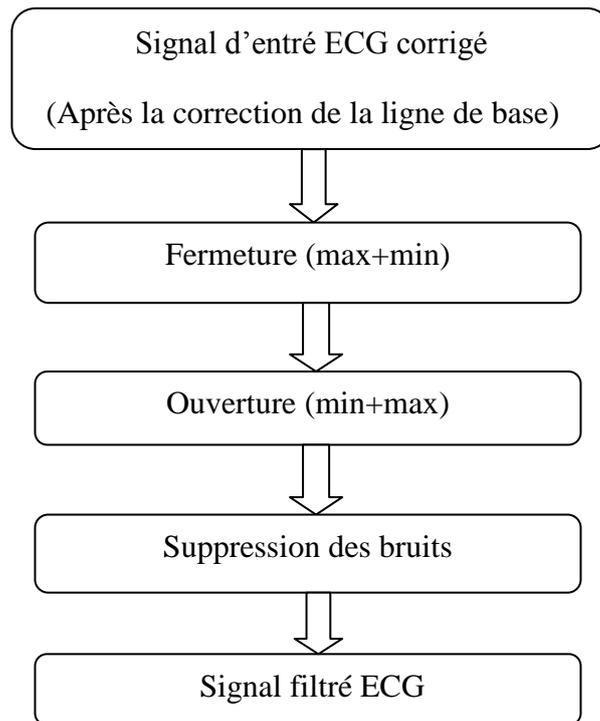


Figure IV -5 : Schéma bloc représente l'algorithme de filtrage morphologique.

La figure IV-5 illustre schéma bloc de l'algorithme, qui est implémenté sous MATLAB R2010a. Il est testé sur un ensemble des signaux ECG (bruités) de la banque de données MIT-BIH.

L'opération de fermeture traduite par l'équation suivante :

$$S_2 = S_1 \oplus b_1 \ominus b_2 \quad (\text{IV.5})$$

Avec S_1 présente le signal après la correction de la ligne de base, (b_1, b_2) sont deux élément structurant et S_2 défini le signal résulte de l'opération de fermeture.

D'autre part, L'opération d'ouverture traduite par l'équation suivante :

$$S_3 = S_1 \ominus b_1 \oplus b_2 \quad (\text{IV.6})$$

Avec S_3 défini le signal résulte de l'opération d'ouverture.

On peut fabriquer par la combinaison des quatre opérateurs un filtre moyenne (average filter :AVG) présenté par la formule suivante :

$$f(x) = \frac{(S_2 + S_3)}{2} \quad (\text{IV.7})$$

Avec f présente le signal filtré ECG.

IV-4. Interprétations et résultats :

Comme cela a été décrit, la combinaison des opérateurs morphologies Fermeture (dilatation+érosion) et Ouverture (érosion+ dilatation) forment le filtre morphologique.

Après l'implémentation des différentes étapes de filtre morphologique, les signaux ECG de la base de données MIT-BIH qu'on va étudier ont déjà fait l'objet d'une correction de leur ligne de base.

Les figures (IV-6, IV-7 et IV-8) montrent la performance de notre algorithme dans la suppression de bruit. Pour générer un signal filtré ECG, les étapes de filtrage morphologique sont décrites comme suit :

La première opération que nous avons utilisée est la fermeture par un élément structurant B , ce qui signifie l'application de deux opérations de morphologies (dilatation+érosion), cette opération élimine les pics négatifs (ou les vallées) et préserve les pics positifs. Cette « fermeture » génère un signal constitué des pics qui sont supprimés par la deuxième opération qui est l'ouverture (c-à-d l'application de deux opérations de morphologies « érosion+ dilatation ») par un élément structurant B .

En effet, on prend en considération la forme de l'élément structurant que nous avons utilisé, deux formes différentes de longueurs égales : une forme triangulaire b_1 pour maintenir les crêtes et les vallées et une forme droite (segment d'amplitude nulle) b_2 . Dans notre cas la taille de l'élément structurant était fixée à 5. Cette valeur est fixée de manière empirique.

Tout d'abord pour la fermeture on attribue à S_1 (le signal ECG d'entrée) la valeur maximale (dilatation) qu'elle peut prendre dans le domaine de l'élément structurant b_1 et sur le signal résultant la valeur minimale (érosion) qu'elle peut prendre dans le domaine de l'élément structurant b_2 . On aboutit au signal S_2 .

D'autre part, l'ouverture est attribue à S_1 la valeur minimale (érosion) qu'elle peut prendre dans le domaine de l'élément structurant b_1 et sur le signal résultant la valeur maximale (dilatation) qu'elle peut prendre dans le domaine de l'élément structurant b_2 . On aboutit au signal S_3 .

Le traitement par les opérateurs de fermeture et d'ouverture suivi par une sommation puis une division par deux pour générer un signal filtré.

Les figures IV-6 (b), IV-7 (b) et IV-8 (b) illustrent les résultats obtenus par l'application du filtre morphologique. Les résultats montrent qu'il y a une nette amélioration du rapport signal sur bruit avec élimination du déphasage du signal filtré par rapport au signal d'origine.

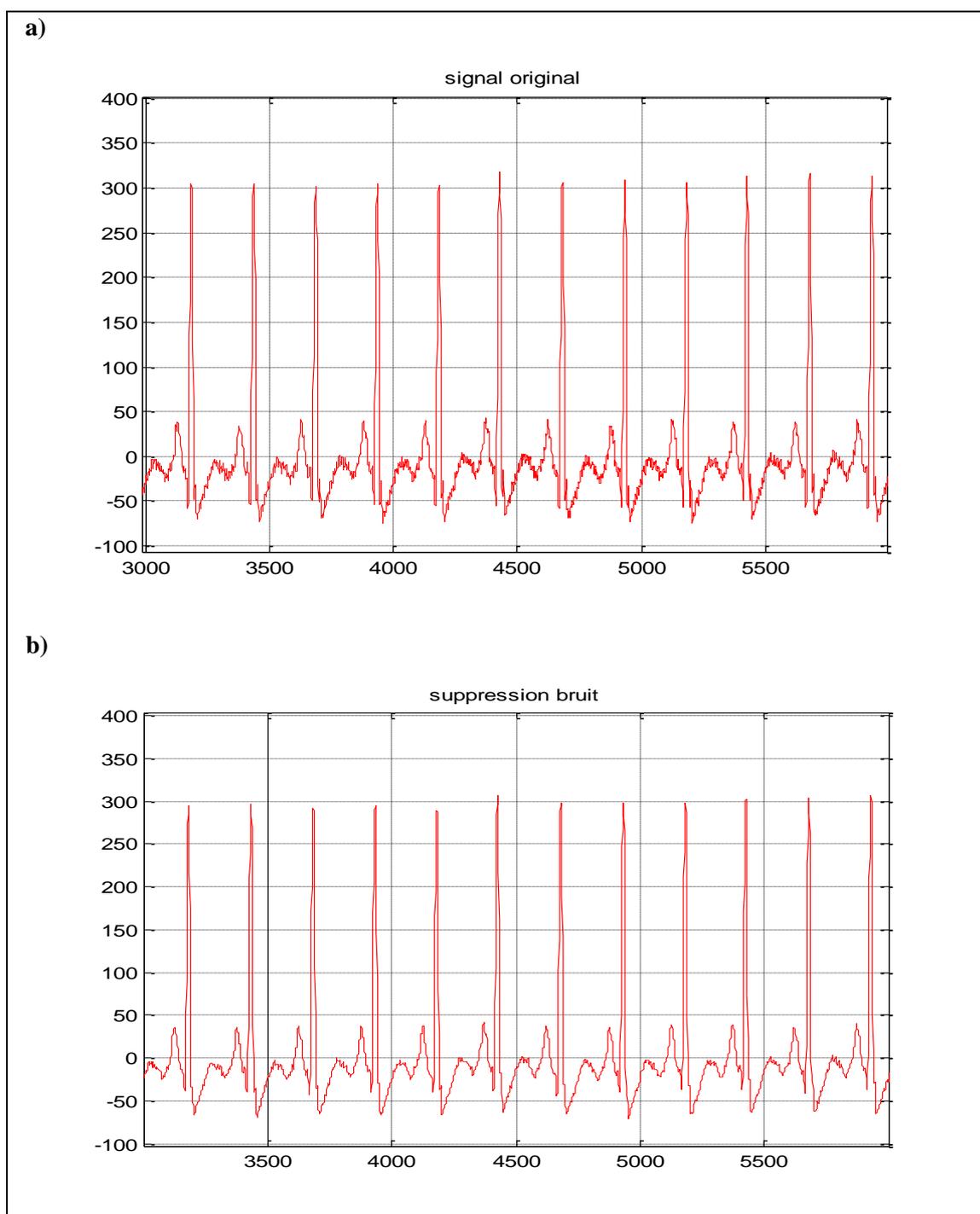


Figure IV-6 : a) signal original (MIT 122)

b) signal filtré.

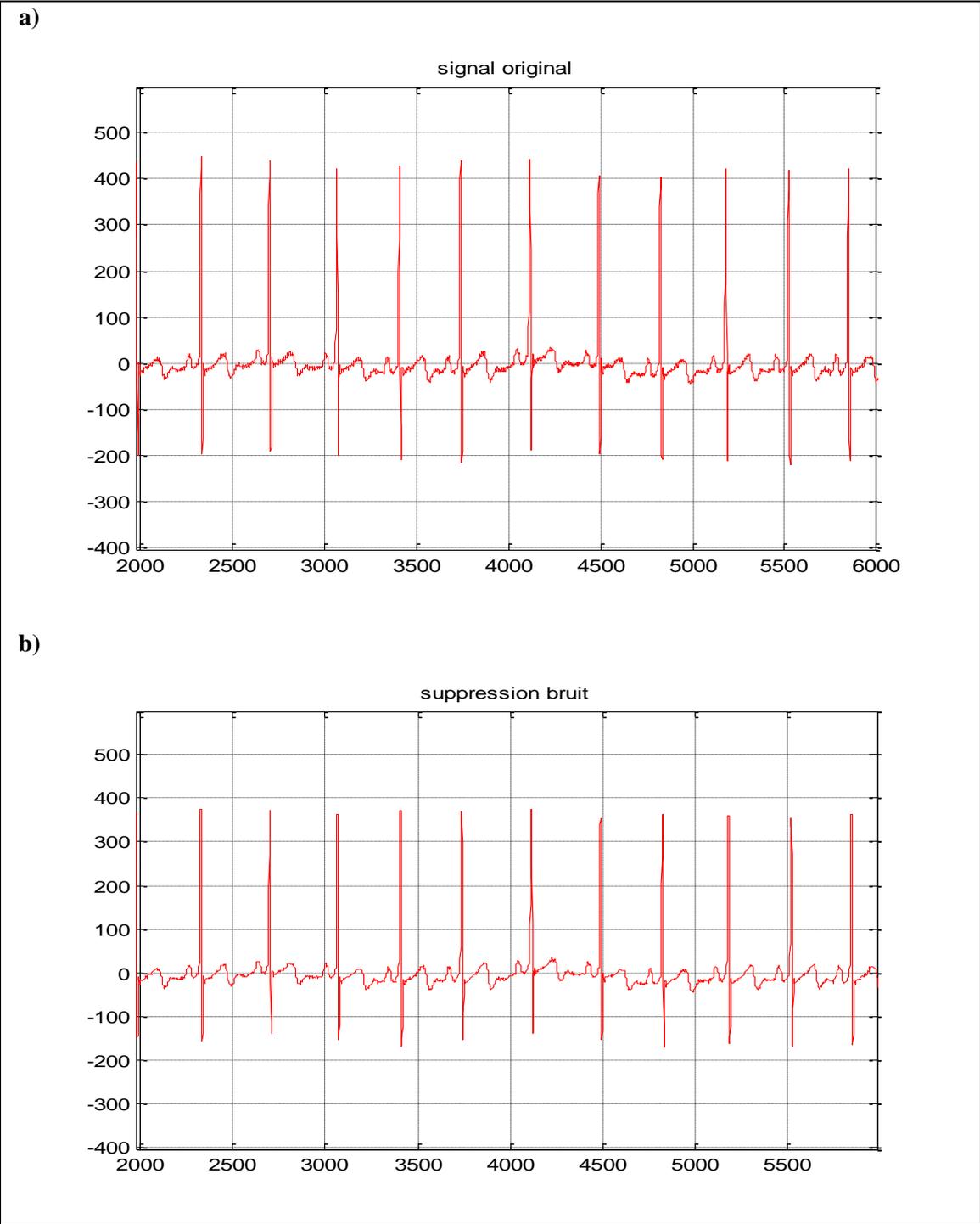


Figure IV-7 : a) signal original (MIT 115)

b) signal filtré.

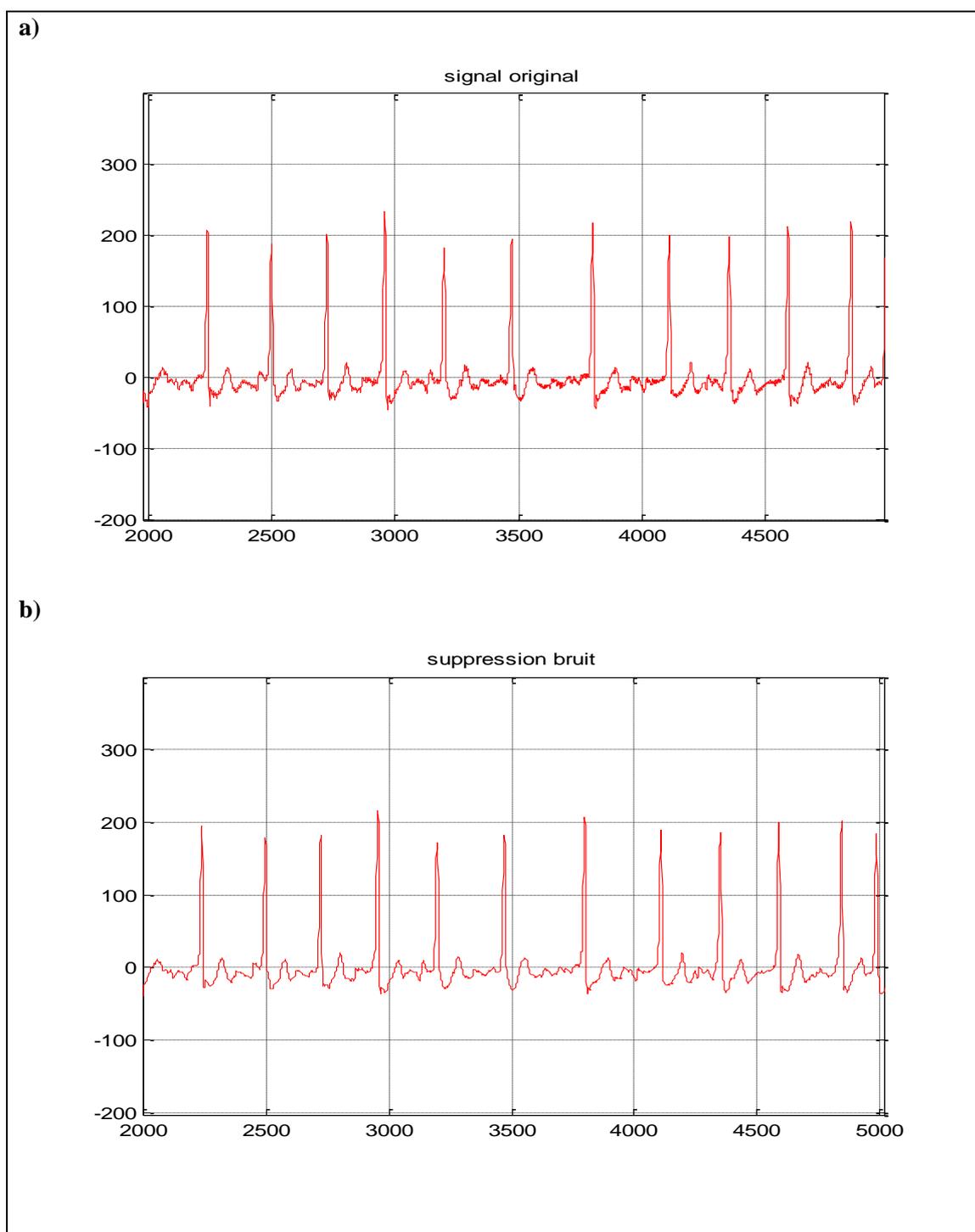


Figure IV-8 : a) signal original (MIT 201)

b) signal filtré.

IV-5. Conclusion :

Le filtre présenté dans ce chapitre est un filtre non linéaire, type morphologique. Il a été testé sur des signaux de la base MIT-BIH. Il a démontré que par les opérateurs morphologiques ouverture et fermeture on pouvait aboutir à la réalisation d'opérateurs de filtrage. Ainsi l'opérateur morphologie « Minimum » et « Maximum » jouent un rôle important dans la suppression du bruit qui affecte le signal. Ceci démontre l'importance du filtre morphologique qui reste très performant dans le filtrage du signal ECG. Les résultats obtenus, montrent une nette amélioration du rapport signal sur bruit et une meilleure préservation de la morphologie du complexe QRS, l'onde T et l'onde P.

Bibliographie :

- [1] http://fr.wikipedia.org/wiki/Morphologie_math%C3%A9matique#Op.C3.A9rateurs_de_base.
- [2] C. S. Chen, J. L. Hung, "Theoretical aspects of vertically invariant gray-level morphological operators and their application on adaptive signal and image filtering", IEEE. Trans, Signal Process, pp. 1049-1060.
- [3] S. A. Taouli, "Analyse Temps-Fréquence de la Variabilité du L'intervalle Q-T du Signal Electrocardiogramme", Thèse de magister, Université Abou Bekr Belkaid de Tlemcen, pp.20-21, 2005.
- [4] J. Serra, Vincent. L, An overview of morphological filtering, Circuits. Systems and signal Processing 11 (1992), pp. 47-108.
- [5] H. J. A. M. Heijmans, Self-dual morphological operators and filters, Journal of Mathematical Imaging and Vision (to appear). CWI Research report BS-R9409.
- [6] H. J. A. M. Heijmans, Morphological image operators, Academic Press, Boston, 1994.
- [7] H. J. A. M. Heijmans, Composing morphological filters, Journal of Mathematical Imaging and Vision (to appear). CWI Research report BS- R9504.1995.
- [8] Y. Sun, K. Luk, "ECG signal conditioning by Morphological Filtering", Computers in Biology and Medicine. pp.465-479, 2002.
- [9] C. H. Henry, E. J. Delp, Impulsive Noise Suppression and Background Normalization of Electromagnetism Signals Using Morphological Operators, IEEE Trans. Bio. Med. Eng. 36 (2) (1989), pp. 262-272.

Conclusion générale

Le signal ECG (Electrocardiogramme) traduit l'activité électrique du cœur. Il est universellement utilisé par les spécialistes dans le diagnostic des pathologies cardiaques.

Cependant, à son acquisition, il est souvent noyé dans différentes sources de bruit rendant difficile son interprétation. Dans la 1^{ère} étape on est intéressé au filtrage de ces bruits; particulièrement l'application du filtrage linéaire et le filtrage morphologique :

- D'un côté le prétraitement du signal ECG où le filtre passe-haut, type Butterworth a été développé et mis en œuvre pour éliminer des ondulations de la ligne de base.
- Et d'un autre côté le filtrage morphologique a été développé pour la suppression des bruits du signal ECG.

Le filtre Butterworth est constitué de six étapes successives : Une première étape qui consiste à acquérir le signal ECG à traiter. Cette étape est suivie d'une étape de désignation des paramètres de filtrage et puis l'étape de détermination des coefficients du filtre. Les étapes suivantes consistent à l'implémentation du filtre numérique qui va corriger les ondulations de la ligne de base et enfin générer un signal isoélectrique ECG.

D'autre part, le filtre morphologique est basé sur les opérateurs morphologies notamment l'ouverture et fermeture qui permettant de supprimer les différents bruits et particulièrement les bruits de 50Hz.

L'ensemble des algorithmes mis en œuvre dans cette mémoire est testé sur la base de données universelle 'MIT-BIH Arrhythmia Database'.

Résumé

L'électrocardiographie est l'étude des variations de l'enregistrement de l'activité électrique des cellules cardiaques, dont dépend la contraction du cœur. Le signal électrique enregistrable est l'électrocardiogramme (ECG). Ce signal, modifié en cas d'anomalie de la commande de l'influx électrique ou de sa propagation, de la masse globale et régionale des cellules ou de leur souffrance éventuelle, donne des renseignements importants et très utilisés en médecine.

Les étapes de prétraitements du signal ECG sont très importantes pour les étapes futures de segmentation et d'analyse des intervalles. Comme nous l'avons vu, les conditions d'enregistrements brulent l'ECG. Les différents bruits associés au signal ECG peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique, il est donc important de les traiter.

Le filtrage linéaire et le filtrage Morphologique sont choisis pour filtrer le signal ECG. Le premier qui permet de corriger la ligne de base du signal ECG et l'autre type se base sur des opérateurs de morphologies qui par un choix approprié, ont permis d'abord de supprimer des bruits du signal ECG.

Mots clés: Signal ECG, Morphologie Mathématique, Filtre linéaire, Filtre Morphologique.