

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد- تلمسان

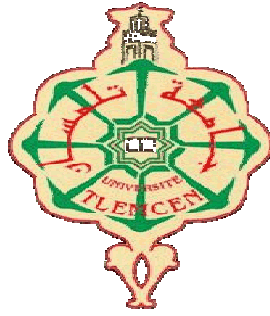
Université Aboubakr Belkaïd-Tlemcen

كلية التكنولوجيا

Faculté de Technologie

Département de Génie Electrique et Electronique (GEE)

Filière : Electronique



MASTER INSTRUMENTATION

PROJET DE FIN D'ETUDES

Présenté par : RACHID Abdelheq & TAIBI Younes

Intitulé du Sujet

Développement et simulation d'un algorithme de détection du complexe QRS du signal ECG

Soutenu en 2019, devant le jury composé de :

M ^r HADJ ABDELKADER AMINE	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
M ^r MASSOUM NORDINE	MCA	Univ. Tlemcen	Examineur
M ^r SIDI MOHAMMED HADJ IRID	MCA	Univ. Tlemcen	Encadreur
M ^r SAHYOUN Monir	Doctorant	Univ. Tlemcen	Co-Encadreur

Année Universitaire 2018-2019

Dédicace

À ma glorieuse nation,

À mes parents qui m'ont beaucoup donné,

À mes chers frères,

À mes chères sœurs,

À tous mes enseignants,

À tous mes amis,

À BAIRI Douadi

À toute la famille TAIBI

À toute la famille RACHID

À Ouarghi Amina,

À Sahyoun Mounir

À Haddouine Fatima

À Djebbar Nour-El-houda

À tous ceux que j'aime,

À tous ceux qui travaillent pour que cette nation soit meilleure.

Remerciements

Avant tout, je remercie mon Dieu de m'avoir donné la force pour réaliser ce présent travail.

J'adresse notre profond remerciement à Monsieur. Dr **SIDI MOHAMMED HADJ IRID** notre encadreur et à Monsieur. Dr **SAHYOUN MONIR** notre Co-encadreur pour son aide et conseils et pour ses grandes valeurs humaines.

Je remercie également les membres du jury, Messieurs Prof **HADJ ABDELKADER AMINE** et Dr **MASSOUM NORDINE** d'avoir bien voulu juger mon travail.

Mes remerciements du fond du cœur vont à ma famille qui a su me donner, sans cesse, son soutien, son amour et l'envie d'apprendre encore plus.

Ainsi, nous adressons nos remerciements les plus chaleureux à toutes les personnes qui nous aident de près ou de loin par le fruit de leur connaissance pendant toute la durée de notre parcours éducatif, un grand merci à tous mes amis.

Merci

Résumé

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal qui représente les variations de l'activité électrique du cœur en fonction du temps. C'est un signal très corrompu par divers sortes de bruits qui rendent très difficile la localisation correcte des complexes QRS. En plus de leur similitude avec les ondes P et T à grande amplitude, les différentes morphologies des complexes QRS normaux et anormaux compliquent encore la tâche de détection des ondes R. Alors, le signal ECG doit subir un prétraitement crucial avant d'être utilisé pour la détection. Dans notre travail on a proposé une application de l'algorithme de Dubois qui consiste en la localisation des positions des complexes QRS. Cette méthode est basée sur une phase de prétraitement puis une règle de décision. Pour confirmer cette analyse, l'étude est employée sur deux bases de données d'arythmies très fréquentes qui sont MIT.BIH et (Cudb).

SOMMAIRE

CHAPITRE I ELECTROPHYSIOLOGIE CARDIAQUE

1.1. Introduction	4
1.2. Anatomie du cœur	4
1.3. Activité mécanique cardiaque	6
1.4.1. Fonction électrique du cœur	6
1.4.2. Tracé électrique du cœur	7
1.4.3. Définition d'un battement cardiaque standard	8
1.4.4. Fréquence cardiaque	9
1.5. Système de dérivation	10
1.5.1. Dérivations standard	10
1.5.1.1. Dérivations bipolaires des membres	10
1.5.1.2. Dérivations unipolaires des membres	11
1.5.1.3. Dérivations thoraciques (précordiales).....	12
1.6. Troubles du rythme et de la conduction cardiaque	12
1.6.1. Rythme sinusal	12
1.6.2. Blocs cardiaques.....	13
1.6.3. Arythmies cardiaques.....	13
1.6.3.1. Fibrillation atriale (fibrillation auriculaire).....	15
1.6.3.2. Fibrillation ventriculaire.....	15
1.7. Artefacts visibles sur l'ECG	16
1.7.1. Bruits techniques.....	17
1.7.1.1. Bruit dû au secteur.....	17
1.7.1.2. Bruit dû aux mouvements d'électrodes	17
1.8. Conclusion.....	18

CHAPITRE II FILTRAGE DE SIGNAL ECG

2.1. Introduction :	20
---------------------------	----

2.2. Bases de données utilisées	20
2.2.1. La base de données MIT-BIH	20
a. Fichier de données (*.dat)	21
b. Fichier header (*.hea).....	21
c. Fichier annotation du rythme (*.atr) :.....	21
2.2.2. Creighton university ventricular tachyarrhythmia (cudb)	21
2.3. filtrage du signal ECG :.....	22
2.3.2. Méthode de M .Kunt :	22
2.3.2.1. problème de filtrage :	23
2.3.2.2. Le filtre à moyenne glissante :	23
2.3.2.3. Filtre triangulaire :.....	25
2.3.2.4. Le filtre passe bande :	28
2.3.3. Méthode de Butterworth :.....	31
2.4. Application :.....	32
2.5. Conclusion:	34

CHAPITRE III DETECTION DU COMPLEXE QRS

3.1. Introduction	36
3.2. Principe des détecteurs du complexe QRS.....	36
3.2.1. Pré-processeur	37
3.2.2. Règle de décision.....	39
a. Seuil adaptatif en amplitude	39
b. Seuil adaptatif en temps	40
c. Période réfractaire	40
3.3. Etat de l'art sur la détection du complexe QRS.....	40
3.3.1. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée entière	41
3.3.2. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée non entière.....	41
3.3.3. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones	41
3.3.4. Algorithmes basés sur la transformée en ondelettes.....	41
3.3.5. Algorithmes basés sur le filtrage passe bande	41
3.3.6. Algorithme basé sur la transformée de Hilbert.....	42
3.4. Détection du complexe QRS	42
3.3.1. Organigrammes :	43
3.4.1. Application de la méthode de R. Dubois	45
a. Filtrage passe-bande	46
b. Dérivation.....	46
c. Transformation non linéaire	46

d. Intégration	46
e. Filtrage passe bas.....	47
3.4.2. Seuillage adaptatif.....	47
a. Seuil adaptatif en amplitude	47
b. Seuil adaptatif en temps	48
3.5. Validation et évaluation des performances	49
3.3.2. Résultats et discussion	50
a. Prétraitement.....	50
b. Décision.....	55
3.4. Conclusion.....	56
4. CONCLUSION GENERALE.....	57

Introduction générale

Les maladies cardiovasculaires représentent la cause la plus fréquente de la moitié de décès aux Etats-Unis et dans les pays occidentaux, selon les études statistiques annuelles faites au niveau de l'organisation mondiale de la santé (OMS). Par conséquent, le diagnostic et le traitement de ces affections dangereuses semblent une tâche vitale [1].

Dans les services de cardiologie au niveau des hôpitaux, le signal électrocardiogramme (ECG) reste encore l'un des outils prédominants et les plus largement utilisés pour le diagnostic et l'analyse des arythmies cardiaques. L'examen ECG en réalité est un outil non invasif effectué par le médecin en vue d'explorer le fonctionnement du cœur par l'emploi des électrodes externes mises en contact de la peau. Il s'agit d'un signal qui reflète l'activité électrique du cœur et qui regroupe trois ondes importantes : P, QRS, T, en plus de certains intervalles et segments. En règle générale, les durées et les formes des différentes ondes sont considérées comme des signes indicateurs de certaines anomalies cardiaques. Parmi ces anomalies, nous nous intéressons plus particulièrement aux événements associés à la fibrillation auriculaire et ventriculaire.

La fréquence cardiaque augmente ou ralentit en fonction de l'effort, de l'émotion, etc. Au repos, celle d'un sujet sportif peut s'abaisser jusqu'à 45 batt/min, alors que durant un état de fièvre ou d'émotion, elle peut dépasser 100 batt/min. Pendant un effort, la fréquence cardiaque est directement liée à l'intensité de celui-ci. Un effort maximal va accélérer le rythme cardiaque jusqu'à 180 batt/min. Donc, La distinction entre variation du rythme cardiaque normal et arythmie ne peut donc pas être stricte, sauf pour des fréquences très élevées. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud AV ou les ventricules par exemple, ou que l'onde électrique ne suit plus les voies préférentielles de propagation. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole [2].

Notre travail favorise une étude étroitement liée au calcul de la fréquence cardiaque à partir de la détection des complexes QRS et la variabilité du rythme cardiaque (VRC). La localisation de ces complexes QRS est obtenue par l'utilisation d'un algorithme de détection basé sur la méthode de Dubois [3]. Les positions des pics R sont, ensuite, employées pour déterminer le signal VRC en effectuant la différence entre deux pics R successifs.

Le calcul de la fréquence cardiaque nous permet de discriminer les changements de rythmes ou de fréquences, il est effectué par deux méthodes, la première est basée sur le signal VRC en calculant une fréquence instantanée correspondant à un intervalle défini par une fenêtre et qu'on fait glisser sur ce signal [4]. La deuxième repose sur le tracé des positions des pics R duquel on peut extraire une fréquence moyenne indiquée par la pente de la droite. L'existence de plusieurs pentes, dans le même tracé, indique le changement de rythme dans le signal considéré.

Pour la validation, ces techniques sont appliquées à deux bases de données, à savoir, la base MIT-BIH et la base Creighton university ventricular tachyarrhythmia (Cudb) [5].

Chapitre 1

Electrophysiologie Cardiaque

1.1. Introduction

Le système cardiovasculaire est constitué du cœur et du système vasculaire, sa fonction principale est d'assurer un flux de sang adéquat continu et sous pression suffisante aux organes et aux tissus afin de satisfaire aux besoins énergétiques et au renouvellement cellulaire quelles que soient les conditions ambiantes et l'activité de l'individu. Le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire, qui joue un rôle de double pompe assurant la circulation sanguine dans le corps par la contraction musculaire des cellules sensibles aux variations des ions sur la surface de myocarde, qui fournissent la polarisation du cœur, cette variation génère un signal électrique, ce dernier est étudié par des techniques en le schématisant sous forme d'ondes appelées électrocardiogramme expliquant le diagnostic médical du cœur pour l'intérêt de la médecine. Ce signal peut être enregistré à partir de la peau par un matériel de détection : les électrodes.

1.2. Anatomie du cœur

Le cœur est un organe contractile assurant la circulation sanguine. C'est un muscle strié creux séparé en deux moitiés indépendantes (droite et gauche). Sa partie droite contient du sang pauvre en oxygène et assure la circulation pulmonaire; sa partie gauche renferme du sang riche en oxygène et le propulse dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui communiquent par des valves d'admission qui, à l'état normal, laissent passer le sang uniquement de l'oreillette vers le ventricule. Il existe aussi des valves d'échappement qui assurent la communication entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire (valve pulmonaire), ainsi qu'entre le ventricule gauche et l'artère aorte (valve aortique). Ces deux valves se trouvent à l'entrée de l'aorte et de l'artère pulmonaire respectivement. Sur la figure (1.1), nous pouvons voir l'anatomie du cœur et des vaisseaux associés. Les parois du cœur sont constituées par le muscle cardiaque, appelé myocarde, composé d'un ensemble de cellules musculaires cardiaques ou cardiomyocytes [6].

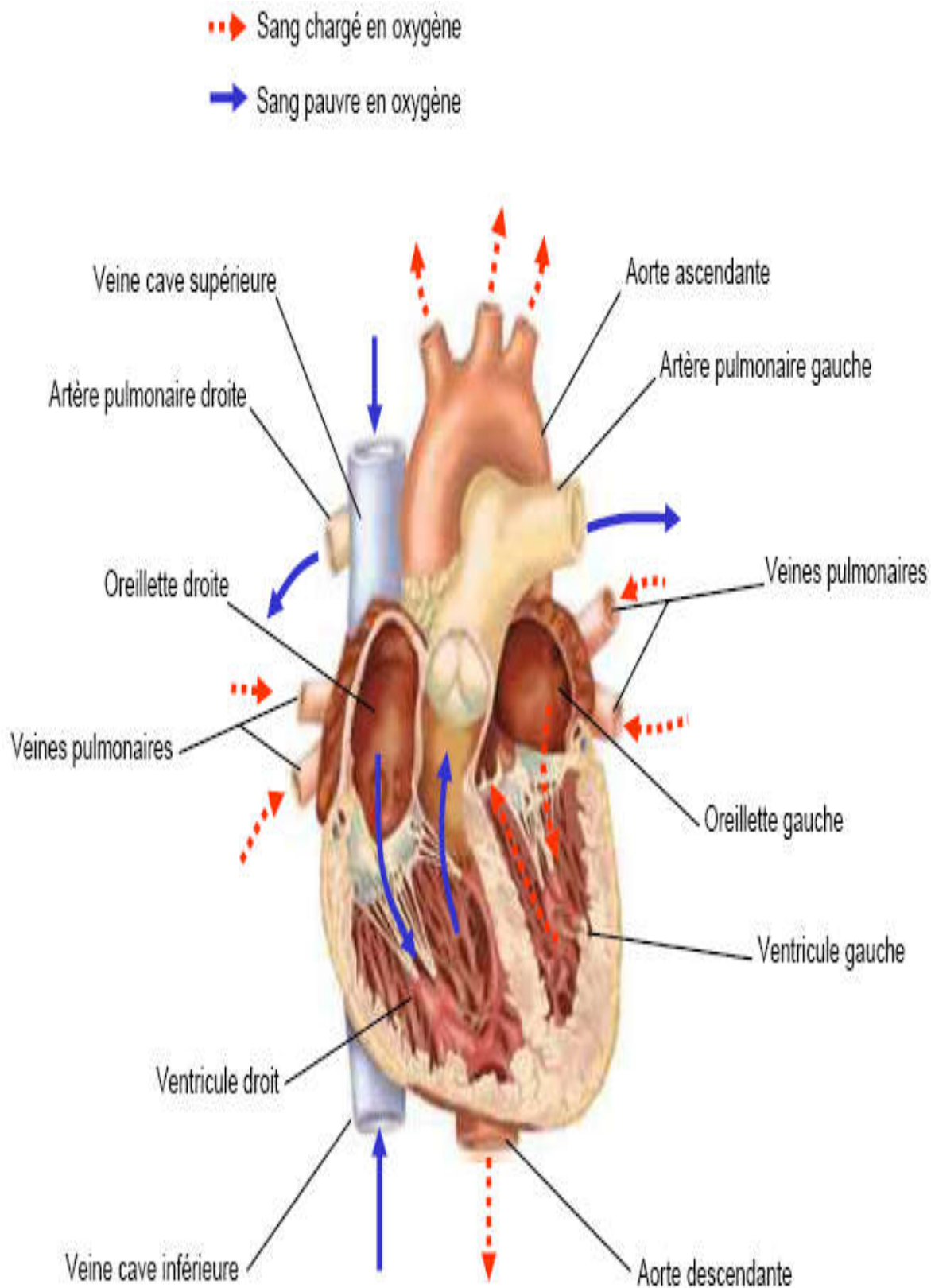


Fig. 1.1. Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.

1.3. Activité mécanique cardiaque

Le cycle de la circulation sanguine se répète constamment et se divise en deux périodes: la systole et la diastole. La systole est la période correspondant à l'éjection du sang dans la grande et petite circulation. Elle se décompose en trois phases: la systole auriculaire, la contraction ventriculaire iso volumique et la systole ventriculaire [7].

- La systole auriculaire est la contraction des oreillettes lorsque celles-ci sont remplies de sang.
- La contraction ventriculaire iso volumique commence lorsque les cellules musculaires du myocarde ventriculaire se contractent.
- La systole ventriculaire commence lorsque les pressions dans les ventricules dépassent les pressions dans l'artère pulmonaire et l'aorte. La diastole est la phase de relaxation du cœur pendant laquelle il se remplit de sang. Cette période est composée de deux phases: la relaxation ventriculaire isométrique et la phase de repos.
- La relaxation ventriculaire fait suite à la systole. Les ventricules se relâchent, la pression chute jusqu'à être inférieure à celle exercée dans l'aorte et l'artère pulmonaire.
- La phase de repos est celle pendant laquelle le sang des veines caves et pulmonaires s'écoule librement dans les ventricules via les oreillettes.

1.4. Activité électrique du cœur

1.4.1. Fonction électrique du cœur

Le fonctionnement du cœur est automatique. Comme pour tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. Elle prend naissance dans la partie haute de l'oreillette droite dans la région dite "nœud sinusal SA" **(a)** puis se propage dans les oreillettes **(b)** entraînant leur contraction (systole auriculaire). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), seul point de passage électrique entre les oreillettes et les ventricules, une courte pause est alors introduite **(c)**, juste avant la propagation dans les fibres constituant le faisceau de His. Au passage de l'impulsion électrique **(d)**, les ventricules se contractent à leur tour (systole ventriculaire) **(e)**.

Après la diastole (décontraction du muscle), les cellules se dépolarisent **(f)** (Fig. 1.2). Ainsi, Le cycle du battement cardiaque est terminé et le cœur est prêt pour un nouveau battement.

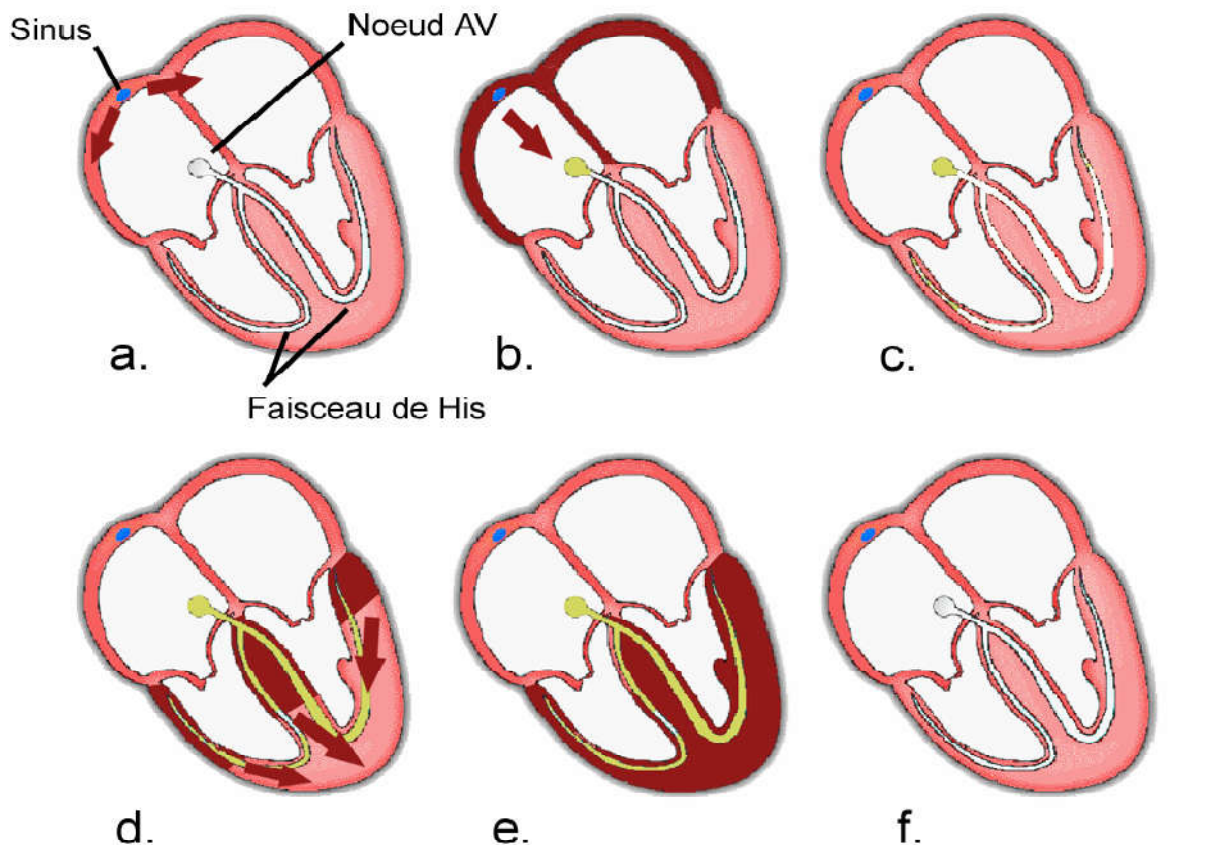


Fig. 1.2. Propagation de l'impulsion dans le cœur.

1.4.2. Tracé électrique du cœur

Le battement cardiaque peut être suivi grâce à l'enregistrement en surface du signal électrique qui l'accompagne. En effet, chaque phase du battement possède une marque électrique particulière. Dans la plupart des cas, on peut discriminer de manière rapide l'empreinte d'une contraction auriculaire de celle d'une contraction ventriculaire [8].

L'impulsion initiale qui vient du nœud SA, non visible sur l'ECG, se propage dans les oreillettes entraînant leurs contractions (Fig. 1.3). Elle laisse la trace d'une petite déflexion positive sur l'ECG : l'onde P (a). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire (AV), où se produit la courte pause se traduisant sur l'ECG par un petit segment plat. Elle emprunte, ensuite, les voies de conduction rapides (faisceau de His) entraînant une contraction rapide et brève des ventricules. Celles-ci dessinent sur l'ECG une suite de trois ondes appelées complexe QRS (b). L'onde Q est la première : c'est une onde dirigée vers le bas, qui n'est pas toujours visible sur le tracé ; la seconde est l'onde R : elle est de grande amplitude et dirigée vers le haut ; la dernière est dirigée vers le bas : c'est l'onde S. Après chaque complexe QRS, il se produit une pause puis apparaît l'onde T. Cette pause est le segment ST, dont l'étude est très importante pour

l'identification de certaines pathologies [9-10]. L'onde T représente la phase de repolarisation des ventricules qui les rend de nouveau stimulables (Fig. 1.3). Les oreillettes ont également une onde de repolarisation qui est très petite, habituellement masquée par le complexe QRS et donc non observée.

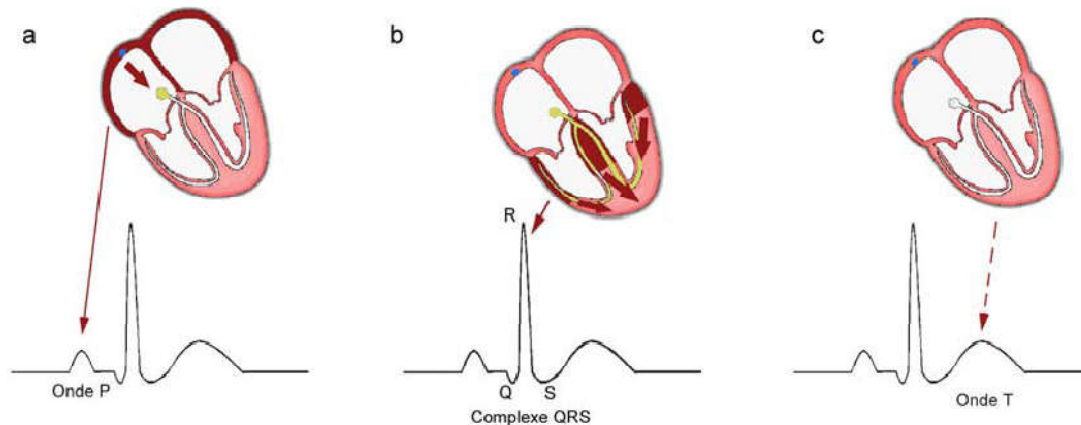


Fig. 1.3. Tracé électrique du cœur.

1.4.3. Définition d'un battement cardiaque standard

L'ECG est enregistré sur un papier millimétré. Le temps, en seconde, est représenté sur l'axe horizontal (1 mm pour 0,04 s) ; les déflexions, en mV, sont représentées sur l'axe vertical (1 mm pour 0,1 mV). La ligne de base de l'ECG est la ligne isoélectrique du cœur au repos qui est prise comme référence. Les différentes ondes et les intervalles les séparant, ont permis de dresser le standard ECG (Fig. 1.4) [8]. Un battement cardiaque est caractérisé par :

- Onde P : dépolarisation des oreillettes. Sa durée est de l'ordre de 90 ms. C'est une onde positive dont l'amplitude est normalement inférieure ou égale à 0.2 mV ;
- Complexe QRS : dépolarisation des ventricules. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms. Toute onde supplémentaire, positive ou négative, sera appelée R', S', R'', etc.
- Onde T : repolarisation des ventricules. Son amplitude est inférieure à 2 mV. L'onde T normale a une amplitude plus faible que le complexe QRS ;
- Onde U : repolarisation des fibres de Purkinje. C'est une onde positive qui suit l'onde T, visible essentiellement en quelques signaux ECG, dont la signification est discutable ;
- Intervalle RR : fréquence des battements cardiaques. Il correspond au délai entre deux dépolarisations ventriculaires. C'est cet intervalle qui permet de calculer la fréquence cardiaque ;

- Segment PR : pause du nœud AV. Le segment PR correspond au délai entre la fin de la dépolarisation des oreillettes et le début de celle des ventricules. C'est le temps pendant lequel l'onde de dépolarisation est bloquée au niveau du nœud AV. Il se mesure de la fin de l'onde P jusqu'au début du QRS. Sa durée est de 0,03 à 0,04 seconde ;
- Intervalle PR : durée de conduction auriculo-ventriculaire. L'intervalle PR correspond au délai entre le début de la dépolarisation des oreillettes et celle des ventricules. C'est le temps de propagation de l'onde de dépolarisation jusqu'aux cellules myocardiques ventriculaires ;
- Intervalle QT : durée de systole ventriculaire. Cet intervalle correspond au début de l'excitation des ventricules jusqu'à la fin de leur relaxation ;
- Segment ST : durée de stimulation complète des ventricules. Il correspond à la phase pendant laquelle les cellules ventriculaires sont toutes dépolarisées, le segment est alors isoélectrique.

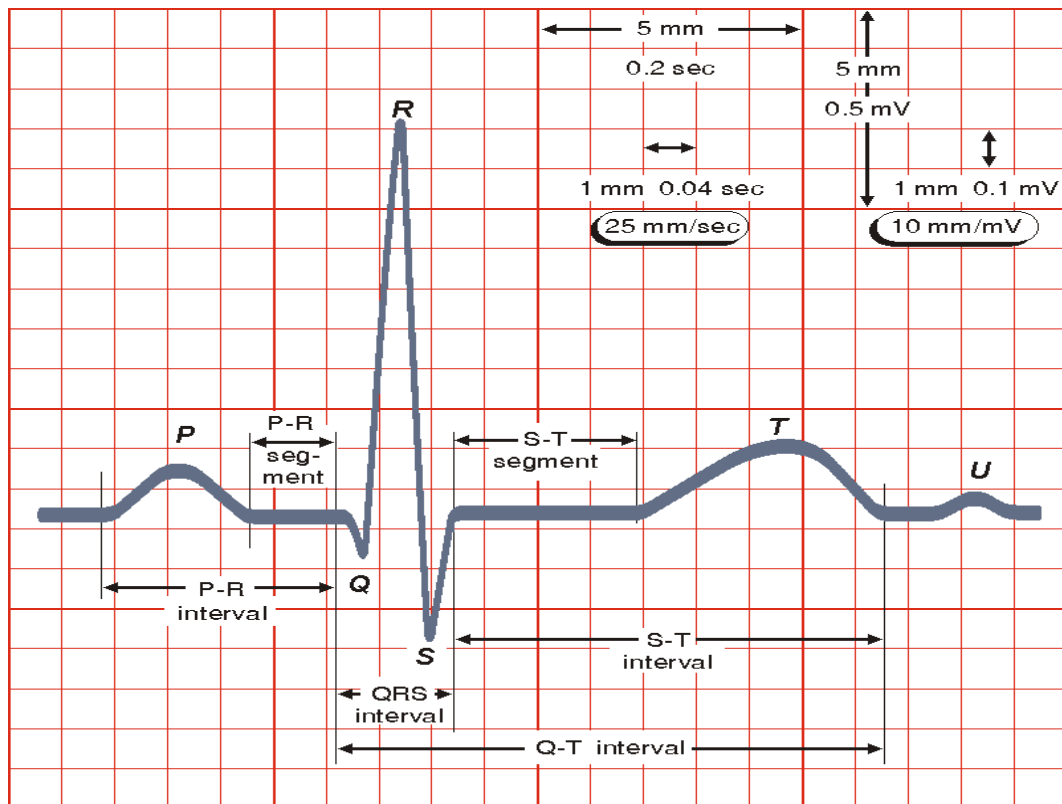


Fig. 1.4. Description d'un battement cardiaque.

1.4.4. Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque est le nombre de contractions ventriculaires par unité de temps. Elle est exprimée en battement par minute (batt/min). Elle est en moyenne de 60 batt/min. Elle

augmente durant l'inspiration et diminue durant l'expiration. La fréquence cardiaque de repos correspond à la fréquence cardiaque relevée après un repos complet en position allongé pendant environ 10 minutes. On estime qu'une fréquence cardiaque de repos supérieure à 80 bats/min est pathologique.

1.5. Système de dérivation

1.5.1. Dérivations standard

L'ECG est un enregistrement de surface de l'activité électrique du cœur par des électrodes reliées à un électrocardiographe qui amplifie le signal électrique. Les tissus se trouvant entre le cœur et les électrodes parasitent le signal, le tracé électrocardiographique n'est donc qu'une estimation de l'activité électrique générée par le cœur. L'ECG standard est enregistré sur 12 dérivations : six dérivations des membres et six thoraciques ou précordiales.

1.5.1.1. Dérivations bipolaires des membres

Les dérivations bipolaires sont désignées par DI, DII et DIII. Elles explorent l'activité cardiaque dans le plan frontal. Les trois électrodes sont placées respectivement : au bras droit pour R, au bras gauche pour L et à la jambe gauche pour F (Fig. 1.5). Ce système de référence est schématisé par un triangle équilatéral dit triangle d'Einthoven, dont les sommets représentent les localisations des électrodes (Fig. 1.6). On considère que tous les vecteurs résultants instantanés ont pour origine commune le centre du triangle équilatéral et on recueille leurs projections sur les côtés de ce triangle en mesurant les différences de potentiel entre ses sommets.

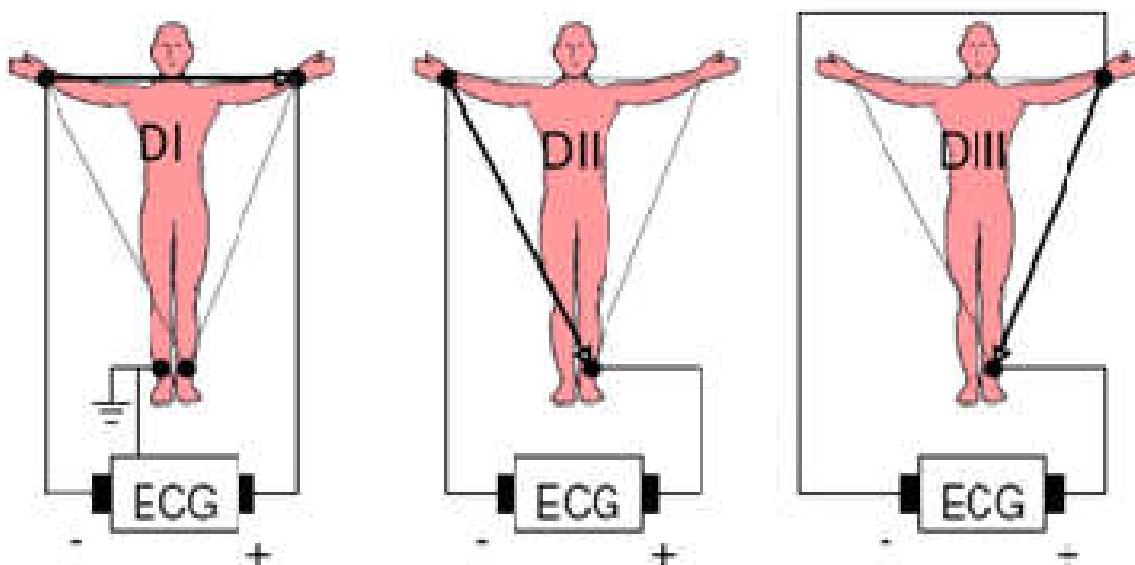


Fig. 1.5. Disposition des électrodes des dérivations bipolaires.

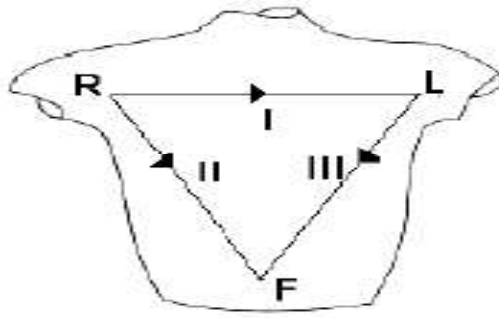


Fig. 1.6. Triangle d'Einthoven.

1.5.1.2. Dérivations unipolaires des membres

En 1934, Wilson introduit les dérivations unipolaires. Dans ce cas, on mesure la différence de potentiel entre un point de référence et chacun des points R, L et F. Dans le système, dit de Wilson, ce point de référence, appelé "borne centrale de Wilson", est virtuel, il est supposé demeurer à un potentiel invariable et de valeur pratiquement nulle.

Goldberger propose, en 1942, les "dérivations unipolaires augmentées des membres" (aVR, aVL, aVF). Celles-ci permettent d'obtenir des signaux de plus grande amplitude que ceux du système de Wilson. Ces dérivations mesurent la différence de potentiel entre chacun des trois points et le potentiel moyen des deux autres. On obtient ainsi des déflexions augmentées d'un facteur 1,5 par rapport aux dérivations de Wilson (Fig. 1.7).

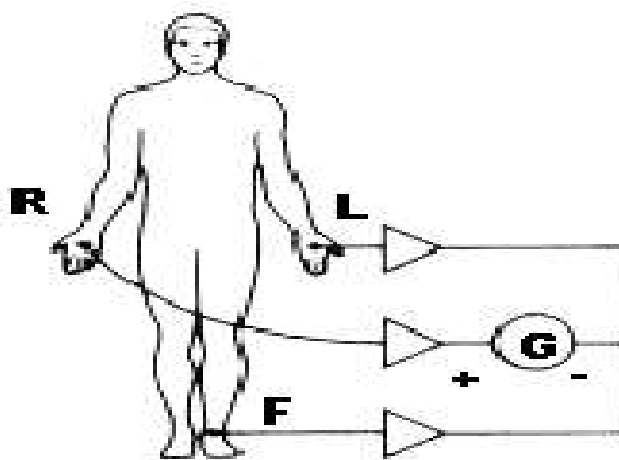


Fig. 1.7. Circuit utilisé pour l'acquisition des dérivations augmentées.

1.5.1.3. Dérivations thoraciques (précordiales)

En 1935, Kossman propose les dérivations unipolaires précordiales (V1 à V6) (Fig. 1.8). Ces six dérivations unipolaires parcourent transversalement la région précordiale antérieure et latérale gauche. Elles correspondent à la mesure de différence de potentiel entre chaque électrode et la borne centrale de Wilson.

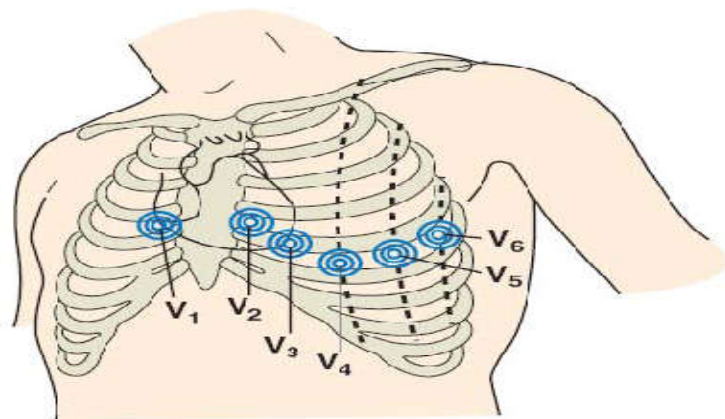


Fig. 1.8. Position des électrodes pour les dérivations unipolaires précordiales.

1.6. Troubles du rythme et de la conduction cardiaque

Sous cette dénomination on regroupe les arythmies cardiaques et les blocs cardiaques. Le meilleur outil pour diagnostiquer une arythmie est l'électrocardiogramme. Dans l'analyse de l'ECG, les pathologies ou anomalies sont détectées et classées en fonction de leur déviation par rapport au rythme idéal qu'est le rythme sinusal. Chaque déviation visible sur l'ECG peut être attribuée à une anomalie physiologique [11,12].

1.6.1. Rythme sinusal

Le rythme sinusal est le rythme normal cardiaque. Il correspond à une activation physiologique des oreillettes, puis des ventricules, à partir du nœud sinusal. Son rythme est compris entre 60 à 80 batt/min avec un intervalle régulier entre des battements normaux. Le cœur s'accélère normalement lors de l'activité physique, dans les circonstances physiologiques qui exigent un surcroît de demande métabolique ou sous l'effet des émotions ou d'excitants tels que café, tabac...

1.6.2. Blocs cardiaques

Les blocs cardiaques sont dus à une rupture de conduction qui altère la dépolarisation. Ces ruptures peuvent être plus ou moins sévères : freinâtes (allongement du temps de parcours), intermittentes (le blocage de la conduction se fait aléatoirement), ou complète (aucune conduction). On peut citer les plus courants : les blocs sino-Auriculaire (Bloc SA), les blocs auriculo-ventriculaire (BAV), les blocs de branche (Fig. 1.9).

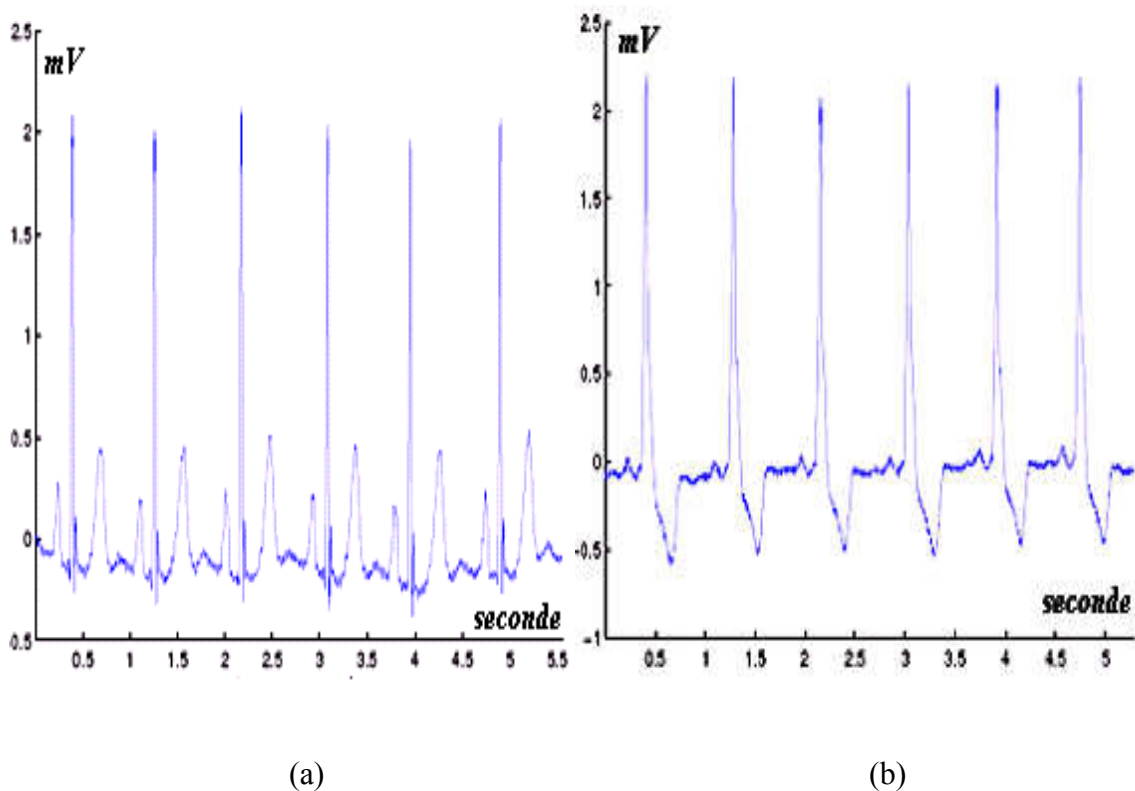


Fig. 1.9. Exemples d'ECG : (a) normal et (b): bloc de branche gauche.

1.6.3. Arythmies cardiaques

Elles sont une cause majeure de mortalité et constituent une partie très importante de la problématique des maladies cardiovasculaires. L'arythmie survient lorsque l'excitation électrique naît hors du nœud sinusal, dans le nœud atrio-ventriculaire ou les ventricules par exemple. La contraction cardiaque qui en résulte s'écarte du rythme normal. Le battement supplémentaire qu'elle provoque se nomme extrasystole, par opposition à la contraction normale nommée systole. On classe les arythmies en fonction de leur lieu de formation et de leurs effets sur le

rythme cardiaque. Si le trouble se déclare dans les oreillettes ou le noeud atrio-ventriculaire, on parlera d'arythmie supra-ventriculaire; s'il apparaît dans les ventricules, on parlera d'arythmie ventriculaire. Si une arythmie accélère le rythme cardiaque, on parlera de tachycardie (tachy = rapide); si elle le ralentit, on parlera alors de bradycardie (brady = lent) [12]. Parmi ces arythmies, on peut évoquer les extrasystoles ventriculaires et supra-ventriculaires, les tachycardies ventriculaires et supra-ventriculaires, la fibrillation auriculaire et ventriculaire...

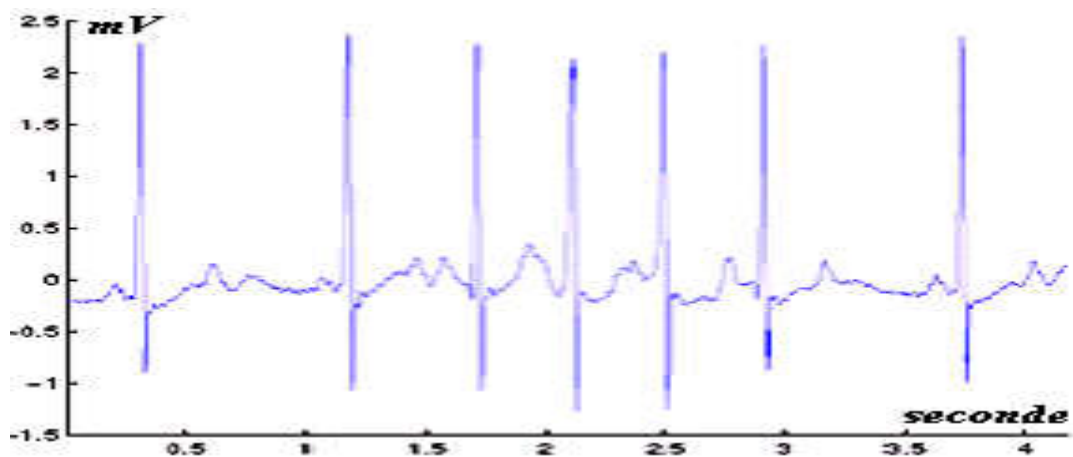


Fig. 1.10. Tachycardie supra-ventriculaire.

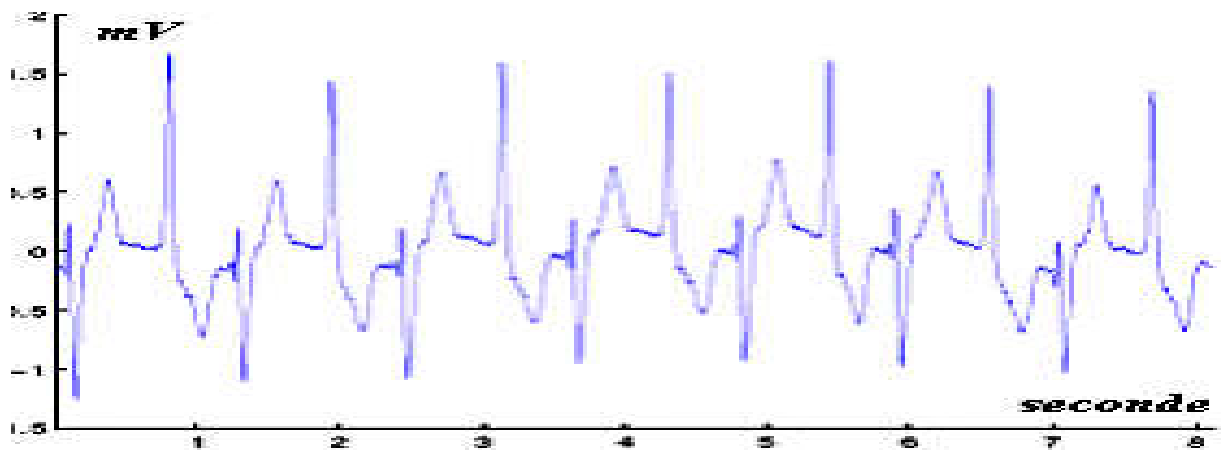


Fig. 1.11. Tachycardie ventriculaire.

1.6.3.1. Fibrillation atriale (fibrillation auriculaire)

La fibrillation atriale est une arythmie supra ventriculaire sans aucune organisation. La dépolarisation est fractionnée en une multitude de fronts de directions et d'amplitudes différentes, réalisant une activité électrique au niveau des oreillettes totalement désordonnée. Cette activité, le plus souvent soutenue, ne laisse au myocarde auriculaire aucun « repos » électrique. Elle se traduit sur l'ECG par la disparition des ondes auriculaires organisées au profit d'une activité continue ressemblant à une sorte de sinusoïde irrégulière (Fig. 1.12). La fréquence de dépolarisation est variable d'un point à l'autre au sein des oreillettes, mais de toutes façons le plus souvent très élevée. De multiples fronts de dépolarisation se présentent ainsi au niveau du nœud auriculo ventriculaire qui remplit son rôle de « filtre » en ne laissant passer de façon aléatoire que quelques fronts, la fréquence des ventricules devenant complètement irrégulière, généralement entre 90 et 140 batt/min en fonction de l'état de perméabilité du nœud. L'absence des systoles auriculaires n'est pas grave en soi, mais elle est cependant responsable d'une baisse significative de l'efficacité cardiaque à deux niveaux : d'une part, parce que le cœur ne bénéficie pas de la systole auriculaire qui assure une partie du remplissage sanguin des ventricules, et, d'autre part, parce que le rythme moyen est généralement supérieur à 100 batt/min et peut atteindre 200 batt/min.

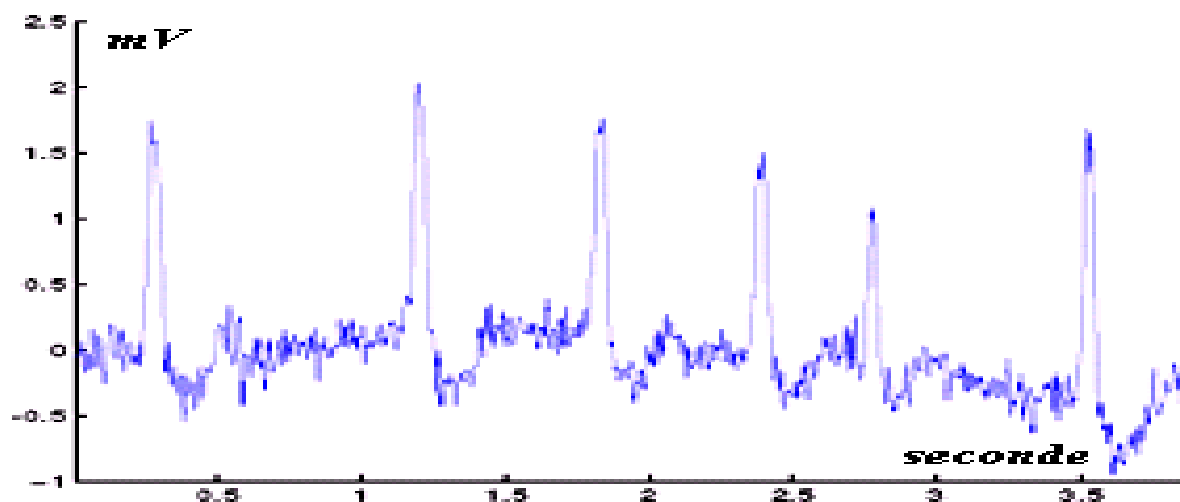


Fig. 1.12. Fibrillation auriculaire.

1.6.3.2. Fibrillation ventriculaire

La Fibrillation Ventriculaire (FV) est définie comme une désorganisation complète de l'activité électrique du cœur. Cela se traduit sur l'ECG par la présence de complexes QRS anormaux, méconnaissables, variables d'une onde à une autre. Cette variabilité s'exprime en

amplitude, en durée, et en fréquence, ou en prenant un aspect oscillatoire (Fig. 1.13). C'est la plus grave des arythmies car elle entraîne une inefficacité circulatoire complète, responsable de mort subite due à une mauvaise circulation sanguine. Il n'existe qu'un seul traitement pour interrompre une fibrillation et rétablir un rythme sinusal normal : c'est le choc électrique. De plus, la valeur de la fréquence fondamentale du signal de fibrillation a été proposée comme un indicateur de défibrillation potentiellement réussie pendant un épisode de FV.

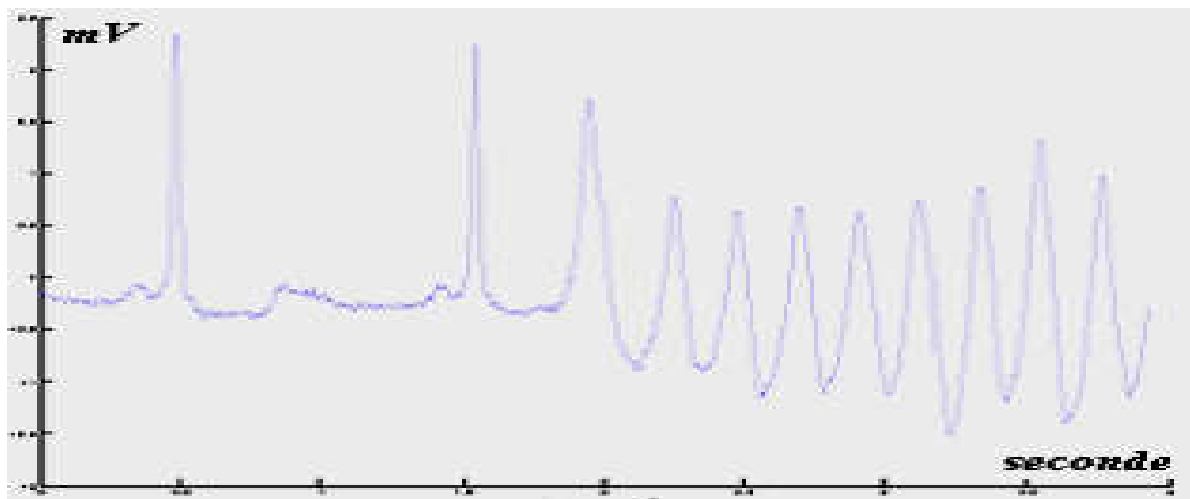


Fig. 1.13. Fibrillation ventriculaire.

1.7. Artefacts visibles sur l'ECG

Sur tout enregistrement électrocardiographique il peut apparaître des événements indésirables pouvant brouiller le tracé et, parfois, induire en erreur le diagnostic final. Ces bruits sont reconnaissables par l'œil expérimenté qui les identifie avant d'effectuer son diagnostic. Les effets indésirables peuvent avoir plusieurs sources: techniques, physiques ou pathologiques. Nous allons surtout développer l'aspect technique et physique des bruits et artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques notamment sur les tracés Holter. En partant du principe que les bruits fréquents en électrocardiographie sont des bruits additifs, les caractéristiques de ces bruits auxquelles nous allons nous attacher sont l'amplitude, la périodicité et la bande spectrale. Les artefacts prennent une place particulière puisqu'ils induisent des modifications des performances des algorithmes d'analyse automatique de l'électrocardiogramme [12,13].

1.7.1. Bruits techniques

Le matériel utilisé lors de l'enregistrement doit être manipulé avec précaution car il peut être source de bruits lors de l'enregistrement. Les plus courants sont présentes ci-dessous.

1.7.1.1. Bruit dû au secteur

Le réseau de distribution électrique peut parfois brouiller le signal électrocardiographique avec une onde dont l'harmonique principale est à 50 Hz comme montré sur la figure (1.14). Ce type de bruit apparaît sur tout l'enregistrement et peut être assez fort mais il s'élimine facilement avec un filtre sélectif car c'est un bruit haute fréquence à bande étroite.

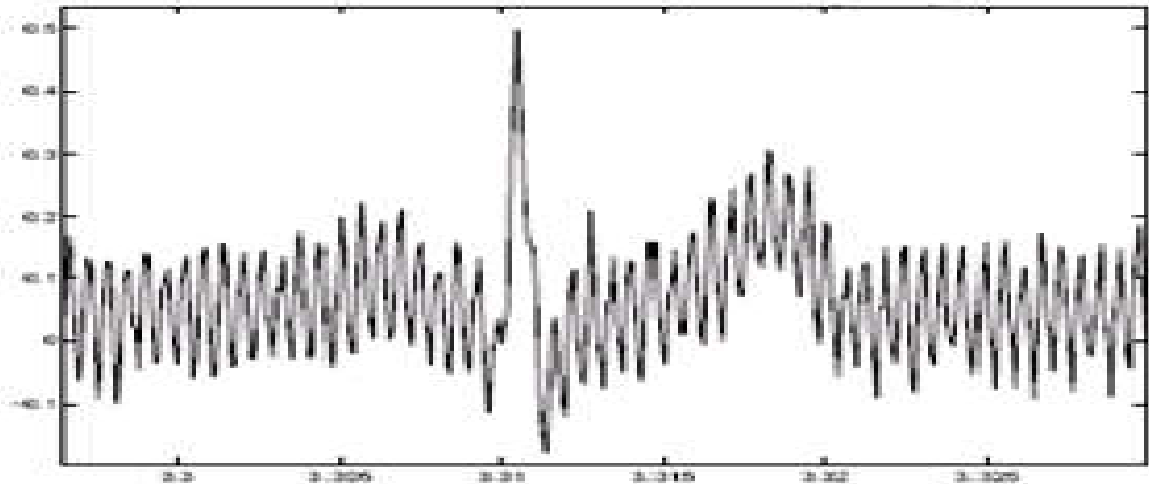


Fig. 1.14. Interférence secteur 50 Hz.

1.7.1.2. Bruit dû aux mouvements d'électrodes

Lorsque les électrodes sont connectées incorrectement, des sauts brusques de la ligne de base apparaissent. L'effet sur le tracé peut aller de la simple diminution d'amplitude à l'apparition de pics lorsque les électrodes sont en contact intermittent avec la peau. Ce type de bruit intermittent à bande spectrale large s'élimine difficilement car son énergie se trouve dans la même gamme de fréquence que le complexe QRS.

1.8. Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une introduction aux éléments de base de l'électrophysiologie du cœur. Après une introduction sur l'anatomie du cœur humain, nous avons décrit brièvement l'activité mécanique du cœur ainsi que le système de conduction électrique du cœur. Ces notions sont indispensables pour la bonne compréhension des problèmes étudiés par la suite. Dans une deuxième partie de ce chapitre nous avons exposé les différentes notions de l'électrocardiographie. Quelques pathologies cardiaques typiques ont été présentées et illustrées chacune par un enregistrement ECG correspondant. A la fin de ce chapitre nous avons expliqué les différents types d'artefacts qui peuvent affecter le signal ECG enregistré, et mettre en erreur le diagnostic de la pathologie. Pour cela, il est nécessaire d'établir un prétraitement du signal ECG avec son exploitation. La problématique est illustrée au chapitre suivant.

Chapitre 2

Filtrage de signal ECG

2.1. Introduction :

Pour pouvoir segmenter efficacement les battements cardiaques, et ce cela sans altérer l'information clinique, un certain nombre de prétraitements sont nécessaires. L'objectif final de cette étape est d'atténuer, ou au mieux d'éliminer, les bruits présents dans le signal ECG tels que la ligne de base ou les interférences du secteur à 50 Hz.

Malheureusement le bruit causé par l'activité musculaire est beaucoup plus compliqué à filtrer à cause du chevauchement entre le spectre du bruit et celui de l'ECG. Nous introduirons dans cette partie quelques méthodes clés de la littérature, puis nous présenterons les prétraitements que nous avons appliqués dans notre travail en vue d'obtenir des signaux significatifs capables d'être exploités facilement.

2.2. Bases de données utilisées

A fin de vérifier l'efficacité des algorithmes qu'on applique dans ce travail, il est nécessaire d'utiliser des données réelles.

Pour cela, nous avons utilisé deux types de base de données : la MIT-BIH et la Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia (Cudb) où l'on peut trouver des cas de fibrillation ventriculaire.

2.2.1. La base de données MIT-BIH

La source de l'ECG inclus dans la base de données d'arythmies MIT/BIH est un ensemble de 48 enregistrements échantillonnés à une fréquence de 360 Hz.

Chaque enregistrement comporte deux dérivations différentes du signal ECG.

La base de données contient 23 enregistrements numérotés entre 100 et 124 pour le premier groupe, et de 25 enregistrements numérotés entre 200 et 234 pour le deuxième groupe. La durée de chacun des 48 enregistrements est de 300 minutes.

Le premier groupe est prévu pour servir d'échantillon représentatif de variété de formes d'ondes qu'un détecteur d'arythmie pourrait rencontrer dans l'utilisation clinique courante, tandis que le deuxième groupe est choisi pour inclure une variété de cas pathologiques.

Les sujets étaient 25 hommes âgés 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans.

Les enregistrements de MIT/BIH sont tous annotés, ce qui veut dire que chaque battement (complexe QRS) est décrit par une étiquette (annotations).

Typiquement, un fichier d'annotation pour un enregistrement MIT/BIH contient environ 2000 annotations [10].

a. Fichier de données (*.dat)

Chaque enregistrement dans ce fichier contient des données numérisées de deux signaux différents correspondant aux deux dérivations (MLII, V5) et sont stockés dans le même fichier, exemple : 100.dat, 108.dat.

b. Fichier header (*.hea)

Ce fichier contient les paramètres d'interprétation du fichier de données correspondant (fréquence d'échantillonnage, gain d'amplification, dérivations utilisées, nombre d'échantillons, pathologie, ect.).

c. Fichier annotation du rythme (*.atr) :

Ces fichiers ont été préparés à l'aide d'un détecteur automatisé et n'ont pas été corrigés manuellement. Cependant, et pareillement à la base MIT/BIH, la deuxième colonne contient les positions des pics R avec le même type de battements marqués, ici, comme de classe « N » [25]. Un exemple d'enregistrement est illustré ci-dessous.

100.atr:

```
0:01.839   662   N   0   0   0
0:02.628   946   N   0   0   0
0:03.419  1231   N   0   0   0
```

2.2.2. Creighton university ventricular tachyarrhythmia (cudb)

Cette base de données a été recueillie par le Dr. Floyd M. Nolle au centre cardiaque de l'université de Creighton dans le cadre de son travail sur la fibrillation ventriculaire. Elle contient 35 enregistrements à canal unique. Parmi eux, on peut constater l'apparition d'une fibrillation ventriculaire. L'enregistrement cu01 a été obtenu à partir d'un enregistrement Holter; les autres signaux ont été numérisés en temps réel, ce sont des signaux analogiques des patients vus sur écran. Tous les signaux ont été numérisés à 250 Hz avec une résolution de 12 bits sur une plage de 10 V (10 mV nominal par rapport aux signaux non amplifiés). Chaque enregistrement contient 127232 échantillons (un peu moins de 8,5 minutes). Dans de nombreux cas, l'apparition de la fibrillation est extrêmement difficile à localiser avec précision. Pour cette raison, la base de données est définie comme étant une base de tachyarythmie ventriculaire plutôt qu'une base de données de fibrillation. Les fichiers d'annotations (*.atr) suivant chaque enregistrement de données (*.dat) sont inclus pour aider les utilisateurs à localiser les événements désirés, tous les

battements sont libellés, indistinctement, "N", bien que beaucoup sont ectopiques. Le début des épisodes de fibrillation sont marqués approximativement [27]. On donne, ci-après, un exemple de fichier d'annotation le cu01.atr :

```

0:00.272      68          N      0  0  0
0:01.340      335         N      0  0  0
0:02.444      611          N      0  0  0
.....

3:33.944     53486         N      0  0  0
3:34.164     53541         VF     0  0  0      (début de la FV : pas
3:34.184     53546         [      0  0  0      d'annotation de battements)
8:28.924     127231        ]      0  0  0

```

On remarque l'absence d'étiquetage dès le début de la période de FV (Échantillon 53541).

2.3. filtrage du signal ECG :

Pour réduire l'effet du signal sur le signal ECG, différentes méthodes ont été élaborées majorité de ces méthodes se basent sur le filtrage. Pour cela, nous avons détaillé la méthode utilisée par M .Knut [8].

2.3.2. Méthode de M .Kunt :

Une méthode simple de concevoir un filtre passe bande est d'utiliser deux filets passe basse de fréquence $fc1$ et $fc2$.

Le signal filtré est la différence entre les sorties des deux filtres en parallèle. Le premier de fréquence $fc1$ filtre les bruits hauts fréquence HF Le deuxième filtre de fréquence $fc2$ récupère la ligne de base [8].

2.3.2.1. problème de filtrage :

Le problème de filtrage consiste à trouver un filtre passe-bande avec une fréquence de coupure inférieure voisine de $f_{c1} = 1.5 \text{ Hz}$ pour atténuer les variations de la ligne isoélectrique et une fréquence de coupure supérieure de $f_{c2} = 45 \text{ Hz}$ pour atténuer les artefacts et les harmoniques du réseau (fig.II.6) [8].

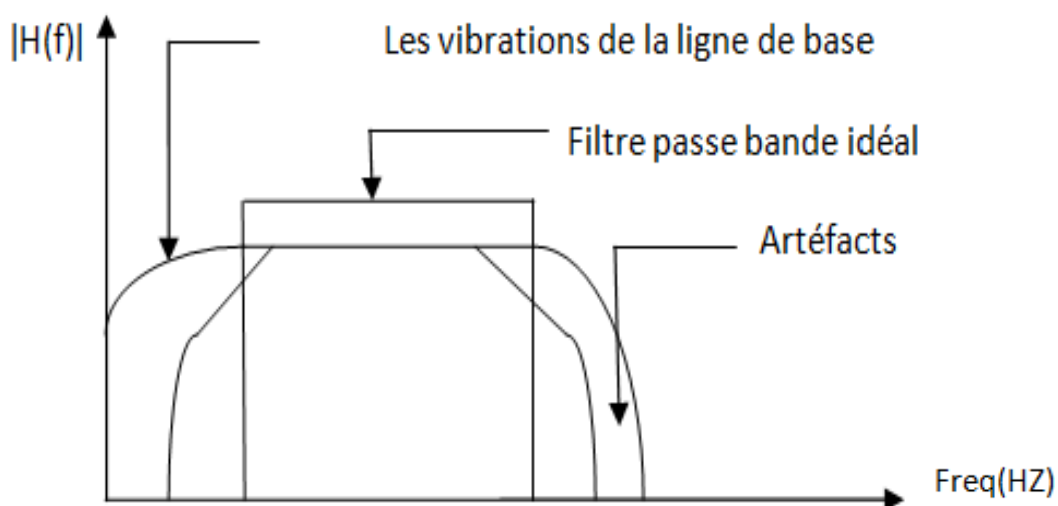


Figure II.6 : problème de filtrage d'ECG.

2.3.2.2. Le filtre à moyenne glissante :

Le filtre de M. Kunt est un filtre simple à moyenne glissante tel que :

$$Y(i) = \left(\frac{1}{k}\right) \sum_{x=i-k+1}^i X(n) \quad (\text{II.1})$$

Avec : $X(n)$: le signal d'entrée.

$Y(i)$: Signal de sortie.

k : Le nombre d'échantillon de la moyenne

La réponse impulsionnelle $h(n)$ de ce filtre est constante est égal à $1/K$ pour les K échantillons et 0 ailleurs :

$$h(n) = \begin{cases} \frac{1}{K} & 1 \leq n \leq K - 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases}$$

La transformée de Fourier de $h(n)$. C'est-à-dire la réponse fréquentielle du filtre est

donnée par :

$$H(f) = \sum_{n=0}^{K-1} h(n) \exp(-j2\pi f n(Te)) \\ = (1/K) \frac{\sin(\pi f k(Te))}{\sin(\pi f(Te))} \exp(-j\pi f(K-1)(Te))$$

Qui est somme de k termes d'une suite géométrique de premier termes 1 et de base $\exp(-j2\pi f n(Te))$. Cette somme est donné par :

$$H(f) = (1/k) \sum_0^{k-1} \exp(-j2\pi f n(Te)) \\ = (1/K) \frac{1 - \exp(-j2\pi f k(Te))}{1 - \exp(-j2\pi f(Te))}$$

Posant : $f \times (Te) = m$

$$H(m) = (1/k) \frac{(\exp(j2\pi m k) - 1)}{\exp(j2\pi m) - 1} \exp(-j2\pi m(k-1)) \\ = (1/k) \frac{(\cos(\pi m k) + j\sin(\pi m k))^2 - (\cos^2(\pi m k) + \sin^2(\pi m k))}{(\cos(\pi m) + j\sin(\pi m))^2 - (\cos^2(\pi m) + \sin^2(\pi m))} \exp(-j2\pi m(k-1)) \\ = (1/k) \frac{-2\sin^2(\pi m k) + 2j\sin(\pi m k)\cos(\pi m k)}{-2\sin^2(\pi m) + 2j\sin(\pi m)\cos(\pi m)} \exp(-j2\pi m(k-1)) \\ = (1/k) \frac{\sin(\pi m k)}{\sin(\pi m)} \exp(j\pi m(k-1)) \exp(-j2\pi m(k-1)) \\ = (1/k) \frac{\sin(\pi m k)}{\sin(\pi m)} \exp(j\pi m(k-1)) \\ H(f) = (1/k) \frac{\sin(\pi f k(Te))}{\sin(\pi f(Te))} \exp(-j\pi f(k-1)(Te))$$

L'atténuation en puissance de ce filtre exprimée en décibels

$$A(f) = 10 \log \left[\frac{1}{|H(f)|^2} \right]$$

En examinant la réponse fréquentielle de ce filtre (figures II.7, II.8) on tire deux remarques principales :

- L'atténuation de la réponse fréquentielle ne permet pas une bonne réduction des hautes et des basses fréquences.
- Les oscillations importantes de la réponse fréquentielle dans la bande coupée.

Peuvent introduire de fausses ondulations dans le filtré, puisque cette bande devient une bande passante après soustraction.

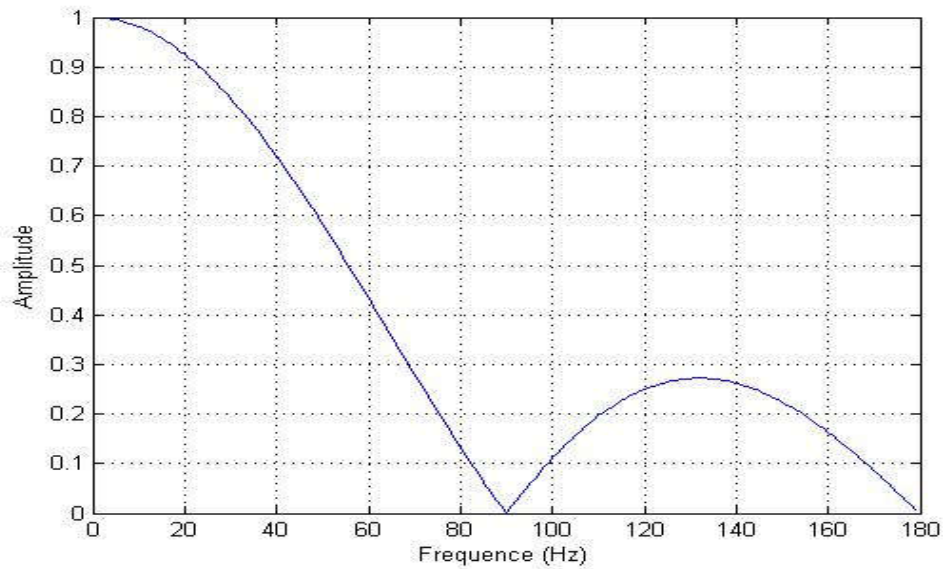


Figure II.7 : Réponse fréquentielle en amplitude du filtre à moyenne glissant pour $k=5$:

$$F_e=360\text{Hz}.F_c=45\text{Hz}.$$

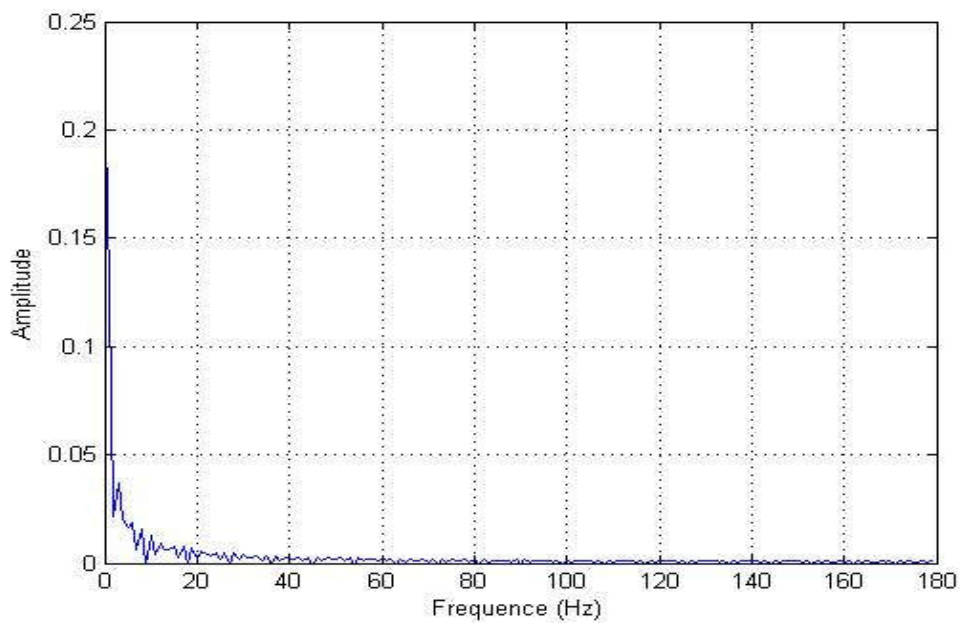


Figure II.8 : Réponse d'amplitude du filtre à moyenne glissant pour $k=200$: $F_e=360\text{Hz}$.

$$F_c=4,5\text{Hz}.$$

2.3.2.3. Filtre triangulaire :

Si deux moyennes numériques sont utilisées en cascade, la réponse impulsionnelle de filtre résultant est la convolution entre les deux réponses impulsionnelles.

Le système équivalent est en filtre triangulaire de réponse impulsionnelle h_1 ; la convolution de deux fenêtres rectangulaires donne une fenêtre triangulaire d'où l'appellation de filtre triangulaire.

$$h_t(n) = h_r(n) * h_g(n) = \begin{cases} \frac{1}{k \left(\frac{1-(n-k)}{k} \right)} & 0 \leq n \leq 2k - 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (\text{II.6})$$

La réponse fréquentielle de ce filtre est donnée par :

$$\begin{aligned} H_r(f) &= H_g(f)^2 \\ &= (1/k^2) \frac{\sin(\pi f k T_e)^2}{\sin(\pi f T_e)^2} \exp(-j2\pi f(k-1)T_e) \end{aligned} \quad (\text{II.7})$$

L'atténuation en puissance de ce filtre exprimée en décibels est :

$$\begin{aligned} A_r(f) &= 10 \log \left[\frac{1}{|H_r(f)|^2} \right] \\ &= 20 \log \frac{1}{|H_g(f)|^2} \\ A_r(f) dh &= 2A_g(f) dh \end{aligned} \quad (\text{ii.8})$$

L'équation (II.8) montre que l'atténuation améliorée autour des zéros de $H(f)$ se produit aux fréquences multiples de $1/k$. cette dernière propriété est très importante pour éliminer les harmoniques de bruit de secteur.

La réponse fréquentielle du filtre, montrée sur les figures (II.9, II.10) illustre que les ondulations créées par les oscillations dans cette réponse sont moins importantes que celles créées par le filtre rectangulaire (la comparaison entre les deux réponses est montrée sur les figures (II.11, II.12)

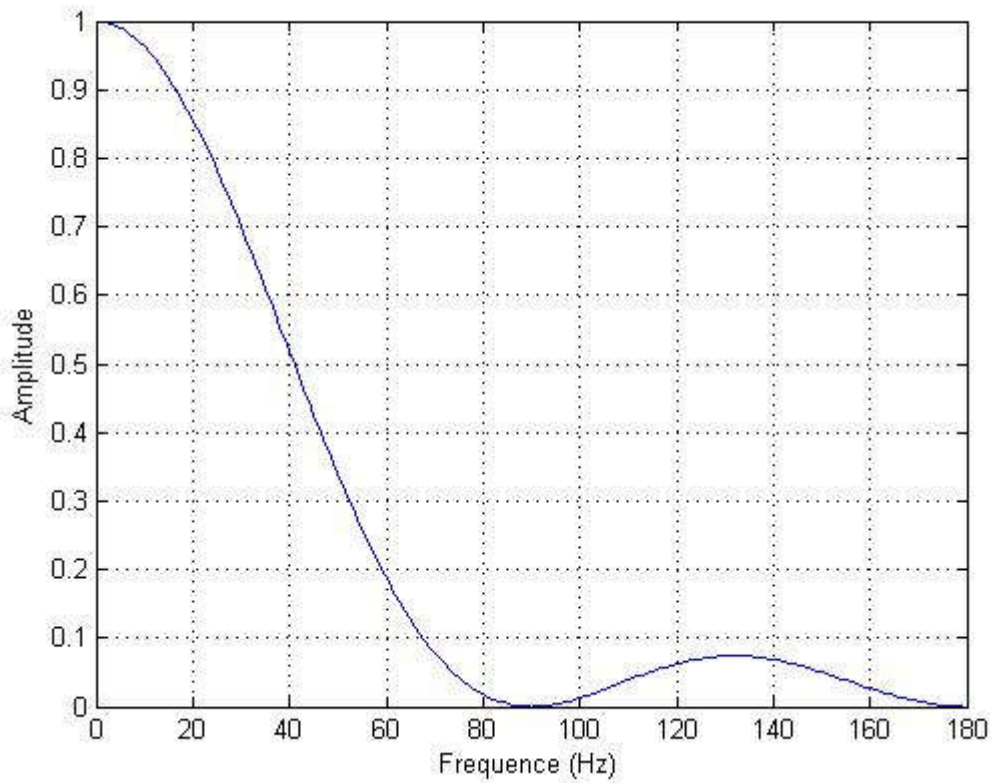


Figure II.9 : Réponse fréquentielle en amplitude d'un filtre triangulaire pour $K=5$.

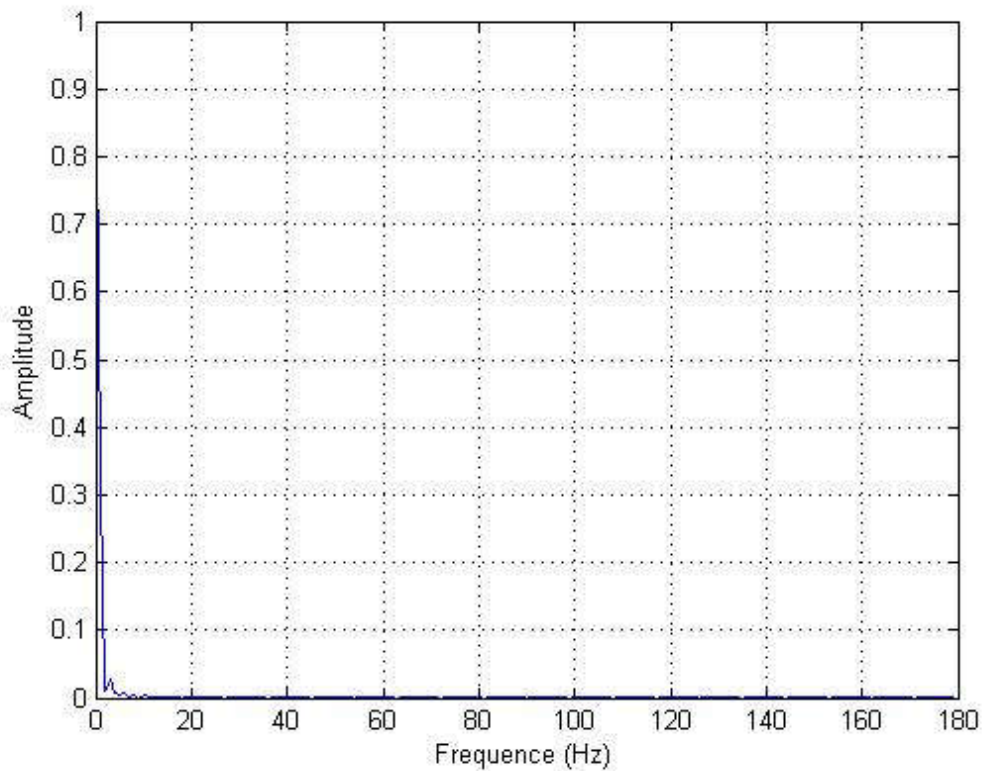


Figure II.10 : Réponse fréquentielle en amplitude d'un filtre triangulaire zoomé pour $k=200$.

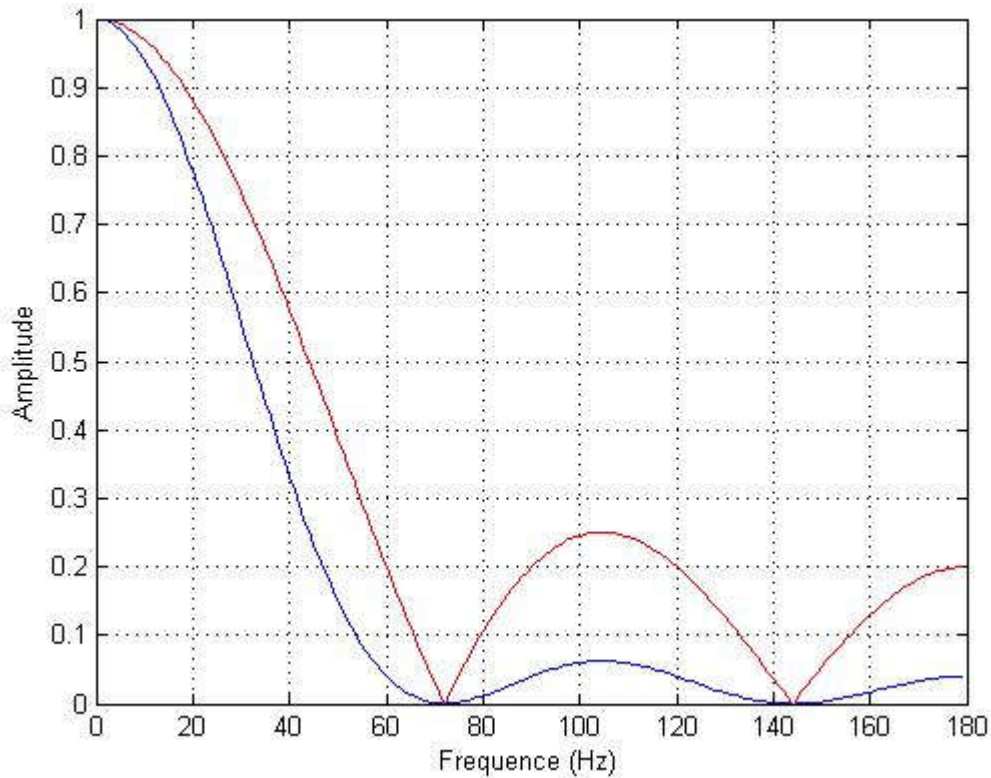
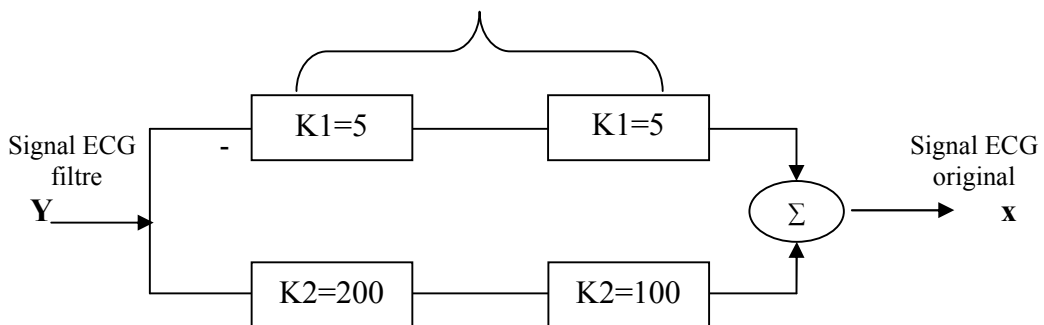


Figure II.11 : Comparaison entre les réponses fréquentielles en amplitude du filtre rectangulaire et triangulaire pour $K=5$.

2.3.2.4. Le filtre passe bande :

Comme il a été mentionné précédemment, deux filtres passe-bas, avec des fréquences de coupure F_{c1} et F_{c2} , peuvent être combinés en parallèle pour former un filtre passe-bande, la figure suivante résume le schéma bloqué correspondant.

Filtre triangulaire $K=5$.



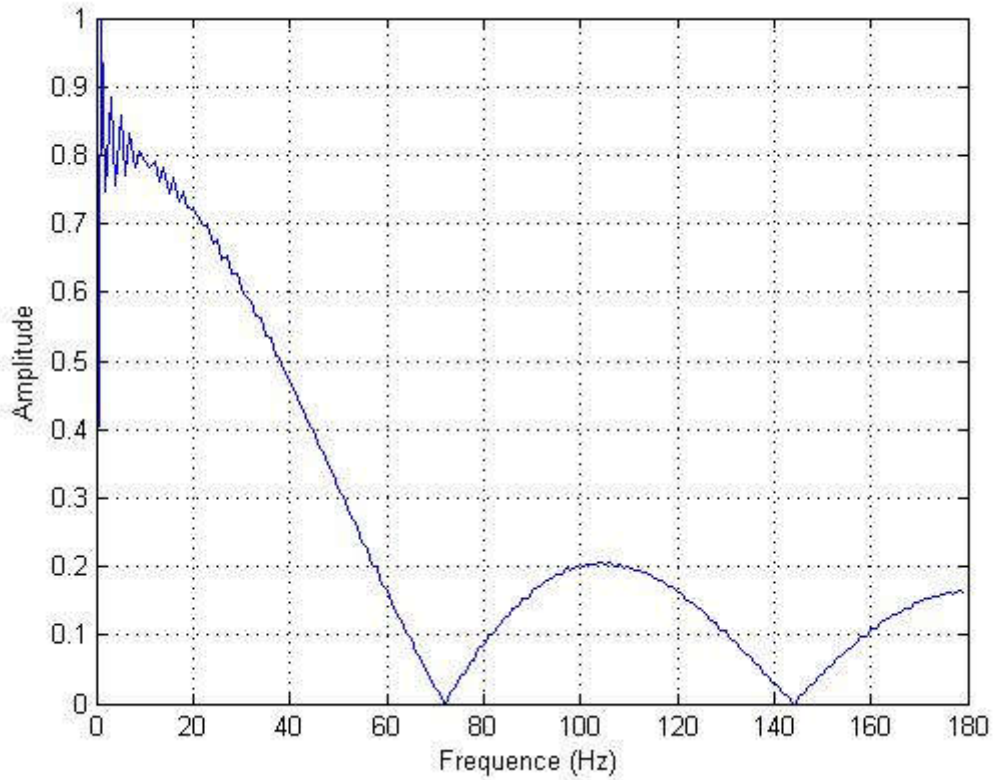


Figure II.13 : Réponse fréquentielle d'amplitude du filtre passe-bande créé par deux filtres passe-bas rectangulaires pour $K1=5$ et $K2=200$.

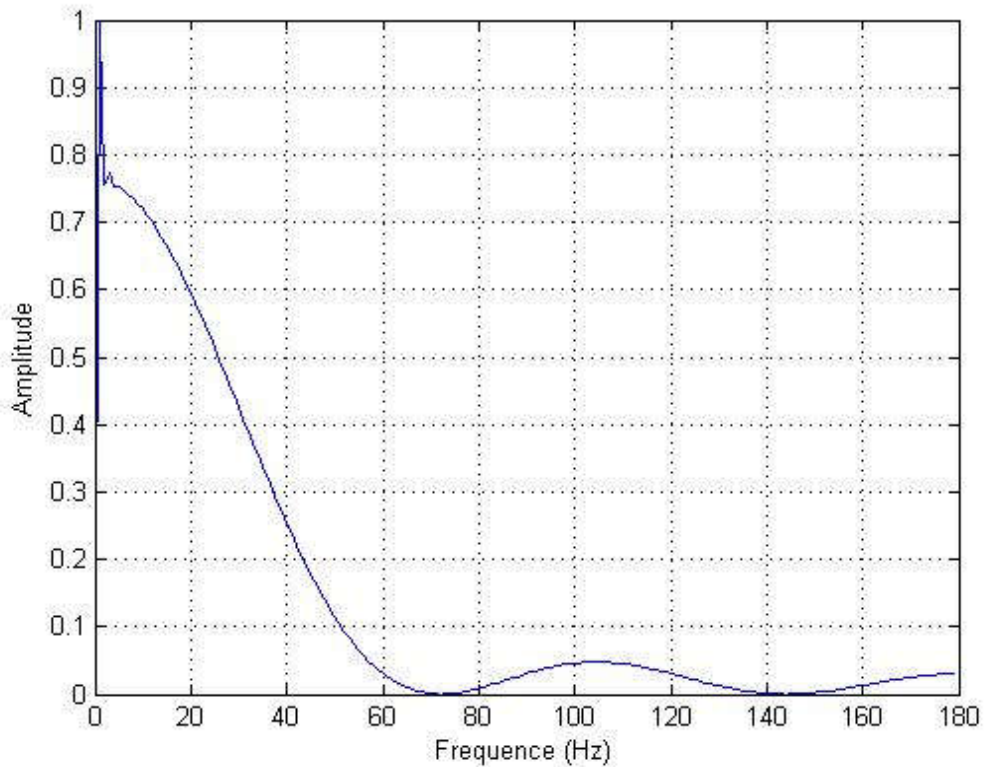


Figure II.14 : Réponse fréquentielle d'amplitude du filtre passe-bande créé par deux filtres passe-bas triangulaires pour $K1=5$ et $K2=200$.

La comparaison entre les réponses fréquentielle des deux filtres passe-bande est illustrée dans les figures (II.11, II.12) pour $k=5$ et $k=200$ montre que la réponse du filtre triangulaire contient moins d'oscillations dans bande passante que celles du filtre rectangulaire.

Une implantation brutale de l'équation (II.1) demande k addition et une division par échantillon.

Plus généralement pour tous filtres à réponse impulsionnelle finie (inclus les filtres triangulaires) caractérisés par :

$$y(k) = \sum_{n=0}^{k-1} h(n)x(k-n) \quad (II.9)$$

Demande k multiplications et additions pour chaque échantillon à noter que l'équation (II.1) est un cas particulier de l'équation (II.9), où $h(n)=1/k$ pour $n=0, \dots, k-1$

Dans notre cas, l'équation (II.1) peut être écrit :

$$y(i) = y(i-1) + ((x(i) - x(i-k)) / k) \quad (II.10)$$

Démonstration :

$$y(i) = \sum_{n=i-k+1}^i x(n) \xrightarrow{Z} Y(Z) = (1/k) \sum_{n=0}^{k-1} X(Z)Z^{-n}$$

$$H(Z) = Y(Z)/X(Z) = (1/k) \sum_{n=0}^{k-1} Z^{-n}$$

$$H(Z) = (1/k) \frac{1-Z^{-k}}{1-Z^{-1}}$$

$$HY(Z)(1-Z^{-1}) = X(Z)(1-Z^{-k}) \xrightarrow{Z^{-1}} y(i) = y(i-1) + (x(i) - x(i-k)) / k$$

L'équation (II.10) est une réalisation récursive de celle décrite en (II.1), qui demande deux multiplications et une division par rapport à k pour chaque échantillon. La minimisations du nombre d'opérations arithmétiques devient plus importante d'autant plus que k est plus grand.

2.3.3. Méthode de Butterworth :

Le filtre de Butterworth est un filtre qui possède un gain très constant dans sa bande passante.

Avant de présenter le filtre de Butterworth, il est nécessaire de présenter les polynômes de

Butterworth. Un polynôme de Butterworth du

N-ième ordre est obtenu à partir des pôles (racines) générés par la relation suivant :

$$P_{i=N} = \begin{cases} e^{\frac{jk\pi}{N}} & \text{pour N impair} \\ e^{\frac{j(2k+1)\pi}{2N}} & \text{pour N pair} \end{cases} \quad (\text{ii.11})$$

Avec $k=1$, on ne conserve que les coefficients ayant une partie réelle négative. Puis en calculant :

$$P_N(s) = \prod_{i=1}^N (s - P_i) \quad (\text{II.12})$$

On obtient le polynôme $P_N(s)$ du N-ième ordre.

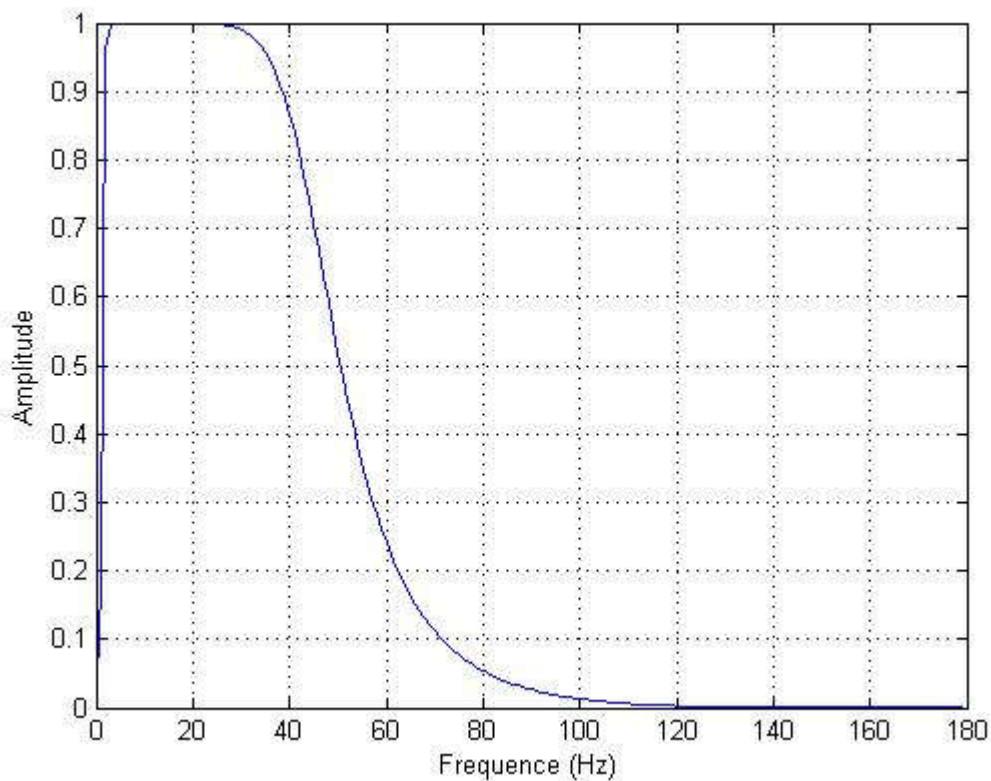


Figure II.15 : Réponse en amplitude et en fréquence d'un filtre passe-bande d'ordre 4. Type butterworth.

Ce filtre numérique passe bande joue deux rôles, un filtre passe-bas qui réduit les bruit hautes fréquences, comme les bruit musculaire, 50HZ,... et d'un filtre passe haut pour minimiser le bruit respiratoire.

2.4. Application :

Nous avons appliqué ces deux méthodes sur des signaux simulés bruité (figures II.16, II.17, II.18)

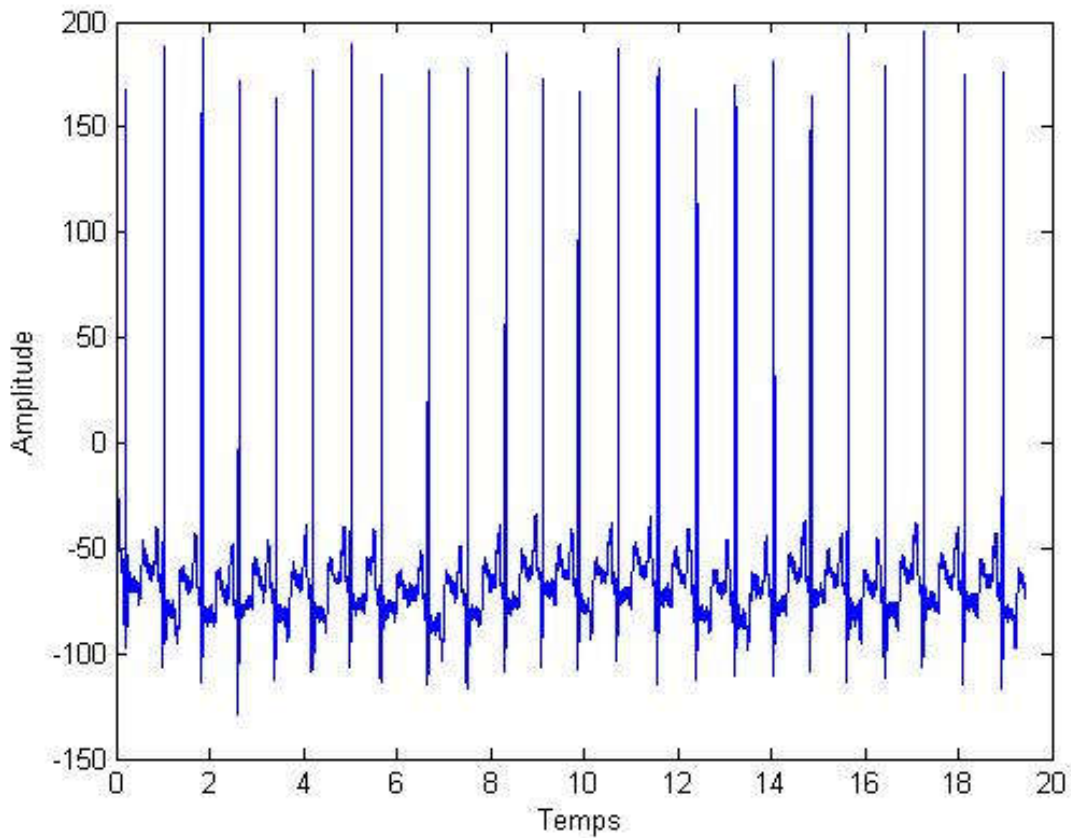


Figure II.16 : signal ECG simulé bruité.

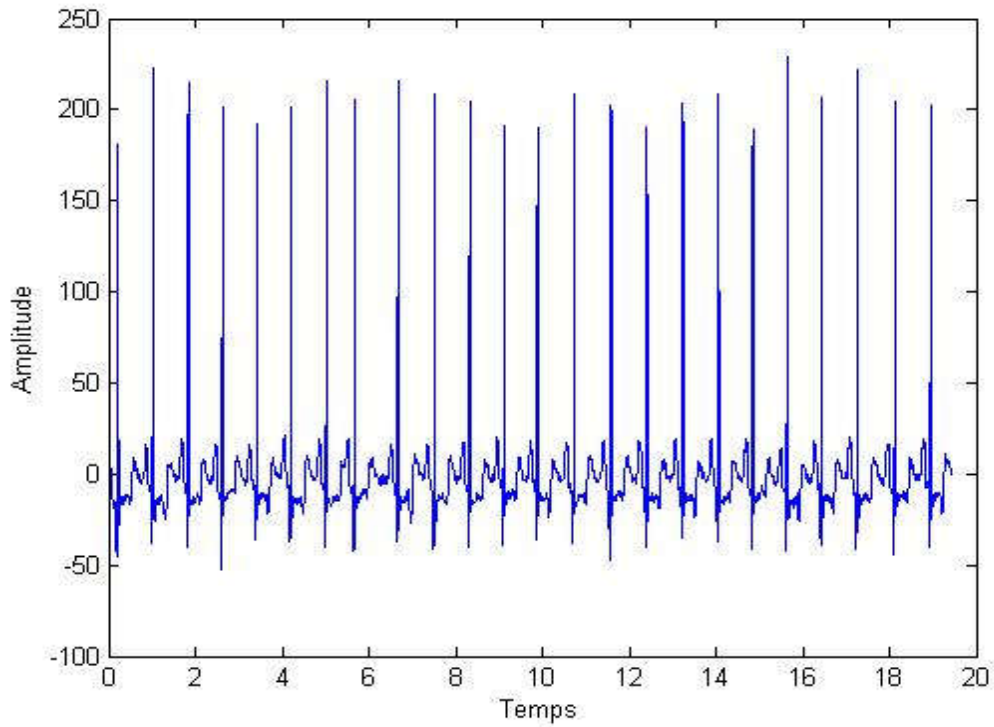


Figure II.17 : Application de la méthode de M. Kunt sur le signal ECG simulé

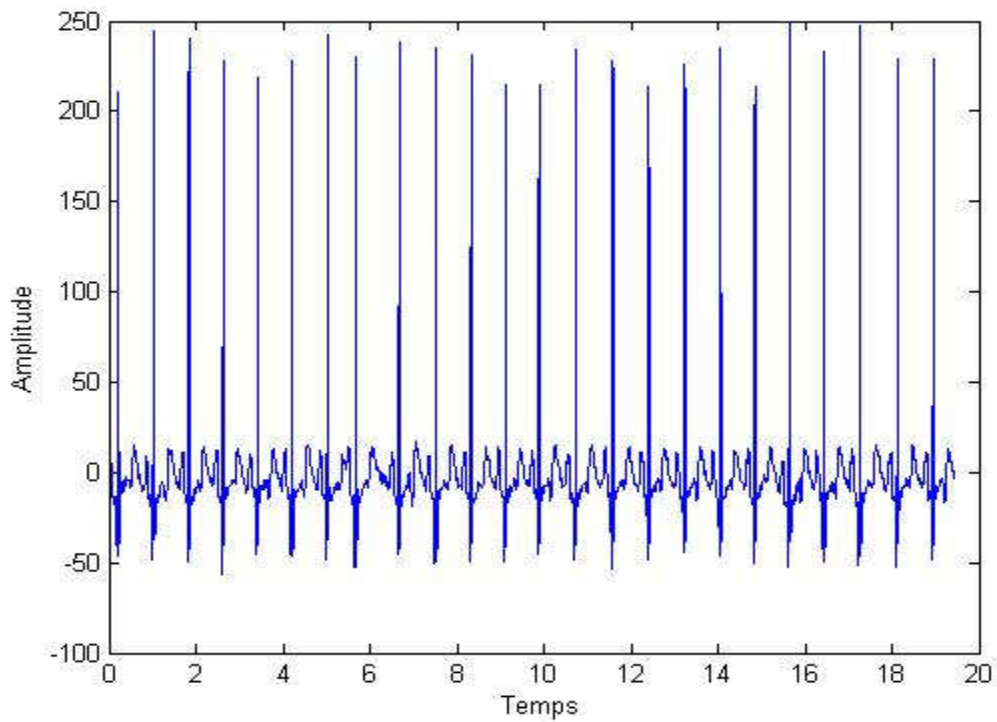


Figure II.18 : Application de butterworth sur le signal ECG simulé.

Nous avons aussi appliqué ces deux méthodes sur des signaux réels de la base de données MIT-BIH (figures II.19, II.20)

2.5. Conclusion:

L'objectif visé de ce chapitre est le filtrage du signal ECG bruité. Pour cela et afin de minimiser le bruit qui contamine le signal ECG, nous avons utilisé deux méthodes de filtrage M .Kunt et Butterworth basée sur le filtrage passe-bande du signal.

Chapitre 3

Détection du complexe QRS

3.1. Introduction

La détection du complexe QRS est d'une importance capitale dans les systèmes de traitement automatique de l'ECG. En effet, une fois les pics R identifiés, il devient facile de calculer la fréquence cardiaque, d'analyser la variabilité du rythme cardiaque (Heart Rate Variability, HRV), de segmenter le signal ECG en vue de son analyse battement par battement ou sa compression et d'analyser la déviation du segment ST dans le but de déceler une ischémie du myocarde (manque d'oxygène du myocarde). Les difficultés de la détection de QRS résident, essentiellement, dans la grande variabilité de la forme du signal parce que leur morphologie varie d'un individu à l'autre, même chez le même sujet, elle varie d'un cycle à l'autre. En plus, des bruits d'origines diverses (contractions musculaires EMG, artefacts de mouvement, interférence avec le secteur, bruit respiratoire, mauvais contact entre les électrodes et la peau, saturation des amplificateurs [14], présents dans l'ECG, ainsi que des ondes P et T de grandes amplitudes peuvent aussi être pris pour des complexes QRS [15]. Une bonne détection des complexes QRS nécessite donc un traitement du signal plus élaboré. Depuis plus de trente ans, les chercheurs ont largement travaillé sur la détection du QRS et ont proposé plusieurs méthodes de détection. Ces techniques souffrent de deux problèmes majeurs : le premier est que la bande passante du complexe QRS diffère d'un individu à l'autre, et même chez le même sujet d'un cycle à l'autre. La deuxième difficulté est le choix du seuil de décision. Une détection robuste des complexes QRS constitue une action préalable à toute analyse du signal ECG mono ou multipiste. Dans ce chapitre, nous allons décrire les différentes techniques de détection des complexes QRS. En exploitant deux bases de données d'arythmies très fréquentes qui sont MIT.BIH et la fibrillation ventriculaire (Cudb), on programme sur Matlab l'algorithme du Bois pour détecter les complexes QRS. L'étude de performance de cette méthode est discutée.

3.2. Principe des détecteurs du complexe QRS

L'opération de détection du complexe QRS est réalisée, en général, en deux étapes : une étape de pré-processing (pré-traitement) et une étape de décision (Fig. 2.1) [16].

Le pré-processeur a pour but d'accroître les amplitudes des complexes QRS et réduire celles des ondes P et T ainsi que le bruit résiduel. Il peut comporter plusieurs techniques de traitement du signal : la dérivation non entière, le filtrage passe-bande, le filtrage non linéaire, les réseaux de neurones ou la transformation en ondelettes. Après, le signal subit une transformation non linéaire, par exemple, une dérivation pour identifier les fortes pentes autour de l'onde R et une élévation au carré pour quantifier l'énergie des complexes QRS. La sortie du pré-processeur fournit des

suites d'impulsions qui seront classées comme des complexes QRS ou du bruit. La deuxième étape consiste, selon des critères de seuillage, en une prise de décision si le maximum est un vrai pic ou un pic illusoire de l'onde R.

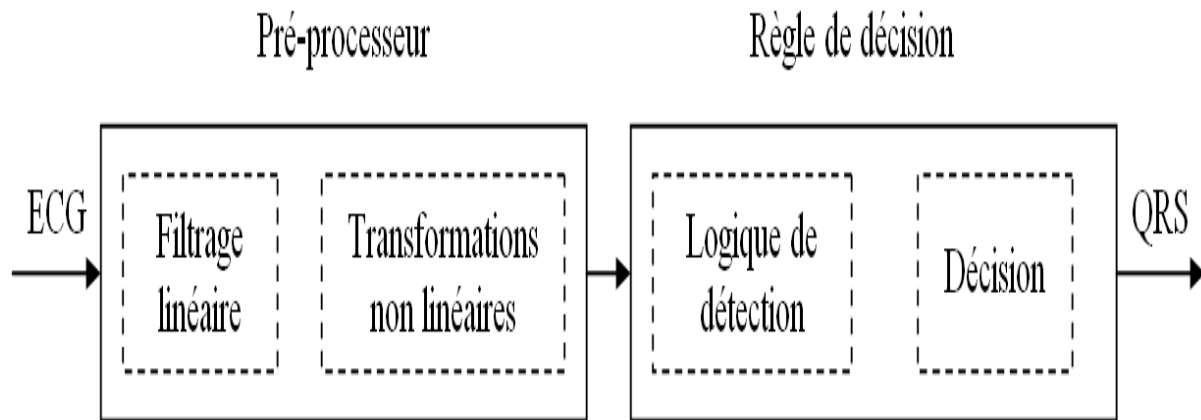


Fig. 2.1. Schéma d'un détecteur du complexe QRS.

3.2.1. Pré-processeur

Le pré-processeur, ou étape de prétraitement, a pour but de séparer les signaux utiles des bruits indésirables. En électrocardiographie, ces bruits sont bien identifiés mais certains ont la particularité de recouvrir la bande spectrale de l'ECG, ce qui les rend difficile à filtrer. Les principales causes de bruits sont soit techniques, soit physiologiques [17]. Les bruits causés par les appareils de mesure peuvent être évités alors que le deuxième type de bruits représentés par l'activité bioélectrique des cellules ne peut pas être contourné. L'étape de prétraitement est traditionnellement fondée sur le filtrage et la dérivation (au sens mathématique) du signal. Cette fonction peut être assurée par des filtres numériques de dérivation première ou seconde ou aussi par une transformation en ondelettes. Les performances des détecteurs de QRS sont donc très liées à la qualité du filtrage. La figure (2.2) montre la densité spectrale de puissance de l'ECG et de ses différentes composantes [18]. On peut voir que l'énergie de l'ECG est répartie dans la bande 2 - 40Hz qui recouvre aussi celle des bruits cliniques typiques.

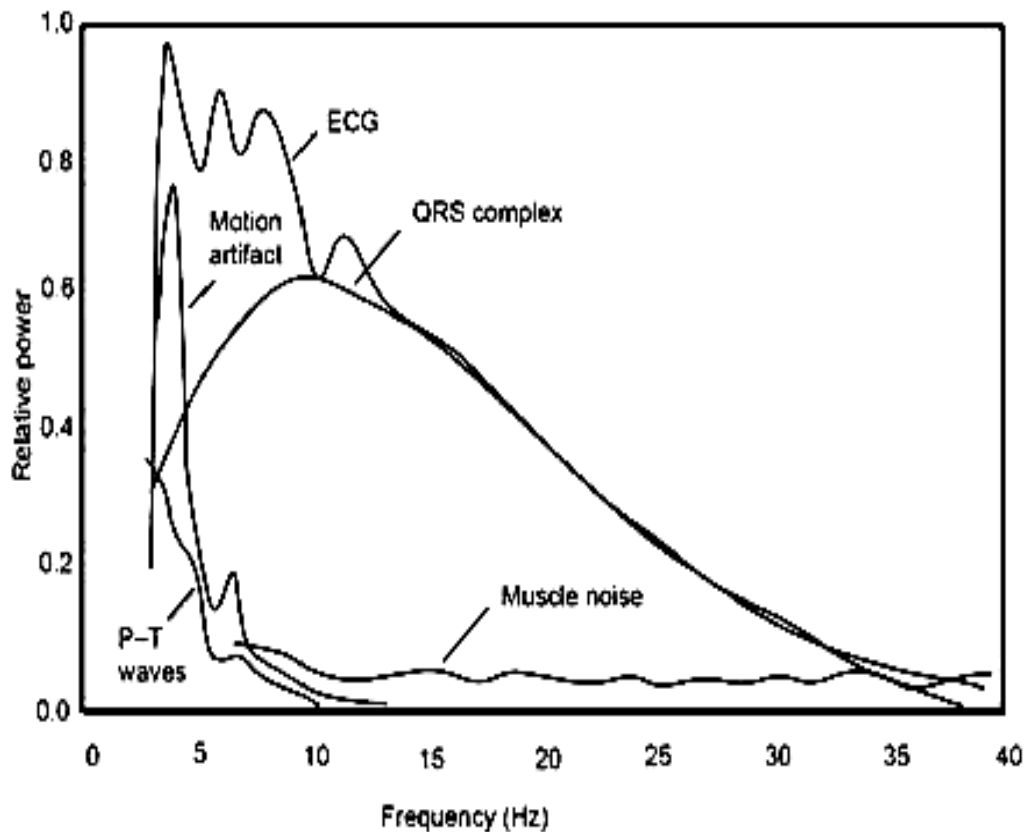


Fig. 2.2. Densité spectrale de puissance de l'ECG et de ses différentes composantes.

D'après les données physiologiques, les complexes QRS ont une énergie maximale dans la bande 5-15 Hz [18]. Il est donc naturel de tenter un filtrage du signal dans cette bande, afin d'atténuer les composantes non désirables, comme l'onde P, l'onde T, la dérive de la ligne de base et le bruit causé par le réseau électrique. Un filtre passe haut peut être utilisé pour filtrer les composantes du bruit de basse fréquence (P, T, fluctuation de la ligne de base) tandis que les perturbations de hautes fréquences seront éliminées par un filtre passe bas, tout en conservant la bande des fréquences utiles du signal presque inchangée. Les filtrages haut et bas peuvent être effectués séparément ou par un seul filtre passe bande. Ces filtres passe bandes numériques ont des fréquences centrales qui se situent dans l'intervalle 10 Hz à 25 Hz [19]. Les transformations non linéaires (valeur absolue, transformation quadratique, intégration, produit multi-échelle pour les ondelettes, ...) ont pour but d'obtenir pour chaque complexe QRS un seul pic positif susceptible d'être repéré si sa valeur dépasse un certain seuil.

3.2.2. Règle de décision

Les stratégies de décision constituent le noyau des algorithmes de détection. Elles garantissent les bonnes performances de détection. Les impulsions issues du pré-processeur sont soumises à ces règles de décision. Le signal disponible possède un maximum absolu pour chaque complexe QRS ; il possède en outre d'autres maxima locaux, de plus faible amplitude en général, qui correspondent soit à du bruit, soit aux ondes P et T. Cette étape consiste donc en une recherche de maxima capable de ne pas prendre en considération les maxima trop faibles qui peuvent correspondre au bruit en effectuant un seuillage en amplitude et ceux trop proches qui risquent d'être introduits par les ondes T en effectuant un seuillage temporel. Les seuils de détection constituent une règle très importante. L'amplitude des battements pouvant varier fortement au cours d'un même enregistrement et d'un enregistrement à l'autre, ces seuils ne peuvent pas être fixés à priori, ils sont donc calculés tout au long de l'analyse [3,14], ce sont des seuils adaptatifs.

a. Seuil adaptatif en amplitude

Le seuillage en amplitude permet de distinguer les maxima correspondant aux ondes R de ceux correspondant aux ondes P et T qui sont, en général, beaucoup plus faibles. L'algorithme calcule un seuil qui vaut 30 % de l'amplitude moyenne des m dernières ondes R détectées et recherche le prochain maximum :

$$\text{Seuil_Amp} = 0.3 \times \text{AR}_{\text{moy}} \quad (2.1)$$

Où AR_{moy} est l'amplitude moyenne des 10 dernières ondes R détectées :

$$\text{AR}_{\text{moy}} = \frac{1}{10} \sum_{i=n-m}^n \text{AR}_i \quad (2.2)$$

Où AR_i est l'amplitude du pic R_i détecté. Si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS et est ainsi validé ; sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant. Autrement dit, le seuil est ajusté tout au long de l'algorithme. Parfois un seul seuil en amplitude peut s'avérer insuffisant et l'algorithme risque de manquer des ondes R de petites amplitudes à cause de cas pathologiques. Pour cela, une étape de récupération des ondes R oubliées doit être envisagée en adoptant d'abord un seuillage temporel

permettant de définir s'il y a eu une onde R ratée, et ensuite l'application d'un deuxième seuil en amplitude habituellement pris comme un pourcentage du premier seuil.

b. Seuil adaptatif en temps

Pour pallier cette difficulté et rattraper les battements manqués, on tient compte de la forte probabilité d'observer un QRS dans un certain intervalle de temps qui vaut $p\%$ de la moyenne des m derniers intervalles RR validés. On calcule le seuil en temps par :

$$\text{Seuil_Temp} = p\% \times \text{RR}_{\text{moy}} \quad (2.3)$$

Où RR_{moy} est la moyenne des m derniers intervalles RR. L'intervalle RR représente la différence des positions de deux pics R successifs :

$$\text{RR} = R_i - R_{i-1} \quad (2.4)$$

Si aucun nouveau complexe n'est détecté dans cet intervalle, l'algorithme revient, dans ce cas, à la dernière détection validée et réexamine cet intervalle avec un seuil abaissé à 10%, au lieu des 30% précédents, c'est la recherche arrière. Ce système permet, dès lors, la détection d'éventuels complexes de petites amplitudes précédemment oubliés.

c. Période réfractaire

En plus des seuils de détection en amplitude et en temps, et afin d'améliorer le taux de détection et réduire le nombre de fausse alarme (fausse détection) et de non détection, les événements détectés dans l'intervalle de 200 ms suivant un complexe QRS détecté sont ignorés. Cet espace de temps correspond à la durée de la phase réfractaire du potentiel d'action [20].

3.3. Etat de l'art sur la détection du complexe QRS

Nous présentons dans cette partie, de façon très sommaire et non exhaustive, quelques algorithmes de détection du complexe QRS. La plupart de ces détecteurs utilisent une seule voie de l'ECG [19].

3.3.1. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée entière

Ces algorithmes sont basés sur le calcul des dérivées premières et secondes du signal ECG et l'élaboration d'un seuil combinés avec d'autres traitements (valeur absolue, lissage, sommation pondérée, élimination de la valeur moyenne).

3.3.2. Algorithmes basés sur le calcul de la dérivée non entière

Leur principe repose sur la conception de filtres (passe bande et passe bas) à phase linéaire basés sur la dérivation non entière. La fréquence centrale ainsi que les coefficients des filtres sont fonction des ordres de dérivation non entière. Les différents paramètres de ces filtres sont optimisés en utilisant des modèles fractionnaires de la densité spectrale de puissance du complexe QRS [14,21].

3.3.3. Algorithmes basés sur les réseaux de neurones

Un réseau de neurones est une somme pondérée de fonctions non-linéaires paramétrées, appelées "neurones cachés", des variables de la fonction à modéliser. Chaque neurone caché est généralement la tangente hyperbolique d'une somme pondérée des variables du modèle. Xue et al. [20] ont développé un algorithme de détection du complexe QRS qui utilise un filtre adaptatif basé sur les réseaux de neurones, généralement utilisé en reconnaissance de forme, pour éliminer la corrélation dans les composantes basses fréquences de l'ECG et du bruit qui l'affecte. Ils ont appliqué un filtre adapté pour la détection du complexe QRS dans le signal issu de ce prétraitement.

3.3.4. Algorithmes basés sur la transformée en ondelettes

L'idée de la transformée en ondelettes a été exploitée dans de nombreux travaux pour détecter les complexes QRS et les ondes P et T. Par cette approche, on peut réaliser un filtre passe bande de type RIF à phase linéaire dont la fréquence centrale dépend de l'échelle. En utilisant la notion des maxima du module, la détection du complexe QRS par ondelettes sur plusieurs échelles permet une bonne localisation du QRS.

3.3.5. Algorithmes basés sur le filtrage passe bande

Ces algorithmes sont très utilisés. L'un des plus anciens est celui de Pan et Tompkins. Plus récent encore est celui de Dubois mais, également, inspiré de la technique présentée par Pan et Tompkins. Il comprend six étapes :

1. Filtrage passe bande
2. Dérivation
3. Transformation non linéaire
4. Intégration
5. Filtrage passe bas
6. Seuillage adaptatif.

3.3.6. Algorithme basé sur la transformée de Hilbert

Utilisé par Benitez et al. [9], Cet algorithme récent utilise la dérivé et la transformée de Hilbert pour rehausser les QRS de l'ECG. Un filtre passe-bande est formé par un filtre RIF avec une fenêtre de Kaiser-Bessel. Puis, la dérivée est ensuite calculée, les passages par zéro sont rehaussés par la transformée de Hilbert. Les complexes QRS sont localisés par un seuillage.

3.4. Détection du complexe QRS

Cette partie présente les détails de la détection des complexes QRS sur une piste unique. A première vue, cette détection semblerait pouvoir être effectuée par un simple seuillage du signal, car les ondes R sont en général de plus grande amplitude que les autres (Fig. 2.3). Mais ce n'est pas le cas chez tous les patients : parfois, l'onde T est d'amplitude comparable, ce qui pourrait être une sérieuse cause d'erreur (Fig. 2.4). Une bonne détection des complexes QRS nécessite donc un traitement du signal plus élaboré. L'idée générale est d'exploiter non seulement la grande dynamique des ondes R, mais aussi une propriété qui leur est propre : leurs variations rapides.

3.3.1. Organigrammes :

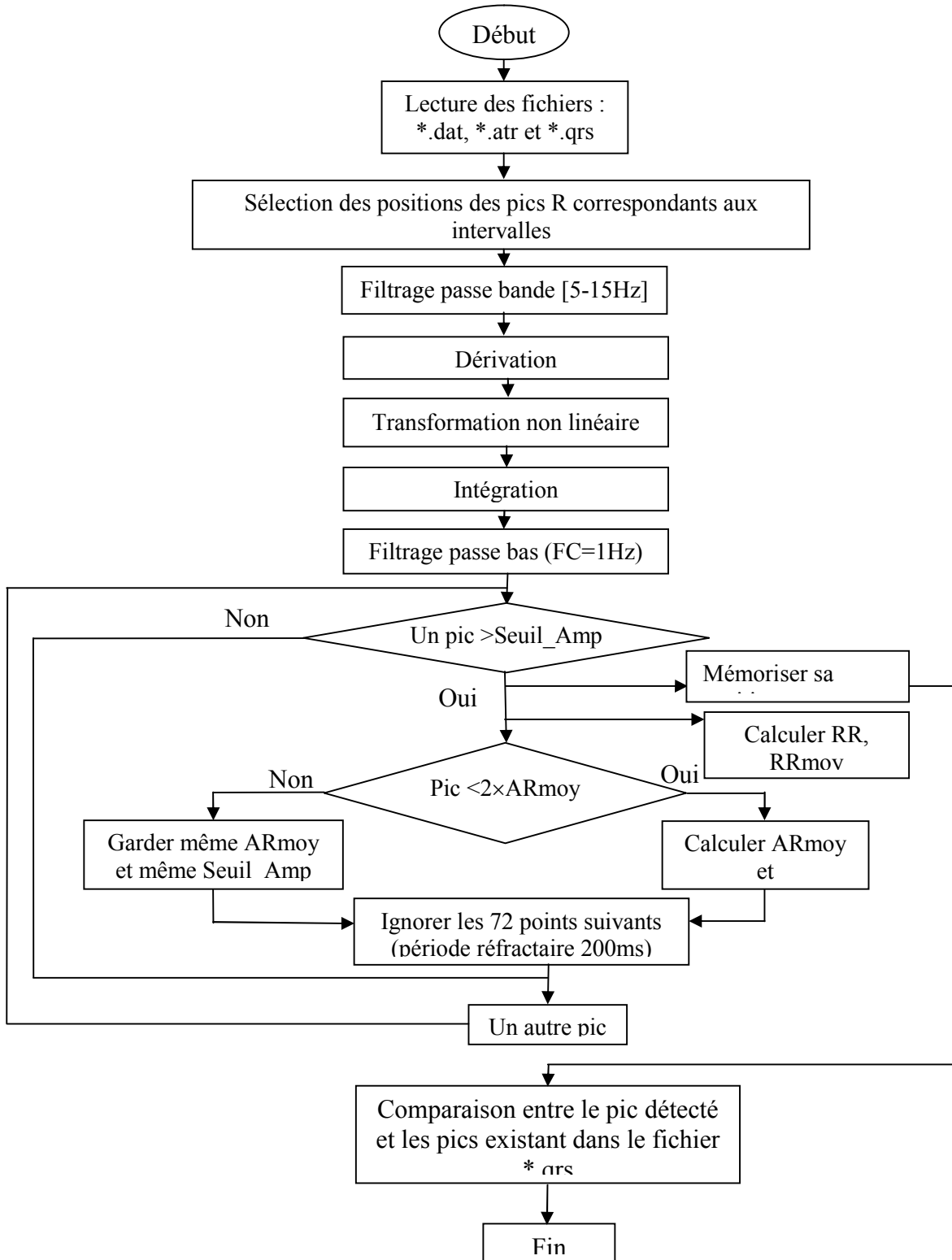


Fig. 3.1. Organigramme de la détection pour la base MIT.BIH.

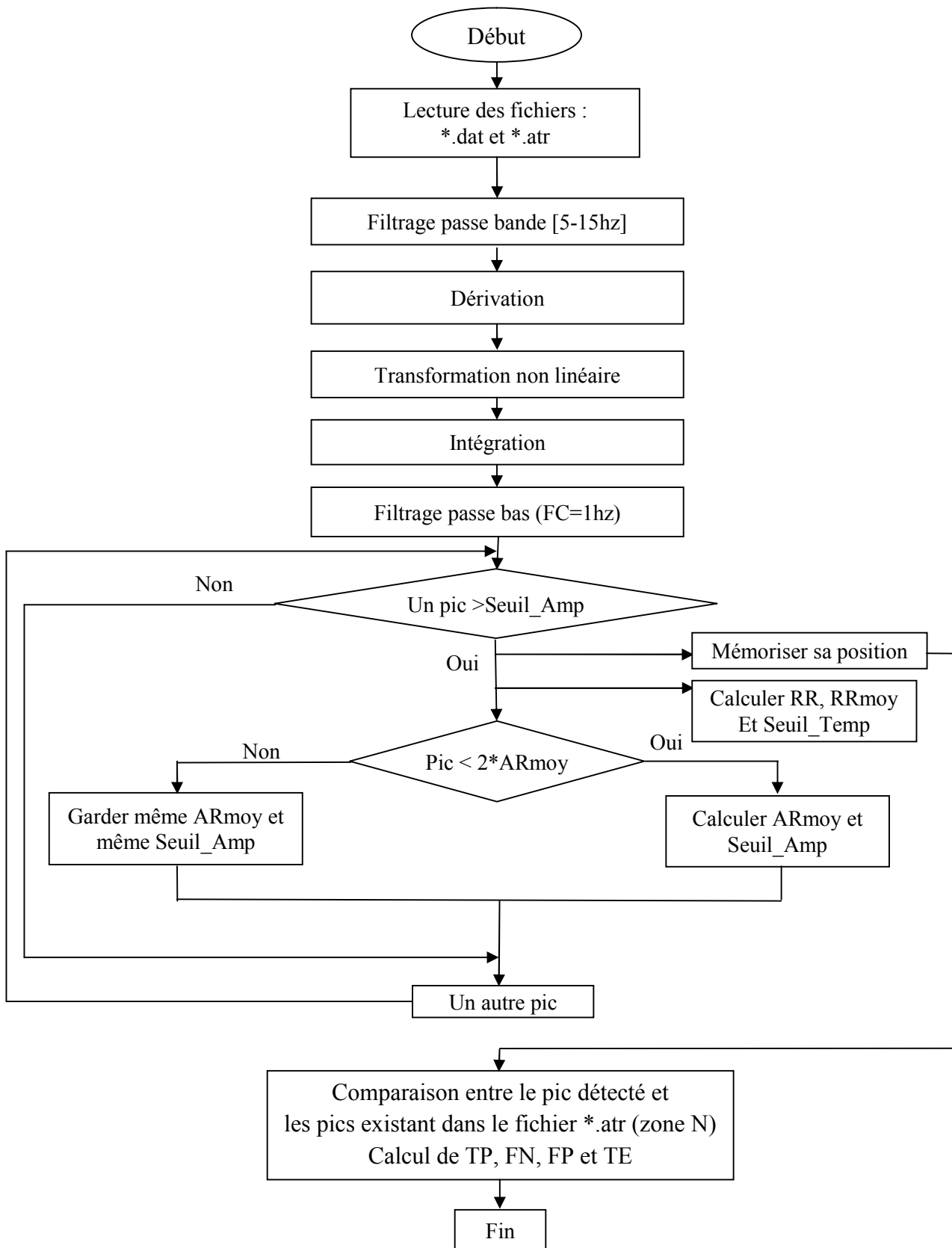


Fig. 3.2. Organigramme de la détection pour la base Cudb.

3.4.1. Application de la méthode de R. Dubois

L'algorithme de détection du complexe QRS que nous avons utilisé est une approche basée sur l'algorithme de Dubois qui est inspiré de la technique présentée par Pan et Tompkins [22]. Il se décompose de la manière suivante (Fig. 2.5) :

1. Filtrage passe bande
2. Dérivation
3. Transformation non linéaire
4. Intégration
5. Filtrage passe bas
6. Seuillage adaptatif.

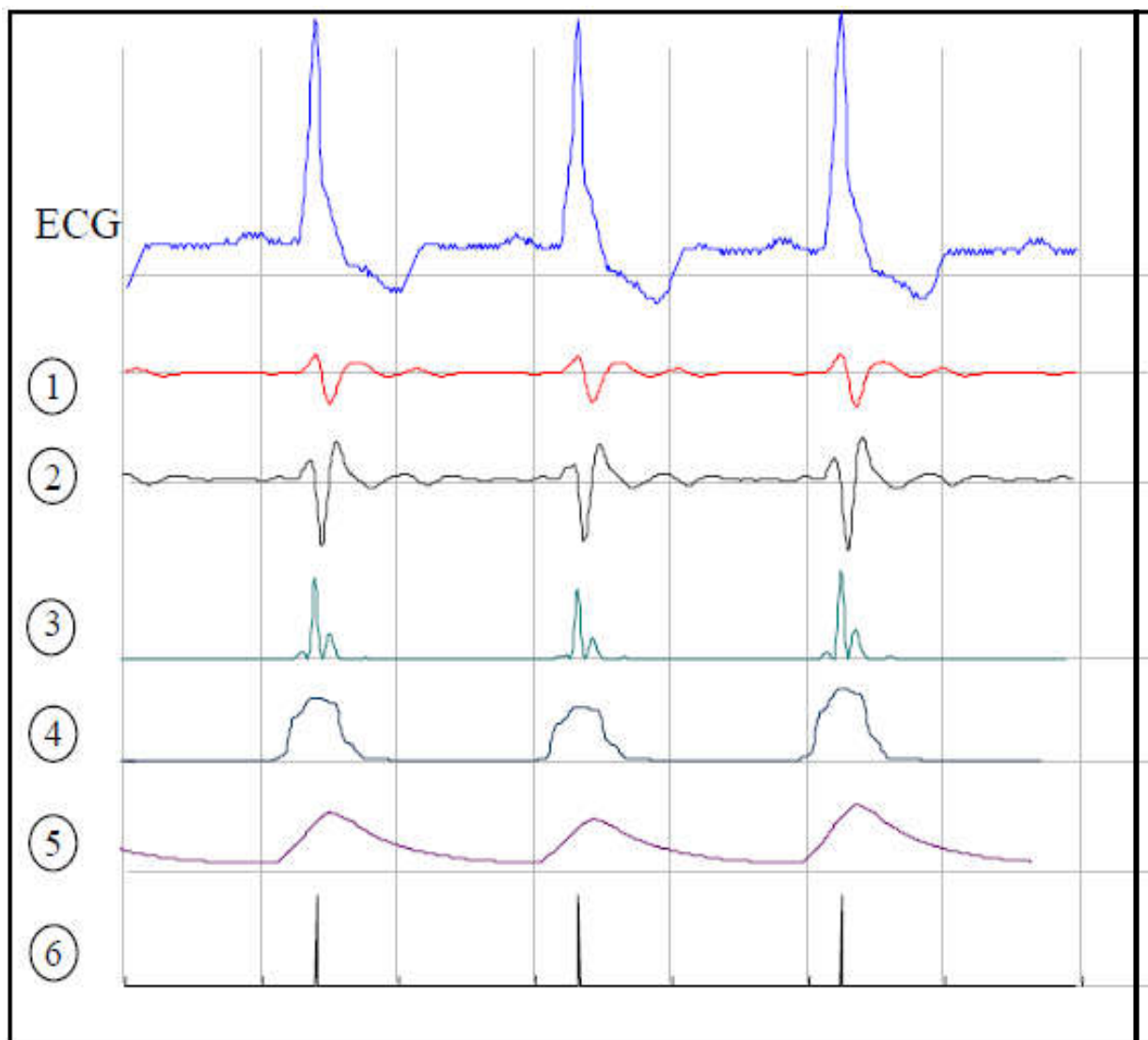


Fig. 2.5. Décomposition d'un ECG avec l'algorithme de Dubois.

Dans la suite, nous décrirons en détail les six étapes de l'algorithme de la figure (2.5). Les valeurs numériques des expressions littérales proposées ici correspondent à un signal échantillonné à 360Hz, mais l'algorithme s'adapte à toutes les fréquences d'échantillonnage.

a. Filtrage passe-bande

D'après les données physiologiques, les ondes R ont une énergie maximale dans la bande 5-15 Hz [23]. Il est donc naturel de commencer par un filtrage du signal dans cette bande (Fig. 2.5-1). Le filtre utilisé est un filtre numérique récursif de bande passante [5-15] Hz, d'ordre 4 (Fig. 2.6).

$$H(Z) = \frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{0.0070 - 0.0140 Z^{-2} + 0.0070 Z^{-4}}{1.0000 - 3.7113 Z^{-1} + 5.2094 Z^{-2} - 3.2789 Z^{-3} + 0.7813 Z^{-4}} \quad (2.5)$$

Où X est l'entrée et Y la sortie.

b. Dérivation

Le complexe QRS étant bref (entre 0.02 et 0.2 seconde), et de forte amplitude, la dérivée du signal à ce niveau présente des valeurs maximales élevées. On continue donc le traitement du signal par l'application d'un filtre dérivateur numérique (Fig. 2.5-2), par exemple :

$$H(Z) = \frac{Y(Z)}{X(Z)} = 1 + 2Z^{-1} - 2Z^{-3} - Z^{-4} \quad (2.6)$$

c. Transformation non linéaire

Afin d'accentuer le contraste mis en évidence par la dérivation, on élève au carré le signal obtenu, ce qui permet, en outre, d'éliminer le signe et d'assurer la symétrie de détection entre les ondes R et les ondes QS (Fig. 2.5-3).

d. Intégration

L'intégration du signal suivi du filtrage passe bas permet d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. La taille de la fenêtre d'intégration doit être adaptée à la largeur moyenne d'un complexe QRS. Si elle est trop grande, le maximum est décalé en temps par rapport à la position du R (influence de l'onde T) ; si, au contraire, elle est trop petite, on obtient plusieurs pics pour une même onde R. La taille, choisie ici de manière empirique, est de 0.15 seconde [24] ce qui correspond au double de la largeur moyenne d'un complexe QRS (Fig. 2.5-4).

e. Filtrage passe bas

Le signal obtenu est filtré passe-bas afin d'enlever le bruit haute fréquence résiduel, et d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. Le filtre est un filtre récursif d'ordre 1 de fréquence de coupure 1 Hz (Fig. 2.5-5).

$$H(Z) = \frac{Y(Z)}{X(Z)} = \frac{0.0087 + 0.0087Z^{-1}}{1.000 - 0.9827Z^{-1}} \quad (2.7)$$

3.4.2. Seuillage adaptatif

À l'issue du traitement précédent, le signal disponible possède un maximum absolu pour chaque complexe QRS; il possède en outre d'autres maxima locaux, de plus faible amplitude en général, qui correspondent soit à du bruit, soit aux ondes T. Cette étape consiste donc en une recherche de maxima capable de ne pas prendre en considération les maxima trop faibles qui peuvent correspondre au bruit en effectuant un seuillage en amplitude et ceux trop proches qui risquent d'être introduits par les ondes T en effectuant un seuillage temporel; ces deux types de seuillage sont décrits aux paragraphes suivants. En outre, l'amplitude des battements pouvant varier fortement au cours d'un même enregistrement et d'un enregistrement à l'autre, les seuils utilisés ne peuvent pas être fixés a priori : ils sont donc calculés tout au long de l'analyse.

a. Seuil adaptatif en amplitude

Le seuillage en amplitude permet de distinguer les maxima correspondant aux ondes R de ceux correspondant aux ondes Pet T qui sont en général beaucoup plus faibles. L'algorithme calcule un seuil qui vaut 30 % de l'amplitude moyenne des 5 dernières ondes R détectées, et recherche le prochain maximum. Si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS et est ainsi validé. Sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant (Fig. 2.7). Cependant, un test sur l'amplitude de ce pic R est effectué si elle est inférieure à deux fois la valeur précédente de AR_{moy} ; si oui, on calcule la nouvelle moyenne des 5 derniers pics R détectés, AR_{moy} , pour évaluer le nouveau seuil ; sinon, on gardera la même valeur de AR_{moy} et donc, le même seuil précédent.

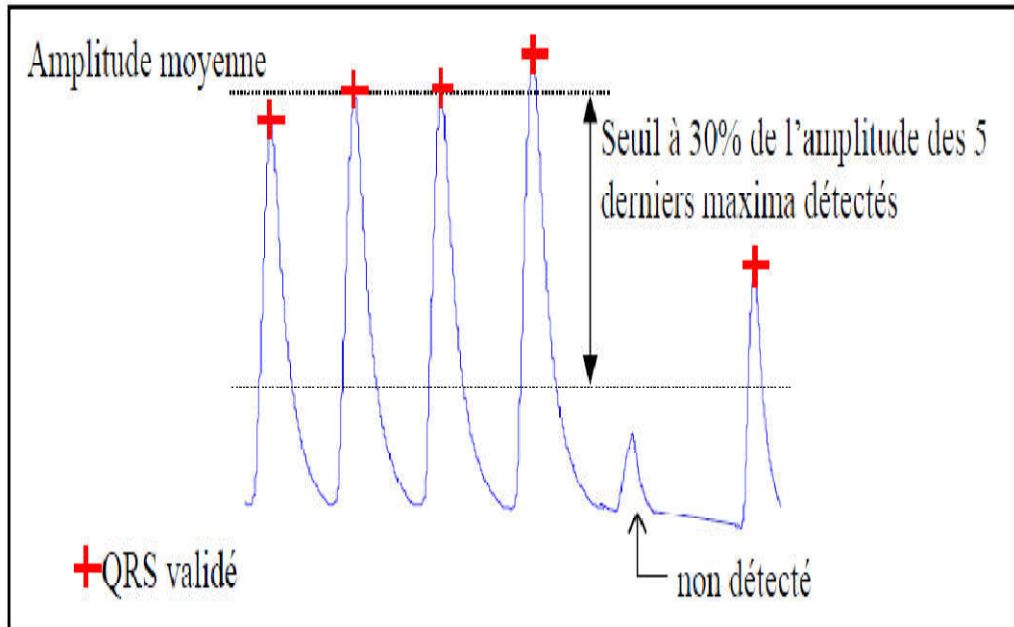


Fig. 2.7. Calcul du seuil adaptatif en amplitude.

Autrement dit, on recherche ici les maxima du signal qui sont supérieurs à un seuil ajusté tout au long de l'algorithme. Mais cette simple adaptation du seuil en amplitude ne suffit pas : dans plusieurs cas (changement de position, extrasystole ventriculaire, ...) on peut observer une baisse soudaine de l'amplitude des ondes R donc de l'amplitude des maxima associés. Dans ce cas, l'algorithme est mis en défaut car les maxima sont tous en dessous du seuil.

b. Seuil adaptatif en temps

Pour les QRS d'amplitudes réduites, on tient compte de la forte probabilité d'observer un QRS dans un certain intervalle de temps : si aucun nouveau complexe n'est détecté dans un intervalle valant 166% de la moyenne des sept derniers intervalles RR validés, l'algorithme recommence la recherche de maximum avec un seuil abaissé à 10%, au lieu des 30% précédents (Fig. 2.8).

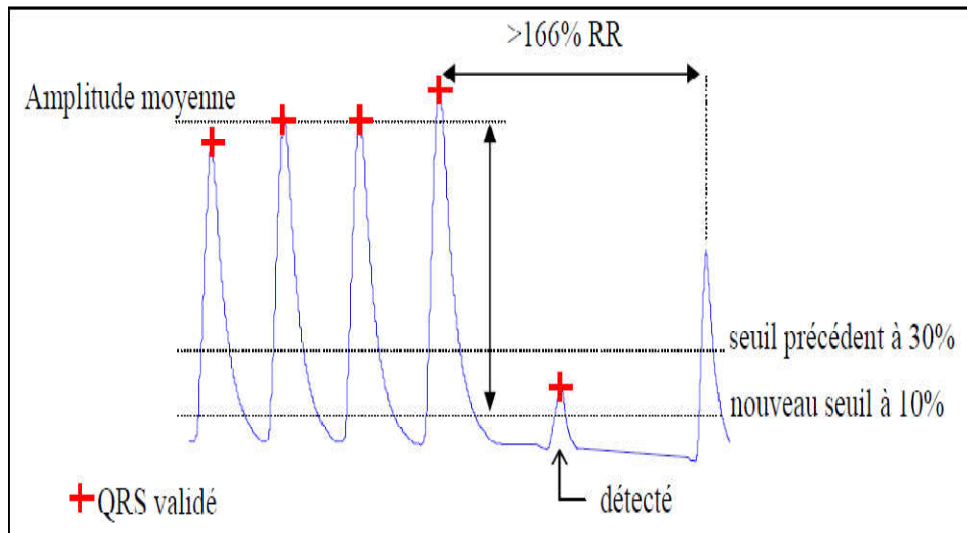


Fig. 2.8. Calcul du seuil adaptatif en temps.

3.5. Validation et évaluation des performances

La validation des méthodes de détection est réalisée sur des signaux ECG sélectionnés dans des bases de données standard manuellement annotées ou non par des cardiologues. On peut citer la base d'arythmies MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology-Beth Palastine Hospital) qui est très répandue en ce domaine.

En ce sens, les complexes QRS détectés seront comparés au fichier d'annotation, s'il existe, associé à chaque enregistrement de la base de données pour déterminer l'erreur. Les performances de l'algorithme de détection sont évaluées en terme de :

- nombre de QRS correctement détectés TP (True Positive),
- nombre de QRS faussement détectés FP (False Positive) : c'est le nombre d'ondes R qui ont été détectées par l'algorithme alors qu'elles ne font pas partie de cette catégorie.
- nombre de QRS oubliés FN (False Negative) : c'est le nombre d'ondes étiquetées R que l'algorithme n'a pas détectées.

Ces erreurs peuvent correspondre à des emplacements repérés par l'algorithme alors qu'il n'y avait aucune onde caractéristique, ou encore qu'il s'agisse d'une autre onde caractéristique ou du bruit. La procédure généralement utilisée pour le calcul des valeurs de TP, FP et FN est expliquée dans ce qui suit [10]. Notons par t_i l'instant deuxième complexe QRS manuellement marqué par les cardiologues dans un enregistrement ECG de la base de données, et notons par t_j l'instant du $j^{\text{ème}}$ complexe QRS automatiquement détecté par l'algorithme. Un battement t_j est considéré comme étant bien détecté (TP), si on a, pour un seuil choisi θ :

$$|t_j - t_i| \leq \theta \quad (2.8)$$

Une fausse détection (FP) se produit lorsque t_j se trouve à une distance supérieure à θ de t_i pour tout t_i . Finalement, un battement est considéré absent (FN) si aucune détection ne se produit à une distance plus petite que θ de t_i pour tout t_i . Pour la valeur du paramètre θ de l'équation (2.8), nous l'avons choisi égal à 120 ms correspondant à la largeur d'un complexe QRS typique. Pour juger de la qualité du détecteur, on calcule, habituellement:

- Le taux d'erreur donné par :

$$TE(\%) = \frac{FN + FP}{NBT} \times 100 \quad (2.9)$$

Où NBT est le nombre de battements (nombre de QRS total qui est égal à la taille du vecteur annotation).

- Le taux de détection (TD) est défini par :

$$TD(\%) = 100 - TE(\%) \quad (2.10)$$

3.3.2. Résultats et discussion

En exploitant deux bases de données d'arythmies très fréquentes qui sont MIT.BIH et (Cudb), on applique l'algorithme Dubois, en programmant sur Matlab, pour détecter les complexes QRS, on étudie ensuite les performances de cet algorithme.

a. Prétraitement

La phase de prétraitement est capitale. On présente, ci-dessous, quelques exemples de signaux réels émanant des deux bases de données (Fig. 3.3 à 3.7). On dénote en (a) le signal ECG original, la section (b) donne le signal filtré passe-bande, on retrouve en (c) la dérivée du dernier signal, qui est, ensuite, transformé par une opération d'élévation au carré (d) suivi d'une intégration (e) et enfin on termine par un filtrage passe bas, dans le but d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe QRS (f). Cette opération fournit, à terme, un signal adapté pour une prise de décision.

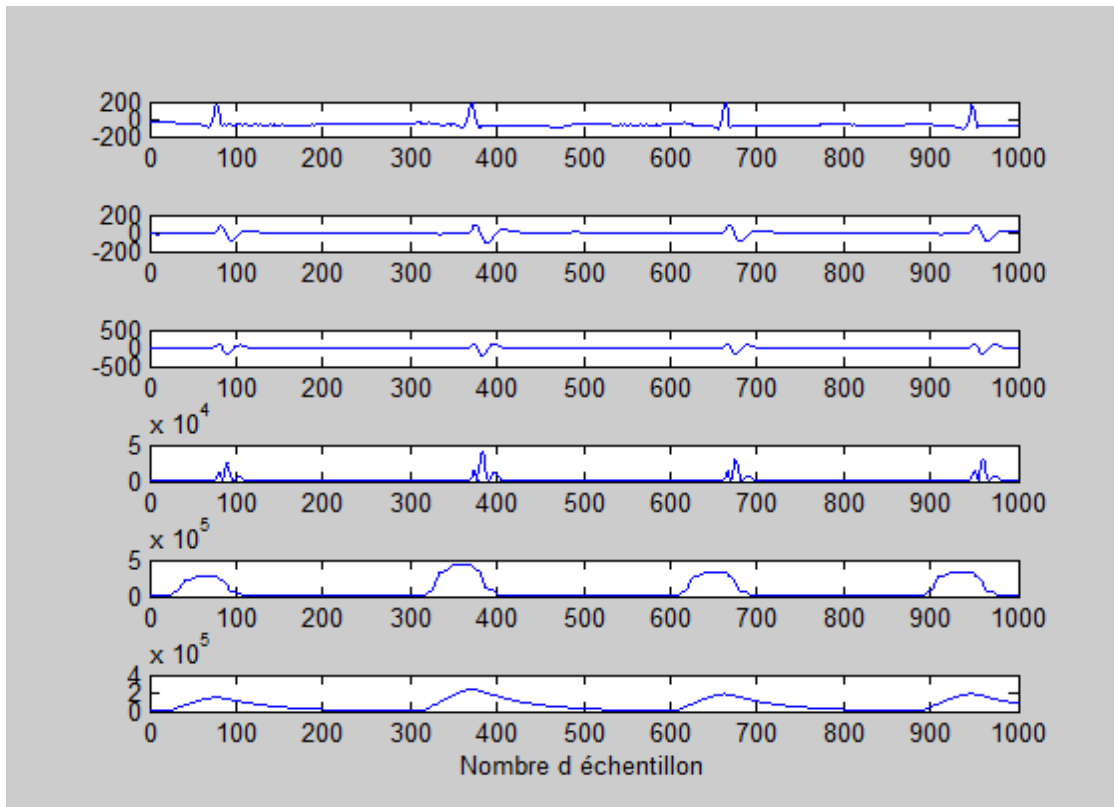


Fig.3.3. Phases de prétraitement du signal ECG : 100.dat (MIT.BH).

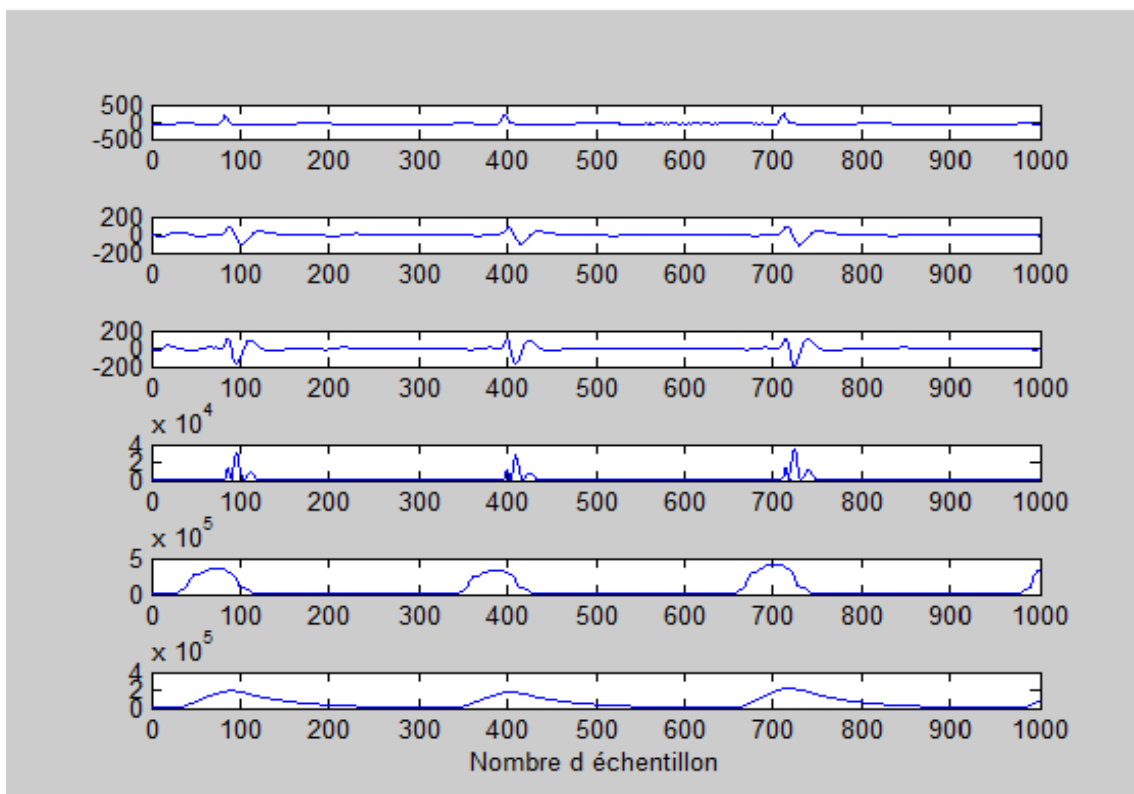


Fig.3.4. Phases de prétraitement du signal ECG : 101.dat (MIT.BH).

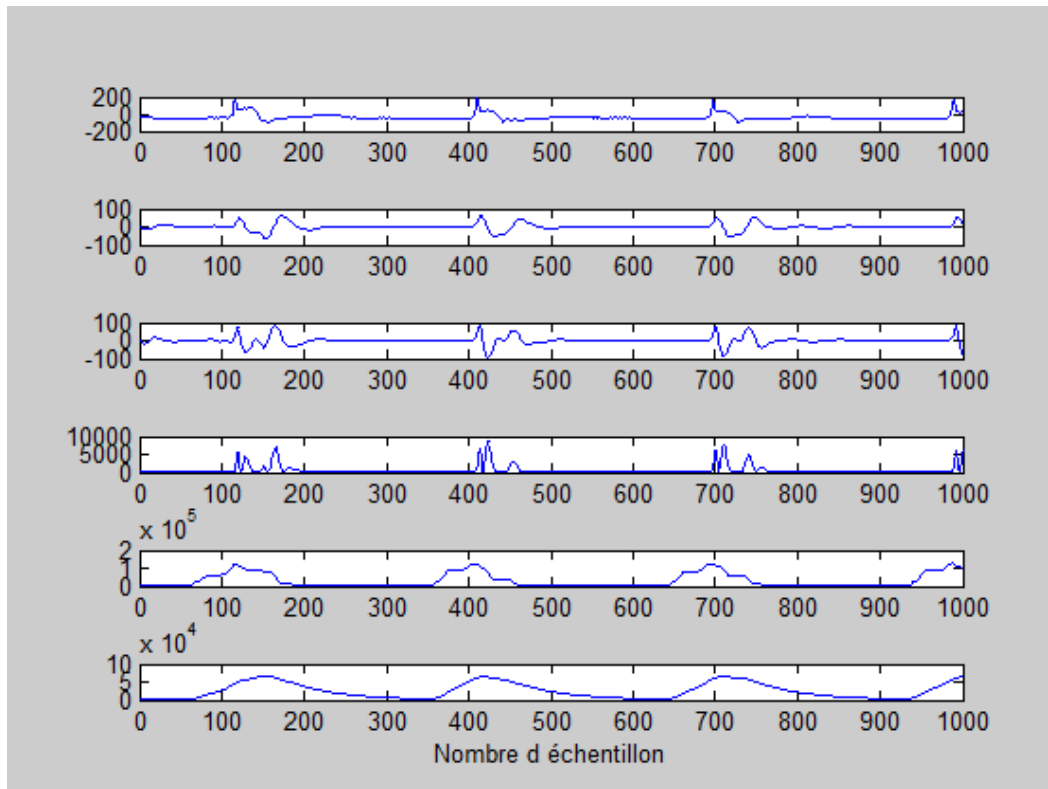


Fig.3.5. Phases de prétraitement du signal ECG : 103.dat (MIT.BIH).

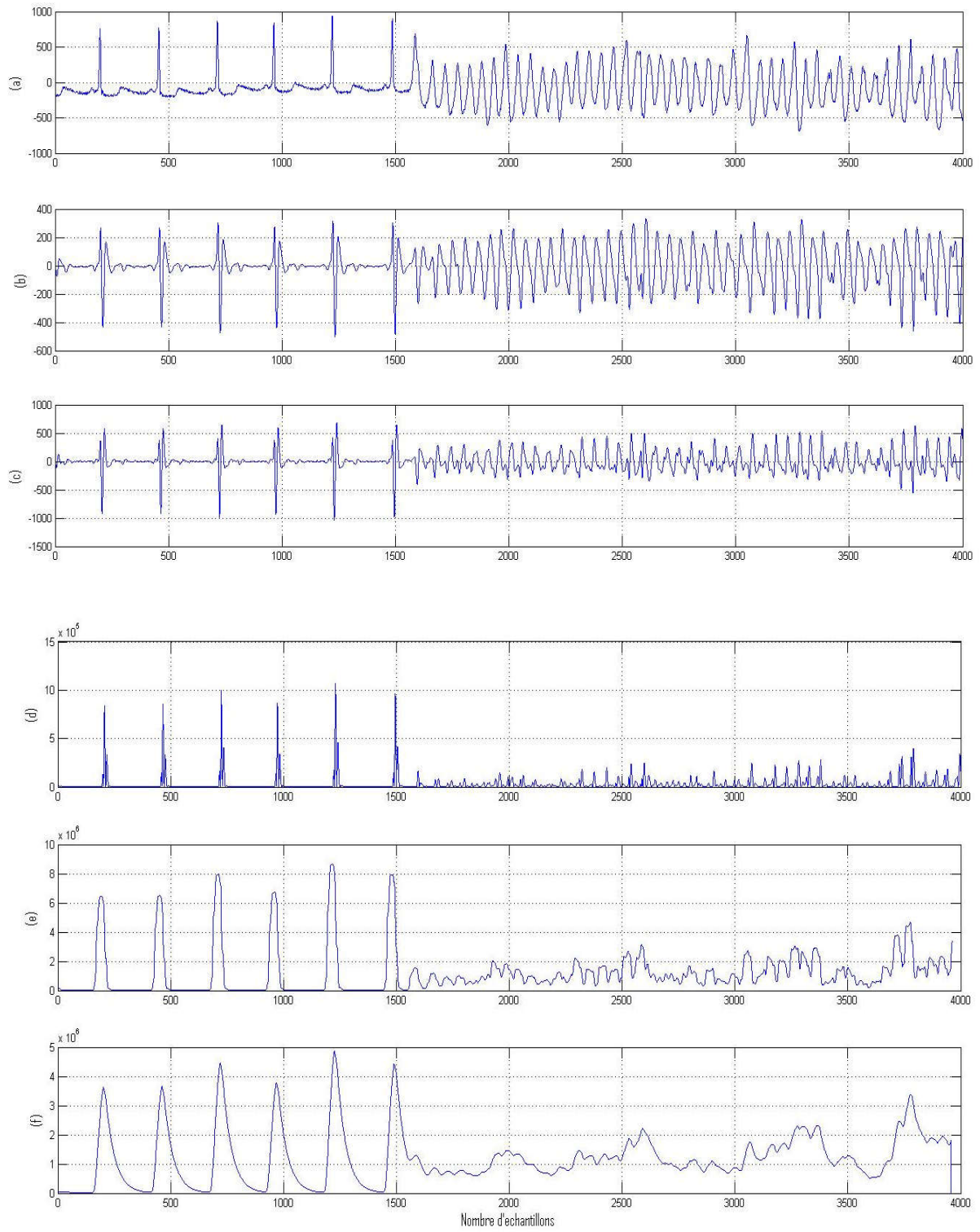


Fig. 3.6. Phases de prétraitement du signal ECG : cu01.dat (Cudb).

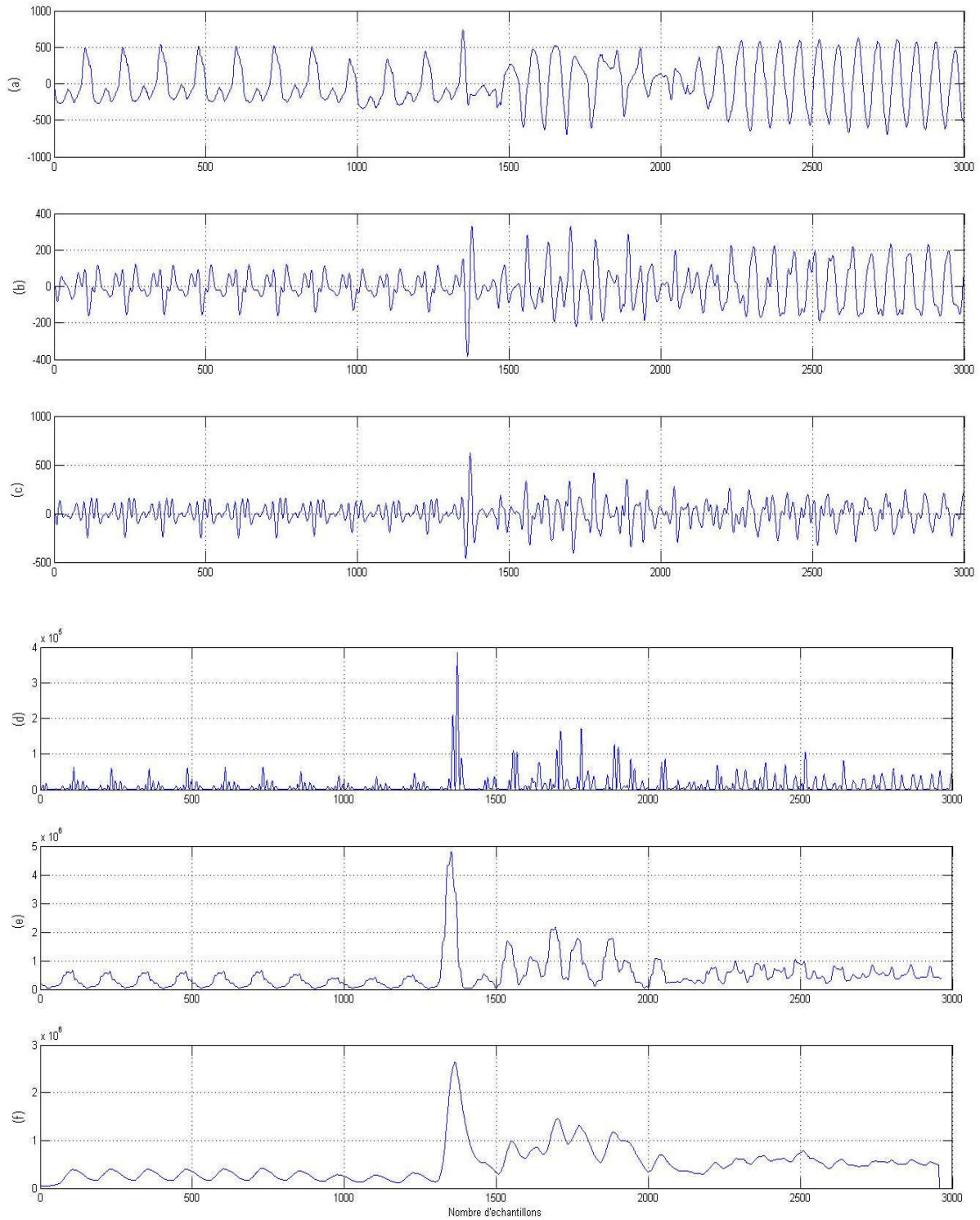


Fig. 3.7. Phases de prétraitement du signal ECG : cu03.dat (Cudb).

On peut constater que pour cette portion de signal choisie, l'algorithme de prétraitement se comporte plutôt d'une manière acceptable. Toutefois, son évaluation sur tout le signal sélectionné est approuvée par les résultats de la détection des pics R, en termes de taux d'erreur.

b. Décision

La stratégie de décision constitue le noyau de l'algorithme de détection, elle garantit les bonnes performances de détection. A l'issue du prétraitement précédent, le signal disponible possède un maximum absolu pour chaque complexe QRS ; il possède en outre d'autres maxima locaux, de plus faible amplitude en général, qui correspondent soit au bruit, soit aux ondes P ou T. La règle de décision est définie comme un franchissement de l'amplitude du signal au-dessus d'un seuil dont la valeur est fixée adaptativement. Quand l'amplitude atteint le seuil de détection calculé, l'algorithme marquera ce temps comme étant l'instant d'occurrence de l'onde R.

- Le tableau (3.1) illustre les résultats de la détection appliquée à la base MIT.BH. Pour les signaux 112, 113 et 115.dat, le taux d'erreur est nul, donc un taux de détection de 100%. Un taux d'erreur de 0.98% pour l'enregistrement 103.dat est acceptable vue le nombre de battement élevé.

Tableau 3.1. Résultats de la détection du complexe QRS testée sur la base MIT.BIH :

N° Enr.	TP	FN	FP	SE (%)
100	2272	2	0	99.9120
101	1865	10	3	99.4667
103	2082	10	0	99.5220
112	2539	12	0	99.5296
113	1794	3	0	99.8331
115	1953	10	0	99.4906
117	1535	5	0	99.6753
118	2266	22	12	99.0385
121	1862	15	0	99.2009
122	2476	4	0	99.8387
123	1515	5	0	99.6711
202	2131	23	0	98.9322
205	2655	30	0	98.8827
212	2748	16	0	99.4211

- Après l'application de l'algorithme de détection de Dubois sur la base de données Cudb, le tableau (3.2) suivant résume les résultats obtenus.

Tableau 3.2. Résultats de la détection du complexe QRS testée sur la base (Cudb).

N° Enr.	NBT	TP	FN	FP	SE (%)
cu01	203	202	1	0	99.51
cu03	938	926	12	5	98.19

Pour ces deux signaux, la sensibilité est acceptable même pour l'enregistrement cu03.dat car il présente des périodes très bruitées.

3.4. Conclusion

Dans ce chapitre on a proposé une application de l'algorithme de Dubois qui consiste en la localisation des positions des complexes QRS. Cette méthode est basée sur une phase de prétraitement puis une règle de décision. Pour confirmer cette analyse, l'étude est employée sur deux bases de données d'arythmies très fréquentes qui sont MIT.BIH et (Cudb), en plus du battement normal. Les performances de cette démarche sont mesurées en termes de bonne détection, fausse détection et taux d'erreur. La non détection provient des pics R faussement localisés et des pics R oubliés. En fin, les résultats obtenus sont prometteurs et constituent une base pour le calcul de la fréquence cardiaque ainsi que l'estimation des intervalles RR et l'étude de la variabilité du rythme.

4. CONCLUSION GENERALE

Dans ce travail, on s'est intéressée au signal cardiaque vu par ECG. En particulier, on a étudié le complexe QRS, vu son importance dans le diagnostic clinique des patients. En effet, nous avons étudié un ensemble d'algorithmes pour la détection du complexe QRS, et nous avons programmé une application, inspiré de l'algorithme de détection de Dubois, sous Matlab dont l'efficacité a été vérifiée par plusieurs simulations.

Pour une meilleure compréhension du problème traité, il a été nécessaire de décrire le système cardiovasculaire, son fonctionnement, ainsi que la description des différents actions mécanique et électrique, en particulier les ondes appelées électrocardiogramme expliquant le diagnostic médical du cœur pour l'intérêt de la médecine.

Mais pour traiter efficacement le problème réel, nous avons exploité deux bases de données très réputées dans les centres cardiaques et qui sont la MIT-BIH et la Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia (Cudb) où l'on peut trouver des cas de fibrillation ventriculaire. Pour chaque base de données nous avons proposé un algorithme adéquat qui dépend de la sélection et la présentation des échantillons étudiés.

Pour avoir une meilleure détection du complexe QRS, un prétraitement du signal ECG est nécessaire. Pour cela, nous avons étudié et simulé une multitude de techniques de filtre qui permettent d'éliminer le bruit haute fréquence et celui dû au secteur électrique. Les performances des différents filtres ont été vérifiées par les différentes simulations. Le filtre de Kunt a donné des résultats très prometteuses vu sa simplicité d'étude et d'implémentation.

Ce travail, peut être amélioré, dans le futur, en envisageant un prétraitement du signal ECG en utilisant des filtres NLMS qui ont fait leurs preuves dans d'autres domaines techniques. On peut aussi, prévoir une détection du complexe QRS en appliquant les techniques des ondelettes sans affecter la morphologie du signal cardiaque.

REFERENCE

- [1] R. Benali, Analyse du signal ECG par réseau adaptif, Thèse de doctorat, Université Tlemcen, 2013
- [2] B. khaddoumi, Analyse et modélisation d'électrocardiogrammes dans le cas de pathologies ventriculaires, Thèse de Doctorat, 2005
- [3] R. Dubois, Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie, Thèse de Doctorat, Université Paris VI, 2004.
- [4] M. Rospierski, M. Segura, M. Guzzo, E. Zavalla, C. Sisterna and E. Laciari, Ventricular Fibrillation Detection Algorithm Implemented in a Cell-Phone Platform, Laboratorio de Electrónica Digital (LED), Universidad Nacional de San Juan (UNSJ) San Juan, Argentina Case 2011_Submission_45
- [5] <https://www.physionet.org/>
- [6] Etienne-Paul D'Alché, COMPRENDRE LA PHYSIOLOGIE CARDIOVASCULAIRE, Flammarion Médecine-Sciences, 2003.
- [7] D. P. Zipes, J. Jalife, CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY: FROM CELL BEDSIDE, Philadelphia, W.B. Saunders and Company, 2004.
- [8] D. Dubin. Lecture Accélérée de l'ECG. Maloine édition, Paris, 1999.
- [9] M Benmalek. Contribution a l'analyse de l'électrocardiogramme (ECG) en Utilisant les concepts des operateurs d'ordre fractionnaire, Thèse doctorat, Université Mentouri, Constantine, 2011
- [10] A. I. Manriquez. Segmentation de l'électrocardiogramme pour la modélisation de la dynamique du QT lors de l'exercice du handgrip. Thèse de Doctorat, université de Rennes 1, 2008.

- [11] S. A. Jones, M.S Ed, MHA, EMT-P, ECG NOTES INTERPRETATION AND MANAGEMENT GUIDE, F. A. Davis Company, Philadelphia, USA, 2005.
- [12] J. Mackay, G. Mensah, THE ATLAS OF HEART DISEAS AND STROCK Organisation Mondiale de la Santé, 2004.
- [13] J. Adamec, R. Adamec, ECG HOLTER: MANUEL D'INTERPRETATION ELECTROGARDIOGRAPHIQUE, Edition Médecine et Hygiène, 2000.
- [14] Y. Ferdi, J.P. Herbeuval and A. Charef. R-wave detection using fractional digital differentiation. ITBM-RBM, 24: 273-280, 2003.
- [15] G.M. Friesen, T.C. Jannett, M.A. Jadallah, S.L. Yates, S.R. Quint and H.T. Nagle. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. IEEE Trans. Biomed. Eng.; 37: 85-98, 1990.
- [16] B-U. Köhler, C. Henning and R. Orglmeister. The principles of software QRS detection. IEEE Eng. In Med. Biol. Mag.; 21(1) : 42-57, 2002.
- [17] P. Augustyniak. Time-frequency modelling and discrimination of noise in the electrocardiogram, *Physiol. Meas.*, Vol.24, pp. 753-767, 2003.
- [18] N.V. Thakor, J.G. Webstor and W.J. Tompkins. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter. IEEE Trans. Biomed. Eng.; Vol. 31, 11: 702-705, 1984.
- [19] Y. Ferdi. Analyse et compression du signal électrocardiographique (ECG) par des algorithmes basés sur la dérivation non entière. Thèse de Doctorat. Université de Constantine, Algérie, 2001.
- [20] Q. Xue, Y. H. Hu, and W. J. Tompkins. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 39, pp. 317-329, 1992.

- [21] M. Benmalek and A. Charef. Digital fractional order operators for R-wave detection in ECG signal. IET proceedings on Signal Processing, Vol. 3, issue 5, pp. 381-391, 2009.
- [22] A. Cohen, «Ondelettes et traitement numérique du signal », Masson, Paris, 1992.
- [23] THAKOR et al. ; QRS complex power spectra and filter, IEEE Transaction on biomedical engineering, Vol BML-31, NO 11, Novembre 1984, p 705.
- [24] J. Pan and W.J. Tompkins. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., 32: 230-236, 1985.