

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI, TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

## MEMOIRE DE MAGISTER

Présenté par :

**BENSAFIA Kahina**

**En vue de l'obtention du diplôme de Magister en Electronique**

**Option télédétection**

Intitulé :

**Télésurveillance : Transmission sans fil, par voie GSM, et traitement du signal électrocardiographie (ECG)**

Devant le jury d'examen composé de :

Mr HAMMOUCHE Kamel	M.C classe A à l'UMMTO	Président
Mr HADDAB Salah	M.C classe A à l'UMMTO	Rapporteur
Mr LAGHROUCHE Mourad	Professeur à l'UMMTO	Examineur
Mr AMEUR Soltane	Professeur à l'UMMTO	Examineur

Soutenu le :

# REMERCIEMENTS

*Ce travail n'aurait pu être réalisé sans le soutien de plusieurs personnes. La disponibilité et les compétences de chacun m'ont souvent permis de franchir des obstacles en apparence insurmontables. Que soient donc ici, remerciés tous ceux qui m'ont communiqué l'énergie et la confiance nécessaires au déroulement de cette thèse.*

*Ma reconnaissance et mes remerciements s'adressent à mon directeur de mémoire Monsieur HADDAB Salah, Maître de Conférences A à l'université de Tizi Ouzou qui n'a jamais cessé de m'encourager à poursuivre ce travail. Permettez-moi de vous féliciter pour votre patience exemplaire et vôtres bons conseils.*

*Mes vifs remerciements s'adressent également à HAMOUCHE Kamel, Maître de Conférences A à l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou, pour avoir accepté de présider ce jury.*

*Ma reconnaissance et ma gratitude vont à Monsieur LAGHROUCHE Mourad, Professeur à l'université de Tizi-Ouzou pour avoir accepté d'examiner ce travail.*

*Je remercie également Monsieur AMEUR Soltane, Professeur à l'université de Tizi-Ouzou pour avoir accepté d'examiner ce travail.*

*Je tiens à remercier aussi Monsieur AIT BACHIR Youcef pour m'avoir aidé à surmonter des difficultés rencontrées. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mes sincères reconnaissances et respects.*

*Je tiens également à remercier monsieur BELGACEM Neureddine, docteur de l'université Abou Bekr Belkaid de TLEMCEM d'avoir toujours été présent en me donnant des conseils et de l'aide d'une très bonne qualité. J'ai apprécié, tout particulièrement, ses démarches d'une très grande rigueur scientifique qui m'ont formé et qui resteront, pour moi, un exemple de conduite dans mes futurs travaux. La réussite de ma thèse n'aurait pas été possible sans son aide précieuse.*

*Ce travail a été réalisé dans un cadre pluridisciplinaire, c'est pourquoi je tiens à remercier très fortement des personnes qui ont été très présentes pour le bon déroulement de ce travail :*

*Monsieur DJENNOUNE, Professeur à l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou.*

*Monsieur GUERMAH, Maître de Conférences de l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou.*

*Monsieur BENAMANE, Maître de Conférences de l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou.*

*Monsieur HAMICHE docteur de l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou.*

*Messieurs ELKECHAI, KANANE et ABDELLI, enseignants de l'université Mouloud MAMMERI de Tizi-Ouzou.*

*Enfin, un grand merci est adressé :*

*A ma mère ;*

*A mes sœurs, mes frères et leurs familles ;*

*A l'équipe de l'entreprise : SARL 2A&M INFORMATIQUE ;*

*A Mounia ;*

*A Chahira et toute l'équipe de son laboratoire L2CSP;*

*Aux membres du laboratoire LAMPA ;*

*A monsieur Naït achour Tarik ;*

*A madame Zalouk,*

*Je voudrais également remercier tous ceux qui ont eu la patience de m'entourer tout au long de ce travail.*

# DEDICACES

*A la mémoire de mon Père Meziane.*

*A tous ceux qui m'ont nourri de  
leur amour et de leur tendresse.*

# SOMMAIRE

Liste des figures	
Liste des tableaux	
Introduction .....	01

## *Chapitre I : Généralités sur le signal ECG*

<b>I. Anatomie du cœur</b> .....	03
<b>II. Cycle cardiaque</b> .....	05
<b>III. La genèse du signal électrique cardiaque</b> .....	05
<b>IV. Electrocardiogramme de surface</b> .....	07
IV.1. Les différentes déflexions de l'ECG.....	08
IV.2. Les intervalles de l'ECG.....	08
<b>V. Techniques et conditions d'enregistrement d'un ECG</b> .....	09
V.1. En milieu hospitalier.....	09
V.2. L'acquisition ambulatoire.....	10
<b>VI. Les dérivations de l'électrocardiogramme</b> .....	10
<b>VII. Artefacts visibles sur l'ECG</b> .....	12
<b>VIII. Quelques cas pathologiques courants</b> .....	12
VIII.1. Trouble de rythme.....	13
VIII.1.1. Bradycardie .....	13
VIII.1.2. La tachycardie .....	14
VIII.2. Trouble de régularité.....	14
VIII.2.1. Flutter ventriculaire .....	14
VIII.2.2. Flutter auriculaire.....	14
VIII.2.3. Fibrillation ventriculaire .....	14
VIII.2.4. Fibrillation auriculaire .....	15
Conclusion .....	15

## *Chapitre II : Acquisition et Transmission du signal ECG*

<b>I. La télémédecine</b> .....	17
I.1. Définition .....	17
I.2. Les différents types d'application de la télémédecine .....	17
I.3. Avantages de la télésurveillance.....	18
<b>II. Structure générale du système</b> .....	19
II.1. Acquisition du signal ECG.....	20
II.1.1. Les électrodes .....	21
II.1.2. L'amplificateur d'instrumentation.....	22
II.1.3. Numérisation du signal ECG .....	23
II.1.4. Description du PIC 16F877.....	23

II.1.4.1. Les broches d'alimentations.....	24
II.1.4.2. Le circuit d'horloge.....	25
II.1.4.3. Le circuit d'initialisation .....	25
II.1.4.4. Le convertisseur analogique numérique.....	26
II.1.4.5. La liaison série USART.....	26
II.1.5. Présentation du MAX232 .....	26
II.2. Transmission sans fil du signal ECG.....	27
II.2.1. Le GSM et le GPRS .....	27
II.2.2. Le module GSM/GPRS (GM862) .....	28
II.2.3. Les commandes AT .....	29
II.3. Etude de l'alimentation .....	30
II.4. Schéma électrique de la carte d'acquisition ambulatoire .....	31
<b>III. Réception du signal ECG .....</b>	<b>32</b>
III.1. Schéma électronique à la réception .....	32
Conclusion.....	33

### *Chapitre III : Méthodes de traitement du signal ECG*

<b>I. Les réseaux de neurones .....</b>	<b>34</b>
I.1. Historique .....	35
I.2. Le neurone biologique .....	36
I.3. Le neurone artificiel (formel) .....	36
I.4. Types de réseaux de neurones formels .....	39
I.4.1. Les réseaux feed-forward.....	40
I.4.2. Les réseaux récurrents.....	40
I.5. L'apprentissage .....	41
I.5.1. Les éléments de l'apprentissage connexionniste .....	41
I.5.2. Qu'est-ce qu'un algorithme d'apprentissage ? .....	42
I.6. Propriétés des réseaux de neurones .....	43
I.6.1. L'approximation universelle .....	43
I.6.2. L'approximation parcimonieuse .....	43
I.6.3. La généralisation et le sur-apprentissage.....	44
I.7. Algorithmes d'apprentissage de rétropropagation .....	45
I.7.1. Algorithme du gradient .....	46
I.7.2. Algorithme de Gauss-Newton.....	46
I.7.3. Algorithme de Lavenberg Marquardt.....	47
<b>II. Méthodes de détection du complexe QRS .....</b>	<b>47</b>
II.1. Algorithme basé sur la dérivée première .....	48
II.2. Algorithme basé sur l'amplitude et la dérivée première .....	48
II.3. Algorithme basé sur les dérivées première et seconde.....	49
II.4. Algorithme basé sur les filtres numériques.....	49

II.5. Algorithme de Pan Tompkins.....	50
Conclusion.....	50

### *Chapitre IV : Résultats et interprétations*

<b>I. La base de données</b> .....	51
<b>II. Elimination des artefacts</b> .....	52
II.1. Séparation de la base de données .....	52
II.2. La phase d'apprentissage .....	52
II.3. Sélection d'un modèle de réseau .....	53
II.4. Résultats de la phase d'apprentissage .....	55
II.5. Résultats de la phase de test .....	58
II.6. Interprétation .....	64
<b>III. Détection du complexe QRS</b> .....	64
III.1. Détection du complexe QRS par la méthode basée sur la dérivée première et seconde .....	65
III.1.1. Résultats de la détection.....	66
III.1.2. Discussion .....	66
III.2. Détection du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.....	68
III.2.1. Résultats de la détection .....	70
III.2.2. Discussion .....	76
III.3. Organigramme récapitulatif de détection .....	77
III.4. Comparaison entre les deux méthodes de détection.....	78
III.5. Interprétation .....	80
Conclusion.....	80
Conclusion et perspectives .....	81

Références bibliographiques

Annexes

# Liste des figures

Figure I.1	Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.....	4
Figure I.2	Les phases du potentiel d'action d'une cellule myocardique et échange ioniques.....	7
Figure I.3	Différentes déflexions de l'ECG.....	8
Figure I.4	Période d'un signal cardiaque avec les intervalles.....	9
Figure I.5	Dérivations bipolaires d'Einthoven.....	11
Figure I.6	Dérivations unipolaires des membres.....	11
Figure I.7	Dérivation précordiales de Wilson.....	12
Figure I.8	Bradycardie sinusale.....	13
Figure I.9	Rythme d'échappement jonctionnel à 35 bpm.....	13
Figure I.10	Tachycardie sinusale.....	14
Figure I.11	Fibrillation ventriculaire.....	14
Figure I.12	Fibrillation auriculaire.....	15
Figure II.1	Carte ambulatoire.....	16
Figure II.2	Schéma synoptique de la chaîne de transmission.....	19
Figure II.3	Chaîne de traitement.....	21
Figure II.4	Représentation des électrodes.....	22
Figure II.5	L'amplificateur d'instrumentation INA 114.....	22
Figure II.6	Le PIC 16F877.....	24
Figure II.7	Circuit d'horloge.....	25
Figure II.8	Circuit d'initialisation.....	25
Figure II.9	Le MAX 232.....	26
Figure II.10	Schéma synoptique du système de réception.....	27
Figure II.11	Le module GM862.....	28
Figure II.12	Schéma de fonctionnement des commandes AT.....	30
Figure II.13	L'alimentation du circuit électronique.....	30
Figure II.14	Schéma électronique de la carte ambulatoire.....	31
Figure II.15	Schéma synoptique du système de réception.....	32
Figure II.16	Schéma électronique à la réception.....	32
Figure III.1	Modèle du neurone biologique.....	36
Figure III.2	Modèle général du neurone formel.....	36
Figure III.3	La fonction Signe.....	37
Figure. III.4	La fonction Sigmoidale.....	38
Figure. III.5	La fonction Tangente hyperbolique.....	38
Figure III.6	La fonction Gaussienne.....	39
Figure III.7	Réseau de neurones non bouclé .....	40
Figure III.8	Réseau de neurones bouclé.....	41
Figure III.9	Les éléments de l'apprentissage.....	41
Figure III.10	Schéma bloc de l'apprentissage supervisé.....	42
Figure III.11	Schéma bloc de l'apprentissage non supervisé.....	42
Figure III.12	Le réseau le plus parcimonieux .....	44
Figure III.13	Schématisation de l'erreur en fonction du nombre d'époques lors de la phase d'apprentissage.....	45

Figure III.14	Schéma bloc d'un détecteur de QRS.....	48
Figure IV.1	Exemple de deux enregistrements ECG de la base de données MIT BIH...	51
Figure IV.2	Architecture du réseau de neurones utilisé.....	53
Figure IV.3	Organigramme d'apprentissage: élimination des artefacts dûs aux mouvements du patient.....	54
Figure IV.4	Signal ECG avec les artefacts dûs aux mouvements du patient : entrée du réseau.....	55
Figure IV.5	Signal ECG sans artefacts: sortie désirée.....	55
Figure IV.6	Entrée du réseau en bleu, sortie désirée en rouge.....	56
Figure IV.7	Résultats de l'entraînement.....	56
Figure IV.8	Sortie du réseau : Phase d'apprentissage.....	57
Figure IV.9	Sortie du réseau en bleu, sortie désirée en rouge.....	57
Figure IV.10	Entrée du réseau en bleu, sortie désirée en rouge.....	58
Figure IV.11	Sortie du réseau et sortie désirée : Phase de test.....	59
Figure IV.12	Erreur quadratique moyenne en utilisant l'algorithme de Lavenberg Marquardt.....	59
Figure IV.13	Signal d'entrée -A- Phase d'apprentissage -B- Phase de test (signal 219)..	60
Figure IV.14	Résultats de la sortie obtenus -A- Phase d'apprentissage -B- Phase de test (signal 219).....	61
Figure IV.15	Signal d'entrée -A- Phase d'apprentissage -B- Phase de test (signal 123)..	61
Figure IV.16	Résultats de la sortie obtenus -A- Phase d'apprentissage -B- Phase de test (signal 123).....	62
Figure IV.17	Signal d'entrée -A- Phase d'apprentissage -B- Phase de test (signal 123)..	63
Figure IV.18	Résultats de la sortie obtenus -A- Séquence d'apprentissage -B- Séquence de test (signal 231).....	63
Figure IV.19	Signal ECG avant normalisation.....	64
Figure IV.20	Signal ECG après normalisation.....	65
Figure IV.21	Schéma bloc de détection du complexe QRS par la méthode basé sur la 1 <sup>er</sup> et la 2 <sup>ème</sup> dérivée.....	65
Figure IV.22	Signal ECG (Signal 230).....	66
Figure IV.23	Signal ECG après la première dérivée.....	66
Figure IV.24	Signal ECG après la deuxième dérivée.....	67
Figure IV.25	Signal ECG après la sommation.....	67
Figure IV.26	Signal ECG après seuillage : Détection du complexe QRS.....	68
Figure IV.27	Schéma bloc de détecteur du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.....	69
Figure IV.28	Signal ECG (230).....	69
Figure IV.29	Fonction de transfert du filtre passe bas.....	70
Figure IV.30	Signal ECG après filtrage passe bas.....	70
Figure IV.31	Fonction de transfert du filtre passe haut.....	71
Figure IV.32	Signal ECG après filtrage passe haut.....	71
Figure IV.33	Signal ECG après dérivation.....	72
Figure IV.34	Signal ECG après l'élévation en carré.....	73
Figure IV.35	Signal ECG à la sortie de filtre à moyenne glissante.....	74
Figure IV.36	Détection du complexe QRS.....	75
Figure IV.37	Nombre du complexe QRS dans 60 secondes.....	76
Figure IV.38	Organigramme de détection.....	77

## *Liste des tableaux*

Tableau II.1	Caractéristiques du module GM862.....	29
Tableau III.1	La correspondance entre neurone biologique et neurone artificiel.....	39
Tableau IV.1	Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test.....	60
Tableau IV.2	Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 219).....	61
Tableau IV.3	Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 123).....	62
Tableau IV.4	Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 231).....	63
Tableau IV.2	Récapitulatif des résultats de détection du complexe QRS par les deux méthodes, avec un ensemble d'enregistrement ECG de la base de données MIT BIH.....	79

---

---

# INTRODUCTION

---

---

# *Introduction*

Les maladies cardiaques constituant l'une des causes principales d'invalidité et de décès et leur apparition augmente avec l'âge. Même si les connaissances acquises en cardiologie sont grandes, le cœur n'a pas encore dévoilé tous ses secrets. La plupart des décès cardiaques se produisent à l'extérieur des milieux hospitaliers et de nouvelles stratégies sont nécessaires pour détecter, dès que possible, l'apparition d'anomalies cardiaques.

L'électrocardiographie est l'outil de diagnostic utilisé pour évaluer la probabilité d'anomalies cardiaques. C'est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels prélevées entre plusieurs électrodes cutanées, ce qui permet d'avoir une connaissance sur les phénomènes électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque.

La télémédecine regroupe les pratiques médicales permises ou facilitées par les télécommunications. Ces derniers, et les technologies qui sont associées, permettent la prestation de soins de santé à distance et l'échange de l'information médicale s'y rapportant.

Dans ce cadre, de nombreuses études ont porté sur la conception d'un système qui transmet le signal ECG vers les centres de santé, en utilisant le réseau GSM [27], l'internet [26] [30] ou le bluetooth [26] [27] [31].

L'objectif de ce travail est de proposer un système permettant l'acquisition ambulatoire du signal ECG puis, sa transmission à distance, en utilisant le réseau GSM/GPRS vers le centre de santé au niveau duquel s'effectue le traitement, ce qu'on appelle la télésurveillance. A la réception le traitement du signal ECG s'effectue sous le logiciel matlab et consiste à éliminer les artefacts dûs aux mouvements du patient et à la détection du complexe QRS, dans le but de faire un diagnostic fiable et de détecter d'éventuelles pathologies.

Dans ce cadre, nous avons partagé notre travail comme suit :

Le premier chapitre présente, sommairement le fonctionnement du système cardiovasculaire et permet de comprendre l'origine des signaux électriques enregistrés par

l'électrocardiographie, ainsi que les pathologies les plus rencontrées.

Le chapitre deux présente une description des différentes étapes qui permettent l'acquisition, la numérisation et la transmission du signal ECG, l'ensemble de ces opérations est regroupé dans une seule carte appelée carte ambulatoire.

A la réception, le signal doit être traité pour, d'une part, supprimer le bruit tendant à perturber l'exploitation des données et, d'autre part, extraire l'information permettant un diagnostic fiable. Le chapitre trois décrit alors les méthodes utilisées.

Dans le chapitre quatre, nous présentons les résultats de l'application des réseaux de neurones pour éliminer les artefacts dûs aux mouvements du patient ainsi que les résultats obtenus par l'application de deux méthodes de détection du complexe QRS, l'une est basée sur la première et la deuxième dérivée, et l'autre est l'algorithme de Pan et Tompkins. Une interprétation et une comparaison des résultats ont été effectuées.

Nous terminons notre travail par une conclusion et les perspectives envisagées.

# *Chapitre I*

## GENERALITES SUR LE SIGNAL ECG



L'électrocardiographie (ECG) est la traduction, sous forme électrique, du fonctionnement du muscle cardiaque. L'acquisition du signal ECG indolore et non invasive, s'effectue à travers d'électrodes cutanées, convenablement réparties sur le corps humain, et sensible au potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Cette acquisition peut s'effectuer en milieu hospitalier ou bien de façon ambulatoire, le patient vaquant alors à ses activités quotidiennes.

Nous présentons, dans ce chapitre, le fonctionnement général du système cardiovasculaire, ses principales composantes, puis, de manière plus détaillée, le principe de l'électrocardiographie et Les caractéristiques du cycle cardiaque ainsi que son processus de propagation.

Nous abordons, également, quelques pathologies cardiaques susceptibles d'être détectées à partir du signal acquis.

Cette présentation se limite au strict nécessaire pour une bonne compréhension de notre travail, le lecteur intéressé par une approche médicale rigoureuse pourra se reporter aux nombreux ouvrages médicaux disponibles sur le sujet comme notamment [1], [2] et [4].

## **I. Anatomie du cœur :**

Le cœur est un organe contractile situé dans le thorax, entre les poumons, et permet d'assurer la circulation sanguine. Derrière le cœur se trouvent les vaisseaux les plus importants : les deux veines caves (inférieure et supérieure), les artères pulmonaires, et l'artère aorte, comme l'illustre la figure I.1.

Le cœur est un muscle 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, qui est propulsé dans tous les tissus. Chacune des moitiés comporte une oreillette et un ventricule qui communiquent par des valves d'admission (tricuspide à droite, et mitrale à gauche) 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. Les valves d'admission et d'échappement empêchent le liquide de refluer, et ne doivent jamais être



ouvertes en même temps. Sur la figure I.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. Le myocarde est tapissé à l'intérieur par l'endocarde, et est entouré à l'extérieur par le péricarde. Les oreillettes sont séparées par le septum interauriculaire et les ventricules par le septum interventriculaire. La paroi ventriculaire gauche et le septum sont plus épais que la paroi ventriculaire droite. La pompe gauche effectue le travail le plus important, car elle envoie le sang vers tous les tissus où la pression est considérablement plus grande que celle de la circulation pulmonaire pompée par le ventricule droit. Contrairement à celles des ventricules, les parois des oreillettes sont très fines.

Il est à noter que le fonctionnement du cœur (cycle cardiaque) peut être modifié par l'activité des nerfs du système nerveux. Pour plus de détails voir annexe A.

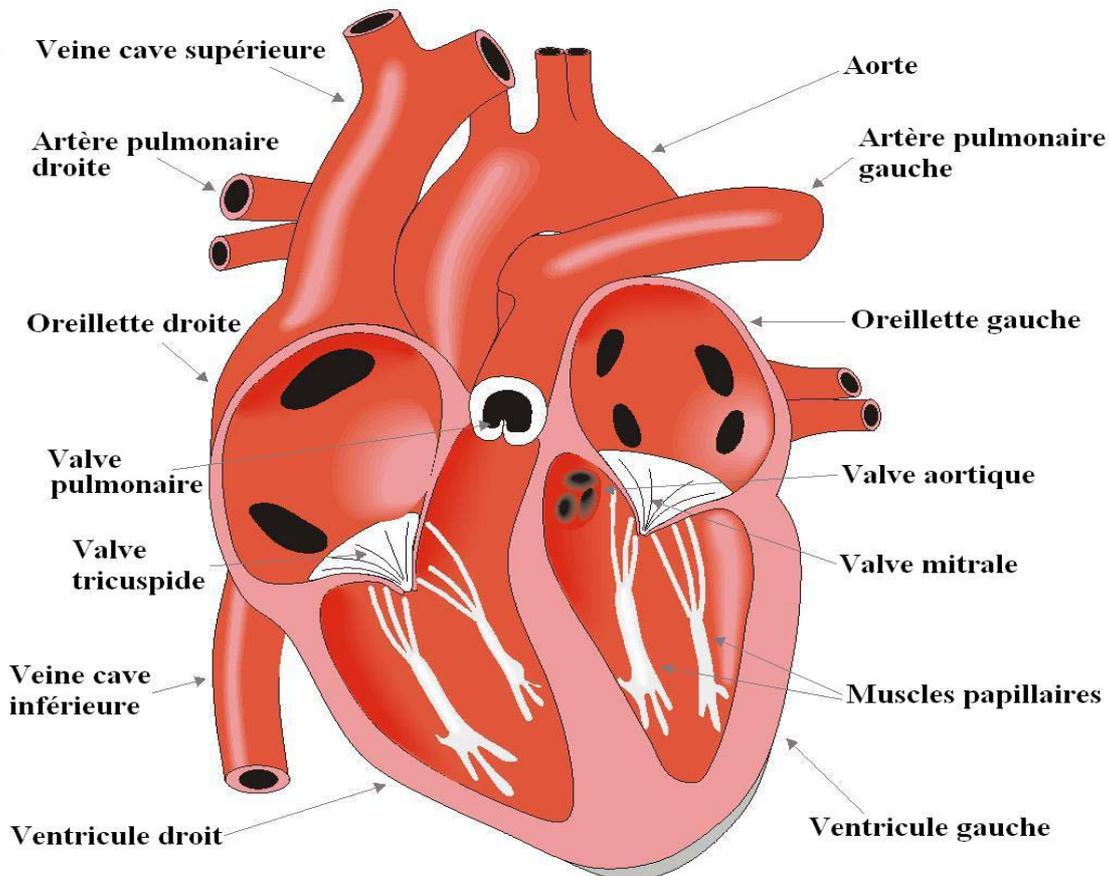


Figure I.1 – Anatomie du cœur et des vaisseaux associés.



## II. Cycle cardiaque

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

Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules, pulmonaire à droite et aortique à gauche se ferment.

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

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

## III. La genèse du signal électrique cardiaque

Comme tous les muscles du corps, la contraction du myocarde est provoquée par la propagation d'une impulsion électrique le long des fibres musculaires cardiaques induite par la dépolarisation des cellules musculaires. En effet, le cœur comporte un réseau intrinsèque de cellules conductrices qui produisent et propagent des impulsions électriques, ainsi que des cellules qui répondent à ces impulsions par une contraction. Lors d'une activité cardiaque normale, la stimulation électrique du myocarde naît du nœud sinusal, le pacemaker naturel du cœur. Pendant la période d'activité (liée à la systole) et de repos (liée à la diastole), les cellules cardiaques sont le siège de phénomènes électriques complexes membranaires et intracellulaires, qui sont à l'origine de la contraction.



Chaque cellule cardiaque est le siège d'échanges membranaires dans lesquels sont impliqués différents ions : le sodium  $\text{Na}^+$ , le potassium  $\text{K}^+$ , le calcium  $\text{Ca}^{2+}$  et le chlorure  $\text{Cl}^-$ . Les variations de potentiel observées au cours d'un cycle cardiaque, correspondent à des modifications de la perméabilité membranaire et sont liées aux échanges ioniques. Au repos, l'intérieur de la membrane cellulaire est chargé négativement par rapport à l'extérieur, pris comme référence. Cette différence de potentiel (potentiel de repos cellulaire) dépend des concentrations ioniques dans les milieux intra et extracellulaire ; pour les cellules ventriculaires, sa valeur est voisine de  $-90$  mV (figure I.2). Quand une impulsion électrique d'amplitude suffisante agit sur une cellule excitable, l'intérieur de la cellule devient rapidement positif par rapport à l'extérieur à cause des échanges ioniques décrits par la suite. Ce processus est la dépolarisation cellulaire et est suivi par le processus de repolarisation cellulaire, c'est à dire lorsque la cellule revient à son état de repos. Les échanges ioniques qui définissent le potentiel d'action, présenté sur la figure I.2, comprend cinq (05) phases successives.

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

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

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

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

- **La phase 4 ou phase de repos** : Elle correspond au potentiel de repos, où la cellule est facilement excitable.

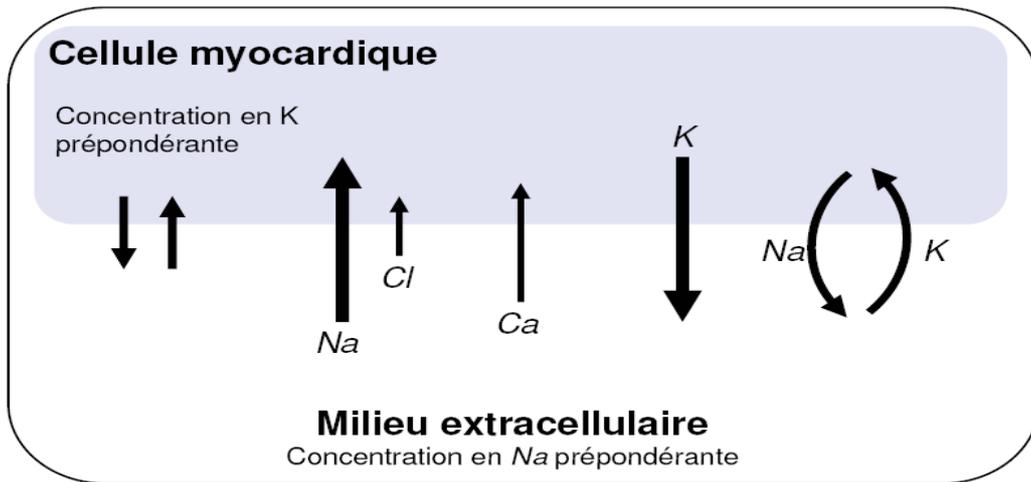
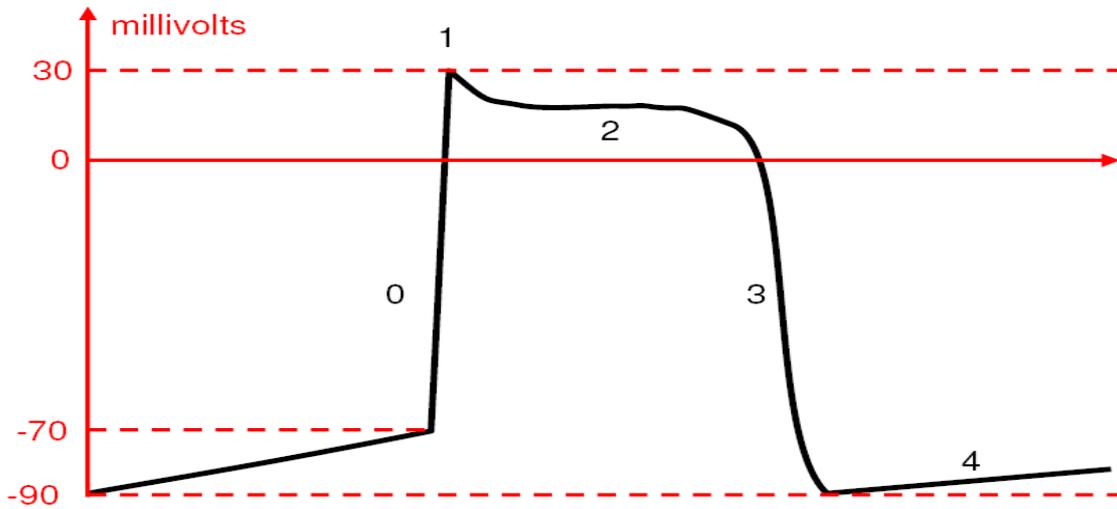


Figure I.2 – Les phases du potentiel d'action d'une cellule myocardique et échange ioniques.

#### IV. Electrocardiogramme de surface

L'électrocardiogramme est la représentation graphique du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur. Ce potentiel est recueilli par des électrodes mises à la surface de la peau. Le signal est reçu par un appareil nommé l'électrocardiographie.

L'ECG se présente alors comme une suite de déflexions (ondes électrique) séparées par des intervalles, correspondant, chacune, à une phase de fonctionnement du cœur.



#### IV.1. Les différentes déflexions de l'ECG

L'ECG enregistre, successivement, la dépolarisation et la repolarisation auriculaires, puis la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires. Ces phénomènes sont suivis d'un repos électrique qui correspond à la ligne de base iso électrique. Lorsque le système d'acquisition est mis en fonctionnement, apparait une succession de déflexions, séparées par des intervalles, qui ont une terminologie bien précise (figure I.3).

**Onde P** : Déflexion correspondant à la dépolarisation des oreillettes droite et gauche, d'une amplitude inférieure à 2,5 mm, et d'une durée inférieure à 0,11s.

**Onde Ta** : Déflexion correspondant à la repolarisation des oreillettes, habituellement non visible.

**Complexe QRS** : Ensemble des déflexions correspondant à la dépolarisation des ventricules, sa durée doit être comprise entre 0,06s et 0,1s.

**Onde T** : Déflexion correspondante à la repolarisation ventriculaire.

- OD : Oreillette Droite.
- OG : Oreillette Gauche.
- VD : Ventricule Droite.
- VG : Ventricule Gauche.

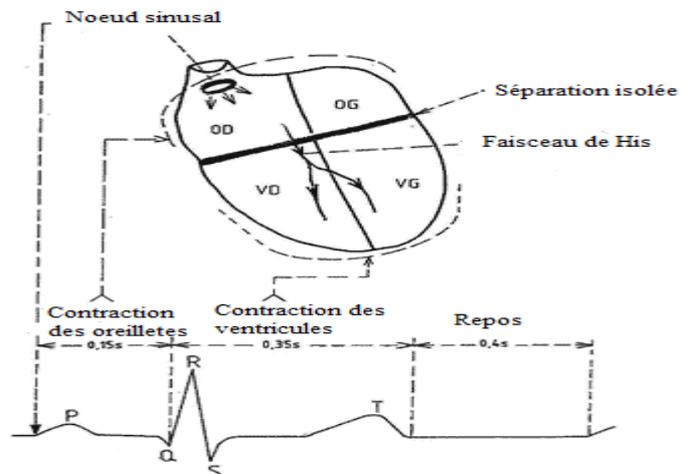


Figure I.3 – Les différentes déflexions de l'ECG.

#### IV.2. Les intervalles de l'ECG

Les différents phénomènes précédemment cités se retrouvent dans l'allure du signal électrique issu du système d'acquisition de l'ECG (figure I.4). Le signal se décompose alors comme suit :

**Intervalle PR ou PQR** : Correspond au temps de conduction auriculo-ventriculaire (de début de l'onde P au début du complexe QRS), sa durée doit être comprise entre 0,12s et 0,2s.



**Intervalle ST ou RST :** Il sépare la fin de la dépolarisation (fin du complexe QRS) et le début de la repolarisation ventriculaire (début de l'onde T).

**Intervalle QT :** Il s'agit de la distance entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T, englobant la dépolarisation et la repolarisation ventriculaires.

**Intervalle RR :** Cet intervalle désigne le temps entre deux ondes R successives. La facilité de la détection de l'onde R donne l'importance de cet intervalle qui sert à mesurer la fréquence cardiaque.

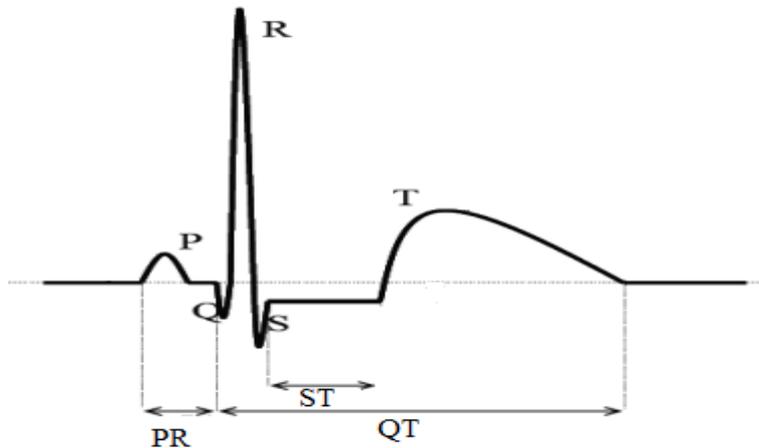


Figure I.4 - Période d'un signal cardiaque avec les intervalles.

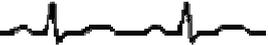
## V. Techniques et conditions d'enregistrement d'un ECG

### V.1. En milieu hospitalier :

L'enregistrement se fait sur un papier millimétré qui se déroule à une vitesse constante de 25 mm par seconde. L'électrocardiogramme enregistre, en ordonnées, une déflexion de 10 mm pour un voltage de 1 millivolt.

Pour faire un enregistrement nous devons respecter certaines conditions :

- Le patient doit être couché sur le dos et dans une position confortable et protégé du froid.
- Les électrodes cutanées doivent être convenablement disposées et les contacts électrodes–fils doivent être vérifiés.
- Le patient doit être détendu pour éviter les tremblements musculaires qui causent un parasitage de la ligne de base et de différentes déflexions.



## V.2. L'acquisition ambulatoire

C'est une technique d'enregistrement de l'activité cardiaque d'un sujet pendant 24 ou 48 heures, lui permettant de continuer ses activités normalement, sans alitement ni hospitalisation. Cet examen connu sous le terme Holter permet l'analyse du rythme cardiaque d'un individu de façon à y déceler d'éventuelles pathologies cardiovasculaires, qui ne pouvant être détectées qu'à partir d'enregistrement de longue durée.

Le Holter est particulièrement indiqué dans le cas de certaines pathologies cardiaques mais aussi en prévention, chez des individus à risque porteurs d'un stimulateur cardiaque qu'il faut surveiller. Son utilisation est recommandée pour la surveillance d'arythmies cardiaques et pour dépister une ischémie myocardique silencieuse (c'est-à-dire sans douleur thoracique) chez des sujets à facteur de risque élevé (tabac, alcool, sucre, hypertension artérielle, etc).

Si, au niveau du principe, le système d'acquisition répond aux mêmes normes que celui utilisé en milieu hospitalier, la prise en compte du caractère ambulatoire nécessite l'utilisation d'une alimentation autonome (pile) et la réduction de dimension du système.

## VI. Les dérivations de l'électrocardiogramme

L'acquisition du signal ECG est assurée par des électrodes de surface, dont l'emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

En cardiologie, l'examen le plus complet est l'ECG à 12 dérivations, pour lequel le signal est visualisé selon 12 axes privilégiés.

- Six axes dans le plan frontal qui correspondent :

D'une part aux trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven (figure I.5).

DI : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et le poignet gauche.

DII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit et la jambe gauche.

DIII : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche et la jambe gauche.

D'autre part aux dérivations unipolaires aVR, aVL, aVF dites de Wilson (figure I.6).

aVl : (arm, Ventricular, Left) pour l'avant-bras gauche.

aVR : (arm, Ventricular, Right) pour l'avant-bras droit.

aVF : (Foot) pour la jambe gauche.



- Autre six axes sur le plan transversal qui sont les dérivations unipolaires précordial V 1 à V6 dites de Kossman (figure I.7) :

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

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

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.

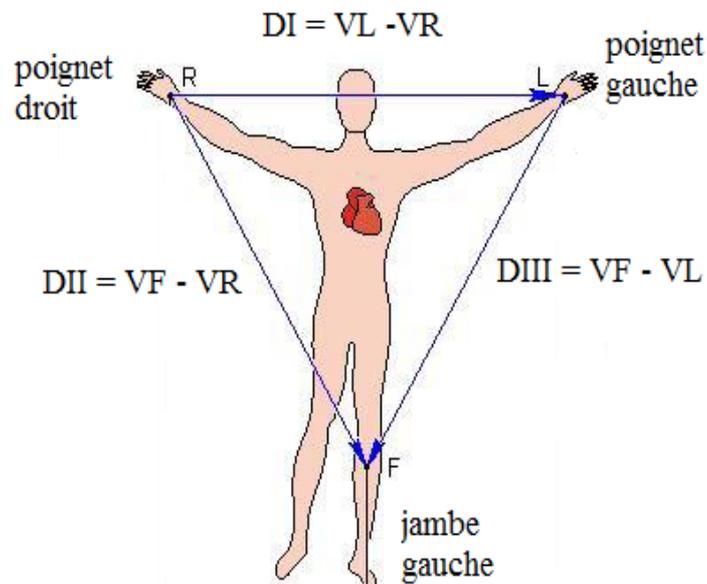


Figure I.5 – Dérivations bipolaires d’Einthoven.

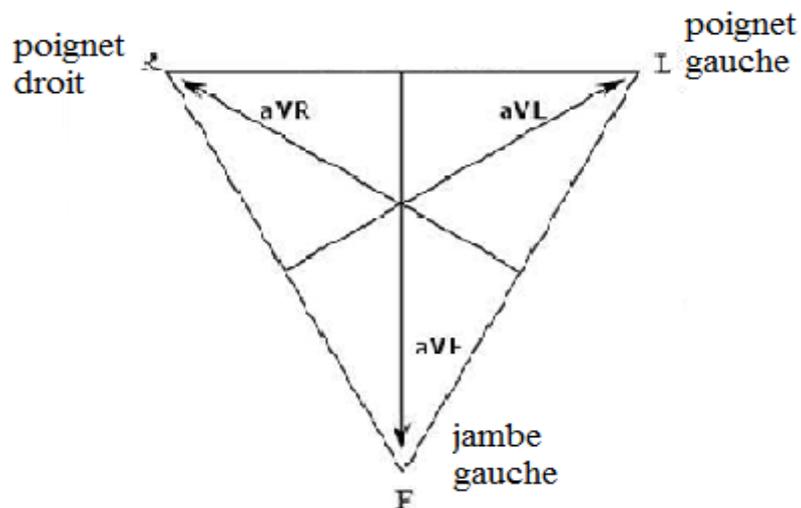


Figure I.6 – Dérivations unipolaires des membres.

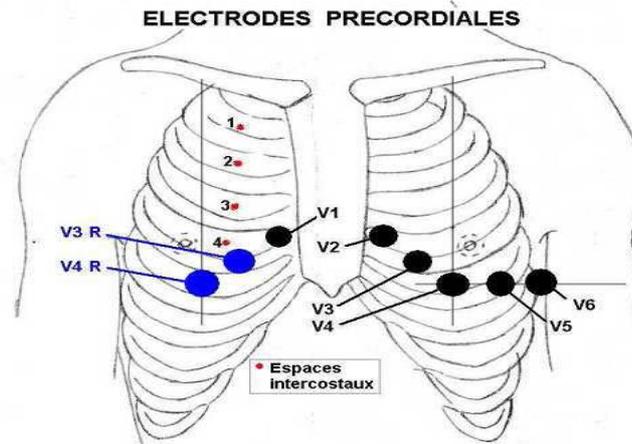


Figure I.7 - Dérivation précordiales de Kossman.

## VII. Artefacts visibles sur l'ECG

Sur tout enregistrement électrocardiographique, des événements indésirables, appelés artefacts, peuvent apparaître et brouiller le tracé. Le problème est surtout posé dans le cas d'un traitement automatique où la présence de ces bruits peut induire en erreur le diagnostic. Ces bruits peuvent avoir plusieurs origines : techniques, physiques et pathologiques. En outre, des impulsions indésirables apparaissent inévitablement lors d'une acquisition ambulatoire, impulsions dûs aux mouvements du patient, donc contact électrode-peau. Nous allons par la suite développer l'aspect technique et physique des artefacts présents sur les tracés électrocardiographiques notamment sur les tracés Holter particulièrement bruités.

## VIII. Quelques cas pathologiques courants

La finalité de notre travail étant de pouvoir surveiller, à distance, l'état de santé d'un patient vaquant à ses occupations quotidiennes, nous allons citer ici, quelque cas pathologique courant en précisant leurs effets sur l'allure du signal ECG correspondant.

Les pathologies cardiaques classées dangereuses ou à risque sont celles qui peuvent avoir des conséquences graves sur la santé du patient, pouvant provoquer dans les cas extrêmes son décès. On peut signaler: la Tachycardie Ventriculaire (VT), la Fibrillation Ventriculaire (VFIB), le Flutter Ventriculaire (VFL) et la Fibrillation Auriculaire (AF).



## VIII.1. Trouble de rythme

L'analyse du rythme ne nécessite que le repérage des ondes R, elle fut donc l'un des premiers traitements automatiques du signal cardiaque. Un rythme cardiaque régulier est normal lorsqu'il est compris entre 60 et 100 battements par minute (bpm) pendant la journée, et entre 40 et 80 bpm pendant la nuit [5]. Hors de ces limites, on parle de bradycardie lorsqu'il est trop lent, et de tachycardie lorsqu'il est trop rapide.

### VIII.1.1. Bradycardie

La bradycardie est caractérisée par une fréquence cardiaque inférieure à 60 bpm. Elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle ou ventriculaire, selon le site d'initiation de l'impulsion électrique à l'origine des battements considérés. Nous distinguons alors les cas suivants :

- **Bradycardie sinusale**

La bradycardie sinusale est caractérisée par la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS (Figure I.8). Le rythme est de l'ordre de 40 bpm.



Figure I.8 - Bradycardie sinusale.

- **Bradycardie d'origine jonctionnelle**

L'impulsion électrique n'est plus transmise des oreillettes aux ventricules. La fréquence est de l'ordre de 30 à 60 bpm.



Figure I.9 - Rythme d'échappement jonctionnel à 35 bpm.

- **Bradycardie d'origine ventriculaire**

Le rythme a une fréquence très lente, entre 15 et 40 bpm.



### VIII.1.2. La tachycardie

À l'inverse de la bradycardie, la tachycardie est caractérisée par une fréquence supérieure à 100 bpm, elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire. Dans le cas de la Tachycardie sinusale par exemple la fréquence est comprise entre 100 et 180 bpm et nous observons avant chaque complexe QRS, une onde P.

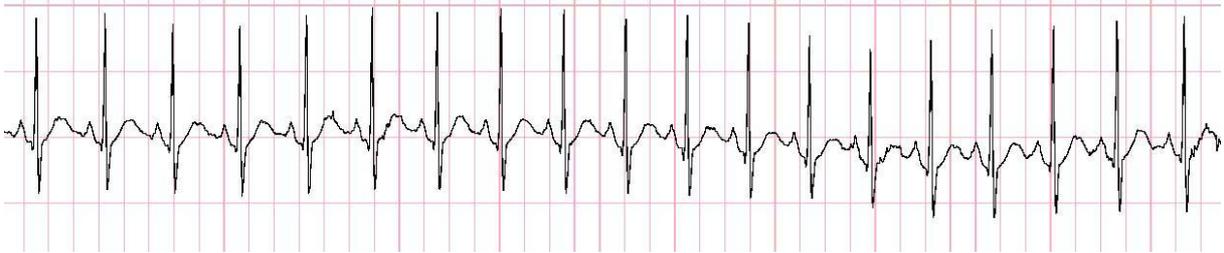


Figure I.10 - Tachycardie sinusale.

### VIII.2. Trouble de régularité

L'absence de la régularité des battements cardiaques est une caractéristique du rythme importante pour le diagnostic. Nous distinguons alors les cas suivants :

**VIII.2.1. Flutter ventriculaire** : La fréquence cardiaque est comprise entre 400 et 600 bpm. Sur un ECG, nous remarquons la disparition des ondes P, remplacées par des petites ondulations anarchiques et irrégulières dans la ligne isoélectrique.

**VIII.2.2. Flutter auriculaire** : Caractérisée par la disparition des ondes P, les complexe QRS sont régulièrement disposés à une fréquence allant de 100 à 150 bpm. L'onde T et le segment QT sont normaux.

**VIII.2.3. Fibrillation ventriculaire** : Caractérisé par des oscillations anarchiques de la ligne isoélectrique, et on ne reconnaît ni l'onde P ni le complexe QRS (Figure I.11).

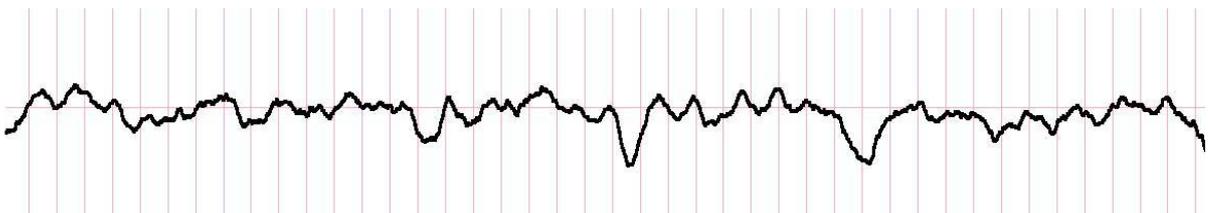


Figure I.11 - Fibrillation ventriculaire.



**VIII.2.4. Fibrillation auriculaire :** La fibrillation auriculaire (Figure I.12) est la plus fréquente des arythmies. Dans cette pathologie, le fonctionnement du myocarde auriculaire est totalement désorganisé, nous n’observons donc pas d’activité auriculaire précise (pas d’onde P). Ces mouvements anarchiques peuvent néanmoins transmettre quelques impulsions au nœud auriculo-ventriculaire, qui les transmet à son tour aux ventricules et entraîne leurs contractions. Comme cette transmission est aléatoire, le rythme des complexes QRS est complètement irrégulier. Le rythme moyen est généralement supérieur à 100 bpm, peut atteindre 200 bpm.



Figure I.12 - Fibrillation auriculaire.

### Conclusion

L'électrocardiographie est une technique largement utilisée, elle remplit bien sa fonction et fournit de façon fiable un signal auquel nous pouvons appliquer des méthodes appropriées du traitement de signal. Ce chapitre a pour but de sensibiliser le lecteur à l'importance d'étudier les différentes caractéristiques du signal ECG, tels que les amplitudes des ondes P, Q, R, S et T, leurs formes, leurs durées ainsi les intervalles qui les séparent afin de faire un bon diagnostic.

## *Chapitre II*

# ACQUISITION ET TRANSMISSION DU SIGNAL ECG



Après avoir fait une description générale du signal ECG et indiqué la signification des différentes déflexions et intervalles de celui-ci, nous allons présenter et expliquer les différentes étapes qui permettent l'acquisition et la transmission à distance, par voie GSM, du signal ECG. L'ensemble est regroupé dans une carte d'acquisition portative appelée « carte ambulatoire » (figure II.1).



Figure II.1- Carte ambulatoire.

Le caractère ambulatoire de la carte d'acquisition a pour objectif principale de permettre un suivi continu (surveillance) de l'état du patient se livrant ses activités quotidiennes. En outre, certaines anomalies cardiaques ne peuvent être détectées qu'à partir d'enregistrements ECG de longue durée (quelques heures). La distance de transmission diffère selon le besoin et les outils utilisés. Parmi ces derniers nous pouvons citer :

- **Transmission via le Bluetooth** [31]: Ce type de transmission consiste à acquérir le signal ECG directement du corps et l'envoyer au téléphone portable par l'intermédiaire du protocole Bluetooth (La distance de transmission est petite).
- **Transmission via internet** [30] :L'internet a été utilisé comme un support pour transmettre le signal ECG, d'un patient à un médecin qui réside à distance et répondra directement par la même procédure.
- **Transmission par Bluetooth et GSM** [27]: Ce type de transmission est composé d'un dispositif d'acquisition portable du signal ECG (électrode), d'un téléphone mobile et un serveur de soin de santé. Le signal ECG obtenu par l'électrode est transmis vers le téléphone mobile via le Bluetooth, un message est envoyé vers le téléphone mobile du médecin à travers le réseau GSM.



- **Transmission par Bluetooth et internet** [26]: Le signal ECG est émis par Bluetooth vers un ordinateur situé à une distance de 10-30m, puis transmet vers un autre ordinateur où se trouve un médecin consultant qui surveille l'état du patient. Les deux PC sont connectés par internet.

Ces différentes opérations font partie d'un domaine plus général connu sous le terme télémédecine.

## **I. La télémédecine**

### **I.1. Définition**

La télémédecine est un moyen particulièrement utile pour optimiser la qualité des soins par une rapidité collégiale des échanges médicaux au profit de patients dont l'état de santé nécessite une réponse adaptée, rapide quelle que soit leur situation géographique.

Il existe de nombreuses configurations d'une consultation interactive, mais, le plus souvent, c'est à partir d'un emplacement urbain-rural. Cela signifie que le patient n'a pas besoin de faire un voyage vers une région urbaine pour voir un spécialiste et dans de nombreux cas, permet d'accéder à des soins spécialisés. Par ailleurs, certaines pathologies nécessitent un suivi continu et en temps réel d'un patient vaquant à ses occupations quotidiennes.

### **I.2. Les différents types d'application de la télémédecine**

Selon l'objectif visé, on peut distinguer plusieurs types d'application de télémédecine.

- **La téléconsultation**

La téléconsultation s'effectue naturellement en relation avec le patient. Ce dernier prend contact, par téléphone, avec un centre où le médecin établit le diagnostic de gravité et prend la décision d'orientation du patient.

- **La télé assistance**

La télé assistance peut être un acte médical lorsqu'un médecin assiste, à distance, un autre médecin en train de réaliser un acte médical ou chirurgical, voir, dans le cadre de l'urgence, aide un secouriste ou toute personne portant assistance à une personne en danger en attendant l'arrivée d'un médecin.



- **La télé expertise**

La télé expertise a souvent été limitée, dans sa définition, aux échanges entre spécialistes pour obtenir un deuxième avis. Nous pouvons élargir cette définition à tout acte diagnostic qui se réalise en dehors de la présence du patient. L'acte médical de télé expertise se décrit comme un échange entre deux ou plusieurs médecins qui arrêtent ensemble un diagnostic.

- **La télésurveillance**

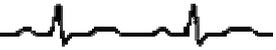
La télésurveillance exploite les techniques de transmission et des traitements pour la collecte de données cliniques d'un patient situé à un endroit éloigné. A la réception on procède à un examen clinique des données transférées et apporte une réponse relative à ces données. Dans notre travail nous nous sommes intéressés à ce type de télémédecine.

### **I.3. Avantages de la télésurveillance**

- La télésurveillance permet la réduction des hospitalisations des nombreux déplacements, notamment pour les patients âgés ou handicapés.
- La surveillance des symptômes est assurée de façon continue grâce à les données transmises et temps réel.
- Améliore l'autogestion des patients.
- Elle facilite l'accès aux soins dans les zones d'accès difficile.
- Elle raccourcit les délais d'attente.
- Elle facilite la consultation entre médecins généralistes et spécialistes.

Bien que la télésurveillance ait plusieurs avantages, elle présente, aussi certaines limites. En effet, les soins virtuels ne remplaceront jamais le contact avec le médecin. Pour être efficace, la télémédecine doit rester complémentaire d'un vrai suivi médical.

L'objectif de notre étude n'est pas différent aux objectifs des études qui ont été faites, il est basé sur la surveillance à distance, en utilisant des outils un peu différents, permettant une mobilité grande pour le patient car la carte ambulatoire est constituée d'un module GM862 permettant la communication sans fil dans le réseau GSM/GPRS. A la réception, le signal reçu est transféré vers un PC puis traité sous matlab afin de détecter des caractéristiques essentielles.



Nous allons décrire les deux opérations assurées par notre système à savoir, d'une part, l'acquisition et la numérisation des données ECG, et d'autre part, la transmission sans fil de ces données.

## II. Structure générale du système

Le schéma de la figure II.2 englobe les phases les plus importantes du système, de l'acquisition jusqu'au diagnostic médical à dresser.

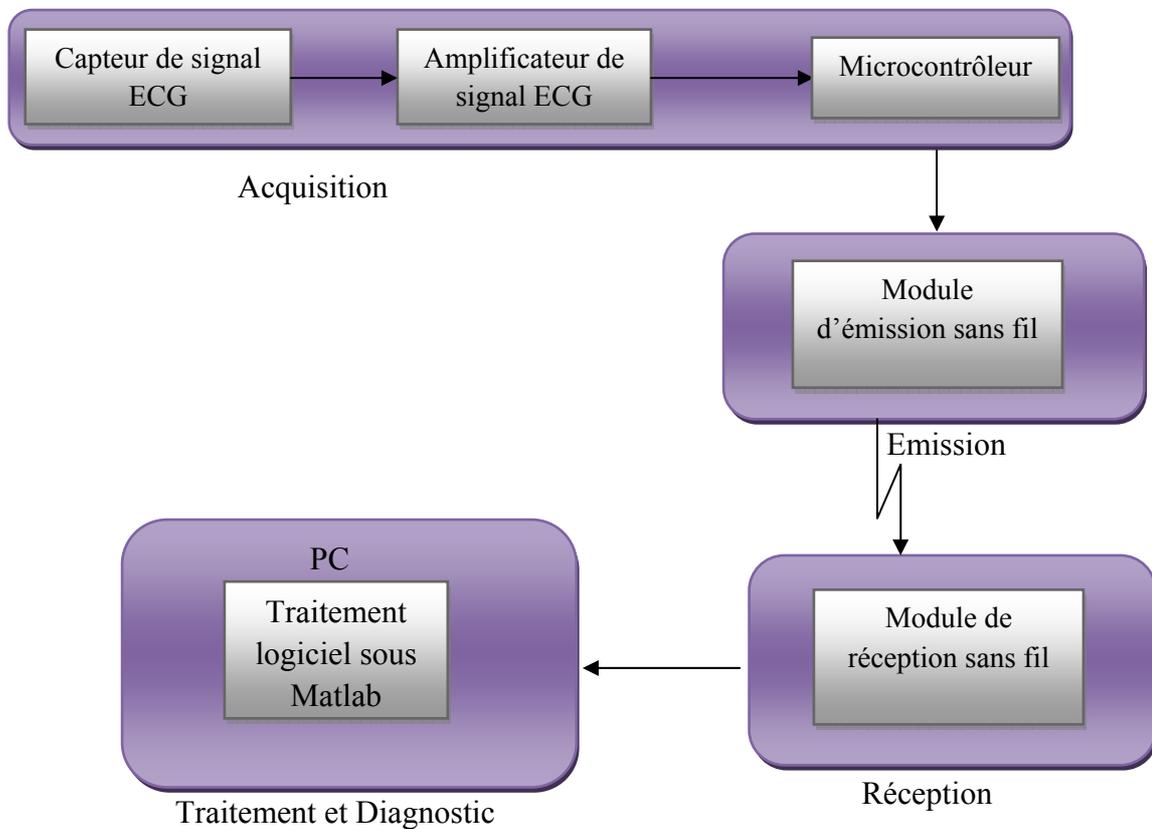


Figure II.2 - Schéma synoptique de la chaîne de transmission.

Le système de transmission est caractérisé par trois phases définies dans un ordre chronologique comme suit :

- **La première phase** où s'effectue l'acquisition, composée des électrodes, de l'amplificateur et d'un PIC pour lesquelles nous présentons brièvement les différentes caractéristiques techniques.



- **La deuxième phase** correspond à la transmission et comporte le module de traitement numérique (le microcontrôleur), les modules d'émission et de réception (GSM/GPRS GM862).

- **La troisième phase** porte sur le traitement du signal reçu et le diagnostic correspondant. Nous donnons des algorithmes permettant le traitement du signal, l'extraction de ses différents paramètres et nous terminons par un diagnostic médical correspondant dressé par un cardiologue.

L'étude des deux premières phases est le but de ce chapitre. Par ailleurs la troisième phase fera l'objet d'une étude dans les chapitres III et IV.

## II.1. Acquisition du signal ECG

Le système d'acquisition est constitué de différents étages ayant pour but de convertir les signaux en données numériques pouvant être transmises par voie aérienne. Son caractère portable impose une alimentation autonome (pile) et la limitation de l'encombrement du système. Les différentes étapes que subit le signal afin de le numériser sont les suivantes :

- **Capteur** : Consiste à convertir un signal quelconque en un signal électrique, dans notre cas la différence de potentiel entre deux points du corps est traduite en un signal électrique.

- **Pré-amplification** : Le signal issu des électrodes étant de faible amplitude, un amplificateur est nécessaire afin de le rendre exploitable.

- **Pré-filtrage** : Permet d'éliminer les bruits de haute et de basse fréquence et garder le signal utile.

- **Numérisation** : Etape qui consiste en l'échantillonnage et la quantification du signal et qui est assurée généralement par un convertisseur analogique numérique.

– **L'échantillonnage** : Permet de passer d'un signal à temps continu en une suite discrète de valeurs (valeurs mesurées à intervalles réguliers). On appelle période d'échantillonnage que l'on note « $T_e$ » la durée entre deux échantillons successifs. Dans le cas



où on souhaite reconstituer le signal analogique, et pour respecter le théorème SHANNON. La fréquence d'échantillonnage  $F_e = 1/T_e$  doit valoir au moins le double de la fréquence maximale du signal notée  $F_c$ .

$F_e \geq 2F_c$ , alors pour  $F_c = 100\text{Hz}$ ,  $F_e = 200\text{Hz}$  minimum.

\_ **La quantification** : Permet de mesurer l'amplitude du signal à chaque pas d'échantillonnage. L'amplitude mesurée du signal est codée sur 'b' bits, donc en  $2^b$  classes. L'approximation de la valeur analogique par une valeur numérique discrète provoque une distorsion du signal, dite bruit de quantification. Pour limiter ce bruit on choisit un nombre de classe élevé.

Dans notre cas, toute opération de numérisation se fait dans le micro-contrôleur le PIC 16F877.

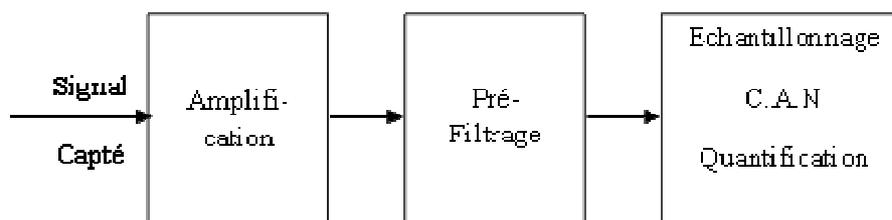


Figure II.3 - Chaîne de traitement.

### II.1.1. Les électrodes

Les capteurs utilisés pour l'acquisition de signal ECG sont des électrodes de mesure qui sont placées directement sur la peau (Figure II.4).

La plaque d'argent de l'électrode est couverte d'une couche de chlorure d'argent.

Avant de placer les électrodes sur la peau, nous diffusons un électrolyte sur l'épiderme pour assurer une bonne conduction.



Figure II.4 - Représentation des électrodes.

Ces électrodes sont caractérisées par :

- Une aptitude à capter les basses amplitudes situées dans la gamme de 0,05mV à 10mV.
- Une impédance d'entrée très élevée.
- Un courant d'entrée très bas, inférieur à 1 mA.

### II.1.2. L'amplificateur d'instrumentation

L'amplitude du signal issu des électrodes est très faible, un amplificateur est alors nécessaire. Dans ce cadre notre choix s'est porté sur le INA 114 (Figure II.5),

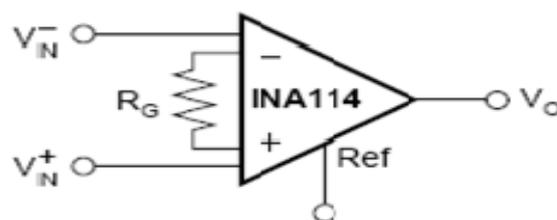


Figure II.5 - L'amplificateur d'instrumentation INA 114.

Le INA114 est un amplificateur d'instrumentation de grande précision, comportant une impédance d'entrée très grande et un taux de réjection en mode commun important, ce qui implique une réduction de bruit à l'entrée.



L'amplitude du signal à la sortie du capteur se situe entre 1mV et 3 mV, dans ce cas la résistance  $R_g$  est égale à  $50\Omega$ , ce qui correspond à un gain en tension  $G$  de 1000.

$$G = 1 + (50000/R_g) \quad \text{II.1}$$

L'amplificateur INA114 est composé de trois amplificateurs opérationnels. La souplesse de ce composant et sa petite taille le rendent idéal pour des applications larges et étendues.

### II.1.3. Numérisation du signal ECG

Les opérations de numérisation et de stockage s'effectuent dans le microcontrôleur. L'unité de traitement de l'information est le microcontrôleur PIC 16F877, le choix de ce dernier se base sur ses performances et ses caractéristiques qui sont directement liées aux besoins tels qu' une mémoire Flash (8Kx14bits), une mémoire EEPROM de 256 octets et un convertisseur analogique numérique. Le 16F877 contient des entrées analogiques numériques (PortA et PortE) adaptées au signal ECG.

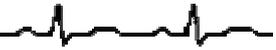
Ce microcontrôleur PIC 16F877 commande la fois le système d'acquisition et celui de l'émission. Pour relier le PIC au module de transmission nous avons utilisé le composant MAX232, qui assure l'interfaçage.

Ce microcontrôleur PIC 16F877 est partagé entre le système de l'acquisition et celui de l'émission.

### II.1.4. Description du PIC 16F877

Le 16F877 est un PIC de la série Mid-range qui utilise des mots de 14 bits. Il consomme moins de 2mA sous 5V à 4 MHz, contient 35 instructions de durée 1 ou 2 cycles. Ces caractéristiques principales sont :

- \_ Une mémoire programme de type flash de 8 K de 14 bits.
- \_ Une mémoire RAM de données de 368 octets.
- \_ Une mémoire EEPROM de données de 256 octets.
- \_ Cinq ports d'entrée sortie.



- \_ Un convertisseur analogique numérique de 10 bits.
- \_ Ports série (USART, MSSP).
- \_ Un port parallèle.
- \_ Trois timer/Compteur cadencés par une horloge interne ou externe qui peut être générée par 4 types d'oscillateurs sélectionnables.
- \_ PORTA : 6 entrées –sorties RA0 à RA5 dont 5 entrées du CAN.
- \_ PORTB : 8 entrées-sorties RB0 à RB7.
- \_ PORTC : 8 entrées-sorties RC0 à RC7.
- \_ PORTD : 8 entrées-sorties RD0 à RD7, c'est le port interface du microprocesseur.
- \_ PORTE : 3 entrées-sorties RE0 à RE2 (CAN).

**II.1.4.1. Les broches d'alimentations**

Comme tout PIC, le 16F877 a des broches d'alimentation : 2 pour le 0V (Bleu) et 2 pour le +5V (Rouge). Il suffit de connecter une de chaque à l'alimentation pour que le Pic fonctionne.

**II.1.4.2. Le circuit d'horloge**

Un signal d'horloge est nécessaire pour piloter le circuit de contrôle et de séquençement du microcontrôleur. Nous avons choisi un quartz de 4 MHz pour lequel nous obtenons un (01) million d'instruction par seconde.

Le quartz est branché sur les broches OSC1 et OSC2. tel que illustré par la figure II.7.

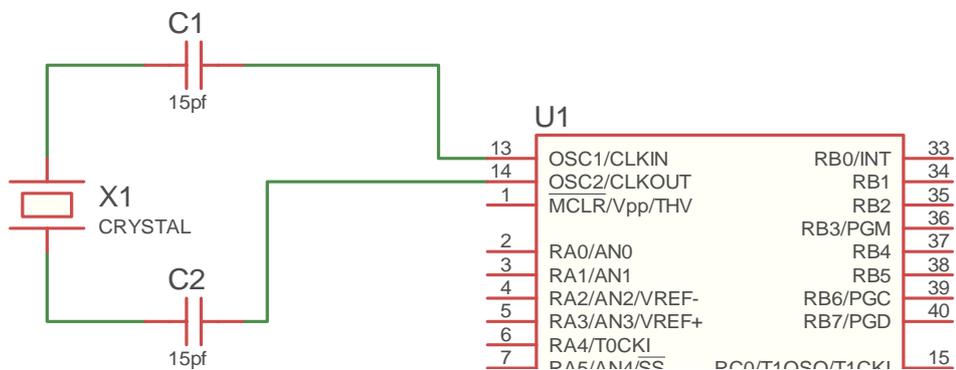


Figure II.6 - Circuit d'horloge.



### II.1.4.3. Le circuit d'initialisation

L'entrée : **MCLR** permet d'initialiser le microcontrôleur après sa mise sous tension, activée au niveau bas. Une réinitialisation est correctement effectuée si cette entrée est maintenue à l'état « 0 », la figure II.8 représente le schéma de ce circuit. R1 est la résistance de rappel, choisie de manière à minimiser le courant entrant dans le PIC.

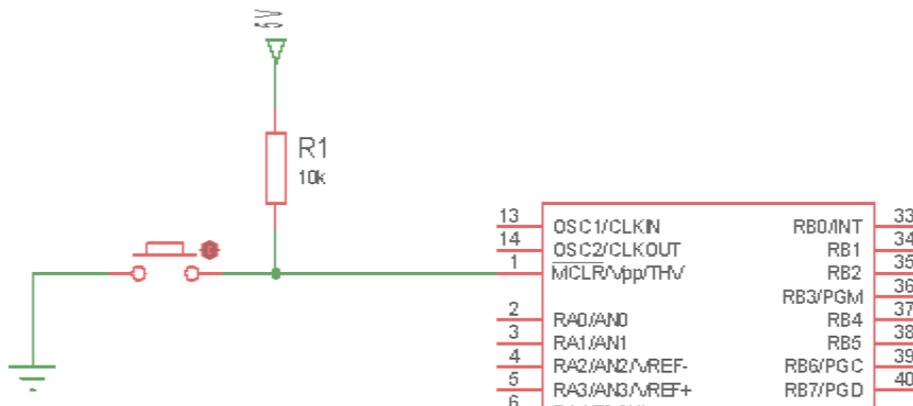


Figure II.7 - Circuit d'initialisation.

### II.1.4.4. Le convertisseur analogique numérique

Il est constitué d'un module convertisseur à huit (08) entrées. Les 5 premières entrées sont sur le Port A en PA0, PA1, PA2, PA3 et PA5. Les trois (03) entrées supplémentaires sont en PE0, PE1 et PE2. Le résultat de la conversion est codé sur 10 bits. C'est une valeur comprise entre h'000' et h'3FF'. Notre signal ECG est branché à l'une de ces pins après son amplification.

### II.1.4.5. La liaison série USART

Le microcontrôleur PIC 16F877 contient un module dit USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), ce module permet d'envoyer et de recevoir des données en mode série, soit de façon synchrone ou asynchrone. Le module USART de notre PIC gère uniquement deux broches TXD et RXD, ces dernières sont connectées au MAX 232. Pour relier le PIC au module de transmission nous avons utilisé le MAX232



### II.1.5. Présentation du MAX232

Le MAX232 est un composant qui sert d'interfacier entre une liaison série TTL (0-5V) et une liaison série RS232 (+12 -12V) du PC, et ce avec une simple alimentation 5V.

## II.2. Transmission sans fil du signal ECG

Après numérisation de données acquises, l'étape suivante a pour objectif de transmettre, par aérienne, ces données vers le centre d'analyse et de traitement situé à l'hôpital. La figure ci-dessous récapitule les étapes suivis.

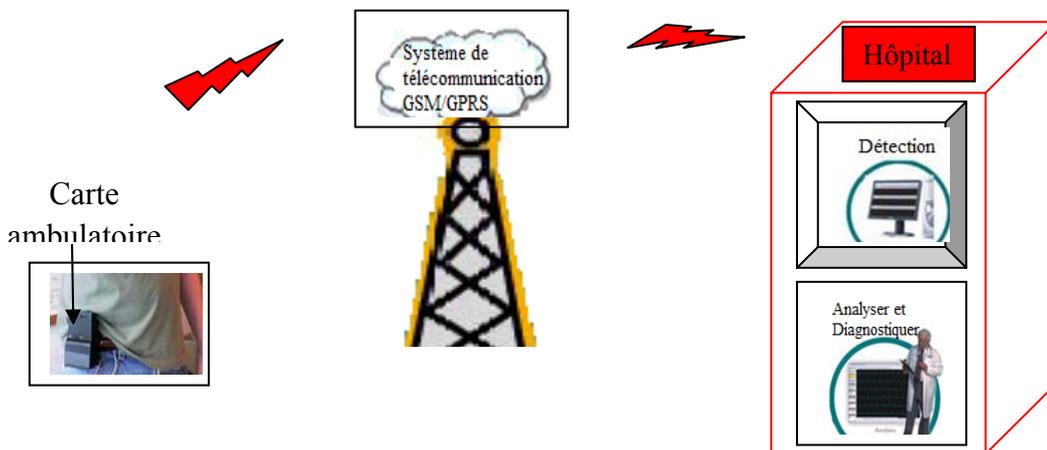


Figure II.8 - Structure générale du système.

### II.2.1. Le GSM et le GPRS

Les terminaux mobiles reposants sur le service GSM (Global System for Mobile communications) ne pouvaient y accéder qu'avec de faibles débits (9,6 kbit/s), avec le service GPRS (General Packet Radio Service), ces données sont transmises par paquets avec un débit plus élevé (jusqu'à 171,2 kbit/s). En effet, le GPRS est le premier protocole à commutation générale de données par paquets, et constitue une couche supplémentaire à un réseau GSM existant. L'architecture GSM fournit les services voix, tandis que l'architecture GPRS fournit les services de données par paquets avec un débit élevé.



Le GPRS peut être considéré comme la première étape de fusion de communication mobile et de communication générale de données par paquets. Sur la base de service GPRS, le client peut être toujours en ligne et les données provenant des capteurs peuvent être envoyées vers le centre médical à tout moment et de n'importe quel endroit.

### II.2.2. Le module GSM/GPRS (GM862)

- Définition :** parmi les différents modèles de modules GPRS notre choix s'est porté sur le GM862. De faible dimension (43,9mm x 43,9mm x 6,9mm), il ne dépasse pas 18 grammes, de faible consommation, capable de supporter divers modes de communications. Doté de diverses entrées/sorties (50 pins), d'interface de la carte SIM, ce module utilisé pour l'émission ainsi que pour la réception, peut être conduit par l'intermédiaire de l'interface série en utilisant les commandes AT.

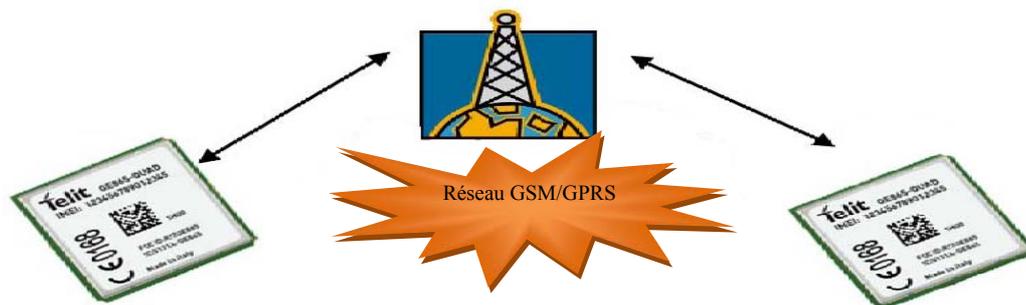


Figure II.9 - Le module GM862.

Nous avons utilisé le port série de GM862 (TxD et RxD). Ces deux derniers sont connectés aux RxD et TxD de l'USART du microcontrôleur PIC16F877. La connexion n'est pas directe, mais à travers le MAX232. Le module GM862 est commandé par le PIC en utilisant les commandes AT.

Nous donnons, dans le tableau suivant, quelques caractéristiques techniques du module GM862.



- **Caractéristiques techniques :**

Caractéristiques	Désignations
Dimensions	Longueur: 43.9 mm, largeur: 43.9 mm, épaisseur: 6.9 mm, volume: environ 13 cm <sup>3</sup> .
Poids	18 gr
Plage de température de fonctionnement	-20°C / +55°C
Plage de Température de Stockage	- 40°C / +85°C
Fréquence de fonctionnement	Freq TX (MHz) : allant de 824 au 1909, selon le mode. Freq RX (MHz) : allant de 8692 au 1989, selon le mode.
Puissance de sortie	1 ou 2 Watts selon le mode.
Tension d'alimentation	3.22 V – 4.5 V
Courant consommé	< 26 µA

Tableau II.1. Caractéristiques du module GM862.

### II.2.3. Les commandes AT

- **Définition :** le module de transmission sans fil GM862 est contrôlé à travers le port série en utilisant les commandes AT. Donc ces dernières permettent l'accès aux fonctions d'un téléphone portable ou d'un module sans fil (GM862) par l'intermédiaire d'un terminal. Chaque instruction débute par les caractères ASCII « AT » tirés de l'abréviation « Attention » et se termine par un retour chariot, CR : Carriage return.

Trois entités sont définies :

- TE : Terminal Equipment: un PC ou un microcontrôleur.
- TA : Terminal Adaptator : assure la liaison entre le ME et le TE.
- ME : Mobile Equipment : téléphone portable ou un module GPRS.

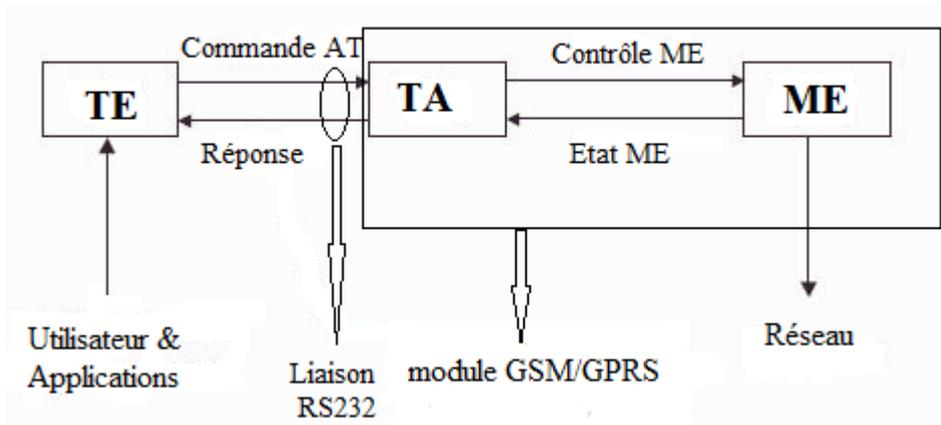


Figure II.10 – Schéma de fonctionnement des commandes AT.

### II.3. Etude de l'alimentation

La grande majorité des équipements électroniques a besoin d'une source de courant continu, qui peut être une pile ou une batterie. Généralement cette source est constituée d'un circuit transformant le courant alternatif du secteur (220V, 50Hz) en courant continu ce que nous appelons l'alimentation stabilisée. Dans notre cas, nous avons eu recours à utilisation d'une batterie de 9V (figureII.13), à laquelle nous intégrons des composants électroniques pour une tension réduite à 5V, tension nécessaire à l'alimentation du PIC 16F877 et du module GM862.

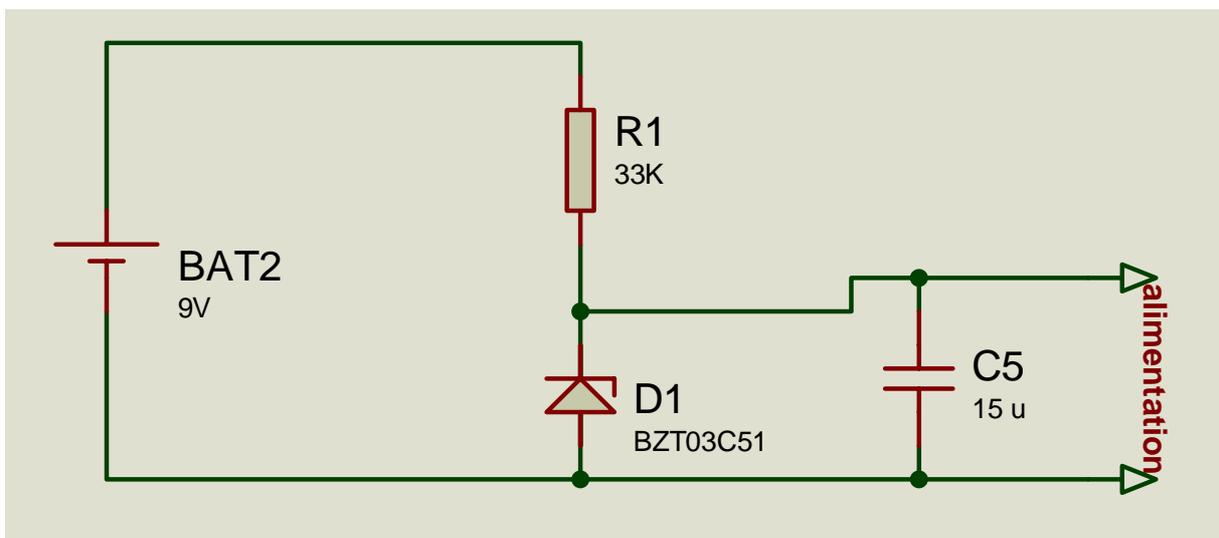


Figure II.11 - L'alimentation du circuit électronique.



### II.4. Schéma électrique de la carte d'acquisition ambulatoire

La carte d'acquisition ambulatoire est constituée d'amplificateur INA114, d'un PIC (16F877), d'un MAX232, du module GM862 et d'une alimentation, telle que représentée par la figure II.14.

Le signal analogique issu des électrodes et après son amplification, il doit être numérisé à l'aide du convertisseur analogique numérique du microcontrôleur, juste après la numérisation, les données sont transférées directement vers le module USART (RC6/TX/CK, RC7/RX/DT) du PIC, dans le but de les envoyer vers le module de transmission GM86, à travers l'adaptateur MAX232.

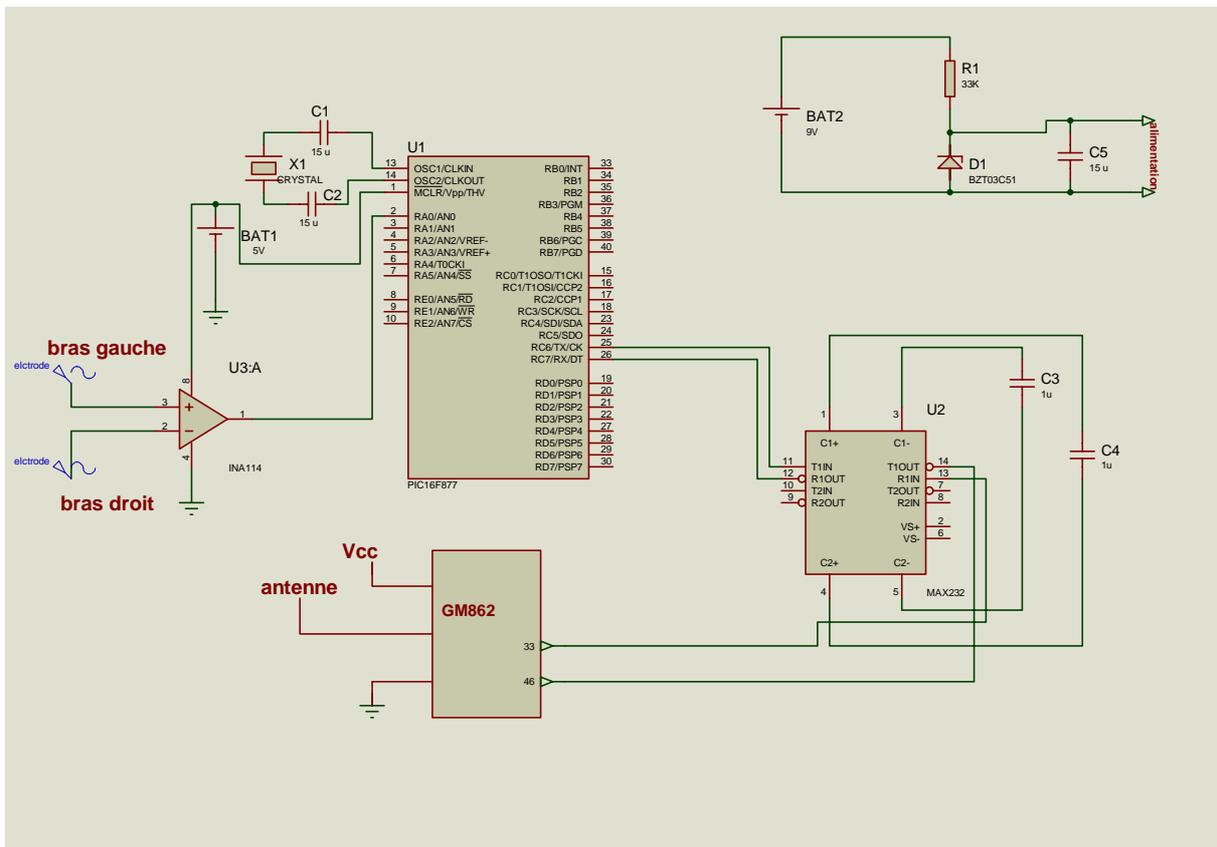
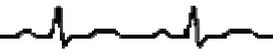


Figure II.12 - Schéma électronique de la carte ambulatoire.



### III. Réception du signal ECG

La réception se fait avec le même module GPRS (GM862) qui est relié au microordinateur, ce dernier utilise la liaison asynchrone RS232 pour recevoir les données (figure II.15).

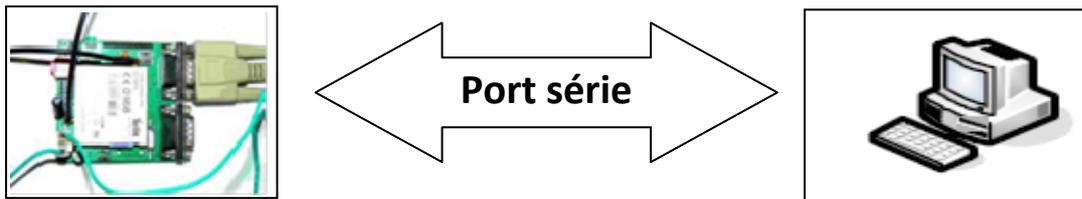


Figure II.13 – Schéma synoptique du système de réception.

#### III.1. Schéma électronique à la réception

La liaison entre le module GM862 et PC n'est pas directe, et du moment que la liaison RS232 du PC utilise les niveaux -12V et +12V et le module de transmission utilise 0V et 5V, alors un adaptateur est nécessaire, cette dernière est assurée par le MAX232 comme l'illustre la figure II.16.

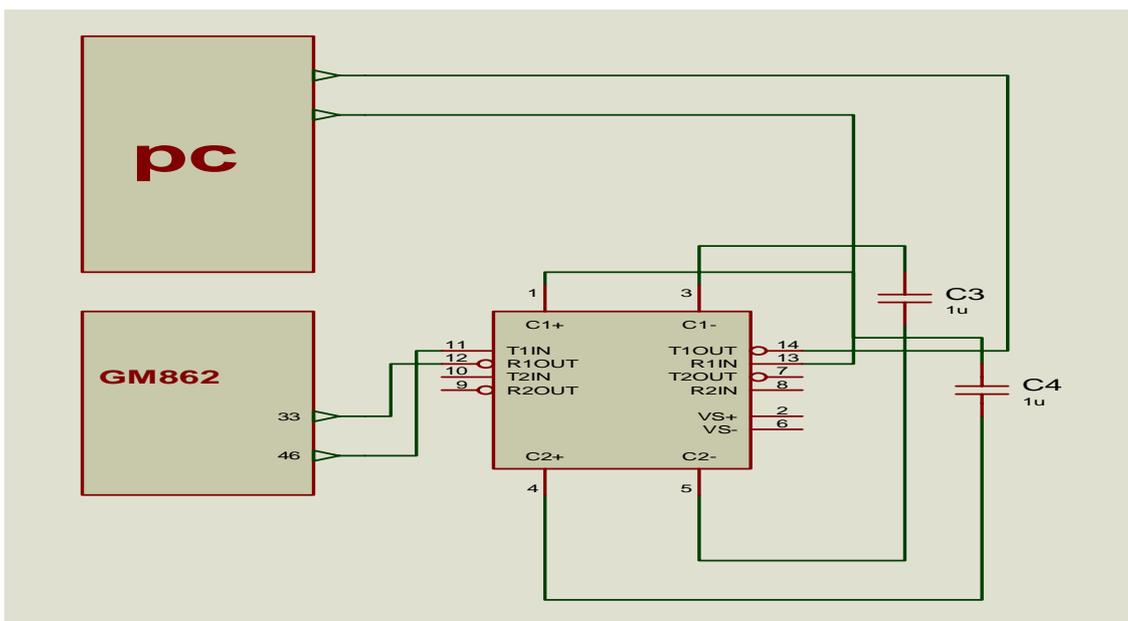


Figure II.14 - Schéma électronique à la réception.



## **Conclusion**

Dans ce chapitre nous avons donné les différents blocs à suivre afin de transmettre le signal électrocardiogramme en utilisant le réseau GSM/GPRS, en commençant par les électrodes, l'amplificateur, le PIC, jusqu'au module GM862. Tous ces composants constituent la carte d'acquisition et de transmission ambulatoire du signal ECG. A la réception, nous avons un autre module GM862 connecté vers un PC où se sont programmés des traitements logiciels du signal ECG. Le chapitre suivant présentera les différentes méthodes de traitement qui existent.

# *Chapitre III*

## Méthodes de traitement du signal ECG



De façon générale, le traitement du signal est un ensemble de méthodes et techniques permettant d'extraire le maximum d'informations à partir d'un signal traduisant un phénomène physique donné.

Dans autre cas, il s'agit d'exploiter les données ECG acquise pour en déduire l'état de santé du patient. Pour cela nous devons dans un premier temps, supprimer ou, tout au moins, atténuer fortement les bruits tendant à perturber notre signal. Par la suite nous devons choisir des méthodes adéquates qui permettent d'extraire les informations nécessaires à l'établissement d'un diagnostic fiable.

### **I. Les réseaux de neurones**

Comme nous l'avons expliqué précédemment, le caractère ambulatoire de l'acquisition génère des artéfacts de mouvement sous forme d'impulsions de courtes durées, donc de large étendue spectral. Une partie des composantes fréquentielles de ces impulsions se retrouve donc dans la bande de fréquence utile du signal ECG, et toute notion de filtrage classique s'avère alors inefficaces pour remédier à cela et supprimer l'effet de ces pics, nous avons opté pour l'utilisation des réseaux de neurones.

L'évolution de la théorie des réseaux de neurones formels est liée directement au développement des travaux biologiques sur le cerveau humain. Ce dernier est l'organe de commande le plus complexe et le plus inconnu de la biologie de l'homme ou de l'animal. Les cellules nerveuses, appelées neurones, sont les éléments de base du système nerveux central. Ce dernier en posséderait environ cent (100) milliards. Dans leur organisation générale et leur système biochimique les neurones possèdent de nombreux points communs avec les autres cellules. Ils présentent cependant des caractéristiques qui se retrouvent au niveau des quatre fonctions spécialisées qui assument:

- Recevoir des signaux en provenance des neurones voisins;
- Intégrer ces signaux;
- Engendrer un influx nerveux;
- Conduire et transmettre l'influx nerveux à un neurone capable de le recevoir.



## I.1. Historique

Le champ des réseaux neuronaux est entamé par la présentation en 1943 par Warren McCulloch et Walter Pitts du neurone formel qui est une abstraction du neurone physiologique. Ils montrèrent également théoriquement que des réseaux de neurones formels simples peuvent réaliser des fonctions logiques, arithmétiques et symboliques complexes.

Les travaux de McCulloch et Pitts n'ont pas donné d'indication sur une méthode pour adapter les coefficients synaptiques. En 1949, D. Hebb présente dans son ouvrage « The Organization of Behavior » une règle d'apprentissage qui permet de modifier les valeurs des coefficients synaptiques en fonction de l'activité des unités qu'ils relient.

En 1958, F. Rosenblatt développe le modèle du perceptron. Il possède deux couches de neurones : une couche de perception et une couche liée à la prise de décision. C'est le premier système artificiel capable d'apprendre par expérience.

Dans la même période, Le modèle de l'ADALINE (ADaptive LINar Element) a été présenté par B. Widrow et Hoff. Ce modèle sera par la suite le modèle de base des réseaux multi-couches.

En 1969, M. Minsky et S. Papert publièrent un ouvrage mettant en exergue quelques limitations théoriques du Perceptron, notamment l'impossibilité de traiter des problèmes non linéaires.

En 1972, T. Kohonen présente ses travaux sur les mémoires associatives et propose des applications à la reconnaissance de formes.

C'est en 1982 que J. Hopfield présente son étude d'un réseau complètement rebouclé, dont il analyse la dynamique.

En 1984, c'est le système de rétropropagation du gradient de l'erreur qui est le sujet le plus débattu dans le domaine.

En 1992 (France), elle est à l'image du congrès Neuro-Nîmes qui a pour thème les réseaux neuromimétiques et leurs applications.

Aujourd'hui, nous retrouvons les réseaux de neurones solidement implantés dans diverses industries.



## I.2. Le neurone biologique

L'unité de base de l'organisation du système nerveux est la cellule nerveuse ou le neurone. Cette cellule, bien qu'on en ait observé de nombreuses variantes, présente toujours la même fonctionnalité de transfert d'un signal électrique. Sa structure est d'ailleurs parfaitement adaptée à cette tâche, nous pouvons, grossièrement, la diviser en trois parties : les dendrites, le corps cellulaire qui porte le noyau et l'axone (figure III.1).

Un neurone peut distribuer des signaux (axones) ou en recevoir (dendrites), les échanges de signaux se font au niveau de synapses, qui relient les dendrites d'un neurone aux axones des autres cellules.

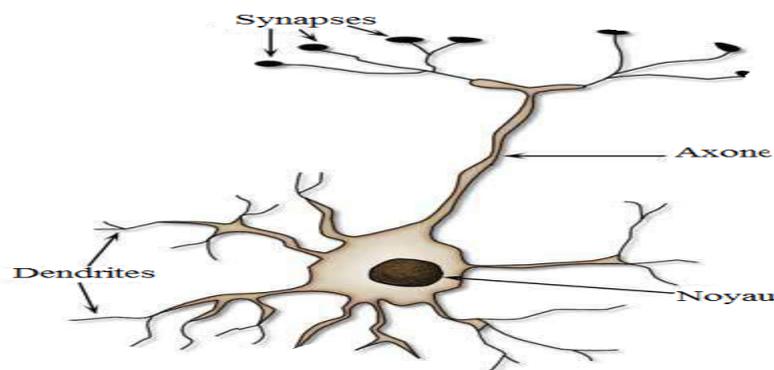


Figure III.1- Modèle du neurone biologique.

## I.3. Le neurone artificiel (formel)

Le neurone formel est un automate caractérisé par un petit nombre de fonctions mathématiques. Il traite un signal recueilli à travers ses connexions entrantes pour fournir un signal de sortie calculé par la fonction de transfert. Son état est caractérisé par trois variables  $E$ ,  $A$  et  $S$  calculées au moyen de trois fonctions successives : la fonction d'entrée  $f(x)$ , la fonction d'activation  $g(E)$  et la fonction de sortie  $h(A)$  (figure III.2).

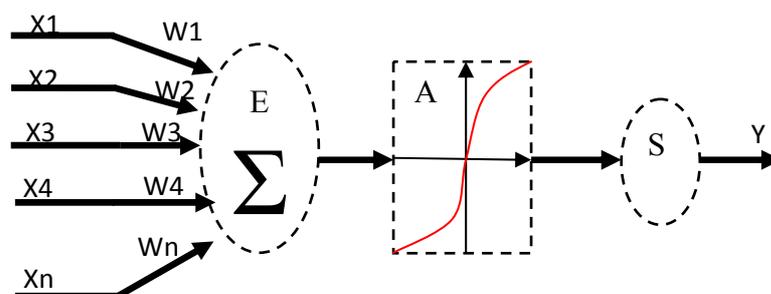


Figure III.2 - Modèle général du neurone formel.



Nous avons donc successivement :  $E = f(x)$ ,  $A = g(E)$  et  $S = h(A)$ . La définition de ses trois fonctions permet donc de fixer le comportement du neurone.

#### ❖ La fonction d'entrée

Dans un réseau de  $n$  neurones chacun d'entre eux reçoit en général de 1 à  $n$  stimulations en provenance des autres cellules. Les valeurs, binaires ou réelles, sont pondérées puis additionnées par la fonction  $E=f(x)$  :

$$E = f(x) = \sum_{i=1}^n w_i x_i + w_0 x_0 \quad \text{III.1}$$

Avec  $w_i$  est un paramètre de pondération des entrées appelé « poids ».

Le terme  $w_0 x_0$  (avec  $x_0 = 1$ ) c'est un poids supplémentaire appelé « biais » généralement noté « b ».

#### ❖ La fonction d'activation :

La fonction d'activation des neurones est généralement l'une des caractéristiques principales d'un type de réseau particulier. En effet l'état d'un neurone peut être à valeurs binaires ou réelles et la fonction d'activation peut fortement varier d'un type de réseau à l'autre. Les deux familles principales sont la fonction signe, pour les neurones à états binaires, et la fonction sigmoïde pour les neurones à états réels (figures III.3 et III.4). D'autres fonctions sont cependant utilisables telles que les fonctions gaussiennes ou les fonctions hyperboliques (figures III.5 et III.6).

##### • Fonction Signe :

Fonction *Signe*  $f(x) = a(2H(x) - 1)$  III.2

Avec  $H(x)$  fonction de Heaviside : 
$$\begin{cases} H(x) = 1 \text{ si } x > 0, \\ H(x) = 0 \text{ sinon} \end{cases} \quad \text{III.3}$$

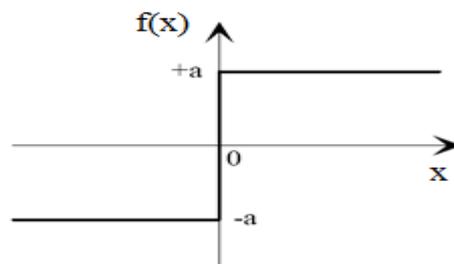


Figure. III.3- La fonction Signe.



• **Fonction Sigmoide :**

$$f(x) = 1 / (1 + \exp(-x)) \quad \text{III.4}$$

$$f'(x) = f(x) (1 - f(x)) \quad \text{III.5}$$

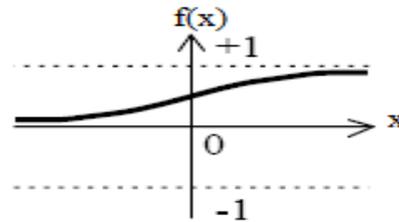


Figure. III.4- La fonction Sigmoide.

• **Fonction logsigmoïde :**

$$f(x) = (1 - \exp(x)) / (1 + \exp(x)) \quad \text{III.6}$$

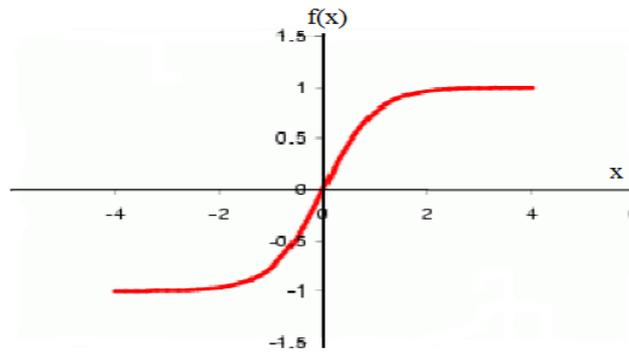


Figure. III.5 - La fonction logsigmoïde.

• **Fonction gaussienne :**

$$f(x) = \exp(-(x-m)^2 / 2\sigma) \quad \text{III.7}$$

Avec : m est la moyenne.  
 $\sigma$  est la variance.

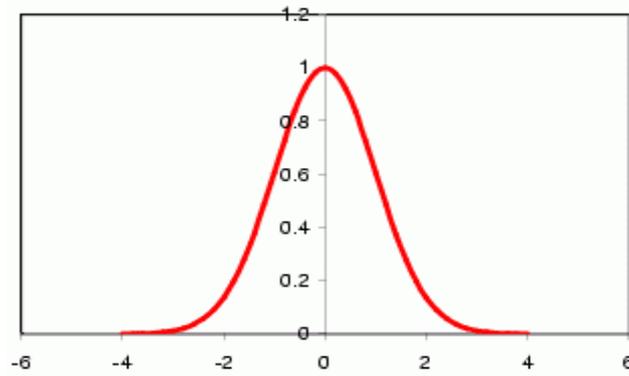


Figure.III.6 - La fonction Gaussienne.

Dans notre modèle, nous utilisons la fonction sigmoïde implémentée sous Matlab comme fonction d'activation dans le réseau de neurones, car nos entrées sont réelles.

#### ❖ La fonction de sortie

L'une des plus importantes particularités du réseau de neurones est de n'avoir qu'une sortie pour un grand nombre d'entrées binaires ou réelles, la sortie  $S$  est en général du même type que les entrées.

Ce tableau récapitule la transition entre le neurone biologique et le neurone formel.

Neurone biologique	Neurone artificiel
Synapses	Poids de connexions
Axone	Signal de sortie
Dendrite	Signal d'entrée
Corps cellulaire (Somma)	Fonction d'activation

Tableau III.1. La correspondance entre neurone biologique et neurone artificiel.

#### I.4. Types de réseaux de neurones formels

On distingue deux types de réseaux de neurones : les réseaux non bouclés appelés aussi feed-forward et les réseaux bouclés, dit aussi récurrents.



### I.4.1. Les réseaux feed-forward

Il s'agit de réseaux appelés aussi réseaux de type Perceptron ou statique, ce sont des réseaux dans lesquels l'information se propage de couche en couche sans retour en arrière. On peut alors regrouper les neurones en couches selon la longueur de ce chemin (figure III.7). On parle alors de réseaux à deux couches « Perceptron monocouche » dans lesquels les neurones de sorties sont directement reliés aux neurones d'entrées, et le perceptron multi-couches comprend en plus des deux couches de base une ou plusieurs couches intermédiaires appelées couches cachées. Dans ce type de réseau le temps n'intervient pas comme variable fonctionnelle c-à-d que sa sortie ne dépend pas de son passé.

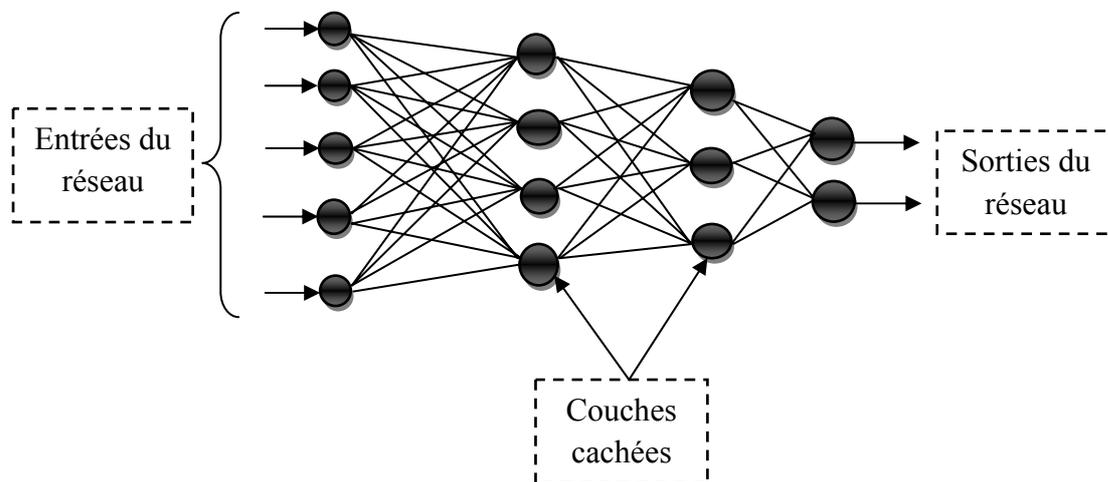


Figure. III.7 - Réseau de neurones non bouclé.

### I.4.2. Les réseaux récurrents

Par opposition aux réseaux feed-forward, les réseaux récurrents peuvent contenir des chemins bouclés, passant plusieurs fois par un même neurone (figure III.8). Grâce à cette structure cyclique, un stimuli entrant peut être partiellement ou totalement remis en question par l'état antérieur du réseau ou par l'arrivée de stimuli postérieurs. Ce type de réseau a donc des capacités théoriques supérieures à celles des réseaux non-récurrents. Les réseaux récurrents présentent donc une dynamique complexe dûe aux multiples rétroactions internes.

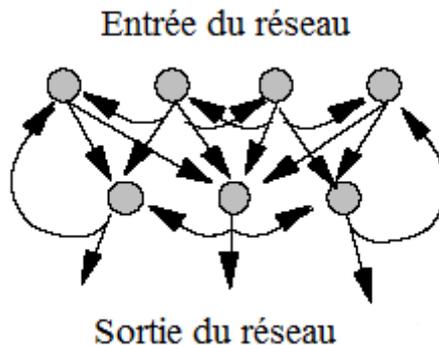


Figure. III.8 - Réseau de neurones bouclé.

### I.5. L'apprentissage

Un réseau de neurones nécessite une phase d'apprentissage par laquelle le réseau construit les liens qui lui permettant d'effectuer la mémorisation, la classification et la prédiction du type de données présentées.

#### I.5.1. Les éléments de l'apprentissage connexionniste

L'apprentissage d'un processus par une architecture connexionniste peut se résumer succinctement à un échange d'informations entre trois éléments principaux : l'environnement (c'est-à-dire le processus à contrôler), l'élève (le contrôleur proprement dit) et le superviseur d'apprentissage, qui constitue le professeur (figure III.9).

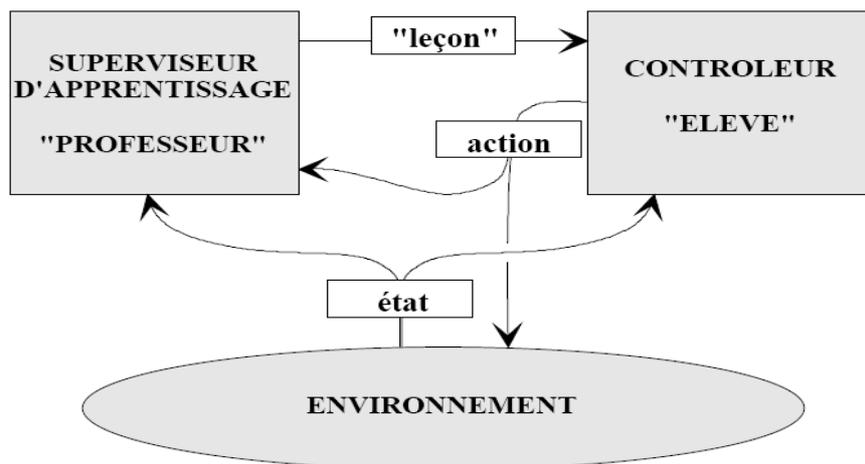


Figure III.9 - Les éléments de l'apprentissage.



### I.5.2. Qu'est-ce qu'un algorithme d'apprentissage ?

L'algorithme d'apprentissage est l'opération qui permet de modifier les poids selon l'évolution de l'erreur entre la sortie obtenue et la sortie désirée. Il contrôle tout le comportement futur du réseau de neurones. La capacité de mémorisation et de généralisation du réseau réside dans la configuration de ses poids. On trouve trois types d'algorithme d'apprentissage : l'apprentissage supervisé, l'apprentissage non-supervisé et l'apprentissage par renforcement.

#### ❖ Apprentissage supervisé

C'est actuellement le mode d'apprentissage le plus couramment utilisé. Son principe est élémentaire : on soumet au réseau un grand nombre d'exemples pour lesquels l'entrée et la sortie associée sont connues et les poids sont modifiés de façon à corriger l'erreur commise par le réseau (figure III.10), c'est-à-dire la différence entre la sortie désirée et la réponse du réseau à l'entrée correspondante.

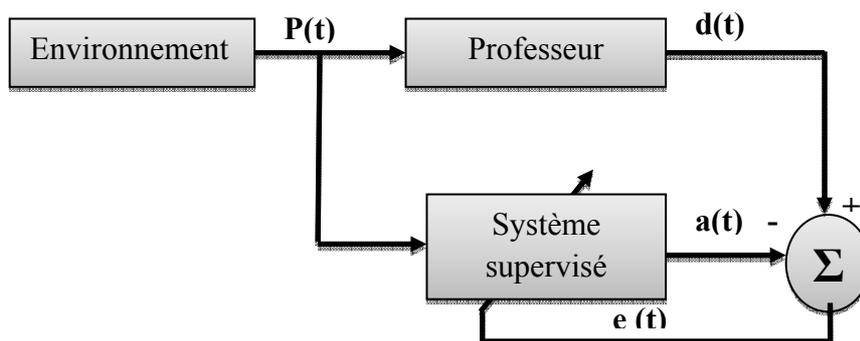


Figure.III.10- Schéma bloc de l'apprentissage supervisé.

#### ❖ Apprentissage non-supervisé

Contrairement aux modes supervisés, seule une base d'entrées est ici fournie au réseau. Ce dernier doit donc déterminer lui-même ses sorties en fonction des similarités détectées entre les différentes entrées, c'est-à-dire en fonction d'une règle d'auto-organisation.

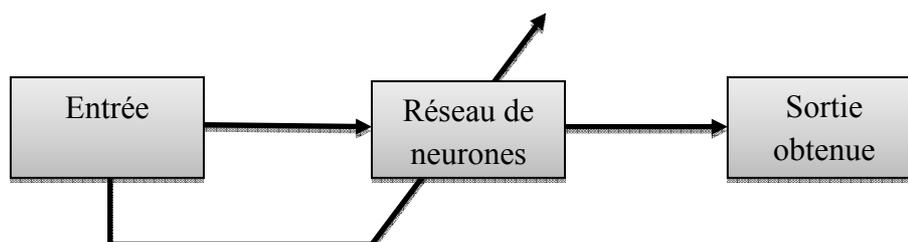


Figure.III.11 - Schéma bloc de l'apprentissage non supervisé.



### ❖ Apprentissage par renforcement

L'apprentissage par renforcement constitue un modèle dont on ne dispose pas de l'information nécessaire à la construction d'une base d'apprentissage complète. On ne dispose souvent que d'une information qualitative permettant l'évaluation de la réponse calculée, sans pour autant connaître la réponse la plus adaptée. Les algorithmes d'apprentissage par renforcement, essentiellement développés depuis le début des années quatre-vingts, permettent alors d'entraîner le réseau pour qu'il fournisse, à chaque stimulus entrant, la sortie la plus adéquate, autrement dit le système étant capable de savoir si la réponse qu'il fournit est correcte ou non, mais il ne connaît pas la bonne réponse.

## I.6. Propriétés des réseaux de neurones

### I.6.1. L'approximation universelle

**Propriété :** *Toute fonction bornée suffisamment régulière peut être approchée uniformément, avec une précision arbitraire, dans un domaine fini de l'espace de ses variables, par un réseau de neurones comportant une couche de neurones cachés en nombre fini, possédant tous la même fonction d'activation, et un neurone de sortie linéaire. HORNIK et al. 1989, HORNIK et al. 1990, HORNIK 1991 [43].*

Cette propriété ne donne pas de méthode pour trouver les paramètres du réseau et n'est pas spécifique aux réseaux de neurones. Il existe bien d'autres familles de fonctions paramétrées possédant cette propriété, c'est le cas notamment des ondelettes.

### I.6.2. L'approximation parcimonieuse

Lorsqu'on veut modéliser un processus à partir des données, on cherche toujours à obtenir les résultats les plus satisfaisants possible avec un nombre minimum de paramètres ajustables (les poids de connexions), HORNIK 1993 a montré que :

*Si l'approximation dépend des paramètres ajustables de manière non linéaire, elle est plus parcimonieuse que si elle dépend linéairement des paramètres.*

*Plus précisément, le nombre de paramètres croît exponentiellement avec le nombre de variable dans le cas des fonctions linéaires par rapport à leurs paramètres, alors qu'il croît linéairement avec ce nombre pour les fonctions non linéaires [43].*

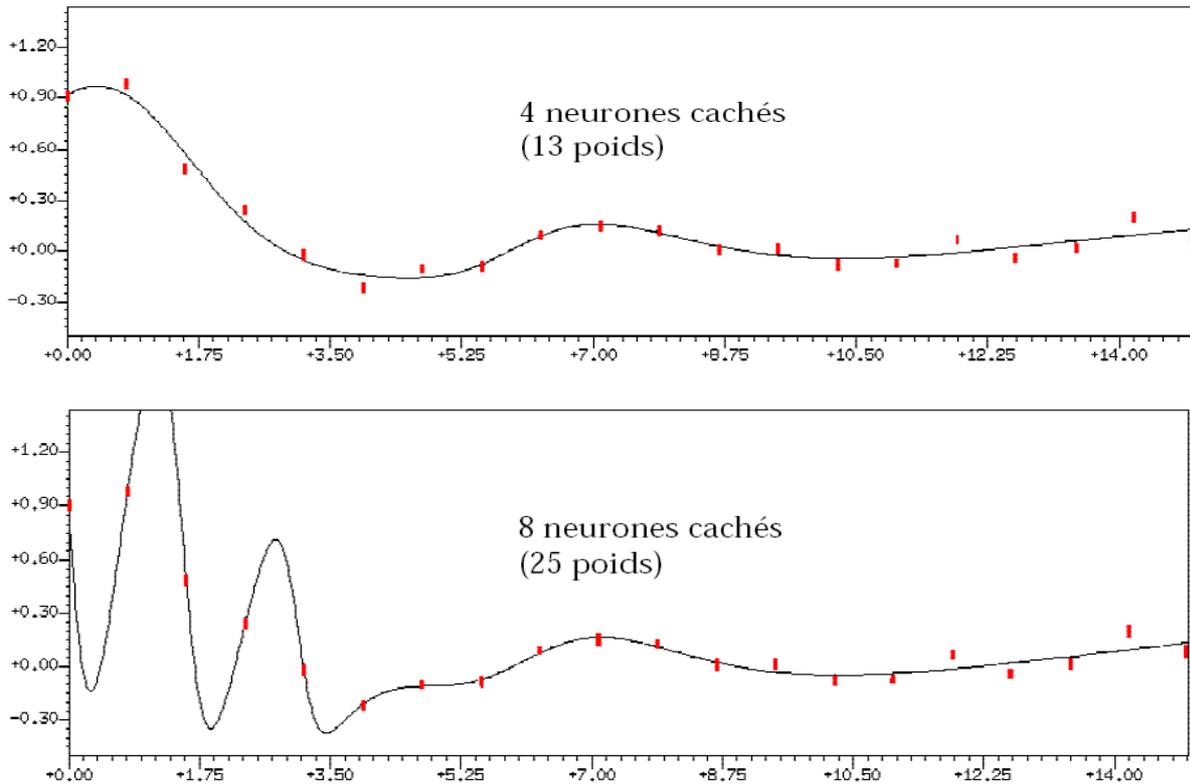


Figure.III.12 - Le réseau le plus parcimonieux (4 neurones cachés, soit 13 coefficients) produit bien un meilleur ajustement qu'un réseau trop riche en coefficients (8 neurones cachés, soit 25 coefficients).

### I.6.3. La généralisation et le sur-apprentissage

Un réseau de neurones nécessite une phase d'apprentissage. Lors de cette phase, le réseau doit posséder un critère d'arrêt d'apprentissage. Si le réseau apprend trop longtemps, un phénomène de surapprentissage risque de survenir, entraînant une dégradation des performances en généralisation. Ainsi, dans un réseau de neurones, à partir d'un certain nombre d'époques d'entraînement, le système se sur-spécialise par rapport à la base de données d'apprentissage, il perd sa capacité de généralisation par rapport aux données de test provenant de la même source mais qui n'ont pas encore été traitées par le système. La figure III.13 représente ce phénomène.

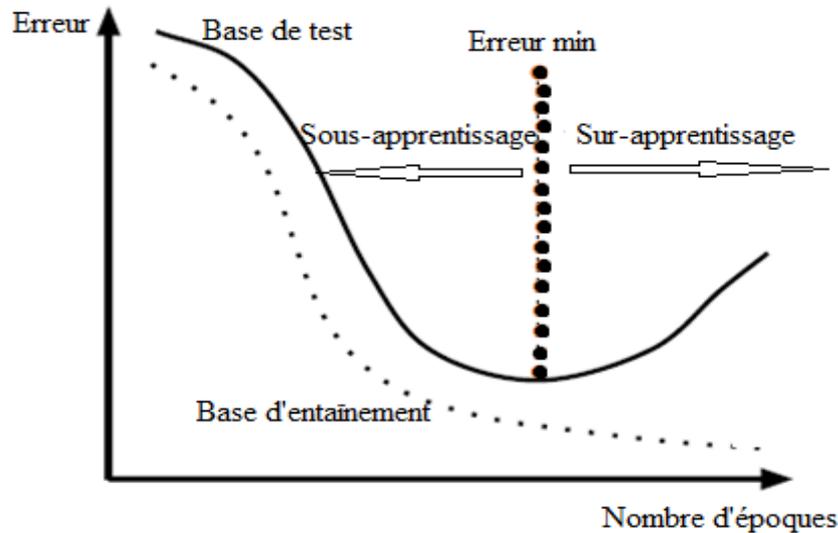


Figure.III.13- Schématisation de l'erreur en fonction du nombre d'époques lors de la phase d'apprentissage.

Cette figure présente l'erreur en généralisation en fonction du nombre d'époques d'apprentissage. On constate que l'erreur en généralisation sur la base d'apprentissage ne fait que décroître. Ainsi, le réseau de neurones devient meilleur d'époque en époque pour classifier la base d'entraînement. Par contre, à partir d'un certain nombre d'époques, on remarque que l'erreur en généralisation sur la base de test augmente. Cet effet est dû au fait que le réseau s'est sur-spécialisé pour la base d'entraînement et qu'il perd sa capacité de généralisation. Ainsi, il faut arrêter l'entraînement du système à l'époque le plus proche possible de la frontière entre le sous-apprentissage et le sur-apprentissage.

### I.7. Algorithmes d'apprentissage de rétropropagation

Quel que soit le cas de l'utilisation du réseau, le processus d'apprentissage supervisé nécessite une base d'exemples composée des entrées du réseau associées aux sorties désirées, la sortie d'un neurone  $i$  est donnée par la relation III.8.

$$y_i = g(n_i) = g(\sum w_{ij}x_j) \quad \text{III.8}$$

Où  $g$  est la fonction d'activation et  $w_{ij}$  est poids synaptique.

$y_i$  la sortie du  $i^{\text{ème}}$  neurone et  $x_j$  est l'entrée de  $j^{\text{ème}}$  neurone.

Pendant la phase d'apprentissage, l'algorithme de rétropropagation sert à minimiser l'erreur quadratique moyenne (MSE) donnée par l'équation III.9 entre la sortie calculée et celle désirée.



$$MSE = \frac{1}{N} \sum_i^N e_i^2 = \frac{1}{N} \sum_i^N (t_i - a_i)^2 \quad \text{III.9}$$

Où :  $i$  parcourt les indices des neurones de sortie.

$N$  est le nombre de neurones.

$a_i$  et  $t_i$  représentent respectivement la sortie mesurée et la sortie désirée pour ces neurones.

L'arrêt de l'apprentissage est effectué lorsqu'un critère d'arrêt est atteint.

A chaque itération la valeur de l'erreur quadratique MSE est renvoyée de la couche de sortie vers les couches cachées pour la mise à jour des poids et des biais du réseau. L'algorithme de rétropropagation modifie les poids et les biais dans la direction de diminution de la fonction de performance.

### I.7.1. Algorithme du gradient

Cette méthode consiste à chercher le minimum du critère par l'utilisation des dérivées du critère par rapport à chacun des paramètres.

L'expression de calcul des nouvelles valeurs de poids synaptiques est donnée par la relation suivante :

$$W_{ij}(k+1) = W_{ij}(k) - \lambda A_i D_j(k) \quad \text{III.9}$$

Avec :

$$D_j(k) = \frac{\delta E_i(k)}{\delta N_i(k)} \quad \text{III.10}$$

$\lambda$  : Pas d'apprentissage.

$E$  : Erreur commise par le réseau.

$W_{ij}(k+1)$  : Poids synaptique de neurone  $j$  de la couche  $k+1$  au neurone  $i$  de la couche  $k$ .

$A_i(k)$  : Sortie de neurone  $i$  de la couche  $k$  ;

$D_j(k)$  : Dérivée de l'erreur à partir de neurone  $j$  vers la couche  $k$  ;

### I.7.2. Algorithme de Gauss-Newton

Cette méthode consiste à chercher le minimum de critère par l'utilisation des dérivées premières et secondes du critère par rapport à chacun des paramètres.



### I.7.3. Algorithme de Lavenberg Marquardt

L'algorithme interpole l'algorithme de Gauss-Newton et l'algorithme du gradient. Plus stable que celui de Gauss-Newton. C'est pour cela il est très efficace pour l'entraînement des réseaux, utilise une approche du second ordre. Il est plus rapide et assure la meilleure convergence vers un minimum de l'erreur quadratique. L'algorithme fut découvert par Kenneth Levenberg, puis publié par Donald Marquardt.

L'algorithme de Lavenberg Marquardt utilise l'approximation de la matrice Hessienne (Dérivée seconde de la fonction coût) suivante :

$$H=J^T J \quad \text{III.11}$$

Le gradient peut être décomposé sous la forme :

$$G=J^T e \quad \text{III.12}$$

Où J est le Jacobien qui contient les dérivées premières des erreurs du réseau.

$e$  est le vecteur d'erreur

$$e_i = t_i - a_i \quad \text{III.13}$$

## II. Méthodes de détection du complexe QRS

Le complexe QRS est l'onde la plus dominante de l'ECG. Il est lié au fonctionnement ventriculaire. La largeur et la forme des complexes QRS fournissent beaucoup d'information sur l'état du cœur ainsi pour la détection d'éventuelles pathologies. Par conséquent, la détection fiable du complexe QRS demeure un domaine de recherche important. Dans l'environnement clinique, cette détection est très difficile. Ceci est dû principalement à la morphologie du complexe QRS qui change de manière significative d'un état sain à un état malade.

L'implémentation des méthodes de détection du complexe QRS sur des dispositifs de surveillance et de régulation est depuis longtemps effectuée avec une grande efficacité. Chaque méthode possède ces avantages et ces inconvénients en termes de performance et de complexité. Avec les avancées en temps de calcul dans le domaine informatique, le poids de complexité a diminué par rapport à la performance.



Les algorithmes les plus récents sont basés sur :

- La dérivée première [36] ;
- L'amplitude et la dérivée première [36], [43] ;
- Les dérivées première et seconde [36], [43] ;
- Des filtres numériques [40] ;
- La corrélation [46] ;

D'autres travaux ont utilisé les ondelettes [41] et les réseaux de neurones [44].

La structure générale d'un détecteur du complexe QRS est composée de quatre étages (Figure III.14).

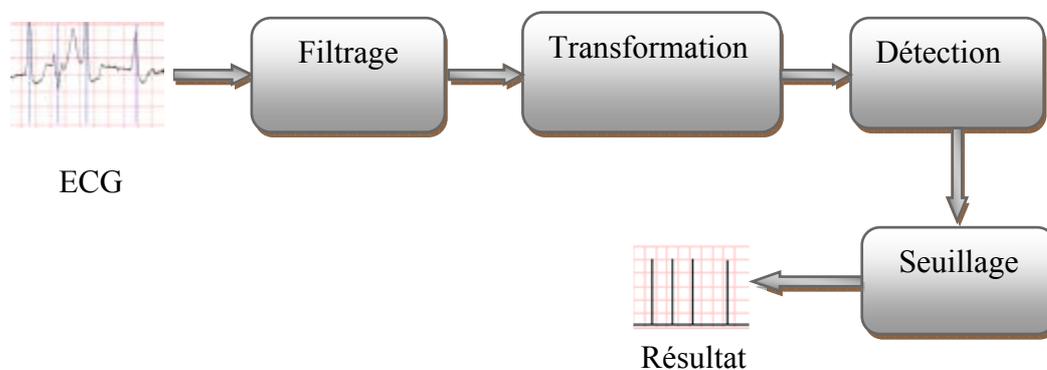


Figure III.14 - Schéma bloc d'un détecteur de QRS.

### II.1. Algorithme basé sur la dérivée première

Selon un algorithme proposé par Menard, la dérivée première est calculée en utilisant la formule :

$$Y(n) = -2f(n-2) - f(n-1) + f(n+1) + 2f(n+2) \quad \text{III.14}$$

Un seuil  $\lambda$  est ensuite calculé comme étant une fraction du maximum de l'expression (III.14).

$$\lambda = \alpha \max \{Y(n)\} \quad \text{où } \alpha = 0.7$$

Les points de la dérivée première qui dépassent le seuil sont recherchés, et les premiers points dépassant le seuil sont considérés comme le début d'un complexe QRS.

### II.2. Algorithme basé sur l'amplitude et la dérivée première

Parmi d'autres algorithmes, on peut mentionner celui de Moiret Mahoudex. Un seuil en amplitude est calculé comme fraction de la plus grande valeur positive du signal :

$$\lambda = \alpha \max \{f(n)\}$$



Où la valeur de  $\alpha$  dépend des caractéristiques du signal. Dans l'algorithme, une valeur de  $\alpha = 0.3$  est suggérée. La dérivée première est calculée par :

$$Y(n) = f(n - 1) + f(n + 1) \quad \text{III.15}$$

On considère alors deux autres seuils l'un positif  $\beta_1$  et l'autre négatif  $\beta_2$ , les auteurs recommandent des seuils de valeurs respectives  $\beta_1 = 0.5$  et  $\beta_2 = -0.3$  pour un signal échantillonné à 250Hz.

Un QRS est repéré si trois points consécutifs de la dérivée  $Y(n)$  excèdent le seuil positif  $\beta_1$  et sont suivis dans les 100 ms qui suivent par deux points consécutifs qui excèdent le seuil négatif  $\beta_2$ . Un QRS est déclaré si les conditions suivantes sont vérifiées :

$$Y(i), Y(i + 1), Y(i + 2) > \beta_1 \quad \text{III.16}$$

$$Y(j), Y(j + 1) < \beta_2 \quad \text{III.17}$$

### II.3. Algorithme basé sur les dérivées première et seconde

Nous citons ici l'algorithme de Balda. Les valeurs absolues de la dérivée première et seconde sont calculées à partir du signal ECG. Puis les deux signaux sont mis à l'échelle et sommés. Le signal est analysé et passe par un seuillage, tous les points qui sont supérieurs à un seuil sont considérés des complexes QRS, le détail de cet algorithme se trouve dans le chapitre IV.

### II.4. Algorithme basé sur les filtres numériques

L'algorithme décrit celui adapté par Okado. La première étape consiste en un lissage par moyenne glissante. La sortie du filtre à moyenne glissante est ensuite filtrée par un filtre passe-bas, puis la différence entre l'entrée et la sortie du filtre est mise au carré. La valeur maximale de ce dernier signal sert à déterminer un seuil. Un QRS est détecté pour une valeur supérieure à ce seuil.



## II.5. Algorithme de Pan Tompkins

L'algorithme le plus populaire de détection du complexe QRS, est celui introduit par Pan et Tompkins [35]. Cet algorithme comprend cinq étapes :

- Filtrage passe bas ;
- Filtrage passe haut ;
- Dérivation ;
- Mis en carré;
- Seuillage.

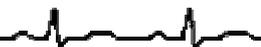
Dans notre application, nous utilisons l'algorithme de la dérivée première et seconde et celui de Pan et Tompkins, les détails et les applications de ces deux méthodes sont donnés dans le chapitre suivant.

## Conclusion

Dans ce chapitre nous avons défini certaines méthodes de traitement du signal ECG. Nous avons commencé en premier lieu de par les réseaux de neurones, qui seront utiles pour l'élimination des artefacts dûs aux mouvements du patient. En deuxième lieu, nous avons cité différentes méthodes de détection du complexes QRS, et nous avons choisi, celle basée sur la première et la deuxième dérivée et celle nommée de Pan et Tompkins. Pour plus de détail, le chapitre suivant donne les étapes suivies ainsi les résultats obtenus.

*Chapitre IV*

RESULTATS  
ET  
INTERPRETATIONS



Nous allons, dans ce qui suit, appliquer les méthodes précédentes au débruitage et au traitement du signal ECG. Dans un premier temps, nous allons utiliser les réseaux de neurones pour supprimer les pics d'artefacts, puis nous présenterons les résultats des deux algorithmes de détection du complexe QRS, l'un inspiré de la méthode de Pan et Tompkins et l'autre basé sur la première et deuxième dérivée.

## I. La base de données

Les enregistrements ECG que nous avons utilisés dans cette étude proviennent de la base de données internationale MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology /Beth Israel Hospital) arrhythmia database, disponible en téléchargement libre sur le site [www.physionet.org](http://www.physionet.org). Chaque enregistrement est généralement formé de trois fichiers. Par exemple l'enregistrement « 100 » est composé de ces trois fichiers : 100.dat ,100.hea et 100.atr. Les données des signaux ECG sont enregistrées sous le fichier dont l'extension est « .dat ». Le fichier ayant l'extension « .hea » contient des informations supplémentaires à propos des patients (âge, sexe, médicaments, etc.) et quelques propriétés du signal tel que le format de stockage et la fréquence d'échantillonnage du signal. Le fichier dont l'extension est «.atr» contient les annotations et la position de pic R de chaque cycle cardiaque (voir annexe C).

La figure IV.1 présente deux exemples d'enregistrements ECG de la base de données MIT BIH.

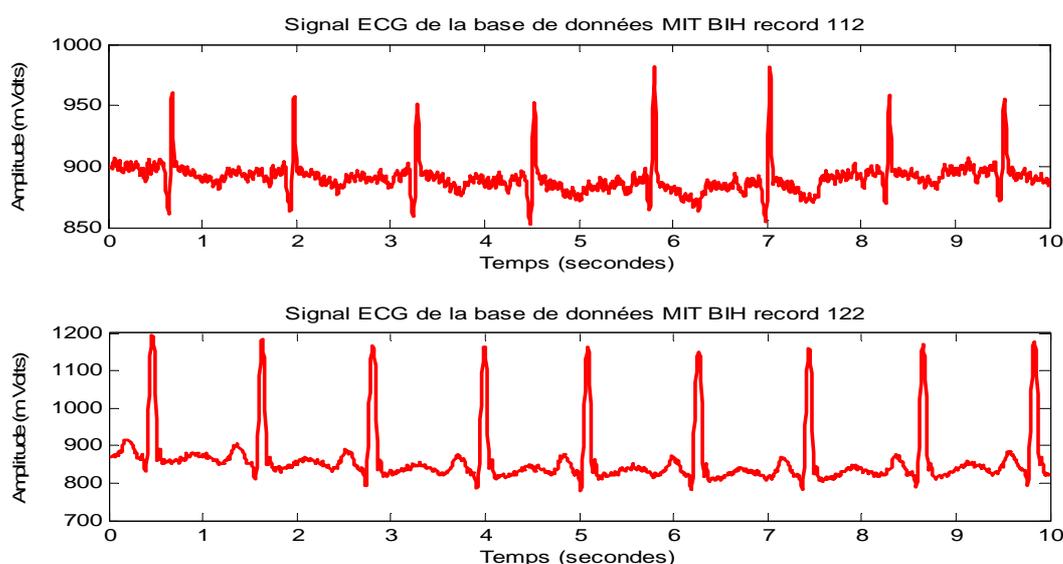


Figure. IV.1- Exemple de deux enregistrements ECG de la base de données MIT BIH.



## **II. Elimination des artefacts**

Les signaux ECG reçus contiennent des artefacts, dûs aux mouvements du patient, et se présentant sous forme d'impulsion de courte durée. Ces bruits peuvent induire un mauvais diagnostic et doivent donc être supprimés.

Le signal ECG utile et le bruit d'artefact ayant une bande spectrale commune, la suppression du bruit par filtrage classique est donc inadaptée. Pour ces raisons nous faisons appel aux réseaux de neurones. Ces derniers peuvent être utilisés dans plusieurs tâches de traitement du signal pour atteindre des objectifs différents tels que ; l'élimination des artefacts pour un signal EKG [11], la classification des arythmies cardiaques et détection et l'identification des arythmies cardiaques [23] [36].

Dans le but d'éliminer les artefacts dûs aux mouvements du patient pour un signal électrocardiogramme nous avons utilisé les réseaux de neurones et, en particulier, l'algorithme de Lavenbeg Marquardt.

### **II.1. Séparation de la base de données**

Afin de développer une application à base de réseau de neurones, il est nécessaire de disposer de deux bases de données : Une base pour effectuer l'apprentissage et une autre pour tester le réseau obtenu et déterminer ses performances.

Les signaux cardiaques utilisés pour la phase d'apprentissage sont des signaux qui contiennent du bruit dû aux mouvements du patient.

La base de test est différente à celle d'apprentissage, la différence apparaissait au niveau du bruit dû aux mouvements.

### **II.2. La phase d'apprentissage**

Dans un réseau de neurones, l'information est codée par les poids liés aux connexions. L'apprentissage est réalisé par des algorithmes de calcul dont le but est d'adapter ces poids en fonction des stimuli présentés à l'entrée du réseau. Une fois l'apprentissage fini, les poids ne sont plus modifiés.



### II.3. Sélection d'un modèle de réseau

Il s'agit de réaliser la mise en correspondance entre le vecteur d'entrée et le vecteur de sortie. Puisque nous disposons de la sortie, l'apprentissage est dit supervisé.

Notre choix s'est porté sur un réseau multicouche non récurrent, constitué de trois couches de neurones, une couche d'entrée de trois neurones, une couche cachée de cinq neurones et une couche de sortie de un neurone, la figure IV.2 montre l'architecture de ce réseau.

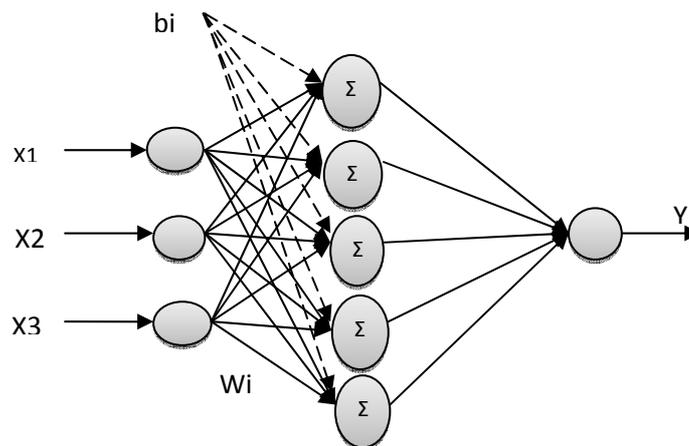


Figure IV.2 - Architecture du réseau de neurones utilisé.

Dans son état initial, le réseau de neurones ne sait pas comment éliminer le bruit dû aux mouvements du patient ; il faut qu'il apprenne. Nous disposons, pour cela, d'un échantillon d'apprentissage constitué de vecteurs d'entrée qui contient le signal ECG avec bruit et d'un vecteur de sortie désiré (sans bruit).



L'organigramme d'apprentissage est alors le suivant :

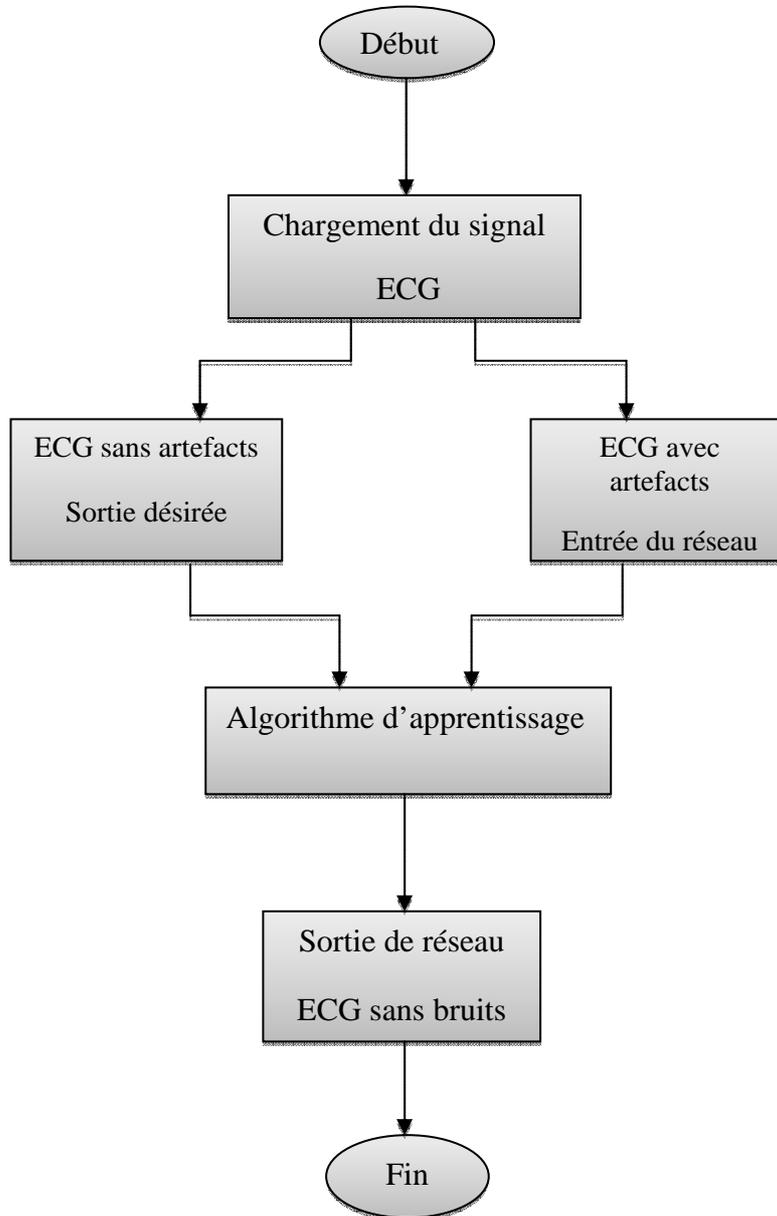
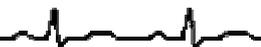


Figure. IV.3 - Organigramme d'apprentissage: élimination des artefacts dûs aux mouvements du patient.

Le principe de l'apprentissage consiste à appliquer le vecteur d'entrée du réseau puis comparer la sortie désiré à celle du réseau. Si la sortie réelle et la sortie attendue sont différentes, on va adapter le vecteur de pondération des entrées (les poids  $W$ ) et le biais ( $b$ ) en les incrémentant ou décrémentant d'un pas d'apprentissage fixé.



## II.4. Résultats de la phase d'apprentissage

A l'entrée du réseau nous avons le signal ECG avec les artefacts dûs aux mouvements du patient (figureIV.4). Ces artefacts sont représentés par des pics. Le but est de faire entrainer le réseau à les éliminer.

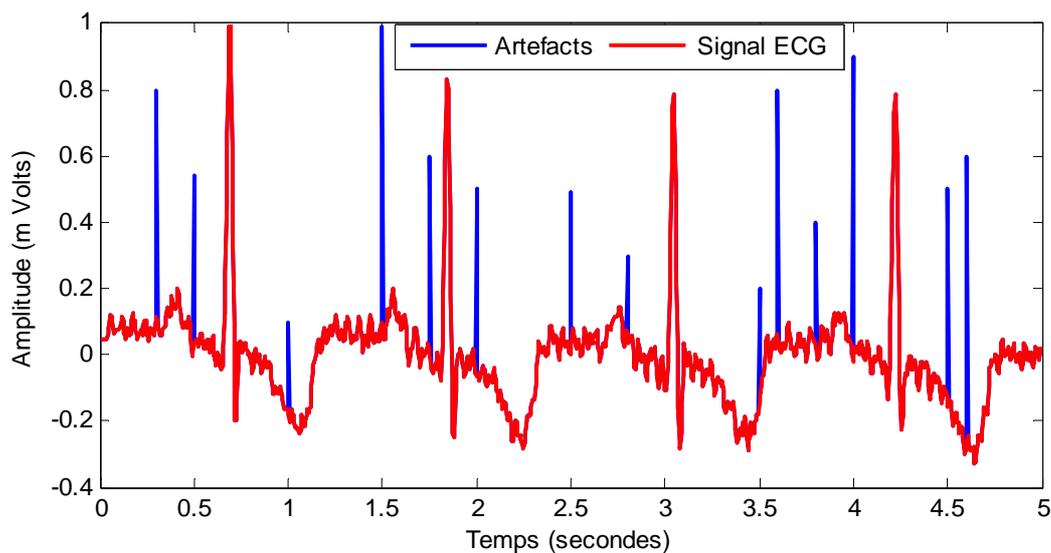


Figure. IV.4 - Signal ECG avec les artefacts dûs aux mouvements du patient : entrée du réseau.

La sortie désirée correspond à un signal ECG sans artefacts et, est présentée par la figure IV.5.

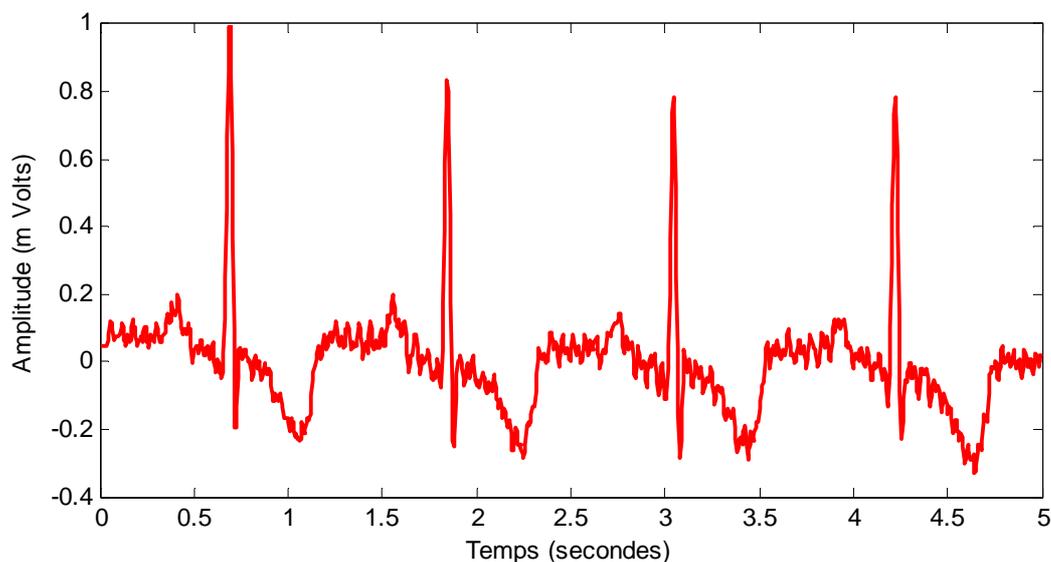




Figure.IV.5 - Signal ECG sans artefacts: sortie désirée.

La figure IV.6 représente les deux signaux ECG, avec artefacts en bleu et sans artefacts en rouge.

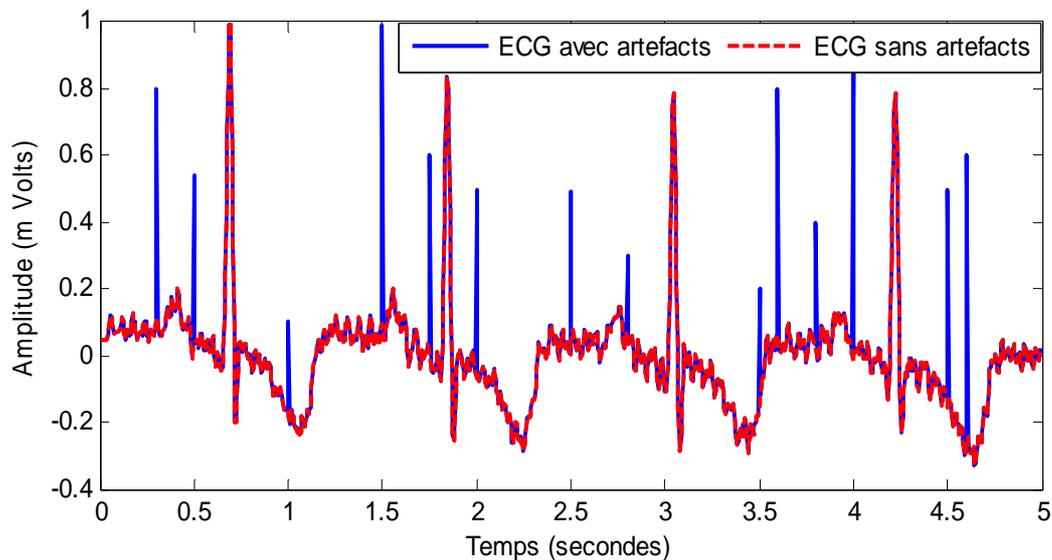


Figure. IV.6 - Entrée du réseau en bleu, sortie désirée en rouge.

Le choix du réseau étant fait, le premier pas d'apprentissage est de 0.01, nous avons lancé l'apprentissage. Ce dernier s'arrête sous l'une de ces conditions suivantes:

- L'erreur est inférieure à  $10^{-12}$ .
- Le nombre d'itérations (épochs) est égal à 1000.
- Atteindre un minimum local c-à-d lorsque l'erreur entre la sortie du réseau et la sortie désirée ne change pas.

**Algorithms**

Training: Levenberg-Marquardt (trainlm)  
 Performance: Mean Squared Error (mse)  
 Data Division: Random (dividerand)

---

**Progress**

Epoch:	0	59 iterations	1000
Time:		0:00:02	
Performance:	0.209	1.10e-07	1.00e-12



Figure IV.7 - Résultats de l'apprentissage.

Le réseau apprend avec un nombre d'itérations petit et dans un temps très bref ce qui signifie que le but du réseau est atteint facilement, avec un pas d'apprentissage fixé à 0.01, en utilisant l'algorithme de Lavenberg Marquardt.

L'apprentissage s'arrête à l'itération 56 avec une erreur d'ordre  $10^{-6}$ . Avec ces critères les artefacts dûs aux mouvements sont tous éliminés. La figure IV.8 représente la sortie du réseau, nous remarquons que tous les artefacts sont éliminés.

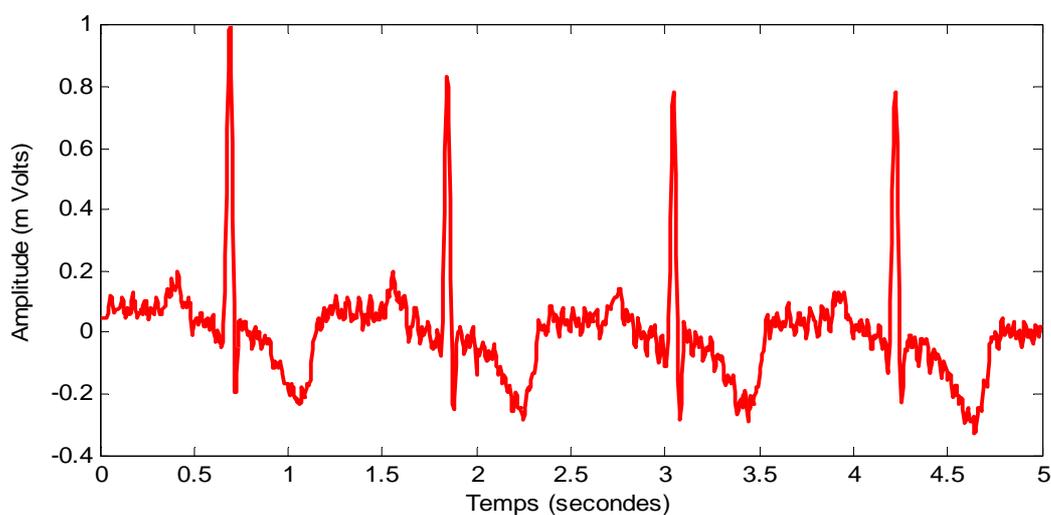


Figure. IV.8 - Sortie du réseau : Phase d'apprentissage.

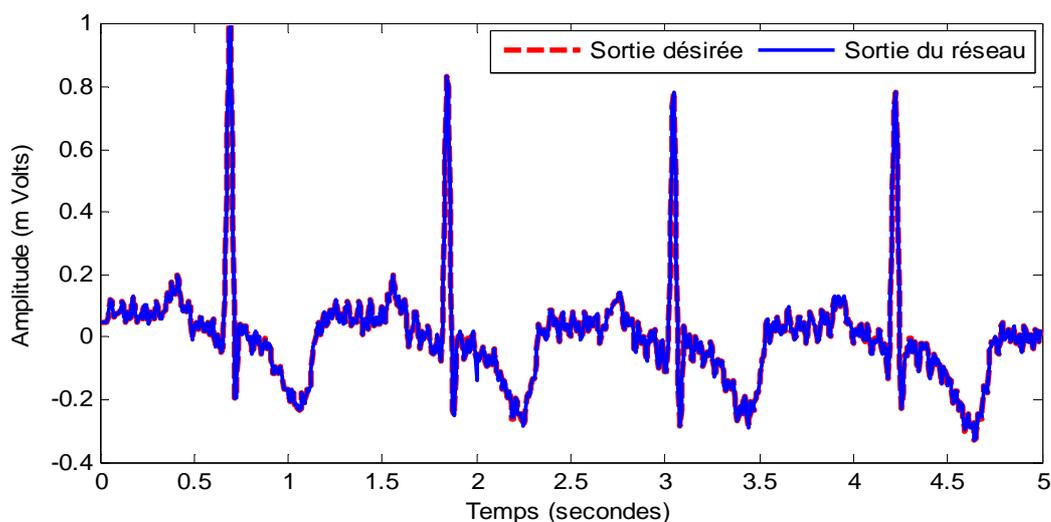


Figure. IV.9 - Sortie du réseau en bleu, sortie désirée en rouge : Phase d'apprentissage.



D'après la Figures IV.9, nous constatons qu'il y a une correspondance entre la courbe de sortie du réseau et celle de sortie désirée dans la phase d'apprentissage.

## II.5. Résultats de la phase de test

Une fois le réseau de neurones entraîné, après apprentissage, il est nécessaire de le tester à partir d'une base de données différente de celle utilisée pour l'apprentissage. L'ensemble de validation servira à l'arrêt prématuré du processus itératif de l'apprentissage. Ce test permet, à la fois, d'apprécier les performances du système neuronal et de détecter le type de données qui pose problème. Si les performances ne sont pas satisfaisantes, il faut modifier l'architecture du réseau.

Pour la phase de test, nous utilisons des artefacts différents à ceux de la phase d'apprentissage dans le but de s'assurer est ce que le réseau a une bonne capacité de généralisation. La figure IV.10 représente les courbes de la nouvelle entrée (phase de test) et de la sortie désirée.

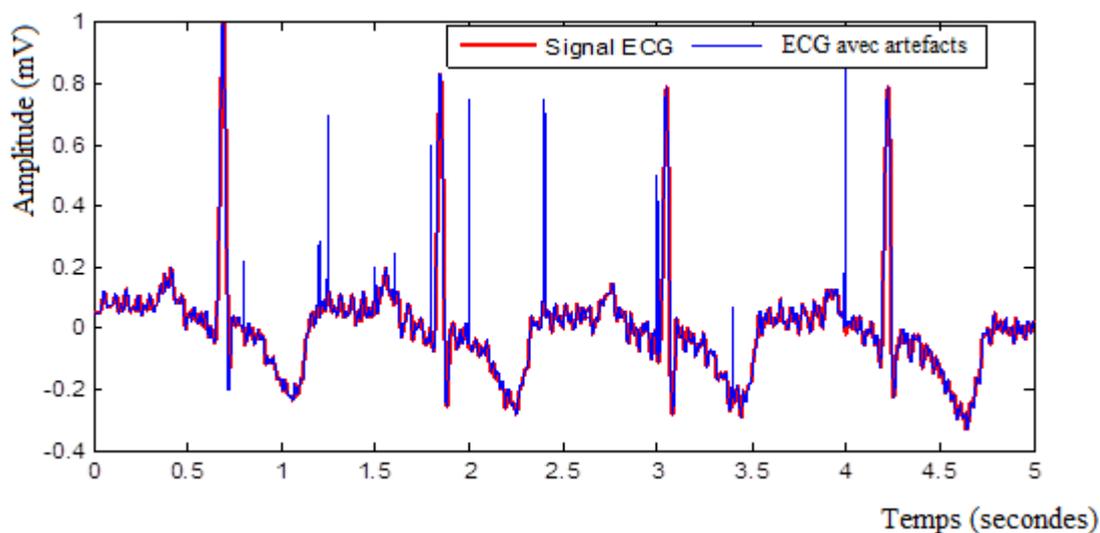


Figure. IV.10 - Entrée du réseau en bleu, sortie désirée en rouge.

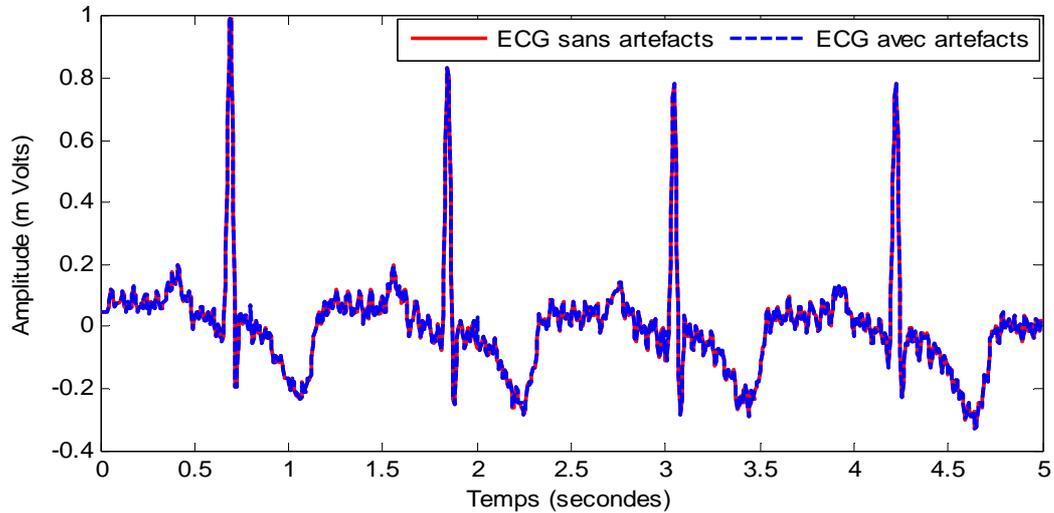


Figure. IV.11 - Sortie du réseau et sortie désirée : Phase de test.

La figure VI.11 montre une correspondance entre la sortie du réseau (test) et la sortie désirée ce qui implique que les artefacts sont éliminés.

La performance du réseau est illustrée sur la figure ci-dessous, cette performance nous donne la variation de l'erreur quadratique en fonction de nombre d'époques.

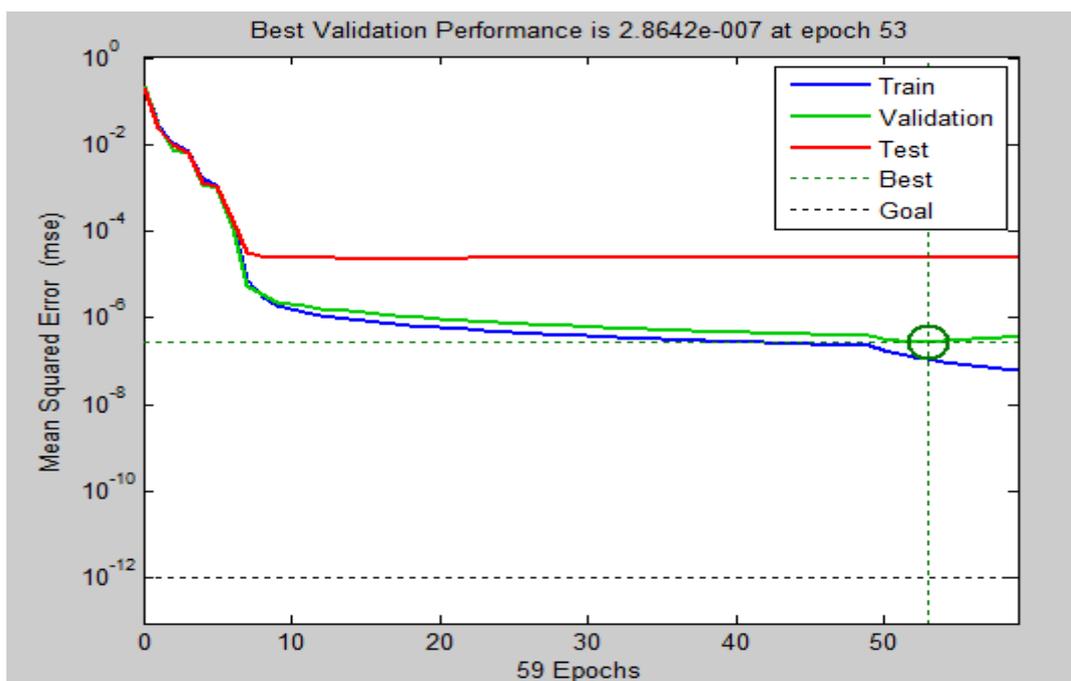


Figure.IV.12 - Erreur quadratique moyenne en utilisant l’algorithme de Lavenberg Marquardt.

Le Tableau ci-après, donne les valeurs des erreurs quadratiques moyennes dans les deux phases d’apprentissage et de test noté respectivement EQM A, EQM T.

	EQM A	EQM T	Nombre d’itérations
Algorithme de LM	$5,1352 \cdot 10^{-6}$	$2,6151 \cdot 10^{-5}$	59

Tableau IV.1. Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d’apprentissage et de test.

D’après les figures IV.9 et IV.11, nous constatons que les courbes de sortie du réseau et la sortie désirée, coïncident parfaitement, dans les deux phases d’apprentissage et de test. La figure IV.12 et le tableau IV.1 montre aussi que les performances obtenues sont très satisfaisantes.

Nous avons testé l’efficacité du réseau en introduisant d’autres signaux de la base de données MIT-BIH, les résultats sont représentés par les figures données ci-après.

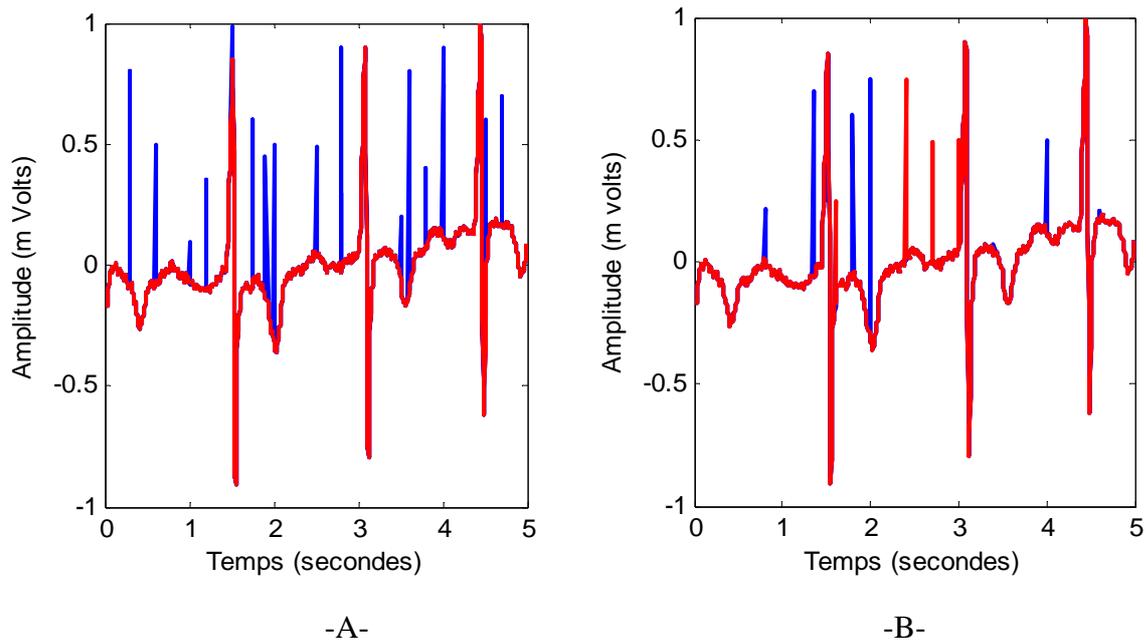


Figure VI.13 - Signal d'entrée (signal 219).  
A : Phase d'apprentissage / B : Phase de test.

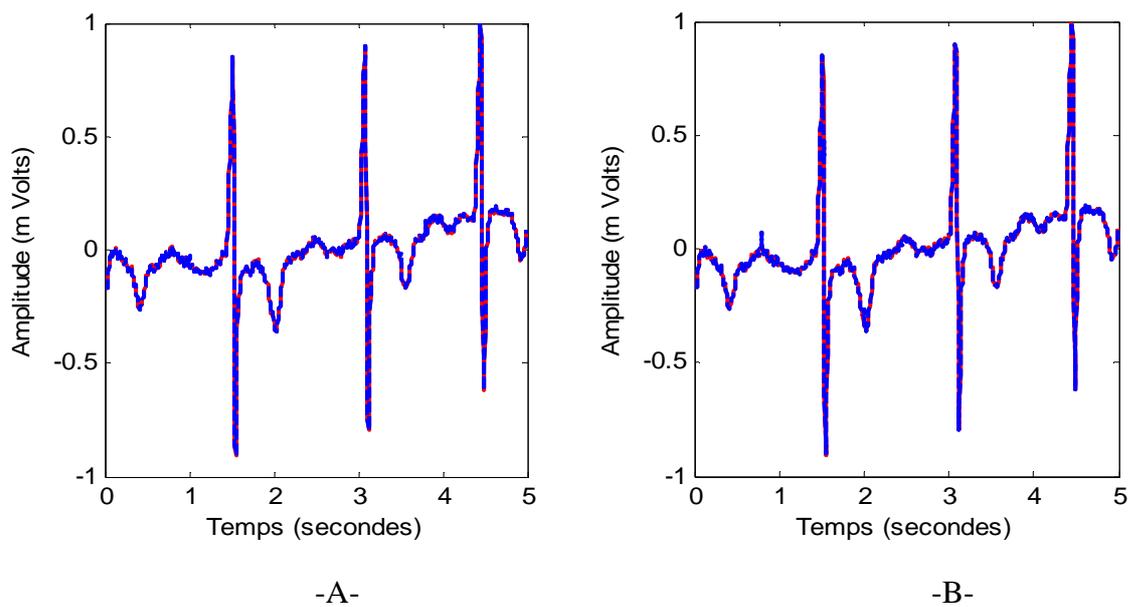


Figure IV.14 - Résultats de la sortie obtenue (signal 219).  
A : Phase d'apprentissage / B : Phase de test.

	EQM A	EQM T	Nombre d'itérations
Algorithme de LM	$8,3044 \cdot 10^{-6}$	$1,1737 \cdot 10^{-4}$	20



Tableau IV.2. Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 219).

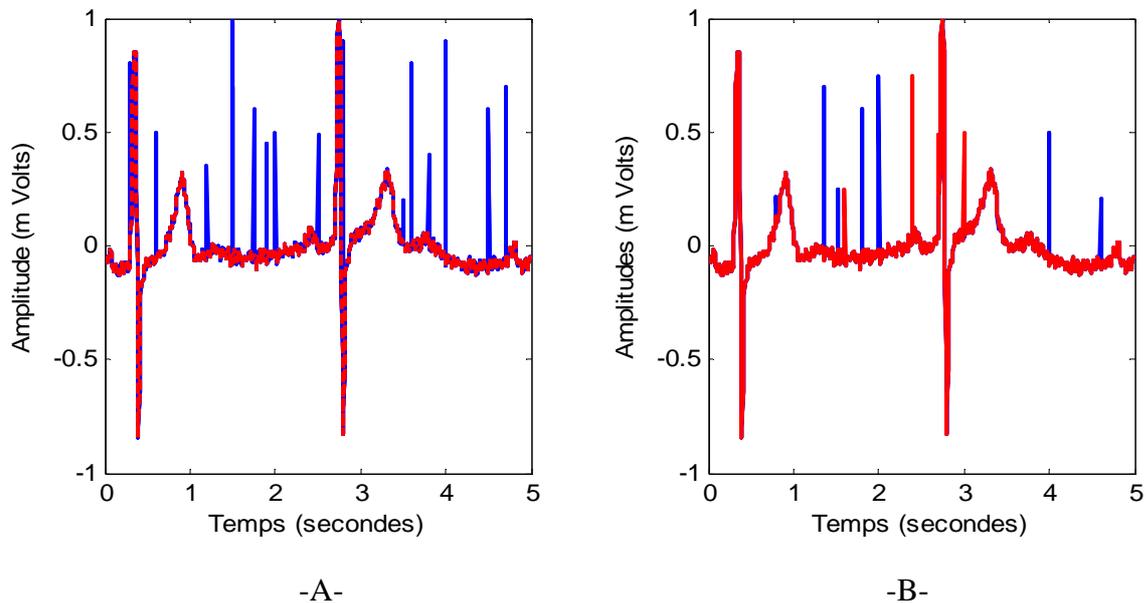


Figure IV.15 - Signal d'entrée (signal 123).  
A : Phase d'apprentissage / B : Phase de test.

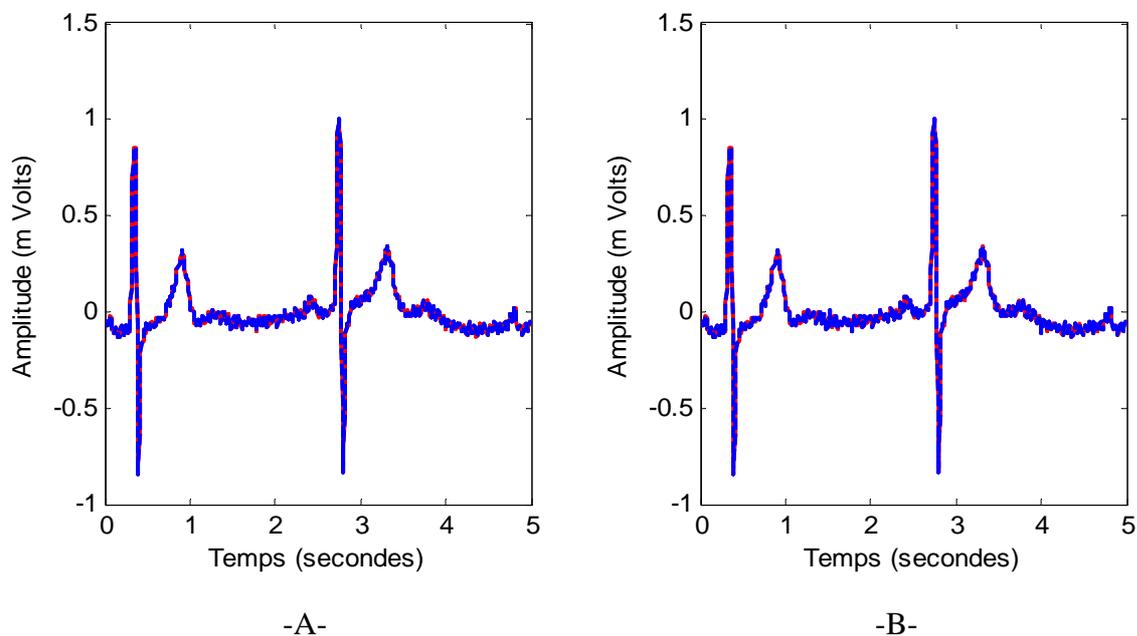


Figure IV.16 - Résultats de la sortie obtenue (signal 123).  
A : Phase d'apprentissage / B : Phase de test.

	EQM A	EQM T	Nombre d'itérations
--	-------	-------	---------------------



Algorithme de LM	$1,3126.10^{-6}$	$1,0774.10^{-5}$	35
------------------	------------------	------------------	----

Tableau IV.3. Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 123).

La figure IV.16 montre que les courbes de la sortie désirée et de la sortie du réseau sont juxtaposées dans les deux phases d'apprentissage et de test. L'erreur donnée dans le tableau IV.3 est faible ce qui confirme aussi que les résultats sont satisfaisants.

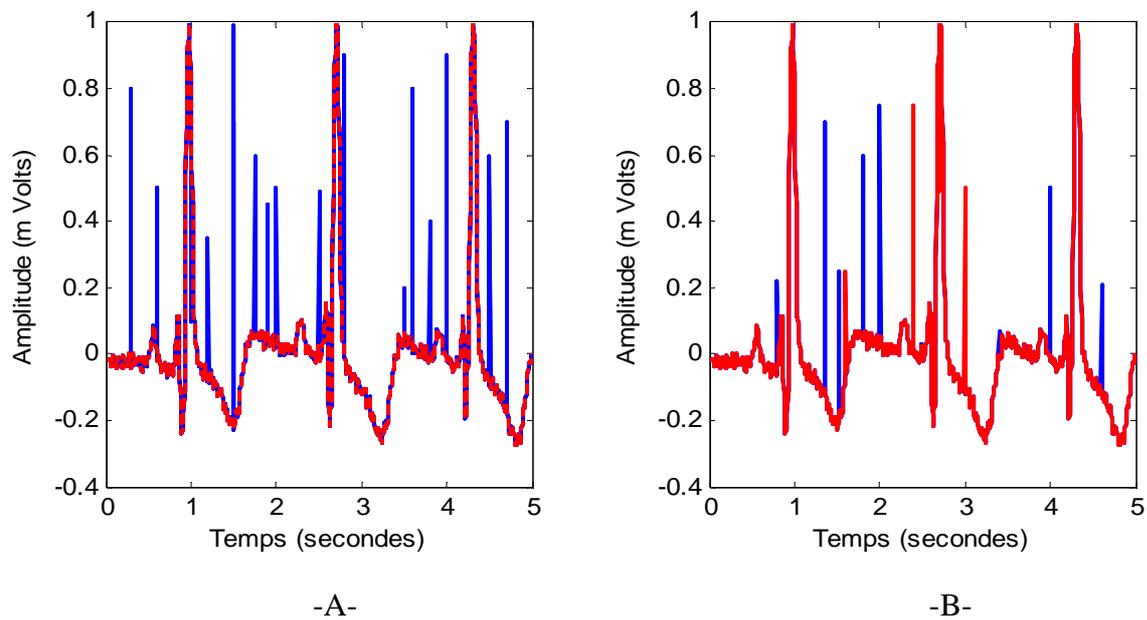


Figure IV.17 - Signal d'entrée (signal 123).

A: Phase d'apprentissage / B : Phase de test.

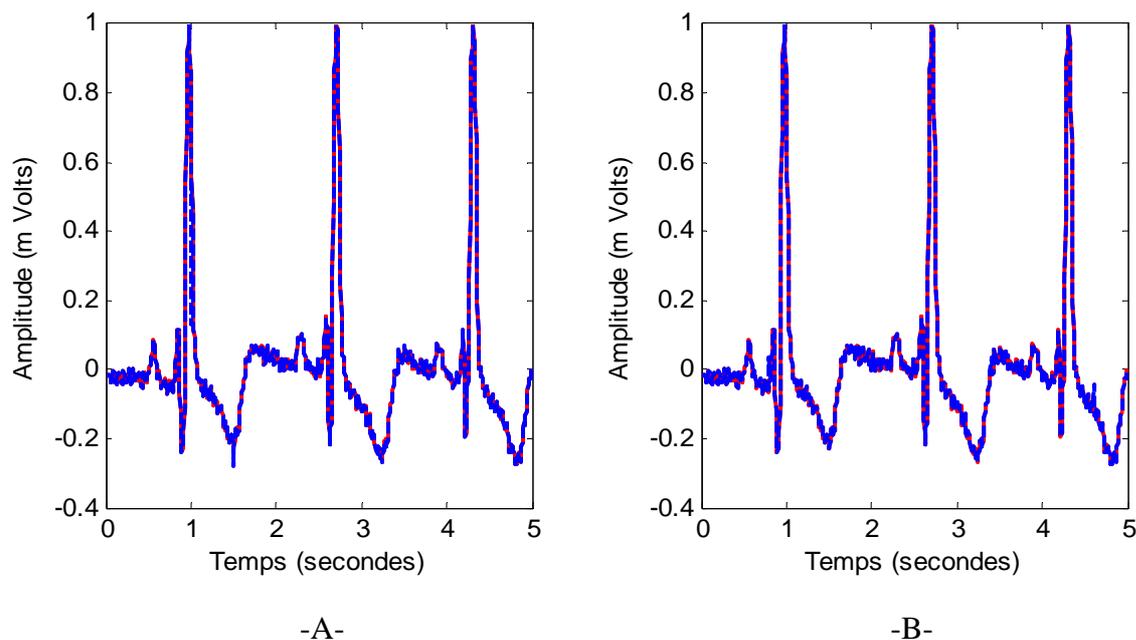


Figure IV.18 - Résultats de la sortie obtenue (signal 231).  
 A : Séquence d'apprentissage / B : Séquence de test.

	EQM A	EQM T	Nombre d'itérations
Algorithme de LM	$1,8384 \cdot 10^{-5}$	$1,1321 \cdot 10^{-5}$	15

Tableau IV.4. Erreur quadratique moyenne entre la sortie du réseau et la sortie désirée dans la phase de d'apprentissage et de test (signal 231).

## II.6. Interprétation

Ces résultats montrent qu'avec les réseaux de neurones, nous avons pu éliminer les artefacts dûs aux mouvements, avec une erreur pratiquement de  $10^{-6}$ . Cette dernière valeur obtenue dans la phase d'apprentissage se retrouve du même ordre de grandeur dans la phase de test. Du fait que l'erreur est faible et les courbes de sortie du réseau et de sortie désirée coïncident, cela nous permet de conclure que notre réseau a bien appris et a généralisé l'apprentissage.

## III. Détection du complexe QRS

Après avoir éliminé les artefacts dûs aux mouvements du patient, nous passons à la prochaine étape qui consiste à détecter les complexes QRS.



Le but principal de la détection du complexe QRS est de calculer la fréquence cardiaque ce qui nous permettra de détecter d'éventuelles tachycardies ou bradycardies, de déduire des informations sur la régularité du signal et de déterminer la largeur du complexe QRS. Toutes ces informations sont très importantes pour le médecin afin de faire un diagnostic, il peut déduire est ce que c'est un QRS fin ou c'est un QRS large.

La normalisation du signal ECG est une étape que nous avons effectuée avant chaque pré-traitement. Son rôle n'a pas d'importance sur la détection elle-même, mais il sert à centrer le signal à 0 (sur l'axe horizontal). Les figures IV.19 et IV.20 représentent, respectivement, le signal ECG avant et après normalisation.

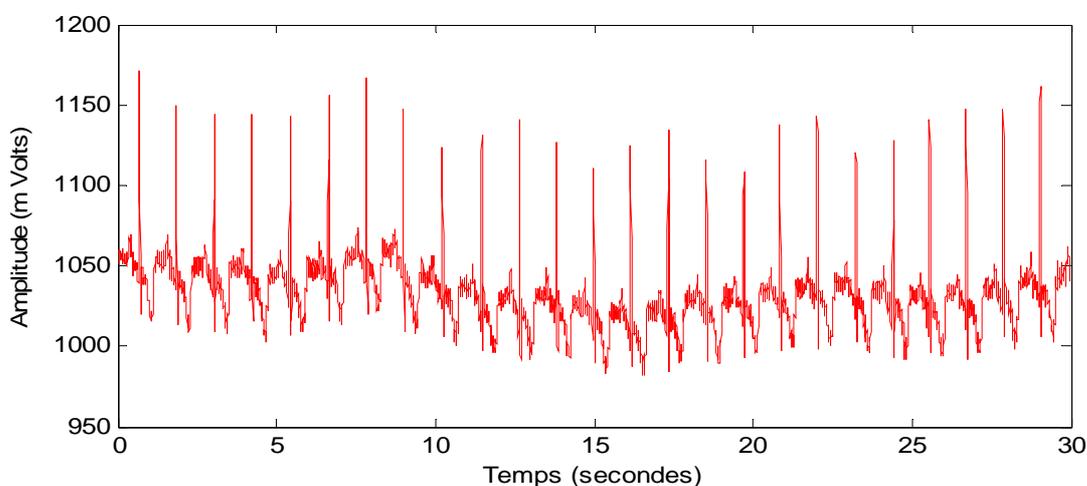


Figure IV.19 - Signal ECG avant normalisation.

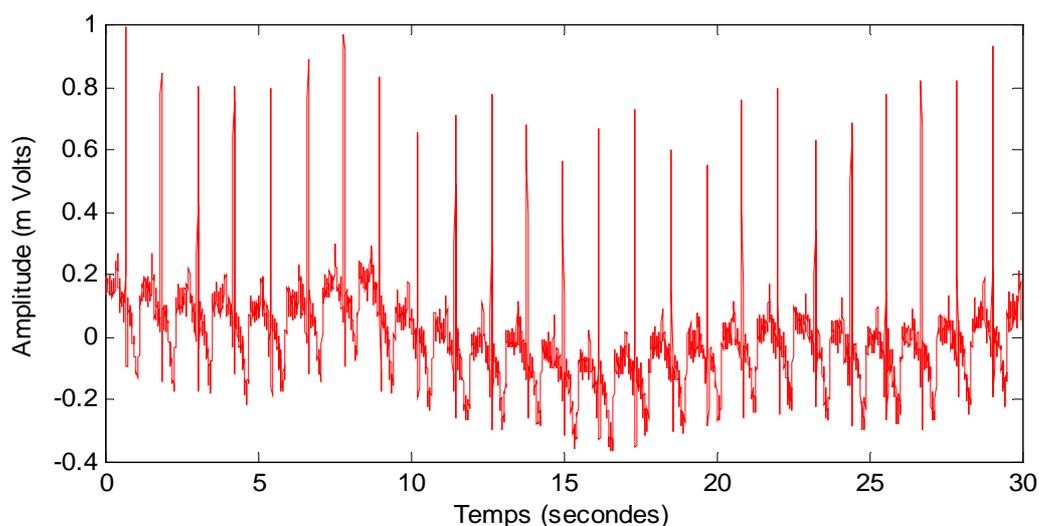


Figure IV.20 - Signal ECG après normalisation.



### III.1. Détection du complexe QRS par la méthode basée sur la dérivée première et seconde

Cette méthode consiste à effectuer la dérivée première du signal ECG, puis sa deuxième dérivée, et à sommer ces deux dérivées et faire un seuillage. L'objectif de la dérivation est d'augmenter l'amplitude du complexe QRS tout en atténuant les perturbations ainsi que les ondes P et T. La sommation a pour but de maximiser l'amplitude (l'énergie) du signal. Le schéma de la figure VI.21 récapitule les étapes de cette méthode.

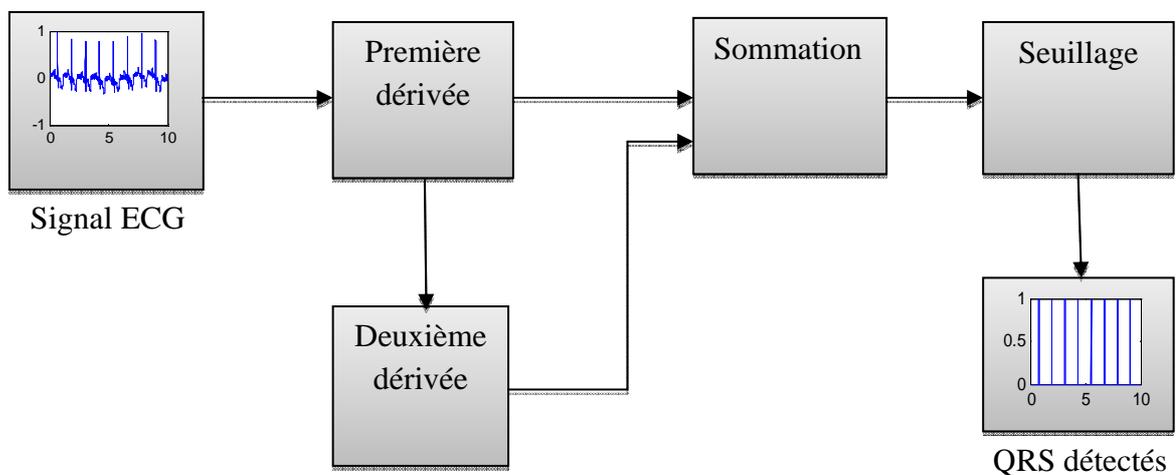


Figure IV.21 - Schéma bloc de détection du complexe QRS par la méthode basée sur la 1<sup>ère</sup> et la 2<sup>ème</sup> dérivée.

#### III.1.1. Résultats de la détection

Les figures suivantes représentent l'effet de chacune de ces étapes sur le signal ECG.

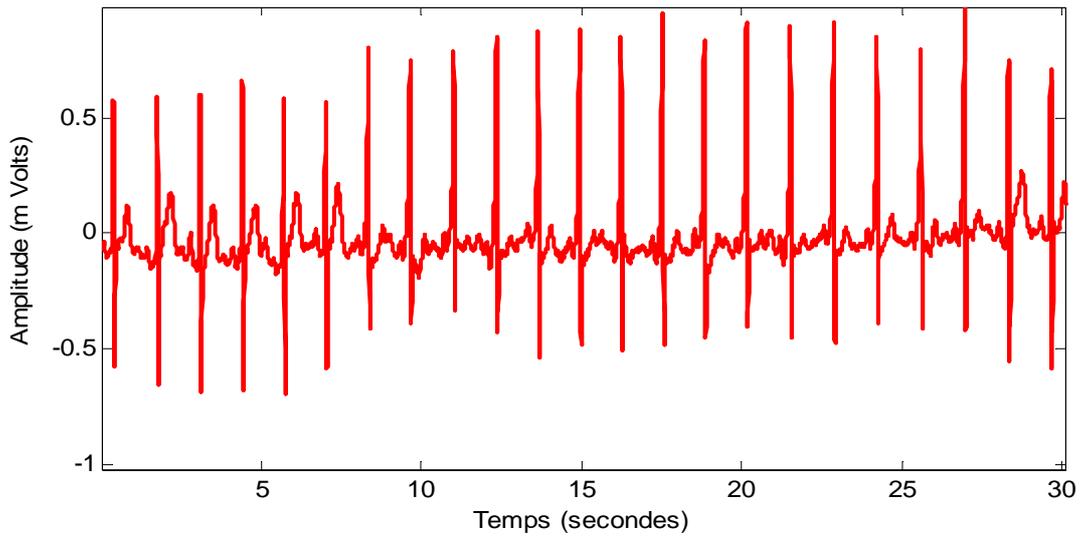


Figure IV.22 - Signal ECG (Signal 230).

❖ **Première dérivée :**

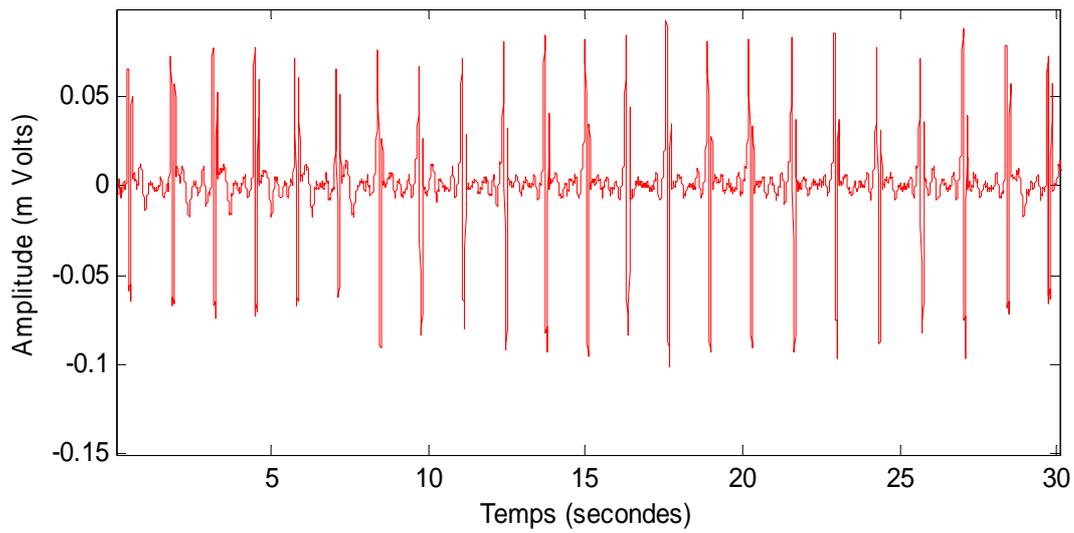


Figure IV.23 - Signal ECG après la première dérivée.

❖ **Deuxième dérivée :**

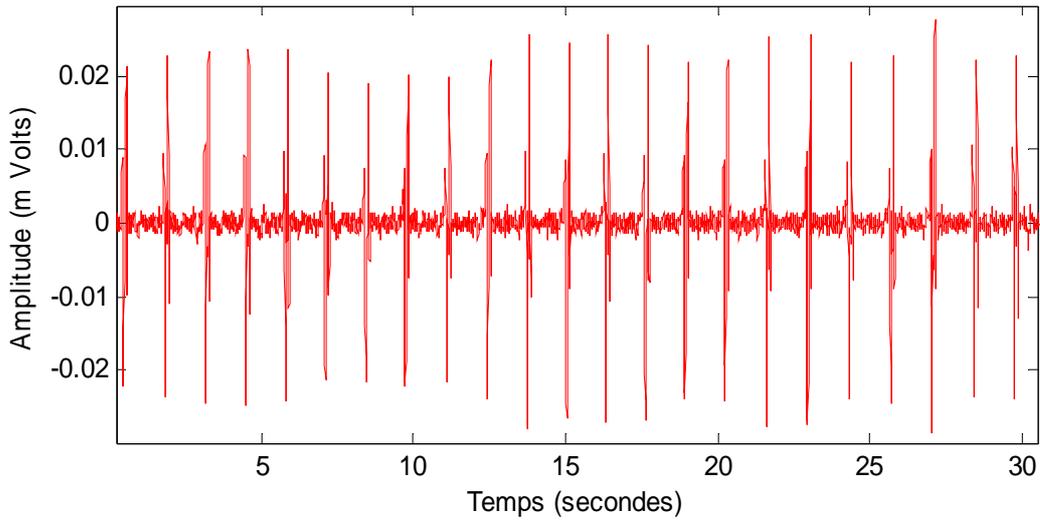


Figure IV.24 - Signal ECG après la deuxième dérivée.

❖ **Sommation des deux dérivées :**

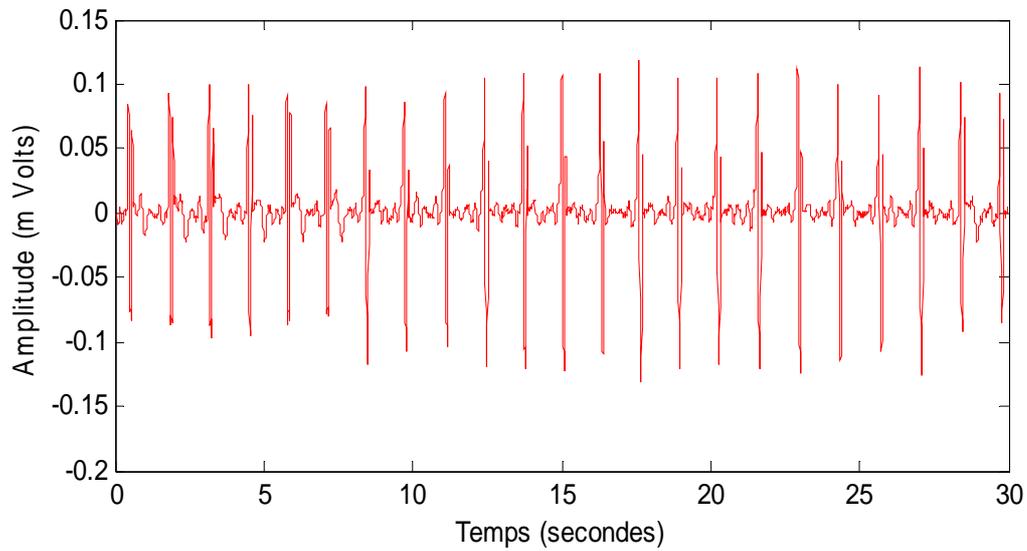


Figure IV.25 - Signal ECG après la sommation.

❖ **Seuillage :**

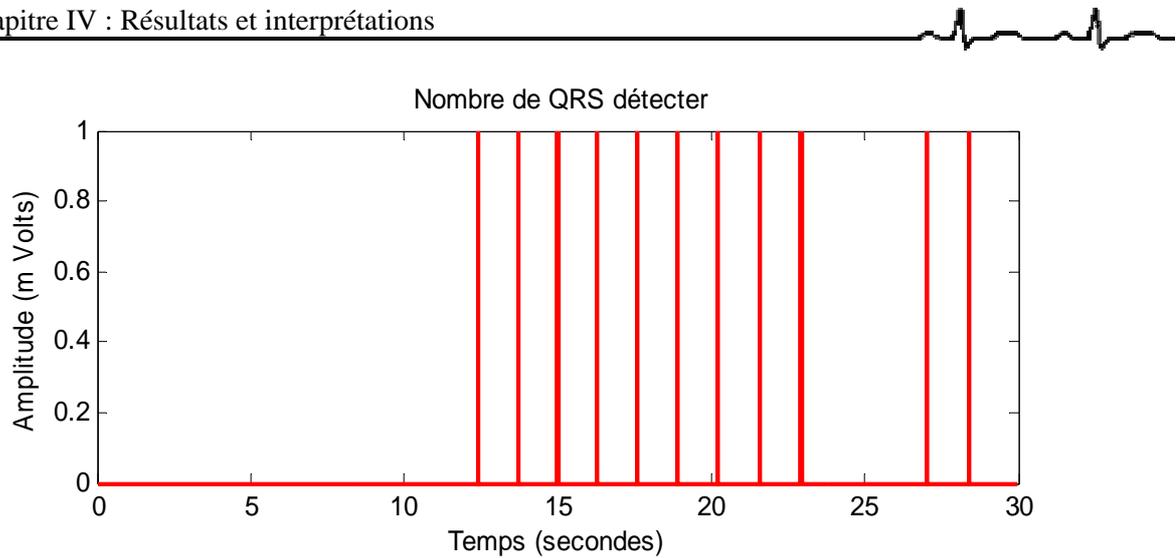


Figure IV.26 - Signal ECG après seuillage : Détection du complexe QRS.

### III.1.2. Discussion

Avec la méthode des deux dérivées, nous avons détecté des pics qui correspondent aux complexes QRS, cependant, certains pics existants ne sont pas détectés ce qui risque de fausser le calcul de la fréquence cardiaque et induire un diagnostic erroné. Pour remédier à ce problème nous avons opté pour une autre méthode de détection détaillée ci-après.

### III.2. Détection du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins

J.Tompkins et J.Pan ont proposé une méthode permettant la détection en temps réel du complexe QRS [35] par la construction d'un filtre passe-bande à partir d'un filtre passe-bas et d'un filtre passe haut. Par la suite nous appliquons au signal obtenu la série d'opérations suivantes : filtre dérivateur, filtre quadrature, filtre à moyenne glissante et seuillage (figure IV.27).

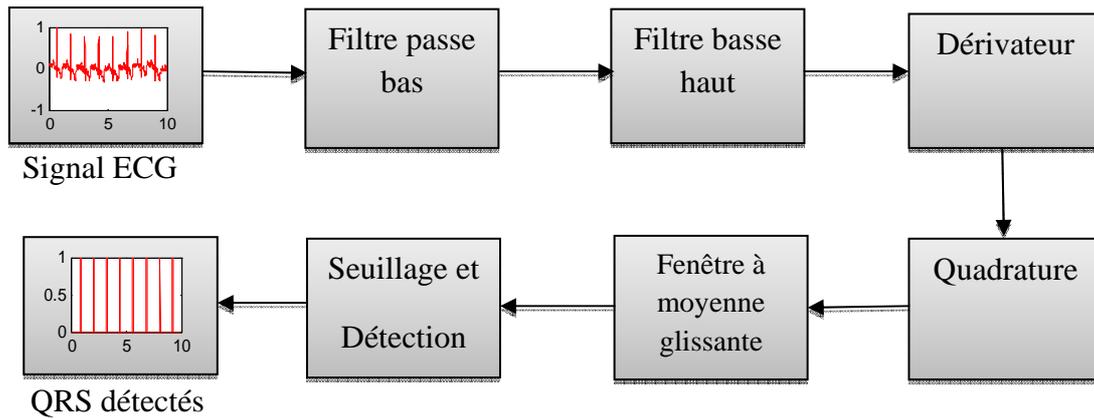


Figure IV.27 - Schéma bloc de détecteur du complexe QRS par la méthode de Pan et Tompkins.

Le signal ECG obtenu lors de l'enregistrement est généralement contaminé par différentes sources de bruits de différentes fréquence qui peuvent perturber les caractéristiques de phase et d'amplitude du signal utile d'où la nécessité d'un bon filtrage.

Pan et Tompkins ont proposé un filtre passe bas puis un passe haut pour éliminer tous les bruits. La figure suivante représente le signal à l'entrée du détecteur.

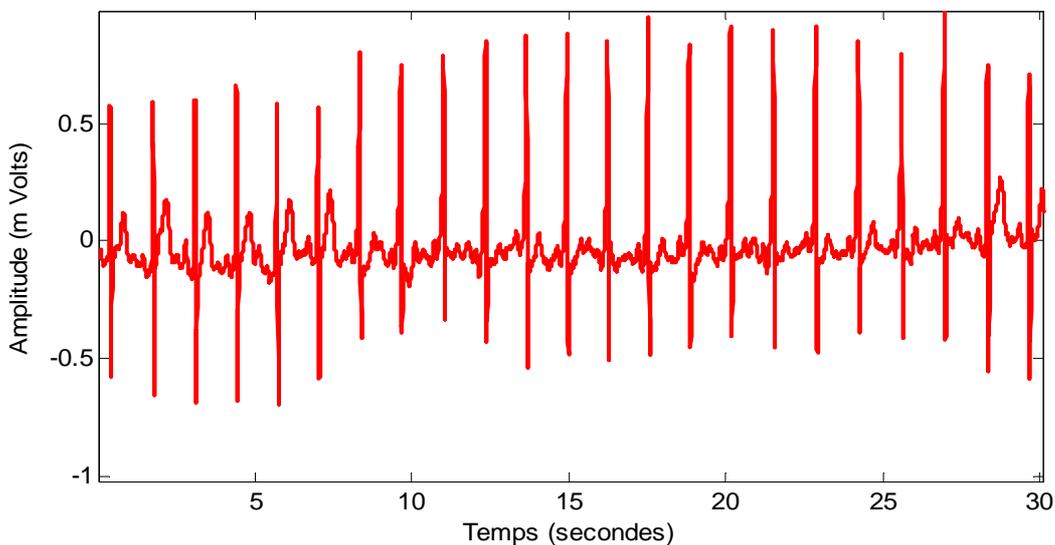


Figure IV.28 - Signal ECG (Signal 230).

### III.2.1. Résultats de la détection



### ❖ Filtre passe bas :

La fonction de transfert du filtre passe bas est donnée par l'équation IV.1, ce qui correspond à la fonction de transfert représentée par la figure IV.29.

$$H_L(z) = \frac{1 - 2z^{-6} + z^{-12}}{1 - 2z^{-1} + z^{-2}} \quad \text{IV.1}$$

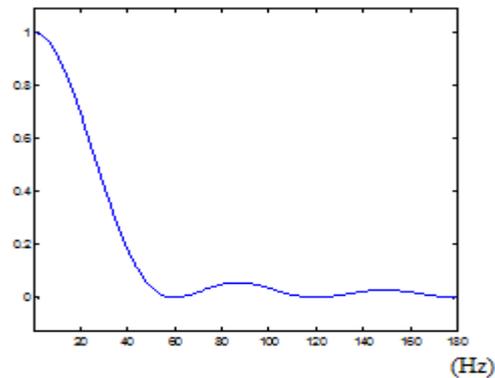


Figure IV.29 - Fonction de transfert du filtre passe bas.

Le gain de  $-3\text{dB}$  est obtenu à la fréquence 20 Hz, ce qui nous permet d'éliminer les ondulations dues au réseau à 50 Hz, et de minimiser les bruits de hautes fréquences. La figure IV.30 représente le signal ECG après filtrage passe bas.

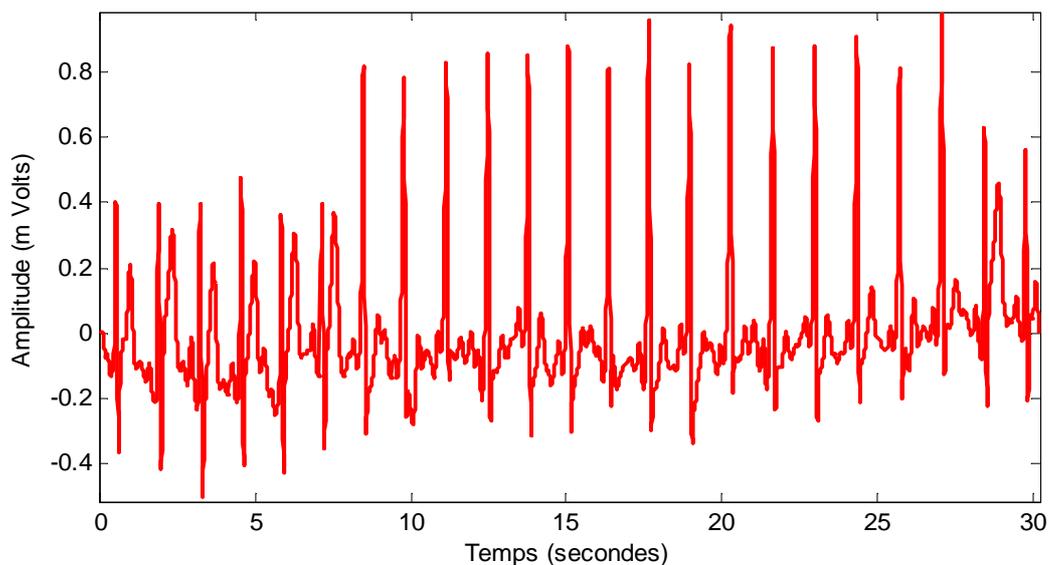


Figure IV.30 - Signal ECG après filtrage passe bas.

### ❖ Filtre passe haut :



Le signal résultant est traité ensuite par un filtre passe haut de fonction de transfert, donnée par l'équation IV.2 et représentée par la figure IV.31. Ce filtre élimine toutes les basses fréquences qui n'appartiennent pas au signal ECG. La fréquence de coupure de ce filtre est de 1 Hz.

$$H_L(z) = \frac{-1 + 32z^{-16} + z^{-32}}{1 + z^{-1}} \quad \text{IV.2}$$

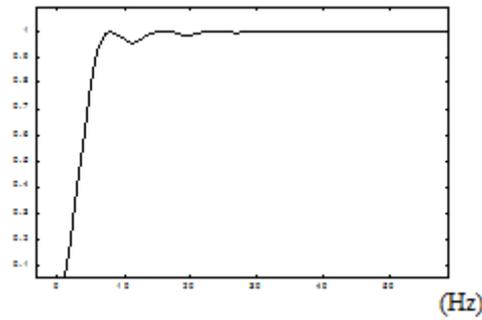


Figure.IV.31 - Fonction de transfert du filtre passe haut.

La figure suivante représente la sortie du filtre passe haut.

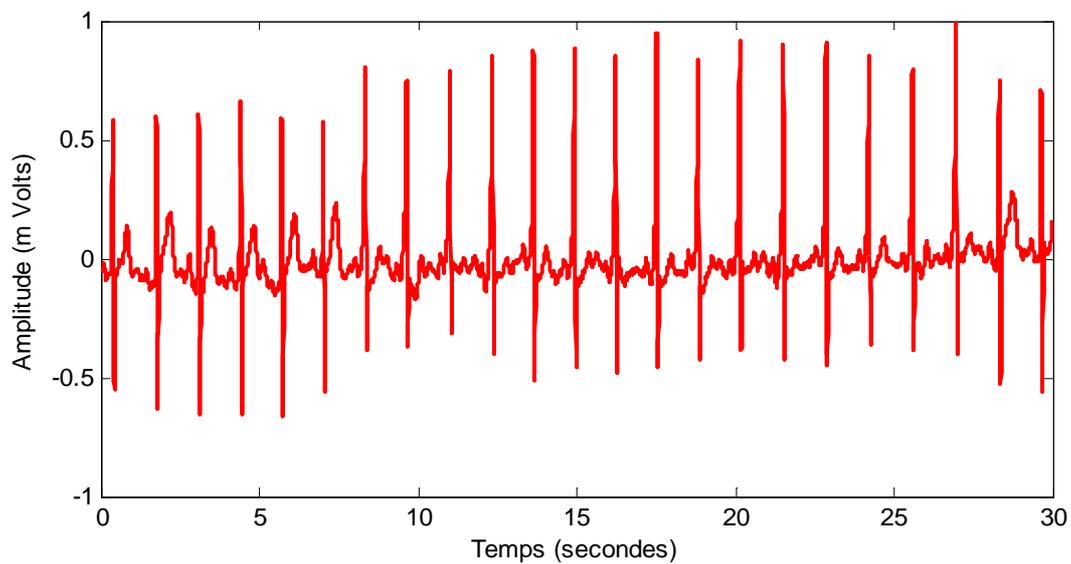


Figure IV.32 - Signal ECG après filtrage passe haut.



Comme on le constate, ce filtre a complètement éliminé les bruits relatifs à la variation de la ligne de base, la respiration, ainsi que tous autres artefacts liés à des mouvements du patient ou par d'autres signaux enregistrés simultanément.

❖ **La dérivation :**

Le circuit dérivateur, équivalent à la fonction de transfert donnée par l'équation IV.3, agit comme un filtre passe haut. Puisque le complexe QRS possède les fréquences les plus élevées de l'ECG, la dérivée du signal présente à ce niveau des valeurs maximales élevées. La figure IV.33 montre le signal ECG à la sortie du filtre dérivatif.

$$H(Z) = (1/8T)(-Z^{-2} - 2Z^{-1} + 2Z^1 + Z^2) \quad \text{IV.3}$$

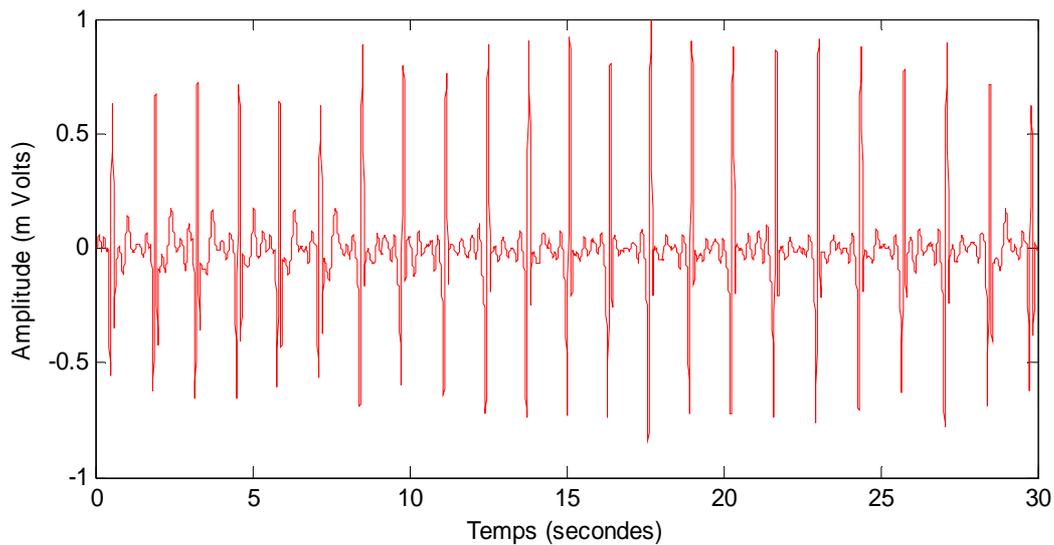
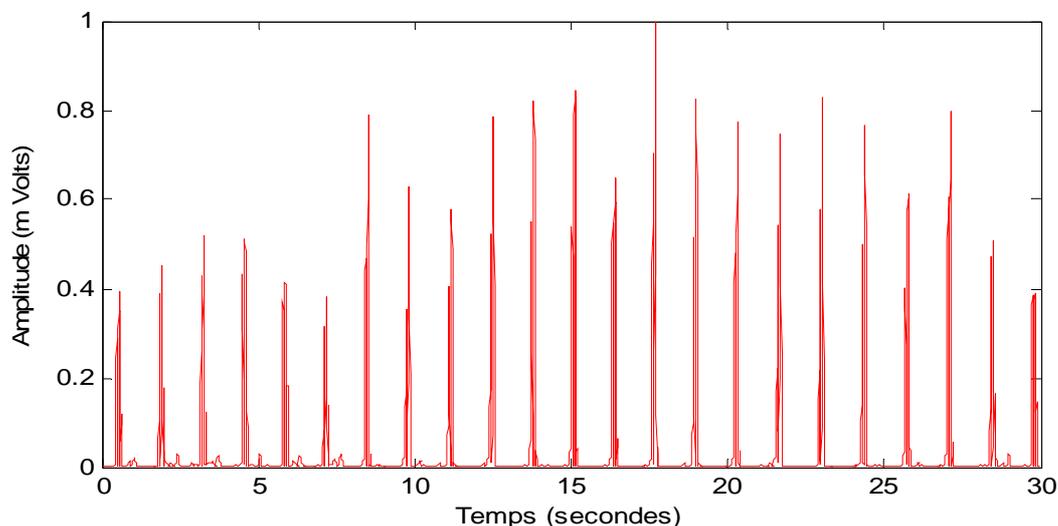


Figure IV.33 - Signal ECG après dérivation.

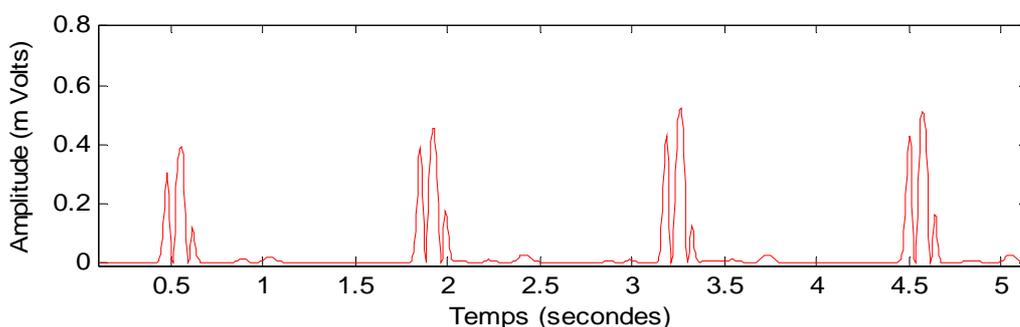


### ❖ La quadrature :

L'objectif de l'élévation en carré est d'accentuer le contraste (faire ressortir la différence) entre l'onde R et le reste du signal mis en évidence par la dérivation.



A : ECG pendant 30 secondes.



B : ECG pendant 5 secondes.

Figure IV.34 - Signal ECG après l'élévation en carré.

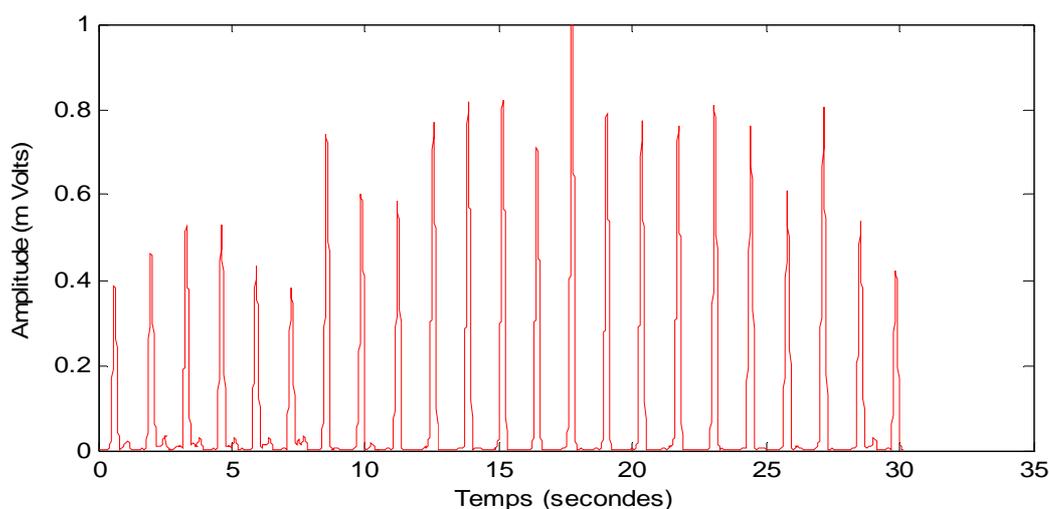
Dans la figure IV.34 la partie négative du signal est supprimée et les ondes de petites amplitudes aussi. Ne restent alors que les pics de grandes amplitudes qui correspondent aux complexes QRS (ce qui apparaît clairement dans la figure IV.34.B).



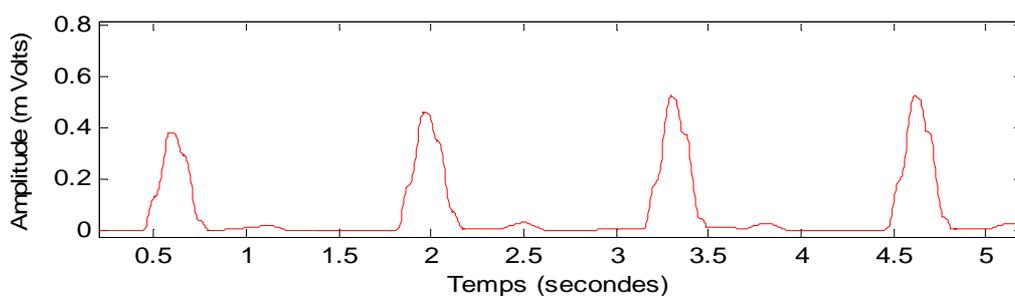
### ❖ Filtre à moyenne glissante :

Ce filtrage permet d'accentuer les extrema locaux du signal, et de transformer chaque complexe QRS en une seule onde mieux placée pour la détection par un seuillage. La taille de la fenêtre 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 forme du signal à la sortie de ce filtre est montrée sur la figure IV.35.



A : ECG pendant 30 secondes.



B : ECG pendant 5 secondes.

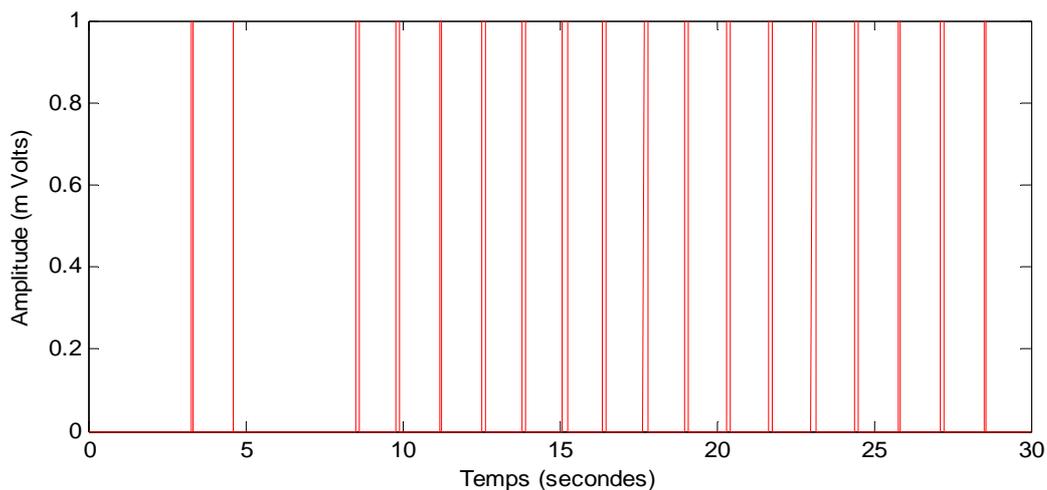
Figure IV.35 - Signal ECG à la sortie de filtre à moyenne glissante.

Dans la figure IV.35, nous avons une seule onde, par rapport à la figure IV.34 où se trouvent des ondes très proches. Donc ce filtre a unifié les ondes dans le but de détecter le complexe QRS.

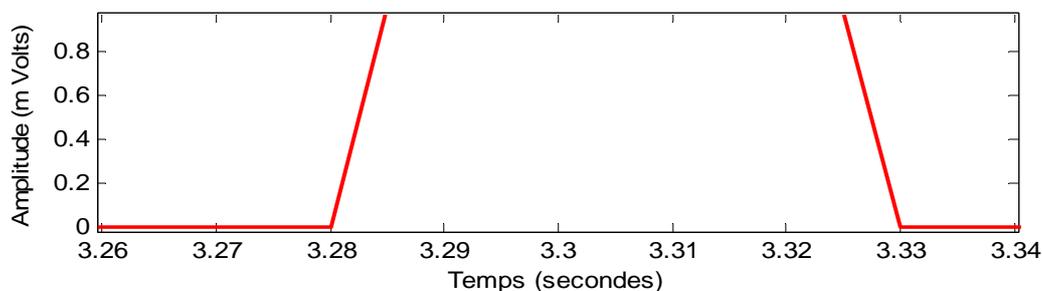


❖ **Seuillage :**

A 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 aux bruits, soit aux ondes T. Cette étape consiste donc en une recherche de maximum. Pour cela, nous effectuons un seuillage temporel, nous obtenons la figure suivante.



A : Nombre du complexe QRS détecté pendant 30 secondes.



B : largeur d'un seul complexe QRS.

Figure IV.36 - Détection du complexe QRS.



### III.2.2. Discussion

A partir de la figure précédente, nous pouvons déterminer la durée T du complexe QRS. Dans l'exemple choisis, nous avons donc :

$$T(\text{QRS}) = 3.33 - 3.28 = 0.05 \text{ secondes}$$

En comparant cette largeur à celle d'un complexe normal (entre 0.08 s et 0.12 s), nous pouvons en déduire qu'il s'agit d'un complexe fin, qui correspond à un état pathologique (qui peut être pour un rythme régulier une extrasystoles auriculaires ou une flutter auriculaire, et pour un rythme irrégulier une fibrillation auriculaire)

Nous pouvons aussi calculer la fréquence cardiaque,  $F_c$ , qui est égale au nombre de pic en 60 secondes (figure IV.37). Elle est aussi trouvée en divisant 60 sur la distance entre deux pics successifs. Dans notre exemple, nous obtenons :

$$F_c = 44 \text{ bpm.}$$

De ce fait nous pouvons déduire que le patient est état de Bradycardie.

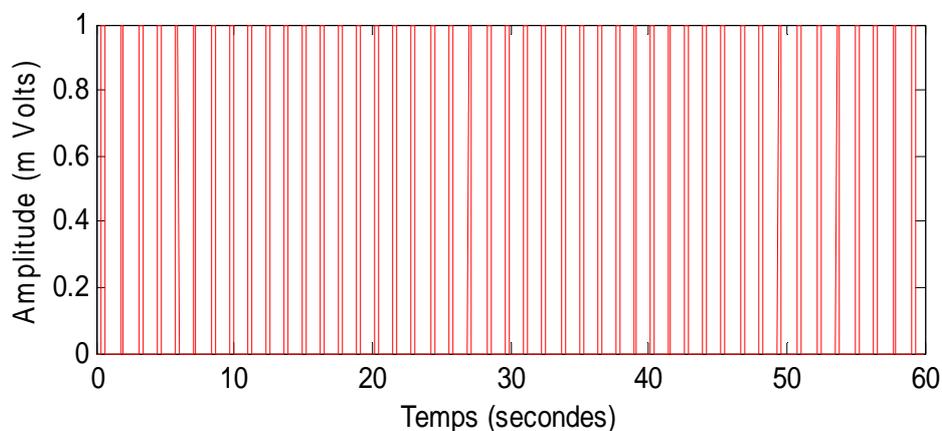


Figure IV.37 – Nombre du complexe QRS détecté dans 60 secondes.



### III.3. Organigramme récapitulatif de détection

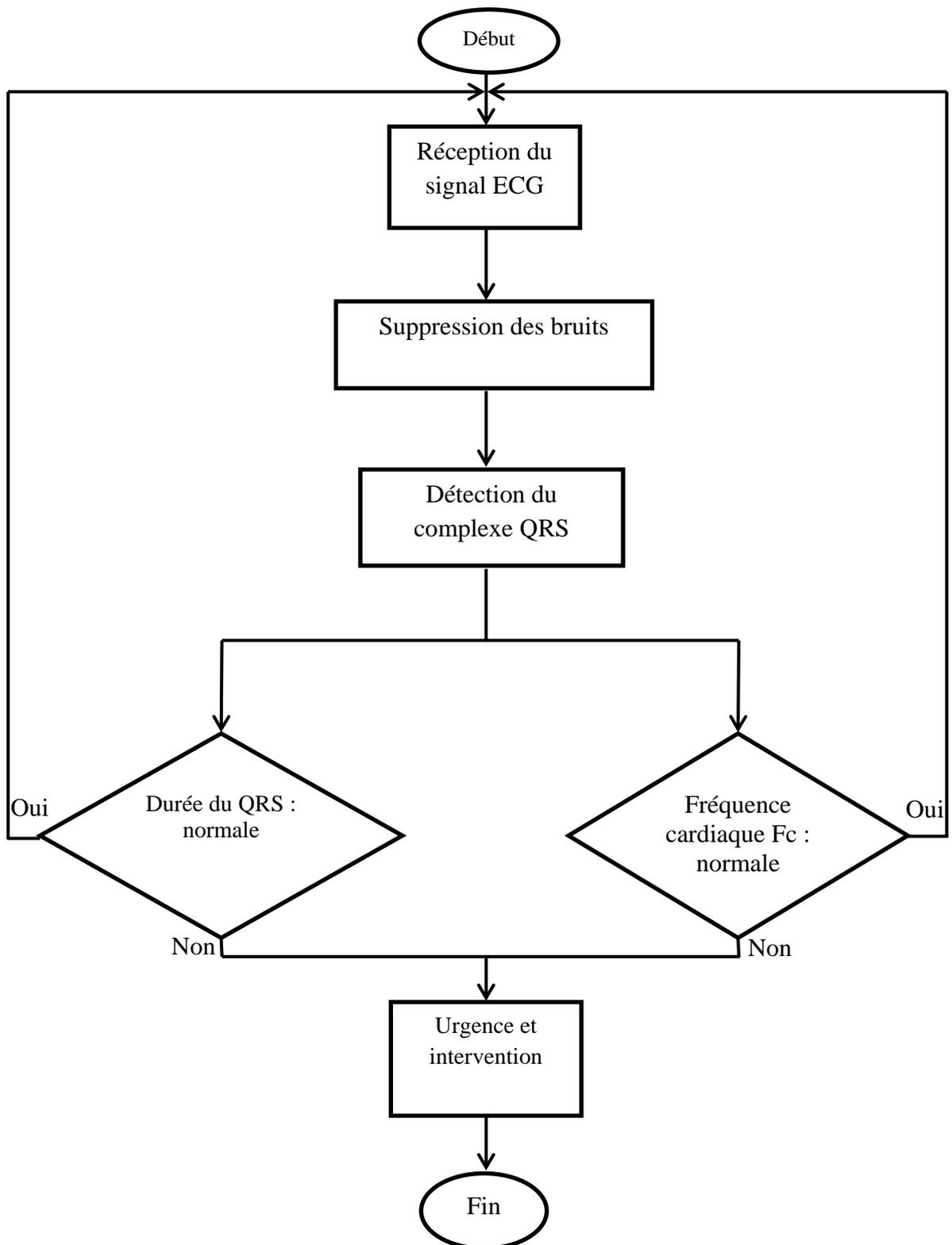


Figure IV.38 - Organigramme de détection.



### III.4. Comparaison entre les deux méthodes de détection

Nous allons dans ce qui suit, comparer l'efficacité des deux méthodes de détection proposés. Pour cela, nous allons choisir plusieurs signaux de la base de données auxquels nous appliquons les deux méthodes. On notera :

NE : Le nombre de complexe QRS existant dans chaque signal.

ND : Le nombre de complexe QRS détecté par chacune des méthodes.

Taux : Le taux de détection, calculé suivant l'équation suivante :

$$\text{Taux} = \text{ND} / \text{NE} \quad \text{IV.5}$$

Le tableau suivant récapitule les résultats obtenus.

Dans ce tableau, les signaux sont identifiés par leurs numéros dans la base de données (première colonne). La deuxième colonne indique le nombre, NE, de complexe QRS existant de chaque signal sur une durée de 30 secondes. Les deux colonnes suivantes indiquent le nombre de complexe QRS détecté, ND, par chacune des deux méthodes. Le taux de détection, de chaque cas, correspondent aux deux dernières colonnes.

Signaux	NE (30 s)	ND (30 s)	ND (30 s)	Taux	Taux



	QRS existant	Pan et Tompkins	1er et 2ème dérivée	Pan et Tompkins	1er et 2ème dérivée
112	24	22	16	54,17 %	66,67 %
114	15	15	6	100 %	40 %
115	17	17	0	100 %	0 %
117	14	14	14	100 %	100%
118	20	20	20	100 %	100%
121	17	16	11	94,12 %	64,71 %
122	25	25	5	100 %	20 %
123	13	13	13	100 %	100 %
124	14	12	14	85,71 %	100 %
201	24	23	6	95,83 %	25 %
202	14	14	12	100 %	85,71 %
205	24	13	9	54,17 %	37,50 %
207	8	16	0	excès	0 %
220	20	20	14	100 %	70 %
228	20	20	20	100 %	100 %
230	23	23	4	100 %	17,39 %
231	17	16	14	94,12 %	82,35 %
232	15	15	15	100 %	100 %
233	22	24	0	excès	0 %
234	25	22	20	88 %	80 %

Tableau IV.2. Récapitulatif des résultats de détection du complexe QRS par les deux méthodes, avec un ensemble d'enregistrement ECG de la base de données MIT BIH.



### III.5. Interprétation

Ces résultats montrent que le nombre de complexes QRS détecté avec la méthode de Pan et Tompkins est plus grand que celui détecté avec la méthode basée sur la première et la deuxième dérivée.

En comparant le nombre de complexe détecté par les deux méthodes avec celui existant réellement dans chaque signal, on constate que, contrairement à la méthode des dérivées celle de Pan et Tompkins nous donne un taux de détection élevé, égale à 100% dans plusieurs cas (detection de tous les complexes existants).

De ces résultats, nous pouvons conclure que la méthode de Pan et Tompkins est meilleure et plus performante que celle basé sur la première et la deuxième dérivée.

On notera que, dans le cas des signaux 207 et 233, le nombre de QRS détecté est supérieur au nombre de QRS existant, c'explique par l'onde T qui a une amplitude élevée dans ces deux signaux et l'algorithme les considère comme des complexes QRS.

#### **Conclusion :**

Les tests effectués ont montré, d'une part, qu'un système neuronal permet d'éliminer les bruits d'artefacts dûs aux mouvements du patient lors de l'acquisition ambulatoire.

D'autre part, les deux méthodes proposées, celle de Pan et Tompkins et celle basée sur le calcul des dérivées permettant la détection et la caractérisation des complexes QRS avec, pour but, de détecter d'éventuelles pathologies. L'évaluation des performance de chaque méthode nous permis de conclure que l'approche de Pan et Tompkins étant plus efficace car permettant un taux de détection plus élevé.

---

---

CONCLUSION  
ET  
PERSPECTIVES

---

---

## *Conclusion et perspectives*

Dans ce travail nous avons étudié le signal électrocardiographique (ECG) dans le but de le transmettre à distance et de le traiter afin de détecter d'éventuelles pathologies.

Après avoir expliqué le fonctionnement du cœur et la signification de chaque onde et chaque intervalle dans le signal ECG correspondant, nous avons détaillé les différentes étapes à suivre qui transmettent l'acquisition ambulatoire, la numérisation, l'émission sans fil et la réception de ce signal.

A la réception, le signal est ensuite traité. Ce traitement passe par deux étapes, la première a pour but d'éliminer les artefacts dûs aux mouvements du patient durant l'acquisition et la deuxième consiste à détecter le complexe QRS pour en déduire d'éventuelles pathologies.

Grace à l'utilisation de réseaux de neurones, nous avons pu éliminer les artefacts dûs aux mouvements. En ce qui concerne la détection des pics qui représentent les complexes QRS du signal ECG, la méthode de Pan et Topmkins permis d'obtenir des résultats dont l'efficacité de faire une analyse et un diagnostic du signal ECG et de détecter d'éventuelles pathologies.

A l'issue de cette étude deux points peuvent faire l'objet de perspectives de travail :

- Le premier point consiste à développer une méthode de traitement permettant d'extraire plus d'informations du signal ECG en détectant, en plus du complexe QRS, l'onde P, l'onde T et l'intervalle ST.
- La deuxième extension possible à ce travail consiste à acquérir et à transmettre à distance, en plus du signal ECG, d'autres grandeurs physiologiques telles que la tension artérielle et la température

# ANNEXES

## ANNEXE A

Le cycle cardiaque et le système nerveux.

## ANNEXE B

Fiches techniques des composants utilisés.



## 1. Le rythme cardiaque dirigé par le Système Nerveux Autonome

Le muscle cardiaque est unique du fait qu'il est capable de maintenir son propre rythme. Ainsi, de lui seul il battrait à environ 100 pulsations à la minute. Cependant, la fréquence cardiaque peut être très rapidement modifiée par l'activité des nerfs qui innervent le cœur et les substances chimiques en circulation. Aussi, le Système Nerveux Autonome (SNA) contrôle, entre autres, la fréquence de décharge du pacemaker sinusal, la force avec laquelle les fibres musculaires des ventricules se contractent à chaque décharge, et la résistance opposée par les vaisseaux à l'apport en sang à chaque pompage.

## 2. Le Système Nerveux

Le Système nerveux (SN) comprend plusieurs milliards de cellules nerveuses appelées neurones. Ces cellules communiquent entre elles par l'intermédiaire de synapses permettant le passage de l'influx nerveux. La transmission se fait grâce à des neurotransmetteurs (adrénaline, acétylcholine, noradrénaline, etc.) ayant des capacités excitatrices ou inhibitrices. Le SN est divisé en deux sous-systèmes (voir figure A.1) :

❖ le Système Nerveux Central (SNC), qui est constitué du cerveau et de la moëlle épinière. Il s'occupe de la transmission des impulsions sensorielles, ainsi que de la supervision et de la coordination de tout le SN.

❖ le Système Nerveux Périphérique (SNP), qui correspond à la partie du SN formée des ganglions et des nerfs, qui fait circuler l'information entre les organes et le SNC, et qui réalise les commandes motrices de ce dernier.

Le SNP comprend deux voies :

- la voie afférente, qui transmet les informations sensorielles des récepteurs périphériques vers la moëlle épinière et le cerveau (le SNC).

- la voie efférente, qui transmet les signaux moteurs du SNC vers la périphérie, et plus particulièrement vers les muscles squelettiques.

La voie efférente comprend deux subdivisions :

- ✓ le Système Nerveux Somatique (SNS), qui permet d'interagir avec le monde extérieur en participant à l'équilibre et la motricité.



✓ le Système Nerveux Autonome (SNA), qui permet de réguler différentes fonctions de l'organisme (cardiovasculaire, pulmonaire, rénale digestive).

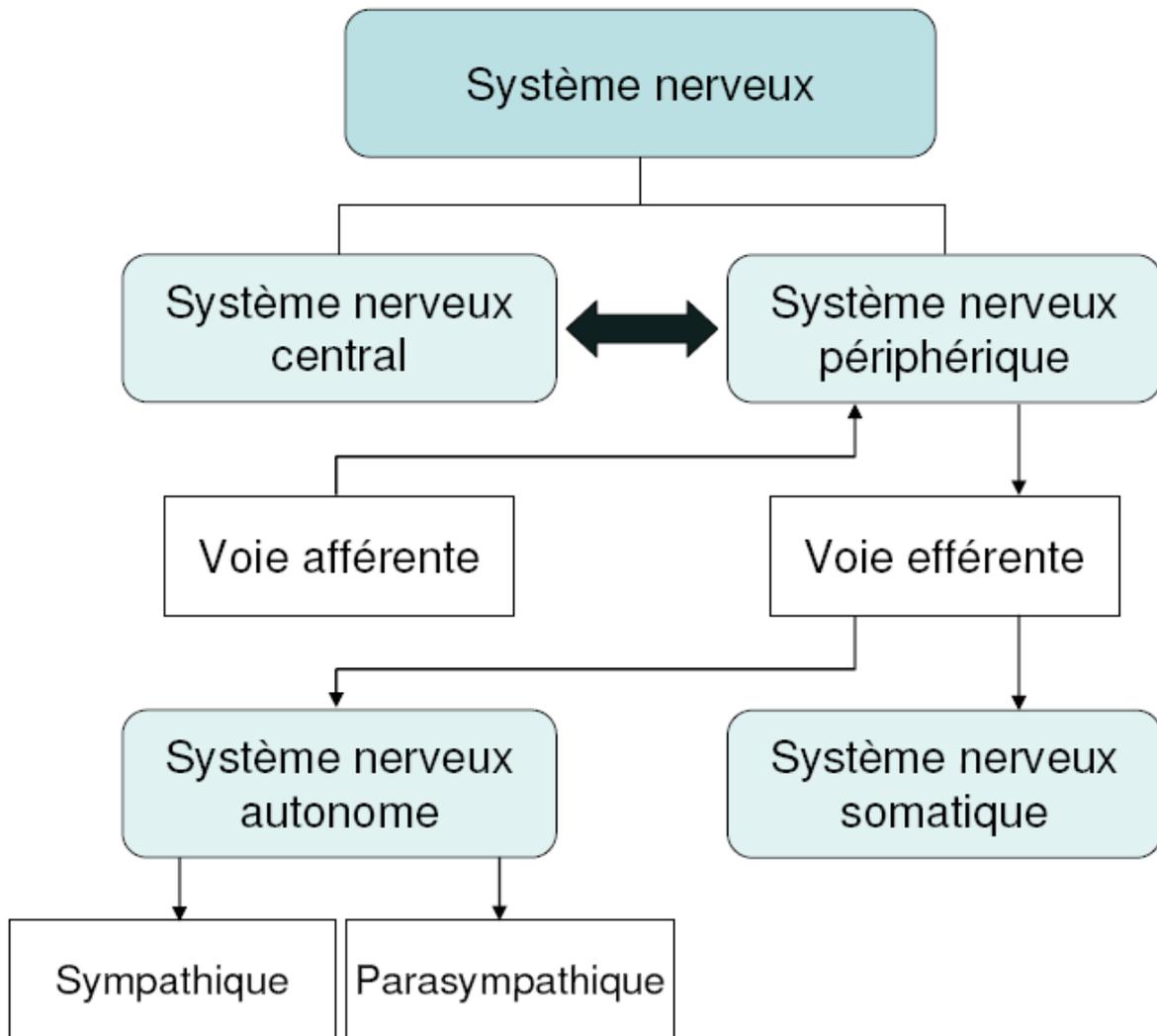


Figure A.1- Schéma du système nerveux et ses sous-systèmes.

### 3. le Système Nerveux Autonome

Le SNA est la partie du système nerveux responsable des fonctions automatiques telles que la digestion, la sudation, etc. Le SNA est responsable de la régularisation des fonctions internes pour assurer le maintien de l'homéostasie. Le SNA a un rôle primordial dans la régulation de l'activité cardiaque à travers le contrôle de la fréquence cardiaque, de la force des battements et de la pression artérielle.



Deux systèmes interviennent dans le contrôle cardiaque : le système nerveux sympathique et le système parasympathique. Ces systèmes ont des comportements antagonistes afin d'assurer un équilibre au bon fonctionnement du cœur. Ainsi, les oreillettes sont innervées par des fibres nerveuses parasympathiques et sympathiques tandis que les ventricules ne sont que sous l'influence des fibres sympathiques.

Les systèmes sympathique et parasympathique sont continuellement activés. Le cœur n'a pas besoin d'une stimulation nerveuse externe pour battre. Cependant, le système nerveux autonome peut exercer une influence considérable sur son activité : le système nerveux sympathique peut augmenter la force et la fréquence des battements afin de préparer l'organisme à l'effort ; il intervient aussi en période de stress émotionnel (peur, anxiété) et physique (exercice physique intense). Le système sympathique libère de la noradrénaline qui diminue le seuil d'excitation du nœud sinusal ; le cœur y réagit en battant plus vite.

La dépolarisation du nœud sinusal est favorisée par la stimulation nerveuse sympathique, ce qui permet aux cellules d'atteindre plus rapidement le potentiel d'action et d'augmenter ainsi la fréquence cardiaque. Les liaisons nerveuses sympathiques sont reliées, non seulement au niveau du nœud sinusal, mais aussi à toutes les cellules du cœur.

Le système parasympathique de son côté, a pour fonction de diminuer la fréquence cardiaque. Il va transmettre au cœur, par l'intermédiaire du nerf vague, un message qui va entraîner la libération d'acétylcholine, neurotransmetteur et hormone du système nerveux permettant la diminution du rythme de la dépolarisation sinusale et, par le fait même, la fréquence cardiaque.

Le système nerveux autonome est sous le contrôle des centres cardiaques situés dans le bulbe rachidien. Le centre cardio-accélérateur agit par le sympathique et le centre cardio-inhibiteur par le parasympathique. Des récepteurs situés dans diverses parties du système cardio-vasculaire (dont des barorécepteurs réagissant aux variations de la pression artérielle systémique) stimulent inégalement ces centres nerveux.

## 1. Datasheet du PIC 16F877



# PIC16F87X

## 28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

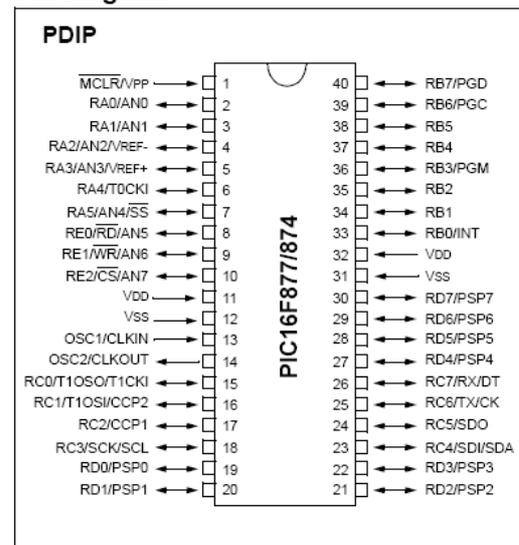
### Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873
- PIC16F876
- PIC16F874
- PIC16F877

### Microcontroller Core Features:

- High performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input  
DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory,  
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)  
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and  
Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC  
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high speed CMOS FLASH/EEPROM  
technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two  
pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial, Industrial and Extended temperature  
ranges
- Low-power consumption:
  - < 0.6 mA typical @ 3V, 4 MHz
  - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
  - < 1 µA typical standby current

### Pin Diagram



### Peripheral Features:

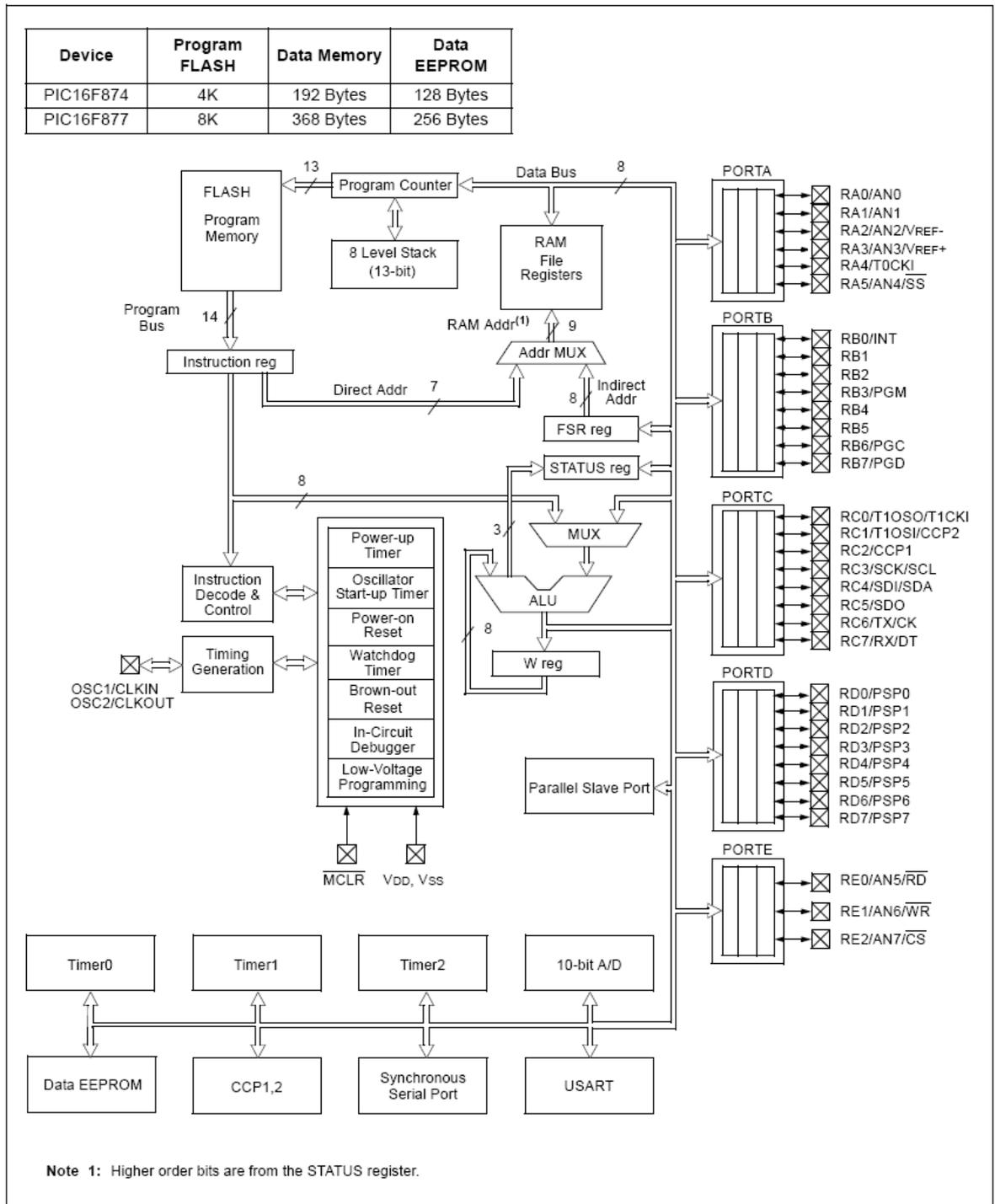
- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,  
can be incremented during SLEEP via external  
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period  
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
  - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
  - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
  - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master  
mode) and I<sup>2</sup>C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver  
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address  
detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with  
external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for  
Brown-out Reset (BOR)

**PIC16F87X**

<b>Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)</b>	<b>PIC16F873</b>	<b>PIC16F874</b>	<b>PIC16F876</b>	<b>PIC16F877</b>
Operating Frequency	DC - 20 MHz			
RESETS (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

# PIC16F87X

**FIGURE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 BLOCK DIAGRAM**



## 2. Datasheet du l'amplificateur INA114





# INA114

---

## Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

---

### FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50µV max
- **LOW DRIFT:** 0.25µV/°C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 2nA max
- **HIGH COMMON-MODE REJECTION:** 115dB min
- **INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION:** ±40V
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ±2.25 to ±18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 3mA max
- **8-PIN PLASTIC AND SOL-16**

### APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION

### DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.25µV/°C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40°C to +85°C temperature range.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11400, Tucson, AZ 85734 • Street Address: 6730 S. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85706 • Tel: (520) 746-1111 • Twx: 910-952-1111  
 Internet: <http://www.burr-brown.com/> • FAXLine: (800) 548-6133 (US/Canada Only) • Cable: BBRCORP • Telex: 066-6491 • FAX: (520) 889-1510 • Immediate Product Info: (800) 548-6132

# SPECIFICATIONS

## ELECTRICAL

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = \pm 15\text{V}$ ,  $R_L = 2\text{k}\Omega$ , unless otherwise noted.

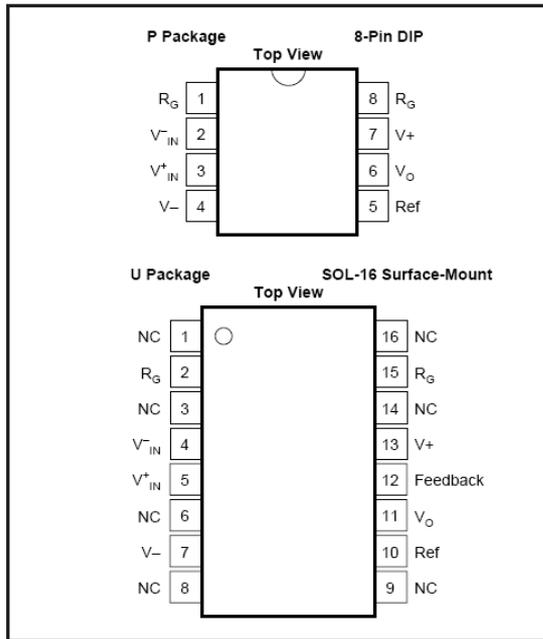
PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP, BU			INA114AP, AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
<b>INPUT</b>								
Offset Voltage, RTI	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{\text{MIN}}$ to $T_{\text{MAX}}$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$ to $\pm 18\text{V}$		$\pm 10 + 20/\text{G}$	$\pm 50 + 100/\text{G}$		$\pm 25 + 30/\text{G}$	$\pm 125 + 500/\text{G}$	$\mu\text{V}$
Initial			$\pm 0.1 + 0.5/\text{G}$	$\pm 0.25 + 5/\text{G}$		$\pm 0.25 + 5/\text{G}$	$\pm 1 + 10/\text{G}$	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
vs Temperature				$0.5 + 2/\text{G}$	$3 + 10/\text{G}$		*	$\mu\text{V}/\text{V}$
vs Power Supply				$\pm 0.2 + 0.5/\text{G}$			*	$\mu\text{V}/\text{mo}$
Long-Term Stability				$10^{10} \parallel 6$			*	$\Omega \parallel \text{pF}$
Impedance, Differential			$10^{10} \parallel 6$			*	$\Omega \parallel \text{pF}$	
Common-Mode			$10^{10} \parallel 6$			*	$\text{V}$	
Input Common-Mode Range		$\pm 11$	$\pm 13.5$		*	*	$\text{V}$	
Safe Input Voltage				$\pm 40$				
Common-Mode Rejection	$V_{\text{CM}} = \pm 10\text{V}$ , $\Delta R_S = 1\text{k}\Omega$ $\text{G} = 1$ $\text{G} = 10$ $\text{G} = 100$ $\text{G} = 1000$	80 96 110 115	96 115 120 120		75 90 106 106	90 106 110 110		dB dB dB dB
<b>BIAS CURRENT</b>			$\pm 0.5$	$\pm 2$		*	$\pm 5$	nA
vs Temperature			$\pm 8$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
<b>OFFSET CURRENT</b>			$\pm 0.5$	$\pm 2$		*	$\pm 5$	nA
vs Temperature			$\pm 8$			*		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
<b>NOISE VOLTAGE, RTI</b>	$\text{G} = 1000$ , $R_S = 0\Omega$					*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 10Hz			15			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 100Hz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			11			*		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			0.4			*		$\mu\text{Vp-p}$
Noise Current						*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 10Hz			0.4			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
f = 1kHz			0.2			*		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
$f_b = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz			18			*		$\text{pAp-p}$
<b>GAIN</b>								
Gain Equation		1	$1 + (50\text{k}\Omega/R_G)$	10000	*	*	*	V/V
Range of Gain						*	*	V/V
Gain Error	$\text{G} = 1$ $\text{G} = 10$ $\text{G} = 100$ $\text{G} = 1000$ $\text{G} = 1$		$\pm 0.01$ $\pm 0.02$ $\pm 0.05$ $\pm 0.5$ $\pm 2$	$\pm 0.05$ $\pm 0.4$ $\pm 0.5$ $\pm 1$ $\pm 10$		*	*	% % % % %
Gain vs Temperature						*	$\pm 10$	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
50k $\Omega$ Resistance <sup>(1)</sup>						*	*	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$
Nonlinearity	$\text{G} = 1$ $\text{G} = 10$ $\text{G} = 100$ $\text{G} = 1000$		$\pm 0.0001$ $\pm 0.0005$ $\pm 0.0005$ $\pm 0.002$	$\pm 0.001$ $\pm 0.002$ $\pm 0.002$ $\pm 0.01$		*	$\pm 0.002$ $\pm 0.004$ $\pm 0.004$ $\pm 0.02$	% of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
<b>OUTPUT</b>								
Voltage	$I_O = 5\text{mA}$ , $T_{\text{MIN}}$ to $T_{\text{MAX}}$ $V_S = \pm 11.4\text{V}$ , $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = \pm 2.25\text{V}$ , $R_L = 2\text{k}\Omega$	$\pm 13.5$ $\pm 10$	$\pm 13.7$ $\pm 10.5$		*	*		V V
Load Capacitance Stability		$\pm 1$	$\pm 1.5$	1000	*	*		V pF
Short Circuit Current			$+20/-15$		*	*		mA
<b>FREQUENCY RESPONSE</b>								
Bandwidth, -3dB	$\text{G} = 1$ $\text{G} = 10$ $\text{G} = 100$ $\text{G} = 1000$		1 100 10 1			*		MHz kHz kHz kHz
Slew Rate	$V_O = \pm 10\text{V}$ , $\text{G} = 10$	0.3	0.6		*	*		V/ $\mu\text{s}$
Settling Time, 0.01%	$\text{G} = 1$ $\text{G} = 10$ $\text{G} = 100$ $\text{G} = 1000$		18 20 120 1100			*		$\mu\text{s}$ $\mu\text{s}$ $\mu\text{s}$ $\mu\text{s}$
Overload Recovery	50% Overdrive		20			*		$\mu\text{s}$
<b>POWER SUPPLY</b>								
Voltage Range		$\pm 2.25$	$\pm 15$	$\pm 18$	*	*	*	V
Current	$V_{\text{IN}} = 0\text{V}$		$\pm 2.2$	$\pm 3$	*	*	*	mA
<b>TEMPERATURE RANGE</b>								
Specification		-40		85	*		*	$^\circ\text{C}$
Operating		-40		125	*		*	$^\circ\text{C}$
$\theta_{\text{JA}}$			80			*		$^\circ\text{C}/\text{W}$

\* Specification same as INA114BP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "50k $\Omega$ " term in the gain equation.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

## PIN CONFIGURATIONS

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS<sup>(1)</sup>

Supply Voltage .....	±18V
Input Voltage Range .....	±40V
Output Short-Circuit (to ground) .....	Continuous
Operating Temperature .....	-40°C to +125°C
Storage Temperature .....	-40°C to +125°C
Junction Temperature .....	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s) .....	+300°C

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.



## ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

## PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER <sup>(1)</sup>	TEMPERATURE RANGE
INA114AP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA114BP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to +85°C
INA114AU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C
INA114BU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to +85°C

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

## APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA114. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance of 5Ω in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR ( $G = 1$ ).

### SETTING THE GAIN

Gain of the INA114 is set by connecting a single external resistor,  $R_G$ :

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and resistor values are shown in Figure 1.

The 50kΩ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute val-

ues. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA114.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor,  $R_G$ , also affects gain.  $R_G$ 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater.

### NOISE PERFORMANCE

The INA114 provides very low noise in most applications. For differential source impedances less than 1kΩ, the INA103 may provide lower noise. For source impedances greater than 50kΩ, the INA111 FET-input instrumentation amplifier may provide lower noise.

Low frequency noise of the INA114 is approximately 0.4μVp-p measured from 0.1 to 10Hz. This is approximately one-tenth the noise of "low noise" chopper-stabilized amplifiers.

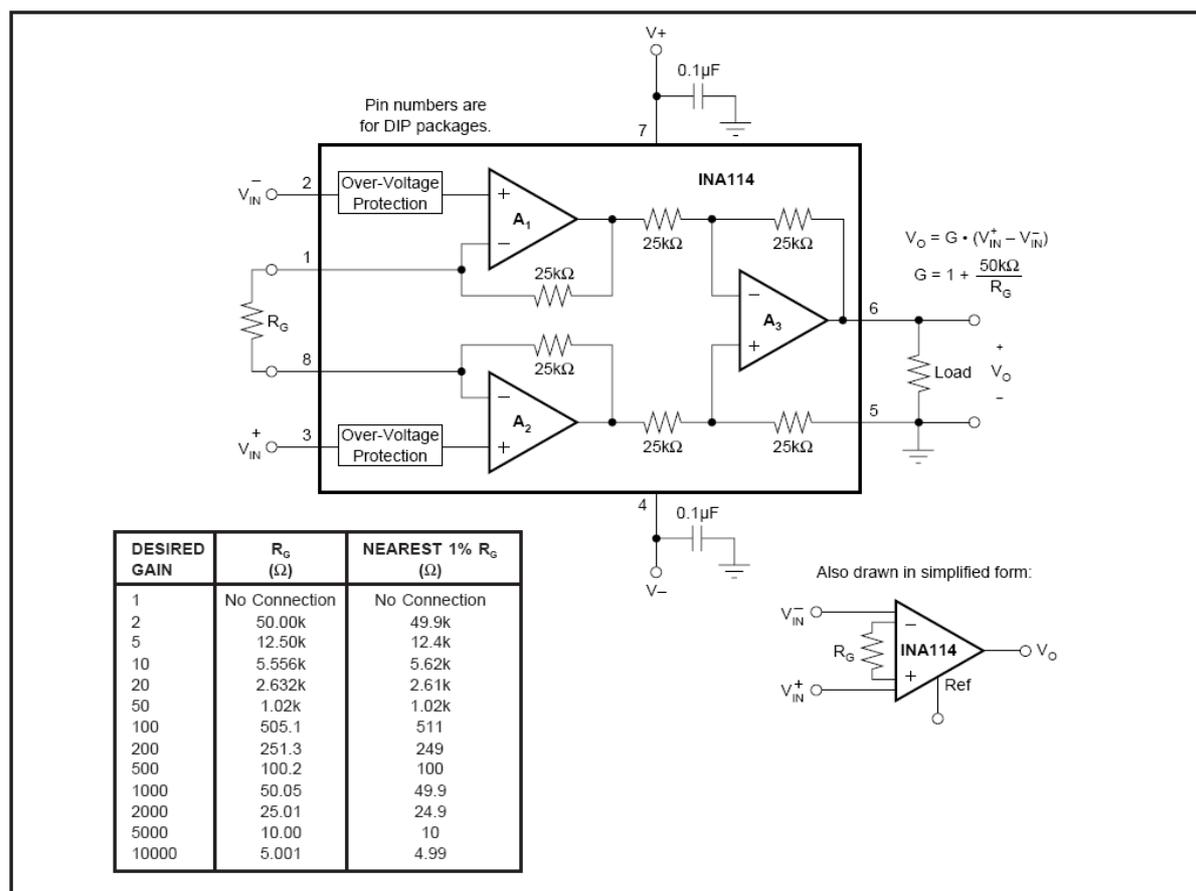


FIGURE 1. Basic Connections.

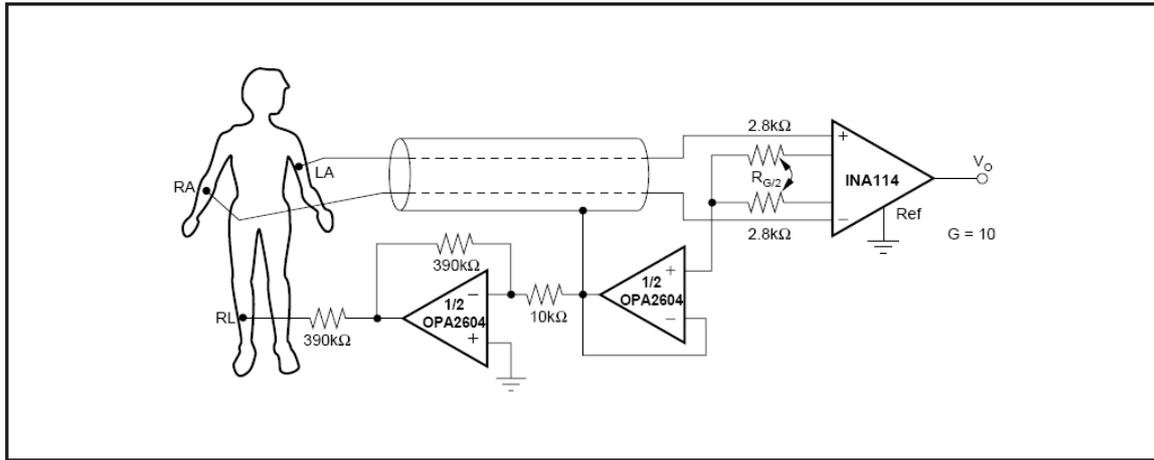


FIGURE 10. ECG Amplifier With Right-Leg Drive.

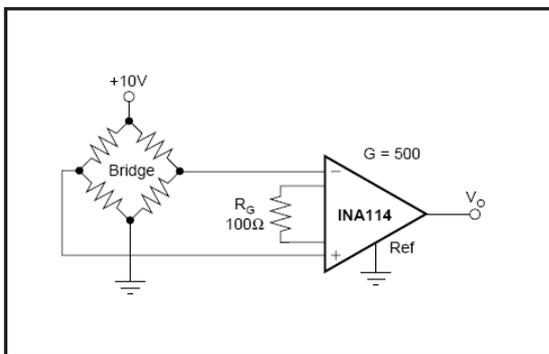


FIGURE 11. Bridge Transducer Amplifier.

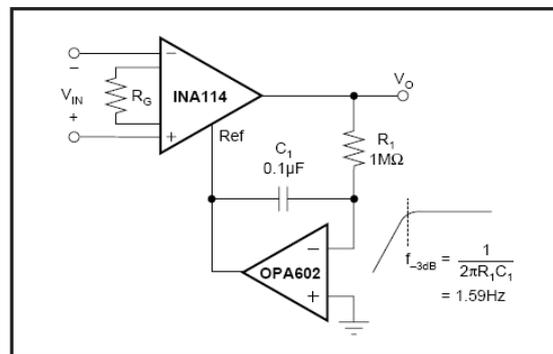


FIGURE 12. AC-Coupled Instrumentation Amplifier.

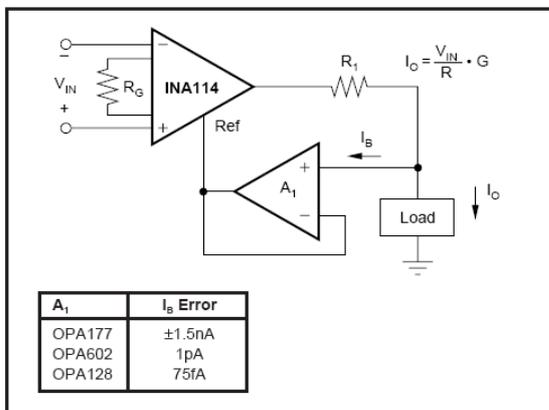


FIGURE 13. Differential Voltage-to-Current Converter.

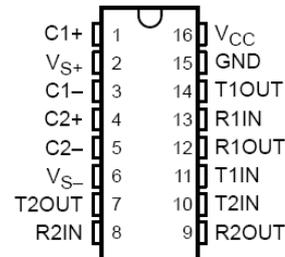
### 3. Datasheet du MAX232

## MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047I – FEBRUARY 1989 – REVISED OCTOBER 2002

- Meet or Exceed TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operate With Single 5-V Power Supply
- Operate Up to 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- $\pm 30$ -V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- Designed to be Interchangeable With Maxim MAX232
- ESD Protection Exceeds JESD 22 – 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Applications
  - TIA/EIA-232-F
  - Battery-Powered Systems
  - Terminals
  - Modems
  - Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE  
MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE  
(TOP VIEW)



#### description/ordering information

The MAX232 is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply EIA-232 voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts EIA-232 inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V and a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept  $\pm 30$ -V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into EIA-232 levels. The driver, receiver, and voltage-generator functions are available as cells in the Texas Instruments LinASIC™ library.

#### ORDERING INFORMATION

T <sub>A</sub>	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 70°C	PDIP (N)	Tube	MAX232N	MAX232N
	SOIC (D)	Tube	MAX232D	MAX232
		Tape and reel	MAX232DR	
	SOIC (DW)	Tube	MAX232DW	MAX232
		Tape and reel	MAX232DWR	
	SOP (NS)	Tape and reel	MAX232NSR	MAX232
–40°C to 85°C	PDIP (N)	Tube	MAX232IN	MAX232IN
	SOIC (D)	Tube	MAX232ID	MAX232I
		Tape and reel	MAX232IDR	
	SOIC (DW)	Tube	MAX232IDW	MAX232I
		Tape and reel	MAX232IDWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at [www.ti.com/sc/package](http://www.ti.com/sc/package).



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

LinASIC is a trademark of Texas Instruments.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS  
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2002, Texas Instruments Incorporated

## MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047I – FEBRUARY 1989 – REVISED OCTOBER 2002

### absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)†

Input supply voltage range, $V_{CC}$ (see Note 1)	–0.3 V to 6 V
Positive output supply voltage range, $V_{S+}$	$V_{CC} - 0.3$ V to 15 V
Negative output supply voltage range, $V_{S-}$	–0.3 V to –15 V
Input voltage range, $V_I$ : Driver	–0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Receiver	±30 V
Output voltage range, $V_O$ : T1OUT, T2OUT	$V_{S-} - 0.3$ V to $V_{S+} + 0.3$ V
R1OUT, R2OUT	–0.3 V to $V_{CC} + 0.3$ V
Short-circuit duration: T1OUT, T2OUT	Unlimited
Package thermal impedance, $\theta_{JA}$ (see Note 2): D package	73°C/W
DW package	57°C/W
N package	67°C/W
NS package	64°C/W
Lead temperature 1,6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	260°C
Storage temperature range, $T_{stg}$	–65°C to 150°C

† Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTE 1: All voltage values are with respect to network ground terminal.

2. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.

### recommended operating conditions

		MIN	NOM	MAX	UNIT
$V_{CC}$	Supply voltage	4.5	5	5.5	V
$V_{IH}$	High-level input voltage (T1IN, T2IN)	2			V
$V_{IL}$	Low-level input voltage (T1IN, T2IN)			0.8	V
R1IN, R2IN	Receiver input voltage			±30	V
$T_A$	Operating free-air temperature	MAX232	0	70	°C
		MAX232I	–40	85	

### electrical characteristics over recommended ranges of supply voltage and operating free-air temperature (unless otherwise noted) (see Note 3 and Figure 4)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP‡	MAX	UNIT
$I_{CC}$	Supply current		8	10	mA

‡ All typical values are at  $V_{CC} = 5$  V and  $T_A = 25^\circ\text{C}$ .

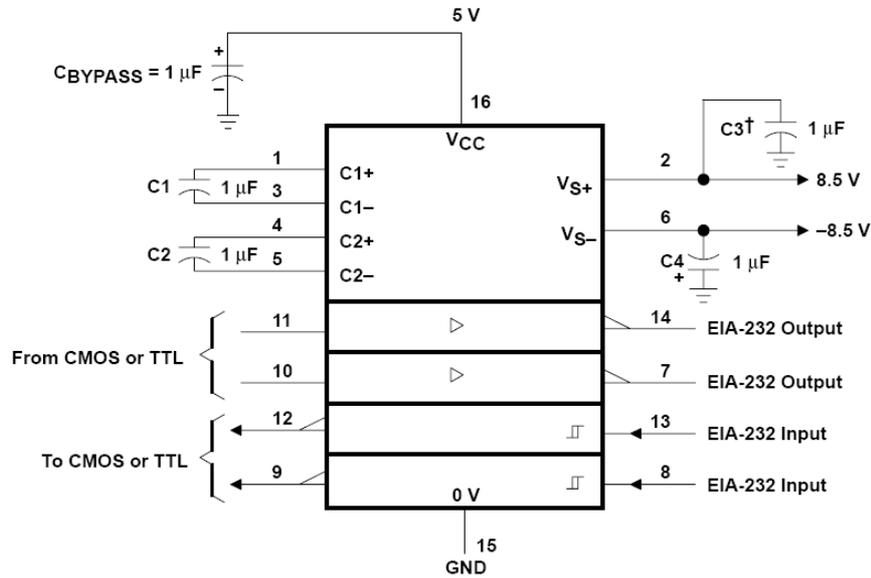
NOTE 3: Test conditions are C1–C4 = 1  $\mu\text{F}$  at  $V_{CC} = 5$  V  $\pm$  0.5 V.



## MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047I – FEBRUARY 1989 – REVISED OCTOBER 2002

### APPLICATION INFORMATION



† C3 can be connected to V<sub>CC</sub> or GND.

Figure 4. Typical Operating Circuit

## 4. Datasheet du GM862



GM862 Product Description  
80272ST10019a Rev. 12 – 2010-10-20

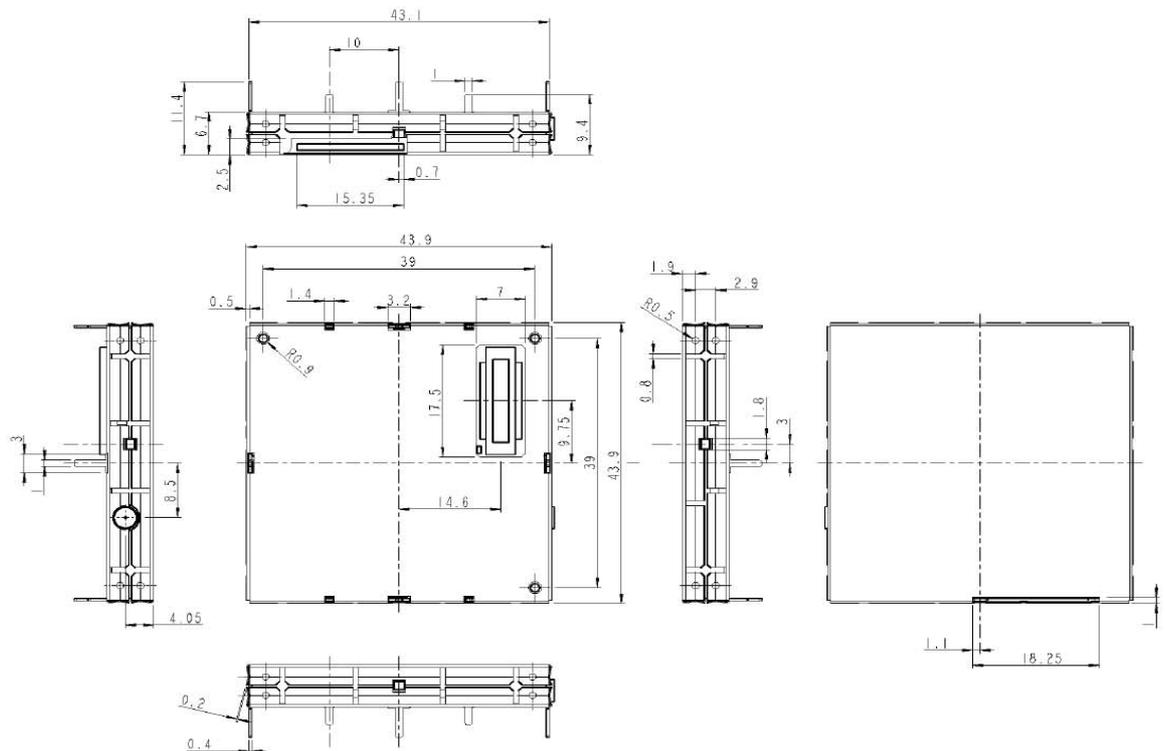
## 3. General Product Description

### 3.1. Dimensions

The Telit GM862-QUAD-PY and GM862-QUAD modules overall dimension are:

- Length: 43.9 mm
- Width: 43.9 mm
- Thickness: 6.9 mm
- Volume:  $\cong 13 \text{ cm}^3$

The layout is shown in the following figure:





GM862 Product Description  
80272ST10019a Rev. 12 – 2010-10-20

### 3.3. Environmental requirements

The Telit GM862 modules are compliant with the applicable ETSI reference documentation GSM 05.05 Release1999 ETSI EN300910 V8.4.1

#### 3.3.1. Temperature range

	GM862-QUAD / GM862-QUAD-PY	GM862-GPS	Note
Operation temperature range	-20°C ÷ +55°C	-20°C ÷ +55°C	The module is fully functional (*) in all the temperature range, and it fully meets the ETSI specifications.
	-40°C ÷ +85°C	-40°C ÷ +85°C	The module is fully functional (*) in all the temperature range. Temperatures outside the range -20°C ÷ +55°C, might slightly deviate from ETSI specifications.
Storage and non Operating Temperature Range	-40°C ÷ +85°C	-40°C ÷ +85°C	

(\*) Functional: the module is able to make and receive voice calls, data calls, SMS and make GPRS traffic

#### 3.3.2. Vibration Test (non functional)

- 10 ÷ 12Hz ASD = 1.92m<sup>2</sup>/s<sup>3</sup>
- 12 ÷ 150Hz -3dB/oct

#### 3.3.3. RoHS compliance

The GM862-QUAD /QUAD-PY and GM862-GPS are fully RoHS compliant to EU regulation.





GM862 Product Description  
80272ST10019a Rev. 12 – 2010-10-20

### 3.4. Operating Frequency

The operating frequencies in GSM, DCS, PCS modes are conform to the GSM specifications.

Mode	Freq. TX (MHz)	Freq. RX (MHz)	Channels (ARFC)	TX - RX offset
GSM-850	824.2 – 848.8	869.2 – 893.8	128 - 251	45 MHz
E-GSM-900	890.0 - 914.8	935.0 - 959.8	0 - 124	45 MHz
	880.2 - 889.8	925.2 - 934.8	975 - 1023	45 MHz
DCS-1800	1710.2 - 1784.8	1805.2 – 1879.8	512 – 885	95 MHz
PCS-1900	1850.2 - 1909.8	1930.2 – 1989.8	512 - 810	80 MHz

### 3.5. Transmitter output power

#### GSM-850 / 900

The Telit GM862 modules in GSM-850 / 900 operating mode are of class 4 in accordance with the specification which determine the nominal 2W peak RF power (+33dBm) on 50 Ohm.

#### DCS-1800 / PCS-1900

The Telit GM862 modules in DCS-1800/PCS-1900 operating mode are of class 1 in accordance with the specifications, which determine the nominal 1W peak RF power (+30dBm) on 50 Ohm.

### 3.6. Reference sensitivity

#### GSM-850 / 900

The sensitivity of the Telit GM862 modules according to the specifications for the class 4 GSM-850/900 portable terminals is -107 dBm typical in normal operating conditions.

#### DCS-1800 / PCS-1900

The sensitivity of the Telit GM862 modules according to the specifications for the class 1 portable terminals DCS-1800 / PCS-1900 is -106 dBm typical in normal operating conditions.



### 3.9. Supply voltage

The external power supply must be connected to VBATT signal (see Hardware User Guide) and must fulfil the following requirements:

POWER SUPPLY		
	SW rel. 7.02.xx4 or older	SW rel. 7.03.x00 or newer
Nominal Supply Voltage	3.8 V	3.8 V
Max Supply Voltage	4.2 V	4.5 V
Supply voltage range	3.4 V - 4.2 V	3.22 V - 4.5 V



NOTE: Operating voltage range must never be exceeded; min/max voltage requirements and peak current supply should be fulfilled.

### 3.10. GSM Power consumption

The typical current consumption of the Telit GM862 Family modules are:

Power off current (typical)	< 26 $\mu$ A;
Stand-by current (GSM Idle)	< 17 mA (< 2.6 mA using command AT+CFUN)
Operating current in voice channel	< 200 mA @ worst network conditions
Operating current in GPRS class 10	< 370 mA @ worst network conditions

The total power consumption of GM862-GPS is the sum of the consumptions of GSM and GPS part.

### 3.11. Embodied Battery Charger

The battery charger is suited for 3.7V Li-Ion rechargeable battery (suggested capacity 500-1000mAh). The Charger needs only a CURRENT LIMITED power source input and charges the battery directly through VBATT connector pins.

Battery charger input pin	CHARGE
Battery pins	VBATT, GND
Battery charger input voltage min	5.0 V
Battery charger input voltage typical	5.5 V
Battery charger input voltage max	7.0 V
Battery charger input current max	400mA
Battery type	Li-Ion rechargeable





**GM862 Product Description**  
80272ST10019a Rev. 12 – 2010-10-20

- Cell Broadcast compatible with CB DRX with signalling of new incoming SMS.

### 3.12.4. Real Time Clock and Alarm

The Telit GM862 Family modules supports the Real Time Clock and Alarm functions through AT commands, furthermore an alarm output pin (GPIO6) can be configured to indicate the alarm with a hardware line output.

### 3.12.5. Data/fax transmission

As for the data and fax capabilities, the GM862-QUAD, QUAD-PY and GPS support the following:

	GM862-QUAD	GM862-QUAD-PY	GM862-GPS
GPRS Class 8, MS Class 8	•	•	•
GPRS Class 10, MS Class 8.	•	•	•
CSD up to 14.4 Kbps	•	•	•
Fax service, Class 1 Group 3	•	•	•

### 3.12.6. Local security management

With lock of Subscriber Identity module (SIM), and security code request at power-up.

### 3.12.7. Call control

Call cost control function.

### 3.12.8. Phonebook

Function available to store the telephone numbers in SIM memory.  
Capability depends on SIM version/memory

### 3.12.9. Characters management

The GM862 supports:

- the IRA characters set (International Reference Alphabet), in TEXT and PDU mode;
- UCS2;
- GSM Defaults.





GM862 Product Description  
80272ST10019a Rev. 12 – 2010-10-20

### 3.12.10. SIM related functions

The activation and deactivation of the numbers stored in phone book are supported, FDN, ADN and PINs too. The extension at the PIN2 for the PUK2 insertion capability for lock condition is supported too.

### 3.12.11. Call status indication

The call status indication by AT commands is supported.

### 3.12.12. Automatic answer (Voice, Data or FAX)

After a specified number of rings, the module will automatically answer. The user can set the number of rings by means of the command `ATS0=<n>`.

### 3.12.13. Supplementary services (SS)

- Call Barring,
- Call Forwarding,
- Calling Line Identification Presentation (CLIP),
- Calling Line Identification Restriction (CLIR),
- Call Waiting, other party call Waiting Indication,
- Call Hold, other party Hold / Retrieved Indication,
- Closed User Group supplementary service (CUG),
- Advice of Charge,
- Unstructured SS Mobile Originated (MO)

### 3.12.14. Acoustic signaling

The acoustic signalling of the GM862 on the selected acoustic device are the following:

- Call waiting;
- Ringing tone;
- SMS received tone;
- Busy tone;
- Power on/off tone;
- Off Hook dial tone;
- Congestion tone;
- Connected tone;
- Call dropped;
- No service tone;
- Alarm tone.



## 5. Datasheet de la diode

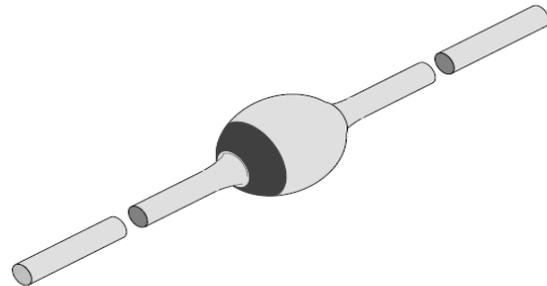

**BZT03C...**

Vishay Telefunken

# Silicon Z-Diodes and Transient Voltage Suppressors

## Features

- Glass passivated junction
- Hermetically sealed package
- Clamping time in picoseconds



94 9539

## Applications

Medium power voltage regulators and medium power transient suppression circuits

## Absolute Maximum Ratings

 $T_j = 25^\circ\text{C}$ 

Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Value	Unit
Power dissipation	$l=10\text{mm}, T_L=25^\circ\text{C}$		$P_V$	3.25	W
	$T_{amb}=25^\circ\text{C}$		$P_V$	1.3	W
Repetitive peak reverse power dissipation			$P_{ZRM}$	10	W
Non repetitive peak surge power dissipation	$t_p=100\mu\text{s}, T_j=25^\circ\text{C}$		$P_{ZSM}$	600	W
Junction temperature			$T_j$	175	$^\circ\text{C}$
Storage temperature range			$T_{stg}$	-65...+175	$^\circ\text{C}$

## Maximum Thermal Resistance

 $T_j = 25^\circ\text{C}$ 

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Junction ambient	$l=10\text{mm}, T_L=\text{constant}$	$R_{thJA}$	46	K/W
	on PC board with spacing 25mm	$R_{thJA}$	100	K/W

## Electrical Characteristics

 $T_j = 25^\circ\text{C}$ 

Parameter	Test Conditions	Type	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Forward voltage	$I_F=0.5\text{A}$		$V_F$			1.2	V

REFERENCES  
BIBLIOGRAPHIQUES

## ***Références bibliographiques***

- [1] CLAUDE GUEROT et YVES GROSGOGEAT, "***L'électrocardiogramme: Savoir l'interpréter***", pp.11-16 ; pp.20-23 ; pp.27-28. Paris-1995.
- [2] DENISE HEBERT « ***Lire un ECG*** » 2006.
- [3] AKHOROVETS, "***What is an electrocardiogram***" The internet journal of health: vol 1 number 2, 2000.
- [4] ALINE CABASSON "***Estimation et analyse des intervalles cardiaque*** " thèse de doctorat, 2008.
- [5] ANTOINE MICHEAU, DENIS HOA, MATHIEU ARNOULT, "***Cardiologie Vasculaire***", VERNAZOBRES-GREGO, pp.40-48 ;pp.58-59.
- [6] PIERRE SIMON et DOMINIQUE ACKER "***La place de la télémédecine dans l'organisation des soins*** ", pp.14-16, Novembre 2008.
- [7] YANN DANIEL "***La télémédecine au service de la médecine générale : Analyse d'un service de télé-expertise asynchrone d'aide au diagnostic électrocardiographique***", thèse de doctorat, Paris-2009.
- [8] SALIM GRAJA, "***Segmentation et classification de l'onde P d'un électrocardiogramme : détection d'un risque de fibrillation auriculaire*** ", thèse de doctorat, Bretagne-2008.
- [9] AMIT KUMAR, LILLIE DEWAN and MUKHTAR SINGH, "***Real time Monitoring System for ECG signal Using Virtual Instrumentation***", wseas transactions on biology and biomedicine, vol 3, pp. 638-643, 2006.
- [10] ANAN FANG, JAIN CHUN GUO and LIPING LUO, "***Remote Electric Power Network Monitoring System Based on GPRS***", IITA International Conference on Control, Automation and Systems Engineering IEEE,pp.229-231, 2009.
- [11] HADDAB.S, LAGHROUCHE. M, "***Microcontroller Based System for Electrogastrography Monitoring Though Wirless Transmission*** ", Measurement science review, Volume 9, No 5, 2009.
- [12] N. DJOUAHER, Z. AMIROU, M. DJEDDI, "***Détection du segment S-T de l'ECG par la spline quadratique***" 3rd International Conference: Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications Tunisia-March 27-31, 2005.
- [13] GARI D. CLIFFORDFRANCISCO AZUAJE AND PATRICK E. MCSHARRY, "***Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*** ", Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, Bretagne, pp.16-19; pp.61-65, 2006.

- [14] CLAUDIO DE CAPUA, ANTONELLA MEDURI, AND ROSARIO MORELLO, " *A Smart ECG Measurement System Based on Web-Service-Oriented Architecture for Telemedicine Applications*", IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, VOL. 59, NO. 10, pp. 2530-2538, OCTOBER 2010.
- [15] BAI YIANG-PIN, WU SHUI-CAI, " *Study on Dynamic Electrocardiogram System with Function of ECG Tele-transmission*", IEEE, pp.226-227, 2004.
- [16] BORROMEO S, RODRIGUEZ-SANCHEZ C, MACHADO F, HERNANDEZ-TAMAMES JA, DE LA PRIETA R, " *A Reconfigurable, Wearable, Wireless ECG System*", Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France, pp. 23-26, August 2007.
- [17] William Brims, " *wireless ecg* ", Volume I Australia, pp.13-16; pp.27-29, 2002.
- [18] PATRICK O. BOBBIE, CHAUDARY ZEESHAN ARIF, HEMA CHAUDHARI et SAGAR PUJARI, " *Electrocardiogram (EKG) Data Acquisition and Wireless Transmission* ", Southern Polytechnic State University, School of Computing and Software Engineering, Marietta Parkway, Marietta, USA.
- [19] MENESPLIER.D, " *Microcontrôleurs PIC 16F876 et 16F877*", ENAC/ELE 2001.
- [20] " *PIC16F87X Data Sheet* ", Microcontrollers, 2001 Microchip Technology.
- [21] " *Data Sheet INA114*".
- [22] WAEL M EL-MEDANY, AND ALAUDDIN ALOMARY, REYADH AL-HAKIM, SUFYAN AL-IRHAYIM, AND MUSTAFA NOUSIF, " *Implementation of GPRS-Based Positioning System using PIC Microcontroller*", Second International Conference on Computational Intelligence, Communication Systems and Networks, IEEE, pp.365-368, 2010.
- [23] PHILIPPE RAVIER, CEDRIC DUMEZ-VIOU, RAPHAEL CANALS, " *Traitements Temps réel de signaux ECG : Un exemple de transfert recherche vers enseignement pour les systèmes embarqués*", CETSIS, Nancy, 25-27 octobre 2005.
- [24] OSCAR HERNÁNDEZ, EDGAR OLVERA, " *Noise Cancellation on ECG and Heart Rate Signals Using the Undecimated Wavelet Transform* ", International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine IEEE, pp.145-150, 2009..
- [25] LIU PING PENG AIMING PENG PUPING, " *A Novel Electrocardio Signal Detection and Analysis System Based on Virtual Instruments* ", IEEE, pp.232-236. 2007.

- [26] S KORSAKAS, J LAUZNIS, A VAINORAS, Z MARKOVITCH, L GARGASAS, I MARKOVITCHA, Z NAVICKAS, R RUSECKAS, "*The Mobile ECG and Motion Activity Monitoring System for Home Care Patients*", ISSN 0276-6547. Computers in Cardiology; 33, pp.833-836. 2006.
- [27] I-JAN WANG, LUN-DE LIAO, YU-TE WANG, CHI-YU CHEN, BOR-SHYH LIN, SHAO-WEI LU, AND CHIN-TENG LIN, "*A Wearable Mobile Electrocardiogram Measurement Device with Novel Dry Polymerbased Electrodes*", IEEE, pp.379-384, 2010.
- [28] NOR SYAHIDATUL NADIAH ISMAIL, SHARIFAH H. S. ARIFFIN and MOHD ROZAINI ABD RAHIM, NORSHEILA FISAL "*TRG Wireless ECG Sensor for Medical Healthcare Application*" IEEE, pp. 278.1-278.4, 2008.
- [29] ZHANG HONGJUN, "*The Research of ECG Diagnosis System Based on Support Vector Machines*", Journal of Convergence Information Technology, Vol.6, No. 3, March 2011.
- [30] Dr. SALEH M. Al-Qaraawy ,Hamid Mousa Hasan & MAHER FAIK ESMAILE, "*Remote ECG Signal Monitoring Via Internet*", Eng.& Tech Journal. Vol. 27, No.7, pp 1324-1335, 2009.
- [31] Dr.ALI MOTI NASRABADI, MINOO HEIDARI KANI, "*Design of ECG acquisition and transmission via Bluetooth with heart disease diagnosis*", IEEE 2011.
- [32] EMIL PLESNIK, OLGA MALGINA, JURIJ F. TASIČ, MATEJ ZAJC, "*ECG Signal Acquisition and Analysis for Telemonitoring*", IEEE, pp.1350-1355, 2010.
- [33] MARC PARIZEAU, "*Reseaux de Neurones*", GIF-21140 et GIF-64326, 2004.
- [34] G. DREYFUS ," *Les Réseaux de Neurones* ", Mécanique Industrielle et Matériaux, n°51, Paris, 1998.
- [35] PAN JIAPU, TOMPKINS WILLIS J, "*A Real-Time QRS Detection Algorithm*" IEEE Trans. On Biomed. Eng, vol. BME-32, pp. 230-236, 1985.
- [36] N. BELGACEM, M.A CHIKH, F. BEREKSI REGUIG, "*Detection et Identification des Arythmies Cardiaques par Application des Reseaux de Neurones* ", Algérie, 2006
- [37] SALAMA MEGHRICHE, "*Reconnaissance de Forme de Signaux Biologiques* ", thèse de doctorat, pp.41-45 ;pp.54-55 ;pp.57-58, 2008.
- [38] GUILLAUME BESLON, "*Controle Sensori-moteur par Reseaux Neuromimetiques Modulaires : Approche pour le Pilotage Reactif en Atelier Flexible* ", thèse de doctorat, pp.104-106 ;pp.108-111;pp.114-115 ;pp.122-124, 1995.

- [39] Shahanaz Ayub, J.P.Saini, "*Fusion beats extraction from ECG using neural network based soft computing techniques*", Advances in Applied Science Research, pp.76-83, 2010.
- [40] K.V.L.Narayana, A.Bhujanga Rao, "*Wavelet based QRS detection in ECG using MATLAB*", Innovative Systems Design and Engineering. ISSN Vol. 2, No. 7, pp 60-69, 2011.
- [41] C. SARITHA, V. SUKANYA, Y. NARASIMHA MURTHY "*ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms*", Heron Press LTD pp.68-77, 2008.
- [42] JEAN-MICHEL RENDERS, "*Algorithmes génétiques et réseau de neurones*", Paris.P3, 1995.
- [43] G.DREYFUS, J.-M.MARTINEZ, M.SAMUELIDES,M.B.GORDON, S.THIRIA, L.HRAULT, "*Réseaux de neurones :Méthodologie et applications*", Edition EYROLLES Paris Cedex version : 2-212-11464-8. pp.4-5,p.7,p.10-12,p17, 2004.
- [44].M. A. HASAN, M. I. IBRAHIMY, M. B. I. REAZ « *Fetal ECG Extraction from Maternal Abdominal ECG Using Neural Network* » J. Software Engineering & Applications, 2: 330-334, 2009
- [45] REMI DUBOIS, "*Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie*", thèse de doctorat Paris 6, 2004.
- [46] MOHAMED BEN MESSAOUD, BESMA KHELIL, AND ABDENNACEUR KACHOURI, "*Analysis and Parameter Extraction of P Wave Using Correlation Method*", The International Arab Journal of Information Technology, Vol. 6, No. 1, January, pp.40-46, 2007.
- [47] [http://www.telit.com/en/products.php?p\\_id=3&p\\_ac=show&p=7](http://www.telit.com/en/products.php?p_id=3&p_ac=show&p=7).
- [48] MIT-BIH Arrhythmia Database, <http://www.physionet.org/physiobank/database/MITBIH>
- [49] [www.DatasheetCatalog.com](http://www.DatasheetCatalog.com).