

II.1 Introduction :

Dans ce chapitre nous présentons la technique d'acquisitions de l'électrocardiogramme numérique à partir du tissu biologique jusqu'à l'obtention des valeurs numériques. Nous parlons des éléments nécessaires pour construire la chaîne de mesure. Puis on explique le prétraitement de signal ECG et la méthode de filtrage pour éliminer le bruit. En fin présenté quelque algorithme de détection le complexe QRS.

II.2 Circuit biomédical

II.2.1 Signal électrique:

Un signal électrique est une grandeur électrique mesurable variant dans le temps ou dans l'espace et permettant de transporter une information. Il peut s'agir d'une différence de potentiel, de l'intensité d'un courant électrique qui se présente sous forme périodique, logique, analogique... pour ne citer que les plus utilisés... ou plus généralement d'une onde électromagnétique (onde radio par exemple).

Une particularité des signaux électriques est leur facilité de transmission, d'acquisition et de stockage. Le développement de l'électronique les rend également très accessibles et faciles à manipuler [13].

II.2.2 Tissus biologiques :

Les tissus sont le niveau d'organisation intermédiaire entre les cellules et les organes. Un tissu est un ensemble de cellules pas forcément identiques mais de même origine, regroupées en ensemble fonctionnel, c'est-à-dire concourant à une même fonction. Les tissus se groupent en organes.

La membrane cellulaire agit comme un circuit électrique microscopique. Premièrement, elle agit comme un condensateur qui peut être chargé électriquement de part et d'autre puisqu'elle possède une grande surface et qu'elle est constituée de lipides (gras) très imperméables aux charges électriques (un diélectrique isolant). De plus, comme en électronique, la membrane cellulaire se comporte comme un diélectrique de permittivité relative proche de celle des lipides formant une couche isolante séparant deux milieux conducteurs. Afin de se rendre compte du comportement diélectrique des tissus biologiques, plusieurs modèles ont été proposés et découlent de différentes théories de Wagner, Debye,

Fricke, Cole et de Maxwell. Ces auteurs ont mis en place au cours de la première moitié du 20ème siècle des approches encore utilisées à ce jour.

Le circuit électronique de la membrane cellulaire des neurones. La surface de la membrane cellulaire de lipides agit comme un condensateur qui peut être chargé selon les besoins du neurone. Les canaux ioniques agissent comme des résistances variables, tandis que les pompes échangeuses d'ions agissent comme des chargeurs de batterie.

II.2.3 Signal biologique :

L'électrophysiologie est la partie de la physiologie qui mesure les courants électriques des cellules. Les phénomènes électriques sont nombreux et variés dans l'organisme, en particulier dans les tissus excitables (cœur, muscle, système nerveux central), le cœur, le rein ainsi que certaines glandes.

II.3 Appareillage :

Depuis le premier appareil du début du siècle, l'électrocardiographe a évolué en adoptant au fur et à mesure les technologies d'actualité. Ainsi, le signal analogique entraînant une aiguille est devenu numérique, exploité par logiciel, et transmis sur papier par l'intermédiaire d'une imprimante.

Un électrocardiographe moderne se présente sous la forme d'un appareil compact intégrant de nombreuses fonctions. En effet, celui-ci comportait un écran à cristaux liquides, une dizaine de dérivation, une imprimante, un logiciel d'exploitation des résultats, et une possibilité de stocker les enregistrements sur disque dur et disquette, ou des transmettre sur une ligne téléphonique. L'appareil pouvait aussi contrôler une épreuve d'effort.

II.4 Système d'acquisition de données :

Les systèmes d'acquisition de données consistent le plus fréquemment en des interfaces avec les ordinateurs et les dispositifs d'enregistrement. Le choix des techniques d'acquisition dépend de l'environnement dans lequel le système sera utilisé.

Les principales caractéristiques d'un système d'acquisition de données sont :

- ☐ La vitesse d'acquisition de données.
- ☐ La précision des mesures.

Exemple d'une chaîne de mesure numérique:

Cette dernière est munie d'une logique de commande à base de microprocesseur (Figure II.1).

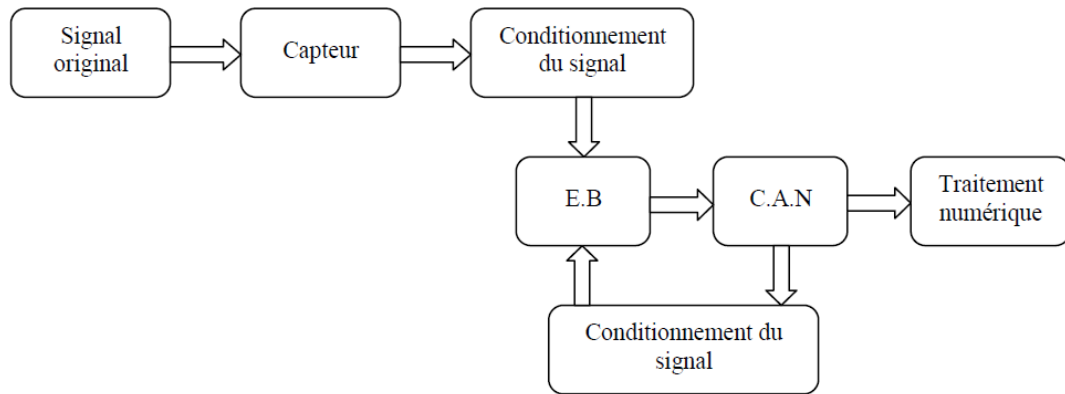


Figure II.1 : Système d'acquisition de données

II.5 Chaîne d'acquisition de l'ECG :

Le traitement du signal cardiaque dépend de la chaîne d'acquisition analogique, elle représente un rapport signal sur bruit avec reproduction du signal correct et fidèle, car permettre un traitement numérique basé sur les algorithmes de détections d'anomalies et des erreurs [14].

Exemple d'une chaîne analogique

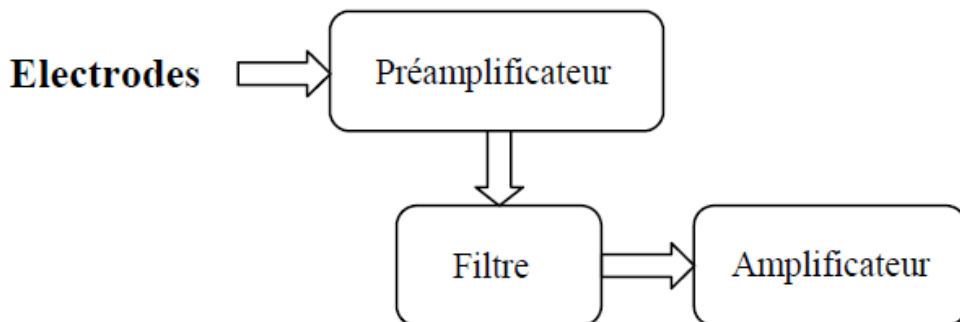


Figure II.2 : Exemple d'une chaîne analogique

Sur les appareils modernes, chaque électrode est connectée à un tampon (buffer) à haute impédance d'entrée (typiquement 100 MΩ). Le tampon supporte des hautes tensions, pour protéger les amplificateurs en cas d'électrochoc, envoyé par un défibrillateur par exemple. Ces tampons, ou au moins tout l'étage d'entrée, sont alimentés par une alimentation isolée et

stabilisée, dans le but de réduire les risques de chocs électriques. On trouve parfois une batterie pour cet usage.

Le signal de mode commun peut être utilisé pour réduire le bruit de mode commun par l'intermédiaire d'une rétroaction agissant sur la jambe droite du patient.

Sur le schéma ci-dessus, il est possible de choisir une dérivation particulière ; grâce au 'lead-Select Switch and network'. Il est à noter que la plupart des appareils actuels travaillent sur au moins dix voies en même temps.

II.5.1 Le préamplificateur :

Le signal électrique délivré par les électrodes est très faible (quelque mV), il est en général perturbée par des bruits, un préamplificateur se révèle donc nécessaire.

L'amplificateur différentiel permet dans ce cas une bonne élimination des parasites, sans atténuation du signal utile.

II.5.2 Le filtre :

Le signal peut être masqué par des bruits, la fonction principale d'un filtre consiste à éliminer totalement ou partiellement un certain nombre d'harmoniques véhiculées par le signal mais ne faisant pas partie du signal utile.

II.5.3 Amplificateur :

Permet d'accroître l'intensité du signal pour le rendre plus perceptible moins sensible aux bruits parasites. L'amplificateur propre à cette chaîne d'acquisition est un amplificateur d'instrumentation. Il destiner à extraire les signaux issus du capteur ayant des amplitudes faibles et de les amplifier avec un gain ajustable, précis et stable.

II.6 Capteurs biomédicaux :

Toute information biologique doit se présenter sous forme de signaux compréhensibles, enregistrables, et mesurables en valeurs normalisées. Le rôle joué par le capteur biomédical est l'un des aspects techniques que l'on rencontre.

Le capteur médical est constitué d'électrodes de recueil plates, métalliques, inoxydables et adhésives dont le contact électrique est assuré par une pâte conductrice.

II.7 Echantillonnage :

II.7.1 Echantillonneur-Bloqueur :

L'échantillonneur bloqueur est un circuit qui permet de stocker la valeur analogique du signal (mémoire analogique) pendant un temps fixé préalablement (le pas d'échantillonnage).

On modélise l'échantillonnage à l'aide du produit du signal $S(t)$ issu du capteur par une fonction peigne noté $P(t)$ représentée par une suite d'impulsion de Dirac $\delta(t)$

$$P(t) = \sum \delta(t - kT_e) \quad (\text{II.1})$$

Où : T_e est la période d'échantillonnage.

Le signal échantillonné $S^*(t)$ est alors défini par :

$$s^*(t) = s(t) \cdot p(t) \quad (\text{II.2})$$

L'échantillonneur bloqueur est constitué d'un commutateur associé à un condensateur.

Lorsque le commutateur k est fermé, la tension aux bornes du condensateur C évolue avec la tension $S(t)$ (Figure II.3). Lorsque le commutateur K est ouvert, la capacité C conserve cette tension jusqu'à ce qu'elle soit utilisée par le convertisseur analogique numérique placé en aval. Les caractéristiques principales d'un échantillonneur-bloqueur sont:

II.7.1.1 Temps de charge :

La précision de la mesure dépend en grande partie du temps de charge de la capacité. Généralement, on veille à ce que ce temps soit le plus court possible.

II.7.1.2 Maintien de la tension de charge :

Durant le temps de conversion, il convient de maintenir la tension de charge aux bornes de la capacité à son niveau initial. Pour ce faire il faut, d'une part, choisir une capacité de faible coefficient de fuite et, d'autre part, faire en sorte que les circuits en amont et en aval de la capacité soient de très haute impédance.

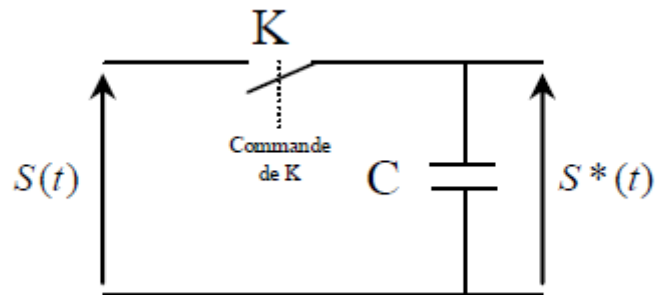


Figure II.3 : principe de fonctionnement d'un échantillonneur bloqueur

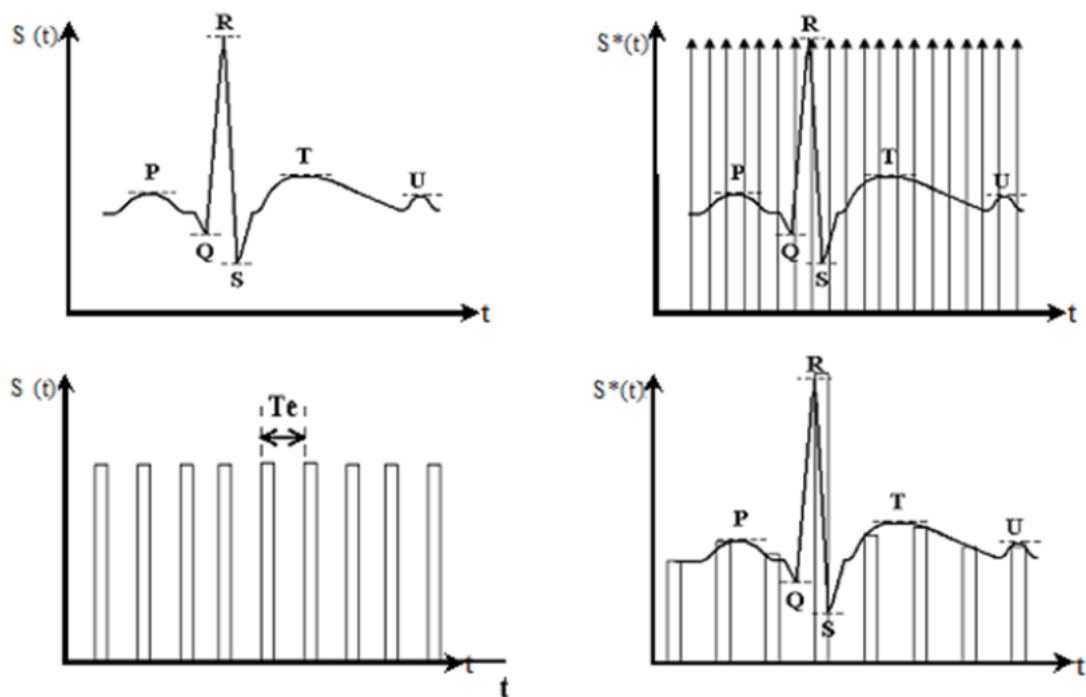


Figure II.4 : Exemple d'un échantillonneur bloqueur

II.7.2 Conversion analogique numérique :

On désigne sous le nom de conversion analogique numérique (CAN), toute opération analogique continue dans le temps, en un nombre significatif dans un système de numérisation (décimal, binaire...).

II.8 Convertisseur Analogique/Numérique :

Le convertisseur analogique/numérique effectue une conversion de la tension analogique en un signal numérique. Le signal analogique est échantillonné, quantifié puis codé en binaire. Ces trois fonctions sont assurées par le convertisseur lui-même associé à un échantillonneur bloqueur.

Le CAN est caractérisé essentiellement par sa résolution, sa précision et sa vitesse de conversion. La vitesse de conversion dépend du nombre de bits, de la technologie des éléments intégrés, de la technique de conversion ainsi que de la fréquence de l'horloge.

Parmi les très nombreuses techniques de conversion possible, nous retenons les convertisseurs parallèles, les convertisseurs à approximations successives et les convertisseurs à comptage d'impulsions.

Le principe du CAN parallèle consiste à comparer simultanément, la tension d'entrée à n niveaux de tension de référence. Ce type de convertisseur est très rapide. La fréquence de l'horloge de commande peut atteindre 100 MHz et le temps de conversion est de 500 ns pour une résolution de 12 bits.

Pour le CAN à approximation successive il existe une grande similitude entre son principe et la mesure de la tension continue à l'aide de la méthode potentiométrique. La tension d'entrée est susceptible de varier tout au long de la conversion. Il devient donc nécessaire de figer la tension à convertir à l'aide d'un échantillonneur-bloqueur de 10 bits, la durée de conversion ne dépasse pas 25ms, la fréquence étant comprise entre 0 et 100 Hz.

La conversion par comptage d'impulsion est très simple une grande précision mais nécessite un temps de conversion excessivement long. Ce temps est généralement compris entre 0.1 et 100ms ce type de convertisseur trouve un domaine d'application dans le cas où la grandeur physique à convertir évolue lentement

II.9 Prétraitements du signal ECG :

Les différents bruits associés au signal ECG peuvent en altérer plus ou moins l'information clinique. Il est donc important de savoir quels types de bruit peuvent intervenir et comment les traiter [15].

II.9.1 Les types de bruit présent dans l'ECG :

Les conditions d'enregistrement de l'ECG font que le signal est nécessairement bruité par des processus autres que cardiaques. Ces perturbations peuvent être d'origine physiologique (peau, muscle, respiration,...). ou environnementale (courant de secteur, perturbations électromagnétiques, placement de l'électrode,...). Le praticien qui analyse l'ECG peut alors être gêné par la présence de bruit : dans le cas où par exemple il recherche l'existence d'un rythme sinusal normal et qu'il cherche la présence de l'onde P précédant l'onde R, l'onde P qui est de faible amplitude, peut être noyée dans le bruit. De la même manière, une trop forte variation de la ligne de base peut empêcher de discerner une anomalie de type sur- ou sous décalage du segment S-T par exemple.

Parmi les types de bruits observables sur un ECG, on peut citer :

II.9.1.1 La dérive de la ligne de base :

On appelle ligne de base la ligne isoélectrique du cœur ; elle correspond à la trace qui serait observé sur un ECG si le cœur n'avait aucune activité électrique. La figure II.5 montre un exemple de dérive de ligne de base sur un ECG.

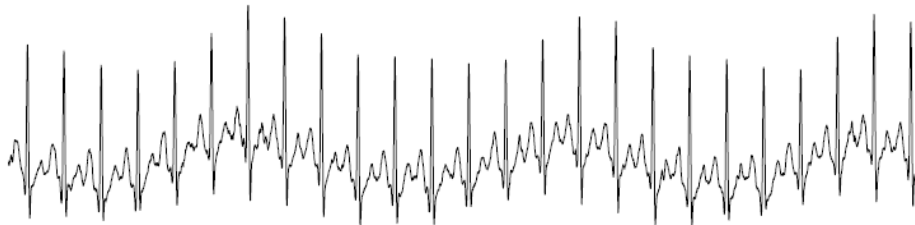


Figure II.5 : Exemple d'ECG présentant une dérive de la ligne de base.

Lorsque l'ECG est effectué en cabinet, ou pendant les périodes d'enregistrement nocturne, cette ligne est le plus souvent horizontale car le patient n'effectue aucun mouvement et le signal est peu perturbé par le bruit extérieur. En revanche, pendant la journée, lors d'un enregistrement ambulateur (Holter) ou à l'effort, les mouvements du patient modifient les positions relatives des électrodes, de sorte que cette ligne présente un tracé ondulatoire. La ligne de base est un type de perturbation physiologique due à différents facteurs tels que, la ventilation pulmonaire, la sudation (qui modifie l'impédance du contact peau-électrodes), ou encore les mouvements intempestifs du patient qui peuvent provoquer des ruptures

occasionnelles du contact peau-électrodes. Les composantes fréquentielles de la dérive de ligne de base sont habituellement inférieures à 0,5 Hz et limitées à 2 Hz.

Cependant, durant un test à l'effort sur un cyclo-ergomètre, le patient respire plus amplement et fait des mouvements du tronc et des membres supérieurs, ce qui se traduit par une augmentation des composantes fréquentielles de la dérive de ligne de base.

Ainsi, ses composantes peuvent se retrouver dans la même bande fréquentielle que les ondes P ou T.

II.9.1.2 Interférence d'un signal à 50 Hz :

Les sources principales de ces interférences proviennent du réseau de distribution électrique (signal à 50 Hz voire 60 Hz dans certains pays) et des rayonnements électromagnétiques environnants. Un exemple d'ECG altéré par ce type de bruit est illustré par la figure II.6.

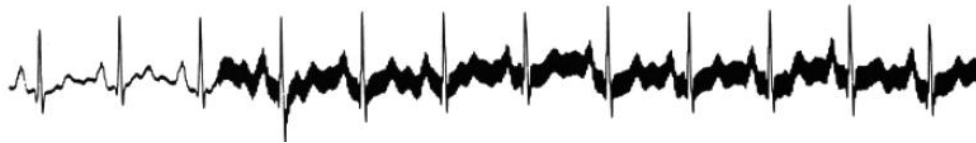


Figure II.6 : Exemple d'ECG présentant des interférences 50Hz.

Ce type de perturbation est difficilement évitable, malgré un blindage des câbles reliant aux électrodes, compte tenu de la longueur des "antennes" représentées par ces câbles et le corps lui-même. Ce type de perturbation se révèle encore plus gênant lorsque le signal original ECG est micro-volte (patients âgés ou obèses,...). Ce type de bruit peut rendre l'analyse de l'ECG très problématique en ce qui concerne la détection des débuts et fins des ondes.

II.9.1.3 Interférence d'origine électromyographique (EMG, ou musculaire) :

Ce type de bruit correspond à un type d'interférence d'origine biologique.

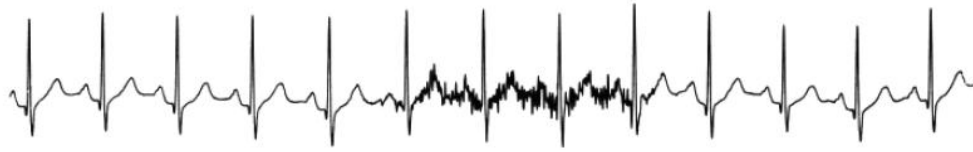


Figure II.7 : Exemple d'ECG présentant des interférences d'origine électromyographique.

La figure II.7 montre que des mouvements du patient peuvent altérer le signal d'où une difficulté dans les cas d'examens où les sujets ne restent pas immobiles (jeunes enfants, parkinsoniens,...). Ce bruit de l'EMG se présente de façon chaotique et ses composantes fréquentielles se retrouvent dans toute la bande passante d'intérêt, chevauchant alors la bande fréquentielle de l'ECG. En condition d'enregistrement à l'effort, le niveau de ce bruit augmente et peut se présenter sous la forme de bouffées de bruit.

II.9.1.4 Autres types de bruit :

La présence d'un stimulateur cardiaque dans les cas de resynchronisation cardiaque et les artefacts fréquents dus aux mouvements du corps ou des câbles reliés aux électrodes sont des bruits fréquents, notamment sur les enregistrements Holter.

II.9.2 Méthodes de filtrage de l'ECG :

Pour pouvoir segmenter efficacement les battements cardiaques, et ce sans altérer l'information clinique, un certain nombre de prétraitements sont nécessaires. La finalité de cette étape est d'atténuer, ou au mieux d'éliminer, les bruits présents dans le signal ECG brut tels que la ligne de base ou les interférences du secteur à 50 Hz. Malheureusement, le bruit cause par l'activité musculaire est beaucoup plus difficile à filtrer à cause du chevauchement entre le spectre du bruit et celui de l'ECG. Nous introduirons dans cette partie quelques méthodes clés de la littérature, puis nous présenterons les prétraitements que nous avons appliqués dans notre travail en vue de l'estimation des intervalles cardiaques.

II.9.2.1 Filtrage de la dérive de la ligne de base :

Pour l'analyse d'un enregistrement ECG, un œil exercé fait abstraction de cette ligne : elle est prise comme référence pour étudier la forme et la hauteur des différentes ondes cardiaques ; néanmoins, dans l'objectif d'un traitement automatique d'un tel signal, il est impératif de la repérer précisément pour fixer le "zéro". L'élimination de cette ligne de base

est nécessaire pour limiter les déformations morphologiques des ondes de l'ECG. Plusieurs types de méthodes ont été présentes dans la littérature afin d'éliminer ce type de bruit.

Les méthodes s'appuient souvent sur un filtrage passe-haut, généralement basé sur des filtres à réponse impulsionnelle finie. L'inconvénient majeur de ces méthodes est la distorsion du signal due au chevauchement des spectres de l'ECG et de la ligne de base.

Il s'avère impossible de supprimer complètement ce type de bruit avec ces méthodes de filtrage sans provoquer une distorsion du signal. La fréquence de coupure du filtre doit être par conséquent un compromis entre l'élimination de la ligne de base et la déformation du signal : en général on choisit alors une fréquence de coupure légèrement plus basse que la fréquence de battement cardiaque la plus faible. Afin de résoudre ces problèmes de chevauchement de spectres, un filtre avec des caractéristiques variantes dans le temps est proposé dans ; le filtre est implémenté comme un banc de filtres linéaires passe-bas où les fréquences de coupure sont alors contrôlées par les propriétés basses fréquences du signal ECG. Cette méthode nécessite de connaître les instants d'apparition des complexes QRS au préalable. Dans le dérivé de la ligne de base est estimé à partir d'un modèle polynomial. Le filtrage de la ligne de base peut être basé sur des splines.

Dans ce cas, pour trouver les points d'ancrage placés sur les niveaux isoélectriques, il faut pré-détecter les pics R au préalable.

II.9.2.2 Filtrage du signal à 50 Hz (ou 60 Hz) :

Ce type d'interférence est caractérisé par un signal de type sinusoïdal de 50 Hz (voire 60 Hz dans d'autres pays) généralement accompagné de quelques harmoniques. Une méthode simple permettant de réduire ce type de bruit consiste à éliminer une fréquence particulière ou une fine gamme de composantes fréquentielles ; le filtre qui convient alors est appelé filtre Notch ou filtre à bande étroite. Lorsque la fréquence des perturbations n'est pas stable sur 50 Hz, la variation de fréquence, considérée de type gaussienne, n'est pas toujours centrée sur 50 Hz. Pour remédier à ce type de problème, des méthodes basées sur du filtrage adaptatif ont également été proposées.

II.9.2.3 Filtrage du bruit de l'électromyogramme :

Le bruit causé par l'activité musculaire est beaucoup plus difficile à filtrer. La méthode de filtrage la plus utilisée est basée sur le moyennage sur plusieurs battements successifs du signal. En supposant le bruit aléatoire et stationnaire, la réduction du bruit est alors proportionnelle à la racine carrée du nombre de battements utilisés pour ce moyennage ;

toutefois un moyennage sur un nombre trop important de battements peut causer des erreurs importantes à cause de la dispersion du signal entre les battements (notamment à l'effort). Ce type de filtre pour atténuer le bruit électromyographique n'est pas applicable lorsqu'on cherche des informations sur les ondes battement par battement.

II.9.3 Les prétraitements appliqués :

Pour pouvoir segmenter efficacement les battements électrocardiographiques, on est amené à réaliser, lorsque cela est nécessaire, un certain nombre de prétraitements.

A ce stade, nous travaillons sur le signal ECG brut dont un exemple est présent par la figure 7.4. Les signaux sur lesquels nous travaillons sont peu bruyés grâce aux soins pris lors du protocole d'enregistrement. Ils subissent néanmoins les effets de la dérive de la ligne de base et une modulation dues à la respiration. On présente alors les prétraitements envisagés dans notre étude, afin d'estimer au mieux les intervalles R-R, P-P, P-R et Q-T, soit :

1. une atténuation des effets de la ligne de base.
2. une suppression de la modulation d'amplitude pour une meilleure détection des pics R.

II.9.4 Prétraitement pour la détection des ondes R :

Notre but est d'estimer au mieux les instants d'apparition t_k des ondes R. La majorité des méthodes existantes utilise le calcul de la dérivée, puis un seuillage. De nombreuses variantes existent faisant intervenir la dérivée seconde, l'amplitude, etc. Friesen et al, ont répertorié et comparé plusieurs méthodes de détection des complexes QRS. Depuis, d'autres méthodes ont vu le jour basées par exemple sur l'utilisation des ondelettes ou des réseaux de neurones pour la reconnaissance du QRS. Avec la méthode Pan et Tompkins, basée sur les dérivées première et seconde du signal, la localisation précise du pic R n'est pas toujours assurée : parfois on repère le début du complexe QRS, d'autres fois la fin.

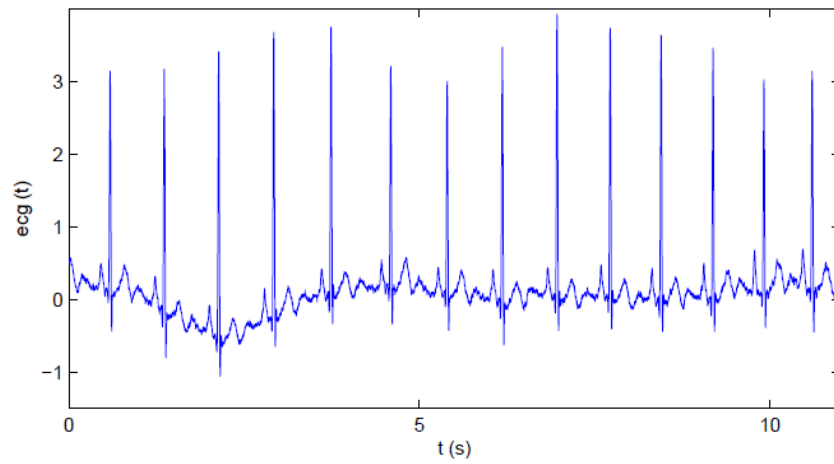


Figure II.8 : Signal ECG réel enregistré.

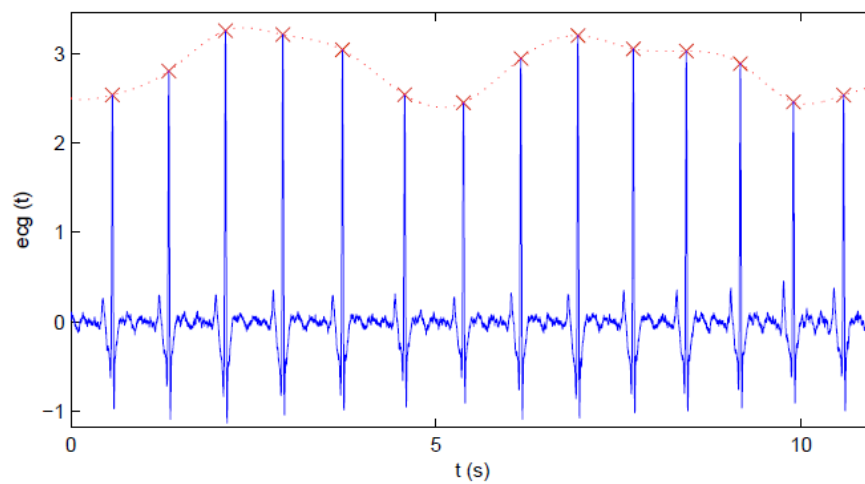


Figure II.9 : Signal ECG filtre passe-haut et estimation de la position des pics R. En rouge, le signal de modulation d'amplitude.

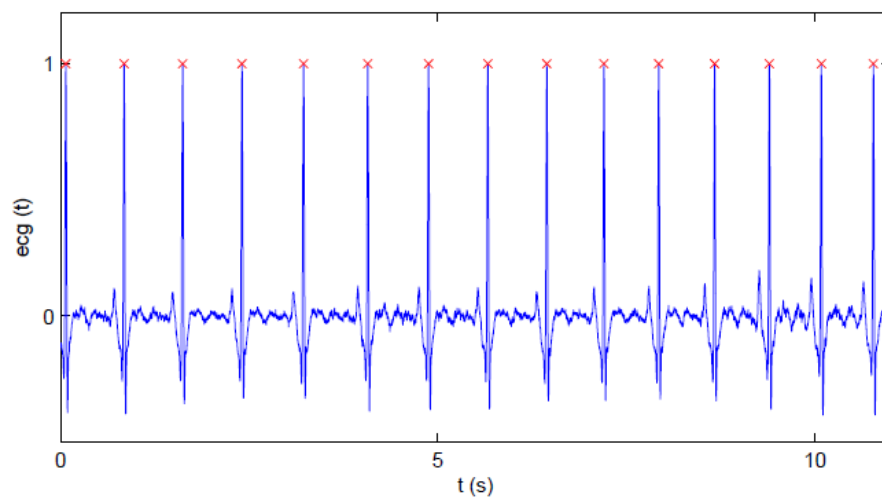


Figure II.10 : Signal ECG démodulé et ré-estimation de la position des pics R.

Nous choisissons alors une méthode plus simple, basée sur une méthode de seuillage, qui est précise et robuste au bruit. La première étape du traitement consiste à filtrer le signal ECG à l'aide d'un filtre passe-haut de fréquence de coupure 5 Hz pour supprimer les fluctuations éventuelles de la ligne de base.

Grace à sa grande amplitude comparée à celles des ondes P, Q, S et T, la détection du pic de l'onde R est assez facile par une méthode de seuillage. On récupère alors les temps d'apparition t_k des ondes R et leurs amplitudes. A partir de ces coordonnées, une interpolation polynomiale spline permet de créer le signal de modulation d'amplitude pour tous les temps d'échantillonnage, c'est à dire la courbe régulièrement échantillonnée qui passe par tous les pics des ondes R, présentée sur la figure II.9. Pour démoduler le signal, il suffit alors de diviser le signal ECG par cette modulation pour obtenir les ondes R de même poids comme cela est présent sur la figure II.10. Afin d'affiner au mieux les mesures des instants d'apparition des pics R, on réitère la méthode de seuillage sur le signal démodulé.

On obtient finalement une meilleure estimation des temps d'apparition t_k . La segmentation de l'ECG pour obtenir l'évolution de la période cardiaque, autrement dit des intervalles R-R, s'effectue tout simplement à partir des instants t_k .

II.10 détection du QRS du signal ECG :

Le complexe QRS est la partie la plus significative du signal ECG, il donne les informations utiles sur le comportement cardiaque.

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 :

1. Plusieurs autres signaux dans l'enregistrement de l'ECG, tel qu'une onde T élevée peuvent être morphologiquement semblables à un complexe QRS.
2. Les divers types de bruit (provoqués par un stimulateur, une interférence de ligne de puissance, ou le mouvement du patient) interfèrent dans la détection du QRS.
3. La qualité et la largeur de bande de fréquence du signal ECG enregistré peuvent changer de manière significative, et celles-ci dépendent fortement des conditions de l'enregistrement (diagnostic ou surveillance) et de l'environnement d'enregistrement (ambulance, salle, pendant l'exercice ou au repos). [16]

II.10.1 Algorithmes de détection :

Le choix du détecteur de QRS est très important pour réaliser un système d'analyse de l'ECG. Un détecteur de QRS est généralement composé de quatre modules représentés Figure (II.11) [17].

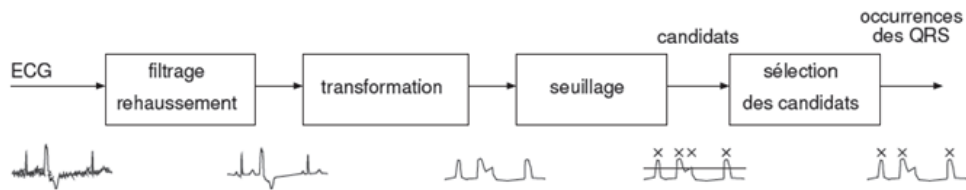


Figure II.11 Schéma bloc d'un détecteur de QRS.

Le signal ECG est d'abord filtré puis transformé pour mettre en exergue les informations qui concernent le QRS. Ensuite, la transformée est seuillée puis un étage de décision sélectionne les occurrences de QRS parmi les candidats.

La détection du QRS a fait l'objet de nombreux travaux depuis une trentaine d'années et continue d'être un champ de recherche très actif. On peut ainsi trouver des algorithmes basés sur :

- des filtres numériques.
- des analyses temps-fréquence et ondelettes.
- des transformations linéaires et non-linéaires.
- des analyses statistiques (réseaux de neurones).
- des grammaires de formes (template matching),
- des méthodes évolutionnaires.
- de la fusion multi source, Cette recherche est toujours active et plusieurs nouvelles méthodes de détection ont été proposées récemment. Parmi cet ensemble de détecteurs, l'objectif a été de constituer une base de détecteurs. Comme il est impensable de tous les mettre en œuvre dans le système, seuls sept ont été sélectionnés selon les critères suivants :

- capacité à travailler en temps réel.
- facilité de mise en œuvre.
- robustesse au bruit.

-Benitez : Cet algorithme récent est présenté dans. Il utilise la dérivée et la transformée de Hilbert pour rehausser les QRS de l'ECG. La figure (II.12) montre les différentes étapes de ce détecteur.

Le filtre passe-bande est formé par un filtre à réponse impulsionnelle finie avec une fenêtre de Kaiser-Bessel. La dérivée est ensuite calculée puis les passages à zéro sont rehaussés par la transformée de Hilbert. Après le seuillage, une recherche de QRS concurrents dans une fenêtre est effectuée. Les QRS sont ensuite choisis en fonction de l'amplitude des points dans l'ECG original et en fonction de l'intervalle RR précédent. Le seuil est calculé à partir de l'échantillon d'amplitude maximum et de la valeur efficace du signal qui représentent respectivement l'amplitude des QRS et l'amplitude du bruit. Après le seuillage, une recherche de QRS concurrents dans une fenêtre est effectuée. Les QRS concurrents sont départagés en fonction de l'amplitude des échantillons dans

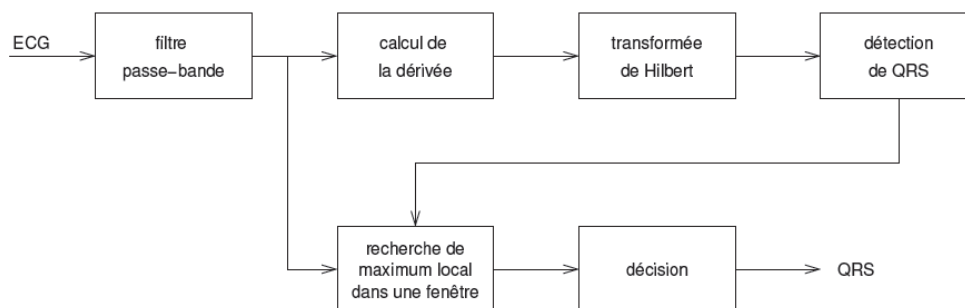


Figure II.12. Diagramme des étapes de l'algorithme de Benitez et coll.

-Gritzali : L'algorithme de détection, développé par Gritzali, a permis de généraliser la plupart des détecteurs de QRS. Celui-ci est basé sur l'analyse de la longueur d'un signal ECG représenté par un ou plusieurs canaux. En pratique, pour un seul canal, on choisit une fenêtre temporelle de taille q , à l'intérieur de laquelle on somme toutes les longueurs :

$$L(q, i) = \sum_i^{i+q} \sqrt{(1 + (x(i + retard) - x(i))^2)} \quad (II.3)$$

Sur n canaux, la fusion est obtenue en calculant la norme des longueurs en chaque point :

$$L(n, q, i) = \sum_i^{i+q} \sqrt{\sum_{k=1}^n (1 + (x_k(i + retard) - x_k(i))^2)} \quad (II.4)$$

La méthode de seuillage proposée n'est pas valide en pratique car elle est destinée uniquement aux données utilisées dans l'expérience originale. Dans notre application, la méthode développée utilise un seuillage du même type que benitez.

-algorithme de R Chuey LEE.I- chi chou :

L'apnée du sommeil se caractérise par des pauses dans répétitif débit respiratoire d'au moins 10 secondes qui peuvent se produire jusqu'à 600 fois en une nuit, et affecte également VRC pendant le sommeil. En outre, les apnées sont répétitives s'accompagne d'une variation marquée augmenté dans rythme cardiaque qui est suffisamment solide pour supporter le diagnostic.

Par conséquent, le motif caractéristique de la bradycardie et tachycardie lors de l'apnée du sommeil est important de l'information.

Cette étude vise à algorithme de détection des ondes R l'électrocardiogramme (ECG) de signaux pour les patients atteints l'apnée du sommeil, puis à analyser et à obtenir l'information de la VFC (la fréquence cardiaque et la variabilité), qui peut aider les médecins à diagnostiquer et donner un traitement approprié pour les patients.

Par ailleurs, le dispositif de téléassistance pour les patients atteints d'OSA peut être développé avec une complexité de calcul de la lumière méthode pour la détection des ondes R, l'algorithme proposé peut exécuter dans les micro-contrôleurs pour cet effet.

En règle générale, l'couramment utilisés automatique ECG des techniques de reconnaissance comprend deux parties: classement extraction des caractéristiques, et de forme d'onde

et la reconnaissance, l'algorithme de détection des ondes QRS est utilisée comme les caractéristiques techniques d'extraction. L'onde R est la plus exceptionnelle de forme d'onde

caractéristique de signaux ECG car il a généralement la valeur maximale ou minimale du QRS d'onde complexe. La détection des ondes R est étroitement liée la discrimination de l'ECG du cycle normal et calcul de la VFC.

La technique de détection des ondes R utilisée dans le présent document est modifiée de façon Chan et de l'onde R de détection algorithme (algorithme MSC). qui combine et modifié à partir de So et Chan et Tompkins algorithmes. Le plus avantageux de le MSC algorithme est la combinaison d'un filtrage numérique et inverser les techniques de détection d'ondes R à mettre en œuvre en système portatif de surveillance de l'ECG [18].

Cette méthode peut être divisée en 6 étapes comme suite :

- 1- passe-bande numérique filtrage.
- 2- calcul de pente du signal.
- 3-Calcul le seuil de pente.
- 4- détection apparition d'onde QRS.
- 5- recherche de lieu d'onde R.
- 6- mise à jour seuil de pente.

Pour notre étude, nous avons besoin d'une méthode efficace pour détecter les complexes QRS, la méthode de Pan et Tompkins possède ces caractéristiques et sa rapidité d'exécution convient parfaitement pour notre application. Les étapes de cette méthode présentée dans le chapitre suivante.

II.11 Conclusion :

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

Par ailleurs, une segmentation préalable du signal ECG autour des ondes d'intérêt, est nécessaire pour appliquer les méthodes d'estimation d'intervalles décrites par la suite.