

### III.1 Introduction

Dans le signal ECG, le complexe QRS est la forme la plus distinguée, Et comme il désigne l'activité électrique du cœur au cours de la contraction ventriculaire, son temps d'occurrence et sa morphologie sont la source d'une importante information concernant l'état actuel du cœur. Une fois les instants d'occurrences des complexes QRS sont identifiés, la fréquence cardiaque peut être calculée, différents segments et intervalles peuvent être mesurés

A travers ce chapitre, on va présenter avec détail la méthode développée et utilisée dans notre étude.

### III.2 Algorithme de Pan et Tompkins :

La largeur et le rythme des complexes QRS sont des paramètres importants pour la détection des pathologies. Nous avons étudié un algorithme de détection des complexes inspiré de l'article de J. Pan et W. J. Tompkins [19]. Après avoir éliminé la composante spectrale associée à la fréquence du secteur, on se propose d'éliminer le bruit qui se trouve en dehors de la bande spectrale des complexes QRS, c'est à dire en dehors de la bande [5-15Hz]. L'article de Pan et Tompkins propose de construire un filtre passe-bande à partir d'un filtrage passe-bas et d'un filtrage passe-haut. Ensuite la série d'opérations suivantes sera appliquée au signal : filtre dérivateur, filtre quadrature et filtre à moyenne glissante (fig. III.1). Dans cette technique, on considère une opération de fenêtre glissante de largeur  $L = 30$  points (largeur supérieure à la largeur du complexe QRS) et représenter graphiquement l'effet de ces opérations sur un complexe QRS. D'autres travaux ont utilisé les ondelettes et les réseaux de neurones.

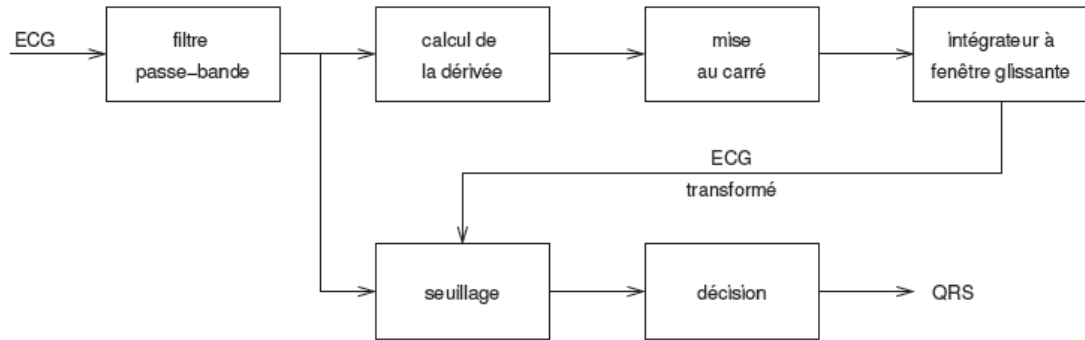


Figure III.1 : Diagramme des étapes de l'algorithme de Pan et Tompkins

Dans la suite, nous allons décrire en détail les étapes de l'algorithme de la figure III.1. Les valeurs numériques des expressions littérales proposées ici correspondent à un signal échantillonné à 360Hz, mais l'algorithme s'adapte à toutes les fréquences d'échantillonnage. Nous utilisons la base de données MIT-BIH.

### III.2.1 Filtrage passe-bande :

Le filtre passe-bande réduit l'influence du bruit musculaire, 60 Hz ingérence, base errer, et l'interférence de l'onde T. La bande passante souhaitable de maximiser l'énergie QRS est approximativement dans la plage 5-15 Hz. Le filtre comporte deux types de filtres passe-bas et passe-haut.

#### III.2.1.1 Filtre passe-bas :

La fonction de transfert de filtre passe bas du 2<sup>ème</sup> ordre est donnée par la relation suivante :

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \quad (\text{III.1})$$

Ce filtre est appliqué sur des segments des enregistrements de la base de données MIT-BIH, où existent des perturbations dans la ligne de base. Nous remarquons l'efficacité de l'algorithme à extraire les distorsions de la ligne de base du signal ECG et à les éliminer pour enfin avoir un signal filtré (fig. III.2). En plus des bonnes performances de l'algorithme pour les signaux ECG de longues durées, les résultats de filtrage vont permettre de réaliser une bonne détection du complexe QRS du signal ECG et donc notre algorithme de filtrage est utilisé avant l'opération de détection comme un bloc de prétraitement

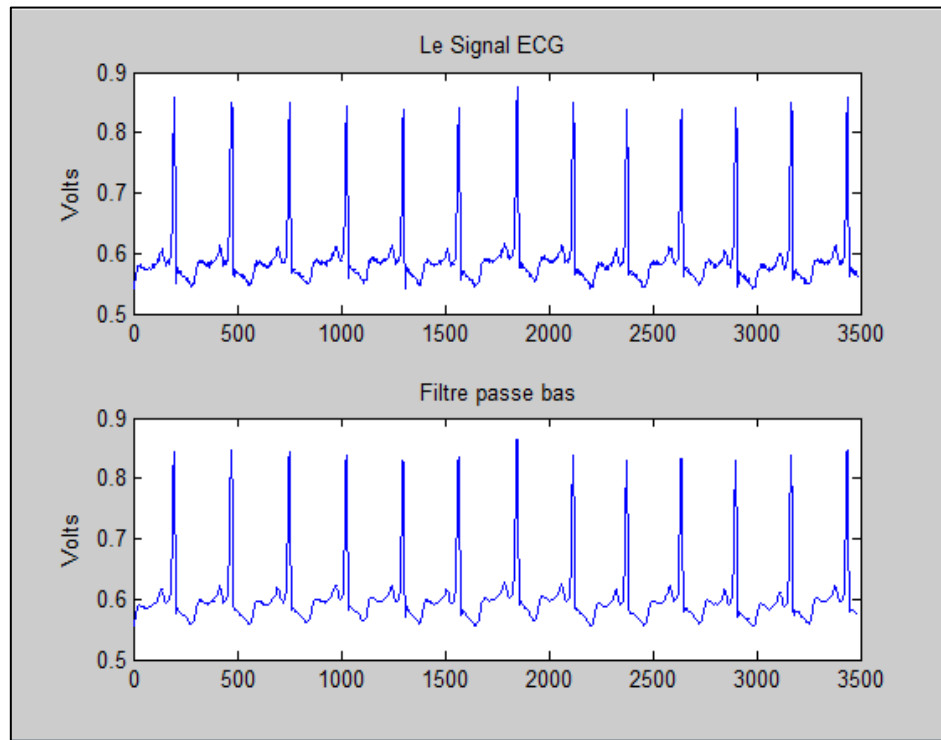


Figure III.2: Filtrage passe bas d'un segment ECG de l'enregistrement 100 de la base de données MIT-BIH : (a) signal ECG et (b) signal filtré.

### III.2.1.2 Filtre passe-haut :

La fonction de transfert de ce filtre est donnée par la relation suivante :

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

Nous avons appliqué notre filtre sur quelques segments des enregistrements 100 et 234 de la base de données MIT-BIH, on remarque l'efficacité de l'algorithme à extraire ces bruits du signal et à les éliminer pour enfin avoir un signal filtré (fig. III.3, et fig. III.4). Nous remarquons que le filtre est très efficace, parce qu'il enlève les bruits de hautes fréquences qui existent sur le tracé de l'électrocardiogramme quelque soient leurs complexités tout en maintenant ses différentes ondes (P, complexe QRS, T,...) sans déformations.

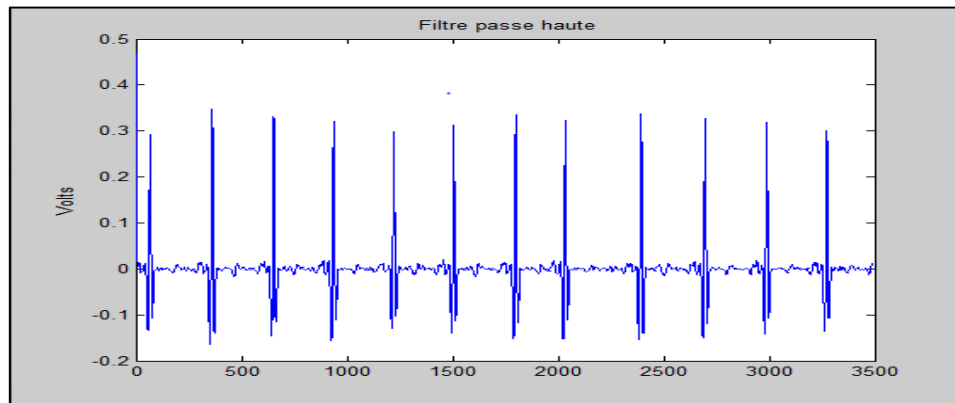


Figure III.3: Filtrage passe haut d'un segment ECG de l'enregistrement 100.

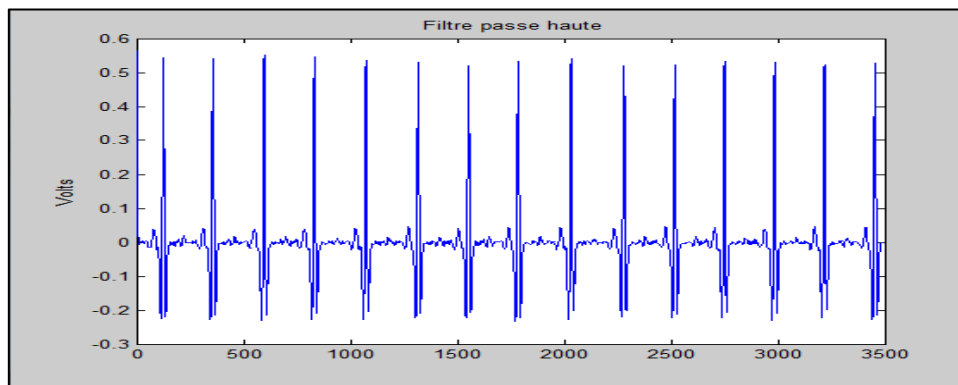


Figure III.4: Filtrage passe haut d'un segment ECG de l'enregistrement 234

### III.2.2 Dérivation :

Le complexe QRS étant bref (entre 0.02 et 0.2 seconde), et de forte amplitude. La dérivée du signal à ce niveau présente des valeurs maximales élevées. Un traitement du signal est nécessaire consiste par l'application d'un filtre dérivateur numérique suivant:

$$H(z) = \left(\frac{1}{8t}\right)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^1 + z^2) \quad (\text{III.3})$$

Les figures III.5 et III.6 montrent les allures des enregistrements 117 et 102 issus d'un filtre dérivateur de la base de données MIT-BIH.

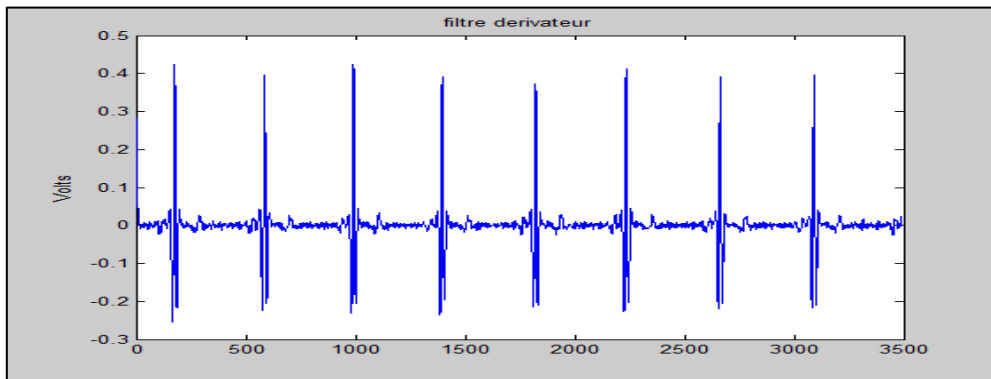


Figure III.5: Filtre dérivateur d'un segment ECG de l'enregistrement 117.

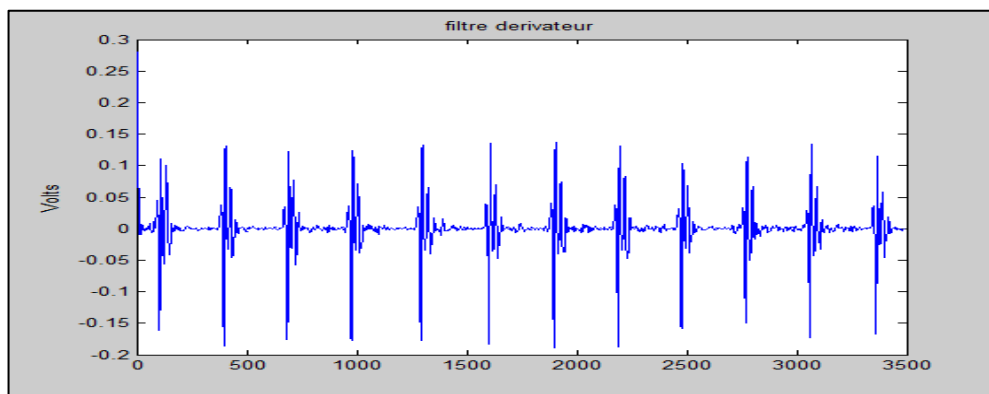


Figure III.6: Filtre dérivateur d'un segment ECG de l'enregistrement 102.

### III.2.3 Transformation non linéaire (quadrature) :

Afin d'accentuer le contraste mis en évidence par la dérivation, on élève au carré le signal obtenu, ce qui permet en outre, d'éliminer le signe et d'assurer la symétrie de détection entre les ondes R et les ondes QS (fig. III.7 et III.8).

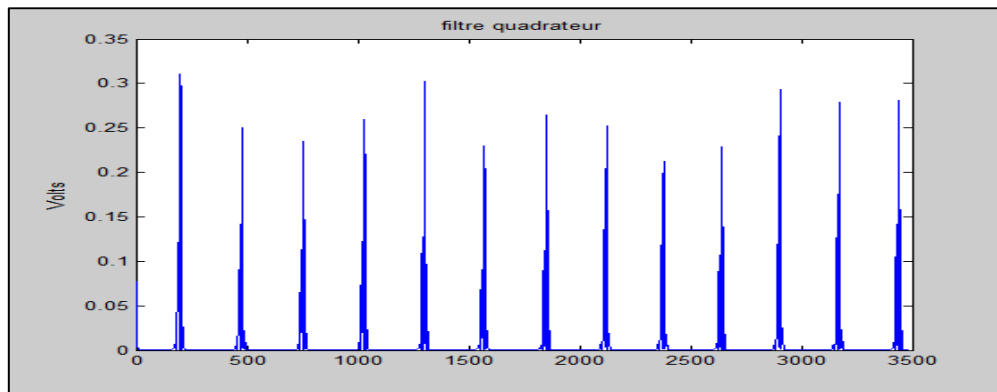


Figure III.7: Filtre quadrature d'un segment ECG de l'enregistrement 223.

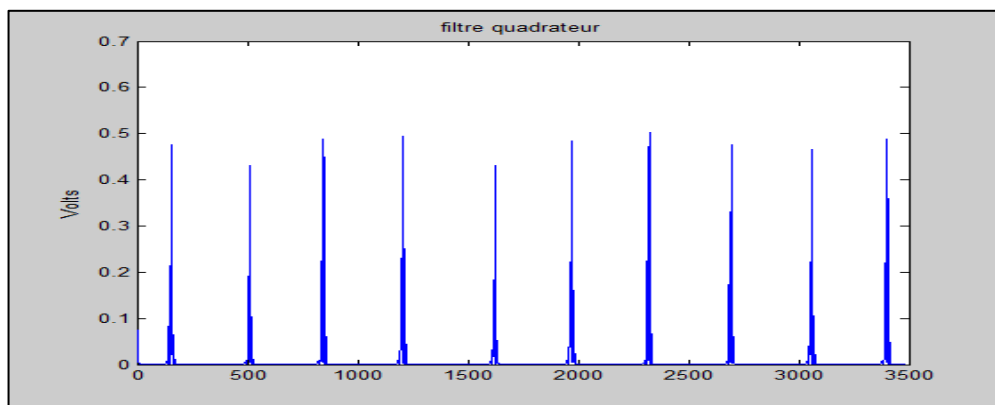


Figure III.8: Filtre quadrature d'un segment ECG de l'enregistrement 115.

### III.2.4 Intégration :

L'intégration du signal suivi du filtrage quadrature permet d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. La taille de la fenêtre d'intégration doit être adaptée à la largeur moyenne d'un complexe QRS. Si elle est trop grande, le maximum est décalé en temps par rapport à la position du R (influence de l'onde T) ; si au contraire elle est trop petite, on obtient plusieurs pics pour une même onde R. La taille, choisie ici de manière empirique, est de 0.15 seconde ce qui correspond au double de la largeur moyenne d'un complexe QRS (fig. III.9 et III.10) [20].

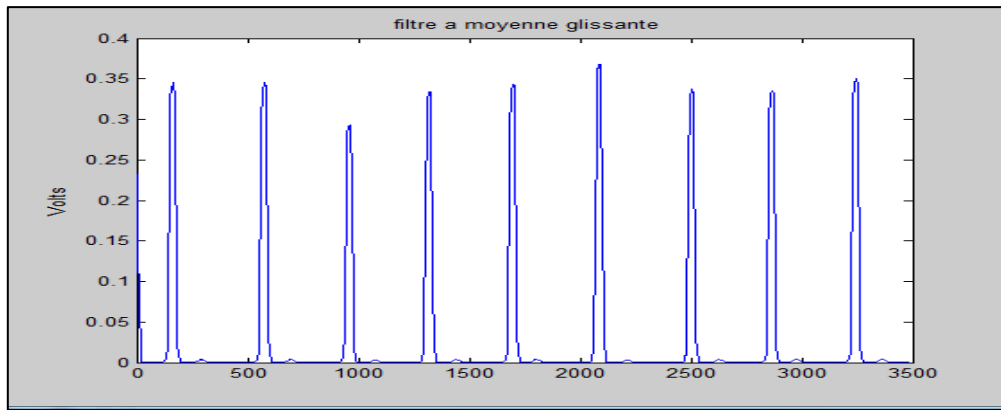


Figure III.9: Filtre intégrateur d'un segment ECG de l'enregistrement 113.

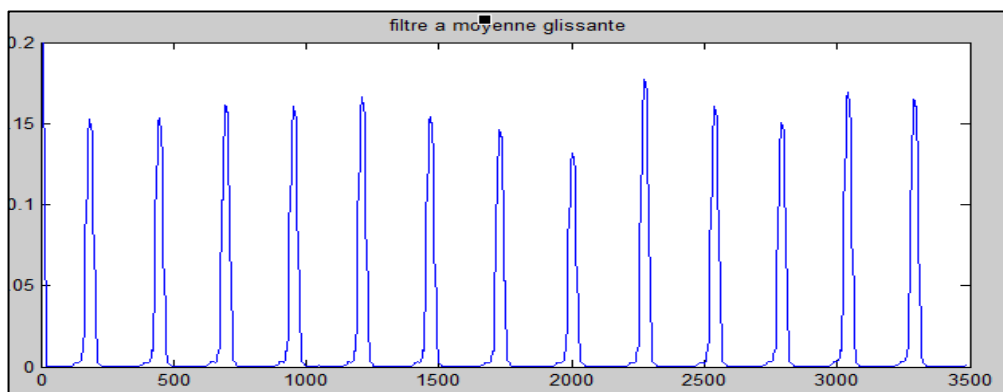


Figure III.10: Filtre intégrateur d'un segment ECG de l'enregistrement 105.

### III.2.5 Seuillage :

La dernière étape de la chaîne de détection des ondes R est basée sur des seuils qui sont continuellement ajustés par un ensemble de règles de décision, afin de suivre les changements du signal ECG, dans le travail de PAN et TOMPKINS, un seuil référé aux maxima du signal transformé, est utilisé le seuil adaptatif.

### III.3 détection de QRS du signal ECG :

Notre méthode basée sur localisation les positions des ondes Q et R et S précisément, comme on a vu précédemment, à la répartition de la majorité d'énergie du complexe QRS dans l'intervalle défini par le filtre équivalent à rechercher les maxima (l'onde R) du signal,

pour localiser les différentes ondes du signal ECG. Choisir un seuil pour le maximum du QRS une fois que nous avons l'ensemble des possibles QRS. Il faut localiser l'onde Q et S, l'onde S est le minimum local de chaque ensemble de QRS et l'onde Q est le minimum à gauche de maximum (l'onde R). En réalité, nous effectuons un prétraitement avant d'appliquer notre algorithme de détection. Le filtrage du signal ECG par les filtres bas et hauts fréquences aide à avoir une détection plus exacte à cause de la suppression des bruits de hautes fréquences qui peuvent fausser l'opération de détection.

### III.3.1 Ajustement des intervalles RR :

Quant à l'intervalle RR, on va utiliser deux intervalles. Le premier est la moyenne des huit nouveaux intervalles.

$$R_{\text{avrage1}} = 0.125(RR_{(n-7)} + RR_{(n-6)} + \dots + RR_n) \quad (\text{III.4})$$

Où  $RR_n$  est le nouvel intervalle calculé. L'autre est la moyenne des huit nouveaux intervalles qui ont la valeur comprise entre deux limites bien définies.

$$RR_{\text{avrage2}} = 0.125(RR'_{(n-7)} + RR'_{(n-6)} + \dots + RR'_n) \quad (\text{III.5})$$

Où  $RR'_n$  est le nouvel intervalle qui a la valeur comprise entre les deux limites suivantes :

$$RR_{\text{low}} = 92\% RR_{\text{avrage1}} \quad (\text{III.6})$$

$$RR_{\text{high}} = 1.66\% RR_{\text{avrage1}} \quad (\text{III.7})$$

$$RR_{\text{max}} = 166\% RR_{\text{avrage2}} \quad (\text{III.8})$$

Si aucun complexe QRS n'est détecté pendant l'intervalle  $RR_{\text{max}}$ , le pic maximal trouvé dans le segment désigné est considéré d'être un complexe QRS [21].

### III.3.2 Application de l'algorithme :

Dans ce qui suit, les enregistrements 101, 105, 111, 113, 117, 212, 221, 222, 228, 228 et 234 de la base de données ont été sélectionnés, ils présentent la plupart de types d'ondes et



de bruits pour mieux illustrer l'efficacité de notre algorithme de détection à localiser avec précision les pics R

- ECG
- \* Pics R détectés

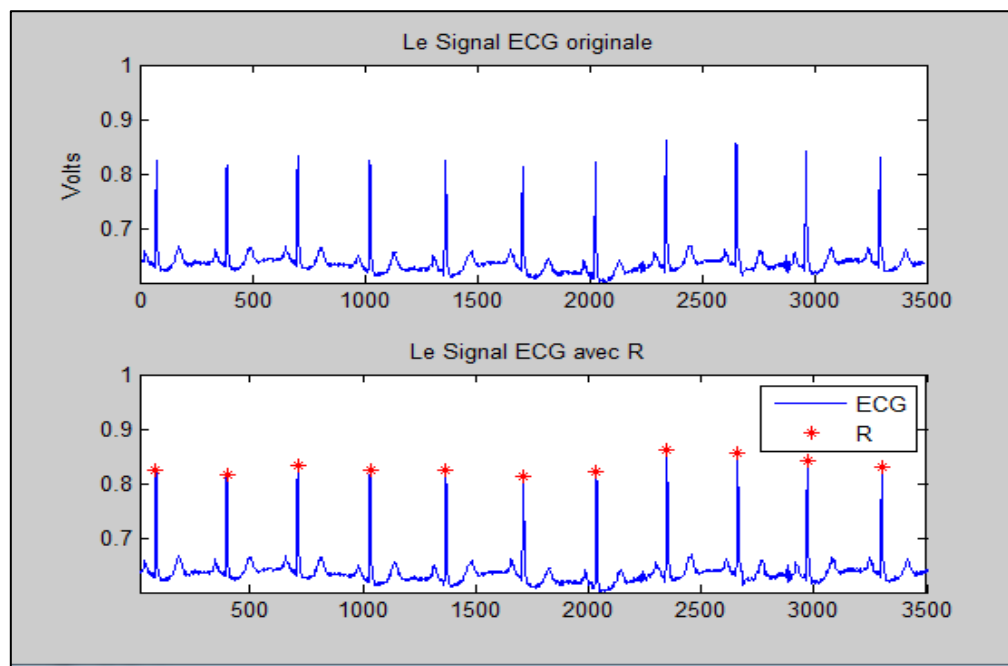


Figure III.11: Détection des ondes R de l'enregistrement 101

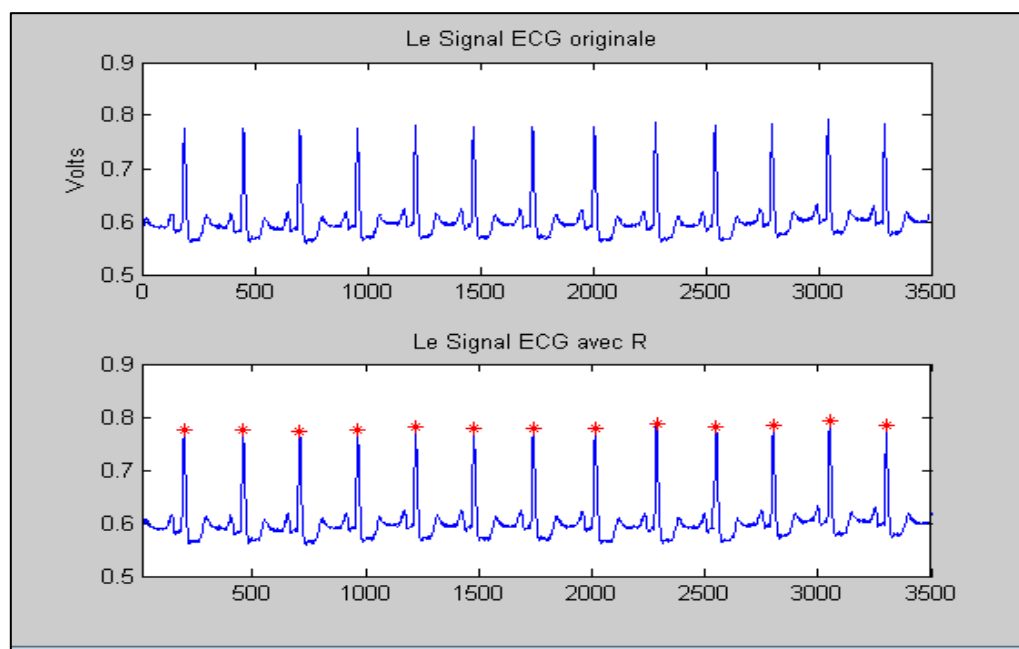


Figure III.12: Détection des ondes R de l'enregistrement 105.

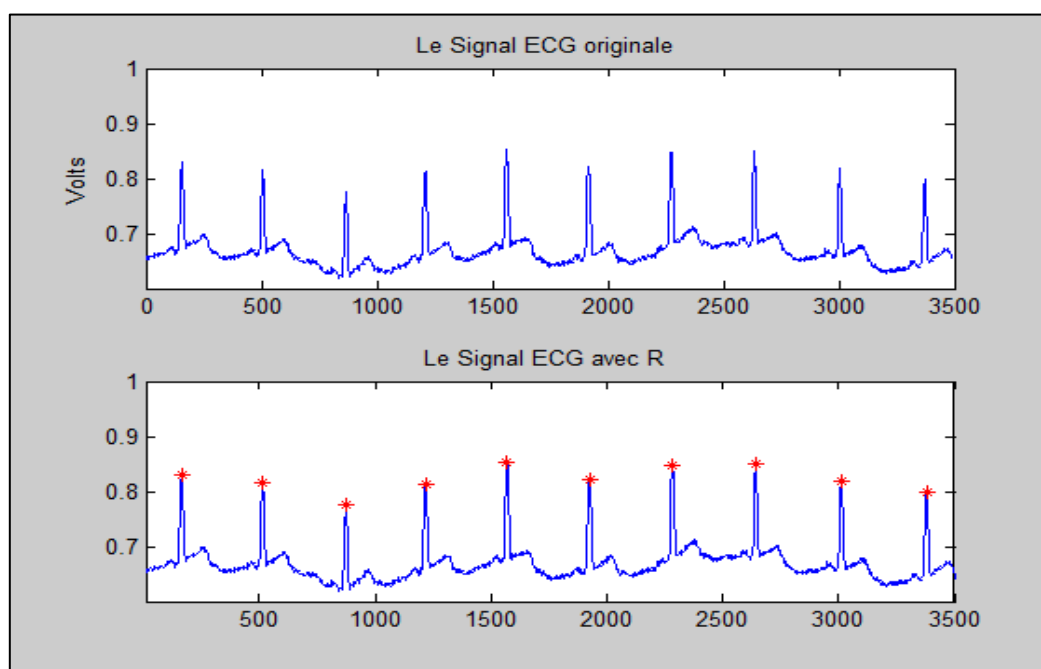


Figure III.13: Détection des ondes R de l'enregistrement 121.

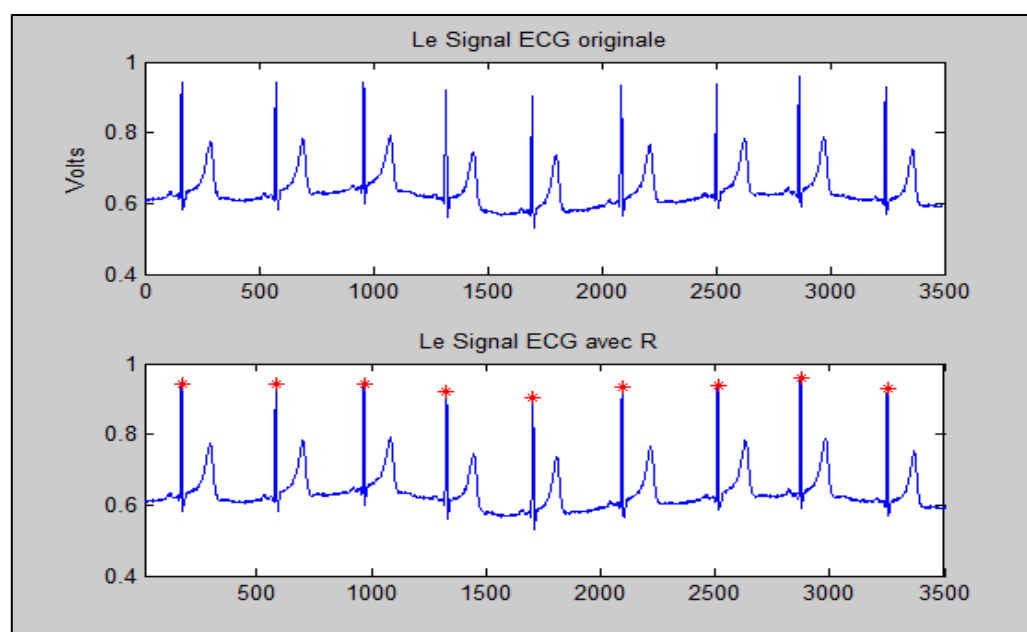


Figure III.14: Détection des ondes R de l'enregistrement 113

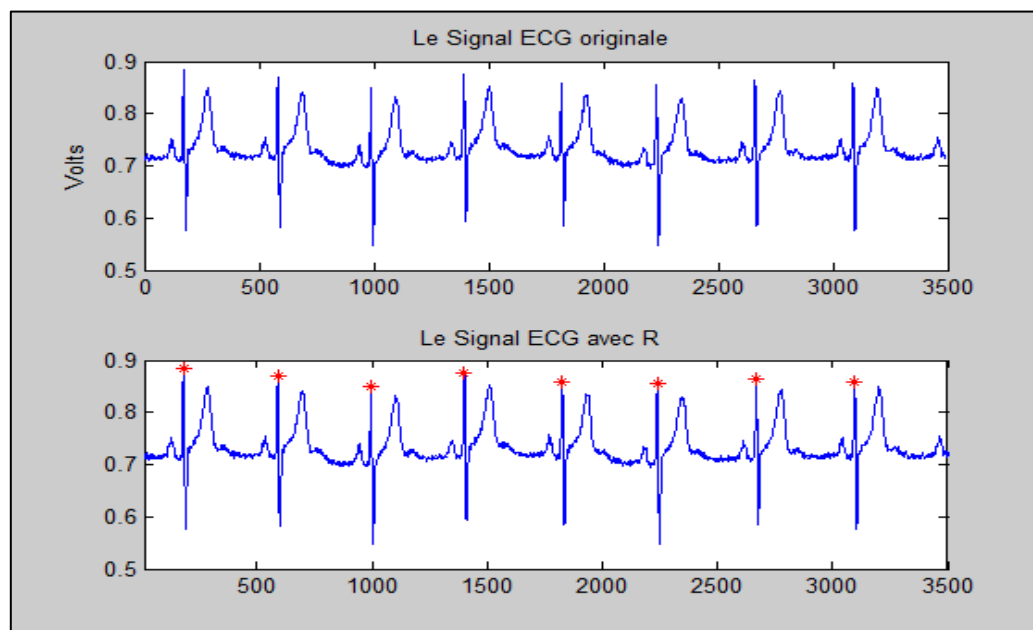


Figure III.15: Détection des ondes R de l'enregistrement 117.

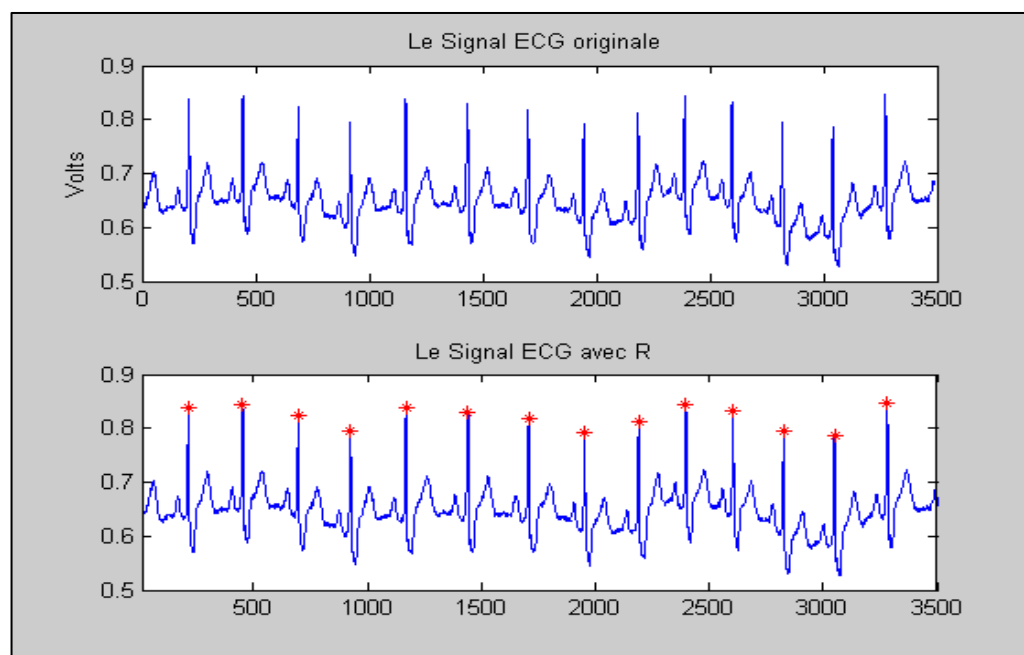


Figure III.16: Détection des ondes R de l'enregistrement 212.

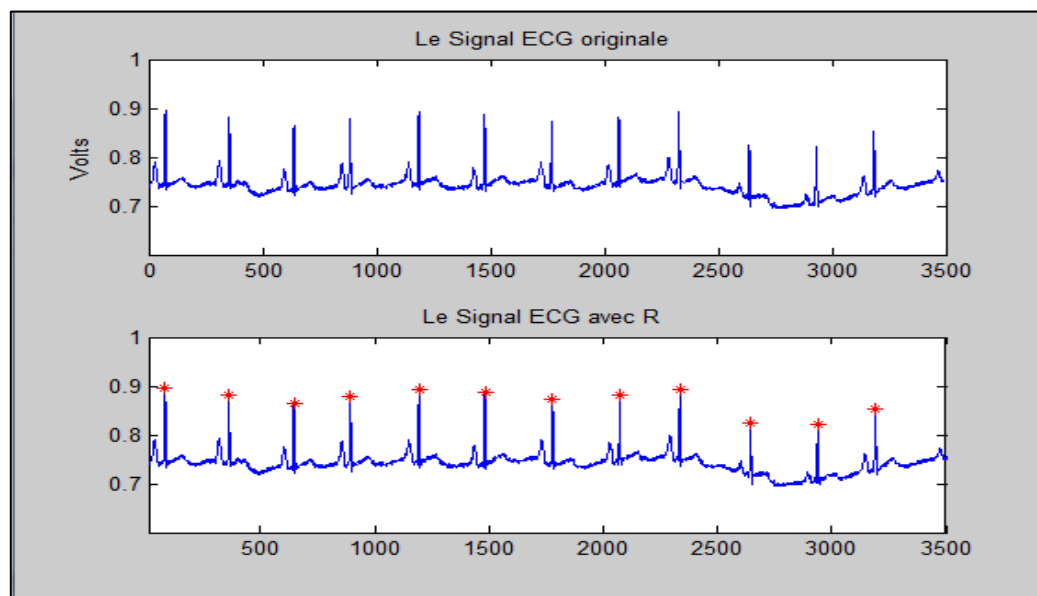


Figure III.17: Détection des ondes R de l'enregistrement 222.

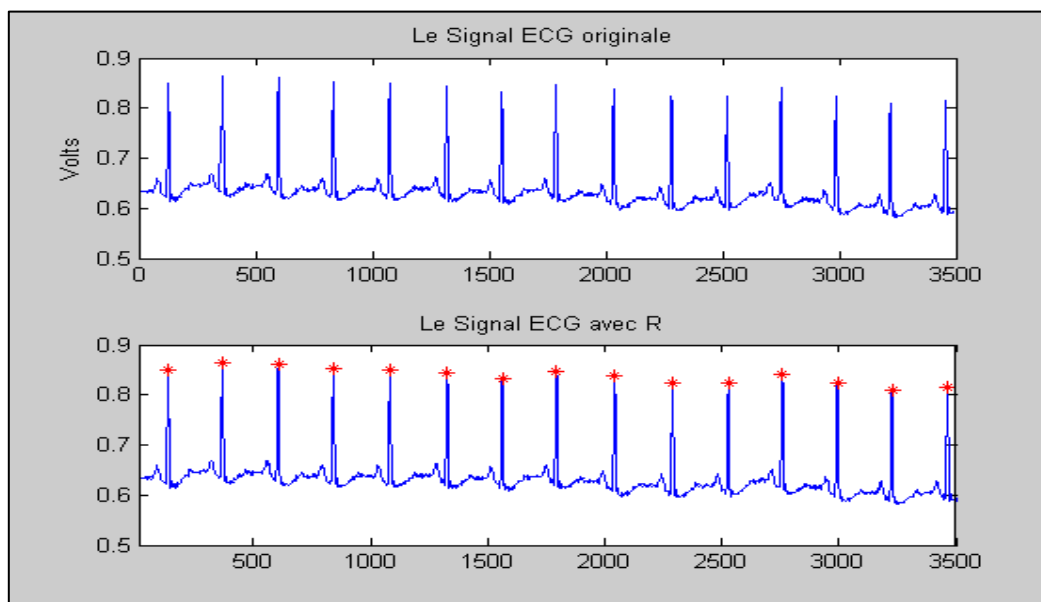


Figure III.18: Détection des ondes R de l'enregistrement 234.

### III.3.3 Résultats de la détection :

Dans ce qui suit nous allons discuter des résultats obtenues par notre méthode de travail. Les ECG sélectionnés proviennent de l'électrode DII des enregistrements de la base d'arythmies MIT-BIH. Chaque enregistrement a été annoté indépendamment. L'annotation est une date avec un label. La date correspond au moment d'apparition du R du QRS et le label correspond au type du QRS (normal, pvc, etc.). Ces enregistrements contiennent bruits et artefacts visibles et de nombreuses formes de QRS différentes, chaque ECG a une durée de 30 minutes échantillonnées à 360Hz.

D'après les figures III.11 à III.18, nous pouvons vérifier l'efficacité de notre algorithme à détecter les ondes R des complexes QRS quelque soit les types des ondes et les variabilités du rythme, et on remarque que :

- les enregistrements 101 et 105 montrent la localisation exacte des ondes R normales, ou normales suivies de grandes ondes T dans Les figures (III.11 et III.12) comme pour l'enregistrement 117 (fig. III.15).
- les enregistrements 121, 113, 212 et 222 montrent Les déviations et déformation de la ligne de base dans les figures (III.13, III.14, III.16 et III.17) respectivement. mais n'influent pas sur la détection des pics.
- Les bruits de hautes fréquences dans les enregistrements 113 (fig. III.14) et 234 (fig. III.18) n'ont pas perturbés la détection des pics.

Pour juger de la qualité d'un algorithme de ce type, trois grandeurs sont habituellement mesurées :

- NT (Nombre Total) : qui est le nombre de battements analysés par l'algorithme,
- FP (faux positifs) : c'est le nombre d'ondes R qui ont été détectées par l'algorithme alors qu'elles ne font pas partie de cette catégorie : ces erreurs peuvent correspondre à des emplacements repérés par l'algorithme alors qu'il n'y avait aucune onde caractéristique, ou encore à une onde repérée comme R alors qu'il s'agit d'une autre onde caractéristique.
- FN (faux négatifs) : c'est le nombre d'ondes R que l'algorithme n'a pas détectées.

Le tableau III.1 présente les valeurs de ces trois grandeurs obtenues lors des analyses des enregistrements,

La première colonne c'est pour le numéro d'enregistrement, tandis que la dernière est réservée pour le taux de détections réussit. Les tracés utilisés dans cette partie ont été sélectionnés de la base de données MIT [MIT-BIH].

Enregistrement	N. totale de battements	FN	FP	Nf=FN+FP	Taux %
100	2274	0	2	2	0.08
101	1869	1	6	7	0.37
102	2463	0	2	2	0.08
103	2081	0	1	1	0.04
104	2321	18	6	24	1.03
105	2628	0	0	0	0
106	1550	8	40	48	3.09
107	2496	8	8	16	0.64
108	1513	12	33	45	2.97
109	2499	4	8	12	0.48
111	2126	0	0	0	0
112	2541	0	0	0	0
113	1796	0	16	16	0.89
114	1874	0	4	4	0.21
115	1954	0	9	9	0.46
116	2385	0	0	0	0
117	1537	0	0	0	0
118	2283	0	18	18	0.78
119	2088	16	39	55	2.63
121	1864	0	0	0	0
122	2478	0	0	0	0
123	1517	0	23	23	1.51
124	1585	0	1	1	0.06
200	2607	3	13	16	0.61
201	1890	0	29	29	1.53
202	2112	4	14	18	0.85
203	2832	14	21	35	1.23
205	2646	1	6	7	0.26
207	1809	12	49	61	3.37
208	2079	17	99	116	5.57
209	3006	1	7	8	0.26
210	2505	8	76	84	3.35
212	2744	2	18	20	0.72
213	3119	9	8	17	0.54
214	2253	4	27	31	1.37
215	3351	2	2	4	0.12
217	2400	8	16	24	1
219	2131	5	0	5	0.23
220	2049	0	0	0	0
221	2222	11	113	124	5.58
222	2241	4	57	61	2.72
223	2361	3	19	22	0.93
228	2056	4	0	4	0.19
230	2258	0	3	3	0.13
231	1573	1	11	12	0.76
232	1777	0	0	0	0
233	3061	1	2	3	0.09
234	2748	1	8	9	0.32
<b>total</b>	<b>107552</b>	<b>182</b>	<b>814</b>	<b>996</b>	<b>0.92</b>

Tableau III.1 : Résultats de la détection de l'ECG de la MIT-BIH

On remarque d'après le tableau III.1 que les résultats de détection sont très satisfaisants, vu que le taux de fausses détections total qui est égal à 0.92 %. Donc notre algorithme de détection basée sur le filtre non linéaire réalise un pourcentage de détection des ondes R des complexes QRS égal à 99.08 %. Ceci malgré l'existence de différents types d'ondes et d'anomalies dans les enregistrements qui peuvent fausser la détection. Ces anomalies avaient quelques conséquences sur la détection pour quelques enregistrements, tels que les enregistrements 106, 119, 221 et 222 qui contiennent des déviations de la ligne de base énormes et des bruits de hautes fréquences très apparents. Aussi, les enregistrements 108, 207, 208, et 210 ont des tracés arythmiques très complexes comme les flutters et les fibrillations ventriculaires. Si on ne prend pas en considération ces enregistrements, on réalisera un pourcentage de fausses détections égal à 0.44 % et un taux de détection égal à 99.56 %. Nos résultats de détection ont été comparés avec ceux de la littérature pour mieux se situer par rapport aux autres travaux sur la détection de l'onde R du complexe QRS du signal ECG.

Le tableau ci-dessous compare les performances des différents algorithmes, en représentant les taux de détections

Algorithme de détection	Nombre total de battements	Fn	Fp	Fausses détections	Taux de fausses détections (%)	Taux de détections correctes (%)
Algorithme de R.Guey Lee et I-Chi Chou [28]	103772	3221	1692	4913	4.73	95.27
Notre algorithme	107552	182	812	994	0.92	99.08

**Tableau III.2:** Comparaison des résultats de détections entre différents algorithmes.

En remarque après le tableau III.2 :

- Notre méthode est très performante en termes de précision de localisation des pics R, si nous la comparons à la méthode Ren-Guey Lee et I-Chi Chou, basée sur la technique Sleep Apnea.
- Le taux faible de l'erreur de détection est la conséquence directe de la forte valeur signal sur bruit.
- Notre méthode présente l'avantage de la simplicité et de la rapidité d'exécution.

### **III.4 Analyse du rythme cardiaque :**

Lorsqu'on parle de rythme cardiaque, on parle à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est régulier : l'intervalle R-R est quasi-constant sur tout le tracé avec des complexes QRS similaires.

L'analyse du rythme cardiaque à partir de l'électrocardiogramme se fait donc en deux étapes vérifiant, d'une part la régularité du rythme, et d'autre part l'origine du rythme cardiaque qui peut être :

- Sinusal (du nœud sinusal : une onde P précède chaque complexe QRS).
- Jonctionnel (du nœud auriculo-ventriculaire : complexes QRS fins et onde P rétrograde).
- Ventriculaire (myocytes ventriculaires : complexe QRS élargi et sans onde P).
- Ectopique (issu des cellules musculaires auriculaires : onde P anormale et complexe QRS normal).
- Artificiel (pacemaker).

Dans le cas du pacemaker, le rythme est imposé par un stimulateur cardiaque implanté à proximité du cœur et relié à celui-ci par des électrodes. Selon la pathologie, les électrodes vont stimuler les oreillettes, les ventricules ou les deux.

#### **III.4.1 Fréquence de battement :**

Le premier paramètre est déduit à partir de l'algorithme développé de détection des QRS par les formules suivantes : Distance RR



$$RR_{moy}(s) = \frac{L \cdot T_{ech}}{N_{QRS}} \quad (III.9)$$

Fréquence des battements :

$$F(batt/mn) = \frac{60}{RR_{moy}(s)} \quad \text{ou} \quad F(batt/mn) = \frac{60 \cdot N_{QRS}}{L \cdot T_{ech}} \quad (III.10)$$

L : longueur total de l'enregistrement (en nombre d'échantillon).

$T_{ech}$  : la période d'échantillonnage (s).

$N_{QRS}$ : Nombre de QRS détecté.

Dans le cas des données de la base MIT\_BIH, On a  $L=650.000$ ,  $T_{ech}=1/360$  s, Donc

$$F(batt / mn) = 0,03323 N_{QRS}(N_{QRS} / 30) \quad (III.11)$$

La fréquence est calculée à chaque fois qu'un nouveau pic R est détecté.

Un rythme est irrégulier si la variation de fréquence est supérieure à 10%.

Le calcul de la fréquence des enregistrements qu'on a choisi dans le chapitre de détection donne les fréquences du tableau.

Enregistrement	NT	Fréq. Bat /min
100	2274	75.80
101	1869	62.30
102	2463	82.10
103	2081	69.36
104	2321	77.36
105	2628	87.60
106	1550	51.66
107	2496	83.20
108	1513	50.43
109	2499	83.30
111	2126	70.86
112	2541	84.70
113	1796	59.86
114	1874	62.46
115	1954	65.13
116	2385	79.50
117	1537	51.23
118	2283	76.10
119	2088	69.60
121	1864	62.13
122	2478	82.60
123	1517	50.56
124	1585	52.83
200	2607	86.90
201	1890	63.00
202	2112	70.40
203	2832	94.40
205	2646	88.20
207	1809	60.30
208	2079	69.30
209	3006	100.20
210	2505	83.50
212	2744	91.46
213	3119	103.96
214	2253	75.10
215	3351	111.7
217	2400	80.00
219	2131	71.03
220	2049	68.30
221	2222	74.06
222	2241	74.70
223	2361	78.70
228	2056	68.53
230	2258	75.26
231	1573	52.43
232	1777	59.23
233	3061	102.03
234	2748	91.60

**Tableau III.3 :** fréquence cardiaque et écart type des enregistrements qu'on a choisi de la base MIT\_BIH.

L'analyse de la variation instantanée du rythme cardiaque revient à l'étude de la variation de l'intervalle entre battements RR et c'est connu sous l'appellation variabilité du rythme cardiaque (HRV heart rate variability).

Plusieurs études sur le spectre du HRV ont montré qu'il est caractérisé par trois composantes essentielles :

- une composante de haute fréquence (HF) centrée sur la fréquence de la respiration,
  - une composante de basse ou moyenne fréquence (LF ou MF) qui reflète l'activité Vasomoteur qui régule la pression sanguine dans les artères,
  - une composante de très basse fréquence (VLF) qui relate la thermorégulation.
- Autre méthodes non paramétriques basées sur la FFT, paramétriques basées sur des modèles AR, MA et ARMA ont également été utilisées.

Une étude a utilisée récemment une technique de modélisation AR pour la classification du rythme en : rythme normal sinusal (NSR), contraction artériel prématurée (APC), contraction ventriculaire prématurée (PVC), tachycardie supra ventriculaire (SVT), tachycardie ventriculaire (VT) et fibrillation ventriculaire(VF) à partir d'un ECG.

La modélisation AR a été toutefois très utilisée pour l'estimation de la densité spectral d'énergie de l'ECG et de l'HRV et les paramètres du extraits du model AR ont été utilisé pour la classification des arythmies.

### **III.5 Conclusion**

Dans ce chapitre, nous avons développé un algorithme de détection du complexe QRS .

Les résultats obtenus, après son application sur les fichiers de la base de données de MIT/BIH, sont excellents et nous encourage pour son amélioration. Cette analyse de l'ECG permet de mettre les déferents types de pathologies cardiaques, notamment ou la fréquence cardiaque, la régularité des battements est anormale. Cependant la caractérisation précise des pathologies sous-jacentes aux anomalies détectées n'est pas encore vraiment accessible, car elle nécessite en général, l'analyse de la présence des ondes autres que le QRS.