

### III.1 Introduction

La détection QRS constitue le préalable à toute analyse du signal ECG. Ce chapitre présente la méthode développée et utilisée dans notre étude. Elle est constituée de deux étapes :

- repérer les ondes QRS sur chacune des pistes prises séparément pour calculer le rythme cardiaque.
- étudier le rythme cardiaque et comparer avec les pathologies possibles de rythme et de largeur de QRS pour prendre décision : est ce que la personne est malade ou sain.

### 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 [27].

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.

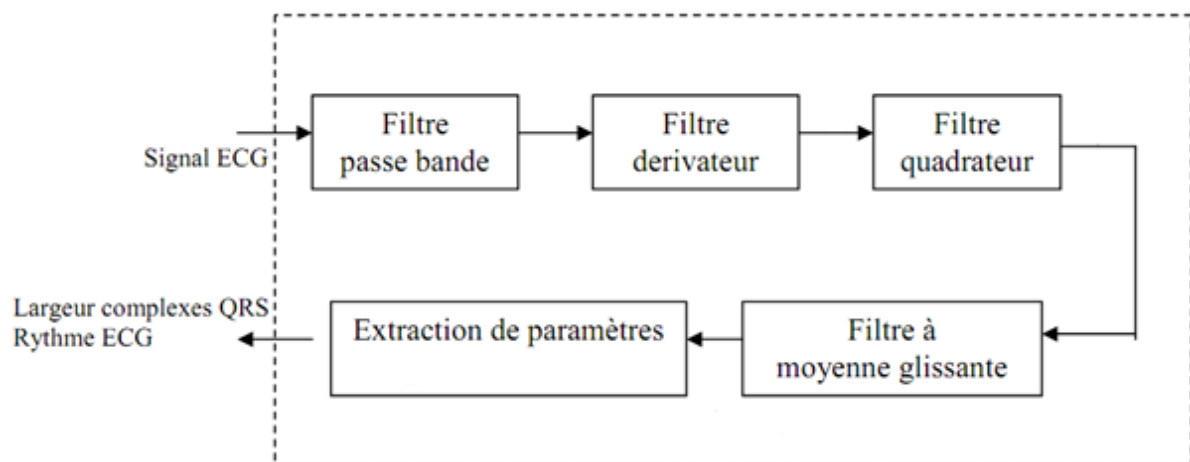


Figure III.1 : Technique de Pan et Tompkins.

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 [10].

### III.2.1 Filtrage passe-bande

Le filtre passe-bande réduit l'influence du bruit musculaire, 60 Hz ingérence, base error, et l'interférence de l'onde T. La bande passante souhaitable de maximiser l'énergie QRS est environ 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 et fig. III.3). 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.

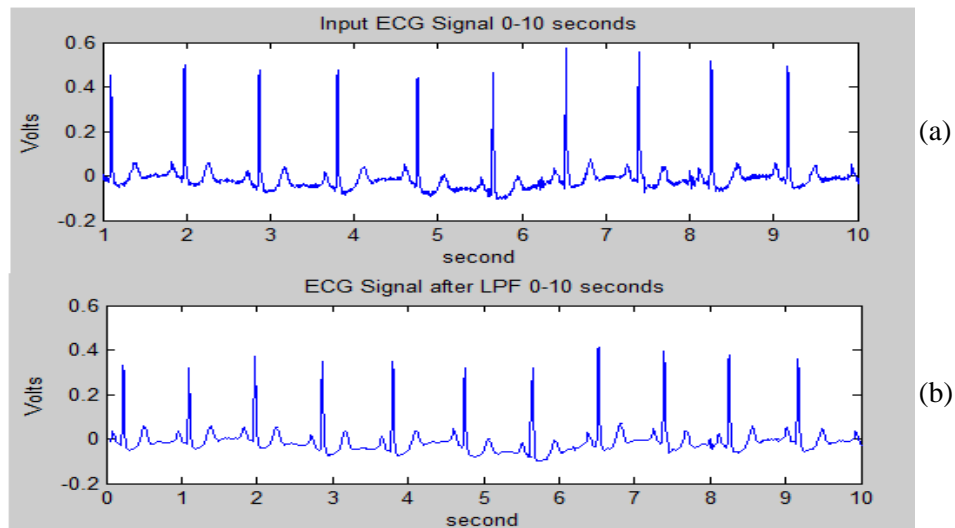


Figure III.2: Filtrage passe bas d'un segment ECG de l'enregistrement 101 de la base de données MIT-BIH : (a) signal ECG et (b) signal filtré.

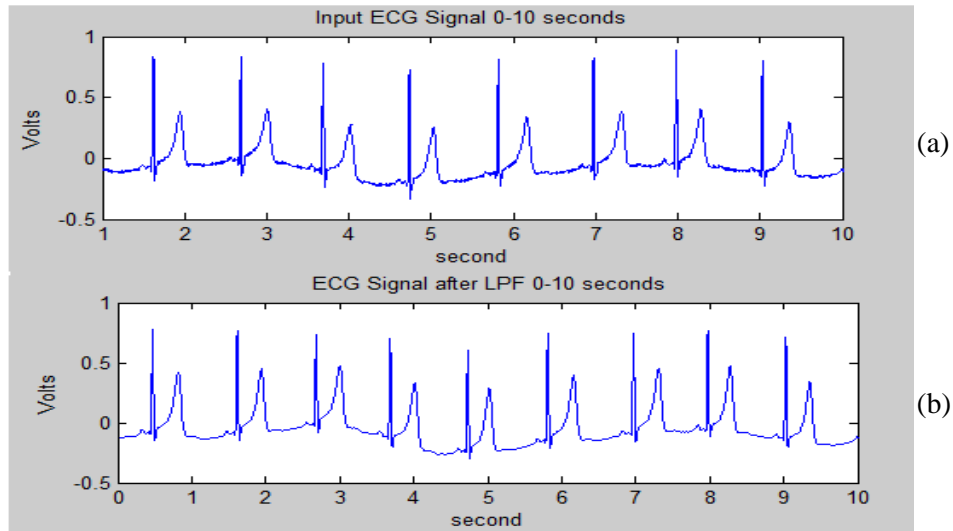


Figure III.3: Filtrage passe bas d'un segment ECG de l'enregistrement 113 de la base de données MIT-BIH : (a) signal ECG et (b) signal filtré.

### 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 101 et 234 de la base de données MIT-BIH où existent des bruits de hautes fréquences ; 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.4, et fig. III.5). 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.

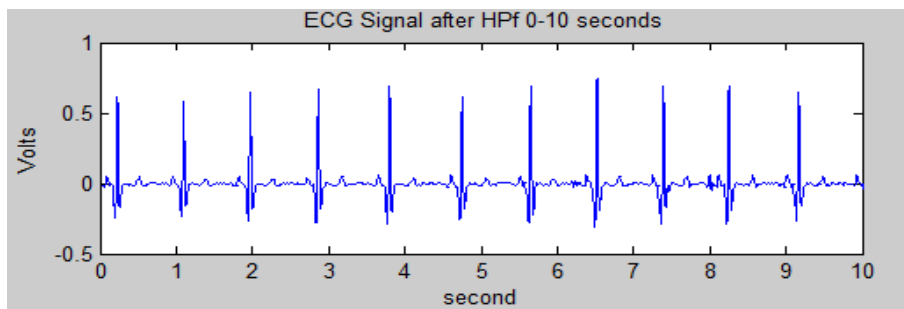


Figure III.4: Filtrage passe haut d'un segment ECG de l'enregistrement 101.

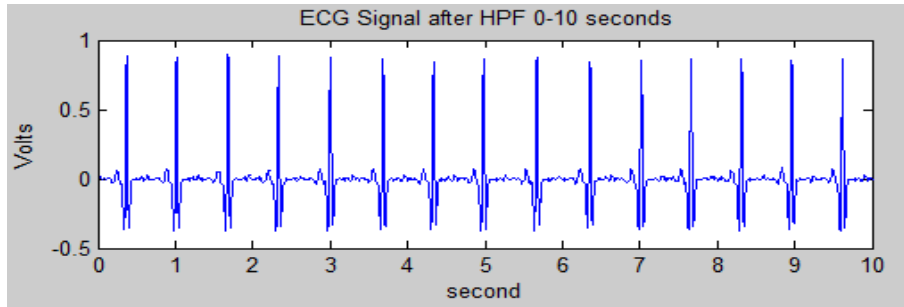


Figure III.5: Filtrage passe haut d'un segment ECG de l'enregistrement 234.

### 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.6 et III.7 montrent les allures des enregistrements 102 et 112 issus d'un filtre dérivateur de la base de données MIT-BIH.

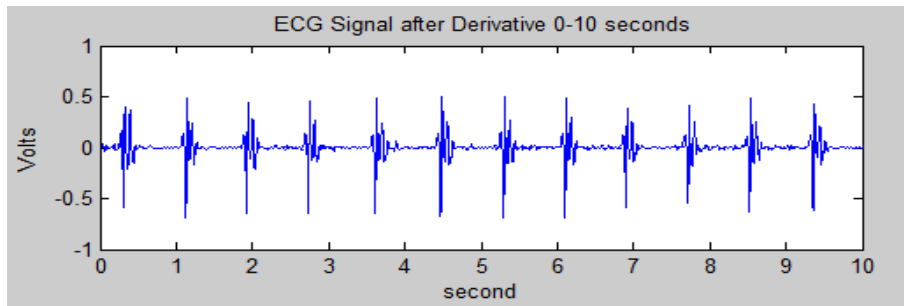


Figure III.6: Filtre dérivateur d'un segment ECG de l'enregistrement 102.

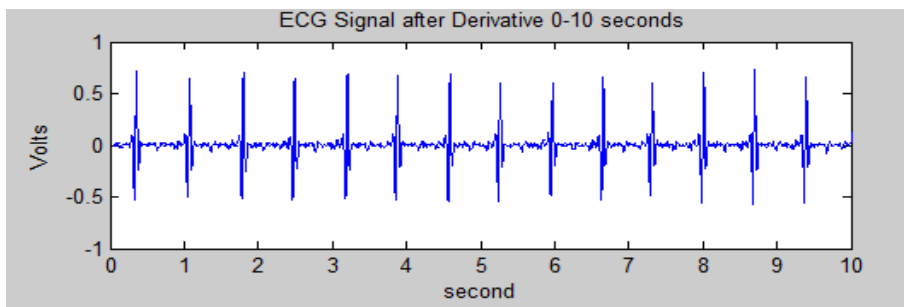


Figure III.7: Filtre dérivateur d'un segment ECG de l'enregistrement 112.

### III.2.3 Transformation non linéaire (quadratureur)

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.8 et III.9).

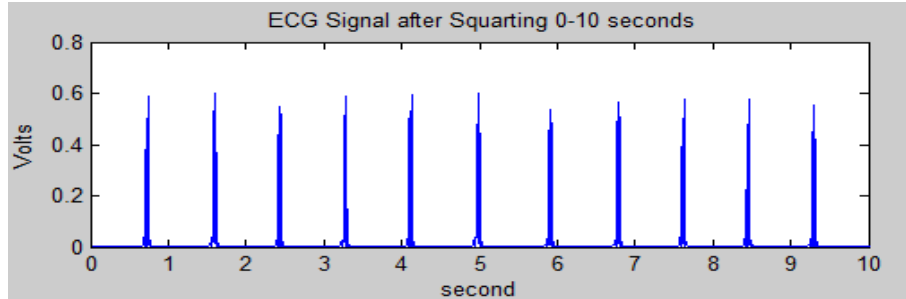


Figure III.8: Filtre quadratureur d'un segment ECG de l'enregistrement 103.

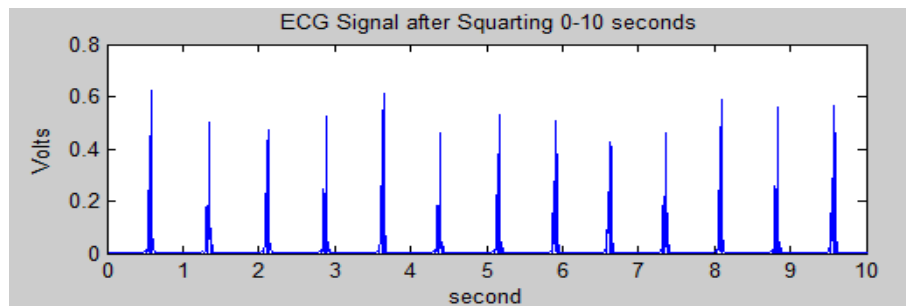


Figure III.9: Filtre quadratureur d'un segment ECG de l'enregistrement 223.

### III.2.4 Intégration

L'intégration du signal suivi du filtrage quadratureur 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 [26].

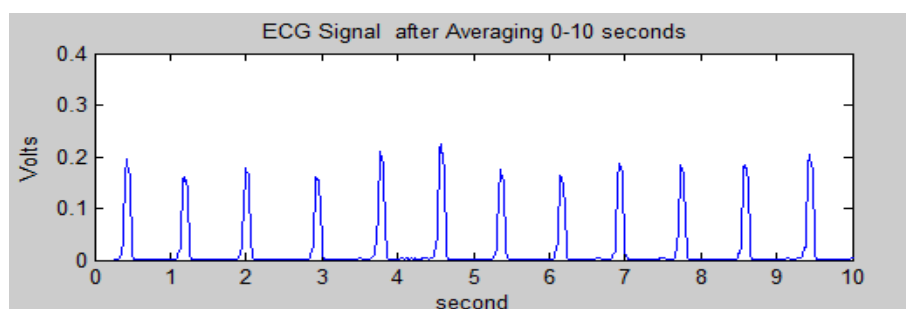


Figure III.10: Filtre intégrateur d'un segment ECG de l'enregistrement 228.

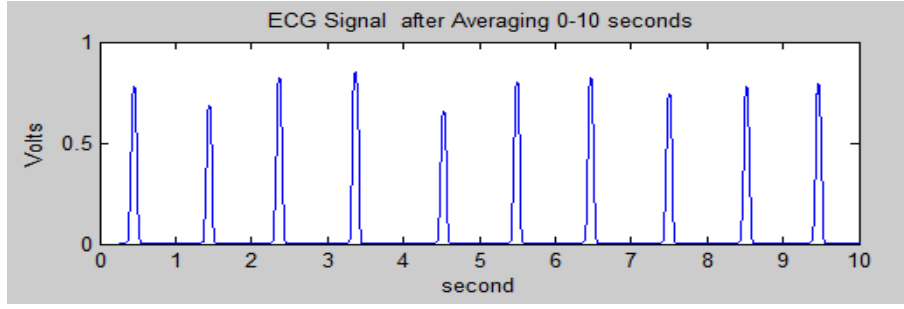


Figure III.11: Filtre intégrateur d'un segment ECG de l'enregistrement 115.

### III.3 Détection QRS

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 basses et hautes 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.

$$R_{average1} = 0.125(RR_{(n-7)} + RR_{(n-6)} + \dots + RR_n) \quad (III.4)$$

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.

$$RR_{average2} = 0.125(RR'_{(n-7)} + RR'_{(n-6)} + \dots + RR'_n) \quad (III.5)$$

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

$$RR_{low} = 92\%RR_{average1} \quad (III.6)$$

$$RR_{high} = 1.66\%RR_{average1} \quad (III.7)$$

$$RR_{max} = 166\%RR_{average2} \quad (III.8)$$

Si aucun complexe QRS n'est détecté pendant l'intervalle  $RR_{max}$ , le pic maximal trouvé dans le segment désigné est considéré d'être un complexe QRS [27].

### III.3.2 Résultats de détection du complexe QRS

Nous avons appliqué notre algorithme de détection sur les enregistrements de la base de données MIT-BIH, ces enregistrements, comme on a vu précédemment, présentent différents types d'ondes R (normales, PVC,...), des bruits de variations rapides et des distorsions de la ligne de base.

Dans ce qui suit, les enregistrements 102, 104, 105, 112, 113, 117, 212, 213, 222 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

Légende : Triangle : onde R, Cercle : onde Q, Etoile : onde S .

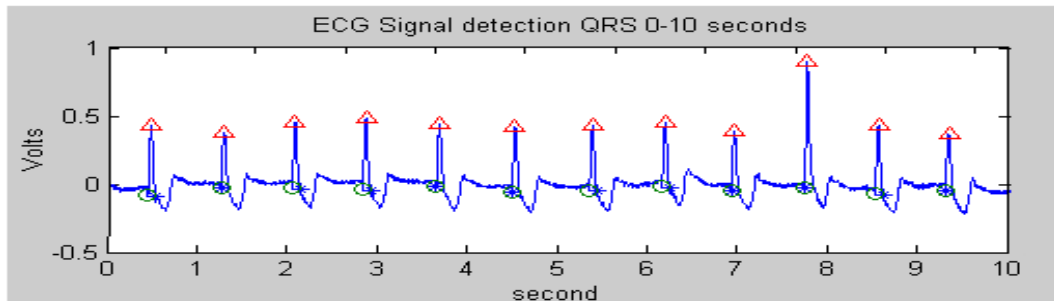


Figure III.12: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 102.

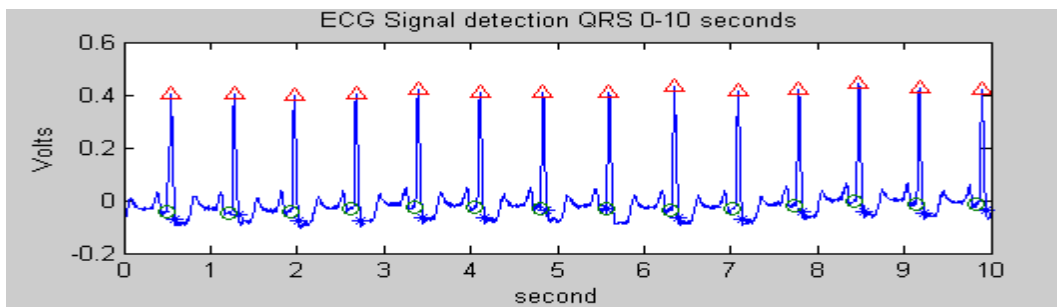


Figure III.13: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 105.

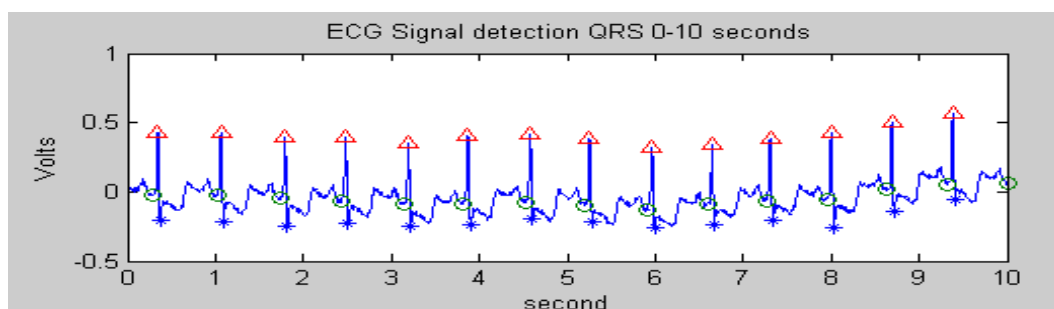


Figure III.14: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 112.

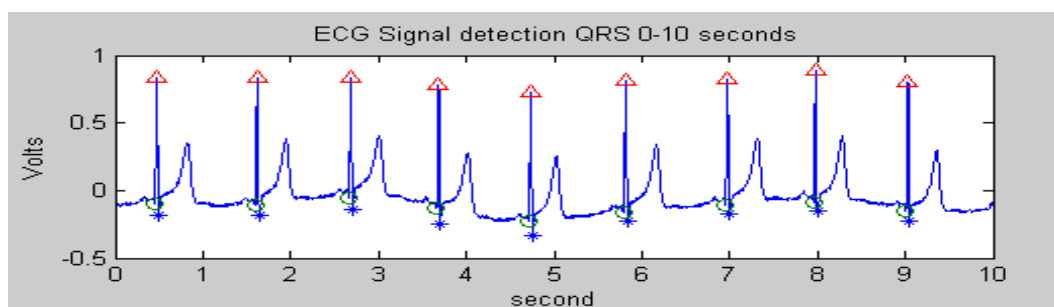


Figure III.15: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 113.

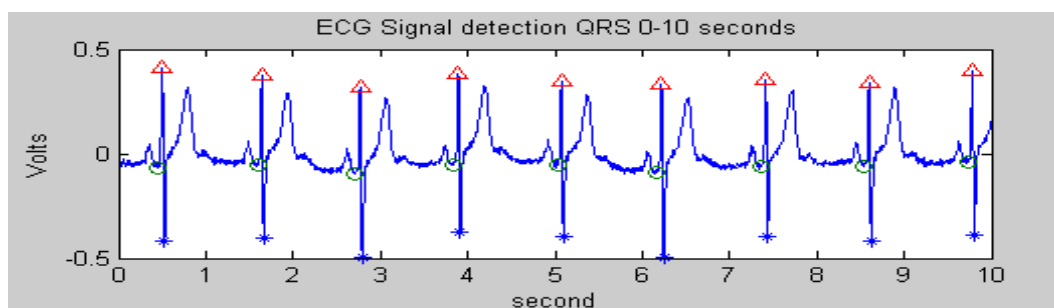


Figure III.16: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 117.

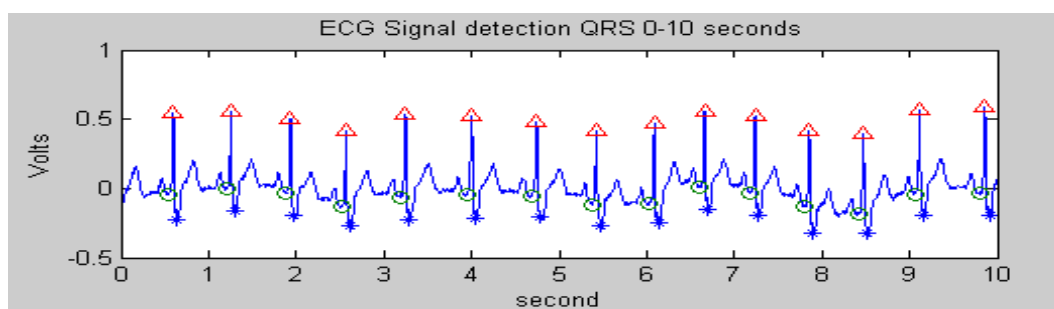


Figure III.17: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 212.



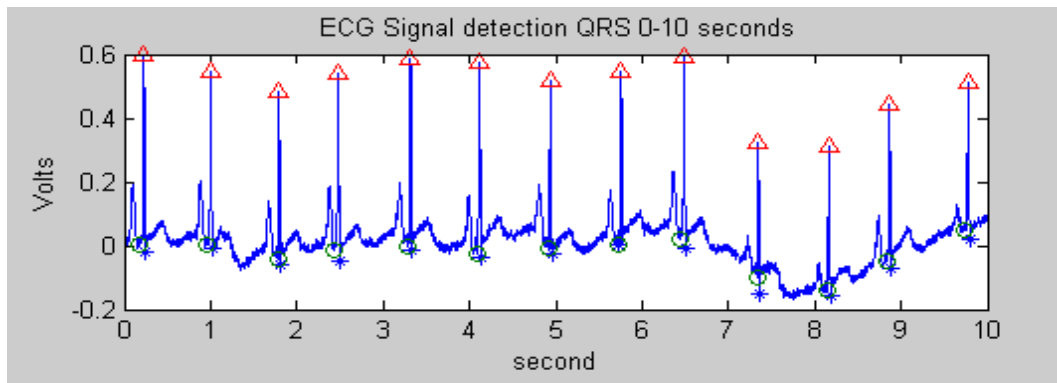


Figure III.18: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 222.

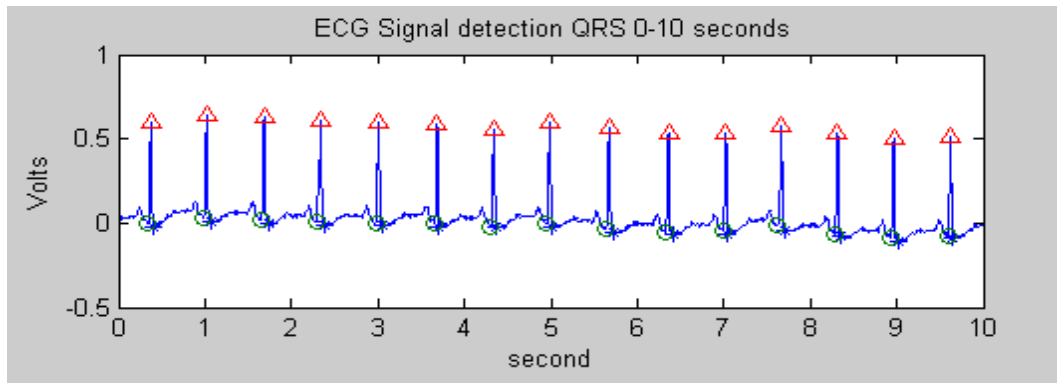


Figure III.19: Détection des complexe QRS de l'enregistrement 234.

D'après les figures III.12 à III.19, 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 figures III.12 et III.13 des enregistrements 102 et 105 montrent la localisation exacte des ondes R normales, ou normales suivies de grandes ondes T comme pour l'enregistrement 117 (fig. III.16).
- Les déviations et déformation de la ligne de base dans les enregistrements 112, 113, 212 et 222 (figures III.14, III.15, III.17 et III.18 respectivement) n'influent pas sur la détection de ces dernières.
- Les bruits de hautes fréquences dans les enregistrements 113 (fig. III.15) et 234 (fig. III.19) n'ont pas perturbés la détection des pics.

Notre algorithme de détection a été appliqué sur 48 enregistrements de 30 minutes chacun de la base de données MIT-BIH, quelques enregistrements (numéroté de 100 à 124) ont des tracés de patients choisis aléatoirement et les autres (numéroté de 200 à 234) contiennent des tracés avec des phénomènes arythmiques importants. La majorité des enregistrements ont été obtenus par la dérivation DII modifiée en plaçant l'électrode sur la poitrine, dans les autres on a utilisé les dérivations précordiales V1 et par fois V2 ou V5. Le tableau ci-dessous représente l'évaluation de notre algorithme par le taux de fausses détections, calculées à partir des fausses détections des battements. Ces fausses détections sont la somme de fausses détections positives FP et de fausses détections négatives FN. Les FP représentent le nombre des pics détectés par l'algorithme alors qu'elles n'existent pas dans l'enregistrement, les FN représentent le nombre des pics R qui existent réellement mais non détectés par notre procédure de détection. Les deux autres colonnes du tableau représentent pour la première les numéros des enregistrements et la deuxième les nombres totaux des battements des 48 enregistrements.

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 0.9 %. Donc notre algorithme de détection basée sur le filtre non linéaire réalise un pourcentage de détection des ondes R des complexes QRS égal à 99.1 %. 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 104, 106, 212 et 232 qui contiennent des déviations de la ligne de base énormes et des bruits de hautes fréquences très apparents. Aussi, les enregistrements 207, 210 et 233 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 0.40 % et un taux de détection égal à 99.60 %.

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.

Enregistrement	Nombre de battements	FP	FN	Faussees détections	Taux (%)
100	2273	0	0	0	0
101	1867	5	1	6	0.32
102	2445	3	1	4	0.16
103	2079	0	0	0	0
104	2321	6	18	24	1.03
105	2624	0	0	0	0
106	1549	40	8	48	3.09
107	2497	8	8	16	0.64
108	1533	28	11	39	2.54
109	2499	7	4	11	0.44
111	2123	0	0	0	0
112	2539	0	0	0	0
113	1795	0	0	0	0
114	1875	3	0	3	0.16
115	1952	9	0	9	0.46
116	2384	0	0	0	0
117	1535	0	0	0	0
118	2281	18	0	18	0.78
119	2085	39	13	52	2.4
121	1861	0	0	0	0
122	2476	1	0	1	0.04
123	1515	27	0	27	1.78
124	1583	0	0	0	0
200	2609	8	1	9	0.34
201	1888	29	0	29	1.53
202	2111	13	4	17	0.8
203	2836	21	14	35	1.23
205	2644	6	1	7	0.26
207	1815	69	14	83	4.57
208	2077	99	17	106	5.1
209	3004	7	1	8	0.26
210	2504	72	9	81	3.23
212	2742	18	2	20	0.72
213	3118	8	9	17	0.54
214	2250	22	3	25	1.11
215	3349	2	2	4	0.11
217	2390	15	6	21	0.87
219	2129	0	5	5	0.23
220	2048	0	0	0	0
221	2222	113	11	124	5.58
222	2255	55	4	59	2.61
223	2361	19	3	22	0.93
228	2053	0	4	4	0.19
230	2256	4	0	4	0.19
231	1571	11	1	12	0.76
232	1776	0	0	0	0
233	3059	2	1	3	0.09
234	2746	8	1	9	0.32
<b>Nombre total</b>	<b>107501</b>	<b>795</b>	<b>177</b>	<b>972</b>	<b>0.9</b>

Tableau III.1: Résultats de la détection de QRS par l'algorithme basé sur les filtre non linéaires.

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

Algorithme de détection	Nombre total de battements	FP	FN	Fausse détections	Taux de fausses détections (%)	Taux de détections correctes (%)
Notre algorithme	107501	795	177	972	0.90	99.10
Algorithme de J. Pan et J. Tompkins [27]	109809	507	277	784	0.71	99.29
Algorithme de R.Guey Lee et I-Chi Chou [28]	103772	1692	3221	4913	4.73	95.27

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

D'après le tableau III.2, nous pouvons tirer les remarques suivantes :

- FN de notre algorithme est faible par rapport de l'algorithme de J. Pan et J. Tompkins [27].
- 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 [28].
- La rapidité de notre méthode apparaît en la comparant à la même méthode de Ren-Guey Lee et I-Chi Chou. Nous effectuons cette localisation par un seuil pour le maximum positif (l'onde R) et localiser les autres ondes (Q et S). Donc, on ne détecte que les vrais complexes QRS, contrairement à la méthode de Ren-Guey Lee et I-Chi Chou qui utilise un seul seuil pour détecter juste l'onde R.

### 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 vérifiant la régularité du rythme.

### III.4.1 Classification des pathologies

On considère trois pathologies qui ont été expertisées :

#### 1. Pathologie 1

La pathologie 1 présente une grande irrégularité du rythme, ralentissement de la fréquence cardiaque appelé **bradycardie** (le rythme inférieur à 60 battements par minute).

#### 2. Pathologie 2

La pathologie 2 présente la **tachycardie** ; accélération de fréquence cardiaque (rythme cardiaque supérieur à 100 battements par minute).

#### 3. Pathologie 3

La durée de QRS est normale dans l'intervalle 0.03 ms et 0.1 ms et il existe une déformation de la largeur de QRS (supérieur à 0.11 ms). Traduit une lenteur anormale dans la dépolarisation des ventricules.

### III.4.2 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'échantillons).

$T_{ech}$  : Période d'échantillonnage.

$N_{QRS}$  : Nombre de QRS détectés.

Dans le cas des données de la base MIT\_BIH, On a  $L=650.000$ ,  $Tech=1/360$  s, Donc :

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

La fréquence est calculée à chaque fois qu'un nouveau pic R est détecté. Le calcul de la fréquence des enregistrements qu'on a choisi précédemment est donné dans le tableau III.3.

Enregistrement	Nombre de battements	Fréquence (Bat /min)
100	2273	75.57
101	1867	62.05
102	2445	72.73
103	2079	69.10
104	2321	78.77
105	2624	87.20
106	1549	51.02
107	2497	82.95
108	1533	50.93
109	2499	83.02
111	2123	70.53
112	2539	84.35
113	1795	59.63
114	1875	62.29
115	1952	64.85
116	2384	79.20
117	1535	50.99
118	2281	75.78
119	2085	69.26
121	1861	67.82
122	2476	82.25
123	1515	50.33
124	1583	52.59
200	2609	86.67
201	1888	62.72
202	2111	70.13
203	2836	94.21
205	2644	87.84
207	1815	60.29
208	2077	69.00
209	3004	100.1
210	2504	83.18
212	2742	91.09
213	3118	103.58
214	2250	74.75
215	3349	111.20
217	2390	79.40
219	2129	70.73
220	2048	68.03
221	2222	73.82
222	2255	74.91
223	2361	78.43
228	2053	68.20
230	2256	74.95
231	1571	52.19
232	1776	59.00
233	3059	101.62
234	2746	91.22

Tableau III.3 : Fréquence cardiaque des enregistrements

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. Les résultats obtenus suivants ont été aussi confirmés par la base de données de MIT-BIH [10].

- Nous remarquons que pour les enregistrements 106, 108, 113, 117, 123, 124, 231 et 232, les patients sont susceptibles de vivre avec pathologie 1 (**bradycardie**).
- Existence de pathologie 2 (**tachycardie**) pour les enregistrements 209, 213, 215 et 233.
- Dans l'enregistrement 121 on trouve la pathologie 3 (durée de QRS supérieur à 0.11 ms).

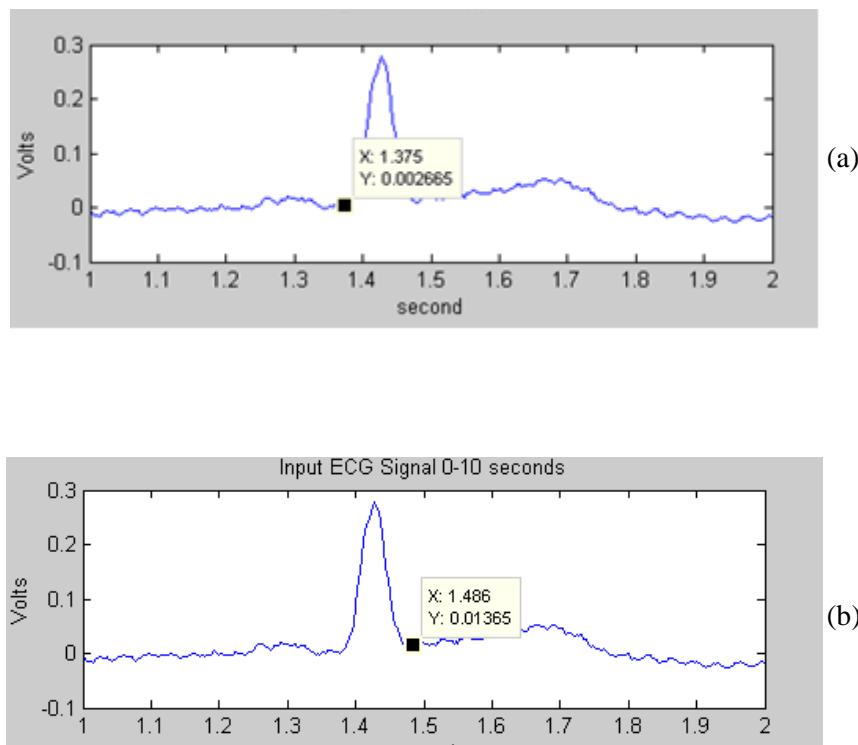


Figure III.20: Représentation de la durée de l'intervalle des complexes QRS de l'enregistrement 121 (supérieure à 0.11 ms), (a) Coordonnées du point Q (b) Coordonnées du point S.

Dans les autres enregistrements de la base de données MIT, nous ne pouvons pas dire s'ils étaient des personnes saines, le fait que nous avons étudié les pathologies liées avec la fréquence cardiaque en général. L'objectif d'étudier le rythme est d'obtenir une idée sur la maladie juste en regardant l'ECG pour la détection précoce des maladies.

### **III.5 Conclusion**

L'analyse automatique du ECG permet de mettre en évidence un grand nombre de pathologies cardiaques, notamment celles où la fréquence cardiaque et/ou la régularité des battements sont anormales (bradycardies, tachycardies, ..). De plus une étude simple de la forme des complexes QRS permet de distinguer les complexes d'origine. 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.