

# Analyse et classification des signaux ECG sous MATLAB et implémentation d'une solution embarquée

Lazhar Manai<sup>#1</sup>, Radhia Bouzid <sup>#2</sup>

*<sup>#</sup>Robotique, Informatique et Systèmes Complexes (RISC), ENIT, université El Manar Tunis*

<sup>1</sup>manai\_lazhar@yahoo.fr

<sup>2</sup>radhiabrinis@gmail.com

**Resumé**— Dans le cadre du développement d'un outil d'aide clinique au corps médical, deux solutions ont été effectuées, la première est basée sur un algorithme MATLAB et l'autre fondée sur les cartes Arduino, e-health et le Raspberry pi, permettant une identification automatique des différentes composantes du signal ECG ainsi qu'une meilleure interprétation et classification des cardiopathies. La détection des ondes P, Q, R, S, T est d'une importance capitale dans l'analyse automatique du signal ECG, Lorsque ces ondes sont identifiées et leurs positions repérées, il devient facile d'évaluer d'autres paramètres du signal tels que la durée du cycle cardiaque, la durée des intervalles, la durée des segments. Ainsi, une décision clinique plus précise peut être prise sur l'état du patient, si son cœur fonctionne correctement où s'il souffre d'une pathologie cardiaque.

**Mots clés :** ECG; Cardiopathie; MATLAB; Détection; Identification; Classification-e-health ; Raspberry pi, RealTerm.

## I. INTRODUCTION

La détection des ondes P et T et des complexes QRS constitue le préalable dans l'analyse du signal ECG. Lorsqu'on identifie et on repère les positions de ces pics, il devient très facile d'extraire d'autres paramètres importants du signal tels que la fréquence cardiaque, la durée des intervalles, la durée du segment ST,...etc[1,2]. La morphologie de ces ondes n'est pas stable, elle peut varier d'un sujet à un autre, et même chez le même individu, elle peut varier d'un cycle à un autre ; ceci rend la phase de détection automatique des pics très difficile, ainsi que le premier objectif d'un médecin c'est de déterminer le rythme cardiaque, la reconnaissance des ondes P, Q, R, S et T, voire leurs formes et leurs amplitudes, ainsi que la mesure des intervalles séparant les différentes ondes[3].L'objectif principal de ce mémoire est donc de développer un outil d'aide clinique au corps médical lui permettant une identification automatique des différentes composantes du signal ECG ainsi qu'une meilleure interprétation et classification des pathologies qui pourraient en découler.La base des données MIT-BIH est une base universelle qui

contient 48 enregistrements d'une durée d'une demi-heure sur deux voies (DII et V5)[4,5]. Elle a été collectée par des chercheurs afin d'être utilisée comme une référence pour la validation et la comparaison des algorithmes sur le signal ECG. Chaque enregistrement ECG est échantillonné à une fréquence de 360 Hz. L'avantage majeur de cette base est qu'elle contient un grand nombre de pathologies cardiaques, ce qui permet de valider les algorithmes sur un grand nombre de cas de signaux ECG. Les enregistrements correspondent à des sujets qui sont 25 hommes âgés de 32 à 89 ans, et 22 femmes âgées de 23 à 89 ans. Les signaux sont numérotés de 100 à 124 pour le premier groupe qui comporte une variété de formes d'ondes et de 200 à 234 pour le deuxième qui comporte une variété de cas pathologiques. Chaque enregistrement a été annoté indépendamment par plusieurs cardiologues (deux au moins) ce qui permet d'avoir des études plus fiables. Pour chaque enregistrement de la base de données, il existe trois fichiers différents avec les extensions suivantes : .dat, .hea et .atr [6].

## II. ALGORITHME DE DÉTECTION DES PICS D'UN SIGNAL ECG

Notre algorithme de détection, commence par une localisation des pics R. La détection des maximums est réalisée par seuillage absolu sur le signal ECG[7,8]. La réalisation est faite à l'aide d'un script MATLAB qui évalue chaque point du signal et teste si ce point est au dessus du seuil ou non. Lorsqu'un point vérifie cette condition, tous les points suivants également supérieurs au seuil, sont stockés jusqu'à ce qu'une valeur retourne en-dessous du seuil. Ainsi, à ce stade, le programme a stocké tous les points du pic R situé au dessus du seuil[9,10]. Il suffit donc de trouver le maximum de cet ensemble de points : l'amplitude du pic R correspond à ce maximum, et l'instant d'apparition du pic correspond à l'indice de la position du maximum dans le vecteur du signal ECG. En effet, puisque le signal a été échantillonné à 360 Hz, il ya 360 valeurs par second.A la fin de la boucle Matlab, qui nous permet la détection des pics R, deux vecteurs ont été créés :

- V1 : l'amplitude des pics R.
- V2 : les instants d'apparition de chaque pic R.

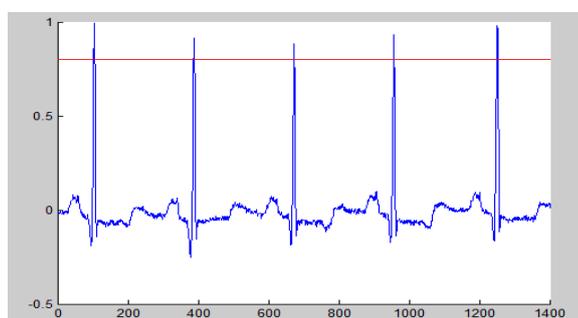


Figure.1: Illustration de la méthode de détection des pics R pour l'ECG 100.

Après la détection des pics R, on applique une fenêtre rectangulaire adaptative sur chaque période. Pour N périodes on applique N fenêtres.  $F = \{F_1, F_2, \dots, F_N\}$

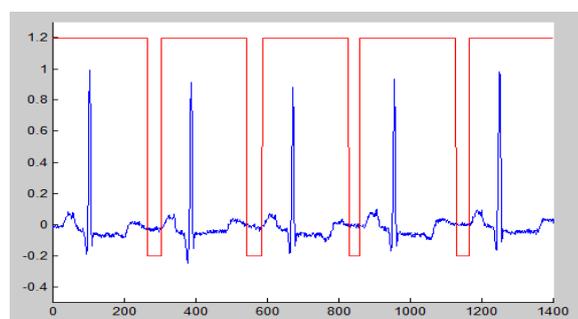


Figure.2 : Fenêtre rectangulaire appliquée sur le signal ECG100.

Pour chaque fenêtre  $F_i$  (avec  $i \geq 0$ ), on suit la stratégie suivante : A partir du temps de détection du pic R ( $t_{Ri}$ ) jusqu'au début de la fenêtre  $F_i$ .

On applique la commande 'min' de Matlab, ainsi on détermine l'amplitude et l'instant d'apparition de l'onde Q.

A partir du temps de détection du pic Q ( $t_{Qi}$ ) jusqu'au début de la fenêtre  $F_i$ , on applique la commande 'max' de Matlab, ainsi on détermine l'amplitude et l'instant d'apparition de l'onde P.

A partir du temps de détection du pic R ( $t_{Ri}$ ) jusqu'à la fin de la fenêtre  $F_i$ , on applique la commande 'min' de Matlab, ainsi on détermine l'amplitude et l'instant d'apparition de l'onde S.

A partir du temps de détection du pic S ( $t_{Si}$ ) jusqu'à la fin de la fenêtre  $F_i$ , on applique la commande 'max' de Matlab, ainsi on détermine l'amplitude et l'instant d'apparition de l'onde T.

A la fin des boucles Matlab permettant la détection des pics P, Q, S et T, huit autres vecteurs ont été créés :

- V3 : contient l'amplitude des pics Q.
- V4 : contient les instants d'apparition correspondant à chaque pic Q.
- V5 : contient l'amplitude des pics P.
- V6 : contient les instants d'apparition correspondant à chaque pic P.
- V7 : contient l'amplitude des pics S.

V8 : contient les instants d'apparition correspondant à chaque pic S.

V9 : contient l'amplitude des pics T.

V10 : contient les instants d'apparition correspondant à chaque pic T.

l'ordre de détection est important, on ne peut détecter les pics P que lorsqu'on détecte les pics Q. De même, la localisation des pics S doit être effectuée avant celles des pics T.

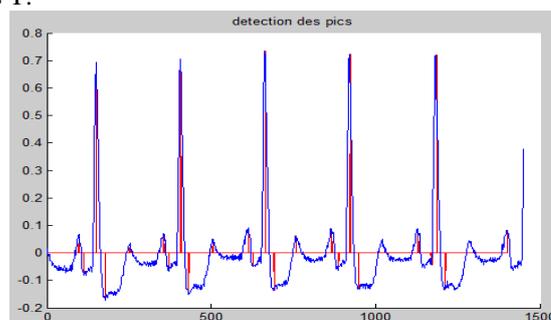


Figure 3 : illustration d'un résultat de détection pour l'ECG 105.

### III. CLASSIFICATION DES SIGNAUX ECG

L'analyse du rythme et le diagnostic automatique des troubles rythmiques représentent un domaine particulier complémentaire de l'analyse du contour des ondes[11]. La classification des paramètres du cycle cardiaque et le dénombrement de différents types de morphologie sur un signal ECG restent une préoccupation en électrocardiographie[12]. Pour estimer la pertinence de notre méthode, nous avons estimé la précision de détection des pics R. Nous avons pour cela testé notre script Comme il a été déjà expliqué précédemment, nous avons tracé des graphiques sous MATLAB, pour différents signaux. Les pics détectés sont indiqués sur ces graphes, ce qui nous permet de vérifier l'exactitude de notre méthode. Le tableau ci après présente une classification des signaux selon le nombre d'arythmies. On remarque bien que seuls les signaux 115 et 122 ne souffrent d'aucune arythmie. Ce tableau nous servira de référence pour vérifier nos résultats de classification des signaux selon leurs natures (pathologique ou pas).

Tableau .1. : Nombre d'arythmies dans chaque signal de la base MIT-BIH

Types de signaux	Signaux	Total
Signaux sains (sans aucune arythmie)	115, 122	2
Signaux à une arythmie	101, 103, 105, 106, 112, 113, 117, 119, 123, 212, 220, 221, 230	13
Signaux à deux arythmies	100, 107, 111, 116, 121, 209, 228, 234	8
Signaux à trois arythmies	102, 104, 109, 200, 203, 205, 208, 214, 215, 217, 222, 232, 233	13
Signaux à quatre arythmies	114, 118, 202, 210, 213, 219, 231	7
Signaux à cinq arythmies	108, 223	2
Signaux à six arythmies	124, 207	2
Signaux à sept arythmies	201	1
Total		48

## Essai N°1

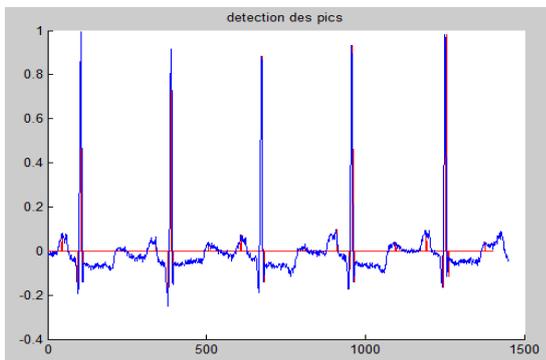


Figure .4 : illustration d'un résultat de détection pour l'ECG 100.

Tableau .2 : Résultats de détection pour l'ECG 100.

ECG100	Amplitude des pics (mV)					Temps de détection des pics (s)				
	P	Q	R	S	T	P	Q	R	S	T
Cycle 1	0.08	-0.2	0.99	-0.14	0.02	0.12	0.26	0.29	0.3	0.67
Cycle 2	0.07	-0.2	0.94	-0.15	0.04	0.95	1.06	1.08	1.1	1.4
Cycle 3	0.08	-0.19	0.93	-0.14	0.03	1.69	1.85	1.87	1.89	2.25
Cycle 4	0.09	-0.17	0.99	-0.14	0.04	2.52	2.63	2.66	2.68	3
Cycle 5	0.09	-0.17	0.98	-0.12	0.04	3.31	3.46	3.48	3.5	3.82

### Onde P : Normal

Amplitude < à 0

Positive

Durée ( $P_1=0.1s, P_2=0.1, P_3=0.1, P_4=0.1, P_5=0.11$ ) compris entre 0.1 et 0.12s

Uniforme

**Intervalles P-P** : Normal (régulier, et compris entre 0.6 et

$P_1-P_2=0.8s P_2-P_3=0.75s P_3-P_4=0.8s$

$P_4-P_5=0.8s$

**Onde R** : Normal

Positive

Régulier

Uniforme

**Intervalles R-R**: Normal (régulier, nombre de battement compris entre 60 et 100)

$R_1-R_2=0.79s R_2-R_3=0.79s R_3-R_4=0.79s R_4-R_5=0$

$R_{moy} = (0.79+0.79+0.79+0.8)/4 = 0.79$

Nombre de battement /minute =  $60/0.797 = 75$

**Complexe QRS**: Large (n'est pas compris entre 0.06 et 0.12)

$QRS_1=0.41s QRS_2=0.44s QRS_3=0.43s QRS_4=0.43s$

$QRS_5=0.42s$

**Onde T** : Amplitude faible (n'est pas > à 0.2mV) et irrégulier

**Intervalles Q-T**: Large (n'est pas compris entre 0.3 et

0.38s) et irrégulier

$Q_1-T_1=0.41s Q_2-T_2=0.44s Q_3-T_3=0.4s Q_4-T_4=0.37s$

$Q_5-T_5=0.36s$

D'après la figure 5 et le tableau 2, on fait tous ce calcul et on compare ces résultats avec les normes internationales, on peut dire que :

**Décision clinique** : Signal pathologique.

## Essai N°2

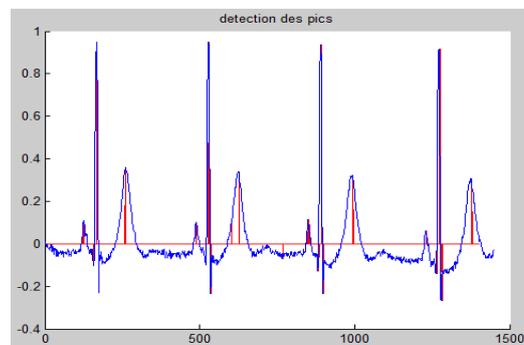


Figure 5: illustration d'un résultat de détection pour l'ECG 106.

Tableau.3 : Résultats de détection pour l'ECG 106.

ECG106	Amplitude des pics (mV)					Temps de détection des pics (s)				
	P	Q	R	S	T	P	Q	R	S	T
Cycle 1	0.11	-0.1	0.94	-0.22	0.35	0.34	0.43	0.46	0.48	0.72
Cycle 2	0.1	-0.1	0.94	-0.23	0.34	1.38	1.44	1.47	1.49	1.74
Cycle 3	0.09	-0.12	0.93	-0.23	0.32	2.37	2.45	2.47	2.5	2.76
Cycle 4	0.06	-0.13	0.92	-0.25	0.3	3.42	3.51	3.54	3.56	3.82
Cycle 5	0.06	-0.13	0.92	-0.24	0.33	4.44	4.54	4.56	4.58	4.85

### Onde P : Normal

Amplitude < à 0.25 mV.

Positive

Durée ( $P_1=0.1s, P_2=0.1, P_3=0.1, P_4=0.1, P_5=0.1$ ) comprise entre 0.1 et 0.12s

Uniforme

**Intervalles P-P** : Normal (régulier, et compris entre 0.6 et 1s)

$P_1-P_2=1s P_2-P_3=0.99s P_3-P_4=1s P_4-P_5=1s$

**Onde R** : Normal

Positive

Régulier

Uniforme

**Intervalles R-R**: Lent (régulier, nombre de battement n'est pas compris entre 60 et 100)

$R_1-R_2=1.01s R_2-R_3=1s R_3-R_4=1.03s R_4-R_5=1.02s$

$R_{moy} = (1.01+1+1.03+1.02)/4 = 1.015s$

Nombre de battement /minute =  $60/1.015 = 59$

**Complexe QRS**: Large (n'est pas compris entre 0.06 et 0.12)

$QRS_1=0.25s QRS_2=0.24s QRS_3=0.26s QRS_4=0.3s$

$QRS_5=0.29s$

**Onde T** : Normal

Amplitude > à 0.2mv

Régulière

**Intervalles Q-T:** Normal (compris entre 0.3 et 0.38s), régulier

$Q_1-T_1=0.3s$   $Q_2-T_2=0.3s$   $Q_3-T_3=0.31s$   $Q_4-T_4=0.31s$   $Q_5-T_5=0.31s$

D'après la figure.6 et le tableau.3, on fait tous ce calcul et on compare ces résultats avec les normes internationales, on peut dire que :

**Decision Clinique :** Signal pathologique.

Dans la partie suivante, nous allons passer à effectuer la 2<sup>ème</sup> solution pour traiter les signaux ECG réels.

#### IV. REALISATION D'UNE SOLUTION EMBARQUEE

Pour aboutir à la réalisation de cette solution embarquée nous allons présenter l'environnement logiciel dans lequel nous avons travaillé et les composants électroniques utilisés dans notre travail comme l'indique la synoptique de la figure 6

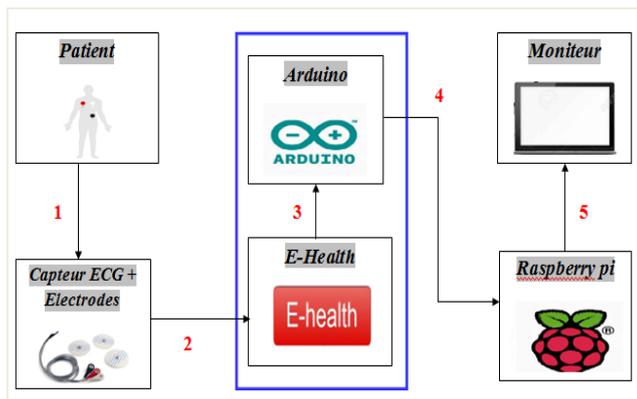


Figure 6 : Schéma synoptique de la solution embarquée

Dans la synoptique (voir Figure 6) de rester à jour avec l'évolution technologique, nous avons choisi de réaliser notre application autour de deux types de cartes qui sont devenues une référence dans l'intégration de solution informatique et électronique. En effet, nous avons utilisé une plateforme Arduino et une Raspberry pi.

Par ailleurs, nous avons utilisé aussi la plateforme e-Health qui intègre neuf capteurs pour la mesure des grandeurs physiques mais dans notre travail nous avons utilisé seulement le capteur ECG. Ce capteur fournit au microcontrôleur une image analogique des grandeurs physiques mesurées. Le programme du microcontrôleur permet de mesurer ces valeurs analogiques et les mettre à l'échelle.

Après avoir configuré notre environnement, passant maintenant à un cas réel, nous allons suivre ces étapes pour aboutir à un bon fonctionnement :

Connecter Arduino au Raspberry pi via la carte 'interfaçage e-health (voir Figure7)

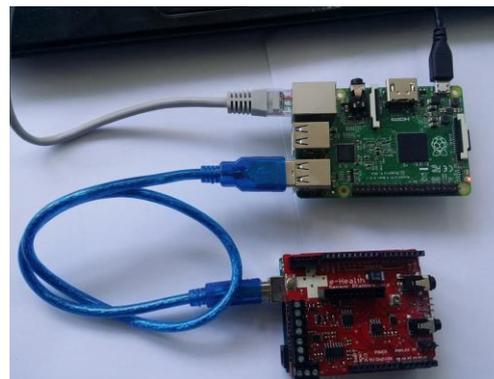


Figure 7: Connexion entre l'arduino et le raspberry pi via la carte d'interfaçage e-health.

La Figure 8 suivante présente les 200 premiers octets d'un signal ECG réel mesuré en temps réel.

L'objectif est de valider la partie traitée par simulation en appliquant l'algorithme développé sur un ECG mesuré en temps réel comme le montre la figure 8 présentée ci après. Une interprétation immédiate du signal en amont, pour arriver en fin de compte à une comparaison entre les deux solutions aboutissant à l'identification de la bonne méthode analytique issus des classifications étudiées et expérimentées des signaux ECG.

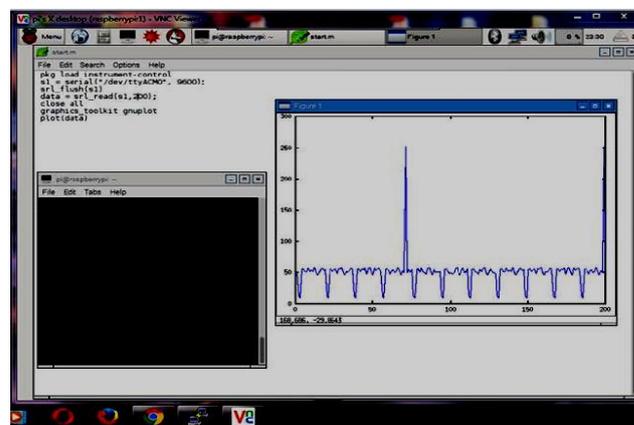


Figure 8 : Signal ECG mesuré en temps réel par le raspberry pi.

Ces tests fonctionnels désignent une procédure de vérification partielle de notre système, son objectif principal est d'identifier un nombre maximum de comportement de notre application afin d'en augmenter la qualité. Cette procédure de vérification ou de validation vise ainsi à vérifier que ce système réagit de la façon prévue par ses développeurs ou est conforme aux besoins.

## V.CONCLUSION

La détection des pics du signal ECG permet de simplifier le diagnostic de l'état de cœur et de son fonctionnement par les médecins, suite à notre étude, et avec les résultats qu'on a trouvé précédemment, on peut détecter les pics du signal cardiaque, et on peut les comparer avec les normes internationales, et par la suite, on peut discuter si le patient souffre d'une pathologie cardiaque ou non. Cette méthode est un outil d'aide qui facilite aux médecins de trouver directement la position de la pathologie cardiaque. Nous avons présenté deux solutions pour détecter les ondes du signal ECG et de le bien classer :

La première solution consiste à appliquer un algorithme MATLAB sur les signaux ECG de la base de données internationale MIT-BIH. Cette technique de détection et de paramétrisation est évaluée en effectuant une comparaison de nos résultats avec celles présentées dans la littérature.

La deuxième solution est une réalisation, basée sur les cartes Arduino UNO, Raspberry pi et équipée d'un capteur ECG permettant d'étudier un ECG en temps réel. grâce aux outils de traitement de signal (Octave) et les outils graphiques offerts par la carte Raspberry pi. En fin nous avons effectué des tests pour montrer comment notre 2<sup>ème</sup> solution est mise en place, déployée et validée,

échantillonné aléatoirement. Annales de l'I.S.U.P., vol.2, pp.123-138.

- [7] Dliou, A., Latif, R., Aassif, E., Laaboubi, M., Maze, G, 2010. Analyse et comparaison temps-fréquence d'un signal ECG normal et bruité :Société Française d'Acoustique - SFA. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France.
- [8] White, T., Woodmansey, P., Ferguson, D.G. et Channer, K.S., 1995. Improving the interpretation of electrocardiographs in an accident and emergency department. Postgraduate Medical Journal, vol.71, pp.132-135.
- [9] Grollier, G., Scanu, M., Gofard, M., Lognone, T., Valette, B., Bureau, G., Commeau, P. et Potier, J.C., 1992. Sus-décalage du segment ST dans les dérivations précordiales antérieures et infarctus du ventricule droit : à propos de 6 observations. Congrès Société française de cardiologie. Journées européennes N°2, Paris, FRANCE 1992, vol. 85, pp. 67-75.
- [10] Taboulet, P., 2013. Diagnostic ECG du syndrome coronarien aigu. Partie 1. L'ECG normal, les variantes et anomalies fréquentes. Annales françaises de médecine d'urgence, vol.3, pp.20-27.
- [11] Kaur, I., Marwaha, R.R.A., 2016. ECG Signal Analysis and Arrhythmia Detection using Wavelet Transform. Journal of The Institution of Engineers, vol.97, pp.499-507.
- [12] Debbal, S.M., Bereksi-Reguig, F., 2005. Analyse spectro-temporelle des bruits cardiaques par les transformées discrete et continue d'ondelettes. Revue de Science & Technologies, vol.23, pp.221-227.
- [13] Horowitz, G.L., Altaie, S., Boyd, J.C., et al., 2008. Defining, Establishing, and Verifying Reference Intervals in the Clinical Laboratory. Approved Guideline, C28A3E, Third Ed. Wayne: Clinical and Laboratory Standards Institute.

## RÉFÉRENCES

- [1] Cassirame, J., Tordi, N., Mourot, L., Rakobowchuk, M. et Regnard, R., 2007. L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque. Journal of SCIENCE & SPORTS, vol.22, pp.238-248.
- [2] Boutaa, M., Bereksi-Reguig, F. et Debbal, S.M.A., 2008. ECG signal processing using multiresolution analysis. Journal of Medical Engineering & Technology, vol.32, pp.466-478.
- [3] Ouali, S., Ben Salem, H., Gribaa, R., Kacem, S., Hammas, S., Fradi, S., Neffeti, E., Remedi, F., Boughzela, E., 2013. L'intervalle QT : standardisation, limites et interpretation. *Annales de Cardiologie et d'Angéiologie*, vol.61, pp.42-48.
- [4] Melgani, F., Bazi, Y., 2008. Classification of Electrocardiogram Signals With Support Vector Machines and Particle Swarm Optimization. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol.12, pp.667-677.
- [5] Tchiosopa, D., Tiedeub, A., Komb, M., 2013. Approaches for ECG data compression using orthogonal polynomials. *IRBM Journal*, vol. 31, pp.154-169.
- [6] Bardet, J.M., Bertrand, P., Billat, V., 2008. Estimation non-paramétrique de la densité spectrale d'un processus gaussien