

Conception et Co-Simulation sur Cible FPGA d'un Système d'Acquisition du Signal ECG par Modulation en Rapport Cyclique et Filtrage Dérivateur

[Design and Co-Simulation on FPGA Target of an ECG Signal Acquisition System Using Duty-Cycle Modulation and Derivative Filtering]

Steve Ulriche Otam, E. R. Gamom Ngounou, Jean Mbihi, and Bertrand Moffo Lonla

Research Laboratory of Computer Science Engineering and Automation City, ENSET, University of Douala, Douala, Cameroon

Copyright © 2021 ISSR Journals. This is an open access article distributed under the *Creative Commons Attribution License*, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ABSTRACT: This paper presents a new acquisition and digital processing system of an ECG (Electrocardiogram) signal. The proposed technique is based on ECG signal processing in Matlab framework, using Duty Cycle Modulation (DCM) and IIR (infinite Impulse Response) derivative filter, with implementation into DsPBuilder. In fact, the detection of the R wave allows to extract the time interval between two consecutive R waves, in order to estimate the corresponding heart rate. Hence, the proposed simple algorithm consists of the following four relevant steps: derivative filtering, detection of peaks, elimination of bad peaks and calculation the heart rate. This algorithm considers that the acquisition of the ECG signal is done by duty cycle modulation, because in this case a simple low-pass decimation filter with bandwidth of 30Hz can simultaneously eliminates high frequency noise while extracting the ECG signal. The duty-cycle modulation circuit requires a maximum of 58 KHz frequency. Then, the digital part implemented using DsPBuilder blocks, consists of a decimation filter with 50 MHz sampling frequency, followed by the proposed algorithmic module. A virtual simulation and a Hardware-In-the-Loop (HIL) co-simulation using the DE10-NANO-SoC board with embedded FPGA-SoC 5CSEBA6U23I7, have been successfully conducted using imported signals into Matlab from *Physionet*.

KEYWORDS: Duty Cycle Modulation, Electrocardiogram (ECG), Heart rate, FPGA target, hardware co-simulation.

RESUME: Cet article présente un nouveau système d'acquisition et de traitement numérique du signal ECG (Electrocardiogramme). La technique proposée est basée sur le traitement du signal modulant ECG par Modulation en Rapport Cyclique (MRC) dans Matlab/Simulink implémentée avec DsPBuilder. En effet, la détection de l'onde R permet d'extraire l'intervalle de temps entre deux ondes R consécutives, en vue de déterminer la fréquence cardiaque correspondante. Ainsi l'algorithme simple proposé comporte quatre étapes importantes suivantes: le filtrage dérivatif, la détection des pics, l'élimination des mauvais pics et l'estimation de la fréquence cardiaque. Cet algorithme considère que l'acquisition du signal ECG se fait par modulation en rapport cyclique, car dans ce cas un simple filtre démodulateur passe-bas de bande passante 30Hz élimine en même temps les bruits hautes fréquences, et de d'extraire extraits le signal ECG. La modulation en rapport cyclique proposée admet une fréquence maximale 58 KHz. Puis, la partie numérique implémentée à l'aide des blocs DsPBuilder, est constituée d'un filtre décimateur de fréquence d'échantillonnage à 50MHz, suivi d'un module algorithmique proposé. Une simulation virtuelle et une Co-simulation HIL (Hardware-In-the-Loop) à base d'un FPGA DE10-NANO-SoC 5CSEBA6U23I7, ont été conduites avec succès en utilisant les données ECG issues de de la base de données *Physionet*.

MOTS-CLEFS: Modulation en Rapport Cyclique (MRC), Electrocardiogramme (ECG), rythme cardiaque, Cible FPGA, hardware Co-simulation.

1 INTRODUCTION

La détection du complexe QRS d'un signal ECG est très importante car elle permet de déterminer la fréquence cardiaque d'un individu. Cette fréquence permet de diagnostiquer l'état cardiaque d'un patient par des spécialistes. A cet effet plusieurs algorithmes ont été développés parmi lesquels [1]: le filtrage dérivatif et digital, la transformée en ondelette, la transformée de Hilbert, l'algorithme génétique, les réseaux de neurones pour des approches adaptatives et prédictives. Cependant la plupart de ces méthodes sont complexes. C'est le cas de la transformée en ondelette implémentée dans [2], [3]. C'est la raison pour laquelle plusieurs travaux se sont penchés dans les algorithmes basés sur les filtrages dérivatifs et digitaux. Le plus utilisé est celui de Pan et Tompkins connu sous le nom de *Pan-Tompkins* [4]. En effet, *Pan et Tompkins* ont proposé en 1985 une méthode de détection présentée à la figure 1 dont les étapes sont: le filtrage passe bande, le filtrage dérivatif, la transformation non linéaire et l'intégration. Cependant, cette méthode présente l'inconvénient de détecter les ondes P ou T dans le cas où elles présentent des grandes pentes et amplitudes. C'est alors qu'en 1990 *Laguna et al* [5]. vont modifier cette méthode en conservant juste le filtrage dérivatif et passe bas et en définissant par la suite un seuil en amplitude et un seuil temporel permettant de détecter les pics. Mais cela ne garantit pas totalement la non détection des éventuelles ondes P et T. Pour remédier à ces inconvénients, les systèmes à seuil adaptatif sont élaborés permettant d'adapter le seuil à chaque amplitude de l'onde R acquise.

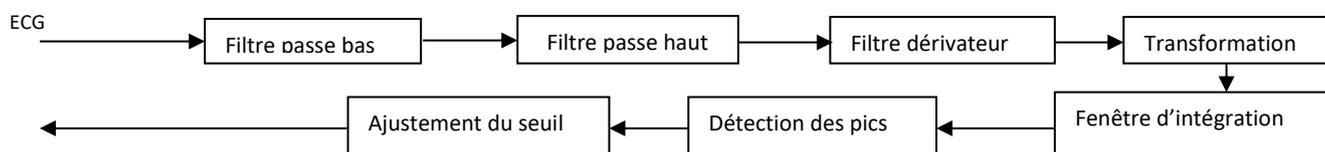


Fig. 1. Différentes étapes de l'algorithme de Pan-Tompkins

Malgré les grandes performances de ces algorithmes, ils nécessitent plusieurs étapes qui mobilisent plusieurs ressources d'un processeur numérique. Par ailleurs le choix de la fenêtre d'intégration ainsi que l'algorithme pour l'ajustement du seuil ne sont pas standards et affectent les résultats. C'est ainsi qu'un algorithme détectant directement les pics serait plus avantageux et plus simple. En effet, nous avons démontré dans [6] que le seul filtre numérique de démodulation utilisé dans l'acquisition du signal ECG par MRC permettait aussi d'éliminer les bruits hautes fréquences tels que montré à la figure 2. Cela permet de se passer des deux premières étapes de l'algorithme de *Pan-Tompkins*. En effet, la conversion A/N par la Modulation en Rapport Cyclique (MRC) est une nouvelle technique qui a déjà été utilisée sur cible microcontrôleur dans [7], [8] et sur cible FPGA dans [9] pour des signaux standards sinusoïdaux. La technique a été utilisée pour l'acquisition des signaux biologiques pour la première fois dans [6] sans monitoring de la fréquence cardiaque. C'est la raison pour laquelle le présent travail vise la détermination de la fréquence cardiaque d'un signal ECG acquis par un convertisseur A/N par Modulation en Rapport Cyclique. La particularité innovatrice de ce travail est que:

- L'implémentation de tout l'algorithme digital est entièrement réalisée par DsPBuilder dans Simulink.
- La Co-simulation se fait à travers l'interface Hardware-In-the-Loop (HIL) de DsPBuilder

Ainsi dans la suite de cet article, nous allons présenter dans la section 2, les méthodes et outils utilisés pour la conception suivie de la Co-simulation du nouvel instrument proposé, de mesure du rythme cardiaque contenu dans un signal ECG acquis par la technique modulation en rapport cyclique. Ensuite la section 3 présentera les résultats et discussions des simulations virtuelles et de Co-simulation. Enfin, la section 4 porte sur la conclusion de l'article.

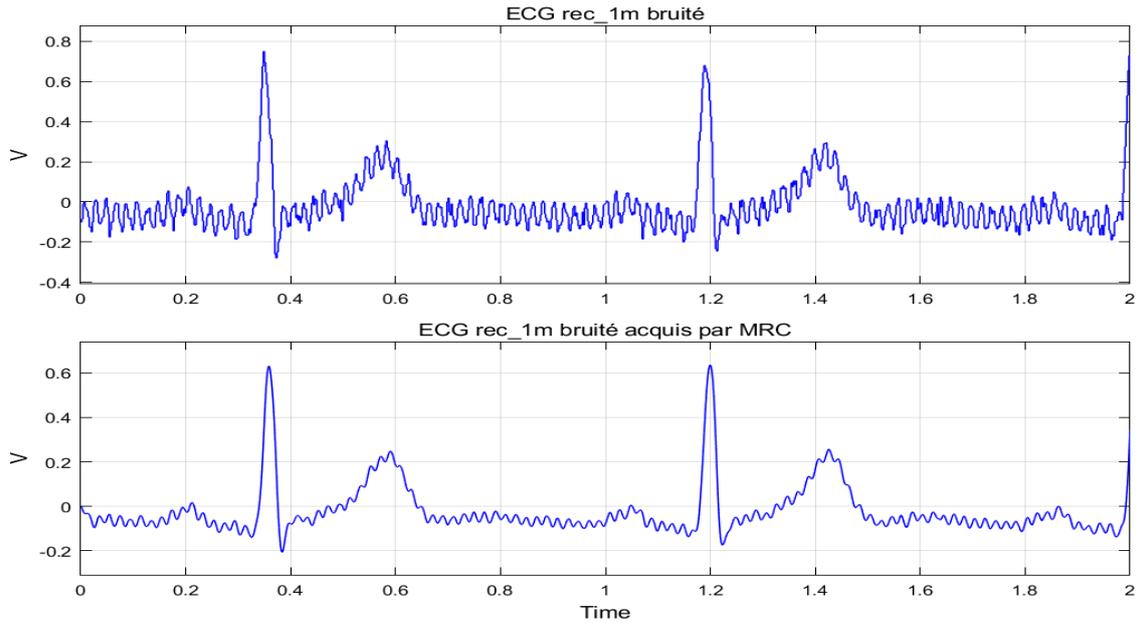


Fig. 2. Signal ECG bruité reconstitué par un filtre démodulateur

2 MATÉRIELS ET MÉTHODES

Le schéma bloc de l'instrument proposé pour la mesure du rythme cardiaque est présenté dans la figure 3. Dans ce schéma, l'ECG est acquis par la modulation en rapport cyclique, qui sur-échantillonne le signal analogique présent à son entrée à des fréquences très élevées permettant d'augmenter le rapport signal sur bruit (SNR). La reconstruction numérique du signal original $x(t)$ se fait grâce à un simple filtre RII (à réponse impulsionnel infinie) passe-bas de second ordre.

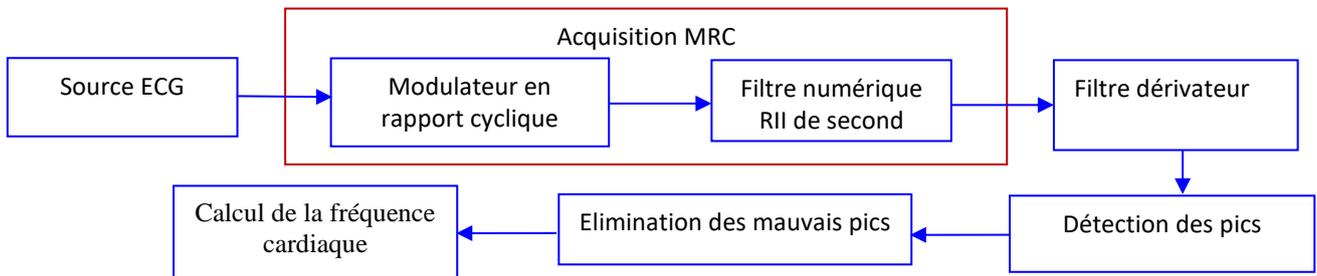


Fig. 3. Schéma bloc de l'instrument proposé pour la mesure du rythme cardiaque

Le signal délivré par le modulateur est donné dans la figure 4 [7].

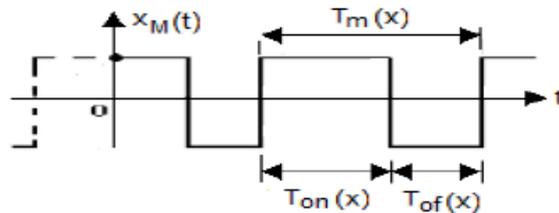


Fig. 4. Profil graphique d'un signal MRC [7]

Le développement en série de Fourier du signal modulé $x_m(t)$ est donné par (1) [7]:

$$x_m(t) = \underbrace{\left(2 R_m(x(t)) - 1\right) E}_{\text{basses fréquences}} + \underbrace{\sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{4 E}{\pi} \right) \frac{\sin(n\pi R_m(x(t)))}{n} \cos\left(2\pi n \frac{t}{T_{osc}(x(t))}\right) \right)}_{\text{hautes fréquences}} \quad (1)$$

Où le rapport cyclique $R_m(x(k))$ est donné par (2) [7]:

$$R_m(x(k)) = \frac{T_{ON}(x(k))}{T_m(x(k))} = \frac{\ln\left(\frac{\alpha_2 x(k) - (1 + \alpha_1)E}{\alpha_2 x(k) + (\alpha_1 - 1)E}\right)}{\ln\left(\frac{(\alpha_2 x(k))^2 - ((1 + \alpha_1)E)^2}{(\alpha_2 x(k))^2 - ((\alpha_1 - 1)E)^2}\right)} \quad (2)$$

α_1 et $\alpha_2=1-\alpha_1$ sont des paramètres du modulateur. La représentation graphique de la fonction rapport cyclique donnée par (2) est présentée dans la figure 5 pour différentes valeurs de α_1 . Cette représentation montre que $R(x)$ présente une linéarité et surtout que cette linéarité est plus élargie pour $\alpha_1 \leq 0.2$. Cette approximation linéaire définie par la relation (3) a été établie dans [7].

$$R_m(x(t)) = \beta x(t) + \frac{1}{2} \quad \text{with} \quad \beta = \frac{\frac{\alpha_1 \alpha_2}{E(1 - \alpha_1^2)}}{\log\left(\frac{1 + \alpha_1}{1 - \alpha_1}\right)} \quad (3)$$

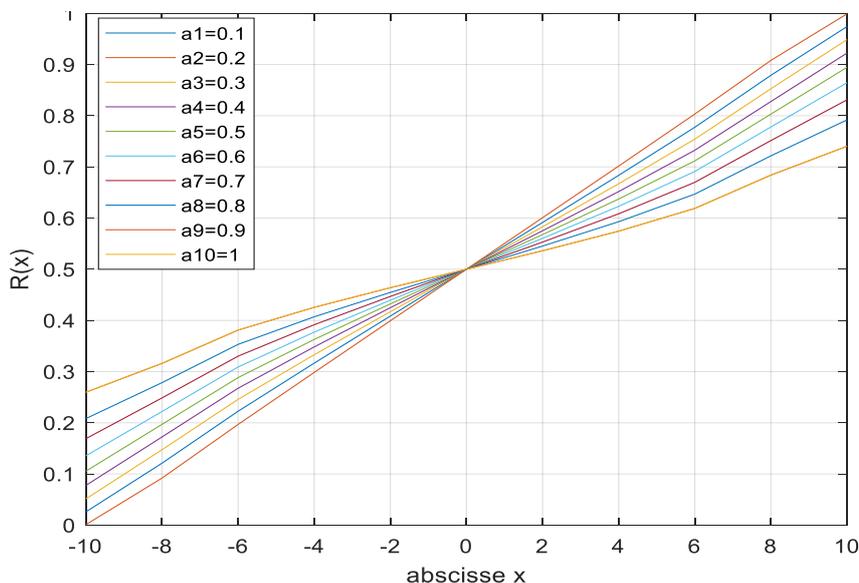


Fig. 5. Représentation graphique de $R(x)$

Finalement, la reconstruction du signal se fait grâce à un filtre numérique RII passe-bas de second ordre obtenu par la discrétisation par *Tustin* du filtre analogique dont l'expression est donnée par (4) [7]:

$$F_c(s) = \frac{K_f w_n^2}{s^2 + 2\zeta w_n s + w_n^2} \quad (4)$$

Le gain statique K_f de ce filtre étant donné par la relation la relation (5) [7]:

$$K_f = \frac{1}{2\beta E} \tag{5}$$

L'expression générale de l'équation de récurrence du filtre numérique de démodulation à implémenter dans un processeur numérique est donnée par (6) [7]:

$$\begin{cases} y(0) = a_0 x(0) \\ y(1) = a_0 x(1) + a_1 x(0) - b_1 y(0) \\ y(k) = a_0 x(k) + a_1 x(k-1) + a_2 x(k-2) - b_1 y(k-1) - b_2 y(k-2) \end{cases} \tag{6}$$

Le modulateur analogique est dimensionné pour une fréquence de base maximale de $f_m(0) = 58$ KHz et le filtre numérique de démodulation a une fréquence de coupure $f_c=30$ Hz et d'échantillonnage $f_s=50$ MHz. En effet, il a été montré dans [10] que la plus grande puissance de l'ECG est contenue entre 2Hz et 40Hz. Cela a permis d'utiliser dans [11] un unique filtre numérique passe bande de 0.5 Hz-30 Hz pour le traitement de l'ECG. C'est dans cette même logique que le filtre numérique de démodulation dans l'acquisition par la modulation en rapport cyclique a été dimensionné.

Après l'acquisition de l'ECG, l'étape de détection des complexes QRS est lancée suivant l'algorithme proposé dans ce travail. En effet le signal ECG présenté dans la figure 6, présente les ondes P et T et le complexe QRS. De ce signal, nous pouvons y relever les informations suivantes en vue d'élaborer notre algorithme:

- L'onde R est de plus grande pente et amplitude: elle constituera le *pic* principal;
- Si on dérive le signal ECG, seule l'onde R sera de plus grandes pentes: cette pente permettra de définir notre seuil fixe.
- L'onde T peut atteindre des grandes amplitudes. Mais elle apparait en général à moins 300 ms (0.3 s) après l'onde R;
- Si on connaît les temps t_1 et t_2 des ondes R_1 et R_2 , alors on peut calculer la fréquence cardiaque par (7).

$$f_{cardiaque} = \frac{60}{t_2 - t_1} \tag{7}$$

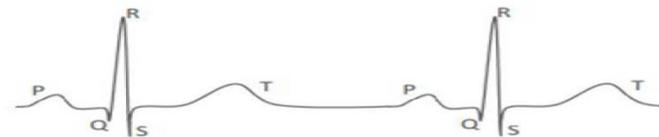


Fig. 6. Profil graphique d'un signal ECG

La figure 7 illustre un exemple typique de l'effet du filtre dérivateur sur l'ECG arythmique 108m de Physionet

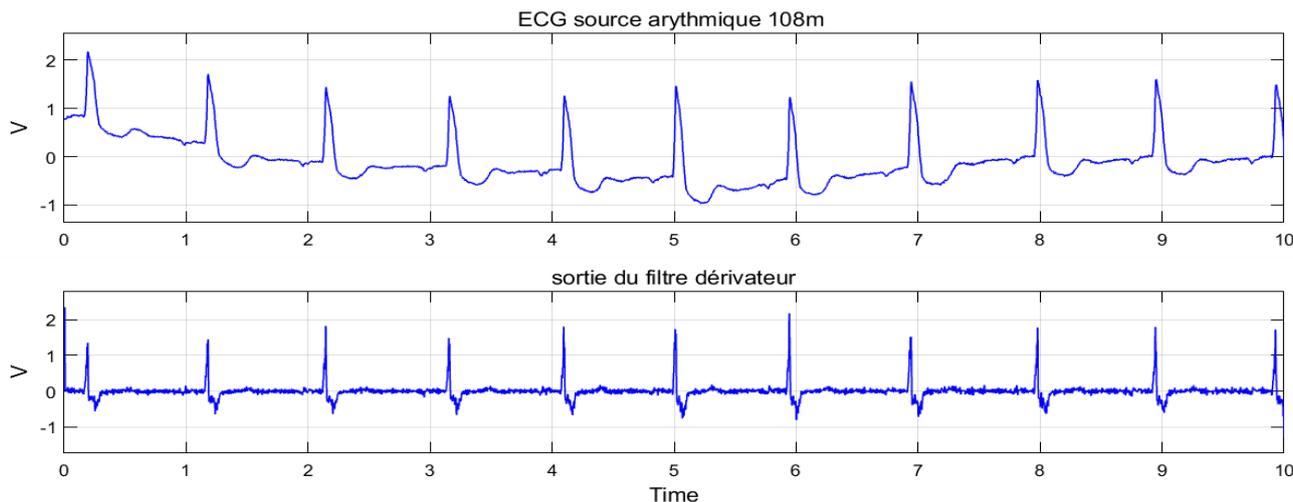


Fig. 7. Effet du filtre dérivateur sur l'ECG arythmique 108m de Physionet

L'équation de récurrence du filtre dérivateur défini dans [12] est donnée par (10):

$$y(n) = x(n) + 2x(n-1) - 2x(n-3) - x(n-4) \tag{10}$$

Ainsi l'algorithme proposé pour la détection du complexe QRS et le calcul de la fréquence est représenté à la figure 8. Les performances d'un tel algorithme sont évaluées par les paramètres TP (*True Positive*) représentant le nombre de R correctement détecté, FP (*False Positive*) le nombre de bruit détecté comme pic et FN (*False Negative*) le nombre d'ondes R non détecté, Se (*sensitivity*) le ratio des *True Positive* et DER (*Detection Error Rate*) l'erreur de la méthode proposée [13].

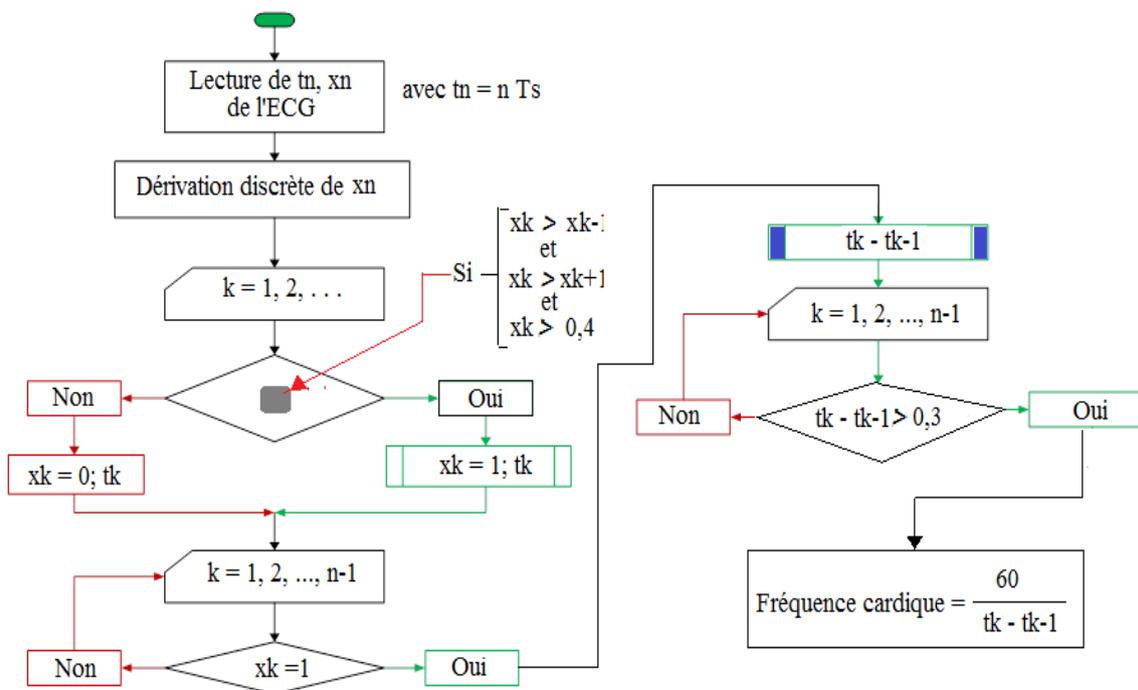


Fig. 8. Algorithme proposé dans ce travail

3 RÉSULTATS DE SIMULATION ET DISCUSSION

3.1 MODÈLE DE SIMULATION VIRTUELLE

Les paramètres de simulation sont résumés dans le tableau 1

Tableau 1. Paramètre de Simulation

Sous système	Données	Paramètres
Signal Biologique	ECG de Matlab; ECG de Physionet	Largeur de Bande=40Hz
Modulateur en rapport cyclique analogique	α_1	0.19902912; $R_1=8.2K$; $R_1=33K$
	α_2	0.800970873
	$\tau = RC$	$R=1K$; $C=22nF$
	E	5V
	$F_m(0)$	58khZ
Redresseur analogique	Bitstream	Diode: 1N4148 $R_p=1K$; $R_s=820$; $C_p=22nF$

2 nd ordre passe bas RII $F_c=30Hz$, $f_s=50MHz$	K	1.2105
	α_0	3.553e-12
	α_1	7.1061e-12
	α_2	3.553e-12
	b_1	-1.9999
	b_2	0.9999
Filtre dérivateur	α_0	1
	α_1	2
	α_2	0
	α_3	-2
	α_4	-1

Les outils de simulation virtuelle sont:

- Matlab/Simulink R2017b;
- Ordinateur PC core i7, 500G et 8G of RAM;
- Physionet.Database, source des signaux biologiques normaux et arythmiques [14].
- DE10-NANO-SoC de référence SE5CSEBA6U2317.

Le modèle virtuel de simulation est donné par la figure 9. Dans ce modèle l'acquisition de l'ECG est faite par la Modulation en Rapport Cyclique modélisé par des composants analogiques. Le redresseur permet de former les bitstreams exploitables par le FPGA. Le filtre numérique démodulateur permet de reconstituer le signal. La seconde étape consiste à détecter les pics de l'ECG. Ainsi le signal acquis passe d'abord dans un filtre dérivateur, par la suite les pics sont détectés par leur mise en 1 selon l'algorithme. Ensuite la troisième étape consiste à éliminer les éventuels pics générés par l'onde T. A cet effet nous les éliminons en comparant l'intervalle de temps entre deux pics à 0.3s conformément à notre algorithme. Nous intégrons la constante 1 pour avoir les intervalles de temps de chaque pic. Finalement la dernière étape permet de relever les différences des différents temps ($t_{k+1}-t_k$), calculer leur moyenne puis finalement la fréquence cardiaque en beat/min (bpm).

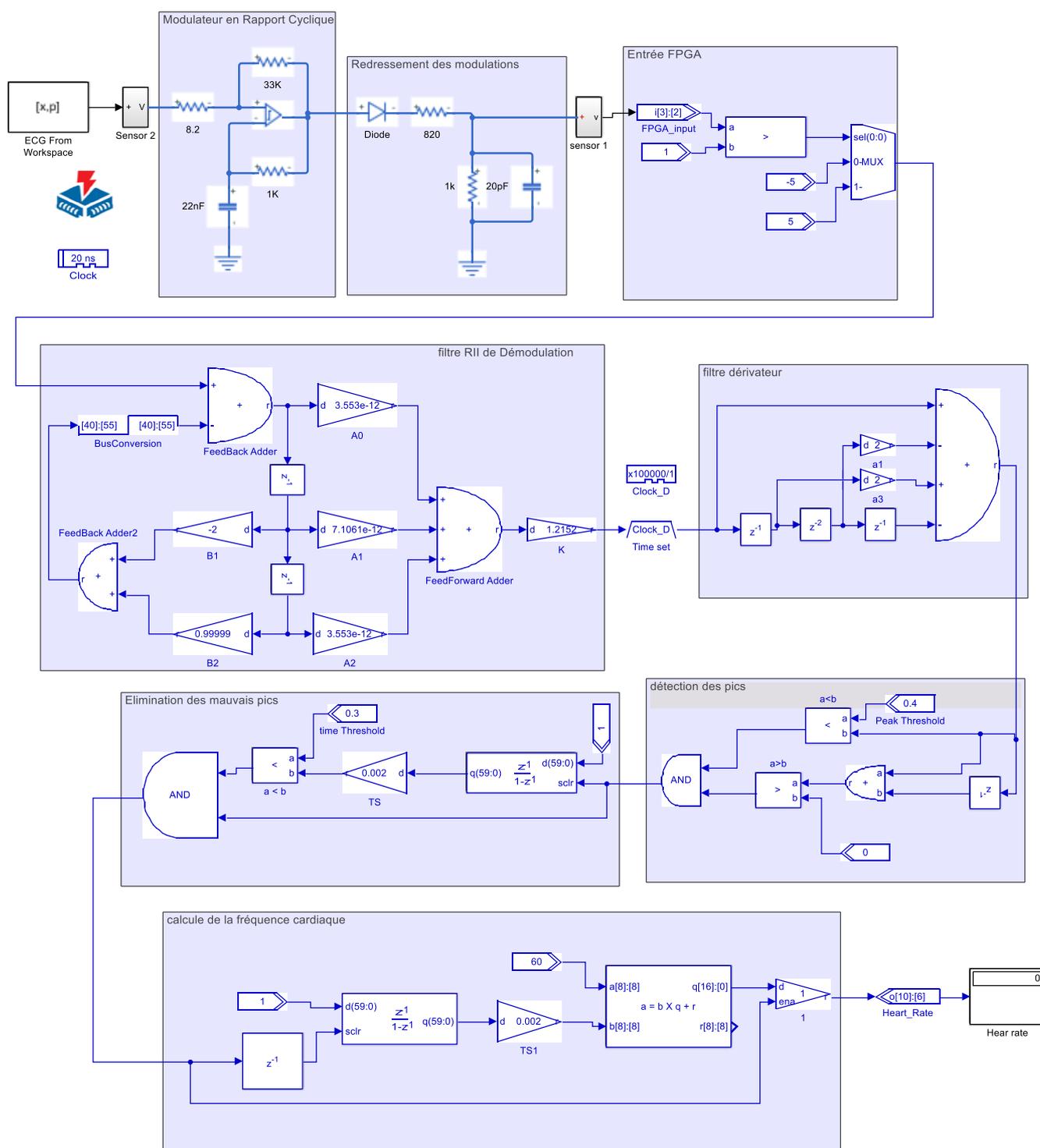


Fig. 9. Schéma complet de simulation virtuelle

3.2 RÉSULTATS ET DISCUSSION

3.2.1 RÉSULTATS AVEC LES SOURCES DE MATLAB

Ces résultats sont très importants car ils permettent de comparer les fréquences calculées par notre algorithme à celles de Matlab. Nous avons simulé les sources 45 bpm, 60bpm et 82bpm. La figure 10 présente les résultats graphiques de traitement du cas de la source 45 bpm. Les profils des résultats graphiques de traitement des autres sources sont similaires. Le tableau 2 présente la synthèse et comparaison des résultats à ceux de Matlab avec les paramètres de performances TP, FP, FN, Se et DER. Se et DER sont calculés par (11) et (12) [13]:

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN} \tag{11}$$

$$DER = \frac{FP + FN}{TP} \tag{12}$$

Comme nous pouvons constater dans le tableau 2, notre approche algorithmique développée, détecte bien évidemment les pics et calcule les fréquences cardiaques à des erreurs relativement faibles. Il est important de souligner que l'algorithme proposé est très simple par rapport à d'autres disponibles dans la littérature [15].

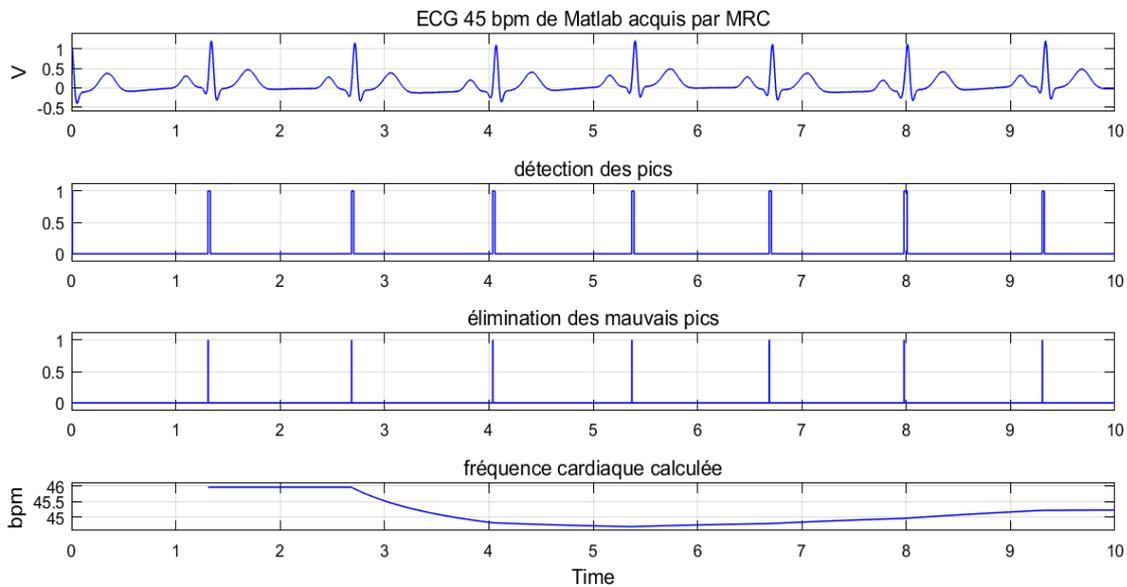


Fig. 10. Cas de 45 ECG bpm dans Matlab

Tableau 2. Synthèse des résultats pour les sources ECG de Matlab

Source en bpm	Nombre d'onde R	TP	FP	FN	Se (%)	DER	fréquence en bpm
45	7	7	0	0	100	0	45
60	10	10	0	0	100	0	60
82	14	14	0	0	100	0	83

3.2.2 RÉSULTATS AVEC LES SOURCES DE PHYSIONET

Nous avons simulé 10 sources ECGs normaux bruités prises dans la banque de données de Physionet afin d'apprécier le rôle de notre filtre démodulateur et 10 autres sources ECGs d'arythmie pour évaluer les performances de notre algorithme sur les signaux anormaux. Les résultats obtenus et traduits en grandeurs de performance TP, FP, FN, Se et DER sur 60s d'enregistrements, sont résumés dans les tableaux de synthèse (et tableau 4).

Cependant, si une onde R se produit rapidement lors de l'enregistrement de l'ECG à moins 0.3 seconde (cas des sources 6, 9 et 10), notre modèle la considère comme une onde T. C'est un cas pour notre algorithme de ne pas détecter un complexe QRS. Un autre cas de non application de notre algorithme est un cœur sujet des problèmes pathologiques graves pouvant grandement modifier la morphologie ou les paramètres du signal ECG tel qu'une tachycardie ventriculaire.

Tableau 3. Synthèse des résultats des ECGs normaux de Physionet

Signal	Nombre d'onde R	TP	FP	FN	Se (%)	DER (%)	Fréquence cardiaque (beat/min)
Rec_1	66	66	0	0	100	0	73
Rec_2	72	72	0	0	100	0	71
Rec_3	72	72	0	0	100	0	70
Rec_4	78	78	0	0	100	0	79
Rec_5	78	78	0	0	100	0	82
Rec_6	78	77	0	1	98.7	1.29	78
Rec_7	72	72	0	0	100	0	76
Rec_8	66	66	0	0	100	0	70
Rec_9	78	77	0	1	98.7	1.29	66
Rec_10	84	83	0	1	98.8	1.20	84

Tableau 4. Synthèse des résultats des ECGs arythmiques de Physionet

Signal	Nombre d'onde R	TP	FP	FN	Se (%)	DER (%)	Fréquence cardiaque (beat/min)
101m	66	65	0	1	98.48	1.53	66
102m	72	72	0	0	100	0	72
103m	66	66	0	0	100	0	72
104m	78	77	0	1	98.71	1.29	77
107m	66	66	0	0	100	0	69
108m	66	65	0	1	98.48	1.53	61
109m	96	95	0	1	98.95	1.05	93
111m	72	72	0	0	100	0	72
112m	84	84	0	0	100	0	86
113m	54	54	0	0	100	0	57

3.3 RÉSULTATS DE CO-SIMULATION HARDWARE-SOFTWARE AVEC LE HARDWARE-IN-THE-LOOP (HIL)

La Co-simulation Hardware-Software est une nouvelle technique qu'offre l'utilisation d'un FPGA permettant d'intégrer un FPGA Hardware dans un modèle software. Matlab/Simulink offre l'interface FPGA-In-the-Loop (FIL) permettant de simuler avec les blocks Simulink. Mais nous avons utilisé l'outil technique d'Altéra appelé Hardware-In-The-Loop (HIL). Le système pour la Co-simulation est présenté par le schéma block de la figure 11. Il est composé d'une partie virtuelle réalisée dans l'environnement Matlab/Simulink et d'un FPGA matériel de la famille Cyclone V d'Altéra, un DE10-NANO-SoC de référence SE5CSEBA6U2317 et fonctionnant en 50MHz.

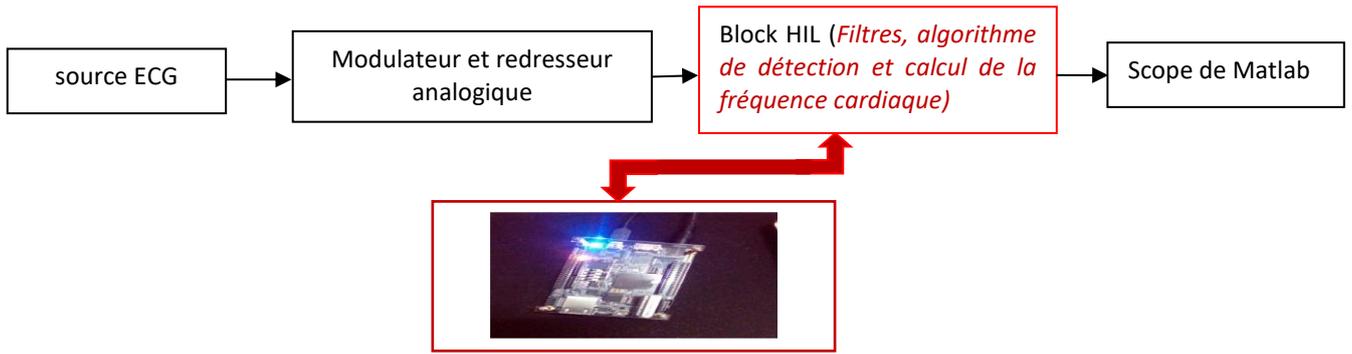


Fig. 11. Schéma bloc du système de Co-simulation Matérielle

Le modèle de Co-simulation est présenté à la figure 12 et les résultats testés sur un ECG sont présentés dans la figure 13. On peut remarquer que les mêmes performances obtenues par simulation virtuelle sont obtenues par Co-simulation. Par ailleurs les ressources du FPGA utilisées pour l’algorithme proposé et pour tout le système sont présentés dans le tableau 5 tandis que les paramètres du convertisseur A/N développé calculés par (13) [9] et (14) ont été résumés dans le tableau 6.

$$N = \log_2 \left(\frac{f_s}{f_m} \right) \tag{13}$$

$$SNR = 6.02N + 1.76 \tag{14}$$

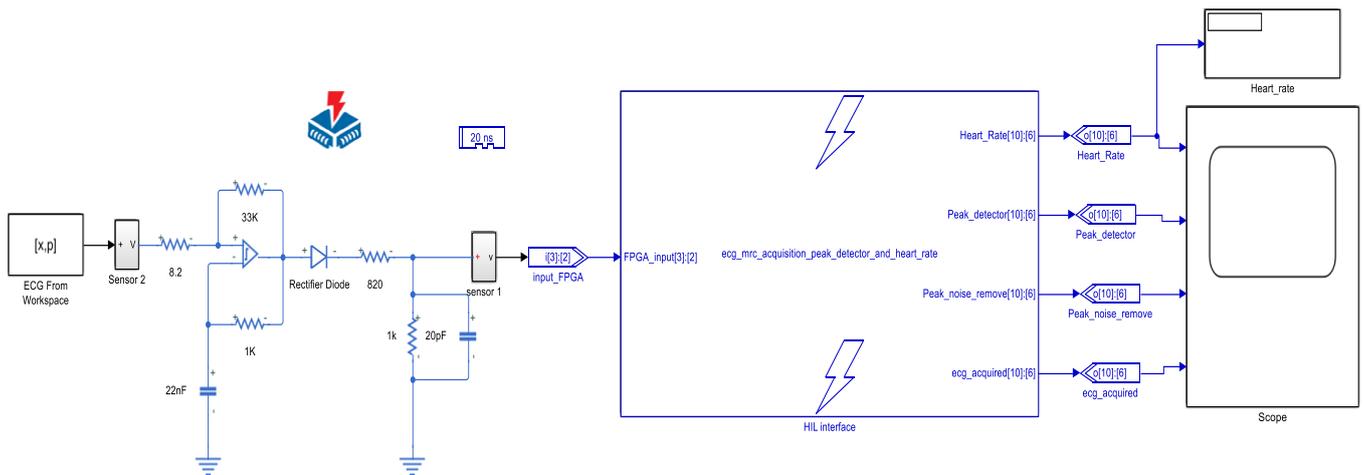


Fig. 12. Model de Co-simulation HIL

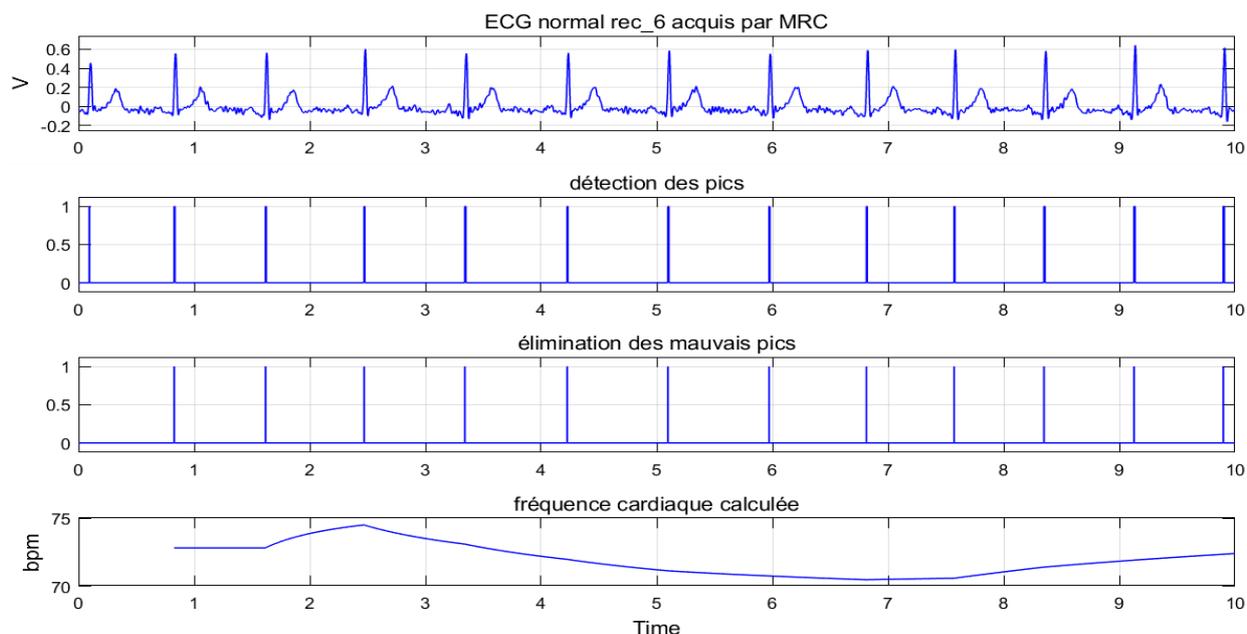


Fig. 13. Résultat de co-simulation HIL pour l'ECG rec_6 normal de Physionet

Tableau 5. Synthèse de compilation et utilisation des ressources

Ressources	Algorithme proposé	CAN-MRC proposé
Logic utilization	242/41910 (<1%)	2245/41910 (5%)
Total register	222	1963
Total DSP Blocks	4/112 (4%)	70/112 (63%)

Tableau 6. Paramètres du CAN à MRC développé

Paramètres	Valeurs
Résolution N	9.75 bits \approx 10 bits
SNR	60.465 dB

4 CONCLUSION

Cet article a présenté un algorithme réduit et simple pour détecter les complexes QRS d'un ECG en vue de déterminer la fréquence cardiaque. A cet effet l'algorithme développé présentant des seuils fixes a été appliqué dans notre système d'acquisition par la modulation en rapport cyclique permettant ainsi d'éviter toutes les étapes de prétraitement définies par Pan-TompKins grâce au seul filtre de démodulation. Cette innovation importante qu'offre la technique MRC a été testé d'abord par simulation virtuelle et ensuite par Co-simulation Matérielle-logicielle. Les résultats très satisfaisants révélés par les paramètres de performances montrent les bonnes performances de notre algorithme et système. Désormais il sera possible d'acquérir un signal ECG par la modulation en rapport cyclique (MRC) et de connaître sa fréquence cardiaque.

REFERENCES

- [1] Bert-Uwe Köhler, Carsten Hennig, Reinhold Orglmeister, "The Principles of Software QRS Detection". IEEE engineering in medicine and biology. pp 42-57, 2002.
- [2] Frank Martínez-Suárez, Carlos Alvarado-Serrano, "VHDL Module for the R Wave Detection in Real Time Using Continuous Wavelet Transform". IEEE 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), September 2019.

- [3] Bo Zhang, Loïc Sieler, Yann Morère, Benoît Bolmont and Guy Bourhis, "Dedicated wavelet QRS complex detection for FPGA implementation." IEEE, 3rd International Conference on Advanced Technologies for Signal and Image Processing, pp 1-6, May 2017.
- [4] JIAPU Pan, Wills J. Tompkins "A real Time QRS Detection Algorithm" IEEE Transactions on biomedical Engineering, vol. BME-32.
- [5] P. Laguna et al., "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications," Medical & Biological Engineering & computing. Vol-28, pp.67-73, January 1990.
- [6] Otam stève Uriche, MOFFO LonLa Bertrand, GAMOM NGOUNOU E. R. Christian, MBIHI Jean, "A novel FPGA-Based Multi-Channel Signal Acquisition System Using Parallel Duty-Cycle Modulation and Application to Biologic Signals: Design and Simulation". Journal of Electrical Engineering, Electronics, Control and Computer Science, volume 7, Issue 24, pp 13-20, 2021.
- [7] Jean Mbihi, F. Ndjali Beng, M. Kom, L. Nneme Nneme, "A Novel Analog-to-digital conversion Technique using nonlinear duty-cycle modulation". International Journal of Electronics and Computer Science Engineering. Vol 1, N°3, p 818-825, 2008.
- [8] J.Mbihi, L. Nneme Nneme, "A Multi-Channel Analog-To-Digital Conversion Technique Using Parallel Duty-Cycle Modulation". International Journal of Electronics and Computer Science Engineering. Vol 1, N°3, p826-833, 2012.
- [9] Sonfack Gisèle Béatrice¹, Mbihi Jean, "FPGA-Based Analog-to-Digital Conversion via Optimal Duty-Cycle Modulation". Electrical and Electronic Engineering. 8 (2): pp 29-36, 2018.
- [10] Nitish V. Thakor, John G. Webster, Willis J. Tompkins, "Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter". IEEE transactions on biomedical engineering, vol. bme-31, no. 11, pp 702-705, november 1984.
- [11] Divya Savani, Ukshit Prajapati, Harsh Shingala, Prashant Tanti, "A New Method for Acquisition and Analysis of ECG Signal using Virtual Environment". International Journal of Engineering Trends and Technology (IJETT). Volume 67 Issue 3, pp 105-110, March 2019.
- [12] Rémi Dubois, "Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie". Thèse de doctorat de l'Université Paris 6, spécialité électronique, 27 janvier 2004.
- [13] Karim Meddah, Malika Kedir Talha, Hadjer Zairi, Mohammed Nouah, Said Hadji, Mohammed A. Ait, Besma Bessekri and Hachemi Cherrih, "FPGA implementation system for qrs complex detection". Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, Vol. 32, No. 1, pp (2050005) 1- (2050005) 14, February 2020.
- [14] PhysioBank Databases, <http://www.physionet.org/physiobank-ATM/database>.
- [15] Matlab 2017b, Patrick S. Hamilton, Open Source ECG Analysis (OSEA), <http://www.eplimited.com/confirmation.htm>.
- [16] Priyanka Mundhe, Anand Pathrikar, "Design of an Effective Algorithm for ECG QRS Detection using VHDL". *International Journal of Science and Research (IJSR)*, volume 3 Issue 7, pp 1321-1324, July 2014.
- [17] Aveen Sai Madiraju, Naresh Kurella, Rama Valapudasu, "FPGA Implementation of ECG feature extraction using Time domain analysis". *ResearchGate*, February 2018.
- [18] Ivan Dotsinsky, Todor Stoyanov, "Continuously Tested and Used QRS Detection Algorithm: Free Access to the MATLAB Code". *INT. J. BIOAUTOMATION*, pp 61-70, March 2019.
- [19] Dheyaa Alhelal, Khald A. I. Aboalayon, Mohammad Daneshzand and Miad Faezipour, "FPGA-Based Denoising and Beat Detection of the ECG Signal". *IEEE*, 2015.
- [20] Madhura Bhosale, Abhijit Chitre, "Real Time ECG Acquisition and FPGA Based QRS Detection". *IEEE Fourth International Conference on Computing Communication Control and Automation (ICCUBEA)*, 2018.
- [21] Himanshu Chhabra, R.K.Sharma, "Study of R Peaks using HRV Processor In MATLAB Simulink". *IEEE International Conference on Trends in Electronics and Informatics*, pp 865-868, 2017.
- [22] Jonathan Moeyersons, Matthew Amoni, Sabine Van Huffel, Rik Willems and Carolina Varon, "R-DECO: an open-source Matlab based graphical user interface for the detection and correction of R-peaks". *Peerj computer science*, pp 1-20, 21 October 2019.
- [23] Srishti Dubey, Kamna Grover, Rahul Thakur, Anu Mehra, Sunil Kumar, "Comparative Analysis of QRS Detection Algorithms and Heart Rate variability Monitor Implemented on Virtex-4 FPGA". *International Journal of Advanced Engineering Research and Technology (IJAERT)*, pp 10-15, August 2014.
- [24] Hadeel N. Abdullah, Bassam H. Abd, "A Simple FPGA System for ECG R-R Interval Detection." *IEEE 11th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*, pp 1379- 1382, 2016.
- [25] Ngan Vuong Thuy Nguyen, Long Duc Tran, Tuan Van Huynh, "Detect QRS complex in ECG". *12th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*. pp 2022-2027, June 2017.