



Université du Québec
à Rimouski

**RÉALISATION D'UN SYSTÈME CONNECTÉ POUR LE
SUIVI EN TEMPS-RÉEL DU RYTHME CARDIAQUE ET DE
LA SATURATION D'OXYGÈNE CHEZ LES PATIENTS
ATTEINTS D'ARYTHMIE CARDIAQUE**

Mémoire présenté

dans le cadre du programme de maîtrise en ingénierie

en vue de l'obtention du grade de maître ès sciences appliquées (M. Sc. A.)

PAR

© PAPE SÉMOU DIOUF

Décembre 2022

Composition du jury :

Jean-François Méthot, président du jury, Université du Québec à Rimouski

Mohammed Bahoura, directeur de recherche, Université du Québec à Rimouski

Alexandre Robichaud, examinateur externe, Université du Québec à Chicoutimi

Dépôt initial le 25 août 2022

Dépôt final le 06 décembre 2022

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À RIMOUSKI

Service de la bibliothèque

Avertissement

La diffusion de ce mémoire ou de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire « *Autorisation de reproduire et de diffuser un rapport, un mémoire ou une thèse* ». En signant ce formulaire, l'auteur concède à l'Université du Québec à Rimouski une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de son travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, l'auteur autorise l'Université du Québec à Rimouski à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de son travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits moraux ni à ses droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, l'auteur conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont il possède un exemplaire.

À mes parents

REMERCIEMENTS

Je rends grâce au bon Dieu, le tout puissant, de m'avoir donné la possibilité et la force pour en arriver jusqu'ici, ainsi que le courage de surmonter toutes les difficultés.

Je tiens particulièrement à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur Mohammed Bahoura, mon directeur de recherche pour sa disponibilité tout au long de ce parcours, sa collaboration incessante bien avant que j'entame ce programme, ses conseils judicieux et tous les opportunités offertes, qui sans lui, la qualité de ce travail serait différente. Je tiens à remercier également les membres du jury pour le grand honneur qu'ils me font en acceptant de juger ce travail, pour leur lecture attentive de ce mémoire ainsi que pour les remarques qu'ils m'adresseront afin d'améliorer mon travail.

Je remercie toute ma famille pour leur soutien indéfectible, vous demeurez toujours ma force et source de motivation dans tous les moments difficiles pour surmonter n'importe quelles épreuves.

Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches, mes amis, qui m'ont toujours soutenus et éventuellement aidés au cours de ces années universitaires. Merci à mes collègues du laboratoire K-218 pour ces bons moments, particuliers et parfois stressants que nous avons partagés.

RÉSUMÉ

D'après l'agence de la santé publique du Canada, les maladies chroniques sont responsables de 65% de l'ensemble des décès et demeurent la cause principale de tous les décès prématurés. Parmi celles-ci, les maladies du cœur occupent la deuxième place. Les personnes atteintes de maladies chroniques ont besoin d'un suivi régulier de leurs états de santé. Cette nécessité est souvent contrainte par certains facteurs comme les difficultés d'accès aux soins de santé dans les zones reculées, les longs temps d'attente dans les urgences ou le manque de personnel médical. Ces contraintes d'accès aux soins sont accentuées avec la pandémie de la COVID-19. La mise en place d'un système de santé électronique basé sur l'internet des objets (IoT) constitue une révolution remarquable, qui permet l'acquisition et le suivi des données des patients à distance, en temps-réel, et d'améliorer les services des soins, les traitements et les interventions. Notre projet se concentre sur le développement d'un dispositif portable pour faciliter la surveillance en temps-réel du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène dans le sang (SpO₂) avec une application mobile. Il permettra également d'envoyer des alertes par message texte en cas d'arythmie ou de niveau anormal de SpO₂ (saturation d'oxygène dans le sang). Deux approches basées sur des systèmes sur puce (SoC) différents ont été adoptées pour la réalisation. La première concerne le calcul rythme cardiaque en se basant sur l'analyse du signal électrocardiogramme (ECG) ou du signal photopléthysmogramme (PPG) en utilisant l'algorithme de Pan et Tompkins. Un prototype est réalisé à la base de la carte Nexys-4 conçue autour du circuit FPGA Artix-7, des capteurs de signaux et d'un module de transmission Bluetooth qui permet d'envoyer le rythme cardiaque mesuré vers une application mobile. La seconde concerne la mesure de la fréquence cardiaque et de la saturation d'oxygène (SpO₂) en utilisant un capteur MAX3010x et une carte Heltec WiFi kit 32 comme microcontrôleur. Ce dernier dispose d'un afficheur OLED intégré et des technologies WiFi et Bluetooth pour des communications sans fil.

Mots clés : Télésurveillance, E-santé, Internet des Objets, ECG, PPG, Capteurs connectés, Rythme cardiaque, Saturation d'oxygène, Implantation FPGA

ABSTRACT

According to the Public Health Agency of Canada, chronic diseases account for 65% of all deaths and remain the leading cause of all premature deaths. Of these, heart disease is the second leading cause. People with chronic diseases need regular monitoring of their health. This need is often constrained by factors such as difficulties in accessing health care in remote areas, long waiting times in emergency rooms or lack of medical staff. These constraints to accessing care are accentuated with the COVID-19 pandemic. The implementation of an electronic health system based on the Internet of Things (IoT) is a remarkable revolution, allowing the acquisition and monitoring of patient data remotely, in real time, and improving care services, treatments and interventions. Our project focuses on the development of a wearable device to facilitate real-time monitoring of heart rate and blood oxygen saturation (SpO₂) with a mobile application. It will also allow text message alerts to be sent in the event of arrhythmia or abnormal SpO₂ (blood oxygen saturation) levels. Two different system-on-chip (SoC) approaches have been adopted for the implementation. The first one concerns the heart rate calculation based on the analysis of the electrocardiogram (ECG) signal or the photoplethysmogram (PPG) signal using the Pan and Tompkins algorithm. A prototype is being built based on the Nexys-4 board designed around the Artix-7 FPGA circuit, signal sensors and Bluetooth transmission module that allows the measured heart rate to be sent to a mobile application. The second is for measuring heart rate and oxygen saturation (SpO₂) using a MAX3010x sensor and a Heltec WiFi kit 32 board as the microcontroller. The latter has a built-in OLED display and WiFi and Bluetooth technologies for wireless communications.

Keywords: Remote monitoring, E-health, Internet of things, ECG, PPG, Wearable sensors, Heart rate, Oxygen saturation. FPGA implementation

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	ix
RÉSUMÉ	xi
ABSTRACT	xiii
TABLE DES MATIÈRES.....	xv
LISTE DES TABLEAUX	xix
LISTE DES FIGURES	xxi
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES.....	xxv
LISTE DES SYMBOLES.....	xxix
INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE 1 ÉTAT DE L'ART	9
1.1 L'INTERNET DES OBJETS	9
1.1.1 Définition.....	9
1.1.2 Les domaines d'application.....	10
1.1.3 La télémédecine.....	10
1.1.4 Les systèmes de surveillance cardiaque sans fil et mobiles	13
1.2 LE RYTHME CARDIAQUE.....	17
1.2.1 L'électrocardiographie (ECG).....	18
1.2.2 Le photopléthysmographie (PPG).....	21
1.2.3 Comparaison entre signal ECG et signal PPG	23
1.3 LA SATURATION D'OXYGÈNE.....	24
1.3.1 Mesure de la saturation d'oxygène.....	25
1.3.2 Les normes	26
CHAPITRE 2 ARCHITECTURE DU SYSTÈME DE CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE À PARTIR DE SIGNAUX ECG ET PPG	27
2.1 ARCHITECTURE DU SYSTÈME	27
2.1.1 L'acquisition des signaux	28
2.1.2 Calcul du rythme cardiaque.....	35

2.2	OUTILS D'IMPLANTATION DU SYSTÈME.....	44
2.2.1	Xilinx System Generator.....	45
2.2.2	Xilinx Vivado.....	46
2.2.3	Xilinx SDK.....	47
2.3	CONCEPTION DE L'APPLICATION MOBILE.....	48
CHAPITRE 3 IMPLANTATION DU SYSTÈME DE CALCUL DU RYTHME		
CARDIAQUE EN TEMPS-RÉEL BASÉE SUR UN CIRCUIT FPGA.....		
3.1	CARTE FPGA ET LE MODULE DE TRANSMISSION SANS-FIL.....	53
3.1.1	La carte Nexys-4.....	55
3.1.2	Le module PmodBT2.....	57
3.2	IMPLANTATION SUR CIRCUIT FPGA DES MÉTHODES DE CALCUL DU RYTHME	
	CARDIAQUE.....	57
3.2.1	Le système de calcul du rythme cardiaque.....	58
3.2.2	Le système d'intégration sur l'environnement Xilinx Vivado.....	66
3.2.3	Le système de transmission sans-fil sur l'outil Xilinx SDK.....	68
3.2.4	Les interfaces de l'application mobile.....	71
3.3	MISE EN ÉVIDENCE DU BON FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME.....	73
3.3.1	Test avec des signaux enregistrés sur un fichier.....	73
3.3.2	Test avec des signaux dans une mémoire.....	74
3.3.3	Test avec des signaux fournis par des capteurs.....	75
3.4	ANALYSE ET INTERPRÉTATIONS DES RÉSULTATS.....	76
3.5	RÉCAPITULATION DES ARCHITECTURES RÉALISÉES ET CONTRIBUTIONS.....	85
3.5.1	Système de calcul du rythme cardiaque en utilisant XSG.....	85
3.5.2	Optimisation du système 3.5.1.....	86
CHAPITRE 4 MESURE DU RYTHME CARDIAQUE ET DE LA SATURATION		
EN OXYGÈNE SPO2 À BASE DE MICROCONTRÔLEUR ESP32.....		
4.1	CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE ET DE LA SATURATION D'OXYGÈNE SPO2.....	91
4.1.1	Théorie.....	91
4.1.2	Module MAX30100.....	95
4.1.3	Module MAX30102.....	98
4.2	LA CARTE HELTEC WiFi KIT 32.....	100

4.2.1	Afficheur OLED	102
4.2.2	Transmission sans-fil Bluetooth	103
4.2.3	Outil de programmation	104
4.3	SYSTÈME DE SUIVI DES SIGNES VITAUX D'UN SEUL PATIENT	105
4.3.1	Architecture	105
4.3.2	Câblage du système	106
4.3.3	Expérimentation et résultats	107
4.4	SYSTÈME DE SUIVI DES SIGNES VITAUX DE PLUSIEURS PATIENTS	116
4.4.1	Architecture	116
4.4.2	Expérimentation et résultats	119
4.5	COMPARAISON DES DEUX APPROCHES PROPOSÉES	123
	CONCLUSION GÉNÉRALE	125
	RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	127

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Comparaison des éléments de mesure des biosignaux en fonction du type de dispositif portable	12
Tableau 2.1 : Séquence de bits possible en sortie du système de détection des arythmies.....	44
Tableau 3.1 : Description des composants de la carte Nexy-4	56
Tableau 3.2 : Estimation des ressources basée sur l’implantation de Meddah et al. pour la carte Nexys-4	86
Tableau 3.3 : Estimation des ressources nécessaires de notre système sur la carte Nexys-4	87
Tableau 3.4 : Estimation des ressources nécessaires de notre système basé sur le signal PPG avec une carte Nexys-4	88
Tableau 4.1 : Caractéristiques techniques du module MAX30100	96
Tableau 4.2 : Caractéristiques techniques du module MAX30102	99
Tableau 4.3 : Caractéristiques techniques de la carte Heltec WiFi Kit 32	102
Tableau 4.4 : Comparaison des mesures du système et celles du dispositif Jumper	112
Tableau 4.5 : Comparaison des deux systèmes proposés	124

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Les dispositifs portables placés sur diverses parties du corps et les paramètres qu'ils peuvent surveiller	12
Figure 1.2 : Architecture système de télésurveillance cardiaque.....	13
Figure 1.3 : Positions des électrodes pour l'électrocardiographie	19
Figure 1.4 : Différents ondes du signal ECG.....	20
Figure 1.5 : Acquisition du signal PPG par : (a) réflectance et (b) transmittance	22
Figure 1.6 : Représentation du signal PPG	23
Figure 1.7 : Représentation signal ECG et signal PPG	24
Figure 2.1 : Architecture du système de calcul du rythme cardiaque.....	27
Figure 2.2 : Carte Analog Discovery et les interfaces d'entrées et de sorties.....	29
Figure 2.3 : Module AD8232 capteur d'acquisition du signal ECG	30
Figure 2.4 : Détails du circuit intégré sur le module AD8232.....	30
Figure 2.5 : Interfaces du capteur PPG Easy pulse V1.1	32
Figure 2.6 : Circuit du capteur HRM-251E et les circuits d'amplification et de filtrage intégrés du module Easy Pulse	32
Figure 2.7 : Diagramme du circuit du PmodAD1.....	34
Figure 2.8 : Diagramme du circuit du PmodDA2.....	35
Figure 2.9 : Architecture du système de traitement et de calcul du rythme cardiaque.....	35
Figure 2.10 : Processus de prétraitement du signal ECG ou PPG	36
Figure 2.11 : Processus de détection des pics sur le signal ECG.....	39
Figure 2.12 : Processus de détection des pics sur le signal PPG	42
Figure 2.13 : Méthodologie de réalisation du système	45
Figure 2.14 : Diagramme de cas d'utilisation de l'application mobile.....	49
Figure 3.1 : Architecture matérielle du système	54
Figure 3.2 : Différents composants de la carte Nexys-4.....	56

Figure 3.3 : Diagramme bloc du circuit PmodBT2	57
Figure 3.4 : Système de prétraitement du signal ECG.....	58
Figure 3.5 : Système de prétraitement du signal PPG	59
Figure 3.6 : Les implantations des différents filtres du système de prétraitement	59
Figure 3.7 : Système de détection QRS et de calcul du rythme cardiaque ECG en utilisant Xilinx System Generator (XSG)	61
Figure 3.8 : Système de détection des pics et de calcul du rythme cardiaque PPG en utilisant XSG.....	62
Figure 3.9 : Système de détection d'arythmie en utilisant XSG.....	63
Figure 3.10 : Système de control de l'affichage	63
Figure 3.11 : Diagramme complet sur Xilinx System Generator permettant la génération du module IP	65
Figure 3.12 : Diagramme Vivado d'intégration des différents composants du projet.....	67
Figure 3.13 : Fonctions fournies par le module IP intégré sur le diagramme Vivado.....	68
Figure 3.14 : Code en C réalisé pour l'implantation du système de transmission.....	70
Figure 3.15 : Interface designer de la plateforme App Inventor.....	71
Figure 3.16 : Interface bloc de la plateforme App Inventor	72
Figure 3.17 : Interfaces de l'application mobile	73
Figure 3.18 : Implantation FPGA du système avec des signaux enregistrés sur un fichier	74
Figure 3.19 : Implantation FPGA du système avec des signaux en mémoire	75
Figure 3.20 : Implantation du système en temps- réel avec affichage du rythme cardiaque calculé simultanément à partir des signaux ECG et PPG	76
Figure 3.21 : Visualisation de l'évolution du signal ECG à travers le système de prétraitement dans le diagramme XSG	77
Figure 3.22 : Visualisation de l'évolution du signal PPG à travers le système de prétraitement dans le diagramme XSG	78
Figure 3.23 : Détection des pics et calcul du rythme cardiaque obtenus du signal ECG dans le diagramme XSG.....	79

Figure 3.24 : Détection des pics et calcul du rythme cardiaque obtenus du signal PPG dans le diagramme XSG.....	80
Figure 3.25 : Câblage et exécution du système en temps-réel en utilisant un signal ECG provenant d'un fichier en passant par le module Analog Discovery	81
Figure 3.26 : Représentation sur WaveForm du signal ECG fourni au système (haut) et le signal ECG prétraité retourné par le système (bas).....	81
Figure 3.27 : Affichage des rythmes cardiaques sur la carte Nexys-4	82
Figure 3.28 : Génération des signaux ECG (haut) et ECG (bas) à partir des données sauvegardées dans un fichier en utilisant le logiciel WaveForm	82
Figure 3.29 : Illustration du calcul de rythme cardiaque des signaux ECG et PPG d'un même patient et envoi des données vers le smartphone.....	83
Figure 3.30 : Simulation en temps réel en utilisant les capteurs.....	84
Figure 3.31 : Envoi des données vers le smartphone simultanément avec l'affichage sur la carte	85
Figure 3.32 : Système de calcul du rythme cardiaque proposé par Meddah et al.	86
Figure 3.33 : Système de calcul du rythme cardiaque optimisé	87
Figure 4.1 : Structures d'un détecteur de saturation en oxygène SpO2.....	92
Figure 4.2 : Le spectre d'absorption de Hb et HbO2	92
Figure 4.3 : Forme du signal typique utilisé dans la mesure de la fréquence cardiaque	94
Figure 4.4 : Signal de contrôle des LED d'un oxymètre	95
Figure 4.5 : Constituants du module MAX30100	96
Figure 4.6 : Circuit électrique du module MAX30100.....	97
Figure 4.7 : Interfaces du module MAX30100.....	98
Figure 4.8 : Constituants du module MAX30102	99
Figure 4.9 : Interfaces du module MAX30102.....	100
Figure 4.10 : Interfaces de la carte Heltec WiFi kit 32.....	101
Figure 4.11 : Composants d'un afficheur OLED (Engineers, 2022).....	103
Figure 4.12 : Interface de l'environnement de développement IDE Arduino.....	105

Figure 4.13 : Architecture du système basée sur la carte Heltec WiFi Kit 32.....	106
Figure 4.14 : Câblage du système de suivi des signes vitaux d'un patient.....	107
Figure 4.15 : Montage réalisé avec le capteur MAX30100.....	108
Figure 4.16 : Code en langage C exécuté avec l'IDE Arduino.....	108
Figure 4.17 : Simulation du système avec le capteur MAX30100.....	109
Figure 4.18 : Code en langage C correspondant à l'affichage.....	109
Figure 4.19 : Établissement de la liaison avec l'application mobile.....	110
Figure 4.20 : Comparaison avec un dispositif commercial (Jumper).....	111
Figure 4.21 : Mise en évidence du système de veille.....	113
Figure 4.22 : Script en langage C correspondant à l'affichage à la figure 4.20.....	113
Figure 4.23 : Système de mesure avec le capteur MAX30102.....	114
Figure 4.24 : Script C correspondant à l'affichage présentée à la figure 4.22.....	114
Figure 4.25 : Fonctionnement du système et représentation du signal PPG.....	115
Figure 4.26 : Code en langage C exécuté avec l'IDE Arduino.....	115
Figure 4.27 : Architecture proposée pour la communication multiple.....	117
Figure 4. 28 : : Code en C exécuté avec l'IDE Arduino sur la carte relais (ESP32).....	118
Figure 4.29 : : Code en C exécuté avec l'IDE Arduino sur la carte du patient 1.....	118
Figure 4.30 : Code en C exécuté avec l'IDE Arduino sur la carte du patient 2.....	119
Figure 4.31 : Code en C pour obtenir l'adresse MAC des cartes.....	120
Figure 4.32 : Identification de la passerelle par son adresse MAC.....	120
Figure 4.33 : Identification du prototype du patient 1 par son adresse MAC.....	121
Figure 4.34 : Identification du prototype du patient 2 par son adresse MAC.....	121
Figure 4.35 : Rythme cardiaque et saturation d'oxygène du patient 1.....	122
Figure 4.36 : Rythme cardiaque et saturation d'oxygène du patient 2.....	122
Figure 4.37 : Données envoyées par le dispositif des patients et affichées via la liaison série de la carte ESP32.....	123

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

6LoWPAN	IPv6 low power wireless personal area networks
API	Application programming interface
ADC	Analog-to-digital converter
API	Interface de programmation d'application
APK	Android package
ASIC	Application specific integrated circuit
ASPC	Agence de la santé publique du Canada
AVC	Accident vasculaire cérébral
BAN	Body area network
BLE	Bluetooth low energy
BMP	Battement par minute
BSN	Body sensor network
CPU	Central processing unit
DEL	Diode electroluminescent
DSP	Digital signal processing
E/S	Entrée/sortie
ECG	Électrocardiogramme
FPGA	Field-programmable gate array
Hb	Hémoglobine désoxygénée

HbO2	Hémoglobine oxygéné
HDL	Hardware description language
HR	Heart rate
I2C	Inter-integrated circuit
IC	Integrated circuit
IDE	Integrated development environment
IEEE	Institute of electrical and electronics engineers
IoT/Ido	Internet of things/Internet des objets
IP	Internet protocol/ Intellectual property
IPv6	Internet protocol version 6
JTAG	Joint test action group
MCU	Microcontroller unit
MISO	Master input single output
MSB	Most significant bit
OLED	Organic light-emitting diode
PAN	Personal area network
PPG	Photopléthysmographie
RAM	Random access memory
RFID	Radio frequency identification
ROM	Read only memory

SaO2	Saturation artérielle d'oxygène
SCLK	Serial clock
SDK	Software development kit
SMS	Short message service
SoC	System on chip
SPI	Serial peripheral interface
SpO2	Saturation d'oxygène dans le sang
TIC	Technologie de l'information et de la communication
UART	Universal asynchronous receiver-transmitter
VHDL	Very high-speed integrated circuit hardware description language
WBSN	Wireless body sensor network
OMS	Organisation mondiale de la santé
WLAN	Wireless local area network

LISTE DES SYMBOLES

<i>A</i>	Absorbance
<i>c</i>	Concentration d'une solution
<i>f_s</i>	Fréquence d'échantillonnage
<i>Hb</i>	Taux hémoglobine total
<i>HbO₂</i>	Taux hémoglobine oxygéné
<i>Hz</i>	Hertz
<i>k</i>	Coefficients d'extinction
<i>kHz</i>	kilohertz
<i>mm</i>	Millimètres
<i>mV</i>	Millivolts
<i>ms</i>	Millisecondes
<i>RR</i>	Intervalle entre deux ondes R consécutifs
<i>RR_{moy}</i>	Temps moyen de 5 intervalles RR consécutifs
<i>sec</i>	Seconde
<i>T_R</i>	Période d'échantillonnage

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Nous allons présenter le sujet sur lequel nous avons travaillé en tant que projet de recherche. Ce chapitre aide à mieux comprendre les motivations pour lesquelles nous avons décidé de mettre en place notre système et d'appréhender l'impact de sa réalisation. Nous allons présenter d'abord le contexte, ensuite identifier la problématique, puis fixer les objectifs à atteindre, détailler la méthodologie adoptée et enfin présenter les contributions de notre projet.

Contexte

La surveillance des signes vitaux est essentielle pour le triage et la prise en charge des patients. Les évaluations principales des conditions des patients comprennent la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire, la température corporelle, la saturation en oxygène du sang, etc. Les systèmes de télémédecine en ligne sont très utiles dus à la possibilité d'augmenter la rapidité et l'efficacité des services de soins médicaux. Ces systèmes sont basés sur des technologies sans-fil et des capteurs connectés. L'avancée rapide de la technologie d'internet et des télécommunications a remarquablement contribué à la possibilité d'avoir des systèmes de surveillance de la santé des patients (Kher, 2016).

En considérant les enquêtes médicales existantes, la télémédecine a été adoptée pour prendre soin des patients atteints de maladies chroniques comme les cardiopathies, l'arythmie, l'hypertension artérielle, le diabète, etc. Les applications les plus prometteuses sont le suivi en temps-réel des maladies chroniques comme les maladies cardiovasculaires, l'asthme et les anomalies du cœur des patients localisés loin des centres (infrastructures) médicaux de même que les systèmes de suivi sans-fil (Darwish et Hassanien, 2011; Koydemir et Ozcan, 2018). Les maladies du cœur sont devenues une des causes principales de la mortalité humaine dans le monde, par exemple, approximativement 2.8 millions de personnes meurent chaque année soit le résultat d'être en surpoids ou obèse. En effet, l'obésité peut entraîner des effets métaboliques indésirables sur la pression du sang et le cholestérol ce qui augmente enfin les risques de cardiopathie coronarienne, d'accident vasculaire

cérébral (AVC) ischémique, de diabète dû au sucre et d'un certain nombre de cancers. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), il a été estimé que le taux de cardiopathie pourrait augmenter d'environ 23.3% dans le monde en 2030 (OMS, 2018). D'après l'agence de la santé publique du Canada (ASPC), les maladies chroniques sont responsables de 65% des décès et demeurent la cause principale de tous les décès prématurés. Parmi celles-ci, les maladies du cœur occupent la deuxième place (ASPC, 2018). Le traitement de telles maladies chroniques nécessite le suivi continu et à long terme pour contrer cette menace.

En cette période de la pandémie de la COVID-19, la saturation d'oxygène (SpO₂) est l'indicateur principal de l'évolution du virus chez les malades. C'est une donnée importante à surveiller en cas d'infection, car cette dernière provoque des diminutions graves du taux d'oxygène (hypoxies) qui ne se manifestent pas forcément par des symptômes respiratoires comme des essoufflements ou la difficulté à prendre de l'air (Sherlaw-Johnson et al., 2022). Chez les personnes malades à risque (âge supérieur à 70 ans, obésité, trouble cardiaque, insuffisance respiratoire, diabète, etc.), il est donc recommandé de prendre cette mesure deux fois par jour. Dans ces conditions, s'équiper d'un oxymètre à domicile peut s'avérer très utile. Une valeur au-dessus de 98 % est normale. Inférieure à 95 %, elle constitue un premier niveau d'alerte. Pour un niveau en dessous de 92 %, une hospitalisation est généralement nécessaire. Dès le premier signe d'hypoxie, il faut envisager une hospitalisation. En effet, les patients arrivent souvent trop tard aux urgences, après 4 à 5 jours d'évolution à domicile (Bhardwaj et al., 2022).

Problématique

L'état de santé humaine est aujourd'hui une préoccupation majeure à l'échelle mondiale. Dans les méthodes de consultation traditionnelle, le patient doit se présenter régulièrement à une clinique médicale pour consultation. Cela nécessite la participation et la disponibilité du personnel de santé pour les conseils et le diagnostic. Un problème intervient lorsque beaucoup de patients se présentent en même temps au centre de santé et avec le risque que ces patients ne reçoivent pas les soins appropriés à temps, ce qui aggrave encore leur état. Un autre inconvénient majeur à toutes les approches traditionnelles est le manque de

surveillance régulière des signes vitaux ou la surveillance en temps-réel. Par conséquent, nous avons besoin essentiellement d'un système portable et convivial qui surveille continuellement et à distance les paramètres cliniques vitaux des patients.

Actuellement, il y a quelques appareils qui aident les personnes avec des hauts risques d'infarctus cardiaques ou qui ont de sérieux problèmes cardiaques. Par exemple, le pacemaker, qui détecte quand le rythme cardiaque diminue jusqu'à un faible rythme (bradycardie) et envoie un signal électrique de stimulation au cœur jusqu'à ce que les battements reviennent à la normale (Hashemi et al., 2018). De tels appareils sont nécessaires dans les cas critiques où le patient aurait besoin d'une prise en charge médicale immédiate pour éviter d'éventuelles complications. Cependant, le patient est souvent l'une des personnes qui a besoin de rechercher de l'aide dans son entourage, mais il n'est pas toujours capable de trouver l'assistance nécessaire. Ainsi, il est indispensable que les dispositifs mis en place pour la télésurveillance des signes vitaux soient capables d'envoyer des alertes en cas de détection d'anomalies.

D'autres parts, des facteurs comme le vieillissement de la population mondiale, la prévalence des maladies chroniques et les besoins de l'augmentation des soins de santé qui en résulte font de la surveillance des patients à distance une nécessité pour des soins médicaux de qualité à tous. Pour cette raison, il y a une demande croissante de dispositifs médicaux portables et fiables pour un suivi à domicile.

Objectifs

Notre projet de recherche vise à mettre en place un système de santé basé sur la télésurveillance des signes vitaux de personnes souffrants de maladies cardiaques. Des capteurs connectés à un système sur puce (SoC) permettent de recueillir le signal électrocardiographie (ECG) et le signal photoplethysmographie (PPG), de les traiter et de transmettre les données résultantes (rythme cardiaque, saturation d'oxygène) vers un smartphone pour la visualisation. Ces données pourraient être également accessibles à partir d'une plateforme web et peuvent être consultées en même temps au niveau des structures de

santé par un médecin ou un autre membre du personnel médical. Notre système permettra d'éviter aux patients certaines complications de leur état de santé par la prise en charge immédiate et d'envoyer des alertes par SMS (Short Message Service) en cas d'arythmie ou de niveau anormal de SpO₂ (saturation d'oxygène dans le sang). En résumé, les objectifs fixés sont de :

- Concevoir deux systèmes de conception logicielle et matérielle différents (microcontrôleur et FPGA) afin de pouvoir comparer les deux approches de conception ;
- Mesurer le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène dans le sang en temps-réel ;
- Envoyer les données mesurées vers une application mobile par la liaison Bluetooth ;
- Développer une application mobile compatible avec notre système pour afficher les données reçues sur un téléphone intelligent ou une tablette ;
- Envoyer des alertes par message texte à un proche-parent ou un médecin de famille, à partir de l'application, pour prévenir de l'état critique d'un patient.

Méthodologie

La méthodologie adoptée pour la réalisation de notre projet se décrit en deux approches. La première concerne la réalisation d'un système de calcul de la fréquence cardiaque à partir des signaux ECG ou PPG en utilisant sur une carte sur circuit FPGA. Cela englobe le système d'acquisition des signaux électrocardiogramme (ECG) et phopléthysmogramme (PPG), le système de traitement et de calcul du rythme cardiaque, le système d'intégration, le système de transmission sans-fil et une application mobile pour l'affichage des données sur un smartphone. La deuxième approche s'oriente vers un système sur puce à bas prix pour la mesure de la fréquence cardiaque et de la saturation d'oxygène dans le sang en utilisant un microcontrôleur intégrant un afficheur et des liaisons sans-fils.

Pour l'implantation sur circuit FPGA, les systèmes de traitement et de calcul du rythme cardiaque seront réalisés dans l'environnement Simulink avec l'outil Xilinx System Générateur (XSG). En se basant sur les travaux existants (Meddah et al., 2017; Meddah et al., 2019), nous avons effectué les étapes suivantes : le prétraitement des signaux ECG et PPG, ensuite la détection des pics sur le signal prétraité, puis le calcul du rythme cardiaque et enfin la détection d'arythmie. Les systèmes réalisés sous l'outil XSG seront exportés sous forme d'un module préconçu IP (Intellectual property). Le système d'intégration, développé dans l'environnement Vivado, va importer l'ensemble des implantations réalisées avec XSG grâce à la génération de modules préconçus (IP). D'autres modules indispensables sont également ajoutés au diagramme, comme le module Bluetooth PmodBT2, le processeur Microblaze et certains interconnecteurs d'interfaces, qui sont disponibles à partir de bibliothèques. La validation du diagramme nous permet de générer le fichier de configuration (Bitstream) avec lequel se fait l'exécution en temps-réel sur la carte FPGA et l'exportation du projet vers l'outil Xilinx SDK (ou Vitis). Ce dernier permet d'implémenter le système de transmission via la liaison Bluetooth basé sur le langage C.

Pour la seconde approche, un système basé sur le microcontrôleur Heltec WiFi Kit 32 est réalisé en utilisant un capteur de saturation d'oxygène (SpO₂). C'est un module à bas-prix intégrant un microcontrôleur, un afficheur OLED et des interfaces de liaison sans-fil (WiFi et Bluetooth). Les fonctionnalités de ce système demeurent les mêmes, comparées au système basé sur la carte FPGA. L'implantation est réalisée sur l'environnement de développement IDE Arduino basé sur le langage de programmation C. Une large documentation et des exemples de projets sont disponibles sur Internet, à travers différentes plateformes, pour l'utilisation des microcontrôleurs et des capteurs SpO₂ (Electronics, 2021; NextPCB, 2021; Parajuli, 2021). En s'inspirant de ces travaux et des bibliothèques disponibles qui facilitent l'utilisation des capteurs, notre système a été développé autour de la carte Heltec WiFi Kit et le capteur MAX3010x. Les mesures fournies par le capteur sont affichées à l'écran OLED de cette carte et ensuite envoyées vers l'application mobile.

La mise en place de l'application mobile ne nécessite pas de connaissances approfondies en développement informatique. Grâce à des outils en ligne de conception d'applications mobiles, il est possible de concevoir facilement, à l'aide d'une interface graphique, une application mobile fonctionnelle en des temps records. Notre application mobile permet d'afficher les données reçues via une liaison Bluetooth et d'envoyer des alertes par message texte (SMS) à un membre de famille du patient ou le médecin de famille pour prévenir de l'état critique du patient.

Les apports principaux de la réalisation de notre projet sont :

- L'implantation matérielle sur circuit FPGA des algorithmes du calcul de la fréquence cardiaque à partir du signal ECG et PPG ;
- La proposition d'un système similaire avec des outils de conceptions de bas niveau comme Arduino IDE en utilisant un microcontrôleur de faible coût et le langage de programmation en C ;
- Le suivi des signes vitaux à l'aide d'une application mobile (smartphone) ;
- L'acquisition de connaissance en développement de systèmes embarqués à travers plusieurs environnements de programmation FPGA tels que les outils Xilinx System Generator (ou Vitis Model Composer pour les versions plus récentes), Xilinx Vivado et SDK (ou Vitis pour les version plus récentes).

Contributions

Avec l'outil Xilinx System Generator (XSG), l'implantation matérielle des systèmes de détection et de calcul du rythme cardiaque à partir d'un signal électrocardiogramme (ECG) et photopléthysmogramme (PPG) est réalisée en se basant sur les travaux de Meddah et al. (2017; 2019). L'algorithme de prétraitement des signaux implanté dans leurs travaux, est mise en application avec la conception de nos propres systèmes de filtres. Le nombre de bits a été considérablement réduit ce qui requiert moins de ressources. Une autre particularité de notre réalisation réside sur le fait que le système de traitement et de calcul du rythme

cardiaque, réalisé dans l'environnement Simulink grâce à l'outil XSG, est converti en module préconçu IP (Intellectual Property), puis est intégré dans un diagramme Vivado. Au niveau de ce dernier, nous avons effectué l'implantation en temps-réel du module de calcul du rythme cardiaque et nous avons ajouté un processeur MicroBlaze qui gère le module de transmission sans-fil (Bluetooth) afin d'envoyer les données de sortie vers une application mobile sur un téléphone intelligent. Cette fonctionnalité importante met en exergue le caractère portable et sans-fil de notre système. L'application mobile permet de visualiser les données en temps-réel et de garder un historique de ces dernières. L'implantation d'un système d'alerte par SMS pour notifier l'utilisateur ou une autre personne, en cas d'état critique de ses signes vitaux, est un atout majeur et très utile pour assurer une prise en charge immédiate afin d'éviter certaines complications. La mise en place éventuelle d'une plateforme Web dédiée aux centres de santé donne accès aux données mesurées à tout instant aux personnels de santé (infirmières ou médecin de famille) pour un diagnostic et un suivi en tout temps.

Notre système exploite les signaux électrocardiogramme (ECG) et photopléthysmogramme (PPG) à la fois pour comparer les performances des algorithmes correspondants. En effet, la plupart des dispositifs de télésurveillance cardiaque existants utilisent un de ces deux signaux, le plus souvent le signal PPG est choisi (exemples : oxymètres de pouls, montre intelligentes, etc.). Il est prouvé scientifiquement et dans le milieu de la santé, que le calcul du rythme cardiaque est plus fiable avec l'utilisation du signal électrocardiographie (ECG) (Królak et Pilecka, 2022). Mais son acquisition est plus délicate avec une nécessité précise de la disposition des électrodes sur le corps et de l'adhésion de ces derniers sur la peau (plus de stabilité). Cependant, l'acquisition du signal PPG est plus facile et ne nécessite pas d'électrodes qui sont plus ou moins encombrants. De ce fait, en fonction des activités et de la mobilité des patients, un des deux signaux peut être mis en priorité pour calculer le rythme cardiaque (Gonçalves et al., 2016; Lekkala et Kuntamalla, 2017; Lu et al., 2009). Notre système allie la fiabilité, la précision et l'aspect pratique (versatile en fonction de la mobilité des patients) d'un dispositif portable sans-fil pour une utilisation à domicile.

Organisation du mémoire

Ce mémoire est organisé autour de la présente introduction générale, de quatre chapitres et d'une conclusion générale. Dans cette introduction générale, nous avons mis en contexte notre travail, présenté la problématique, défini les objectifs et la méthodologie pour les atteindre. Nous avons également souligné nos contributions.

Le premier chapitre, nommé État de l'art, présente le domaine d'application dans lequel notre projet évolue et les notions importantes à sa compréhension. Ces dernières sont le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène. Deux méthodes de mesure du rythme cardiaque ont été arborées, il s'agit de l'électrocardiographie et de la photopléthysmographie. Pour chacune de ces deux approches, la méthode d'acquisition, les caractéristiques et les interprétations fournies par l'analyse du signal sont développées.

Le deuxième chapitre relate notre première approche pour la réalisation du système de calcul du rythme cardiaque à partir des signaux ECG et PPG. Il s'agit de l'architecture du système, des méthodes adoptées, les outils/logiciels nécessaires à l'implantation et la conception de l'application mobile.

Le troisième chapitre aborde le travail réalisé basé sur l'implantation matérielle du système de calcul du rythme cardiaque à partir des signaux ECG et PPG sur une carte FPGA. La carte FPGA et le module de transmission utilisés, l'implantation du système de calcul du rythme cardiaque sont présentés en amont. La mise en évidence de ces derniers, l'analyse et l'interprétation des résultats de simulation ont clos ce chapitre.

Le quatrième chapitre concerne la deuxième approche adoptée pour réaliser notre système de mesure du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène dans le sang. Cette dernière est basée sur un microcontrôleur Heltec WiFi Kit 32 et d'un capteur SpO2. Nous y retrouvons le circuit du montage, l'implantation réalisée, les résultats obtenus et l'interprétations.

Enfin, une conclusion générale sera dégagée pour faire le bilan des réalisations et proposer des perspectives pour cette recherche.

CHAPITRE 1

ÉTAT DE L'ART

Ce chapitre présente le domaine d'application de notre projet et les notions essentielles pour mieux comprendre le travail à réaliser. Notre projet s'implique dans le domaine biomédical, du traitement des signaux vitaux et des systèmes embarqués. Avec l'avancement des technologies de l'internet et des télécommunications, le domaine de la santé s'est considérablement amélioré au niveau des traitements de plusieurs maladies et de la prise en charge des patients. C'est dans cette optique que l'internet des objets (IdO) a été progressivement exploité dans le domaine médical. Nous allons définir d'abord ce concept et son utilisation dans le domaine de la santé, puis présenter ses différents apports dans ce domaine. Cependant, le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène sont les données principales sur lesquelles nous allons nous intéresser dans ce projet. À travers ce chapitre, nous allons voir en détail les différentes méthodes permettant de les recueillir et l'interprétation pouvant être issue de ces dernières.

1.1 L'INTERNET DES OBJETS

1.1.1 Définition

Le terme "Internet of Things" (en français Internet des Objets) a été proposé à l'origine par Kevin Ashton, un technologue britannique, en 1999, faisant référence à la connexion d'objets du quotidien et des appareils industriels à un réseau de données, permettant la collecte et le traitement de l'information pour gérer ces objets et de créer de nouveaux services. Depuis le début des années 2000, le développement de l'IdO a été considérable (Kramp et al., 2013).

L'internet des objets (IdO) utilise de nouvelles méthodes intelligentes pour connecter les services, les machines, les personnes, les dispositifs et les objets intelligents, et où les données de ces systèmes interconnectés sont accessibles à tout moment et en tout lieu, à l'aide de n'importe quel réseau et de n'importe quelle technologie.

1.1.2 Les domaines d'application

Au départ, l'IdO était surtout lié à la logistique industrielle et commerciale. Les objets et les marchandises ont commencé à être étiquetés par l'identification radio RFID (Radio Frequency Identification) ou par le codage optique (codes-barres et codes QR, par exemple) afin de permettre le routage, l'inventaire et la prévention des pertes. L'IdO a évolué vers des applications spécifiques sur des marchés verticaux, tels que la surveillance, la sécurité, le transport, la sécurité alimentaire et des documents (Lohiya et Thakkar, 2021).

Comme nous l'observons actuellement, dans notre monde interconnecté, nous vivons le phénomène du positionnement et de la localisation omniprésents des personnes, des objets et de la production par l'intermédiaire d'appareils connectés, de voitures connectées, des maisons connectées, des villes connectées et l'Internet industriel ou l'industrie 4.0. Cette dernière concerne l'usine intelligente où les machines, les personnes et les systèmes d'information sont interconnectés et intégrés à la fabrication qui est réalisée par l'acquisition de données en temps-réel et le contrôle d'un processus de production hautement automatisé (Gordon et al., 2020).

Les applications de l'IdO sont nombreuses : commerce de détail intelligent, domotique, la ville intelligente, l'environnement intelligent, le transport automatisé et les soins de santé. Dans l'avenir, nous connaissons de plus en plus la capacité de surveiller et de contrôler des objets distants, par la téléopération et la téléprésence (Ali et al., 2021).

1.1.3 La télémédecine

En 2001, la première intervention chirurgicale à distance (transatlantique) a eu lieu. Elle a été réalisée par un chirurgien situé à New York, aux Etats-Unis, qui manipule un bras robotisé situé dans un autre pays (Strasbourg, France) à plus de 14 000 km de distance afin d'enlever la vésicule biliaire d'un patient de 68 ans qui est sorti de l'hôpital après deux jours (Marescaux et al., 2002).

La télémédecine n'est pas seulement axée sur la réalisation d'opérations chirurgicales, mais permet également de diagnostiquer les patients à distance, comme dans ce projet, en surveillant en permanence les signes vitaux des patients. Par conséquent, la télésurveillance consiste à utiliser les technologies de l'information et communications (TIC) pour obtenir des données de routine ou spéciales sur l'état de santé du patient, en capturant des signaux biologiques du patient et à les transmettre en format numérique au centre de soins (Gajarawala et Pelkowski, 2021).

L'objectif principal de la télémédecine est de fournir des traitements médicaux très complexes à un patient situé n'importe où dans le monde, ce qui évite de devoir l'emmener chez le spécialiste ou vice-versa. Les avantages de l'internet des objets dans les centres de soins de santé sont les suivants : la réduction des erreurs, la diminution des coûts, l'amélioration des résultats des traitements, l'amélioration de la gestion des maladies, l'amélioration la prise en charge des patients et l'amélioration de la gestion des médicaments (Gupta et al., 2021).

Les capteurs non-invasifs et non-intrusifs sont des éléments indispensables des systèmes de surveillance de la santé ambulatoires et à long terme. Les capteurs portables, qui sont de plus en plus confortables et moins intrusifs, sont appropriés pour surveiller la santé ou le bien-être d'un individu, sans interrompre ses activités quotidiennes. Les capteurs peuvent mesurer plusieurs signaux ou paramètres physiologiques ainsi que l'activité et le mouvement d'un individu en les plaçant à différents endroits du corps. Ces capteurs peuvent être portés sur la tête, le corps, le bras et la jambe ou le pied, ou ils peuvent être implantables, comme des pilules intelligentes ou des organes artificiels. La plupart de ces capteurs enregistrent ou transfèrent les données de l'utilisateur vers des appareils mobiles ou des smartphones par le biais d'applications dédiées (Koydemir et Ozcan, 2018). Les progrès dans le domaine des capteurs compacts et de faible puissance (capteurs, actionneurs, antennes, textiles intelligents), des dispositifs de calcul et de stockage peu coûteux couplés aux technologies de communication modernes ouvrent la voie à une surveillance de la santé à faible coût, discrète et à long terme (Cho, 2019).

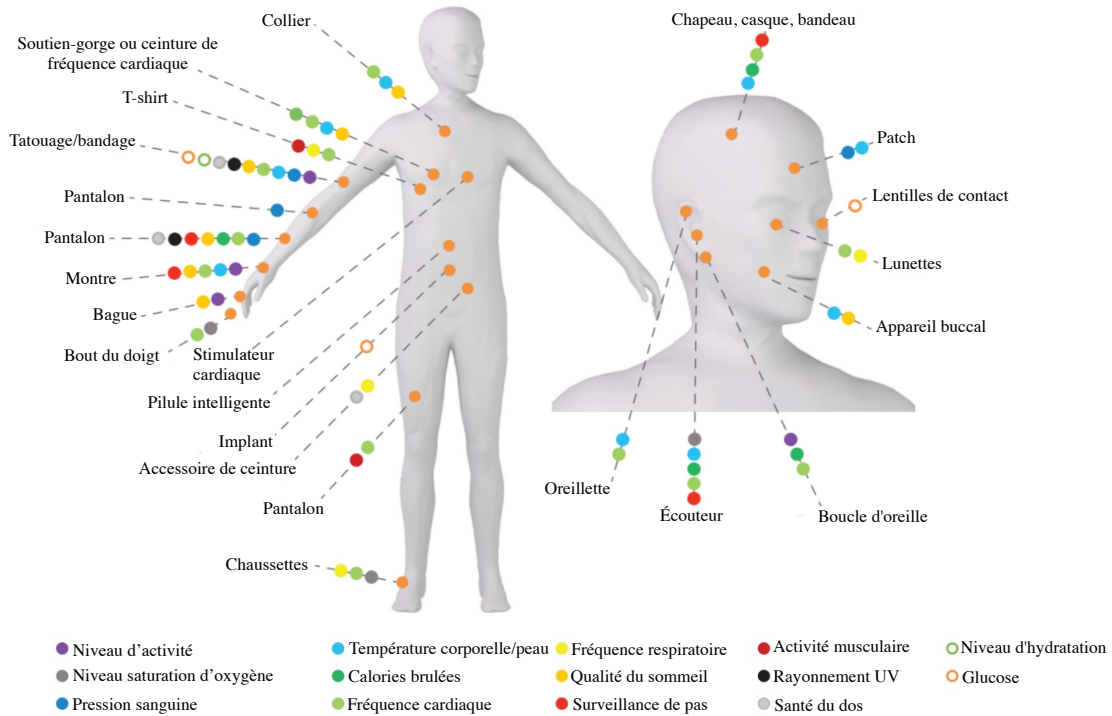


Figure 1.1 : Les dispositifs portables placés sur diverses parties du corps et les paramètres qu'ils peuvent surveiller (Koydemir et Ozcan, 2018)

Tableau 1.1 : Comparaison des éléments de mesure des biosignaux en fonction du type de dispositif portable (Cho, 2019)

	Bracelets/ Montre	Vêtements	Lunettes	Oreillette	Bague	Patch
Électrocardiographie	×	×	×			×
Photopléthysmographie	×	×	×	×	×	×
Activité électrodermale	×	×			×	
Impédance du corps	×	×				
Électro-oculographie			×			
Électromyographie	×	×				
Électroencéphalographie			×	×		
Accélération	×	×	×	×	×	×
Éclairage lumineux	×	×	×	×	×	

1.1.4 Les systèmes de surveillance cardiaque sans fil et mobiles

La popularité croissante des technologies de l'internet a ouvert la porte à des solutions basées sur l'IdO pour les soins de santé. Les dispositifs portables de suivi de l'état de santé sont d'excellents candidats pour minimiser l'impact de la distance entre le patient et le médecin. L'un des problèmes de santé les plus répandus aujourd'hui est le faible taux de survie aux arrêts cardiaques soudains (Srinivasan et Schilling, 2018). Tous les systèmes existants de prédiction des arrêts cardiaques prennent principalement en compte les paramètres de la fréquence cardiaque. Certaines recherches s'attaquent à ce problème en se concentrant sur l'analyse des signaux ECG qui conduisent finalement à une prévision du risque, car des tracés (ou signaux) ECG anormaux indiquent une crise cardiaque potentielle (Santos et al., 2020).

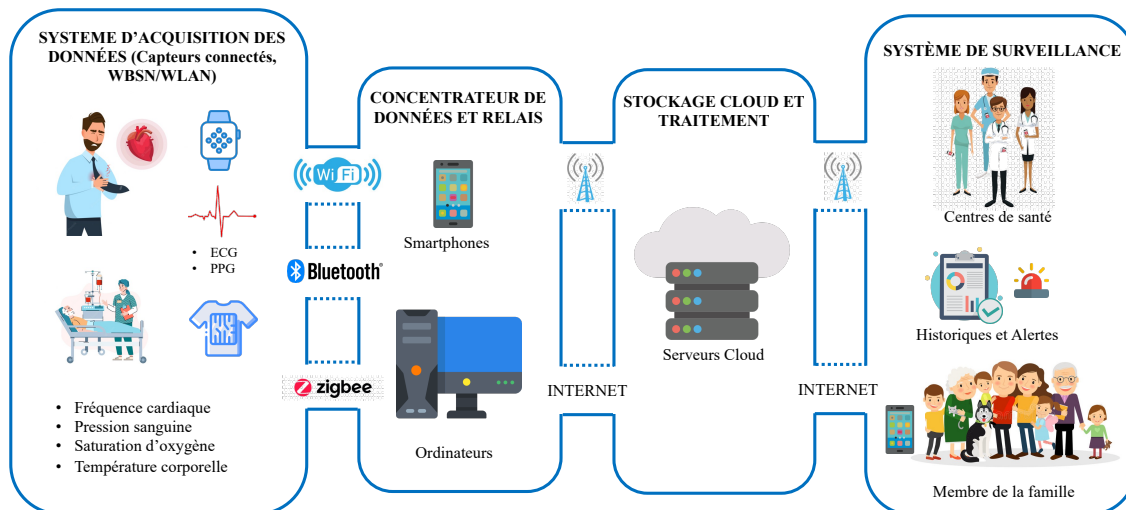


Figure 1.2 : Architecture système de télésurveillance cardiaque (Santos et al., 2020)

1.1.4.1 Systèmes de soins de santé basés sur un réseau de capteurs corporels sans fil (WBSN) :

Également connu sous le nom de réseau de capteurs corporels BSN (Body Sensor Network), le réseau BAN (Body Area Network) est un réseau sans-fil de dispositifs portables

qui permet la synchronisation de différents biosignaux pour obtenir l'état de santé du patient. Le réseau BAN fonctionne à proximité du corps humain et peut être incorporé dans le corps par le biais d'implants ou monté à la surface du corps dans une position fixe (Aileni et al., 2019). Des modèles de distribution de soins basés sur l'IdO sont proposés pour surveiller les signaux biomédicaux humains dans les activités impliquant un effort physique, en incorporant une flexibilité dans le calcul de l'application de santé et en utilisant les ressources des dispositifs disponibles dans le réseau corporel de l'utilisateur (Kim et al., 2016).

a) PAN (Personal Area Network)

Le réseau personnel (PAN) est un ensemble de capteurs ambiants entourant le patient. Dans les réseaux de soins de santé, les PAN peuvent être utilisés pour connecter plusieurs BAN. L'utilisation principale du PAN est de fournir les informations collectées par les capteurs aux réseaux externes ou au prochain nœud direct avec ces capteurs. Les PAN sont largement utilisés dans les applications IoT telles que les ordinateurs portables connectés aux smartphones. Bluetooth et ZigBee sont quelques-unes des technologies utilisées pour mettre les PAN à la disposition des réseaux de soins de santé. Des études telles que celles de Touati et al. (2016) et de Sethi et Sarangi (2017) proposent, par exemple, une plateforme dans laquelle les nœuds 6LoWPAN sont attachés à des capteurs biomédicaux (ECG, pression artérielle, accéléromètre, température corporelle, etc.) pour mesurer et transmettre les signes vitaux.

b) WLAN (Wireless Local Area Network)

Lorsqu'un ou plusieurs réseaux PAN sont connectés à un réseau local (LAN), ils forment entre eux un réseau local sans fil (WLAN). La technologie WiFi est utilisée par des produits certifiés qui appartiennent à la classe des dispositifs LAN sans fil basés sur la norme IEEE 802.11. Les applications de la surveillance médicale nécessitent la prise en compte des événements d'urgence ainsi que des informations physiologiques mesurées périodiquement. Dans des conditions critiques, un compte-rendu d'urgence doit être garanti avec un délai acceptable pour le type de signal spécifique (Priya et al., 2016). La passerelle qui servira de

pont pour connecter les BAN et PAN à un réseau étendu WLAN, peut être un appareil mobile de l'utilisateur, tel qu'un téléphone intelligent (Cruz et al., 2018; Rizqyawan et al., 2016; Satija et al., 2017; Yang et al., 2016).

1.1.4.2 Systèmes de soins de santé en ligne basés sur les téléphones intelligents :

L'utilisation du téléphone intelligent comme ressource dans le développement d'une plateforme d'intégration pour surveiller et même prédire une crise cardiaque est tout à fait bénéfique, car elle combine naturellement des composants de détection, de communication et de transmission (Majumder et Deen, 2019). Actuellement, cet appareil est largement utilisé pour reconnaître l'activité physique à partir de capteurs intégrés avec une grande précision et une haute fiabilité. En effet, l'appareil photo disponible sur tous les téléphones intelligents pourrait mesurer la fréquence respiratoire et la fréquence cardiaque, le capteur de mouvement permet de mesurer l'activité de la personne comme le compteur de pas (Bánhalmi et al., 2018).

Dans certains travaux de recherche, le téléphone intelligent est utilisé pour afficher les données reçues à partir de capteurs connectés, les enregistrer pour un historique ou les transmettre vers un serveur ou une plateforme web (Fatmi et al., 2017; Kotevski et al., 2016; Miao et al., 2015; Valor et al., 2016).

1.1.4.3 Modules de soins de santé électroniques basés sur un système sur puce (SoC) :

Un système-sur-puce ou en anglais « System on chip » (SoC) est un circuit intégré qui contient de nombreux composants électroniques sur un seul substrat. En général, nous y retrouvons un processeur, une mémoire, des ports d'E/S et un stockage secondaire. Le fait d'avoir tous ces composants sur un seul substrat permet d'utiliser moins d'énergie et de réduire leur dimension comparée aux systèmes multi-puces. Avec la croissance de l'IdO et des technologies de l'information, les SoC deviennent de plus en plus développés. Il existe plusieurs système-sur-puces pour des utilisations variées et qui peuvent demander des

architectures sensiblement différentes. On distingue trois grandes familles de SoC (Messaoudi et al., 2012) :

- c) Le système-sur-puce construit autour d'un microcontrôleur comme les cartes Arduino ;
- d) Le système-sur-puce construit autour d'un microprocesseur comme ceux utilisés pour la fabrication des smartphones ;
- e) Le système-sur-puce dédié à une tâche spécifique par exemple ceux utilisés dans les imprimantes. Cette dernière famille regroupe également les puces reprogrammables FPGA.

L'environnement de développement intégré (IDE) Arduino est utilisé pour la réalisation de travaux s'appuyant sur les microcontrôleurs tels que Atmel/Microchip, ARM et les NodeMCU (ESP32, ESP8266, etc.). Ces cartes peuvent disposer des interfaces de communication sans-fil comme le WiFi ou le Bluetooth pour envoyer les données mesurées vers un autre dispositif ou vers Internet. Des modules de communication sans-fil peuvent être aussi reliés aux cartes, qui n'en disposent pas, pour permettre le transfert des données à distance (Clark et al., 2018; Longmore et al., 2019; Ortiz et al., 2018; Susana et Tjahjadi, 2017; Vargas Escobar et Salinas, 2016).

D'autres travaux de conception matérielle de système de santé se sont orientés vers l'utilisation des cartes sur circuit FPGA dans le but de mettre en place des systèmes de mesure sans-fil de données biomédicaux, de collecter ces données et de pouvoir les consulter à distance. Les cartes de type Zybo, Pynq ou Nexys sont le plus souvent utilisées dans ces types de réalisation (Joaquino et Sarmiento, 2016; Mendonça et al., 2021; Rafeeq, 2020).

1.1.4.4 Systèmes de santé basés sur le cloud

L'utilisation des ressources informatiques en nuage (cloud) a inspiré de nombreux projets dans les services de soins de santé. Au sein du système en nuage, les données

médicales peuvent être collectées et transmises automatiquement aux professionnels de la santé de n'importe où et un retour d'information en temps réel peut être fourni au patient. Le concept de nuage est basé sur l'offre de ressources informatiques sur Internet (Sharma et al., 2021).

Actuellement, l'un des plus grands défis auxquels est confronté le domaine des soins de santé est la nécessité de stocker, traiter et analyser des volumes toujours plus importants de données médicales, d'images et d'études contenant les informations sur chaque patient. Ce croisement de données dans le nuage rend possible le suivi des patients en dehors des hôpitaux, surtout lorsqu'il s'agit de les surveiller en temps réel. Les structures de surveillance à distance des patients proposent de combiner les technologies de l'IdO, du nuage et du WLAN pour une surveillance efficace et de haute qualité de l'état de santé de la personne (Jassas et al., 2015; Rahmani et al., 2018).

1.2 LE RYTHME CARDIAQUE

Le rythme cardiaque est défini comme le nombre moyen de contractions du muscle cardiaque en une minute, on l'exprime en battements par minute (BPM). Suivant les pathologies que l'on cherche à détecter, il faut surveiller l'évolution du rythme cardiaque sur de longues périodes, ce qui peut demander plusieurs jours ou semaines d'observation. Ainsi, en fonction des besoins et du niveau de criticité de la mesure en matière de précision ou de temps de surveillance, différents systèmes existent afin de mesurer le rythme cardiaque. Dans le cadre médical, il existe 3 méthodes pour effectuer la mesure du rythme cardiaque (Beya, 2014) :

- La méthode hémodynamique ;
- L'électrocardiographie (ECG) ;
- La photopléthysmographie (PPG).

1.2.1 L'électrocardiographie (ECG)

L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique de l'activité électrique cardiaque. Il mesure l'évolution d'une différence de potentiel (en millivolts) entre deux points situés à la surface du corps. La position des électrodes par rapport au cœur détermine l'aspect des déflexions sur l'enregistrement. Cet enregistrement permet aux appareils de mesurer le rythme cardiaque et de détecter d'éventuelles anomalies cardiaques (Fang et al., 2022). L'électrocardiogramme (ECG) est composé d'une phase d'activité appelée la systole et qui alterne avec une phase de repos appelée diastole. Le rythme de ces deux phases est d'environ 70 fois par minute (70 BPM) (Sattar et Chhabra, 2022) :

- La systole : c'est la phase pendant laquelle le sang est expulsé du cœur vers les vaisseaux grâce à la contraction des fibres du myocarde ce qui entraîne une diminution du volume des oreillettes ou des ventricules ;
- La diastole : c'est la phase de repos du cœur, une pause des oreillettes et des ventricules qui entraîne une relaxation du myocarde pendant laquelle les ventricules ou les oreillettes se remplissent de sang.

1.2.1.1 Acquisition

L'enregistrement de l'activité électrique cardiaque se fait par un appareil de mesure appelé électrocardiographe qui est un appareil enregistreur relié à des électrodes de détection. Cela consiste à recueillir les variations du potentiel électrique, à les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain et filtrage) sont souvent nécessaires. Divers groupements de ces électrodes, correspondant à différents circuits d'enregistrement, sont reliés à un stylet qui donne un tracé correspondant à une dérivation (reflet localisée de l'activité électrique du cœur). L'enregistrement graphique (électrocardiogramme) s'effectue habituellement à une vitesse de déroulement du papier de 25 mm/s et la détection d'une tension de 1 mV provoque une déflexion verticale de 1 cm (Joshi et al., 2014).

Les électrodes doivent être placées à des endroits bien définis du corps et en contact avec la peau : quatre électrodes sont placées sur les poignets et les chevilles et six autres à la surface du thorax (voir Figure 1.3). L'enregistrement du signal ECG indique une tension positive lorsque l'onde de dépolarisation se déplace vers l'électrode et une tension négative lorsqu'elle s'éloigne de l'électrode.

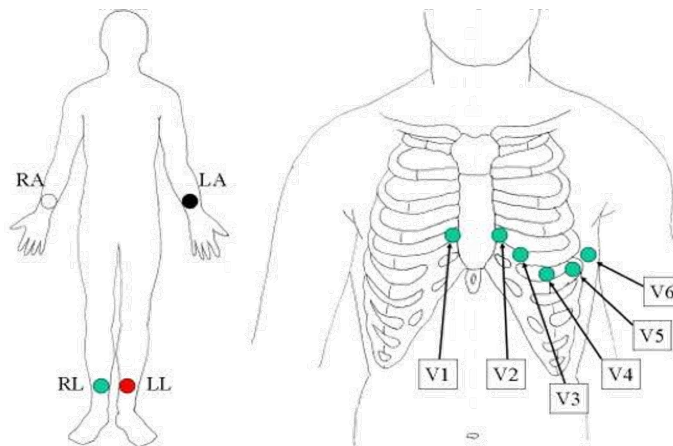


Figure 1.3 : Positions des électrodes pour l'électrocardiographie (Joshi et al., 2014)

1.2.1.2 Caractéristiques du signal ECG

Les composantes du signal ECG reflètent l'activité électrique cardiaque et correspondent à des étapes du fonctionnement physiologique du cœur. Ces composantes sont identifiées par différentes formes d'ondes présentes sur le signal cardiaque ECG. En fonction de ces ondes, nous pouvons identifier les phases de dépolarisation (contraction du cœur) et de repolarisation (relâchement du cœur), mesurer le rythme cardiaque ou établir un diagnostic médical (Beya, 2014). Les principales ondes du signal ECG sont présentées à la Figure 1.4 (Rajani et Mohamed, 2019) :

- L'onde P : c'est la première déflexion positive de l'ECG, elle représente la dépolarisation auriculaire (oreillettes droite et gauche). Elle dure environ 90 ms et son amplitude ne dépasse pas 0.2 mV ;

- L'onde R : c'est le pic le plus élevé de l'électrocardiogramme. Son amplitude maximale est de 1.5 mV et sa durée est inférieure à 70 ms ;
- Complexe QRS : il commence au début de l'onde Q et se termine à l'extrémité de l'onde S. Sa durée normale est comprise entre 85 ms et 95 ms et représente la durée de repolarisation après une contraction. ;
- L'onde T : c'est la déviation positive après chaque complexe QRS. Elle a une amplitude plus faible et sa durée est plus étendue que le complexe QRS ;
- L'intervalle PR : c'est la durée entre le début de l'onde P et le début de Q ou de R. Elle dure en moyenne entre 120 ms et 200 ms ;
- L'intervalle PQ : il correspond au temps nécessaire pour permettre à l'influx électrique de se propager à travers les autres composants du cœur ;

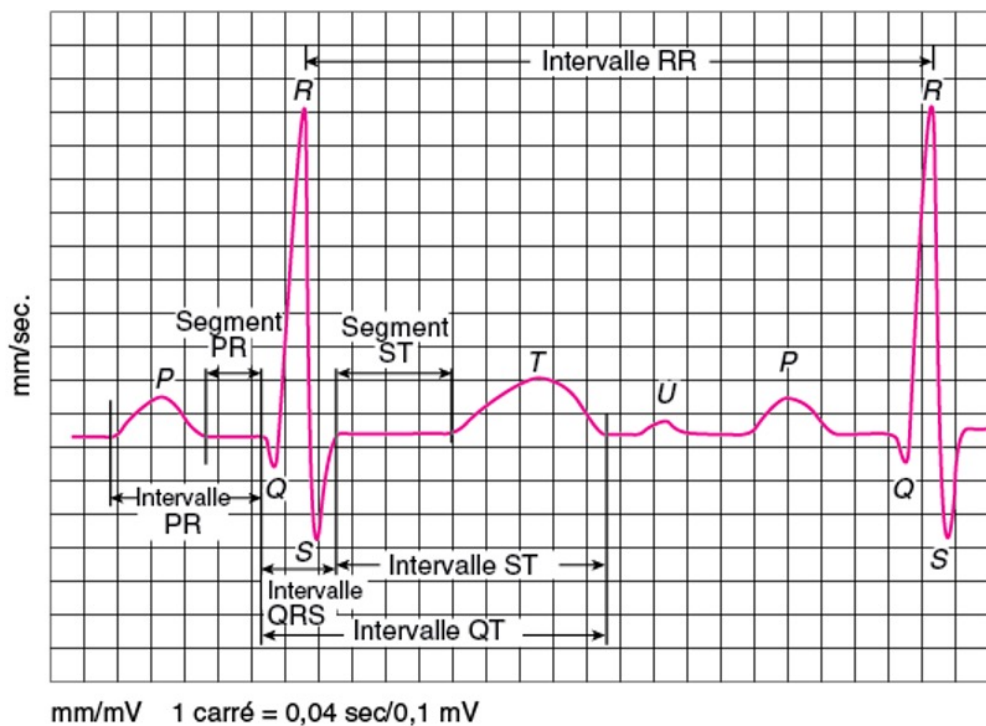


Figure 1.4 : Différents ondes du signal ECG (Rajani et Mohamed, 2019)

- L'intervalle RR : c'est la durée entre deux pics successifs de l'onde R définissant un cycle cardiaque. La moyenne des intervalles RR détermine le rythme cardiaque.

1.2.2 Le photopléthysmographie (PPG)

La photopléthysmographie (PPG) est une technique de mesure optique qui permet d'observer les variations de volume sanguin dans un tissu de manière non-invasive. La photopléthysmographie permet l'estimation du rythme cardiaque en mesurant respectivement les variations de l'information lumineuse transmise par la peau, à l'aide d'un capteur photoélectrique. Ces variations sont induites par la variation temporelle du flux sanguin dans les tissus microvasculaires présents sous la peau. Cette mesure s'appuie sur le fait que le sang présent dans les vaisseaux possède des niveaux d'absorption différents, en fonction des longueurs d'onde (Bousefsaf, 2014).

1.2.2.1 Acquisition

L'acquisition du signal PPG est réalisée par l'utilisation de deux principaux composants optoélectroniques, comme illustré à la Figure 1.5 (Dehimi et Aouina, 2018) :

- Un émetteur lumineux : une diode électroluminescente (LED), qui émet dans une longueur d'onde déterminée, est placé en contact direct avec le site de mesure. Les longueurs d'onde retenues sont très souvent sélectionnées dans le rouge ou le proche infrarouge. En cas de l'acquisition d'un signal PPG par caméra optique, il s'agit de la lumière ambiante d'une pièce ou le soleil ;
- Un récepteur de lumière : une photodiode qui est installée à proximité de la diode émettrice pour enregistrer les variations d'intensité de la lumière émise par l'émetteur. La longueur d'onde de fonctionnement de la photodiode est associée avec celle de l'émetteur lumineux.

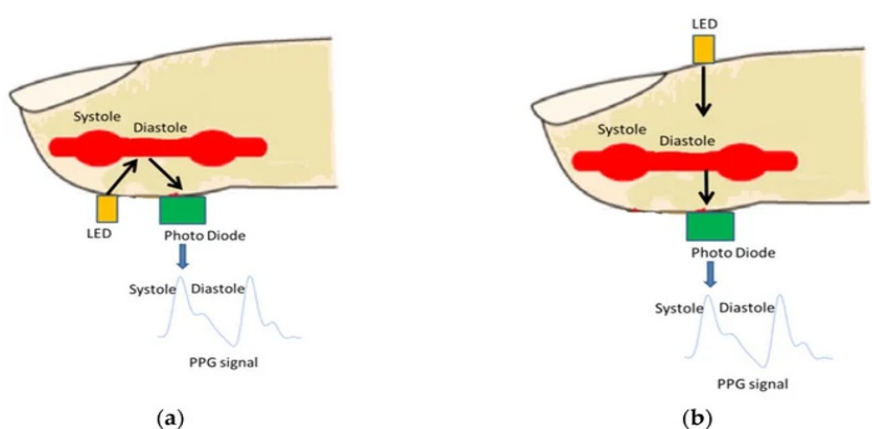


Figure 1.5 : Acquisition du signal PPG par : (a) réflectance et (b) transmittance (Liu et al., 2020)

Les oxymètres de poils permettent la mesure du signal photopléthysmographique (PPG) acquis en transmittance ou en réflectance. La mesure en transmittance se fait par l'utilisation d'un émetteur et récepteur placés de part et d'autre du volume de tissus utilisé pour la mesure. En réflectance, l'émetteur et le récepteur sont placés côte à côte. La lumière directement réfléchiée par la peau ne contient pas d'informations pertinentes et devient une source de perturbation. L'intérêt et le succès de cette méthode résident dans le fait que, l'acquisition repose sur un ensemble de composants électroniques de faibles coûts et accessibles (Bobbia, 2019).

1.2.2.2 Caractéristiques du signal PPG

Le signal PPG possède une composante variable correspondant aux fluctuations du volume sanguin entraînées par les battements du cœur. Le volume sanguin moyen dans les tissus varie en fonction des paramètres physiologiques comme la respiration, l'activation du système nerveux sympathique ou la thermorégulation. Nous retrouvons la phase systolique où l'intensité du signal augmente et atteint son maximum (point systolique) et la phase diastolique correspondant à l'affaiblissement de l'intensité du signal jusqu'à son minimum (point diastolique). L'onde dicrote est souvent observée entre le point systolique et le point diastolique sur le signal PPG (Bousefsaf, 2014).

La Figure 1.6 présente la représentation du signal PPG en fonction du temps.

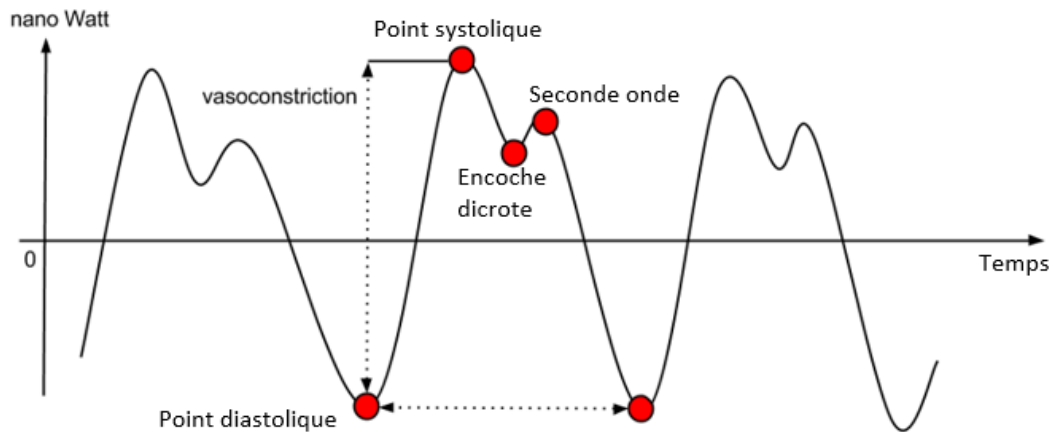


Figure 1.6 : Représentation du signal PPG (Allen et al., 2021)

La détection convenable du signal PPG nécessite un bon contact entre la peau et le capteur. En effet, les mouvements peuvent modifier l'allure, la forme et l'intensité du signal PPG avec la présence de parasites. Cependant, un contact trop étroit entre la peau et le capteur peut entraîner la disparition complète du signal PPG (Bousefsaf, 2014).

1.2.3 Comparaison entre signal ECG et signal PPG

L'électrocardiogramme (ECG) est considéré comme la méthode de référence pour mesurer la fréquence cardiaque. La méthode ECG analyse la dépolarisation de l'activité électrique cardiaque alors que la technique PPG analyse le flux de sang traversant un vaisseau sanguin par photopléthysmographie. Le flux sanguin pulsé depuis le cœur à chaque battement s'affaiblit au cours de sa progression dans les vaisseaux. Cela entraîne une représentation significative du signal PPG mais la forme est moins franche que l'onde R du signal ECG (Elgendi et al., 2019).

La précision du signal PPG change légèrement en fonction du point d'acquisition. En effet, les mesures du signal PPG sont influencées par le nombre et la proximité des vaisseaux sanguins. La précision du signal PPG dépend également de facteurs externes, tels que l'effet

de l'éclairage du milieu ambiant et, dans certains cas, même des facteurs de mouvement. Cela signifie que le signal PPG pourrait devenir moins précis dans la mesure du rythme cardiaque pendant l'activité physique ce qui nécessite des étapes de traitement de données supplémentaires pour améliorer sa précision.

Le signal ECG peut produire des données précises plus rapidement et de manière plus directe que le signal PPG, car il inclut la lecture des potentiels électriques et ne nécessite pas de temps de stabilisation. Cependant, le signal ECG présente plusieurs défis liés à la collecte et à l'interprétation des données, car il repose sur un médecin pour être prescrit, exécuté et interprété. Cela limite considérablement l'accès à cet outil pour le diagnostic, les soins, la prévention ou le suivi général de la variation du rythme cardiaque (VRC).

La Figure 1.7 illustre une représentation du signal ECG et du signal PPG dans le temps.

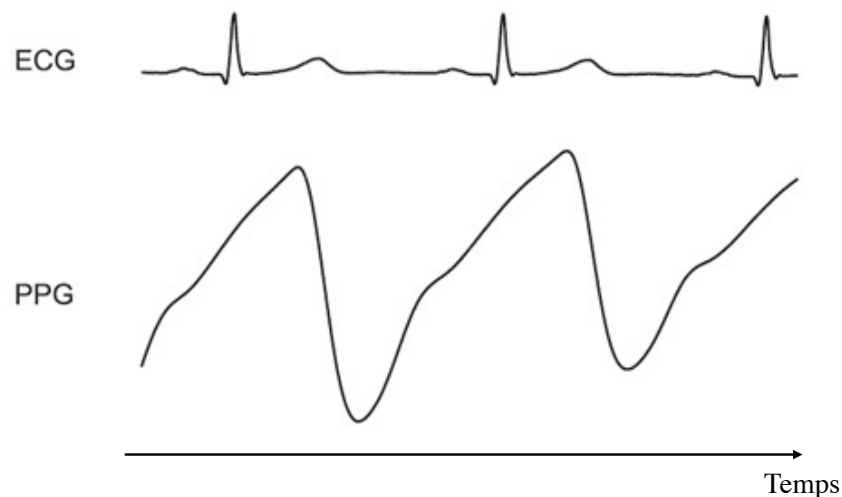


Figure 1.7 : Représentation signal ECG et signal PPG (Lee et Chung, 2012)

1.3 LA SATURATION D'OXYGÈNE

La saturation en oxygène SpO_2 est un élément essentiel de la gestion des soins à prodiguer aux patients. L'oxygène est étroitement régulé dans le corps parce que l'hypoxémie (un niveau d'oxygène inférieur à la normale dans notre sang, en particulier dans les artères)

peut entraîner de nombreux effets indésirables sur les systèmes organiques individuels (Sarkar et al., 2017). La saturation en oxygène SpO2 mesure la quantité d'hémoglobine actuellement liée à l'oxygène par rapport à la quantité d'hémoglobine restante non liée. L'oxymétrie de pouls mesure la quantité d'oxygène transportée par l'hémoglobine dans notre sang exprimée en pourcentage de saturation en oxygène. En raison de la nature critique de la consommation d'oxygène dans les tissus dans le corps, il est essentiel de pouvoir surveiller la saturation actuelle en oxygène. Elle est souvent considérée comme un cinquième signe vital et est donnée en pourcentage (Kaufman et al., 2022).

1.3.1 Mesure de la saturation d'oxygène

Il existe deux méthodes pour mesurer la saturation en oxygène d'un patient (Ascha et al., 2018) :

- La gazométrie : c'est la mesure de la saturation de l'hémoglobine par prélèvement de sang artériel. Cette première technique doit être effectuée par un professionnel de la santé (un médecin ou un infirmier). Elle demeure actuellement la méthode recommandée pour une mesure fiable et définitive d'un gaz dans le sang. Si le sang est prélevé à partir d'une artère, nous appelons saturation artérielle de l'oxygène. Lorsqu'il s'agit du sang provenant d'une veine, nous parlons de saturation veineuse de l'oxygène.
- La saturométrie ou oxymétrie de pouls : c'est la saturation de l'hémoglobine en oxygène par oxymétrie de pouls. C'est une méthode où un dispositif est mis sur le bout du doigt pour mesurer la saturation de l'oxygène indirectement. Cet appareil utilise 2 sources lumineuses, une lumière rouge, et une lumière infrarouge, qui sont absorbées par le sang. En fonction de l'absorption de la lumière infrarouge ou de la lumière rouge, le taux en oxygène dans le sang est établi en pourcentage.

1.3.2 Les normes

Pour les adultes, la gamme normale de la saturation en oxygène SpO_2 est comprise entre 95 et 100%. En dessous de 95%, le taux de saturation en oxygène est insuffisant, nous parlons d'hypoxie (baisse de l'oxygénation). Une valeur inférieure à 90% est considérée comme critique, c'est l'état de désaturation. La saturation à faible teneur en oxygène exige un apport supplémentaire externe de l'oxygène. Il est à préciser que certaines personnes, comme celles souffrant d'insuffisance respiratoire ou simplement les fumeurs, ont un manque d'oxygène chronique (West, 2017). Une saturation normale pour un enfant correspond également à une valeur supérieure à 95 %. Un taux de SpO_2 inférieur à 94% chez un enfant est un critère de gravité et conduit à une hospitalisation. La mesure de la SpO_2 est très importante chez l'enfant, car les signes d'une oxygénation faible dans le sang se ne manifestent que lorsque la SaO_2 est inférieure à 75 % alors que les gazométries artérielles sont très peu réalisées chez l'enfant (Hafen et Sharma, 2022).

Dans ce chapitre, nous avons présenté le domaine d'application de notre projet et les différentes notions qui ont un lien direct avec notre projet. Il s'agit de l'internet des objets (IdO) plus spécifiquement la télémédecine et les différents systèmes de surveillance possibles, de la mesure du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène dans le sang. Ainsi, il existe plusieurs méthodes qui permettent d'avoir le rythme cardiaque, nous avons présenté la méthode par électrocardiographie et la méthode par photopléthysmographie. La saturométrie permet de mesurer la saturation de l'hémoglobine en oxygène par oxymétrie de pouls qui utilise deux sources lumineuses de différentes longueurs d'onde. La mesure de la saturation de l'oxygène est particulièrement importante pour des patients présentant des états de santé qui peuvent réduire le niveau de l'oxygène dans le sang. Avec une bonne maîtrise de toutes les notions théoriques essentielles à la compréhension de notre projet, nous pouvons entamer, dans le chapitre suivant, les travaux qui concernent la méthodologie à adopter pour le système de traitement et de calcul du rythme cardiaque.

CHAPITRE 2

ARCHITECTURE DU SYSTÈME DE CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE À PARTIR DE SIGNAUX ECG ET PPG

Dans ce chapitre, nous allons présenter l'architecture de notre système de calcul du rythme cardiaque basé sur l'analyse des signaux électrocardiogramme (ECG) et photopléthysmogramme (PPG). Cela inclut le système d'acquisition des signaux, les méthodes de calcul du rythme cardiaque utilisées et les outils de développement des différentes parties du système.

2.1 ARCHITECTURE DU SYSTÈME

L'architecture de notre système de calcul du rythme cardiaque à partir de signaux ECG et PPG se présente à la Figure 2.1. Il se compose de :

- Système d'acquisition des signaux ;
- Système de calcul du rythme cardiaque à partir des signaux ECG et PPG constitué des tâches : prétraitement, détection des pics (complexes QRS pour le signal ECG et pics systoliques pour le signal PPG) et mesure du rythme cardiaque ;
- Affichage et transmission sans-fil du rythme cardiaque.

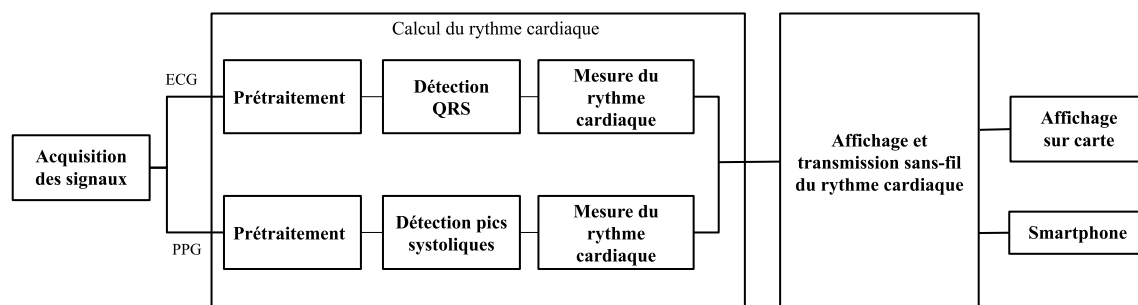


Figure 2.1 : Architecture du système de calcul du rythme cardiaque

2.1.1 L'acquisition des signaux

L'acquisition des signaux peut se faire avec plusieurs méthodes. Nous avons d'abord utilisé des signaux enregistrés sur un fichier. Cette méthode nécessite l'utilisation d'une carte nommée Analog Discovery pour pouvoir fournir en temps-réel des signaux physiques à partir des données contenues dans un fichier. Elle permet également de visualiser les signaux d'entrée ou de sortie du système à l'aide du logiciel WaveForm. Ensuite, nous avons utilisé des capteurs pour acquérir ces signaux. Pour le signal ECG, la puce AD8232 Heart Monitor peut être utilisée. Cette dernière dispose de trois électrodes à fixer sur la peau à des endroits bien spécifiques. Pour le signal PPG, nous pouvons utiliser le capteur Easy Pulse. Pour recueillir le signal PPG, ce capteur est équipé d'un dispositif (pince) qui doit être porté sur un doigt. L'utilisation de capteurs de signaux nécessite des convertisseurs analogique-numérique et inversement.

2.1.1.1 Carte Analog Discovery

La carte Analog Discovery, développée par Digilent en collaboration avec Analog Devices, est un instrument multifonction qui permet aux utilisateurs de mesurer, visualiser, générer, enregistrer et contrôler des circuits à signaux mixtes de toutes sortes. Cette carte est assez petite, mais assez puissante pour remplacer un ensemble d'équipements de laboratoire, offrant la liberté de travailler avec des circuits analogiques et numériques dans pratiquement n'importe quel environnement, dans ou hors du laboratoire (Digilent, 2012).

Les entrées et sorties analogiques et numériques de la carte Analog Discovery se connectent à un circuit à l'aide de simples sondes filaires (Figure 2.2). Les entrées et les sorties sont contrôlées à l'aide du logiciel gratuit WaveForm installé sur un ordinateur qui peut configurer cette carte pour qu'elle fonctionne comme n'importe lequel des nombreux instruments traditionnels. Lorsque cet instrument est utilisé, les canaux d'entrées analogiques de la carte agissent comme un oscilloscope à deux canaux, 14 bits et 100 MS/s.

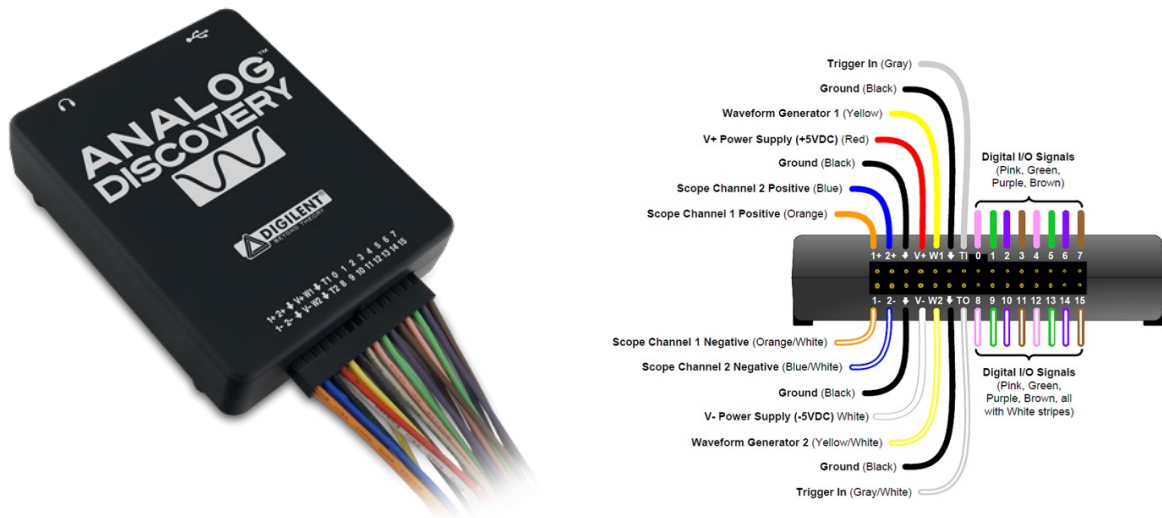


Figure 2.2 : Carte Analog Discovery et les interfaces d'entrées et de sorties (Digilent, 2012)

2.1.1.2 Capteur de signaux ECG

Le module AD8232 est un circuit de conditionnement de signaux intégré pour les applications du signal ECG et autres applications de mesure du biopotentiel. Il est conçu pour extraire, amplifier et filtrer les petits signaux biopotentiels en présence du bruit, telles que ceux créés par le mouvement ou le placement d'électrodes à distance. Cette conception permet à un convertisseur analogique-numérique (ADC) ou à un microcontrôleur embarqué d'acquérir facilement le signal de sortie. Le circuit AD8232 peut accomplir la fonction d'un filtre passe-haut analogique bipolaire pour éliminer les artefacts de mouvement et le potentiel de demi-cellule des électrodes. Ce filtre est étroitement couplé à l'architecture d'instrumentation de l'amplificateur pour permettre à la fois un gain important et un filtrage passe-haut dans un seul étage, ce qui permet de gagner de l'espace et de réduire les coûts. Un amplificateur opérationnel permet au module AD8232 de réaliser un filtrage passe-bas à trois pôles pour éliminer le bruit supplémentaire. L'utilisateur peut sélectionner la fréquence de coupure de tous les filtres pour s'adapter à différents types d'applications (Devices, 2020).

Les Figure 2.3 : et 2.4 présentent respectivement le module AD3266 capteur d'acquisition du signal ECG et les détails du circuit intégré

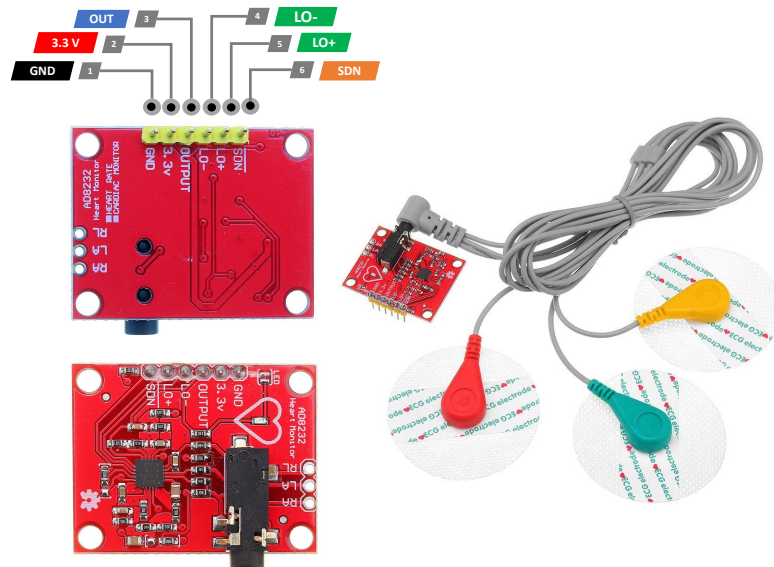


Figure 2.3 : Module AD8232 capteur d'acquisition du signal ECG

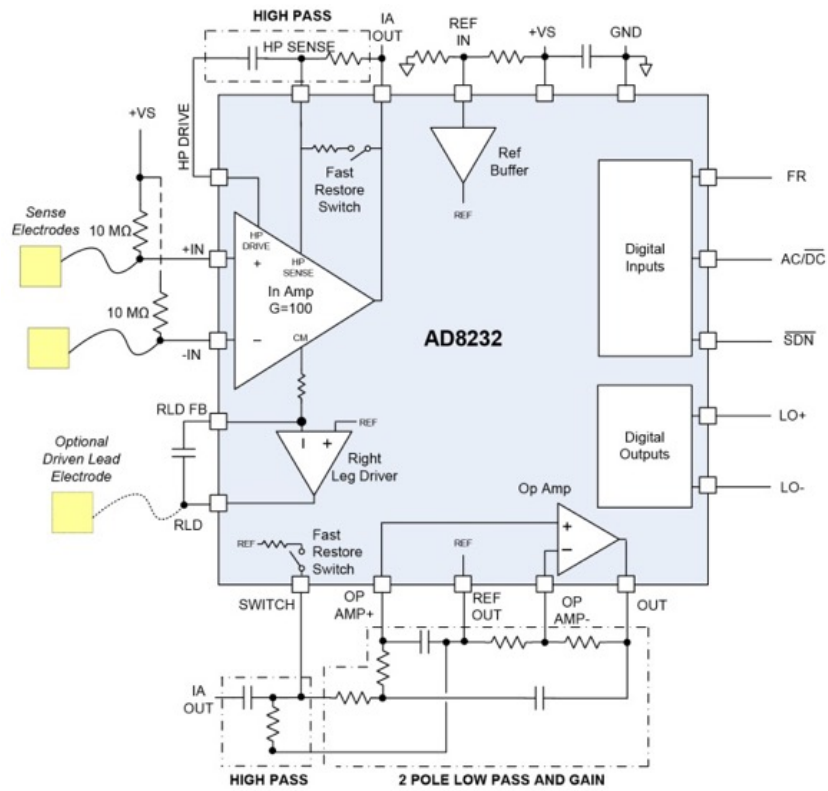


Figure 2.4 : Détails du circuit intégré sur le module AD8232 (Devices, 2020)

Le capteur AD8232 permettant l'acquisition du signal ECG dispose des broches telles que les broches SDN, LO+, LO-, OUTPUT, 3.3 V et GND. De plus, cette carte comprend des broches telles que les broches du bras droit (RA), du bras gauche (LA) et de la jambe droite (RL) pour connecter des capteurs personnalisés. Un indicateur DEL dans cette carte clignote à la fréquence du rythme cardiaque du patients.

Le module AD8232 est un circuit pour le conditionnement du signal des biopotentiels cardiaques pour la surveillance du rythme cardiaque. Il se compose d'un amplificateur d'instrumentation spécialisé (In Amp), d'un amplificateur opérationnel (Op Amp), d'un amplificateur de commande de jambe droite (Right Leg Driver) et d'un tampon de référence d'alimentation moyenne (Ref Buffer). En outre, le module AD8232 comprend un circuit de détection de l'absence de fils et un circuit automatique rapide de restauration qui rétablit le signal peu après la reconnexion des fils. Le module AD8232 contient un amplificateur d'instrumentation spécialisé qui amplifie le signal ECG tout en rejetant le potentiel induit de l'électrode sur le même étage. Ceci est possible grâce à une architecture de retour de courant indirect, qui réduit la taille et la puissance par rapport aux implantations traditionnelles.

2.1.1.3 Capteur de signaux PPG

Le module Easy Pulse est un module bas prix qui peut être utilisé pour détecter l'onde de pouls cardio-vasculaire à partir d'une pince placée au bout d'un doigt. Il est conçu pour les loisirs et les applications éducatives afin d'illustrer le principe de la photopléthysmographie (PPG), qui est une technique optique non invasive permettant de récupérer des informations vitales sur notre système cardiovasculaire à partir de la surface de la peau. Il utilise une source de lumière infrarouge pour éclairer le doigt d'un côté, et un photodétecteur placé de l'autre côté mesure les petites variations d'intensité de la lumière transmise. Les variations du signal du photodétecteur sont liées aux changements du volume sanguin à l'intérieur du tissu. Le signal est filtré et amplifié pour obtenir une forme d'onde PPG propre, qui peut donc être utilisée pour calculer la fréquence cardiaque instantanée. Le module Easy Pulse fournit également une sortie numérique du pouls qui est synchronisée

avec le rythme cardiaque (Lab, 2013). La Figure 2.5 présente les interfaces du capteur de signaux PPG Easy pulse et son schéma électrique est détaillé dans la Figure 2.6

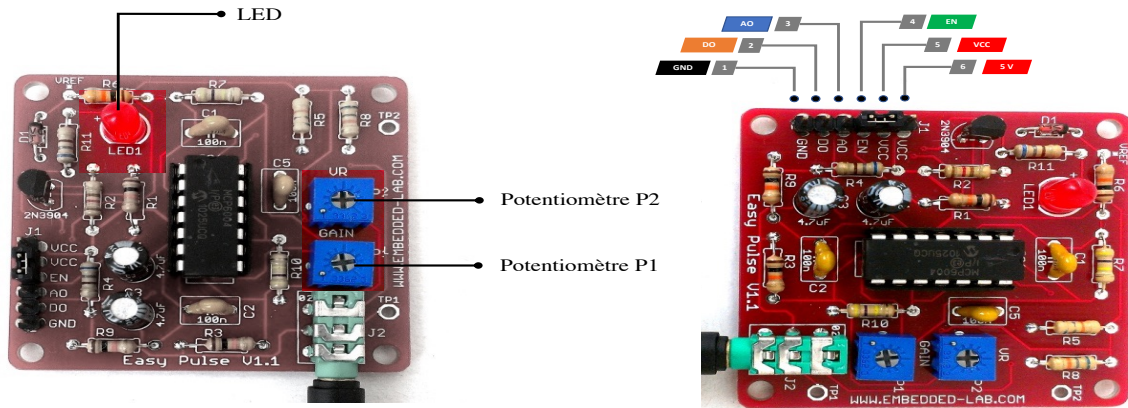


Figure 2.5 : Interfaces du capteur PPG Easy pulse V1.1

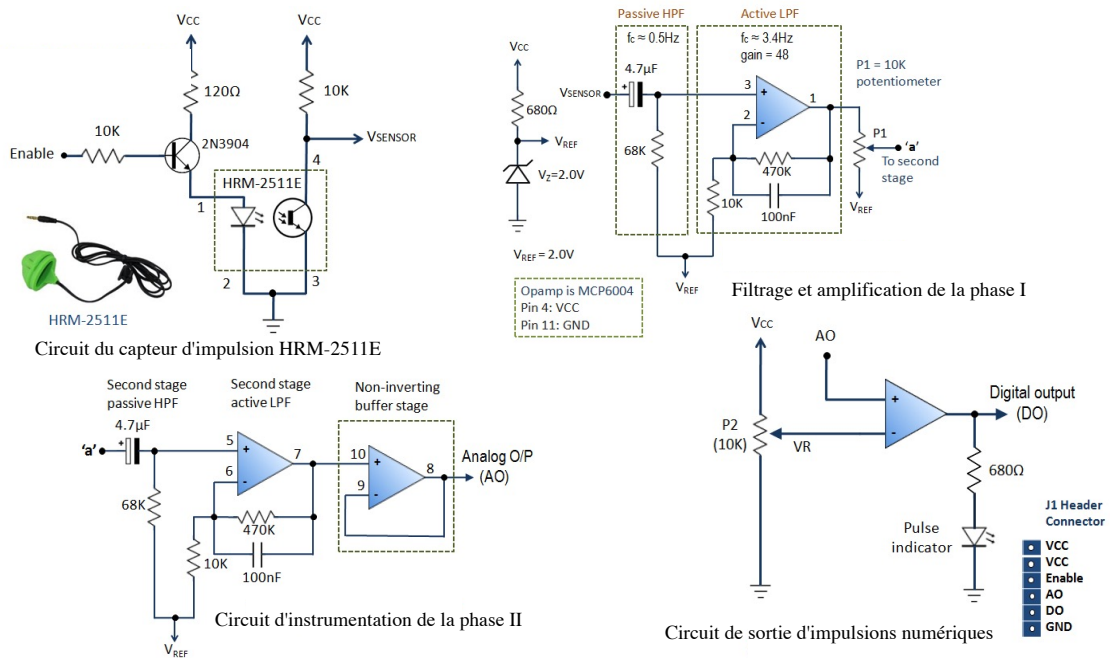


Figure 2.6 : Circuit du capteur HRM-251E et les circuits d'amplification et de filtrage intégrés du module Easy Pulse (Lab, 2013)

La version 1.1 du module Easy Pulse utilise un capteur HRM-2155E qui fonctionne en mode transmission et s'adapte étroitement au bout du doigt, ce qui le rend moins sensible aux

mouvements. Le premier circuit de la Figure 2.6 montre le schéma de contrôle (marche/arrêt) pour la source de lumière infrarouge à l'intérieur du capteur HRM-2511E. Notons que le signal Enable doit être tiré vers le haut afin d'allumer la DEL IR. La sortie du photodétecteur (VSENSOR) contient le signal PPG qui va vers un filtre à deux étages et un circuit amplificateur pour un traitement ultérieur.

Le signal PPG provenant du photodétecteur est faible et bruyant. Il faut donc un amplificateur et des circuits de filtrage pour amplifier et nettoyer le signal. Au stade I de l'instrumentation, le signal passe d'abord par un filtre passe-haut (HPF) passif RC (Résistance Condensateur) pour bloquer la composante continue du signal PPG. La fréquence de coupure du filtre passe-haut est de 0,5 Hz et est déterminée par les valeurs de $R = 68K$ et de $C = 4,7\mu F$. La sortie du HPF va vers un filtre passe-bas actif (LPF) basé sur un amplificateur optique. L'amplificateur opérationnel fonctionne en mode non-inverseur et son gain et sa fréquence de coupure sont fixés à 48 et 3,4 Hz, respectivement. Afin d'obtenir une oscillation complète du signal PPG à la sortie, l'entrée négative de l'amplificateur opérationnel est liée à une tension de référence (V_{ref}) de 2,0V. La V_{ref} est générée à l'aide d'une diode zener. A la sortie se trouve un potentiomètre (P1) qui agit comme un contrôle de gain manuel. La sortie du filtre passe maintenant dans le circuit d'instrumentation de l'étape II, qui est en fait une réplique du circuit de l'étape 1. Notons que l'amplitude du signal allant à la deuxième étape est contrôlée par le potentiel P1.

2.1.1.4 Convertisseurs analogique-numérique et numérique-analogique

a) Convertisseur analogique-numérique (CAN)

Le module PmodAD1 de Digilent est un module périphérique (Pmod) muni d'un convertisseur analogique-numérique (CAN) de deux canaux à 12 bits chacun, doté du circuit AD7476A d'Analog Devices. Avec un taux d'échantillonnage allant jusqu'à 1 million d'échantillons par seconde, ce module périphérique (Pmod) est donc capable d'exceller dans les applications audios les plus exigeantes. Le module PmodAD1 communique avec la carte hôte (FPGA) via un protocole de communication de type série SPI. Une interface SPI typique

comprend une sélection de puce (CS), une sortie maître et entrée esclave (MOSI) et une entrée maître et sortie esclave (MISO) et un signal d'horloge (SCLK). Cependant, avec les deux convertisseurs analogiques numériques (ADC) de ce périphérique, les deux lignes de données (MOSI et MISO) sont conçues pour fonctionner uniquement en tant que sorties, ce qui en fait des lignes de données maître-esclave. Le module PmodAD1 fournit ses 12 bits de données à la carte système (FPGA) par le biais de 16 cycles d'horloge, les quatre premiers bits étant constitués de quatre zéros de tête et les 12 bits restants représentant les 12 bits de données avec le bit le plus significatif (MSB) en premier. Avec le signal CS (Chip Select) à l'état bas, les 16 bits de données sont pilotés (ou cadencés) par le front descendant du signal d'horloge série (Digilent, 2016b). La Figure 2.7 présente les interfaces du module périphérique PmodAD1 et le diagramme du circuit intégré.

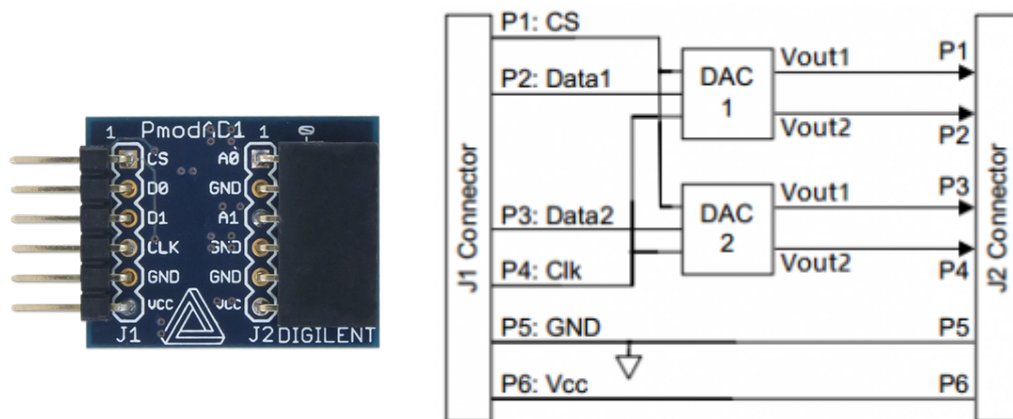


Figure 2.7 : Diagramme du circuit du PmodAD1 (Digilent, 2016b)

b) Convertisseur numérique-analogique (CNA)

Le module périphérique PmodDA2 est un convertisseur numérique-analogique de deux canaux à 12 bits utilisant le circuit DAC121S101 de Texas Instruments. Ce module communique avec la carte hôte (FPGA) via un protocole de type série SPI. En amenant la ligne de sélection de la puce CS à un état de basse tension, l'utilisateur peut générer une donnée à partir de la carte avec une série de 16 impulsions d'horloge sur la ligne d'horloge (SCLK) en envoyant également les bits de données sur les signaux SPI. Après les 4 zéros,

les 12 bits de données sont envoyés avec le bit le plus significatif (MSB) en premier avec 16 impulsions d'horloge (Digilent, 2016d). La Figure 2.8 présente les interfaces du module périphérique PmodDA2 et le diagramme du circuit intégré.

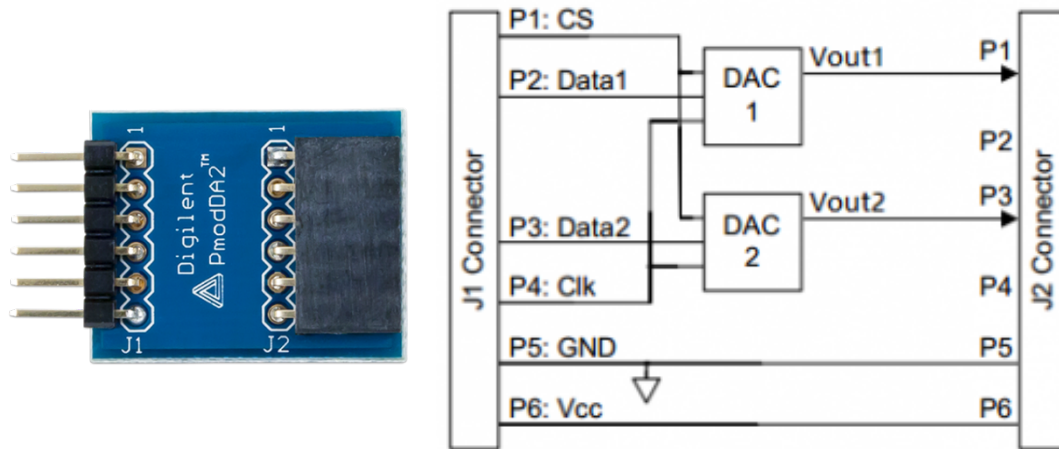


Figure 2.8 : Diagramme du circuit du PmodDA2 (Digilent, 2016d)

2.1.2 Calcul du rythme cardiaque

L'implantation du système de calcul du rythme cardiaque sera effectuée avec le logiciel Xilinx System Generator (XSG). Comme indiqué à la Figure 2.9, le système de traitement et de calcul est constitué de trois sous-systèmes : d'un système de prétraitement des signaux ECG et PPG, d'un système de détection et de calcul du rythme cardiaque et d'un système de détection des arythmies.

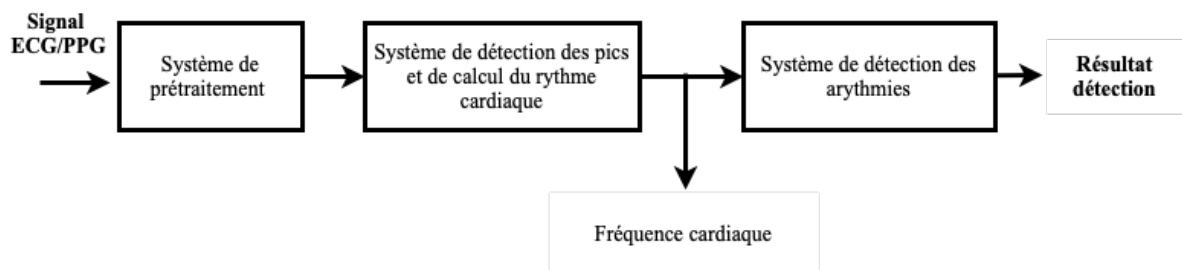


Figure 2.9 : Architecture du système de traitement et de calcul du rythme cardiaque

2.1.2.1 Système de prétraitement

La méthodologie adoptée se base essentiellement sur l'algorithme de Pan et Tompkins (1985) mais également sur une nouvelle technique proposée par Dubois (2004). Leurs travaux ont permis la détection en temps réel des complexes QRS du signal ECG. En effet, le complexe QRS est le point de référence pour la plupart des applications basées sur le signal ECG. Leur algorithme, reconnaît de manière fiable les complexes QRS, basé sur des analyses numériques de la pente, de l'amplitude et de la largeur du pic.

Notre système de prétraitement sera composé d'une série de filtres comme indiqué dans la Figure 2.10. Il s'agit d'un filtre passe-bande, d'un filtre dérivateur, d'une fonction carrée, d'un filtre intégrateur et d'un filtre passe-bas. Le filtre dérivateur n'est pas nécessaire pour le prétraitement du signal PPG. Notons que la conception de ces filtres est réalisée avec le module FDATool (ou Filter Designer) disponible l'environnement Xilinx System Generator de Simulink/Matlab. Le gain, les coefficients et la fonction de transfert sont générés automatiquement grâce aux caractéristiques spécifiques des filtres comme la fréquence de coupure, l'ordre du filtre, le types de filtre et la fréquence d'échantillonnage. Ces caractéristiques sont définies dans la configuration au niveau des paramètres du module FDATool.

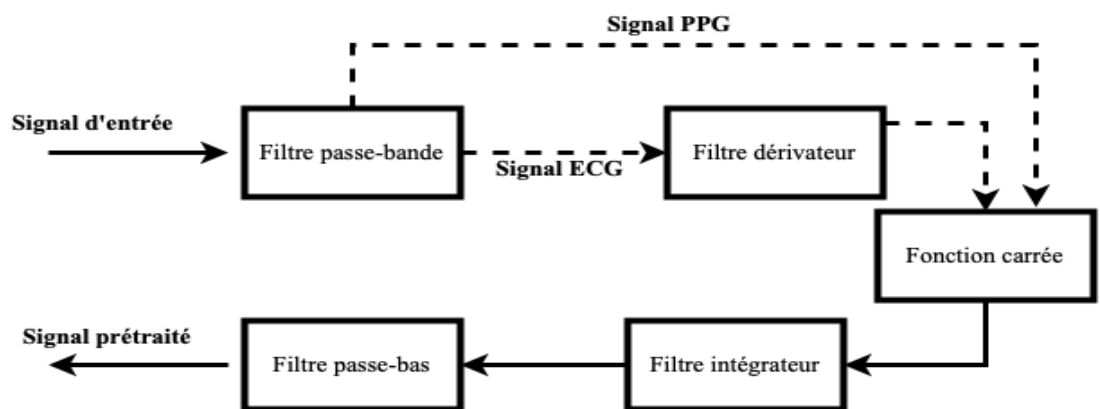


Figure 2.10 : Processus de prétraitement du signal ECG ou PPG

a) Filtre passe-bande :

Le filtre passe-bande réduit les fausses détections causées par les bruits présents dans les signaux ECG ou PPG. Les sources de bruit comprennent le bruit musculaire, les artefacts dus aux mouvements de l'électrode, interférences de lignes électriques (50/60 Hz), décalage de la ligne de base et l'onde T avec des caractéristiques de haute fréquence similaires aux complexes QRS. Dans notre approche, les filtres numériques réduisent l'influence de ces sources de bruit et ainsi permettent améliorer le rapport signal sur bruit. Le filtre passe-bande utilisé est un filtre à réponse impulsionnelle infinie (IIR) de type Butterworth d'ordre 4 fonctionnant sur la bande de fréquence comprise entre 5 et 15 Hz. Il est réalisé par deux filtres passe-bandes placés en cascade. Les fonctions de transfert sont données par les équations suivantes :

$$H_1(Z) = \frac{0.0822(1 - z^{-2})}{1 - 1.9133z^{-1} + 0.92887z^{-2}} \quad (2.1)$$

$$H_2(Z) = \frac{0.0822(1 - z^{-2})}{1 - 1.791z^{-1} + 0.8412z^{-2}} \quad (2.2)$$

b) Filtre dérivateur :

Après le filtrage passe-bande, le signal est dérivé pour réhausser le complexe QRS. C'est une technique standard pour trouver des informations sur les pentes qui fournissent une identification plus facile des complexes QRS par rapport aux autres ondes du signal ECG. La fonction de transfert de la dérivée est :

$$H(z) = 0.2002 z^{-1} + 0.4004 z^{-3} - 0.4004 z^{-4} - 0.2002 z^{-5} \quad (2.3)$$

c) Fonction carrée :

Cette transformation non linéaire permet de rendre la valeur des données positives en élevant au carré le signal dérivé point par point. La fonction carrée permet d'accroître les écarts entre les petites et grandes amplitudes dans le signal dérivé. Cette opération est définie par la fonction suivante :

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (2.4)$$

d) Filtre intégrateur :

La détection du complexe QRS ne peut pas compter uniquement sur la pente de l'onde R. Beaucoup de complexes QRS anormaux peuvent avoir de grandes amplitudes et une longue durée qui ne peuvent pas être détectées en utilisant uniquement l'onde R. Donc, nous avons besoin de plus d'informations du signal pour détecter le complexe QRS. Le déplacement de la fenêtre intégrale permet d'obtenir plus de fonctionnalités, en plus de la pente de l'onde R. Ce filtre est implanté par l'équation suivante :

$$y(n) = \sum_{k=0}^N x(n-k) \quad (2.5)$$

où N est la taille de la fenêtre qui est choisie pour qu'elle soit le double de la largeur des complexes QRS soit 150 ms (Meddah et al., 2019). Pour une fréquence de 360 Hz :

$$N = 0.15 \text{ s} \times 360 \text{ s}^{-1} = 54 \quad (2.6)$$

e) Filtre passe-bas :

Finalement, on applique un filtre passe-bas du premier ordre. Ce filtre permet d'éliminer les petites fluctuations à la sortie de l'intégrateur afin de rendre le signal lisse. Un filtre à réponse impulsionnelle infinie (IIR) du premier ordre avec une fréquence de coupure de 5 Hz a été implanté. La fonction de transfert de ce filtre est définie par :

$$H(Z) = \frac{0.0418(1 + z^{-1})}{1 - 0.916z^{-1}} \quad (2.7)$$

2.1.2.2 Système de détection des pics et de calcul du rythme cardiaque

a) Détection des pics dans le signal ECG

Le système de détection des pics dans le signal ECG permet d'identifier les complexes QRS. Avec le signal ECG prétraité, ces dernières sont facilement identifiables. La détection des pics dans le signal ECG comprend plusieurs étapes comme la dérivation centrée, la détection des pics maximaux et l'adaptation des amplitudes de ces derniers par rapport à un seuil (voir Figure 2.11).



Figure 2.11 : Processus de détection des pics sur le signal ECG

La méthode de calcul suivante implantée pour la détection des complexes QRS sur le signal ECG est fondée sur les travaux de Meddah et al. (2019).

- Calcul de la dérivation centrée :

La dérivée du signal ECG prétraité est obtenue dans le but de trouver les valeurs extrêmes (pics) du signal. Pour chaque instant n , la dérivée $d(n)$ du signal ECG $s(n)$ prétraité est définie par :

$$d(n) = \frac{s(n+1) - s(n-1)}{2T} \quad (2.8)$$

où T est la période du signal

- Détection du pic maximal :

Pour détecter les pics (maxima et minima), le passage à zéro de la dérivation du signal ECG prétraité est calculé en utilisant le théorème de valeur intermédiaire. Lorsque le produit de deux valeurs successives de la dérivée est négatif, le pic sur le signal ECG prétraité sera détecté (Meddah et al., 2019) :

$$s(n) \text{ est } \begin{cases} s_{Pic}(n), & \text{si } d(n)d(n-1) < 0 \\ s_{NonPic}(n), & \text{si } d(n)d(n-1) \geq 0 \end{cases} \quad (2.9)$$

Le bloc de détection de pic fournit la localisation des pics maxima et minima, mais dans la détection des complexes QRS, seuls les maxima sont utilisés. Pour écarter les pics minima, le signe de la pente de la dérivée est utilisé (Meddah et al., 2019) :

$$s(n) \text{ est } \begin{cases} s_{PicMax}(n), & \text{si } (d(n)d(n-1) < 0) \text{ et } (d(n+) < d(n-1)) \\ s_{PicMin}(n), & \text{si } (d(n)d(n-1) < 0) \text{ et } (d(n+) > d(n-1)) \\ s_{NonPic}(n), & \text{si } (d(n)d(n-1) \geq 0) \end{cases} \quad (2.10)$$

Ce pic maximal permet la détection des complexes QRS dans le signal ECG. On peut aussi détecter la localisation des petites amplitudes maximales qui peuvent correspondre soit à un bruit ou à l'onde T. Ainsi, cette étape seule n'est pas suffisante pour identifier tous les pics qui correspondent seulement à l'onde R. C'est pourquoi deux seuils ont été ajoutés : un seuil d'amplitude pour ignorer les pics maxima des petites amplitudes causées par le bruit et un seuil de temps pour éliminer les pics qui sont très rapprochés entre eux qui sont généralement causés par l'onde T (Meddah et al., 2019).

- Validation des pics à base d'amplitudes et du temps par rapport à un seuil :

Le seuil d'amplitude permet de distinguer les pics de l'onde R des pics de l'onde T qui sont généralement plus petits. Le seuil d'amplitude est défini à 25% par rapport à la moyenne des valeurs des 5 derniers pics de l'onde R détectés. Le pic suivant peut alors être validé et considéré comme une onde R s'il est supérieur au seuil, sinon, l'algorithme continue de chercher le maximum suivant (Meddah et al., 2019) :

$$S_{PicMax}(n) \text{ est } \begin{cases} S_{QRS}(n), & \text{Si } S_{PicMax}(n) > 0.25 S_{PicMoy}(n) \\ S_{bruit}(n), & \text{Sinon} \end{cases} \quad (2.11)$$

où $S_{PicMoy}(n)$ est l'amplitude moyenne des 5 derniers pics de l'onde R détectés.

Dans certains cas, une brusque diminution de l'amplitude de l'onde-R peut être constatée. Cela entraîne la non-détection des pics de l'onde R qui sont en dessous de la valeur seuil. En effet, pour pallier cette limitation, la possibilité d'observer les complexes QRS dans un intervalle donné a été prise en compte. Ainsi, si on ne détecte pas un nouveau pic de l'onde R avec un seuil d'amplitude à 25% de la moyenne des valeurs des 5 derniers pics valides dans 166% du temps moyen des 5 intervalles RR précédents, l'algorithme recommence la recherche des pics de l'onde R en utilisant un seuil plus bas de 5% de la moyenne des valeurs des 5 derniers pics de l'onde R détectés (Meddah et al., 2019) :

$$S_{PicMax}(n) \text{ est } \begin{cases} S_{QRS}(n), & \text{Si } (RR < 1.66 RR_{Moy} \text{ et } S_{PicMax}(n) > 0.25 S_{PicMoy}(n)) \\ S_{QRS}(n), & \text{Si } (RR > 1.66 RR_{Moy} \text{ et } S_{PicMax}(n) > 0.05 S_{PicMoy}(n)) \\ S_{bruit}(n), & \text{Sinon} \end{cases} \quad (2.12)$$

où S_{PicMoy} est l'amplitude moyenne des 5 derniers pics de l'onde R détectés et RR_{Moy} représente la moyenne, en échantillon, des 5 derniers intervalles RR.

Cependant, dans quelques cas pathologiques, le pic adjacent de l'onde T a une amplitude significative et par conséquent peut être confondu avec les pics de l'onde R. Pour éviter ces erreurs de fausse détection, le temps de validation est introduit. Le temps minimum entre deux pics de l'onde R est de 0.2 s. Dans notre cas, il est nécessaire que le système attende pendant 72 échantillons pour valider un autre pic de l'onde R. Cette valeur est calculée par $0.2 \times 360 \text{ Hz} = 72$, où 360 Hz est la fréquence d'échantillonnage (Meddah et al., 2019).

Enfin, la détection du pic maximum sera effectuée en utilisant l'adaptation d'amplitude et le seuil temporaire, présentée comme suit :

$$S_{PicMax}(n) \text{ est } \begin{cases} S_{QRS}(n), & \text{Si } (72 < RR < 1.66RR_{Moy} \text{ et } S_{PicMax}(n) > 0.25S_{PicMoy}(n)) \\ S_{QRS}(n), & \text{Si } (RR > 1.66RR_{Moy} \text{ et } S_{PicMax}(n) > 0.05S_{PicMoy}(n)) \\ S_{bruit}(n), & \text{Sinon} \end{cases} \quad (2.13)$$

où S_{PicMoy} est l'amplitude moyenne des 5 derniers pics de l'onde R détecté, RR_{Moy} représente la moyenne, en échantillon, des 5 derniers intervalles RR. Ces deux valeurs sont automatiquement ajustées pour tout détection d'un nouveau pic.

b) Détection des pics sur le signal PPG

Le système de détection des pics dans le signal PPG exploite en entrée le signal PPG prétraité. Comme indiqué dans la Figure 2.12, il se compose de trois sous blocs : la détection des pics, la validation en temps et le calcul de la durée entre deux pics consécutifs.

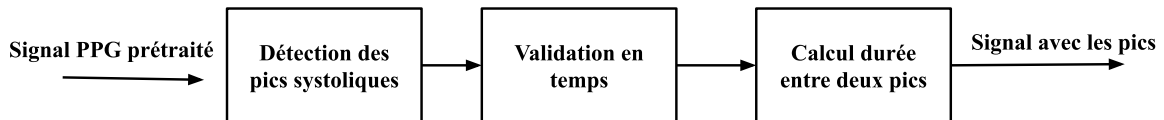


Figure 2.12 : Processus de détection des pics sur le signal PPG

- Détection des pics :

Pour détecter les pics, on utilise les équations suivantes. Il est considéré comme un pic systolique si la valeur du signal à l'instant n est supérieure aux deux valeurs du signal aux instants $n+1$ et $n-1$.

$$d(n) > d(n + 1) \text{ et } d(n) > d(n - 1) \quad (2.14)$$

- Validation en temps :

Pour éviter les fausses détections, un temps de validation entre les pics est considéré. En effet, seuls les pics correspondants à la phase systolique peuvent être considérés pour le calcul du rythme cardiaque. Avec l'équation (2.14) précédente, un pic peut être détecté sur

le signal PPG sans qu'il soit considéré comme correspondant à la phase systole. Après la détection, il est considéré comme un pic systolique si le temps entre le pic et le pic précédent dépasse une 450 millisecondes. Ceci équivaut, avec une fréquence d'échantillonnage de 360 Hz à 162 échantillons (Meddah et al., 2019).

$$N_{th} = 0.450 * 360 \text{ Hz} = 162 \quad (2.15)$$

- Calcul du temps entre deux pics :

Après la détection et la validation en temps des pics systoliques, un compteur est activé pour permettre de calculer le nombre d'échantillons entre deux pics valides. Cela donne la durée entre ces deux pics systoliques, l'équivalent de la durée RR dans le signal ECG.

c) *Calcul du rythme cardiaque*

Après la détection du pic dans le signal analysé (ECG ou PPG), la fréquence cardiaque peut être obtenue en mesurant l'intervalle entre deux pics (RR pour le signal ECG). Cela est définie par :

$$HR = \frac{1}{T_R} \text{ battements/min} = \frac{60 f_s}{N_R} \text{ battements/min} \quad (2.16)$$

où T_R représente le temps, en minutes, entre deux pics consécutifs de l'onde R, f_s est la fréquence d'échantillonnage ($f_s = 360 \text{ Hz}$), et N_R est le nombre d'échantillon entre deux pics successifs de l'onde R. Le rythme cardiaque HR est exprimé en battement par minute (BPM) (Meddah et al., 2019).

2.1.2.3 Système de détection des arythmies

La fréquence cardiaque est calculée après la détection de tous les complexes QRS dans le signal ECG (ou les pics systoliques dans le signal PPG), mais la détection de l'arythmie (tachycardie ou bradycardie) est possible lorsque la valeur moyenne des 5 dernières valeurs de la fréquence cardiaque dépasse 120 battements/min ou lorsqu'elle est inférieure à 50

battements/min. Un système de codage à deux bits permet d'indiquer la nature du rythme cardiaque.

Le résultat fourni par le bloc de calcul du rythme cardiaque est d'abord comparé à 120 pour vérifier si le rythme cardiaque est dans la zone de tachycardie. Si la valeur du rythme cardiaque est supérieure, alors on aura en sortie un bit 1, sinon un bit 0. La seconde comparaison est faite avec 50 pour vérifier si le rythme cardiaque est dans la zone de bradycardie. Le résultat de cette comparaison est un bit à 1 si c'est vrai et un bit à 0 le cas contraire. Les deux bits générés après la série de comparaison forment une séquence de bits qui permet de fournir un diagnostic sur la détection des arythmies (voir Tableau 2.1).

Tableau 2.1 : Séquence de bits possible en sortie du système de détection des arythmies

Séquence	Décimal	Interprétations
00	0	Pas d'arythmies (rythme cardiaque normal)
01	1	Arythmie (Bradycardie)
10	2	Arythmie (Tachycardie)

2.2 OUTILS D'IMPLANTATION DU SYSTÈME

Les outils de développements utilisés pour l'implantation matérielle du système de calcul du rythme cardiaque diffèrent en fonction du sous-système à implémenter. Le diagramme de la Figure 2.13 présente la méthodologie adoptée pour la réalisation du système complet.

- Le système de prétraitement des signaux et de calcul du rythme cardiaque est implanté dans l'environnement Matlab/Simulink avec l'outil de programmation haut niveau Xilinx System Generator (XSG). Un module préconçu IP (Intellectual Property) est généré à la fin de la conception pour être utilisé indépendamment de Matlab/Simulink/XSG ;

- L'intégration est effectuée sous forme de module IP, du système développé sous XSG dans l'environnement Xilinx Vivado en association avec le processeur MicroBlaze ;
- Le système de transmission Bluetooth est développé autour d'un processeur MicroBlaze et programmé en C dans l'environnement Xilinx SDK.

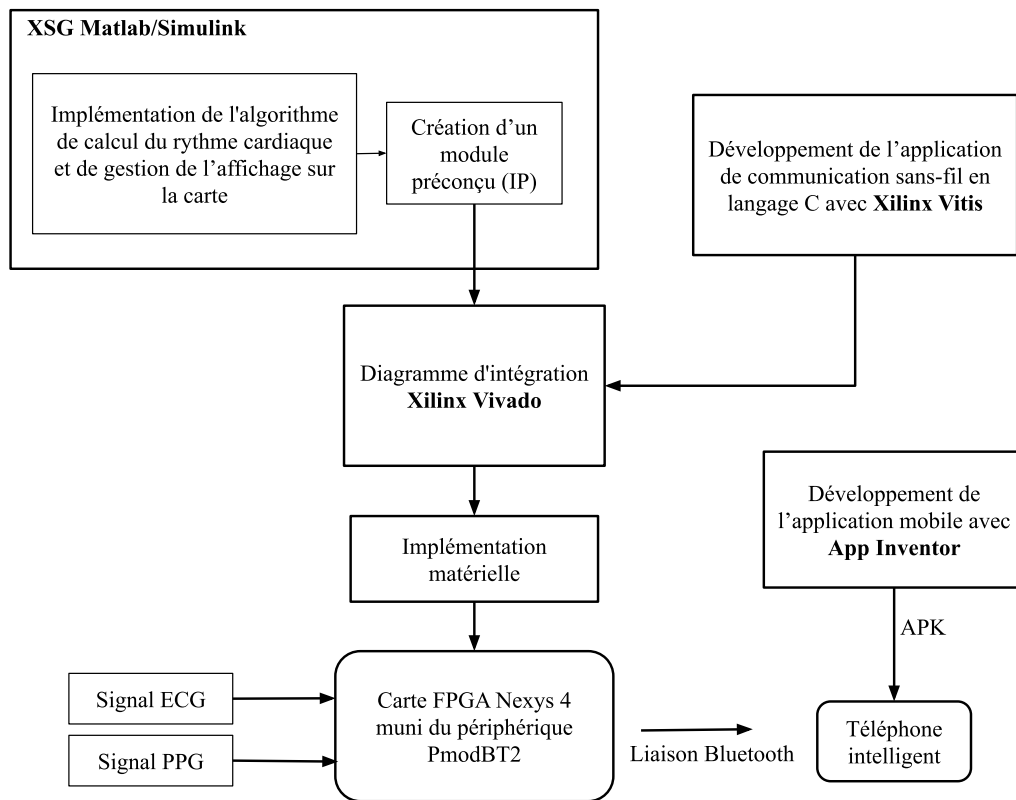


Figure 2.13 : Méthodologie de réalisation du système

2.2.1 Xilinx System Generator

L'outil de programmation Xilinx System Generator pour processeur DSP est un plug-in pour Matlab/Simulink qui permet aux concepteurs de développer des systèmes de traitement numérique des signaux (DSP) hautes performances pour les circuits FPGA du

manufacturier Xilinx. Les concepteurs peuvent ainsi concevoir et simuler un système numérique à l'aide de la bibliothèque XSG assurant une modélisation fidèle au bit et au cycle. L'outil XSG générera ensuite automatiquement du code HDL (Hardware Description Language) qui peut ensuite être synthétisé pour une implantation sur les puces FPGA et les puces SoC de Xilinx. Par conséquent, les concepteurs peuvent définir une représentation abstraite d'une conception au niveau du système (haut niveau) et transformer facilement ce code source unique en une représentation au niveau de la porte (bas niveau) (Xilinx, 2018).

Les fonctionnalités de l'outil Xilinx System Generator pour processeur DSP combinées aux avantages d'un riche environnement de simulation et de vérification offert par Matlab/Simulink permettent l'implantation d'algorithmes de traitement numérique des signaux (DSP) complexes en une fraction de temps par rapport au temps de développement de niveau de registre traditionnel (Xilinx, 2021). Les principales caractéristiques sont :

- Modélisation des algorithmes de traitement numérique des signaux (DSP) ;
- Implantation précise au bit et au cycle en virgule fixe et virgule flottante ;
- Génération automatique du code VHDL ou Verilog à partir de diagramme Simulink ;
- Génération automatique des modules préconçus IP à partir de diagramme Simulink ;
- Co-simulation matérielle ;
- Analyse du temps (ou fréquence) d'exécution et des ressources.

2.2.2 Xilinx Vivado

Avec l'outil Xilinx System Generator, il est possible de générer à partir d'une implantation validée, un module IP, qui s'intègre facilement dans un projet plus large à l'aide de l'outil d'intégration de blocs dans la plateforme Xilinx Vivado. Cette approche permet

l'implantation de système très complexe, en utilisant des modules IP préconçus avec d'autres outils comme XSG ou le langage C.

Les nouvelles éditions de la plateforme Vivado Design Suite HLx fournissent aux équipes de conception les outils et la méthodologie nécessaires pour tirer parti de la conception C, de la réutilisation des sous-systèmes et de l'automatisation de l'intégration (Xilinx, 2019b).

La plateforme Vivado Design Suite offre une nouvelle approche pour une productivité très élevée avec la nouvelle génération C/C++ et la conception basée sur les modules IP. Lorsqu'elle est associée au nouveau concept de conception de productivité de haut niveau UltraFast, les utilisateurs peuvent réaliser un gain de productivité de 10 à 15 fois par rapport aux approches traditionnelles (Xilinx, 2019a).

Notre approche d'intégration consiste à réaliser un diagramme qui intègre le module IP généré avec l'outil Xilinx System Generator et les autres composants comme le microprocesseur MicroBlaze de la carte et le module de transmission sans-fil des données. Le module IP utilisé renferme l'implantation du système de traitement et de calcul du rythme cardiaque réalisé sur l'outil Xilinx System Generator. Il contient également les composants assurant l'affichage sur la carte. Le raccordement des différents composants peut se faire automatiquement à l'aide d'un assistant pré-fourni. C'est à ce niveau que les pins correspondantes aux entrées et aux sorties de la carte sont identifiées dans un fichier de contraintes avec l'extension (.xdc).

2.2.3 Xilinx SDK

Le système de transmission représente la partie applicative de notre implantation. Nous allons définir comment les résultats du calcul du rythme cardiaque seront exploités. Nous aurons à mettre en place une application qui va permettre d'envoyer la valeur actuelle du rythme cardiaque vers le smartphone par liaison Bluetooth, grâce au module de transmission sans-fil. Cette partie sera programmée en langage C dans l'environnement Xilinx SDK.

Le kit de développement logiciel (SDK) de Xilinx est l'environnement de conception intégré (IDE) permettant de créer des applications embarquées sur l'un des microprocesseurs de Xilinx. Ce système est le premier environnement d'application capable de fournir une véritable conception, un débogage et une analyse des performances multiprocesseurs homogènes et hétérogènes. L'outil Xilinx SDK comprend la conception matérielle intégrée personnalisée qui a été définie dans l'environnement Vivado Design Suite. Sur la base de cette conception, plusieurs paramètres clés sont configurés automatiquement, y compris les cartes mémoire, les paramètres de registre des périphériques, les outils et les chemins de bibliothèque, les options du compilateur, les paramètres JTAG et de mémoire flash, les connexions de débogage et les packages de support de carte Linux. Cette pré-configuration personnalisée tenant compte de la conception, associée à la génération automatique de logiciels système critiques, garantit une progression rapide du développement logiciel avec une courbe d'apprentissage minimale (Xilinx, 2019c).

2.3 CONCEPTION DE L'APPLICATION MOBILE

L'application mobile est une fonctionnalité importante du système. Elle permet de recevoir, via une liaison sans fil Bluetooth, les données issues du système de calcul du rythme cardiaque et de la saturation en oxygène SpO₂. Les valeurs du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène sont envoyées par ce dernier puis affichées sur l'application mobile. Une fonctionnalité supplémentaire pourrait être ajoutée à cette dernière, par exemple l'envoi d'alerte par SMS vers un membre de la famille ou le médecin de famille. La Figure 2.14 représente le diagramme de cas de l'application mobile sur Android.

Il existe plusieurs approches pour développer une application mobile destinée à un système Android. En tenant compte de toutes ces méthodes, nous pouvons dégager deux façons différentes pour développer une application mobile. La première façon, la plus connue, nécessite des connaissances approfondies en programmation et l'utilisation d'un langage de programmation spécifique. Plus connu sous le nom des applications natives, c'est celles-là que la plupart des développeurs qualifiés proposent.

Nous avons opté pour la seconde approche qui permet de créer facilement des applications sans connaissances poussées en développement informatique et la programmation se fait par l'intermédiaire d'une plateforme graphique. La plupart de ces plateformes, fonctionnent sur le système de type « glisser-déposer » qui permet de créer et d'organiser rapidement notre application à partir de blocs prédéfinis.

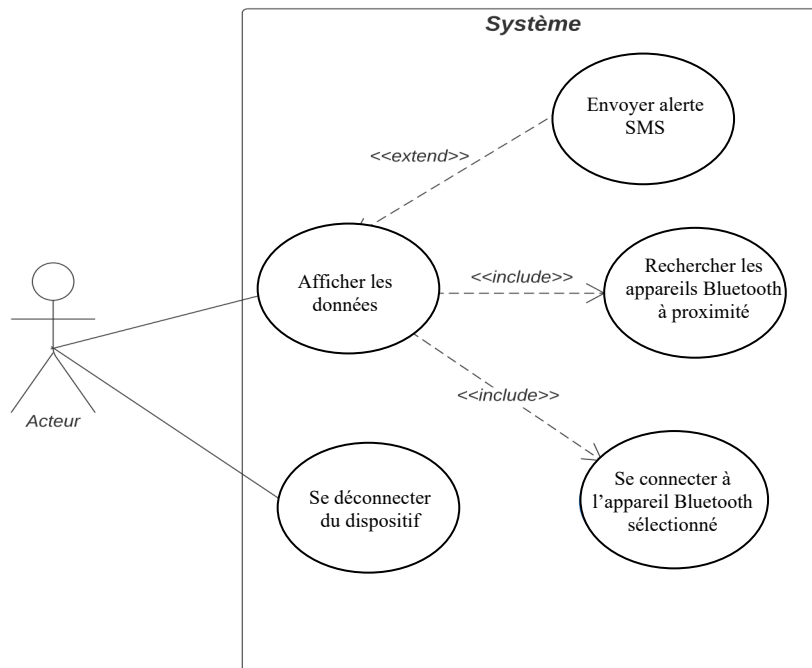


Figure 2.14 : Diagramme de cas d'utilisation de l'application mobile

Ainsi, nous pouvons en citer les plateformes suivantes :

- La plateforme AppInstitute plus connue sous le surnom de « WordPress pour les applications » est une plateforme basée sur le protocole HTML5 qui permet de créer ses propres applications (<https://appinstitute.com>) ;
- L'environnement Siberian CMS offre deux particularités : il nous donne accès au code source de l'application, mais nous devons aussi installer la plateforme sur notre propre domaine Internet. Cela permet de créer une application complète gratuitement (<https://www.siberiancms.com>) ;

- Thunkable est une plateforme sans code qui permet aux utilisateurs de créer des applications mobiles natives sans avoir à écrire une seule ligne de code. Grâce à des intégrations extensibles, des fonctionnalités API ouvertes et des capacités d'édition avancées, les utilisateurs peuvent créer des applications puissantes en quelques jours, et non en quelques mois (<https://thinkable.com>) ;
- La plateforme Goodbarber est une solution de création sur mesure d'applications. Elle offre de nombreuses fonctions, des designs innovants et diverses ergonomies. Elle est facile à manipuler grâce à son système d'orientation étape par étape sous la forme d'un éditeur (<https://fr.goodbarber.com>) ;
- App Inventor pour Android est un logiciel de développement d'applications créé par Google, pour pallier la difficulté d'utilisation de Android Studio par des débutants. Il est actuellement entretenu par le MIT (Massachusetts Institute of Technology) (<https://appinventor.mit.edu>) ;
- Keosu est un logiciel à source ouverte qui permet de créer et gérer des applications natives. Gratuit, cet outil ne requiert pas de connaissances spécifiques en informatique (<http://www.keosu.com.htmlserialize.co>).

Notre choix s'est porté sur App Inventor qui est une plateforme de développement offerte à tous les utilisateurs possédant un compte électronique Gmail. App Inventor est un environnement de programmation intuitif et visuel, un outil en ligne de développement pour les téléphones et les tablettes afin de créer des applications entièrement fonctionnelles pour les téléphones et tablette Android. De plus, cet outil basé sur des blocs qui facilitent la création d'applications complexes à fort impact en beaucoup moins de temps que les environnements de programmation traditionnels. C'est une plateforme simple permettant de développer des applications mobiles Android sans avoir à utiliser un langage de programmation informatique (Patton et al., 2019).

Dans ce chapitre, tous les éléments théoriques qui seront les fondements de la réalisation de notre projet ont été relatés. Il s'agit des méthodes pour l'acquisition des signaux ECG et PPG, des méthodes de calcul du rythme cardiaque adoptées et la présentation des technologies et outils choisis pour l'implantation. Le chapitre suivant présente les réalisations faites pour la mise en place du système de calcul du rythme cardiaque.

CHAPITRE 3

IMPLANTATION DU SYSTÈME DE CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE EN TEMPS-RÉEL BASÉE SUR UN CIRCUIT FPGA

Ce chapitre mène à l'implantation sur circuit FPGA du système de suivi en temps réel du rythme cardiaque à partir des signaux ECG et PPG. Plusieurs tâches ont été identifiées dans le but de faciliter la mise en place. Nous allons d'abord présenter la carte utilisée à base de circuit FPGA et ses périphériques, puis les implantations matérielles réalisées pour notre système de calcul du rythme cardiaque ainsi que le développement de l'application mobile sur Android permettant l'affichage du rythme cardiaque et sur le smartphone et l'envoi de SMS en cas d'arythmie. Enfin, des tests de fonctionnement ont été faits pour mettre en évidence le bon fonctionnement du système proposé afin d'analyser les résultats obtenus.

3.1 CARTE FPGA ET LE MODULE DE TRANSMISSION SANS-FIL

La Figure 3.1 représente l'architecture du système proposé. Les signaux ECG et PPG peuvent provenir de capteurs placés sur la peau du patient ou de données pré-enregistrées sur ordinateur à l'aide de fichiers. Les résultats de calcul peuvent être affichés sur la carte FPGA ou envoyés vers un smartphone qui enverra des SMS en cas d'arythmie. Ainsi, l'implantation matérielle de notre système repose sur une carte FPGA et un module de transmission sans-fil Bluetooth mais également les outils logiciels présentés plutôt.

Le terme FPGA désigne un acronyme qui signifie en anglais « Field Programmable Gate Array » c'est-à-dire un réseau de portes logiques programmables. Les circuits FPGA sont formés de circuits numériques reconfigurables intégrés et permettent la possibilité de réaliser des fonctions numériques plus ou moins complexes. En général, les circuits FPGA sont des puces de silicium programmables avec un ensemble de blocs logiques programmables entourés par des blocs d'entrée/sortie qui sont reliés par des réseaux d'interconnexion programmables pour devenir toute sorte de circuit ou de système numérique.

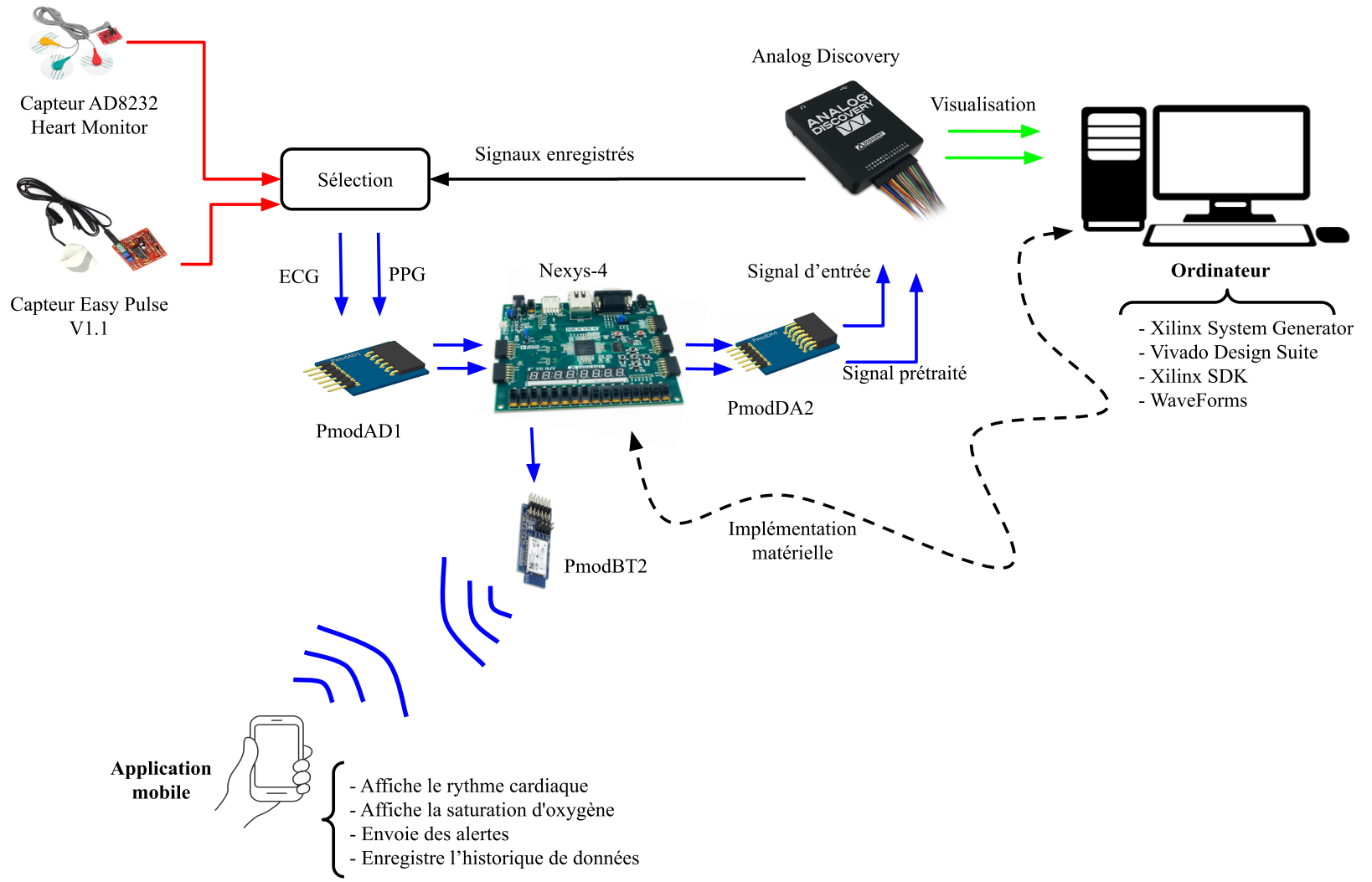


Figure 3.1 : Architecture matérielle du système

Contrairement aux processeurs, les circuits FPGA sont de nature véritablement parallèle c'est-à-dire chaque tâche de traitement indépendante est assignée à une section dédiée de la puce. Par conséquent, la performance d'une partie de l'application n'est pas affectée lorsque d'autres tâches de traitement sont ajoutées (Boutros et Betz, 2021).

Cependant, le circuit FPGA n'est pas le seul composant reprogrammable du marché. Le processeur de signal numérique (DSP) « Digital Signal Processor », processeur de signal numérique implante des fonctions de traitement de signal en séquentiel. Ce processeur est programmable grâce au langage C, le circuit FPGA utilise quant à lui le langage de description du matériel (HDL) ou avec des outils de bas ou haut niveau (XSG) permettant de générer automatiquement le code HDL (Meddah, 2021).

3.1.1 La carte Nexys-4

La carte Nexys-4 est une plate-forme de développement des circuits numériques complètes, basée sur la dernière puce FPGA Artix-7TM de Xilinx. Avec sa puce Artix-7 de grande capacité (Xilinx référence XC7A100T-1CSG324C), ses mémoires externes et sa collection de ports USB, Ethernet et autres, la carte Nexys 4 peut accueillir des conceptions allant des circuits combinatoires d'introduction aux puissants systèmes embarqués. Plusieurs périphériques intégrés, dont un accéléromètre, un capteur de température, un microphone numérique MEMs, un amplificateur de haut-parleur et de nombreux dispositifs d'entrée/sortie permettent d'utiliser cette carte pour un large éventail de conceptions sans avoir besoin d'autres composants. (Digilent, 2016a). La Figure 3.2 présente la carte Nexys-4 ainsi que les différents composants principaux de celle-ci.

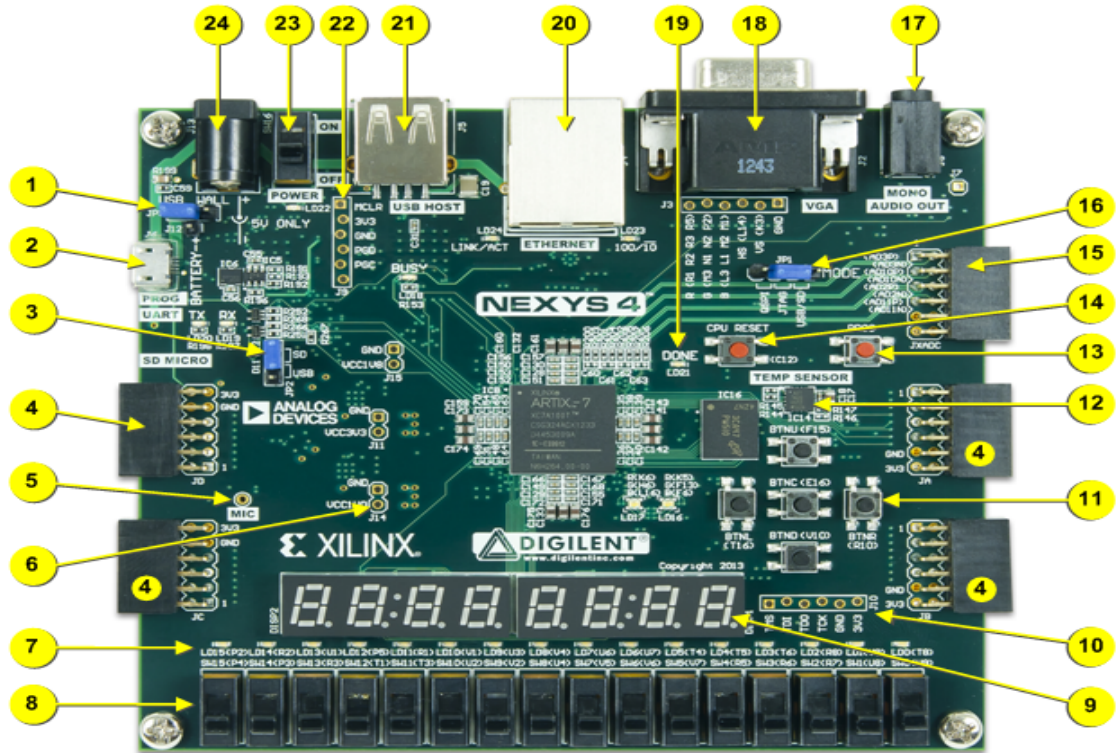


Figure 3.2 : Différents composants de la carte Nexys-4 (Digilent, 2016a)

Tableau 3.1 : Description des composants de la carte Nexy-4 (Digilent, 2016a)

Description du composant		Description du composant	
1	Jumper de sélection d'alimentation	13	Bouton de réinitialisation de la carte
2	Port partagé USB UART/JTAG	14	Bouton de réinitialisation du processeur
3	Jumper de configuration externe (SD/USB)	15	Port Pmod à signal analogique (XADC)
4	Ports Pmod	16	Jumper mode de programmation
5	Microphone	17	Connecteur audio
6	Point d'essai alimentation électrique	18	Connecteur VGA
7	DEL	19	DEL de programmation FPGA
8	Interrupteurs	20	Connecteur Ethernet
9	Affichage à 7 segments	21	Connecteur hôte USB
10	Port JTAG pour câble externe	22	Port de programmation PIC24 (utilisation usine)
11	Cinq boutons poussoirs	23	Interruption d'alimentation
12	Capteur de température	24	Prise de charge

3.1.2 Le module PmodBT2

La technologie de transmission choisie est la norme Bluetooth. Cette norme est très pratique pour les systèmes embarqués à cause de son faible coût et de sa faible consommation d'énergie. Notre choix de module Bluetooth s'est porté sur le module périphérique PmodBT2 qui est compatible avec plusieurs normes de Bluetooth.

Le module PmodBT2 permet une communication sécurisée d'une capacité de 128 bits avec 6 modes de connexions différents comme indiqué sur la Figure 3.3. Il dispose également d'un connecteur du module périphérique (Pmod) à 12 pins compatible avec les interfaces UART et SPI (Digilent, 2016c).

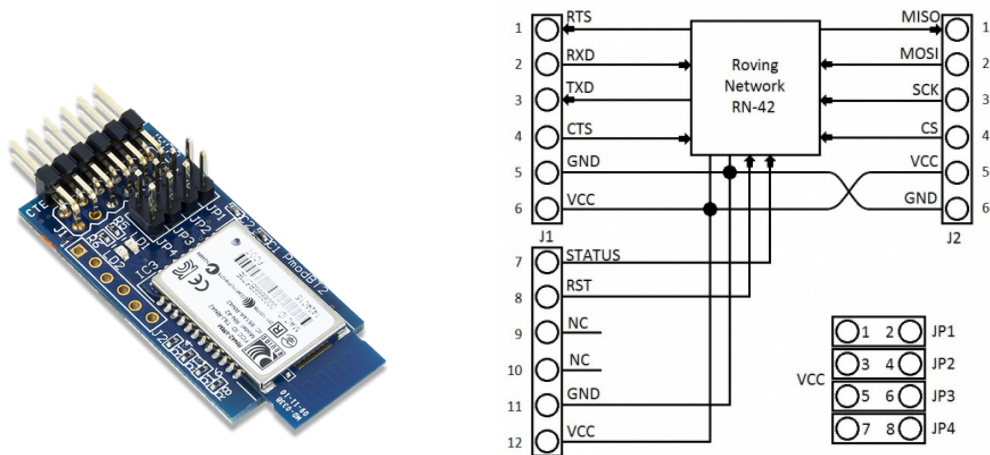


Figure 3.3 : Diagramme bloc du circuit PmodBT2 (Digilent, 2016c)

3.2 IMPLANTATION SUR CIRCUIT FPGA DES MÉTHODES DE CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE

L'implantation sur circuit FPGA de cette partie de notre projet nécessite l'utilisation de différentes technologies. Nous allons d'abord mettre en place le système de traitement et de calcul du rythme cardiaque, puis le système d'intégration et enfin le système de

transmission sans-fil. La réalisation de ces trois systèmes et leur bon raccordement, nous permettent de faire tous les tests de fonctionnement du système.

3.2.1 Le système de calcul du rythme cardiaque

L'implantation matérielle du système de calcul du rythme cardiaque et de la détection des arythmies est réalisée dans l'environnement Xilinx System Generator 2017.2 ciblant le circuit FPGA Artix-7 de la carte Nexys-4. Les données sont définies sur 16 bits signés et le rythme cardiaque en sortie du système est codé sur 8 bits non-signés. L'implantation de cette partie renferme le système de prétraitement des signaux, le système de détection et de calcul du rythme cardiaque, le système de détection d'arythmie et le système d'affichage sur la carte Nexys-4.

3.2.1.1 Le système de prétraitement des signaux

Le système de prétraitement des signaux est pratiquement similaire pour les deux signaux (ECG et PPG) comme indiqué dans les Figure 3.4 et Figure 3.5. L'implantation du système de prétraitement du signal ECG regroupe un filtre passe-bas, un filtre dérivateur, la fonction carrée, un filtre intégrateur et un filtre passe-bas. À la seule différence, l'implantation du système de prétraitement du signal PPG ne nécessite pas un filtre dérivateur. L'environnement Simulink permet de visualiser les entrées/sorties de chaque sous-système.

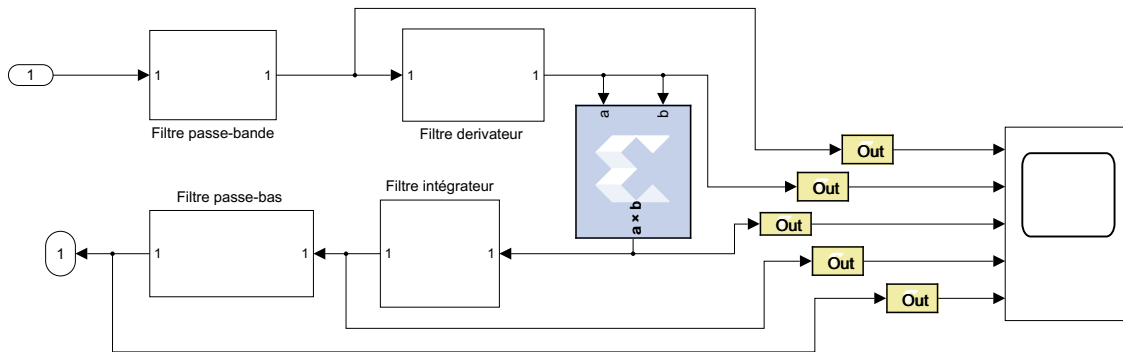


Figure 3.4 : Système de prétraitement du signal ECG

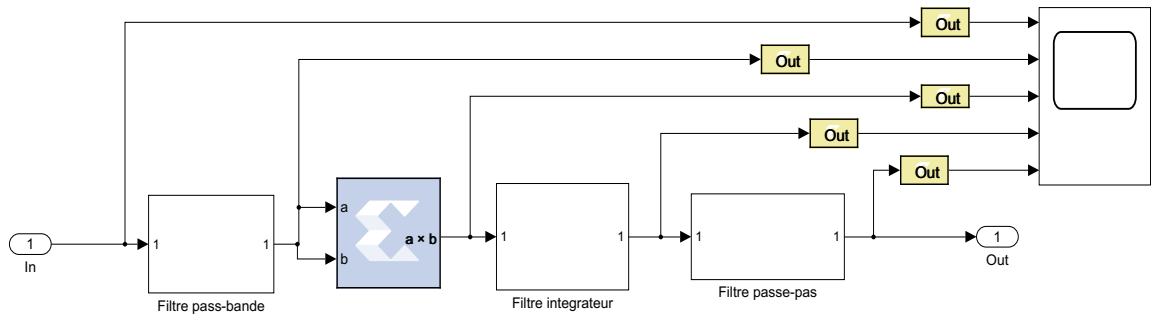


Figure 3.5 : Système de prétraitement du signal PPG

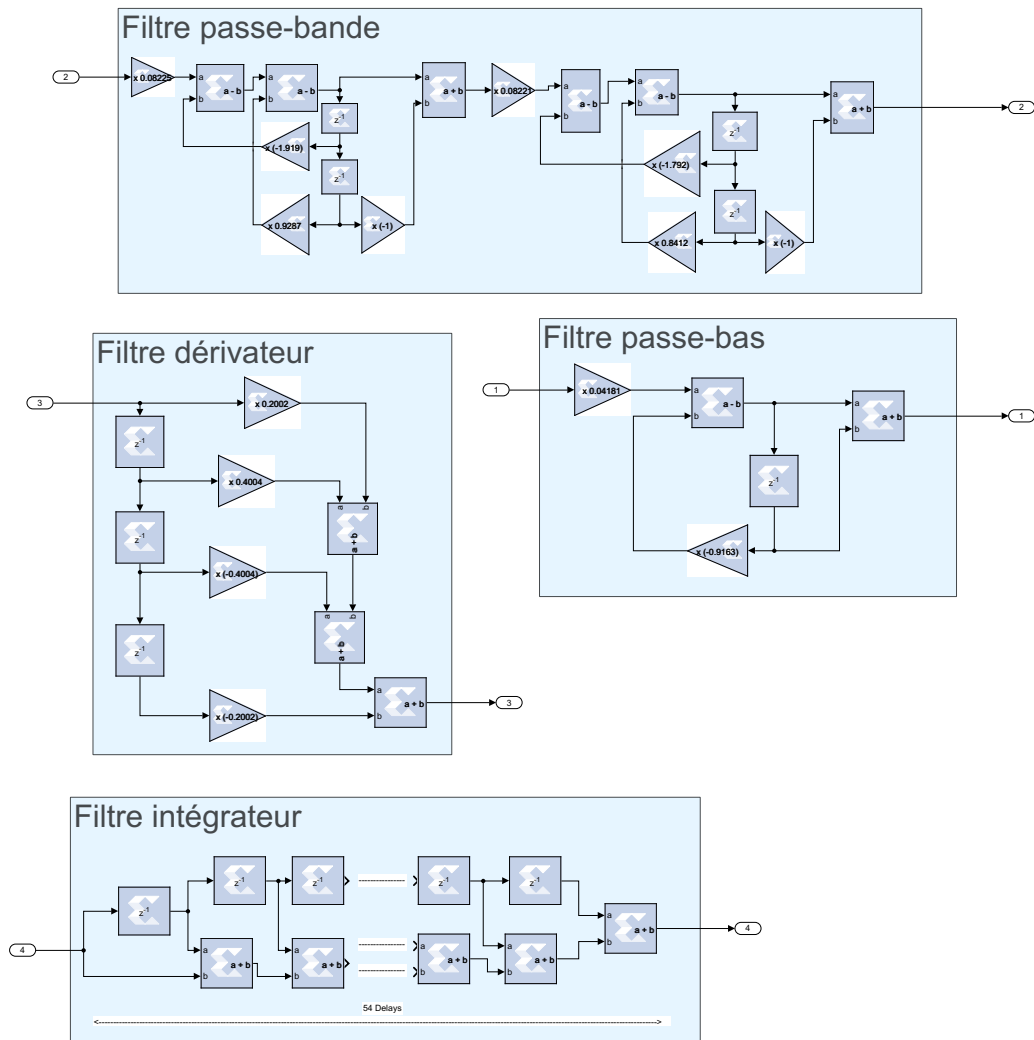


Figure 3.6 : Les implantations des différents filtres du système de prétraitement

En se basant sur les équations présentées à la section 2.1.2.1, les implantations des fonctions de transfert de ces filtres qui constituent le système de prétraitement du signal ECG et PPG sont illustrées à la Figure 3.6. Ces différents filtres représentent des filtres numériques à réponse impulsionnelle infinie (IIR). Il existe plusieurs méthodes d'implantation encore appelées formes canoniques pour ces types de filtres. L'implantation du filtre passe-bande et du filtre passe-bas est réalisée en utilisant la représentation de la forme directe II de leurs fonctions de transfert. Pour le filtre dérivateur, de type FIR, la représentation de la forme directe I de sa fonction de transfert est adoptée.

3.2.1.2 Le système de détection des pics et de calcul du rythme cardiaque

Le système de détection des pics est différent en fonction du type de signal utilisé (ECG ou PPG). La détection des pics sur le signal ECG passe par l'identification de tous les pics (complexes QRS) sur le signal, la conservation des pics maximums, la validation en amplitude et en temps de l'intervalle entre deux pics successifs. Concernant le signal PPG, la validation des pics systoliques détectés se fait seulement à base de critère temporel. Cependant, le calcul du rythme cardiaque demeure le même pour les deux types de signaux et se fonde sur le nombre d'échantillons entre deux pics successifs valides détectés.

a) *Détection des complexes QRS dans le signal ECG*

Comme relaté à la section 2.1.2.2a), l'implantation du système de détection des complexes QRS et de calcul du rythme cardiaque transcrit les équations mathématiques en une représentation exécutable sous l'outil Xilinx System Generator (XSG). Nous retrouverons les sous-systèmes suivants : la dérivation centrée, la détection des pics maximum, la validation en amplitude, la validation en temps, le calcul de l'intervalle RR moyen des 5 derniers pics QRS détectés, le calcul de l'amplitude moyenne des 5 derniers pics détectés et le calcul du rythme cardiaque.

La Figure 3.7 présente l'implantation matérielle de l'algorithme de détection des complexes QRS et de calcul du rythme cardiaque en utilisant les blocs de l'outil XSG.

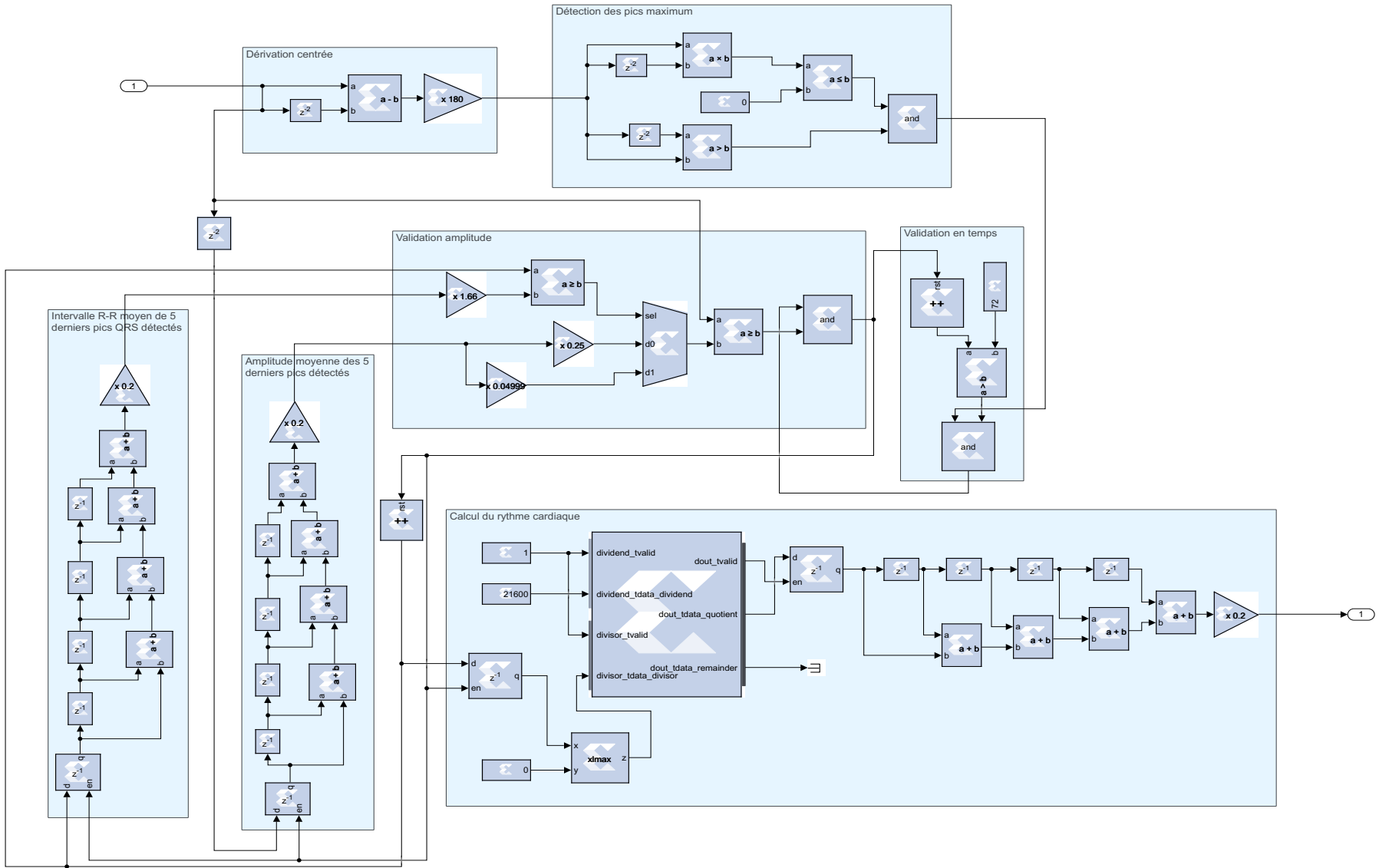


Figure 3.7 : Système de détection des complexes QRS et de calcul du rythme cardiaque ECG en utilisant l’outil Xilinx System Generator (XSG)

b) Détection des pics systoliques sur le signal PPG

La détection des pics se fait par une comparaison de chaque valeur du signal au cours du temps. Des compteurs permettent d'avoir la durée entre les pics détectés et d'effectuer la validation en temps. La Figure 3.8 présente l'implantation matérielle de la détection des pics systoliques en utilisant l'outil haut niveau Xilinx System Generator (XSG).

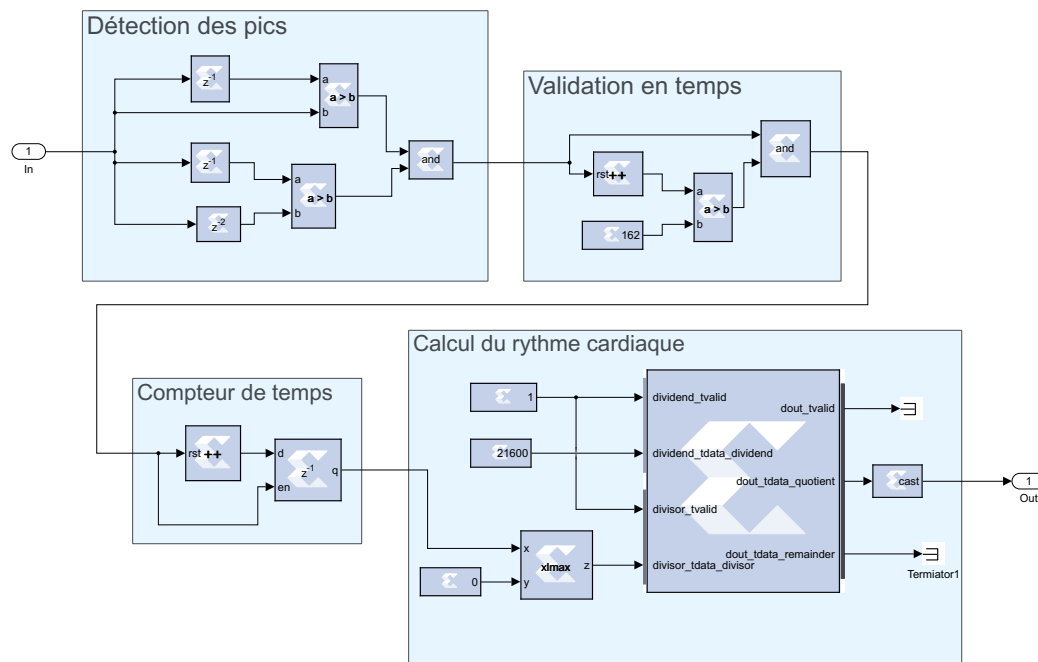


Figure 3.8 : Système de détection des pics et de calcul du rythme cardiaque PPG en utilisant XSG

3.2.1.3 Système de détection d'arythmie

Pour détecter une arythmie, la valeur du rythme cardiaque calculée est rapportée à la plage de fréquence normale pour une personne en bonne santé. La valeur normale du rythme cardiaque d'une personne bien portante doit être comprise entre 50 et 120 BPM en fonction de son activité physique. La Figure 3.9 présente le circuit du système de détection d'arythmie selon la section 2.1.2.2c).

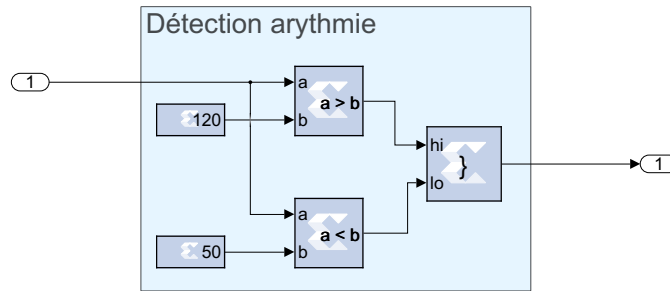


Figure 3.9 : Système de détection d'arythmie en utilisant XSG

3.2.1.1 Diagramme complet XSG du système

Le diagramme complet de notre système possède comme entrée un signal ECG et un signal PPG pour fournir en sortie deux valeurs du rythme cardiaque issues du système de calcul de chaque signal. Ce diagramme inclut également un système d'affichage du rythme cardiaque sur les afficheurs 7-segments de la carte FPGA. Les afficheurs 7-segments consistent en une série de DEL placée pour former des chiffres. Ces DELs sont gérés via les broches de l'afficheur. Ces afficheurs permettent alors de visualiser un chiffre ou un nombre. La Figure 3.10 illustre l'implantation du système de contrôle de l'affichage du rythme cardiaque sur les afficheurs 7-segments de la carte FPGA.

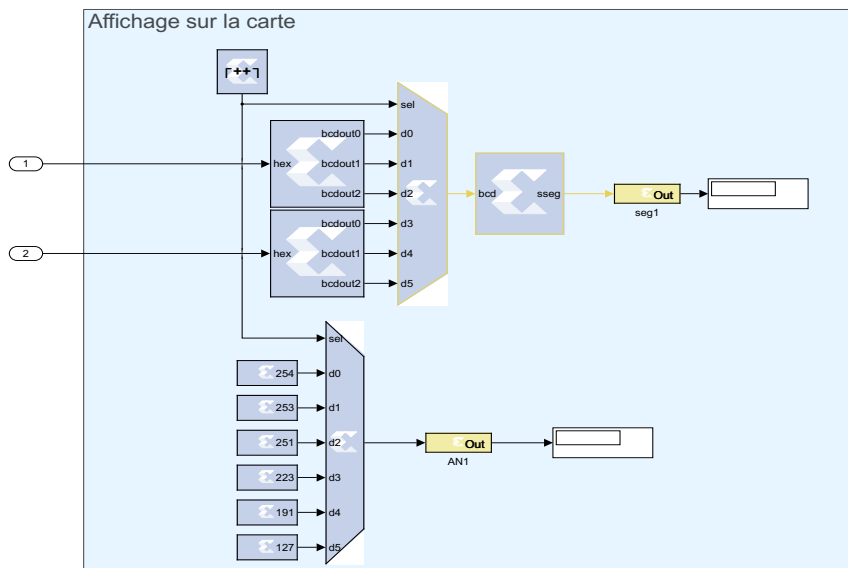


Figure 3.10 : Système de control de l'affichage

La validation de ce diagramme sur l'outil XSG permet de générer le module IP pour le système d'intégration. Le processus de génération passe par la déclaration des interfaces d'entrées (Gateway In) et de sorties (Gateway Out) du module attendu. Dans notre cas, notre module prend en entrées deux signaux (un signal ECG et un signal PPG) pour fournir en sortie deux valeurs de rythme cardiaque. Le système d'affichage basé sur les afficheurs 7-segments de la carte FPGA est aussi pris en compte lors de la déclaration de ces interfaces. Les interfaces identifiées sont définies en type AXI4-Lite (Advanced eXtensible Interface 4) qui est une famille de bus définie dans le cadre de la quatrième génération de la norme ARM AMBA (Advanced Microcontroller Bus Architecture). Le logiciel Xilinx Vivado aide à la création de module IP personnalisées avec des interfaces AXI4. Ceux-ci peuvent être connectés au processeur Zynq, Microblaze ou à d'autres modules.

La Figure 3.11 présente l'implantation complète réalisée avec l'outil XSG de tous les sous-systèmes pour le calcul simultané du rythme cardiaque avec un signal ECG et un signal PPG et le système de contrôle de l'affichage sur 7-segments de la carte FPGA.

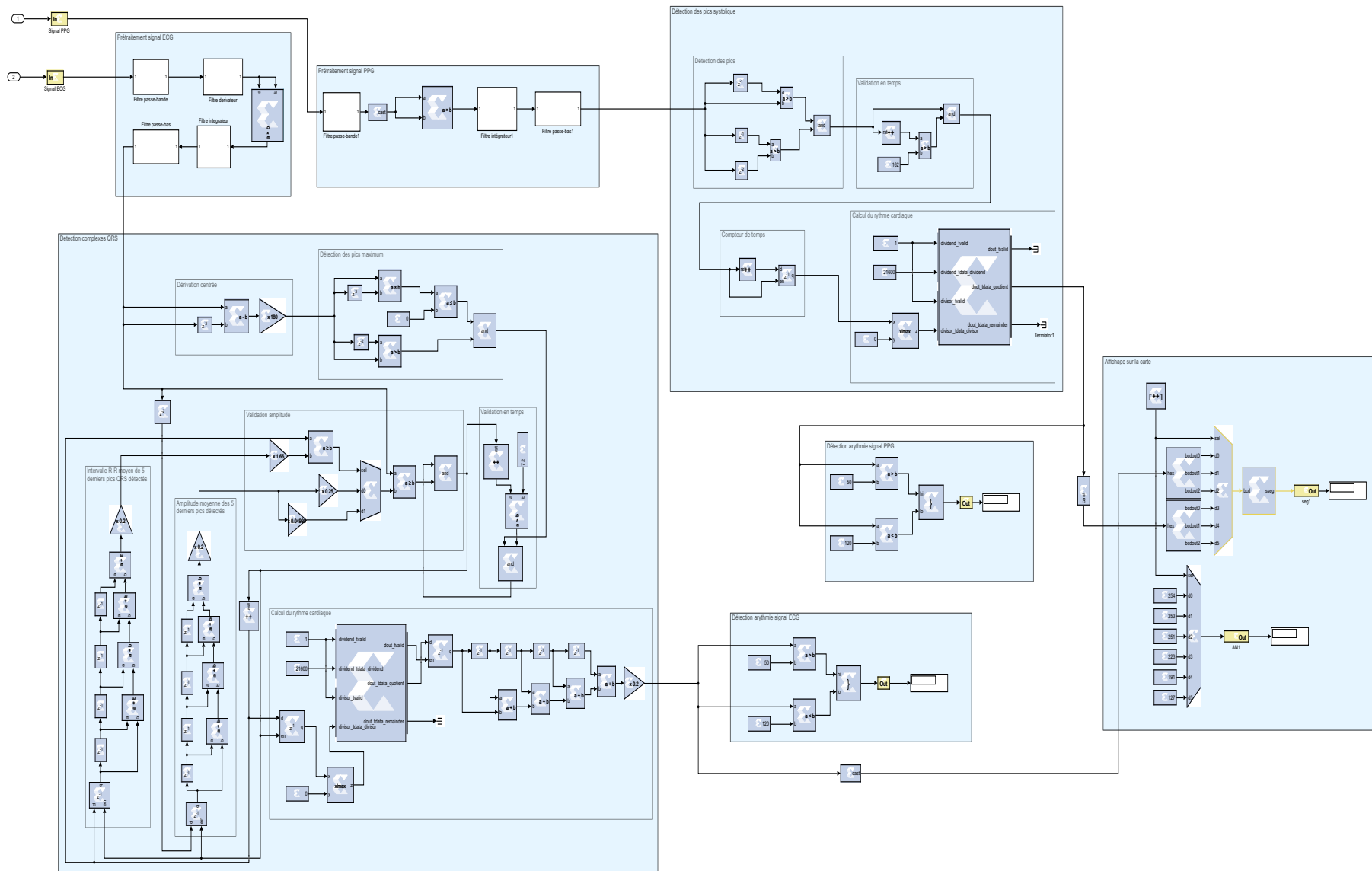


Figure 3.11 : Diagramme complet sur Xilinx System Generator permettant la génération du module IP

3.2.2 Le système d'intégration sur l'environnement Xilinx Vivado

Le diagramme d'intégration de l'environnement de développement Xilinx/Vivado, comme présenté à la Figure 3.12, comprend :

- Le module IP exporté à partir de l'outil XSG pour réaliser le calcul du rythme cardiaque et son affichage sur la carte. Il inclut l'interface de la gestion des entrées PmodAD1, des sorties PmodDA2 et des afficheurs ;
- La partie logicielle (SW) est basée sur le processeur MicroBlaze pour assurer la transmission par Bluetooth
- Les interfaces UART pour transmettre les données via le module PmodBT2.

Le système d'intégration de la partie hardware acquisition des signaux et calcul du rythme cardiaque avec la partie software assurant la transmission du rythme cardiaque par la liaison Bluetooth, est implanté avec le logiciel Vivado 2021.1. Il renferme le module IP issu de l'implantation de l'outil Xilinx System Generator. Le module IP prend en charge le calcul du rythme cardiaque à partir des signaux ECG et PPG fournis en temps-réel. Le module de transmission est également ajouté à l'implantation par l'intermédiaire de bloc Axi Uartlite. Pour ces blocs, il faut paramétrer le débit de transmission à 115200 bauds et 8 bits pour les données. Sur un fichier de contrainte, les ports d'entrées et de sorties de la carte correspondant à ceux définis sur le diagramme sont spécifiés. Le bon raccordement de tous les blocs ainsi que le microprocesseur Microblaze nous permettent de générer le fichier Bitstream. Ce dernier rendra possible l'implantation du système de transmission et de l'exécution sur la carte FPGA. Pour déboguer le code, un circuit bloc AxiUarlite a été utilisé afin de les afficher sur un moniteur série sur de l'ordinateur.

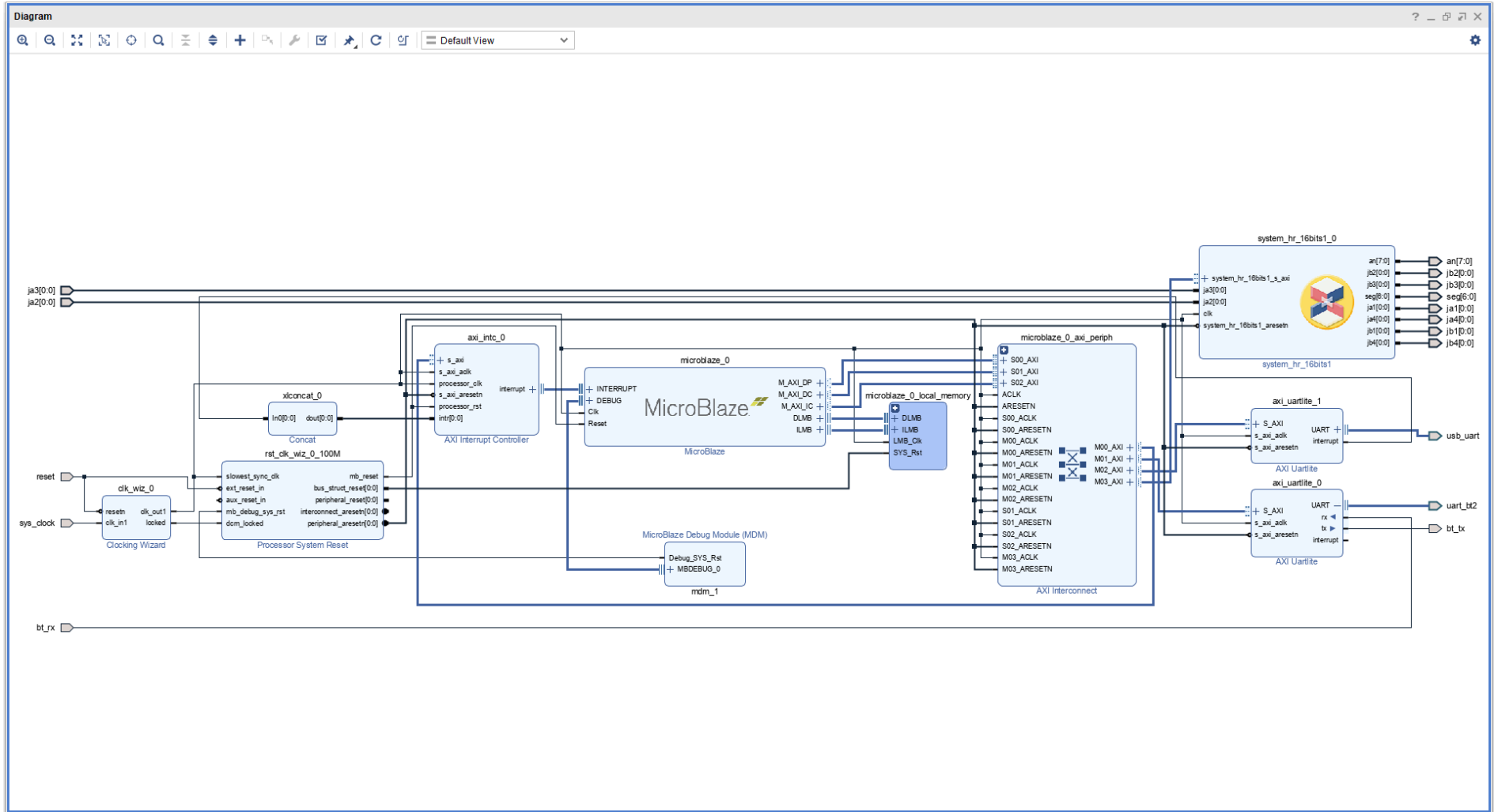


Figure 3.12 : Diagramme Vivado d'intégration des différents composants du projet

3.2.3 Le système de transmission sans-fil sur l'outil Xilinx SDK

L'implantation du sous-système de transmission se fait à l'aide du processeur MicroBlaze et du module UART qui contrôle le périphérique PmodBT2. La programmation du processeur MicroBlaze se fait au moyen de la plateforme Xilinx SDK (remplacée par Vitis) en langage C qui sera exécuté à partir de la mémoire locale. Les fonctions permettant l'utilisation du bloc IP de calcul du rythme cardiaque créé à partir de l'outil XSG sont présentées à la Figure 3.13.

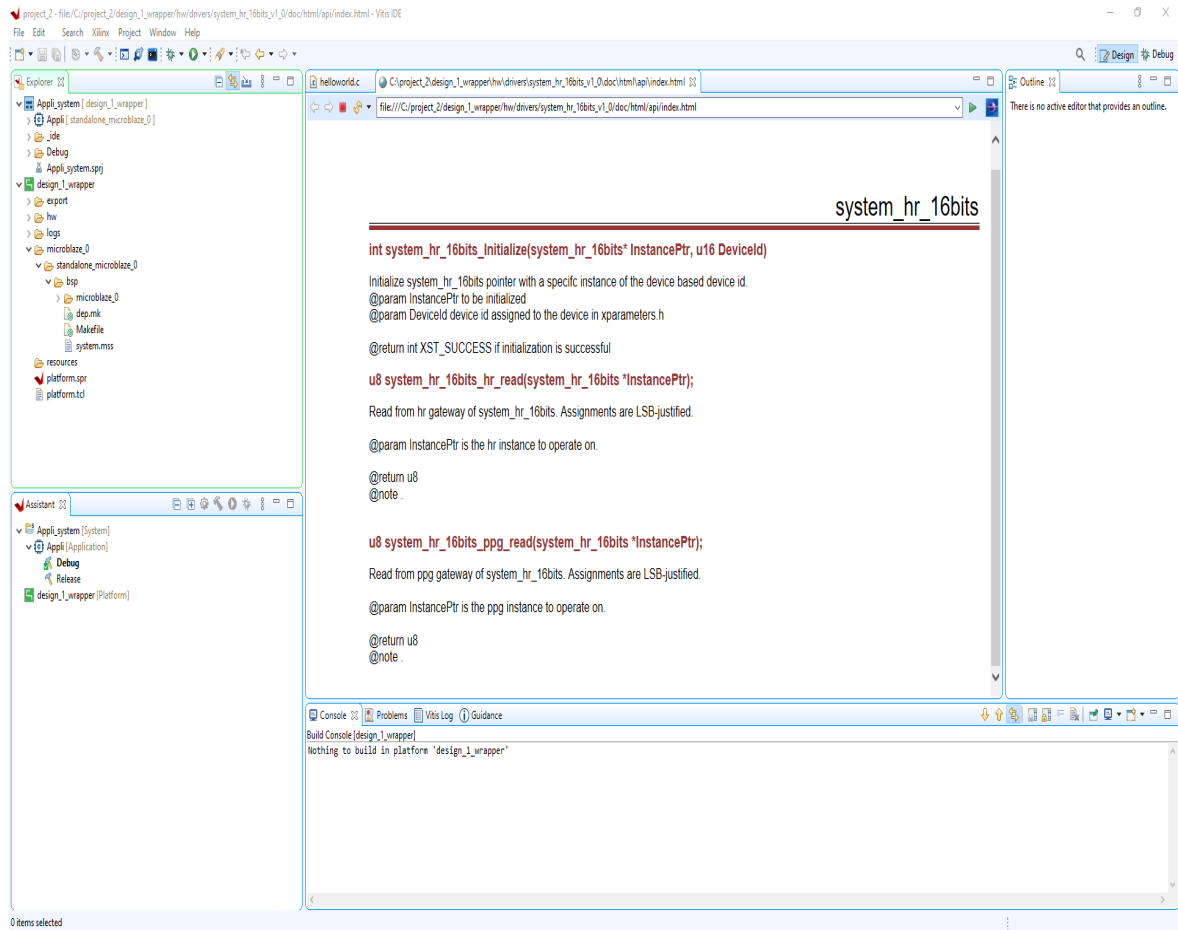


Figure 3.13 : Fonctions fournies par le module IP intégré sur le diagramme Vivado

Les fonctionnalités des différentes fonctions utilisées pour la réalisation du système de transmission sont détaillées dans la partie suivante :

- `int system_hr_16bits_initialize(system_hr_16bits *InstancePtr, u16 DeviceId) :`

Cette fonction prend en entrée une variable du même type que le module IP (`system_hr_16bits *InstancePtr`) et une autre variable qui identifie le type d'appareil. Elle permet d'initialiser le module IP intégré sur le diagramme IP. Si l'initialisation s'est effectuée correctement, la fonction retourne un nombre entier nommé `XST_SUCCESS`.

- `u8 system_hr_16bits_hr_read(system_hr_16bits *InstancePtr) :`

Cette fonction prend en entrée une variable du même type que le module IP (`system_hr_16bits *InstancePtr`). Elle permet d'avoir accès aux valeurs du rythme cardiaque calculées à partir du signal ECG. Elle retourne la valeur du rythme cardiaque calculé à chaque appel de la fonction.

- `u8 system_hr_16bits_ppg_read(system_hr_16bits *InstancePtr) :`

Cette fonction prend en entrée une variable du même type que le module IP (`system_hr_16bits *InstancePtr`). Elle permet d'avoir accès aux valeurs du rythme cardiaque calculées à partir du signal PPG. Elle retourne la valeur du rythme cardiaque calculé à chaque appel de la fonction.

- `void print_bt(const char8 *ptr) :`

Pour l'envoi des données par liaison Bluetooth, la fonction `print_bt(const char8 *ptr)` a été implantée. Cette fonction prend en entrée une chaîne de caractère et l'envoie vers le module de transmission.

Les détails concernant le code en C élaboré pour le système de transmission ont été fournis par la Figure 3.14 ci-après.

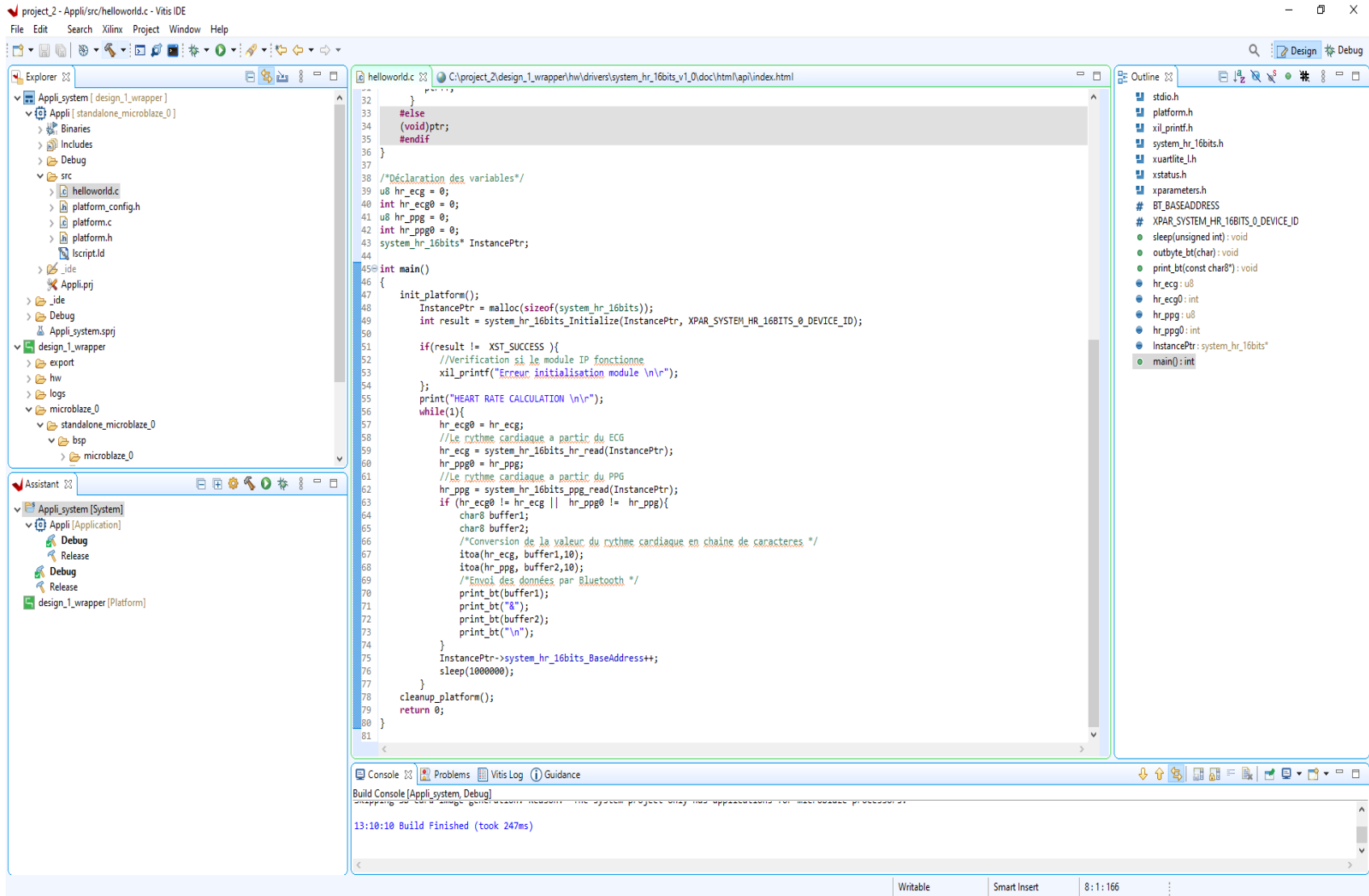


Figure 3.14 : Capture d'écran de l'environnement de programmation qui montre une partie du code en C réalisé pour l'implantation du système de transmission

3.2.4 Les interfaces de l'application mobile

Pour accéder à la plateforme APP Inventor, il faut se connecter avec une adresse électronique de Gmail. L'interface de travail se présente sous forme de 3 fenêtres proposées pendant le développement :

- Une pour la création de l'interface homme machine : ce sera l'allure de notre application (programmation graphique) telle qu'illustrée la Figure 3.15 ;
- Une pour la programmation elle-même : elle permettra, par l'assemblage de blocs, de créer le comportement de l'application encore appelé programmation événementielle (Figure 3.16) ;
- Et une pour l'émulateur qui permettra de tester l'application. Comme indiqué dans la Figure 3.16, l'émulateur permet de remplacer un terminal réel pour vérifier le bon fonctionnement du programme.

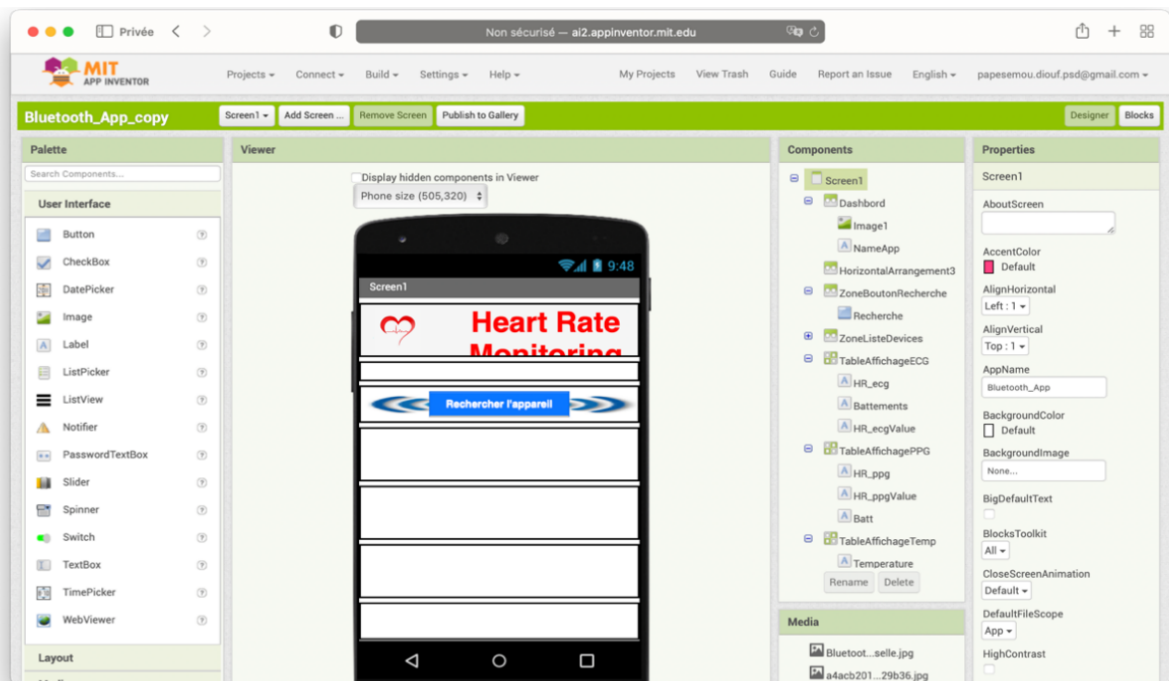


Figure 3.15 : Interface designer de la plateforme App Inventor

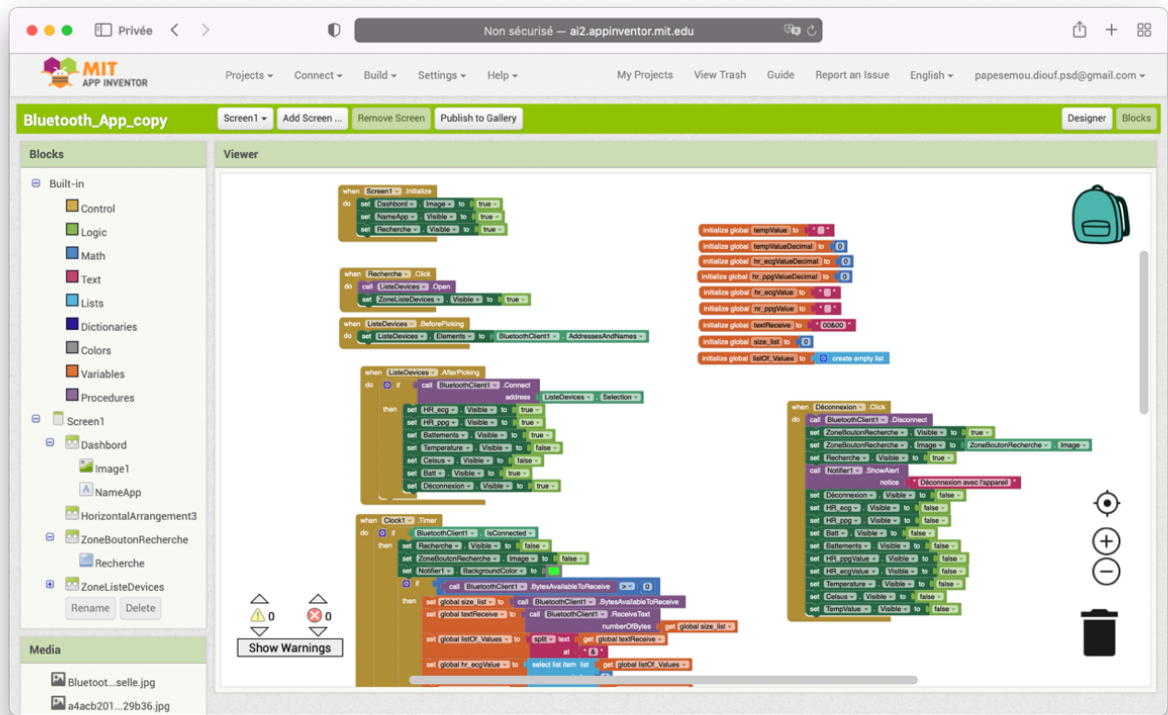


Figure 3.16 : Interface bloc de la plateforme App Inventor

Ainsi, l'application mobile développée permet de visualiser les données fournies par le système de transmission. Les différentes interfaces de l'application sont présentées sur la Figure 3.17 suivante. Sur cette figure, nous avons de la gauche vers la droite, en premier l'interface d'accueil qui permet de rechercher les appareils Bluetooth, ensuite l'interface qui affiche les différents appareils Bluetooth à proximité, puis l'interface de suivi du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène de l'appareil sélectionné et enfin l'interface après la déconnexion avec l'appareil.

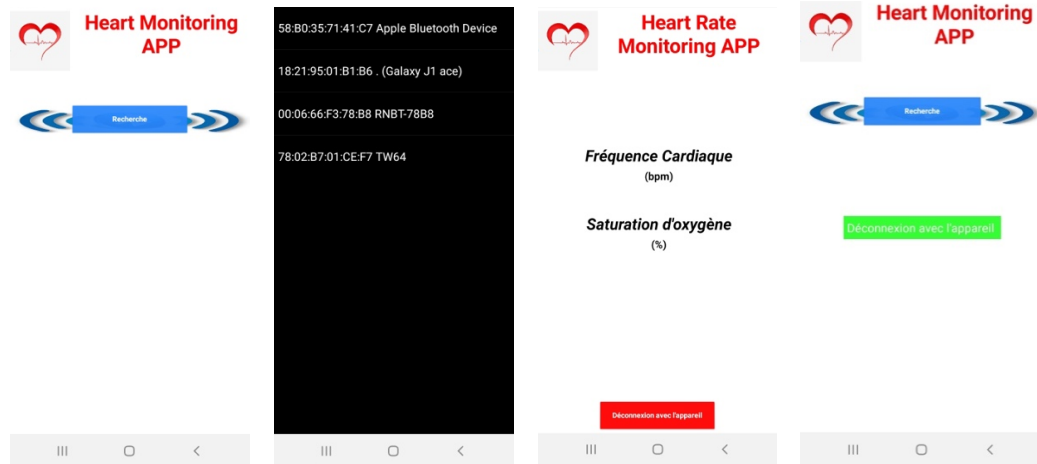


Figure 3.17 : Interfaces de l’application mobile définies avec la plateforme APP Intentor

3.3 MISE EN ÉVIDENCE DU BON FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME

Procéder aux tests de fonctionnement est une étape très importante pour la validation du système implanté et de la vérification de l’atteinte des objectifs. Ainsi, différentes approches sont utilisées pour réaliser le système d’acquisition des signaux. Il s’agit de l’utilisation d’un fichier contenant les signaux, de l’utilisation de blocs mémoires sur lesquels les signaux ont été sauvegardés et de l’utilisation des signaux fournis en temps réel à l’entrée du système. Par exemple, la première approche (fichier de données) a été utilisée pour tester le système de calcul du rythme cardiaque dans l’environnement Simulink. Elle a été également utilisée pour tester le système au complet en se servant de la carte Analog Discovery. La seconde approche a été utilisée pour tester la partie matérielle sans acquisition de données.

3.3.1 Test avec des signaux enregistrés sur un fichier

La première approche, qui est la plus simple à mettre en œuvre, consiste à importer un fichier contenant les deux signaux sur l’espace de travail de Matlab. Une variable, associée aux données contenues dans ce fichier, permet de les exploiter au niveau du système implanté dans l’outil Xilinx System Generator (XSG). Cette approche ne met pas en exergue l’aspect

temps réel du système, mais permet d'évaluer facilement l'efficacité et le bon fonctionnement du système de prétraitement des signaux. La Figure 3.18 présente un modèle de vérification du module de prétraitement dans l'environnement Simulink à l'aide des blocs XSG.

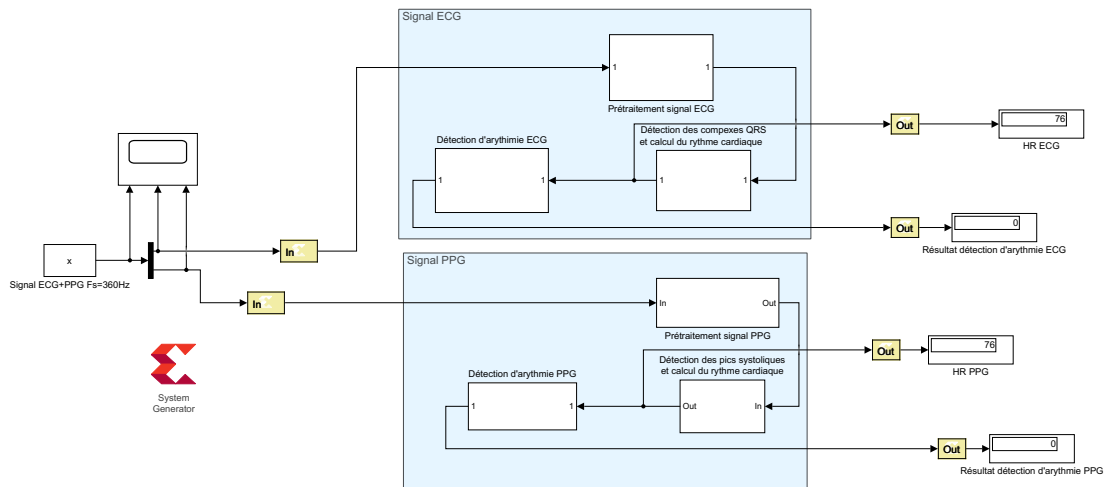


Figure 3.18 : Implantation FPGA du système avec des signaux enregistrés sur un fichier

3.3.2 Test avec des signaux dans une mémoire

La deuxième approche consiste à utiliser une mémoire ROM pour stocker les signaux. Cela permet d'avoir un système d'acquisition de signaux interne qui ne nécessite pas une acquisition (collecte) des données. Bien que cette approche ne mette pas en évidence la fonctionnalité temps-réel de notre système, elle permet tout de même de vérifier le système de calcul du rythme cardiaque. En effet, nous pouvons enregistrer en mémoire des signaux dont le rythme cardiaque moyen est connu car vérifié avec un système de référence. La lecture de la mémoire se fait à une fréquence égale à celle de l'échantillonnage. La comparaison avec la valeur fournie par notre implantation permet de juger la précision de notre système de calcul. La Figure 3.19 présente le diagramme pour le calcul du rythme cardiaque à base des signaux ECG et PPG. Ces derniers sont stockés dans des blocs mémoires ROM pilotés par un compteur à la fréquence de 360 Hz correspondant à la fréquence d'échantillonnage.

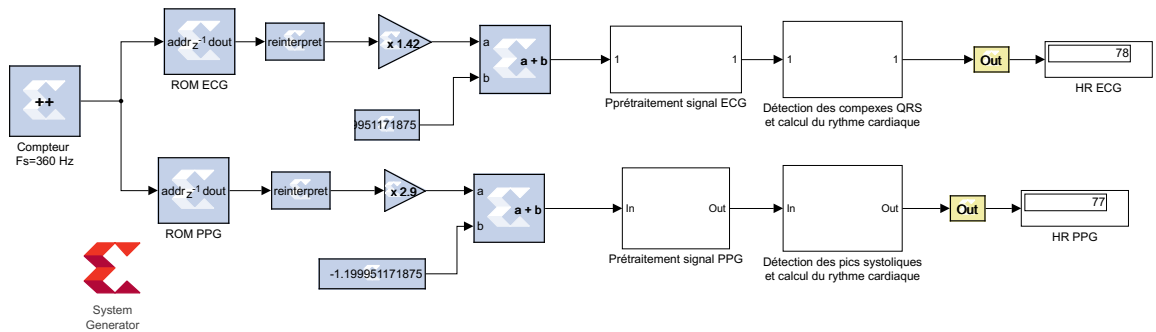


Figure 3.19 : Implantation FPGA du système avec des signaux en mémoire

3.3.3 Test avec des signaux fournis par des capteurs

Cette dernière approche est utilisée pour le système complet assurant l'acquisition des signaux ECG et PPG pour un traitement en temps-réel. L'implantation du système de conversion analogique/numérique et inversement suit le protocole de transfert série SPI avec les différentes horloges. L'ajout d'un système d'affichage sur 7-segments offre la possibilité de visualiser, sur la carte FPGA, les différentes valeurs du rythme cardiaque fournies par le système de calcul. Avec son afficheur huit chiffres, la carte Nexys-4 permet d'afficher simultanément les rythmes cardiaques obtenus à partir des signaux ECG et PPG.

La Figure 3.20 représente l'implantation des deux systèmes de calcul du rythme cardiaque utilisant séparément les deux signaux ECG et PPG. Nous pouvons fournir en temps-réel à l'aide de la carte Analog Discovery les signaux ECG et PPG à l'entrée de chaque système et les valeurs du rythme cardiaque calculées sont visualisées sur les afficheurs 7-segments sur la carte. Le rythme cardiaque calculé avec le signal ECG s'affiche à droite et celui obtenu avec le signal PPG à gauche. Cette implantation sous XSG est utilisée pour générer le module IP avec lequel le système d'intégration et le système de transmission sont réalisés. Les signaux ECG et PPG appliqués aux entrées de cette l'implantation sont visualisés en sortie simultanément avec la carte Analog Discovery.

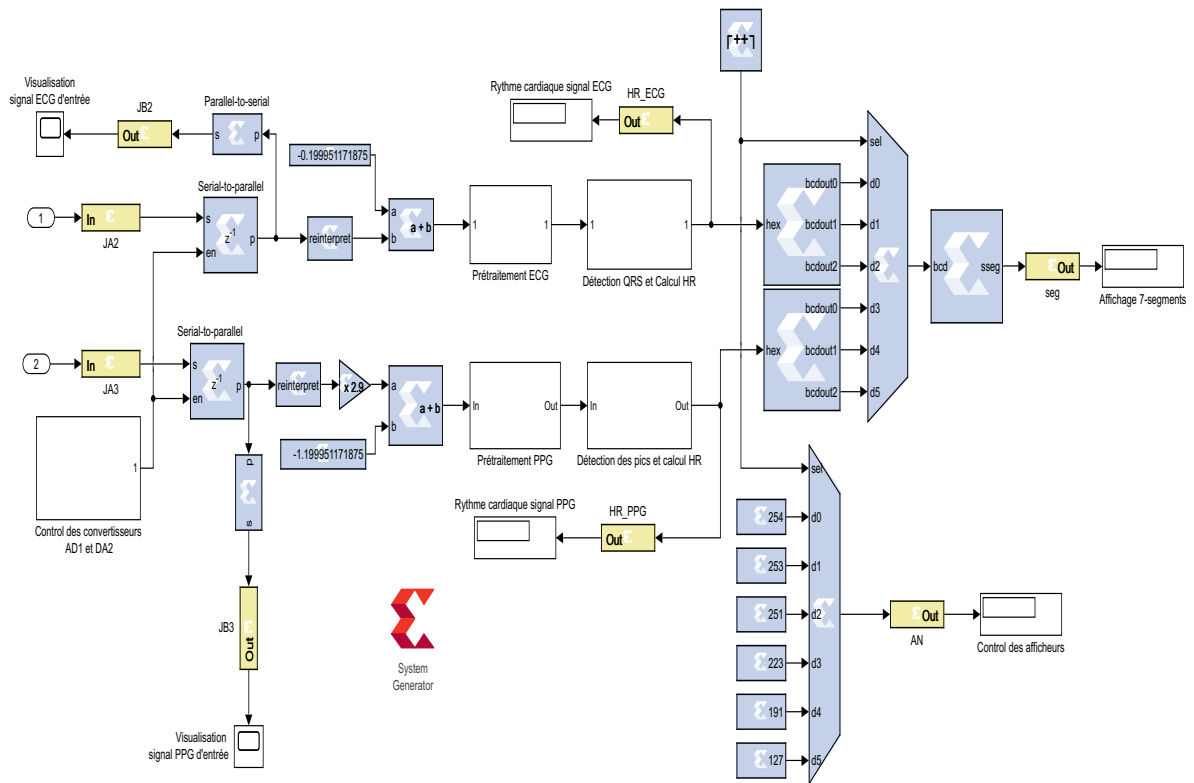


Figure 3.20 : Implantation du système en temps- réel avec affichage du rythme cardiaque calculé simultanément à partir des signaux ECG et PPG

3.4 ANALYSE ET INTERPRÉTATIONS DES RÉSULTATS

La Figure 3.21 présente les résultats du système de prétraitement du signal ECG obtenus avec l'implantation à la Figure 3.18. Du haut vers le bas, nous avons respectivement le signal ECG appliqué en entrée de notre système, le signal ECG à la sortie du filtre passe-bande, le signal obtenu après le filtre dérivateur, le signal fourni par la fonction carrée, le signal à la sortie de la fonction intégrateur et enfin le signal obtenu après l'application du filtre passe-bas. Ce dernier représente le signal prétraité qui permet de faciliter la détection des complexes QRS dans le signal ECG.

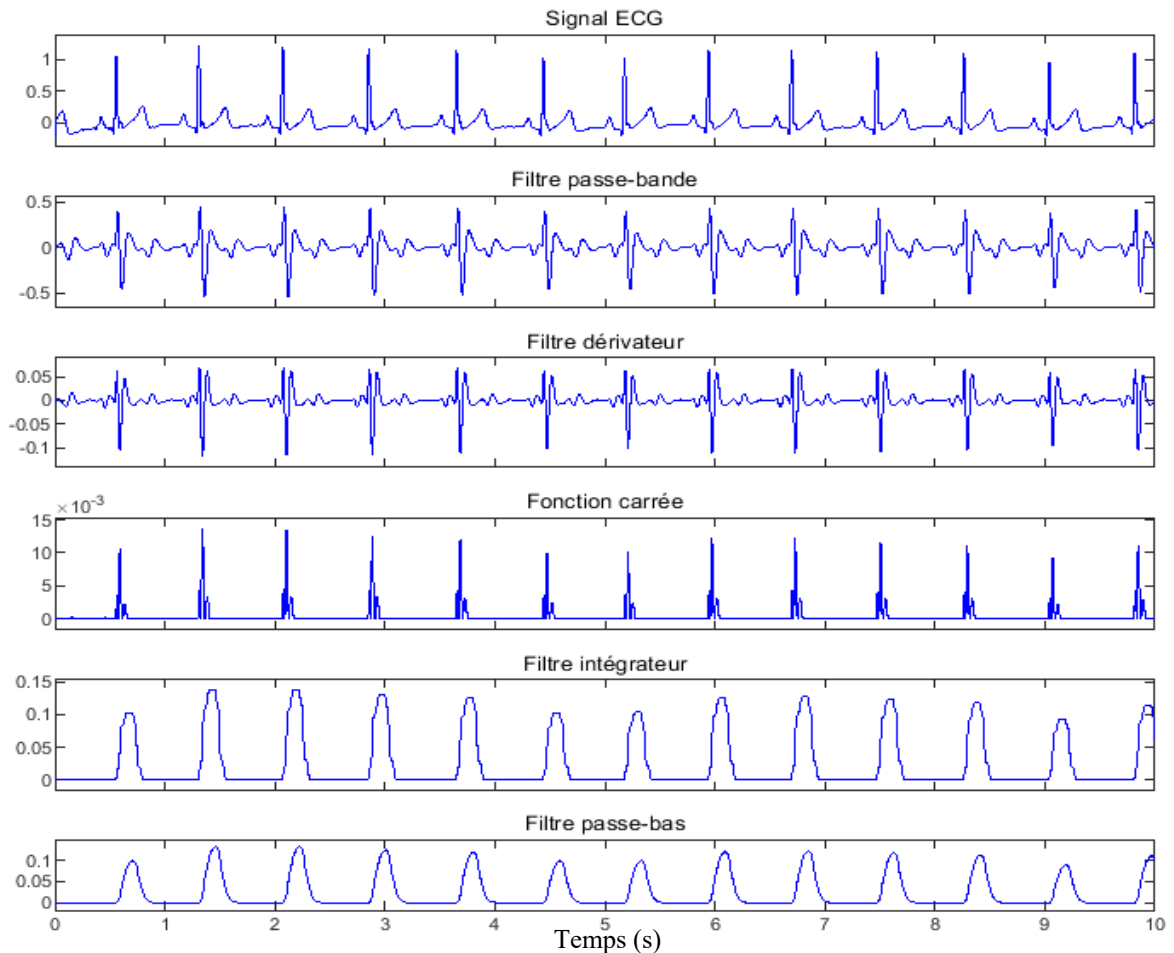


Figure 3.21 : Visualisation de l'évolution du signal ECG à travers le système de prétraitement dans le diagramme XSG

À la sortie du filtre passe-bande, le signal ECG présente de petites fluctuations supplémentaires entre les pics QRS mais l'identification de ces derniers est plus prononcée. Cette représentation du signal fournit par le filtre passe-bande est bien correcte. Le signal ECG à la sortie de la fonction carrée est rendu positif ce qui permet de supprimer les écarts entre les valeurs positives et les valeurs négatives. L'intégration du signal sur sa bande de fréquence permet d'obtenir un signal continu formé que des pics systoliques du signal ECG d'entrée. Enfin, le filtre passe-bas permet de rendre lisse le signal obtenu après le filtrage par intégration. Ainsi, ce signal est utilisé pour faciliter la détection des pics des complexes QRS et le calcul du rythme cardiaque.

La Figure 3.22 correspond aux résultats obtenus avec le système de prétraitement du signal PPG correspondant à la Figure 3.18. Du haut vers le bas, nous retrouvons respectivement le signal PPG appliqué en entrée de notre système, le signal PPG à la sortie du filtre passe-bande, le signal fourni par la fonction carrée, le signal obtenu à la sortie de la fonction intégrateur et enfin le signal obtenu après l'application du filtre passe-bas. Ce dernier représente le signal prétraité qui permet de faciliter la détection des pics sur le signal PPG.

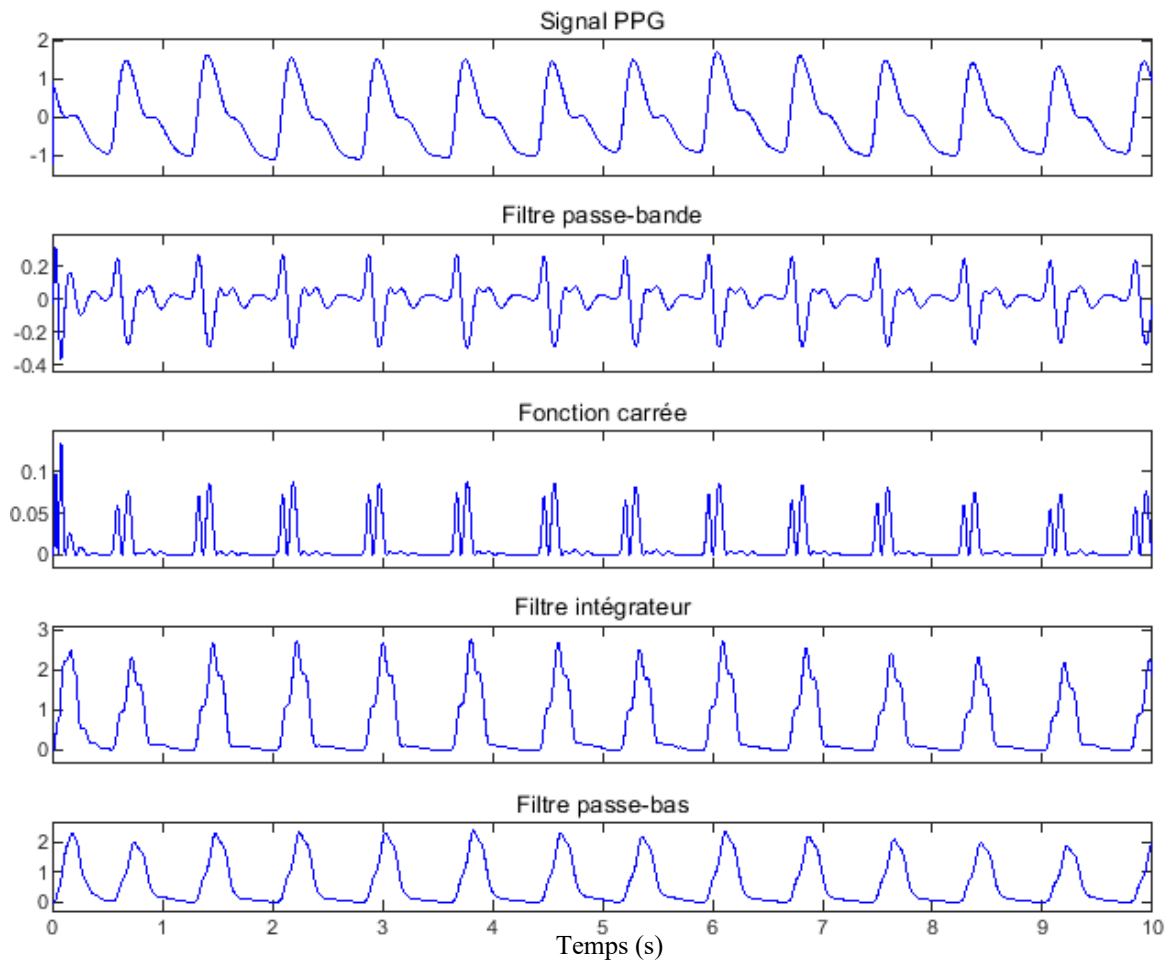


Figure 3.22 : Visualisation de l'évolution du signal PPG à travers le système de prétraitement dans le diagramme XSG

À la sortie du filtre passe-bande, le signal PPG présente de petites fluctuations supplémentaires entre les pics systoliques mais l'identification de ces derniers est plus

prononcée. Cette représentation du signal fournit par le filtre passe-bande est bien correcte. Le signal PPG à la sortie de la fonction carrée est rendu positif ce qui permet de supprimer les écarts entre les valeurs positives et les valeurs négatives. L'intégration du signal sur la bande de fréquence permet d'obtenir un signal continu formé que des pics systoliques du signal PPG d'entrée. Enfin, le filtre passe-bas permet de rendre lisse le signal obtenu après le filtrage par intégration. Ainsi, ce signal est utilisé pour faciliter la détection des pics systoliques et le calcul du rythme cardiaque.

La Figure 3.23 illustre l'évolution du signal ECG au niveau du système de détection des complexes QRS et de calcul du rythme cardiaque. Nous retrouvons d'abord le signal ECG prétraité appliqué en entrée du système, puis le signal fourni après la détection des pics et enfin les résultats de calcul du rythme cardiaque. Les différents pics sur le signal ECG prétraité ont été tous identifiés sur le signal fourni en sortie par le système de détection. Les valeurs du rythme cardiaque calculées par le système varient entre 70 et 90 (pour les 10 premiers pics). Cette plage de valeurs intègre la norme pour le rythme cardiaque d'une personne en bonne santé.

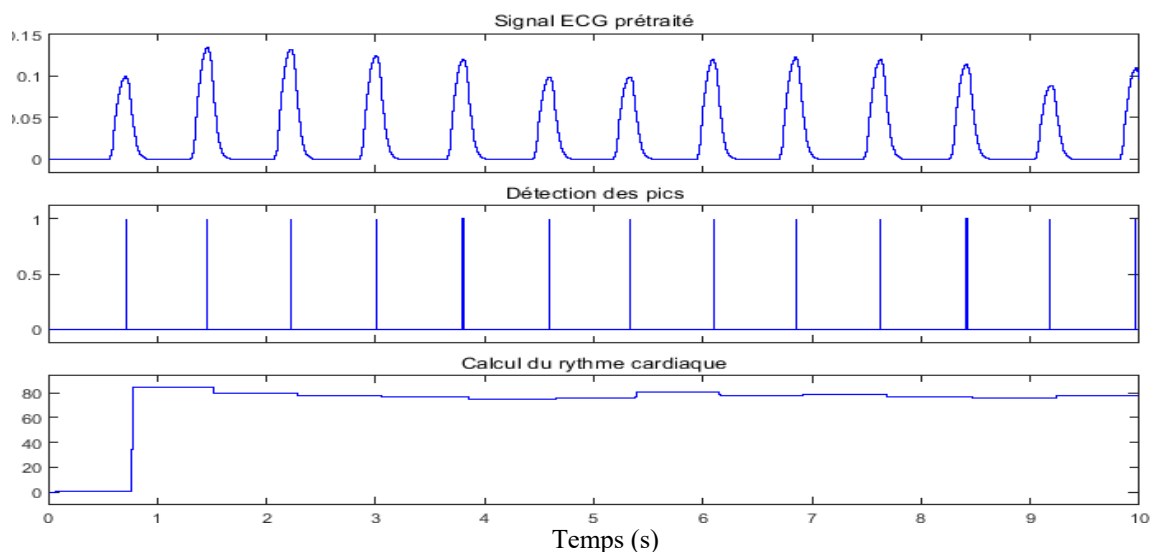


Figure 3.23 : Détection des pics et calcul du rythme cardiaque obtenus du signal ECG dans le diagramme XSG

La Figure 3.24 illustre l'évolution du signal PPG au niveau du système de détection des pics et de calcul du rythme cardiaque. Nous retrouvons d'abord le signal PPG prétraité

appliqué en entrée du système, puis le signal fourni après la détection des pics et enfin les résultats de calcul du rythme cardiaque. Les différents pics sur le signal PPG prétraité ont été tous identifiés sur le signal fourni en sortie par le système de détection. Les valeurs du rythme cardiaque calculées par le système varient également entre 70 et 90 (pour les 10 premiers pics). De même que le signal ECG, cette plage de valeurs intègre la norme pour le rythme cardiaque d'une personne en bonne santé. L'évolution du rythme cardiaque obtenue avec le signal PPG (courbe du bas de la Figure 2.24) correspond parfaitement à celle du rythme cardiaque obtenue avec le signal ECG (courbe du bas de la Figure 2.23).

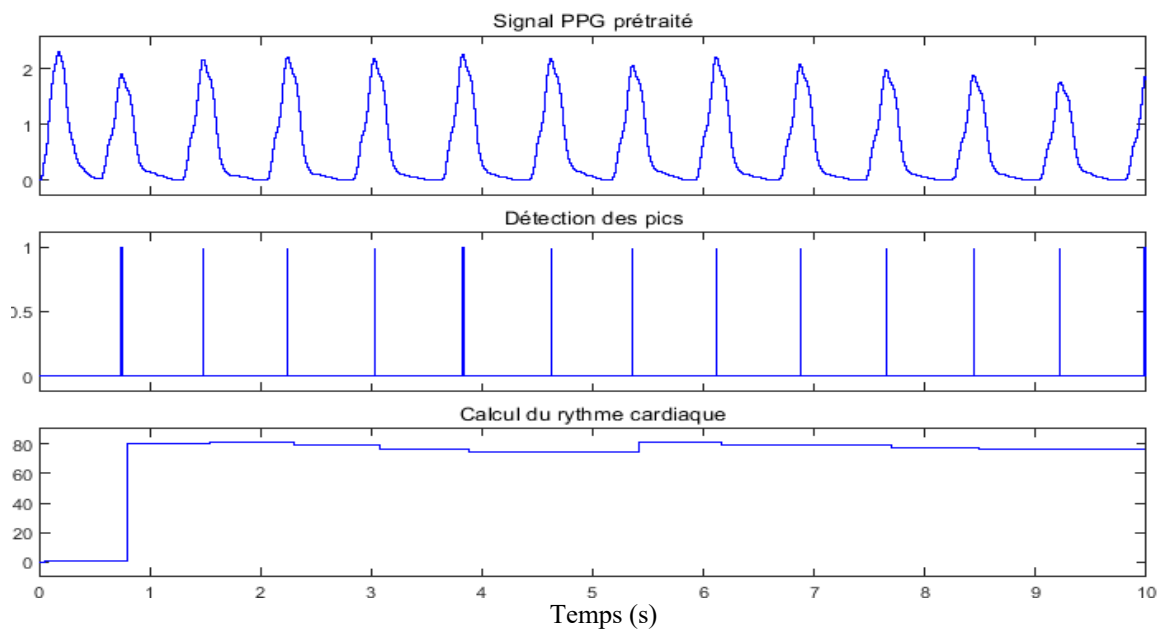


Figure 3.24 : Détection des pics et calcul du rythme cardiaque obtenus du signal PPG dans le diagramme XSG

La Figure 3.25 représente le câblage de la carte FPGA Nexys-4 et le module Analog Discovery permettant de tester le système complet avec les données (ECG) stockées dans des fichiers sur ordinateur. Avec le logiciel WaveForm, un signal ECG est généré par la carte Analog Discovery à la fréquence de 360 Hz pour qu'il soit fourni à l'entrée du système. La Figure 3.26 illustre la visualisation du signal fourni au système (le signal ECG) ainsi que le signal ECG prétraité retourné par le système. Le rythme cardiaque mesuré est affiché sur la carte Nexys-4.

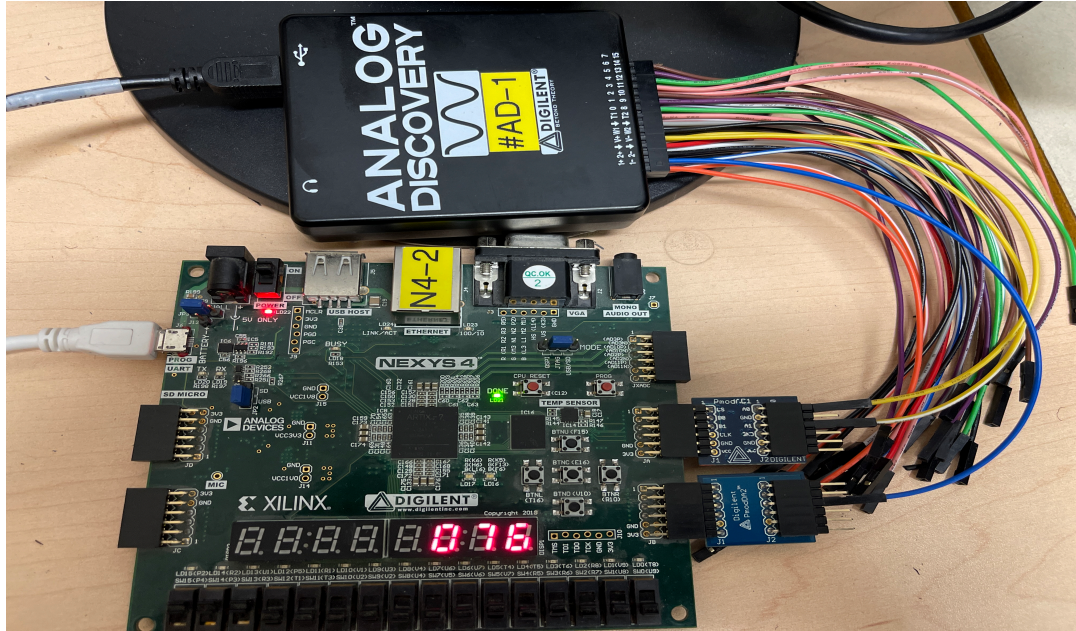


Figure 3.25 : Câblage et exécution du système en temps-réel en utilisant un signal ECG provenant d'un fichier en passant par le module Analog Discovery

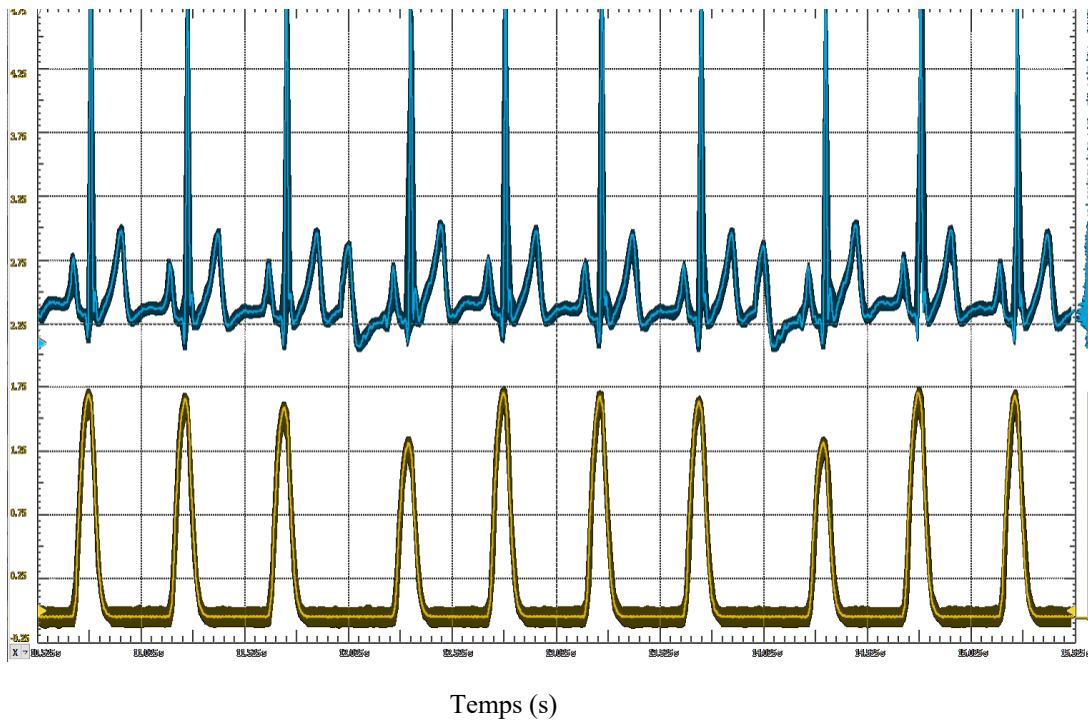


Figure 3.26 : Représentation sur l'application WaveForm du signal ECG fourni au système (haut) et le signal ECG prétraité retourné par le système (bas)

Le câblage de l'implantation de la Figure 3.20 est présenté à la Figure 3.27. Cette implantation comporte le système complet d'acquisition, de prétraitement, de calcul du rythme cardiaque et de transmission. Les deux signaux fournis en entrée du système sont le signal ECG (jaune) et le signal PPG (bleu), illustrés à la Figure 3.28. Les valeurs du rythme cardiaque fournies par le système sont affichées continuellement sur la carte Nexys-4 (Figure 3.27). Nous remarquons que ces valeurs sont identiques (76 BPM) en moyenne ce qui paraît normal puisque les deux signaux viennent d'une seule personne et ont été enregistrés en même temps.

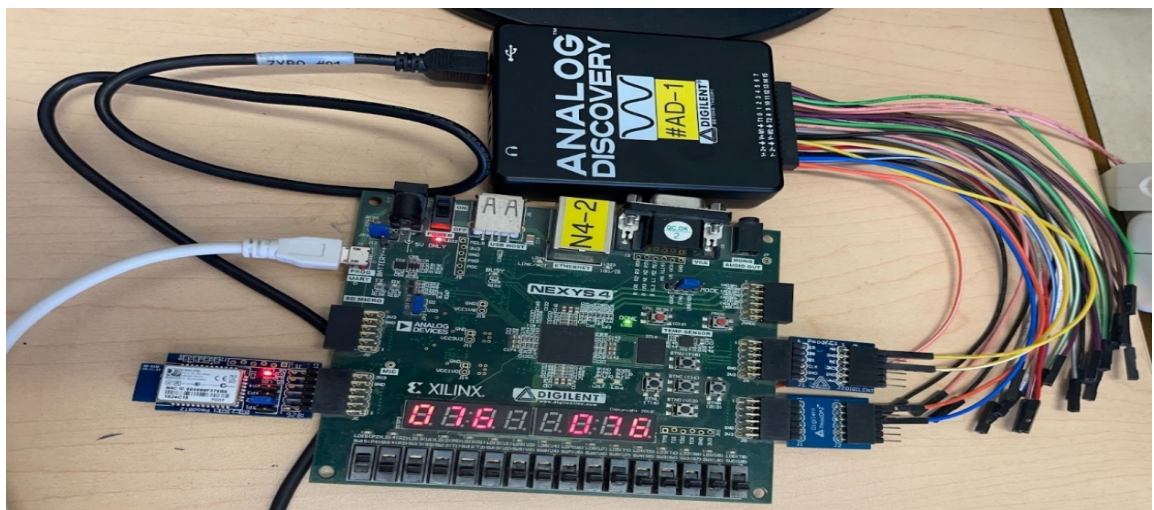


Figure 3.27 : Affichage des rythmes cardiaques sur la carte Nexys-4

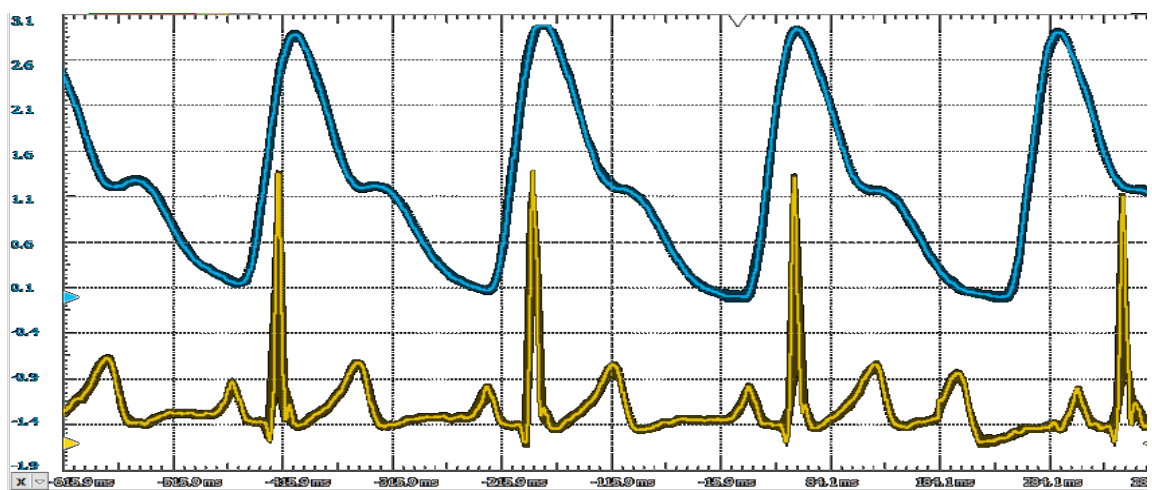


Figure 3.28 : Génération des signaux ECG (haut) et ECG (bas) à partir des données sauvegardées dans un fichier en utilisant le logiciel WaveForm

Avec l'intégration du module de transmission sans-fil, les tests de connectivité et de réception des données sont effectués. Ainsi, le module PmodBT2 est relié à la carte Nexys-4. La Figure 3.29 illustre l'envoi vers le smartphone des valeurs du rythme cardiaque fournies par le système. L'application mobile installée sur le smartphone affichent les données reçues via l'interface Bluetooth du module de transmission sans-fil. Nous pouvons remarquer l'affichage des mêmes valeurs simultanément sur les afficheurs 7-segments de la carte et sur l'application mobile.

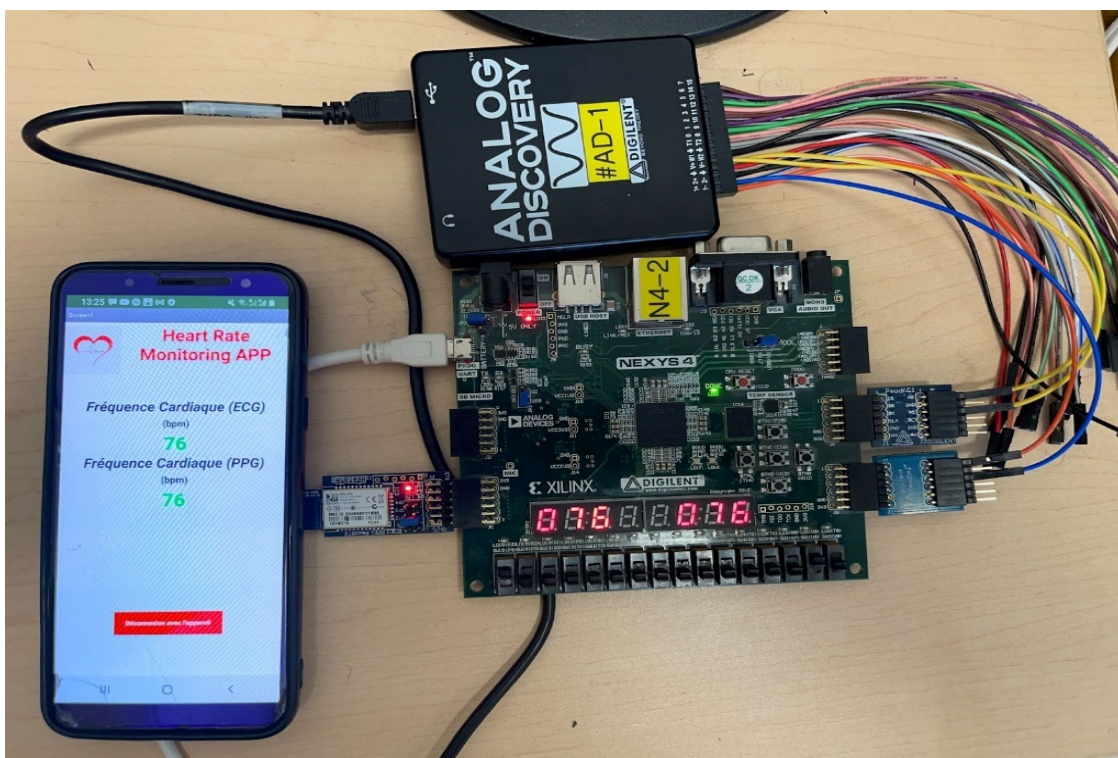


Figure 3.29 : Illustration du calcul de rythme cardiaque des signaux ECG et PPG d'un même patient et envoi des données vers le smartphone

Le montage de test du système complet en temps réel avec les capteurs est illustré à la Figure 3.30. Les électrodes du capteur ECG sont placées sur le thorax de la personne et le capteur de signaux PPG sur un doigt. Les signaux issus des capteurs sont visualisés sur l'écran à l'aide de la carte Analog Discovery et du logiciel WaveForm. Une fois que la liaison entre l'application mobile et le module Bluetooth est établie, les valeurs du rythme cardiaque calculées s'affichent en même temps sur le téléphone et la carte FPGA (Figure 3.31).

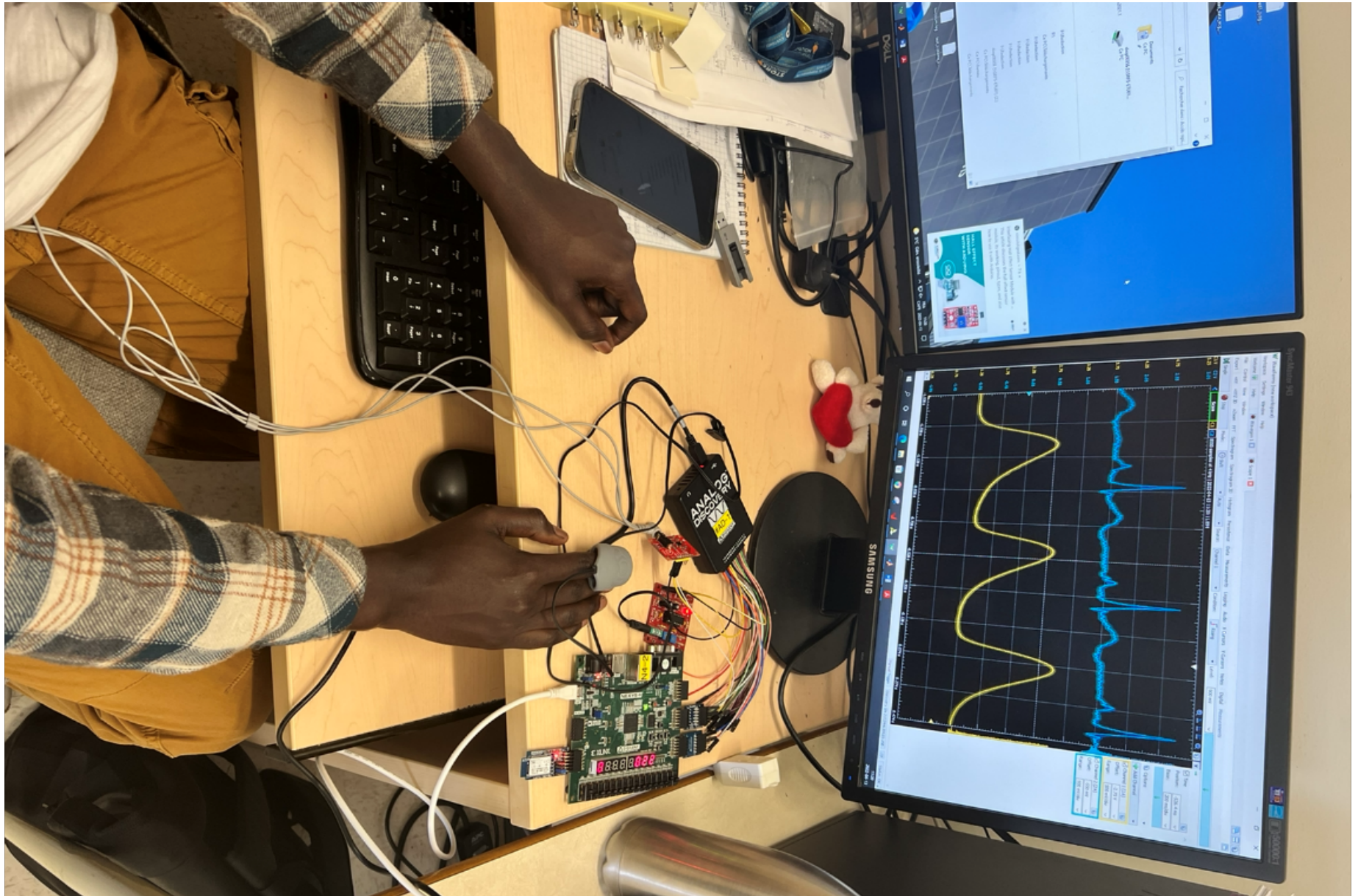


Figure 3.30 : Simulation en temps réel en utilisant les capteurs

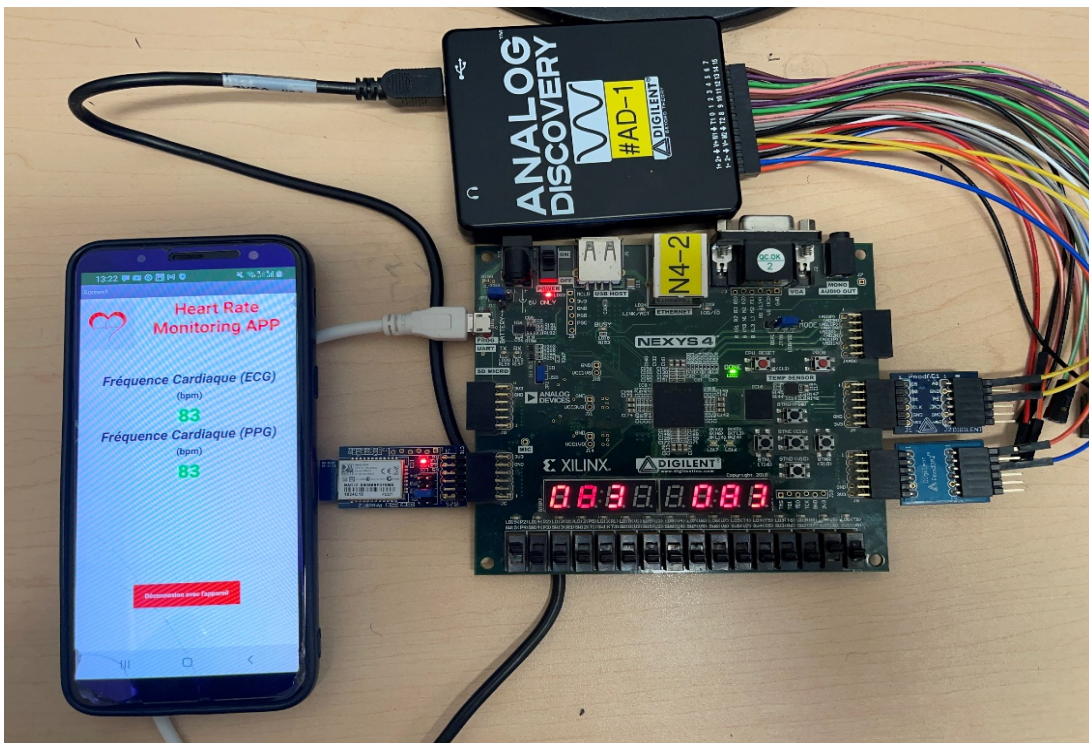


Figure 3.31 : Envoi des données vers le smartphone simultanément avec l’affichage sur la carte

3.5 RÉCAPITULATION DES ARCHITECTURES RÉALISÉES ET CONTRIBUTIONS

3.5.1 Système de calcul du rythme cardiaque en utilisant XSG

La Figure 3.32 présente l’implantation matérielle, en utilisant les blocs XSG, d’un système de calcul du rythme cardiaque à partir d’un signal ECG et la détection d’arythmie. Ce système proposé par Meddah et al. (2019) est basé sur l’utilisation d’un signal ECG fourni à partir de l’espace de travail mais également l’exécution en temps-réel grâce à un signal fourni par un capteur ECG.

Le Tableau 3.2 présente les ressources nécessaires à l’exécution de l’implantation présentée à la Figure 3.32, en se basant sur le format de données (nombre de bits) utilisé par Meddah et al. (2019).

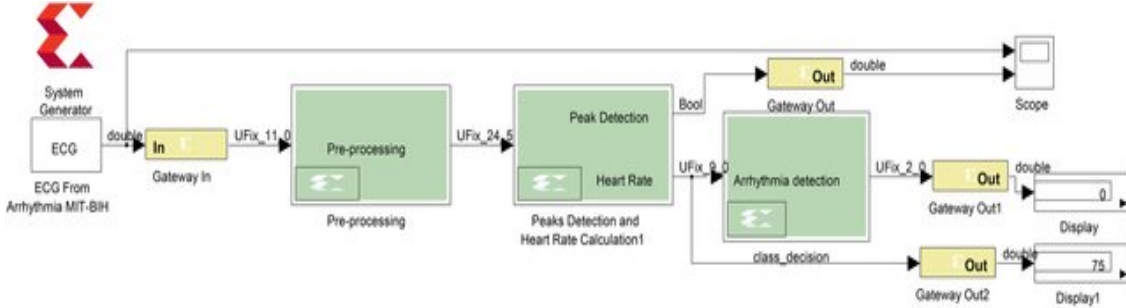


Figure 3.32 : Système de calcul du rythme cardiaque proposé par Meddah et al. (2019)

Tableau 3.2 : Estimation des ressources basée sur l’implantation de Meddah et al. (2019) pour la carte Nexys-4

Architecture	Disponible	Utilisé
Slices	126 800	2 168 (1%)
LUTs	63 400	4 808 (7%)
Flip flops	15 805	1 508 (9%)
Bonded IOBs	210	28 (13%)
DSP48E1s	240	4 (1%)
Fréquences maximum	-	7.546 MHz
Estimation de l’énergie total	-	191 mW

3.5.2 Optimisation du système 3.5.1

Notre implantation optimise en plusieurs points le système de calcul du rythme cardiaque proposé par Meddah et al. (2019) :

- L’utilisation de nouveaux filtres pour le système de prétraitement du signal dans le but d’améliorer les performances du système de prétraitement. Il s’agit d’un filtre passe-bande de fréquence de coupure comprise entre 5 et 15 Hz et d’un filtre passe-bas de fréquence de coupure égale à 5 Hz.

- La réduction du nombre de bits pour le système de prétraitement du signal. Nous proposons un système basé sur une implantation 16 bits signés plus précisément au format Fix16_12.

La Figure 3.33 présente l'implantation proposée pour le système optimisé de calcul du rythme cardiaque à partir d'un signal ECG. Nous notons une réduction du nombre de bits à la sortie du système de prétraitement du signal ECG. Ainsi, nous passons de 24 bits non signés (UFix24_5) à 16 bits signés (Fix16_12).

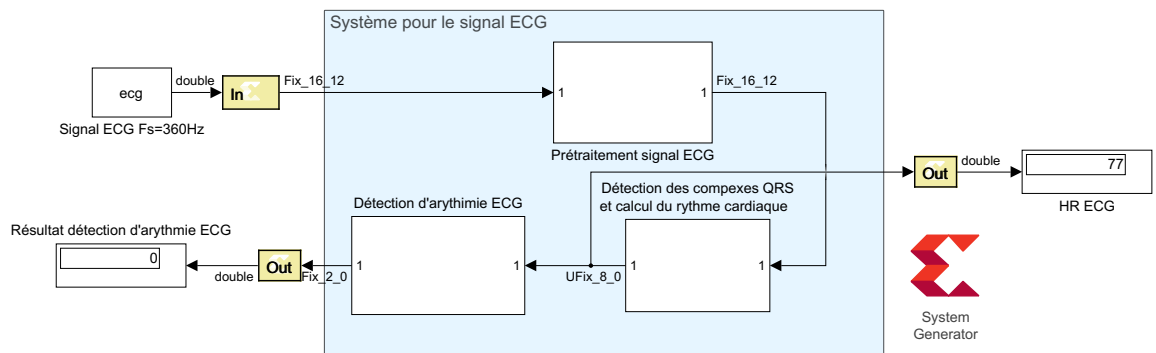


Figure 3.33 : Système de calcul du rythme cardiaque optimisé

Le Tableau 3.3 représente l'estimation des ressources nécessaires à l'exécution de notre système de calcul du rythme cardiaque et de détection d'arythmie basé sur le signal ECG.

Tableau 3.3 : Estimation des ressources nécessaires de notre système sur la carte Nexys-4

Architecture	Utilisé	Disponible
Slices	2 250 (1%)	126 800
LUTs	3 160 (4%)	63 400
Flip flops	1 120 (7%)	15 850
Bonded IOBs	27 (12%)	210
DSP48E1s	2 (1%)	240
Fréquences maximum	8.604 MHz	-
Estimation de l'énergie total	153 mW	-

Comparé aux estimations des ressources nécessaires présentées au tableau 3.2, nous notons une réduction des ressources telles que le nombre de tables de correspondance (LUTs), le nombre de bascules et le nombre de blocs d'entrée/sortie (Bonded IOBs). Pour le nombre de tables de correspondantes, une diminution à hauteur de 34% est relevée. De plus, le temps nécessaire pour le traitement des données par le système a baissé avec l'augmentation de la fréquence. La puissance du système a également été réduite passant de 191 mW pour le système proposé par Meddah et al. (2019) à 153 mW avec notre système. Cependant, nous notons une légère augmentation du nombre de slices pour notre système.

Le tableau 3.4 suivant présente les ressources nécessaires à l'exécution du système de calcul du rythme cardiaque basé sur un signal PPG. L'analyse de ce tableau montre également une utilisation réduite des ressources, comparative au système utilisant le signal ECG. De plus, un gain en temps de calcul est réalisé avec l'augmentation de la fréquence qui est passée de 8.604 MHz à 9.294 MHz pour le signal PPG. Cette différence des ressources nécessaires entre les deux systèmes s'explique par le fait que le système de détection des complexes QRS et de calcul du rythme cardiaque basé sur le signal ECG nécessite beaucoup plus d'opérations comparé au système de détection des pics systoliques et de calcul du rythme cardiaque basé sur le signal PPG. L'absence du filtre intégrateur au niveau du système de prétraitement affecte également l'utilisation des ressources.

Tableau 3.4 : Estimation des ressources nécessaires de notre système basé sur le signal PPG avec une carte Nexys-4

Architecture	Disponible	Utilisé
Slices	126 800	1 830 (1%)
LUTs	63 400	3 157 (4%)
Flip flops	15 850	963 (6%)
Bonded IOBs	210	27 (12%)
DSP48E1s	240	4 (1%)
Fréquences maximum	-	9.294 MHz
Estimation de l'énergie total	-	162 mW

Ce chapitre reflète le travail accompli, qui a pour finalité la proposition d'un système répondant aux besoins de télésurveillance du rythme cardiaque. Ce dernier est fondé sur le calcul du rythme cardiaque à partir d'un signal ECG ou d'un signal PPG. L'utilisation des deux signaux assure une efficacité et une précision de calcul. En effet, le signal ECG étant plus fiable pour le calcul du rythme cardiaque présente certaines contraintes et exigences pour son acquisition. Contrairement au signal PPG dont l'acquisition est plus facile et ne nécessite pas de dispositifs encombrants. Pour en arriver à cette proposition, nous avons eu à réaliser les implantations des différents systèmes proposés à la méthodologie, la mise en évidence de son fonctionnement avec des formes variées d'acquisition des signaux. L'analyse et l'interprétation des résultats obtenus en fonction des tests réalisés prouvent la fiabilité, la précision et le bon fonctionnement de notre système. Le rythme cardiaque fourni par le calcul reste identique pour le signal ECG et le signal PPG de la même personne. Enfin, une comparaison des ressources nécessaires à l'exécution de l'implantation de notre système est présentée. Le chapitre suivant est consacré aux travaux sur la mesure de la saturation dans le sang en utilisant un microcontrôleur.

CHAPITRE 4

MESURE DU RYTHME CARDIAQUE ET DE LA SATURATION EN OXYGÈNE SPO2 À BASE DE MICROCONTRÔLEUR ESP32

La seconde approche de notre projet s'oriente vers la mesure de la saturation d'oxygène dans le sang avec un module basé sur une carte Heltec WiFi Kit 32 muni d'un afficheur OLED et de liaisons WiFi et Bluetooth. Le taux de saturation en oxygène est une donnée très importante pour le suivi des maladies chroniques, particulièrement les maladies du cœur. En plus, avec la pandémie de la COVID-19, ce taux doit être surveillé fréquemment chez les personnes infectées. Nous utiliserons aussi un capteur MAX30100 et sa version évoluée (MAX30102) disposant d'une librairie source ouverte qui facilite leur programmation avec la plupart des microcontrôleurs. Dans ce chapitre, nous allons donc introduire la notion de saturation en oxygène, le principe de fonctionnement du capteur MAX3010x et la présentation du module de traitement Heltec WiFi Kit 32 avant de présenter le système de mesure et les résultats obtenus.

4.1 CALCUL DU RYTHME CARDIAQUE ET DE LA SATURATION D'OXYGÈNE SPO2

4.1.1 Théorie

Le niveau de saturation d'oxygène dans le sang (SpO_2) peut être obtenu en utilisant une paire de diode électroluminescente (DEL) haute intensité (lumière rouge et lumière infrarouge, toutes de longueurs d'onde différentes) et d'un photodétecteur pour mesurer la lumière réfléchiée ou transmise dans les tissus (voir Figure 4.1). L'oxygène est transporté dans le sang par l'hémoglobine et, selon que l'hémoglobine est liée ou non à l'oxygène, elle absorbe la lumière à différentes longueurs d'onde. Le calcul de la saturation en oxygène dans le sang est basé sur le principe que la quantité de lumière rouge (R) et infrarouge (IR) absorbée varie en fonction de la quantité d'oxygène dans le sang.

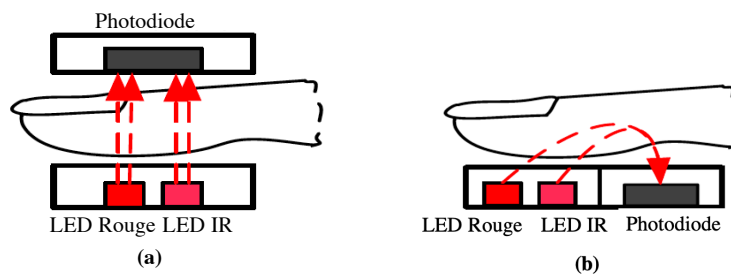


Figure 4.1 : Structures d'un détecteur de saturation en oxygène SpO2 par (a) transmittance et par (b) réflectance (Wan et al., 2017)

Les longueurs d'onde de ces DELs sont respectivement de 660 nm et 940 nm. Les graphiques d'absorption de la lumière par l'hémoglobine lorsqu'elle est saturée en oxygène (HbO2) et lorsqu'elle ne l'est pas (Hb) sont illustrés à la Figure 4.2.

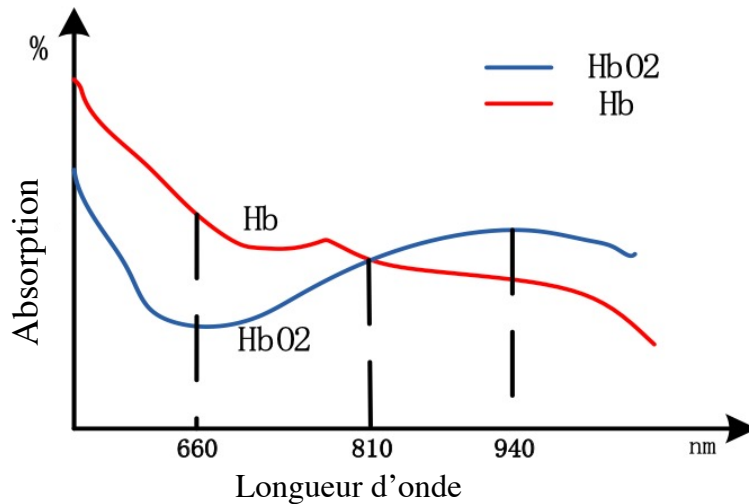


Figure 4.2 : Le spectre d'absorption de Hb et HbO2 (Wan et al., 2017)

Comme nous pouvons le voir sur la Figure 4.2, le sang désoxygéné absorbe plus de lumière R (660 nm), tandis que le sang oxygéné absorbe plus de lumière IR (940 nm). En se basant sur le rapport entre les changements d'absorbance de la lumière rouge et infrarouge causés par la différence de couleur entre l'hémoglobine du sang liée à l'oxygène (rouge vif)

et non liée à l'oxygène (rouge foncé ou bleu, dans les cas graves), une mesure de l'oxygénation (le pourcentage de molécules d'hémoglobine liées à des molécules d'oxygène) peut être effectuée (Bagha et Shaw, 2011) :

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2+Hb} \times 100 \quad (4.1)$$

L'oxymètre à impulsion utilise la loi de Beer-Lambert, qui stipule que la concentration d'une substance absorbante dans une solution peut être déterminée à partir de l'intensité de la lumière transmise à travers la solution. L'intensité de la lumière transmise (I_0) est liée à l'intensité de la lumière incidente (I_N) par (Bagha et Shaw, 2011) :

$$I_0 = I_N e^{-kcd} \quad (4.2)$$

où k est le coefficient d'extinction dépendant de la longueur d'onde, c est la concentration de l'absorbeur et d est la longueur du chemin optique en cm.

La lumière absorbée en traversant la solution est exprimée en terme d'absorbance telle que donnée par (Bagha et Shaw, 2011) :

$$A = \ln\left(\frac{I_0}{I_N}\right) = kcd \quad (4.3)$$

où A est l'absorbance, une quantité sans dimension, normalement appelée densité optique (DO).

La loi de Beer-Lambert nous permet donc de déterminer une concentration inconnue si l'absorbance de la lumière est mesurée, le coefficient d'extinction à la longueur d'onde et la longueur du chemin optique sont connus. La Figure 4. 3 représente la forme d'un signal PPG typique contenant une composante continue (DC) et une composante alternative (AC).

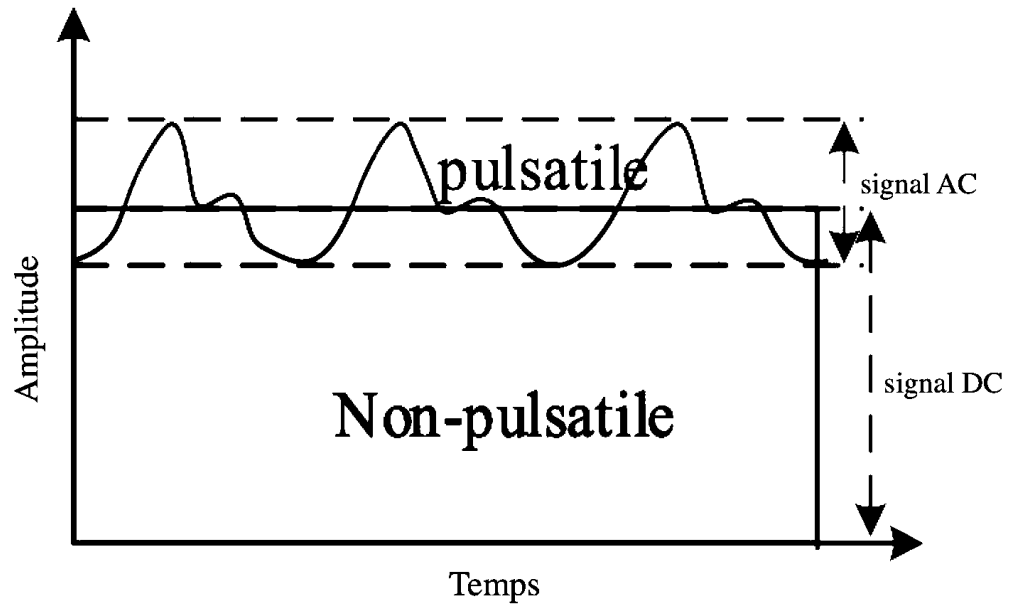


Figure 4. 3 : Forme du signal typique utilisé dans la mesure de la fréquence cardiaque (Wan et al., 2017)

Les valeurs des amplitudes continues (DC) et alternatives (AC) des composantes pulsatiles cardiaques synchrones dans les signaux PPG des lumières rouge R et infrarouge IR sont extraites. Elles sont respectivement DC_R , DC_{IR} , AC_R et AC_{IR} . Ensuite, un rapport d'absorption normalisé R entre lumière rouge et infrarouge est obtenu par (Bagha et Shaw, 2011) :

$$R = \frac{AC_R/DC_R}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (4.4)$$

Une fois la valeur du rapport R calculée à partir des deux signaux PPG, les valeurs de SpO_2 sont déterminées à partir de ce ratio en utilisant l'équation suivante (Bagha et Shaw, 2011) :

$$\%SpO_2 = K \times R \quad (4.2)$$

où K est la constante de proportionnalité, qui peut être définie par les résultats de l'étalonnage.

L'oxymètre de pouls fonctionne donc en faisant briller les deux lumières sur le doigt ou le lobe de l'oreille (ou essentiellement partout où la peau n'est pas trop épaisse, de sorte

que les deux lumières peuvent facilement pénétrer dans le tissu) et en mesurant la quantité de lumière réfléchiée à l'aide d'un photodétecteur. Les DEL sont excitées rapidement et séquentiellement par deux sources de courant (une pour chaque DEL) dont les niveaux de courant continu dépendent de la DEL pilotée. La commutation des deux DEL est contrôlée par deux signaux de commande permettant la synchronisation de la DEL rouge et de la DEL infrarouge, comme indiqué à la Figure 4.4 (Bagha et Shaw, 2011).

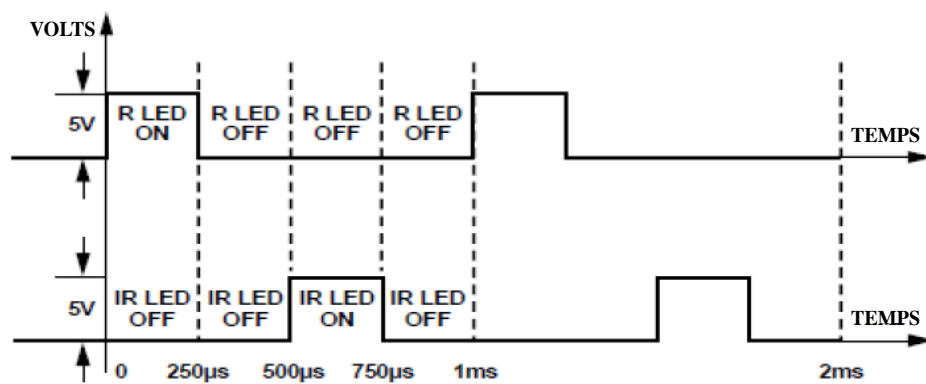


Figure 4.4 : Signal de contrôle des DEL d'un oxymètre (Bagha et Shaw, 2011)

4.1.2 Module MAX30100

Le module MAX30100 est une solution intégrée de capteur pour l'oxymétrie de pouls et la surveillance du rythme cardiaque. Il combine deux DEL, un photodétecteur, une optique optimisée et un traitement du signal analogique à faible bruit pour détecter les signaux d'oxymétrie de pouls et de fréquence cardiaque. Le circuit MAX30100 fonctionne avec des alimentations de 1.8V et 3.3V et peut être mis hors tension par logiciel avec un courant de veille négligeable, ce qui permet à l'alimentation de rester connectée à tout moment. Les domaines d'application de ce capteur sont les appareils connectés, les dispositifs d'assistances fitness, les dispositifs de surveillance médicale, etc. (Integrated, 2014). La Figure 4.5 illustre le module MAX30100 tandis que le Tableau 4.1 présente ses caractéristiques techniques.

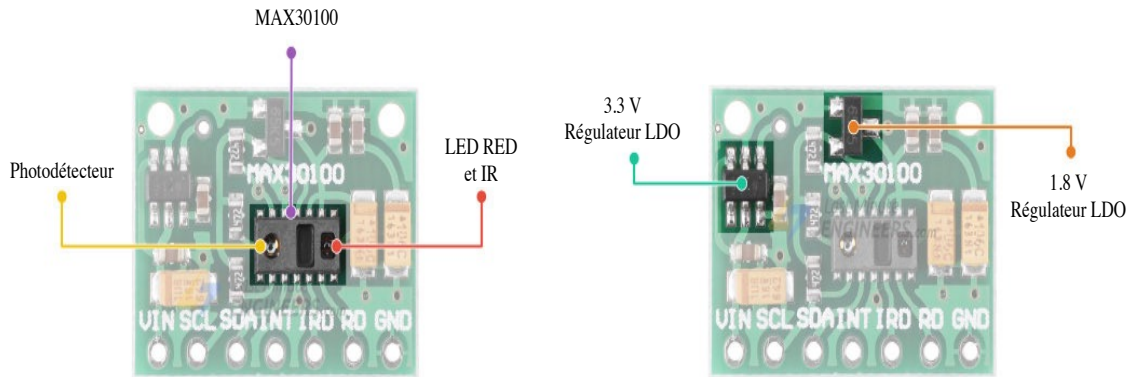


Figure 4.5 : Constituants du module MAX30100

Tableau 4.1 : Caractéristiques techniques du module MAX30100 (Integrated, 2014)

Oxymètre de pouls et capteur de fréquence cardiaque MAX3010	
Alimentation	3.3V à 5.5V
Courants	600 μ A (pendant les mesures)
	0.7 μ A (en mode veille)
Longueur d'onde DEL rouge	660 nm
Longueur d'onde DEL IR	880 nm
Plage de température	-40°C à +85°C
Précision de la température	$\pm 1^\circ$ C

Les détails d'utilisation du module MAX30100 sont donnés par le circuit électrique de la Figure 4.6.

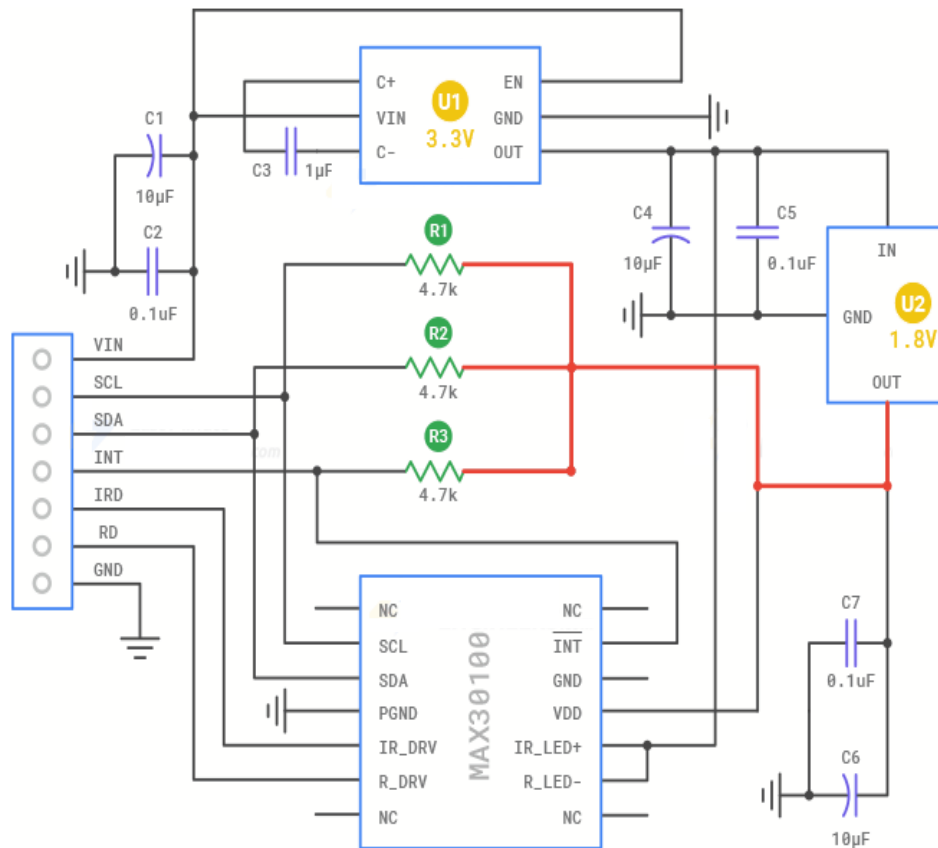


Figure 4.6 : Circuit électrique du module MAX30100 (Integrated, 2014)

La broche d'alimentation VIN de ce module peut être connectée à une tension de sortie 3.3V ou de 5V d'un microcontrôleur. La broche SCL correspond à l'horloge du protocole I2C et SDA est la broche de données du protocole I2C, elles sont connectées aux lignes I2C de notre carte Heltec WiFi Kit 32. Le circuit MAX30100 peut être programmé pour générer une interruption pour chaque impulsion (broche INT). Ce circuit intègre une DEL pour piloter les impulsions de lumières pour les mesures de la saturation en oxygène (SpO₂) et de la fréquence cardiaque (HR). La broche RD est similaire à la broche IRD, est utilisée pour piloter la DEL rouge. La broche GND doit être reliée à la masse. La Figure 4.7 présente les différentes interfaces du module MAX30300.

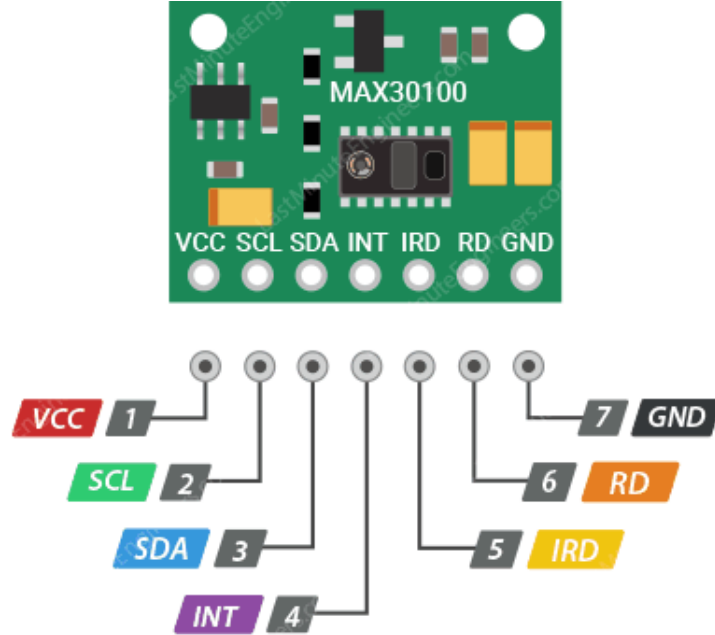


Figure 4.7 : Interfaces du module MAX30100

4.1.3 Module MAX30102

Le circuit MAX30102 est un module intégré d'oxymétrie de pouls et de surveillance du rythme cardiaque (considéré comme le successeur du MAX30100). Il comprend également deux DEL internes, un photodétecteur, des éléments optiques et une électronique à faible bruit avec rejet de la lumière ambiante. Ce circuit fournit une solution système complète pour faciliter le processus de conception des appareils mobiles et portables. Le MAX30102 fonctionne avec une seule alimentation de 1.8 V et une alimentation séparée de 5.0 V pour les DEL internes. La communication se fait par une interface standard compatible I2C. Le module peut être arrêté par logiciel avec un courant de veille nul, ce qui permet aux rails d'alimentation de rester sous tension à tout moment. La Figure 4.8 représente une illustration du module MAX30102 avec ses composants et le Tableau 4.2 présente ses caractéristiques techniques.

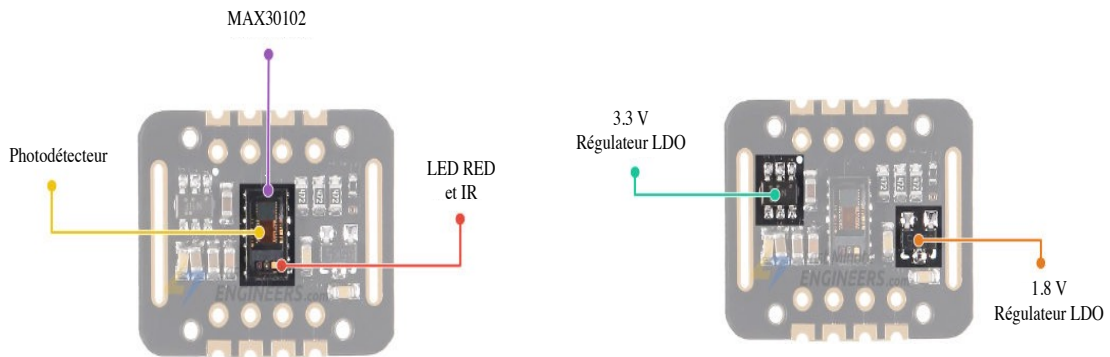


Figure 4.8 : Constituents du module MAX30102

Tableau 4.2 : Caractéristiques techniques du module MAX30102 (Integrated, 2015)

Oxymètre de pouls et capteur de fréquence cardiaque MAX30102	
Dimension	5,6 mm x 3,3 mm x 1,55 mm
Alimentation	3.3V à 5.5V
Courants	0.7 μ A (en mode veille) 600 μ A (pendant les mesures)
Longueur d'onde DEL rouge	660 nm
Longueur d'onde DEL IR	880 nm
Plage de température	-40°C à +85°C
Précision de la température	$\pm 1^\circ$ C

La broche d'alimentation VIN de ce module peut être connectée à une sortie 3.3V ou 5V d'un microcontrôleur. La broche SCL correspond à l'horloge du protocole I2C et SDA est la broche de données du protocole I2C, elles sont connectées aux lignes I2C de notre carte Heltec WiFi Kit 32. Le circuit MAX30102 peut être programmé pour générer une interruption pour chaque impulsion (broche INT). Ce circuit intègre une DEL pour piloter les impulsions de lumières pour les mesures de la saturation en oxygène (SpO₂) et de la fréquence cardiaque (HR). La broche IRD est utilisée si nous souhaitons piloter nous-même la DEL IR, sinon elle n'est pas connectée. La broche RD est similaire à la broche IRD, mais

est utilisée pour piloter la DEL rouge. La broche GND doit être reliée à la masse. La Figure 4.10 présente les différentes interfaces du module MAX30300.

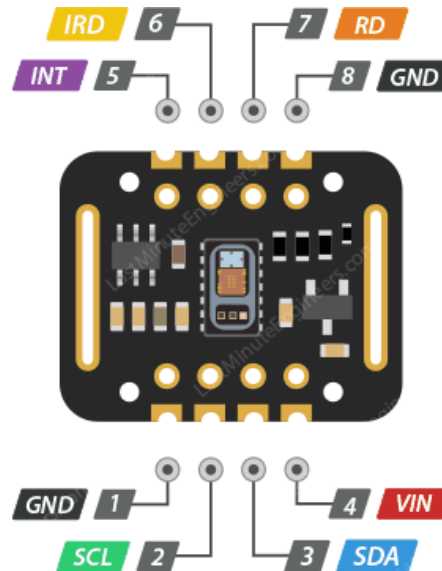


Figure 4.9 : Interfaces du module MAX30102

4.2 LA CARTE HELTEC WiFi KIT 32

La carte Heltec WiFi Kit 32 est une carte de développement IoT classique conçue et produite par Heltec Automation. Elle est basée sur le microprocesseur ESP32 qui se caractérise par la prise en charge des technologies WiFi et Bluetooth à basse consommation, le tout dans une seule puce. Un système de gestion de la batterie Li-Po et un écran OLED de 0.96" sont également inclus. La puce embarquée ESP32 est conçue pour être évolutive et adaptative. Il y a deux cœurs de CPU qui peuvent être contrôlés individuellement, et la fréquence d'horloge du CPU est réglable de 80 MHz à 240 MHz. L'utilisateur peut également désactiver l'unité centrale et utiliser le processeur à faible consommation pour surveiller en permanence les périphériques afin de détecter les changements ou le franchissement de seuils (Systems, 2021).

L'intégration des interfaces de communication Bluetooth, Bluetooth LE et WiFi permet de cibler un large éventail d'applications : l'utilisation de la liaison WiFi permet une grande portée physique et une connexion directe à Internet par le biais d'un routeur WiFi, tandis que l'utilisation de la liaison Bluetooth permet à l'utilisateur de se connecter facilement à son téléphone ou de diffuser des données à faible énergie pour sa détection. Le courant de veille de la puce ESP32 est inférieur à 5 μ A, ce qui convient aux applications électroniques alimentées par batterie et les applications portables. La carte Heltec WiFi Kit 32 prend en charge un débit de données allant jusqu'à 150 Mbps et une puissance de sortie de 20.5 dBm à l'antenne pour assurer la plus grande portée physique possible. En tant que telle, la puce offre des spécifications à la pointe de l'industrie et les meilleures performances en matière d'intégration électronique, de portée, de consommation d'énergie et de connectivité (Systems, 2021).

La Figure 1.10 présente les différentes interfaces de connexion de la carte Heltec WiFi Kit 32 et le Tableau 4.3 présente les caractéristiques techniques.

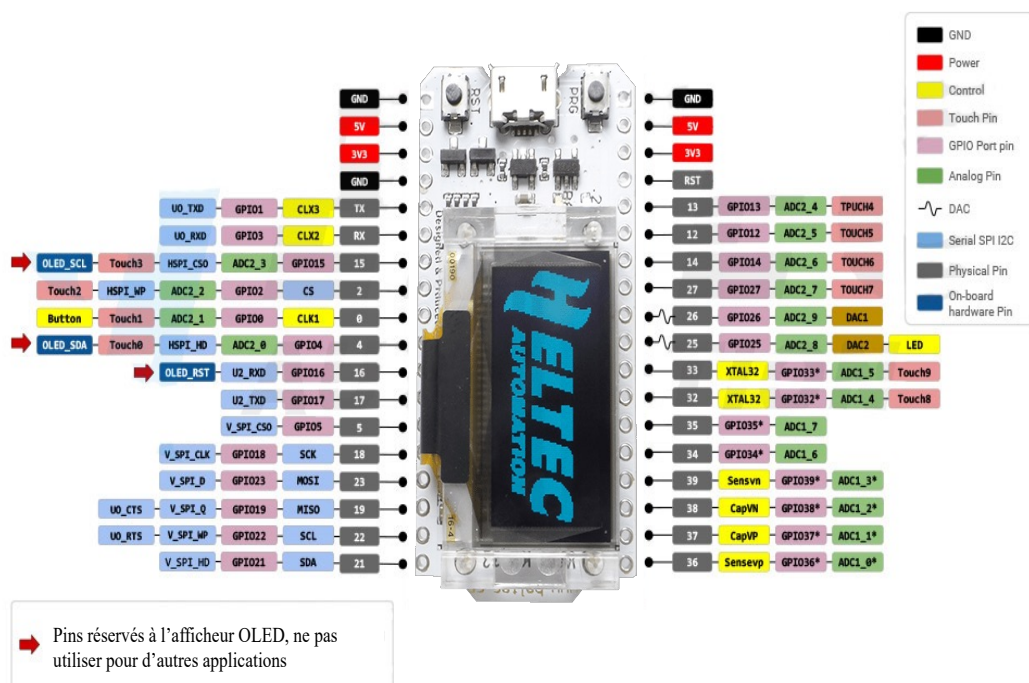


Figure 4.10 : Interfaces de la carte Heltec WiFi kit 32

Tableau 4.3 : Caractéristiques techniques de la carte Heltec WiFi Kit 32

Heltec WiFi Kit 32	
Microcontrôleur	ESP32
Ports Entrées/Sorties numériques	28
Ports Entrées analogiques (ADC)	8
Ports Sorties analogiques (DAC)	2
Fréquence	240 MHz
Mémoire flash	8 MB
SRAM	520 KB
Antenne	2.4 GHz
Technologie sans fil	WiFi, Bluetooth

4.2.1 Afficheur OLED

La carte Heltec WiFi Kit 32 intègre un afficheur OLED (diode électroluminescente organique). Les écrans OLED sont légers, presque fins, théoriquement flexibles et produisent une image plus lumineuse et plus nette. Au cœur de cet afficheur se trouve un puissant contrôleur de pilotes à puce unique SSD1306. Il peut communiquer avec le microcontrôleur de plusieurs manières, y compris I2C et SPI. Le protocole SPI est généralement plus rapide que le protocole I2C, mais nécessite plus de broches d'entrée/sortie. L'absence de rétroéclairage réduit considérablement la puissance nécessaire pour faire fonctionner l'afficheur OLED. En moyenne, ce type d'écran utilise environ 20 mA de courant, bien que cela dépende de la quantité d'éclairage de l'écran (Systech, 2008).

L'afficheur OLED est constitué d'un nombre de 8 lignes appelées pages. Chaque ligne contient 128 colonnes et chaque colonne peut contenir jusqu'à 8 bits. La Figure 4.11 illustre les différents composants de l'afficheur OLED.

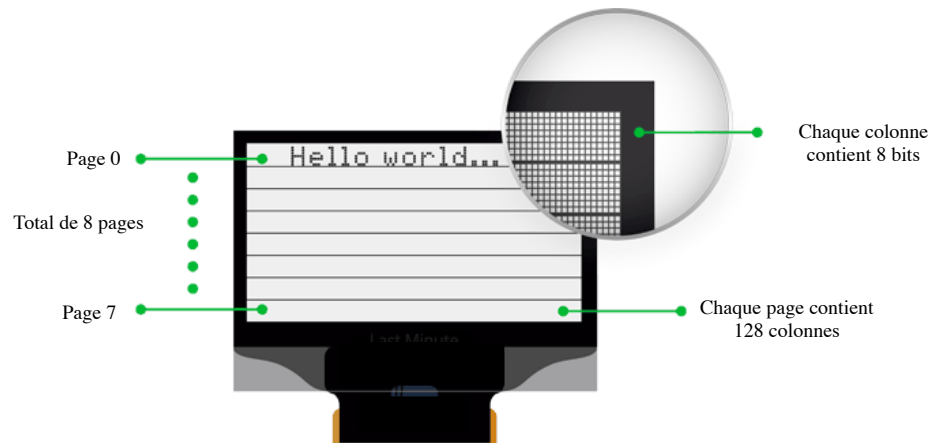


Figure 4.11 : Composants d'un afficheur OLED (Engineers, 2022)

Le contrôleur SSD1306 de l'écran OLED a des pilotes flexibles mais complexes. Une connaissance approfondie de l'adressage de la mémoire est nécessaire pour utiliser le contrôleur SSD1306. Heureusement, la bibliothèque SSD1306 du manufacturier Adafruit a été écrite pour faire abstraction de la complexité du contrôleur SSD1306 afin que nous puissions émettre des commandes simples pour contrôler l'affichage.

4.2.2 Transmission sans-fil Bluetooth

La carte Heltec WiFi Kit 32 peut agir en tant que serveur Bluetooth ou en tant que client Bluetooth. Le serveur annonce son existence, afin qu'il puisse être trouvé par d'autres appareils, et contient les données que le client peut lire. Le client analyse les appareils à proximité et lorsqu'il trouve le serveur qu'il recherche, il établit une connexion et écoute les données entrantes. C'est ce qu'on appelle la communication point à point.

Dans ce projet, la carte Heltec WiFi Kit 32 est utilisée comme serveur et l'application mobile, installée sur un smartphone, tient le rôle de client. Il existe plusieurs bibliothèques permettant d'établir une connexion Bluetooth avec la carte. Ces bibliothèques sont installées par défaut lorsque nous importons la carte dans l'environnement de développement intégré (IDE) Arduino. La liaison sans fil Bluetooth de la carte Heltec WiFi Kit 32 est gérée par la bibliothèque Bluetooth Serial. Cette bibliothèque propose une classe appelée BluetoothSerial

qui se comporte de manière très similaire à l'objet Serial que nous utilisons sur la communication série filaire. Cela signifie que nous avons également des méthodes telles que « available », pour vérifier si le client a envoyé des données, ou « read », pour lire des données. Une autre chose importante à prendre en considération est que la bibliothèque BluetoothSerial.h est implantée au-dessus des API Bluetooth IDF, qui sont basées sur les événements. Une approche événementielle peut conduire à une exécution plus efficace de nos programmes.

4.2.3 Outil de programmation

Comme la carte Arduino Uno, le module Heltec WiFi Kit 32 est une plateforme électronique source ouverte basée sur du matériel et des logiciels faciles à utiliser. Ces cartes sont capables de lire les entrées (lumière sur un capteur, un doigt sur un bouton ou un message Twitter) et de le transformer en sortie (activer un moteur, allumer une DEL, publier quelque chose en ligne). Nous pouvons dire à notre carte ce qu'elle doit faire en envoyant un ensemble d'instructions au microcontrôleur sur la carte. Pour ce faire, nous utilisons l'environnement de développement intégré (IDE) d'Arduino déjà mentionné. Le logiciel de programmation est également open source et se développe grâce aux contributions des utilisateurs du monde entier. L'environnement de développement IDE d'Arduino est facile à utiliser pour les débutants, mais suffisamment flexible pour les utilisateurs avancés. Il fonctionne sur Mac, Windows et Linux. Les enseignants et les étudiants l'utilisent pour construire des instruments scientifiques à faible coût, pour démontrer les principes de chimie et de physique, ou pour se lancer dans la programmation et la robotique (Arduino, 2022).

La Figure 4.12 illustre l'interface de l'environnement de développement intégré (IDE) d'Arduino.



Figure 4.12 : Interface de l'environnement de développement IDE Arduino

4.3 SYSTÈME DE SUIVI DES SIGNES VITAUX D'UN SEUL PATIENT

4.3.1 Architecture

Notre approche se base sur l'utilisation de microcontrôleurs disposant d'un module de transmission sans fil et d'un écran OLED intégrés, relié à un capteur SpO2. Le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène mesurés s'affichent sur l'écran. L'architecture proposée est illustrée à la Figure 4.13.

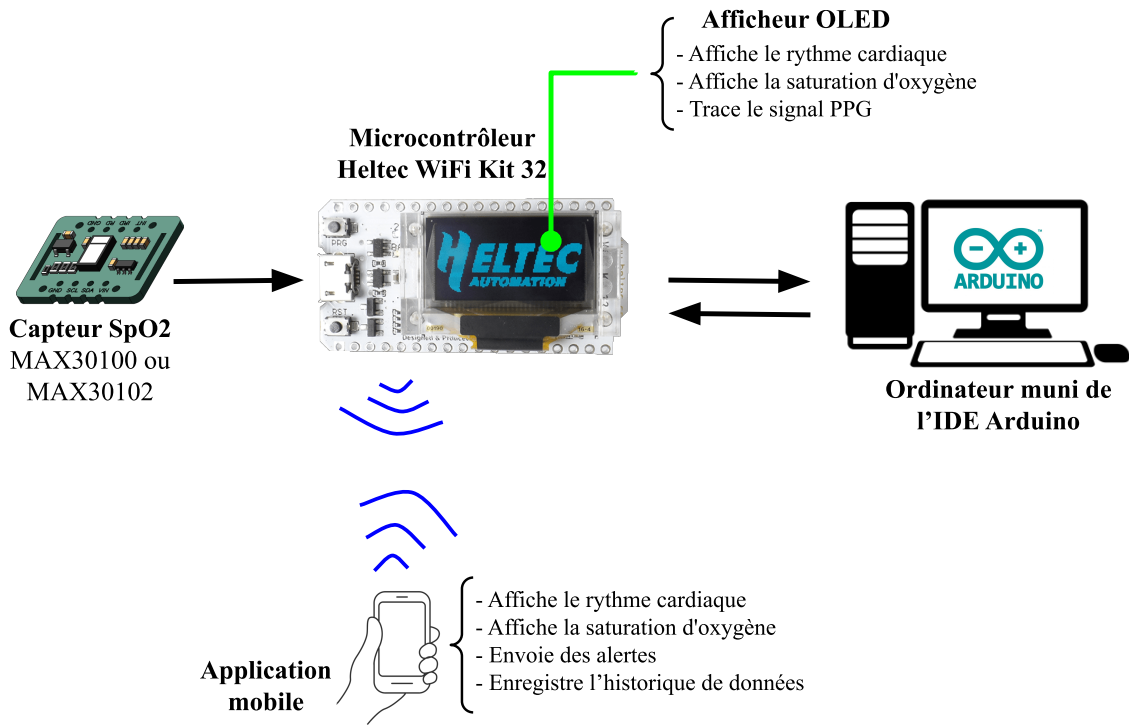


Figure 4.13 : Architecture du système basée sur la carte Heltec WiFi Kit 32

4.3.2 Câblage du système

Le câblage du système de suivi d'un seul patient est présenté à la Figure 4.14. Le montage se compose donc d'un microcontrôleur (carte WiFi kit 32) disposant d'un module d'affichage OLED intégré et d'un capteur SpO2 (MAX30100 ou MAX30102). L'afficheur OLED permet d'effectuer les fonctionnalités suivantes :

- Afficher le rythme cardiaque ;
- Afficher la saturation d'oxygène ;
- Tracer le signal PPG.

Le module d'affichage OLED dispose de ses propres broches dédiées parmi les broches de la carte : le signal SCL est une broche d'horloge série pour l'interface I2C et le signal

SDA qui est une broche de données série pour l'interface I2C. Le câblage du microcontrôleur demeure le même quel que soit le capteur SpO2 utilisé. Les broches SCL et SDA du capteur sont branchés respectivement aux pins 15 et 4 du microcontrôleur. La broche d'alimentation VCC du capteur est reliée au pin 3.3V et le GND avec celui de la carte Heltec WiFi Kit 32.

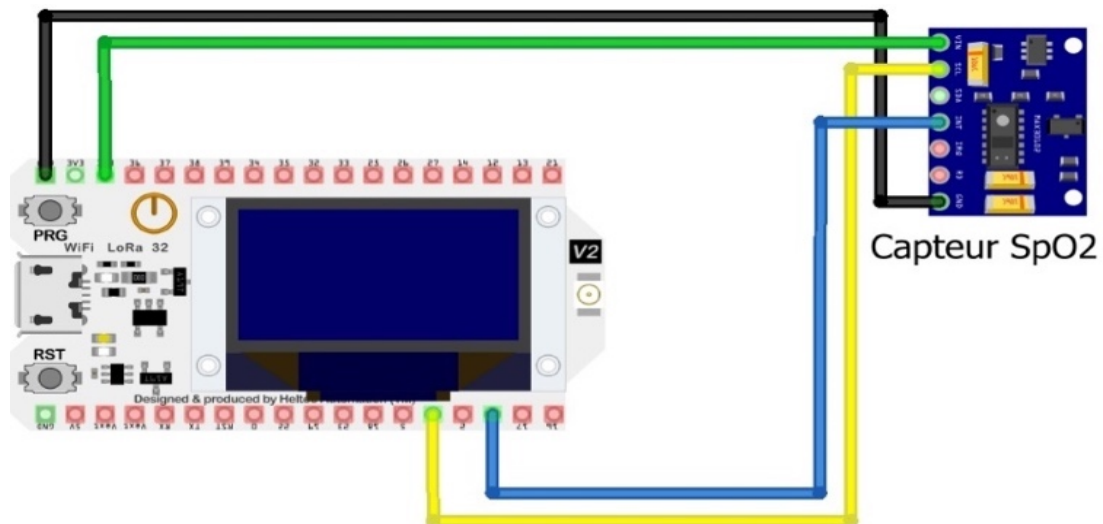


Figure 4.14 : Câblage du système de suivi des signes vitaux d'un patient

4.3.3 Expérimentation et résultats

Dans cette expérience, nous allons vérifier le système de suivi du rythme cardiaque et de la saturation en oxygène en utilisant les deux capteurs. Les résultats obtenus seront comparés à ceux obtenus avec un oxymètre commercial Jumper.

4.3.3.1 Utilisation du capteur MAX30100

Avec le capteur MAX30100, nous avons mesuré le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène dans le sang. La Figure 4.15 représente le montage réalisé pour cette expérience. Une partie du code implanté en langage C permettant l'initialisation du système est présentée à la Figure 4.16.

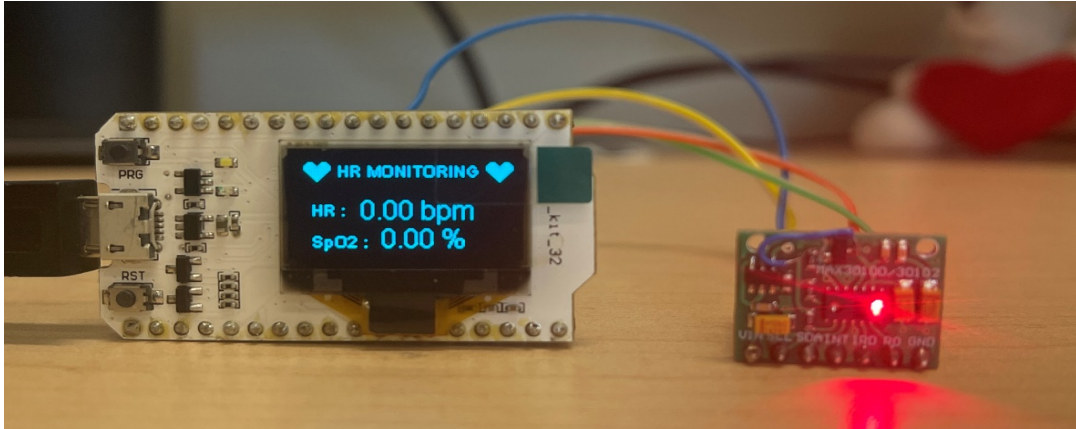


Figure 4.15 : Montage réalisé avec le capteur MAX30100

```

MAX30100_Afficheur_capteur $ heltec1_sender
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Heltec.begin();
  Heltec.display->clear();
  Heltec.display->drawString(10, 10, "Initializing pulse oximeter...");
  Serial.print("Initializing Pulse Oximeter...");
  SerialBT.begin("ESP32testHeltec"); //Bluetooth device name
  Serial.println("The device started, now you can pair it with bluetooth!");
  if (!pox.begin())
  {
    Serial.println("FAILED");
    Heltec.display->drawString(50, 45, "FAILED");
    Heltec.display->display();
    for(;;);
  }
  else
  {
    Serial.println("SUCCESS");
    Heltec.display->drawString(50, 45, "SUCCESS");
    Heltec.display->display();
  }
}

```

Figure 4.16 : Partie du code en langage C implémenté avec l'environnement Arduino IDE

La connexion avec l'application mobile s'établit en sélectionnant l'identifiant Bluetooth de la carte Heltec WiFi Kit 32. Une fois la liaison sans fil établie, les valeurs mesurées sont envoyées automatiquement et s'affichent directement sur l'application installée sur le smartphone. Sur la Figure 4.17, le capteur MAX30100 a détecté le doigt qui

est posé dessus. La mesure du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène effectuée par le capteur est affichée sur l'écran OLED et l'application mobile connectée au microcontrôleur. Le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène sont mesurés continuellement et les valeurs affichées tout le temps que le capteur détecte un doigt. La partie du code en C concernant l'implantation est présentée à la Figure 4.18.

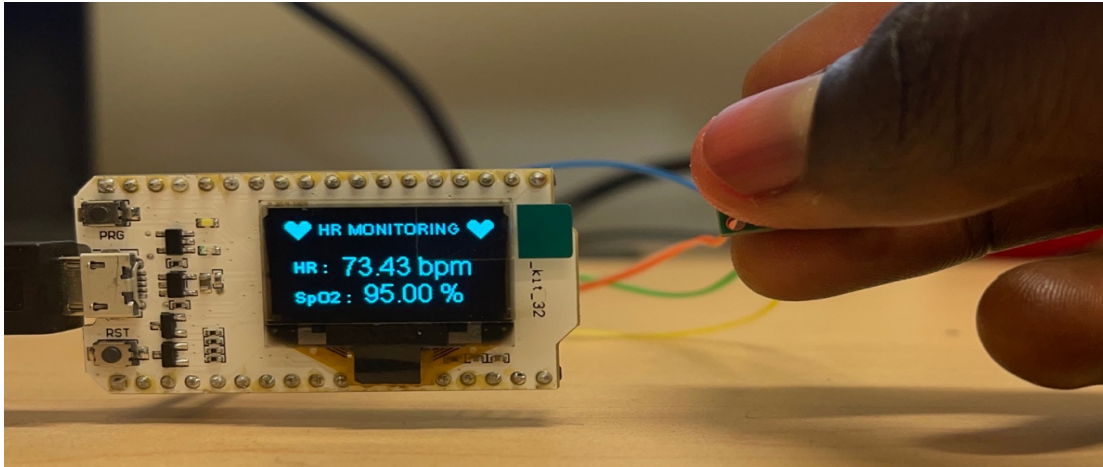


Figure 4.17 : Simulation du système avec le capteur MAX30100

```
MAX30100_Afficheur_capteur $ heltec1_sender
BPM = pox.getHeartRate();
SpO2 = pox.getSpO2();
Heltec.display->setFont(ArialMT_Plain_10);
Heltec.display->drawString(25, 5, "HR MONITORING");
Heltec.display->drawXbm(5,5,16,16,heart_bits);
Heltec.display->drawXbm(110,5,16,16,heart_bits);

if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS)
{
  Serial.print("Heart rate : ");
  Serial.print(BPM);
  Serial.print(" bpm / SpO2 : ");
  Serial.print(SpO2);
  Serial.println(" %\n");

  textSend = String(int(BPM)) + '&' + String(int(SpO2)) ;
  SerialBT.println(textSend);

  Heltec.display->drawString(10, 30, "HR : ");
  Heltec.display->drawString(10, 50, "SpO2 : ");
}
```

Figure 4.18 : Code en langage C correspondant à l'affichage présenté à la figure 4.16

La communication entre le dispositif et l'application mobile s'établit lorsque l'identifiant Bluetooth de la carte est sélectionné. Pour ce faire, au niveau de l'application mobile, il faut d'abord rechercher les appareils Bluetooth connectés à proximité. Sur la liste des appareils disponibles, nous devons choisir l'identifiant Bluetooth du microcontrôleur. Une fois la connexion établie, le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène mesurées sont affichées continuellement sur l'application mobile (voir Figure 4.19). Les données sont affichées en couleurs en fonction de la valeur des mesures. Pour un rythme cardiaque compris entre 50 et 150 bpm (plage de rythme cardiaque normale), la valeur est affichée en vert, sinon elle est affichée en rouge. Analogiquement, le niveau de saturation d'oxygène supérieur ou égal à 95% est affiché en vert et le cas échéant en rouge.

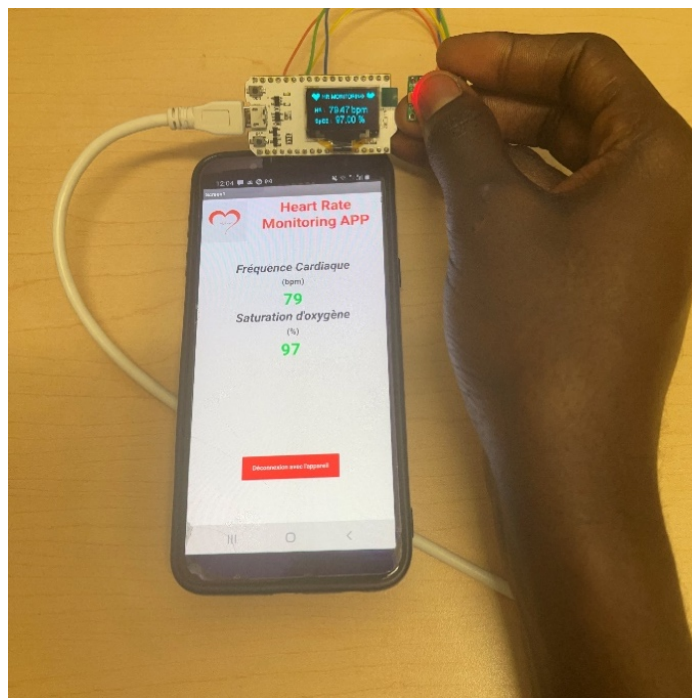


Figure 4.19 : Établissement de la liaison avec l'application mobile

Nous avons mené une comparaison de notre système avec un dispositif commercial disponible sur le marché (oxymètre de pouls Jumper). La Figure 4.20 montre que les résultats fournis par notre proposition sont similaires à ceux affichés par l'oxymètre de pouls Jumper. Cependant, nous notons que notre système proposé nécessite un peu plus de temps de stabilisation comparé à l'oxymètre de pouls Jumper.



Figure 4.20 : Comparaison avec un dispositif commercial (Jumper)

Dans le but d'évaluer la justesse de notre système, une comparaison des valeurs fournies est effectuée avec celles fournies par un dispositif commercial (Jumper) pour différentes situations. Nous avons pris les mesures dans différentes conditions telles qu'au repos, en activité physique (jogging), en récupération après une activité physique ou à la marche. Les valeurs renseignées sur le Tableau 4.4 représentent l'ensemble des mesures prises simultanément permettant de réaliser cette comparaison.

Les mesures des situations de 1 à 4 correspondent aux mesures prises en état de repos. Celles des tests 5, 6 et 7 ont été prises en état d'activité physique plus précisément aussitôt après un jogging et les dernières mesures ont été prises en état de récupération après une activité physique et à la marche. Les valeurs de la fréquence cardiaque les plus élevées ont été obtenues au niveau des tests en activité physique et elles varient entre 99 et 105 bpm. Au repos, les valeurs de la fréquence cardiaque varient entre 75 et 84 bpm. En période de récupération ou à la marche, les variations de la fréquence cardiaque sont comprises entre 89 et 95 bpm. Dans toutes ces conditions de mesures, les valeurs de la saturation d'oxygène prises sont comprises entre 97 et 99 %. Cela s'explique par le fait que les individus impliqués dans ce test de mesures sont dans un état normal de niveau de saturation d'oxygène.

En considérant les valeurs du tableau, nous avons une correspondance exacte des valeurs de la saturation d'oxygène obtenues entre le système proposé et l'oxymètre de pouls

du dispositif Jumper pour chaque situation. Ainsi, l'évaluation de la fiabilité de notre système de mesure de la saturation d'oxygène en fonction des différentes situations est estimée à 100 % en prenant comme système de référence l'oxymètre de pouls Jumper. Cependant, des légères différences sont notées sur les valeurs du rythme cardiaque fournies par notre système, comparées à celles du dispositif Jumper. En nous appuyant sur ces dizaines de mesures, nous pouvons estimer un pourcentage d'exactitude du système de mesure de la fréquence cardiaque à hauteur de 99 % en considérant la partie entière des valeurs fournies par notre système. En définitive, le pourcentage de justesse des mesures du système que nous avons proposé est estimé à 99.5 % en considérant l'oxymètre de pouls Jumper comme système de référence.

Tableau 4.4 : Comparaison des mesures de notre système et celles du système Jumper

Situation		Mesures de notre système		Mesures du système Jumper	
		Rythme cardiaque (bpm)	Saturation d'oxygène (%)	Rythme cardiaque (bpm)	Saturation d'oxygène (%)
Au repos	1	84.31	98	84	98
	2	75.02	98	75	98
	3	80.23	97	80	97
	4	79.33	99	79	99
En activité	5	99.15	98	99	98
	6	105.28	98	105	98
	7	102.97	97	103	97
En récupération ou à la marche	8	95.27	97	95	97
	9	92.49	98	92	98
	10	90.10	99	90	99

4.3.3.2 Utilisation du capteur MAX30102

Avec le capteur MAX30102, nous avons implanté un système de mise en veille pour le capteur. Comme indiqué dans la Figure 4.21, le capteur reste inactif durant tout le temps

qu'il demeure sans détecter un doigt. Cela permet d'éviter les calculs non nécessaires de la saturation d'oxygène ou du rythme cardiaque donc un gain en consommation d'énergie. Nous avons implanté également un nouveau système d'affichage pour exploiter les possibilités offertes par l'afficheur OLED de la carte. Une partie du code est présentée à la Figure 4.22.

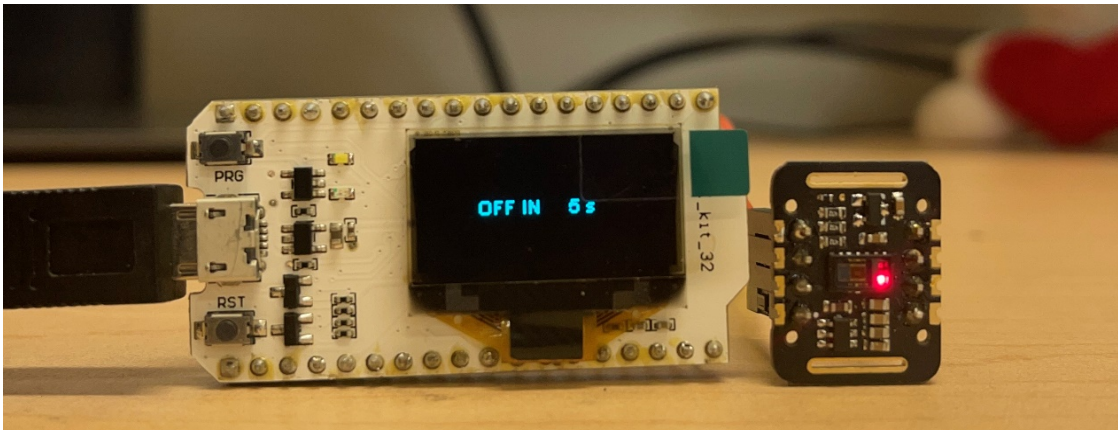


Figure 4.21 : Mise en évidence du système de veille

```
MAX30102_SignalTracer_Bluetooth  MAX30102.cpp  MAX30102.h  Pulse.cpp  Pulse.h  int.h
break;
case 2:
    wave.draw(8);
    Heltec.display->drawString(90,10," HR ");
    Heltec.display->drawString(86,20,String(beatAvg)+" bmp");
    Heltec.display->drawString(90,40,"SpO2");
    Heltec.display->drawString(90,50,String(SPO2f)+" %");
    Heltec.display->display();
    break;
case 3:
    Heltec.display->drawString(30,26,"Initializing");
    Heltec.display->drawString(30,36,"pulse oximeter...");
    Heltec.display->drawXbm(6,32,16,16,heart_bits);
    Heltec.display->display();
    break;
case 4:
    Heltec.display->drawString(28,28,"OFF IN");
    Heltec.display->drawString(76,28,String(10-sleep_counter/10));
    Heltec.display->drawString(82,28," s");
    Heltec.display->display();
    break;
```

Figure 4.22 : Script en langage C correspondant à l'affichage à la figure 4.20

La valeur du rythme cardiaque mesurée par le capteur est affichée sur l'écran OLED. Ensuite, nous avons exploité les fonctionnalités de la mesure de la saturation d'oxygène et du rythme cardiaque en même temps. Le système prend en compte la détection d'un doigt sur le capteur avant d'entamer les calculs. Un message explicite est affiché sur l'écran OLED du microprocesseur comme indiqué dans la Figure 4.23. La Figure 4.24 illustre la partie de l'implantation concernant cet affichage au niveau du code en langage C exécuté avec l'IDE Arduino.

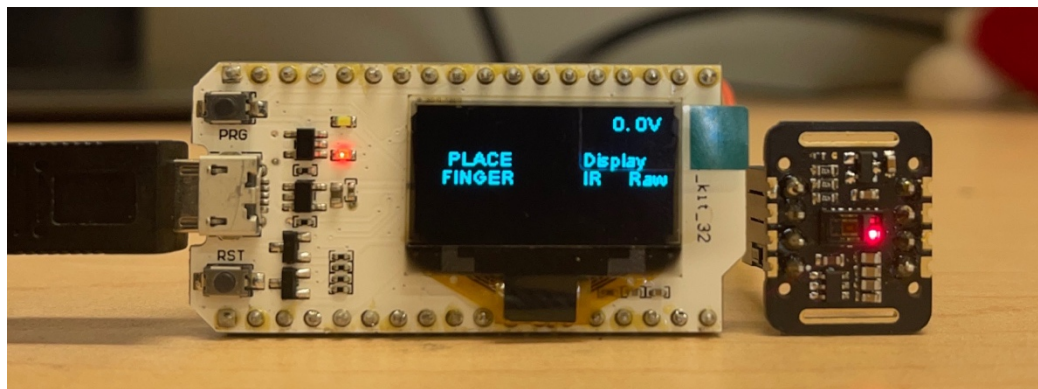


Figure 4.23 : Système de mesure avec le capteur MAX30102

```
MAX30102_SignalTracer_Bluetooth | MAX30102.cpp | MAX30102.h | Pulse.cpp | Pulse.h | int.h
Heltec.display->drawString(13, 20, "PLACE");
Heltec.display->drawString(10, 30, "FINGER");
Heltec.display->drawString(100,0,String(voltage/10));
Heltec.display->drawString(106,0,".");
Heltec.display->drawString(112,0,String(voltage%10));
Heltec.display->drawString(118,0,"V");
Heltec.display->drawString(84, 20, "Display");
Heltec.display->display();

if (draw_Red){
    Heltec.display->drawString(84,30,"Red");
    Heltec.display->display();
}
else{
    Heltec.display->drawString(84,30,"IR");
    Heltec.display->display();
}
if (filter_for_graph){
    Heltec.display->drawString(108,30,"Avg");
    Heltec.display->display();
}
}
```

Figure 4.24 : Script C correspondant à l'affichage présentée à la figure 4.22

Nous avons également réalisé un système permettant de représenter le signal PPG mesuré en temps réel sur l'afficheur OLED. Comme indiqué dans la Figure 4.25, la représentation du signal est affichée complètement à gauche sur l'écran OLED, le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène sont affichés à droite. Le script en langage C exécuté avec l'IDE Arduino est présenté sur la Figure 4.26.

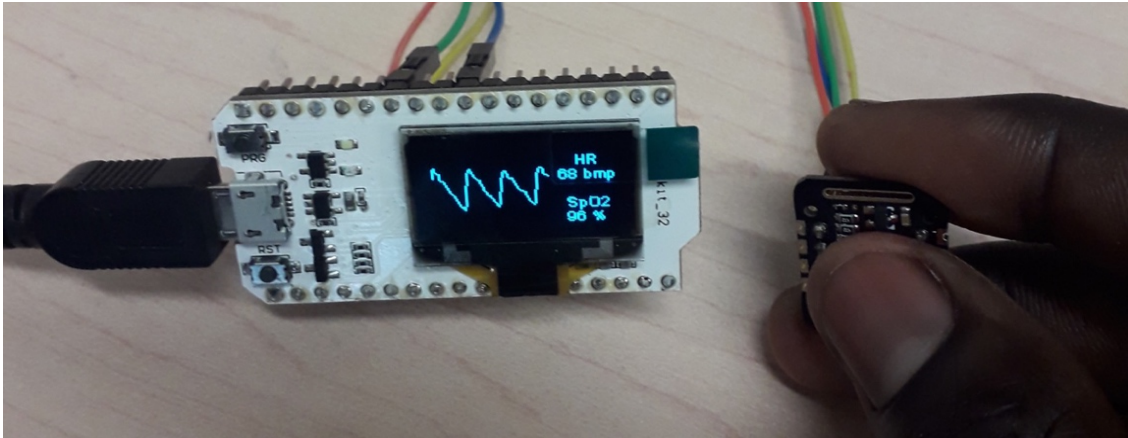


Figure 4.25 : Fonctionnement du système et représentation du signal PPG

```

class Waveform {
public:
    Waveform(void) {wavep = 0;}

    void record(int waveval) {
        waveval = waveval/8; // scale to fit in byte
        waveval += 128; //shift so entired wavefo
        waveval = waveval<0? 0 : waveval;
        waveform[wavep] = (uint8_t) (waveval>255)?255:waveval;
        wavep = (wavep+1) % MAXWAVE;
    }

    void scale() {
        uint8_t maxw = 0;
        uint8_t minw = 255;
        for (int i=0; i<MAXWAVE; i++) {
            maxw = waveform[i]>maxw?waveform[i]:maxw;
            minw = waveform[i]<minw?waveform[i]:minw;
        }
        uint8_t scale8 = (maxw-minw)/4 + 1; //scale * 8 to pr
        uint8_t index = wavep;
        index = (index + 1) % MAXWAVE;
    }

    void draw(uint8_t X) {
        for (int i=0; i<MAXWAVE; i++) {
            uint8_t y = disp_wave[i];
            Heltec.display->setPixel(X+i, y);
            if (i<MAXWAVE-1) {
                uint8_t nexty = disp_wave[i+1];
                if (nexty>y) {
                    for (uint8_t iy = y+1; iy<nexty; ++iy)
                        Heltec.display->setPixel(X+i, iy);
                }
                else if (nexty<y) {
                    for (uint8_t iy = nexty+1; iy<y; ++iy)
                        Heltec.display->setPixel(X+i, iy);
                }
            }
        }
    }
}

```

Figure 4.26 : Code en langage C exécuté avec Arduino IDE

4.4 SYSTÈME DE SUIVI DES SIGNES VITAUX DE PLUSIEURS PATIENTS

Dans cette partie, nous allons mettre en place un réseau de capteurs permettant le suivi des signaux de plusieurs patients. Ce réseau transmet les données à une passerelle pour la visualisation.

4.4.1 Architecture

L'architecture proposée pour ce système est présentée à la Figure 4.27. Elle est constituée des composants suivants :

- Plusieurs systèmes réalisant chacun le suivi d'un seul patient (section 4.3). Chacun de ces systèmes se compose ainsi d'une carte Heltec WiFi Kit 32 et d'un capteur MAX3010X ;
- La passerelle ou point de relais des données représenté par une carte ESP32 ;
- Le moniteur série permettant de visualiser les données reçues par la carte ESP32 ;
- Éventuellement, la possibilité de pouvoir envoyer des données, à partir de la passerelle, vers internet (serveur de stockage cloud ou plateforme Web) ou une application mobile.

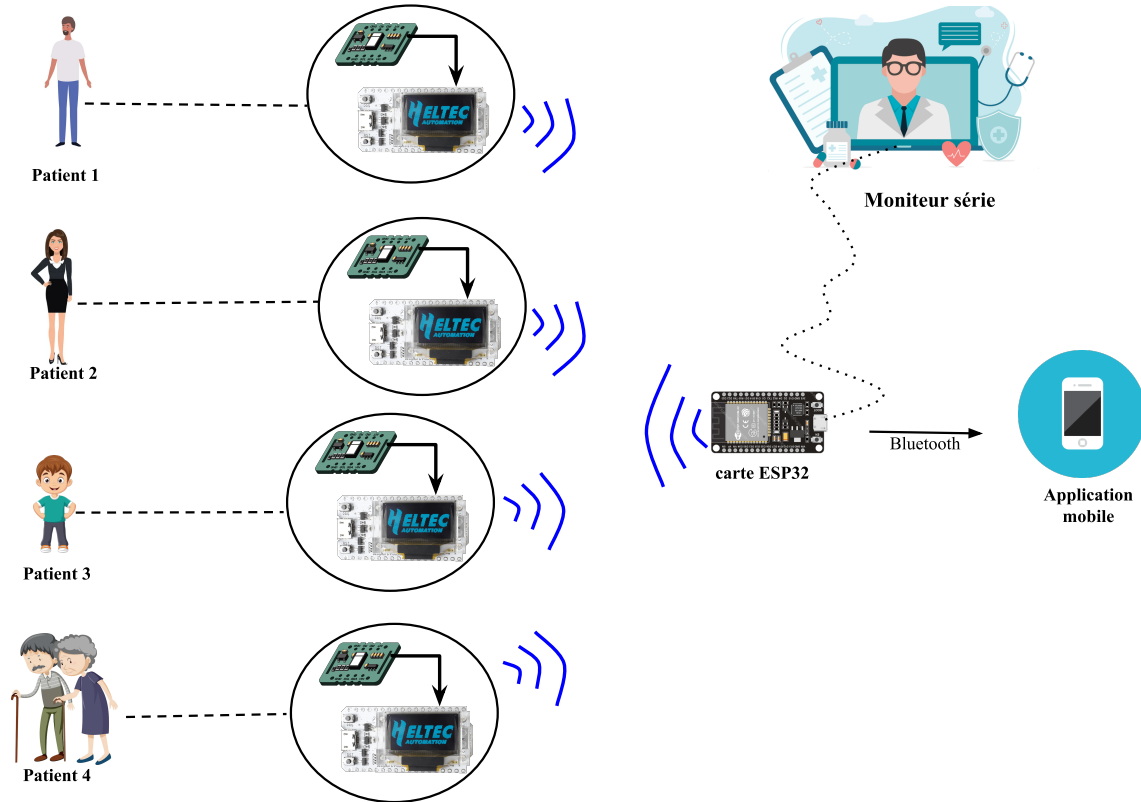


Figure 4.27 : Architecture proposée pour la communication multiple permettant le suivi de plusieurs patients

La Figure 4.28 présente le script en langage C exécuté avec l'environnement Arduino IDE pour la carte ESP32 qui joue un rôle de relais et reçoit les données des patients. La Figure 4.29 concerne le script en C qui est exécuté avec l'environnement Arduino IDE sur la carte Heltec du patient identifié par le numéro 1, alors que la Figure 4.30 correspond au script en C exécuté sur la carte Heltec du patient identifié par le numéro 2.

```
esp32_receiver §
// Create a structure to hold the readings from each board
struct_message board1;
struct_message board2;
|
// Create an array with all the structures
struct_message boardsStruct[3] = {board1, board2, board3};

// callback function that will be executed when data is received
void OnDataRecv(const uint8_t * mac_addr, const uint8_t *incomingData, int len) {
    char macStr[18];
    Serial.print("Suivi du patient avec le dispositif : ");
    snprintf(macStr, sizeof(macStr), "%02x:%02x:%02x:%02x:%02x:%02x",
             mac_addr[0], mac_addr[1], mac_addr[2], mac_addr[3], mac_addr[4], mac_addr[5]);
    Serial.println(macStr);
    memcpy(&myData, incomingData, sizeof(myData));
    Serial.printf("Patient ID : %u \n", myData.id);
    // Update the structures with the new incoming data
    boardsStruct[myData.id-1].bpm = myData.bpm;
    boardsStruct[myData.id-1].spo2 = myData.spo2;
    Serial.printf("Rythme cardiaque : %d bpm\n", boardsStruct[myData.id-1].bpm);
    Serial.printf("SpO2 : %d \n", boardsStruct[myData.id-1].spo2);
    Serial.println();
}
```

Figure 4. 28 : Partie du code en C exécuté sur la carte relais (ESP32)

```
heltec1_sender
{
    Serial.print("Heart rate : ");
    Serial.print(BPM);
    Serial.print(" bpm / SpO2 : ");
    Serial.print(SpO2);
    Serial.println(" %\n");
    Heltec.display->drawString(10, 30, "HR : ");
    Heltec.display->drawString(10, 50, "SpO2 : ");
    Heltec.display->setFont(ArialMT_Plain_16);
    Heltec.display->drawString(38, 27, String(BPM)+" bpm");
    Heltec.display->drawString(50, 45, String(SpO2)+" %");
    Heltec.display->display();
    Heltec.display->clear();

    Données à envoyer
    myData.id = 1;
    myData.val1 = BPM;
    myData.val2 = SpO2;

    // Send message via ESP-NOW
    esp_err_t result = esp_now_send(broadcastAddress, (uint8_t *) &myData, sizeof(myData));
}
```

Figure 4.29 : Partie du code en C exécuté sur la carte du patient 1



```
Serial.print("Heart rate : ");
Serial.print(BPM);
Serial.print(" bpm / SpO2 : ");
Serial.print(SpO2);
Serial.println(" %\n");
Heltec.display->drawString(10, 30, "HR : ");
Heltec.display->drawString(10, 50, "SpO2 : ");
Heltec.display->setFont(ArialMT_Plain_16);
Heltec.display->drawString(38, 27, String(BPM)+" bpm");
Heltec.display->drawString(50, 45, String(SpO2)+" %");
Heltec.display->display();
Heltec.display->clear();

Données à envoyées
myData.id = 2;
myData.val1 = BPM;
myData.val2 = SpO2;

// Send message via ESP-NOW
esp_err_t result = esp_now_send(broadcastAddress, (uint8_t *) &myData, sizeof(myData));
```

Figure 4.30 : Partie du code en C sur la carte du patient 2

La communication entre les dispositifs des patients et la passerelle se fait via la technologie WiFi. Chaque dispositif (microcontrôleur) a un identifiant unique qui est son adresse MAC. Pour le dispositif des patients (Heltec WiFi kit 32), un numéro unique supplémentaire est ajouté à l'adresse MAC pour faciliter l'identification à la réception des données au niveau de la passerelle. Il s'agit du numéro du patient. Le prototype attribué à chaque patient doit transférer les mesures prises (rythme cardiaque et saturation d'oxygène) vers la passerelle grâce à l'identifiant de cette dernière, c'est-à-dire l'adresse MAC.

4.4.2 Expérimentation et résultats

Les tests réalisés mettent en évidence le suivi en temps réel de deux patients. Chaque patient est muni du système de mesure de la saturation d'oxygène proposé à la section 4.2.3. En effet, nous disposons de deux cartes Heltec WiFi kit 32, deux capteurs SpO2 de type MAX30100 et d'une carte ESP32 en guise de passerelle pour pouvoir visualiser les données

des patients et éventuellement les transmettre. Nous allons d'abord récupérer l'adresse MAC de chaque carte pour pouvoir les identifier. Pour cela, des exemples de scripts, pour les différents types des cartes, sont disponibles pour l'environnement de développement à savoir l'environnement Arduino IDE. La Figure 4.31 présente le script en langage C exécuté avec l'environnement Arduino IDE pour obtenir les adresses MAC des microcontrôleurs utilisés.



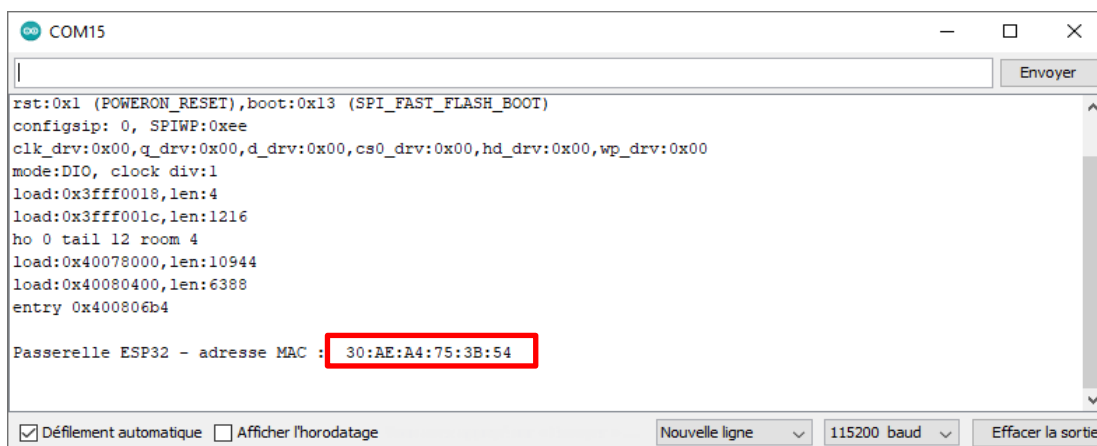
```
add_mac_view
#ifdef ESP32
  #include <WiFi.h>
#else
  #include <ESP8266WiFi.h>
#endif

void setup(){
  Serial.begin(115200);
  Serial.println();
  Serial.print("Passerelle ESP32 - adresse MAC : ");
  Serial.println(WiFi.macAddress());
}

void loop(){
}
```

Figure 4.31 : Code en C pour obtenir l'adresse MAC des cartes

L'adresse MAC de chaque carte est présentée aux Figures 4.32, 4.33 et 4.34, respectivement celle de la passerelle (carte ESP32), celle de la carte du dispositif du patient 1 et enfin celle de la carte du dispositif du patient 2.



```
COM15
rst:0x1 (POWERON_RESET),boot:0x13 (SPI_FAST_FLASH_BOOT)
configsip: 0, SPIWP:0xee
clk_drv:0x00,q_drv:0x00,d_drv:0x00,cs0_drv:0x00,hd_drv:0x00,wp_drv:0x00
mode:DIO, clock div:1
load:0x3fff0018,len:4
load:0x3fff001c,len:1216
ho 0 tail 12 room 4
load:0x40078000,len:10944
load:0x40080400,len:6388
entry 0x400806b4

Passerelle ESP32 - adresse MAC : 30:AE:A4:75:3B:54
```

Figure 4.32 : Identification de la passerelle par son adresse MAC

```
COM15
rst:0x1 (POWERON_RESET),boot:0x17 (SPI_FAST_FLASH_BOOT)
configsip: 0, SPIWP:0xee
clk_drv:0x00,q_drv:0x00,d_drv:0x00,cs0_drv:0x00,hd_drv:0x00,wp_drv:0x00
mode:DIO, clock div:1
load:0x3fff0018,len:4
load:0x3fff001c,len:1044
load:0x40078000,len:8896
load:0x40080400,len:5816
entry 0x400806ac

Patient 1 - adresse MAC système portable : 9C:9C:1F:D7:9D:F4

 Défilement automatique  Afficher l'horodatage
Nouvelle ligne 115200 baud Effacer la sortie
```

Figure 4.33 : Identification du prototype du patient 1 par son adresse MAC

```
COM15
rst:0x1 (POWERON_RESET),boot:0x17 (SPI_FAST_FLASH_BOOT)
configsip: 0, SPIWP:0xee
clk_drv:0x00,q_drv:0x00,d_drv:0x00,cs0_drv:0x00,hd_drv:0x00,wp_drv:0x00
mode:DIO, clock div:1
load:0x3fff0018,len:4
load:0x3fff001c,len:1044
load:0x40078000,len:8896
load:0x40080400,len:5816
entry 0x400806ac

Patient 2 - adresse MAC système portable : 9C:9C:1F:D9:14:B0

 Défilement automatique  Afficher l'horodatage
Nouvelle ligne 115200 baud Effacer la sortie
```

Figure 4.34 : Identification du prototype du patient 2 par son adresse MAC

Le prototype fourni à chaque patient est basé sur l'implantation réalisée au niveau de la section 4.3.4.1. Pour chaque patient, le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène mesurés sont affichés sur l'écran OLED de la carte Heltec WiFi Kit 32 (voir Figure 4.17). En parallèle, le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène mesurés par le dispositif de chaque patient sont également envoyés à la passerelle via l'interface WiFi. Les Figures 4.35 et 4.36 présentent les mesures (le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène) respectives des dispositifs des patients 1 et 2.

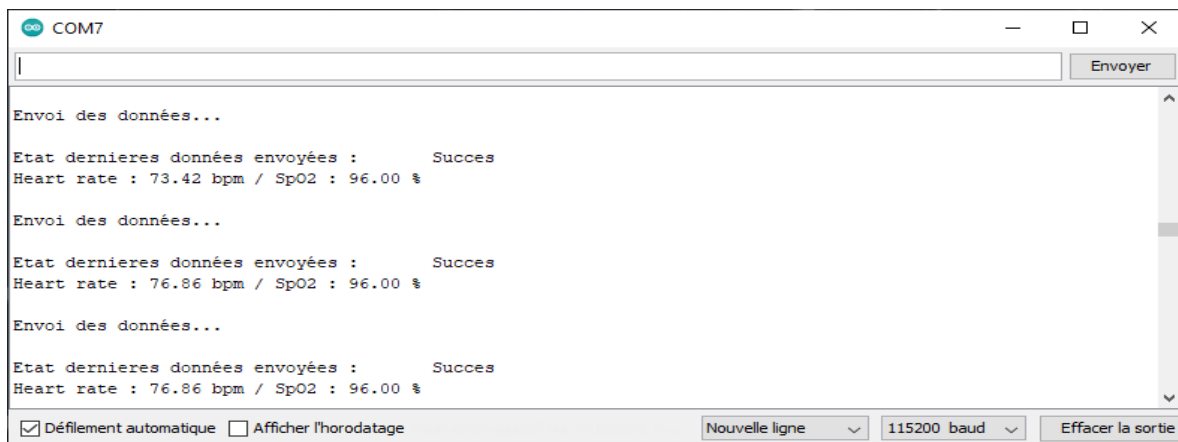


Figure 4.35 : Rythme cardiaque et saturation d’oxygène du patient 1 via la liaison série avec la 1^{ère} carte Heltec WiFi Kit 32

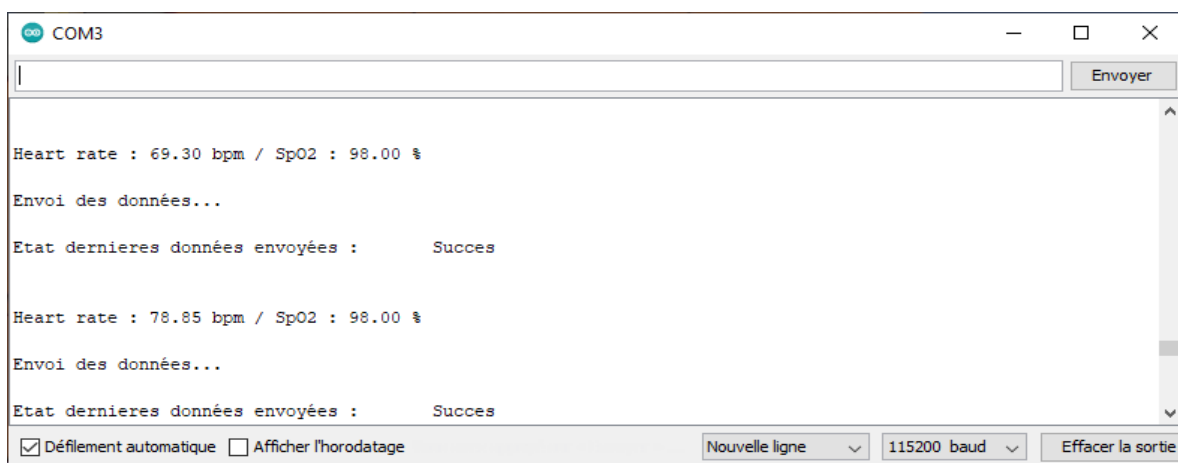


Figure 4.36 : Rythme cardiaque et saturation d’oxygène du patient 2 via la liaison série avec la carte 2^{ème} carte Heltec WiFi Kit 32

La Figure 4.37 représente les données reçues, venant des patients, affichées à l’aide du moniteur série connecté à la passerelle. Nous pouvons remarquer que les données de chaque patient sont identifiées par le numéro de patient et l’adresse MAC de son dispositif. Pour chaque patient, nous pouvons observer son rythme cardiaque et son niveau de saturation actuel. Bien évidemment, les données reçues au niveau de la passerelle sont celles des deux patients qui sont présentés sur les Figures 4.35 et 4.36.

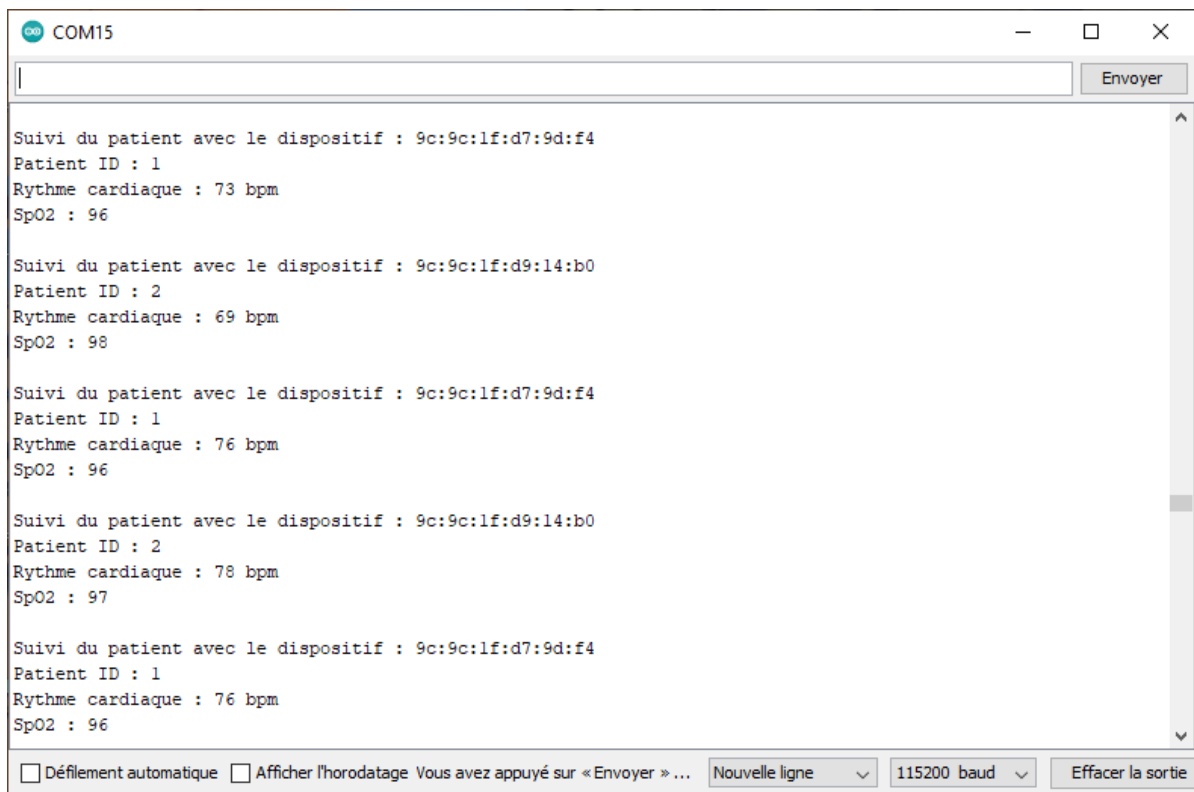


Figure 4.37 : Données envoyées par le dispositif des patients et affichées via la liaison série de la carte ESP32

4.5 COMPARAISON DES DEUX APPROCHES PROPOSÉES

Nous avons proposé un système de mesure du rythme cardiaque basé sur un circuit FPGA avec une carte Nexys-4 et un autre système basé une carte Heltec Kit 32. Il est judicieux d'effectuer une comparaison par rapport à ces deux systèmes proposés en fonction de quelques critères tels que la complexité d'implantation, l'environnement d'implantation, la flexibilité et le coût.

Le Tableau 4.5 présente les forces et faiblesses de chaque système en fonction de ces critères de comparaison cités plutôt.

Tableau 4.5 : Comparaison des deux systèmes proposés

Critères	Système de mesures basé sur le circuit FPGA	Système de mesure basé sur un microcontrôleur
Complexité d'implantation	L'implantation de ce system reste plus complexes. Il exige des notions en traitement des signaux, des aptitudes en programmation en langage HDL et des connaissances en programmation en langage C.	L'implantation de ce système demeure plus simple. Cependant, il nécessite des connaissances en programmation en langage C et quelques notions en électronique pour réaliser le câblage matériel.
Environnement d'implantation	L'implantation de ce système a nécessité plusieurs outils en fonction du niveau de réalisation. Ceux sont Xilinx System Generator, Xilinx Vivado et Xilinx Vitis (SDK) qui ont été utilisés.	L'implantation de ce système est réalisée dans un seul environnement qui est Arduino IDE. Ce qui optimise la charge de travail à réaliser.
Flexibilité	Ce système est basé sur un circuit FPGA offre beaucoup plus de flexibilité en termes de reprogrammation. En effet, nous pouvons facilement modifier ou changer le système grâce à ces cartes.	L'utilisation des microcontrôleurs permet également une flexibilité au niveau de la programmation.
Performance	L'implantation d'un système sur un circuit FPGA permet une meilleure performance (parallélisme de calcul)	Les systèmes basés sur un microcontrôleur offrent des performances limitées (calcul séquentiel)
Coût	Coût plus élevé	Faible coût

Dans ce chapitre, le système de mesure de la saturation d'oxygène dans le sang est mis en place. Concernant ce système, deux types de capteurs SpO2 sont utilisés pour la mesure du rythme cardiaque et de la saturation d'oxygène dans le sang. Le microcontrôleur Heltec WiFi Kit 32 disposant la technologie sans-fil (Bluetooth et WiFi) et d'un afficheur OLED intégrés, est relié au capteur SpO2. La réalisation et l'expérimentation du système ont nécessité la plateforme IDE Arduino comme outil d'implantation. Le système réalisé a permis de mesurer simultanément le rythme cardiaque et la saturation d'oxygène dans le sang, de les afficher et de tracer le signal PPG sur l'afficheur OLED de la carte. Les données mesurées sont éventuellement envoyées vers une application mobile via la liaison Bluetooth pour une sauvegarde et affichage. Enfin, une comparaison avec un oxymètre de pouls commerciale (Jumper) est effectuée pour s'assurer de la fiabilité du notre système.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Notre projet de recherche vise à mettre en place un système de suivi des signes vitaux pour les patients atteints de maladies cardiaques. Notre réalisation est arborée à travers deux approches. Dans la première approche, les signaux ECG et PPG sont utilisés simultanément pour le système de calcul du rythme cardiaque du patient. Ainsi, deux systèmes de calcul du rythme cardiaque ont été réalisés sur l'environnement Simulink avec l'outil Xilinx System Generator (XSG), le premier utilise le signal ECG et le second se base sur le signal PPG. La méthode d'intégration de module préconçu IP (Intellectual Property) dans l'environnement Xilinx Vivado est utilisée pour incorporer l'implantation réalisée avec l'outil XSG (Xilinx System Generator) dans un diagramme qui renferme également un processeur MicroBlaze et un module de transmission par la liaison Bluetooth pour l'envoi des données. À l'aide de l'outil Xilinx SDK (ou Xilinx Vitis), un script qui permet d'exploiter les données fournies par le système, est implanté afin de les envoyer vers le smartphone. La réalisation du prototype utilisant une carte Nexys-4, basée sur le circuit FPGA Artis-7, et des capteurs de signaux (ECG et PPG) a fourni les résultats escomptés. Dans la seconde approche, un système de calcul simultané du rythme cardiaque et de la saturation en oxygène est réalisé. Ce dernier s'articule autour d'un microcontrôleur Heltec WiFi kit 32 et de capteurs SpO2. Les résultats issus de chaque système, à travers ces deux approches, sont envoyés vers un smartphone disposant l'application mobile développée pour l'affichage de ces données. Grâce à cette application, une alerte par SMS peut être envoyée à un membre de la famille du patient ou un personnel du système médical pour prévenir en cas d'état anormal de ses paramètres vitaux.

Les tests réalisés sont basés sur des signaux réels préalablement enregistrés et sur les signaux fournis par les capteurs. Pour valider la fiabilité de notre système, nous avons procédé à des tests avec un dispositif commercial. Il était judicieux de faire une comparaison des résultats obtenus en temps réel avec un tel dispositif. Cela a permis de mieux prouver la fiabilité et la justesse de notre système. Les tests réalisés avec l'application mobile pour l'envoi d'alerte par message texte, en cas de niveau anormal du rythme cardiaque, ont été

effectués indépendamment du système de calcul du rythme cardiaque. En effet, la plage de valeurs normales du rythme cardiaque pour notre système est comprise entre 50 et 120 BPM. En tenant compte que les signaux utilisés dans l'expérimentation proviennent d'une personne bien portante, nous ne pouvons pas effectuer les tests d'alerte par message texte directement sur le système. Pour cela, deux possibilités s'offrent à nous pour valider cette fonctionnalité. La première option consiste à réduire la plage de valeur normale du rythme cardiaque de notre système, de telle sorte que le signal enregistré ou recueilli à partir des capteurs, puisse fournir un rythme cardiaque que le système pourrait considérer comme étant anormal. Cette méthode nécessite la modification de l'implantation réalisée sur XSG et la reproduction des autres systèmes sur Xilinx Vivado et sur Xilinx SDK (ou Vitis). La deuxième option, avec laquelle nous avons procédé, est effectuée sur l'application mobile. Elle consiste à envoyer des données (rythme cardiaque) aléatoirement, en utilisant le script exécuté sur le MicroBlaze, via la liaison Bluetooth vers l'application. Avec ce contrôle sur les valeurs du rythme cardiaque, nous avons envoyé également des valeurs inférieures à 50 BPM et supérieures 120 BPM. La comparaison des deux systèmes en fonction de plusieurs critères bien définis nous permet d'avancer quelques recommandations. Ainsi, le système basé sur le circuit FPGA pourrait être privilégié pour des projets de plus haut niveau qui nécessitent une flexibilité au détriment du système basé sur un microcontrôleur.

Le système mis en place demeure un dispositif expérimental et est destiné à des fins de recherche ou d'étude. Pour le moment, son adoption relève d'une utilisation personnelle du patient et ne tient pas lieu d'acte médical professionnel. Il est nécessaire de procéder à une homologation du dispositif pour une reconnaissance par le domaine médical. De ce fait, les données fournies par notre dispositif pourraient être utilisées par le personnel de santé pour établir un diagnostic. La prochaine étape de notre projet serait de mettre en place la plateforme Web dédiée aux personnels dans les structures sanitaires et de développer l'application mobile (pour smartphone) pour qu'elle affiche les données de plusieurs patients. Ces plateformes permettront aux médecins d'avoir accès aux données des patients à tout instant pour leur suivi.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aileni, R. M., Suciu, G., Balaceanu, C. M., Beceanu, C., Ana Lavinia, P., Nadrag, C.-V., Pasca, S., Sakuyama, C. A. V. et Vulpe, A. (2019). Body Area Network (BAN) for Healthcare by Wireless Mesh Network (WMN). Dans R. Maheswar, G. R. Kanagachidambaresan, R. Jayaparvathy et S. M. Thampi (dir.), *Body Area Network Challenges and Solutions* (p. 1-17). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-00865-9_1
- Ali, O., Ishak, M. K. et Bhatti, M. K. L. (2021). Emerging IoT domains, current standings and open research challenges: a review. *PeerJ. Computer Science*, 7, pp 1-49. <https://doi.org/10.7717/peerj-cs.659>
- Allen, J., Zheng, D., Kyriacou, P. A. et Elgendi, M. (2021). Photoplethysmography (PPG): state-of-the-art methods and applications. *Physiological Measurement*, 42(10), pp 100301. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ac2d82>
- Arduino. (2022). *Arduino documentation*. <https://www.arduino.cc/en/Guide>
- Ascha, M., Bhattacharyya, A., Ramos, J. A. et Tonelli, A. R. (2018). Pulse Oximetry and Arterial Oxygen Saturation during Cardiopulmonary Exercise Testing. *Medice & Science in Sports and Exercices*, 50(10), pp 1992-1997. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001658>
- ASPC. (2018). *Rapport du Système canadien de surveillance des maladies chroniques : Les maladies du cœur au Canada*. Rapport annuel. <https://www.canada.ca/content/dam/phac-aspc/documents/services/publications/diseases-conditions/report-heart-disease-canada-2018/pub1-fra.pdf>
- Bagha, S. et Shaw, L. (2011). A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate. *International Journal of Computer Applications*, 36, pp 45-50. <https://doi.org/doi.org/10.5120/4537-6461>
- Bánhalmi, A., Borbás, J., Fidrich, M., Bilicki, V., Gingl, Z. et Rudas, L. (2018). Analysis of a Pulse Rate Variability Measurement Using a Smartphone Camera. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018, pp 15. <https://doi.org/10.1155/2018/4038034>
- Beya, O. (2014). *Analyse et reconnaissance de signaux vibratoires : contribution au traitement et à l'analyse de signaux cardiaques pour la télémédecine* [Thèse de

doctorat, Université de Bourgogne, France].
<http://www.theses.fr/2014DIJOS015/document>

Bhardwaj, V., Joshi, R. et Gaur, A. M. (2022). IoT-Based Smart Health Monitoring System for COVID-19. *SN computer science*, 3(2), pp 137-137.
<https://doi.org/10.1007/s42979-022-01015-1>

Bobbia, S. (2019). *Vers le développement d'un capteur photoplétysmographique sans contact* [Thèse de doctorat, Université Bourgogne, France]. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02125957>

Bousefsaf, F. (2014). *Mesure sans contact de l'activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d'une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l'estimation du stress* [Thèse de doctorat, Université de Lorraine, France]. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01751131>

Boutros, A. et Betz, V. (2021). FPGA Architecture : Principles and Progression. *IEEE Circuits and Systems Magazine*, 21(2), pp 4-29.
<https://doi.org/10.1109/MCAS.2021.3071607>

Cho, J. (2019). Current Status and Prospects of Health-Related Sensing Technology in Wearable Devices. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019, p. 8.
<https://doi.org/10.1155/2019/3924508>

Clark, N., Sandor, E., Walden, C., Ahn, I. S. et Lu, Y. (2018). A wearable ECG monitoring system for real-time arrhythmia detection. *2018 IEEE 61st International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS)*, pp 787-790.
<https://doi.org/10.1109/MWSCAS.2018.8624097>

Cruz, M. A. A. d., Rodrigues, J. J. P. C., Al-Muhtadi, J., Korotaev, V. V. et Albuquerque, V. H. C. d. (2018). A Reference Model for Internet of Things Middleware. *IEEE Internet of Things Journal*, 5(2), pp 871-883. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2018.2796561>

Darwish, A. et Hassanien, A. E. (2011). Wearable and implantable wireless sensor network solutions for healthcare monitoring. *Sensors (Basel)*, 11(6), pp 5561-5595.
<https://doi.org/10.3390/s110605561>

Dehimi, B. et Aouina, e. b. n. (2018). *Étude, adaptation et réalisation d'un système électronique pour sauver de vie des infarctus accident cardiaque* [Mémoire de master, Université Mohamed Boudiaf, Algérie]. <http://dspace.univ-msila.dz:8080/xmlui/handle/123456789/6690>

- Devices, A. (2020). Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232. *Datasheet*. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
- Digilent. (2012). Analog Discovery 2 Reference Manual. *Datasheet*. <https://digilent.com/reference/test-and-measurement/analog-discovery-2/reference-manual>
- Digilent. (2016a). Nexys 4 Reference Manual. *Reference Manual*. https://digilent.com/reference/_media/reference/programmable-logic/nexys-4/nexys4_rm.pdf
- Digilent. (2016b). PmodAD1 Reference Manual. *Datasheet*. https://www.mouser.com/datasheet/2/690/pmodad1_rm-845423.pdf
- Digilent. (2016c). PmodBT2 Reference Manual. *Datasheet*. https://digilent.com/reference/_media/pmod:pmod:pmodBT2_rm.pdf
- Digilent. (2016d). PmodDA2 Reference Manual. *Datasheet*. https://digilent.com/reference/_media/reference/pmod/pmodda2/pmodda2_rm.pdf
- Dubois, R. (2004). *Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies cardiaques en électrocardiographie* [Thèse de doctorat, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, France]. <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00000571>
- Electronics, A. H. T. (2021). *Monitor SpO2/BPM with ESP32 & MAX30100 Pulse Oximeter on Blynk*. <https://how2electronics.com/esp32-max30100-pulse-oximeter-blynk/>
- Elgendi, M., Fletcher, R., Liang, Y., Howard, N., Lovell, N. H., Abbott, D., Lim, K. et Ward, R. (2019). The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *npj Digital Medicine*, 2(1), p. 60. <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0136-7>
- Engineers, L. M. (2022). *Interface OLED Graphic Display Module with Arduino*. <https://lastminuteengineers.com/oled-display-arduino-tutorial/>
- Fang, Y., Shi, J., Huang, Y., Zeng, T., Ye, Y., Su, L., Zhu, D. et Huang, J. (2022). Electrocardiogram Signal Classification in the Diagnosis of Heart Disease Based on RBF Neural Network. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2022, p. 9. <https://doi.org/10.1155/2022/9251225>

- Fatmi, H., Hussain, S. et Al-Rubaie, A. (2017). Secure and cost-effective remote monitoring health-guard system. *2017 IEEE Canada International Humanitarian Technology Conference (IHTC)*, pp 119-123. <https://doi.org/10.1109/IHTC.2017.8058171>
- Gajarawala, S. N. et Pelkowski, J. N. (2021). Telehealth Benefits and Barriers. *The Journal for Nurse Practitioners*, 17(2), pp 218-221. <https://doi.org/10.1016/j.nurpra.2020.09.013>
- Gonçalves, H., Pinto, P., Silva, M., Ayres-de-Campos, D. et Bernardes, J. (2016). Electrocardiography versus photoplethysmography in assessment of maternal heart rate variability during labor. *SpringerPlus*, 5(1), pp 1079. <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2787-z>
- Gordon, K., Steele Gray, C., Dainty, K. N., DeLacy, J., Ware, P. et Seto, E. (2020). Exploring an Innovative Care Model and Telemonitoring for the Management of Patients With Complex Chronic Needs: Qualitative Description Study. *JMIR nursing*, 3(1). <https://doi.org/10.2196/15691>
- Gupta, D., Albuquerque, V. H. C., Peng, S.-L., Khanna, A., Nhu, N. et Castillo, O. (2021). GUEST EDITORIAL: Internet of Things for e-Health Applications. *IEEE Internet of Things Magazine*, 4, pp 4-5. <https://doi.org/10.1109/MIOT.2021.9548995>
- Hafen, B. B. et Sharma, S. (2022). Oxygen Saturation. Dans *StatPearls*. StatPearls Publishing Copyright © 2022, StatPearls Publishing LLC. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK525974/>
- Hashemi, A., Nourbakhsh, S., Tehrani, P. et Karimi, A. (2018). Remote telemonitoring of cardiovascular patients: Benefits, barriers, new suggestions. *Artery Research*, 22, pp 57-63. <https://doi.org/10.1016/j.artres.2018.04.001>
- Integrated, M. (2014). MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health. *Datasheet*. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>
- Integrated, M. (2015). MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health. *Datasheet*. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>
- Jassas, M., Qasem, A. et Mahmoud, Q. (2015). A smart system connecting e-health sensors and the cloud. *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, 2015*, pp 712-716. <https://doi.org/10.1109/CCECE.2015.7129362>

- Joaquino, R. et Sarmiento, H. (2016). A wireless biosignal measurement system using a SoC FPGA and Bluetooth Low Energy. *2016 IEEE 6th International Conference on Consumer Electronics - Berlin (ICCE-Berlin)*, pp 36-40. <https://doi.org/10.1109/ICCE-Berlin.2016.7684711>
- Joshi, A., Tomar, A. et Tomar, M. (2014). A Review Paper on Analysis of Electrocardiograph (ECG) Signal for the Detection of Arrhythmia Abnormalities. *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering*, 03, pp 12466-12475. <https://doi.org/10.15662/ijareeie.2014.0310028>
- Kaufman, D. P., Kandle, P. F., Murray, I. et Dhmoon, A. S. (2022). Physiology, Oxyhemoglobin Dissociation Curve. Dans. StatPearls [Internet] Publishing Copyright © 2022, StatPearls Publishing LLC. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499818/>
- Kher, D. R. (2016). Mobile and E-Healthcare: Recent Trends and Future Directions. *Journal of Health & Medical Economics*, 2, pp 2-10. <https://doi.org/10.21767/2471-9927.100010>
- Kim, Y. K., Wang, H. et Mahmud, M. S. (2016). Wearable body sensor network for health care applications. Dans V. Koncar (dir.), *Smart Textiles and their Applications* (p. 161-184). Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100574-3.00009-6>
- Kotevski, A., Koceska, N. et Koceski, S. (2016). E-health monitoring system. *International conference on Applied Internet and Information Technologies*, pp 259-265. <https://doi.org/10.20544/AIIT2016.32>
- Koydemir, H. C. et Ozcan, A. (2018). Wearable and Implantable Sensors for Biomedical Applications. *Annu Rev Anal Chem (Palo Alto Calif)*, 11(1), pp 127-146. <https://doi.org/10.1146/annurev-anchem-061417-125956>
- Kramp, T., Kranenburg, R. et Lange, S. (2013). Introduction to the Internet of Things. Dans. *Enabling Things to Talk*. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-40403-0_1
- Królak, A. et Pilecka, E. (2022). Analysis and Comparison of Heart Rate Variability Signals Derived from PPG and ECG Sensors. Dans *Biocybernetics and Biomedical Engineering – Current Trends and Challenges*. Springer International Publishing. http://doi.org/10.1007/978-3-030-83704-4_2

- Lab, E. (2013). Easy Pulse Sensor (Version 1.1) User Guide. *Datasheet*. https://embedded-lab.com/uploads/manuals/EasyPulse_User_Guide.pdf
- Lee, B. G. et Chung, W.-Y. (2012). A Smartphone-Based Driver Safety Monitoring System Using Data Fusion. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 12, pp 17536-17552. <https://doi.org/10.3390/s121217536>
- Lekkala, R. G. R. et Kuntamalla, S. (2017). A novel approach for comparison of heart rate variability derived from synchronously measured electrocardiogram and photoplethysmogram. *2017 IEEE Healthcare Innovations and Point of Care Technologies (HI-POCT)*, pp 121-124. <https://doi.org/doi/10.1109/HIC.2017.8227599>
- Liu, S.-H., Li, R.-X., Wang, J.-J., Chen, W. et Su, C.-H. (2020). Classification of Photoplethysmographic Signal Quality with Deep Convolution Neural Networks for Accurate Measurement of Cardiac Stroke Volume. *Applied Sciences*, 10(13), pp 4612. <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/13/4612>
- Lohiya, R. et Thakkar, A. (2021). Application Domains, Evaluation Data Sets, and Research Challenges of IoT: A Systematic Review. *IEEE Internet of Things Journal*, 8(11), pp 8774-8798. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2020.3048439>
- Longmore, S. K., Lui, G. Y., Naik, G., Breen, P. P., Jalaludin, B. et Gargiulo, G. D. (2019). A Comparison of Reflective Photoplethysmography for Detection of Heart Rate, Blood Oxygen Saturation, and Respiration Rate at Various Anatomical Locations. *Sensors*, 19(8), pp 1874. <https://doi.org/doi:10.3390/s19081874>
- Lu, G., Yang, F., Taylor, J. A. et Stein, J. F. (2009). A comparison of photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects. *J Med Eng Technol*, 33(8), pp 634-641. <https://doi.org/10.3109/03091900903150998>
- Majumder, S. et Deen, M. J. (2019). Smartphone Sensors for Health Monitoring and Diagnosis. *Sensors (Basel)*, 19(9). <https://doi.org/10.3390/s19092164>
- Marescaux, J., Leroy, J., Rubino, F., Smith, M., Vix, M., Simone, M. et Mutter, D. (2002). Transcontinental Robot-Assisted Remote Telesurgery: Feasibility and Potential Applications. *Annals of surgery*, 235, pp 487-492. <https://doi.org/10.1097/00000658-200204000-00005>

- Meddah, K. (2021). *Implémentation sur FPGA d'un système intelligent pour la surveillance de l'état de santé des patients souffrants d'arythmie cardiaque* [Thèse de doctorat, Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediène, Algérie]
- Meddah, K., Kadir-Talha, M. et Zairi, H. (2017). FPGA-based system for heart rate calculation based on PPG signal. *2017 5th International Conference on Electrical Engineering - Boumerdes (ICEE-B)*, pp 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICEE-B.2017.8192157>
- Meddah, K., Talha, M., Bahoura, M. et Hadjer, Z. (2019). FPGA-based System for Heart Rate Monitoring. *IET Circuits, Devices and Systems*, 13(6), pp 771-782. <https://doi.org/10.1049/iet-cds.2018.5204>
- Mendonça, F., Mostafa, S., Morgado-Dias, F. et García, A. G. (2021). A Method based on Cardiopulmonary Coupling Analysis for Sleep Quality Assessment with FPGA Implementation. *Artificial Intelligence in Medicine*, 112, pp 102019. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2021.102019>
- Messaoudi, K., Bourennane, E.-B., Toumi, S., Maamar, T. et Yahi, A. (2012). Etude et Implantation des Systèmes de Communication Dans Les Systèmes sur Puce (SoCs et SoPCs). *ICESTI'12, International Conference on Embedded Systems in Telecommunication and Instrumentation*, 01, pp 1-6. <https://doi.org/10.13140/2.1.1320.3521>
- Miao, F., Cheng, Y., He, Y., He, Q. et Li, Y. (2015). A Wearable Context-Aware ECG Monitoring System Integrated with Built-in Kinematic Sensors of the Smartphone. *Sensors*, 15(5), pp 11465-11484. <https://www.mdpi.com/1424-8220/15/5/11465>
- NextPCB. (2021). *IOT Based Pulse Oximeter Using Esp32*. <https://create.arduino.cc/projecthub/1NextPCB/iot-based-pulse-oximeter-using-esp32-549166>
- OMS. (2018). *World health statistics 2018: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals*. World Health Organization. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/272596>
- Ortiz, K. J. P., Davalos, J. P. O., Eusebio, E. S. et Tucay, D. M. (2018). IoT: Electrocardiogram (ECG) Monitoring System. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, 10, pp 480-489. <http://doi.org/10.11591/ijeecs.v10.i2.pp480-489>

- Pan, J. et Tompkins, W. J. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3), pp 230-236. <https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>
- Parajuli, A. (2021). *ESP32 based MAX30100 Pulse Oximeter Webservice*. <https://theiotprojects.com/esp32-based-max30100-pulse-oximeter-webserver/>
- Patton, E., Tissenbaum, M. et Harunani, F. (2019). MIT App Inventor: Objectives, Design, and Development. Dans. *Computational Thinking Education*, Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-13-6528-7_3
- Priya, R., Akshaya, M., Gomathi, S. et Lavanya, S. (2016). A smart network: Iot to monitor temperature and heart beat of a person using rfid technology. *International Journal of Chemical Sciences*, 14, pp 901-905. <https://issuu.com/viratathod/docs/a-smart-network-iot-to-monitor-temp>
- Rafeeq, A. A. (2020). *A Development Platform to Evaluate UAV Runtime Verification Through Hardware-in-the-loop Simulation* [Thesis of Master, Virginia Polytechnic Institute and State University, USA]. <https://vtechworks.lib.vt.edu/handle/10919/99041>
- Rahmani, A.-M., Gia, T. A. N., Negash, B., Anzanpour, A., Azimi, I., Jiang, M. et Liljeberg, P. (2018). Exploiting smart e-Health gateways at the edge of healthcare Internet-of-Things: A fog computing approach. *Future Gener. Comput. Syst.*, 78, pp 641-658. <https://doi.org/10.1016/j.future.2017.02.014>
- Rajani, A. et Mohamed, H. (2019). Automation algorithm to detect and quantify Electrocardiogram waves and intervals. *Procedia Computer Science*, 151, pp 941-946. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.04.131>
- Rizqyawan, M. I., Amri, M. F., Pratama, R. P. et Turnip, A. (2016). Design and development of Android-based cloud ECG monitoring system. Dans. 2016 3rd International Conference on Information Technology, Computer, and Electrical Engineering (ICITACEE). <https://ieeexplore.ieee.org/document/7892444>
- Santos, M. A. G., Munoz, R., Olivares, R., Filho, P. P. R., Ser, J. D. et Albuquerque, V. H. C. d. (2020). Online heart monitoring systems on the internet of health things environments: A survey, a reference model and an outlook. *Information Fusion*, 53, pp 222-239. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.inffus.2019.06.004>

- Sarkar, M., Niranjana, N. et Banyal, P. K. (2017). Mechanisms of hypoxemia. *Lung India : official organ of Indian Chest Society*, 34(1), pp 47-60. <https://doi.org/10.4103/0970-2113.197116>
- Satija, U., Ramkumar, B. et Manikandan, M. S. (2017). Real-Time Signal Quality-Aware ECG Telemetry System for IoT-Based Health Care Monitoring. *IEEE Internet of Things Journal*, 4(3), pp 815-823. <https://doi.org/10.1109/JIOT.2017.2670022>
- Sattar, Y. et Chhabra, L. (2022). Electrocardiogram. Dans. StatPearls [Internet], Treasure Island (FL). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK549803/>
- Sethi, P. et Sarangi, S. R. (2017). Internet of Things: Architectures, Protocols, and Applications. *Journal of Electrical and Computer Engineering*, 2017, pp 9324035. <https://doi.org/10.1155/2017/9324035>
- Sharma, D., Boddu, R., Bhasin, N., Nisha, S., Jain, V. et Mohiddin, D.-M. (2021). *Cloud Computing in Medicine: Current trends and Possibilities*. <https://doi.org/10.1109/ICAECA52838.2021.9675730>
- Sherlaw-Johnson, C., Georghiou, T., Morris, S., Crellin, N. E., Litchfield, I., Massou, E., Sidhu, M. S., Tomini, S. M., Vindrola-Padros, C., Walton, H. et Fulop, N. J. (2022). The impact of remote home monitoring of people with COVID-19 using pulse oximetry: A national population and observational study. *eClinicalMedicine*, 45. <https://doi.org/10.1016/j.eclinm.2022.101318>
- Srinivasan, N. T. et Schilling, R. (2018). Sudden Cardiac Death and Arrhythmias. *Arrhythmia & Electrophysiology Review*, 7(2), pp 1-7. <https://doi.org/10.15420/aer.2018:15:2>
- Susana, E. et Tjahjadi, H. (2017). Handheld pulse oximeter based on single board computer raspberry Pi B +. *2017 15th International Conference on Quality in Research (QiR) : International Symposium on Electrical and Computer Engineering*, pp 141-145. <https://doi.org/10.1109/QIR.2017.8168470>
- Systech, S. (2008). SSD1306 - Advance Information. <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>
- Systems, E. (2021). ESP32 Technical Reference Manual. *Manual Reference*. https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/8/0/4/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf

- Touati, F., Mnaouer, A. B., Erdene-Ochir, O., Mehmood, W., Hassan, A. et Gaabab, B. (2016). Feasibility and performance evaluation of a 6LoWPAN-enabled platform for ubiquitous healthcare monitoring. *Wirel. Commun. Mob. Comput.*, 16(10), pp 1271–1281. <https://doi.org/10.1002/wcm.2601>
- Valor, A. L., Apsay, M. R. B., Acebo, J. R. M., Aguilar, A., Onquit, C. J. B. et Chua, M. G. (2016). HeartSaver: A heart rate monitoring system with SMS notification. Dans. IEEE Conference on Systems, Process and Control (ICSPC). <https://ieeexplore.ieee.org/document/7920693>
- Vargas Escobar, L. J. et Salinas, S. A. (2016). e-Health prototype system for cardiac telemonitoring. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2016, pp 4399-4402. <https://doi.org/10.1109/embc.2016.7591702>
- Wan, J., Zou, Y., Li, Y. et Wang, J. (2017). Reflective type blood oxygen saturation detection system based on MAX30100. *2017 International Conference on Security, Pattern Analysis, and Cybernetics (SPAC)*, pp 615-619. <https://doi.org/10.1109/SPAC.2017.8304350>
- West, R. (2017). Tobacco smoking: Health impact, prevalence, correlates and interventions. *Psychology & Health*, 32(8), pp 1018-1036. <https://doi.org/10.1080/08870446.2017.1325890>
- Xilinx. (2018). Xilinx System Generator v2.1 Reference Guide. *Reference Guide*. https://safe.nrao.edu/wiki/pub/CICADA/WebHome/xilinx_ref_guide.pdf
- Xilinx. (2019a). Vivado Design Suite Tutorial - Embedded Processor Hardware Design. *Reference Guide*. https://www.xilinx.com/content/dam/xilinx/support/documents/sw_manuals/xilinx2019_1/ug940-vivado-tutorial-embedded-design.pdf
- Xilinx. (2019b). Vivado Design Suite User Guide - Embedded Processor Hardware Design. *Reference Guide*. https://www.xilinx.com/content/dam/xilinx/support/documents/sw_manuals/xilinx2019_1/ug898-vivado-embedded-design.pdf
- Xilinx. (2019c). Xilinx Software Development Kit (SDK) User Guide - System Performance Analysis. *User Guide*. https://www.xilinx.com/content/dam/xilinx/support/documents/sw_manuals/xilinx2019_1/ug1145-sdk-system-performance.pdf

Xilinx. (2021). Vitis Model Composer User Guide. *User Guide*.
https://www.xilinx.com/support/documents/sw_manuals/xilinx2021_2/ug1483-model-composer-sys-gen-user-guide.pdf

Yang, Z., Zhou, Q., Lei, L., Zheng, K. et Xiang, W. (2016). An IoT-cloud Based Wearable ECG Monitoring System for Smart Healthcare. *Journal of Medical Systems*, 40(12), pp 286. <https://doi.org/10.1007/s10916-016-0644-9>