

1 Mise en contexte

- ❖ Les maladies cardiaques sont devenues une des causes principale de la mortalité chez la population mondiale, le taux de cardiopathie est estimé à 23.3% dans le monde en 2030
- ❖ Au Canada, les maladies chroniques sont responsables de 65% des décès et demeurent la cause principale de tous les décès prématurés, où les maladies cardiaques occupent la deuxième place
- ❖ Les applications en télémédecine s'avèrent prometteuses pour le suivi en temps réel des maladies chroniques de patients localisés loin des installations des centres médicaux
- ❖ La saturation d'oxygène, l'indicateur principal de l'évolution du virus de la Covid-19 chez les malades, est une donnée importante à surveiller surtout en cas d'infection par ce virus

2 Problématique

- ❖ La disponibilité du personnel dans les centres de santé, un manque accentué par la pandémie de la Covid-19
- ❖ Les difficultés d'accès aux soins de santé des patients vivants dans des zones reculées
- ❖ Le manque de surveillance ou de surveillance en temps réel des constants vitaux
- ❖ Un besoin essentiel d'un système qui est convivial et qui surveille en continu les paramètres cliniques vitaux
- ❖ La demande croissante de dispositifs médicaux portables et fiables pour une utilisation à la maison

3 Objectifs

- ❖ Mettre en place un **système d'E-santé** basé sur la **télésurveillance** des signes vitaux de personnes souffrants de **maladies cardiaques** (Figure 1)
- ❖ Permettre un **suivi en temps-réel**
- ❖ Contribuer à la **rapidité de fournir un diagnostic** précis
- ❖ **Prévenir** en cas de situation anormale d'un de ces signes vitaux

6 Références

- [1] World Health Organization. (2010). World health statistics 2010. World Health Organization.
 [2] Agence de la Santé Publique du Canada (2018). Rapport du Système canadien de surveillance des maladies chroniques : Les maladies du cœur au Canada, 2018.
 [3] Koydemir, H. C., & Ozgen, A. (2018). Wearable and implantable sensors for biomedical applications. Annual Review of Analytical Chemistry, 11, 127-146.
 [4] Darwish, A., & Hassanien, A. E. (2011). Wearable and implantable wireless sensor network solutions for healthcare monitoring. Sensors, 11(6), 5561-5595.
 [5] Hashemi, A., Nourbakhsh, S., Tehrani, P., & Karimi, A. (2018). Remote telemonitoring of cardiovascular patients: Benefits, barriers, new suggestions. Artery Research, 22, 57-63.
 [6] Rahul K. K. (2016). Mobile and E-healthcare: Recent trends and future directions. J Health Med Econ, 2, 10.
 [7] Meddahi, K., Talha, M. K., Bahoura, M., & Zairi, H. (2019). FPGA-based system for heart rate monitoring. IET Circuits, Devices & Systems, 13(6), 771-782.
 [8] Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., 32(3), 230-236.
 [9] Meddahi, K., Kechi-Talha, M., & Zairi, H. (2017, October). FPGA-based system for heart rate calculation based on PPG signal. In 2017 5th International Conference on Electrical Engineering-Bourmes (ICEE-B) (pp. 1-5).
 [10] Rafeeq, A. A. (2020). A Development Platform to Evaluate UAV Runtime Verification Through Hardware-in-the-loop Simulation.
 [11] Shariq K. A., & Kazi S. A. (2017). Bluetooth PMOD Guide with ILA Debugging. University of Toronto. Faculty of Applied Science and Engineering. ECE532 Digital Systems Design.

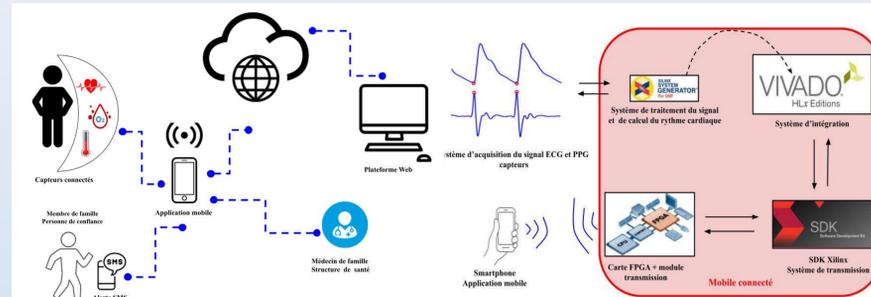


Figure 1 : Architecture du système

Figure 2 : Processus d'implémentation du système

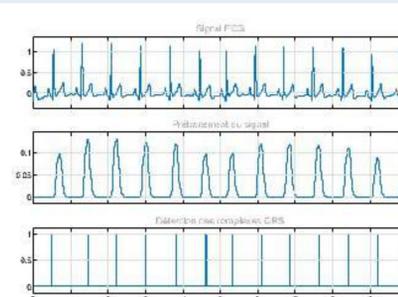


Figure 3 : Détection des complexes QRS

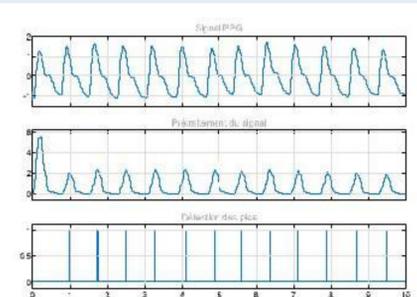


Figure 4 : Détection des pics signal PPG

4 Méthodologie

1. Système d'acquisition

Composé de capteurs pour les signaux, il constitue l'entrée de notre système. Des convertisseurs AN/NA permettront de passer des signaux analogique à des signaux numériques et inversement (Figure 2).

2. Système de traitement et de calcul

Les signaux sont d'abord prétraités à travers une série de filtres pour faciliter la détection des pics (Figure 3 et 4). La validation en amplitude et en temps des pics détectés permet d'éviter les fausses détections. Le rythme cardiaque est obtenue en comptant le nombre d'échantillons entre deux pics consécutifs valides et la durée.

3. Système d'intégration

Avec Xilinx System Generator, nous allons générer un module IP Système d'acquisition à partir de système de traitement et de

calcul implémenté. Ce module s'intègre facilement sur l'implémentation matérielle du bloc diagramme sur Xilinx Vivado (Figure 5).

4. Système de transmission

Il représente la partie applicative de notre implémentation. Nous allons définir comment les données seront exploitées après le traitement. Il s'agit de mettre en place une application qui va permettre d'envoyer les données (rythme cardiaque, saturation d'oxygène) vers le smartphone.

5. Application mobile

L'application mobile est une fonctionnalité importante du système. Elle permet de recevoir les données envoyées par le système de transmission. Les données envoyées par ce dernier sont affichées sur l'application qui permet l'envoi d'alerte par SMS vers un centre de santé ou une personne de confiance en situation critique.

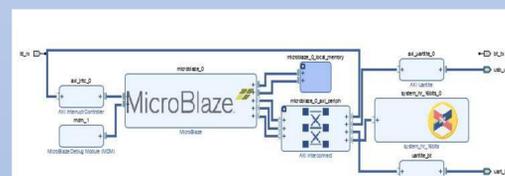


Figure 5 : Implémentation système d'intégration

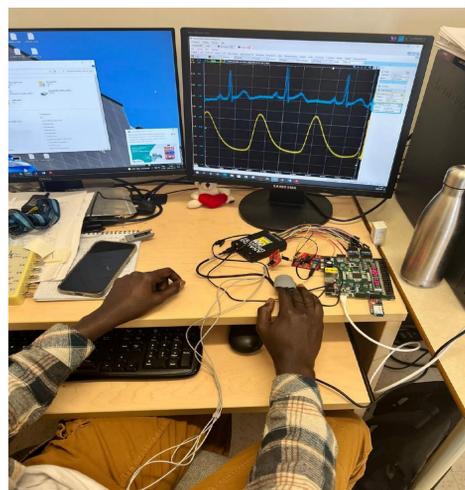


Figure 6 : Simulation en temps-réel

5 Implémentation et résultats

Le microprocesseur Microblaze utilisé permet de faire l'exécution matérielle sur la carte Nexys-4. La simulation en temps réel, avec l'utilisation des capteurs et des convertisseurs, s'illustre à la Figure 6. Les électrodes du capteur ECG sont placés sur le thorax et le capteur PPG est placé sur un doigt.

Les signaux générés par les capteurs sont visualisés avec le logiciel WaveForms (Figure 7). Ce derniers permet aussi d'effectuer des tests avec des signaux connus enregistrés pour assurer la validité des résultats de notre système. La Figure 8 présente les résultats du système avec la simulation en temps réel. Les valeurs du rythme cardiaque calculées avec les deux signaux s'affichent continuellement sur la carte. Une fois la connexion avec l'application mobile établie, ces valeurs s'affichent également sur le téléphone.

Les travaux concernant la mesure de la saturation dans le sang utilise un ESP32 (intégrant WIFI et Bluetooth) comme microcontrôleur, un écran LCD et un capteur SpO2 (Figure 9). L'implémentation est basée sur le langage C avec l'IDE Arduino. La connexion avec l'application mobile permet de visualiser le rythme cardiaque et le SpO2 mesurés.

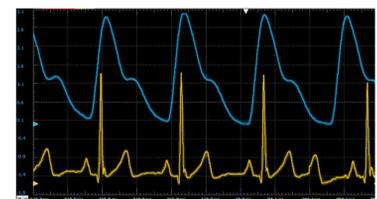


Figure 7 : Signaux ECG et PPG



Figure 8 : Résultats en temps-réel



Figure 9 : Système de calcul SpO2