

Photodétecteur paramétrable avancé

Flavie DURAND DE GEVIGNEY¹ Éric BAZIN¹ Jean-François NEZAN¹ Julien HEULOT¹ Mickaël DARDAILLON¹
Slaheddine ARIDHI²

¹Univ Rennes, INSA Rennes, CNRS, IETR - UMR6164 ; Rennes, France

²Sensoria Analytics, Valbonne, France

Résumé – La photopléthysmographie (PPG) est une technique de choix pour la surveillance non invasive des signes vitaux tels que la fréquence cardiaque, la fréquence respiratoire ou encore l’oxygénation du sang lors de la pratique sportive. Ce papier présente une plateforme d’acquisition des paramètres vitaux à l’aide des techniques de PPG. Cette plateforme d’acquisition permet un accès aux données brutes, augmente le nombre de longueur d’onde acquises, améliore la précision d’acquisition et offre un paramétrage de l’acquisition. Elle offre donc des caractéristiques nécessaires au développement de nouveaux algorithmes et applications dans les domaines du sport et de la santé non invasifs basés sur le PPG.

Abstract – Photoplethysmography (PPG) is a technique of choice for the non-invasive monitoring of vital signs such as heart rate, respiratory rate, or blood oxygenation during sports practice. This paper presents a platform for the acquisition of vital parameters using PPG techniques. This acquisition platform allows access to raw data, increases the number of acquired wavelengths, improves the acquisition accuracy, and offers a parameterization of the acquisition. It therefore offers features necessary for the development of new algorithms and applications in the fields of sports and non-invasive health based on PPG.

1 Introduction

En raison de sa portabilité et de son autonomie, la photopléthysmographie (PPG) est une technique de choix pour la surveillance non invasive des signes vitaux tels que la fréquence cardiaque, respiratoire ou encore l’oxygénation du sang lors de la pratique sportive. En effet, ces avantages peuvent permettre des mesures sur des durées longues afin de détecter des événements rares ou d’améliorer les entraînements sportifs. La large intégration de cette technique dans les montres connectées prouve qu’elle a supplanté les techniques d’ECG dans la pratique sportive. Cependant, les PPGs commerciaux utilisent souvent des techniques propriétaires d’acquisition et de visualisation des données, ce qui rend difficile, voire impossible, le traitement des signaux numériques sur les données brutes et donc les travaux de recherche. Cet article présente une plateforme matérielle pour l’exploration de nouvelles analyses de signaux biologiques basées sur la PPG, pour le domaine du sport et de la santé. L’originalité de la plateforme est d’étendre le nombre de longueurs d’onde à 8 et de permettre le paramétrage de l’acquisition en choisissant le nombre et les longueurs d’onde activées, la fréquence d’échantillonnage, la puissance lumineuse des LEDs et leurs délais d’allumage et d’extinction. Ce paramétrage permet d’adapter le capteur PPG aux besoins d’analyse et d’effectuer des mesures de haute précision.

2 Contexte et état de l’art

2.1 Principe de la PPG

La PPG consiste en l’émission de lumière, grâce à des LEDs, en direction de tissus vascularisés. La lumière va traverser, être partiellement absorbée et réfléchiée par les tissus. L’information traitée provient du signal issu d’une photodiode absorbant la lumière résiduelle. En tant que technique optique, la PPG est

une technique non invasive et permet de faire des mesures à la surface de la peau. Il y a deux composantes dans le signal obtenu : une composante continue (DC) et la composante pulsée (AC). Chaque partie contient des informations utiles pour calculer des caractéristiques physiologiques différentes. Par exemple, le DC contient des informations sur la respiration et l’AC sur le rythme cardiaque.

Les signaux PPG peuvent être acquis par transmission ou par réflexion. En mode transmission, les photons quittent la LED, traversent des tissus de faible épaisseur, souvent le doigt, et sont mesurés par la photodiode qui se trouve de l’autre côté. En mode réflexion, la photodiode capte les photons qui ont été réfléchis et qui après avoir traversé les tissus ressortent du même côté que leur point d’entrée. Pour ce mode, la photodiode se trouve du même côté du tissu que les LEDs. Le mode transmission produit de bons signaux, mais peut être utilisé uniquement sur des sites corporels d’épaisseur limitée, tels que le bout des doigts, le lobe de l’oreille ou la cloison nasale. Le mode réflexion ne présente pas ce problème et permet d’effectuer des mesures sur d’autres parties du corps telles que les poignets, la poitrine ou le front. Ce mode est utilisé dans le domaine du sport car il permet une ergonomie du capteur compatible avec la pratique sportive.

L’un des principes fondamentaux de la PPG repose sur la plus grande sensibilité de certaines longueurs d’onde optiques pour le sang par rapport à d’autres composants tissulaires.

2.2 Signes vitaux observables via PPG

Lorsque le cœur pompe le sang, chaque contraction du cœur entraîne une augmentation de la quantité de sang dans les capillaires à la surface de la peau, ce qui augmente l’absorption de la lumière. Le sang retourne ensuite au cœur par le réseau veineux, ce qui entraîne une diminution du volume sanguin dans les capillaires de surface, d’où une diminution de la lumière

absorbée [3]. Ainsi la partie dynamique du signal PPG est dictée par les contractions du coeur. Le rythme de pulsation peut être extrait du signal, il est similaire au rythme cardiaque [9]. La variabilité de ce rythme peut être aussi extraite à condition de porter une attention particulière à la qualité du signal. C'est aussi un biomarqueur important, en particulier pour le suivi d'athlète [5].

L'oxygénation du sang peut être déduite du signal PPG, car l'hémoglobine oxygénée a une absorption de la lumière différente de celle de l'hémoglobine désoxygénée. Le rapport de l'hémoglobine oxygénée sur le total de l'hémoglobine est appelé SpO_2 [10]. La carboxyhémoglobine et la méthémoglobine sont des hémoglobines transportant d'autres molécules que de l'oxygène. Ainsi elles ne participent pas au transport de celui-ci, ce qui peut être dangereux si elles sont présentes en trop grande quantités. Leurs concentrations dans le sang sont souvent négligées dans des circonstances normales car elles sont très faibles, voire nulles.

La méthode la plus courante de calcul des niveaux de SpO_2 consiste à calculer le rapport rouge/infrarouge. Cette valeur est ensuite ajustée par une équation linéaire 1, obtenue expérimentalement par étalonnage, pour déterminer le SpO_2 [2]. Pour utiliser cette méthode, il est donc nécessaire de connaître à la fois l'AC et le DC du signal.

$$SpO_2 = \frac{(AC/DC)_{rouge}}{(AC/DC)_{infra}} * a - b \quad (1)$$

Une deuxième méthode de calcul du SpO_2 est la méthode sans étalonnage qui permet au calcul de SpO_2 d'être indépendant du patient et des LEDs utilisées [7]. Les coefficients d'absorption de l'hémoglobine oxygénée et désoxygénée sont utilisés, ainsi que la pente de la courbe avant les pics et la valeur des pics. Des mesures précises et des algorithmes d'extraction performants sont nécessaires afin d'obtenir des résultats fiables.

L'effet de la respiration peut être considéré comme du bruit ou comme un autre signal, selon l'analyse à effectuer. En effet, la respiration et l'activité nerveuse synaptique influencent le signal final, ce qui rend certaines analyses difficiles à réaliser. Cependant, il s'agit en même temps d'un biomarqueur intéressant qui peut être extrait. Les effets physiologiques liés à l'activité respiratoire et au cycle cardiaque induisent plusieurs modulations du signal [4].

Il faut donc des appareils dédiés dont les paramètres d'acquisition soient réglables afin de permettre la mesure des différents paramètres vitaux observables avec une PPG.

2.3 Solutions disponibles

Il existe deux grandes catégories de solution, les dispositifs PPG complets et les kits d'évaluation/développement.

Les données brutes mesurées par les dispositifs complets ne sont généralement pas accessibles à l'utilisateur ; celui-ci n'a accès qu'aux données compilées (moyenne, max ou min) ou même à des analyses exclusives telles que l'analyse du sommeil ou du niveau de stress. Malgré la précision acceptable des mesures affichées (telles que rythme cardiaque, sa variabilité, le SpO_2 , etc...), une analyse plus poussée est impossible en raison de l'inaccessibilité des données brutes [8].

Certains fabricants de puces et certaines entreprises proposent des kits pour développer des projets et des applications utilisant des capteurs physiologiques. BITalino, par exemple,

propose un système Plug and Play pratique qui permet d'effectuer de nombreuses mesures physiologiques [1]. Bien que ce type d'appareils soit utile pour développer de nouveaux projets en un temps limité, les performances des capteurs sont limitées, c'est-à-dire un taux d'échantillonnage de 500 Hz avec 2 ou 3 longueurs d'onde. De plus, ils ne permettent pas de régler tous les éléments nécessaires à l'adaptation des mesures. Le kit MAX30101 dekit de Maxim Integrated permet d'évaluer le MAX30101, qui est un circuit intégré d'oxymétrie de pouls et de surveillance de la fréquence cardiaque. Le kit comprend des LEDs internes (vertes, rouges et ir), un photodétecteur ainsi qu'une électronique à faible bruit comprenant un rejet de la lumière ambiante et un filtrage numérique. Le kit contrôle et stocke les signaux PPG enregistrés tout en permettant à l'utilisateur de modifier le taux d'échantillonnage, les courants des LEDs et les largeurs d'impulsion.

A notre connaissance, il n'existe pas de plateformes qui permettent l'exploration de signaux multiples (supérieur à 3), à plus haute fréquence et à plus haute résolution en ce qui concerne la qualité de l'acquisition PPG.

3 Conception de la plateforme

La plateforme a été conçue pour pallier les limites des appareils actuellement disponibles et permettre d'exploiter pleinement le potentiel de la PPG grâce à une conception minutieuse et dédiée à la PPG.

3.1 Conception matérielle du capteur

L'un des principaux objectifs du capteur PPG avancé est de fournir des mesures avec plus de longueurs d'onde que le vert/rouge/ir typique afin de fiabiliser les mesures et explorer la possibilité de calcul des hémoglobines minoritaires. Par conséquent, un nouveau capteur a été conçu avec 8 LEDs permettant d'étudier 8 longueurs d'onde. Le choix s'est porté sur

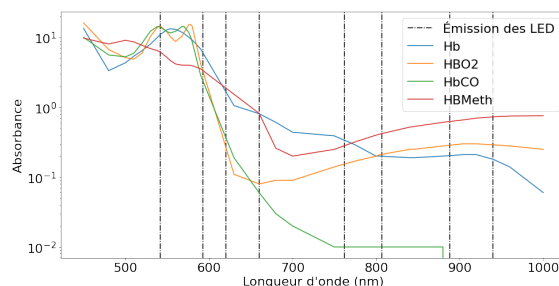


FIGURE 1 : L'absorbance des hémoglobines en fonction de la longueur d'onde et longueurs d'onde des LEDs choisies.

8 LEDs non encapsulées (300 x 300 μ m), l'objectif étant de minimiser la taille du capteur. L'ensemble a ensuite été recouvert d'une résine protectrice transparente. Une LED rouge (660 nm) et une LED ir (940 nm) ont été choisies pour permettre la comparaison avec l'oxymétrie standard. Des LEDs fonctionnant à 542 nm, 593 nm, 620 nm, 762 nm, 807 nm et 888 nm ont également été sélectionnées.

Deux modèles de capteurs, destinés à être utilisés en réflexion, composés de 8 LEDs couvrant les longueurs d'onde

de 542 à 940 nm ont été fabriqués. Le premier modèle a été conçu avec les 8 LEDs proches de la photodiode qu'elles entourent, avec une distance de 4 mm. Sur le second modèle, les LEDs sont légèrement plus éloignées, c'est à dire une distance de 5,5 mm. Les deux capteurs sont présentés dans la figure 2. L'éloignement des LEDs permet de capter des signaux provenant de tissus plus profonds.



FIGURE 2 : À gauche, le capteur avec la photodiode et les LEDs éloignées, à droite celui avec les éléments proches.

3.2 Électronique de contrôle du capteur

Le contrôle des LEDs s'effectue grâce à deux signaux par LEDs, un signal *enable* contrôlant l'allumage et l'extinction de la LED et un signal *power* contrôlant le courant dans la LED. La relation linéaire entre courant dans la LED et la puissance lumineuse de celle-ci a été vérifiée pour l'ensemble des LEDs pour la plage d'utilisation. Le signal *power* est obtenue à l'aide d'un signal *Pulse Width Modulation (pwm)* et d'un filtre passe-bas.

Un premier bloc convertit le courant dans le photorécepteur, appelée V_{in} (signal complet). Cette tension charge ensuite un condensateur, lors de la phase de calibration, afin de calculer le DC. La valeur moyenne V_{avg} ainsi stockée est retranchée à la tension obtenue à la sortie du premier bloc, afin d'obtenir seulement l'AC du signal. Cet AC est ensuite, dans un troisième bloc, multiplié par un gain de 10 et recentré autour de 0.5V, la tension en sortie est appelée V_{out} (zoom électronique), comme il est indiqué sur la figure 3.

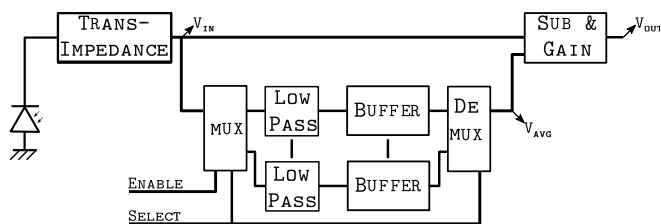


FIGURE 3 : Bloc d'acquisition.

Ce gain permet de gagner en précision de mesure, et n'est possible qu'après avoir retranché le DC. En effet il est admis que pour les signaux PPG l'amplitude de l'AC vaut environ 5% de la valeur de DC. Les signaux sont récupérés, V_{in} , V_{avg} et V_{out} avec :

$$V_{out} = gain * (V_{avg} - V_{in}) + 0.5 \quad (2)$$

3.3 Conception logique du capteur

Afin d'avoir un contrôle fin de l'analogique, en particulier dans le domaine temporel, une interface analogique/numérique a

été conçue à l'aide d'un FPGA. Ainsi, la capture du signal ne dépend pas du processeur, ce qui garantit la synchronisation de l'opération de capture, permet d'avoir une gamme de fréquences d'échantillonnage grande et réduit l'impact sur le processeur. Une machine à états globale appelée Maestro,

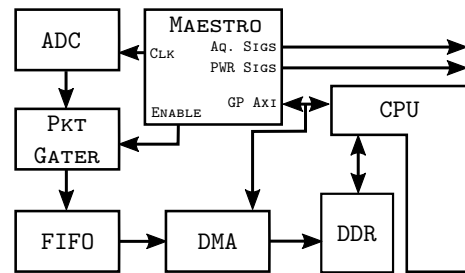


FIGURE 4 : Bloc de logique.

représenté sur la figure 4, gère le processus de capture. Elle émet les signaux pour le contrôle des LEDs et pilote la capture de l'ADC à l'aide du signal de conversion et d'activation de l'ADC. Le délai d'allumage de la LED représente le temps pendant lequel la LED est allumée avant de faire la mesure. Le délai d'extinction de la LED représente le temps pendant lequel la LED doit être éteinte après une mesure avant de commencer un autre cycle de mesure pour une autre LED. Ces deux délais sont paramétrables et permettent d'éviter une pollution lumineuse d'une mesure sur l'autre.

Le processeur communique avec le Maestro par l'intermédiaire d'une interface AXI, en écrivant dans des registres spécifiques. Les échantillons sont écrits directement dans la DDR. Lors de la capture, l'ADC émet les données capturées par le biais d'une interface AXI Stream. Ce flux est ensuite contrôlé pour permettre à l'échantillon de circuler uniquement lorsqu'une capture est effectuée. Ceci est nécessaire pour éviter que l'ADC ne produise un échantillon au démarrage lorsqu'il n'est pas configuré correctement, mais aussi pour le débogage. Les échantillons sont ensuite mis en mémoire tampon dans une FIFO avant d'être copiés sur la DDR à l'aide d'un DMA. Cette FIFO permet d'éviter la perte d'échantillons. Enfin, lorsque le processeur le déclenche, le DMA écrit les échantillons à une adresse donnée dans la DDR. Les ports AXI haute performance de l'architecture Zynq (ici la carte Pynq) sont utilisés pour obtenir un débit élevé.

4 Données et comparaisons

Afin de mesurer l'intérêt du zoom électronique, c'est à dire les opérations qui transforment V_{in} en V_{out} et V_{avg} , l'expérience suivante a été menée : le photodétecteur avancé, équipé du capteur avec la photodiode proche des LED, a été utilisé pour capturer un signal pendant 4 secondes, après 2 secondes de calibration, avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Les signaux V_{in} et V_{out} ont été normalisés, étalement de leurs valeurs entre 0 et 1, afin de pouvoir les comparer. La figure 5 représente le résultat pour les signaux, en particulier ceux de la LED 940 nm. La somme des variances des signaux sur des fenêtres avec une taille de 40 échantillons ont été calculées. Les résultats sont retranscrits dans la table 1 où V_n est la variance du zoom numérique et V_e est la variance du zoom électronique et λ la longueur d'onde en nm. La variance du

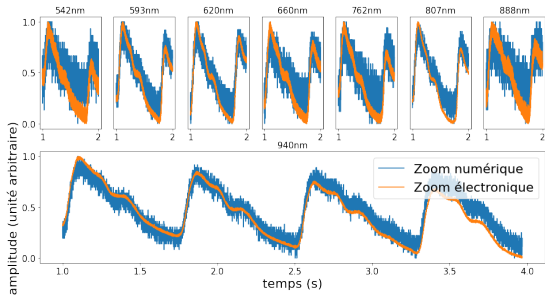


FIGURE 5 : Comparaison Zoom.

TABLE 1 : Table des variances des zooms

λ	542	593	620	660	762	807	888	940
V_n	0.73	0.31	0.29	0.46	0.63	0.21	0.71	0.47
V_e	0.11	0.04	0.04	0.07	0.06	0.03	0.13	0.05

zoom électronique plus basse que celle pour le zoom numérique pour toutes les LEDs étudiées confirme bien l'intérêt du zoom électronique.

La PPG étant très sensible à la respiration, il est en effet possible d'en extraire les cycles. Pour l'expérience suivante, il a été demandé au sujet de répéter des cycles de respiration constitués de 3 secondes d'inspiration suivi de 3 secondes d'expiration. Nous pouvons observer que l'enveloppe du signal a une périodicité d'environ 6 secondes, ce qui correspond aux conditions expérimentales. La respiration est donc bien extractible du signal obtenu avec le capteur.

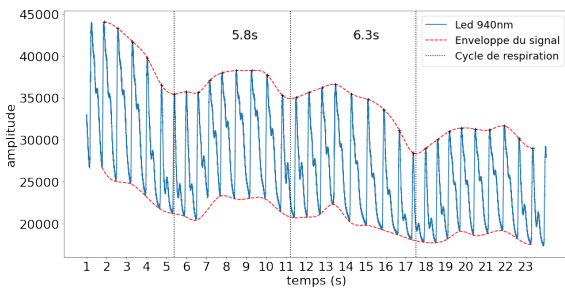


FIGURE 6 : Cycle de respiration à l'aide de la PPG

5 Conclusion et perspectives

Le photorécepteur permet d'acquérir du signal PPG sous différentes conditions expérimentales, de plus une attention particulière a été portée à la précision de ces mesures. En effet le photorécepteur permet de capter le signal entier, l'AC et le DC de façon précise pour les 8 longueurs d'onde proposées. Les signaux obtenus à l'aide du photorécepteur peuvent être utilisés pour obtenir plus de paramètres vitaux que présentés précédemment. En effet, la précision des mesures rend pos-

sible les analyses sur la forme de l'onde, ce qui peut donner des informations précieuses quant à la qualité du système cardiovasculaire. Enfin des améliorations, tel que l'ajout d'un accéléromètre, peuvent être faites afin de réduire le bruit de mouvement encore présent dans les signaux [6].

Références

- [1] Bitalino faqs bitalino. <https://bitalino.com/documentation/faqs>. Accessed : 2022-11-11.
- [2] Ludvik ALKHOURY *et al.* : Heart-rate tuned comb filters for processing photoplethysmogram (ppg) signals in pulse oximetry. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 35(4):797–813, 08 2021.
- [3] Kang-Ming CHANG et Keng-Ming CHANG : Pulse rate derivation and its correlation with heart rate. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 29:132–137, 01 2009.
- [4] Safa CHERIF : *Effective signal processing methods for robust respiratory rate estimation from photoplethysmography signal*. Theses, Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, octobre 2018.
- [5] Bojan MAKIVIC, M.D. NIKIĆ et Monte WILLIS : Heart rate variability (hrv) as a tool for diagnostic and monitoring performance in sport and physical activities. *Journal of Exercise Physiology Online*, 16:103–131, 01 2013.
- [6] Patrick MULLAN *et al.* : Unobtrusive heart rate estimation during physical exercise using photoplethysmographic and acceleration data. In *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 6114–6117, Aug 2015.
- [7] K. Ashoka REDDY, Bobby GEORGE, N. Madhu MOHAN et V. Jagadeesh KUMAR : A novel calibration-free method of measurement of oxygen saturation in arterial blood. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 58(5):1699–1705, 05 2009.
- [8] Ángel SOLÉ MORILLO, Joan LAMBERT CAUSE, Vlad-Eusebiu BACIU, Bruno da SILVA, Juan C GARCIA-NARANJO et Johan STIENS : Ppg edukit : An adjustable photoplethysmography evaluation system for educational activities. *Sensors*, 22(4):1389, 2022.
- [9] Simhadri VADREVVU et M. Sabarimalai MANIKANDAN : A robust pulse onset and peak detection method for automated ppg signal analysis system. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 68(3):807–817, 03 2019.
- [10] W.G ZIJLSTRA et A BUURSMA : Spectrophotometry of hemoglobin : Absorption spectra of bovine oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin. *Comparative Biochemistry and Physiology Part B : Biochemistry and Molecular Biology*, 118(4):743–749, 1997.