

Comment concevoir des oxymètres de pouls plus performants ?

Par Robert Finnerty, ingénieur d'applications système, Analog Devices

Synthèse

Il n'a jamais été aussi important de concevoir des appareils médicaux à la fois plus simples d'emploi et moins gourmands en énergie. Dans le présent article, nous allons aborder les principes fondamentaux de la mesure de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) et montrer comment une nouvelle génération de circuits frontaux analogiques (AFE) optiques contribue à créer de meilleurs oxymètres. Ces nouveaux composants conjuguent en effet une conception simplifiée, des contraintes de conception mécanique réduites et une plus grande sobriété.

Introduction

La saturation pulsée en oxygène (SpO_2) est une mesure habituellement effectuée aux extrémités de l'organisme (doigt ou lobe de l'oreille), le plus souvent à l'aide d'un dispositif à pince, afin de déterminer le rapport entre la saturation oxyhémoglobinée (SaO_2) et l'hémoglobine totale ($SpHb$). Cette valeur indique dans quelle mesure les globules rouges transportent l'oxygène des poumons vers les autres organes. Le niveau normal de SpO_2 varie entre 95 et 100 % chez un adulte en bonne santé, un niveau inférieur indiquant un état appelé « hypoxémie » : l'organisme ne transporte alors pas suffisamment d'oxygène pour assurer le bon fonctionnement des organes et des activités cognitives.

Un sujet souffrant d'hypoxémie peut souffrir de maux de tête, ou présenter des signes d'étourdissement, de confusion ou d'essoufflement. Plusieurs maladies peuvent être à l'origine d'une mauvaise oxygénation du sang et exiger une surveillance continue ou intermittente, à domicile ou en milieu hospitalier.

La SpO_2 est un signe vital couramment mesuré en environnement clinique. Parmi les affections qui nécessitent sa surveillance continue figurent l'asthme, les troubles cardiaques, la bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO), les maladies pulmonaires, la pneumonie et l'hypoxie induite par la COVID-19.

Dans le cas de la COVID, la surveillance du niveau de SpO_2 permet de déterminer si un patient symptomatique doit être hospitalisé. Si le niveau mesuré est inférieur à la valeur de base (généralement < 92 %), une hospitalisation d'urgence est nécessaire.

Lien récent entre COVID-19 et hypoxie

Très récemment, des patients atteints de COVID-19 ont été diagnostiqués comme atteints d'« hypoxie silencieuse », un phénomène particulièrement insidieux. L'hypoxie silencieuse peut endommager gravement l'organisme, en amont de tout symptôme respiratoire typique de la COVID-19, tel que l'essoufflement. Selon un article publié par le Centre américain pour les informations biotechnologiques (NCBI)¹ « *il est essentiel de détecter cette forme silencieuse d'hypoxie chez les patients atteints de COVID-19 avant qu'ils ne commencent à ressentir un essoufflement, l'objectif étant d'empêcher la pneumonie d'atteindre un niveau dangereux.* »

Par ailleurs, la surveillance de la SpO_2 est un indicateur clé du diagnostic de l'apnée du sommeil, un syndrome qui entraîne l'obstruction partielle ou complète des voies respiratoires et se manifeste par de longues pauses respiratoires ou des périodes de respiration superficielle provoquant une hypoxie temporaire. Faute d'être traitée, l'apnée du sommeil peut accroître le risque de crise cardiaque, d'accident vasculaire cérébral et de surpoids. L'apnée du sommeil toucherait entre 1 et 6 % de la population adulte mondiale.

Il est urgent de disposer d'oxymètres de pouls plus performants — maintenant et pour l'avenir

À l'heure où la tendance s'oriente vers une surveillance des patients en ambulatoire et à domicile, il importe de mettre au point des appareils de surveillance des paramètres vitaux qui n'interféreront pas dans l'exécution de leurs activités quotidiennes. S'agissant de la SpO_2 , la surveillance de zones autres que le doigt et le lobe de l'oreille soulève de nombreux défis de conception, et face à la récente émergence de l'hypoxie silencieuse, la mise au point d'oxymètres de qualité clinique plus conviviaux s'avère indispensable.

Cet article explique certains principes de la mesure de la SpO_2 et présente deux circuits frontaux analogiques optiques de nouvelle génération ([ADPD4100](#) et [ADPD4101](#)) conçus par Analog Devices pour simplifier la conception d'appareils de qualité médicale. L'incorporation d'une fonction de réjection automatique de la lumière ambiante de haute performance minimise les défis de conception mécanique et électronique.

Qu'est-ce que la saturation en oxygène ?

La saturation en oxygène correspond à la proportion d'hémoglobine saturée en oxygène par rapport à la quantité totale d'hémoglobine présente dans le sang. Cette valeur est généralement mesurée en calculant le taux d'oxygène dans le sang artériel, la SaO_2 . Cependant, cette méthode nécessite l'analyse des gaz sanguins en laboratoire sur un échantillon de sang. La section consacrée à l'étalonnage aborde ce sujet de façon plus complète.

La SpO_2 est une estimation du niveau de saturation en oxygène mesuré aux extrémités de l'organisme à l'aide d'un oxymètre de pouls. Récemment encore, la saturation en oxygène était mesurée à l'aide un appareil pinçant l'extrémité du doigt.

Oxymètre de pouls, mode d'emploi

Un oxymètre de pouls fonctionne selon le principe suivant : l'absorption de la lumière par l'oxyhémoglobine (HbO_2) ou l'hémoglobine réduite (RHb) diffère de manière significative aux différentes longueurs d'onde de la lumière. La figure 1 indique le coefficient d'extinction de l'oxyhémoglobine (HbO_2), de l'hémoglobine désoxygénée (Hb) et de la méthémoglobine (MetHb) dans le spectre de lumière visible et infrarouge. Le coefficient d'extinction mesure le niveau auquel une substance chimique absorbe la lumière à une longueur d'onde donnée. La figure 1 montre que l' HbO_2 absorbe plus de lumière rouge (600 nm) et laisse passer plus de lumière infrarouge (940 nm), tandis que la RHb absorbe davantage de lumière dans l'infrarouge, laissant passer plus de lumière rouge que l'oxyhémoglobine (HbO_2).

Un oxymètre de pouls se compose en général de deux diodes — une LED rouge émettant à 660 nm et une LED infrarouge (IR) à 940 nm — et d'une unique photodiode dans une configuration réfléchissante ou transmissive (Figure 4). L'oxymètre envoie une impulsion à la LED rouge et mesure le signal résultant sur la photodiode. La répétition de cette opération avec la LED IR, puis les deux LED éteintes, fournit une référence pour toute source de lumière ambiante externe, générant un signal de photopléthysmographie (PPG) aux deux longueurs d'onde.

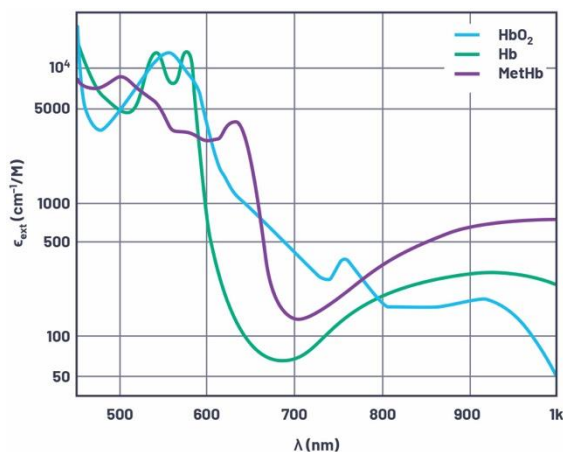


Figure 1. Facteur d'extinction de la lumière « traversant » l'hémoglobine.

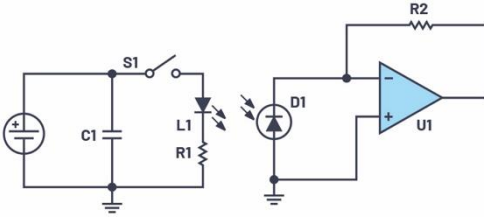


Figure 2. Synoptique d'un oxymètre de pouls standard.

Le signal contient des composantes continue (CC ou DC) et alternative (CA ou AC). La composante CC est due à une surface réfléchissante constante (la peau, les muscles ou les os), et au sang veineux. Lorsque le corps est au repos et que les mouvements constituent un facteur moins critique, la composante CA est principalement constituée de la lumière réfléchiée par la pulsation du sang artériel. Cette composante dépend de la fréquence cardiaque et de l'épaisseur des artères, la lumière réfléchiée ou transmise étant plus importante en phase de contraction (systole) que de relaxation (diastole). Pendant la phase de contraction, le sang est pompé par le cœur, augmentant la pression sanguine artérielle, ce qui dilate les artères et entraîne une augmentation du volume sanguin artériel. Cette augmentation du volume sanguin entraîne une hausse de l'absorption de la lumière. La pression artérielle diminue pendant la phase de relaxation, de même que l'absorption de la lumière. La figure 3 représente les creux diastoliques et les pics systoliques causés par les battements du cœur.

$$I_{systole} = DC + AC \quad (1)$$

$$I_{diastole} = DC \quad (2)$$

Selon la loi de Beer-Lambert, l'intensité de la lumière diminue de façon exponentielle en traversant un matériau absorbant, ce qui permet de déterminer le niveau d'oxyhémoglobine par rapport à l'hémoglobine totale.

L'intensité de la lumière absorbée en phases de diastole et de systole est donnée par la formule suivante :

$$I_{systole} = I_{diastole} \times e^{-\alpha \cdot d2} \quad (3)$$

Lorsque la valeur « α » mesure le taux d'absorption de la lumière dans le sang artériel, et « $d2$ » représente l'amplitude en courant alternatif du signal PPG (Figure 3). $I_{diastole}$ est égal à la composante continue « $d1$ ».

$$-\alpha \cdot d2 = \log\left(\frac{I_{systole}}{I_{diastole}}\right) = \log\left(\frac{AC + DC}{DC}\right) \approx \frac{AC}{DC} \text{ using } AC \ll DC \quad (4)$$

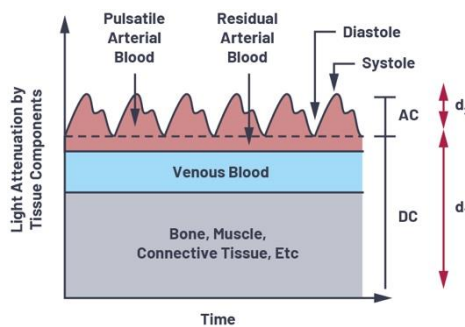


Figure 3. Atténuation de la lumière à travers les tissus corporels.

Le calcul des composantes CA et CC à partir d'un signal PPG permet de mesurer l'évolution de la lumière absorbée dans le sang artériel « $-\alpha \cdot d2$ » provoquée par le pompage du sang par le cœur, sans contribution d'autres tissus.

Le rapport entre les composantes CA et CC est connu sous le nom d'indice de perfusion (IP), défini comme le rapport entre les composantes pulsatile (Ip) et non pulsatile (Inp) du sang artériel. L'objectif d'un système de mesure de la SpO₂ ou de la fréquence cardiaque basé sur la technologie PPG est d'accroître le rapport entre les signaux CA et CC.

$$IP = CA/CC$$

L'indice de perfusion aux longueurs d'onde infrarouge et rouge peut être utilisé pour calculer le rapport des rapports RoR (*Ratio of Ratio*), c'est-à-dire le rapport entre IP_{red}, et IP_{ir}. L'absorption de la lumière à une longueur d'onde donnée est proportionnelle à

$$R = AC_{red}/DC_{red}/(AC_{ir}/DC_{ir}) \quad (5)$$

En théorie, le RoR peut être substitué dans la formule suivante pour calculer la SpO₂ :

$$SpO_2 = -E_{HbO_2,red} - R \times E_{RHb,ired} (E_{HbO_2,red} - \epsilon_{RHb,red}) - \frac{R (E_{HbO_2,ired} - E_{RHb,ired})}{R (E_{HbO_2,ired} - E_{RHb,ired})} \quad (6)$$

où E_{HbO₂,red} désigne le coefficient d'extinction de HbO₂ à 600 nm ; E_{HbO₂,ired}, le coefficient d'extinction de HbO₂ à 940 nm ; E_{RHb,ired} le coefficient d'extinction de RHb à 940 nm ; et E_{RHb,red} le coefficient d'extinction de RHb à 600 nm.

Cependant, il n'est pas possible d'utiliser directement la loi de Beer-Lambert, car dans chaque conception optique, plusieurs facteurs influencent la relation entre le RoR et la SpO₂ : il s'agit notamment de l'espacement entre la LED et les photodiodes, du rejet électronique et mécanique de la lumière ambiante, des erreurs de gain des photodiodes, etc.

Pour obtenir une précision de niveau clinique avec un oxymètre de pouls SpO₂ utilisant la technologie PPG, il convient de développer un algorithme ou une table de conversion pour corréliser le RoR et la SpO₂.

Étalonnage

Il est indispensable d'étalonner le système de mesure pour développer un algorithme SpO₂ de haute précision. On réalisera à cet effet une étude au cours de laquelle le niveau d'oxygène dans le sang d'un participant sera médicalement réduit, contrôlé et supervisé par un professionnel de santé. Ce processus est baptisé « étude d'hypoxie ».

Le système de mesure de la SpO₂ doit être aussi précis que la référence. Les options de référence comprennent les oxymètres de pouls doigtiers de qualité médicale et le CO-oxymètre de référence. La CO-oxymétrie est une méthode invasive de mesure de la saturation en oxygène du sang qui offre une grande précision, mais est généralement peu pratique.

Le processus d'étalonnage génère une courbe optimale de la valeur RoR calculée à partir de l'appareil optique SpO₂ pour mesurer la SaO₂ du CO-oxymètre. Cette courbe crée une table de correspondance ou une équation pour calculer la SpO₂.

Un étalonnage sera nécessaire pour tous les modèles de SpO₂, le RoR étant lié à un certain nombre de variables en fonction du modèle utilisé : intensité et longueur d'onde de la LED, réponse de la photodiode, position du corps et réjection de la lumière ambiante.

Un indice de perfusion plus élevé et, par conséquent, une dynamique en courant alternatif élevée dans les longueurs d'onde rouge et IR, augmenteront la sensibilité de calcul du rapport RoR et renverront une mesure plus précise de la SpO₂.

Une étude d'hypoxie doit enregistrer 200 mesures régulièrement espacées entre 100 et 70 % de saturation en oxygène du sang. Les sujets choisis représentent différentes teintes de peau et sont répartis à parts égales selon l'âge et le sexe. Ces variations expliquent les écarts de l'indice de perfusion entre individus.

Concernant les oxymètres de pouls transmissifs, l'erreur globale doit être ≤ 3,0 %, et ≤ 3,5 % pour la configuration réfléchissante.

Considérations relatives à la conception

Approche transmissive ou réfléchissante ?

Un signal PPG peut être obtenu à l'aide d'une configuration de LED et photodiodes transmissive ou réfléchissante. Une configuration transmissive mesure la lumière non absorbée traversant une partie de l'organisme. Elle convient aux doigts ou au lobe de l'oreille, la mesure bénéficiant de la densité capillaire de ces organes ; les mesures sont ainsi plus stables, répétitives et moins sensibles aux variations de la position du corps. Les configurations transmissives augmentent l'indice de perfusion de 40 à 60 dB.

Les configurations PPG réfléchissantes sont choisies lorsque la photodiode et la LED doivent être placées côte à côte pour des raisons pratiques (bracelet ou appareil porté sur la poitrine).

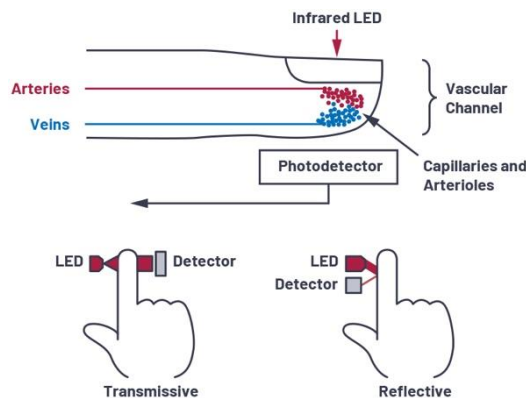


Figure 4. Configuration de la photodiode et de la LED.

Positionnement du capteur et indice de perfusion (IP)

Le positionnement sur le poignet et la poitrine nécessite une dynamique supérieure du frontal PPG, le signal continu augmentant fortement en raison de la profondeur des artères situées sous les tissus statiques réfléchissants (peau, graisse ou os).

Une meilleure résolution des mesures PPG réduit l'incertitude de l'algorithme SpO_2 . Avec un indice IP typique de 1 à 2 % pour les capteurs de SpO_2 de poignet, la conception d'un oxymètre doit accroître la dynamique ou l'IP par conception mécanique.

L'espacement entre la LED et la photodiode aura un effet majeur sur l'IP. Un espacement insuffisant augmentera la diaphonie ou la rétrodiffusion entre la diode et la photodiode, avec pour conséquences un signal continu et la saturation du frontal analogique (AFE).

L'augmentation de cet espacement réduit l'effet de la rétrodiffusion et de la diaphonie, ainsi que le rapport de transformation du courant, c'est-à-dire le courant de retour entre la sortie de la LED et la photodiode. Cette approche affecte l'efficacité du système PPG et nécessite des LED de puissance supérieure pour maximiser la dynamique de l'AFE.

La pulsation rapide d'une ou plusieurs LED réduit la contribution du bruit en $1/f$ au signal global et permet d'utiliser une modulation synchronisée côté réception afin d'annuler les interférences de la lumière ambiante. L'intégration de plusieurs impulsions augmente l'amplitude du signal de la photodiode et abaisse la consommation de courant moyenne. L'augmentation de la surface totale de la photodiode accroît également le rapport de transformation du courant, une plus grande partie de la lumière réfléchie étant capturée.

Concernant la mesure de la fréquence cardiaque par PPG, la combinaison d'une unique photodiode et de plusieurs LED vertes basse consommation a été adoptée par de nombreux fabricants d'appareils de mesure de la fréquence cardiaque utilisés lorsque le flux sanguin est limité. Les LED vertes sont choisies en raison de leur rejet élevé des artefacts de mouvementⁱⁱ, au détriment toutefois de la consommation. Ces LED ont une tension directe supérieure à la lumière rouge et IR, et une absorbance élevée dans les tissus humains. Résultat, une puissance plus élevée est nécessaire pour renvoyer des informations cardiaques significatives.

Dans la mesure où la SpO_2 nécessite plusieurs longueurs d'onde, et où la plupart des systèmes intègrent encore des LED vertes à haut rendement pour mesurer la fréquence cardiaque par PPG,

la configuration la plus courante pour ces systèmes et la SpO_2 est une matrice unique de diodes vertes, rouges et IR entourée de plusieurs photodiodes (voir la montre de mesure des signes vitaux (VSM) d'ADI à la figure 5). L'espacement entre les photodiodes et les LED a été optimisé pour réduire la rétrodiffusion, la conception de la membrane de séparation réduisant la diaphonie entre les LED et les photodiodes.

ADI a testé plusieurs prototypes de sa montre de mesure des signes vitaux pour optimiser l'espacement entre les photodiodes et les LED afin de mesurer la fréquence cardiaque au poignet par photopléthysmographie et la SpO_2 .



Figure 5. Montre ADI VSM V4, membrane de séparation, LED et photodiode

Artéfacts de mouvement

Les artéfacts de mouvement constituent un défi majeur pour les concepteurs de systèmes de mesure PPG. En cas de mouvement, la largeur des artères et des veines se modifie sous la pression exercée. La quantité de lumière absorbée par la photodiode change, ce qui influe sur le signal PPG, étant donné que les photons ne sont plus absorbés ou réfléchis comme lorsque le corps est au repos.

Pour une zone de photodiode infiniment large couvrant un échantillon de tissu profond infiniment long, tous les photons seront *in fine* réfléchis vers la photodiode. Dans ce cas, aucun artéfact dû au mouvement ne sera détecté, ce qui n'est toutefois pas possible. La solution consiste à augmenter la surface de la photodiode tout en tenant compte de la capacité, en analogique et en filtrant les artéfacts de mouvement.

La fréquence normale d'un signal PPG varie entre 0,5 et 5 Hz, contre 0,01 à 10 Hz pour les artéfacts de mouvement. Les techniques élémentaires de filtrage passe-bande ne peuvent être utilisées pour éliminer les artéfacts de mouvement du signal PPG. Pour annuler les mouvements avec une précision élevée, un filtre adaptatif doit être alimenté en données de mouvements très précises. À cette fin, Analog Devices a développé l'accéléromètre triaxial [ADXL362](#) dont la résolution est de 1 mg jusqu'à 8 g pour une consommation de seulement 3,6 μW à 100 Hz en boîtier de 3×3 mm.

La solution ADI : l'ADPD4100

Le positionnement de l'oxymètre de pouls soulève plusieurs défis. Les bracelets connectés avec capteur de SpO_2 proposent des défis de conception supplémentaires, car le signal CA qui nous intéresse ne représente que 1 à 2 % de la lumière totale reçue par la photodiode. Pour obtenir une certification de qualité médicale et distinguer les variations minimales du niveau d'oxyhémoglobine, une plus large plage dynamique est nécessaire au niveau du signal CA, ce qui peut être réalisé en réduisant les interférences de la lumière ambiante et en diminuant le bruit du pilote de LED et du circuit frontal. ADI a résolu ce problème avec l'[ADPD4100](#).

Le rapport signal/bruit (SNR) des ADPD4100 et ADPD41001 peut atteindre 100 dB. Cette dynamique élevée est essentielle pour mesurer la SpO_2 dans des scénarios où l'indice de perfusion est faible. Cet AFE optique intégré embarque huit sources de courant faible bruit et huit entrées de photodiode séparées. Le contrôleur de synchronisation numérique possède 12 intervalles de synchronisation programmables, ce qui permet à l'utilisateur de définir un ensemble de séquences photodiodes et LED avec un courant de LED, un filtrage analogique et numérique, des options d'intégration et des contraintes de *timing* spécifiques.

L'augmentation de la valeur $SNR/\mu W$ est un avantage clé de l'ADPD4100 : c'est un paramètre

important pour la surveillance continue alimentée par batterie. Cette métrique a été traitée en augmentant la dynamique de l'AFE tout en abaissant sa consommation de courant. L'ADPD4100 affiche désormais une consommation totale de seulement 30 μ W pour une mesure PPG continue de 75 dB à 25 Hz, alimentation des LED comprise. L'augmentation du nombre d'impulsions par échantillon (n) entraînera une augmentation par ($\sqrt{n}$) du SNR, tandis que l'augmentation du courant de commande de LED augmentera le SNR de façon proportionnelle. Une consommation totale de 1 mW fournira un rapport signal/bruit de 93 dB pour une mesure PPG continue avec une alimentation des LED de 4 V.

La réjection automatique de la lumière ambiante réduit la charge exercée sur le microprocesseur hôte tout en atteignant une réjection de la lumière de 60 dB. Ce résultat est obtenu en utilisant des impulsions de LED de seulement 1 μ s en conjonction avec un filtre passe-bande pour rejeter les interférences. Dans certains modes opératoires, l'ADPD4100 calcule automatiquement le courant d'obscurité de la photodiode ou l'état de la LED au blocage (OFF). Ce résultat est soustrait de l'état passant de la LED (ON) avant la conversion dans le convertisseur analogique/numérique pour supprimer la lumière ambiante, ainsi que les erreurs de gain et la dérive dans la photodiode.

L'ADPD4100 est associé au kit d'évaluation « wearable » [EVAL-ADPD4100-4101](#) et à la [montre d'étude des signes vitaux d'ADI](#). Ce matériel se connecte de manière transparente à l'application Wavetool d'ADI pour mesurer la bioimpédance, les ECG, la fréquence cardiaque PPG et la photopléthysmographie multi-longueurs d'onde pour mesurer la SpO₂.

Cette montre d'étude intègre un algorithme de contrôle automatique du gain (AGC) destiné à l'ADPD4100, qui règle le gain de l'amplificateur de transimpédance (TIA) et le courant de LED pour optimiser la dynamique du signal CA dans toutes les longueurs d'onde sélectionnées pour la LED.

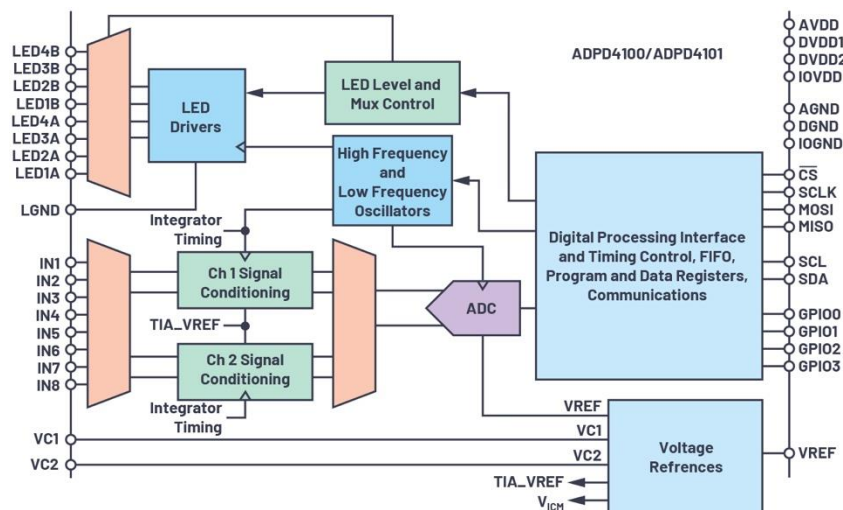


Figure 6. Synoptique de l'AFE ADPD410X.

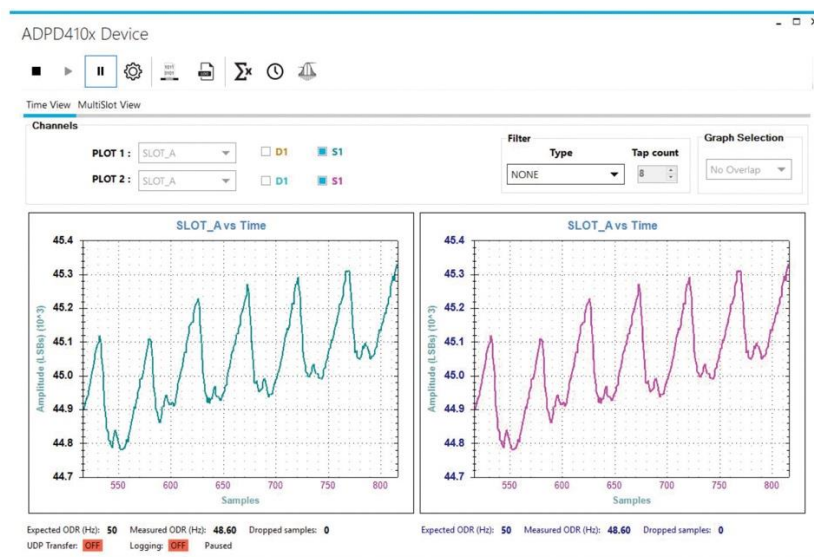


Figure 7. ADPD4100 : mesures PPG simultanées avec lumière rouge (à droite) et infrarouge (à gauche).

ⁱ 1Toshiyo Tamura. "Current Progress of Photoplethysmography and SpO₂ for Health Monitoring." *Biomedical Engineering Letters*, février 2019.

ⁱⁱ 2Jihyoung Lee, Kenta Matsumura, Ken-Ichi Yamakoshi, Peter Rolfe, Shinobu Tanaka, and Takehiro Yamakoshi. "Comparison Between Red Green and Blue Light Reflection Photoplethysmography for Heart Rate Monitoring During Motion." 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), juillet 2013.