

Santé connectée : un circuit tout-en-un adapté au marché biomédical

Par Jan-Hein Broeders, responsable du développement des activités de santé, Analog Devices

Introduction

Saturation en oxygène, électrocardiogramme, pression artérielle, fréquence respiratoire : récemment encore, ces mesures devaient être effectuées par des équipements de surveillance réservés aux hôpitaux. La surveillance de tels paramètres est très importante, notamment pour les personnes présentant un risque médical, que ce soit à la suite d'un accident ou d'une opération, ou en cas de diagnostic d'une maladie grave. Dans un contexte marqué par le vieillissement croissant de la population et les inquiétudes relatives à l'ensemble des dépenses de santé, l'accès à la surveillance médicale en dehors du milieu hospitalier représente une tendance majeure. Désormais, les patients à risque sont suivis au cours de leurs activités quotidiennes afin de détecter certains événements de façon précoce, tandis que d'autres retrouvent leur domicile équipé de dispositifs de surveillance afin de rendre leur rétablissement plus rapide et plus confortable. Pour d'autres enfin, ces paramètres sont mesurés à des fins de prévention, en amont de tout diagnostic.

Les moniteurs multiparamétriques partagent les mêmes exigences : ils doivent être à la fois précis, compacts et capables de fonctionner pendant une longue période sur une seule charge de batterie. Pour répondre à ces exigences, Analog Devices a mis au point une nouvelle famille de circuits frontaux analogiques (AFE) monopuce dédiés aux applications biomédicales.

ADPD4000 : présentation générale

Les systèmes de monitoring multiparamétriques conçus pour réaliser au moins deux mesures sont légion sur le marché. Il s'agit par exemple des moniteurs de fréquence cardiaque associés à des capteurs de mouvements pour suivre l'activité du cœur ou les variations de la fréquence cardiaque (VFC) avec mesure de l'impédance dans des applications telles que la surveillance du stress ou l'analyse du sommeil. Dans la plupart des cas, chaque mesure est effectuée par un circuit frontal analogique (AFE) dédié. Résultat, plusieurs circuits intégrés sont utilisés, qui possèdent chacun leur propre convertisseur analogique/numérique (CAN) et leur propre interface avec le processeur principal, et plusieurs alimentations et tensions de référence doivent être découplées. Ces blocs redondants forment un système qui est loin d'être optimal, tant sur le plan des dimensions que de la consommation électrique. Dans un système électronique porté (« wearable »), il est très facile de créer une chaîne de signal principale à laquelle se raccorderont les différents capteurs. La nouvelle famille de circuits frontaux à usage biomédical [ADPD4000](#) comble cette lacune. La figure 1 représente le synoptique complet de la famille ADPD4xxx. Le circuit frontal est conçu autour de deux voies de réception identiques qui peuvent être échantillonnées simultanément. Chaque voie est construite de manière différentielle, ce qui permet de mesurer les différentes valeurs transmises par des capteurs en mode unipolaire ou différentiel. L'étage d'entrée est formé d'un amplificateur de transimpédance à gain programmable, suivi d'un filtre passe-bande et d'un intégrateur, capable de traiter 7,5 pC (picoCoulomb) par échantillon. Le convertisseur analogique/numérique est un convertisseur SAR (registre à approximations successives) 14 bits, dont la fréquence d'échantillonnage maximale est d'1 méga-échantillons par seconde (Méch/s). Face à chaque chaîne de signal se trouve un multiplexeur à 8 voies qui confère au circuit frontal analogique la souplesse nécessaire pour router les différents signaux enregistrés par les capteurs dans l'AFE.

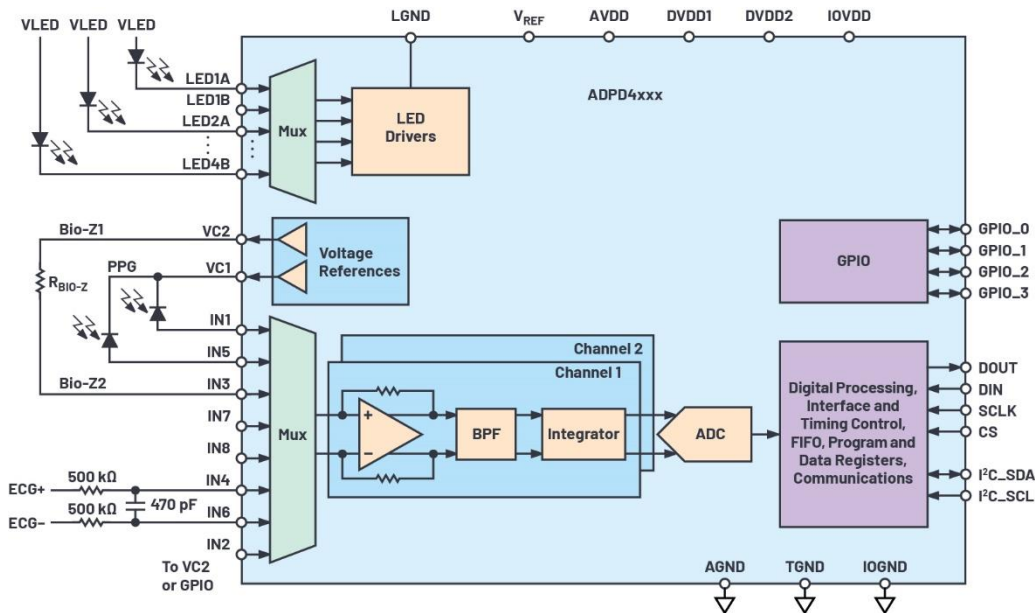


Figure 1. Synoptique détaillé de la famille ADPD4000.

Ce circuit peut être utilisé pour mesurer différents signaux, comme le montre la figure 1, et modifié pour faire office de circuit frontal optique — par exemple, pour mesurer la fréquence cardiaque optique (OHR) ou la saturation en oxygène. Dans ce mode, nous mesurons le photo-courant, ce qui implique le recours à un étage d'entrée à haute transimpédance pour convertir le courant en tension. Il est également nécessaire d'annuler les interférences générées par la lumière ambiante. Autre exemple, la mesure des signaux biopotentiels provenant des capteurs associés à un électrocardiogramme ou un électromyogramme (ECG/EMG).

Cette approche nécessite de configurer différemment la chaîne de signal d'entrée, et par conséquent de reconfigurer les paramètres du circuit frontal. Outre une chaîne de signal de réception, le circuit prend en charge huit circuits de commande (*drivers*) de sortie qui peuvent être utilisés pour fournir des stimuli. Il est possible de configurer une ou plusieurs sorties pour piloter des diodes (LED) en vue d'une mesure optique, ou d'utiliser une ou plusieurs sorties de commande comme excitation pour une mesure d'impédance, que ce soit pour mesurer l'impédance de la peau (activité électrodermale — AED) ou l'impédance des électrodes — ce qui affecte la qualité de la mesure —, tout en procédant à une mesure biopotentielle.

Ce circuit permet également de préprogrammer chaque configuration ou mesure dans un certain intervalle de temps (*time slot*). Il prend en charge jusqu'à 12 intervalles, de sorte que le système peut être très facilement utilisé une fois configuré. En outre, le circuit ne sollicite pas de ressources supplémentaires au niveau du processeur, ce qui minimise la consommation d'énergie globale du système. Sur le circuit, il est possible, par suréchantillonnage et moyennage, d'améliorer le nombre effectif de bits (ENOB) du convertisseur A/N. La largeur du chemin de données après décimation est de 32 bits. Le résultat des mesures peut être stocké dans une mémoire FIFO profonde de 256 ou de 512 octets (ADPD400x ou ADPD410x).

Une fonction d'horodatage (*time stamp*) est intégrée pour assurer la synchronisation entre les échantillons de données issus de différents capteurs connectés. Cette fonction est nécessaire lorsque les données transmises par plusieurs capteurs sont utilisées pour corréler le résultat des différentes mesures. La figure 2 montre comment ce circuit peut être utilisé pour mesurer un électrocardiogramme (ECG) synchronisé sur une mesure de photopléthysmographie (PPG). L'utilisation d'une technologie de mesure du temps de transit du pouls (PPT — *Pulse Transit Time*) permet de mesurer la pression artérielle en mode continu, ce qui est très intéressant pour les personnes souffrant d'hypertension et rendu possible par la fonction d'horodatage.

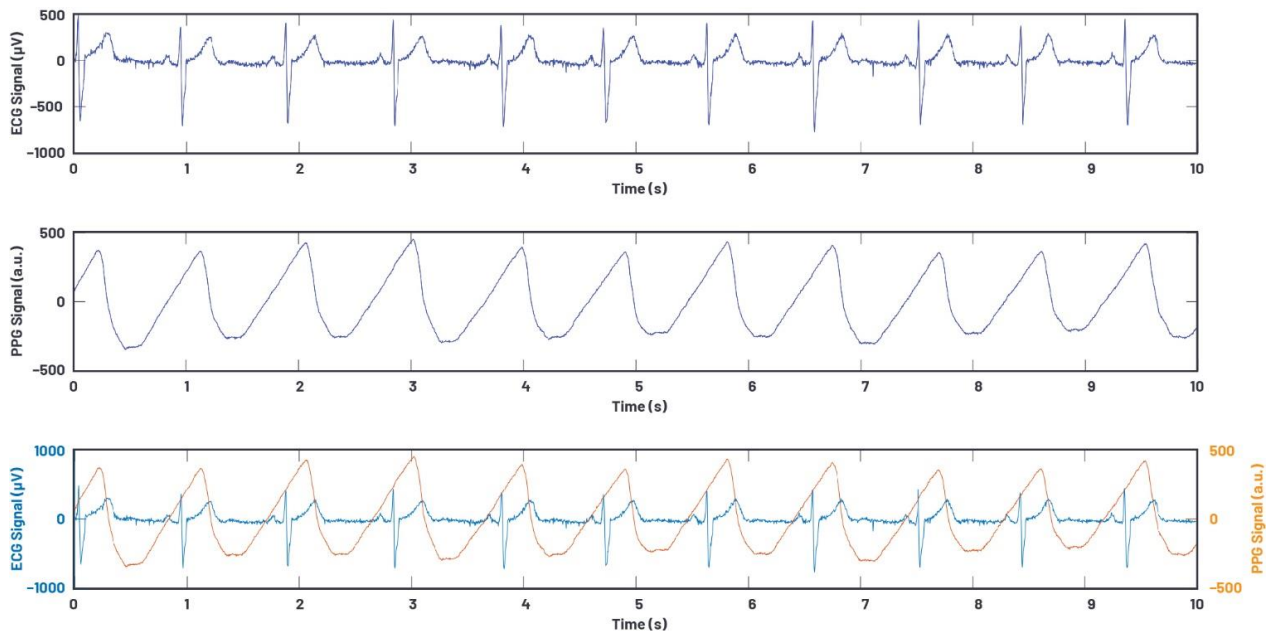


Figure 2. Estimation de la pression artérielle par mesure simultanée de l'ECG (électrocardiogramme) et de la photopléthysmographie (PPG).

La figure 3a montre comment le fonctionnement par intervalles de temps peut être pris en charge. Chaque intervalle commence par une impulsion de précondition suivie d'une impulsion de stimulus, avant l'application du courant de photodiode ou du signal émis par un autre capteur et échantillonné par le convertisseur analogique/numérique.

La figure 3b illustre le déroulement d'une opération. Après la mise sous tension suivie d'une réinitialisation, le circuit passe en mode veille. Après l'avoir réactivé, il est possible d'échantillonner successivement deux signaux ECG (par exemple, LEAD I et LEAD II), puis de procéder à une mesure optique pour relever la saturation pulsée en oxygène (SpO_2) et à une mesure d'impédance pour relever la conductance de la peau (activité électrodermale/stress). Nous reviendrons au chapitre suivant sur le processus permettant de réaliser chacune de ces mesures.

Simplifier les mesures d'ECG

Un électrocardiogramme (ECG) mesure un signal électrique généré par le cœur dû à la dépolarisation et à la repolarisation du muscle cardiaque à chaque battement. Ce signal, dont l'amplitude est généralement comprise entre 0,5 et 4 mV, est mesuré dans une plage de fréquences qui s'étend de 0,05 à 40 Hz. Un ECG peut être effectué pour mesurer uniquement la fréquence cardiaque, mais, dans de nombreux cas d'utilisation, nous nous intéressons davantage à la forme d'onde proprement dite, car elle peut servir de mesure de la performance cardiaque ou avertir d'un événement cardiaque potentiel, fibrillation artérielle ou hypertension artérielle continue. Il est possible de surveiller l'activité cardiaque en fixant des électrodes sur la peau. Pour garantir un bon contact avec le corps lors du diagnostic, des électrodes humides sont généralement utilisées. Les plus courantes sont de type Ag/AgCl (argent/chlorure d'argent). En milieu extrahospitalier, ces électrodes sont très inconfortables et peuvent facilement s'assécher ou irriter la peau. En outre, même si des électrodes sèches sont souvent employées, le contact avec la peau est dégradé, et les électrodes sèches sont davantage sensibles aux artefacts de mouvement, rendant la lecture moins précise.

En ambulatoire, un compromis doit toujours être trouvé entre l'utilisation d'électrodes de bonne qualité et le confort du patient. Notre famille de circuits ADPD4000 apporte une solution tout en fournissant une mesure précise, indépendamment de la qualité des électrodes employées. Au lieu d'utiliser une entrée de tension, le circuit ECG mesure la charge électrique accumulée dans un condensateur réservoir. Avec une constante de temps optimale calculée à partir du réseau RC passif et de la fréquence d'échantillonnage, le processus de charge élimine la variation de l'impédance de contact entre la peau et l'électrode. La figure 1 montre comment un signal ECG est couplé à l'intérieur du circuit par un réseau RC. Ce circuit ECG affiche une immunité inhérente aux variations de l'impédance de contact entre la peau et l'électrode.

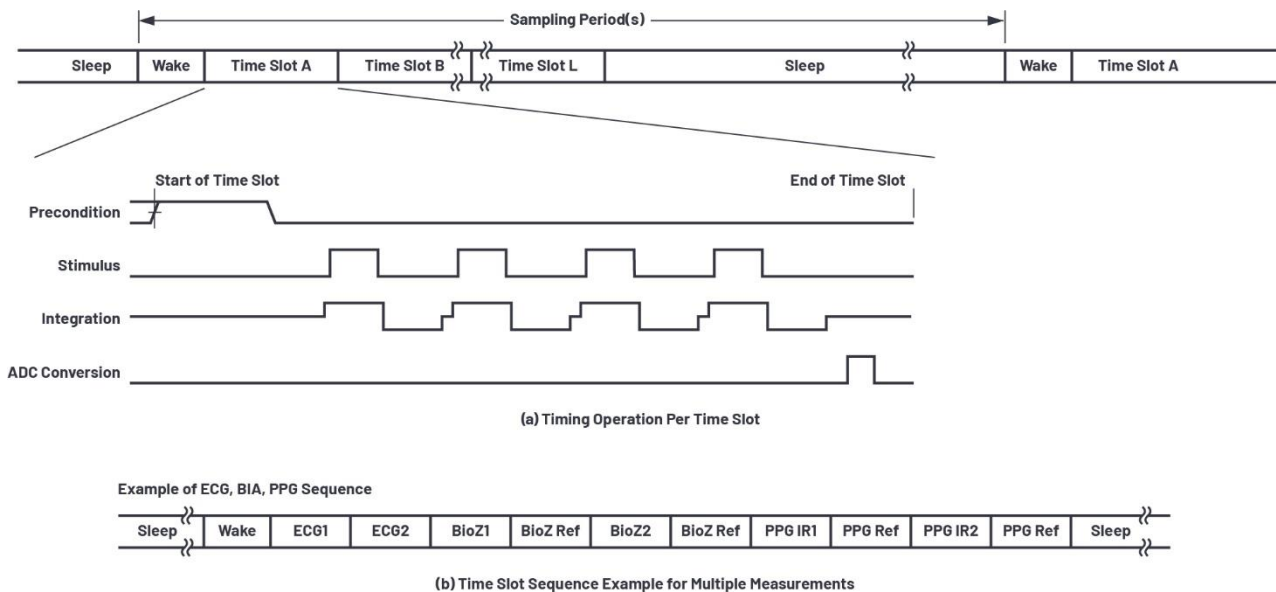


Figure 3. Exemple de fonctionnement par intervalles et séquence de mesure avec le circuit ADPD4000.

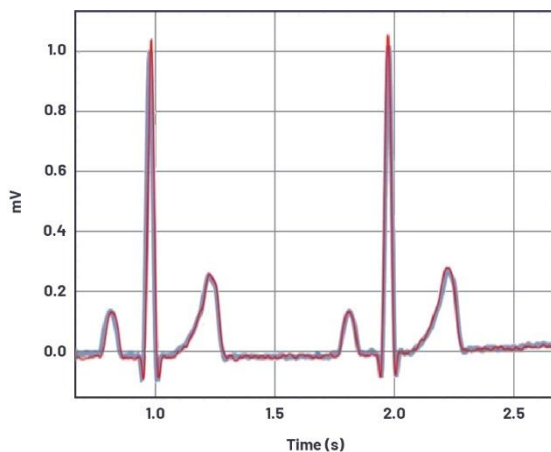


Figure 4. Formes d'onde d'un ECG mesurées avec deux électrodes différentes.

La figure 4 représente deux formes d'onde ECG. La forme d'onde bleue a été mesurée avec une électrode de bonne qualité dont l'impédance série est de 51 k Ω et la capacité de 47 nF. A *contrario*, la forme d'onde rouge a été mesurée avec une électrode de mauvaise qualité qui présente une impédance série élevée. Son impédance de contact est de 510 k Ω et sa capacité de 4,7 nF. Il apparaît que le capteur ADPD4000 mesure les deux formes d'onde de manière quasi identique, indépendamment de la qualité de l'électrode. C'est un énorme avantage par rapport aux solutions concurrentes. Autre atout, ce circuit est très peu gourmand en courant, dans la mesure où il ne doit pas être actif pendant la capture du signal ECG sur le condensateur de charge. Enfin, sa consommation est comprise entre 150 et 200 μ W.

Mesure du PPG et impédancemétrie

Concernant les mesures optiques et l'impédancemétrie (bioimpédance), les drivers de LED doivent respectivement émettre de la lumière et exciter un courant dans l'organisme. Dans de nombreux systèmes optiques, plusieurs longueurs d'onde sont utilisées, ce qui exige un certain niveau de polyvalence de la part de ce circuit. Le capteur ADPD4000 possède huit drivers de sortie, quatre voies pouvant être utilisées simultanément avec un courant de sortie programmable de 200 mA maximum par voie ou 400 mA pour l'ensemble des drivers. En fonction de la configuration, il est possible d'exploiter plusieurs intervalles de temps, chacun possédant ses propres longueurs d'onde pour mesurer par exemple la fréquence cardiaque optique, la saturation pulsée en oxygène (SpO₂), l'hydratation ou la déshydratation. Chaque chaîne de signal « réception » est dotée d'un amplificateur de transimpédance programmable, suivi d'un bloc de réjection à deux étages chargé d'annuler les interférences de la lumière ambiante. Le rapport signal/bruit (SNR) de la chaîne de signal émission/réception peut atteindre 100 dB pour les circuits de la famille

ADPD41xx, ce qui convient parfaitement aux mesures optiques sensibles au bruit, telles que la mesure de la saturation en oxygène ou l'estimation de la pression sanguine. La consommation d'énergie du système optique dépend dans une large mesure de la configuration du système (fréquence d'échantillonnage et taux de décimation), ainsi que du courant de LED utilisé. Elle est également proportionnelle à l'emplacement sur le corps et au teint de peau de l'utilisateur.

De nombreux systèmes « wearables » sont également capables de mesurer la conductance de la peau dans des applications telles que l'activité électrodermale (AED), le stress ou la surveillance de l'état mental. Un courant d'excitation est nécessaire pour mesurer toute baisse de tension. La famille de circuits ADPD4000 d'Analog Devices répond aux exigences de ces utilisations. Le circuit peut être configuré en mode de mesure à 2 ou 4 fils. Dans la mesure où il ne contient ni générateur de formes d'onde amélioré ni moteur TFD (transformée de Fournier discrète), le AD5940 devra être associé à l'ADPD4000 dans le cas où une spectroscopie d'impédance est nécessaire. La fonction d'impédance peut également être utilisée pour mesurer la qualité des électrodes ou détecter les déconnexions (*lead-offs*).

Le capteur ADPD4xxx étant doté d'un multiplexeur à 8 voies, des entrées auxiliaires peuvent également être raccordées pour mesurer la tension, la capacité, la température ou les mouvements dans un système.

Une solution quasiment idéale

L'introduction des circuits ADPD4000/[ADPD4001](#) a permis de relever de nombreux défis auxquels sont confrontés les concepteurs de dispositifs « wearables », patches corporels et autres systèmes d'administration de médicaments. Dans chacune de ces utilisations, les performances, la taille et la dissipation de puissance constituent des spécifications essentielles. Avec son étage d'entrée de détection à deux voies hautes performances, ses voies de stimulus, son moteur de traitement numérique et sa fonction de contrôle des intervalles de temps, ce nouveau circuit frontal analogique à usage biomédical répond à l'ensemble de ces exigences. Les circuits ADPD4000 et ADPD4001 sont d'ores et déjà fabriqués en volume et disponibles immédiatement, tandis que les modèles de nouvelle génération ADPD4100/ADPD4101 sont attendus au premier trimestre 2020. Cette nouvelle génération affiche un rapport signal/bruit amélioré et dispose de caractéristiques supplémentaires qui peuvent contribuer à abaisser la consommation d'énergie de l'ensemble du système. Mais malgré l'intégration de ces différentes fonctions dans un seul circuit, les concepteurs ont encore à faire, car de nombreux paramètres doivent être configurés pour conférer à chaque système sa propre identité.