

Savoir mesurer le rythme cardiaque et le taux d'oxygène dans le sang

Le marché des appareils médicaux d'automesure à domicile et le marché des produits connectés intégrant des données de santé connaissent une croissance rapide. La demande en appareils de mesure du rythme cardiaque et du taux d'oxygène dans le sang est ainsi vouée à progresser. Les notions de base de l'oxymétrie de pouls pour les applications médicales et le suivi personnel de santé, fonction de plus en plus souvent intégrée dans des objets portés sur soi comme les bracelets, sont ici analysées. Un exemple d'oxymètre de pouls capable de mesurer le rythme cardiaque et le taux d'oxygène dans le sang est également donné.

Les domaines du médical et de la santé, à l'instar des appareils utilisés dans ces deux secteurs, connaissent une véritable révolution alors que les appareils de suivi des conditions physiques évoluent sur un marché qui se caractérise par de nombreuses exigences, parfois complexes à supporter. Car les appareils que l'on trouvait jusque-là exclusivement dans les milieux hospitaliers sont dorénavant utilisés à domicile, tout comme les appareils de surveillance des conditions physiques. Ainsi les produits grand public sont-ils de plus en plus souvent équipés de fonctionnalités de mesure du rythme cardiaque et du taux d'oxygène dans le sang. Des mesures qui peuvent être effectuées à l'aide d'un oxymètre de pouls, désormais disponible en tant qu'appareil médical d'automesure mais aussi en tant que système intégré à un bracelet de fitness.

Oxymétrie et taux de saturation en oxygène dans le sang

L'oxymétrie est la mesure du taux de saturation en oxygène dans le sang, habituellement exprimé en pourcentage. Un oxymètre de pouls est un appareil médical non invasif servant à contrôler le taux de saturation en oxygène dans le sang d'un patient ainsi que son rythme cardiaque. Les oxymètres de pouls sont facilement reconnaissables à leur capteur de

AUTEUR



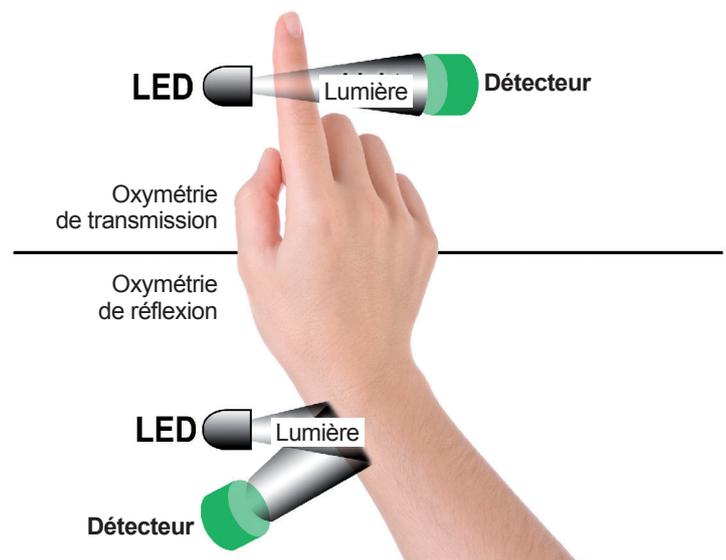
Zhang Feng et Marten Smith, Medical Products Group, Microchip Technology.

pouls en forme de pince, généralement à poser sur le doigt du patient. Un oxymètre de pouls peut être un appareil autonome, peut faire partie d'un système de surveillance du patient ou peut être intégré à un objet connecté de type bracelet de fitness. Les oxymètres de pouls sont donc utilisés par les infirmiers dans les hôpitaux, par les patients hospitalisés à domicile, par les aficionados de fitness à la salle de sport ou encore par les pilotes dans les avions à cabine non pressurisée. De son côté, le taux de saturation en

oxygène dans le sang est mesuré en analysant l'hémoglobine qui est le pigment des globules rouges du sang, qui assure le transport de l'oxygène vers les cellules de l'organisme et qui leur donne cette couleur rouge. L'hémoglobine existe sous deux formes. La première est appelée oxyhémoglobine (ce qui signifie « chargé en oxygène ») et est notée HbO₂. La deuxième est appelée hémoglobine réduite non oxygénée (qui signifie « pauvre en oxygène ») et est notée Hb. La « saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène »

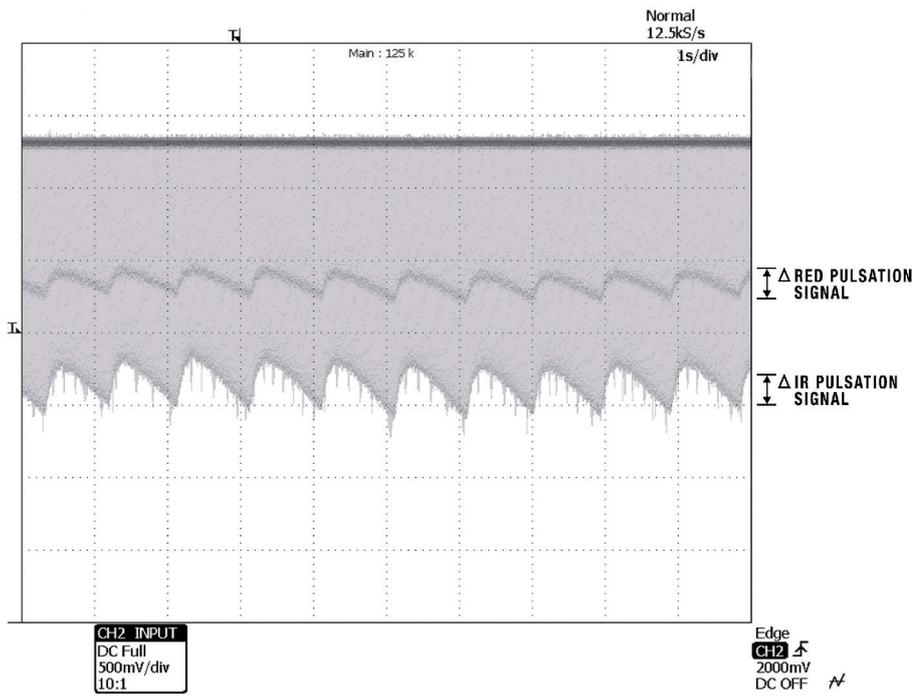
1 LES DEUX MÉTHODES D'OXYMÉTRIE

La mesure de la lumière émise à travers les tissus s'appelle l'oxymétrie de transmission (1), tandis que la mesure de la lumière réfléchie par les tissus s'appelle l'oxymétrie de réflexion (2).



2 SIGNAUX DES PULSATIONS DE LUMIÈRE ROUGE ET INFRAROUGE

Capturées en temps réel par un oscilloscope, les amplitudes des impulsions (Vpp) des signaux de lumière rouge et infrarouge sont mesurées et converties en Veff (ou VRMS) pour calculer un rapport.



(SpO₂) est donc le rapport entre l'oxyhémoglobine et l'hémoglobine réduite non oxygénée. Cette relation peut être exprimée ainsi :

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{(Hb + HbO_2)}$$

La valeur du taux de saturation en oxygène dans le sang est exprimée en pourcentage. Le taux normal est de 97% ou plus.

L'une des propriétés particulièrement intéressantes de l'hémoglobine est qu'elle réfléchit et absorbe la lumière. Par exemple, Hb absorbe plus (et réfléchit moins) la lumière rouge visible. HbO₂, pour sa part, absorbe plus (et réfléchit moins) la lumière infrarouge. Puisque la saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène peut être déterminée en comparant les valeurs Hb et HbO₂, l'une des méthodes permettant de réaliser cette opération consiste à faire passer la lumière d'une LED rouge et celle d'une LED infrarouge à travers une partie du corps (comme le doigt ou le poignet) puis à comparer leur intensité relative. Pour ce faire, on utilise habituellement deux méthodes (figure 1). La mesure de la lumière émise à travers les tissus s'appelle l'oxymétrie de transmission, tandis que la mesure de la lumière réfléchi par les tissus s'appelle l'oxymétrie de réflexion. En général, la plupart des

systèmes de surveillance des patients des hôpitaux intègre un oxymètre de pouls de transmission. Cependant, parmi les appareils de fitness récents qui sont des objets connectés, nombreux sont ceux qui utilisent la méthode d'oxymétrie de réflexion.

La mesure du pouls avec un oxymètre de pouls

Quand le cœur bat, il fait circuler le sang dans le corps. À chaque battement cardiaque, le sang est comprimé dans des vaisseaux capillaires

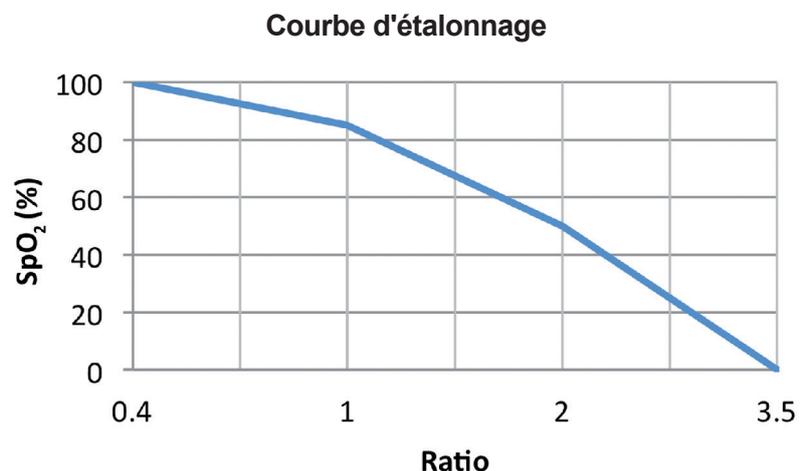
dont le volume augmente très légèrement. Entre chaque battement cardiaque, leur volume décroît. Cette différence de volume affecte la quantité de lumière telle que la quantité de lumière rouge ou infrarouge qui traverse les tissus. Bien que cette fluctuation soit infime, elle peut être mesurée à l'aide d'un oxymètre de pouls en utilisant les mêmes réglages que ceux mis en œuvre pour mesurer la saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène.

Typiquement les oxymètres de pouls surveillent la saturation pulsée en oxygène (SpO₂) du sang humain en analysant les caractéristiques d'absorption de l'oxyhémoglobine (HbO₂) et de l'hémoglobine réduite non oxygénée via la mesure de la lumière rouge (avec une longueur d'onde de 600-750nm) et la lumière infrarouge (avec une longueur d'onde de 850-1 000nm) absorbées. Ce type d'oxymètre de pouls émet tour à tour de la lumière rouge et infrarouge à travers une partie du corps comme le doigt du patient, lumière ensuite détectée par un capteur à photodiode.

La photodiode est traditionnellement utilisée pour recevoir la lumière non absorbée de chacune des LED. Le signal est ensuite inversé à l'aide d'un amplificateur opérationnel. Le signal obtenu représente la lumière qui a été absorbée par le doigt (figure 2). Les amplitudes des impulsions (Vpp) des signaux de lumière rouge et infrarouge sont mesurées et converties en Veff (ou VRMS) pour produire un rapport tel que :

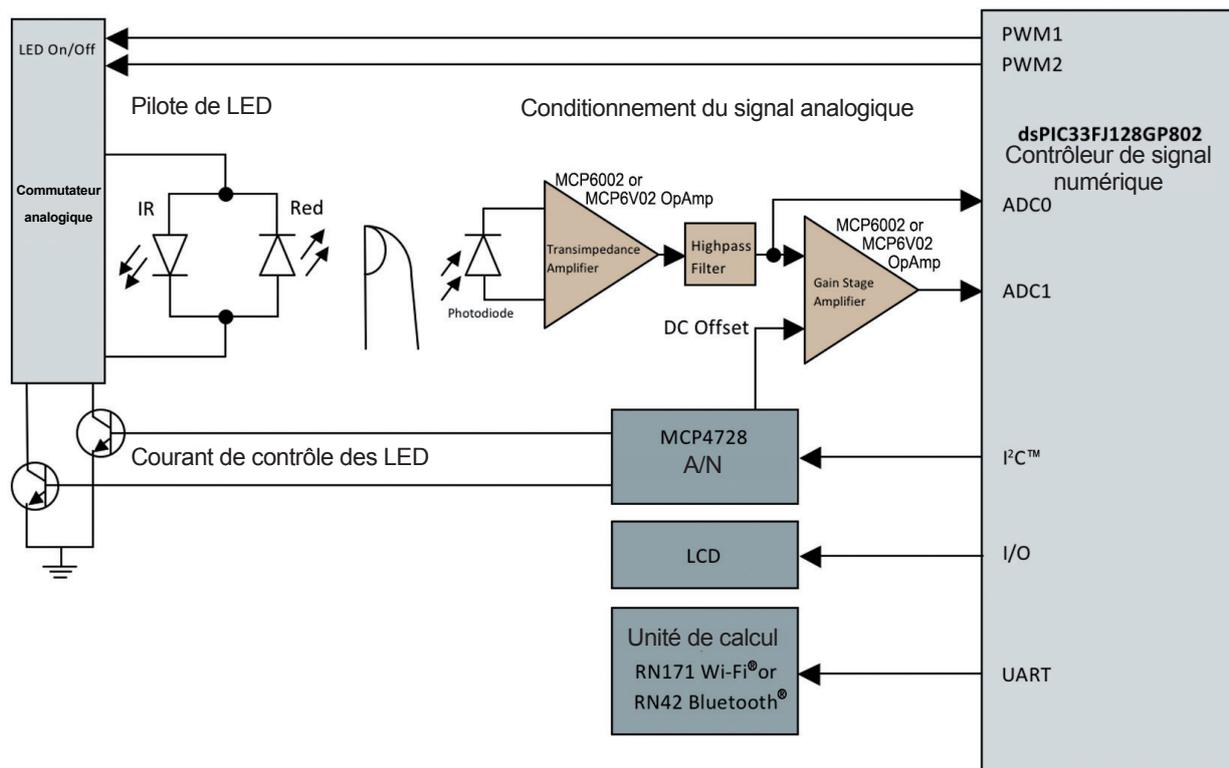
3 EXEMPLE D'UNE COURBE D'ÉTALONNAGE

La table de correspondance est un élément clé de l'oxymètre de pouls. À chaque type d'oxymètre correspond une table spécifique, généralement basée sur une courbe d'étalonnage.



4 SCHÉMA D'UN SYSTÈME D'OXYMÈTRE DE POULS DE TRANSMISSION

Ce montage électronique d'un système d'oxymètre de pouls de transmission permet de mesurer à la fois le pouls et le niveau de saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène.



$$\text{Rapport} = (\text{Red_AC_Vrms} / \text{Red_DC}) / (\text{IR_AC_Vrms} / \text{IR_DC})$$

La SpO₂ peut être déterminée à l'aide de la valeur du rapport et d'une table de correspondance conçue à partir de formules empiriques. Le pouls peut être calculé à partir du nombre d'échantillons et de la fréquence d'échantillonnage du convertisseur

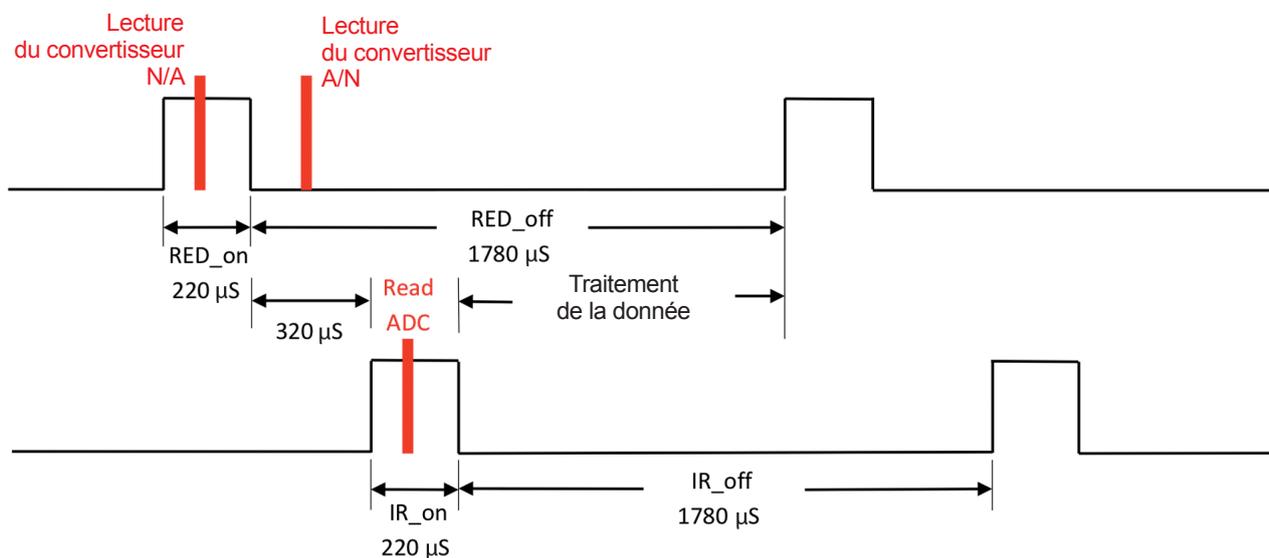
analogique-numérique (CAN). La table de correspondance est un élément clé de l'oxymètre de pouls. À chaque type d'oxymètre correspond une table spécifique qui est généralement basée sur les courbes d'étalonnage (figure 3) obtenues, entre autres, après de nombreuses mesures prises sur différents sujets à différents niveaux de SpO₂.

Un circuit ad hoc pour réaliser des mesures de pouls

Le montage d'un système d'oxymètre de pouls de transmission (figure 4) permet de mesurer à la fois le pouls et le niveau de saturation pulsée de l'hémoglobine en oxygène. La sonde SpO₂ utilisée dans cet

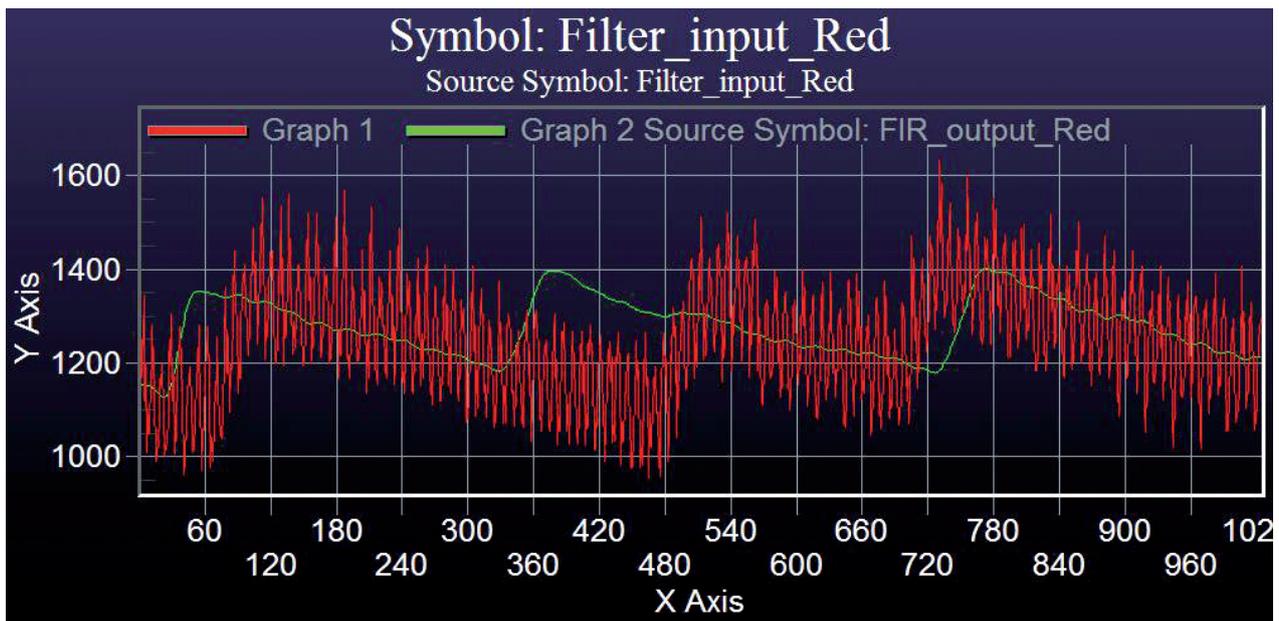
5 SCHÉMA DE TEMPORISATION

Pour obtenir le bon nombre d'échantillons numérisés derrière le convertisseur A/N et avoir assez de temps pour traiter les données avant le prochain allumage des LED, celles-ci s'éteignent et s'allument selon un schéma précis de temporisation.



6 DONNÉES EN ENTRÉE ET DONNÉES FILTRÉES

On voit ici, sur l'écran de l'oscilloscope, en rouge le signal d'entrée du filtre FIR, et en vert le signal en sortie du filtre FIR. (Axe des abscisses, nombre d'échantillons CAN. Axe des ordonnées, valeurs des codes CAN).



exemple est un capteur sous forme de pince à doigt prêt à l'emploi qui intègre une LED rouge, une LED infrarouge et une photodiode. Les LED sont contrôlées via un circuit de pilotage de LED. La lumière rouge et la lumière infrarouge (IR) traversant le doigt sont détectées par le circuit de traitement du signal et sont ensuite envoyées vers le module de conversion A/N sur 12 bits qui est intégré au contrôleur de signal numérique (DSC, Digital Signal Controller) qui, de son côté, calcule le pourcentage de SpO_2 . Un commutateur analogique unipolaire bidirectionnel piloté par deux signaux PWM issus du DSC, allume et éteint les LED rouge et IR tour à tour. Pour obtenir le bon nombre d'échantillons CAN et avoir assez de temps pour traiter les données avant le prochain allumage des LED, celles-ci

s'éteignent et s'allument selon un schéma de temporisation précis (figure 5). Le courant et l'intensité des LED sont contrôlés par le convertisseur numérique-analogique (CNA) 12 bits, lui-même piloté par le DSC. Le circuit de traitement du signal, quant à lui, comporte deux étages. Le premier est l'amplificateur à transimpédance et le second est l'amplificateur de gain. Un filtre passe-haut est placé entre les deux étages. L'amplificateur à transimpédance convertit les quelques microampères de courant qui sont générés par la photodiode en quelques millivolts. Le signal reçu par l'amplificateur du premier étage passe ensuite par un filtre passe-haut conçu pour réduire les interférences lumineuses de l'environnement. La sortie du filtre passe-haut est ensuite envoyée à l'amplificateur du second étage avec

un gain de 22 et un décalage en courant continu de 220 mV. Les valeurs pour le gain de l'amplificateur et le décalage de courant continu sont fixées pour que le niveau du signal de sortie de l'amplificateur de gain se situe dans la plage du convertisseur A/N intégré dans le microcontrôleur.

Quant à la sortie du circuit de traitement du signal analogique, elle est reliée au module de conversion A/N sur 12 bits intégré au DSC. Dans l'exemple choisi, un circuit DSC dsPIC de Microchip Technology (dsPIC33FJ128GP802) permet de tirer parti non seulement des capacités de traitement intégrées (DSP) mais aussi de l'outil de conception de filtre numérique de Microchip. Concrètement, un échantillon numérisé derrière le CAN est capté pendant la période d'allumage de chacune des LED, et un second échantillon est relevé pendant la période d'extinction des deux LED. En raison de la difficulté que représente la prise de mesure basée sur une lumière traversant des tissus organiques, l'outil de conception de filtres a été utilisé pour mettre en œuvre un filtre numérique de la bande passante (filtre FIR) de longueur 513, autorisant le filtrage des données du convertisseur A/N. Ces données filtrées ont ensuite été utilisées pour calculer l'amplitude de la pulsation (figure 6).

QUELQUES SOURCES D'INFORMATION...

■ Système d'oxymètre de pouls
Principles of Pulse Oximetry Technology («Principes de la technologie des oxymètres de pouls», 2002).
Site oximetry.org consulté le 23 avril 2014:
<http://www.oximetry.org/pulseox/principles.htm>
■ Microchip Technology Inc., Centre de conception

médicale en ligne:
<http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/products/medical/pulseoximeter.html/>
ou bien cliquer sur «Pulse Oximeter» sous la barre de navigation des Applications à gauche sur la page <http://www.microchip.com/medical>
■ Webster, J. G. (1997).

Design of Pulse Oximeters («Conception d'oxymètres de pouls»), Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing.
■ Simulation d'oxymètres de pouls
Fluke Biomedical. (2007). Index 2XL SpO2 Simulator User Manual («Manuel d'utilisation du simulateur SpO2 Index 2XL»).

Une première mondiale en matière de mesure de courant "côté haut"

Une sortie analogique configurable et un bus numérique pour mesurer le courant et la puissance



Le PAC1921 de Microchip est le premier capteur de courant/puissance "côté haut" à pouvoir mesurer puissance, courant et tension à partir d'une seule et même broche de sortie analogique.

Utilisant un bus numérique à deux fils pour optimiser la communication des données et les diagnostics, ainsi qu'une sortie analogique configurable pour minimiser la latence des données, le PAC1921 améliore la flexibilité dans les applications de gestion d'alimentation à haute vitesse.

La sortie analogique du PAC1921 peut être réglée pour des entrées de microcontrôleur à 3 V, 2 V, 1,5 V ou 1 V et mesurer la puissance consommée par un système alimenté entre 0 et 32 V.

- ▶ Flexibilité des mesures de puissance et des diagnostics
- ▶ Registre d'accumulation de 39 bits
- ▶ Gain en courant configurable sur 128 valeurs
- ▶ Gain en tension configurable sur 32 valeurs



microchip
DIRECT
www.microchipdirect.com

 **MICROCHIP**

www.microchip.com/get/eupac1921