

# 更簡易的多參數生命體徵監測

■ 作者：Yigit Yoleri 和 Guixue (Glen) Bu  
ADI 應用工程師

## 簡介

過去十年見證了手機、可穿戴式裝置和數位健康領域的大幅進步。尤其是隨著電子技術的不斷發展以及雲端計算、人工智慧 (AI)、物聯網 (IoT) 和 5G 等技術的新突破，數位醫療健康得到了迅速擴張和採用。一些生命體徵監測 (VSM) 功能已內建於手機、手錶和其他智慧可穿戴式裝置中，因此獲得了更廣泛人群的使用。人們對健康的認識日益提高引發了對小型但高精度設備的需求，這些設備應能測量各種生命體徵和健康指標，例如體溫、心率、呼吸頻率、血氧飽和度 (SpO2)、血壓和身體成分。COVID-19 大流行更是導致對用於醫院和家庭多參數生命體徵 (包括體溫、SpO2 和心率) 監測設備的需求激增。對小型且方便的健康追蹤設備 (最好是智慧可穿戴式裝置) 的需求已達到新高。

在這種小型設備上增加多種檢測功能存在著挑戰，因為其需要更小的外形尺寸、更低的功耗以及性能大幅改善的多參數功能。但是，現在可以透過單一類比前端 (AFE) 解決方案來因應這些挑戰。這種新型 AFE 可以用於多參數生命體徵監測中心，支援同步測量。其具有低雜訊、高訊號雜訊 (SNR)、小尺寸和低功耗等特性，可以大幅改善醫療設備，尤其是可穿戴式技術。對於醫生、患者和消費者而言，其使得生命體徵監測比以前更容易，並提供更高的性能、更長的電池壽命和更高的精度，且不會有多種設備造成的煩擾和不適感。本文討論該單一類比前端解決方案的一些突破性功能和特性。

## 新型類比前端概述

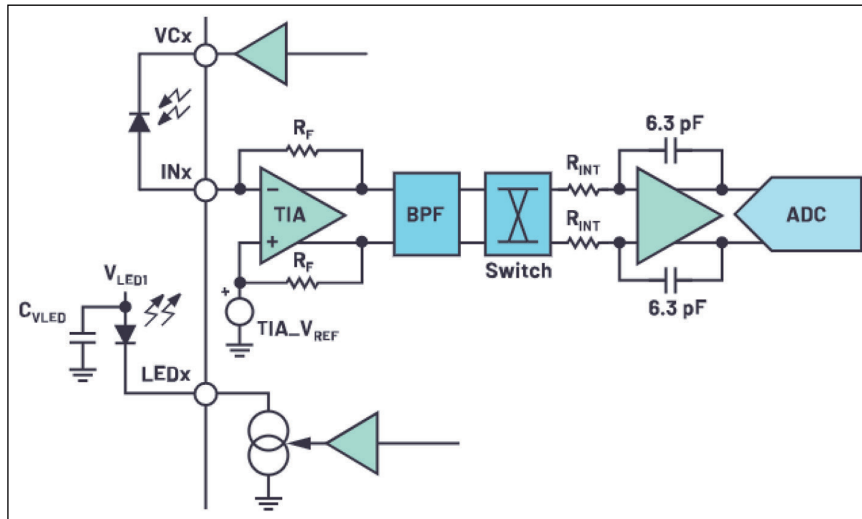
ADPD4100/ADPD4101 是一種多模感測器

AFE，具有 8 個類比輸入，支援多達 12 個可編程時段。這 12 個時段支援在一個採樣週期內進行 12 個獨立測量。8 個類比輸入複用成一個通道或兩個獨立通道，能夠以單端或差分配置同時對兩個感測器進行採樣。8 個 LED 驅動器可同時驅動多達 4 個 LED。這些 LED 驅動器是電流吸收器，與 LED 電源電壓和 LED 類型無關。該晶片具有兩個脈衝電壓源用於電壓激勵。新型 AFE 的訊號路徑包括跨阻放大器 (TIA)、帶通濾波器 (BPF)、積分器 (INT) 和類比數位轉換器 (ADC) 級。數位模組提供多種工作模式、可編程時序、通用輸入 / 輸出 (GPIO) 控制、模組平均以及可選的二階至四階級聯積分梳狀 (CIC) 濾波器。資料直接從資料暫存器中讀取，或透過先進先出 (FIFO) 方法讀取。

這款新 AFE 有兩個版本。一個具有 I2C 通訊介面，另一個具有 SPI 埠。ADPD4100/ADPD4101 的優勢之一與光學測量有關。它傑出的自動環境光抑制能力得益於在結合 BPF 的同步調變方案中使用可短至 1 $\mu$ s 的脈衝，從而無需外部控制迴路、直流電流減除或數位演算法。使用高於 1 的抽取係數來提高輸出 SNR。它有一個子採樣特性，允許選定時段以比編程採樣速率低的採樣速率運行，從而節省功耗 (功耗與採樣速率成比例)。它還具有一個 TIA 上限檢測特性，當 TIA 輸入超出典型工作限值時，它會利用 TIA 輸出接腳上的電壓比較器來設定中斷位。

ADPD4100/ADPD4101 是可穿戴式健康和健身設備中各種電氣和光學感測器的理想樞紐，適用於心率和心率變異性 (HRV) 監測、血壓估計、壓力和睡眠追蹤以及 SpO2 測量。這種新型多參數 VSM AFE 的多種工作模式可以容納醫療健康應用中的不同感測器測量，包括但不限於光體積變化描記圖法

圖 1: 典型 PPG 電路。



(PPG)、心電圖 (ECG)、膚電活動 (EDA)、身體成分、呼吸、溫度和環境光測量。

## PPG 測量

PPG 測量可檢測與每個心跳週期相關的組織微血管床的血容量變化。光的總吸收與心臟收縮和舒張事件引起的血容量變化相關聯，產生 PPG 訊號。PPG 測量按照如下方式進行：將 LED 光脈衝射入人體組織，然後用光電二極體收集反射 / 透射的光，並將光轉換為光電流。ADPD4100/ADPD4101 處理和測量光電流，並產生數位 PPG 訊號。針對不同的 PPG 測量情況，無需對硬體連接進行任何更改便可彈性地將該 AFE 配置為四種工作模式之一：連續連接模式、多次積分模式、浮空模式和數位積分模式。

## 連續連接模式

連續連接模式是 PPG 測量的典型模式。它提供最佳的環境光抑制性能和高 SNR。該模式在低至 5 nA/mA 至 10 nA/mA 的電荷傳輸比 (CTR, 光電流與 LED 電流之比) 下能夠很好地工作，並提供 95 dB 至 100 dB 的 DC SNR。這些性能水準可以透過增加抽取係數來提高。該模式使用完整的類比訊號路徑，即 TIA + BPF + INT + ADC。每次 ADC 轉換時，傳入的電荷積分一次。在單一激勵事件 (如

PPG) 中，當對來自感測器回應的電荷進行積分時，積分器的大部分動態範圍會被使用。在預調理週期之後，TIA 連續連接到輸入，故輸入訊號未被調變。為了降低雜訊，光電二極體的陽極被預調理到 TIA 的基準電壓 (TIA\_VREF)。通常將 TIA\_VREF 設定為 1.27 V，以獲得 TIA 的最大動態範圍。光電二極體的陰極連接到陰極電壓源 (VCx) 接腳，通常將該元件設定為向光電二極體陰極提供 TIA\_VREF + 215 mV 的電壓，以在光電二極體上產

生 215 mV 的反向偏置。這會減少訊號路徑雜訊和光電二極體電容。在這種模式下，典型 LED 脈衝寬度為 2μs。短 LED 脈衝可提供最佳環境光抑制性能。使用多個 LED 脈衝時，脈衝數每增加一倍，SNR 便提高 3 dB。由於斬波能消除積分器的低頻雜訊成分，因此通常使能積分器斬波以獲得最高 SNR。選擇的 TIA 增益越高，折合到輸入端的雜訊越低，但 TIA 的動態範圍會減小。TIA 的動態範圍計算如下：動態範圍 = (TIA\_VREF)/(TIA 增益)。為了提高 ADC 飽和位準，可以減小 TIA 增益，或者增加積分器電阻。選擇較高的積分器電阻可降低雜訊，但選擇較低的積分器電阻會增加環境光餘裕。

## 多次積分模式

多次積分模式與連續連接模式大致相同，不同之處在於，每次 ADC 轉換要對傳入的電荷積分多次。此模式可用在弱光情況下獲得高 SNR，因為對於每個激勵事件，它只使用少量 (有時小於 50%) 動態範圍。由於在 ADC 轉換之前進行多次積分，因此它可以利用更大的積分器動態範圍。每次 ADC 轉換的積分次數增加一倍，SNR 就會提高 3 dB，這與脈衝數加倍的效果一樣。此模式通常用於小輸入，因此可選擇最高 TIA 增益。此模式用在 CTR 低於 5 nA/mA 且需要良好環境光抑制的情況下。

## 浮動模式

浮動模式也用於弱光條件下以獲得高 SNR。浮動模式支援在光電二極體上進行無雜訊電荷累積。光電二極體與 AFE 斷開連接（故稱之為「浮動」），以無雜訊方式積累光致電荷。然後，AFE 連回光電二極體，光電二極體上的電荷湧入 AFE，積分以一種允許每個脈衝處理大量電荷的方式進行，而訊號路徑增加的雜訊量極小。由於是短調變脈衝，電荷轉存會快速發生。因此，訊號路徑引起的雜訊增加較小。另外，可以增加浮空時間以獲得更高的訊號位準，但光電二極體電容可以累積的電荷量是有限的。在這種模式下，帶通濾波器（BPF）被旁路，因為當透過調變 TIA 連接來轉移光電二極體中的電荷時，所產生訊號的形狀可能會因元件和條件而異。為了可靠地將訊號與積分序列對齊，必須旁路 BPF。此模式不能提供良好的環境光抑制性能，並且受光電二極體電容限制，但在非常低的光照條件下，它能提供高功耗效率且雜訊較小的測量。

## 弱光條件下的浮動模式與多次積分模式選擇

在  $CTR < 5 \text{ nA/mA}$  的弱光條件下，典型工作模式是浮動模式。與多次積分模式相比，浮動模式下雜訊更低，因為多次積分模式需要更多積分週期，導致 TIA 和積分器的雜訊貢獻更大。由於 BPF 關機且測量時間更短，浮動模式的功耗效率也比多次積分模式要高。因此，浮空模式下每瓦 SNR 效率明顯更高。

在 PPG 測量中，當光電二極體有洩漏或存在大量環境光時，首選多次積分模式。洩漏嚴重的光電二極體不能用於浮動模式，因為在快速電荷轉移發生之前，電荷會洩漏，而不是累積起來。如果環境光很強，浮動模式是不宜的，因為環境光將主導光電二極體上可儲存的電荷量。由於使用 BPF 和短 LED 脈衝，多次積分固有地提供傑出的環境光抑制性能。

## 數位積分模式

上面提到的所有模式都使用積分器來對傳入的

電荷進行積分。透過數位積分模式也可以對 ADC 樣本進行數位積分。為了實現數位積分，積分器被轉變為緩衝器。數位積分模式在兩個區域中工作。在亮區，LED 發送脈衝，而在暗區，LED 熄滅。ADC 樣本以  $1 \mu\text{s}$  的間隔在亮區和暗區採集，並進行數位積分。從亮樣本中減去暗樣本的積分來計算訊號。此模式可以支援較長的 LED 脈衝。因此，這是光電二極體回應時間較慢且需要較長脈衝的應用的典型工作模式。BPF 被旁路並關機。數位積分模式可提供最佳的功率效率，並且可實現最高的 SNR 水準。然而，由於使用較長 LED 脈衝且旁路 BPF，其環境光抑制性能不如連續連接模式。數位積分模式不支援在同一時段中對兩個通道同時採樣。數位積分模式支援  $100+ \text{ dB DC SNR}$ 。

## 數位積分模式的優劣

如前所述，針對 PPG 測量的典型工作模式是連續連接模式，因為它在  $CTR$  大於  $5 \text{ nA/mA}$  的條件下可提供高 SNR 和傑出的環境光抑制性能。但是，數位積分模式可實現最高 SNR 水準，並提供最優的每瓦 SNR 效率。因此，如果環境光對應用而言不是問題，並且目標 DC SNR 高於  $85 \text{ dB}$ ，那麼可以選擇數位積分模式來有效地實現高 SNR。如果目標 DC SNR 低於  $85 \text{ dB}$ ，則與連續連接模式相比，數位積分模式所節省的功率並不明顯。

總而言之，如果光電二極體由於回應時間較慢而需要較長脈衝，或者不需要在一個時段內同時對兩個通道採樣，那麼可以選擇數位積分模式。

此外，如果環境光不是問題，並且目標 DC SNR 高於  $85 \text{ dB}$ ，那麼選擇數位積分模式將能實現高功耗效率。

## PPG 應用

鑒於 COVID-19 大流行，PPG 應用在生命體徵監測和健康診斷中變得更加重要。此外，多指標對於檢測至關重要。例如，一些重要的生命體徵測量包括心率監測（HRM）、HRV 和血氧飽和度（SpO<sub>2</sub>），

可透過脈搏血氧儀和血壓進行測量)。

光學和無創 SpO<sub>2</sub> 監測 (也稱為脈搏血氧測定) 在 COVID-19 患者的缺氧檢測中已變得非常有價值。缺氧指身體組織缺乏氧供應，是 COVID-19 的主要症狀之一。缺氧也可能引起心律加快。因此，光學和無創心率監測對於檢測也很關鍵。

對於將來的可穿戴式設備，多種測量功能的整合是最佳的 (雖然不一定有必要)，ADPD4100/ADPD4101 對此極為有利。該 AFE 可測量任何類型的感測器輸入 (包括溫度、ECG 和呼吸測量)。因此，僅使用一個感測器 AFE 就能建立完整的多參數 VSM 平台。

## 脈搏血氧測定—SpO<sub>2</sub> 測量

脈搏血氧測定使用紅光 (通常為 660 nm 波長) 和紅外 (IR) LED (通常為 940 nm 波長)。去氧血紅蛋白主要吸收 660 nm 波長的光，而氧合血紅蛋白主要吸收 940 nm 波長的光。光電二極體感知未被吸收的光，然後將感知到的訊號分為直流分量和交流分量。直流分量代表組織、靜脈血和非搏動性動脈血引起的光吸收。交流分量代表搏動性動脈血。然後按照下式計算 SpO<sub>2</sub> 的百分比：

$$\%SpO_2 = (AC_{red}/DC_{red}) / (AC_{IR}/DC_{IR})$$

可將 ADPD4100/ADPD4101 的任意兩個時

段配置為測量對紅光和 IR LED 的回應，從而測量 SpO<sub>2</sub>。其餘時段可以配置為測量來自不同波長 LED 的 PPG，並且還可以支援 ECG 測量、導聯脫落檢測、呼吸測量及其他感測器測量。

作為例子，圖 2 顯示了同步的紅光、綠光和 IR PPG 訊號，以及 IR 訊號的交流和直流部分。

## 心率監測

心率監測對於檢測 COVID-19 同樣至關重要。由於缺氧導致氧氣供應下降，心臟開始加快跳動，以為組織提供足夠的氧氣。心率監測在檢測心臟問題或追蹤健身行為方面也很有價值。

圖 2: 紅光、綠光和 IR PPG，標有 IR PPG 訊號的交流和直流部分。

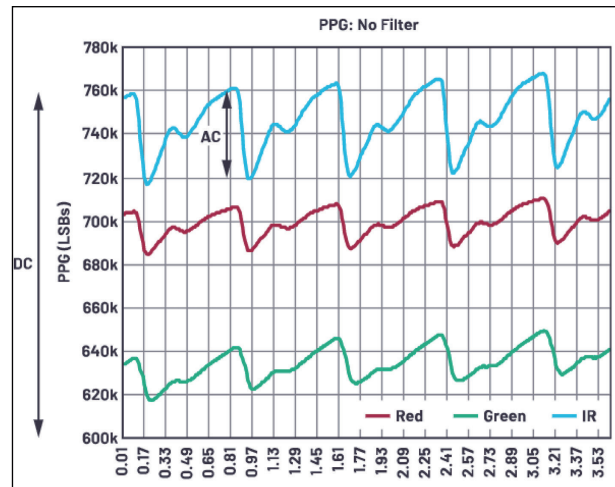


表 1: ADPD4100/ADPD4101 多種工作模式和設定

模式	典型設定	注釋
連續連接模式	SAMPLE_TYPE=0 MOD_TYPE=0 NUM_INT=1 NUM_REPEAT?1	PPG 測量的典型模式最佳環境光抑制提供低雜訊、低功耗性能透過積分器斬波和抽取可實現 95+ dB DC SNR 需要合適的 CTR (>5 nA/mA) 適合不需考慮環境光的應用與多次積分模式相比，雜訊和功耗更低
數位積分模式	SAMPLE_TYPE=1 2 MOD_TYPE=0 NUM_INT?1 NUM_REPEAT?1	提供最佳功率效率，85+ dB DC SNR 由於使用較長 LED 脈衝，可以提供最高的 DC SNR (100+ dB) 適合不需考慮環境光的應用適合感測器由於回應時間慢而無法處理短脈衝的應用無法支援同時採樣兩個通道 / 源
浮空模式	SAMPLE_TYPE=0 MOD_TYPE=1 NUM_INT=1 NUM_REPEAT?1	在弱光條件下有效 (CTR <5 nA/mA) 當連續連接模式無法提供 50% 的滿量程時使用
多次積分模式	SAMPLE_TYPE=0 MOD_TYPE=0 NUM_INT>1 NUM_REPEAT?1	當連續連接模式無法提供 50% 的滿量程時使用適合需要高環境光抑制性能的應用

心率監測一般首選波長約為 540 nm 的綠光 LED。它的調變指數高於紅光或 IR LED，因而能產生最佳 PPG 訊號。它還提供不錯的 CTR 水準，因此功耗不會太高。

AC SNR 是一個關係訊號品質的參數，可以透過 DC SNR 乘以調變指數來計算。例如，調變指數為 1% 時，95 dB DC SNR 相當於 55 dB AC SNR。

## ECG 測量

ECG 測量已納入可穿戴式設備中，例如用於抽檢的手錶和用於連續監測的胸貼。此類設備通常使用由金屬和其他導電材料製成的電極，這些電極屬於極化電極，被稱為幹電極。使用幹電極進行 ECG 測量的主要挑戰是電極 - 皮膚接觸阻抗很高且過電勢相對較高。

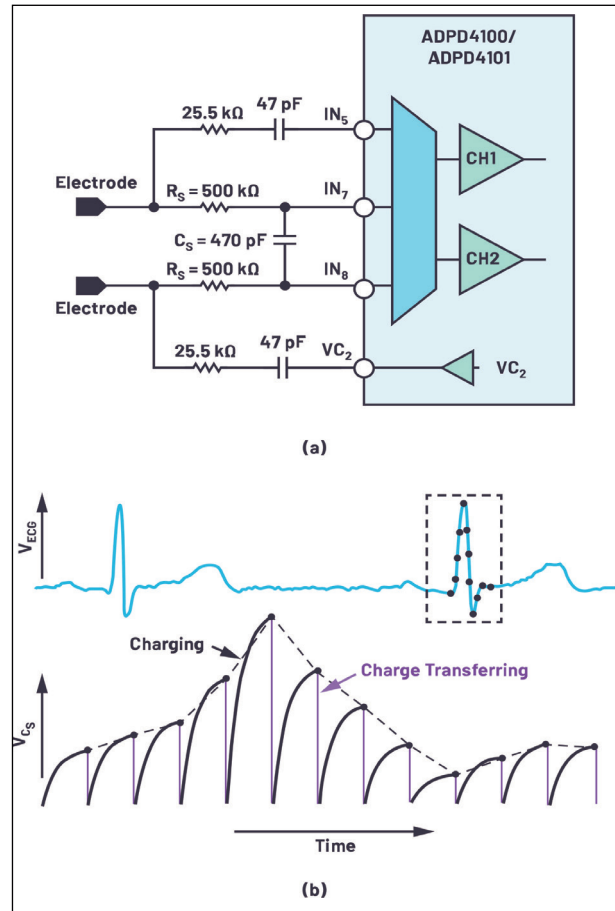
基於常規儀錶放大器的 ECG 解決方案使用緩衝器來減輕與訊號衰減相關的高電極 - 皮膚接觸阻抗影響。右腿驅動 (RLD) 技術需要第三電極並將基準電壓驅動回人體，在測量電壓的 ECG 系統中，該技術的作用是抑制人體、電極和電纜所暴露所致的共模電壓。

當應用於 ECG 測量時，ADPD4100/ADPD4101 採用一種新穎的方法，即使用被動電阻電容 (RC) 電路來追蹤一對電極上的差分電壓。被動 RC 電路可以簡單到只有三個元件，即兩個電阻  $R_S$  和一個電容  $C_S$ ，如圖 3a 所示。對 ECG 資料的每次採樣過程分為兩步。

在充電步驟中，兩個輸入接腳 (IN7 和 IN8) 浮空。如果充電時間  $>3\tau$ ，則電容  $C_S$  上的電荷與兩個電極上的差分電壓成正比，其中  $\tau$  為  $R_S$  和  $C_S$  定義的時間常數， $\tau=2R_S C_S$ 。在電荷轉移步驟中，電容連接到 TIA，電荷轉移到 AFE 進行測量。這種基於電荷測量的 ECG 解決方案具有多個優勢，包括：無需緩衝器和 RLD 的第三電極，系統尺寸因外部元件減少而縮小，以及節省功耗。

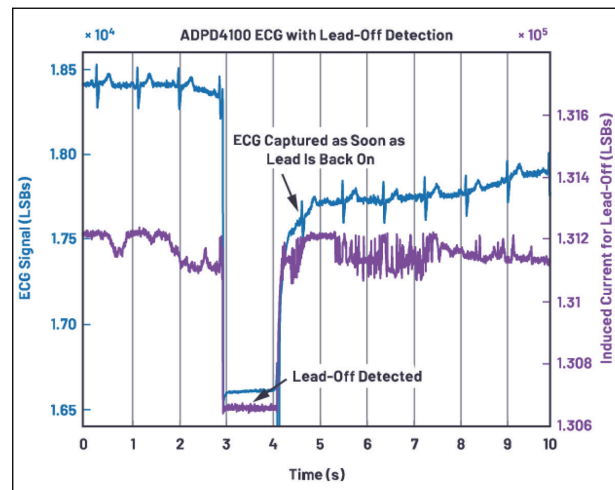
藉由 ADPD4100/ADPD4101 的設計彈性，使用基於生物阻抗的方法可以方便地將導聯脫落檢測

圖 3: ECG 測量配置。(a) RC 採樣電路和導聯脫落檢測電路。(b) 每個 ECG 資料樣本的充電和電荷轉移過程說明。



增加到該 ECG 解決方案中。圖 3a 顯示了導聯脫落檢測電路，它將脈衝驅動到一個電極，並在另一電極接收電流。如果一個或兩個電極從皮膚上脫落，

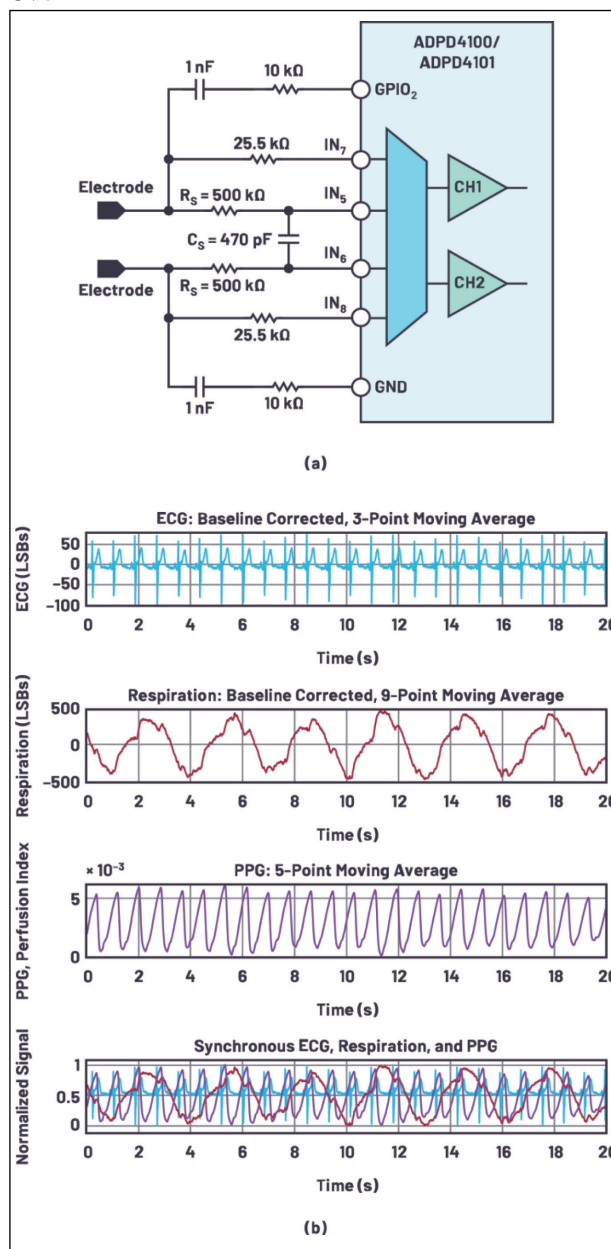
圖 4: ECG 測量和導聯脫落檢測。透過直流耦合即時恢復 ECG。



則路徑斷開，接收不到電流。圖 4 顯示了 ECG 跡線和導聯脫落檢測的接收電流，其中 ECG 在時段 A 中測量，導聯脫落檢測在時段 B 中進行。

常規 ECG 解決方案中的導聯脫落檢測使用上拉電阻電路，會影響 ECG 電路的輸入阻抗；相較之下，這種基於生物阻抗的在單獨時段中進行的導聯脫落檢測不會對 ECG 測量產生影響。利用此直流耦

圖 5: ECG 和呼吸測量。(a) 採用凱爾文檢測方法進行睡眠浮空 ECG 和呼吸測量的外部電路。(b) ECG、呼吸和 PPG 同步測量示例。



合電路，一旦電極與皮膚的接觸重新建立，便會捕捉到 ECG 訊號。

## 基於阻抗的呼吸測量

使用 ADPD4100/ADPD4101 進行呼吸測量時，檢測的是吸氣和呼氣週期中肺的生物阻抗變化。在重症監護病房 (ICU) 中，以及在睡眠期間，對患者進行呼吸測量有利於患者管理，而且能及時報警以挽救生命。這對有呼吸系統疾病和睡眠呼吸中止症的患者至關重要。僅僅睡眠呼吸中止症就是一個嚴重的公共健康和安全威脅，在美國有超過 2500 萬成年人罹患此症。<sup>1</sup>

當患者呼吸時，肺的容積會膨脹和收縮，導致胸部阻抗發生變化。透過將電流注入胸部路徑並測量壓降，可以測量該阻抗變化。圖 5a 顯示了一個參考設計，採用兩個電極進行 ECG 測量和呼吸監測。圖 5b 顯示了同步記錄的 ECG、呼吸相關阻抗波和 PPG。ECG 和呼吸利用左右手腕上的不銹鋼幹電極測量，PPG 利用綠光 LED 測量。

## 總結

生命體徵監測以智慧可穿戴式設備的形式擴大了其在消費市場中的存在。可穿戴式裝置產生的健康資訊對健康和疾病管理可以發揮重要作用。為了滿足需求並使這些設備可供更廣泛的人群使用，設計人員必須考慮成本、尺寸和功耗等常見需求。ADI 的這款突破性 AFE ADPD4100/ADPD4101 展示了其作為多參數生命體徵監測中樞的優勢。單一 AFE 設計可減少多參數 VSM 系統的 IC 數量，從而大幅縮減成本和尺寸。此外，採用 ADPD4100/ADPD4101 設計的多參數系統可以產生同步資料，消除了資料同步的負擔。

## 參考電路

<sup>1</sup>「Rising Prevalence of Sleep Apnea in U.S. Threatens Public Health.」美國睡眠醫學學會 (AASM)。2014 年 9 月。CTA