

穿戴式裝置心率計設計關鍵

作者：Anand Udupa, Praveen Aroul /Texas Instruments

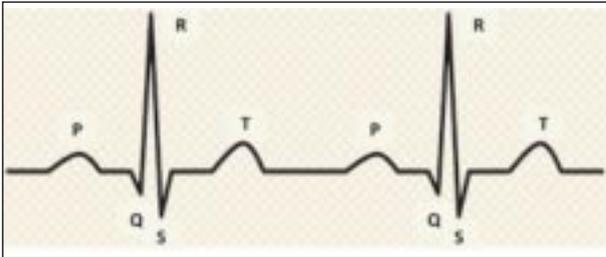
未來幾年內，全球預估將有 1.7 億部無線裝置可追蹤民眾健康，光學心率計(OHRM)若結合智慧手錶、智慧型手機等平台，將可持續不間斷地監測生理數據。

本文將介紹在穿戴式裝置內設計 OHRM 解決方案的難處，若有專為 OHRM 設計的內建 AFE 晶片，即可減少許多設計障礙，並且在動作與週遭光線影響下，依然能準確測量心率。

心率

心臟內含眾多節律細胞，化學反應(大約每秒)刺激這些細胞，因此在心臟裡創造生物電位波，只要使用一組電極連結至身上兩點即可感測，波形如圖 1 的心電圖紀錄，從峰值周期即可直接測量心率。

圖 1：一種典型的 ECG 波形，可輕易的從心臟速率得到。



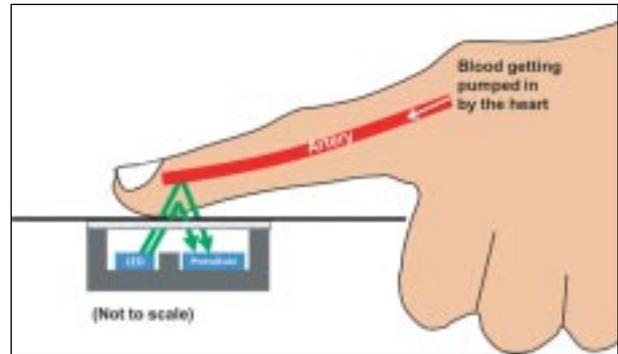
一般常見的胸橫帶設計即以此為基礎，但不方便長期監測心率，況且若要測量心率，心臟的生物電位並非唯一管道。

心臟跳動時，將含氧血液送入動脈，故動脈血本身即有脈動，血量起伏則與每次心跳同步，故醫師測量患者手腕脈搏，也等於測得心率。

OHRM 原則

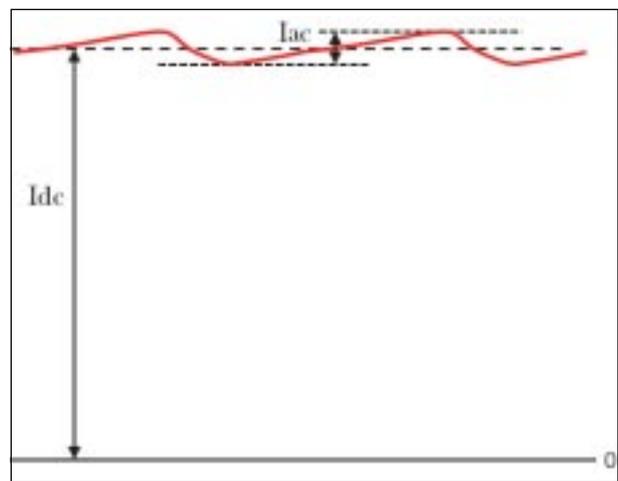
OHRM 的原則如圖 2 所示，LED 光源照射在手

圖 2：說明反射光學心律計解決方案如何測量心臟速率。



指或手腕等處的皮膚上，光線進入皮膚後，會因為組織、骨骼、血管、動脈等構造而反射，但除了動脈之外，從其他人體構造反射的光線並無時間差，只會產生 DC 值，唯有動脈血反射的光線有時間差 (AC)。光電二極管接收到反射光後，轉換為電流，稱為光體積變化訊號(圖 3)。

圖 3：分析 PPG 信號，顯示其交流和直流的分量。



AC-DC 比率因人而異，如表 1 範例組所示，這是隨機向德州儀器員工蒐集的數據。

表 1：從隨機的 TI 員工中測得的交流與直流分量訊號

| Gender | Race | Skin Tone | DC (mV) | AC (mV) |
|--------|------------------|-----------|---------|---------|
| F | African American | Dark | 660 | 0.5 |
| F | African American | Dark | 621.5 | 0.5 |
| F | African American | Medium | 620.5 | 2 |
| F | Hispanic | Light | 597.5 | 1 |
| F | Latino | Light | 584 | 2 |
| M | African American | Dark | 686 | 2 |
| M | Asian | Light | 501 | 0.5 |
| M | Caucasian | Light | 577 | 2 |
| M | Caucasian | Light | 618 | 2 |
| M | Caucasian | Light | 691 | 1 |
| M | Caucasian | Light | 482 | 2 |
| M | Caucasian | Light | 510 | 2 |
| M | Caucasian | Light | 492.5 | 1.5 |
| M | Caucasian | Light | 660 | 1 |
| M | Indian | Medium | 320 | 1 |
| M | Indian | Medium | 461.5 | 1 |
| M | Indian | Medium | 627 | 1 |
| M | Latino | Light | 595 | 2 |
| M | Latino | Light | 505 | 1 |
| M | Middle-Eastern | Medium | 605 | 2 |

電二極管的最佳間隔距離，也必須降低週遭光源的影響，只蒐集人體反射的光學訊號。若在 LED 與光電二極管之間與周圍放置光學隔離器，即可發揮必要效果，而感測模組如果內建 LED 及光電二極管，亦能克服諸多光學設計障礙。

OHRM 的 AFE

圖 4 為 AFE4403 類比前端的訊號鏈，光電二極管輸出已經過訊號調節與數位化。

轉阻放大器(TIA)結合可編程增益，可將光電二極管的訊號電流轉換為差分電壓，並使用特殊濾波限制感

反射型 OHRM 感測器

選擇 OHRM 感測器時，必須考量幾項因素，例如頻譜反應、敏感度、反應時間，以及 LED 與光

測器雜訊頻寬，過濾後的訊號再由 delta-sigma 類比數位轉換器(ADC)數位化，ADC 輸出以 22 位元呈現光電二極管電流。LED 驅動器產生週期性的電

圖 4：AFE 訊號鏈方塊圖實例

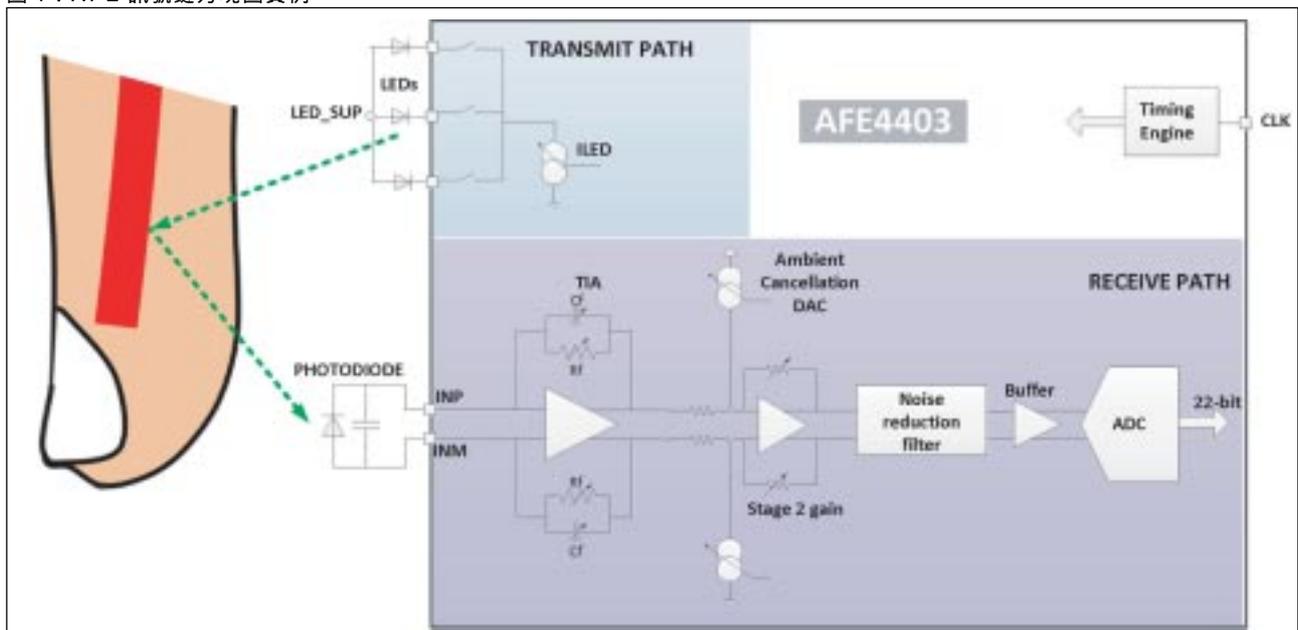
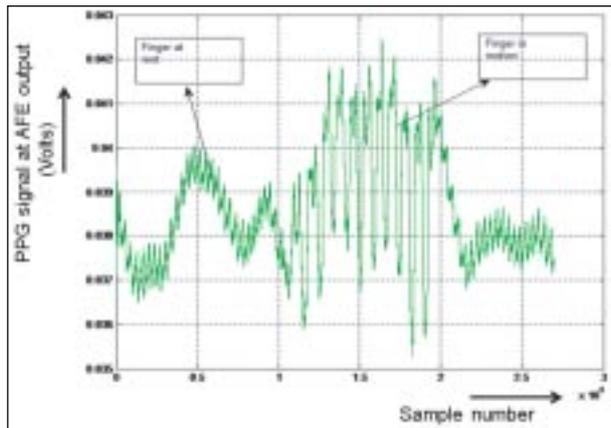


圖 5：受動作影響的光體積變化(PPG)訊號。



流脈動(如每秒 100 次), 以刺激 LED, 光電二極管將反射光轉換為訊號電流, 再以差分流入 AFE 輸入。

使用訊號處理演算法後, 可從 AFE 輸出取得心率, 來自手指的數位化訊號如圖 5 所示, 波形周期因為動作而明顯改變, 反映出動作產生的影響, 為了在動態中穩定偵測心率, 必須運用加速度計估算並抵銷動態效果。

環境光源帶來了另外一個挑戰, 例如當一個人突然走入大太陽下, 環境光所增強的訊號位階能夠迅速填滿 AFE 的最大值。

此外, 天候條件亦左右訊號強弱, 例如天氣寒冷時, 血液流動下沉, 距離皮膚表面較遠, 故訊號通常較弱。

基於上述因素, 設計 OHRM 系統時, 需要效能與彈性俱佳的 AFE。

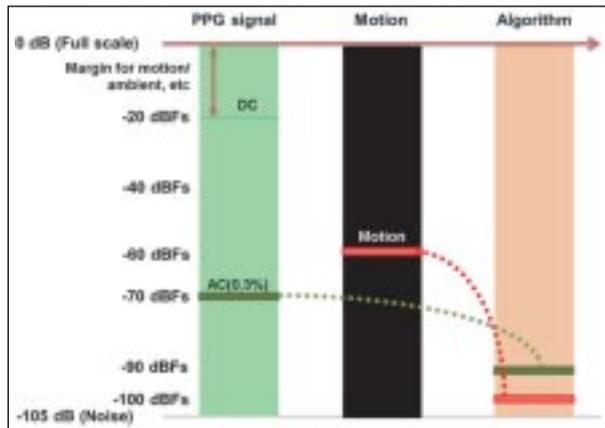
AFE 動態範圍

圖 6 說明當週遭光線與人體活動劇烈時, AFE 動態區塊應如何劃分, 才可保持穩定效能。

圖 6 的三條柱狀圖分別代表：

1. PPG 訊號：AFE 輸出的 PPG 訊號中, DC 與 AC 相當於滿量值(0 dB)與雜訊基準(-105 dB)的位階
2. 動作：人體動作程度
3. 演算法：動作取消演算法處理後的訊號位階
動作取消演算式能降低動作產生的影響, 若

圖 6：高動態範圍 AFE 在運動中同時實現強勁效能。



PPG 訊號頻率相近, 也會同時降低, 此時若要維持運作穩定, 則需運用高動態範圍 AFE 判斷。

手腕式 OHRM 評估結果

在圖 7 與圖 8 裡, 我們使用傳統胸橫帶(黑線), 以及搭配 AFE4403 的手腕式 OHRM 解決方案(紅線), 比較心率測量數據, 結果無論在戶外步行、使用室內跑步機或睡眠時, 結果幾乎都一致。這種情況下, 使用者量測心率時, 自然會選擇較方便、較舒適的裝置。

結論

為穿戴式裝置設計 OHRM 解決方案的難處不少, 但即便在最艱困的條件下, 選用德州儀器圖 7：在戶外散步與室內運動時, OHRM 解決方案與 ECG 型解決方案的心率監測比較

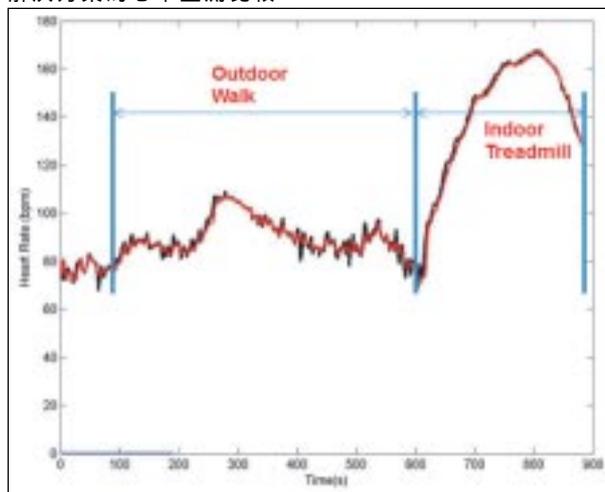
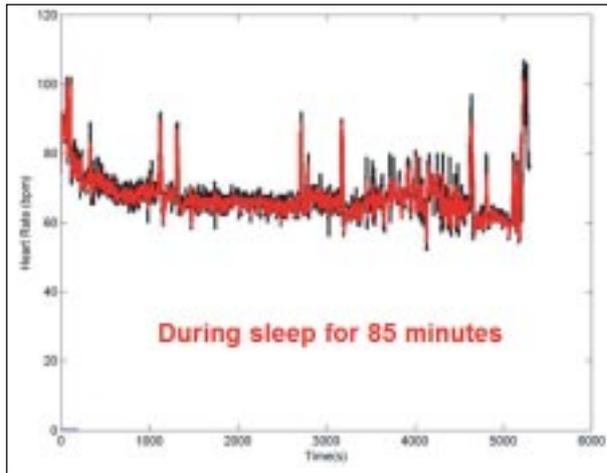


圖 8：在睡眠時，OHRM 解決方案與 ECG 型解決方案的心率監測比較



AFE4403 等高效能 AFE，同樣能創造穩定的 OHRM 解決方案。

參考資料

- 1 自我監測改變醫療產業：<http://www.medicalnewstoday.com/articles/264784.php>
- 2 APMKorea 手冊：http://www.apmkr.com/bio-device/reflectance_oximeter4.pdf
- 3 APMKorea 手冊：http://www.apmkr.com/bio-device/pd_oximeter.htm
- 4 下載 AFE4403 產品說明書 [CTA](#)

防止打鼾而不影響睡眠的穿戴式產品

Nordic 宣佈中國的穿戴健康科技新創企業雲中飛電子在其據稱是世界首款耳戴式打鼾檢測及保護裝置中選用 Nordic nRF51822 系統單晶片 (SoCs)，讓它可通過藍牙智慧 (Bluetooth Smart) 實現與智慧手機的無線通訊。

雲中飛的智慧型止鼾器之外形和尺寸有如一般的耳戴式助聽器，據稱可通過檢測和分析複雜的聲音和骨振動 (bone vibration) 信號，檢測使用者何時開始打鼾。

雲中飛創始人羅強表示：“打鼾可能導致打鼾者和枕邊人的睡眠嚴重不足，產生健康問題，還可能中斷大腦的氧氣供應，即睡眠呼吸暫停 (sleep apnea)。睡眠不足一直與各種心理和身體健康問題有關，包括認知能力受損，並且牽涉到各類意外事件，包括抑鬱、緊張、焦慮、壓力、心血管疾病，以及更高的死亡風險：這是嚴重的問題。”

當檢測到打鼾時，該裝置便會開始輕輕振動，並且輕聲地與打鼾者“說話”，告訴他們停止打鼾。如果檢測到用戶繼續在打鼾，振動強度和說話的音量將會逐漸增加，直到用戶輕微移動身體或者在潛意識裡回應說話指令而停止打鼾。

雲中飛宣稱這種方法通常可阻止用戶打鼾而不會喚醒他們，據稱隨著用戶使用一段時間並更加熟悉這款裝置的用法後，療效將會增強，從而維持睡眠的品質。

智慧型止鼾器還可與一款能夠在任何 Bluetooth Smart Ready 的智慧型手機 (或平板電腦) 上運行的免費合作夥伴應用程式搭配使用，它可連續地記錄睡眠資料，也可作為睡眠品質的監測器，以顯示使用者通過使用該裝置改善睡眠的成效。

