

穿戴式系統的生物阻抗 電路設計挑戰

■作者：Jose Carlos Conchell/ADI公司

介紹

用於生命徵象監測 (VSM) 的穿戴式設備正在改變醫療保健行業的生態，讓我們能夠隨時隨地監控自己的生命徵象和活動。而這些關鍵參數中，某些參數的最相關資訊，則可以透過測量身體的阻抗來取得。

為了達到良好的效果，穿戴式設備必須具有體積小巧、成本低、以及功耗小的特性。此外，在測量生物阻抗時，還牽涉到與使用乾電極和安全要求相關的一些挑戰。本文將針對這些問題提供一些解決方案。

電極半電池電位

所謂的電極，是指在電子電路與人類皮膚這類非金屬物體之間，形成接觸的電換能器 (electrical transducer)。而在這種相互作用中，會產生一種被稱為半電池電位 (half-cell potential) 的電壓，而此電壓會降低 ADC 的動態範圍。此外，半電池電位還會隨電極材質的不同而變化，如表 1 所示。

電極極化

當沒有電流流過電極時，我們可觀察到半電池電位，而此量測到的電壓在直流電流流過時會增加。此過電壓會阻礙電流的流動、使電極極化、並降低其性能，特別是在運動的情況下。對於大多數的生醫測量來說，非可極化 (濕) 電極通常是比可極化 (乾) 電極來得受歡迎的選擇，但就行動式消費電子設備而言，基於低成本和可重複使用性的考量，通

表 1：常見材質的半電池電位

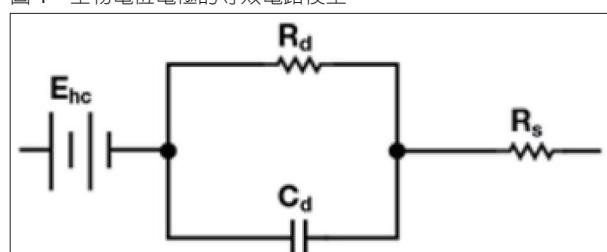
Metal and Reaction	Half-Cell Potential (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^-$	-1.706
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0.230
$\text{Ag} + \text{Cl}^+ \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^-$	+0.223
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^+ + \text{e}^-$	+0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+1.680

常會使用乾電極。

電極 - 皮膚間阻抗

圖 1 所示為電極的等效電路。其中 R_d 和 C_d 代表的是電極 - 皮膚間介面上的阻抗以及在該介面處的極化， R_s 則是與電極材質類型的串聯電阻，而 E_{hc} 為半電池電位。

圖 1：生物電位電極的等效電路模型



在設計類比前端時，由於涉及到高阻抗，電極 - 皮膚間阻抗是很重要的考量點。該阻抗主要是由低頻下的 R_s 和 R_d 的串聯組合所支配，在高頻下則由於電容的效應，阻抗值會降低為 R_d 。表 2 列出了各種材質的 R_d 、 C_d 、以及 @1 kHz 阻抗的典型值。

表 2：典型的電極 - 皮膚間阻抗

Material	R_d	C_d	$ R_d//C_d @ 1\text{ kHz}$
Wet Ag/AgCl	350 k Ω	25 nF	6 k Ω
Metal Plate	1.3 M Ω	12 nF	13 k Ω
Thin Film	550 M Ω	220 pF	724 k Ω
MEMS	650 k Ω	Negligible	650 k Ω

IEC 60601

IEC 60601 是由國際電工委員會 (International Electrotechnical Commission) 針對醫療電氣設備的安全性和有效性，所制訂的一系列技術標準。根據其中的規定，在正常條件下，通過人體的最大容許直流漏電流為 $10 \mu A$; 在單一故障 (single-fault) 時的最壞情況下，最大容許值為 $50 \mu A$ 。最大交流漏電流則是取決於激勵頻率，當頻率 (f_E) 小於或等於 1 kHz 時，允許的最大電流為 $10 \mu \text{ Arms}$; 若頻率大於 1 kHz ，則允許的最大電流為：

$$\frac{f_E}{1000 \text{ Hz}} \times \mu\text{A rms}$$

這些人體電流限制都是電路設計上的重要參數。

圖 2：使用 ADuCM350 和 AD8226 所完成的四線隔離測量電路。

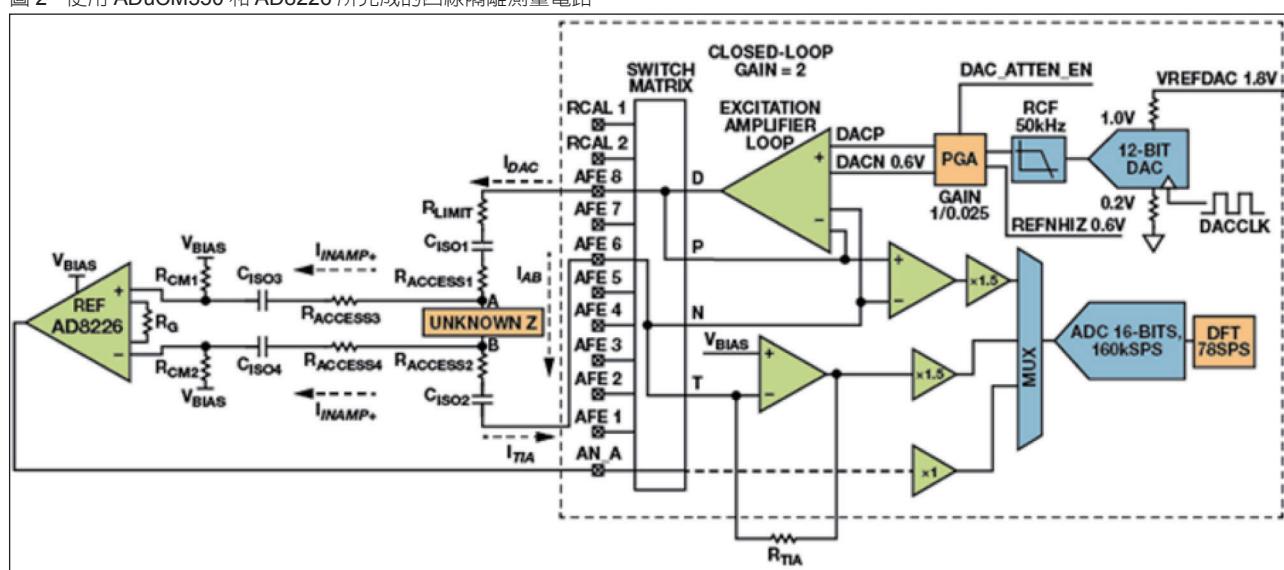
電路設計解決方案

阻抗的測量，需要用到一電壓 / 電流源和一電流 / 電壓表，因此通常會採用 DAC 和 ADC。精密的電壓參考基準和電壓 / 電流控制迴路非常地重要，且通常需要一微控制器來處理數據，並獲得阻抗的實部和虛部。此外，穿戴式設備通

常是由單極性電池來供電。最後，在單個封裝中集成盡可能多的元件，也是非常有助益的。超低功耗集成混合信號式的電表晶片 ADuCM350，即包括了一枚 Cortex-M3 處理器，以及可執行單頻離散傅利葉轉換 (DFT) 的硬體加速器，使其成為穿戴式設備的強大解決方案。

為了符合 IEC 60601 標準，ADuCM350 可與 AD8226 儀表放大器一起使用，利用 4 線技術來進行高精度的測量，如圖 2 所示。電容 C_{S1O1} 和 C_{ISO2} 阻隔了電極和人體之間的直流電流，以便消除極化效應。而 ADuCM350 所產生的交流信號，則可傳導到身體。

電容 C_{SiO_3} 和 C_{SiO_2} 阻隔了進入 ADC 的直流電位，因而解決了半電池的電位問題，並讓動態範圍始終維持在最大的狀態。 C_{SiO_1} 、 C_{SiO_2} 、 C_{SiO_3} 和



C_{SiO_4} 隔離了使用者，確保在正常模式和第一個故障發生時的零直流電流，以及第一個故障發生時的零交流電流。電阻 RLIMIT 是用來保證正常工作時的交流電流低於限制值。RACCESS 則是表示皮膚與電極間的接觸。

ADuCM350 測量來自轉阻放大器 (TIA, transimpedance amplifier) 的電流和 AD8226 的輸出電壓，以計算未知的人體阻抗。 R_{CM1} 和 R_{CM2} 必須盡可能地高，以確保大部分電流都會流過此未知阻抗和 TIA，一般的建議值為 $10M\Omega$ 。

設計限制

當電極 - 皮膚間阻抗在激勵頻率下接近 $10M\Omega$ 時，此設計會存在一些限制。因此，電極 - 皮膚間阻抗必須顯著地小於 R_{CM1} 和 R_{CM2} ($10M\Omega$)，否則 V_{INAMP+} 不會等於 A，而 V_{INAMP-} 也不會等於 B，因而將造成測量精度上的下降。當激勵頻率大於 $1kHz$ 時，電極 - 皮膚間阻抗通常會遠小於 $1M\Omega$ ，如表 2 所示。

驗證

為了證明此設計的準確性，我們使用了不同的未知阻抗來對此系統進行測試，得到的結果再與 Agilent 4294A 阻抗分析儀所量測到的結果進行比

較。在所有測試結果中，幅度誤差都小於 $\pm 1\%$ 。在 $500Hz$ 和 $5kHz$ 下，絕對相位誤差也都小於 1° 。至於在 $50 kHz$ 的 9° 相位偏移誤差，則可以透過軟體來加以校正。

結論

用於測量生物阻抗的電池供電式穿戴設備，在設計上必須考慮到低功耗、高 SNR、電極極化、和 IEC 60601 的安全要求。在本文中我們介紹了使用 ADuCM350 和 AD8226 的解決方案。其他額外的細節資訊，包括完整的設計方程式，都可在以下的網頁中取得：

www.analog.com/media/en/analog-dialogue/volume-48/number-4/articles/bio_imp.pdf.

參考資訊：

- Neuman, Michael R. "Biopotential Electrodes." *The Biomedical Engineering Handbook*, Fourth Edition. CRC Press, 2015
- Chi, Mike Yu, Tzyy-Ping Jung, and Gert Cauwenberghs. ?"Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review."?IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Volume 3, 2010 [cta](#)

COMPOTECHAsia 檢書

每週一、三、五與您分享精彩內容
<https://www.facebook.com/lookcompotech>