

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

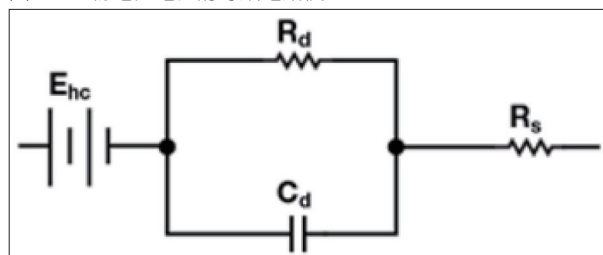
Metal and Reaction	Half-Cell Potential (V)
$\text{Al} \rightarrow \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^{-}$	-1.706
$\text{Ni} \rightarrow \text{Ni}^{2+} + 2\text{e}^{-}$	-0.230
$\text{Ag} + \text{Cl}^{-} \rightarrow \text{AgCl} + \text{e}^{-}$	+0.223
$\text{Ag} \rightarrow \text{Ag}^{+} + \text{e}^{-}$	+0.799
$\text{Au} \rightarrow \text{Au}^{+} + \text{e}^{-}$	+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 kHz
Wet Ag/AgCl	350 kΩ	25 nF	6 kΩ
Metal Plate	1.3 MΩ	12 nF	13 kΩ
Thin Film	550 MΩ	220 pF	724 kΩ
MEMS	650 kΩ	Negligible	650 kΩ

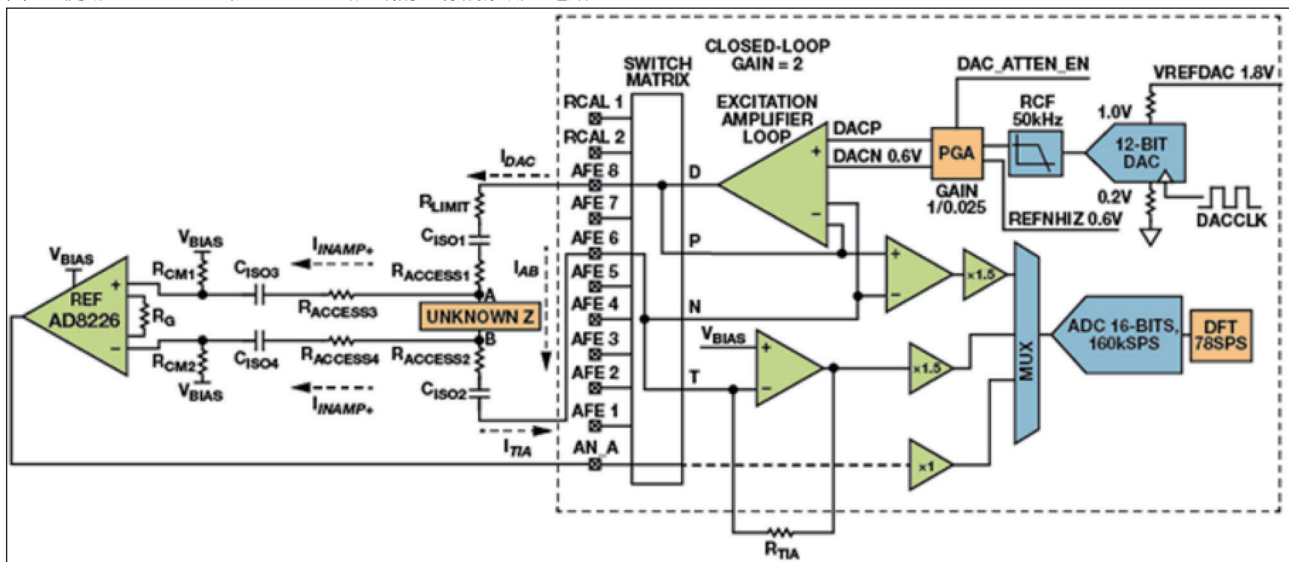
IEC 60601

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及有效性，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 μA；在單一故障 (single-fault) 時的最壞情況下，最大容許值為 50 μA。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 μArms；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 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_{SI01} 和 C_{SI02} 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_{SI03} 和 C_{SI04} 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_{SI01}、C_{SI02}、C_{SI03}、和

C_{SI04} 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 R_{LIMIT} 是用來保證正常工作時的交流電流低於限制值。 R_{ACCESS} 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 

COMPOTECHAsia 臉書

每週一、三、五與您分享精彩内容

<https://www.facebook.com/lookcompotech>