

Design of a Four-Wire AC Impedance Analyzer for Electrochemical Biosensor

Yi-qi Li Chun-Yueh Huang *

Department of Electrical Engineering, National University of Tainan, Tainan, 70005,
Taiwan

*E-mail : cyhun@gm2.nutn.edu.tw

Abstract

This thesis presents the design and implementation of a four-wire electrochemical impedance analyzer for electrochemical sensors. The measurement principle is based on Electrochemical Impedance Spectroscopy . The system is built upon the ADuCM355 platform, where a high-speed DAC generates a frequency-adjustable sine wave that passes through a filter, a unity-gain amplifier, and an excitation amplifier before being applied to the target. The response signal is processed by a transimpedance amplifier and filters, then digitized by an ADC. A Discrete Fourier Transform block is employed to convert the sampled time-domain signals into frequency-domain data. To minimize the effects of lead resistance and parasitic capacitance, the system adopts a four-wire measurement configuration, where voltage and current are measured separately. The results are visualized in LabVIEW to facilitate the extraction and analysis of equivalent circuit parameters.

This study verified the accuracy of the proposed system using a Randles equivalent circuit model, and further evaluated its performance through electrochemical impedance measurements with three concentrations of ferricyanide and a bipolar screen-printed electrode. The results show that the system can reliably measure impedance characteristics while providing advantages such as low cost, the capability of measuring very small resistances, non-destructive testing, and portability.

Future improvements will focus on making the TIA feedback resistor externally adjustable with automatic switching, expanding the available EIS measurement modes, and integrating wireless communication, an LCD display, and memory card support to enable fully independent system operation.

Keywords: EIS, Electrochemical Analyzer, Electrochemical Sensor

Corresponding author:

cyhun@gm2.nutn.edu.tw

DOI:10.53106/222344892026041601004

應用於電化學感測器之四線式交流阻抗分析儀

李奕祺 黃俊岳

國立臺南大學電機工程學系碩士班

摘要

本論文設計並實現一套應用於電化學感測器之四線式交流阻抗分析儀，其量測原理採用交流阻抗分析法。系統以 ADuCM355 晶片為核心，透過高速 DAC 產生可調頻正弦波，並經濾波器、單位增益放大器及激勵放大器處理後施加於待測物。回傳訊號則經轉阻放大器與濾波器調整，再輸入 ADC 進行取樣，並透過離散傅立葉變換區塊將時域訊號轉換至頻域。為降低線阻與寄生電容造成的誤差，本系統採用四線式架構，分別量測電壓與電流。量測結果透過 LabVIEW 繪製阻抗圖譜，以利於電路參數之分析。

在系統驗證方面，本研究首先以各元件組成之 Randles 等效電路模型進行測試，以確認所建構系統之正確性；隨後再以三種不同濃度之赤血鹽搭配雙極式網版印刷電極進行電化學阻抗量測。實驗結果顯示，本研究所提出之系統能夠正確量測阻抗特性，並具備可量測極小阻值元件、成本低廉、非破壞性檢測及攜帶便利等優點。

未來改進方向包括：將轉阻放大器之回授電阻設計為可外接調整並支援自動切換，擴增交流阻抗分析之量測模式，並整合無線傳輸、液晶顯示與記憶卡模組，使系統能獨立運作。

關鍵字：交流阻抗分析法、電化學分析儀、電化學感測器

1. 緒論

隨著科技的不斷進步，電化學感測器也在各領域有了相當多的應用[1][2][3]，而在生醫及電池等對低阻值變化敏感的領域，如何高精度量測低阻值物件成為關鍵課題，傳統的二線式阻抗量測法因導線與接觸電阻等問題，在量測低阻值物件時容易產生大幅誤差，為改善此問題，改採用四線式的阻抗量測架構，把電壓和電流的通道做分割，洽可避免上述問題產生，進而提升對低阻抗量測的精度

2. 研究方法

2.1 交流阻抗分析法

交流阻抗分析法(Ac Impedance)[4]，又稱電化學阻抗頻譜法(Electrochemical Impedance Spectroscopy,EIS)，是指對已連接上待測物的輔助電極施加一組激勵信號，並做電位的掃描，量測其在工作電極上的電流反應的量測法。如圖 1 所示，其為一組交流信號，以微小幅度的電流或電壓對待測物做擾動，來測量其電化學反應上的變化，並藉此可逆推出待測物的等效電路。而量測方法又可再細分為三種[5][6]：交流阻抗分析法(Ac Impedance)交流阻抗分析法-隨時間變動(Ac Impedance-Time,IMPT)、交流阻抗分析法-隨電位變動(Ac Impedance-Pontential,IMPE)，本論文所選用的量測法為交流阻抗分析法。

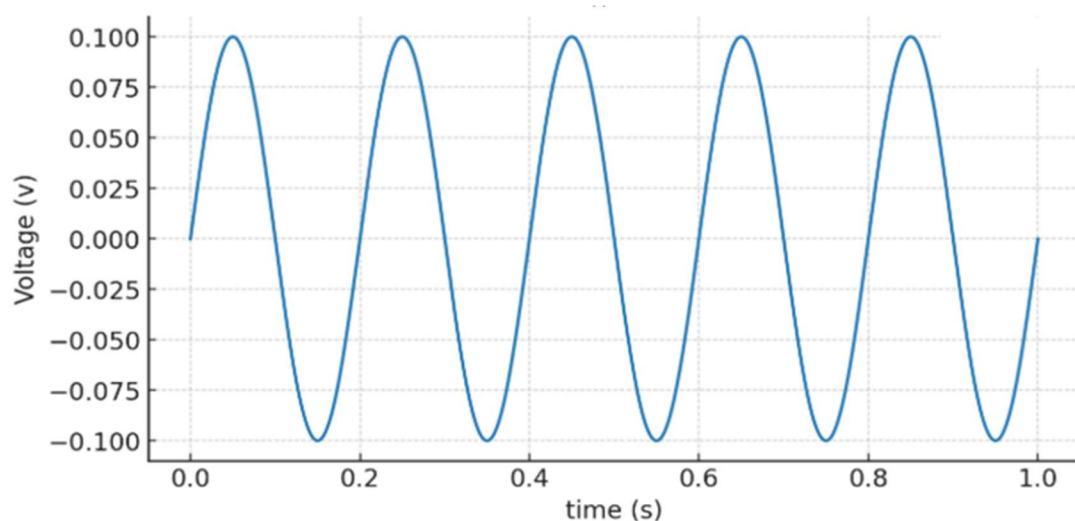


圖 1 交流訊號示意圖

交流阻抗分析法(Ac Impedance)[5]

可看到圖 2，其上有一組弦波信號，且其頻率會隨時間變動而跟著改變，有一基礎電位位於 Init E，弦波以其為中心點做展開，頻率從高頻至低頻掃描，對相應的電位和電流做採樣與分析後，可得測試物在各頻率下的阻抗變化，並可將其製成波德圖(Bode Plot)與奈奎斯圖(Nyquist Plot)等，以頻率為自變量的圖譜。

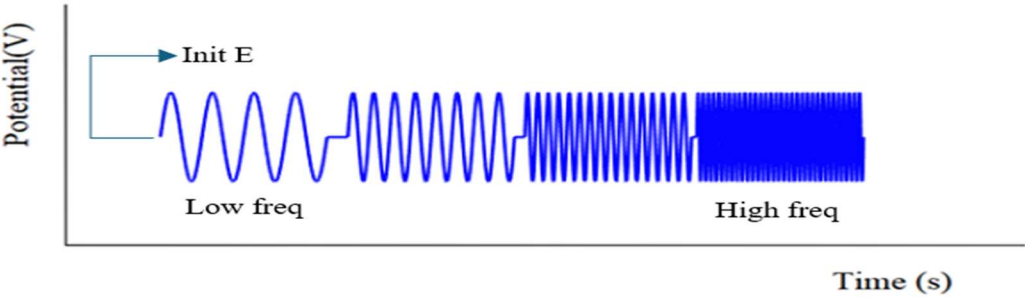


圖 2 交流阻抗分析法的激勵訊號[5]

2.2 交流阻抗分析法之原理

我們可將電化學系統視為由電阻、電容、電感等基本元件構成的等校電路，內部元件的參數則代表測試物的狀態，而量測這些參數的方法即為對測試物施加一細微的擾動，測試物則會輸出相對應的響應，從而分析出其等校電路的構成，又因電化學系統的等校電路組成有電容與電感，為獲取其參數，施加的細微擾動通常皆為小幅度的正弦信號，而非直流系統下的電壓或電流，好獲取其各頻率下的響應。

	電阻	電容	電感
符號			
直流公式	$V = I * R$	$I = C * \frac{dv}{dt}$	$V = L * \frac{di}{dt}$
交流阻抗	$Z = R$	$Z = \frac{1}{j\omega C}$	$Z = j\omega L$
相位	0°	-90°	90°

表 1 電阻、電容、電感相關公式與參數整理

因施加的激勵訊號為小幅度的正弦信號，因此其輸出與輸入，皆具有振幅、頻率、相位，這三個特徵值，又可將振幅和相位轉為複數的形式，而電阻為實部阻抗不受頻率影響，電感與電容則會受到頻率影響而改變其幅度，且皆為虛部阻抗[7]，具體公式與整理，可見表 1。

當進行交流阻抗分析時須確保四個準則[8]，線性準則(Linearity)，其量測的系統應為線性，即輸出與輸入的訊號應涉及相同頻率，但真實狀況下的電化學系統並非是線性系統，為此須施加小幅度擾動來使其充分近似於線性系統，可見圖 3，其為電化學系統的伏安特性曲線，整體並無呈現對角線狀，只有小範圍觀察時才近似對角線，而需要注意的是不同小幅度擾動信號下的阻抗測量應該會產生相同的結果，因為線性系統的阻抗與所使用的幅度無關。

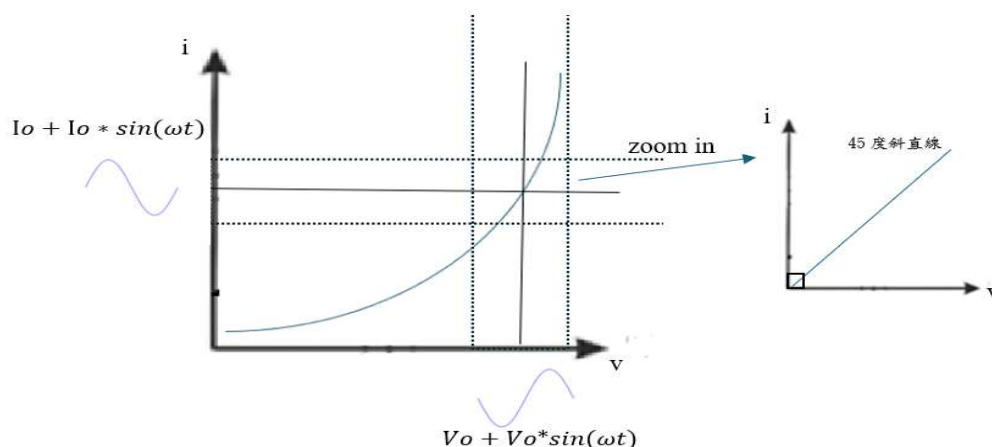


圖 3 電化學系統中電流與電壓關係圖

第二項準則為因果性(Causality)，其說明輸入信號與輸出信號其因果關係，因具備排他性，即系統響應因完全由擾動信號所決定。再來則是穩定性(Stability)，電化學系統在被擾動之前應是穩定，且擾動結束後應回復原始狀態，在不可逆的電極反應過程中，只要電極表面變化不夠劇烈，擾動幅度小，作用時間短的情形下，當擾動結束，系統也能恢復到離原始狀態較接近的狀態，可近似為其具備穩定性原則，最後的準則為有限性(Finiteness)，其表示系統中的實部與虛部，在整個頻率掃描的範圍內，數值應為有限值 $0 < \Omega < \infty$ ，因此當 $\omega \rightarrow 0$ 或 $\omega \rightarrow \infty$ 時，阻抗必須趨於恆定值。

2.3 典型電化學反應模型與等校電路

同一個頻譜對應的電化學反應模型不只一個，且某些模型在數學意義上是相同的，因此在進行電化學分析時需選擇適當的等校模型，本論文以最常見 Randles 模型[8][9]為主，其等校電路包括電解質電阻(R_s)、雙層電容(C_{dl})、電荷轉移電阻(R_{ct})以及擴散阻抗(Warburg Impedance)，擴散阻抗與電荷轉移電阻串聯再與雙層電容平行，最後電解質電阻與它們串連，此即為 Randles 模型，圖 4 為電路模型圖，而其奈氏圖範例可見圖 5。

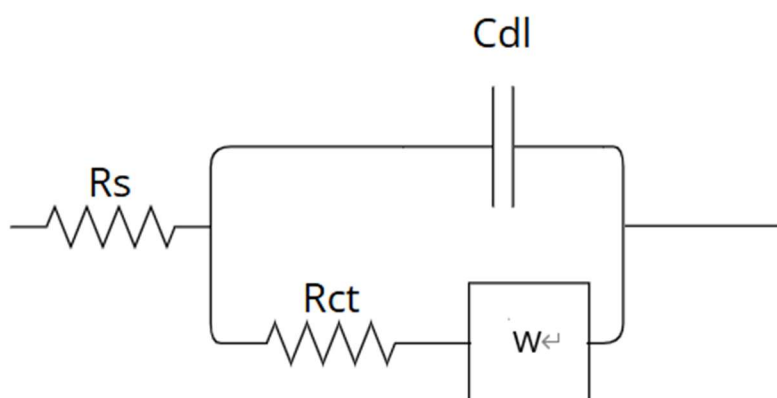


圖 4 Randles 電路模型

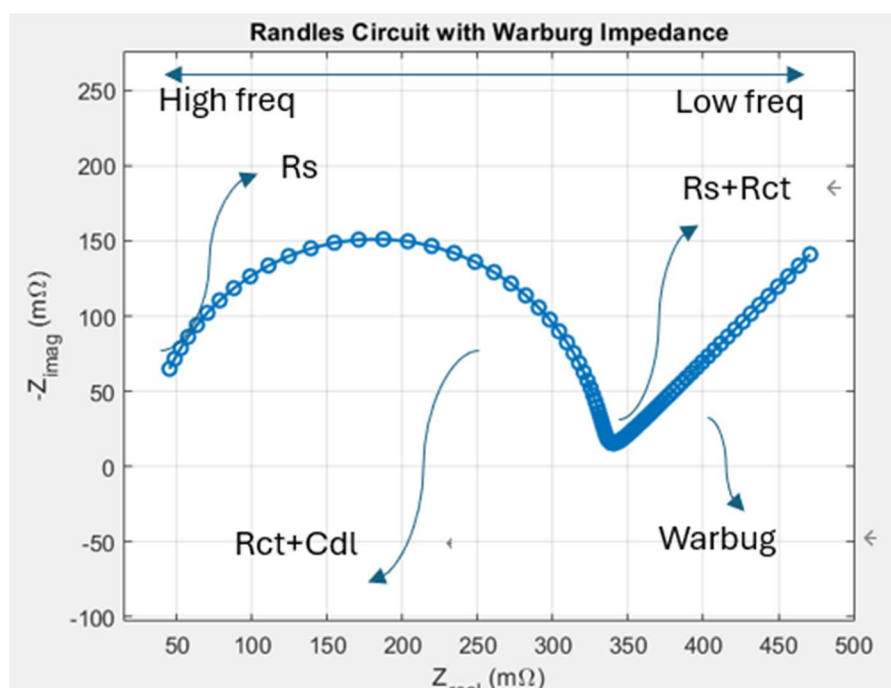


圖 5 Randles 電路模型之奈氏圖

R_s 為電解質電阻，代表測試物內部電解液的狀況，測試物的老化會使其增加，也易受電極與導線長度影響， C_{dl} 為雙層電容，表示在電雙層(Double layer)時的電容特性，由依附在電極旁的兩層平行相反電荷組成， R_{ct} 發生在電荷於電極(固態)與電解質(液態)之間轉移時，意即為電子在不同狀態下的物體間轉移產生的電阻，擴散阻抗[9][10]為隨頻率變動的離子擴散(ion diffusion)阻抗，在高頻率的情況下，當電極電位改變時因時間間隔太短，離子無法及時移動，而在低頻時，則可及時改變方向，因而在低頻時此效應較顯著，因此可看圖 5，在低頻區段時，有一明顯的 45 度角的斜直線，其公式表達於下方：

$$Z_w = R_w + C_w = \left[\sigma \omega^{-\frac{1}{2}} - j \left(\sigma \omega^{-\frac{1}{2}} \right) \right]$$

σ 為 Warburg 係數，氧化還原物質濃度、擴散係數、溫度、工作電極的電活性面積等條件有關。在中高頻區段可看到一明顯半圓，其由 R_{ct} 與 C_{dl} 造成，並因 R_s 使其偏離零點，最高頻時其複數值會無限接近 R_s ，即為半圓形的最左端，最右端則是 R_{ct} 與 R_s 所疊加的數值，這些特點洽證明電化學系統可以 Randles 模型做等效，因在極高頻時，電容可視為短路，模型正好可近似為 R_s ，在半圓低頻區段與擴散阻抗的交界處時，其頻率也足夠低，可將電容視做斷路，模型此時表示為 $R_{ct}+R_s$ 串聯，而在更低頻時，電路模型則為 R_{ct} 與 R_s 及 Z_w 串聯，又因 Z_w 會隨頻率變低而上升且 R_s 與 R_{ct} 為定值，所以在低頻區段，可見一 45 度斜直線

2.4 四端點測量技術

當我們使用傳統二線式方法，見圖 6，來量測阻抗時，大多數情況皆是沒問題，但當我們的待測物的阻抗值極小時，必須考慮到線阻的問題，通常而言，線阻是可被忽略的，因其跟待測物阻抗值相比過小，無法造成強烈的影響，但若是為生物電阻分析(Bioelectrical Impedance Analysis,BIA)及量測電池的 EIS，等測試物阻抗值較小者的相關應用時，其帶來的誤差是不可忽視的。

使用四端點測量技術(Four-terminal sensing)[11]，恰可避免此問題，圖 7 為四線式方法的電路圖，可看到其把量測電壓與電流的線路分開，量測電流之線路，因電壓錶本身阻值極大，電流幾乎不從此處經過，從而使完整電流皆從量測電流之線路流通，而且由於流經電壓計上電流極小，使得電壓計旁的線阻產生的壓差極小可忽略不計，因此在電壓及電流皆可準確量測的情況下，即可得到在量測小阻值時，一樣具有精確的量測結果，值得注意的是四線式並不適用於量測較大阻值的待測物，因為當待測物阻值與電壓計接近或是超過時，前面所提到電流幾乎不流經電壓計線路的狀況即不成立，因其阻抗在此時無法將其視為斷路的狀態。

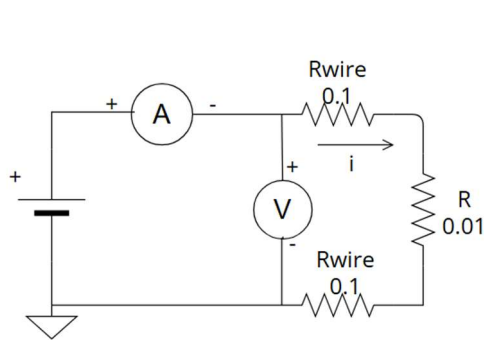


圖 6 二線式量測系統

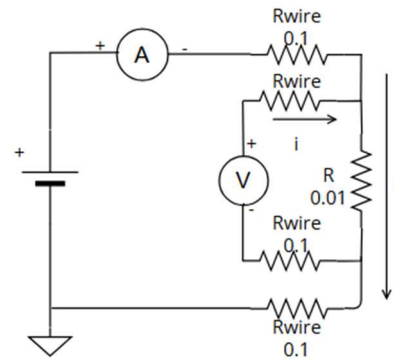


圖 7 四線式量測系統

3. 四線式交流阻抗分析儀系統設計

系統以文獻[12]做改良基礎，且再對其做整合，設計出此套分析儀系統，而本章重點為介紹四線式交流阻抗分析儀系統的電路組成與訊號如何串聯並製成圖表，與解說激勵訊號在此套系統的實際運作方式，以及程式設計的邏輯還有可自動調整電阻的高速電流-電壓轉換器電路可如何設計的，最後則會提到人機介面端的程式設計。

3.1 四線式交流阻抗分析儀系統電路設計

本論文所設計之四線式交流阻抗分析儀系統電路架構如圖 8，以晶片 ADUCM355 為核心再做延伸所設計的。

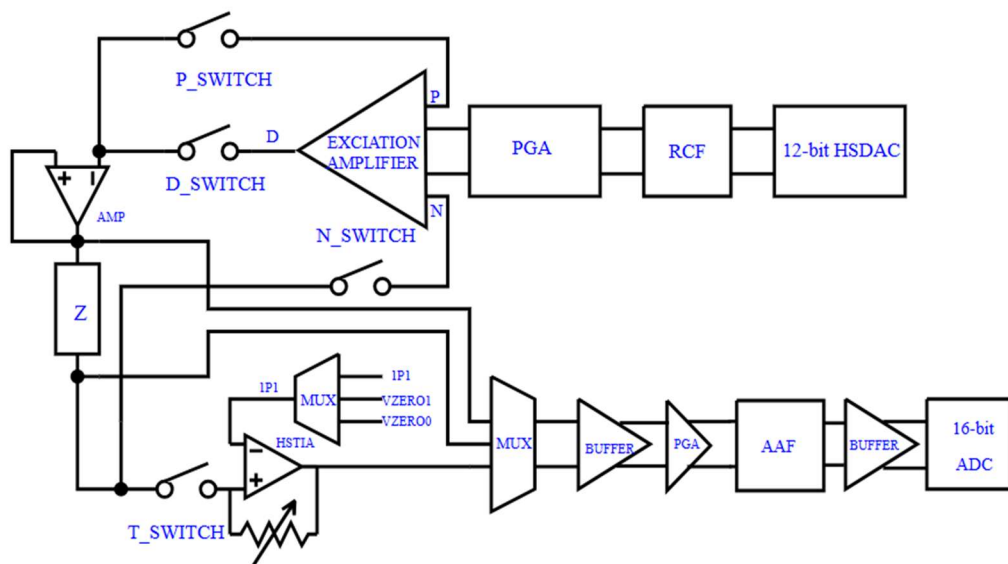


圖 8 四線式交流阻抗分析儀電路架構

先以 HSDAC 搭配波型產生器，來產生交流訊號，其低功耗模式時可產生的弦波頻率範圍為 0.016Hz 至 80kHz，若啟用高功率模式，其信號頻寬可高達 200kHz，且其內部基準電壓源為 1.8V。

此信號會先經過重建濾波器(Reconstruction Filter, RCF)，重建平滑的信號，後經可編成增益放大器(Programmable Gain Amplifier, PGA)，最後進入激勵放大器，激勵放大器具備 P、N、D 與正負輸入線，正負輸入線分別連接 DAC_P、DAC_N，而 D 則是負責輸出信號，最後 P、N 這兩線，則是負責校準 HSDAC 的偏移，此兩線可經由開關切換為 ADC 兩端連接，使其與整段壓差做比對。

而後信號會經過單位增益放大器(Unit gain buffer)，作為實際訊號源，以避免負載造成干擾，經過測試物後轉為電流，再經由可自動調整阻抗的高速電流-電壓轉換器電路，使電流改為電位，令其可被 ADC 端採樣，電流-電壓轉換器電路負端連接 1.1V 的定電壓源，再進入 ADC 端做信號的採樣，而在測試物兩端同樣會連接至 ADC 端做採樣，因此共三條線會連入 ADC 的多工器做選擇，選擇後會再經過緩衝電路與可編成增益放大器，最後再通過抗混疊濾波器

(Anti-aliasing filter, AAF) 與一層緩衝電路送入 ADC 做訊號的處理，抗混疊濾波器為專門用 ADC 前的濾波器，防止混疊現象產生，即為高頻訊號被錯誤的記為低頻訊號。

訊號經處理過後存於晶片中，會再透過 USART 將數據藉由 TTL 轉 USB 的傳輸線，傳至電腦端做儲存，再藉由 Labview 顯示量測出的圖形結果，另外系統具備 D、P、N、T 共四組開關，使電路可自由切換至不同接口，方便系統再不同工作階段，切換至不同線路，達到降低功耗與優化電路的目的。

3.2 可自動調整電阻的高速電流-電壓轉換器電路

由於激勵信號頻率較高，因此此系統需要使用高速電流-電壓轉換器(High Speed Transimpedance Amplifier, HSTIA)，其可用來測量高達 200kHz 的輸入訊號，HSTIA 區塊的線路，可見圖 9，而其放大器負端選擇 1.1V 的電壓源。

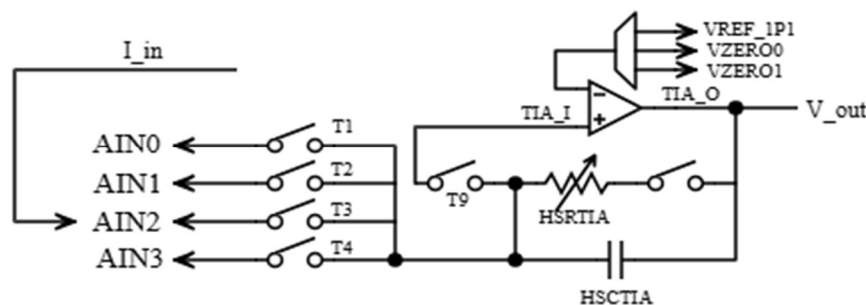


圖 9 HSTIA 區塊電路

決定 HSTIA 電路的輸入通道、是否連接轉阻放大器之電阻皆是 Tswitch 區塊所決定，開關說明可見圖 10，開關可決定電流或電壓輸入通道，以及是否連接 HSTIA 區塊的 OP，另外 DE0、DE1 等其餘選項，可使轉阻放大器之電阻改採用外部電阻，而不受內部阻抗限制，而內部的轉阻放大器之電阻可選選項，具 200、1k、5k、10k、20k、40k、80k、160 以及開路選項，共九項選擇，此外電阻旁側也具一顆電容，其也可做選擇，而此系統採用 16pF 的電容，做濾波與保護。

```

#define SWT_OPEN          0          /**< Open all T switches */
#define SWT_RCAL1         (1<<11)   /**< Pin RCAL1 */
#define SWT_AIN0          (1<<0)    /**< Pin AIN0 */
#define SWT_AIN1          (1<<1)    /**< Pin AIN1 */
#define SWT_AIN2          (1<<2)    /**< Pin AIN2 */
#define SWT_AIN3          (1<<3)    /**< Pin AIN3 */
#define SWT_SE0LOAD       (1<<4)    /**< SE0_LOAD is different from PIN SE0. It's the point after 1000hm load resistor */
#define SWT_DE0           (1<<5)    /**< DE0 pin. */
#define SWT_SE1LOAD       (1<<6)    /**< SE1_LOAD on ADuCM355*/
#define SWT_AFE3LOAD      (1<<6)    /**< AFE3_LOAD on ADuCM355*/
#define SWT_DE1           (1<<7)    /**< ADuCM355 Only*/
#define SWT_TRTIA         (1<<8)    /**< T9 switch. Connect RTIA to T matrix */
#define SWT_DE0LOAD       (1<<9)    /**< DE0Load is the position after Rload Resisor */
#define SWT_DE1LOAD       (1<<10)   /**< DE1Load is the position after Rload Resisor */

```

圖 10 Tswitch 內部選項

為避免轉阻放大器之電阻上的電流過大或是過小，導致轉換得出的輸出電壓因而太大或太小，從而在 ADC 上擷取信號時無法準確識別或是超出採樣範圍，所以有必要開發可自動調整電阻的轉阻放大器，而改善的具體目標為使轉阻放大器之電阻，可接近測試物之內阻，始 ADC 轉換出的數據是更精準的，可看到表 2，其顯示最後由 USART 端輸出的數據組成。

前項電壓相位	前項電流相位	電壓振幅	電壓相位	電流振幅	電流相位	頻率	阻抗振幅	阻抗相位
1.571	1.549	5	1.571	1492.737	1.523	1011.08	0.758646	0.048037
1.571	1.523	5	1.571	1528.639	1.493	1516.12	0.740816	0.077611
1.571	1.493	5	1.571	1535.569	1.465	2021.16	0.737451	0.105273
1.571	1.465	6.083	1.406	1621.685	1.432	2526.2	0.849493	-0.026466
1.406	1.432	6.083	1.406	1649.287	1.399	3031.24	0.835276	0.006043
1.406	1.399	6.083	1.406	1671.733	1.367	3536.28	0.82405	0.038327
1.406	1.367	5.099	1.373	1683.982	1.334	4041.32	0.685757	0.038547
1.373	1.334	6.083	1.406	1672.993	1.302	4546.36	0.823433	0.102518

表 2 USART 輸出數據組成表

而系統以表中的數據為主，來計算與判斷轉阻放大器之電阻是否需改變，程式具體的設計為，先從轉阻放大器之電阻的可選項目選出一個基準電阻，系統選用 10K 的電阻，電阻的可選範圍是除開路選項外的全部電阻，系統會依照係數，去調整電阻，而係數以電壓振幅與電流振幅兩項數據相除得出，且各頻率的係數使用基準電阻做轉阻放大器之電阻做一次計算並存成陣列，再依此陣列調整電阻，需注意的是電流振幅，並非實指電流實際振幅，其數值組成為電流實際振幅乘上轉阻放大器之電阻，又電流實際振幅是經由電壓振幅除以測試物阻抗得出，因此可見公式(1)。

$$V_a/I_a = \frac{V_a}{(I_{ar}*R_{tia})} = \frac{V_a}{\left(\left(\frac{V_a}{R_{sensor}}\right)*R_{tia}\right)} = \frac{R_{sensor}}{R_{tia}} \quad (1)$$

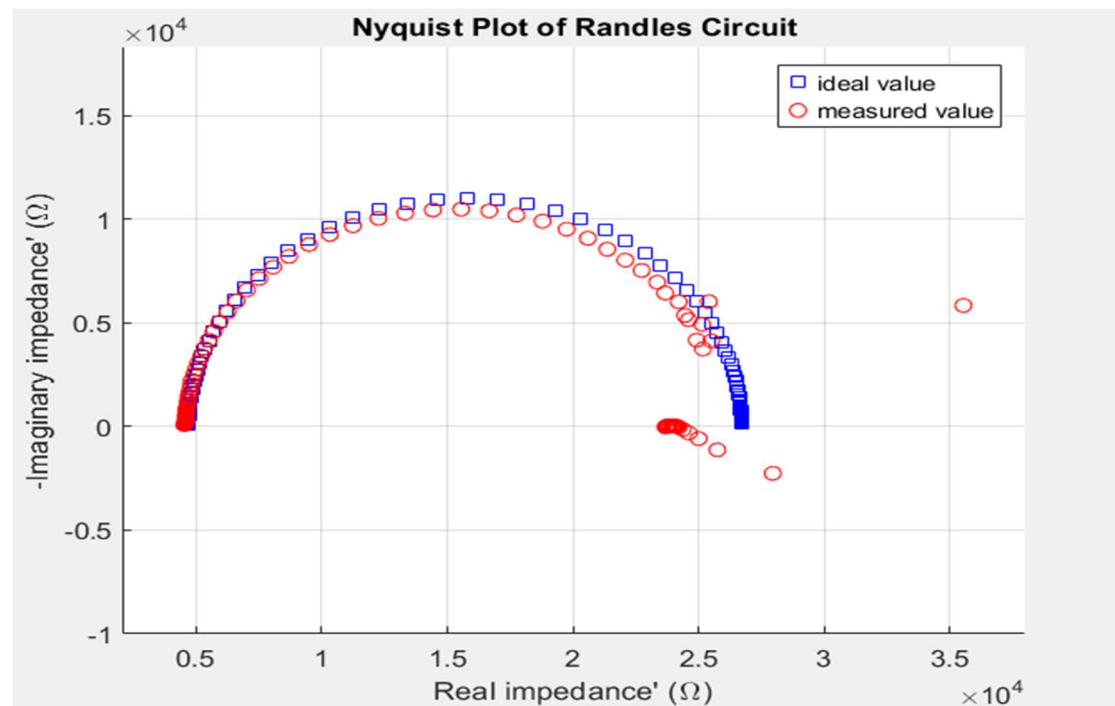
V_a 為電壓振幅， I_a 為電流振幅， I_{ar} 為電流實際振幅， R_{tia} 為轉阻放大器之電阻， R_{sensor} 表示測試物之阻抗值，可看到最後之結果為轉阻放大器之電阻除以測試物之阻抗，此比值可表示兩者間是否差距過大，並設置七個閾值分別為 12、6、3、1.5、0.75、0.3、0.085，閾值將數值分類為 8 個區間，洽對應 8 個可選電阻，在經過第一次完整的頻譜掃描後，可得到一組表示阻值是否恰當的矩陣，而後在第二次頻譜掃描時依照此矩陣去調整，在第一個區塊則調整電阻至 200 歐姆的電阻，於第二個區間則電阻改為 1K 歐姆的電阻，以此類推，去調整每個頻率的轉阻放大器之電阻，此項方法可達到電阻的匹配程度與量測速度皆有一定水準，是為兩項重點皆可兼顧的程式設計。

4.實驗結果與討論

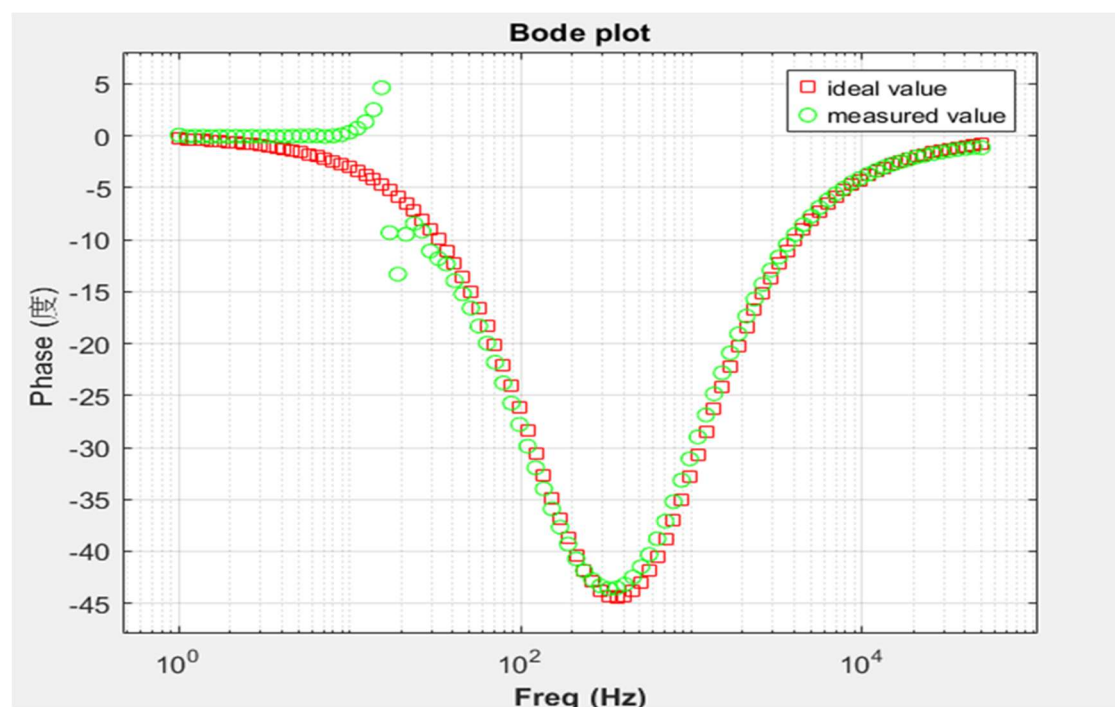
4.1 實驗數據

此系統以 Randles 等校電路模型測試，其後使用三種不同濃度的赤血鹽做測試，圖表則分別有相位與振幅之波德圖和奈氏圖。

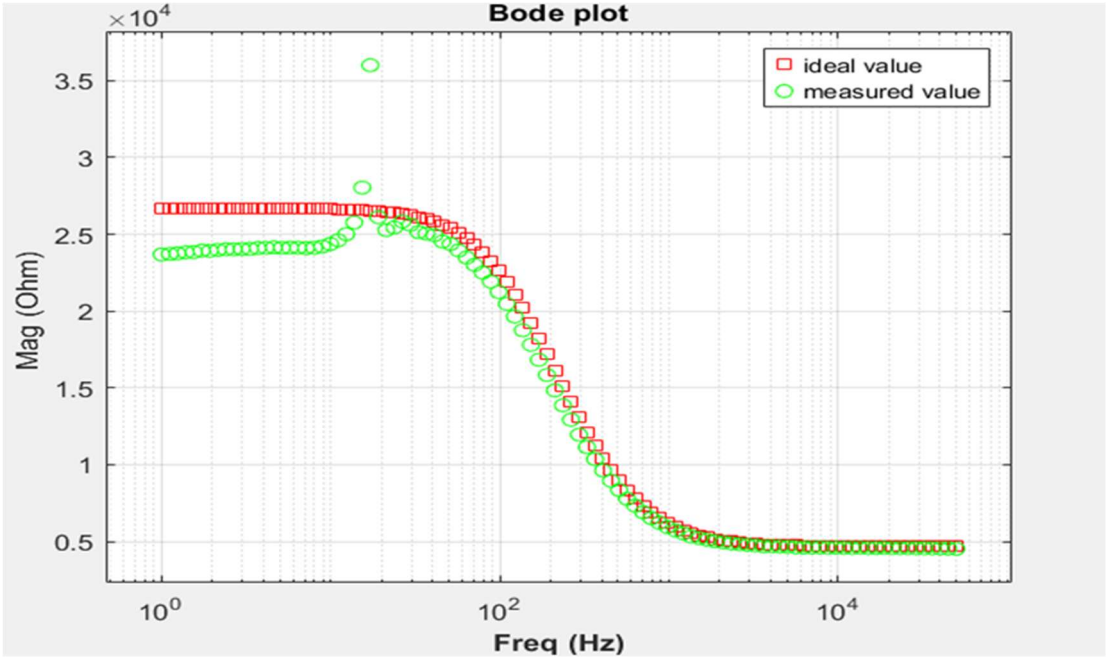
實驗(1) $R_s=4700\Omega$ $Cdl=47nF$ $R_{ct}=22K\Omega$



(a)



(b)



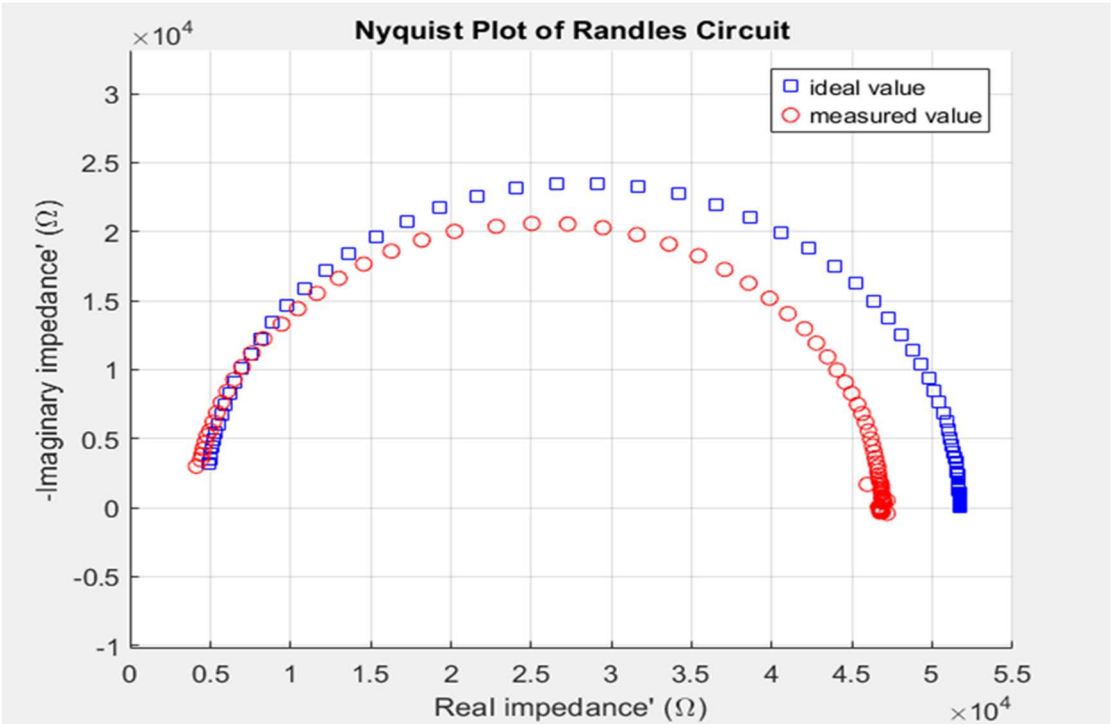
(c)

圖 11 實驗(1)的數據圖: (a)奈氏圖 (b)相位之波德圖 (c)振幅之波德圖

Rs		Rct		Cdl	
量測值	相對誤差	量測值	相對誤差	量測值	相對誤差
4522Ω	-3.78%	23421Ω	6.45%	49.69nF	5.72%

表 3 實驗(1)模型參數之誤差

實驗(2) $R_s=4700\ \Omega$ $C_{dl}=1\text{nF}$ $R_{ct}=47\text{K}\ \Omega$



(a)

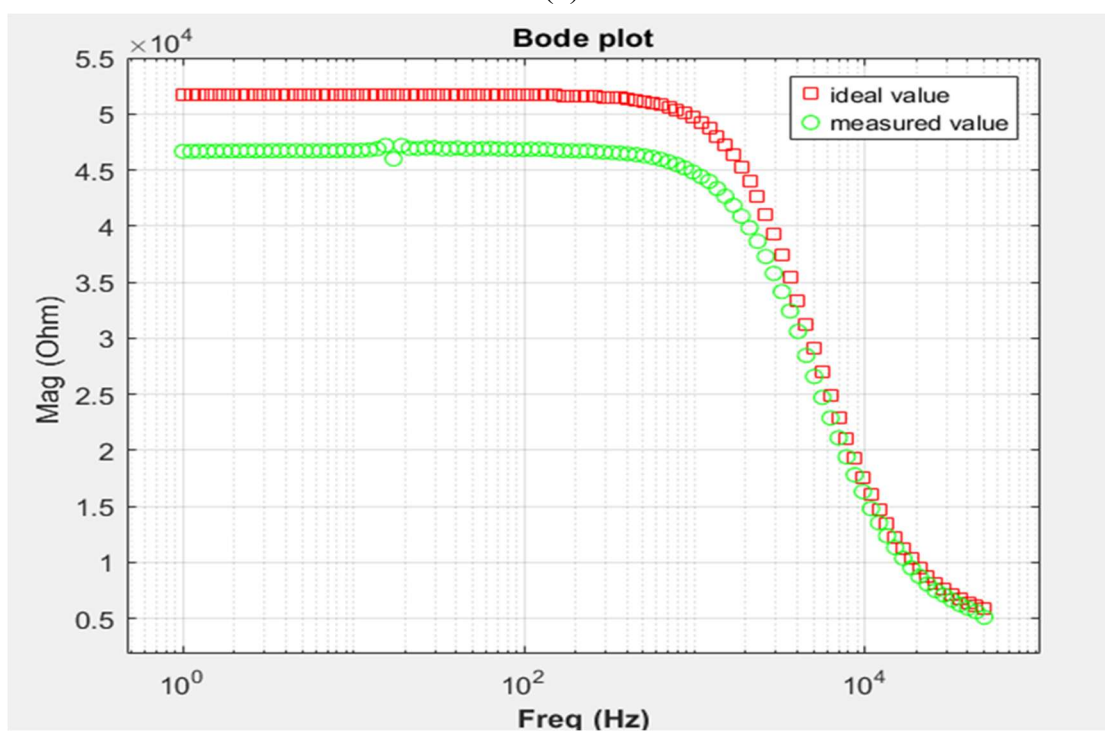
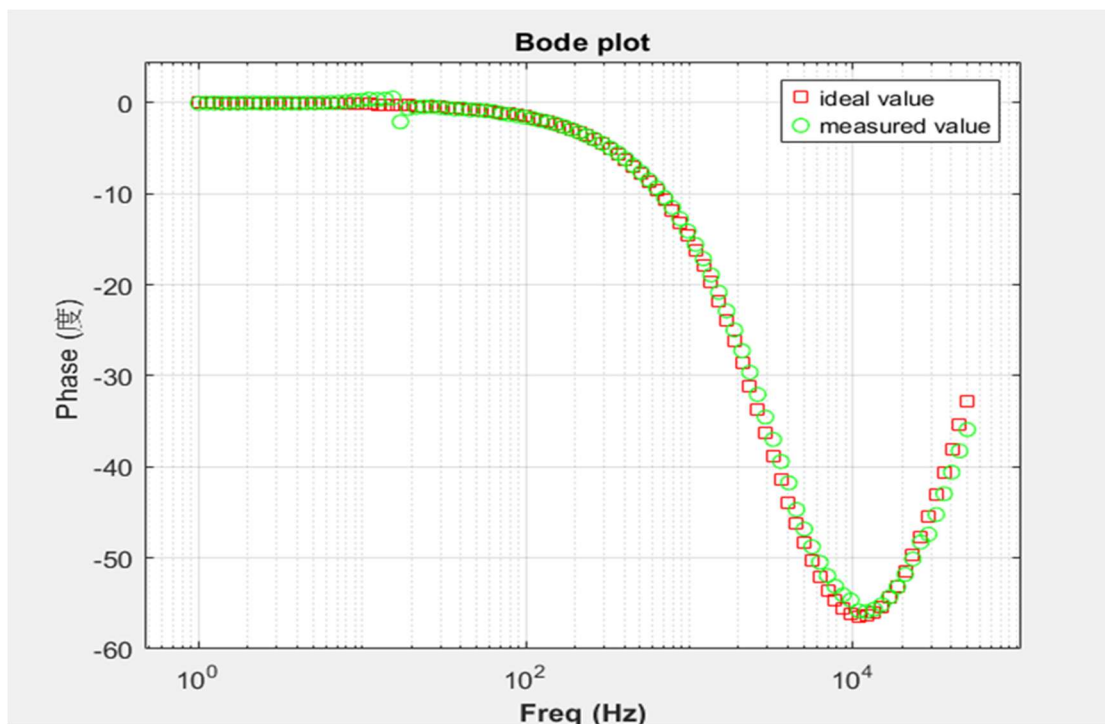


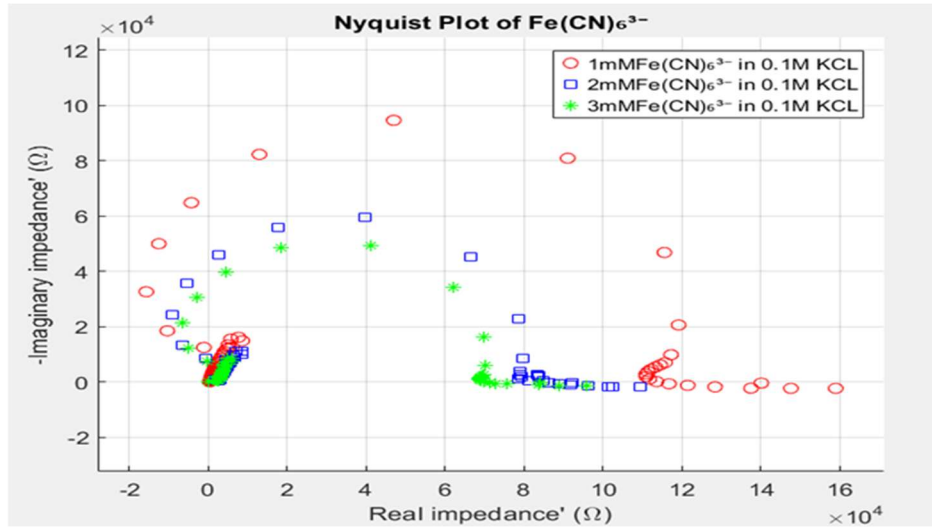
圖 12 實驗(2)的數據圖: (a)奈氏圖 (b)相位之波德圖 (c)振幅之波德圖

Rs		Rct		Cdl	
量測值	相對誤差	量測值	相對誤差	量測值	相對誤差
4131.2Ω	-12.1%	43052Ω	-8.4%	1.01nF	1.0%

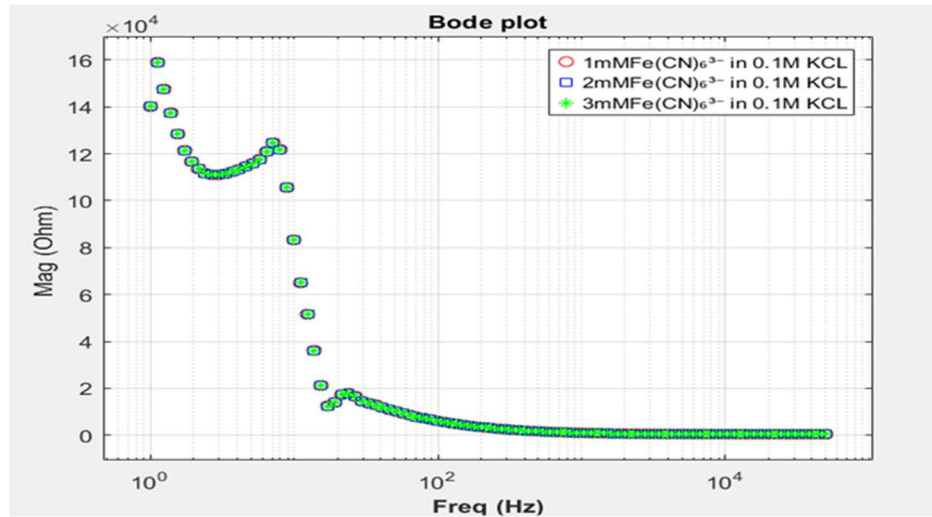
表 4 實驗(2)模型參數之誤差

實驗(3) 1mM、2mM、3mM 濃度的赤血鹽

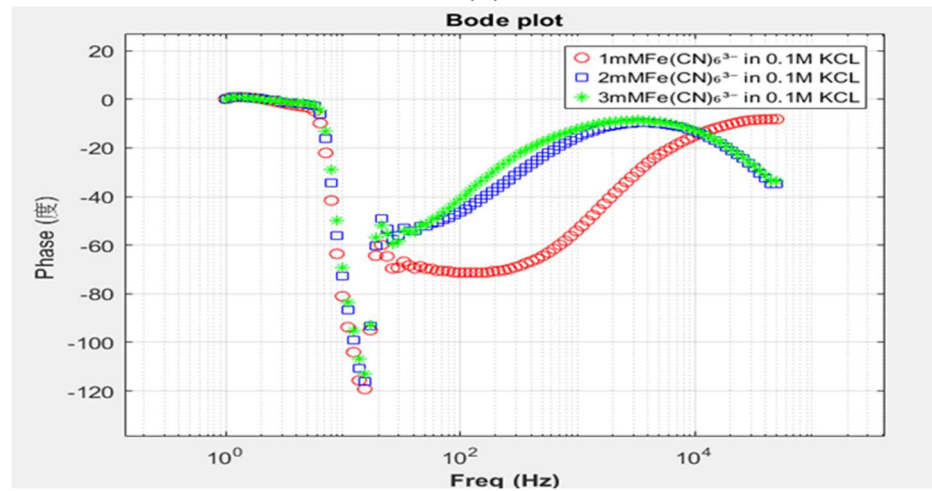
赤血鹽皆溶於 0.1m 的氯化鉀溶液，並使用雙極網版印刷電極做測試。



(a)



(b)



(c)

圖 13 實驗(3)數據疊圖: (a)奈氏圖 (b)振幅之波德圖 (c)相位之波德圖

4.2 結果分析

在實驗(1)(2)中，可見量測得到之圖表的曲線與理想曲線相近，量測得出的電路參數也極為準確，但在低頻區段依然會受電容影響，尤其當電容值較大導致其低頻時阻抗較小又加上誤差的原因，導致無法視為斷路，從而影響量測數值，對其做校正因可改善，此外當轉阻放大器之電阻與測試物阻值不夠接近時，兩者間會產生一固定倍差，此現象在測試單獨元件時也可發現，經過簡易的數值校正即可解決。

在實驗(3)中，驗證系統確實可量測溶液，並分析其差異，雖有因 Cdl 量測問題，導致低頻區段不夠精確，但半圓與擴散阻抗引發的線段，皆可看到，且不同濃度下有顯著的差異，即濃度越大則半圓越小。

5. 結論

本論文設計之四線式交流阻抗分析儀，使用市售電子零件與 aducm355 開發板製成，具備成本低廉與體積小且在且能避免線阻等干擾的問題，使用高速 DAC 擬合成可調頻率與偏壓的正弦波，並使用高速轉阻放大器與 ADC，將量測之數值回傳，並製成圖表與計算電路參數之誤差，除因阻值過大過小導致較難量測外，都頗為準確，基本都是轉阻放大器之電阻不夠接近引發，可在後端進行數據校正，或是更換轉阻放大器之電阻即可解決，另也對不同濃度的赤血鹽溶液做量測與討論，可明顯看到其在圖表的變化，藉由上述這些實驗可知，本論文設計的系統架構無誤，已達基礎要求。

而為使分析儀系統更加完善，可以增加外接轉阻放大器之電阻的端口，並將其納入自動調整電阻之架構的選擇中，即可方便切換量測的阻值範圍，與在數據後端處理部分，經由已確定正常部分，去重構漂移的數據，可見圖 12(c)部分，其只有在中間偏前面一小段，低頻但又不夠低頻已致接近斷路的部分，才會出現量測誤差，其餘大部分皆為正常因此可以藉由原本正確數據去校正使該段不飄移，另可增加交流阻抗法-隨時間變動與隨電位變動兩種模式，使交流阻抗分析儀更加全面。

- [1] 魏永年，利用網版碳電極以交流阻抗法檢測糖化血紅素，國立中央大學電機工程學系研究所，2011。
- [2] J. Schmitt, A. Maheshwari, M. Heck, S. Lux, and M. Vetter, “Impedance change and capacity fade of lithium nickel manganese cobalt oxide-based batteries during calendar aging”, J. Schmitt et al. / Journal of Power Sources, Vol. 353, pp.183-194, June. 2017.
- [3] K. H. Prasad, S. Vinoth, P. Jena., M. Venkateswarlu, and N. Satyanarayana, “Structural characterization and impedance studies of PbO nanofibers synthesized by electrospinning technique”, K. Hari Prasad et al. / Materials Chemistry and Physics, Vol. 194, pp.188-197, June. 2017.
- [4] Andrzej Lasia, “Electrochemical Impedance Spectroscopy and its Applications”, Springer, 2014.
- [5] CH Instruments, “Model 600C Series Electrochemical Analyzer/Workstation User's Manual”, pp.76-80.
- [6] Zensor R&D, 無線電化學交流阻抗分析儀 (EIS Potentiostat) |EIWP100/110, <https://www.zensor.com.tw/EIWP100.html>
- [7] Zensor R&D, 什麼是交流阻抗 EIS? | 電化學最經典的知識整理 , <https://www.zensor.com.tw/Article11.html>
- [8] Sci.Au, ACS Measurement, pp.162–1.93, 2023.
- [9] Analog Devices, 電路筆記 CN-0510, 2019
- [10] Zensor R&D, 2-2 電化學交流阻抗全解析, <https://www.zensor.com.tw/Article18.htm>
- [11] All About Circuits, Kelvin (4-wire) Resistance Measurement, <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/direct-current/chpt-8/kelvin-resistance-measurement/>
- [12] Analog Devices, M355_4WireZ, 2020, https://github.com/analogdevicesinc/aducm355_examples/blob/master/examples/ApplicationExamples/M355_4WireZ/M355_4WireZ.c