

電阻抗斷層掃描系統—新式醫學成像技術

Electrical Impedance Tomograph—A New Medical Imaging Technique

鄭國順、盧宜裕、陳政宇

Kuo-Sheng Cheng, Yi-Yu Lu, Cheng-Yu Chen

電阻抗斷層掃描系統是透過體表電極組，應用外加電流與測量電壓方式，經由重建演算法而建構出橫截面電阻係數(電導係數)或介電係數之影像成像系統，可以提供內部電氣特性之影像。本系統之硬體設計包括(1)數位振盪電路，(2)電流產生電路，(3)數位控制電路，(4)電壓量測電路和(5)電極組。採用電路模組化、多電流通道與多頻率為設計理念加以實現，便於往後測試與檢修；具有多頻率 15 kHz、30 kHz、80 kHz 以及 10 kHz 與 80 kHz 頻率混合的等正弦波載波訊號之設計。整體系統之完成規格為 32 電極數，最大電流可以設定範圍為 ± 5 mA (rms)，類比／數位轉換解析度是 12 位元，取樣頻率為 312 kHz，可量測電壓範圍為 ± 4 V (rms)，最大負載阻抗是 800Ω ，所需要供應電源為 ± 12 V、5 V。最後使用單步牛頓—拉夫遜法影像重建演算法重建假體影像，證明系統可行性。

Electrical impedance tomograph is a system that produces the electrical impedance image of the cross section of the body based on the application of current and measurement of voltage from the periphery. The impedance may be represented as two parameters such as resistivity (conductivity) and permittivity. It provides the electrical property of the tissue inside the body. The hardware design of this system includes (1) oscillator circuit, (2) current generator, (3) digital control circuit, (4) voltage measurement circuit, and (5) electrode array. The design is based on the modularized circuit, multi-current channels, and multi-frequency concept for better system testing and maintenance. The frequency for the carrier signal of proposed system may be set to be 15 kHz, 30 kHz, 80 kHz, and the combined 10 kHz and 80 kHz. The specifications of the whole system may be summarized as that it has 32 electrodes, the maximal current is ± 5 mA (rms), each current generators has 12-bit resolution in current setting, the sampling rate is 312 kHz, the input voltage range is ± 4 V (rms), and the maximal load resistance is 800Ω . The needed voltage supplies are ± 12 V and 5 V. Finally, it is demonstrated to produce resistivity image for the phantom using one-step Newton-Raphson based image reconstruction algorithm.

一、前言

電阻抗斷層掃描系統 (electrical impedance tomograph) 是透過體表電極組，應用外加電流與測量電壓方式，經由重建演算法而建構出橫截面電阻係數 (電導係數) 或介電係數之影像成像系統，可以提供內部電氣特性之影像。此系統有別於傳統醫學成像系統如 X 光電腦斷層掃描系統、磁振造影系統、超音波掃描系統等，其具有低造價、無輻射、非侵入等優點。在近幾年來此技術發展非常快速，不僅有基礎研究系統，也有臨床應用系統可供使用。

生醫電阻抗測量技術 (bioimpedance measurement technique) 很早就被應用於生物醫學方面，大致分為兩大類，第一類是用來探討組織之電特性，第二類則用於測量生理參數。生醫電阻抗技術所衍生之電阻抗影像技術最早源於 1976 年由 Swanson 等人所提出的概念⁽¹⁾，在 1978 年由 Henderson 等人加以實現並研製出所謂「電阻抗攝影機 (impedance camera)」⁽²⁾，可以用來描繪出人體胸部的等導納線 (iso-admittance lines) 分布圖，該系統使用 100 kHz 的弦波電壓信號，透過胸前的一整面電極與背部的 100 個電極陣列，外加至胸部而測量其通過組織的電流，再分別估測出每一電極上之導納；不過該系統之解析度不佳，仍無法在臨床上使用。1987 年 Brown 等人使用 16 個電極，將 50 kHz 數位振盪波形的資料，每週期取 16 點存入 EPROM，驅動電壓—電流轉換器產生峰值為 5 mA 的電流源，從一對相鄰的電極上加入組織，然後從其餘連續相鄰的電極對測量電壓值，其缺點是所量得的阻抗很容易因受測者些微移動而改變⁽³⁾。同年 Skidmore 等人亦採用相鄰法電流圖型與 16 個電極的系統測量人體胸部阻抗，其所使用的載波信號之頻率為 90 kHz，電流源峰值為 1 mA⁽⁴⁾。

電阻抗斷層掃描系統主要所用之電流圖型種類大致可分為三種，分別是相鄰法 (neighboring method)、相對法 (opposite method) 與適應法 (adaptive method)⁽⁵⁾。1987 年 Griffiths 和 Ahmed 使用 100 kHz 和 150 kHz 的混合頻率之載波信號，經由「反投影法 (back-projection)」來重建影像⁽⁸⁾。因

組織的阻抗特性與頻率相關，不同組織在不同頻率下的生醫電阻抗也有變化，多頻率電阻抗影像就是利用組織在兩個或多個頻率不同的阻抗變化來重建影像，其優點是能降低待測體移動所造成的阻抗變化；缺點是若組織在此頻率範圍內的阻抗變化量一樣，則此兩組織就無法辨識。

1990 年 Lozano 等人使用四電極式的測量系統、6.8 kHz 和 110 kHz 兩種不同的頻率，將其振盪波形的數位資料，事先計算後儲存在 EPROM，並各自通過 0°/90° 的相移器，用以做為平衡式解調器的參考訊號，然後再經由低取樣頻率、12 位元的 ADC 來描記出相對於呼吸阻抗與容抗的變化圖⁽⁹⁾。1992 年 Record 等人使用十六種不同頻率和相位的系統，可同時求得阻抗和容抗成分⁽¹⁰⁾。

然而大部分的文獻報告很少提到容抗分布影像，直到 1991 年，Fuks 等人使用低載波信號頻率 (12 kHz) 的電流源、32 個電極的「Rensselaer ACT 2」系統，成功重建出金屬銅與塑膠的阻抗與容抗的影像⁽¹¹⁾。同時使用阻抗與容抗值來重建影像，將有助於提高影像解析度，不過一般而言，生物組織的容抗值均較阻抗值為小。

本文的主要目的在於以國立成功大學所研發之電阻抗斷層掃描系統為例，說明數位式電阻抗斷層掃描系統之設計原理，期望利用數位式之優點，改善電阻抗訊號擷取的品質，用以製作具有最佳解析度的電阻抗影像，並採用模組化、多電極組與多頻率設計使系統更具功能性與彈性，最終目的是希望此套建立系統，並加以改進，利用非侵入及無輻射的優點，提供臨床應用與基礎研究之用。

二、系統說明

本節將說明本系統的組成架構與其採用方法，並針對系統的核心部分如數位振盪器與電壓量測器，與一般類比式的方法作比較說明。

1. 系統設計

圖 1 為本系統之方塊圖，硬體系統包括 (1) 數位振盪電路，(2) 電流產生電路，(3) 數位控制電路，(4) 電壓量測電路和 (5) 電極組。一般電阻抗

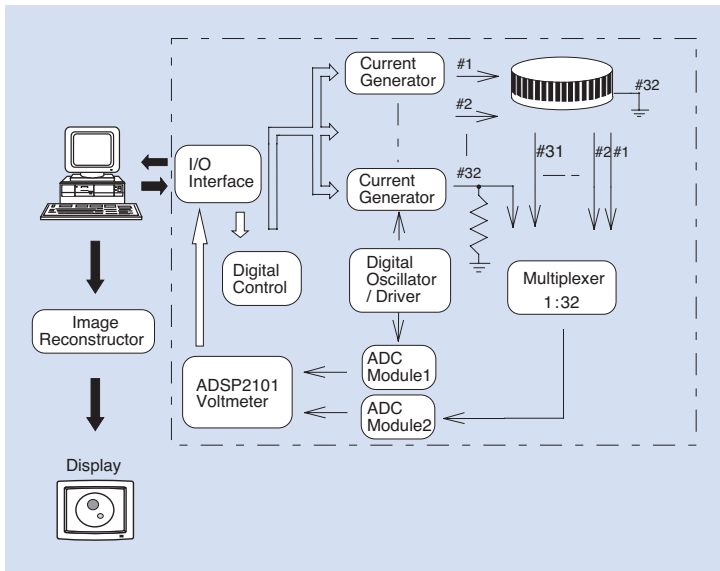


圖 1. 電阻抗斷層掃描系統方塊圖。

斷層掃描系統所使用的頻段為 10—100 kHz 之間，其最大電流安全值與頻率有關，頻率愈高則其電流值愈高，目前現有系統大致設定為 5 mA (rms) 以下，對人體而言將不會產生電傷害，不過需要注意系統設計之接地回流電極，以免造成電流量過大或電流密度過大而產生危害。

本系統使用外加電流和測量電壓的方式，採用電路模組化與多頻率為設計理念；將上述系統方塊圖以子系統電路模組化方式實現，便於往後測試與檢修。輸出電流圖型則採用空間弦波的電流圖型，採用 32 組可獨立設定的電流源，透過多電極組設計，可以提供較佳電流圖型組合。多頻率設計則使用 15 kHz、30 kHz、80 kHz 以及 10 kHz 與 80 kHz 頻率混合的等正弦波載波訊號。此外，本系統採用 Analog Devices 公司所生產的 ADSP2101 作為數位解調量測電壓的核心元件，所測得電壓值再匯入個人電腦儲存成資料檔。電流圖型設定與電壓資料轉換則由個人電腦處理，數位解調則由數位信號處理器處理。其中 ADSP2101 數位信號處理器提供了 16 位元的並列資料匯流排，最大傳輸率為 12 M 字元/秒。

2. 振盪電路設計

電阻抗斷層掃描系統之兩大主要核心為振盪電

路與電壓量測電路。一般所採用實現方式不外乎是類比式與數位式兩種。回顧過去系統所設計的振盪電路部分，大都採用類比振盪電路和相移電路，以產生同相位 (實部或阻抗) 與 90° 相位 (虛部或容抗) 的解調參考載波信號，阻抗與容抗值之測量準確與否端視解調參考載波信號相位而定⁽⁷⁾。最常用的類比振盪電路是韋恩電橋 (Wien-bridge)，振盪器基本結構如圖 2 所示。一般採用 1981 年 Van Der Walt 所提出具回授穩定電路，其振盪頻率 $f = 1/2\pi RC$ ，其輸出電壓經過全波整流後，回授控制一個 FET，藉以穩定輸出振幅⁽¹²⁾；不過其缺點是振盪頻率缺乏可程式化調變，不適合於多頻率的系統。

數位式振盪器如圖 3 所示，其振盪波形是將所輸出波形的數位資料事先預存於 EPROM，再控制微處理器依序將波形的數位資料送至數位—類比轉換器，最後經由低通濾波器，即可得一平滑且穩定的弦波信號。以單一振盪晶體同時驅動兩個單晶片微處理器，可以克服「不同步」的問題。此外，為了達到正確的 0° 與 90° 相位輸出要求，將兩個 EPROM 的資料值，以相差該頻率點數的 1/4 作為資料的起始點，如此即可得到所需的載波信號。其具有頻率可程式化之優點，且在所選用的微處理器運算速度範圍內，可產生任意頻率的波形，在電阻抗斷層掃描系統應用上相當有價值。本系統之數位振盪電路使用單晶片微處理器作為電路設計的主體，採用 DALLAS 公司生產的 DS80C320 微處理器，輸出正弦波信號振幅相當穩定，提供電流產生器良好的參考訊號，其中 15 kHz 的正弦波振幅穩定度高達 0.40%。

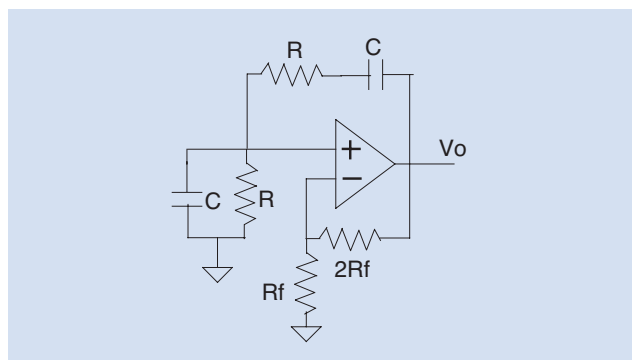


圖 2. 簡單的韋恩振盪器。

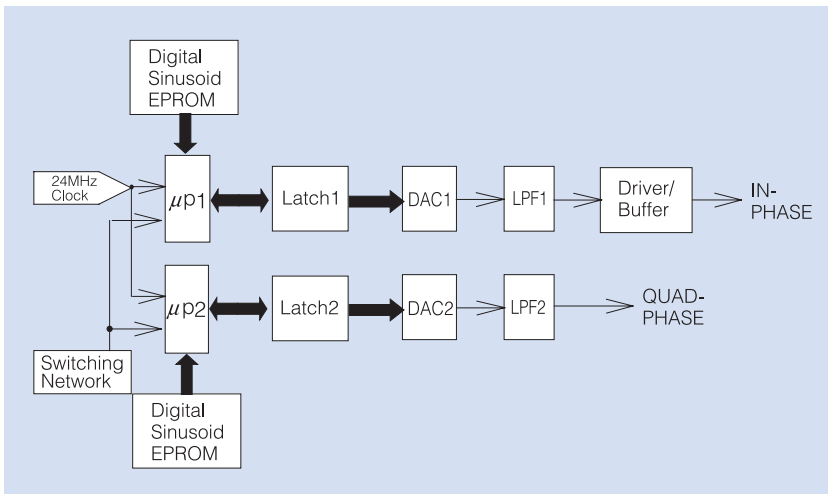


圖 3. 數位振盪器方塊圖。

3. 電壓測量電路設計

電阻抗影像的原理是透過電極組外加已知電流圖型至待測體，然後測量相對電壓圖型。從每個電極所測得的載波信號經由電壓量測電路加以解調出等效電壓值，簡化的電壓測量電路方塊圖如圖 4 所示。

電壓信號可以表示成振幅 (M) 和相位角 (ϕ) 的成分，或同相位 (V_{real}) 和 90° 相位 (V_{quad}) 的成分，如 (1) 式與 (2) 式所示。

$$V_{\text{in}}(t) = M \sin(\omega t + \phi) + q(t) \quad (1)$$

$$= V_r \sin \omega t + V_q \cos \omega t + q(t) \quad (2)$$

其中 $q(t)$ 為測量所得電壓雜訊， ω 是載波頻率。

過去的電阻抗斷層掃描系統大都採用類比式的解調方法，用以估算出 V_{real} 和 V_{quad} 兩個成分，類比式的解調方法一般有整流法 (rectification method)⁽²⁾、均方根值—直流值轉換法⁽⁴⁾、乘法器法⁽¹³⁾ 和平衡式解調法⁽⁶⁾ 等四種。使用類比的解調方法，會遭遇到誤差源的問題，如雜訊干擾、類比乘法器的非線性，積分器也會因信號的直流位準而產生誤差，並且這個直流位準會隨著時間和溫度的改變而變化，這些均會造成電壓量測上的誤差。由於目前低價位且快速的數位信號處理器使用非常廣泛，因此電壓測量電路就應用數位訊號處理的優點，藉以解決類比式解調所遭遇到的問題。其中解調部分是將參考載波訊號經過類比—數位轉換器變換為數位信號，

而儲存在數位信號處理器的記憶體，用此特性實現數位式乘法解調器。

本系統以數位式振盪器產生高振幅與相位穩定度的正弦波，其數位值作為解調參考載波信號，其中選擇高取樣頻率且有 12 位元解析度的類比—數位轉換器 AD7886。為了達到較高雜訊比，使用 256 取樣點，對於 15 kHz 載波信號的系統而言則解調所需的取樣時間為 $1/(256 \times 15 \text{ kHz}) \text{ sec}$ ，這對一般 12 位元 ADC 而言，是較難達到的取樣週期，因此本系統採用擷取幾個取樣週期的方式，在取樣頻率與雜訊比之間作取捨。經取樣後電極的電壓為 V_{elec} ，則實部與虛部的電壓可分別表示如下：

$$V_r = \sum_{i=0}^{N-1} V_{\text{elec}}(i) \sin \frac{2\pi i}{N} \quad (3)$$

$$V_q = \sum_{i=0}^{N-1} V_{\text{elec}}(i) \cos \frac{2\pi i}{N} \quad (4)$$

其中 N 為所觀察區間的取樣總點數，運算包含乘

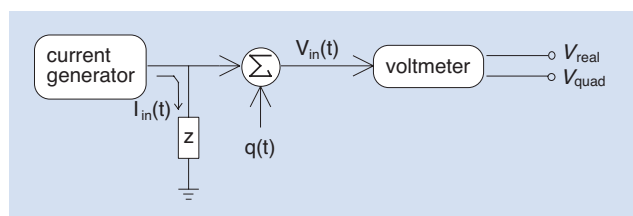


圖 4. 簡化的電壓測量系統方塊圖。

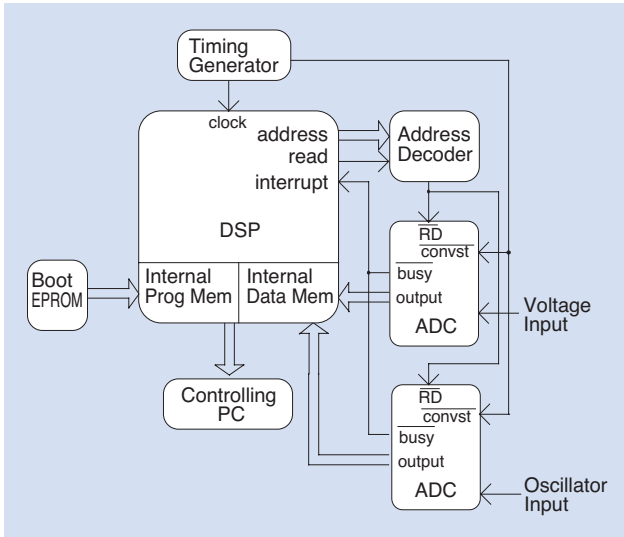


圖 5. 數位式電壓量測電路方塊圖。

法、累加法和資料的儲存與讀取，藉由 ADSP2101 數位訊號處理器加以完成。

解調程式則儲存在外部的 EPROM，當系統啟動後，ADSP2101 便會執行啟動程序，將電壓量測程式載入至內部程式記憶區。實部與虛部的電壓計算是應用振盪電路所輸出參考載波信號與所測量電壓信號各自經過數位轉換，匯入資料暫存區，取樣後的電壓序列與參考信號相乘之後，再累加所有的乘積，即可求得實部與虛部的電壓值。

電壓測量電路如圖 5 所示，兩個 ADC 的動作由一時序產生器所控制，利用 ADSP2101，SPORT1 的 FI 腳，以達到同步解調的目的。當 ADC 轉換完成時，則同時產生一中斷訊號，告知 ADSP2101 已

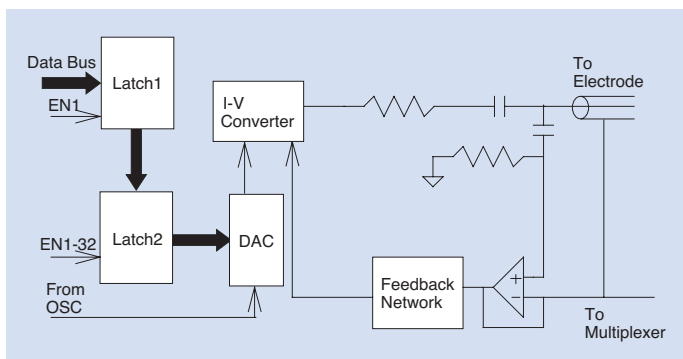


圖 6. 電流產生電路方塊圖。

為有效的資料，可做為解調方程式計算之用，隨後匯入個人電腦，以做為影像重建之用。

4. 電流產生電路

本系統共有 32 個獨立的電極通道，且每一個電極皆有一電流產生電路，如圖 6 所示。此電流產生電路能提供一高輸出阻抗且無相位偏差的穩定電流源，其主要組成為資料鎖定裝置、12 位元數位類比轉換器和具有回授增益控制的電壓電流轉換器。此處採用雙鎖定裝置，將所欲設定電流由個人電腦經輸入輸出介面，傳送至第一級的鎖定裝置，輸入四象限乘法式數位類比轉換器 AD7541，其輸出電壓再經電阻及電容加到電極，藉著運算放大器所構成的負回授電路來控制輸出電流的穩定度，待每一極電流資料鎖定之後，再啟動第二級的鎖定裝置同時注入至 32 個電流極，形成一電流圖型，此電流源的範圍設定在 $\pm 5 \text{ mA (rms)}$ 之間。

綜合上述，本系統規格如表 1 所示。本系統利用 PCB 組合架，將系統分為六個子系統：(1) 電流產生電路子系統，計有四組，(2) 振盪電路子系統，(3) 電壓量測電路子系統，(4) 數位控制子系統，(5) 基本子系統，(6) 輸入／輸出控制電路子系統。系統採用模組化設計，以子系統方式實現，便於將來的維修與檢測，其中兩個 ADC 模組則直接插在電壓量測電路子系統，整體系統照片如圖 7 所示。

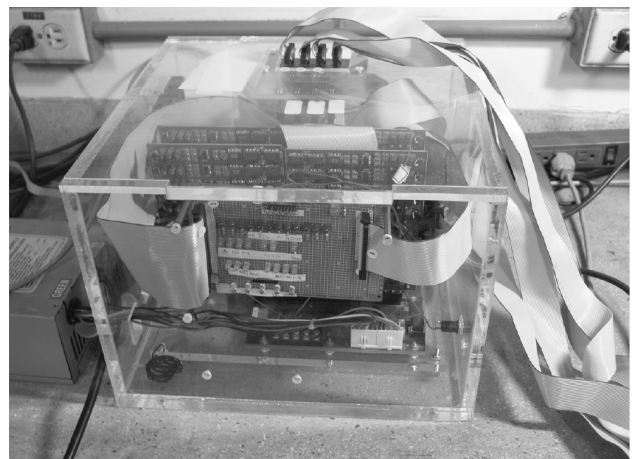


圖 7. 電阻抗斷層掃描系統實體圖

5. 軟體設計

軟體設計包括數位振盪電路驅動程式、電流模式設定程式、電壓量測電路解調程式及電壓資料擷取程式，分別說明如下。

數位振盪器驅動程式由組合語言撰寫完成，此振盪電路可產生四種不同的頻率 (10、30、80 及 10 和 80 kHz)，其中第四種為 10 kHz 與 80 kHz 的混頻波形。藉由頻率選擇開關切換，產生一中斷訊號給 DS80C320，然後再到該中斷的位址去取波形資料加以執行。由於所取點數不同及指令週期的影響，形成不同頻率的輸出弦波信號，其流程圖如圖 8 所示。

電流模式設定程式由組合語言寫成，程式中先設定 8255 之工作模式，而後將所欲設定電流圖型之 12 位元數位資料，經由輸入輸出介面及數位控制電路，依序將資料匯入 AD7541 之數位輸入端，於是便完成一個電極電流模式設定工作。同樣程序重複 32 次，便完成整個設定程序。本系統採用空間弦波電流圖型，如 (5) 式及 (6) 式所示，其中 M 代表電流振幅， k 是空間頻率， θ 為電極位置角度；總共有 31 個電流圖型。

$$\tilde{I} = \begin{cases} M \cos k\theta & k = 1, 2, \dots, \frac{1}{2} & (5) \\ M \sin\left(k - \frac{1}{2}\right)\theta & k = \frac{L}{2} + 1, \dots, L - 1 & (6) \end{cases}$$

其中空間頻率為一至四之電流圖型，如圖 9 所示。

電壓量測器解調程式以組合語言寫成，將兩個

表 1. 電阻抗斷層掃描系統規格。

電極數	32
載波頻率 (kHz)	15, 30, 80, 10 和 80 混波
最大電流	± 5 mA (rms)
類比／數位轉換解析度	12 位元
取樣頻率	312 kHz
量測電壓範圍	± 4 V (rms)
最大負載阻抗	800 Ω
供應電源	± 12 V, 5 V

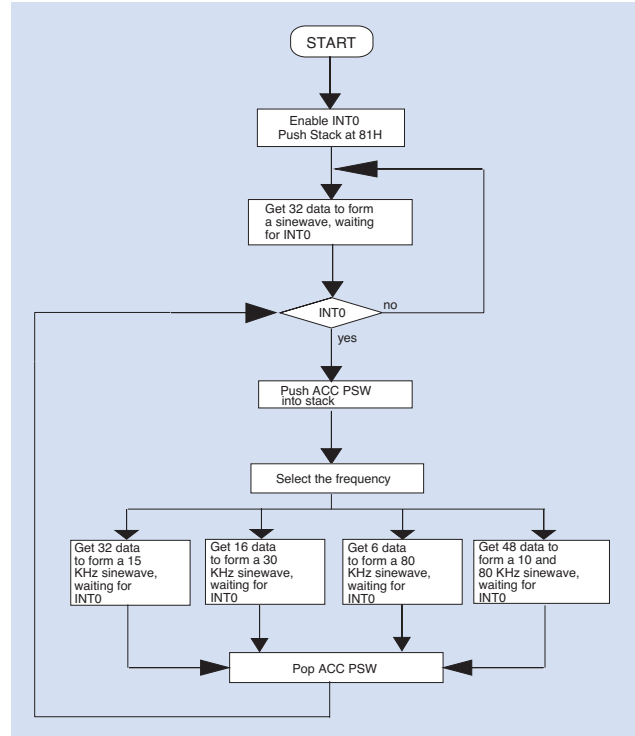


圖 8. 數位振盪電路驅動軟體流程圖。

模組 ADC 之信號同時取樣至 ADSP2101 內部的資料暫存器，待取樣點數完成後進行解調程序，再將電壓資料匯入個人電腦處理。

電壓資料擷取程式主要是轉換前面所述電壓解調後數位值為真正的讀值，以 HP 公司所出產 34401A 多功能數位電表做為校正量測之標準。

三、實驗結果

整體電路製作完成後，測試其系統特性，分別說明如下。數位振盪電路輸出之測試，以傳統全諧波失真值參數 (THD) 來評估振盪波形的好壞，對

表 2. 數位振盪電路輸出特性

Frequency (kHz)/Points	THD (%)
15/32	0.6363
30/16	0.4261
76/6	0.2124
10&82/48	—

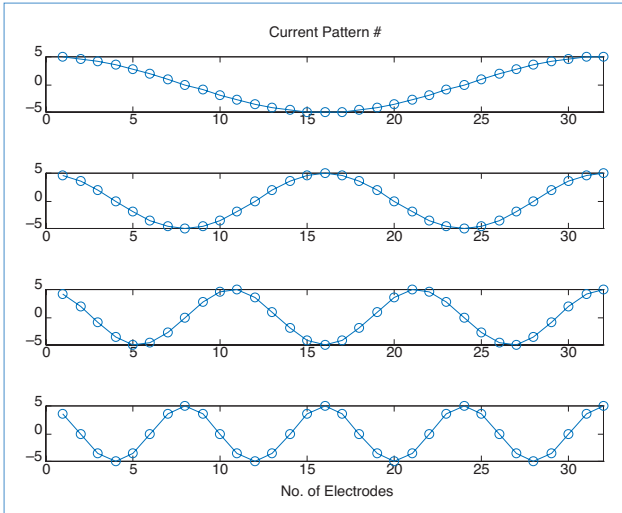


圖 9. 電流圖型之範例。

於各種輸出頻率之結果如表 2。

電流產生電路輸出電流隨負載變化，經過校正後，對每一電流極進行測試，電阻負載在 $80-800 \Omega$ 之間，每次測量電壓 32 次取其平均值，計算標準差，其平均電流誤差為 0.4% 左右，輸出電流相當穩定。至於電壓量測電路完成後，與 HP34401A 所得的電壓值加以比較，其整體誤差為 $\pm 3.8 \text{ mV (rms)}$ ，具有良好線性關係。整體系統所測得電壓圖型部分範例如圖 10 所示。

經過校準與測試後，使用本系統與模擬器進行實驗，將一直徑為 6.5 cm 之導體待測物，放置於模擬器電極編號 24 附近，模擬器內加入高 6.5 cm 的食鹽水，使用三十一種空間弦波電流圖型，透過單步牛頓-拉夫遜法影像重建演算法重建電阻抗影像，所重建出靜態電阻抗影像與差值電阻抗影像分別如圖 11(a) 與 (b) 所示。

四、總結

電阻抗斷層掃描系統提供電阻抗影像重建的能力，系統造價約為十萬元，在臨床應用上，此種技術相當符合經濟效益；尤其系統使用數位式電路加以實現，更具有頻率可調變與系統模組化的特色。資料擷取方面，數位解調受到解調點數的影響，減少解調長度，雖可降低解調所需時間，但卻犧牲了

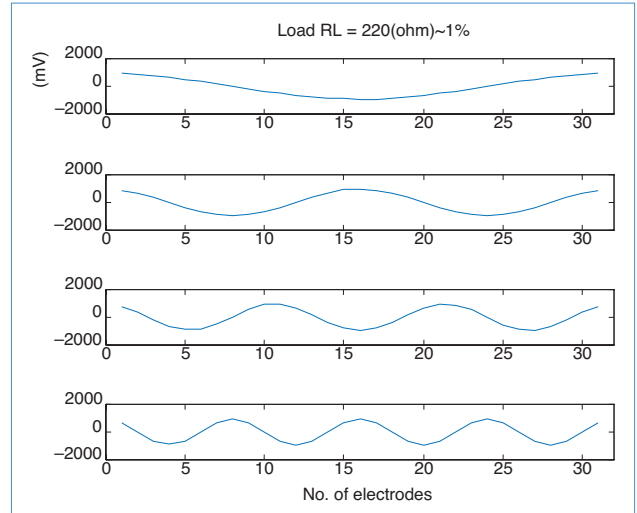


圖 10. 測量所得電壓圖型之範例

訊號雜訊比，同時也受到所選用輸入輸出介面種類、電腦速度及數位處理晶片指令週期等影響。整體而言，目前電阻抗斷層掃描系統之空間解析度大致約為待測物外徑之 5-10% 左右。

在臨床應用上，對於一張影像資料擷取的時間，應是越短越好。本系統解調點數為 256，解調單一電極所量測到一電壓所需的時間為 12.2 ms，系統若能在資料擷取速度上加以改進，將會提高應用價值。另外，本系統之影像重建演算法係應用單步牛頓-拉夫遜法 (one-step Newton-Raphson method)，因此在速度與解析度上，影像重建演繹法也是一重要關鍵，需要加以研究改進。

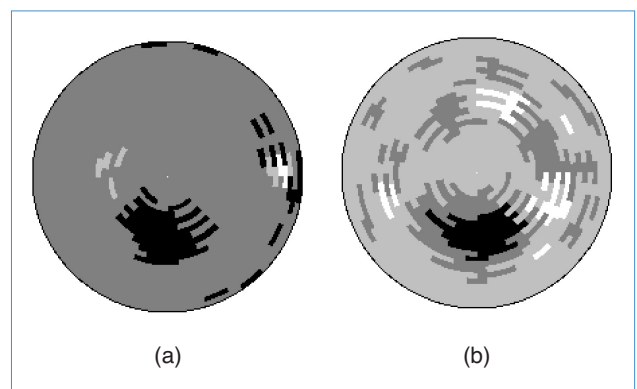


圖 11. (a) 導體的靜態電阻抗影像，(b) 差值電阻抗影像。

參考文獻

1. R. P. Henderson, J. G. Webster, and D. K. Swanson, *Proc. Annu. Conf. Engineering in Medicine and Biology*, **18**, 322 (1976).
 2. R. P. Henderson and J. G. Webster, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **25** (3), 250 (1978).
 3. B. H. Brown and A. D. Seager, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **8**, 91 (1987).
 4. R. Skidmore, J. M. Evans, D. Jenkins, and P. N. T. Well, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **8**, 99 (1987).
 5. P. Hua, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, *Proc. IEEE Annu. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, **1429** (1987).
 6. J. C. Newell, D. G. Gisser, and D. Isaacson, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **35**, 828 (1988).
 7. R. D. Cook, G. J. Saulnier, D. G. Gisser, J. C. Goble, J. C. Newell, and D. Isaacson, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **41** (8), 713 (1994).
 8. H. Griffiths and A. Ahmed, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **8**, 103 (1987).
 9. A. Lozano, J. Rosell, and R. Pallas-Areny, *Med. & Biol. Eng. & Computing*, **28**, 38 (1990).
 10. P. M. Record, R. Gadd, and F. Vinther, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **13**, 67 (1992).
 11. L. F. Fuks, M. Cheney, D. Isaacson, D. G. Gisser, and J. C. Newell, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **38** (11), 1106 (1991).
 12. P. W. Van Der Walt, *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, **30** (4), 292 (1981).
 13. Y.-C. Ho, *RC Two-Phase Electrical Impedance Imaging System Development and Data Acquisition*, Master Thesis, Institute of Electrical Engineering, National Cheng Kung University, Taiwan (1990).
-
- 鄭國順先生為國立成功大學電機工程博士，現任國立成功大學醫學工程研究所與口腔醫學研究所教授暨中華民國生物醫學工程學會理事長。
 - 盧宜裕為國立成功大學醫學工程研究所碩士，目前在國立成功大學醫學工程研究所博士班進修，現任於遠東技術學院電子工程系講師。
 - 陳政宇為國立成功大學醫學工程研究所博士班學生。
 - Kuo-Sheng Cheng received his Ph.D. in electrical engineering from National Cheng Kung University. He is currently a professor in the Institute of Biomedical Engineering and the Institute of Oral Medicine at National Cheng Kung University. He is also the president of the Biomedical Engineering Society of ROC.
 - Yi-Yu Lu received his M.S. in biomedical engineering from National Cheng Kung University. He is currently a Ph.D. student in the Institute of Biomedical Engineering at National Cheng Kung University and also a lecturer in the Department of Electronic Engineering at Far East College.
 - Cheng-Yu Chen is currently a Ph.D. student in the Institute of Biomedical Engineering at National Cheng Kung University.