

中華民國第四十八屆中小學科學展覽會
作品說明書

高職組 電子、電機及資訊科

佳作

091006

創新型微動能感測系統之研製

學校名稱：臺北市私立開南高級商工職業學校

作者：	指導老師：
職二 楊政翰	張丕白
職二 王紹帆	江明岳
職二 陳亮文	
職二 黃偉銘	

關鍵詞： 運算放大器、電解質、濾波器

壹、摘 要

感測器為系統最前端裝置，影響量測結果甚鉅。目前量測微弱振動的感測器，絕大多數為日本或美國生產，主要為半導體橋式壓力感測器。雖然體積較小，但受溫度與非線性影響，無法真實地將感測動能轉換出來且價格昂貴。

有鑑於此，我們將水添加微量的電解質，產生的阻抗配合薄膜與震動面接觸，薄膜上的電極隨震動起伏，與固定電極間產生位移使阻抗產生變化。經四項實驗，證實此感測器具有極佳的低頻響應與能量轉換曲線，並且造價低廉，配合相關電路建構出微動能感測系統，能廣泛運用於科學研究、視聽電子、地震分析、生物資訊、製造業產品檢驗等範疇。

貳、研究動機

隨著國人生活品質的提升，日趨高齡化的社會型態，促使生醫器材蓬勃發展，我們想運用所學，研製醫電領域的專題。經資料收集得知，目前量測人體血壓與脈搏信號的感測器，多數為半導體橋式壓力感測器。

半導體橋式雖然體積較小，但必須做溫度與非線性補償。至於紅外線震動感測器，則受限於穿透力；動電或線圈感測器，則低頻響應欠佳，於是我們著手研發一個全新的微動能感測系統。

參、研究目的

本研究目的係運用所學，提升現有電子感測系統之性能，避免過多的誤差影響量測結果。現有量測微動能信號的感測器，必須做溫度與非線性補償，無法真實地將感測信號轉換出來。

因此我們研發「水阻抗式微動能感測器」，為證實本感測器有較佳的能量轉換曲線與低頻響應，我們將做以下四項實驗測試；

實驗一：直流阻抗

實驗二：能量轉換

實驗三：交流特性

實驗四：溫度特性

並找出正確的校正感測器方法，配合相關電路，形成微動能感測系統，運用其低頻響應良好，具有較佳的能量轉換曲線與低造價。

基於學有所用的理想，將學校的課程「表 1」與專題相融合，如電子學中的「運算放大電路」，將感測器的輸出訊號放大；基本電學的諧振電路，則可作為濾波元件的規劃。希望本研究能對國內相關產業有所助益，增進人類的福祉。

表 1 高職課程學習相關內容

科目名稱	年級	內 容	作品應用部分
基本電學	高一	直流暫態	電源濾波
		交流電波形	訊號分析
		非諧振電路	類比訊號處理、濾波電路
物 理	高一	物理量及其單位	各種物理量級單位之換算
		波 動	感測器設計與波形分析
		力 學	感測器設計
化 學	高一	電解化學反應	感測器設計
		溶 液	感測器設計
		酸、鹼、鹽	感測器設計
計算機概論	高一	程式設計	電腦程式設計
		資 料 庫	檢測資料分析
		多 媒 體	量測系統之電腦語音報知功能
電子學	高二	二極體	電源電路、繼電器保護裝置
		電晶體	放大電路
		運算放大器	放大電路與濾波器
電子實習	高二	電子儀器	系統實作之量測、校正、檢修
		二極體	電源電路、繼電器保護電路
		電晶體	放大電路
		運算放大器	放大電路與濾波器

肆、研究設備及器材

本研究所的設備與器材，可分為下列三大類：

一、研究設備：參閱「表 2」所列。

表 2 研究設備一覽表

研究設備	規 格	數 量	備 註
信號產生器		2	產生標準訊號提供校正與測試
電源供應器		2	
同步示波器		1	訊號波形觀測
三用電表	類比式	3	

二、研究器材：參閱「表 3」所列。

表 3 研究器材一覽表

研究器材	規 格	數 量	備 註
PCMCIA 介面卡		1	
筆記型電腦		1	
印表機	雷射	1	
曝光機		1	製作感光電路板
類比資料擷取卡	PCMCIA	1	
變壓器		1	
氯化鐵		3	

三、工具機：參閱「表 4」。

表 4 研究工具機一覽表

工具機	規 格	數 量	備 註
電烙鐵	30W	4	恆溫控制
尖嘴鉗	電子用	4	無牙
斜口鉗	電子用	4	
剝線鉗	電子用	4	
螺絲起子組	電子用	4	
麵包板	電子用	4	
三用電表	類比	3	
IC 拔取器		1	
IC 整腳器		1	
電鑽	小型	2	
銼刀		5	一組

伍、研究過程或方法

一、現有感測器特性分析

（一）半導體感測器特性

「圖1」為Metrodyne Microsystem 生產MPS-2000感測器，其內部結構如「圖2」，以電橋偵測壓力變化。感測器的V⁺、V⁻輸入穩定電壓，震動或壓力使感測器的受力薄膜產生形變，內部的電阻電橋網路改變，產生電位差得到對應的信號。此種結構雖然體積較小，但對溫度十分敏感且能量轉換曲線非線性變化[1]。

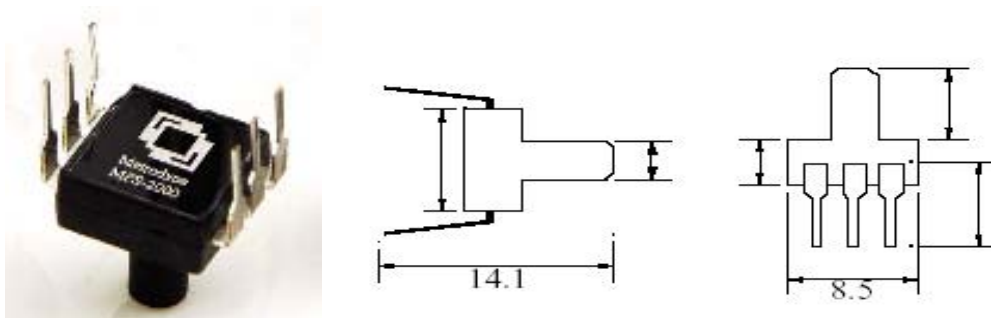


圖 1 Metrodyne Microsystem，MPS-2000 壓力感測器

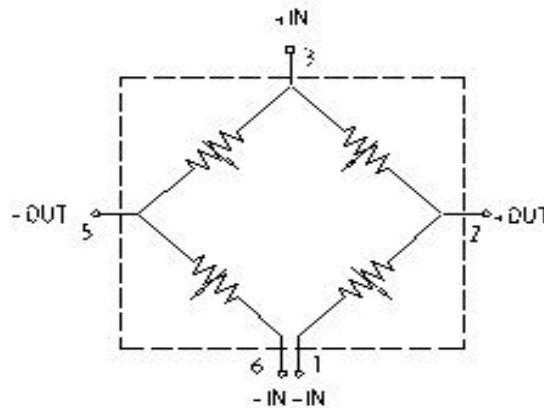


圖 2 半導體橋式壓力偵測器內部結構

（二）動電式感測器特性

1、基本原理

動電式感測器原理為佛萊明左手定則，線圈隨位移變動，與永久磁鐵交互作用產生電流，將動能轉變成電訊號「圖3」、「圖4」。磁場空隙內裝設垂直磁通方向的運動線圈，數學式表示為：

$$F = B \times I \times L \times \ell \sin \theta \quad (1)$$

「第(1)式」中， F 為導體的作用力； B 為磁通密度； I 為導體的電流； L 為導體在磁場中的平均長度； θ 為導體電流方向，與磁場方向的夾角； $\ell \sin \theta$ 為導體在磁場中的有效長度。感測器輸出電流 I ，正比於輸入動能 F 。



圖 3. 感測器之強力磁鐵，空隙內為磁場

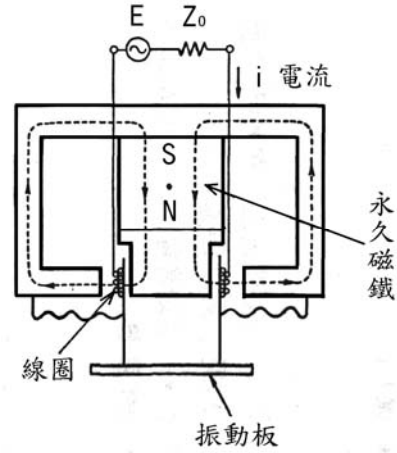


圖 4. 感測器之電磁迴路

2、性能分析

動電式感測器性能，受磁路所影響如下：

(1) 效率

動電型感測器輸出訊號與振動速度成正比，感測器以動能、質量、電阻三種特性做適當調整，稱為控制。效率 η 表示成「第(2)式」：

$$\eta = \frac{(BL)^2 R_A}{(BL)^2 (R_C + R_A) + R_E [(R_C + R_A)^2 + (Z_A + Z_C)^2]} \times 100\% \quad (2)$$

「第(2)式」中： R_E 是線圈的電阻值； R_A 是振動體的摩差力； Z_A 是振動體的阻尼， R_C 為系統的機械阻力， Z_C 為錐體系統的運動阻尼。由「第(2)式」得知，效率正比於 B^2 ，增加效率的方法，只能增加磁鐵的磁通密度，或用質量較輕的感測機構。

(2) 傳真度

動電式感測器的磁通密度分佈不均，造成輸出訊號波形失真。其磁通量均勻分佈於75%的範圍，A側與B側的磁通衰減度並非對稱「圖5」。線圈過短不能有效利用磁通密度，太長會增加質量，均會降低效率。

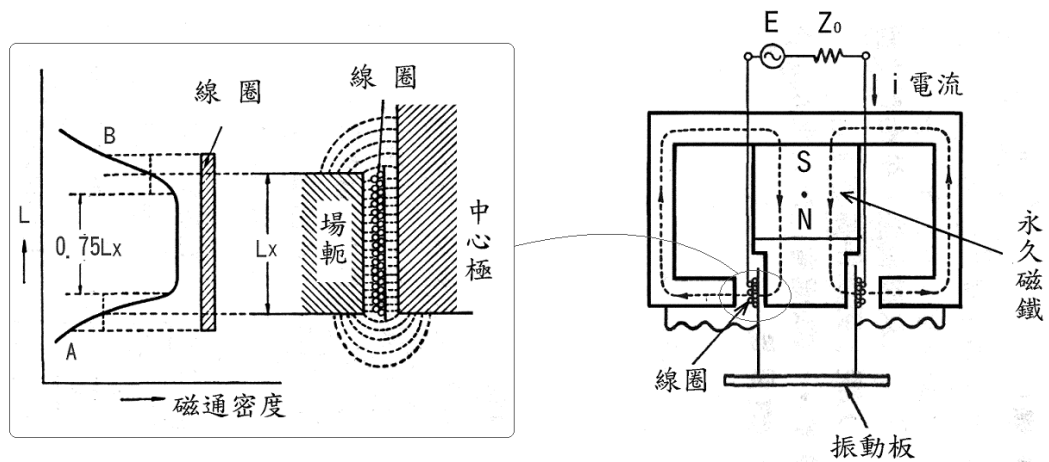


圖5 空隙部磁通量分布圖

3、磁路限制

基於效率及遲滯性，須增加磁通密度，然而受到兩條件所侷限，(1)磁路飽和；(2)低頻響應的限制。磁能飽和即使增加磁力，空隙部分的磁通密度亦無法增加，僅增加洩漏磁通量。若增加磁通密度，則輸出能量增大，但低頻響應惡化。「圖 6」為動電式感測器量測的人體脈搏波形，由圖得知低頻響應欠佳，

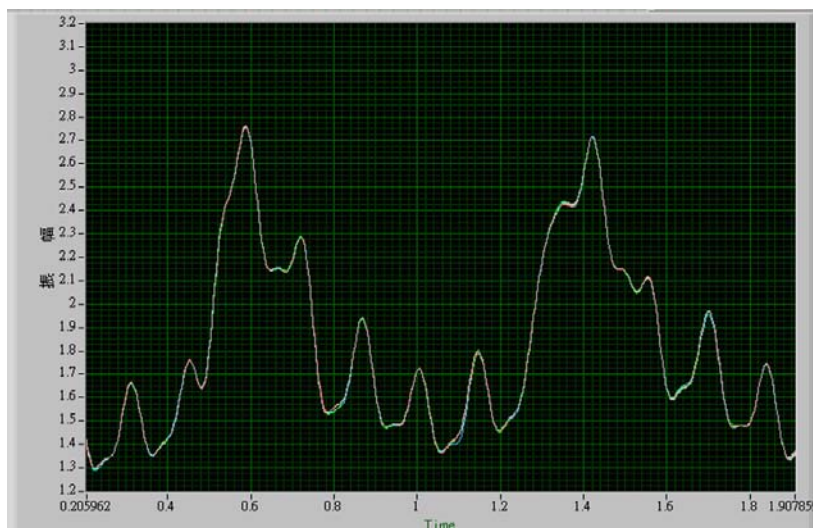


圖 6 動電式感測器量測之血液脈動波形

(三) 紅外線感測器特性

工業界已大量使用紅外線技術，其波長為900 到1050 nm。振動感測常用的元件，為紅外線發光二極體及光電晶體。對於震動位移之量測，則受限於紅外線穿透力與遭待測物體所吸收，其效果十分有限。

（四）感測系統討論

一般感測器受限結構，無法直接量測微弱的位移，必須經由轉換機制間接量測壓力與位移。「圖7」為此類型壓力感測機制，規劃一個密閉空間，內部為定值壓力氣體，中央則為薄膜。動能藉由此薄膜傳遞，改變密閉氣室之氣體壓力，使感測器的受力薄膜產生形變，改變薄膜上半導體的電阻值，輸出端則產生電位差 [3]。所感測之壓力訊號係輾轉而得，受阻尼係數之影響，導致能量損失與時間延遲。本研究將感測器直接與待測面接觸，藉以提升量測訊號的傳真度。



圖 7 半導體橋式壓力轉換機制

二、感測器性能分析

感測器其性能主要為：效率(靈敏度)、頻率響應、傳真度、遲滯性、額定輸入、指向性、溫度特性等[4]，說明如下：

（一）效率：

感測器輸出的電能與施加感測器能量的比值，其關係如「第(3)式」：

$$\eta = \frac{\text{電能輸出}(W)}{\text{動能輸入}(W)} \times 100(\%) \quad (3)$$

（二）頻率響應

效率與頻率響應，表示能均勻輸出訊號與諧波範圍之訊號，頻寬愈大性能愈佳。

（三）遲滯性：

輸入激烈變化之振動訊號，是否能立即感應，此特性關係解析度，與各種諧波的分離度。

（四）額定輸入：

不造成機械性損傷，或不產生嚴重失真，感測器的最大輸入能量。

（五）指向性：

是指感測器軸心外某點的壓力，偏離感測器正面軸向角度，產生變化的情形。

三、創新式微動能感測器

（一）感測器設計與製作

密閉容器內注入導電性電解質水溶液，開口以高分子化合物隔膜（Diaphragm）封住，於隔膜與容器一側裝上兩電極。此時將隔膜放置待測處，上下垂直位移均勻分布於隔膜，將動能視為集中力 F ，當 F 持續的施加在隔膜上，密閉容器內的電極產生位移變化，改變了兩者之間的阻抗「圖 8」。

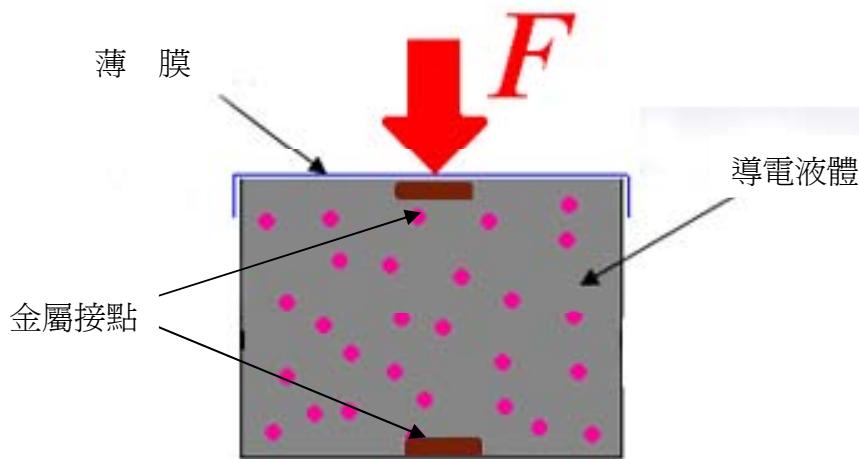


圖 8 液體阻抗感測器模型

隔膜以軟膠（soft rubber）防止漏液，密閉容器為直徑 1cm 圓柱形。為防範待測物具化學侵蝕性，隔膜採用抗腐蝕性含氟之材料（Viton 耐溶劑手套）「圖 9」、「圖 10」



圖 9 薄膜與接點

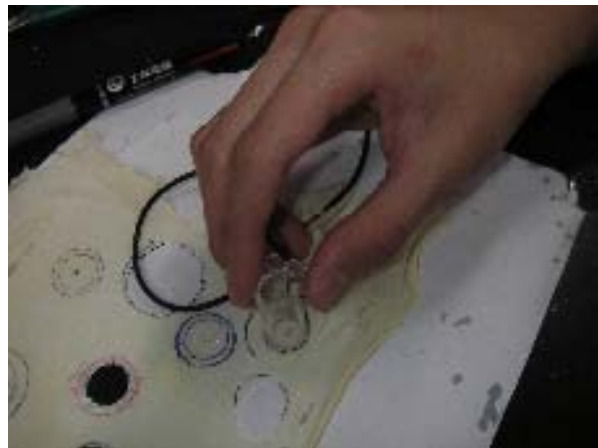


圖 10 黏貼感測器薄膜與接點

（二）水阻抗式微動感測器研發

我們研發的感測器結構如「圖 11」，虛線以下添加微量電解質的純水，純水的導電性很小。加入電解質使阻抗大幅降低，本研究添加分解後無害的電解質，注入低濃度的硝酸鉀與乙酸。

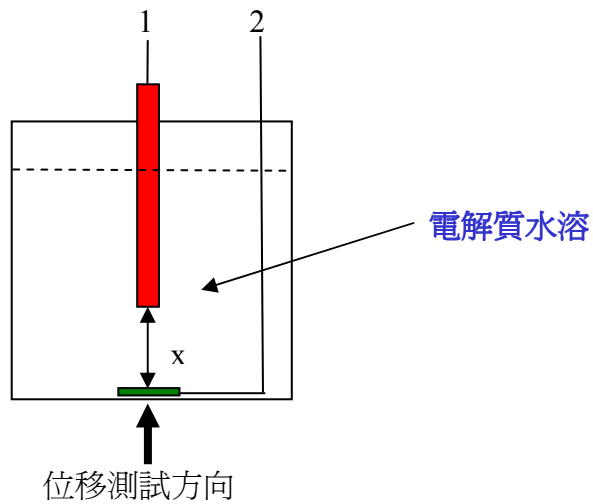


圖 11 水阻抗式壓力偵測器內部結構

等效電路如「圖 12」所示。圖中

$Z_{12}(x)$: 阻抗隨 x 微動時改變

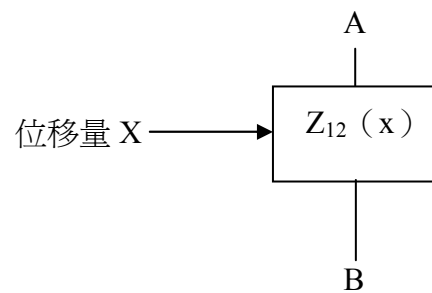


圖 12 水阻抗式壓力偵測器等效電路



圖 13 微動能感測器實體完成品

三、創新式微動能感測器特性測試

(一) 實驗一：直流阻抗（測試圖如「圖 28」）

為得知感測器理想的直流工作區間，以多種藥品與結構的感測器，經常時間連續測試，其輸入電流與輸出電壓之關係曲線，能接近線性關係的條件「圖 14」、「圖 15」。

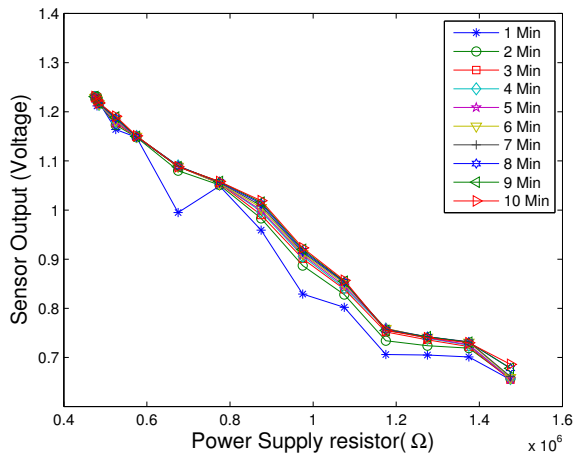


圖 14 電極距離 5.0mm 直流阻抗

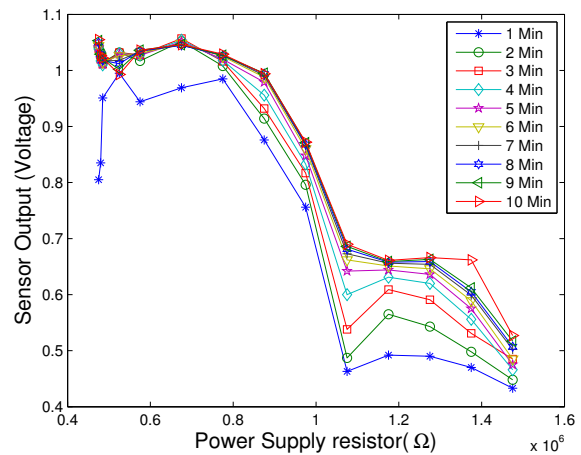


圖 15 電極距離 2.0mm 直流阻抗

(二) 實驗二：能量轉換特性曲線

「水阻抗式微動能感測器」，兩端輸出電壓與薄膜位移量（X）之能量轉換，經「圖 16」之量測架構多次實驗，探索更接近線性的能量轉換曲線感測器架構。

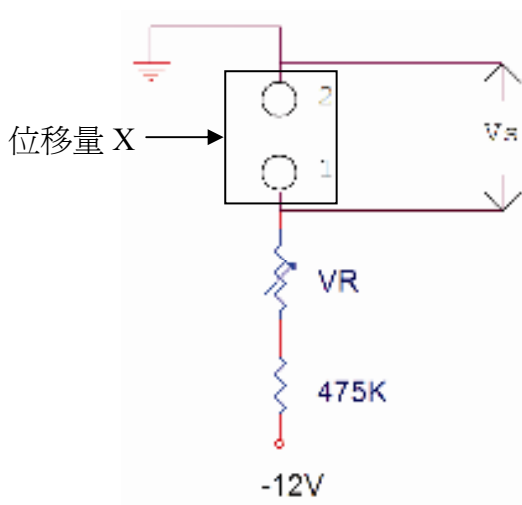


圖 16. 能量轉換實驗接線圖

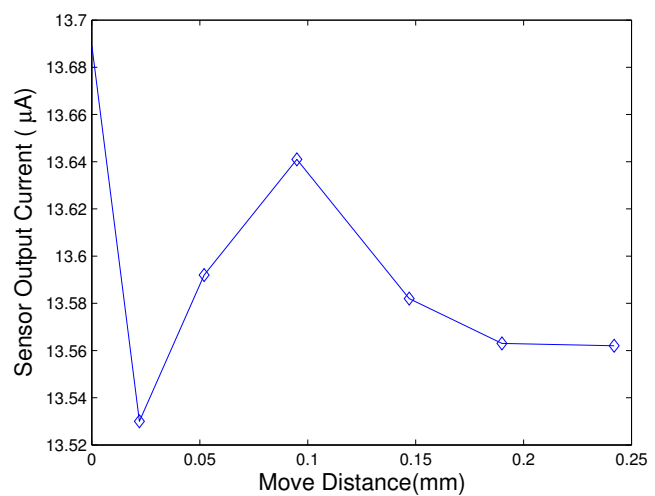


圖 17. 電極距離 0.6mm 位移能量轉換曲線

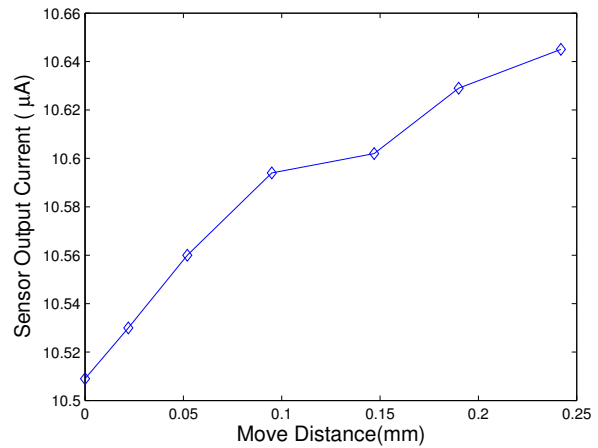
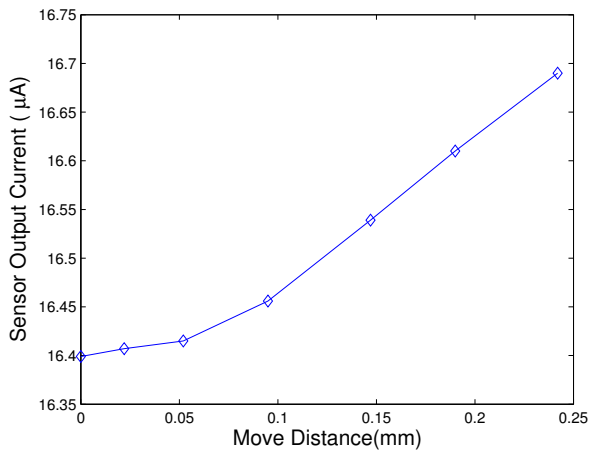


圖 18. 電極距離 1.0mm 位移能量轉換曲線 圖 19. 電極距離 1.5mm 位移能量轉換曲線

(三) 實驗三：交流特性（測試圖如圖 29）

由於電解質以直流工作，電流或電壓過大會產生電解與電極極化現象，長期工作以交流為宜。因此進行下列實驗：

1、交流阻抗

感測器內部電極與電解液的阻抗，經多此實驗得知其等效電路，近似電阻與電容並連，其阻抗隨頻而改變。「圖 20」為電極距離 3.0 mm，濃度 1M 乙酸電解質之感測器交流阻抗，於頻率大於 100Hz 即急速下降，其電阻抗為 $1K\Omega$ 。

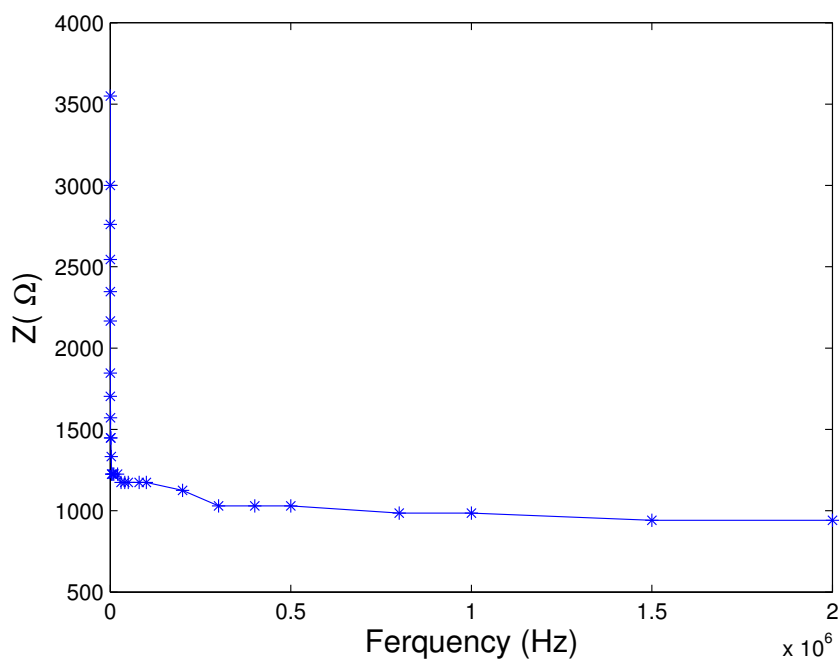


圖 20. 電極距離 3.0 mm 頻率與阻抗

2、波形因素

為探求理想的交流電工作波形，以訊號產生器輸入方波、正弦波、三角波等波形，測試不同波形對感測器阻抗的影響。

（四）實驗四：溫度特性測試

溫度特性為感測器要項，因此與國立台北科技大學化學工程系進行研究交流，以恆溫箱進行溫度測試，「圖 21」為交直流阻抗與能量轉換溫度實驗系統。



圖 21. 溫度特性實驗系統（左側為恆溫箱）

陸、研究結果

一、感測器特性

(一) 工作電流

經實驗證得知最適合的工作電流為 12 至 22 μA ，其電壓與電流轉換成線性關係，接近理想電阻特性「圖 22」。

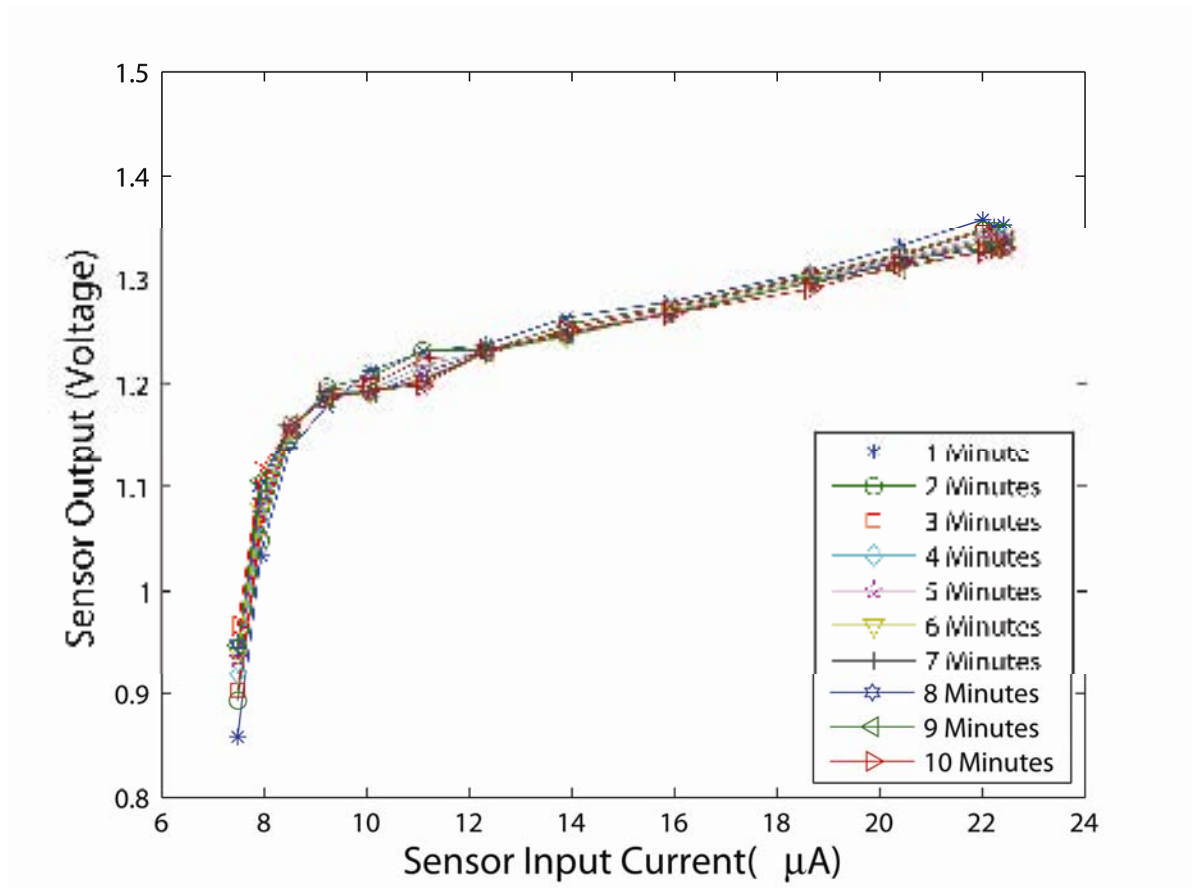


圖 22 直流阻抗特性曲線圖

(二) 感測器結構

經「圖 16」之量測架構多次實驗後，限流電阻 1.075M Ω ，定電流 10 μA ，電極距離 3.0mm，濃度 1M 乙酸 (CH_3COOH) 電解質，電極直徑為 3.3mm，感測器密閉容器高度為 15mm 直徑為 10mm，會有最佳能量轉換曲線「圖 23」。希望在此基礎上，能發展更接近線性的能量轉換曲線感測器。

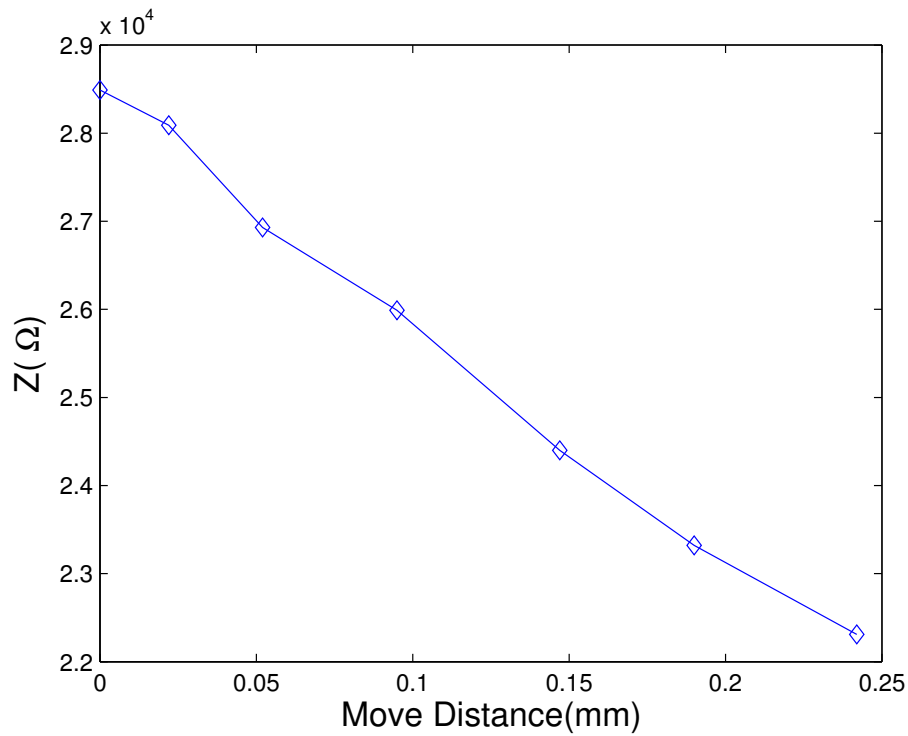


圖 23 較線性之微位移變化能量轉換曲線

(三) 交流特性

「圖 24」為電極距離 3.0 mm，濃度 1M 乙酸電解質之感測器交流阻抗，得知方波的特性最穩定，正弦波次之，三角波最差，因此以方波作為交流工作電源。

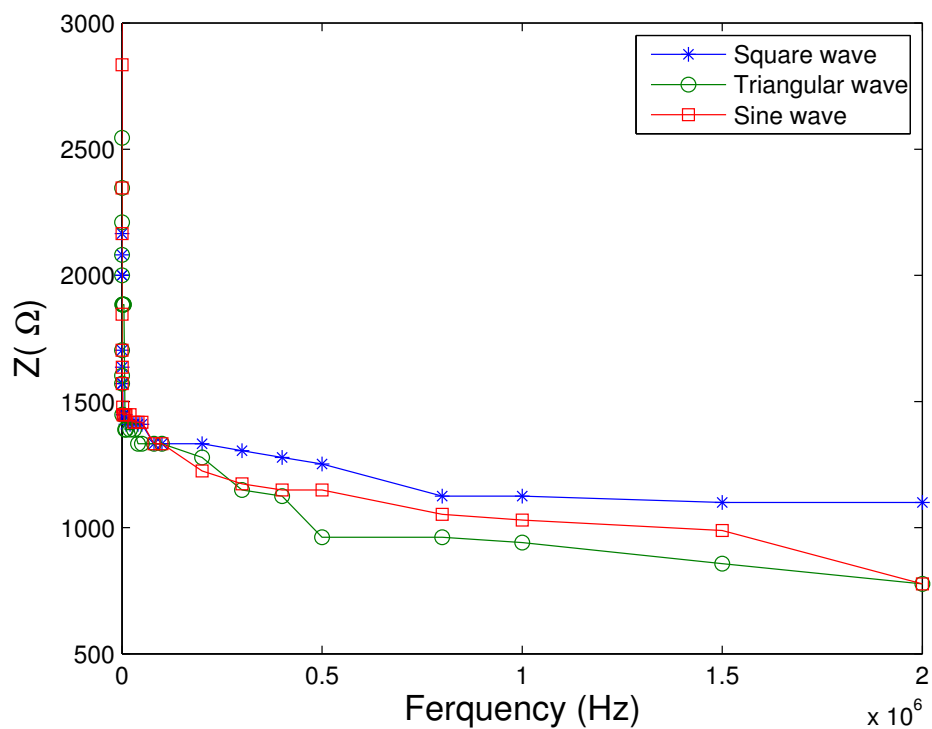


圖 24. 電極距離 3.0 mm 波型與阻抗

(四) 溫度特性

1、直流阻抗的溫度特性

以「圖 21」的實驗系統，測試電極距離 3.0 mm，濃度 1M 乙酸電解質之感測器直流阻抗，經多次實驗得知 60°C 以內，溫度對阻抗幾乎沒有影響「圖 25」。

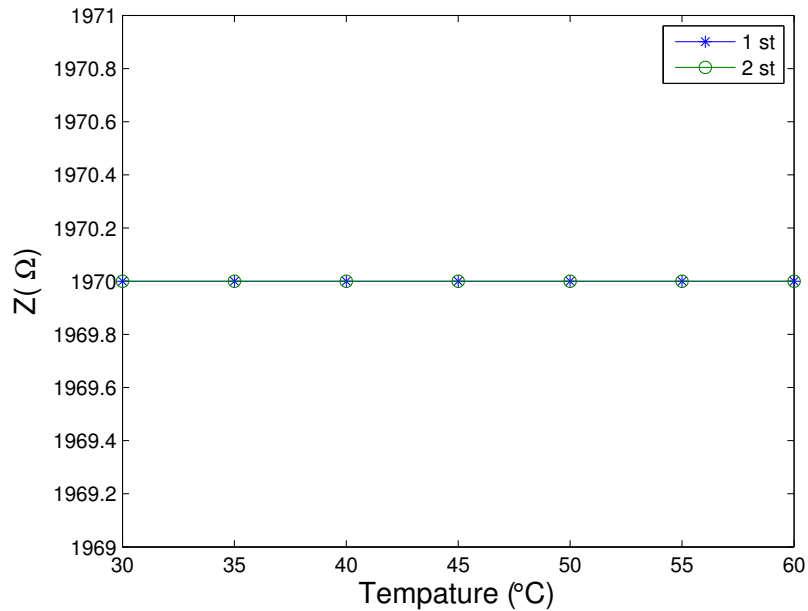


圖 25. 電極距離 3.0 mm 感測器溫度與直流阻抗

2、交流阻抗的溫度特性

電極距離 3.0 mm，濃度 1M 乙酸電解質之感測器交流阻抗，經多次實驗得知 55°C 以內，溫度對阻抗影響很小「圖 26」。

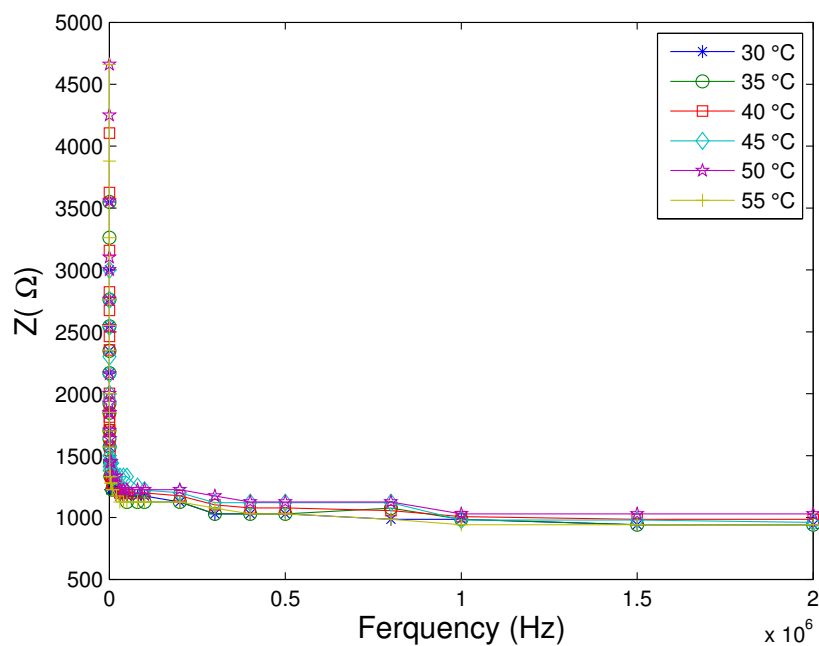


圖 26. 電極距離 3.0 mm 感測器溫度、頻率與交流阻抗

3、能量轉換的溫度特性

「圖 27」為電極距離 3.0 mm，濃度 1M 乙酸電解質之感測器，直流電極位移能量轉換與溫度特性，經多次實驗得知 60℃ 以內，溫度對能量轉換的影響很小。

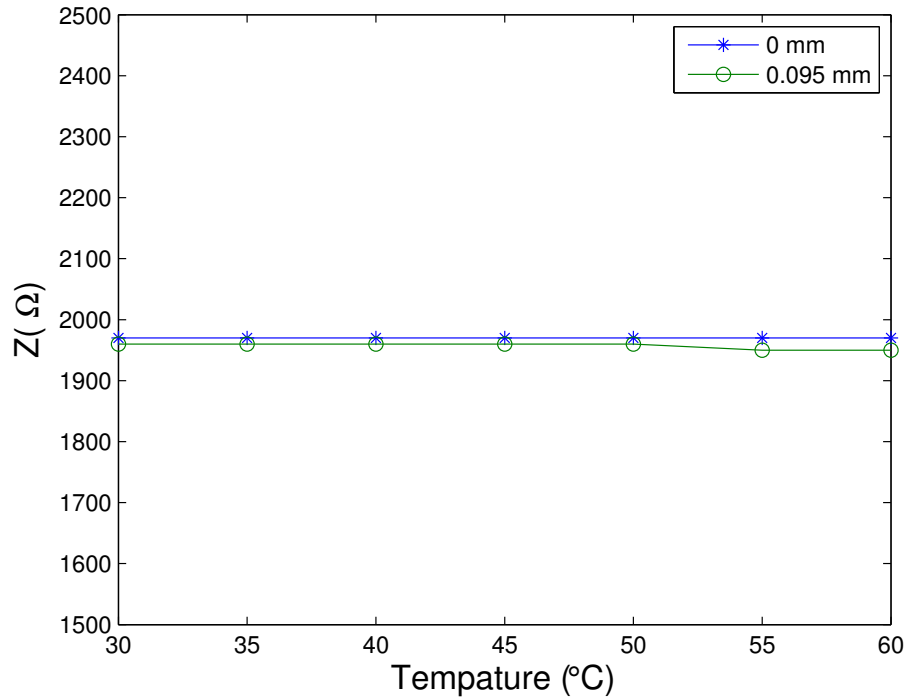


圖 27. 電極距離 3.0 mm 感測器能位移量轉換溫度特性

二、校正方法

(一) 定電位校正（適用於精確測量位移量）

1、直流校正

(1) 校正接線

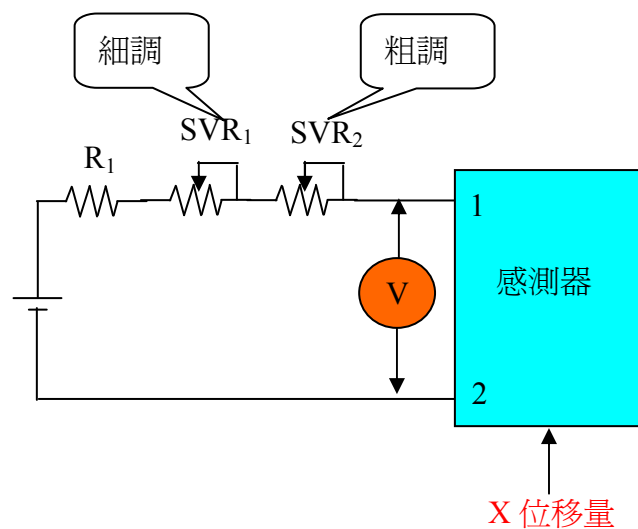


圖 28. 校正接線圖

(2) 校正點

反覆調整 SVR_1 及 SVR_2 始符合下列各點標準電壓誤差範圍內

表 5. 直流校正點 (感測器電極距離 = 2.5 mm ; 溫度 25°C)

位移量	$X_0 = \underline{0}$ mm	$X_1 = \underline{0.021}$ mm	$X_2 = \underline{0.095}$ mm
標準值	0.620V	0.619V	0.617V
誤差	$\pm 0.001\text{V}$	$\pm 0.001\text{V}$	$\pm 0.001\text{V}$

2. 交流校正

(1) 校正接線圖

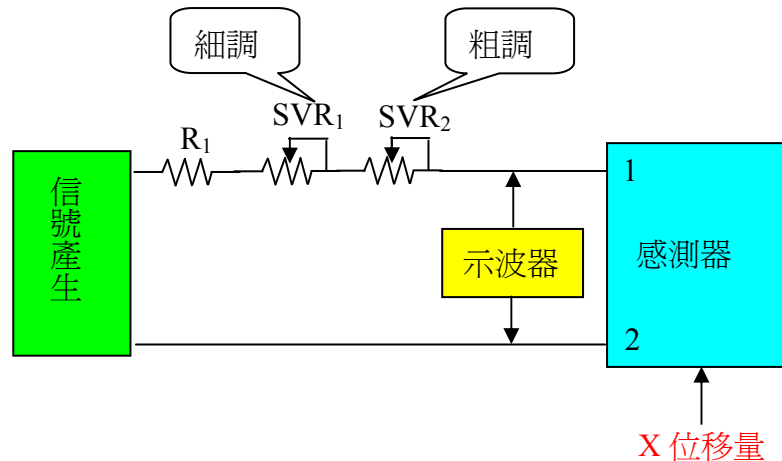


圖 29. 交流校正接線圖

(2) 校正點

反覆調整 SVR_1 及 SVR_2 始符合下列各點標準電壓誤差範圍內。

表 6. 交流校正點

($f = \underline{30\text{k}}$ HZ ; $V_i = \underline{1}$ V_{PP} ; 感測器電極距離 = 3.0 mm ; 溫度 25°C)

位移量	$X_0 = \underline{0}$ mm	$X_1 = \underline{0.021}$ mm	$X_2 = \underline{0.095}$ mm
標準值	0.378V _{PP}	0.371V _{PP}	0.367V _{PP}
誤差	$\pm 0.001\text{V}_{PP}$	$\pm 0.001\text{V}_{PP}$	$\pm 0.001\text{V}_{PP}$

(二) 定斜率校正 (適用於相對位移量測量)

1、直流校正

(1) 校正接線圖

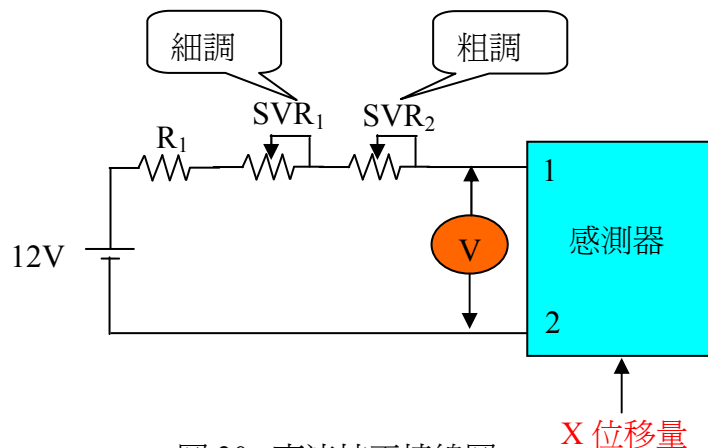


圖 30. 直流校正接線圖

(2) 校正點

反覆調整 SVR₁ 及 SVR₂ 始符合下列每兩點斜率值

表 7. 直流校正點（感測器電極距離＝2.5 mm；溫度 25⁰C）

兩點斜率值	$\Delta V_{S01}/\Delta X_{01}$	$\Delta V_{S12}/\Delta X_{12}$
標準值	-0.0476	-0.037
誤差	±0.0001	±0.001

2、交流校正

(1) 校正接線圖

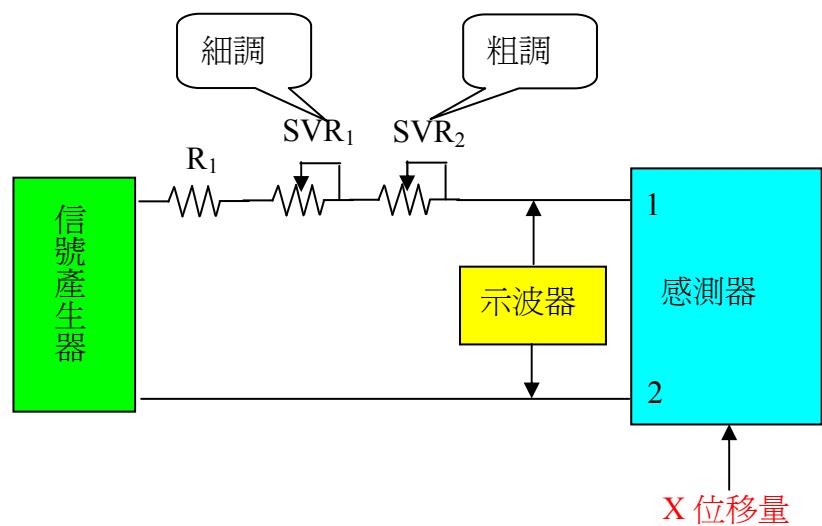


圖 31. 直流校正接線圖

(2) 校正點

反覆調整 SVR₁ 及 SVR₂ 始符合下列下列每兩點斜率值

表 8. 交流校正點

(f＝30k HZ；V_i＝1 V_{PP}；感測器電極距離＝3.0 mm；溫度 25⁰C)

位移量	$\Delta V_{S01}/\Delta X_{01}$	$\Delta V_{S12}/\Delta X_{12}$
標準值	-0.3333	-0.054
誤差	±0.0001	±0.001

三、感測系統整合

「圖 32」即為本系統方塊圖，由於水中的兩個電極通以直流電，會產生電解反應，在陰極產生氫氣，陽極產生氧氣將水分解。為避免電解反應，以振盪產生頻率較高的交流訊號，送至感測器兩端。經薄膜隨動能產生之位移，將位移引發之電阻變化改變交流信號，由 AB 兩端取出。以緩衝級放大器將電流加大，再以濾波器將震盪器產生之高頻交流訊號去除，最後再加以放大，這是和其他感測器差異最大的地方。

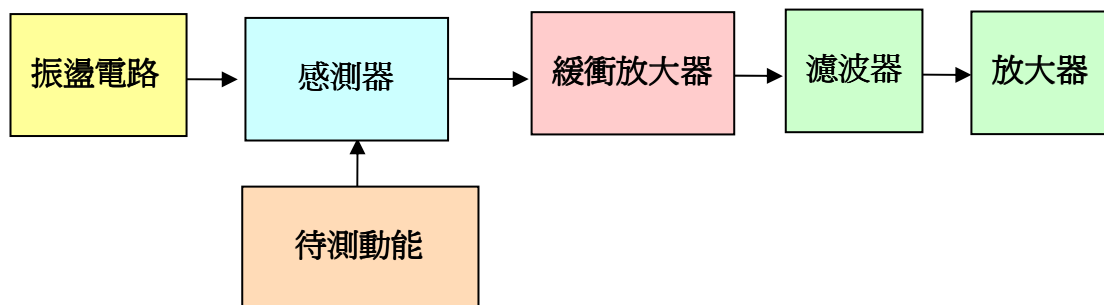


圖 32. 微動能感測器系統方塊圖

(一) 振盪電路系統

「圖 33」為本系統振盪電路，NE555 送出 1.76 K HZ 的電波訊號「圖 34」，注入感測器電解質水溶液，提供動能感應的載波。

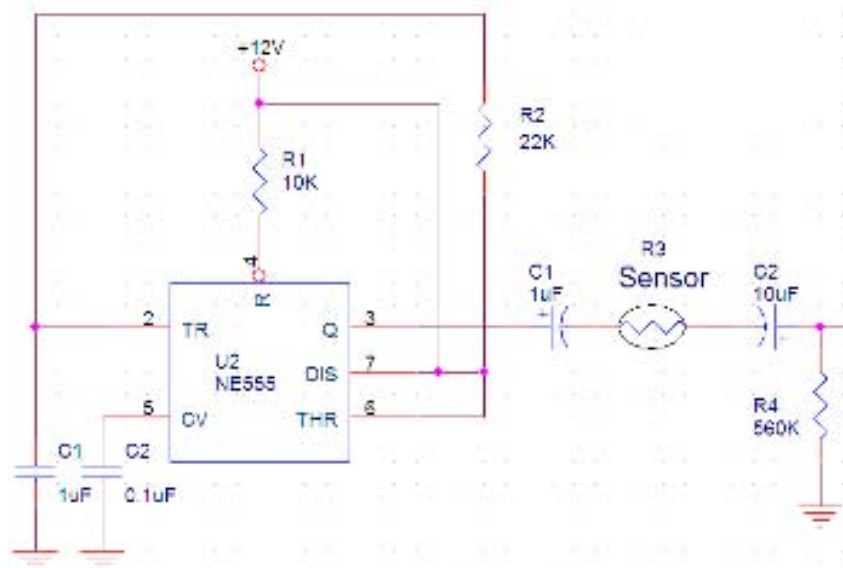


圖33 振盪電路與感測器交連

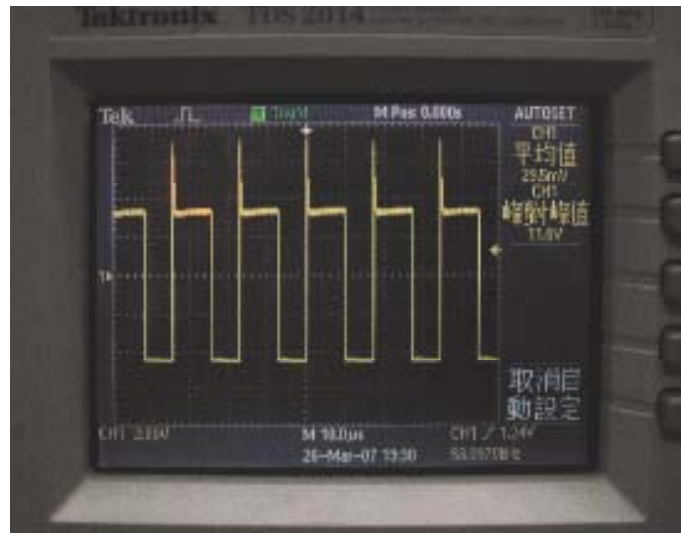


圖34 振盪電路實際輸出訊號

(二) 濾波電路

濾波電路係由一階 0.05Hz 被動高通濾波器「圖 35」，以及六階巴特霍斯低通主動濾波器（Butterworth low pass filter）所組成。高通截止頻率 0.05Hz 濾波器，可降低直流漂移所造成的干擾。低通截止頻率為 40Hz，訊號增益為 4 倍。濾掉高於 40Hz 的頻率成分，主要的目的在於將一般市電 60Hz，與振盪電路產生的載波都濾掉。確保所擷取到的訊號沒有上述雜訊，「圖 36」為電路板實體。

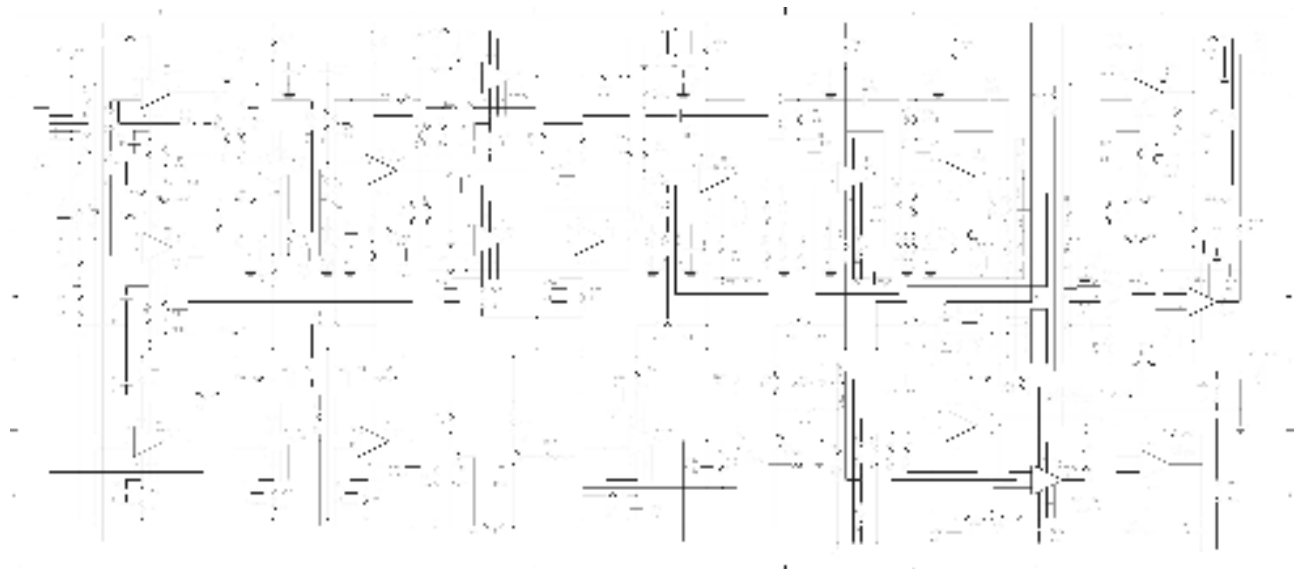


圖 35 類比訊號處理系統電路圖

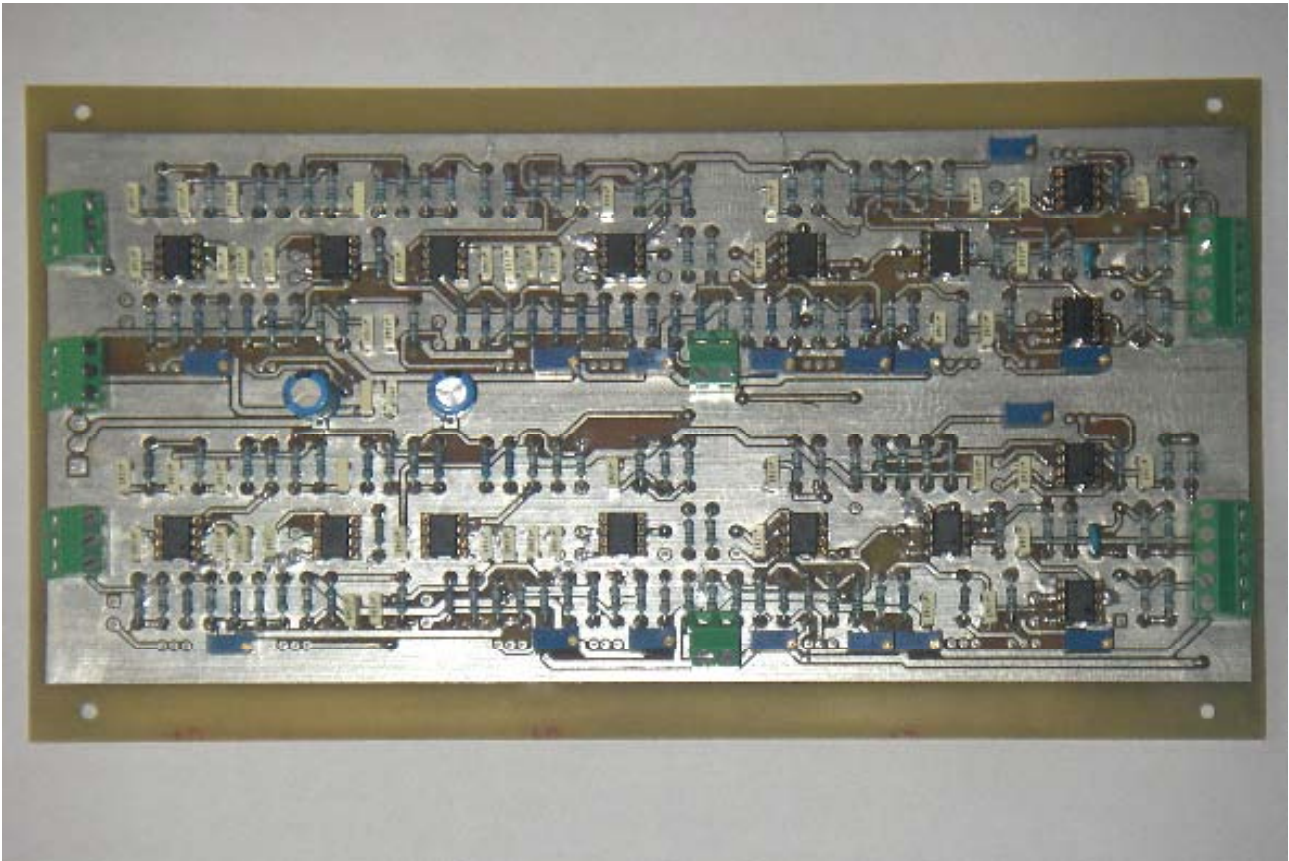


圖 36 類比訊號處理系統電路板

（三）放大器

水並非優良導體，感測器輸出的轉換訊號十分微弱，因此必須將訊號放大，方能進行後續處理。「圖 35」「圖 36」為放大器電路，由於要測試的電解水溶液導電度不同，所以放大電路的增益為可調式，其增益為 30dB 至 40dB。由於電壓放大倍率很高，因此提升 S/N 比（訊號對雜訊比）為此電路之核心，主動元件採用低雜訊運算放大器 AD797，將雜訊大幅降低。

四、實際量測運用

（一）量測機制

實驗以量測的左手腕動脈血液振動，製作一套量測機制擷取脈搏信號。避免因人為震動所產生的誤差，將感測器輕輕放置於左手腕動脈上「圖 37」。基於方便調整位置且容易使用，以鋁合金等輕金屬作為載臺，固定感測器與線材。

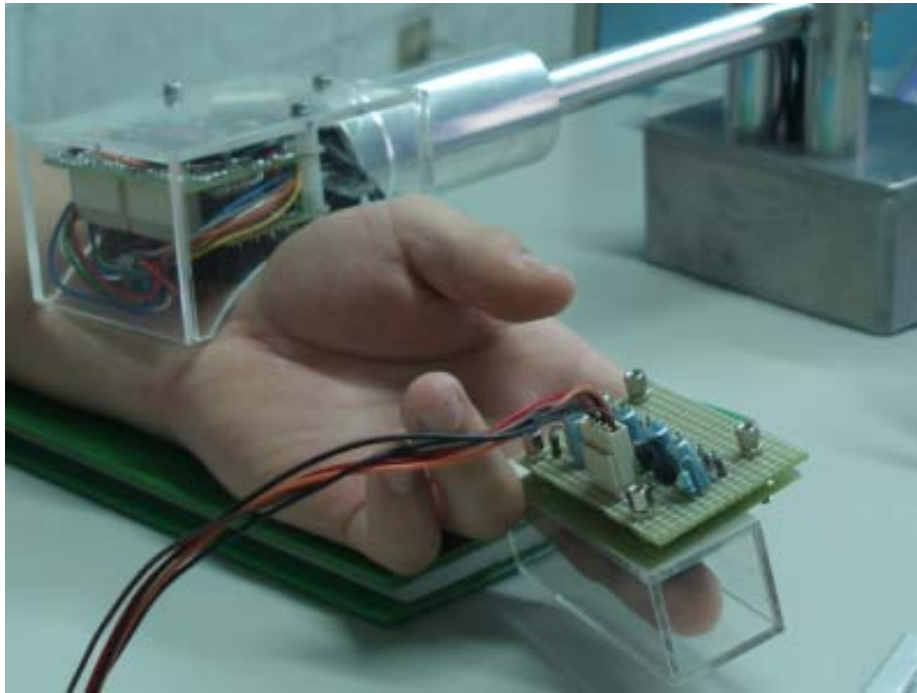


圖 37 手腕橈骨動脈與手指末梢處的量測機制

(二)電腦管理系統

將感測系統的輸出訊號，轉換成數位訊號再存到電腦資料庫，以 MS-Visual BASIC 程式語言撰寫人機介面，其應用軟體介面如「圖 38」所示，則可長期隨時進行健康分析與遠端安全監控等功能。

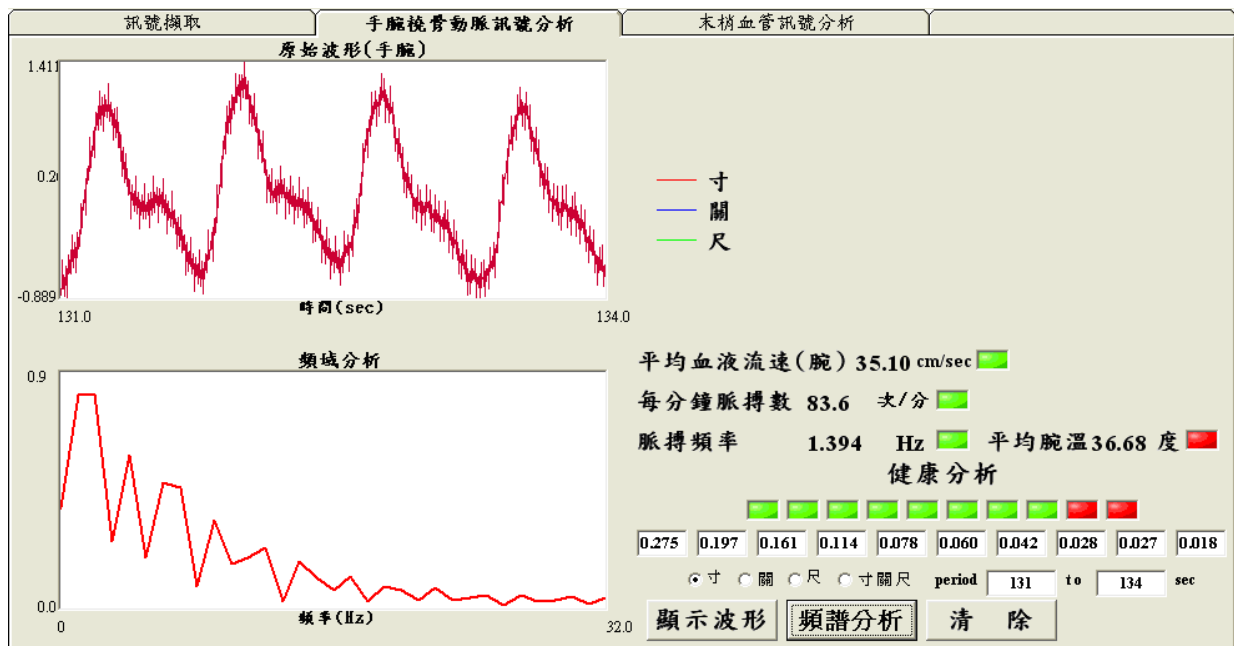


圖 38 規律性運動男子的橈骨動脈數位訊號分析

柒、討論

一、問題：系統的電子訊號，對人體、生物、醫療器材有無影響？

討論：本系統送出訊號為傳統電波，而非電磁波或物質波，並以水為導體傳送。沒有電磁波造成的干擾，亦無超音波干擾之疑慮。

解決方案：請教醫生，醫生表示不會有影響。

二、問題：以水電阻強弱感測微弱動能時，因水質、溫度、位置而有差異，如何精確取樣？

討論：以三端式多組並列網路量測兩點訊號，將三條線接到水中，其中一條為固定接地線，輸入運算放大器兩輸入端，形成分壓比較電路，則可容許取樣位置的誤差。

解決方案：成功克服這個問題。

捌、結論

經由長期的研究與實驗，獲得結論如下：

一、達成研究目的

本系統經實驗驗證後，確實可以達到原先設定的下列目標：

- （一）研發的感測系統，得以大幅減少檢測時間。
- （二）微弱動能分析數位化。
- （三）微弱動能應用於生物醫學工程。
- （四）造價低廉。

二、未來展望

系統達成管理之數位化，符合現今醫療之需求，並且造價低廉。本研究未來可朝下列方向繼續發展：

（一）訊息傳送方式的增加

目前研究將更高的頻率加入，或研發陣列式結構，可增加系統判斷之精確度。

（二）建立網路伺服器資料庫

若能將資料以網際網路匯集，便能建立具備龐大資料的網路資料庫，系統便能藉由這些資料，分析出更準確的結果。而用戶端可隨時線上更新資料，而使整套系統的功能更完善。

玖、參考資料及其他

- 一、石明正，中醫脈診多脈波訊息感測體之設計與製作，碩士論文，逢甲大學自動控制工程研究所，1998，第 17-19 頁。
- 二、Stephen A. Mascaro, *Design and Analysis of Fingernail Sensors for Measurement of Fingertip Touch Force and Finger Posture*, Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 2002.
- 三、于凱群，非侵入式脈搏量測系統之設計，碩士論文，逢甲大學自動控制工程學系，2001，第 14-16 頁。
- 四、王以真，實用磁路設計，台北：全華科技圖書股份有限公司，2000
- 五、劉省宏編著，醫用電子實習，二版，臺北市，全華科技圖書股份有限公司，1999 年
- 六、柯南編著，Protel 99 SE 電腦輔助電路設計與分析，初版，台北縣，台科大圖書股份有限公司，2002 年
- 七、林文廣、林建仁編著，Visual Basic 6 新世代高手，初版，台北市，碁峰資訊股份有限公司，2002 年
- 八、Arthur C. Guyton，蓋統生理學上冊，初版，臺北市，華杏書局，1998 年圖

【評語】 091006

1. 本作品利用水及微量之電解質為媒體，兩端加上固定電極，使位移與阻抗產生線形關係，來研製電阻式微動能感測器。
2. 與目前商品化微感測器相比，本作品具有結構及製作簡單與低價格之優點。
3. 此作品完成微動能感測器之整體系統非常具體，不過量測之精度無法顯示具有微米精度之能力。
4. 所設計之電路易受外界訊號干擾，應有改進空間。