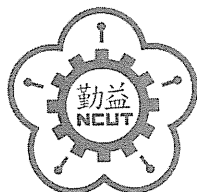


DT  
448.6  
4901  
100  
225277



國立勤益科技大學  
電子工程系研究所

碩士論文

LabVIEW 應用於腸音偵測與無線溫度量測之研究

Study of Bowel-Sounds Monitoring and Wireless  
Temperature Measuring Based on LabVIEW

研究

指導教授



博士

中華民國 一 百 年 七 月

國立勤益科技大學圖書館



225277

# 國家圖書館

## 博碩士論文電子檔案上網授權書

本授權書所授權之論文為授權人在勤益科技大學電子工程系 99 學年度第 2 學期取得碩士學位之論文。

論文題目：LabVIEW應用於腸音偵測與無線溫度量測之研究  
指導教授：蔡錦福

茲同意將授權人擁有著作權之上列論文全文（含摘要），非專屬、無償授權國家圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或其他各種數位化方式將上列論文重製，並得將數位化之上列論文及論文電子檔以上載網路方式，提供讀者基於個人非營利性質之線上檢索、閱覽、下載或列印。

上列論文為授權人向經濟部智慧財產局申請專利之附件或相關文件之一（專利申請案號：\_\_\_\_\_），請於 \_\_\_\_\_ 年 \_\_\_\_\_ 月 \_\_\_\_\_ 日後再將上列論文公開或上載網路。

因上列論文尚未正式對外發表，請於 105 年 8 月 25 日後再將上列論文公開或上載網路。

授權人：趙彥森

親筆簽名及蓋章：趙彥森

民國 100 年 8 月 25 日

電話：0939985202 傳真：  
聯絡地址：新北市三重區三百巷六弄十七號二樓  
E-Mail：nex617@hotmail.com

# 勤 益 科 技 大 學

## 博碩士論文全文上網授權書

(提供授權人裝訂於紙本論文書名頁之次頁用)

本授權書所授權之論文為授權人在勤益科技大學  
電子工程系 自動控制 組 99 學年度第 2 學期取得碩士學位之  
論文。

論文題目：LabVIEW應用於腸音偵測與無線溫度量測之研究  
指導教授：蔡錦福

### ■ 同意

本人具有著作權之論文全文資料，非專屬、無償授予本人畢業學校  
圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或數位化等各種方  
式重製與利用，提供讀者基於著作權法合理使用範圍內之線上檢  
索、閱覽、下載及列印。

論文全文上載網路公開之範圍及時間：

校內區域網路	<input checked="" type="checkbox"/> 立即公開
校外網際網路	<input checked="" type="checkbox"/> 中華民國 105 年 8 月 25 日公開

授 權 人：趙彥森

簽 名：趙彥森

中 華 民 國 100 年 8 月 25 日

國立勤益科技大學  
研究所碩士班  
論文口試委員會審定書

本校 勤益科技大學 碩士班 趙彥森 君

所提論文 LabVIEW 應用於腸音偵測與無線溫度量測之  
研究

合於碩士資格水準，業經本委員會評審認可。

論文口試委員會：

召集人：

許書節

委員：

林河春

廖錦福

指導教授：

廖錦福

所

長：

電子工程系主任 林熊徵

中華民國 一 百 年 七 月

國立勤益科技大學電子工程系研究所碩士班  
LabVIEW 應用於腸音偵測與無線溫度量測之研究

學生：趙彥森

指導教授：蔡錦福 博士

摘要

LabVIEW(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)是一種圖控軟體，結合資料擷取(DAQ, Data Acquisition)介面可提供良好的物理性資訊監測平台。

一個接受大手術的病人經麻醉後，往往需要數小時的恢復。此時腸子胃蠕動的偵測是非常重要的，其關係著病患進食的時機。本論文提出一個即時偵測腸音系統，可以代替醫護人員為病患做聽診，以提高診斷效率。本研究使用單指向電容式麥克風嵌入到一般醫療用聽診器中，偵測部位選擇腹部右下方。接收的腸音訊號經濾波放大電路，透過 DAQ 介面傳至個人電腦，進一步利用 LabVIEW 中的數位濾波功能，得以濾除心音、呼吸聲等雜訊，最後以人機介面將量測結果展現於螢幕。

此外，本研究將此量測系統應用於無線溫度感測模組，測量範圍設定在 0°C 至 300°C。微控制器 MSP430 執行數位化訊號處理，A/D 轉換後使用低耗電的 ZigBee 無線傳輸方式，經由 RS232 介面送入個人電腦中，使用 LabVIEW 達到即時的顯示溫度。透過 ZigBee 模組可即時多點偵測住宅內容易造成高溫的場所，將溫度訊號顯示在螢幕中，就可以方便的知道所有感測器所接收的溫度訊號，以預防火災的發生。未來此系統可以結合 ZigBee 模組，以方便於攜帶式的無線監控系統。

關鍵字: 腸音、電容式麥克風、聽診器、LabVIEW、ZigBee

# Study of Bowel-Sounds Monitoring and Wireless Temperature Measuring Based on LabVIEW

## Abstract

LaVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench), which is graphical programming software that uses icons instead of lines of text, provides an ideal platform for monitoring physical information when it combines a DAQ (Data Acquisition) interface.

After undergoing major surgery, the anaesthetized patients of which gastrointestinal (GI) recovery usually take several hours. During this time, it is very important to monitor the GI motility for the patient to have a meal. The main object of this thesis is to develop an immediate bowel-sounds monitoring system, which can help health-carer to auscultate the patients so as to enhancing the working efficiency. This study focuses on using the stethoscope with unidirectional condenser microphone to monitor the right abdomen and capture bowel sound signal, which passes through amplifier circuit and filter circuit, then through the DAQ interface transmits to a PC, and using the digital filter by LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) to reduce the interference of heart and breath sounds. Thus, by a user interface, the system will show the measurement result on the screen. In addition, this study aims to develop the application

of wireless temperature measurement modules. The measurement system can monitor indoor temperature ranging from 0 °C to 300 °C. A Microcontrollers MSP430 performs the signal digitized processing. The wireless transmission is a low-power consumption device using ZigBee. After A/D converter, and then transmit to RS232 interface by ZigBee, the data of temperature can be presented on the PC using LabVIEW software. Through the multipoint detection by ZigBee module immediately, we will prevent the fire accident by installing the sensors in the places where temperature is easy to be high. In the future, this system can combine with ZigBee to perform a portable wireless monitoring system.

Keywords: Capacitive microphone; Digital filter; LabVIEW; Auscultation; Bowel-sounds; ZigBee



## 致謝

感謝指導教授蔡錦福博士，這兩年來不厭其煩的教導與照顧，得以使得本論文順利完成，同時也感謝口試委員許書務博士與林水春博士給予此論文教導與建議，讓本文內容更加完善。

則在求學期間很感謝父母的關心且給予精神上的鼓勵，讓我在就學的兩年更有信心為了課業而努力，在此也感謝所有關心我的親戚與朋友，成功與大家分享這份喜悅。

此外感謝黃忠信學長在研究期間給予督促與指導，得以在這段期間學習到不少寶貴經驗，也感謝同窗兩年的吳元凱同學，以及學弟黃威盛，在朝夕相處下互相學習且成長，給予這個研究室內充滿關心與快樂。

# 目錄

中文摘要

英文摘要

目錄

表目錄

圖目錄

第一章 序論

1.1 研究背景

1.2 研究動機與目的

第二章 訊號偵測電路

2.1 腸胃蠕動偵測電路

2.1.1 量測部位

2.1.2 腸音偵測硬體方塊圖

2.1.3 電容式麥克風

2.1.4 麥克風與聽診器

2.1.5 訊號放大電路

### 2.1.6 資料擷取卡

## 2.2 感測溫度電路

### 2.2.1 電路設計

### 2.2.2 單晶 MSP430

### 2.2.3 無線傳輸模組 ZigBee

#### 2.2.3.1 特色

#### 2.2.3.2 傳輸方法

#### 2.2.4 RS232 介面

## 第三章 LabVIEW圖控軟體設計

### 3.1 LabVIEW 偵測訊號測試

#### 3.1.1 函式庫-DAQ

#### 3.1.2 函式庫-Waveform Graph 介紹

#### 3.1.3 函式庫-濾波器

##### 3.1.3.1 數位濾波器與其優缺點

##### 3.1.3.2 Butterworth 濾波器

### 3.2 腹音偵測架構測試

### 3.3 溫度訊號串列接收

### 3.4 溫度訊號測試

### 3.5 韌體測試

## 第四章 實驗結果

### 4.1 腸音蠕動初步偵測

#### 4.1.1 腹痛時偵測結果

### 4.2 腸音分布偵測結果

#### 4.2.1 部位 A 之測量

#### 4.2.2 部位 B 之測量

#### 4.2.3 部位 C 之測量

#### 4.2.4 部位 D 之測量

#### 4.2.5 吃飯前與吃飯後統計表

### 4.3 腸音即時偵測結果

### 4.4 溫度即時偵測

## 第五章 討論與建議

## 參考文獻

## 表目錄

表 2.1 電容式麥克風資料表 .....	10
表 2.2 NI Data Acquisition .....	15
表 2.3 MSP430 特姓表 .....	20
表 4.1 吃飯前單次蠕動各部位頻率 .....	58
表 4.2 吃飯後單次蠕動各部位頻率 .....	59
表 4.3 吃飯前多次蠕動間隔 .....	60
表 4.4 吃飯後多次蠕動間隔 .....	60

## 圖目錄

圖 2.1 腹部器官介紹及測量點 .....	6
圖 2.2 腸音偵測硬體方塊圖 .....	7
圖 2.3 單指向性電容式麥克風 .....	8
圖 2.4 全指向性電容式麥克風 .....	8
圖 2.5 單指向性電容式麥克風特性(測試距離為 50 公分) .....	9
圖 2.6 全指向性電容式麥克風特性(測試距離為 50 公分) .....	9
圖 2.7 聽診器與電容式麥克風組合 .....	11
圖 2.8 濾波放大電路 .....	12
圖 2.9 抗噪音頻率響應曲線圖 .....	13
圖 2.10 實驗用的資料擷取卡 .....	14
圖 2.11 溫度硬體方塊圖 .....	16
圖 2.12 溫度線性化電路方塊圖 .....	18
圖 2.13 線性化電路的誤差分析 .....	19
圖 2.14 MSP430 腳位圖 .....	20
圖 2.15 多對一的資料傳輸 .....	22

圖 2.16 ZigBee 腳位圖 .....	22
圖 2.17 ZigBEE 在電腦上的設定 .....	23
圖 2.18 RS232 使用 USB 式 .....	24
圖 2.19 RS232 使用者設定 .....	25
圖 3.1 LabVIEW 函式 DAQ .....	26
圖 3.2 DAQ 函式內部設定 .....	27
圖 3.4 濾波器函數 .....	29
圖 3.5 濾波器設定選項 .....	30
圖 3.6 數位濾波原理示意圖 .....	31
圖 3.7 數位濾波器頻率響應圖 .....	32
圖 3.8 LabVIEW 腹音程式測試 .....	33
圖 3.9 腹音程式流程圖 .....	34
圖 3.10 函式 Serial Port Init .....	35
圖 3.11 LabVIEW 程式設計圖 .....	36
圖 3.13 MSP430 開發環境 .....	38
圖 3.14MSP430FET 實體圖 .....	39
圖 4.1 初步偵測蠕動結果 .....	40

圖 4.2 腹痛時腸音訊號.....	41
圖 4.3 腹部劃分區位圖.....	42
圖 4.4 吃飯之前(部位 A).....	43
圖 4.5 吃飯之前(部位 A)連續蠕動.....	44
圖 4.6 吃飯後(部位 A)單次蠕動.....	45
圖 4.7 吃飯後(部位 A)雙次蠕動.....	45
圖 4.8 吃飯後(部位 A)多次蠕動.....	46
圖 4.9 吃飯之前(部位 B).....	47
圖 4.10 吃飯之前(部位 B)連續蠕動.....	48
圖 4.11 吃飯後(部位 B)單次蠕動.....	49
圖 4.12 吃飯後(部位 B)兩次蠕動.....	50
圖 4.13 吃飯後(部位 B)多次蠕動.....	51
圖 4.14 吃飯之前(部位 C).....	52
圖 4.15 吃飯之前(部位 C)連續蠕動.....	52
圖 4.16 吃飯後(部位 C)單次蠕動.....	53
圖 4.17 吃飯後(部位 C)兩次蠕動後.....	53
圖 4.18 吃飯後(部位 C)多次蠕動後.....	54



圖 4.19 吃飯之前(部位 D) .....	55
圖 4.20 吃飯之前(部位 D)連續蠕動 .....	56
圖 4.21 吃飯後(部位 D)單次蠕動 .....	56
圖 4.22 吃飯後(部位 D)雙次蠕動 .....	57
圖 4.23 吃飯後(部位 D)多次蠕動 .....	57
圖 4.24 即時偵測腸胃蠕動訊號.....	61
圖 4.25 室內溫度顯示圖 .....	62
圖 4.26 電烙鐵使用七分鐘曲線圖 .....	63
圖 4.27 電烙鐵使用後冷卻曲線圖 .....	63
圖 4.28 溫度計&Pt100 實驗圖.....	64
圖 4.29 冰水曲線圖(200cc 冰塊 50cc 水).....	64

# 第一章 序論

## 1.1 研究背景

LabVIEW 是良好的量測開發工具軟體，因此本研究針對探討腹音與溫度的量測，利用它來達成即時監測的目的。

接受大手術的病人往往需要幾小時的恢復才得以進食，腸胃狀況的檢查是重要的關鍵。但因為醫師所要照顧的患者很多，無法做到即時的監控，而導致患者不能在最短的時間內得知腸胃的麻醉效果是否退去，腸胃是否正常蠕動。醫學用電子器材種類甚多，如：血糖儀、血壓機、監測心臟儀器…等等，但對於腸胃蠕動的部份還沒有一套完美的即時監測系統。

腹音測量會受到生理上的影響，例如肺部呼吸、心跳和外界的雜音，都會干擾到所要偵測訊號[1]，以至於無法正確地量測腹音，為解決這些問題，有研究者把雜訊與測量訊號做分離[2]，也有用高斯定理來做運算[3]，藉由演算法來得知腸胃的蠕動，但腸胃之蠕動頻率並不像心音般有其規律性，腸胃發生的時間上也並非週期性，因此偵測此做訊號具有研究價值。

本研究之訊號濾波處理，使用自適應式濾波器[4,5,6]，先將大部分雜訊濾除，在濾除大部分雜訊再進一步濾除心跳聲、呼吸聲等人體生理雜訊，最後進行擷取後的訊號做放大，將腸胃蠕動的波形在 LabVIEW[7]軟體呈現，用此方法可以得知患者腸胃蠕動之情況，而腸胃的聲音是在進食時摻入些許的空氣，透過胃而進入到小腸，在腸胃蠕動一分鐘約 12 次[8]，小腸工作是藉由蠕動來消化、吸收食物，食物在小腸中通過狹窄處與空氣結合所造成的亂流則是本研究所要擷取的訊號。

而在量測研究方面還做了溫度的感測，對一智慧型住宅來說，如防盜、防火等是監控系統必備的功能。美國消防協會(NFPA)的統計資料顯示，死於住宅火災的居民約有 30%是源自於悶燒。為了預測火災，必須充分掌握加溫期與不穩定的悶燒期的溫度資訊，300°C 通常是木材類燃燒的臨界點。

而溫度即時偵測部份則是預防火災用途。在無人的狀態下物品因熱源的接觸，自燃是有可能發生的。本研究使用 LabVIEW 的量測系統，結合感測器 Pt-100 與 ZigBee 模組建構一個無線感測網路(WSN, Wireless Sensor Network)以便即時監測家中特定場所如廚房電器設備

等的溫度情況。

傳統溫度感測方面大多都是做單點量測，如將溫度感測器仔細劃分可分為類比架構溫度感測器[9-14]、數位架構溫度感測器[15,16,17]和類比數位混合架構感測器 [18,19]。

感測器 Pt-100 經線性化電路，將溫度量測範圍設計在燃燒的臨界點內，溫度達兩百度至三百度之間就已經達到物品燃燒的臨界點，因此，溫度偵測範圍定在 0°C 至 300°C。單晶片 MSP430 將訊號 A/D 轉換後資料傳給 ZigBee 做無線傳輸資料[20]，透過 RS-232 串列傳送至個人電腦，最後經由圖控介面軟體 LabVIEW[7]做顯示。

傳統感測器系統大部分是包含各種不同功能的控制，本系統在單晶片中寫入程式語言，用 LabVIEW 來結合溫度的即時監測，且具備無線傳輸功能，使用 ZigBee[7]模組在家庭之中[21][22]。

## 1.2 研究動機與目的

為了觀察剛開完刀之患者，於麻醉退去後，腸胃器官是否正常動作，本研究使用非侵入式的方法來測量腸胃的蠕動，利用小型的電容式麥克風當感測器，以接收腹部聲音的訊號，此麥克風結合一般醫用的聽診器，擷取輸出訊號再應用 A/D 轉換器(Analog-to-Digital Converter)後傳至電腦中，透過軟體 LabVIEW 平台來做數位濾波、波形顯示和程式判斷。當腸胃有蠕動的情況下做一個判斷通知醫生，此方法可以讓開完刀的患者，在最短的時間內得到進食的機會，可以讓腸胃自行動作吸收食物中的養分。本研究裝置對於醫師在臨床診斷腸胃蠕動上很大的幫助。

本研究使用 Pt-100 感測器作定點量測。而此系統外加無線傳輸的功能，好處是在一套系統中，藉由使用 LabVIEW 圖控軟體，把偵測到的溫度數值顯示在人機介面中。本研究的目的是在於發展可用的溫度無線感測模組，以期建立一個便於安裝的多點監測系統達到更好的效果，以大幅降低火災等事故發生的可能性。

## 第二章 訊號偵測電路

### 2.1 腸胃蠕動偵測電路

腸胃蠕動的頻率並沒有統一，而腸胃分布有小腸、升結腸、降結腸、乙狀結腸、大腸、直腸等，因此本研究在偵測的地區，劃分肚擠的上下左右四個區塊，因每一區塊的器官都不相同，因此在各部位器官都做定點的測量。各部位測量的時間點選擇在吃飯之前半小時，因每天吃飯時間不盡相同，在吃飯之前半小時感覺到肌餓開始蠕動，與吃飯後半小時腸胃開始消化而發生蠕動。

食物吸收部份最主要是在小腸的蠕動，而小腸會產生消化液來幫助消化，水分與食物在被消化的過程中腸胃會蠕動將食物向前推進，因空氣與食物推進會形成逆流，故腸胃會發出聲音，這就是本研究要偵測的聲音訊號。而大腸的蠕動比小腸的蠕動來的不明顯，因大腸的蠕動是發生於大量進食之後，大腸不具有消化吸收養分能力，大腸只吸收水分，再把其他已經被吸收完的食物往下運送，這時就是糞便了，最後到直腸由肛門排出。

### 2.1.1量測部位

為利於量測，將腹部分為四個部位，由肚臍做中心將分為左上、右上、左下和右下部位做測量，如圖2.1所示。因食物經腸胃至最後會到達直腸，負責收縮的括約肌就在這部位，因此，偵測的點位於右下腹亦即選擇了肚臍右下方當做測量點。

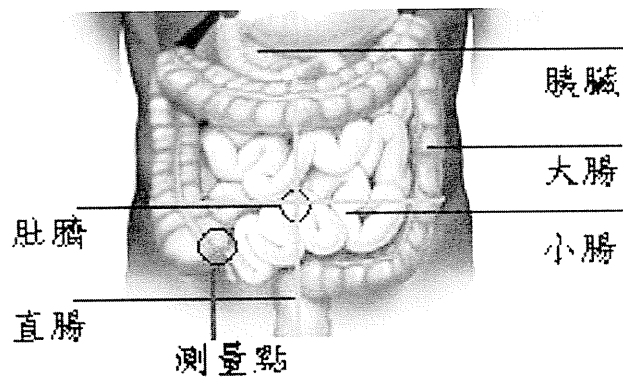


圖 2.1 腹部器官介紹及測量點

### 2.1.2 腸音偵測硬體方塊圖

圖2.2為本研究之即時腸音偵測系統的硬體方塊圖，在電容式麥克風接收聲音訊號之前，先經過醫學用聽診器做一個定點聚集聲音的媒介，可以使欲接收的訊號效果更好。

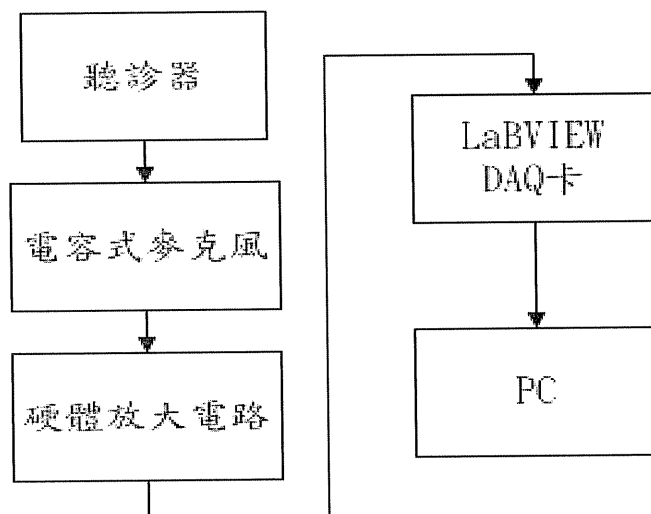


圖 2.2 腸音偵測硬體方塊圖



### 2.1.3 電容式麥克風

本研究所使用的是電容式麥克風，電容式麥克風分為單指向性和全指向性，如圖2.3、圖2.4為兩種電容式麥克風外觀圖。

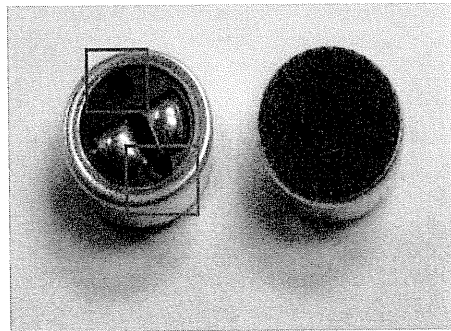


圖 2.3 單指向性電容式麥克風

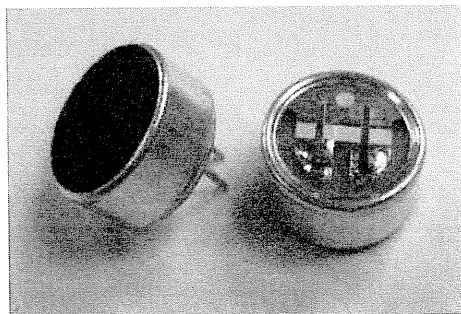


圖 2.4 全指向性電容式麥克風

單指向性和全指向性電容式麥克風，差異在收音效果不同，單指向性主要接收正面向前的聲音，而全指向性則是各角度的聲音都能夠接收，外觀上大致相同，從感測器背後可以分辨出，單指向性電容式麥克風在背面電路板上，有明顯的圓形小洞，而全指向性電容式麥克風

則沒有這個圓形小洞，如上圖2.3紅色方框所標記。

如圖2.5、圖2.6為電容式麥克風對於這兩種各角度收音效果的特性圖，本文所要偵測腸胃蠕動是單方向的訊號，因此，使用單向性電容式麥克風。

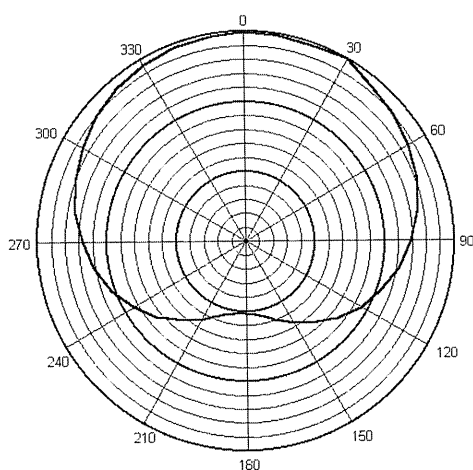


圖 2.5 單指向性電容式麥克風特性(測試距離為 50 公分)

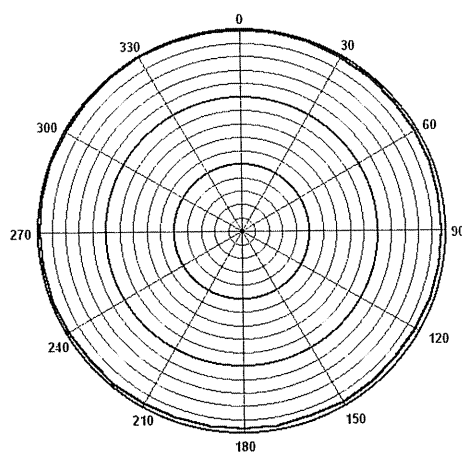


圖 2.6 全指向性電容式麥克風特性(測試距離為 50 公分)

而本研究所用的電容式麥克風，係採用一般規格稍微小一點的電容式麥克風，以節省硬體空間，其特性如表 2.1 所示。偵測頻率為 70K 致 20KHz，最大接受電壓 10V 電流為 0.5mA。

表 2.1 電容式麥克風資料表

Electret Type	BACK type
Sensitivity	-47±3dB (0dB=1V/Pa,1KHz) 0 Degree
Output Impedance (Max)	2.2KΩ
Directivity	Unidirectional
Frequency Range	70 - 20K Hz
Max.Operation Voltage	10V
Standard Operation Voltage	2.0V
Current Consumption	Max.0.5mA
Sensitivity Reduction	Within -3dB 0dB=1V/Pa,1KHz Vs=2.0 to 1.5V
S/N Ratio	> 55dB
Operating Temperature	-20~+60°C
Storage Temperature	-30~+70°C

#### 2.1.4 麥克風與聽診器

聽診器本研究選擇使用醫用聽診器，為了求有好的收音效果，以不破壞聽診器的外觀和構造為原則如圖2.7，將電容式麥克風塞入透明塑膠管中，用熱縮套管密縮，以減少外部所可能會侵入的微小雜訊，圖2.7中紅色方框中所標記的就是此區內有包含著電容式麥克風，這樣能讓單指向性電容式麥克風，不會接收到不必要的聲音訊號，以方便電容式麥克風做單一方向的接收肚子中腸胃蠕動之聲音訊號。

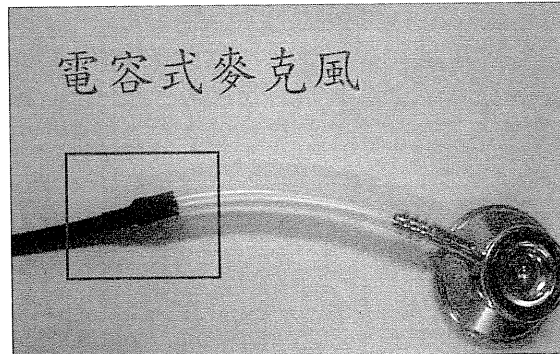


圖 2.7 聽診器與電容式麥克風組合

## 2.1.5 訊號放大電路

針對腹音信號，包括一般電源所引起的電磁干擾，大部份的干擾頻率低於 120Hz。首先必須先減少訊號的干擾，來提高偵測訊號的準確度。圖 2.8 是濾波放大電路方塊，聽診器與電容式麥克風結合後，把訊號送到一個二階高通濾波器(the second order highpass filter)，其中高通的截止頻率(cutoff frequency)訂為 145Hz。再將訊號送給帶通濾波器(bandpass filter)。而帶通濾波器的低端截止頻率為 162Hz，高端截止頻率為 605Hz。其特性利用 LabVIEW 分析如圖 2.9 所示，結合兩個濾波器可以把 60Hz 附近的頻率增益降低 20 分貝以上。

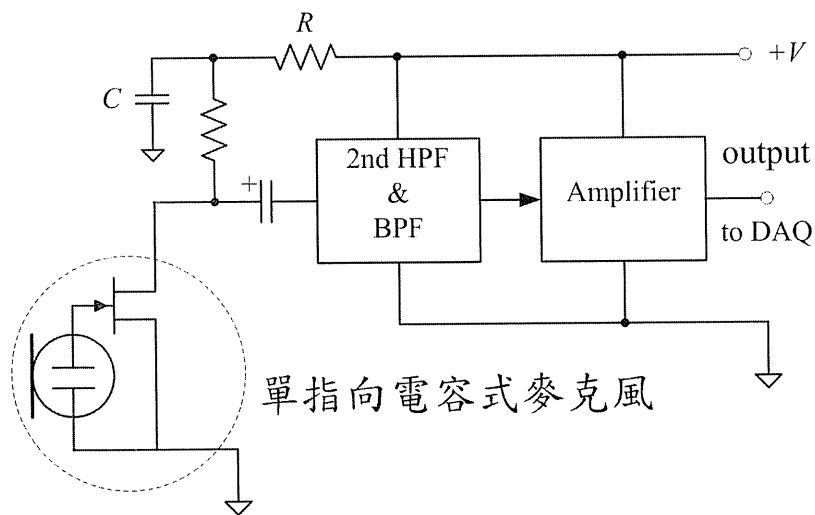


圖 2.8 濾波放大電路

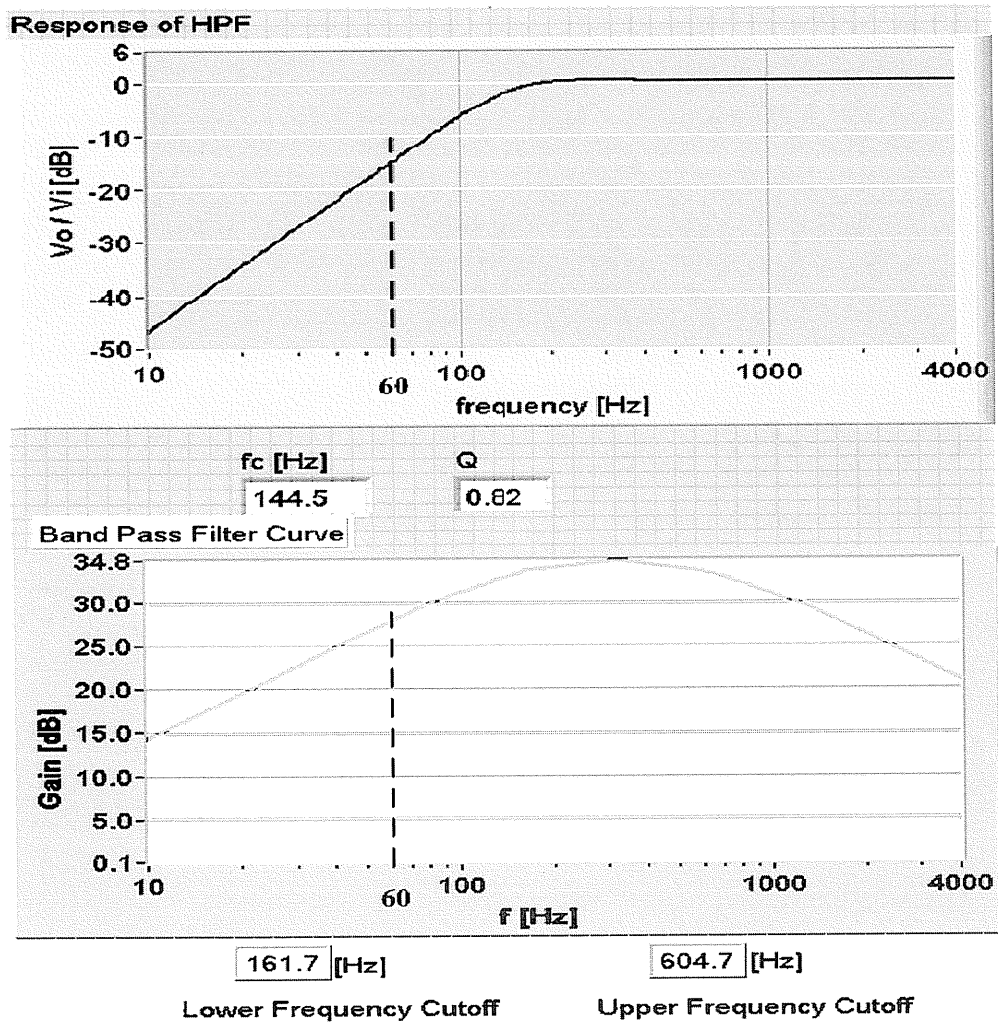


圖 2.9 抗噪音頻率響應曲線圖

## 2.1.6 資料擷取卡

經聽診器所接收到的聲音訊號放大，再將聲音訊號透過National Instruments(NI)公司產品的資料擷取(Data Acquisition, DAQ)卡傳至電腦端如圖2.10所示，NI DAQ Pad編號6015的基本資料如下表2.2所示，此資料擷取卡具有200kS/s的取樣，輸出範圍在 $\pm 10$  V間，USB接頭支援隨插即用的功能，只要安裝驅動軟體即可在個人電腦使用的情況下直接插入使用。

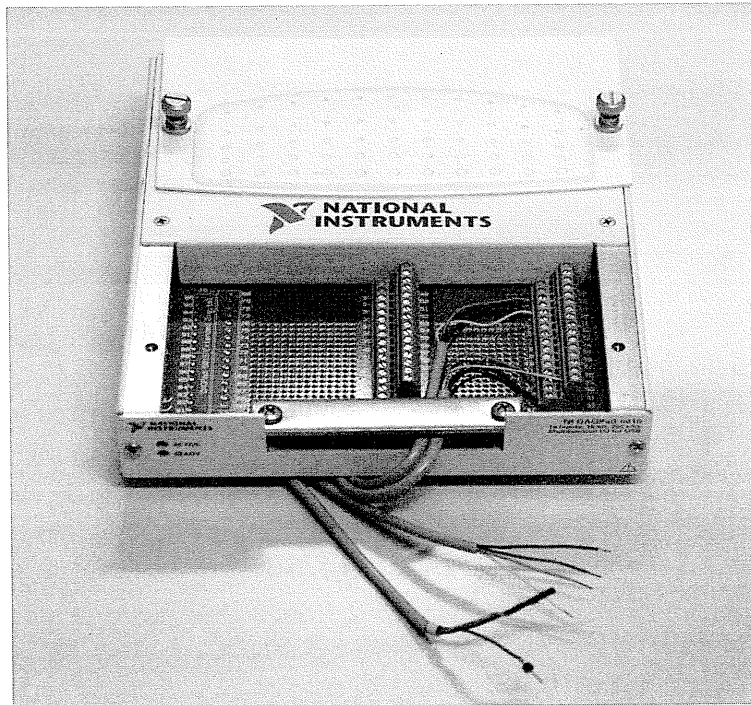


圖 2.10 實驗用的資料擷取卡

表 2.2 NI Data Acquisition

<b>Product</b>	NI DAQPad-6015
<b>Input Resolution</b>	16 bits
<b>Sampling Rate</b>	200 kS/s
<b>Input Range</b>	$\pm 0.05$ to $\pm 10$ V
<b>Output Resolution</b>	16 bits
<b>Output Range</b>	$\pm 10$ V
<b>Digital I/O</b>	8

## 2.2 溫度感測電路

另本研究所提出的溫度即時監測系統如圖 2.11 溫度硬體方塊圖，使用 Pt100 作為溫度感測，經由線性化電路形成類比信號，再傳送到單晶片 MSP430 完成 A/D 轉換，資料傳輸給 ZigBee 模組。透過無線傳輸發送溫度訊號，模組接收資料經由 RS232 送到電腦端，電腦端則利用 LabVIEW 圖控軟體將溫度在電腦上顯示。



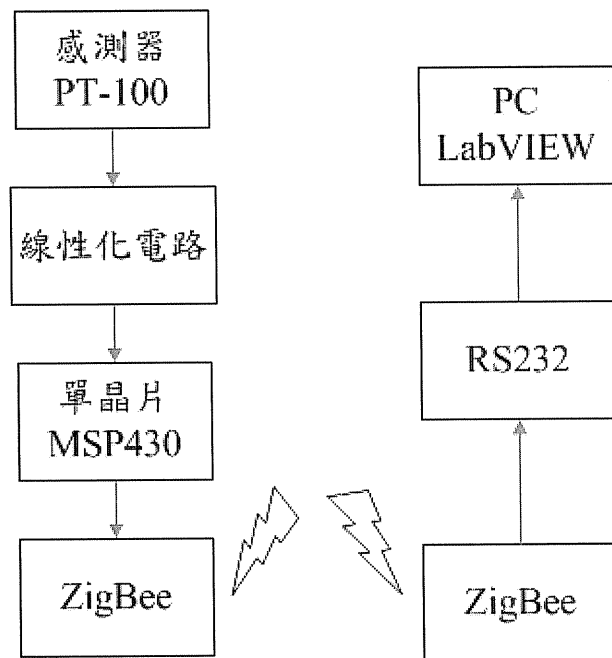


圖2.11溫度硬體方塊圖

## 2.2.1 電路設計

感測器Pt-100 的特性可由公式(1)的數學表示之，

$$R_{pt} \approx R_0(1 + \alpha_1 T + \alpha_2 T^2) \quad (1)$$

式中： $R_0$ 為Pt-100在0 °C時的阻值，溫度係數 $\alpha_1 \approx 3.90802 \times 10^{-3}$ ， $\alpha_2 \approx -0.580195 \times 10^{-6}$ 。

由式(1)可以看出，Pt-100在溫度高端有較低的靈敏度，必須施予線性化修正。因此我們藉由LabVIEW軟體將電路設計成圖2.12溫度線性化電路方塊圖 所示架構，其中包含了能提供1 mA的電流源 $I$ 、電流回授電路，以及因提升增益後而加入的零點抵補 $V_z$ 與最後的放大電路等。整個電路的輸出電壓 $V_{out}$ 可由式(2) 表示之，

$$V_{out} = G \left[ \frac{I \cdot R_{pt}}{(1 - K \cdot R_{pt})} + V_z \right] \quad (2)$$

式中： $K$ 為回授因數 $[1/k\Omega]$ ， $G$ 為放大電路的增益。

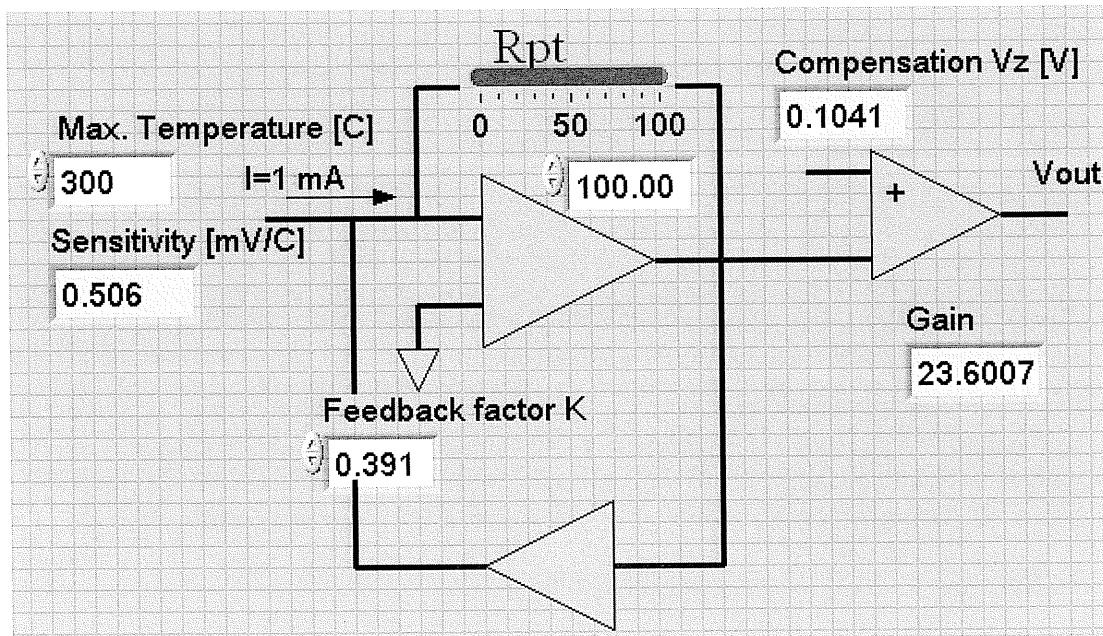


圖 2.12 溫度線性化電路方塊圖

從圖2.12可以看出，為獲得 $10 \text{ mV}/^\circ\text{C}$ 的靈敏度，設定回授因數 $K = 0.391$ ，電路增益必須為23.6倍。圖2.13示出電路輸出與溫度的關係，並且分析它的線性誤差，其中零誤差的校正點分別為 $0^\circ\text{C}$ 、 $154^\circ\text{C}$ 與  $300^\circ\text{C}$ ，在這三點的溫度進行校正完後溫度誤差值為零。則線性誤差則可維持在0.01%以內。

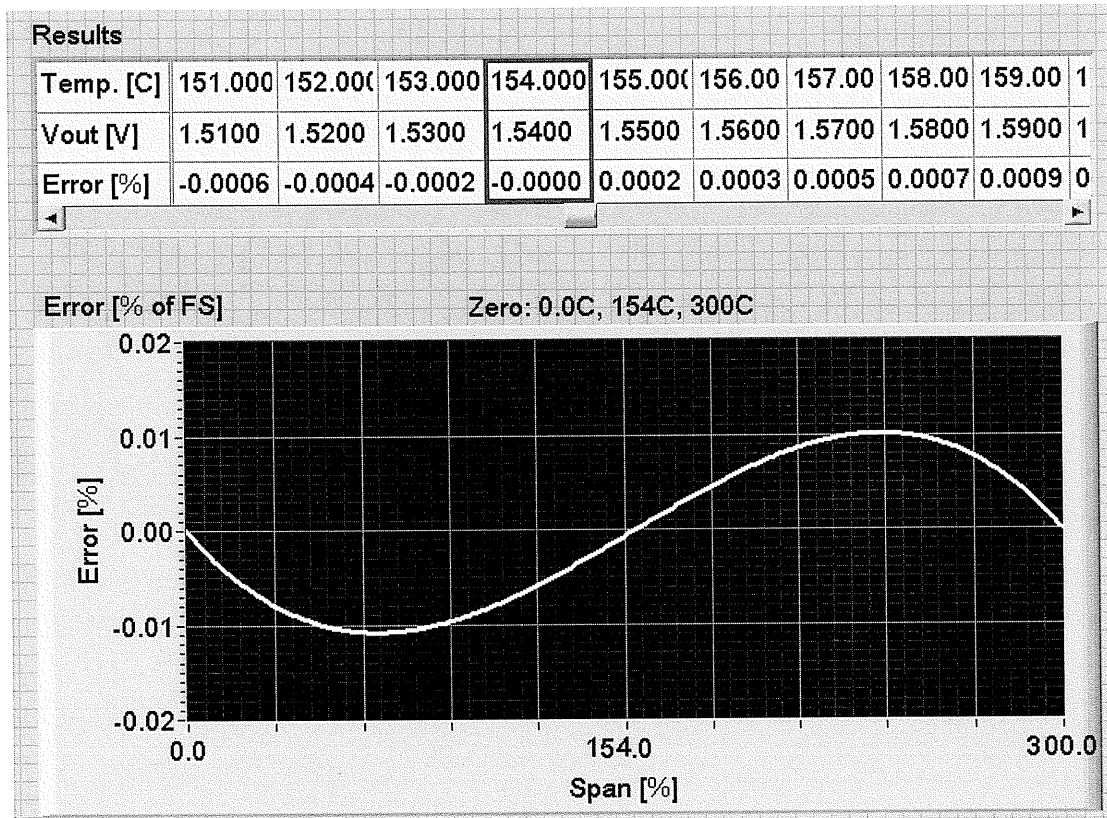


圖 2.13 線性化電路的誤差分析

## 2.2.2 單晶片 MSP430

本研究使用 單晶片是MSP430腳位如圖2.14所示，此單晶片的優點是消耗功率低，工作電壓位於1.8V~3.6V間，並有內建類比/數位 轉換功能腳位，不需要再外接類比/數位 轉換電路，可以節省硬體空間在記憶體容量部分， MSP430具有2KBit的記憶體和256Bit的快取記憶體，不需外接記憶體，可降低研究成本。

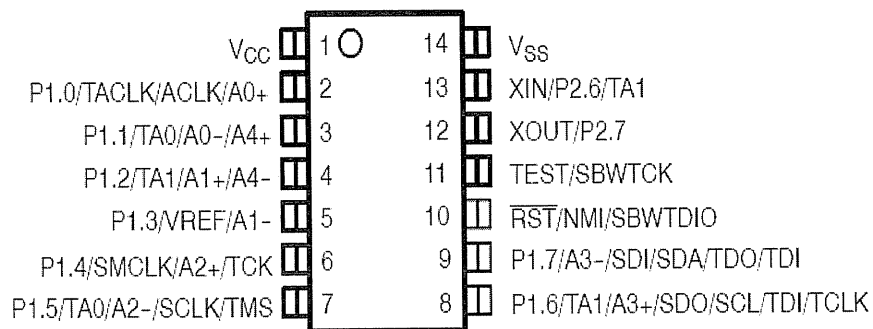


圖 2.14 MSP430 腳位圖

表 2.3 MSP430 特姓表

Voltage Range	1.8 V to 3.6 V
Off Mode (RAM Retention)	0.1 uA
Instruction Cycle Time	62.5 ns
Internal Frequencies	16 MHz

## 2.2.3 無線傳輸模組 ZigBee

### 2.2.3.1 特色

- ISM 2.4 GHz 工作頻率
- 最大通訊速率250kbps
- 1 mW(0 dBm) 低功率消耗(依傳輸距離規格而不同)
- 工作溫度範圍(-40°C to 85°C)
- RPSMA、U.FL、Chip or Whip 三種可選擇的天線
- 3.3V 耗電流 50mA
- 最大傳輸距離可達1.6km(室外) 至16 mile
- 含6個10-bit ADC 輸入pins及8 個數位的IO pins
- 具128-bit 加密
- 具AT or API 等命令設置
- 單一網路容許可超過65000個裝置

### 2.2.3.2 傳輸方法

圖 2.15 為多點傳輸的示意圖，使用 ZigBee 做多點傳輸可成為一個無線網路，將多方傳來的資料傳給個人電腦，再將各點所發出的訊

號做顯示，資料傳輸所需要用到的腳位只有 Tx & Rx 腳位如下圖 2.16

所示。

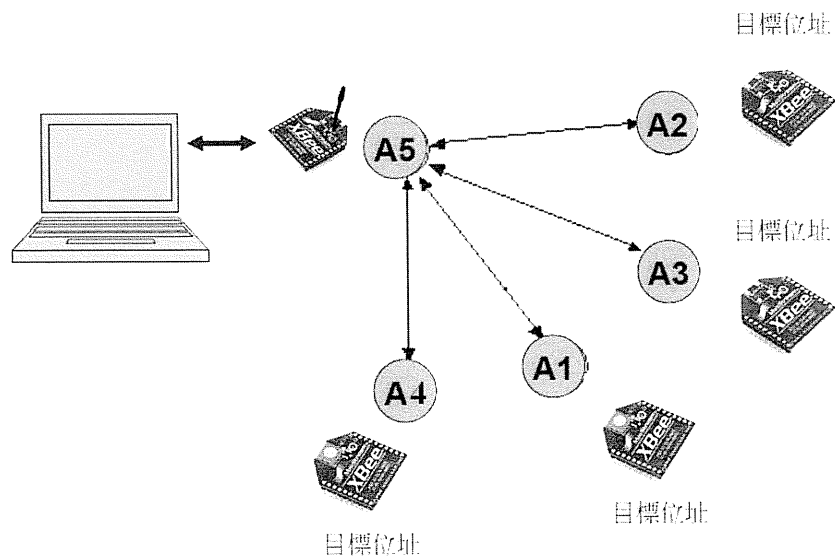


圖 2.15 多對一的資料傳輸

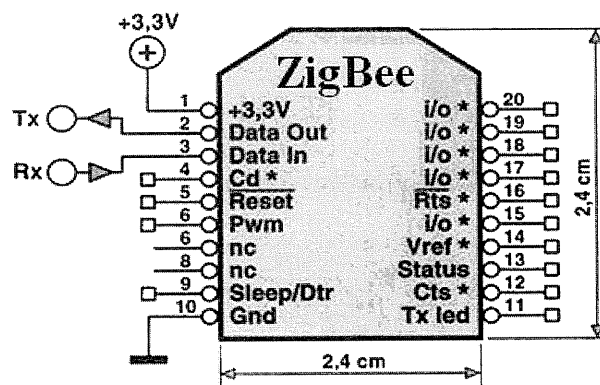


圖 2.16 ZigBee 腳位圖

透過 USB 轉接到電腦上設定 ZigBee 模組如下圖 2.17 所示。

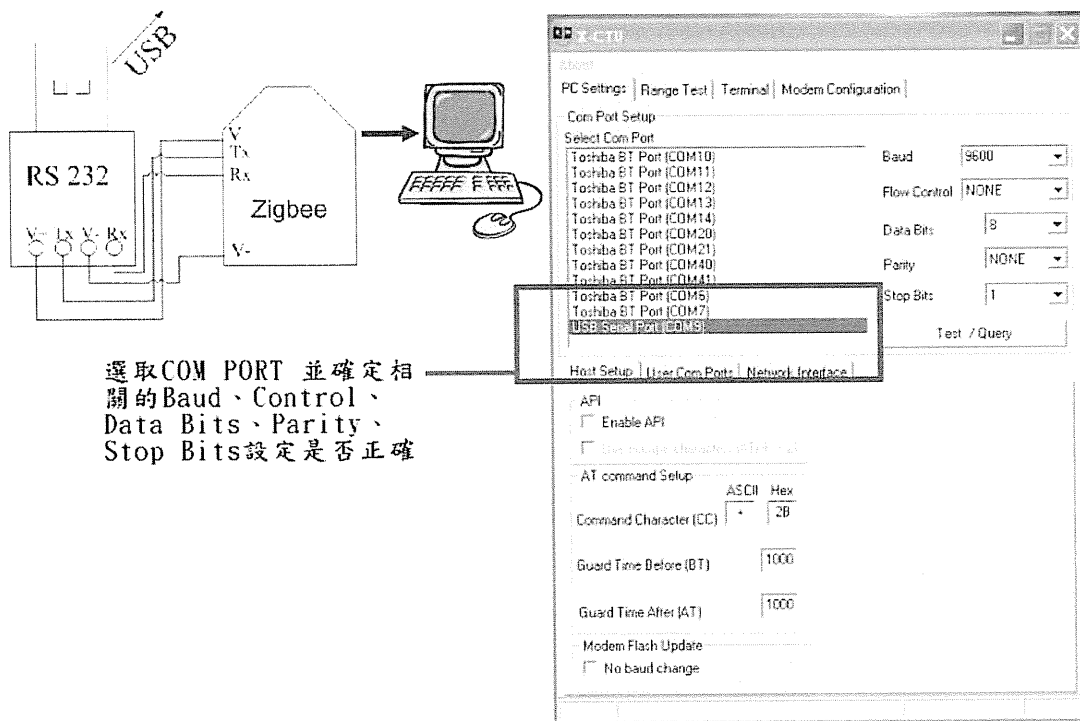


圖 2.17 ZigBee 在電腦上的設定



## 2.2.4 RS232 介面

在 RS232 的部份選擇了體積較小的模組來做傳輸，由於體積小，利用 USB 接頭直接從電腦端傳送電壓至 RS232 供電驅動電路，可節省外部供電的電路，節省局部空間，如圖 2.18 所示。

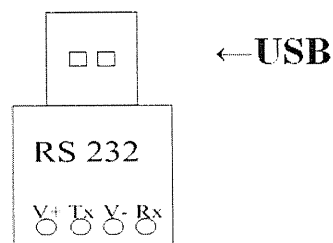


圖 2.18 RS232 使用 USB 式

接下來測試硬體是否正常，首先建立一個終端機，將使用連線選擇為 USB 所偵測到的 COM，而本研究所偵測到的是 COM4，所以選擇自己電腦偵測到的 COM 後設定鮑率，將每秒傳輸位元設定在 9600，設定如圖 2.19，先把 Tx 腳位與 Rx 腳位兩者相互連接短路，這樣子個人電腦端輸入一訊號，透過 RS232 傳輸在電腦終端機上面則會收到相同的訊號，透過此方法則可以得知此硬體電路是否正常工作。

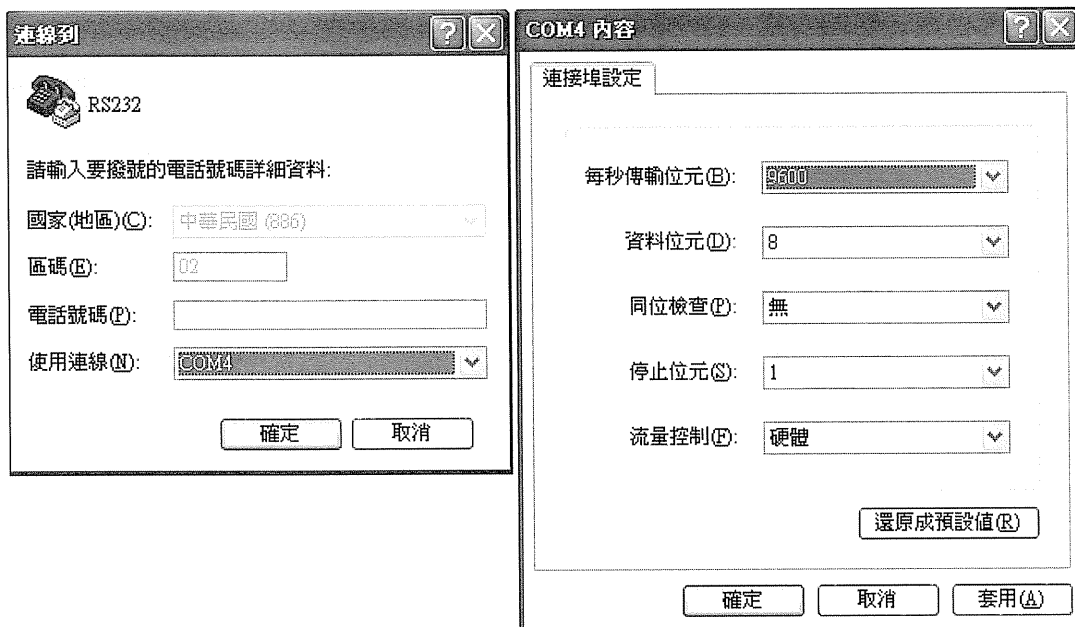


圖 2.19 RS232 使用者設定

## 第三章 LabVIEW 圖控軟體

### 3.1 LabVIEW 偵測訊號測試

#### 3.1.1 函式庫-DAQ

LabVIEW 圖控軟體之訊號輸入，係透過圖控介面內建的函式庫元件，可以將外部硬體所偵測到的數值在電腦上作顯示，如下圖 3.1 所示，在設定 DAQ 卡的取樣率為 40KHz，而電壓輸入範圍也可以在此設定，電壓範圍在正負 2V 之間設定如所式圖 3.2，在 number of sample 設定 20000 取樣點，亦即每一秒鐘所顯示偵測的取樣點為 20000 個，data 函式可以把資料擷取卡中的訊號做輸出。

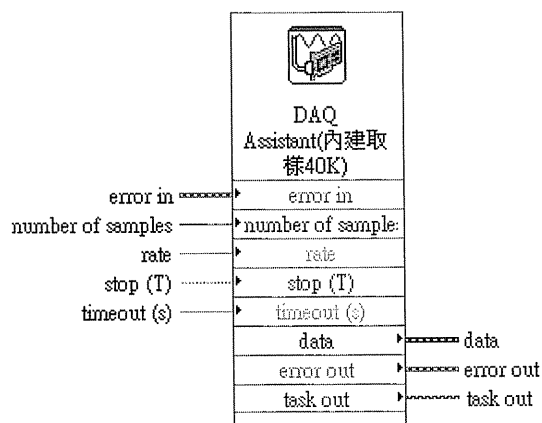


圖 3.1 LabVIEW 函式 DAQ

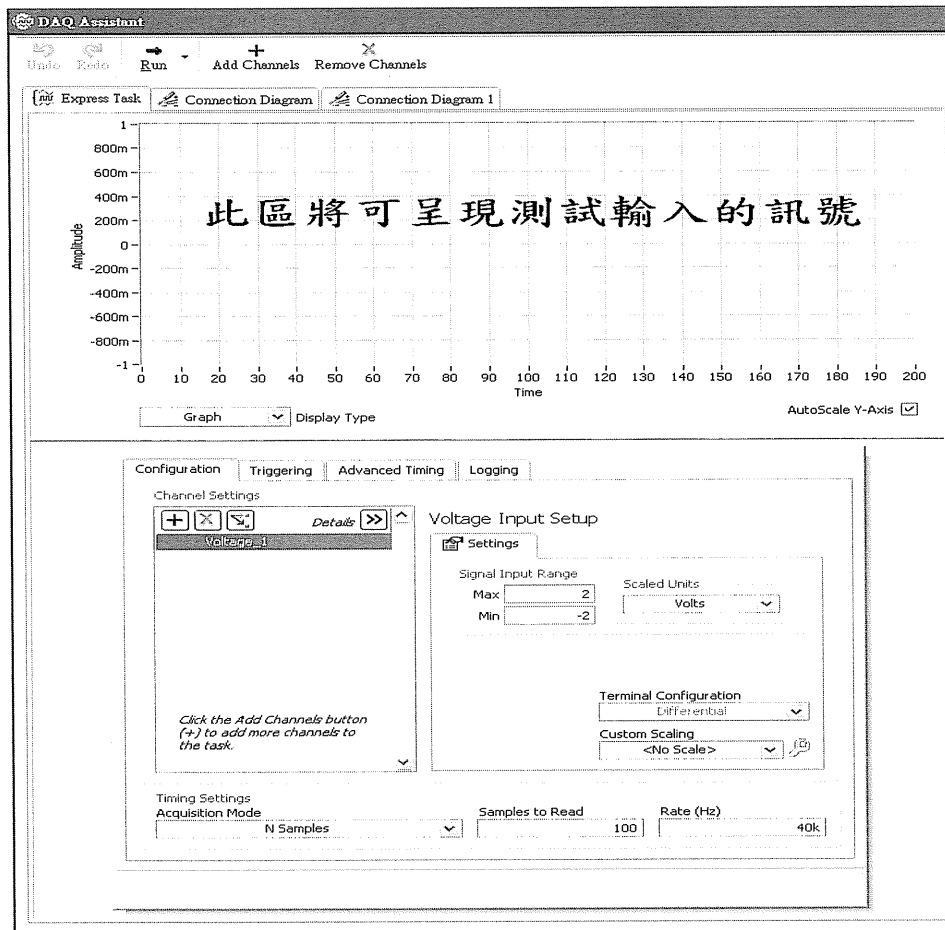


圖 3.2 DAQ 函式內部設定

### 3.1.2 函式庫-Waveform Graph 介紹

在函式 data 輸出的地方連結到 Waveform Graph 函式，亦即把 DAQ data 輸出訊號輸入到 Waveform Graph 上，將輸入的訊號呈現在 Waveform Graph 座標圖中，波形圖表如錯誤! 找不到參照來源。所式，圖表中的 X 軸代表時間，而 Y 軸代表資料數值，在 Plot 部分也顯示多

組 Plot，以不同顏色區分。

### 3.1.3 函式庫-濾波器

訊號處理的過程，在訊號取樣時常因外在的環境產生雜訊干擾，而導致訊號失真。濾波器就是用來消除這些雜訊，其原理會因頻率的不同而產生出不同的增益，使其特定頻率的訊號會被突顯出來，而其他頻率的訊號則會衰減，以達到消除雜訊的目的。

目前各種不同類型的電子設備或數位電路，都普遍採用數位濾波器，使用數位濾波器的好處，是不需要另外設計新的硬體，只需要利用本身設計的硬體電路，再另加上軟體程式就可以實現，成本減少，另一優點是：如果要改變濾波器的型式或頻率，不必重新設計硬體電路或，只須要將程式做修改即可以實現濾波功能。

在 LabVIEW 圖控軟體中有內建濾波器，本研究所使用的濾波器函數如圖 3.3 所示，可以進入函式中設定所需要的濾波方式，例如設定高通濾波器、低通濾波器與帶通濾波器。

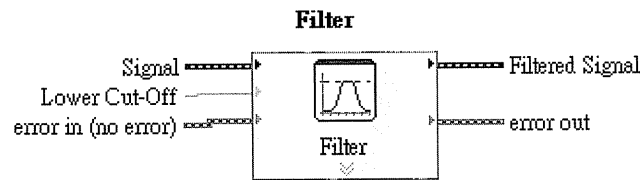


圖 3.3 濾波器函數

濾波選項如圖 3.4 所示，本研究先使用高通濾波器後才將濾波過的訊號再透過低通濾波器將不必要的訊號濾除本研究頻率選擇在 250Hz 以上訊號如下所示，使用的稱為 Infinite impulse register(IIR)，而使用 LabVIEW 內建濾波功能就是使用 Butterworth 濾波器。

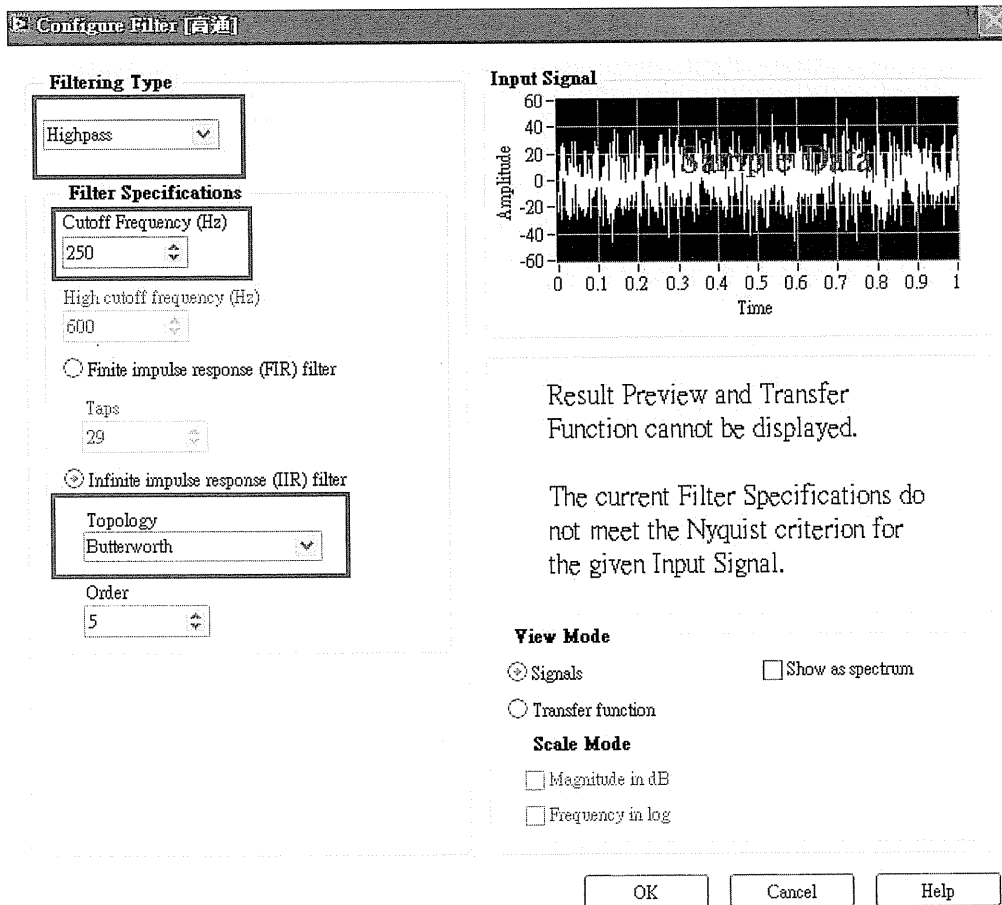


圖 3.4 濾波器設定選項

### 3.1.3.1 數位濾波器與其優缺點

數位濾波器的功能是對數位信號進行處理，為滿足數位系統的需求規格，其作法是設計一個轉移函數系統，或是差分方程式，期使所要的頻率響應落在規格的範圍內。而數位濾波的原理是將經過 A/D 轉換後的訊號，再由數位訊號處理器(Digital Signal Processor, DSP)如圖 3.5

所示建立之濾波轉移函數達到濾波效果。因此，濾波器的特性較為準確，而數位濾波器不像類比濾波器會受電子元件的精確度、耗電量及特性極限所影響。而數位濾波器的功能有兩種是最常見的：有限脈衝回應（Finite Impulse Response - FIR）濾波器和無限脈衝回應（Infinite Impulse Response - IIR）濾波器，在準確度與穩定度，可以靠增加的位元長度達成且數位濾波器具備適應性，且能夠同時處理多組數位信號，其缺點是有頻寬限制，並會產生有限長度效應。

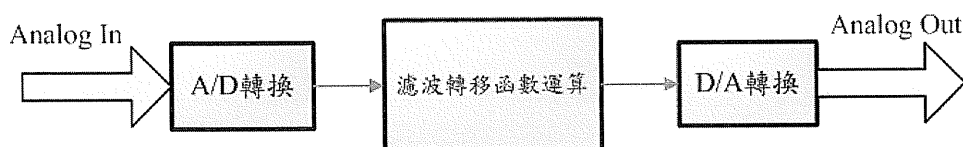


圖 3.5 數位濾波原理示意圖



### 3.1.3.2 Butterworth 濾波器

Butterworth 濾波器的特點是通頻帶內的頻率響應曲線是有很平  
坦。本研究選用 Butterworth 濾波器，而其數位濾波器的頻率響應圖如  
下圖 3.6 所示。

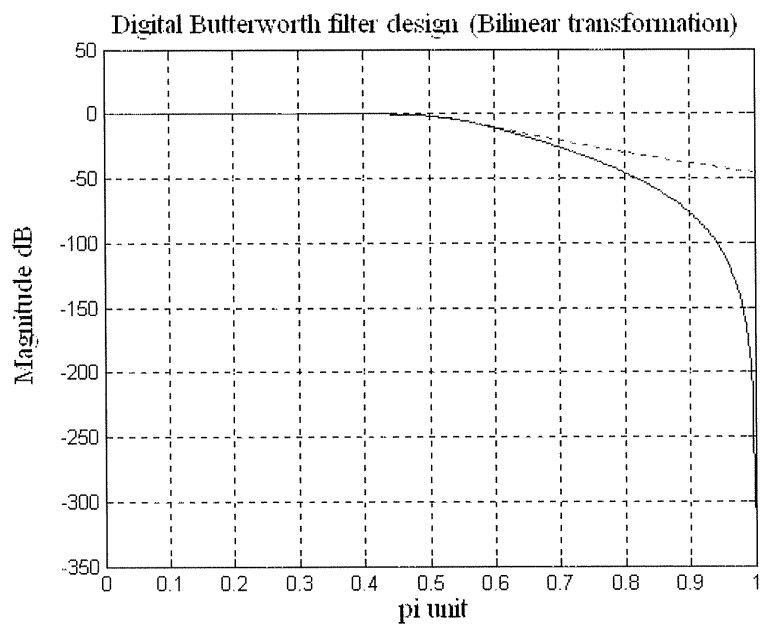


圖 3.6 數位濾波器頻率響應圖

### 3.2 腹音偵測架構測試

在 LabVIEW 中編輯初步偵測腹音的程式，訊號經過資料擷取卡後，先經過第一級的高通濾波器後，再經過一次低通濾波器，將第一波濾波後的訊號在進行相同模式的濾波，在經過高通濾波器又把訊號在透過低通濾波器，將輸入端的訊號經過兩次的濾波，把不必要的訊號過濾乾淨後，將可得到初步的腸胃蠕動訊號如圖 3.7 所示。

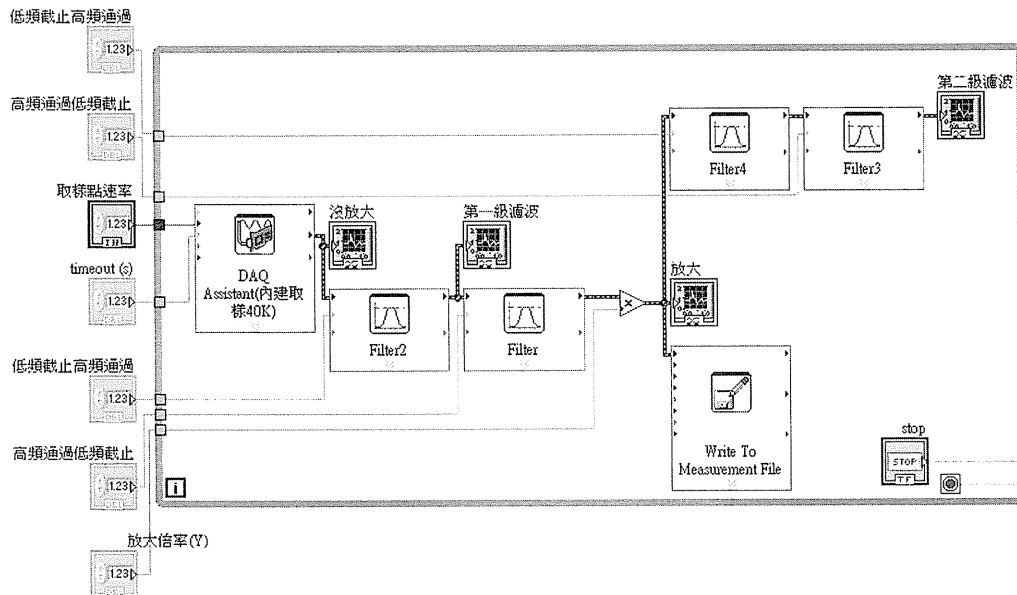


圖 3.7 LabVIEW 腹音程式測試

透過初步偵測腹音的程式，將在取到腸音訊號後加入程式判斷，如圖 3.8 腹音程式流程圖，將訊號輸入後進行軟體濾波，透過高通與低通濾波器將訊號濾除後在加入判斷，將判斷的電壓設定在 0.1 伏特與 2 伏特之間，腸音訊號輸入後，如電壓值在設定範圍內，則會在 LabVIEW 圖控介面軟體上的 LED 顯示。

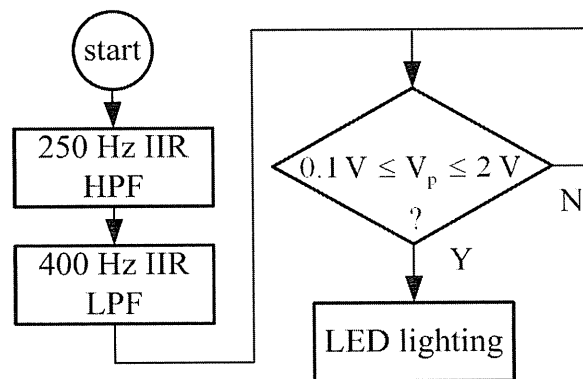


圖 3.8 腹音程式流程圖

### 3.3 溫度訊號串列接收

溫度訊號的偵測，透過感測器 Pt100 來接收溫度訊號，在溫度訊號輸出經過線性規劃後，將要把資料送入 LabVIEW 圖控軟體，因利用 RS232 作介面讓訊號可以送到 LabVIEW 軟體之中。而序列通訊是一種常用的資料傳輸方法，這種傳輸方法常用於電腦與周邊裝置之聯結，透過電腦內建的序列埠 RS232 來傳送資料，LabVIEW 軟體內的串列函式來讀取資料，只需要設定鮑率和傳送位元即可接收資料，將所需資料讀取至電腦當中，如圖 3.9 所示。

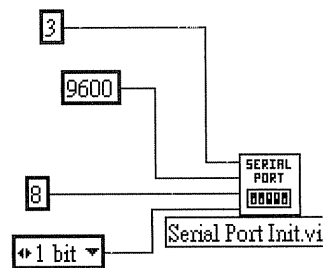


圖 3.9 函式 Serial Port Init

### 3.4 溫度訊號測試

經由硬體 ZigBee 所傳入個人電腦中的訊號，藉由 RS232 的傳輸介面透過 LabVIEW 程式中轉換，將數值讀取入程式中，由圖 3.10 之程式將 RS232 串列傳輸所收到 MSP430 的數值，經過轉換後將感測器所偵測到的溫度，顯示在 LabVIEW 介面中。

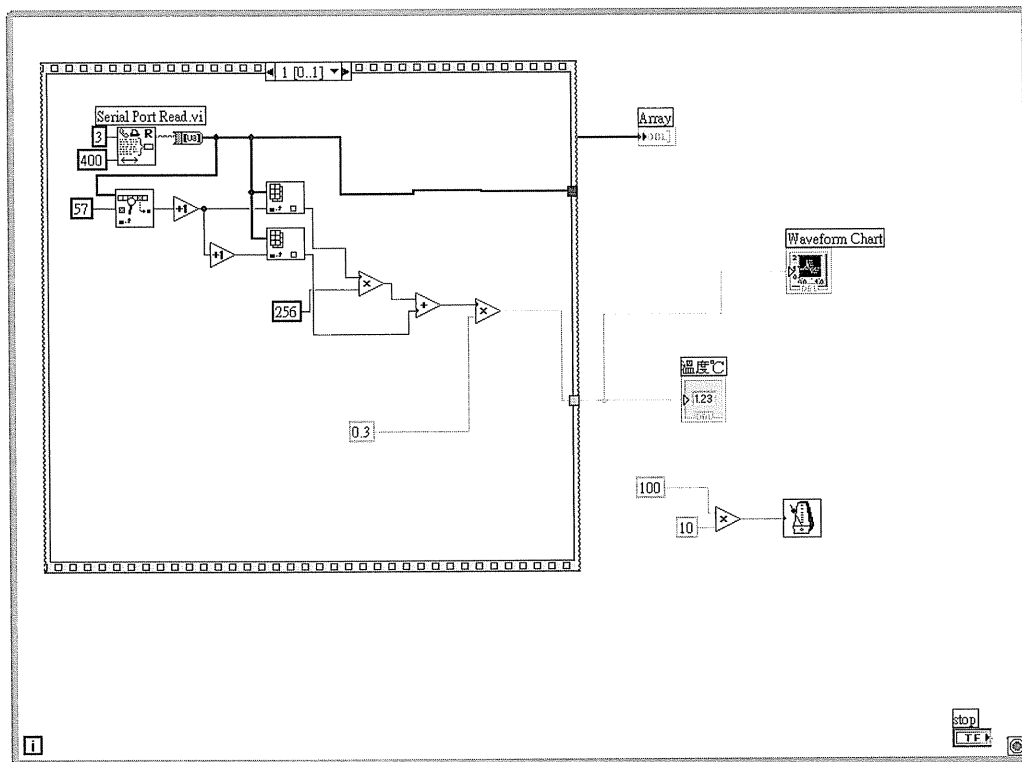


圖 3.10 LabVIEW 程式設計圖

將感測器輸出經由 A/D 轉換後，經由 Serial Port Init 函式將得到感

測器轉換後的數值，用表格的方式呈現，可看出波形是否有誤，顯示每次訊號進來後的數值，可確認是不是所要求的結果。

### 3.5 韌體測試

感測器所使用的韌體是採用德州儀器的晶片 MSP430，在開發環境上用 IAR Embedded Workbench KickStart for MSP430，此晶片所使用的軟體為 C 語言與組合語言，軟體需經由、連結、編程、除錯和模擬。本研究是利用組合語言來設計單晶片中的功能，圖 3.11 為 IAR Embedded Workbench KickStart for MSP430 的開發環境。

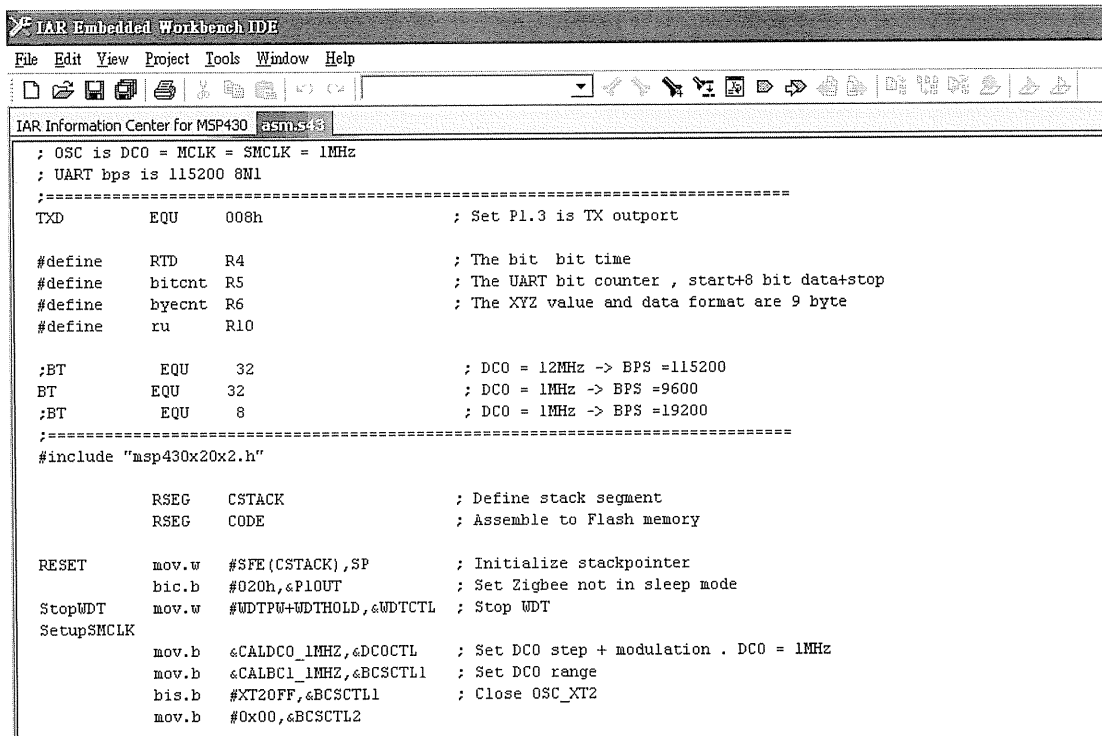


圖 3.11 MSP430 開發環境

MSP430 的模擬軟體必須要透過 MSP430FET(Flash Emulation Tool) 實體模擬器的連接，才可以支援開發程式所需要的各種操作，單部執行和硬體中斷...等，而 MSP430FET 與電腦端的連結，只要透過 USB 介面即可使用，如圖 3.12 所示則是 MSP430FET 實體圖。

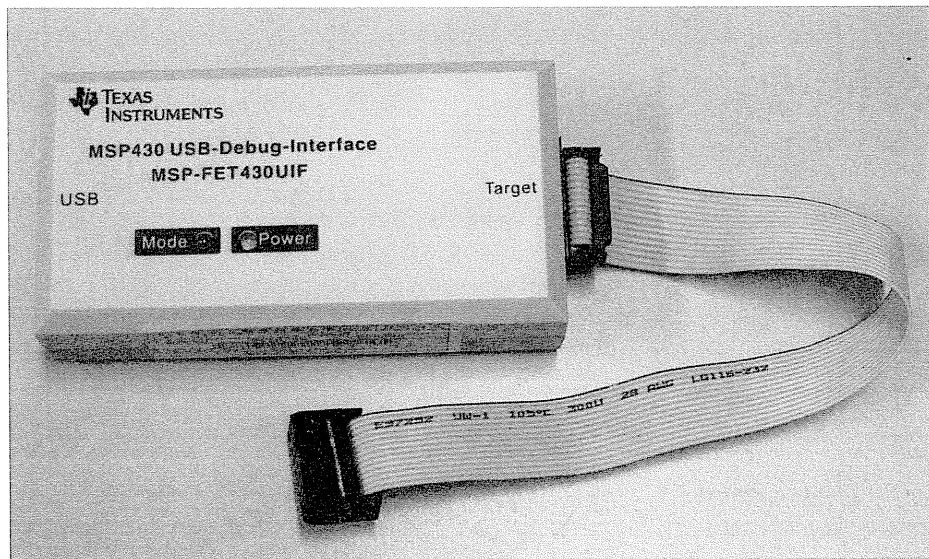


圖 3.12MSP430FET 實體圖



## 第四章 實驗結果

### 4.1 腸音蠕動初步偵測

在第一次訊號測試，發現有腸胃蠕動的蠕動波形，但卻出現漂移電壓，如下圖 4.1 所示，故先將解決漂移電壓之問題，造成電壓漂浮顯像。因資料擷取卡所設定的輸出/入腳位，在未使用到的輸出/入腳位應予皆為接地，所以接腳在沒有接地時產生了漂移電壓。

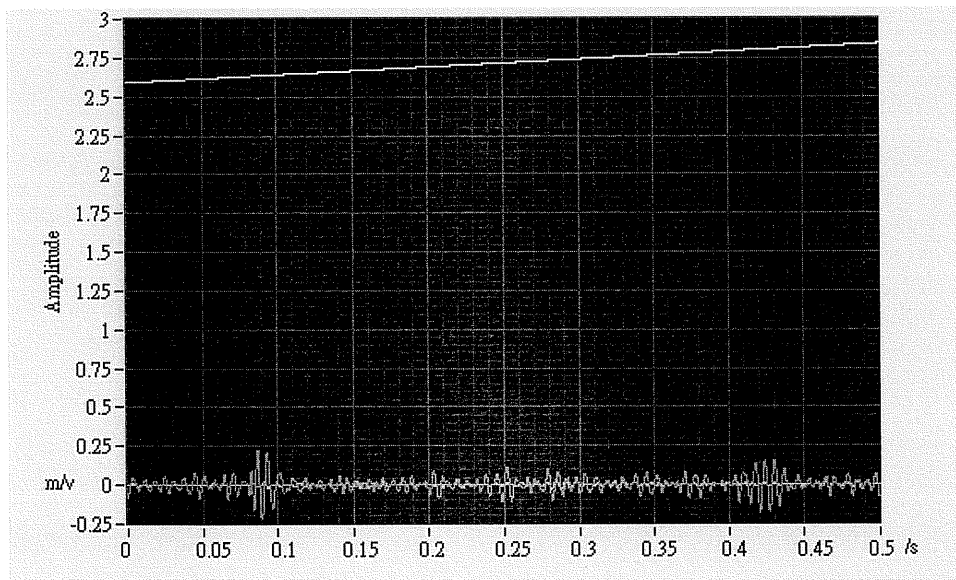


圖 4.1 初步偵測蠕動結果

### 4.1.1 腹痛時偵測結果

本研究經過長時間不斷的收集數據結果，也將自己腹痛時依照醫師建議測量部位而偵測的訊號波形，擷取至實驗結果中。當腹痛時常聽見或感覺到腹部有東西在滾動，此是腸中的食物和空氣所交錯時候擠壓出的聲音，也就是像河流中的逆流情形，腹痛時蠕動的次數較為頻繁，所以身體將有所感覺，圖 4.2 顯示腹痛時的蠕動波形，因未選擇好訊號接地電壓漂移也出現在顯示波形的介面中，因此以後所偵測之波形，將解決訊號漂移的問題。。

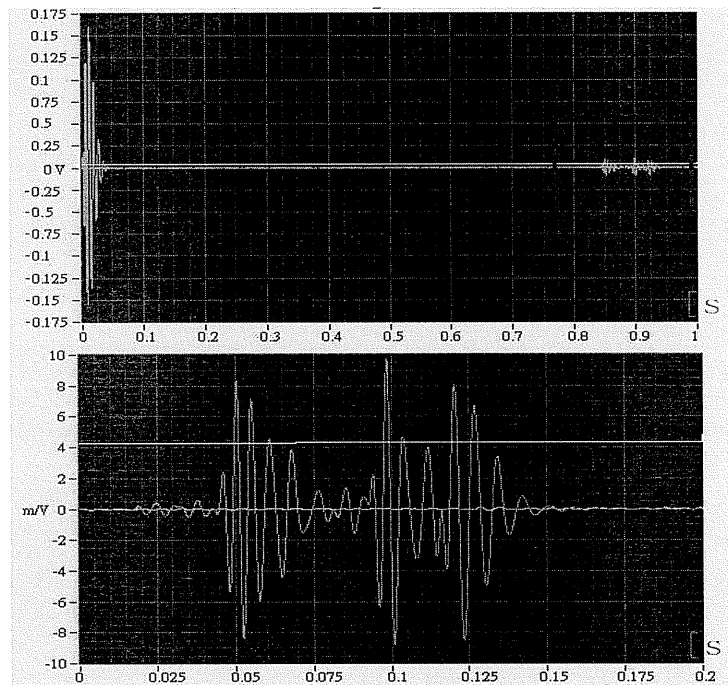


圖 4.2 腹痛時腸音訊號

## 4.2 腸音分布偵測結果

接著偵測部位的訊號，由肚臍當作中心點畫作 A、B、C、D 四部份如

圖 4.3 所示。將分出這上、下、左、右四個部位後，偵測的資料四個部份的吃飽前、後的蠕動情況與頻率紀錄，將由這四部位開始紀錄起。

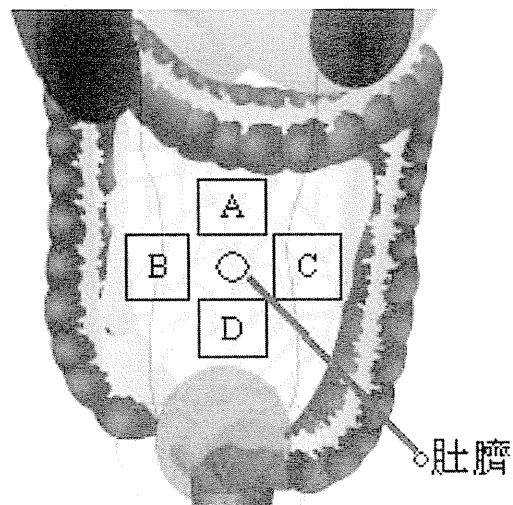


圖 4.3 腹部劃分區位圖

### 4.2.1 部位 A 之測量

圖 4.4 所示，是肚臍上面的部位，在吃飯前半小時所測量到的蠕動頻率，蠕動時間約為 0.03 秒內，頻率則為 285Hz，圖 4.5 是吃飯前所

偵測到連續蠕動的情況，蠕動間隔大約在 0.18 秒進行下次的蠕動。

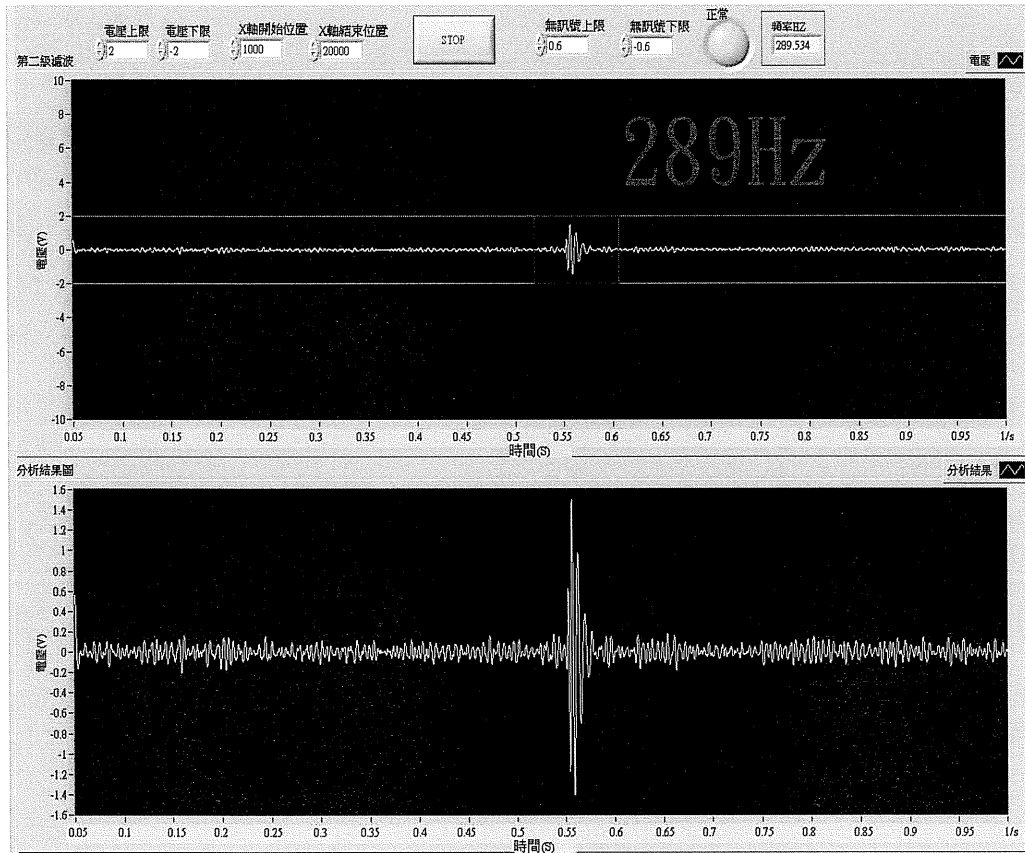


圖 4.4 吃飯之前(部位 A)

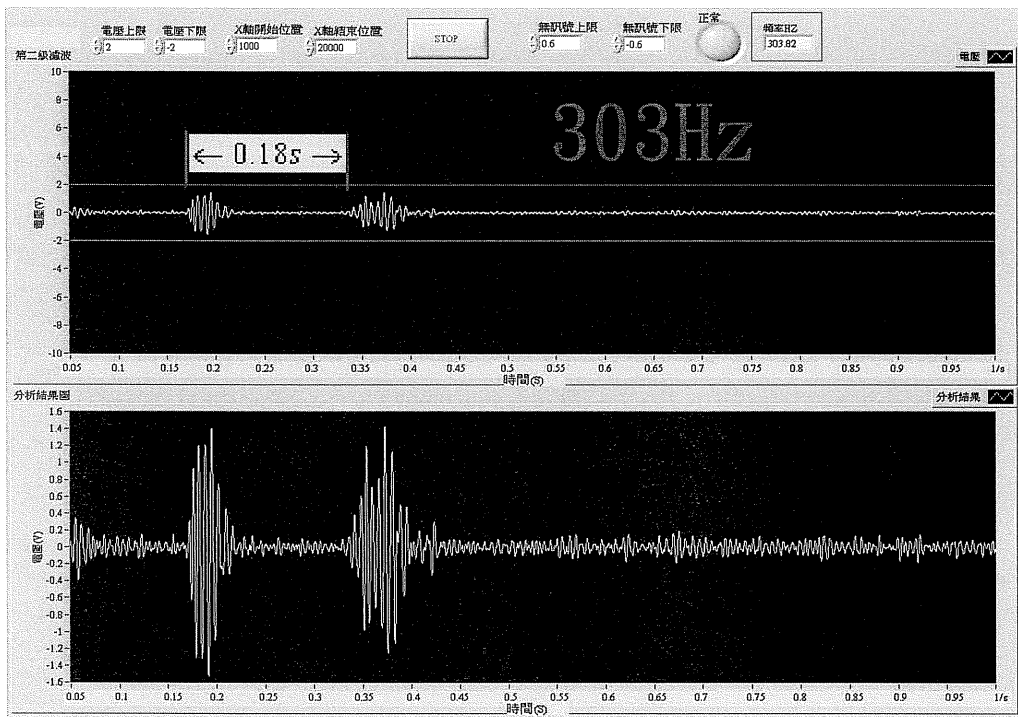


圖 4.5 吃飯之前(部位 A)連續蠕動

圖 4.6 所示則為吃完飯後的單次蠕動，蠕動頻率為 320Hz，蠕動時間約 0.04 秒，另再偵測如圖 4.7 雙次蠕動的情況間隔時間約為 0.32 秒。

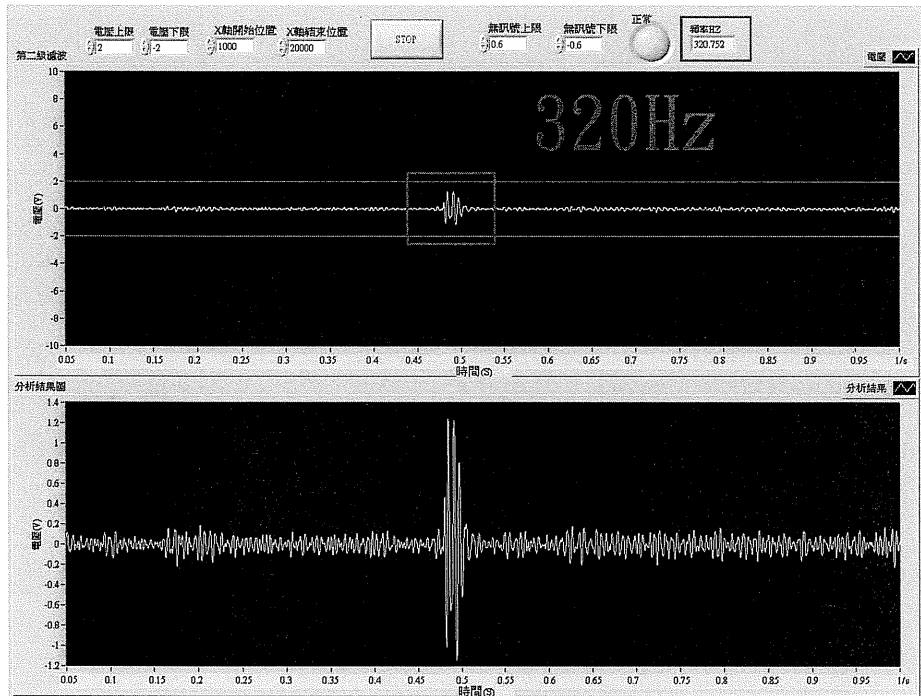


圖 4.6 吃飯後(部位 A)單次蠕動

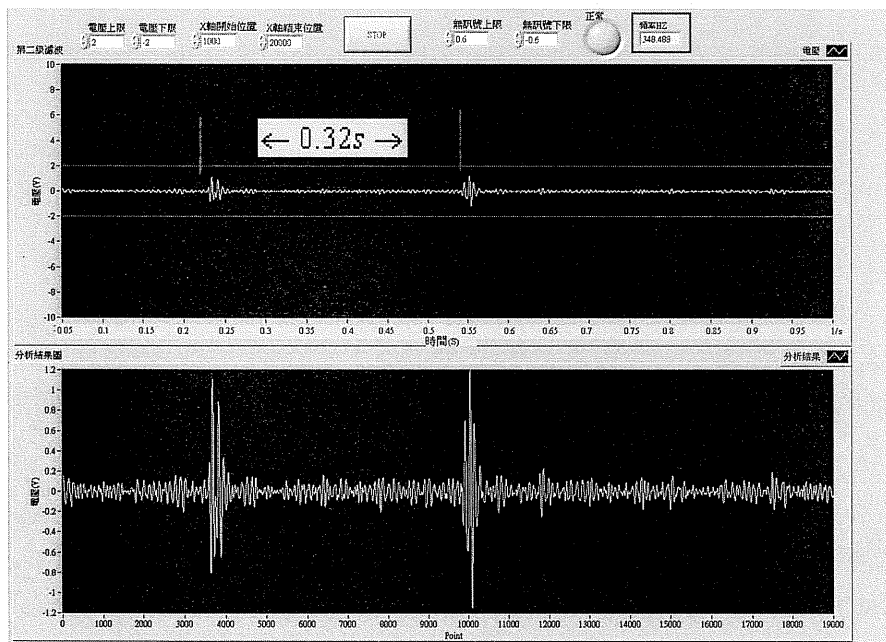


圖 4.7 吃飯後(部位 A)雙次蠕動

此部位部位 A 在吃飽飯後，因蠕動次數較多也測量到兩次以上的蠕動頻率，間隔時間為 0.59 秒與 0.18 秒，如圖 4.8 所示。

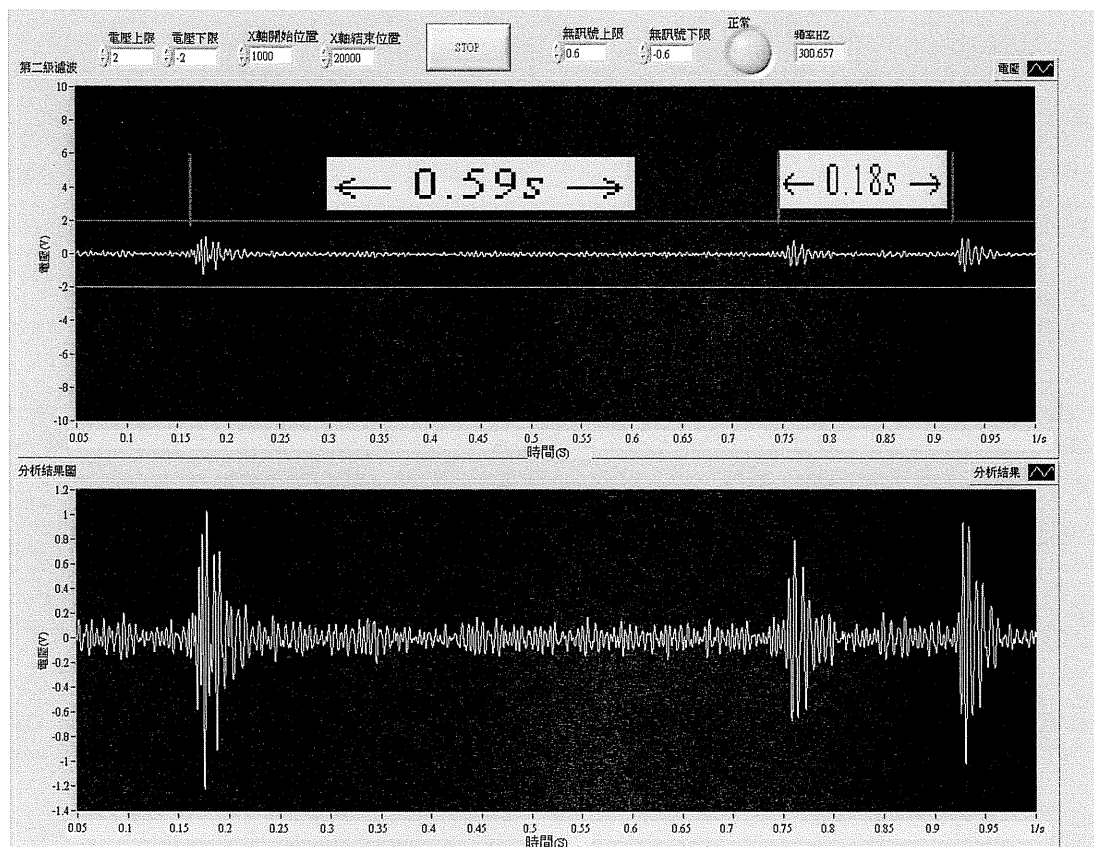


圖 4.8 吃飯後(部位 A)多次蠕動

#### 4.2.2 部位 B 之測量

圖 4.9 所示，是在腸胃分部圖的 B 部位吃飯之前的蠕動頻率則是 327Hz，蠕動時間約為 0.05 秒，圖 4.10 所示連續的蠕動時間為 0.18 秒。

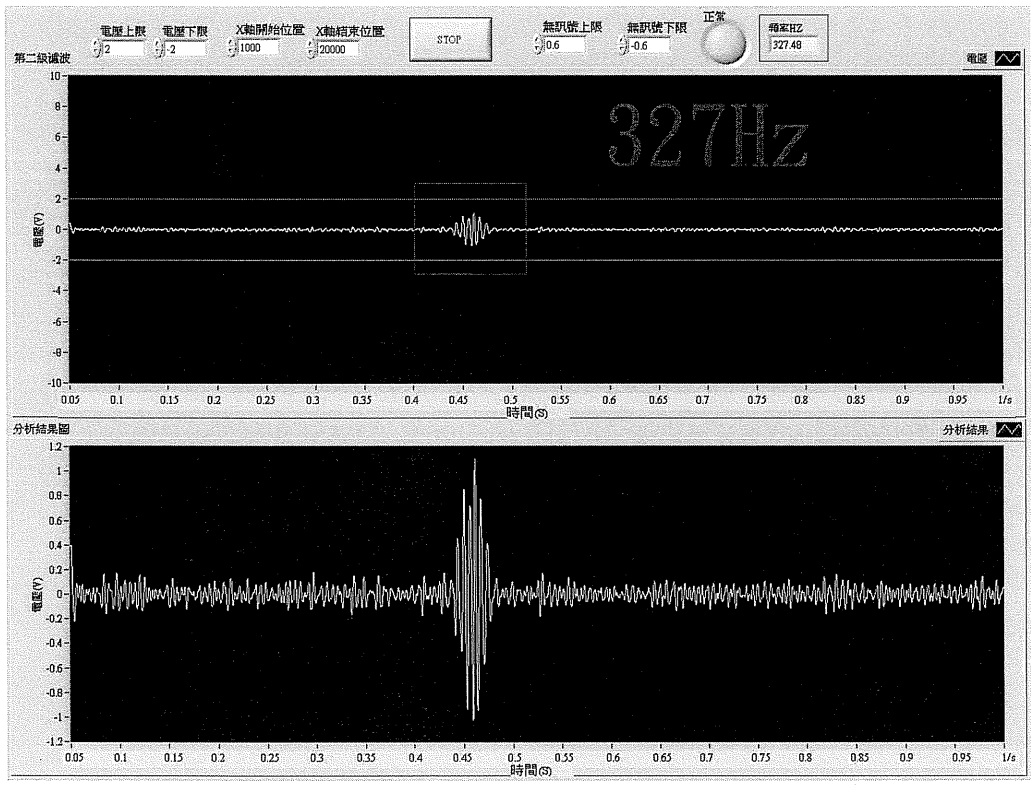


圖 4.9 吃飯之前(部位 B)



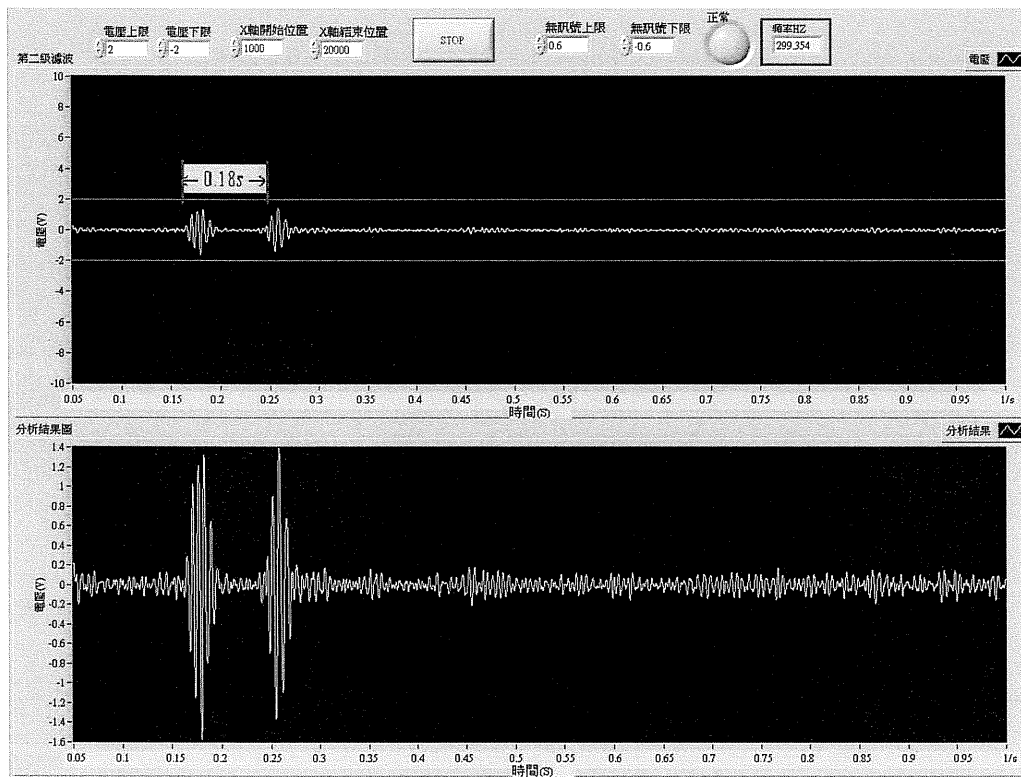


圖 4.10 吃飯之前(部位 B)連續蠕動

圖 4.11 是吃飽後蠕動頻率為 347Hz 時間為 0.025 秒，圖 4.12 是連續蠕動間隔 0.29 秒的兩次蠕動，而圖 4.13 是在吃飽飯後多次蠕動餘部位 B 間隔分別為 0.17 秒與 0.26 秒。

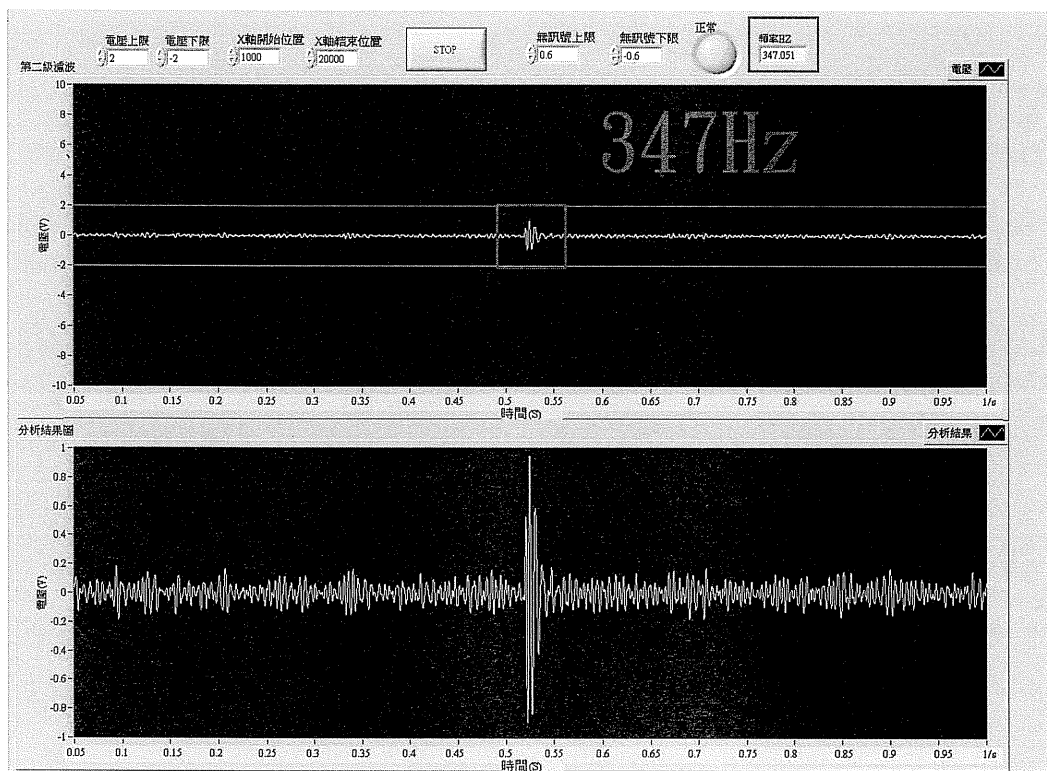


圖 4.11 吃飯後(部位 B)單次蠕動

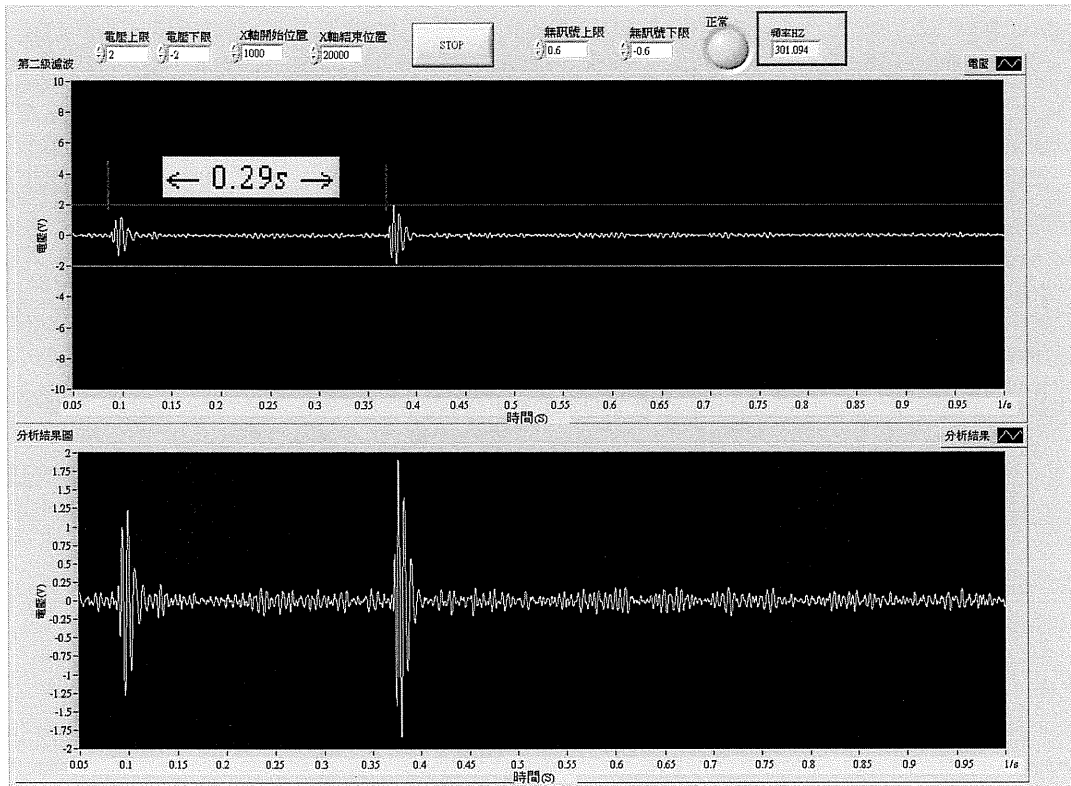


圖 4.12 吃飯後(部位 B)兩次蠕動

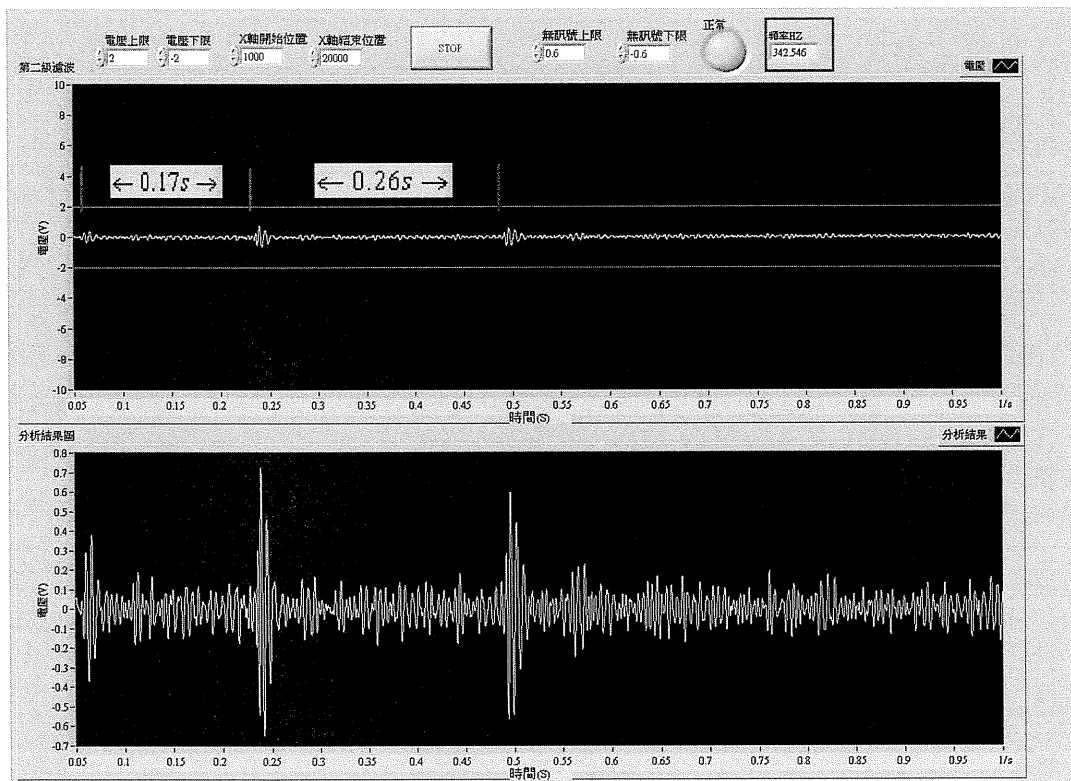


圖 4.13 吃飯後(部位 B)多次蠕動

### 4.2.3 部位 C 之測量

如下圖 4.14 所示，是在腸胃分部圖的 C 部位吃飯之前的蠕動頻率則是 319Hz，蠕動時間約為 0.03 秒，圖 4.15 所示連續的蠕動間為 0.28 秒。

圖 4.16 是吃飽後蠕動頻率為 299Hz 時間為 0.5 秒，圖 4.17 是連續蠕動間隔 0.19 秒的兩次蠕動，圖 4.18 是在吃飽飯後多次蠕動餘部位 B 間隔分別為 0.09 秒與 0.34 秒。

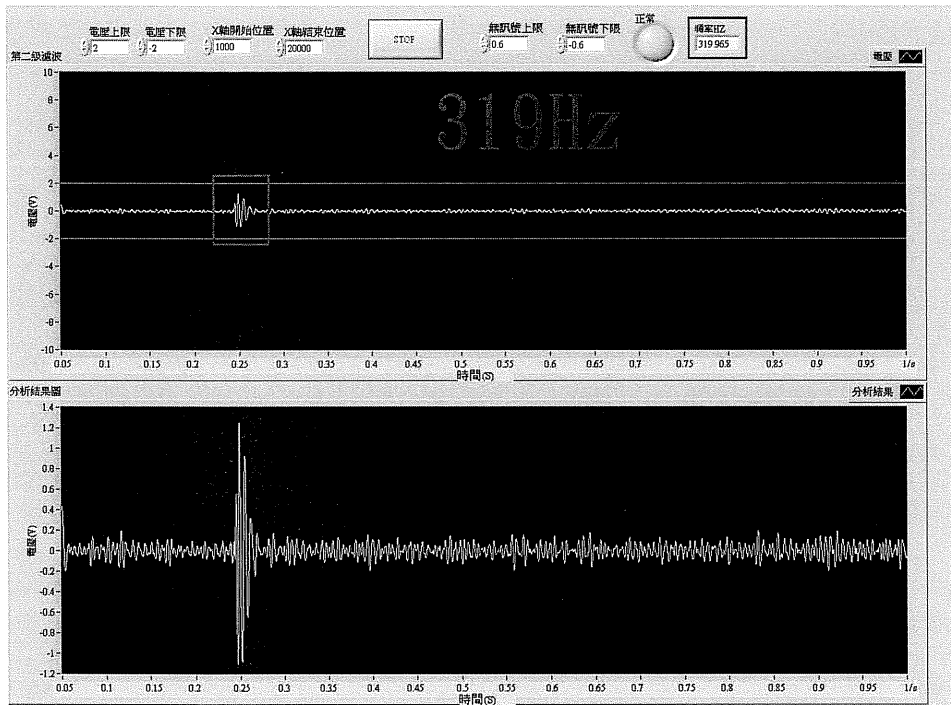


圖 4.14 吃飯之前(部位 C)

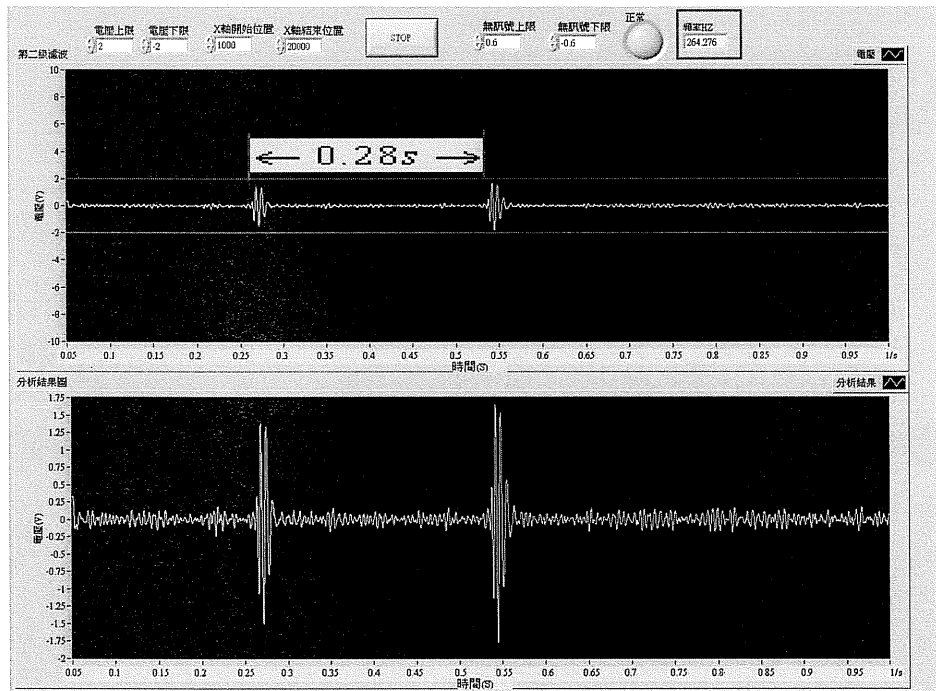


圖 4.15 吃飯之前(部位 C)連續蠕動

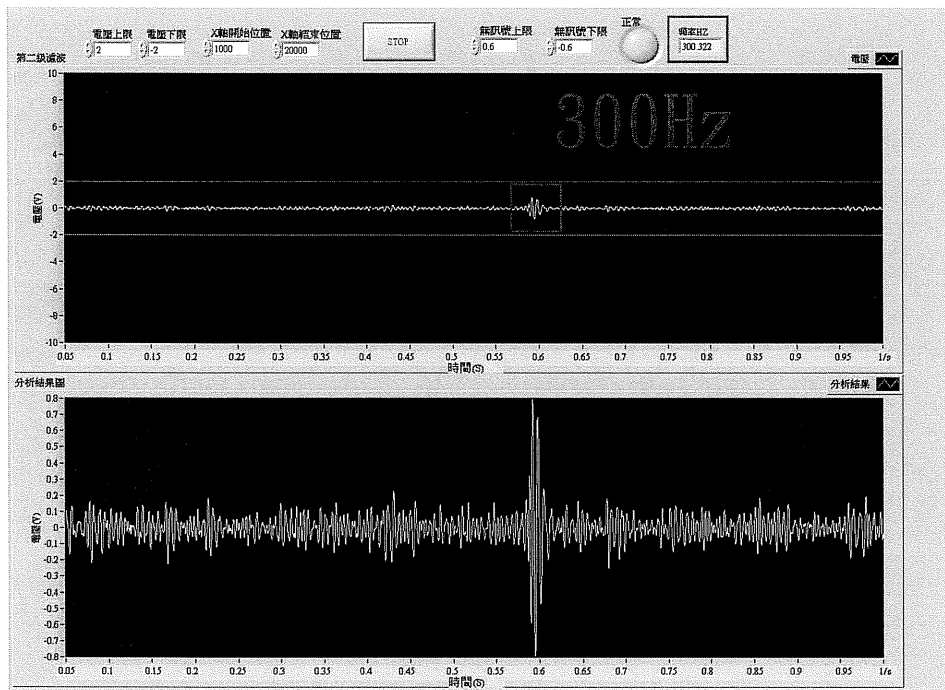


圖 4.16 吃飯後(部位 C)單次蠕動

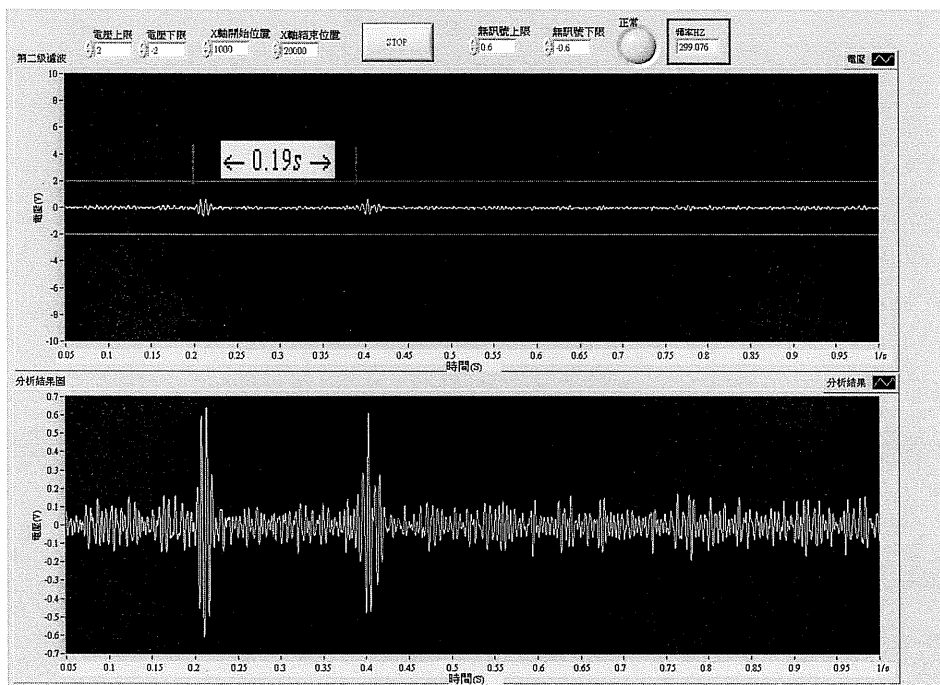


圖 4.17 吃飯後(部位 C)兩次蠕動後

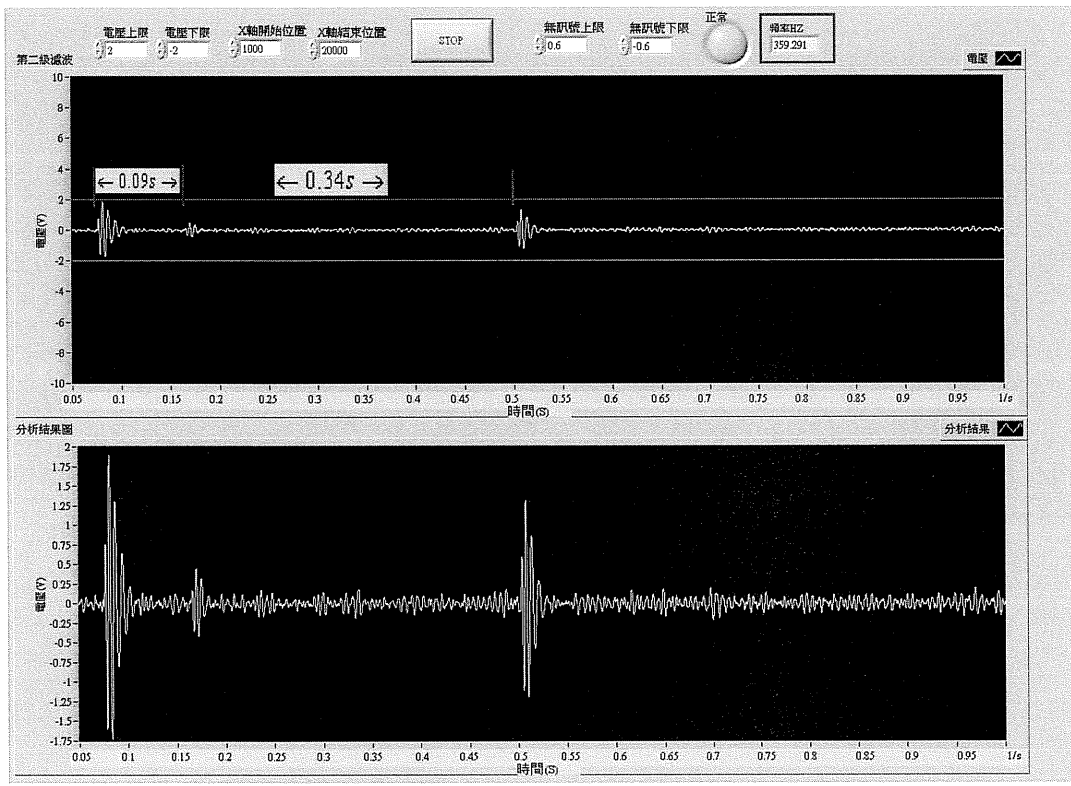


圖 4.18 吃飯後(部位 C)多次蠕動後

#### 4.2.4 部位 D 之測量

如圖 4.19 所示，是在腸胃分部圖的 D 部位吃飯之前的蠕動頻率則是 270Hz，蠕動時間約為 0.04 秒，圖 4.20 所示連續的蠕動間為 0.5 秒。圖 4.21 錯誤！找不到參照來源。是吃飽後蠕動頻率為 300Hz 時間為 0.4 秒。圖 4.22 是連續蠕動間隔 0.13 秒的兩次蠕動，而圖 4.23 是在吃飽飯後多次蠕動餘部位 D 間隔分別為 0.21 秒與 0.07 秒。

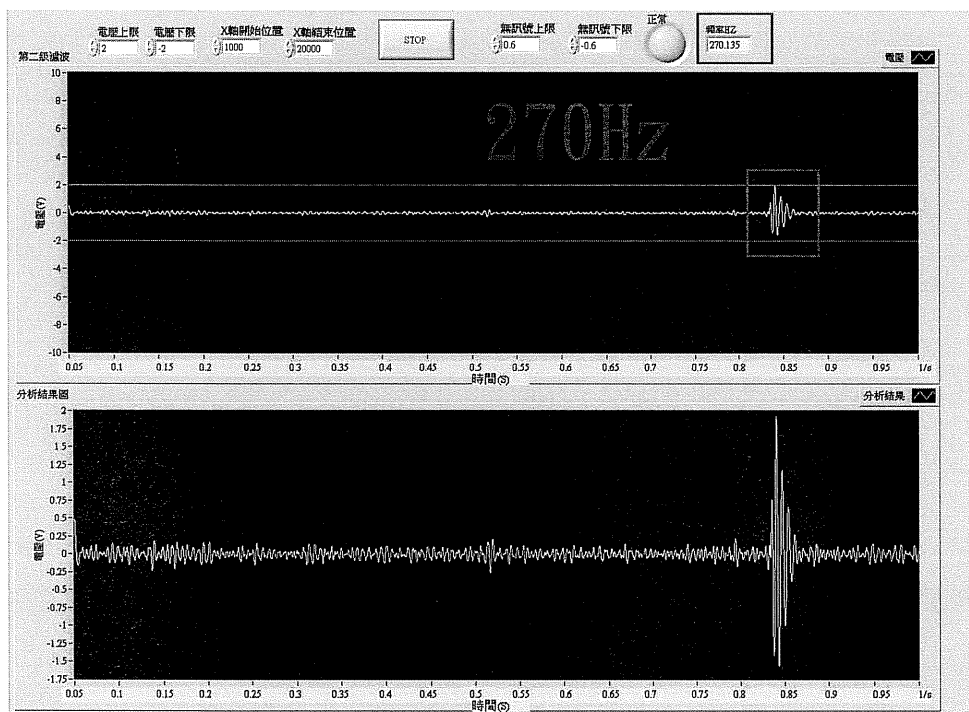


圖 4.19 吃飯之前(部位 D)



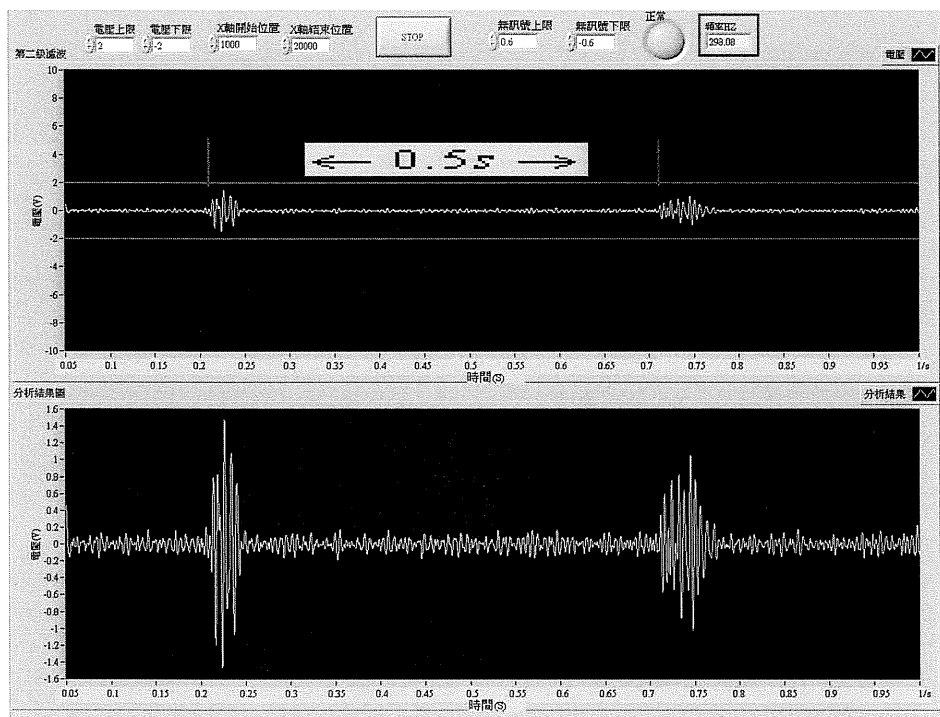


圖 4.20 吃飯之前(部位 D)連續蠕動

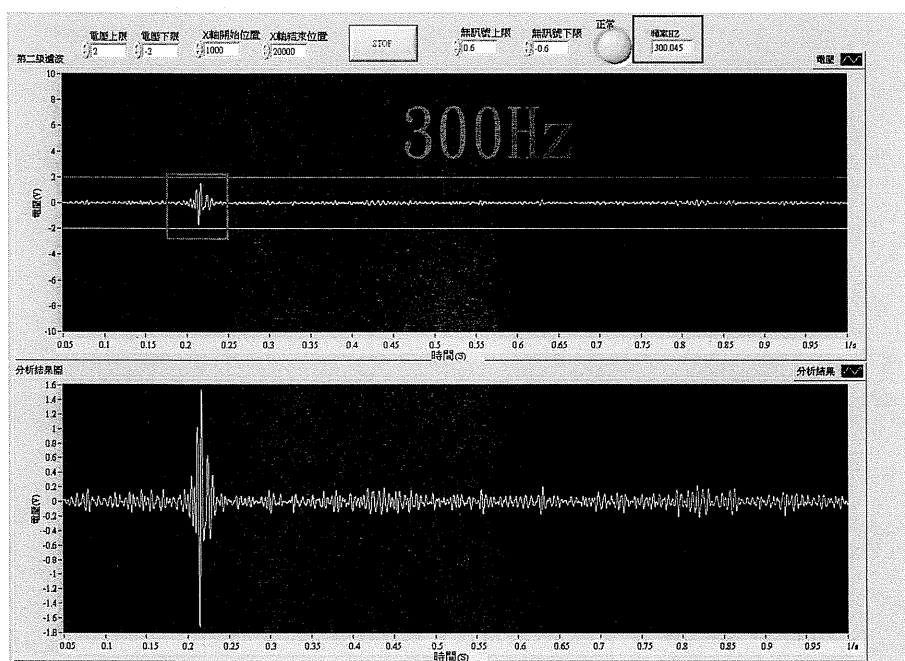


圖 4.21 吃飯後(部位 D)單次蠕動

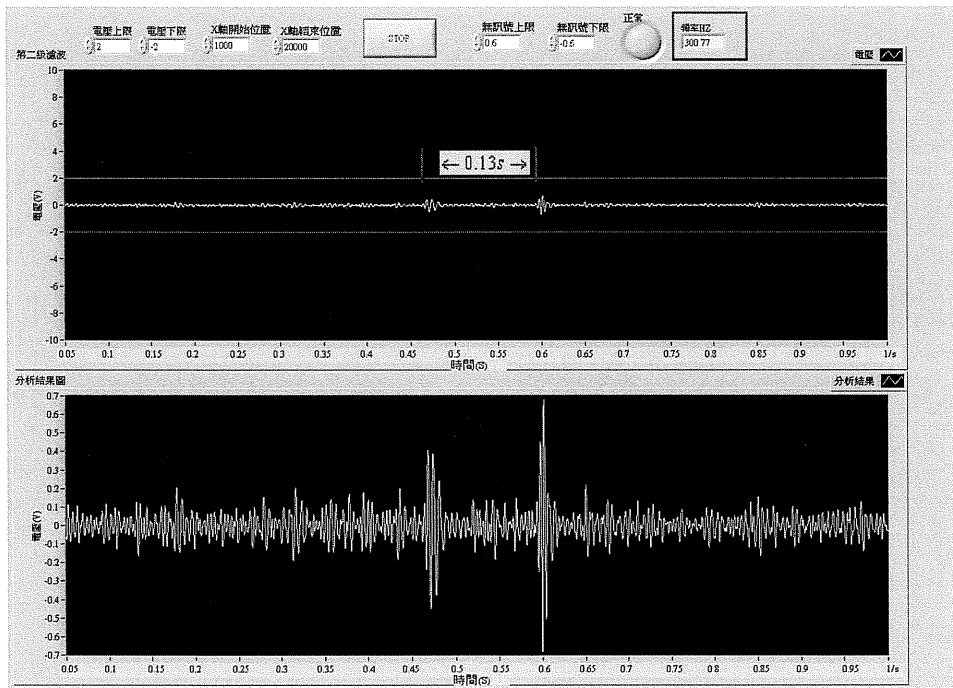


圖 4.22 吃飯後(部位 D)雙次蠕動

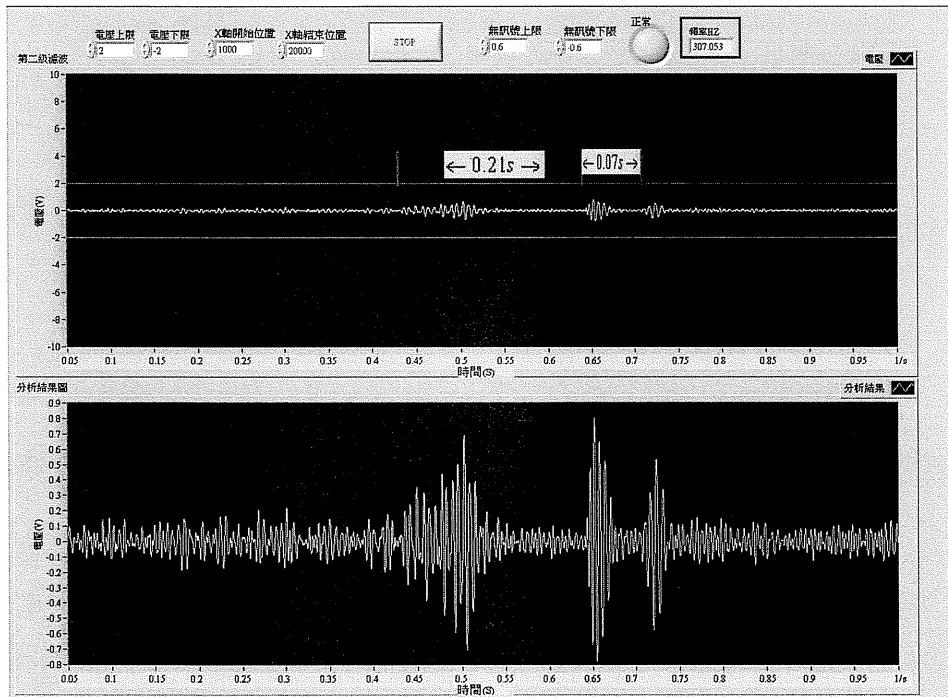


圖 4.23 吃飯後(部位 D)多次蠕動

#### 4.2.5 吃飯前與吃飯後統計表

結合上述，表表 4.1 是分別四個部位分別測量吃飯前的訊號頻率統計表。表 4.2 則是吃飯後的頻率統計表，各部位所偵測到的頻率皆為 250Hz~350Hz 範圍內。

表 4.1 吃飯前單次蠕動各部位頻率

單次蠕動	A 部位	B 部位	C 部位	D 部位
第一次	254 Hz	298 Hz	319 Hz	298 Hz
第二次	299 Hz	301 Hz	267 Hz	299 Hz
第三次	299 Hz	327 Hz	283 Hz	270 Hz
第四次	289 Hz	299 Hz	280 Hz	290 Hz

表 4.2 吃飯後單次蠕動各部位頻率

單次蠕動	A 部位	B 部位	C 部位	D 部位
測量一	320 Hz	275 Hz	300 Hz	299 Hz
測量二	254 Hz	299 Hz	300 Hz	300 Hz
測量三	341 Hz	247 Hz	300 Hz	300 Hz
測量四	344 Hz	299 Hz	299 Hz	300 Hz
測量五	274 Hz	303 Hz	300 Hz	315 Hz

表 4.3、表 4.4 所示將各部位分別蠕動間隔做紀錄，在蠕動的間隔，則較為不規律，因此可以得知在腸胃的蠕動間隔將是不規律的蠕動，無法預知下次的蠕動將會在多久之後。

表 4.3 吃飯前多次蠕動間隔

蠕動間隔	A 部位	B 部位	C 部位	D 部位
第一次	0.22 S	0.32 S	0.52 S	0.13 S
第二次	0.61 S	0.52 S	0.22 S	0.45 S
第三次	0.22 S	0.15 S	0.4 S	0.19 S
第四次	0.18 S	0.18 S	0.28 S	0.5 S

表 4.4 吃飯後多次蠕動間隔

蠕動間隔	A 部位	B 部位	C 部位	D 部位
測量一	0.24 S	0.13 S	0.42 S	0.13 S
測量二	0.18 S	0.29 S	0.09 S	0.49 S
測量三	0.31 S	0.17 S	0.19 S	0.07 S
測量四	0.59 S	0.26 S	0.63 S	0.07 S
測量五	0.32 S	0.18 S	0.73 S	0.47 S

### 4.3 腸音即時偵測結果

最後在即時偵測的部份，因偵測用途在於開刀後的腸胃蠕動偵測，所以只需要做單一定點的訊號偵測，即可以達到本研究所需的目的，如圖 4.24 所示。當偵測到腸音訊號時圖控介面軟體則會做 LED 顯示，代表一個蠕動波形被偵測到。

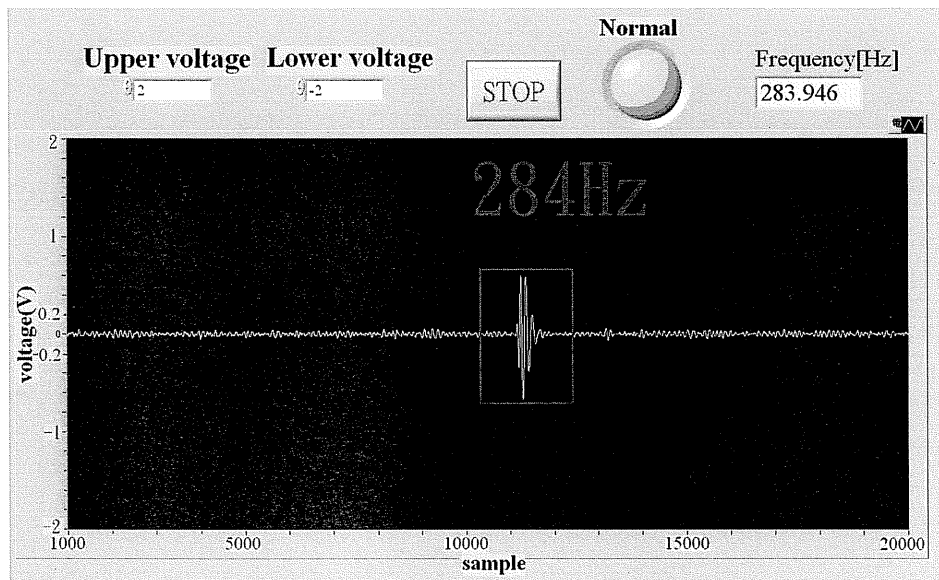


圖 4.24 即時偵測腸胃蠕動訊號

#### 4.4 溫度即時偵測

圖 4.25 是感測器 Pt-100 所偵測到的室內溫度訊號。透過 LabVIEW 圖控軟體做溫度的顯示。X 軸座標單位為秒，座標軸 Y 軸則是溫度，單位為  $^{\circ}\text{C}$ 。

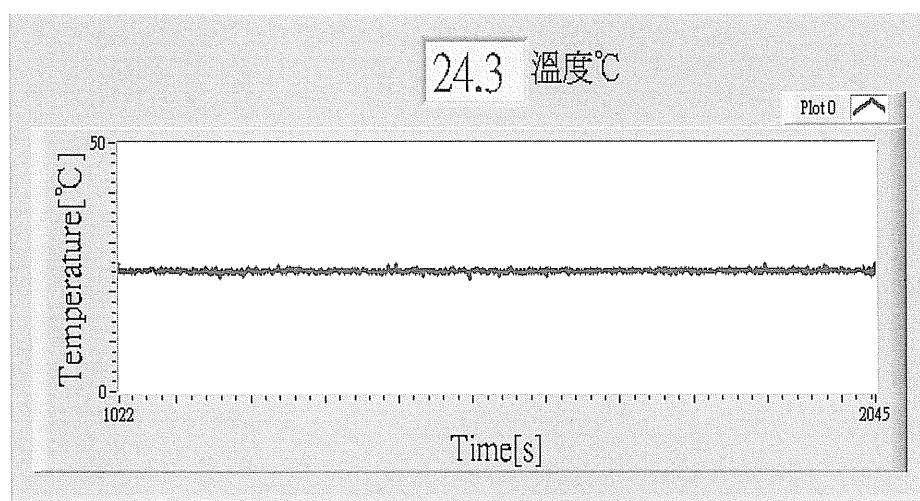


圖 4.25 室內溫度顯示圖

溫度的校正是非常重要的，為了達到測量的精確度，採用  $0\sim 50^{\circ}\text{C}$ 、刻度  $0.1^{\circ}\text{C}$  的水銀溫度計以校正低端溫度；在高溫部分則是選用  $0\sim 500^{\circ}\text{C}$  可調的黑體爐校正，其解析度  $0.2^{\circ}\text{C}$ 。

模擬測試是利用具有溫度變化的加溫工具電烙鐵進行溫度的測量，選擇了 110 伏特消耗功率 30 瓦特的電烙鐵，測量環境於一般室溫中，在加熱七分鐘內所達到的溫度曲線如圖 4.26 所示。因電烙鐵加溫速

度快，散熱速度慢，因此，降溫所耗時間較為長，冷卻時間花了16分鐘才達到完全降溫至環境溫度，如圖4.27所示。

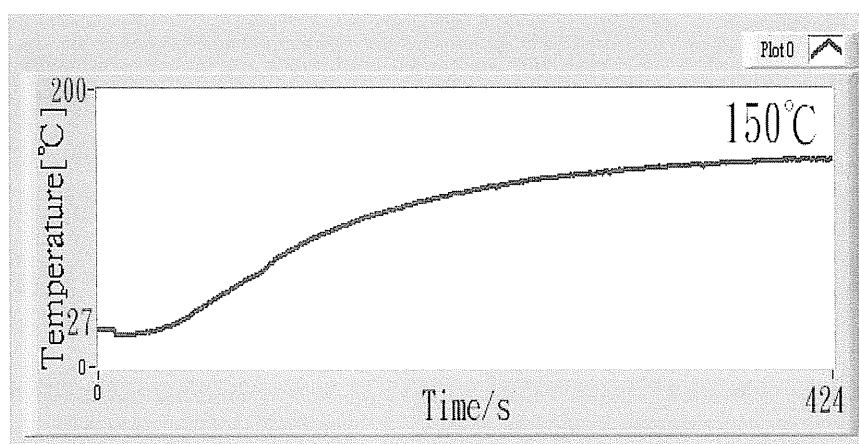


圖 4.26 電烙鐵使用七分鐘曲線圖

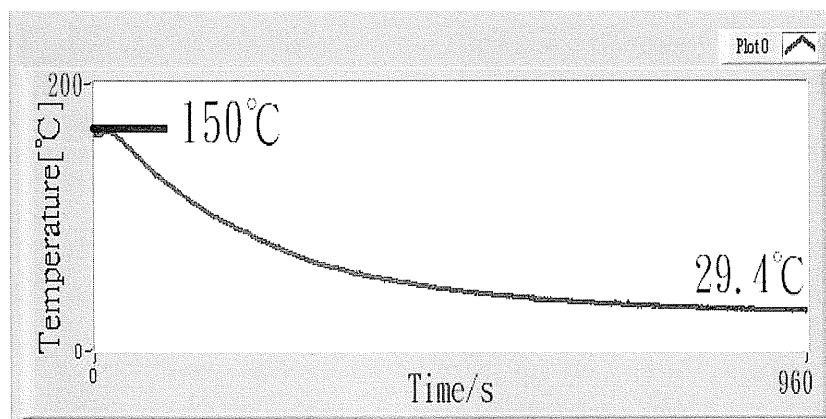


圖 4.27 電烙鐵使用後冷卻曲線圖

對於低溫的部份也做了測試，先將裝水容器加入50 cc的水，測量室溫中水的溫度，並且用溫度計作為溫度的校正，如圖4.28所示為溫度校正方法，在30秒後倒入200 cc的冰塊中，放置405秒後的溫度變化圖



如圖4.29所示，將室溫27度的水加入冰塊400秒內的溫度變化曲線圖。

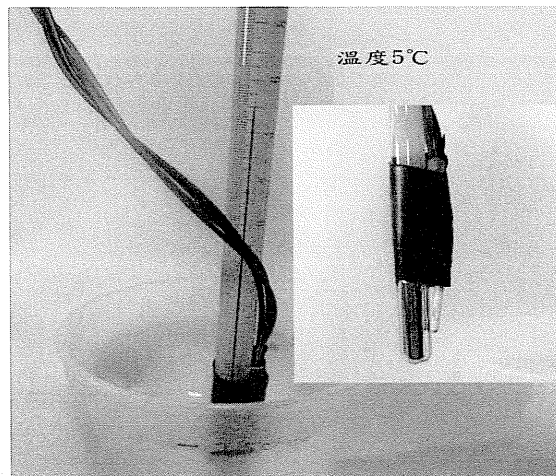


圖 4.28 溫度計&Pt100 實驗圖

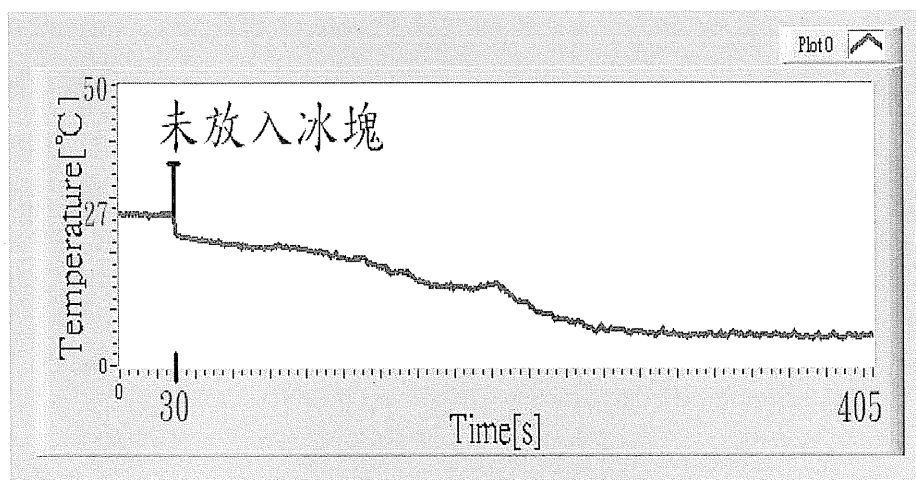


圖4.29冰水曲線圖(200cc冰塊50cc水)

## 第五章 結論與建議

本研究所使用單價較便宜的電容式麥克風，在價格方面可節省成本，而且隨手可得，對身體接觸方面，是非侵入式的方法來做測量。只要把聽診器放置於腹部的皮膚上，即可以做訊號測量，不會給受測者帶來心理、生理的不適，適用於臥病在床的病患上，提升對於儀器在測量上的舒適度。

與前人的研究有所不同的地方是，本研究對於腹音的量測是能準確測量出腸胃蠕動的訊號，而將擷取到的訊號做分析。本研究貢獻是達到了即時偵測的功能，對於醫院上可以節省醫師和護士的麻煩，可有其他更多的時間去處理的事情，降低因為繁忙所造成的錯誤，對於住院的患者可以有更多保障。

火災的偵測有的溫度、火焰煙霧等偵測方式，當室溫高達兩百度至三百度之間就已達到物品燃燒的臨界點，但是在室內環境裡，比較難有火災時達到的溫度，因此，本研究選擇最容易判別的溫度來做預防火災，使用較普遍、容易取得的感測器 Pt-100。雖然利用電路技巧可修正線性誤差，但是真正的絕對誤差卻來自於材料本身，以及校正的

設備與方法。感測器在未來尚有改善的空間，將接觸型的溫度感測器替換成非接觸型的感測器—熱電堆。在未來使用非接觸型的感測器對於火災會有更好的防範效果。

無線傳輸部分是選擇用較 WiFi 省電的 ZigBee 模組，此模組在現代科技的趨勢中，也逐漸成為平價，適合構成網路監測系統的主要元件。

本研究利用 LabVIEW 圖控介面軟體，來整合所能偵測到的外部訊號，以達成多點的訊號偵測，可以同時偵測到遠端溫度訊號與應用在醫院中觀察病患的情況，是很方便的一套系統。可以做高溫預防，也能同時監控患者的身體狀況，對於未來將還有更進一步的發展空間。

## 参考文献

- [1] H. A. Mansy and R. H. Sandler, "Bowel-Sound Signal Enhancement Using Adaptive Filtering," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Publication Year: 1997, pp. 105 – 117
- [2] Hadjileontiadis, L.J.; Liatsos, C.N., Mavrogiannis, C.C.; Rokkas, T.A., Panas, S.M. "Enhancement of bowel sounds by wavelet-based filtering" *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Year: 2000, pp. 876 – 886
- [3] Hadjileontiadis, L.J. and Panas, S.M. "On modeling impulsive bioacoustic signals with symmetric  $\alpha$ -stable distributions: application in discontinuous adventitious lung sounds and explosive bowel sounds" *Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Publication in Medicine and Biology Society* Year: 1998, pp. 13 - 16
- [4] Widrow, B.; Glover, J.R.; Jr. McCool; J.M.; Kaunitz, J.; Williams, C.S.; Hearn, R.H.; Zeidler, J.R.; Eugene Dong, Jr.; Goodlin, R.C. "Adaptive noise cancelling: Principles and applications" *Proceedings of the IEEE*, Publication Year: 1975, pp. 1692 – 1716
- [5] Thakor, N.V. and Zhu, Y.-S. "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection" *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Year: 1991, pp. 785 – 794

- [6] Chen, J. ; Vandewalle, J. ; Sansen, W. ; Vantrappen, G. ; Janssens, J. ”  
Multichannel adaptive enhancement of the electrogastrogram ” Biomedical  
Engineering, IEEE Transactions Publication Year: 1990 , pp. 285 – 294
- [7]Postolache, O. ; Silva Girao, P.M.B.S. ; Pereira, J.M.D. ; Ramos, H.G. ;  
“Dew Point and Relative-Humidity Smart Measuring System”  
Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on Issue Date : Dec.  
2006 **On page(s):**2259
- [8]P. Fleckenstein, “Migrating electrical spike activity in the fasting human  
small intestine,” Amer. J. Dig. Dis., vol. 23, pp. 769–775, Sep. 1978.
- [9]A. Bakker and J. H. Huijsing, “Micropower CMOS temperature sensor  
with digital output,” IEEE J. Solid-State Circuits, vol. 31, pp. 933-937, Jul.  
1996.
- [10]M. Tuthill, “A switched-current, switched-capacitor temperature sensor  
in 0.6 $\mu$ m CMOS,” IEEE J. Solid-State Circuits, vol. 33, Jul. 1998.  
pp.1117-1122,
- [11]M. A. P. Pertijs; A. Bakker, and J. H. Huijsing, “A high-accuracy  
temperature sensor with second-order curvature correction and digital bus  
interface,” in Proc. IEEE ISCAS, May 2001, pp. 368-371.
- [12]M. Pertijs; A. Niederkon; M. Xu; B. Mckillop; A. Bakker, and J.  
Huijsing, “A CMOS temperature sensor with a  $3\sigma$  inaccuracy of  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$   
from  $-50^{\circ}\text{C}$  to  $120^{\circ}\text{C}$ ,” in IEEE ISSCC Dig. Tech. Papers, vol. 1, Feb. 2003,  
pp. 200-201.

- [13]M. Pertijs; K. Makinwa, and J. Huijsing, “A CMOS temperature sensor with a  $3\sigma$  inaccuracy of  $\pm 0.1^\circ\text{C}$  from  $-55^\circ\text{C}$  to  $125^\circ\text{C}$ ,” in IEEE ISSCC Dig. Tech. Papers, vol. 1, Feb. 2005, pp. 238-239.
- [14]H. Sanchez; R. Phlip; J. Alvarez; G. Gerosa, “A CMOS temperature sensors for PowerPC RISC Microprocessors,” VLSI circuit, Digest of Technical Symposium on IEEE CNF, June 1997 ,pp. 13-14 .
- [15]P. Chen; M.-C. Shie ; Z.-Y. Zheng ; Z.-F. Zheng, and C.-Y. Chu, “A fully digital time-domain smart temperature sensor realized with 140 FPGA logic elements,” IEEE Trans. Circuits Syst. I, Reg. Papers, vol. 54, Dec. 2007, pp. 2661-2668.
- [16]S. Lopez-Buedo; J. Garrido, and E. Boemo, “Thermal testing on programmable logic devices,” in Proc. IEEE ISCAS, May 1998, pp. 240-243.
- [17]N. Jandhyala; L. He, and M. Jones, “CMOS based low cost temperature sensor,” in Proc. IEEE ISQED, Mar. 2008, pp. 293-296.
- [18]P. Chen, C.-C. Chen, C.-C. Tsai, and W.-F. Lu, “A time-to-digitalconverter- based CMOS smart temperature sensor,” IEEE J. Solid-State Circuits, vol. 40, Aug. 2005, pp. 1642-1648.
- [19]P. Ituero ; J. L. Ayala, and L.-V. Marisa, “Leakage-based on-chip thermal sensor for CMOS technology,” in Proc. IEEE ISCAS, May 2007, pp. 3327- 3330.
- [20]Shih-Lun Chen ; Ho-Yin Lee ;Chiung-An Chen ;Hong-Yi

Huang ;Ching-Hsing Luo “Wireless Body Sensor Network With Adaptive Low-Power Design for Biometrics and Healthcare Applications” Systems Journal, IEEE Issue Dec. 2009 On ISSN : 1932-8184, page(s):398.

[21]Khusvinder Gill; Shuang-Hua Yang,; Fang Yao, and Xin Lu “A ZigBee-Based Home Automation System” IEEE Transactions on Consumer Electronics, No. 2, MAY 2009, Vol. 55.

[22]Gomez, C. and Paradells, J.“Wireless home automation networks: A survey of architectures and technologies” Communications Magazine, IEEE Issue Date : June 2010 On page(s):92 ISSN : 0163-6804

[23] CHIN-FU TSAI; TSUNG-JU WU; YEN-MIAO CHAO; “LabVIEW based bowel sounds monitoring system in real-time” in ICML, 10-13 July 2011 pp.1815 ~pp.1818.