

# 第一章 緒論

## 1.1 研究背景

「人口高齡化」為最近幾年世界各國普遍所面臨的現象，也是我們必須要正視的問題。依據聯合國衛生組織(WHO)的定義，當一個地區的老年人口(泛指65歲以上之人口)占人口總數的比例超過7%時，便可以判定此區域已達到人口高齡化的社會(Ageing Society)[29]。

近年來台灣65歲以上老年人口逐漸增加例如圖1.1，我們在老人居家照護體系的準備上面臨挑戰。在掌握隨之而來的銀髮商機與產業之餘，對於合適老人生活的環境設計，以及醫療服務照顧系統的建立等，是更需要完善的規劃與投入的。

在2004年世界人口老化概況如表1.1中[50]，就可以知道台灣老年人口已經占人口總數的比例超過7%，顯然已步入高齡化社會。根據圖1.2也可以知道近年來的照護需求是急遽增加的，所以我們可以藉由現代科技的能力，使國民能更健康地進入老年，充分融入及參與社會，並為其社區及社會發展作出更積極有效的貢獻，因此，如何發展老人居家照護環境[6]，並且結合資訊科技，是本篇論文的出發點。

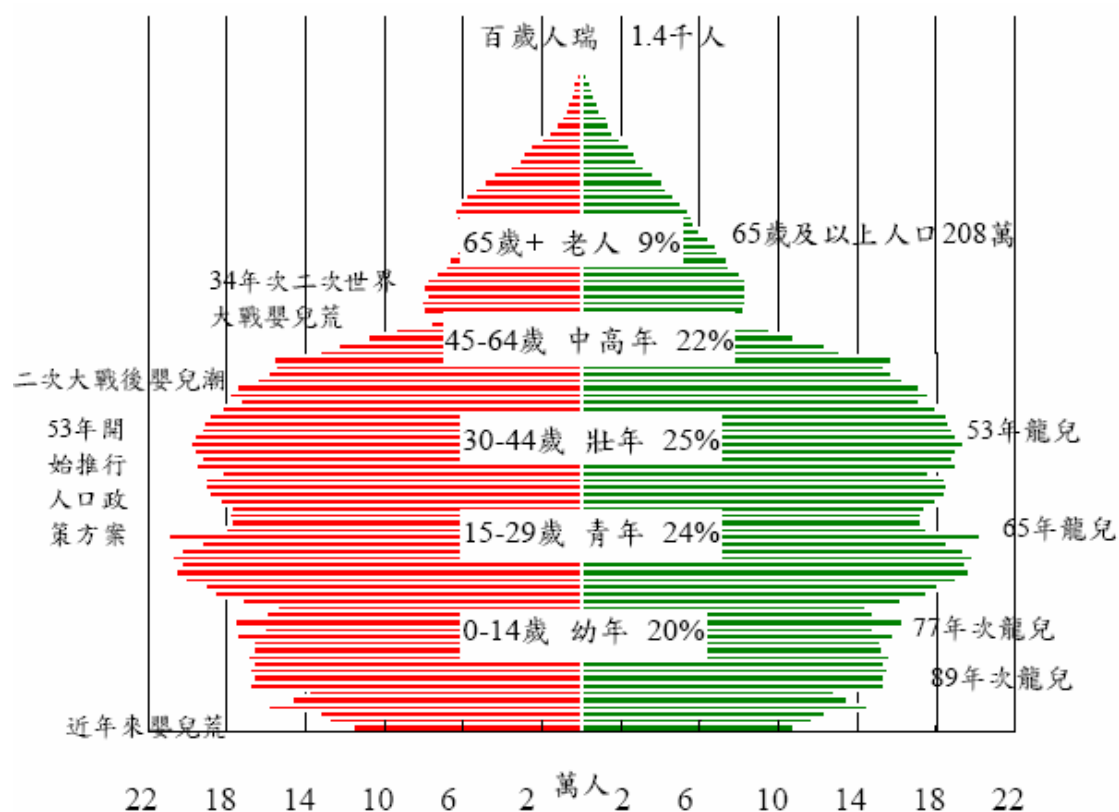


圖1.1 內政部 臺閩地區人口統計，民國93年六月。

表1.1 2004年世界人口老化概況

地區 (國家)別	年中人口 (百萬)	老年人 口比率(%)	年老化 指數※	平均 餘歲(歲)
全球	6,396.0	7	23.3	67
非洲	885.0	3	7.1	52
亞洲	3,875.0	6	20.0	67
中華民國	22.6	9	45.0	76
日本	127.6	19	135.7	82

中國大陸	1,300.1	7	31.8	71
香港	6.8	12	80.0	81
南韓	48.2	8	40.0	77
新加坡	4.2	8	38.1	79
拉丁美洲與加勒比海	549.0	6	18.8	72
歐洲	728.0	15	88.2	74
北美洲	326.0	12	57.1	78
美國	293.6	12	57.1	77
大洋洲	33.0	10	40.0	75

資料來源：美國人口資料局

附註：※年老化指數 = 65歲以上人口 ÷ (0至14歲人口數) × 100

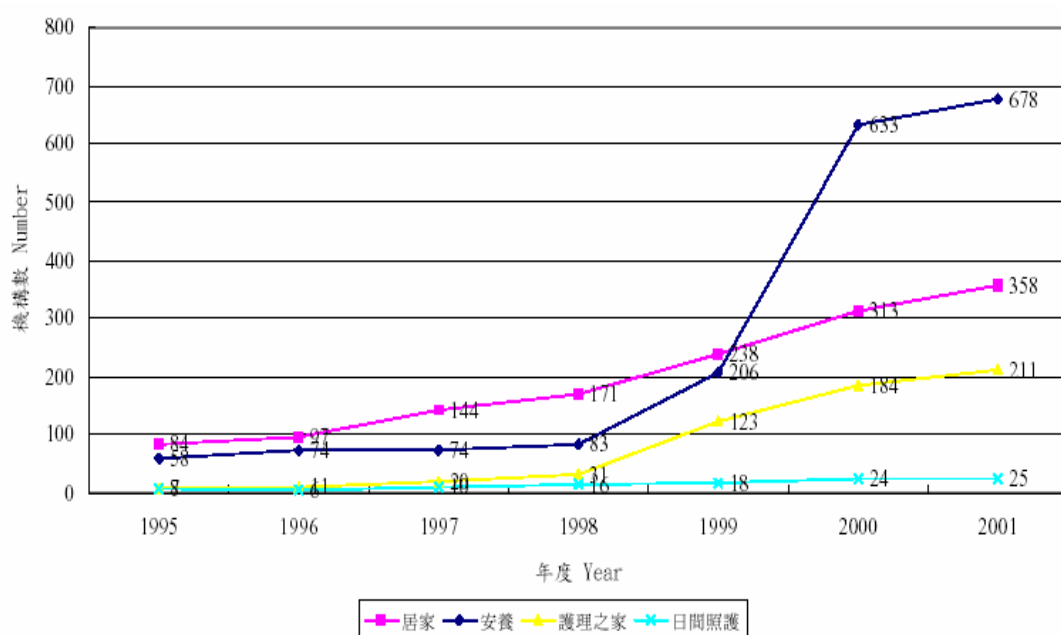


圖1.2 長期照護機構歷年成長圖1995-2001年

## 1.2 研究動機

很多人平常就不會留意自身的健康狀況，常常病發突然往往為時已晚。根據美國經驗，心血管疾病患者若能在發病一小時內獲得即時救護，挽回生命的機率大幅提高。但事實是，每個病患平均要耗時四個小時才能送到醫院急救，以致 62% 不治死亡。美國學者 Lewis，D.C.，指出未來醫學發展的方向，將採用各式遠端生醫感測技術逐漸取代高成本、費時的面談問診模式[7,12]。目前許多檢測身體的設備並非可行動性的，而且有許多線材的牽絆，易造成行動的不方便例如圖 1.3，使受照護者容易因為一不小心的拉扯就斷掉，反而造成醫療上成本的浪費與不便。一方面也由於照護人員的缺乏所以不能夠達到完全的照顧，且聘請特別看護是需要一筆龐大的資金且長期需要，對於一般平民百姓是負擔不起的；一般常用的看護方式是採用攝影機，雖然能夠解決人手不足的情況，但是對於受照護卻是一種沒有尊嚴的作法，因此常令人排斥。



圖 1.3 台中榮總 睡眠監測檢測民眾

### 1.3 研究目的

科技的日新月異，使得電腦與網際網路技術的發展迅速，廣被消費性電子產品應用，觀察在醫療設備上的整合仍顯得不夠多，倘若將傳統的照護設備結合無線感測器、無線射頻身分識別系統（Radio Frequency Identification System，RFID），整合無線通訊與網際網路，配合人們的生活習慣加以改良成一種使受照護者無感式的健康照護監測環境[3]，可以降低受照護者對於有被監視感的排斥[1,2,5]。所以，在兼顧老人居家的方便性以及資料傳輸的準確性外，我們在家裡規劃不同類型的無線感測器和運用方法，讓老人萬一發生心律不整、中風或是摔傷時可以立即搶救。因此，可以讓老人在家時可以隨時觀察自己的身體狀態；以至於親人、朋友也可以利用資訊網路的便利察覺受照護者的異狀，使家人能多一份安心多一份保障。除此之外，也省去往來醫院舟車勞頓之苦，並配合遠距醫療就可以隨時掌握治療的先機[10,12]，在家的時候身體若臨時出了毛病也可以迅速的發現問題，及時獲得正確的治療。

## 1.4 論文架構

本文共分為六個章節，分別是緒論、文獻回顧與研究方法、無感監測試網路環境之設計、行動式感測器實作、實驗結果與討論、結論與未來展望。

第一張緒論，為介紹整個論文的研究方向，說明了身體健康的監測與資訊科技結合的研究都將是趨勢，進而引發出研究的目的。

第二章是相關文獻回顧，了解國內外照護資訊通訊發展，主要是收集各國在老人健康照護相關研究，與目前的發展與作法。

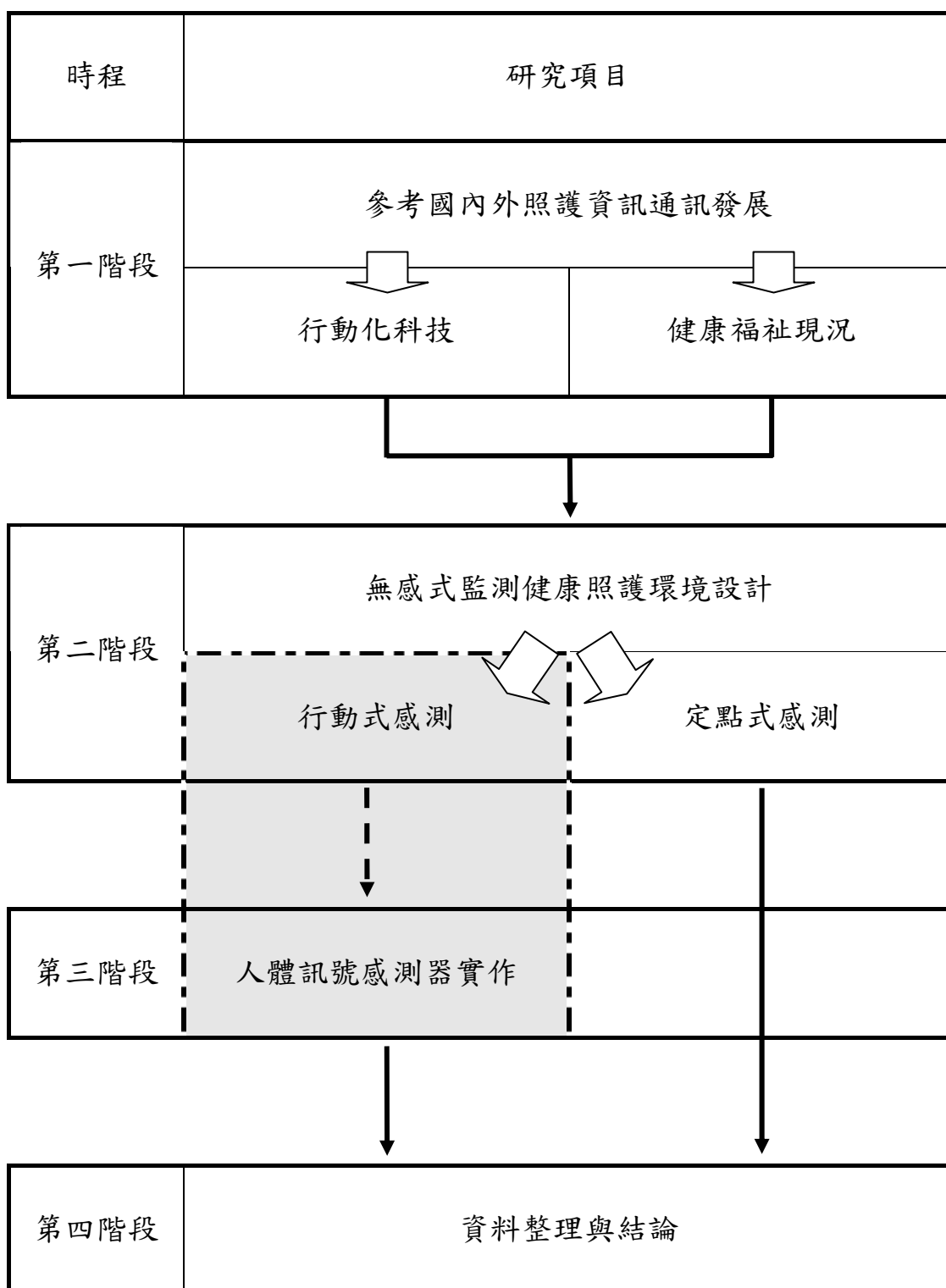
第三章是論文的主體，依照人性的需求來規劃一個無感式的健康監測環境，使受照後者能不知不覺得受到保護，並提出行動式與定點式感測方法。

第四章則是感測器的實作，為第三章的延伸，實際製作一個能擷取人體訊號的感測器，了解人體訊號傳送過程是經由特定電路放大、濾波、生理訊號數位化的設計，才能讓電腦接收生理資訊，有助於在設計無感式監測環境中，取得生理訊號之重要參考。

第五章是本實驗的結果報告，驗證本論文所提之方法的可行性與未來應加強或改良的方法。

第六章是結論與未來的展望，提供未來能夠傳承與改善的所有貢獻。

## 1.5 研究流程



## 第二章 相關文獻回顧

### 2.1 國內外照護資訊通訊發展

本章探討有關行動化科技輔具、健康福祉照護中心，二項的發展，經了解後，使我們在第三章可以奠定建構一個無感式監測網路環境的基礎。而近年來以居家保健照護(Home Health Care) 研究的國家或是機構包括歐盟五國(英國、德國、荷蘭、瑞典、西班牙)、日本、美國、加拿大。其中兩個顯著的成果為：歐盟的行動式照護計畫(MobiHealth)與加拿大 MEDCAN e-Health, Tele-HomeCare System。

1. 歐盟的行動式照護計畫(MobiHealth)：其目標在健康照護領域開發與新型態行動增值服務，期使病患恢復健康。利用 2.5G/3G 無線通訊技術 Body Area Network(BAN)串聯病患身上感應器與促動器，以自動傳送生理訊號達到遠距緊急服務的功能如圖 2.1。

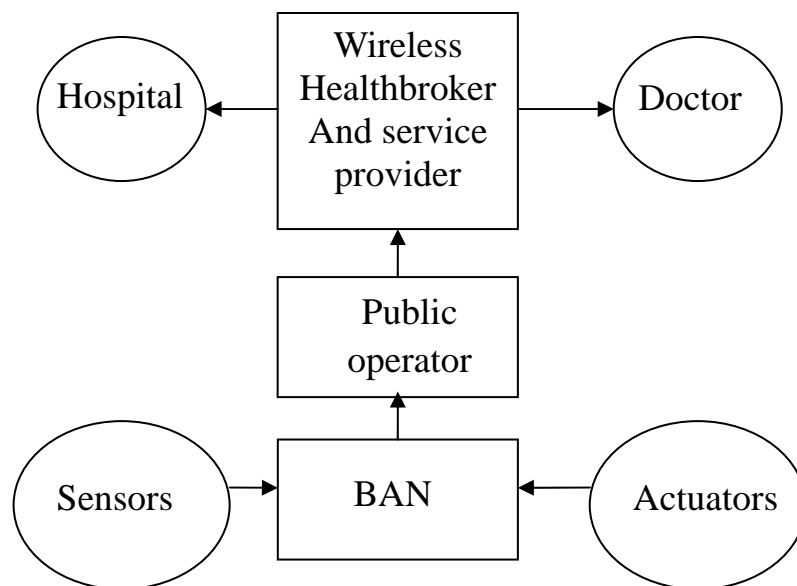


圖 2.1 歐盟的行動式照護計畫架構圖



2.加拿大的 MEDCAN e-Health，Tele-HomeCare System：是以電話線路為基礎的一套檢測設備，分為使用者端與醫護端，如圖 2.2 所示：



居家端



醫護端

圖 2.2 MEDCAN e-Health 的居家與醫護端(<http://www.medcan.com/>)

其中所檢測的項目為血壓、血含氧(侵入式)、脈搏、心音。使用方法則是受照護者和醫師事先須約定時間，再依照特定的程序步驟指示測量，才能算是一次完整的檢查。不過，這卻也是目前最令人感到最不方便的地方。

## 2.2 行動化科技輔具現況

隨著行動化資訊科技不斷研發創新，造就許多行動化科技輔具的發明，雖然不專門是為了老人而設計，卻也讓我們可以有更多應用的想法，付諸於老人的健康照護上。所謂高科技服裝服飾，是搭配高科技 (High-Tech Apparel)得以運用展現以提昇其附加價值[22,25]，倘若能運用在老人生活起居上之物品，不外乎是一種相當好的科技輔具。在討論在行動化科技輔具在新的解決方法及微系統的整合中，已被開發出來的通訊分別為：定位系統及尋位系統(positioning and

orienteeing system)、監測及路徑控制(surveillance 及access control)系統，操作及警示系統及身體狀況控制(body climate control)系統等[28,31]；以網路為基礎來執行病人照料、監看及疾病管理的技術，將是老年人看護的新趨勢。以下是參考期刊將衣物與電子整合化有所成果的幾家公司與研究機構如表2.1：

表 2.1 行動化科技輔具與開發公司一覽表[28]

產品名稱	開發公司	功能說明
健康監測馬桶	日本衛浴設備公司 東陶 TOTO	量測體重、脂肪、血壓、心跳外，並可藉由尿液收集器，分析尿糖、尿蛋白等資訊。
掃描電腦條碼功能的掌上型 PDA	日本光學大廠奧林帕斯 Olympus	核對點滴、藥物及患者手腕帶上的電腦條碼，傳送醫師指示。防止醫療疏失的發生機會等。
智慧襯衣 (Smart shirt)	美國喬治亞學院	一種棉輕質 T 恤衫，監控心率、血壓、體溫。

智慧型襯衫	美國紐約 Sensatex	隨時反映穿著的人員生理狀況，包括心跳指數、熱量燃燒值等，而且這些數據可以隨時用無線電傳送至監控中心。
滑雪夾克	德國 Infineon echnologies、 運動成衣製造商 O`Neil Europe	在夾克上置入電子傳導纖維線路，以連結晶片與滑雪面罩上的纖維鍵盤，並且在衣服上內建一個麥克風，便於穿著的人士使用行動電話。在寒冷地區工作或運動的人士可以藉由藍芽技術控制行動電話，耳機則有播放MP3 立體聲的功能。
智慧型醫用夾克	德國 Honhenstein	具穿著與電子資料處理裝置，使急救人員能在極短時間內掌握傷患或病人的資訊，藉由 GSM 傳

		送回急救車和醫院，醫用夾克還配備 USB 介面。
夾克 (Burton-Amp)	蘋果電腦公司(Apple) 、伯頓滑雪板公司 (Burton-Snowboards)	用蘋果電腦 iPod MP3 專用播放器，在左袖子上織出有突起狀聲訊控鈕的控制器，可進行選歌及調節音量等細微動作。
智慧型服裝	德國 Smart Clothing	結合可移動式的多媒體技術與無線通訊以及可攜帶式電腦於服飾。
滑雪裝 (Ski-Jacket)	荷蘭 飛利浦服裝設計公司 (Philips Design)	電子化隱藏技術應用於航海、緊急救援、與滑雪同伴聯絡和娛樂活動等。

Philips Design 和 Philips Research 公司也一直致力於結合數位和電子技術於衣物應用；比利時 Starlab 公司也發展電子化穿著 (Electronics Wear)，隱形的電腦科技已來臨，將微電腦植入服飾、鞋子、眼鏡鏡片變成最聰明的流行附件；德國 Smart Clothing 的定義(By Steve Mann)：智慧型服裝係結合可移動式的多媒體技術與無線通訊以

及可攜帶式電腦於服飾上。綜觀以上，若要將電子化裝置植入纖維或織物及衣服中，惟必須注意衣服必須具市場競爭性、可耐水洗、乾洗和穿著受力等問題如圖 2.3。電子裝置的微小化技術，將使得電子裝置附加於衣服的可行性大幅提高。[22,25,28]

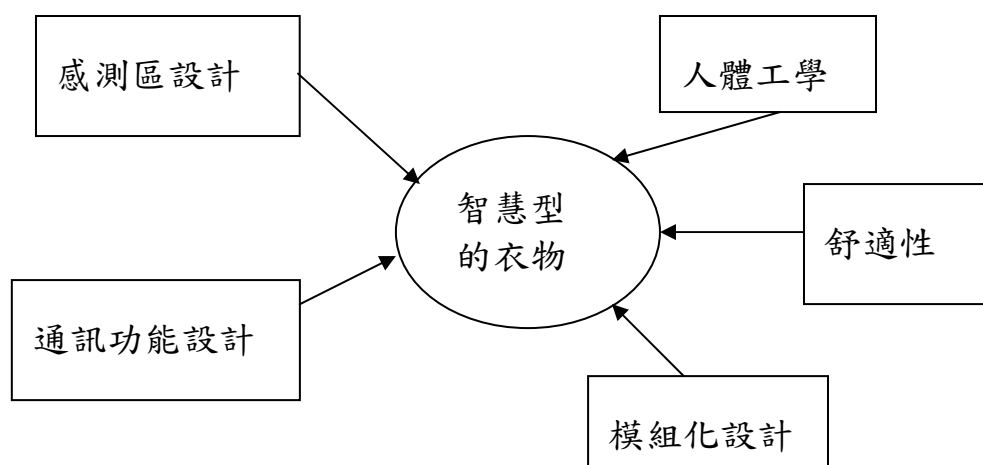


圖 2.3 綜觀智慧型的衣物設計所需考慮的主要功能

## 2.3 健康福祉照護中心現況

### 2.3.1 芬蘭健康福利中心

「芬蘭健康福利中心」是日本仙台市與芬蘭貿易局(Finpro)的一項合作方案，設立利用 IT 遠端醫療和居家看互支援等高科技健康福利設備的特別老人養護院。芬蘭資通訊技術因 NOKIA 而受各國產官學業界矚目，唯在芬蘭境內資通訊業者更將該技術應用於其他產業，希望為人們帶來更方便的生活，其中尤以應用在銀髮族健康福祉照護上最為標竿性的成就。 Finnish Wellbeing Center (芬蘭健康福祉照護中心)，簡稱 FWBC 如圖 2.4。[12,52]

FWBC 的概念係資通訊技術廠商以銀髮族所需要的各種服務為出發點，開發適合各種服務所需的軟體及硬體，在日常生活中運作。

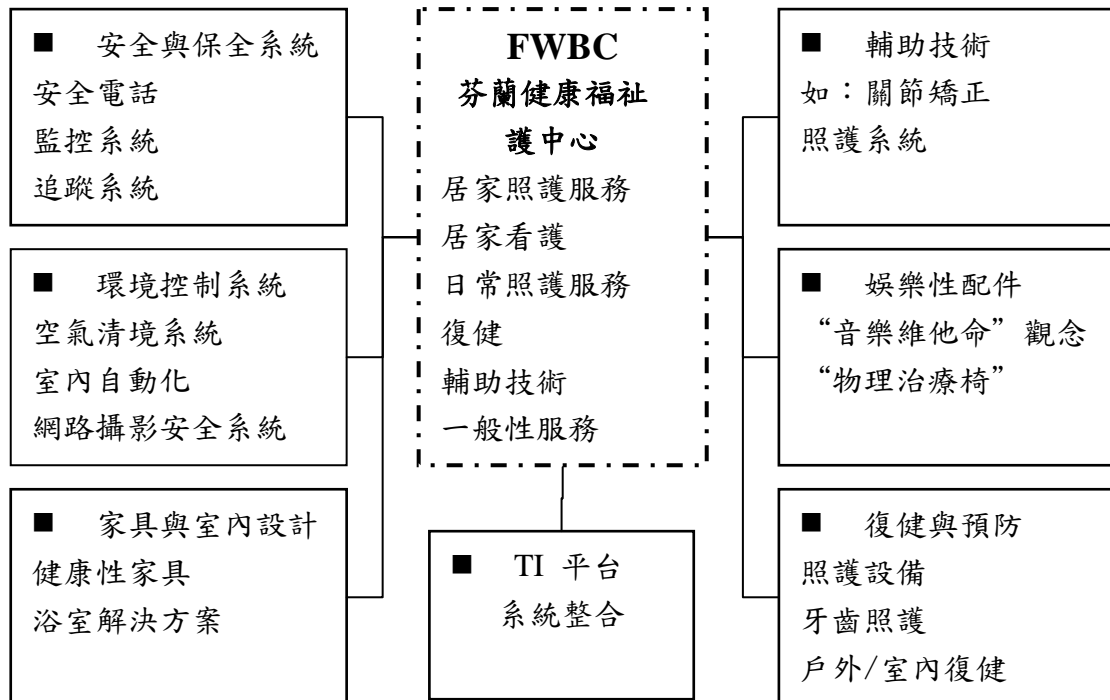


圖 2.4 FWBC 的概念

### 2.3.2 嘉義市健康諸羅城

嘉義市政府在 2004 年底推動了健康照護建構無線寬頻的「健康諸羅城」。其系統是透過無線家庭健康管理器和無線隨身照護設備，讓年長者、慢性病患及身心障礙者可以不需要到照護機構，就可以獲得生理信號監測、無線求援和定位協尋等溫馨的無線健康照護服務。

如圖 2.5：(圖片來源：<http://www.ecare-chiayi.net.tw>)



圖 2.5 嘉義市-健康諸羅城健康照護示意圖

它的系統架構是由「會員照護管理系統」、「無線隨身定位器」、「無線隨身照護設備」、「無線家庭健康管理器」四項系統規劃所組成。

- 「會員照護管理系統」是個人資料的管理，歷史紀錄與查詢。
- 「無線隨身定位器」的功能是以 GPS 為導向的系統。
- 「無線隨身照護設備」是兼具生理訊號量測及通訊功能的可攜式照護設備，其通訊方式是使用藍芽的系統。
- 「無線健康家庭健康管理器」，是一個模組化的個人隨身照護設備，選擇不同類型的健康照護服務，例如老人適用的隨身求助或脈搏、血壓監測裝置，或全家合宜的體溫監測裝置，提供適時之生理訊號管理。

## 2.4 第二章小結

綜觀以上，我們可以知道一個照護系統必須是具組織性，而且在每一工作環節中，都必須息息相關如圖 2.6(圖片來源：署立台中醫院護理之家)。由於須照護人數每年逐漸攀升，造成照護資源的不足，倘若用以科技化的管理，取代耗費人力且並非緊急的工作，如量測血壓、自動化紀錄生理資訊、預防摔倒警報...等。如此一來讓照護人員可以更有效率的支援更迫切需要人手的事情。因此設計一個以科技結合照護的感測環境，是未來必然的趨勢。



圖 2.6 全方位整合性長期醫療照護



# 第三章 無感監測式網路環境的設計

## 3.1 系統設計緣由

設計一個無感式監測網路需要整合無線通訊、網際網、感測器、嵌入式系統，使其融入及隱藏於受照護者的環境之中，並且自動化的照護[1,4,9,11,21]，對於個人的保健以及老人的照護將有莫大的助益，亦可節省國家的醫療照護支出。為避免受照護者之抗拒，本設計的特色，就是在於，以不刻意在受照護者身上外加配備，而是在其起居的環境中如牆壁、家具、浴室、臥房、冰箱、電視，和受照護者的日常用品等...在重要卻不容易發現的地方加裝無線感測器，偵測其起居行動行為。

## 3.2 系統架構

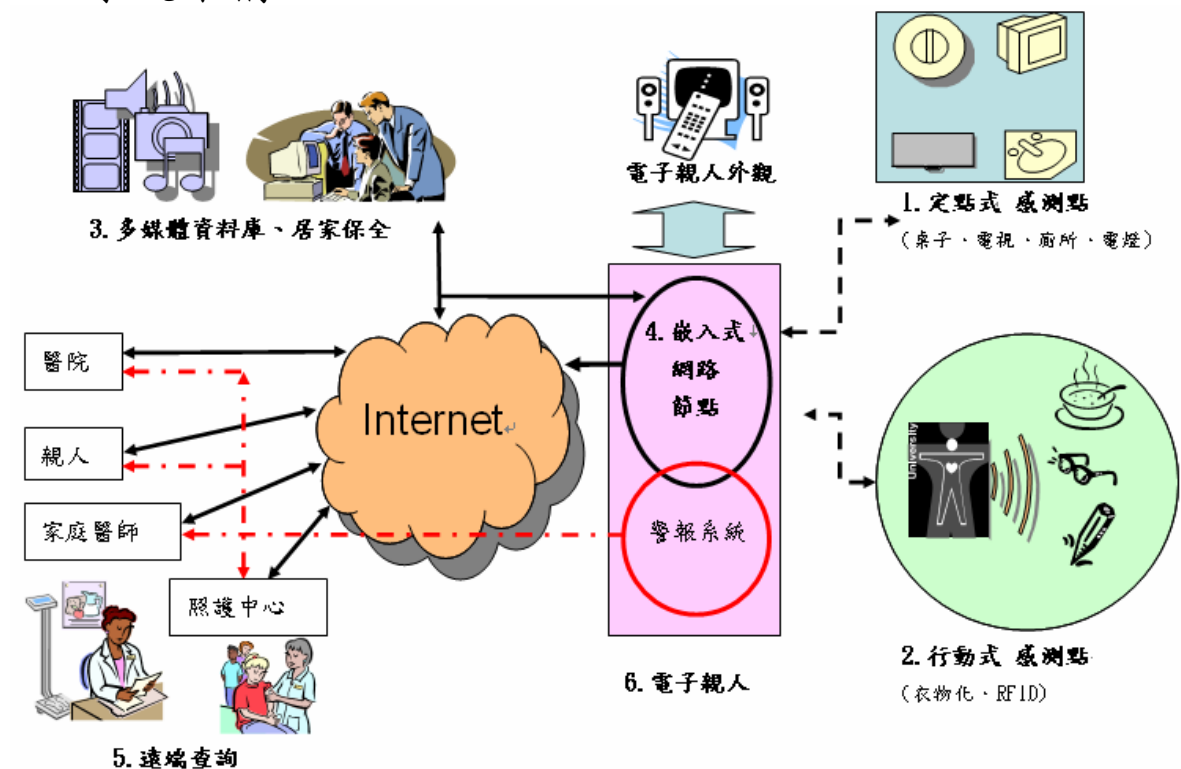


圖 3.1 無感式監測健康網路架構

圖 3.1 所示為所設計之無感式監測健康網路架構，分別敘述如下：

■ **圖 3.1(1)部分：定點式的感測器**

此部分的感測器是屬於固定的方式擺放，可隱藏於屋內設施，如浴室、臥房、客廳等常出入、卻不容易發現的地方。

■ **圖 3.1(2)部分：行動式的感測器**

此部分的感測器必須隨著人體移動，可裝於受測者的衣物上、隨身物品如：眼鏡、皮帶、行動器材：如輪椅、鞋子等。

■ **圖 3.1(3)部分：建立照護系統專用 Server**

利用感測元件感測到之現象紀錄，經訊號處理後以無線傳輸方式傳送資料到 Database，提供分析參考的依據[13,19]。

■ **圖 3.1(4)部分：開發專用的嵌入式 Gateway 平台**

隨時透過具通訊介面的嵌入式操作平台向各監視點收集資料，嵌入系統則提供可讓受照護者能簡易的操作介面以及育樂功能，亦可以即時過濾及分析由 Sensors 送來的資料，提出關懷與警報回應：如感應到老人身體不適、忘記在指定的時間吃藥等，系統就會利用錄製好的語音撥話給其親人或是自己，過程中訊息紀錄也會同時彙整於 Database，並結合被照護者之其它資料，由 Server 提供查訊、分析、報表等功能。因此開發專用的 Embedded System 可以降低製作成本，可以提供受照護者簡易的操作介面。

### ■ 圖 3.1(5)部分：提供遠端查詢

除了網路管理者可以取得 Database 做分析以外，亦可由遠端的電腦經由網路做即時資訊的查詢，增加照護上的便利性。

### ■ 圖 3.1(6)部分：建立互動式電子親人介面

以利能夠主動與受照護者增加互動與增加情感。定期收集各項資料亦可彙整提供醫護人員或看診之參考。分析資料的工作將可由電腦程式的撰寫完成。本系統亦將在防火牆的保護下連上 Internet[13,17,19]，使醫護人員或是受照護者的家屬亦可透過 Internet 隨時觀察受照護者的狀況。由於要規劃無感式的健康照護，所以接下來針對「定點式的感測節點」與「行動式的感測節點」加以解釋其中的方法是如何設計與運作。

#### 3.2.1 定點式的感測節點說明

一個無感的監測設計，重要的是要將特定功能的 Wireless Sensors 隱藏在環境之中[9]，讓人不知不覺的就可以受到照護，必要的話得裝置電池。其中 Sensors 只負責傳送訊號，因為要它嵌入 CPU 是一件相當耗電的事情。因此，當性質有關聯之 Sensors 偵測到訊號後同時傳送至網路開道節點時，便可以依據 Sensors 所在的位置或角度追蹤訊號來源做分析判斷，如：突然摔倒，或如廁久坐不起。

感測節點用於組合從各個Sensors節點得到的數據以及負責與外界的通訊，該感測節點是一個Embedded System[21,41,44,48]。隨時透過通訊介面向各Sensors節點收集資料，即時過濾與分析由Sensors送來的資料[57]，後端連結Database並且提供育樂功能，亦可以提出回應如：電燈沒關、門窗沒鎖，忘了吃藥、生病等警惕，過程中的訊息紀錄會同時彙整於Database，並結合被照護者之其它資料，由Server提供查訊、分析、表等功能。也可以外接螢幕或電視觀看及查詢感知狀態。

整個Embedded System相較一台PC來說，是具低功耗，且軟體易開發等優點。隨著社會和科學技術的日益發展，整合結合Sensors之網路將得到日益廣泛的應用。

使用Embedded System做為感測節點考量是：需要嚴格的時序與穩定度和簡易的操作方法，友善的介面是老人與小孩可輕鬆上手。因此Embedded System也必須全自動操作循環，全天候監測，萬一有緊急事件不需輸入繁雜的程序既可以立刻叫人處理。

一個Sensor Networks包括許多Sensors與感測節點所組成，而提出定點式的感測如圖3.2示。

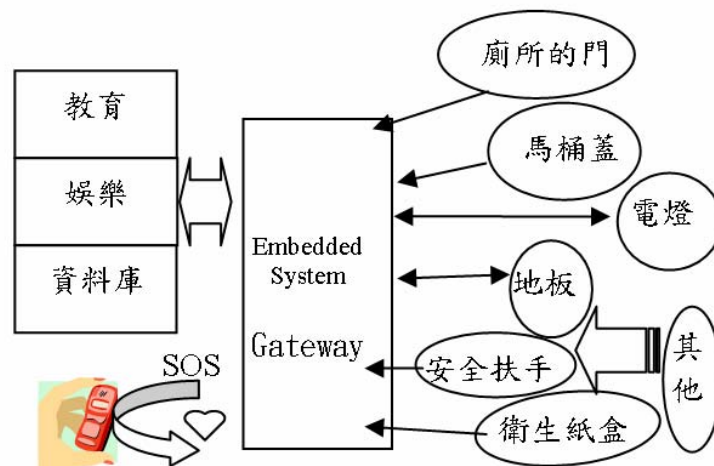


圖 3.2 感測節點架構

### 3.2.2 行動式的感測架構說明

整個無感式監測環境的規劃中，另一個重點就是如何利用人體身上的物品在最不容易察覺且有效的放置來偵測生理訊號與如何能判斷一個人之行為狀態之研究。以目前的測量方式皆須配合測量儀器導致儀器的不夠人性化，因此我們提及「衣物化的感測」及「RFID 行為模式」兩種方式討論[5,16]。

### 3.2.3 衣物化的感測架構

所謂衣物化的意思是將 Sensors 整合於貼身衣物或隨身物品上。換言之在人身上之感知裝置的形式應為衣物化的。本篇論文中在衣物化的感知裝置中，首重在製作一件具心電圖測量的貼身衣物、皮帶和可以感測呼吸狀態的眼鏡[20,22,23,24,31]。

人體的生理訊號很多，而選擇心電（Electrocardiogram，ECG）來研究是因為心電圖具有下列診斷價值如：心跳特徵、心房肥大及心室肥大、心房及心室電波的傳導遲延、心律不整等病症[8,14,55,56]。另外，透過呼吸監測系統之發展，可應用於患有心肺系統疾病及睡眠呼吸障礙疾病之長期追蹤照護，可節省患者金錢及時間和醫療機構負擔及資源，可謂一舉兩得[14]。

在生理訊號擷取的方法中，利用有高傳導低阻抗的貼片、對人體低危害之紅外線等非侵入性的 Sensors 擷取人體訊號，再經由適當的放大以及濾波電路的處理，將所取得的心電圖訊號加以研究，參考臨床呼吸病理醫學常識，及人類生理特性，設計合適的異常信號檢知電路，如圖 3.3 所示。

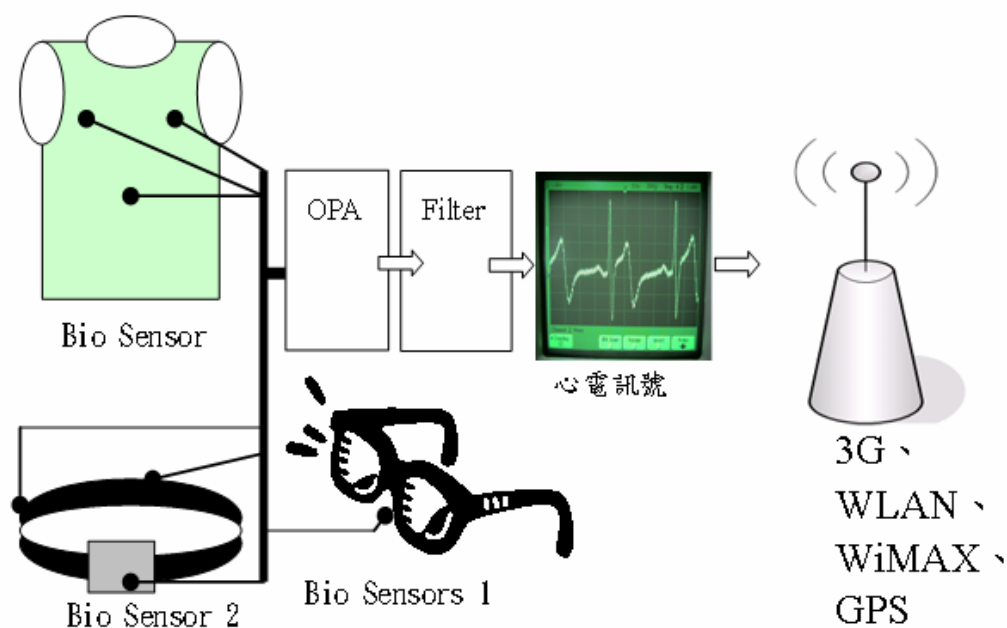


圖 3.3 衣物化的感測器方式

將數位化處理後的資料耦合到無線傳輸模組，傳送到區域內之基地台(AP)接收。在選擇適當的晶片及無線傳送模組時需考量其為個人隨身攜帶裝置，因此，應該力求輕便且體積小、省電之優點，並參酌最近行動通訊系統之最新發展，例如：第三代行動通訊系統(3G)、WiMax等以利結合個人定位系統。

### 3.2.4 行為模式的判斷與規劃

無線射頻辨識系統(Radio Frequency Identification, RFID)，是一種非接觸式的自動識別技術，資料可更新、資料儲存容量大、可重複使用、可同時讀取多個辨識標籤及資料安全性佳等優點。當電子標籤進入磁場區域後，接收的讀取器發出信號，憑借感應電流所獲得的能量發送出儲存在晶片中的訊息被動(passive tag)或者主動(active tag)發送另一頻率的信號。RFID 容易小型化和可多樣化的造型，耐環境性，可重複使用等優點[5]。在本架構中 (RFID Tag) 貼附於日常用品如：袋子、筆、杯牙刷、茶杯等，當讀取器 (RFID Reader) 讀取 RFID Tag 訊息並解碼後，送至 Server 端進行分析的處理，可規劃出具行為模式的辨別。模式如圖 3.4 所示，將多組 RFID Reader 佈置在一個室內環境中，當其中 Reader 感應到：客廳 Tag on+茶杯 Tag on+飲水機的熱水出口鈕之 Tag on 就可以因此邏輯得到有一個人正在客廳喝熱開水之模式判別。

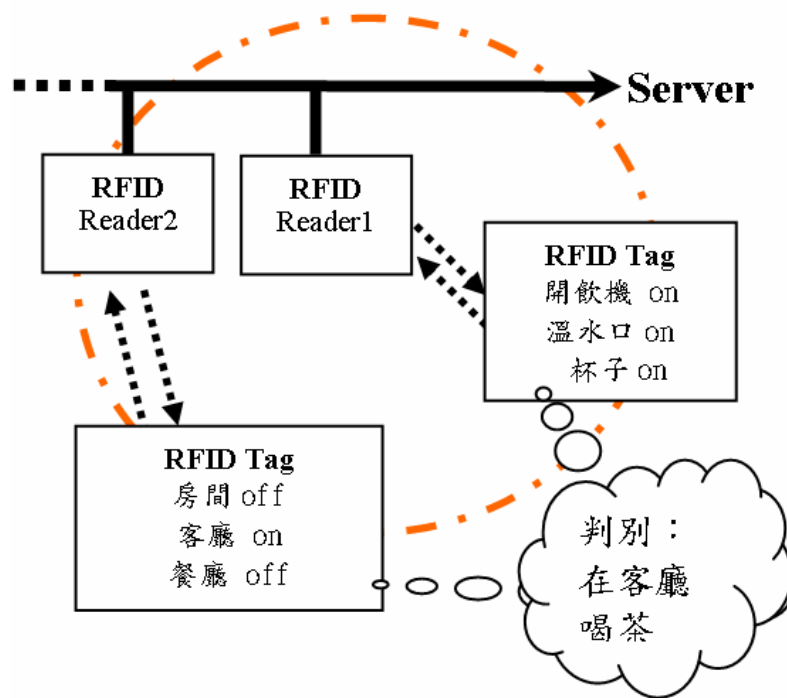


圖 3.4 行為模式判別圖

所以一個使用者將衣物化的生理感測器穿在身上並搭配 RFID 製成的鈕扣 Tag、手錶 Tag，一起結合 RFID 的行為模式如圖 3.5，並同時傳送生理訊號，為的就是要設計低成本，無察覺性的個人行動節點。

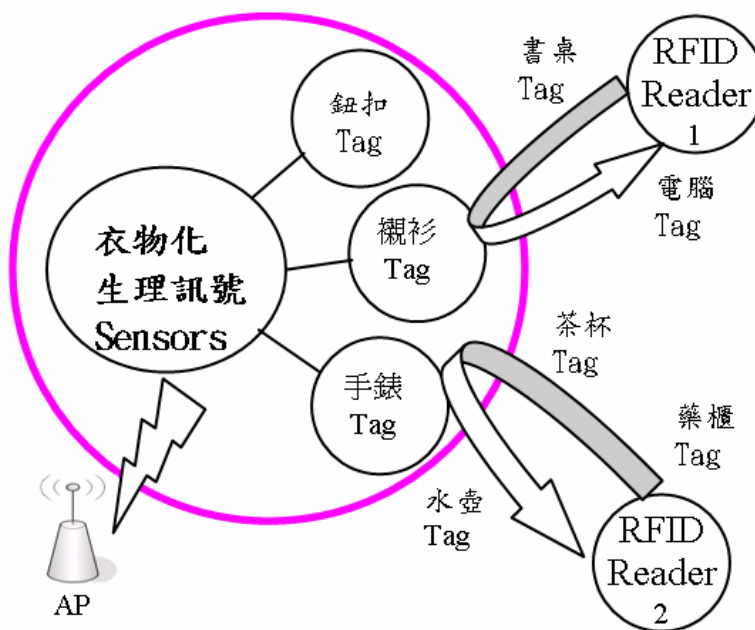


圖 3.5 RFID 與衣物化感測器結合圖



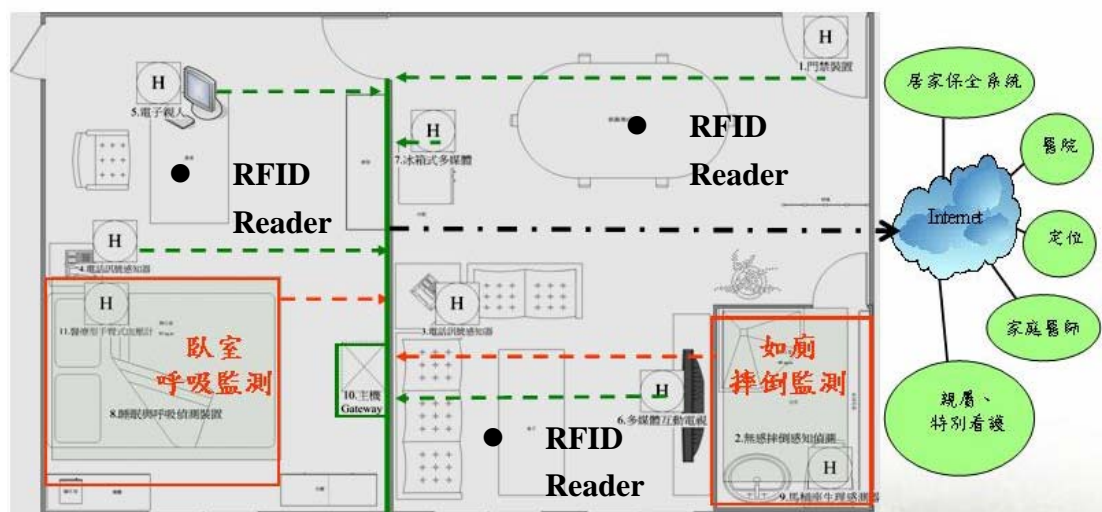


圖 3.6 實際的居家環境規劃藍圖

圖 3.6 為整合固定式感測、行動式感測、RFID 行為模式所建置的一個無感式環境的設計。其中我們可以加強在臥室偵測夜間的呼吸狀態，因為人的一生中睡眠的時間約佔 1/3 的時間，若利用睡眠時間偵測並長期紀錄呼吸狀態，可以提早獲知生理狀態，若身體產生毛病即可及早治療(<http://tssm.org.tw/intro.htm>，台灣睡眠醫學學會)。另外廁所也是一個極隱密的封閉空間，老人萬一在裡面中風或摔傷，其生理資訊還是變化不大的，倘若可以利用光電類的感測元件，可以不侵犯個人隱私，並且可以得知廁所內的狀態應可預防或急救。

## 第四章 行動式感測器實作

### 4.1 製作具網路通訊功能的心電圖感測機

本章實際製作一個能擷取人體訊號的感測器，了解人體訊號的傳送過程中，如何經電路處理後才為一般肉眼能辨識的訊號，並有助於在設計無感式監測環境中，取得生理訊號之重要參考。身體信號是平日身體狀態是否生病的指標，所以人體發出的信號是相重要的。人體中的信號包含腦波、血壓信號、肌肉活動信號、心臟律動的心電圖、脈搏的跳動次數等，其中最重要的莫過於心臟所發出來的心電信號，因為心臟從我們出生到死亡為止都無時無刻的工作，而且身體裡的任何一個器官無法取而代之的。因此心臟發出的信號往往也是許多發病前的重要參考依據，應時時刻刻注意心臟的活動狀態[33,54,55]。

這幾年，心臟血管疾病已經是威脅全球健康的重要疾病，是造成死亡的主要因素。全球每年約有 1,700 萬的人死於心血管疾病，美國每年因心血管疾病死亡率佔 42%，台灣總死亡率也達 20%。隨著高齡人口增加，心血管疾病的罹患人數也呈現成長。據統計，2004 年美國 45 歲以上人口偵測與治療心血管疾病之費用將達 3,684 億美元。歐洲的心血管疾病監測品市場目前排名全球第三名，2003 年的總銷售額為 1 億 1,190 萬美元，預計至 2009 年，銷售額將增至 1 億 3,310 萬美元(參考圖 4.1)。

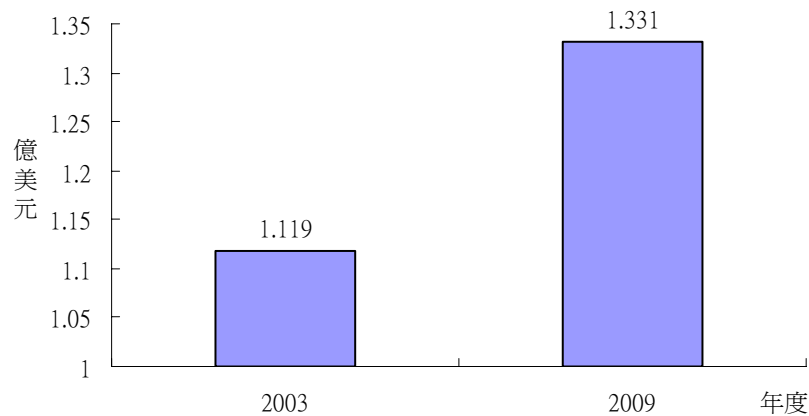


圖 4.1 歐洲心血管疾病監測產品市場，來源 ITIS[53]

為了要了解人體健康狀況的重要生理資訊，藉由心跳速率與變動性(Heart Rate Variability, HRV)的測定，可瞭解心臟的負荷量與狀況，因此心血管疾病患者，皆應對於心跳率與 HRV 進行長期監測，以達到事前警告的效果，並能作為日後就醫的參考。而心電圖機(Electrocardiograph, ECG)即是一項良好的監測儀器，這是本文選擇 ECG 的主因。[26,27,30,31,35,39]

## 4.2 心電圖原理

首先必須先談到人體之所以會有「感覺」，是由於人體感覺受器受到了外界的刺激。受器細胞受到刺激後，其細胞膜電位會發生急遽的變化，再將這變化送到神經傳送。經過一連串的細胞-神經-細胞-神經的連鎖反應後，最後達到腦部所引起的刺激我們就稱之為「感覺」。而其實神經的傳導就是電位的傳導，因為細胞膜因刺激而產生的電位變化就稱為電位動作(Action Potential)[39]。如圖 4.2 所示，細

胞膜靜止的時候稱為極化(Polarized)狀態，電位約-90mV。當細胞膜受到刺激時細胞膜電位急速上升至正值，此時稱為去極化(Depolarization)。又在很短暫的時間內使得細胞膜重新回到原來的負值時，這個過程又稱之為倒電位(Spike Potential)。

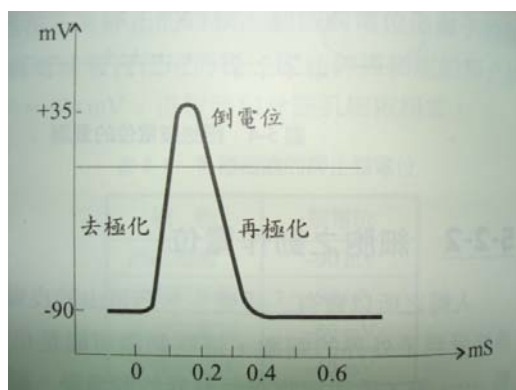


圖 4.2 極化-再極化

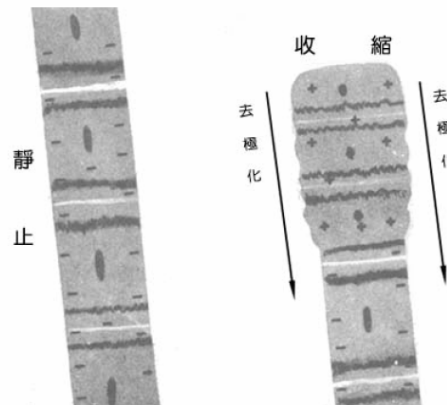


圖 4.3 心肌極化與去極化圖

如圖 4.3 所示，當心室收縮的時候，心室的肌肉纖維去極化，所以呈現出正的電位。當心房完成再極化時會呈現負的電位，所以電力線方向會由心尖至心底。此時心肌收縮時的情況明顯。

當心臟的竇房結在做規律的活動時如圖 4.4，兩邊的心房心肌細胞發生去極化現象並收縮，這過程在心電圖上所顯示為 P 波，傳遞至心室竇的電刺激會延遲一小段時間，在心電圖上稱 P-R 段。房室竇沿心室中膈向下傳遞因引發心室的去極化，心室收縮，在心電圖上顯示則為 QRS 波。由於心肌細胞去極化後有一個高原期，因此在心電圖上有一個 S-T 段的延遲。T 波則是心室肌肉的再極化，也是心室舒張

的電位訊號，如圖 4.5。電流此時會透過身體組織傳到表體，由體表測量心臟兩端的電位差變化來繪成圖，稱為心電圖(ECG)。

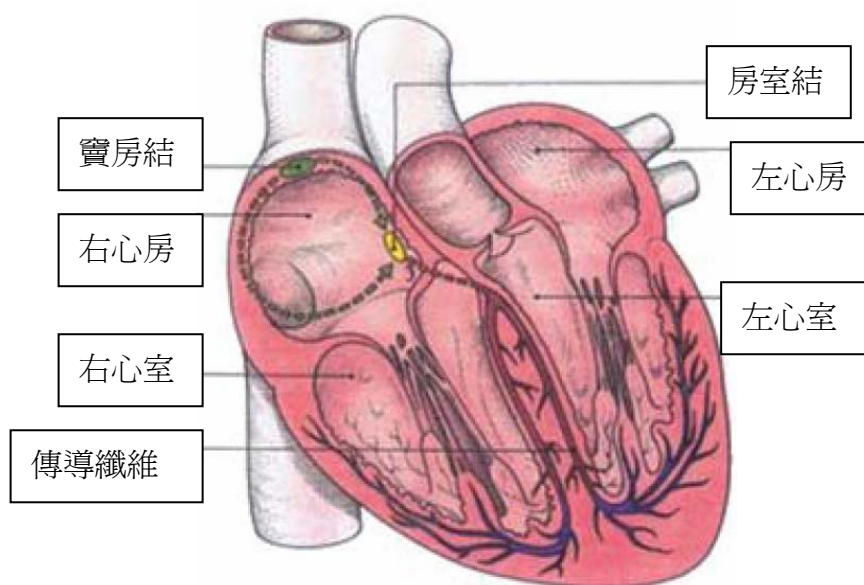


圖 4.4 心臟圖解

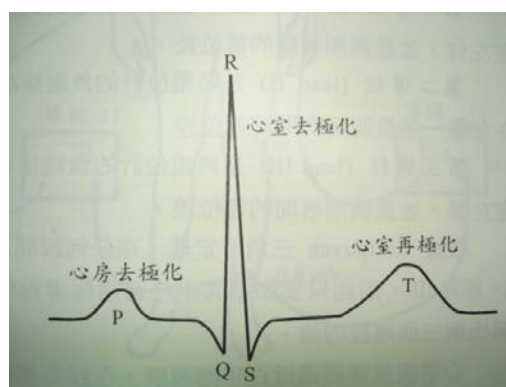


圖 4.5 P-QRS-T 波

因此，發展心電圖感測裝置我們必須分析其電位訊號的準確性以及將訊號放大後的資料是否正確，因為生理訊號是很微弱的，往往只有幾 mV 或更小，還要考慮電路的漏電流是否會危害到人體的健康。

### 4.3 系統架構

本文心電圖的感測方式首先在人體表面安裝電極，再利用電位差的原理經電路將信號放大、濾波、類比/數位轉換，所產生的心電圖 [30,31,32,35]，流程如圖4.6：

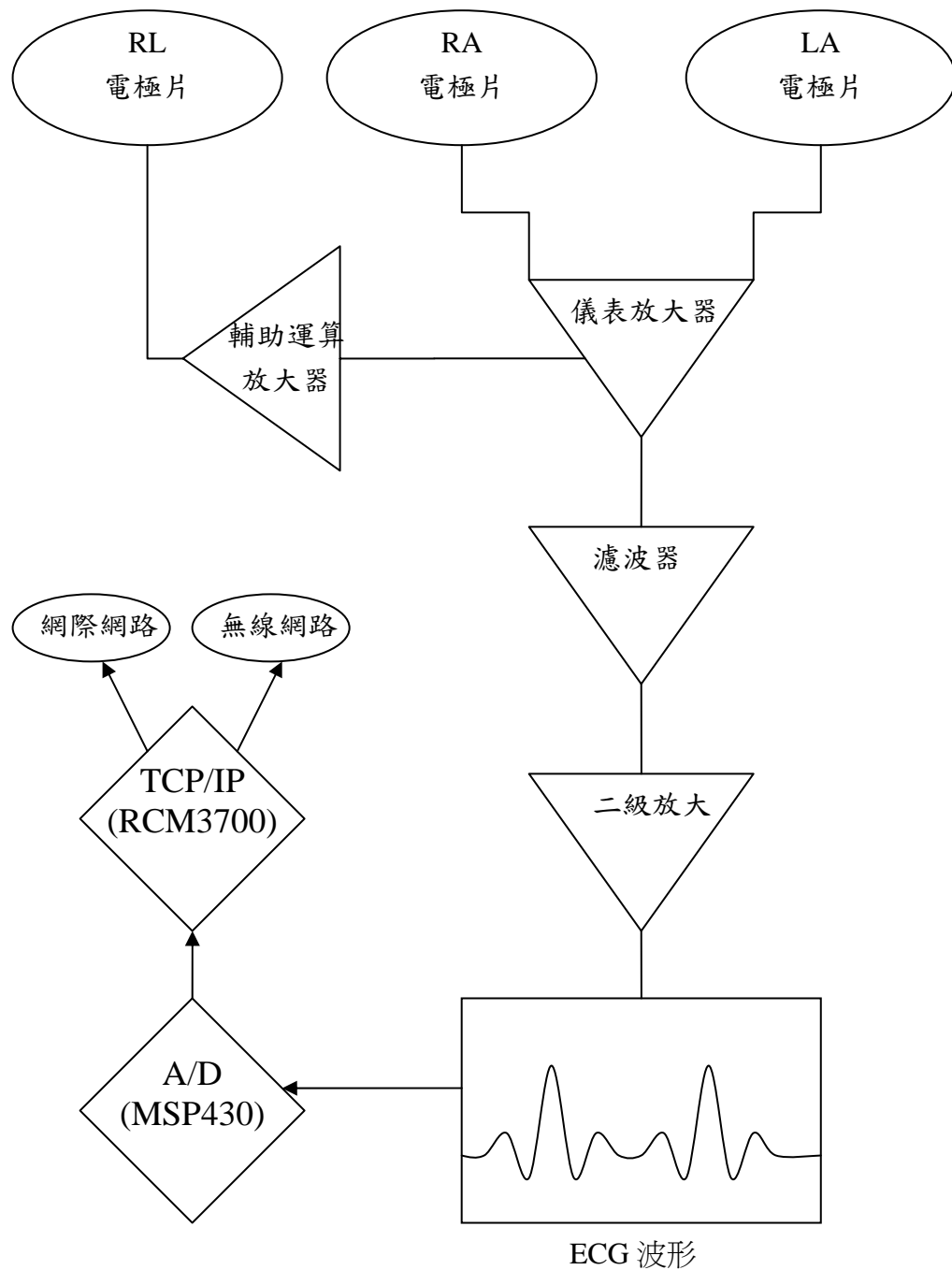


圖 4.6 心電圖擷取機架構圖

原理是以銀-氯化銀(Ag-AgCl)電極貼片降低人體表面的大阻抗，再經由增益約 1000 倍的放大以及濾波的處理[14,36]，將所取得的心電圖訊號加以研究[27,39]。當擷取生理訊號時具有相當大的雜訊成份，所以我們使用 AD620 儀表放大器，因為它具有 10G 歐姆高輸入阻抗，也同時具有 110db 的高共模拒斥比(CMRR)[27]。在類比轉數位訊號處理中，採用了德州儀器公司的 16 位元微控制器 MSP430 做嵌入式的程式控制。MSP430 具有豐富的晶片上儲存資源，在 5MHz 的工作頻率下，MSP430 的功耗大約為 1.5mW，而且該微控制器還有多種省電模式可供選擇[14,15,46]。除此，MSP430 還具有多個類比轉數位(A/D)介面和輸出/輸入之數據線，使之很容易用軟體編程，這些介面還可以作為與感測單元的介面[40,45]。當資料格式已經由類比轉換成數位資料之後，就很方便心電訊號的應用了。已經變成數位型式的資料，在傳送過程中可以有許多不同的傳輸模式，且依據介面的不同可以使用不同的介面傳輸如 UART、SPI 格式，在所需的形式進行資料格式轉換。本篇論文所要使用的傳輸方式為 TCP/IP[13,17,19,43]協定方式，所以我們必須將 UART 輸出的資料轉換為網路串流型態，因此在後端接了 RCM3700 的網路程式嵌入式控制器，可以方便使資料在 Internet 傳遞。

整個系統的將區分為「硬體」及「軟體」兩大部分。

硬體部分：

類比放大電路、數位轉換電路與網路傳輸控制三大部分，前端的類比電路係由儀表放大器、凹陷濾波器、高通濾波器、低通濾波器及非反相放大器所構成[18,30,34,47,49]，目的在執行心電圖訊號之擷取、雜訊濾除及放大，並透過類比至數位轉換（Analog to Digital Converter, ADC）將心電圖訊號送入數位訊號處理器執行進一步之處理與分析，如圖 4.7。

軟體部分：

包含 MSP430 與 RCM3700 的軟體編程，目的在規劃資料的傳送與接收；在伺服器端的接收程式，如心電圖之 P 波與 QRS 波偵測，則是應用 LabView 所撰寫之網路應用介面。

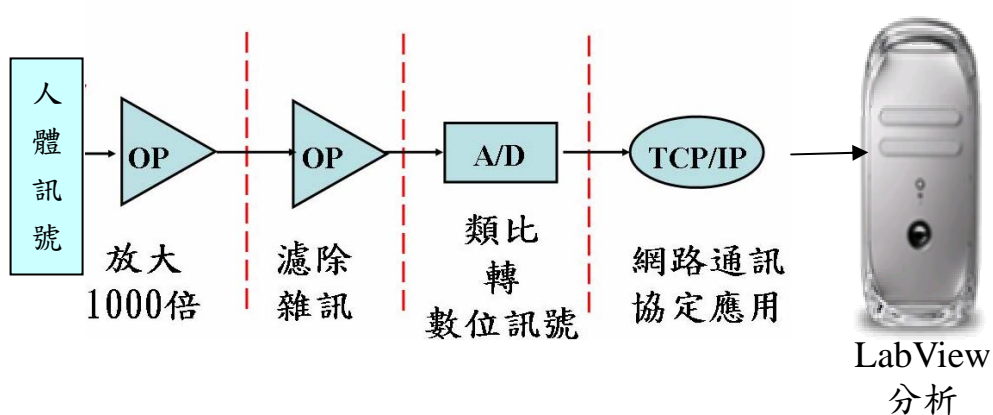


圖 4.7 數位訊號處理與分析之流程



## 4.4 類比訊號處理

身體的訊號是相當微弱的，因此我們要將人體的訊號轉換變成電位訊號，可以藉由運算放大器電路的應用來達成，以下便分析整理了應用到的相關電路與原理之分析，其中包含儀表放大器與濾波電路。在製作擷取生理訊號之前，我們首先要知道各種訊號的分布範圍如圖 4.8，以利電路的設計。

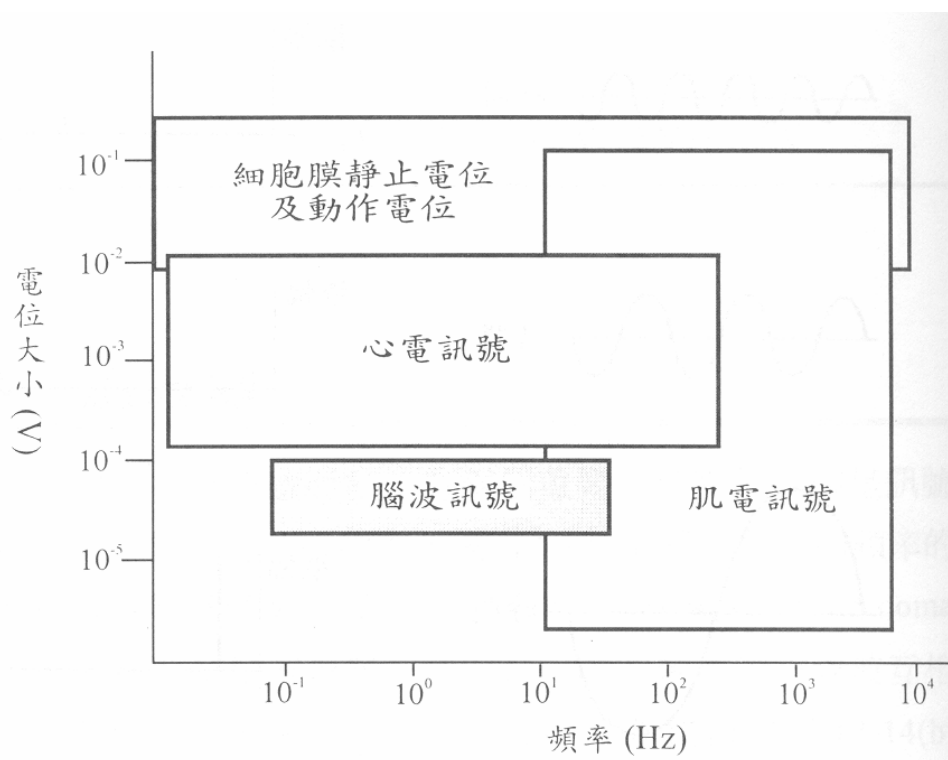


圖 4.8 人體訊號的頻率分佈範圍圖[39]

### 4.4.1 儀錶放大器電路

儀表放大器 (Instrumentation Amplifier, IA) 主要係將電極接收到之微弱心電圖訊號放大，其藉由高共模拒斥比與高輸入阻抗之特性，提升訊號對雜訊比。如圖 4.9 儀表放大器是由三個運算放大器所組成

的，運算放大器  $A_1$  與  $A_2$  為非反相放大器，其輸入阻抗與增益相當高。  
 $A_3$  為單位增益之放大器。當電路上外接一電阻  $R_G$ ，運算放大器  $A_1$   
 在非反相輸入端輸入一差動信號  $V_{in1}$ ，並以  $1+R_{f1}/R_G$  之增益將其放  
 大。運算放大器  $A_1$  同時也經放大器  $A_2$ 、 $R_{f2}$  與  $R_G$  輸入一信號  $V_{in2}$ 。  
 $V_{in2}$  由放大器  $A_1$  之反相輸入端輸入，並以  $R_{f1}/R_{G5}$  之增益放大。同時  
 非反相輸入端之共模電壓，也依  $A_1$  之共模增益放大( $A_{cm}$  一般值小於  
 1)。[17,36]

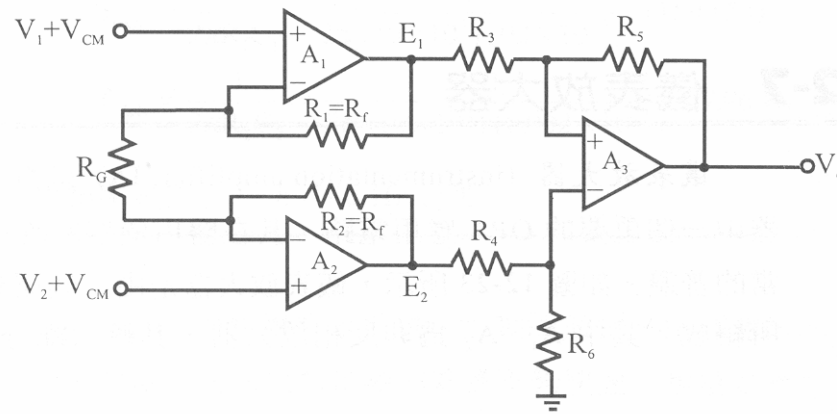


圖 4.9 儀錶放大器內的電路架構

因此，可以得到放大器  $A_1$ 、 $A_2$  之總輸出電壓為：

$$V_{out1} = (1 + R_{f1}/R_G)V_{in1} - (R_{f1}/R_G)V_{in2} + V_{cm}$$

$$V_{out2} = (1 + R_{f2}/R_G)V_{in2} - (R_{f2}/R_G)V_{in1} + V_{cm}$$

$A_3$  放大器之差動輸入電壓為  $V_{out2} - V_{out1}$ ，即

$$\begin{aligned} & V_{out2} - V_{out1} \\ &= (1 + R_{f2}/R_G + R_{f1}/R_G)V_{in2} - (R_{f2}/R_G + 1 + R_{f1}/R_G)V_{in1} + V_{cm} - V_{cm} \end{aligned}$$

假設  $R_{f1}=R_{f2}=R_f$ ，得

$$\begin{aligned} & V_{out2}-V_{out1} \\ &= (1+2R_f/R_G)V_{in2}-(1+2R_f/R_G)V_{in1}+V_{cm}-V_{cm} \\ &= (1+2R_f/R_G)(V_{in2}-V_{in1}) \end{aligned}$$

因為  $A_3$  為單位增益，其輸出電壓為  $V_{out} = 1(V_{out2}-V_{out1})$ ，故  $V_{out}$

$$\begin{aligned} &= (1)(1+2R_f/R_G)(V_{in2}-V_{in1}) \\ &= (1+2R_f/R_G)(V_{in2}-V_{in1}) \dots\dots\dots (4.4.1 \text{ 式}) \end{aligned}$$

所以閉迴路增益為  $A_{c1}=1+2R_f/R_G$ ，經由(4.4.1 式)就可以知道，儀表放大器能夠由  $R_G$ 、 $R_{f1}$ 、 $R_{f2}$  的搭配，就可以獲得不同的增益，因此市面上也就有把  $R_{f1}$ 、 $R_{f2}$  的運算放大器做在 IC 裡面了，以 AD620 為例，我們只要調整  $R_G$  就可以獲得儀表放大器的增益了。(參考附錄一)

#### 4.4.2 濾波電路

在濾波電路部份，我們考慮的三個方向是「高通濾波電路」、「低通濾波電路」、「凹陷濾波器 (Notch filter)」。<sup>[30,32,35,39]</sup>

凹陷濾波器：

由於心電圖訊號屬於低頻範圍 (0.05Hz~100Hz)，且振幅微小僅 1mV 的範圍，易受環境干擾訊號和 60Hz 電源雜訊所影響，再經過放大處理後往往致使心電圖訊號失真而無法辨識，一般在應用上均藉由 60Hz 的陷波濾波器來濾除 60Hz 的電源干擾雜訊。如圖 4.10 是一個用 P spice 模擬凹陷濾波器之頻率響應圖，得知在 60Hz 前後的訊號

已經濾除。其電路為圖 4.11。

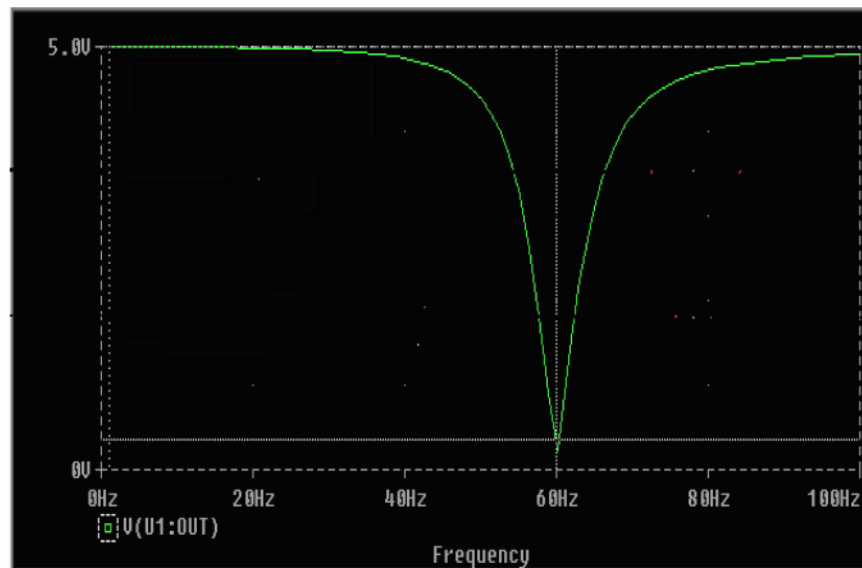


圖 4.10 P spice 模擬凹陷濾波器之頻率響應圖

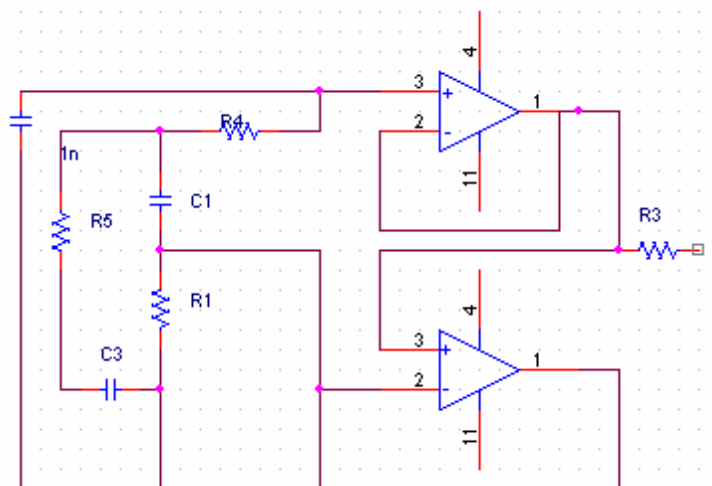


圖 4.11 Notch filter 電路

高通濾波器：

高通濾波器的主要作用為濾除直流漂移的影響，常用巴特渥斯 (Butterworth)、柴比雪夫(Chevyshev)及貝索(Bessel)三種型態的濾波器如圖 4.12。本研究採用的類比濾波器型態均為巴特渥斯濾波器[18]。

來實現此電路高通濾波器之頻率響應圖如圖 4.13，電路為圖 4.14。

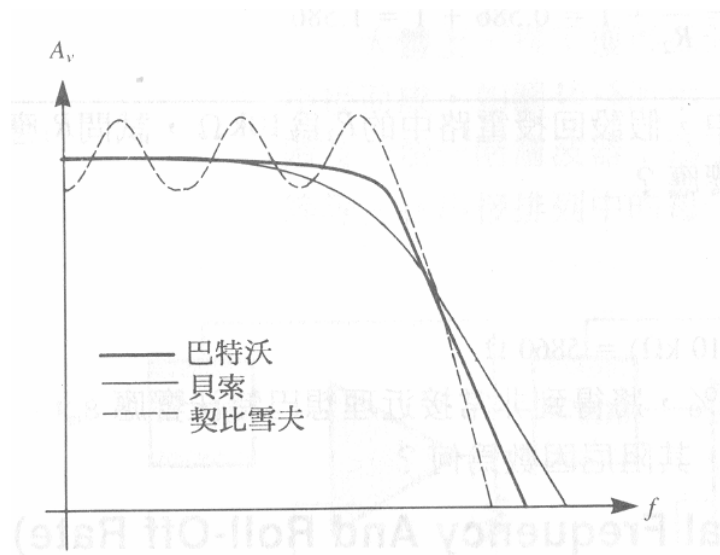


圖 4.12 巴特沃(Butterworth)、契比雪夫(Chevyshev)及（貝索）Bessel 濾波器的  
振幅響應圖

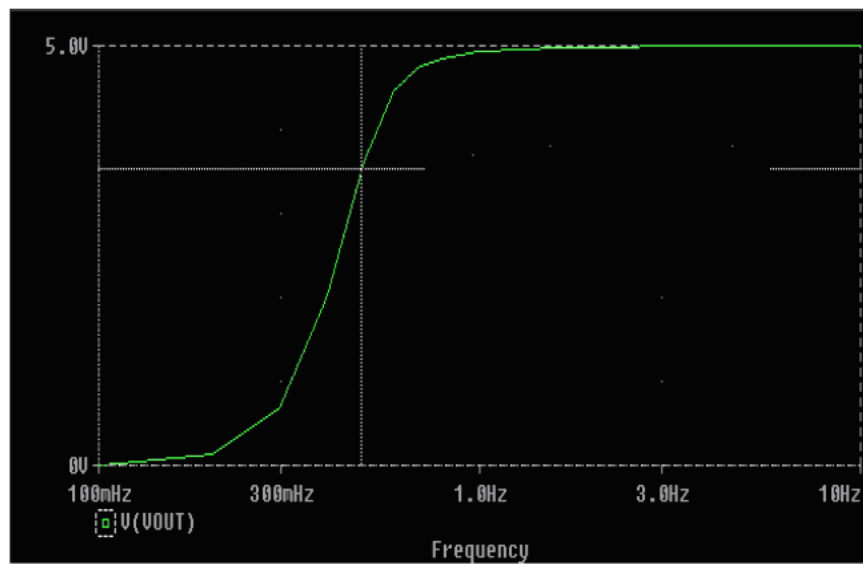


圖 4.13 Pspice 模擬高通濾波器之頻率響應圖

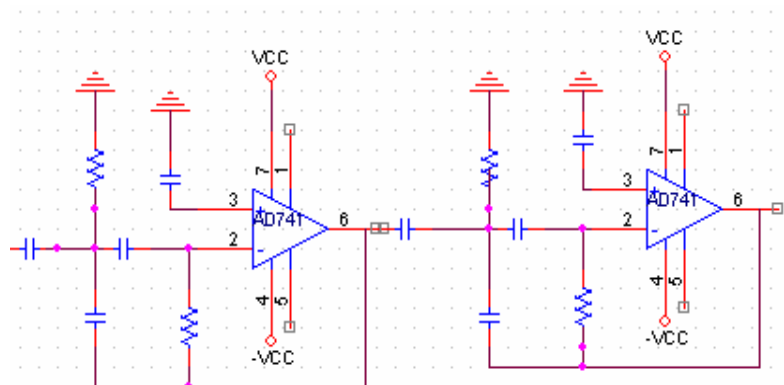


圖 4.14 高通濾波電路

低通濾波器：

就心電圖訊號而言，大部分訊號的重要成分皆為低頻，因此低通濾波器的主要作用係濾除超過訊號頻譜外的高頻雜訊，由於在心電圖的監測應用上，其頻率範圍約在 0.5~50Hz（若係精確的心電圖分析，則頻率範圍考慮為 0.1~100Hz），因此我們將濾波器的截止頻率設定為 50Hz，來實現此電路圖 4.15。經由 Pspice 軟體模擬該電路之頻率響應，可以得到圖 4.16 的結果，可以發現 50Hz 以上的高頻雜訊成分均被衰減。

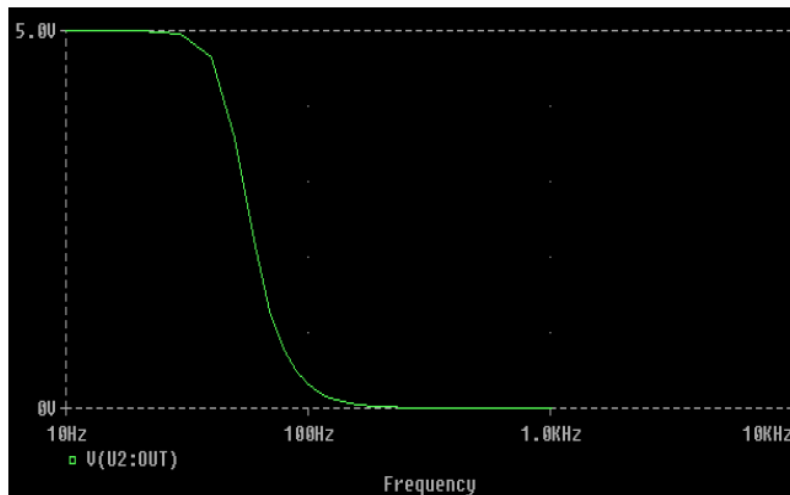


圖 4.15 Pspice 模擬低通濾波器之頻率響應圖

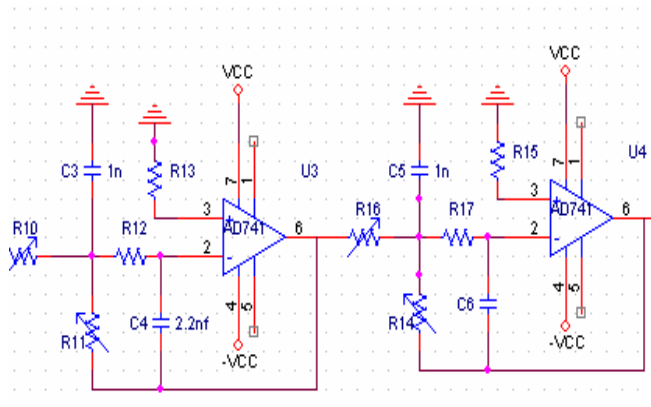


圖 4.16 低通濾波電路

由適當的設計，在濾波的部分我們可以利用串聯的方式改進這些頻率響應，如圖 4.17，就是一個利用高通濾波器與一個低通濾波器所組成的帶通濾波電路，因此我們就是依照這樣的組合來讓只有重疊部分的頻率可以通過[39]。

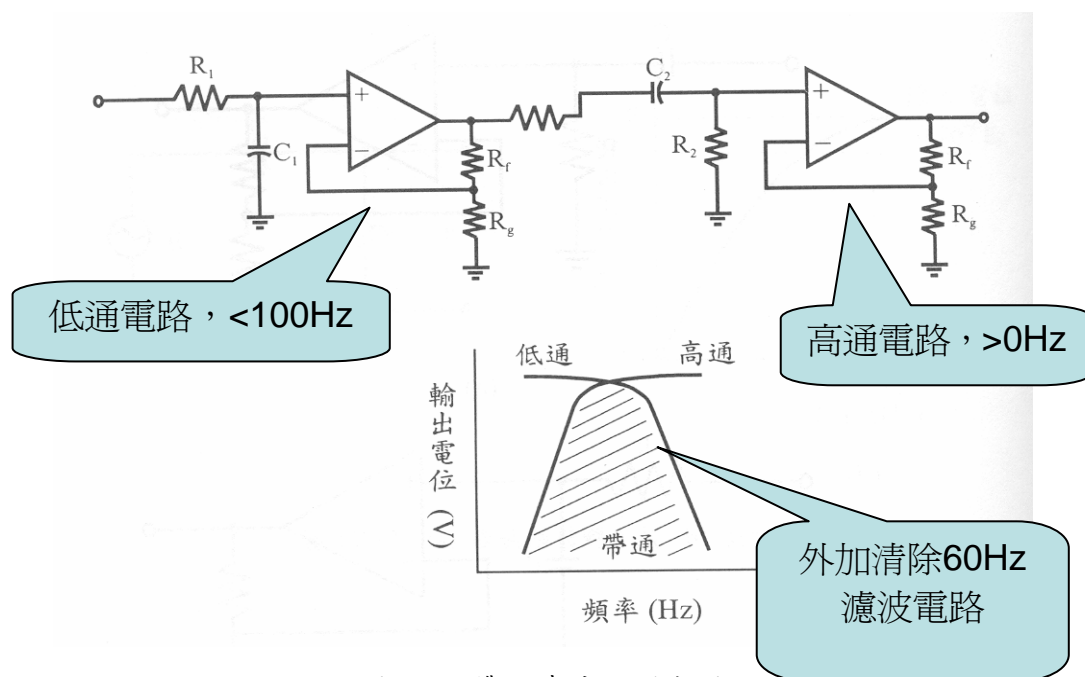


圖 4.17 帶通濾波器形成圖

## 4.5 嵌入式系統微處理器

將類比的心電脈衝訊號取樣並轉換成數位訊號的過程中，需使用類比數位轉換器（Analog-to-Digit Converter，ADC）。在本次的研究中，我們使用的是德州儀器（Texas Instruments，TI）所開發生產的MSP430F449，它的 I/O 結構圖如圖 4.18，外觀約 1.5cm 如圖 4.19[15]，它的晶片架構如圖 4.20，主要擁有 12bit 8 個通道的類比轉換功能，低供應電壓 1.8V~3.6V，RISC 16Bit 架構的 CPU 和內嵌 LCD 編碼模組。

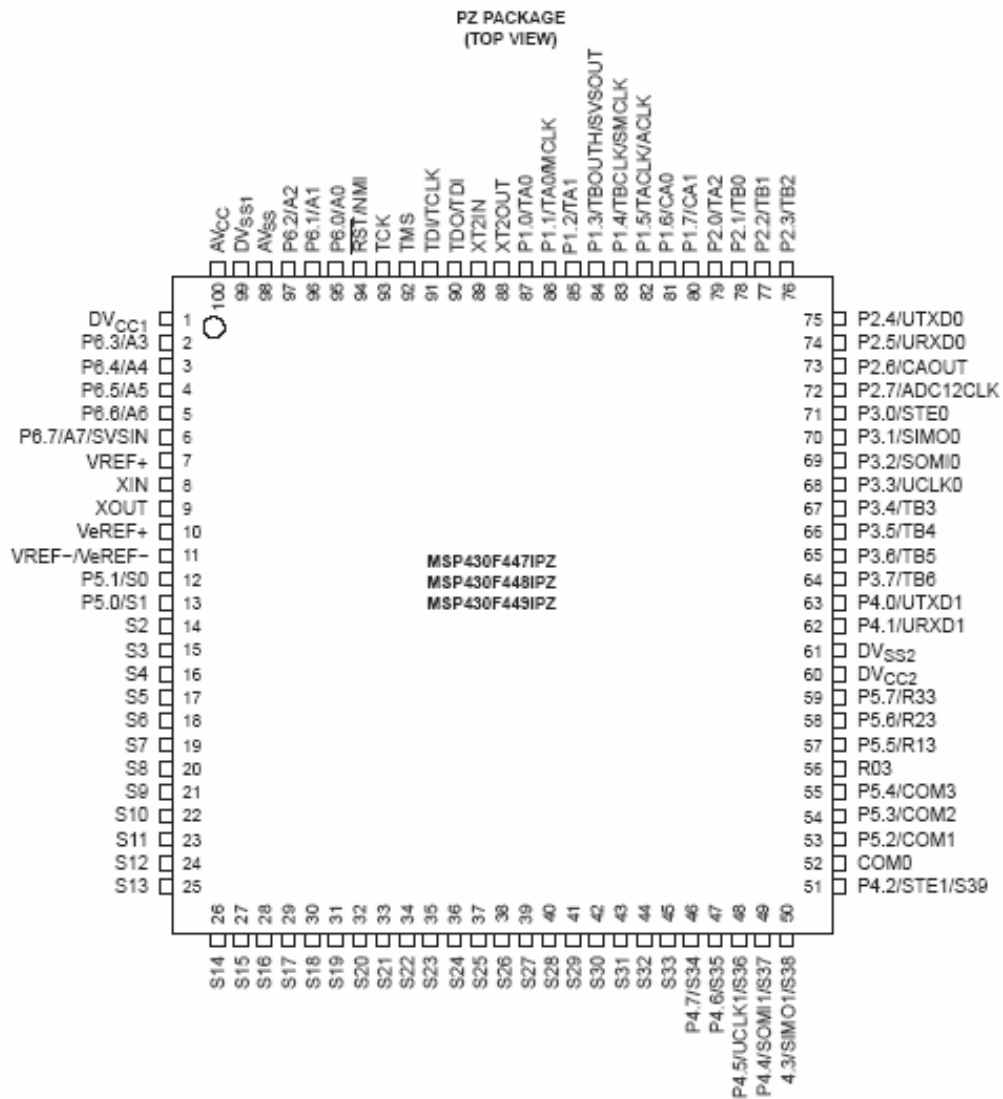


圖 4.18 MSP430 F449 I/O 結構圖

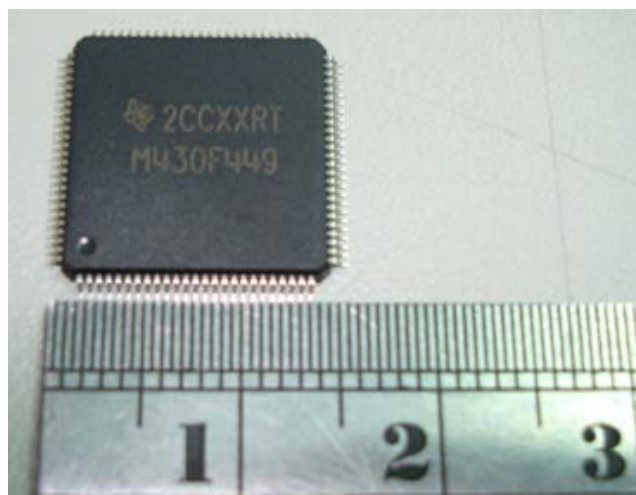


圖 4.19 MSP430 F449 外觀



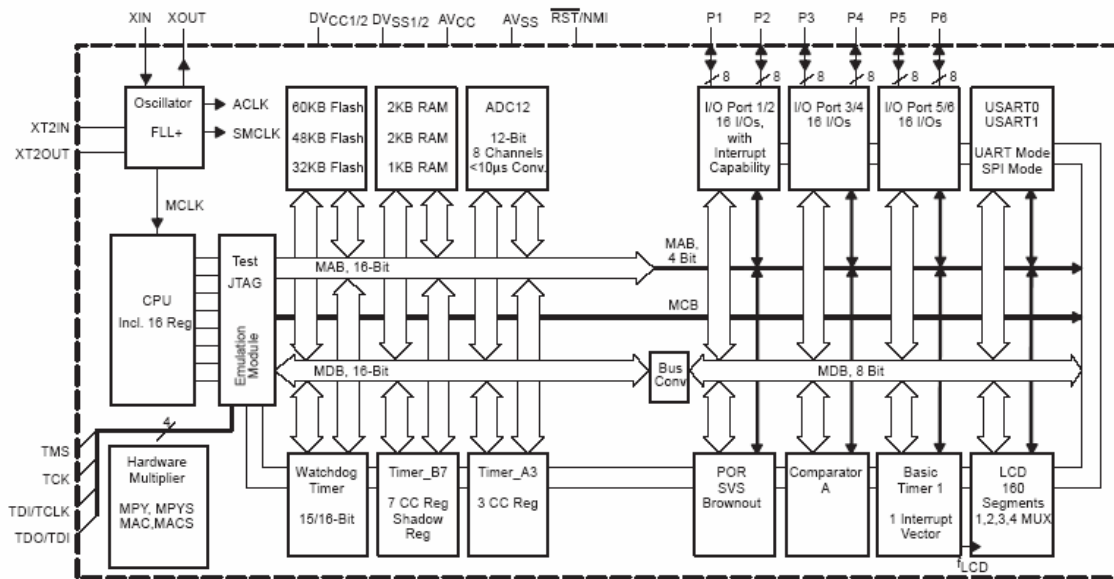


圖 4.20 TI-MSP430 44X 系列 CPU 架構圖

它與一般的微控制器最大的差別在於擁有極低功率消耗的應用，它具備不同等級的操作模式如圖 4.21，可以依照各種需求提供低能量的消耗。這樣的話就可以支援在用不同模組與 CPU 狀態之間做智慧的運作和管理[15,30,46,49]。

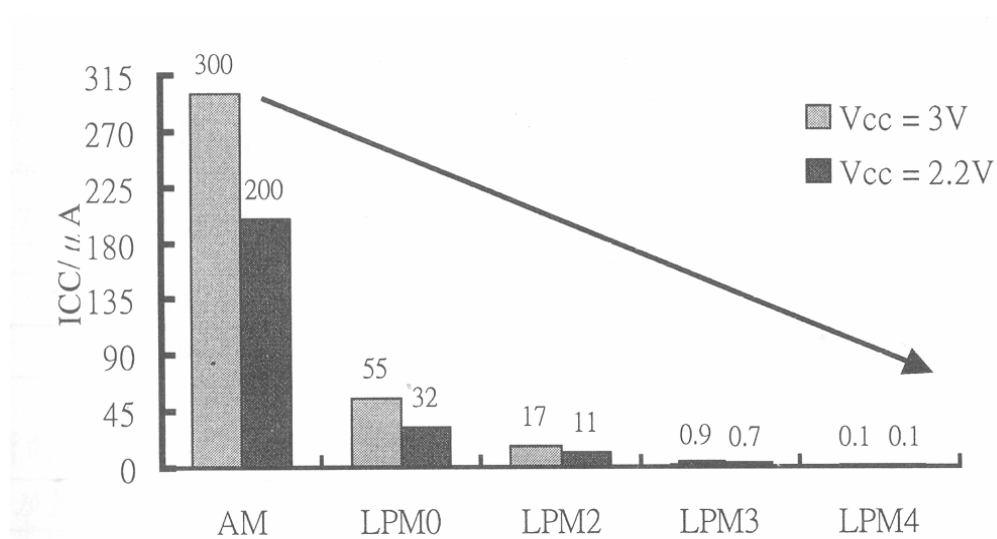


圖 4.21 多種的電源操作模式選擇

### 4.5.1 工作的模式

MSP430 大致上電壓的消耗可以分三種方式[15,46]：

1. 休眠模式約消耗  $0.1 \mu A$ ，(RAM 還在工作)
2. 一般模式約消耗  $1.1 \mu A$
3. 主動模式約消耗  $280 \mu A$

下圖 4.22 為 CPU 含的六種不同的工作模式：

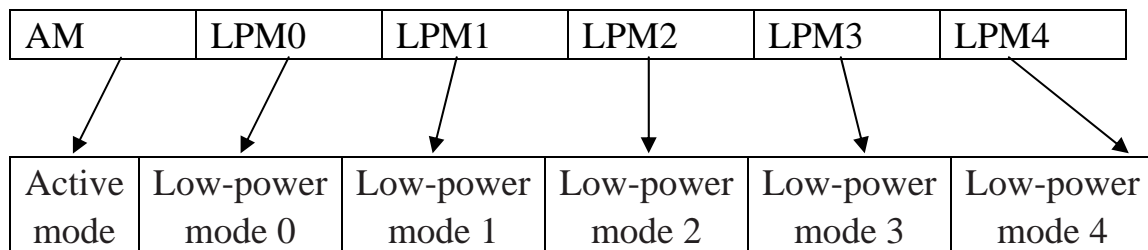


圖 4.22 CPU 六種不同的工作模式表

MCLK：主要震盪頻率

ACLK(Auxilliary)：輔助用震盪器

#### ■ Active mode AM

All clocks are active

#### ■ Low-power mode 0 (LPM0)

CPU is disabled

ACLK and SMCLK remain active. MCLK is disabled

FLL+ Loop control remains active

■ Low-power mode 1 (LPM1)

CPU is disabled

FLL+ Loop control is disabled

ACLK and SMCLK remain active. MCLK is disabled

■ Low-power mode 2 (LPM2)

CPU is disabled

MCLK and FLL+ loop control and DCOCLK are disabled

DCO's dc-generator remains enabled

ACLK remains active

■ Low-power mode 3 (LPM3)

CPU is disabled

MCLK, FLL+ loop control, and DCOCLK are disabled

DCO's dc-generator is disabled

ACLK remains active

■ Low-power mode 4 (LPM4)

CPU is disabled

ACLK is disabled

MCLK, FLL+ loop control, and DCOCLK are disabled

DCO's dc-generator is disabled

Crystal oscillator is stopped

## 4.5.2 類比數位訊號轉換

將類比的心電脈衝訊號取樣並轉換成數位訊號的過程中，需使用類比數位轉換器(ADC)。在 MSP430 內部 12-bit 8 通道的 SAR 數位類比轉換器，其取樣率可達到 200K bps(每秒取樣次數)，因為心電脈衝訊號的頻率範圍是 0.01Hz 至 110Hz，所以使用 MSP430F449 內嵌的 SAR ADC12，足夠將心電訊號給完全取樣。

ADC12 的動作原理共分成「參考電壓的選擇」、「輸入通道的選擇」、「轉換記憶體」、「轉換模式」[30,46]。

1. 參考電壓的選擇：ADC 核心電路如圖 4.23 將類比訊號轉以 12bit 形式的數位訊號儲存在 Memory 內。ADC 也可以規劃電壓準位( $V_{R+}$ ， $V_{R-}$ )，當輸入最大電壓或等於  $V_{R+}$  時輸出為滿刻度 4095(0FFFh)，當輸入小於或是等於  $V_{R-}$  時的輸出為 0。輸入通道與電壓準位在被定義在轉換記憶體 ADC12MCTLx 的位元 4~6 來定義，其公式如下：

$$N_{ADC} = 4095 \times (V_{in} - V_{R-}) / (V_{R+} - V_{R-}) \dots \dots \dots (4.5.2 \text{ 式})$$

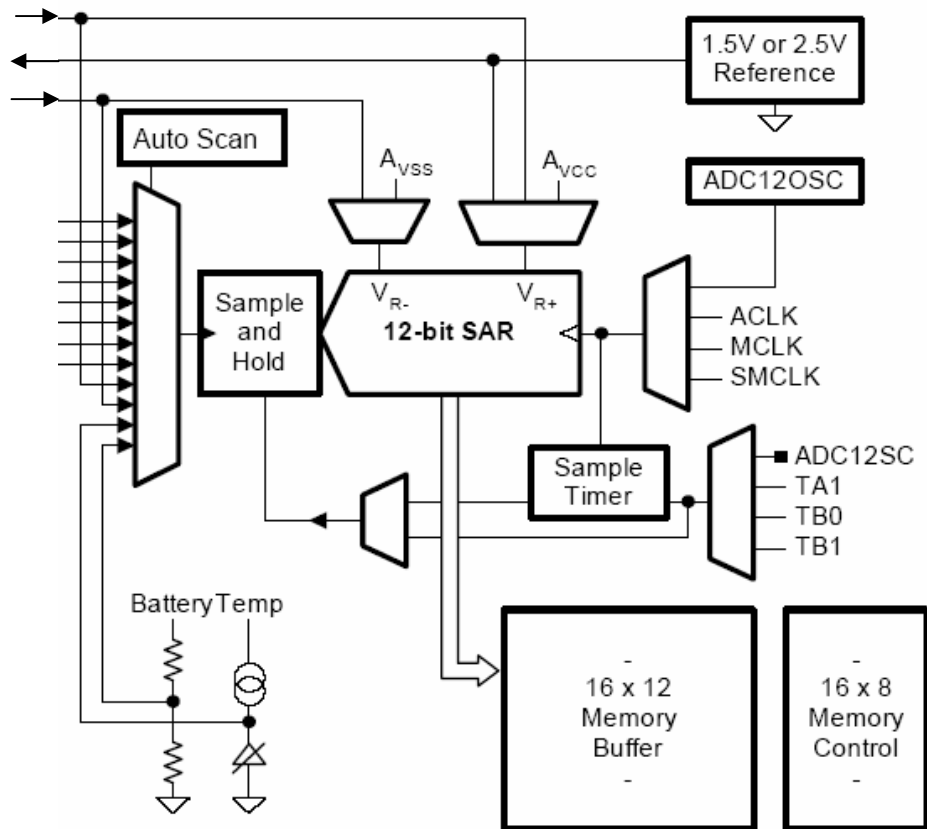


圖 4.23 ADC12 輸入與取樣保持電路方塊圖

- 輸入通道組合：ADC 可以選擇 8 個外部類比輸入通道，4 個類比電源可供選擇。此輸入通道選擇，是由轉換控制記憶體 ADC12MCTLx 的位元 0~3 來控制的。
- 轉換記憶體：一般的典型的做法，是將資料轉換完成後產生中斷，並且再下一次資料轉換完成前，將其結果一到其他的位置去。而 MSP430 的作法是利用 16 個額外設計的記憶體暫存器 ADCMEM0~15，可以讓 ADC 在不用受到軟體的干擾下，直接作多重的轉換，其優點是可以減輕使用者在程式設計上的負擔。其中每一個暫存器都有其附屬的控制暫存器 ADCMCTL0~15，可以

個別針對每一個輸入通道設定參考電壓，增加使用上的便利，轉換模式、取樣/轉換控制訊號、ADC 時脈和取樣時序分別由 ADC12CTL0、ADC12CTL1 來掌控。所以在圖 4.24 中是 N 位元的 SAR 數位類比轉換器架構，當待量的類比連續訊號值進入取樣與保持（Sample and Hold）電路後，取樣的電壓放在  $V_{IN}$ ，然後內部的 DAC 暫存器便會開始計數，產生  $V_{DAC}$  的轉換電壓，並逐次的去逼近  $V_{IN}$ ， $V_{DAC}$  已經成功的去逼近了  $V_{IN}$  後，比較器便會轉態，而此時的 N-BIT REGISTER 的值，也就是取樣訊號  $V_{IN}$  的轉換值 [30,46,49]。

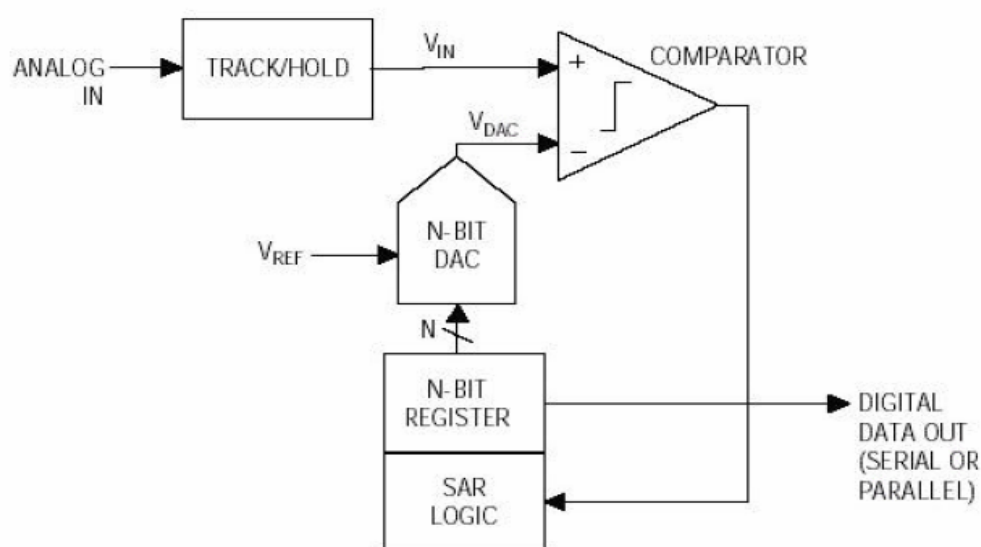


圖 4.24 N 位元 SAR 數位類比轉換器架構圖

#### 4. 轉換模式：

嵌入在 MSP430F449 內部的 AD 轉換器，分別具有下列四種的取樣轉換模式[30,49]：

- Single-Channel Single-Conversion Mode(單通道，單次轉換)
- Sequence-of-Channels Mode(循序通道，單一轉換)
- Repeat-Single-Channel Mode (單通道，重複轉換)
- Repeat-Sequence-of-Channels Mode(循序通道，重複轉換)

由於我們所要量測的是一個單通道的類比心電脈衝訊號，並且要快速的連續取樣，所以在評估完上列四種的取樣轉換模式後，我們採用第二種模式，也就是 Sequence-of-Channels Mode，有關取樣轉換模式的設定，我們可以參考表 4.1。

表 4.1 各種模式的功能與用法

CONSEQx	MODE	OPERATION
00	Single channel single-conversion	A single channel is converted once.
01	Sequence-of-channels	A sequence of channels is converted once.
10	Repeat-single-channel	A single channel is converted repeatedly.
11	Repeat-sequence-of-channels	A sequence of channels is converted repeatedly.

在 Single-Channel Single-Conversion Mode 下如圖 4.25，是針對一個類比連續訊號做一次的取樣及一次的轉換，在轉換完成後，MPU 會設定 ADC12IFGx 的旗號，以便讓程式知道讀取轉換完後的資料，

而轉換完後的資料會存會在 ADC12MEMx 內[30]。

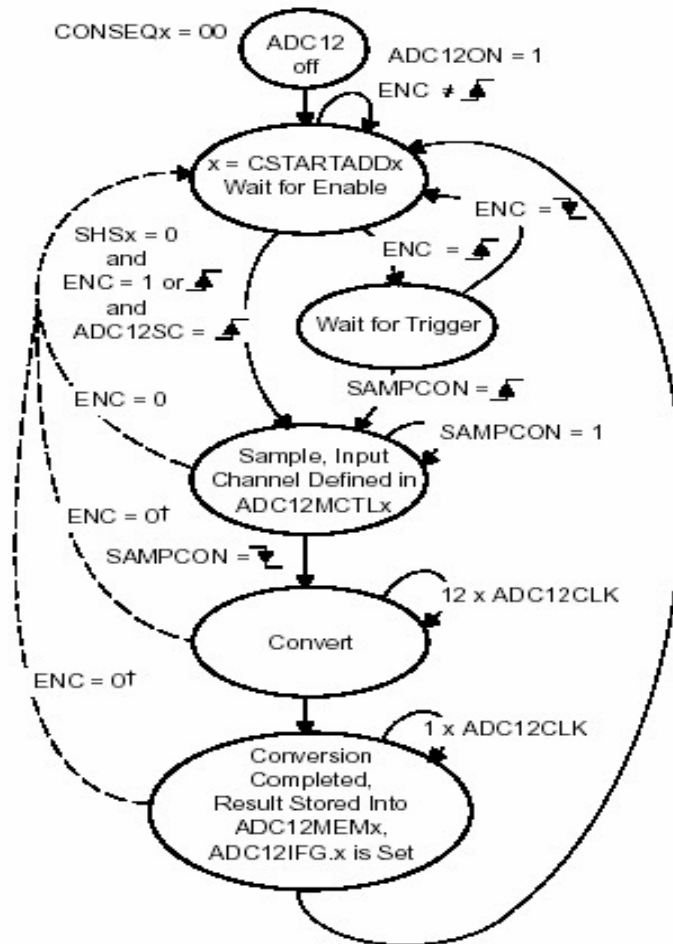


圖 4.25 Single-Channel Single-Conversion Mode 轉換狀態圖

在 Repeat-Single-Channel Mode 下，是針對一個類比連續訊號做連續的取樣及連續的轉換，在每次轉換完成後，MPU 會設定 ADC12IFGx 的旗號，以便讓程式知道讀取轉換完後的資料，而轉換完後的資料會存會在 ADC12MEMx 內。



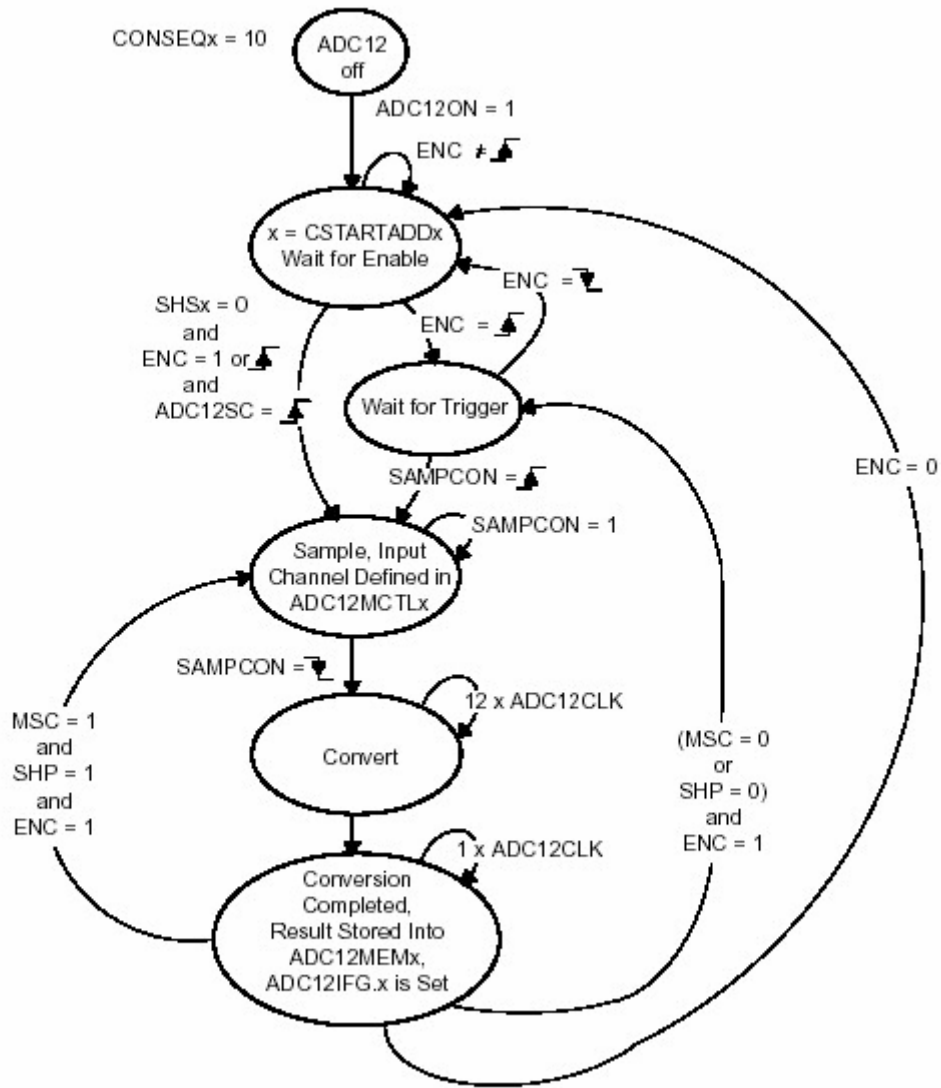


圖 4.26 Repeat-Single-Channel Mode 轉換狀態圖

從圖 4.26 我們可以瞭解，要設定 MSP430F449 的取樣轉換模式，只需要去設定  $CONSEQx$  暫存器即可，由於我們要使用 Repeat-Single-Channel Mode，所以在程式設計時，必需設定  $CONSEQx$  為 10，接著在開始執行 Repeat-Single-Channel Mode 以後，我們便可以透過 MPU 的中斷程序來讀取  $ADC12MEMx$  中的值，我們也預先的規劃心電圖導程的 A/D 轉換值存在  $ADC12MEM0$  暫存器中，便可透

過通用非同步傳輸介面(Universal Asynchronous Receive/Transmit communication protocol, UART)傳給後端的應用電路處理，所以我們只要能控制晶片內部與 AD 轉換器相關的暫存器，及 UART Port 相關的暫存器，便可完成資料的擷取、轉換及傳送，可說是相當的方便。

圖 4.27[46]即為 MSP430F449 內嵌的 12 位元 SAR ADC 完整的架構圖。

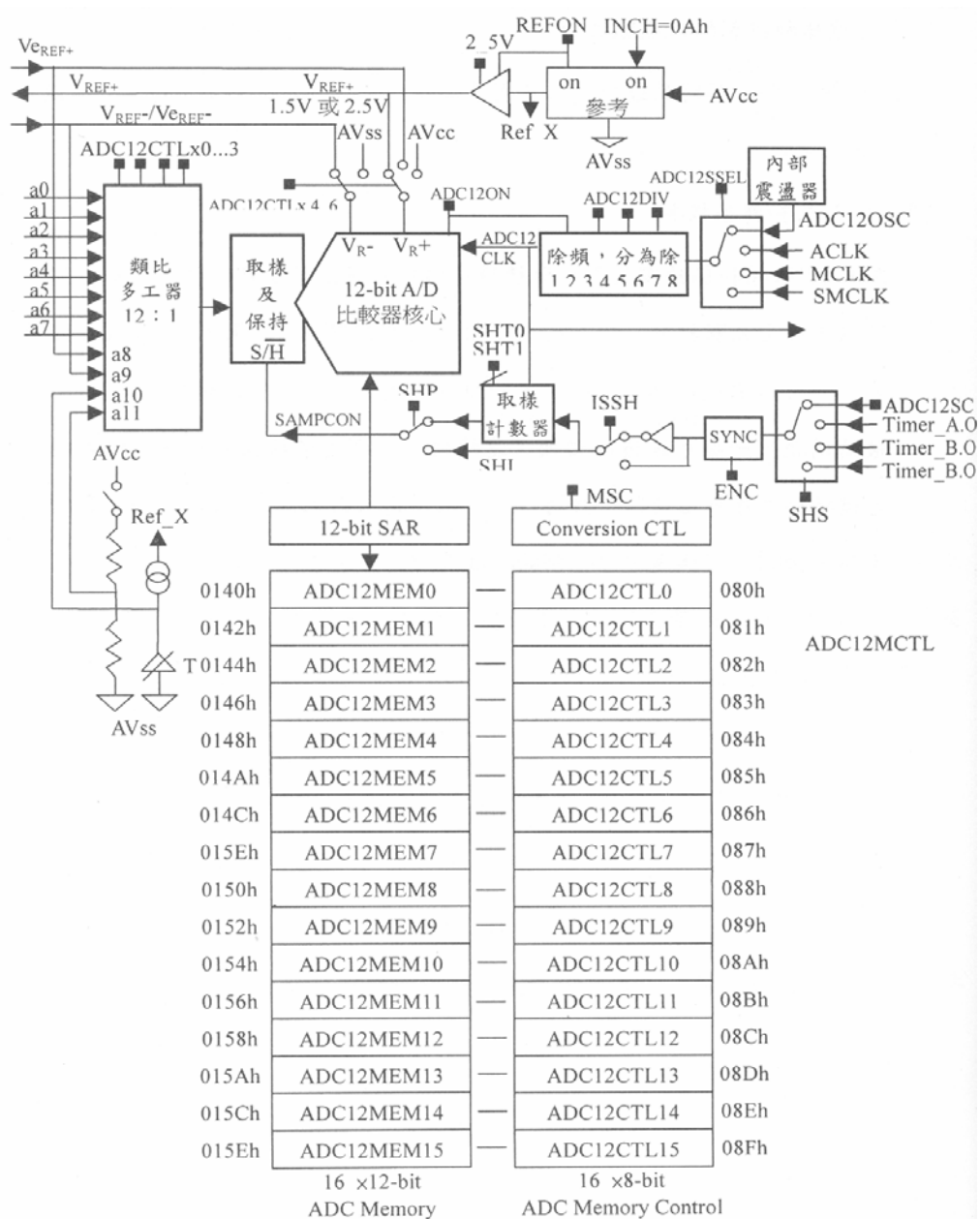


圖 4.27 MSP430F449 內嵌的 12 位元 SAR ADC 的架構圖

## 4.6 網路之整合應用

在網路傳送的協定上，我們使用 TCP/IP 的協定，使用 TCP/IP 協定的主要原因，在於這是一個在全球很標準化的一個網路通訊協定，換而言之，倘若我們使用這個協定，就可以讓所有可連線網路的裝置進行通訊間的資源分享，不會受到地域的限制，則我們在甲地所量測到的訊號波形，皆可在乙地(在台北或高雄甚至國外)，則都可以接收到量測的心電圖訊號。

因此，我們將處理好的數位電路後置一組嵌入式[48]控制器 (Embedded Control)，它是由 Rabbit Semiconductor 所發展的網路應用性的控制器 RCM3700 如圖 4.28，接上它最大的好處就是具有乙太網路支援的能力：10BASE-T 和 100BASE-TX，而且 RCM3700 之 EMI(Electromagnetic Interfering，電磁干擾)值低，控制器又可以寫入網路應用式包含 HTTP、ICMP、POP3、FTP、SMTP、DHCP、Socket-level UDP、Socket-level TCP...等程式庫[43]，可以透過網頁來控制硬體或由網路來傳送資訊，每個模組上面提供 33 個 I/O 點，其架構如圖 4.29，我們選擇其中一個 I/O 點就可以透過網路來控制連接任何有網路的地方甚至是無線網路、GPRS、GSM。我們所使用的功能就是透過 RCM3700 將資料轉變為封包之網路形式，所以我們只要在程式端設定 IP 位址、網路遮罩、閘道如圖 4.30，就可以使用。



RCM3700 模組正面



RCM3700 模組側面

圖 4.28 RCM3700 外觀

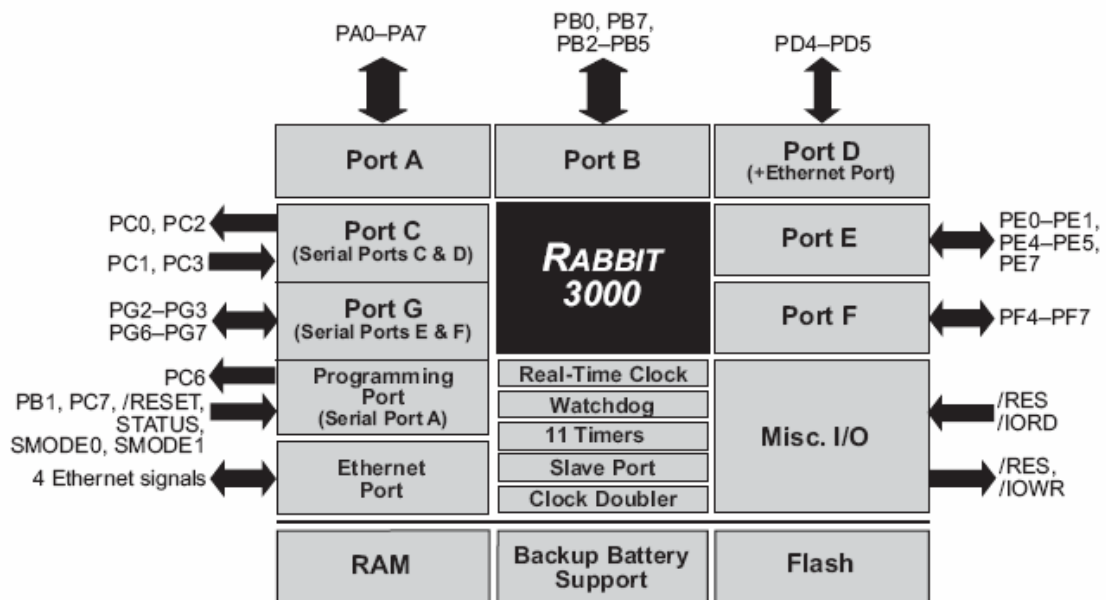


圖 4.29 RCM3700 內部架構

```
#define _PRIMARY_STATIC_IP      "210.70.81.166"
#define _PRIMARY_NETMASK       "255.255.255.0"
#ifndef MY_NAMESERVER
    #define MY_NAMESERVER       "210.60.31.145"
#endif
#ifndef MY_GATEWAY
    #define MY_GATEWAY          "210.70.81.254"
#endif
```

圖 4.30 RCM3700 程式範例

### 4.6.1 TCP/IP 傳輸

當我們已經把人體的訊號轉變為電腦可以通訊的資訊，要利用網路的技術達到資料與傳遞的分享的時候，可以藉由 LabView 的程式設計並實現[37,38,42]，如圖 4.31。

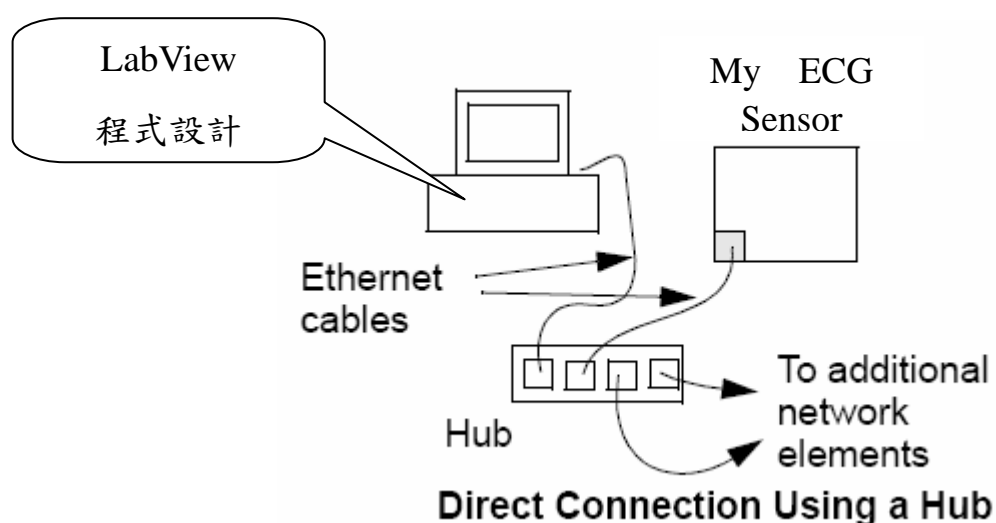


圖 4.31 本論文的 ECG Sensor 與網路結合圖

LabVIEW(Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)是由美國 NI(NATIONAL INSTRUMENTS)公司於 1986 年所發展出來的軟體，它結合儀器控制與分析軟體，與一般的程式語言最大的不同點是在於它是使用圖形化的語言(Graphic Language，又稱 G 語言)，換言之就是利用繪圖的方式取代文字型式的程式語言，並且利用 Dataflow(資料流)的觀念，因此可以輕輕鬆鬆迅速達到開發與驗證的效果。尤其是我們要用在 TCP/IP 的傳輸開發中，相當方便。

我們之所以使用 LabView 程式來開發一個具 TCP/IP 的接收程式

[38,42]，是因為 TCP/IP 則是通訊的其中一種，並且能夠應用在不同的網路，也因此成為全球網路裝置溝通的標準了。在 ISO Layer 模式協定中，超文件轉換協定(Hyper Text Transfer Protocol,HTTP)是用來定義 web 瀏覽器與 Server 伺服機的運作，而 TCP/IP 是定義第三層與第四層的運作情形，所以常常使用在乙太網路(Ethernet)、無線網路等。在解 TCP/IP 協定之前，有一個公認的網路模型是由 International Standardization Organisation (ISO)圖 4.32，於 1978 年開始開發的一套標準架構：「Reference Model for Open System Interconnection (OSI)模型」。OSI 常被引用來說明數據通訊協定的結構及功能，已經被通訊界廣泛使用了。

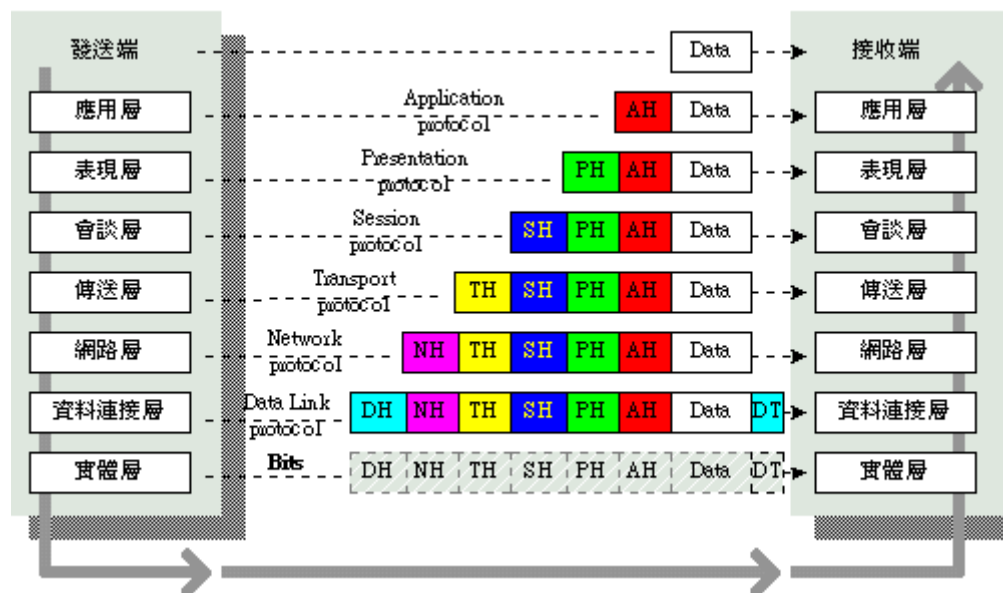


圖 4.32 OSI 層級資料流

而 TCP/IP 模型和 OSI 模式的原理和概念都是一樣的，資料流也是逐層傳遞，如圖 4.33，只是在定義上和細節處理上不同而已。IP 的傳

輸為了在不同的網路環境中傳遞，所以會將資料分成幾個封包(Data grams)再來傳送，要達到傳送的目的還需要依賴 IP 位址的設置與路由的傳送機制。TCP/IP 的傳送層協定主要分為 TCP 與 UDP 兩種，前者為可靠性傳輸、後者為非可靠性傳輸。

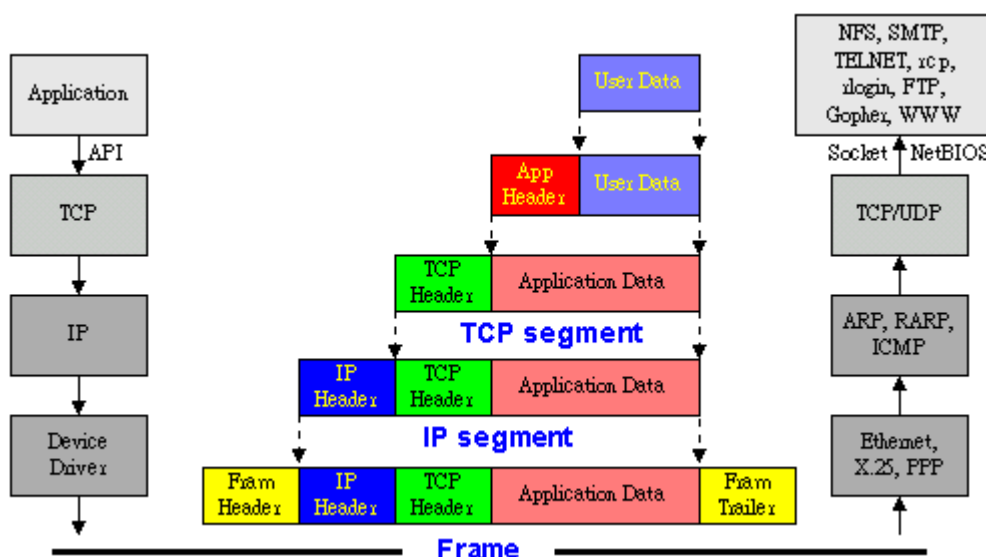


圖 4.33 TCP/IP 層級資料流

網路協定的架構是必須上下對應的，萬一在程式設計中稍有疏失很容易出問題，對於我們在研究網路相關程式是一件相當花時間的工作，因為需要閱讀相當多 RFC 文件來參考。所幸我們使用 LabVIEW 的程式設計中，提供了許多 TCP/IP 的函數可以直接應用相當方便如圖 4.34。

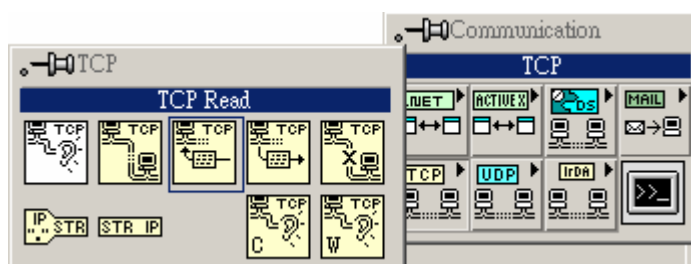


圖 4.34 LabVIEW TCP/IP 的函數

## 第五章 實驗結果與討論

### 5.1 測試結果

由圖 5.1 所示，可以很清楚的知道整個傳送資訊的架構，由於是使用 IP 的方式，所以只要有網路的地方，不管是用有線(802.3u)或無線(802.11b/g)，就可以傳送，如圖 5.2 是實際測試的結果。

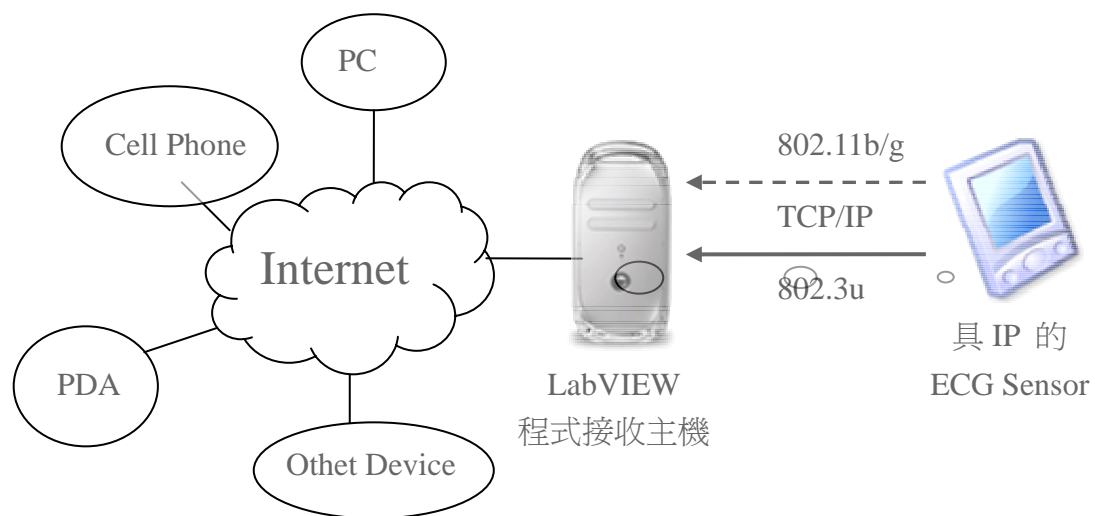


圖 5.1 實作資料傳送架構圖



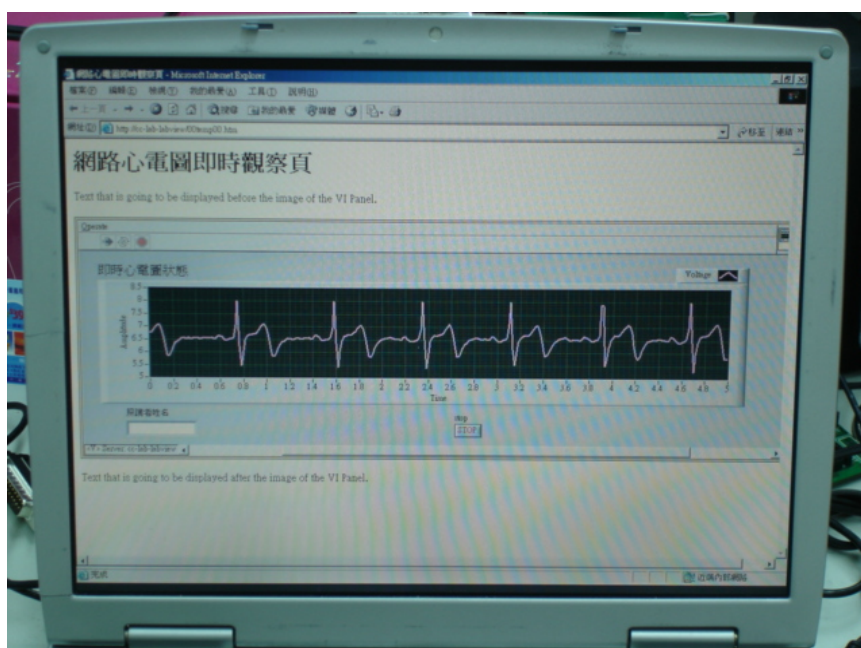
圖 5.2 為 LabVIEW 所接收到的心電圖



圖 5.3 則是運用 LabVIEW 結合網路的應用函數 ActiveX[10,38]，來透過 Web 觀看。使得每壹台電腦只要有安裝網路瀏覽器，就可以直接輸入服務者提供的 IP 位址，來查詢或觀察備受照護者的身體訊號的狀況。



(a) LabView 主機所接收到的心電圖



(b) 遠端電腦 A 所接收到的心電圖



(c) 遠端電腦 B 所接收到的心電圖



(d) 遠端 PDA 所接收到的心電圖

圖 5.3 心電圖訊號在網路同步顯示的情況

## 5.2 感測器外觀

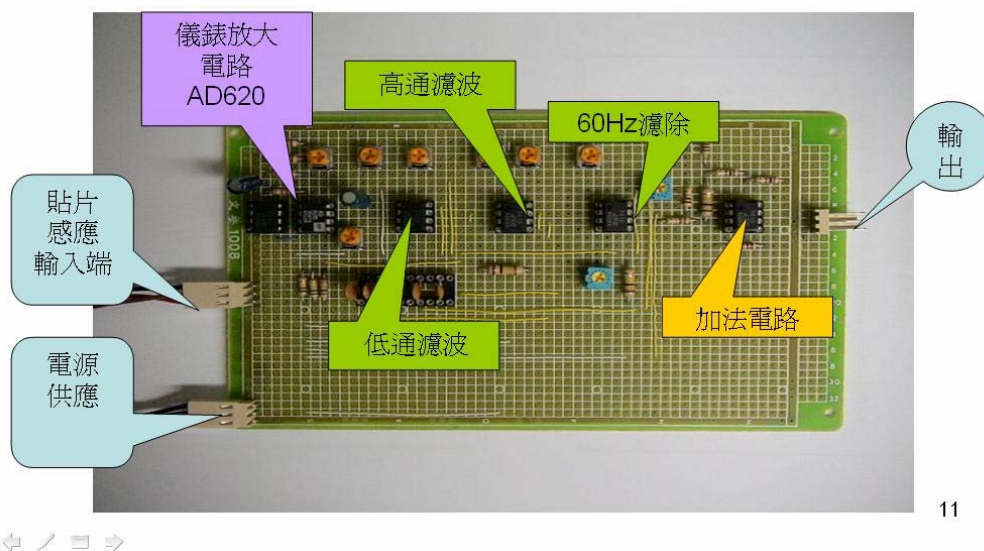


圖 5.4 感測器的放大電路外觀

圖 5.4 是最前端的類比放大電路，圖 5.5 是類比訊號經處理便成數位暨網路處理的組合關係圖。

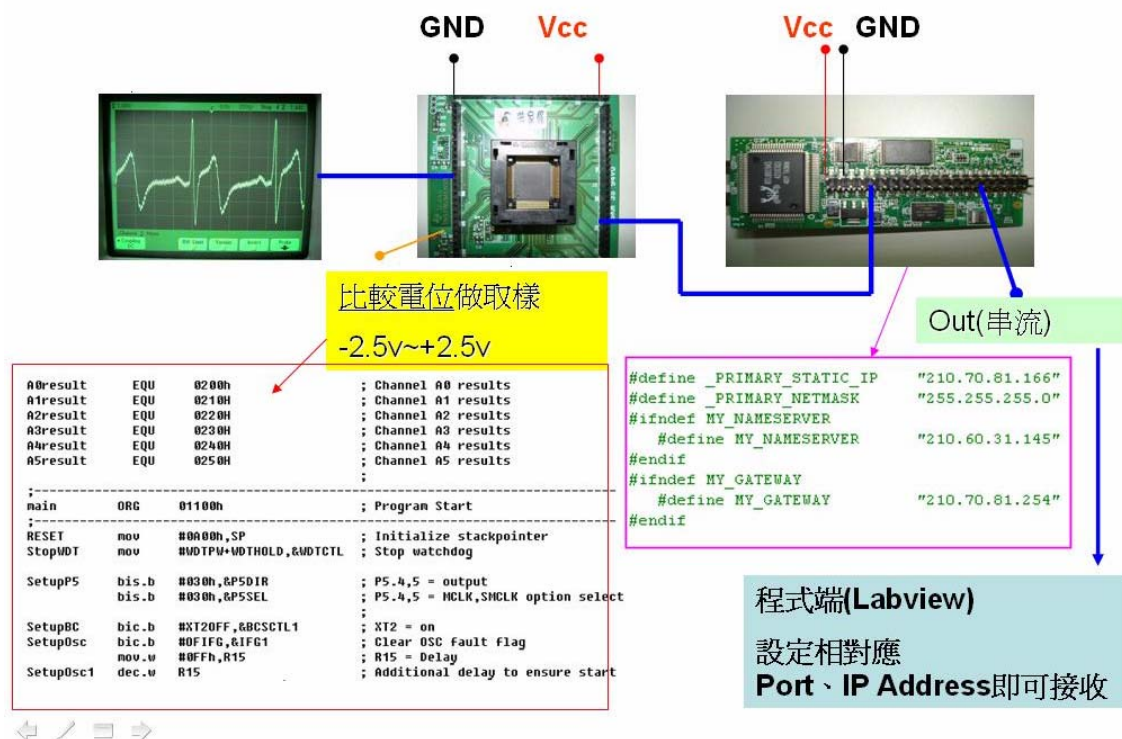


圖 5.5 感測器的所有元件組合圖



由圖 5.6 可以看見整個感測器由右至左的元件組合，分別是貼片、儀表放大電路、放大器、濾波電路、AD 轉換電路、網路通訊模組。



圖 5.6 感測器的成品特寫

下圖 5.5 是學生在做研究時所背在身上測量的情形。

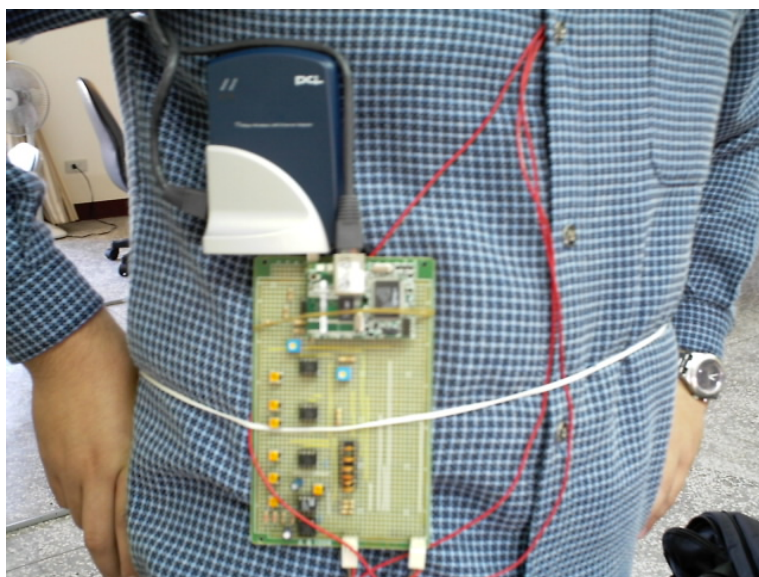


圖 5.7 行動功能測試

## 5.3 討論與改進

### 5.3.1 目前照護服務面臨之困境

下面是行政院衛生署台中醫院附設照護中心統計所提出的問題：

- 生命徵象危急監測系統
- 住民易跌倒或自床上翻落
- 住民身體/頭滑入床欄縫
- 傳統呼叫系統已無法滿足當今需求
- 家屬遠居外地與海外阻隔親情互動
- 住民因意識混亂而拍打床欄致受傷
- 住民身體攣縮者之照顧困難度高
- 護理記錄書寫費時
- 評估工具缺乏一致性

因此發展 e 化的照護環境，可以基於個別化需求與人性化關懷，提供更便捷服務，便可以使家屬能不受時空限制，能快速、方便、隱密的探望親人的狀況並能與之交談，促進住民與家屬親情維繫配合研發照護相關設施計畫，發展視訊探望，讓家屬透過網路資訊探望，以解親情相思之苦。健康情形也可以因為自動化的紀錄，使得追蹤病情更加準確迅速。

### 5.3.2 行動式照護裝置應朝向使用 SOC 設計概念

SOC 就是 System on Chip，就是將本來需利用許多電路控制所要達到的功能，分別以區塊的方式放置於一顆處理器中去做一個特定功能的晶片系統。如一個系統需要 GSM 的通訊介面、USB 通訊介面、IEEE1394 通訊介面時，以往都是分別使用不同的模塊組合而成，如此一來耗費製作成本、佔空間、線路複雜並且會產生干擾問題，若是利用 SOC 的觀念將想使用的通訊功能與處理器製作於一塊晶片上，不僅縮小空間也具發展行動式的健康照護設備上。

具 SOC 嵌入式系統處理器的優點整理如下：

1. 程式可調整內部電路功能，可重複使用應用彈性大。
2. 工作電壓可隨時調整，適度調整晶片功率的消耗。
3. 減少驅動程式與周邊的訊號傳遞，增加處理器資料計算效率。
4. 嵌入式系統功能方塊在晶片內部，減少外界干擾。

所以，在一個嵌入式系統處理器中，要滿足的三個要求，就是必須是硬體、能多工運作、要有 RTOS(Real Time Operating System)，其中 RTOS 對於微型的嵌入式晶片不一定需要[48]。

### 5.3.3 使用具 TCP/IP 控制的 Embedded Control 裝置

我們使用的傳輸方式為 TCP/IP 協定方式，這樣可以使資料在 Internet 上傳輸。一般的作法是將 Sensors 單元當作客戶端 (Client)，可以將所處理之後的結果送至遠端的 Server[10]。同時 Server 也可以接受遠地客戶端(Client)的查詢，此種架構可做為遠端遙控，如圖 5.8 所示。

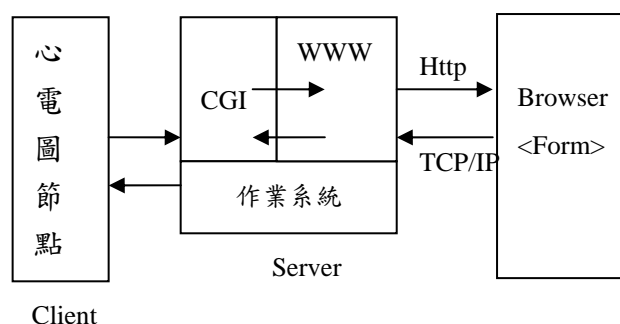


圖 5.8 遠端遙控之 Server 架構

其實在 RCM3700 的模組是一顆具有 Server 功能及可規劃 CGI (Common Gateway Interface) 程式的 SOC(System on an Chip)晶片，直接可以進行 Internet 上的訊號傳送，不需要經過 Server。所以將來只要經前端的類比訊號轉換成數位資料後，直接在 IC 內運算，只要透過內含 Web 之 Embedded Control 即可動作(圖 5.9)，也利於 IP 識別。

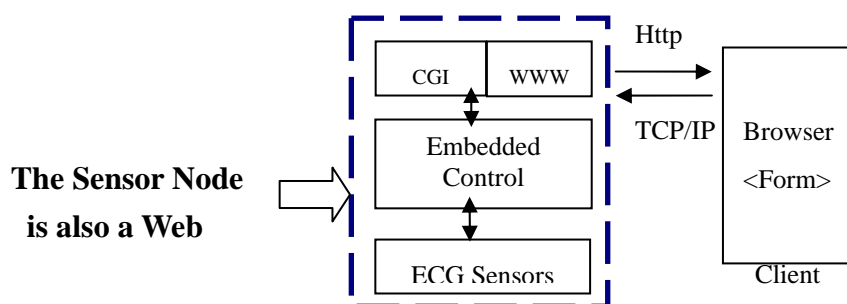


圖 5.9 提出 Sensor + Embedded + Web 的架構

## 第六章 結論與未來展望

由於IC製程奈米化，許多通訊元件都可以微小化了，其實許多的感測元件也都是由一些電氣元件所組合而來的，依照不同的用途來組合成為一種特定的功能加以應用。將Sensors結合通訊，可以做到很隱密的監測方式，用Embedded System與Sensor Node結合的方式，在操作上彈性大且方便，並可以依據使用者的需求做軟體的更新。在無線傳輸的速度方面以802.11g為例，傳輸技術可達54MBbps，對於傳送生理等訊號已經相當足夠，甚至結合VoIP(Voice over IP)與視訊都是相當合適的。

以RFID晶片，其大小僅如米粒般，但每一個晶片皆具有一個獨一無二的認證數字，且可植入皮膚內。這些認證數字可經適當掃描而得知。病人植入式RFID 晶片(patients implanted RFID)可與現存的電子病歷經由電話線路、網路或醫院區域網路(Wi-Fi)聯繫，將來使用上相當便利。目前已商品化之產品為VeriChip。並且由美國一家專門生產可植入人體晶片(VeriChip)的Applied Digital公司表示，在經過長達一年的評估後，FDA 已經批准在醫院中使用其VeriChip技術。

目前主要應用在居家監測器材的無線通訊技術，仍以行動通訊(Mobile Cellular)與無線傳呼網路(Pager Networks)為主，但由於無線通訊技術不斷進步，無線個人區域網路(WPANs)、無線區域



網路 (WLANs) 與無線廣域網路 (WWANs) 等技術不斷發展，而誰有較佳的居家監測應用優勢成為居家監測器材應用技術的新主流呢？

其中有些問題還是值得研究的：

- 嵌入式防火牆增加傳輸的穩定度與安全性：

因為訊號為數位化，經過適當的編解碼可以達到資訊的正確，降低系統誤報等問題；以韌體方式建立防火牆可以減少不必要的通訊埠口，並且不容易被駭客侵入。

- 電力還是無線裝置有待克服的問題：

因為無線裝置一定需要安裝電池，並且要能夠長時間運作，所以如何方便在生活中補充電源，是一個重要的問題。

- RFID 的應用規劃：

其所能感應到的距離很短，而且掃描的涵蓋率也有很多死點，尚待克服。

- 需尋找或製作合適的材料整合於衣物或環境中：

考慮成本，符合大眾接受度之分析。

- 以嵌入式系統開發為方向：

包覆在電路外部，以防止 EMI 干擾電路動作之研究。

除以上結論需要繼續研究，也希望紅外線、RFID、 Zigbee、藍芽這種低功耗的通訊裝置整合於無感式網路監測。近年來政府的「M台灣計畫」[52]與「e-TAIWAN 數位台灣計劃網路」[51]不外乎就是要將台灣打造一個全島無線網路的環境，若將來與健康服務的推動搭配，在各國紛紛控制和降低醫療費用支出的潮流下，未來居家監護產品將有驚人的成長潛力。希望藉由本文能夠對這方向有研究的相關人士有所貢獻。

## 參考文獻

- [1] I. F. Akyildiz, I. H. Kasimoglu, “Wireless sensor and actor networks: research challenges”, Ad Hoc Networks, Vol: 2, Issue: 4, October, 2004, pp. 351–367.
- [2] L. Bo, C. Bing-zhen, “Study on flexibility of sensor network for linear processes”, Computers and Chemical Engineering, Vol: 26, Issue: 10, October 15, 2002, pp. 1363 – 1368.
- [3] L. Yen-Chiao, X. Yan, S. Andrew, Jacko, Julie A., “A review and a framework of handheld computer adoption in healthcare”, International Journal of Medical Informatics, Vol: 74, Issue: 5, June, 2005, pp. 409-422
- [4] K. Chris, W. David, ”Secure routing in wireless sensor networks: attacks and countermeasures”, Ad Hoc Networks, Vol: 1, Issue: 2-3, September, 2003, pp. 293-315
- [5] “Another link in the chain ”, Card Technology Today, Vol: 16, Issue: 4, April, 2004 , pp. 11–12.
- [6] V. Weizsacker, R. K., ” Distributive implications of an aging society” European Economic Review Vol: 40, Issue: 3–5 , April, 1996, pp. 729–746.
- [7] K. L. J., P. Dawn; C. Richard B. ,” Health-care in the United States and the practice of laboratory medicine”, Clinica Chimica Acta, Vol: 267, Issue: 1, November 6, 1997, pp. 5–32.
- [8] Rutten, F. H., Kessels, A. G. H., Willems F. F., Hoes A. W. ,” Electrocardiography in primary care; is it useful? ”, International Journal of Cardiology, Vol: 74, Issue: 2-30, July 31, 2000,

pp. 199–205.

- [9] Oleg I. Orlov, Dmitri V. Drozdov, Charles R. Doarn, Ronald C. Merrell , "Telemedicine Journal and e-Health Wireless ECG Monitoring by Telephone", Mar 2001, Vol. 7, No. 1: 33–38.
- [10] M. Farah, L. Nigel H., C. Branko G. , "A web-based approach for electrocardiogram monitoring in the home", International Journal of Medical Informatics, Vol: 54, Issue: 2, May, 1999, pp. 145–153.
- [11] Dr. JC Dornig ,VP and General Director. Emphases Tactic, *Network and Multimedia Institute*, Institute For Information Industry, 2003
- [12] Continuous Care Giving for Elders and its Novel Solutions through Innovative Information and Communicaton Technologies, 2004
- [13] James F.Kurose ; Keith W.Ross , ComuterNetworking, *A Top-Down Approach Featuring the Internet*, Addison-Wesley, 2003
- [14] Texas Instruments Incorporated, *Information for Medical Applications Guide*, 2004
- [15] Texas Instruments Incorporated. MSP430 Ultra-Low Power Microcontrollers, *MSP430x4xx Family User" s Guide*.
- [16] Theodore S.Rappaport , *Wireless communicctions*, Principles and Practice, Second Edition, Person Education International, 2002
- [17] Douglas E.comer, *Computer Networks and internets 3th*, Pearson Education,2002

- [18] Thomas L.Floyd, *Electronic Devices 3th*, OXFORD, 1995
- [19] Behrouz A.Forouzan, *Data Communication and Networking, 2/e*, McGraw-Hill Education, 2002
- [20] Business Communications Co, *Smart and Interactive Textiles*, 2004
- [21] IA and Embedded technology seminar, *Network and Multimedia Institute*, Institute For Information Industry. Nov. 30, 2004
- [22] Smart Clothing : The ‘Wearable Computer’ and WearCam...  
<http://wearcam.org/personaltechnologies/>
- [23] Dr. Linden H. McClure Professor Adjunct,  
<http://ece-www.colorado.edu/~mcclure/>
- [24] ActiveECG, <http://www.activecenter.com/>
- [25] Matthew Clark, Smart clothing gets musical,  
<http://www.enn.ie/news.html>, Monday, April 29, 2002
- [26] 林啟萬，“心電圖機”，醫療儀器總覽—醫療儀器，國科會精密儀器發展中心，第八期，56–57 頁。
- [27] 黃騰毅，吳明龍，江惇裕，林育德，鍾孝文，“便於遠距監測的傳真式心電圖之設計與製作”，臺灣大學台大工程學刊，第八十八期，43–50 頁，民國九十二年六月。
- [28] 周國村，“高科技與智慧型服飾未來發展趨勢”，紡織速報，第 102 期，51–59 頁，民國九十年四月。

- [29] 劉紘志，“台灣地區老人健康行為對身體功能之影響”，臺中健康暨管理學院健康管理研究所碩士論文，民國九十三年一月。
- [30] 張凱雄，“嵌入式心電圖量測系統設計及其在遠距個人保健上之應用”，國立成功大學電機工程學系碩士論文，民國九十二年六月。
- [31] 劉芸澧，“穿戴式心電圖機之硬體實現與生理訊號之非線性分析”，逢甲大學自動控制工程學系碩士班碩士論文，民國九十二年六月。
- [32] 涂清源，“建構無線傳輸與網際網路之居家看護系統”，中原大學醫學工程學系碩士論文，民國九十一年七月。
- [33] 劉述朗，“臨床心電圖學 PRINCIPLES OF CLINICAL ELECTROCARDIOGRAPHY”，臺大醫院。
- [34] 無線電界雜誌，醫用心電圖呼吸率遙測發射機之設計，電晶體電路製作集錦 19。台灣：無線電界雜誌社，1995 年 5 月。
- [35] 劉省宏，醫用電子實習。台灣：全華，1999 年。
- [36] 張文恭、江昭皚，運算放大器原理與應用。台灣：儒林圖書，2000 年 3 月。
- [37] 周靜娟、吳明瑞、顏培仁，圖控程式與自動測量-使用 LabView 7.X。台灣：全華，2004 年 9 月。

- [38] 蕭子健、劉建昇、楊雅齡，LabView 網路篇。台灣：高立，2001 年 4 月。
- [39] 黃豪銘，醫用電子學。台灣：高立，2004 年 5 月。
- [40] 曹永偉，感測器技術入門。台灣：全華，2001 年 12 月。
- [41] 董勝源，單晶片 MCS-51 與 C 語言入門實習。台灣：宏友，民國 2004 年 3 月。
- [42] 蕭子健、王智昱、儲昭偉，虛擬儀控程式設計 LabVIEW。台灣：高立，2004 年 3 月。
- [43] 李傳亮，TCP/IP 網路實驗程式設計。台灣：全華，2001 年 12 月。
- [44] 蔡朝洋，單晶片微電腦 8051/8751 原理與應用。台灣：全華，1993 年 5 月。
- [45] 趙中興，感測器與測量技術。台灣：全華，2002 年 1 月。
- [46] 謝文哲、吳賢才、林榮三，省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務。台灣：滄海，2003 年 8 月。
- [47] 張文清、蔡佩珊，SPICE 電子電路模擬。台灣：鼎茂，2001 年 5 月。
- [48] 探矽工作室，2002 嵌入式系統開發聖經。台灣：學貫，民國 2002 年 7 月。

- [49] 魏小龍，單片機與接口技術及系統設計實例。中國大陸：北京  
航天航空大學，2002 年 11 月。
- [50] 行政院經濟建設委員，民國 93 年至 140 年人口推計，  
<http://www.cepd.gov.tw/>。
- [51] e-Taiwan 數位台灣計劃網站，<http://www.etaiwan.nat.gov.tw/>。
- [52] Mobile Lifecare，生活照護研討會，2005 年元月 20 日。
- [53] 財團法人工業技術研究院，ITIS 產業評析總覽，  
[http://www.itri.org.tw/chi/services/ieknews/iek\\_news\\_cat.jsp](http://www.itri.org.tw/chi/services/ieknews/iek_news_cat.jsp)。
- [54] 生技產業資訊網，<http://mdm.bionet.org.tw>。
- [55] 老醫之家，心電圖，  
<http://olddoc.tmu.edu.tw/chiaungo/h-check/ECG.htm>。
- [56] 吳昭新醫師，<http://www.nkfust.edu.tw/~sactr/monitor.htm>。
- [57] 智慧型監測技術，  
[http://home.kimo.com.tw/b73700/new\\_page\\_11.htm](http://home.kimo.com.tw/b73700/new_page_11.htm)。



# 附錄一、AD620 規格書



## Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

### AD620

#### FEATURES

##### EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor

(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range ( $\pm 2.3$  V to  $\pm 18$  V)

Higher Performance than Three Op Amp IA Designs

Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging

Low Power, 1.3 mA max Supply Current

##### EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50  $\mu$ V max, Input Offset Voltage

0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift

1.0 nA max, Input Bias Current

100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ( $G = 10$ )

##### LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , @ 1 kHz, Input Voltage Noise

0.28  $\mu$ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

##### EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ( $G = 100$ )

15  $\mu$ s Settling Time to 0.01%

##### APPLICATIONS

Weigh Scales

ECG and Medical Instrumentation

Transducer Interface

Data Acquisition Systems

Industrial Process Controls

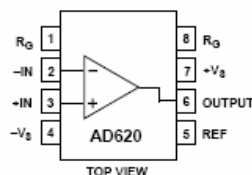
Battery Powered and Portable Equipment

#### PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

#### CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)  
and SOIC (R) Packages



TOP VIEW

1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50  $\mu$ V max and offset drift of 0.6  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super $\beta$  processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$  at 1 kHz, 0.28  $\mu$ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$  input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15  $\mu$ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

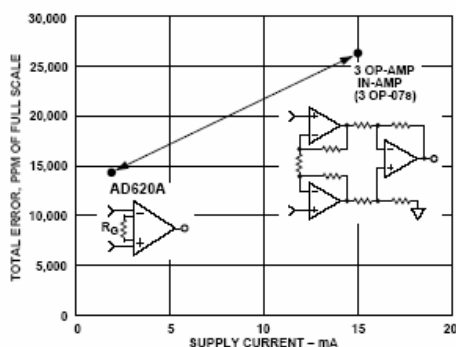


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

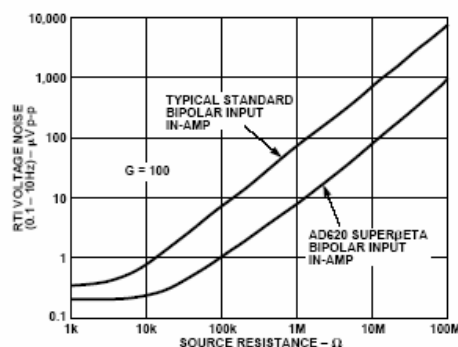


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

#### REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>  
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999

## 附錄二、MSP430 規格說明

### MSP430x43x, MSP430x44x MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER

SLAS344D – JANUARY 2002 – REVISED AUGUST 2004

- Low Supply-Voltage Range, 1.8 V to 3.6 V
- Ultralow-Power Consumption:
  - Active Mode: 280  $\mu$ A at 1 MHz, 2.2 V
  - Standby Mode: 1.1  $\mu$ A
  - Off Mode (RAM Retention): 0.1  $\mu$ A
- Five Power Saving Modes
- Wake-Up From Standby Mode in less than 6  $\mu$ s
- 16-Bit RISC Architecture, 125-ns Instruction Cycle Time
- 12-Bit A/D Converter With Internal Reference, Sample-and-Hold and Autoscan Feature
- 16-Bit Timer\_B With Three† or Seven‡ Capture/Compare-With-Shadow Registers
- 16-Bit Timer\_A With Three Capture/Compare Registers
- On-Chip Comparator
- Serial Communication Interface (USART), Select Asynchronous UART or Synchronous SPI by Software:
  - Two USARTs (USART0, USART1) — MSP430x44x Devices
  - One USART (USART0) — MSP430x43x Devices
- Brownout Detector
- Supply Voltage Supervisor/Monitor With Programmable Level Detection
- Serial Onboard Programming, No External Programming Voltage Needed
- Programmable Code Protection by Security Fuse
- Integrated LCD Driver for Up to 160 Segments
- Family Members Include:
  - MSP430F435: 16KB+256B Flash Memory, 512B RAM
  - MSP430F436: 24KB+256B Flash Memory, 1KB RAM
  - MSP430F437: 32KB+256B Flash Memory, 1KB RAM
  - MSP430F447: 32KB+256B Flash Memory, 1KB RAM
  - MSP430F448: 48KB+256B Flash Memory, 2KB RAM
  - MSP430F449: 60KB+256B Flash Memory, 2KB RAM
- For Complete Module Descriptions, See The *MSP430x4xx Family User's Guide*, Literature Number SLAU056

† 'F435, 'F436, and 'F437 devices

‡ 'F447, 'F448, and 'F449 devices

#### description

The Texas Instruments MSP430 family of ultralow power microcontrollers consist of several devices featuring different sets of peripherals targeted for various applications. The architecture, combined with five low power modes is optimized to achieve extended battery life in portable measurement applications. The device features a powerful 16-bit RISC CPU, 16-bit registers, and constant generators that attribute to maximum code efficiency. The digitally controlled oscillator (DCO) allows wake-up from low-power modes to active mode in less than 6 $\mu$ s.

The MSP430x43x and the MSP430x44x series are microcontroller configurations with two built-in 16-bit timers, a fast 12-bit A/D converter, one or two universal serial synchronous/asynchronous communication interfaces (USART), 48 I/O pins, and a liquid crystal driver (LCD) with up to 160 segments.

Typical applications include sensor systems that capture analog signals, convert them to digital values, and process and transmit the data to a host system, or process this data and displays it on a LCD panel. The timers make the configurations ideal for industrial control applications such as ripple counters, digital motor control, EE-meters, hand-held meters, etc. The hardware multiplier enhances the performance and offers a broad code and hardware-compatible family solution.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

 **TEXAS  
INSTRUMENTS**  
POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

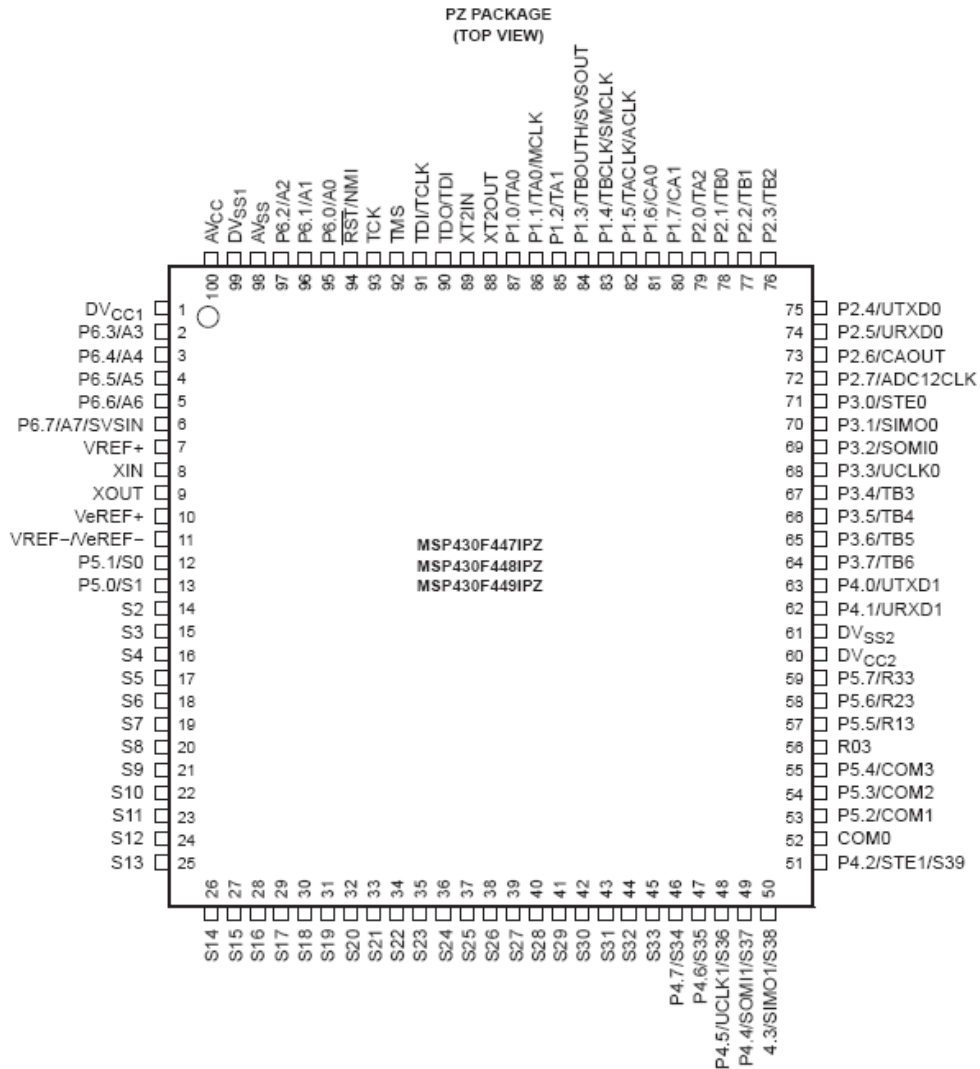
Copyright © 2002 – 2004, Texas Instruments Incorporated

1

# MSP430x43x, MSP430x44x MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER

SLAS344D – JANUARY 2002 – REVISED AUGUST 2004

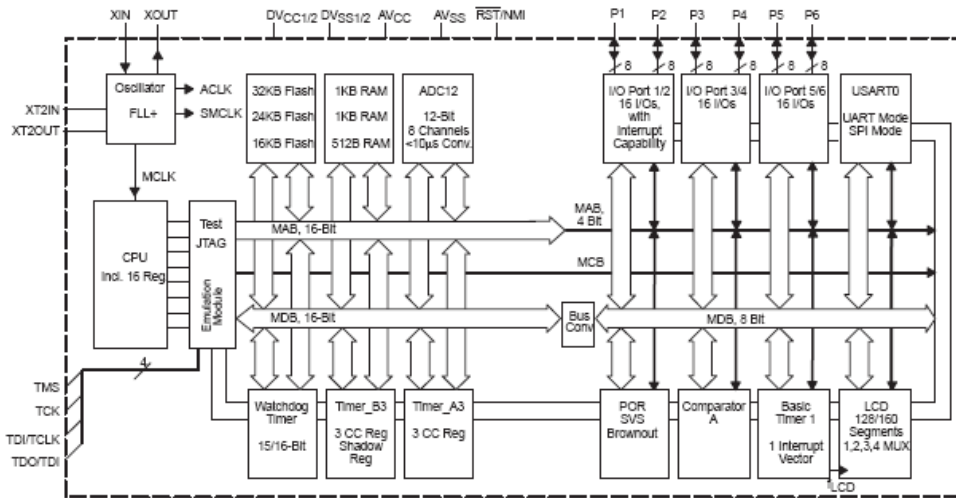
pin designation, MSP430x447IPZ, MSP430x448IPZ, MSP430x449IPZ



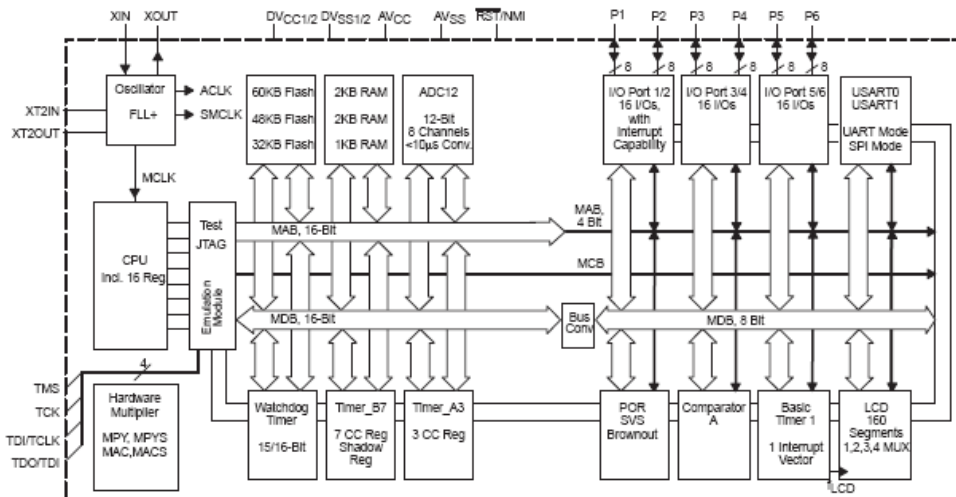
# MSP430x43x, MSP430x44x MIXED SIGNAL MICROCONTROLLER

SLAS344D – JANUARY 2002 – REVISED AUGUST 2004

## MSP430x43x functional block diagrams



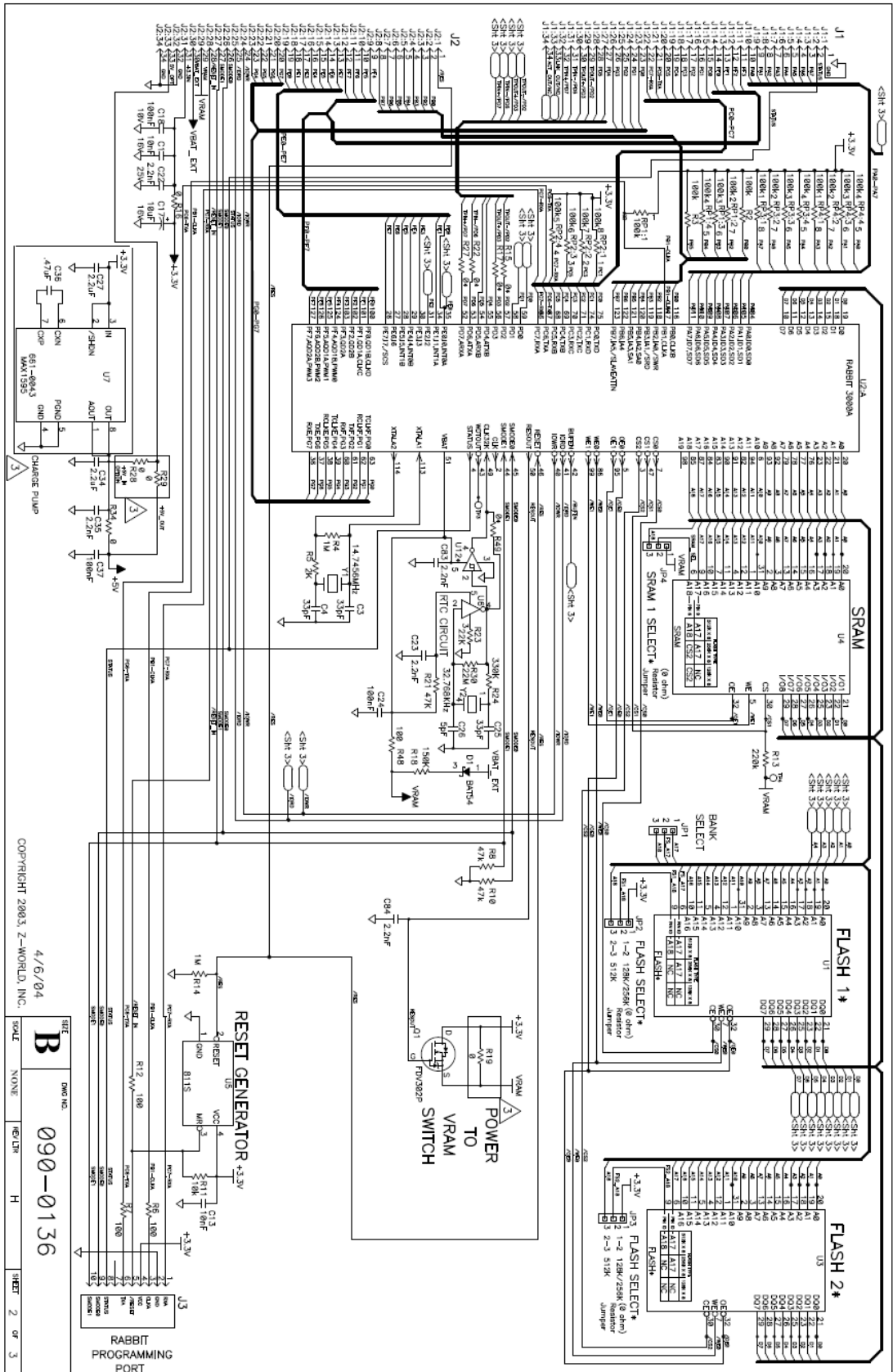
## MSP430x44x functional block diagrams

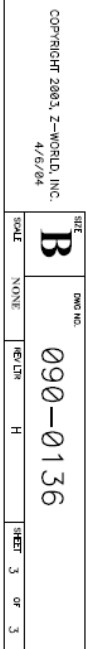


## 附錄三、RCM3700 規格

Multi-Port Serial to Ethernet Application Kit Specifications	
FEATURE	Multi-Port Serial to Ethernet Application Kit
Core Module	RCM3700
Prototyping Board	Standard RCM3700 Prototyping Board
Ethernet	10Base-T, RJ-45
Serial Ports	2 RS-232 1 RS-232/RS-485 via demo board Software support for up to six serial ports
Cables	10-pin → DB9F Temperature Demo Board Conversion Cable 10-pin → DB9M PC Conversion Cable Ethernet Crossover Cable Programming Cable
Software Compiler	Dynamic C - TCP/IP stack (included in Dynamic C)
Software Library	Serial-to-Ethernet libraries functions on supplemental CD
Sample Programs	Serial-To-Ethernet RS-232 Serial-To-Ethernet RS-485 Temperature Sensor and Digital Volt Meter Ethernet examples User programmable serial filter Menu Configuration Sample Program
Manuals	Getting Started Sheet Serial-to-Ethernet Application Notes Sample Programs and libraries RCM3700 User Manual (on CD)

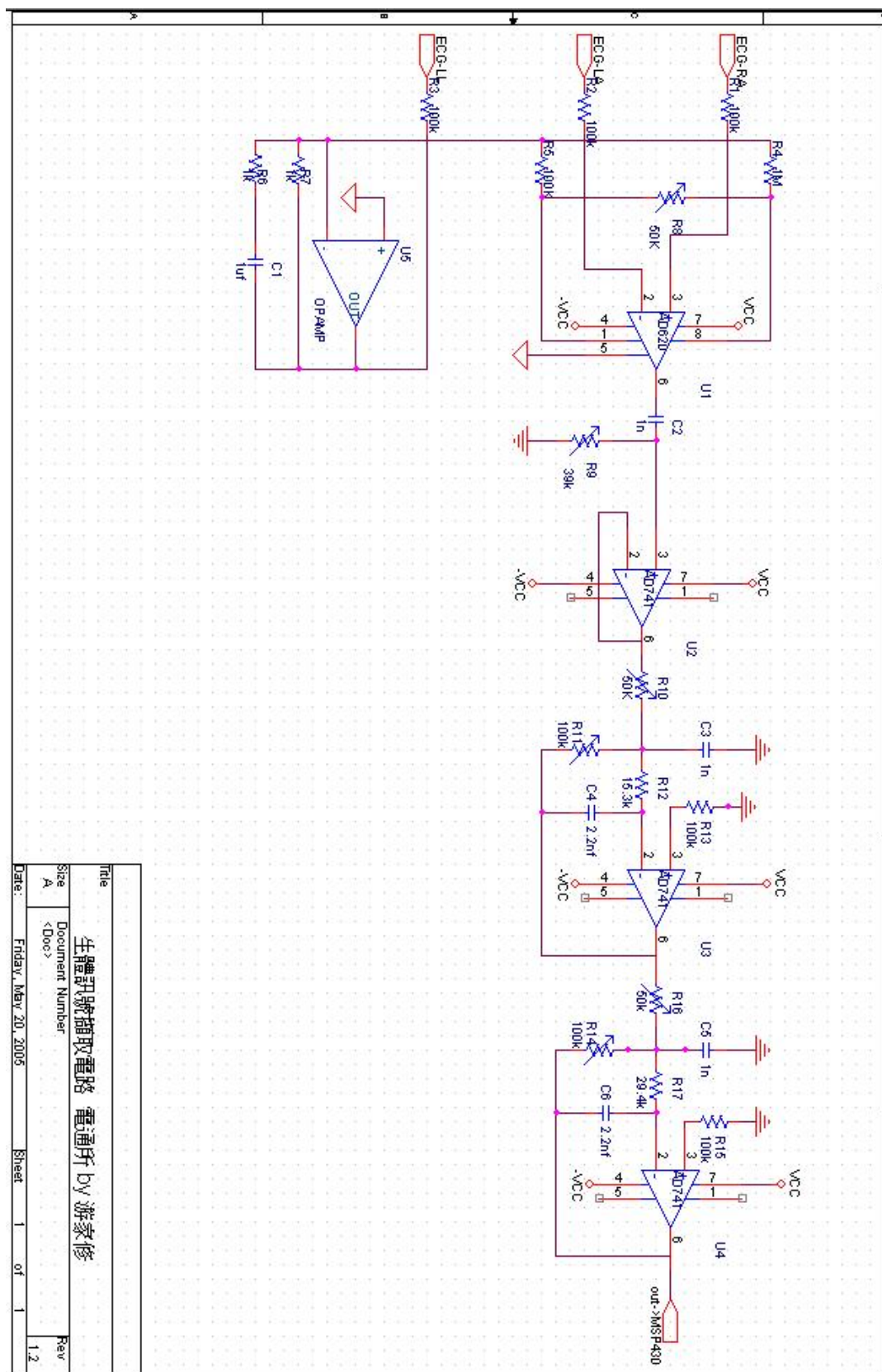









## 附錄四、ECG 擷取裝置電路圖



## 附錄五、實驗儀器規格

儀器名稱	電源供應器 MOTECH-LP305
照片	
規格	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 12 位元 D/A 轉換解析度</li> <li>2. 2x16 點矩陣背光液晶顯示</li> <li>3. 可同時顯示兩組電源的電壓與電流輸出狀態</li> <li>4. 軟體校正功能</li> <li>5. 自動警示系統-過載及狀態改變警示</li> <li>6. 簡易 up, down 設定</li> <li>7. 輸出電壓 0~±32V 連續可調</li> <li>8. 解析度 10mV</li> <li>9. 輸出電流 0~±2.5A (最大至 3A)</li> <li>10. 解析度 1mA</li> <li>11. 最大輸出功率 160 WATTS</li> <li>12. 獨立輸出 3.3V/5V, 3A</li> <li>13. 顯示方式 2x16 點矩陣背光液晶顯示</li> <li>14. 自動串並聯 YES</li> <li>15. 電壓精確值 <math>\pm(0.2\% \text{ of rdg} + 2 \text{ digits})</math></li> <li>16. 電流精確值 <math>\pm(0.5\% \text{ of rdg} + 5 \text{ digits})</math></li> <li>17. 過電壓保護 YES</li> <li>18. 過電流保護 YES</li> <li>19. 標準介面: RS-232 介面</li> </ol>

儀器名稱	混合信號示波器 Agilent54622D
照片	
規格	<ol style="list-style-type: none"> <li>垂直系統 <ol style="list-style-type: none"> <li>頻寬：DC to 100MHz.</li> <li>最高取樣率: 200M Sa/s</li> <li>最大記憶體深度：4MB</li> <li>顯示系統：32 個灰階：1000 點水平解析度</li> <li>垂直靈敏度至少: 1 mV/div to 5 V/div</li> </ol> </li> <li>邏輯頻道: 16CH <ol style="list-style-type: none"> <li>最高取樣率：400MS/s</li> <li>輸入位準：500Mvp-p</li> <li>最大記憶體：logic---8M , scope---4M</li> </ol> </li> <li>水平掃描至少: 5ns-50s/div</li> <li>峰值檢測: 5 ns</li> <li>22 種以上自動參數量測: 峰值, 平均, RMS, 最大, 最小, 頻率, 週期, 脈衝寬度, 上升/下降時間, 信號週期</li> <li>內建輔助說明系統: 9 種語言</li> <li>標準介面: Centronics 及 RS-232 介面, 內建 1.4M 軟式磁碟機</li> <li>觸發系統: 信號緣、脈衝寬度、數碼、增強型 I2C、信號 TV、循序、時長度、SPI、CAN frame、USB frame 等觸發模式</li> <li>波形處理+, -, 微分, 積分, FFT 功能</li> </ol>

## 附錄六、MSP430 ADC 設定程式

```
#include "msp430x44x.h" // Standard Equations
static unsigned int results; // Needs to be global in this example
// Otherwise, the compiler removes
it
// because it is not used for
anything.

void main(void)
{
    WDTCTL = WDTPW+WDTHOLD; // Stop watchdog timer
    P6SEL |= 0x01; // Enable A/D channel A0
    ADC12CTL0 = ADC12ON+SHT0_15; // Turn on ADC12, set sampling
time
    ADC12CTL1 = SHP; // Use sampling timer, set mode
    ADC12IE = 0x01; // Enable ADC12IFG.0
    ADC12CTL0 |= ENC; // Enable conversions
    _EINT(); // Enable interrupts

    while(1)
    {
        ADC12CTL0 |= ADC12SC; // Start conversion
        _BIS_SR(LPM0_bits); // Enter LPM0
    }
}

#pragma vector=ADC_VECTOR
__interrupt void ADC12ISR (void)
{
    results = ADC12MEM0; // Move results, IFG is cleared
    _BIC_SR_IRQ(LPM0_bits); // Clear LPM0, SET
BREAKPOINT HERE
}
```

## 附錄七、RCM3700 模組設定程式

```
/** BeginHeader */
#ifndef TCP_CONFIG_H
#define TCP_CONFIG_H

#ifndef TCPCONFIG
    #define TCPCONFIG      0          // Zero means do not do any
configuration: expects
                                     // all config items to be defined in the
main
                                     // program.
#endif

#if TCPCONFIG >= 100
    #use "custom_config.lib"
#else
    /*
    * General Configuration:  You can specify your IP address, netmask,
    * name server, and gateway here, and they will be used in each of
    * the individual configurations below.
    */
    #define _PRIMARY_STATIC_IP      "210.70.81.166"
    #define _PRIMARY_NETMASK        "255.255.255.0"
    #ifndef MY_NAMESERVER
        #define MY_NAMESERVER        "210.60.31.145"
    #endif
    #ifndef MY_GATEWAY
        #define MY_GATEWAY            "210.70.81.254"
    #endif

    #if TCPCONFIG == 1
        /*
        * Config 1: Simple static configuration of single ethernet interface
        */
        #define USE_ETHERNET      1
    #endif
#endif
```

```

#define IFCONFIG_ETH0 \
    IFS_IPADDR,atona(_PRIMARY_STATIC_IP), \
    IFS_NETMASK,atona(_PRIMARY_NETMASK), \
    IFS_UP
#endif

#if TCPCONFIG == 2
/*
 * Config 2: Simple configuration with serial PPP interface on serial port C.
 */
#define USE_PPP_SERIAL 0x04 // Serial port C
#define PPP_SPEED 19200L

#endif

#if TCPCONFIG == 3
/*
 * Config 3: Dynamic configuration of single ethernet interface using
DHCP.
 *
 * No fallbacks.
 */
#define USE_ETHERNET 1
#define USE_DHCP
#define DHCP_NUM_SMTP 1 // Get an SMTP server if possible
#define DHCP_CLASS_ID "Rabbit-TCPIP:Z-World:DHCP-Test:1.0.0"
#define DHCP_CLIENT_ID_MAC
#define IFCONFIG_ETH0 \
    IFS_DHCP, 1, \
    IFS_UP

#endif

#if TCPCONFIG == 4
/*
 * Config 4: Static configuration of both ethernet and PPP over serial port C.
 */
#define USE_PPP_SERIAL 0x04 // Serial port C

```

```

#define PPP_SPEED          19200L
#define USE_ETHERNET      1
#define IFCONFIG_ETH0 \
    IFS_IPADDR,aton(_PRIMARY_STATIC_IP), \
    IFS_NETMASK,aton(_PRIMARY_NETMASK), \
    IFS_UP

#endif

#if TCPCONFIG == 5
/*
 * Config 5: Dynamic configuration of single ethernet interface using
DHCP.
 *
 * Same as config #3, except does not predefine any of the
 * optional flags.  This is a "blank slate" setting.
 *
 * Defines static fallbacks from definitions at top of this
module.
 */
#define MY_IP_ADDRESS      _PRIMARY_STATIC_IP
#define MY_NETMASK         _PRIMARY_NETMASK
#define USE_ETHERNET      1
#define USE_DHCP
#define IFCONFIG_ETH0 \
    IFS_DHCP, 1, \
    IFS_UP

#endif

#if TCPCONFIG == 6
/*
 * Config 6: Empty Ethernet config that sets up nothing.  This is
 * useful if all configuration will be done at run-time.
 */
#define USE_ETHERNET      1
#define IFCONFIG_ETH0 \
    IFS_DOWN

#endif

```

```

#if TCPCONFIG == 7
    /*
     * Config 7: DHCP Config with fallback to static address.
     *
     */

    #define USE_DHCP
    #define USE_ETHERNET    1
    #define MY_IP_ADDRESS    _PRIMARY_STATIC_IP
    #define MY_NETMASK        _PRIMARY_NETMASK
    #define  IFCONFIG_ETH0      \
        IFS_DHCP, 1, \
        IFS_IPADDR,atona(MY_IP_ADDRESS), \
        IFS_NETMASK,atona(MY_NETMASK), \
        IFS_DHCP_FALLBACK, 1, \
        IFS_UP

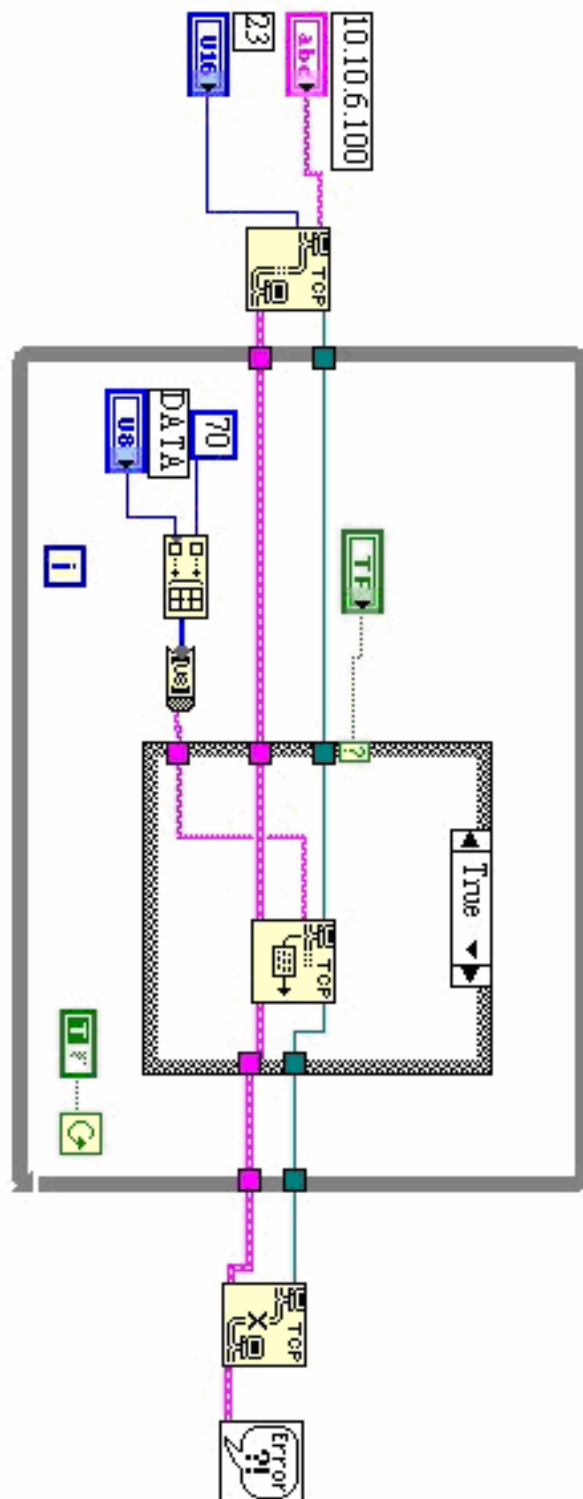
    #endif
#endif

#endif // TCP_CONFIG_H

```



## 附錄八、LabVIEW TCP/IP 接收程式



## 致 謝

兩年的研究所生活轉眼就要劃下句點，在這兩年的碩士班生活中，有幸能承蒙恩師黃秀園教授的指導與教誨，特別是在學習研究的態度，令我受益良多，而這些都是從書本中所學習不到的寶貴知識，也期望在未來能繼續向恩師學習。

本論文的完成，在此要感謝在實驗室中一起做健康照護方面研究的同學芳青、致維、振彬、昇鴻、振展、小馬與資工的小榮、勝裕、及學弟明峰、榮棠、茂源、銘遠、哲言，有你們大家的努力，我才能逐漸實現我們大家的理想。

曾經與為了要尋找適合的研究裝置，和同學們南征北討各研討會，也因此獲得更多知識與想法，研究室的同學們就像是大家庭，彼此間的互動與學習，讓我變得更年輕更有活力。還記得只要每次出去一次會議，大家就順便放鬆心情去遊覽當地風情，忙裡偷閒中無形的讓我們的感情更加牢固。

此外也要感謝女友怡姪，及其父母，一路走來一直給予我支持與鼓勵，謝謝你們。最後僅以本文獻給我最摯愛的爸爸、媽媽、與哥哥、姊姊、嫂嫂，謝謝有你們愛護我，為我加油。

# 作者簡介

姓 名：游家修

籍 貫：台灣省台北縣

出生日期：民國 66 年 11 月 22 日



學 歷：臺中健康暨管理學院 電腦與通訊學系研究所

建國科技大學 二年制電子工程系

國立勤益技術學院 二年制電子工程科

計算機工程組

研究領域：嵌入式系統、網際網路通訊、無線通訊技術