

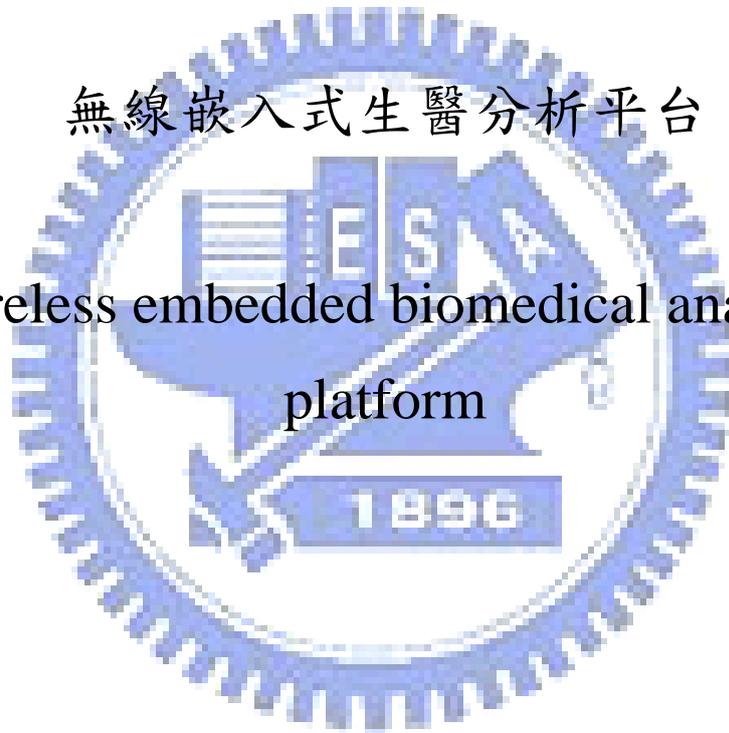
國立交通大學

電機學院 電機與控制學程

碩士論文

無線嵌入式生醫分析平台

Wireless embedded biomedical analysis
platform



研究生：賴家達

指導教授：林進燈 博士

中華民國九十七年七月

無線嵌入式生醫分析平台

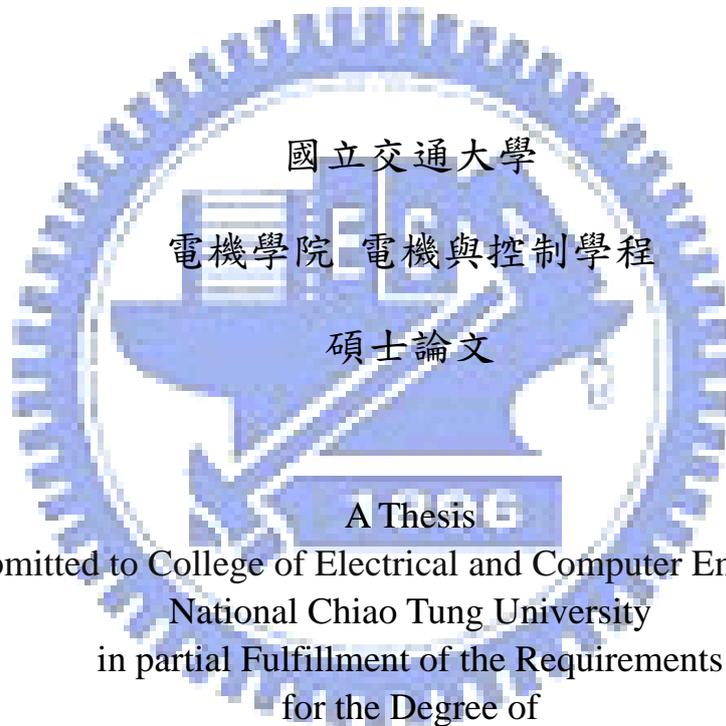
Wireless embedded biomedical analysis platform

研究生：賴家達

Student : Chia-Ta Lai

指導教授：林進燈 博士

Advisor : Dr. Chin-Teng Lin



Submitted to College of Electrical and Computer Engineering
National Chiao Tung University
in partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of

Electrical and Control Engineering
July 2008

Hsinchu , Taiwan , Republic of China

無線嵌入式生醫分析平台

學生：賴家達

指導教授：林進燈 博士

國立交通大學 電機學院 電機與控制學程碩士班

中文摘要

現今的醫療資源相當的有限，不論是醫護人員或醫療設備，要如何才能有效的使用與分配一直是全球所面臨的難題。早期的醫生診斷就如同人們利用腦袋來處理各式各樣的事情，效率上較差；後來醫學上有了儀器設備的分析就如同電腦的發明，幫人們處理許許多多複雜的問題，不過同一時間只能供一個使用者使用；現今許多的研究單位及學者設計出遠端醫療分析系統就如同當時昂貴且龐大的電腦主機提供許多的終端機，讓多人可以同時的使用，但如果使用的人數過多，可想而知反饋的時間也將會非常的長；如今科學的進步，每個人都擁有個人電腦供人們即時的使用，醫學的發展呢？

因此，本論文提出一套無線嵌入式生醫分析平台，輕巧的外觀並且使用無線的技術方便人們在日常的生活中使用；搭配作業系統有效的分配系統及週邊資源；具有強大的處理、運算能力提供即時的分析與反饋；可擴充外部記憶體提供大量的生理信號記錄；此外還具有很大的彈性，只需搭配不同的前端感測器與分析軟體即能做不同的分析。無線嵌入式生醫分析平台可長時的分析與記錄人們日常生活中的生理狀況，並適時的給予反饋，人們可儘早知道可能的問題，即時的就醫診斷，減少不必要的醫療資源浪費，同時醫生也能從長期記錄的資訊中分析出問題所在。

關鍵字：腦機介面，腦波訊號處理，多線程，嵌入式系統

Wireless embedded biomedical analysis platform

Student: Chia-Ta Lai

Advisor: Dr. Chin-Teng Lin

Degree Program of Electrical and Computer Engineering

National Chiao Tung University

ABSTRACT

Medical resources nowadays are very limited. So it is always a difficult problem for the whole world to deal with, that medical people or medical systems should be used and shared more efficiently. In the early days, doctors's diagnoses are just like people dealing with all kinds of things with their brains. Gradually, some medical analyses are done by machines instead of human brains. This is just like the invention of computers. Computers do all kinds of things no matter how complicated they are. The only problem is that it can only do one thing at the same time. Up to now, the far-end medical analysis systems developed by many research institutes and scholars are just like the expensive and huge hosts providing services to many terminals for people to use at the same time. However, if too many people are using the same system, the feedback time for the host will be much longer. Now with the advance of the science, everybody has a personal computer for themselves to use. And for medical?

Therefore, a wireless embedded biomedical analysis system, which is light, handy and applies wireless technique for our daily usage, is proposed in this thesis. The operating system can distribute the system resource efficiently. It also has the powerful ability to do the analysis and feedback immediately. The expandable memory provides us the possibility to deal with a great amount of bio-signals. Moreover, with exchanging different front-end sensors and software, different kinds of analyses can be done. This wireless embedded

biomedical system can log and analyze people's daily physiological changes and feedback properly. With the system's help, people can find out the problems as soon as possible and find a doctor in time and thus reduces the waste of medical resources. Furthermore, doctors can also see what exactly the problem is according to the data which is recorded over a long period of time.



KEYWORD : brain computer interface, brain signal processing, multi-thread , embedded system,

誌 謝

本論文要感謝指導教授林進燈博士，在研究期間細心的指導並提供豐富的實驗資源及研究環境。以及本校資工系范倫達教授、鍾仁峰教授及柯立偉學長從旁指導協助，給了許多寶貴的經驗，在此獻上最誠摯的感謝。此外，學生要感謝口試委員們在百忙之中抽空參與學生的口試，並提供許多寶貴的意見，使得本論文更加完善。

其次要感謝的是腦科學研究中心的全體成員，感謝邵航學長、依伶、崇恩、有德、家欣、哲睿及介恩…的研究上的協助。另外感謝公司主管的支持，讓我可以順利的完成論文。

最後，特別感謝我的家人，他們的支持與鼓勵，讓我可以無後顧之憂的專心致力於研究，獻上此份榮耀給我的雙親賴永華先生及張玉蘭女士，一同分享這份喜悅。

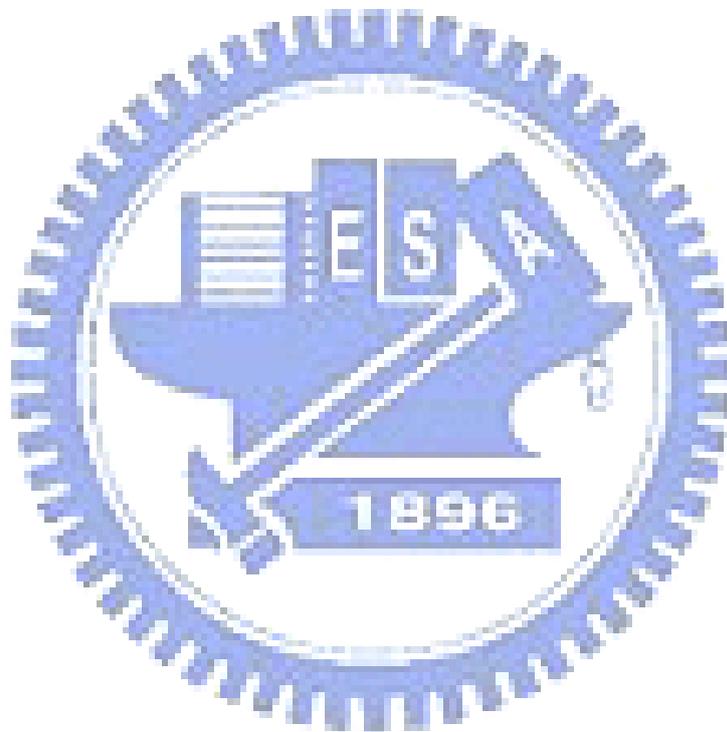


目 錄

中文摘要	ii
ABSTRACT	iii
誌 謝	v
目 錄	vi
圖目錄	ix
表目錄	xi
一、 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 相關研究	2
1.3 研究動機	3
1.4 論文架構	4
二、 系統設計	5
2.1 簡介	5
2.2 系統架構	7
2.3 數位信號處理器	8
2.3.1 BF-533	8
2.3.2 Memory	9
2.3.3 DMA	10
2.4 SPI FLASH	11
2.4.1 SPI 介面簡介	11
2.4.2 Serial Flash Memory 簡介	12
2.4.2 SPI Flash 介面設計	13
2.5 SDRAM	13
2.5.1 SDRAM 簡介	13
2.5.2 SDRAM 介面設計	14
2.6 UART	14
2.6.1 UART 簡介	14
2.6.2 UART 介面設計	15
2.6.3 UART 同步	15
2.7 BLUETOOTH	15
2.7.1 BLUETOOTH 簡介	15
2.7.2 BLUETOOTH 介面設計	17

2.7.3 無線感測器與無線嵌入式平台連接架構圖	18
2.7.4 無線嵌入式平台連接與電腦連接架構圖	18
2.8 TFT LCD	18
2.8.1 TFT LCD 簡介	18
2.8.2 TFT LCD 介面設計	19
2.9 SD/MMC CARD	20
2.9.1 SD/MMC CARD 簡介	20
2.9.2 SD/MMC 介面設計	20
2.10 電源管理	21
2.10.1 電源架構設計	21
2.10.2 背光驅動設計	21
2.10.3 充電電路設計	22
三、 作業系統	23
3.1 BOOT LOAD	23
3.1.1 U-BOOT 簡介	23
3.1.2 U-BOOT 修改	24
3.2 作業系統	25
3.2.1 uClinux 簡介	26
3.3 檔案系統	26
3.3.1 JFFS2 簡介	26
四、 應用程式	27
4.1 資料流	27
4.2 輸入資料	27
4.2.1 UART 設定	28
4.2.2 操作模式選擇	29
4.2.3 OVERLAP	30
4.2.4 CIRCUIT BUFFER	30
4.3 MutiThread	31
4.4 FFT	32
4.5 ICA	32
4.5.1 ICA 流程	32
4.6 波形顯示	32
4.6.1 TFT-LCD 顯示	33
五、 測試結果與討論	34
5.1 系統測試結果	34
5.1.1 傳輸正確性	34
5.1.2 運算正確性	35

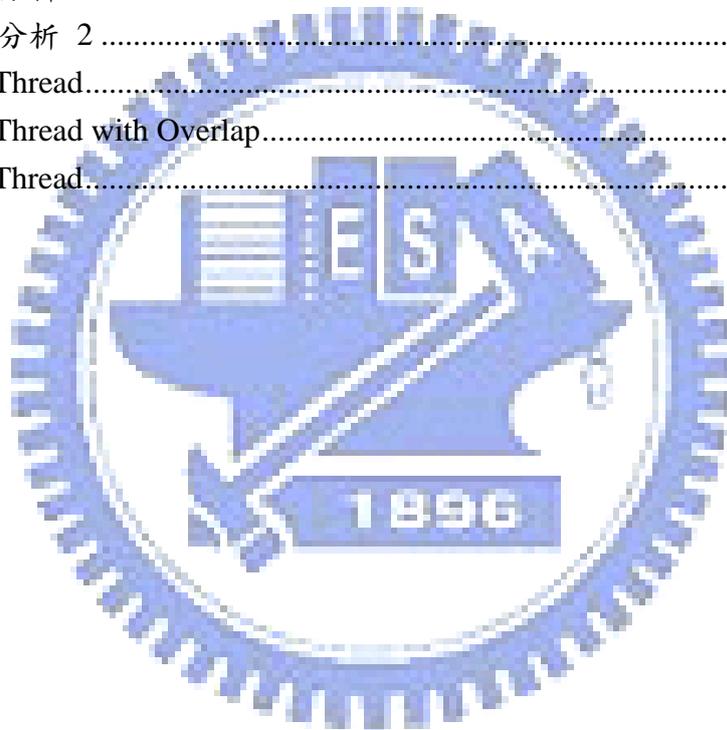
5.1.3 ICA 分析	36
5.1.4 MutiThread 分析	37
5.2 系統整合與討論	38
六、 結論與未來展望	40



圖目錄

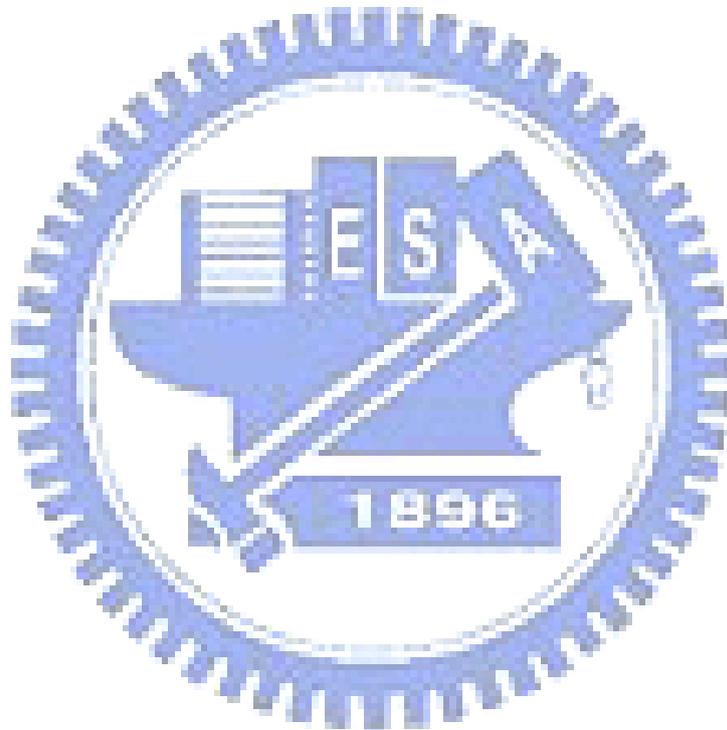
圖 1.1、醫療的演進	1
圖 1.2、可攜式生醫數位信號處理系統應用	3
圖 2.1、Stamp 平台比較圖	6
圖 2.2、OMAP1510 OSK 平台比較圖	6
圖 2.3、GBA SP 平台比較圖	7
圖 2.4、無線嵌入式生醫分析平台系統方塊圖	8
圖 2.5、DSP 處理器方塊圖	9
圖 2.6、記憶體配置	9
圖 2.7、匯流排架構圖	10
圖 2.8、SPI 裝置連接	11
圖 2.9、Muti-SPI 裝置連接	11
圖 2.10、SPI Transfer Protocol	12
圖 2.11、SPI Flash 架構圖	12
圖 2.12、SPI Flash 電路圖	13
圖 2.13、SDRAM 架構圖	13
圖 2.14、SDRAM 電路圖	14
圖 2.15、UART Protocol	14
圖 2.16、UART 電路圖	15
圖 2.17、Bluetooth 模組方塊圖	16
圖 2.18、Bluetooth 模組方塊圖	16
圖 2.19、Bluetooth PCB 天線	16
圖 2.20、Bluetooth 模組電路圖	17
圖 2.21、傳輸模式	17
圖 2.22、與無線感測器連接	18
圖 2.23、與電腦連接	18
圖 2.24、8bits data bus for 24 per pixel (RGB 888 bits).....	19
圖 2.25、TFT LCD 電路圖	19
圖 2.26、SD/MMC Card 電路圖	20
圖 2.27、Dual Channel Buck Converter 電路圖	21
圖 2.28、Boost Converter 電路圖	22
圖 2.29、充電電路	22
圖 3.1、u-boot 程序 1	23
圖 3.2、u-boot 程序 2	23
圖 3.3、開機畫面	25
圖 4.1、資料流程方塊圖	27
圖 4.2、無線感測器與無線嵌入式生醫分析平台連接	28

圖 4.3、模式選擇流程	29
圖 4.4、模式選擇圖示	30
圖 4.5、Overlap VS Non-Overlap 比較	30
圖 4.6、Circuit Buffer 結構圖	31
圖 4.7、Muti-Thread 流程圖	32
圖 4.8、TFT LCD 顯示	33
圖 5.1 TFT-LCD 顯示即時信號	34
圖 5.2 TFT-LCD 顯示即時信號	34
圖 5.3 TFT-LCD 顯示即時信號	35
圖 5.4 PC 執行 ICA 的結果	35
圖 5.5 無線嵌入式分析平台執行 ICA 的結果	36
圖 5.6、ICA 分析 1	37
圖 5.7、ICA 分析 2	37
圖 5.8 Single Thread	37
圖 5.9 Single Thread with Overlap	38
圖 5.10 Muti-Thread	38



表目錄

表 2.1、平台比較表	5
表 2.2、內部記憶體配置	10
表 2.3、Bluetooth 規格	17
表 3.1、作業系統影像檔比較表	26
表 4.1、UART 頻寬分析表.....	28
表 4.2、共用 UART 真值表.....	29
表 5.1、ICA 分析比較表	36



一、緒論

1.1 研究背景

現今醫療的演進有了許多的變化，如圖 1.1 所示，早期病人經由醫生的問診來判別是否有疾病，漸漸地醫院開始使用特定的儀器為病人做更深入的分析與記錄，但這樣的醫療方式，大多為病人在已發現有疾病後才至醫療中心做診斷，這往往會因太晚就醫使得病情加重；再者儀器非常的貴重，因此病人需至特定的地點才能使用該儀器設備，無法長期的偵測、追蹤病情；儀器也無法讓多人同時使用…這些都造成民眾許多的不便。

這幾年開始有一些研究單位及學者設計出區域型的醫療分析中心，使用者身上配帶生醫感測器，感測器將量測的信號傳送至區域型的醫療分析中心，醫療分析中心會將接收的資料記錄與分析，並將分析的結果反饋給使用者。此外也有其它的研究單位及學者設計出全域型的醫療分析中心，感測器量測的信號直接或間接的傳送至遠端的醫療分析中心做資料記錄與分析，或與醫生作線上的診斷，並將分析的結果反饋給使用者。這兩種的醫療分析方式在使用上衍生出其它的問題，如使用者不在網域內即無法使用這些設備，而且設備的架設與維護成本相當的高，並非每個人都有能力負擔的起；再者當使用的人數過多，很難同時為每一個人做立即的分析。

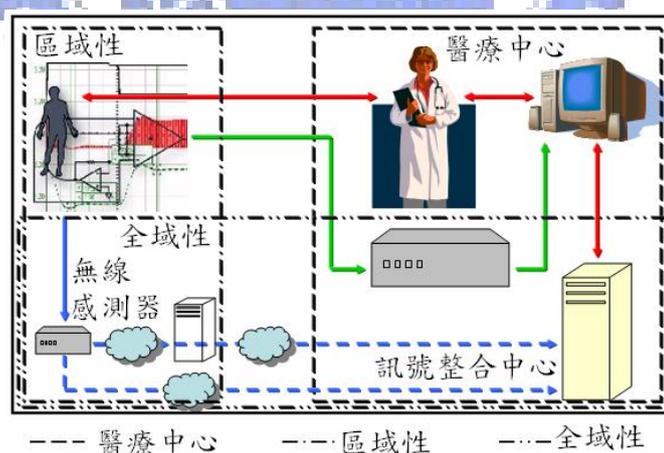


圖1.1、醫療的演進

上述的遠端生醫分析平台還有許多的問題待解決，因此還未能達到普及化，現有市面上的產品大多是利用手機、PDA 等裝置來接收感測器傳來的資料，且大多以資料記錄為主，無法即時的執行複雜的分析與運算。

1.2 相關研究

近幾年來，居家照護已成為熱門的研究題材，許多相關的研究也漸漸的被發表出來，結合醫學、感測、資訊、通訊與微電子等領域，其最終的目地是想達到行動醫療照護、遠端醫療照護、無線醫療照護等…[1]-[6]，節省病者往返問診時間與昂貴醫療費用，更有效的利用有限的醫療資源。

居家照護的研究大致上分成四大類，第一類主要著重於如何擷取生理訊號的感測器，包含血壓[7]、心跳[8]、腦波、心肺等…生理信號的量測。第二類著重於如何將感測器所擷取的生理信號傳送至遠端的訊號整合中心，大多以無線傳輸為主要的研究重點，包含使用 3G 無線網路[9]、藍牙[10]、ZigBee[11]、RF 等無線傳輸技術[12]-[14]。第三類的研究重點為生理訊號量測後的記錄[15]-[17]，這些都是大多是建構在現有的 PC、PDA、手機等平台上，生理信號分析工作需在遠端的訊號整合中心執行。最後一類的研究為針對特殊功能與需求的單一功能整合平台[18]-[26]。這些的研究大多只是做到生理信號的儲存，或直接傳送至遠端的訊號整合中心做分析，並沒有做到即時生理信號的分析與反饋，這樣的作法對病人實質上的幫助並不大，未來的研究應該著重於生理信號即時處理、分析及反饋，並整合多項不同的生理信號分析。

此外，漸漸也有研究學者開始使用含有作業系統或 JAVA 等高階的生醫分析平台 [27]-[29]，有效的分配與運用系統資源，達到即時的接收資料、分析與反饋；使用這樣的方式對於功能的擴充、跨平台、重覆使用性等都有很大的幫助。

1.3 研究動機

為了解決上述無法立即的分析的問題，本論文提出一套無線嵌入式生醫分析平台，透過無線的方式擷取前端無線感測器所量測的生理信號，並在該平台上即時分析與反饋，藉此可以讓人們提早了解自己的狀況，立即做後續的處置，同時可輔助醫生分析，也可供學者研究。

這樣的平台在硬體上需擁有可攜式、無線傳輸、體積小、可充電、可擴充及價格低等…，而在訊號處理的能力上需擁有處理速度快、可執行複雜的運算並且能即時的分析及反饋，但就目前市面上並沒有這類的產品可供大眾使用，因此本論文將自行設計符合上述的無線嵌入式生醫分析平台。

如圖 1.5 所示，本論文開發的無線嵌入式生醫平台可依使用者的需求，搭配不同的前端裝置，達到不同的目的。前端無線感測器透過 Bluetooth 介面，將量測的生理信號資料傳送至無線嵌入式生醫分析平台上，由於本論文使用的主晶片為 DSP，所以可以依實際的需求來修改軟體或作全面性的整合，如此即能處理不同的分析與應用。無線嵌入式生醫平台也可將接收的生理信號儲存，並透過 Bluetooth 將儲存的資料傳送至 PC 或訊號整合中心，供醫生及學者做更深入的分析與研究。藉由日常生活中的監測，更有效率地及早發覺身體上的疾病與前期徵狀，簡單、長期、持續性的監測，也可紀錄一些無法在短暫時間問診察覺的疾病與生理機能退化徵兆。

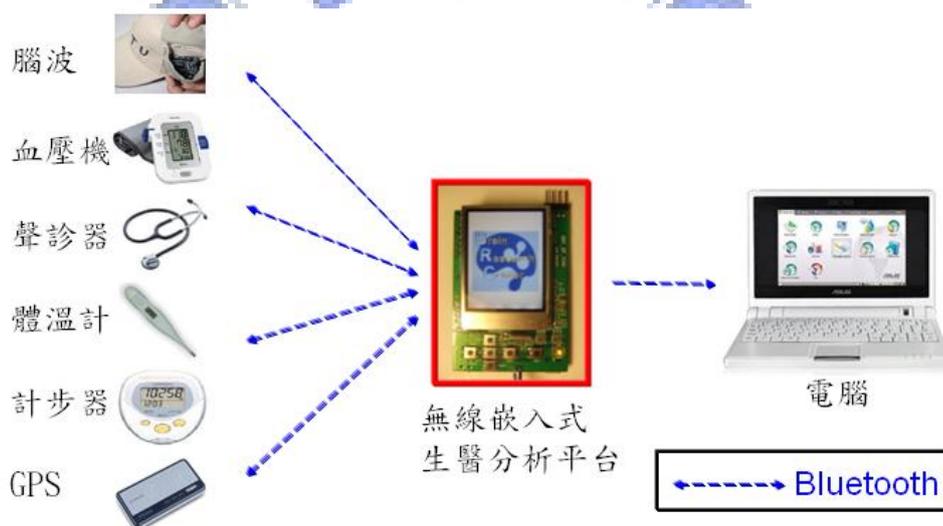


圖1.2、可攜式生醫數位信號處理系統應用

1.4 論文架構

本論文主要有三個特色，第一點為設計輕巧且適合可攜式的生醫分析平台，詳細說明請參考 CH2.2-CH2.10 的系統設計與考量；第二點為含有作業系統管理、有效的分配資源及控制週邊，詳細說明請參考 CH3 的作業系統、CH4.3 MutiThread 及 CH5.1.4 MutiThread 分析；第三點為確保資料傳送的正確性，需考量生醫分析平台與 Bluetooth 同步的問題與作業系統頻寬的分配及軟體撰寫的技巧，詳細說明請參考 CH2.6.3、CH4.2 及 CH5.1.4。

本論文共分為六個章節，第一章說明本論文的相關研究背景、相關研究及研究動機；第二章著重於平台的比較與無線嵌入式生醫分析平台系統設計與整合；第三章說明如何將作業系統運行在此平台；第四章為應用程式與軟硬體의整合；第五章將針對第二、三、四章的設計作測試、驗證與討論；第六章中，針對本論文作總結，並說明對未來的研究方向。



二、系統設計

2.1 簡介

目前現有之嵌入式生醫分析平台，並未看到有完全符合使用者需求的產品，大多只做擷取、顯示或儲存資料等簡單的工作，只有少數的平台擁有特定的分析能力。功能點考量包含處理器速度、可攜式、無線傳輸、體積、功耗、價格、能即時分析、執行複雜的運算等…，如表 2.1 所示，本論文所設計的無線嵌入式生醫分析平台都優於其它的平台。

表 2.1、平台比較表

Platform	無線嵌入式生醫分析平台	BF533 Stamp	OMAP1510 OSK [15]	GBA SP [16]
Chipset	ADI BF533	ADI BF533	TI OMAP1510	ARM + Z80
Speed (CLK)	600MHz (1200MAC)	600MHz (1200MAC)	ARM168MHz DSP192MHz	16.78MHz
SDRAM	16MB (Max 64MB)	128MB	32MB	384KB
Size	65*45 mm	130*175 mm	141*90 mm	84*82 mm
Storage	SD/MMC	No	SD/MMC	No
Transmission	BLUETOOTH	RF	RF	Wire
Battery	Lithium-Ion	Adaptor	Adaptor	Lithium-Ion
Power consumption	0.99W	1.584W	1.25W	-
Portable	Yes	No	No	Yes
Cost	Under 30 USD	350 USD	295.01 USD	90 USD

如圖 2.1 所示，圖中下方為無線嵌入式生醫分析平台，而上方為 BF533 Stamp 開發平台，無線嵌入式生醫分析平台內建有 TFT-LCD、背光模組、鋰電池、充電電路、SD/MMC 擴充槽、Bluetooth 模組及 PCB 天線，體積只有 6.5 * 4.5 cm。而 BF533 Stamp 需外加 RF 模組及天線、電源，且沒有 TFT-LCD、SD/MMC 擴充槽，體積在不包含 RF 模組就需 13 * 17.5 cm。相較下無線嵌入式生醫分析平台較合適這樣的應用。

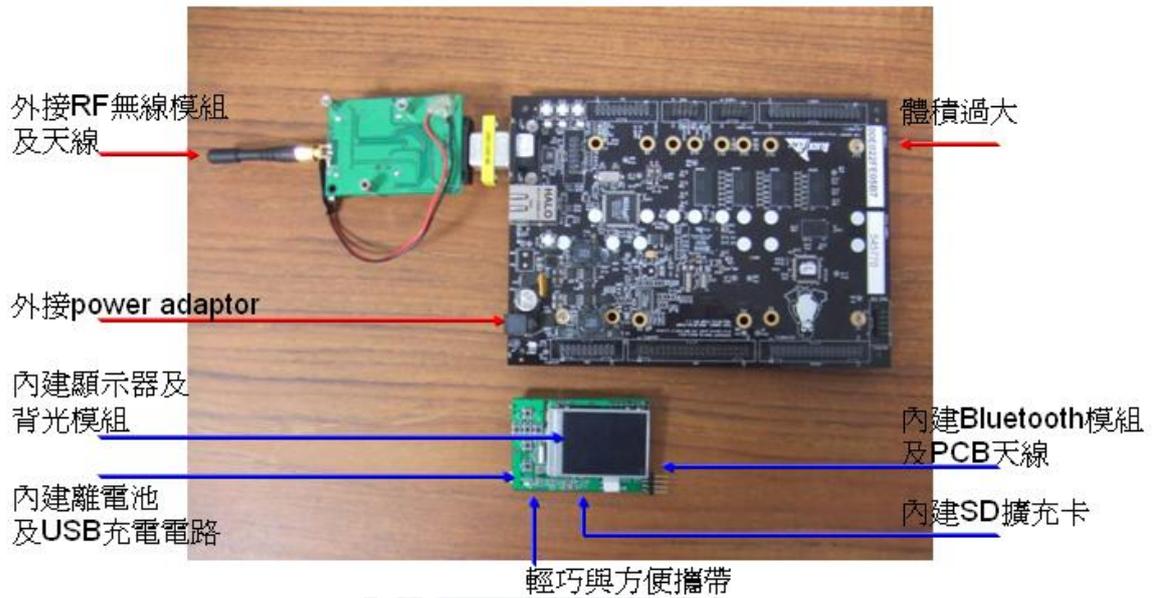


圖2.1、Stamp 平台比較圖

如圖 2.2 所示，圖中左方為無線嵌入式生醫分析平台，而右方為 OMAP1510 OSK 開發平台，OMAP1510 OSK 需外加 RF 模組及天線、電源及 TFT-LCD，體積在不包含 RF 模組就需 14.1 * 9 cm，相較下無線嵌入式生醫分析平台較合適這樣的應用。

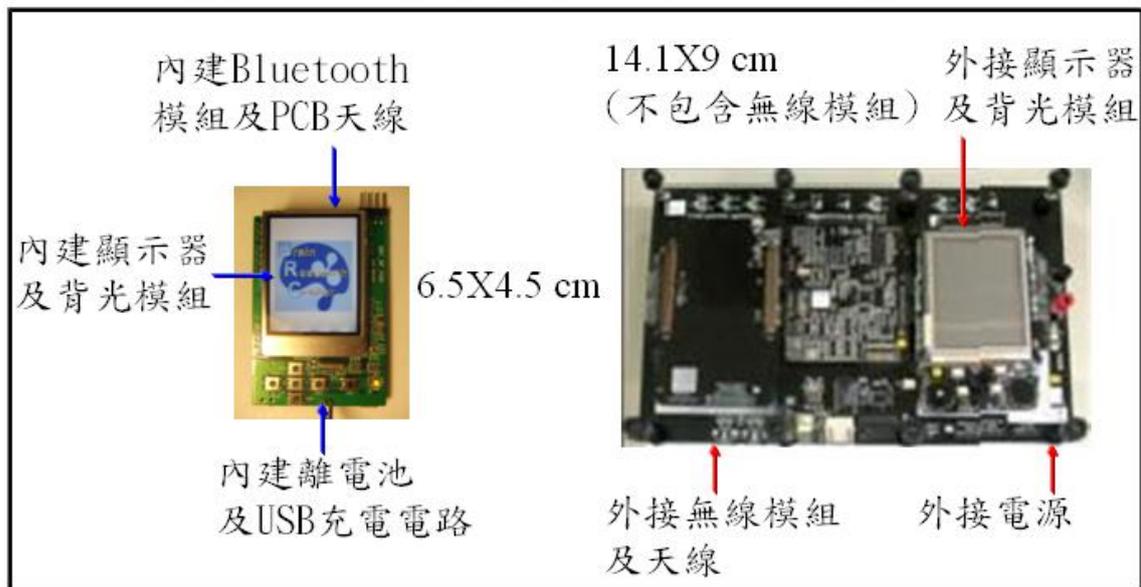


圖2.2、OMAP1510 OSK 平台比較圖

如圖 2.3 所示，圖中左方為無線嵌入式生醫分析平台，而右方為 GBA SP 平台，無線嵌入式生醫分析平台內建有 SD/MMC 擴充槽、Bluetooth 模組及 PCB 天線，體積

只有 6.5 * 4.5 cm。而 GBA SP 使用有線的方式與感測器模組連接，沒有其它的擴充槽，體積在不包含感測器模組就需 8.4 * 8.2 cm。在平台處理的速度與記憶容量上無線嵌入式生醫分析平台優於 GBA SP，相較下無線嵌入式生醫分析平台較合適這樣的應用。

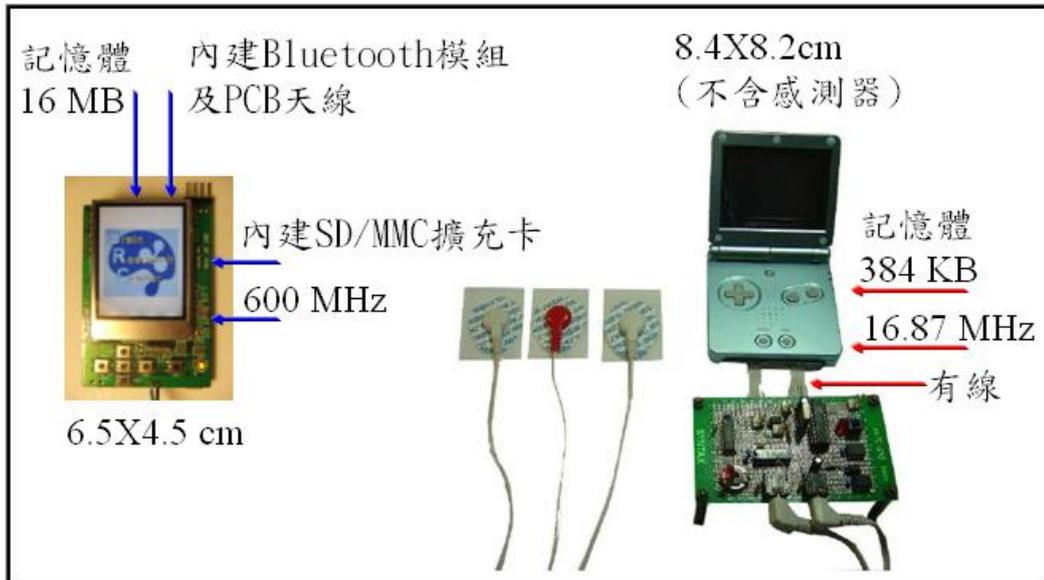


圖 2.3、GBA SP 平台比較圖

2.2 系統架構

本論文的規劃上除了選用一顆強而有力的 DSP，Analog Devide BF533，它擁有 600MHz 的系統頻率，雙 MAC 架構使它可執行 1200 乘加指令，具有多組獨立的 DMA，在資料的搬移上可有效減少內核的處理時間。此系統方塊圖如圖 2.4 所示，Bluetooth 與 UART 埠共用同一組 UART 介面；TFT-LCD 使用 Memory Mapping 的方式和 SDRAM 共用 Memory Bus；為了縮小平台的體積，選擇了 SPI Flash 來取代 Parallel NOR Flash，它與 SD/MMC Socket 共用 SPI 介面，此外還有電源管理及充電電路。SD/MMC Socket 還提供可擴充性的介面，將來如需使用到 SD/MMC Card、Sensor、ADC、Wireless Card... 都可由此介面來擴充。

腦波、心跳、脈博等各式的信號經 Sensor 及 ADC 取樣後，透過 Bluetooth 模組將想要分析的信號傳送至無線嵌入式生醫分析平台上，經一連串的運算、分析，再將結果以圖示的方式顯示在 TFT LCD，除此之外也能將資料存儲並介由 Bluetooth 傳送至電腦，供日後使用。

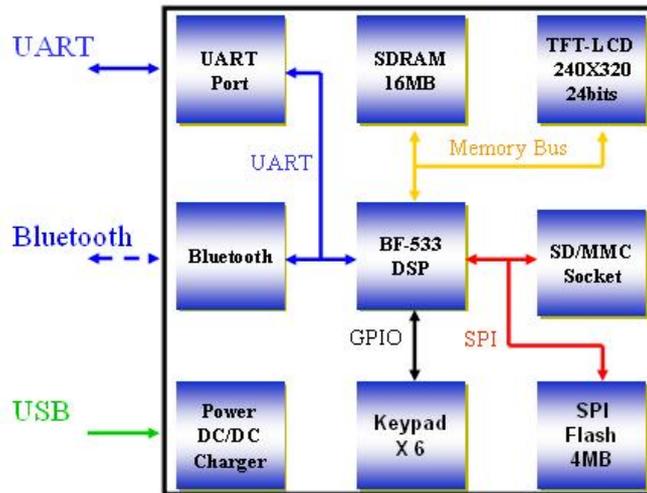


圖2.4、無線嵌入式生醫分析平台系統方塊圖

2.3 數位信號處理器

2.3.1 BF-533

BF533/2/1 由 32 位元 RISC 指令集和兩個 16 位元乘加器(MAC)組成，可同時做到控制與數位信號處理於同一顆處理器上，高達 600MHz 的核心頻率及 1200MHz MAC 處理速度；具有多組獨立的 DMA，在資料的搬移上可有效減少內核的處理時間；內含許多應用所需的週邊與介面，如 UART(x1)、SPI(x1)、PPI(x1)、PFx(16 GPIO)、SPORT(x2)、WATCHDOG TIMER、TIMER(x3)、EXTERNAL MEMORY BUS 等。除此之外還支援可動態調整系統頻率及核心電源，有效地減少功耗的浪費，如圖 2.5 所示。

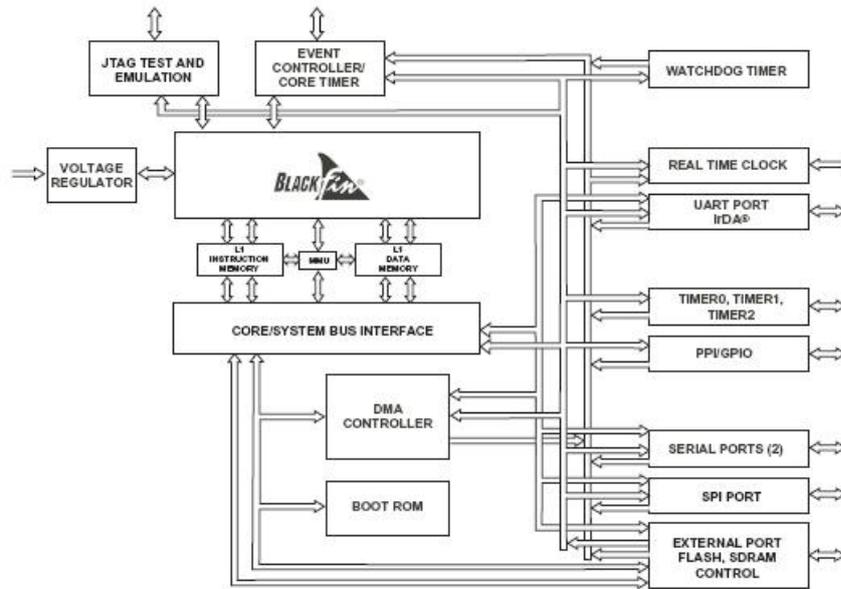


圖2.5、DSP 處理器方塊圖

2.3.2 Memory

BF533/2/1 記憶體架構分為 MMRs、L1 SRAM 及 L2 External Memory，最大 4GB 定址空間如圖 2.6 所示。可設定為 Cache or Non-cache，外部非同部的記憶體共有 4 個 Bank，每個 Bank 可定址 1MB，而 SDRAM 最大可支援至 128MB。表 2.2 為 DSP 內部 RAM 的配置與空間。

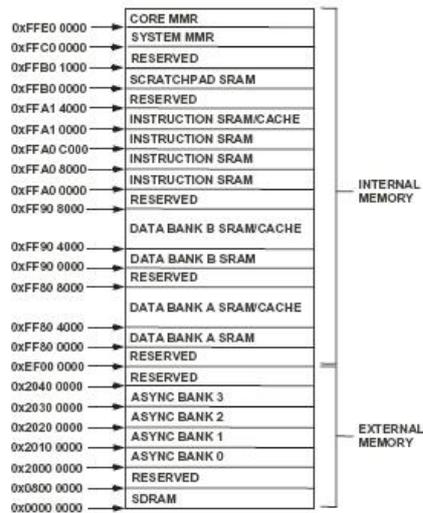


圖2.6、記憶體配置

表 2.2、內部記憶體配置

Type of Memory	ADSP-BF531	ADSP-BF532	ADSP-BF533
Instruction SRAM/Cache, lockable by Way or line	16K byte	16K byte	16K byte
Instruction SRAM	16K byte	32K byte	64K byte
Data SRAM/Cache	16K byte	32K byte	32K byte
Data SRAM	-	-	32K byte
Data Scratchpad SRAM	4K byte	4K byte	4K byte
Total	84K byte	116K byte	148K byte

2.3.3 DMA

Blackfin BF533 有獨立的 DMA BUS，且包含多組 DMA 可使用，架構圖如圖 2.7 所示。此架構可以有效地增加匯流排的使用率，適時的使用 DMA 可以做到同時搬移資料及運算。

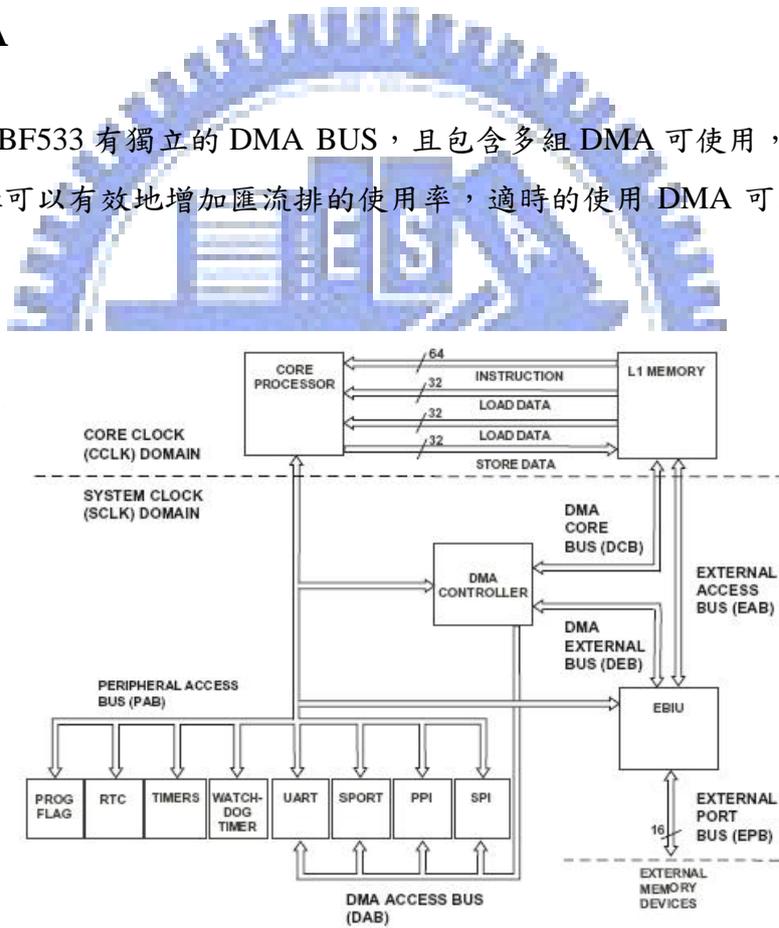


圖2.7、匯流排架構圖

2.4 SPI FLASH

2.4.1 SPI 介面簡介

SPI 為 Serial Peripheral Interface Bus 的縮寫，使用四條信號線相互連結，又可稱為 four wire bus。由 MISO：Master In Slave Out、MOSI：Master Out Slave In、SCLK：Serial Clock、CSB：Chip Selector 等信號組合而成，如圖 2.8 所示。

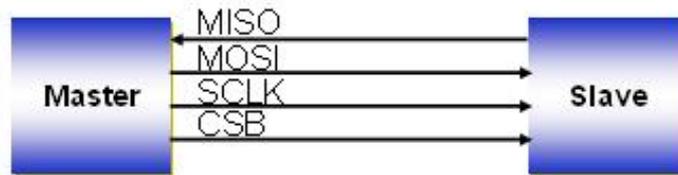


圖2.8、SPI 裝置連接

Master 裝置可經由 SPI interface bus 同時連結多組 slave 裝置，只需利用不同的 CSB 來選擇要讀寫的 slave 裝置，如圖 2.9 所示。在 BF533 上，可將 GPIO 設定為 SPI 介面的 CSB，因此最多可支援 16 個 SPI 裝置。

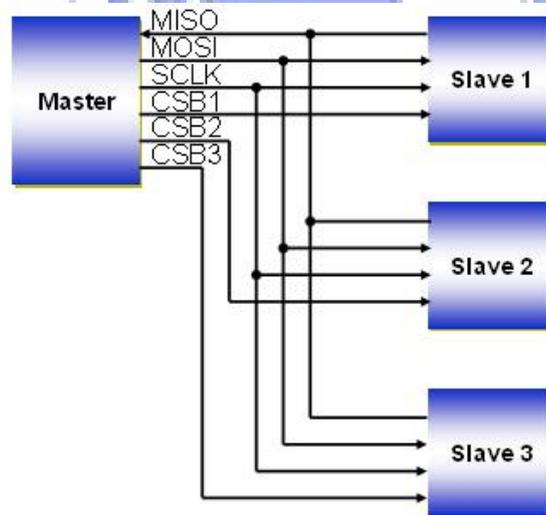


圖2.9、Muti-SPI 裝置連接

Blackfin's SPI interface 時序圖如圖 2.10 所示，開始運作時需先將 CSB 設為低準位，在 SCLK(SCK)邊緣抓取資料，資料的抓取可經由 CPOL 的設定來選擇上緣或下緣。常見的 SPI 介面有 8bits、16bits 等，在讀寫完成後 CBS 將拉至高準位，如此就完

成一個完整的讀寫動作。

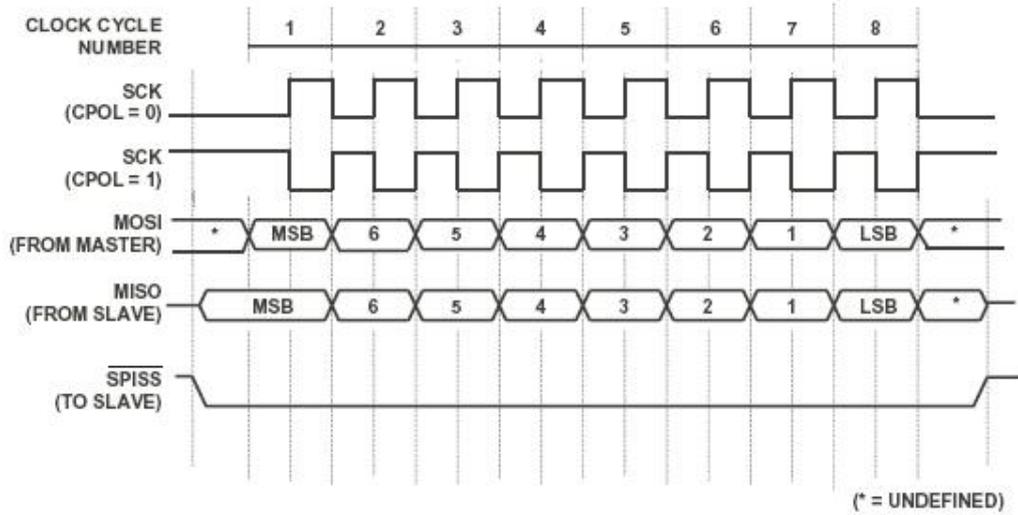


圖2.10、SPI Transfer Protocol

2.4.2 Serial Flash Memory 簡介

Serial Flash Memory 使用 SPI Interface 與外界互動，又可稱為 SPI Flash Memory，除了標準的 SPI Bus 外，還包含有/HOLD (Hold) 及/W (Write Protect)等控制信號，系統架構圖如圖 2.11 所示。資料使用固定的格式，透過 SPI Bus 傳送，經由 Shift Register 轉成並列資料，Control Logic 將解出下達的指令，Address Register 找到正確的位置，配合 Counter 及 Data Buffer 將資料作寫入或讀取，每次讀寫的最大資料長度為 1 個 Page，Page 的大小同等於 Data Buffer 的大小。

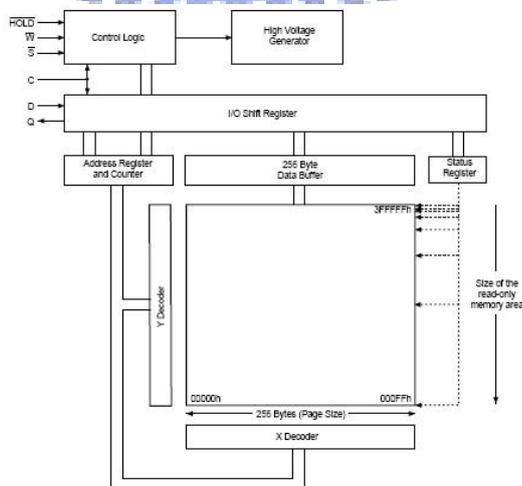


圖2.11、SPI Flash 架構圖

2.4.2 SPI Flash 介面設計

由於 SPI Flash 體積小，非常適合可攜式的應用，因此本論文所設計的平台排除使用一般並聯式的 Nor Flash。與 SPI Flash 連接方式如圖 2.12 所示，使用 BF533 內建的 SPI 介面與 SPI Flash 連接，並使用 BF533 的 GPIO 來當做 SPI Flash 的 Chip selector 即可。

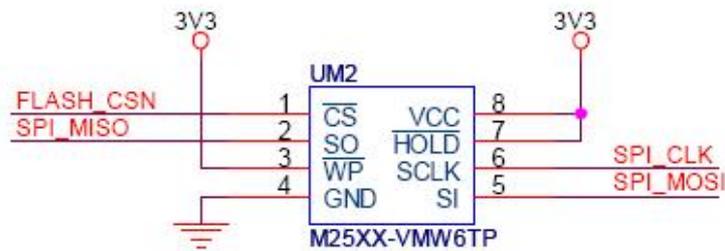


圖2.12、SPI Flash 電路圖

2.5 SDRAM

2.5.1 SDRAM 簡介

SDRAM 為 Synchronous DRAM 的縮寫，其架構圖如圖 2.13 所示，SDRAM 透過記憶體定址的方式，使得命令及資料可在 Memory Bus 上傳送。

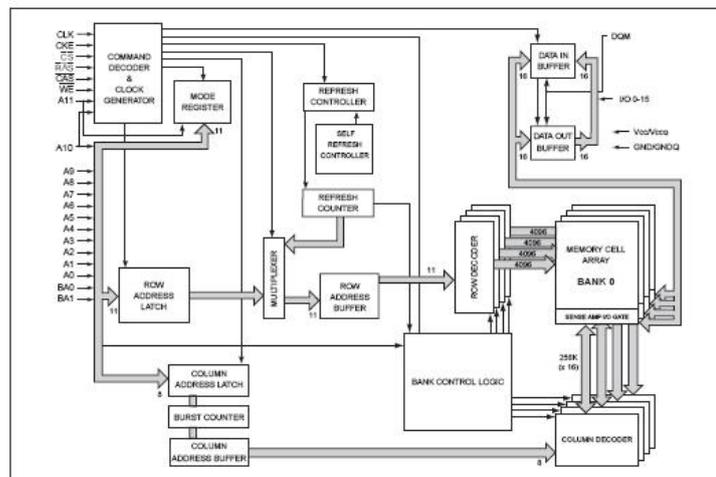


圖2.13、SDRAM 架構圖

2.5.2 SDRAM 介面設計

BF-533 支援 SDRAM 最大 128MB，我們選用的 SDRAM 為 IS42S1600-7T，它的記憶容量共 16MB(2M x 16bit x 4Banks)，剛好是 BF-533 最小可支援的大小，但電路上保留至 64MB，連接線路如圖 2.14 所示。

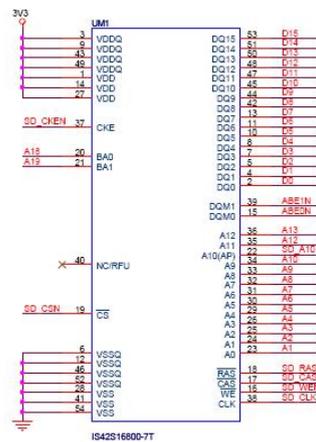


圖 2.14、SDRAM 電路圖

2.6 UART

2.6.1 UART 簡介

UART 為 Universal Asynchronous Receiver Transmitter 的縮寫，由 TXD (Transmitted Data)、RXD (Received Data)、RTS (Request To Send)、CTS (Clear To Send) 組成，Potocal 由 start bit、data bits、parity bit 及 stop bit(s) 組成一個傳送或接收字元，電路圖如圖 2.15 所示。

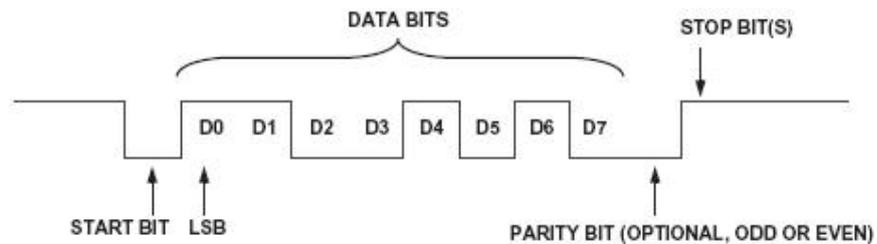


圖 2.15、UART Protocol

2.6.2 UART 介面設計

一般的平台設計會將 RS232 轉換器設計在平台上，但這對一般的使用者來說，是多餘的，不但會增加平台的體積也會增加不必要的成本，本論文在設計上只留有 UART 埠，透過外部的 RS232 轉接板即能與 PC 連接。BF-533 只有支援 RXD (Received Data) 及 TXD (Transmitted Data) 兩條信號線，因此使用上只需連接這兩條信號，電路如圖 2.16 所示，UART 埠上除了信號線外，還需有地與提供 RS232 轉接板的電源。

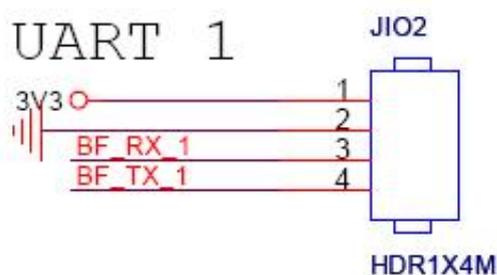


圖2.16、UART 電路圖

2.6.3 UART 同步

BF-533 與 Bluetooth 模組透過 UART 介面相互連結，兩者的系統頻率並不是來自同一個來源，因此會有頻偏的問題，這個問題將導致信號在傳輸的過程中沒有同步，最常見到的狀況就是掉資料、資料錯誤或無法傳送等。

在平台整合的過程中，會有資料錯誤及掉資料的問題，排除軟體的疑慮後問題依舊存在，使用 Spectrum 量測平台的 Crystal，發現有嚴重的頻偏現象，約有 80ppm，Crystal 振出的頻率比預設的頻率來的慢許多，經調整 Crystal 的電容，由 33pF 改為 12pF，頻偏的範圍縮小至 3ppm 左右，實際的測試就不再有資料錯誤及掉資料的問題。

2.7 BLUETOOTH

2.7.1 BLUETOOTH 簡介

使用無線的裝置來做資料的傳輸，對於使用上的便利性及實用性也將有所提昇，而 Bluetooth 在一般的電腦、PDA、手機及許多的裝置都已有內建，也因此我們選用了 Bluetooth 來做為我們無線傳輸的介面，增加其使用性與實用性。

Bluetooth 模組使用 SPP (Serial Port Profile)，實現無線傳輸用來取代現有有線的 RS-232，模組的系統方塊圖如圖 2.17 所示。另外低功耗的 Bluetooth 模組在體積上也非常的小，如圖 2.18 所示只有 2.1 * 1.2 cm。Bluetooth 使用較高的頻段來傳送資料，因此使用 PCB 天線就能正常的運作，如圖 2.19 所示。詳細的規格如表 2.3 所示。

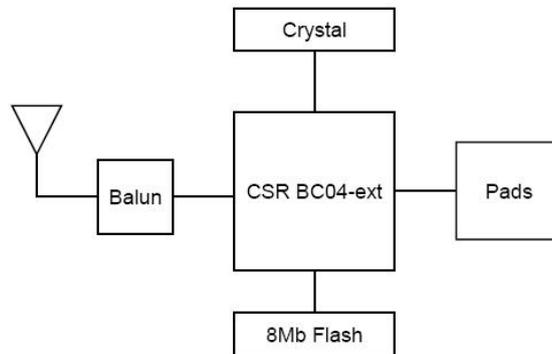


圖2.17、Bluetooth 模組方塊圖



圖2.18、Bluetooth 模組方塊圖

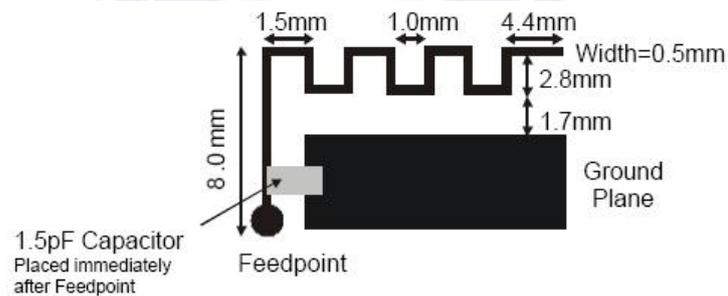


圖2.19、Bluetooth PCB 天線

表 2.3、Bluetooth 規格

Frequency	2.4GHz
Bluetooth	V2.0 + Enhanced Data Rate
Data Rate	3Mbps
RF Transmit Power	≦ 15dBm
Sensitivity @ 0.1% BER	≦ -70dBm
Supply Voltage	1.8V - 3.6V
Size	21*12 mm

2.7.2 BLUETOOTH 介面設計

此模組與 DSP 平台的連接使用 RS232 及 Reset，電路如圖 2.20 所示。由於 BF-533 只有一組 UART port 可使用，因此需與 Bluetooth 共用，此時需利用 Bluetooth 的 Reset 來選擇 DSP 的 UART 連結對象。當 Bluetooth 的 Reset 為 low，此時 Bluetooth 的 UART port 為高阻抗，DSP 可透過 UART port 與外界連結，而當 Bluetooth Reset 為 high 時，DSP UART port 將與 Bluetooth 連結如圖 2.21 所示，Bluetooth 與 UART 的管理請參考 4.2.2 說明。

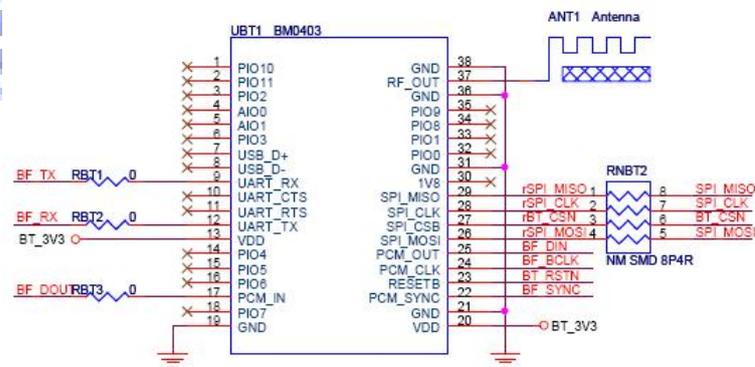


圖2.20、Bluetooth 模組電路圖

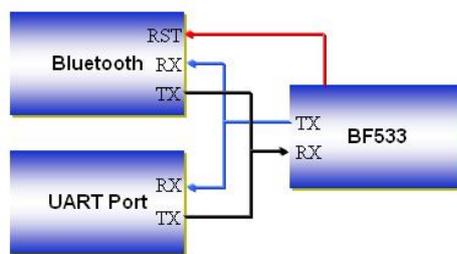


圖2.21、傳輸模式

2.7.3 無線感測器與無線嵌入式平台連接架構圖

如圖 2.22 所示，無線感測器上所使用的 Bluetooth 模組為 Bluetooth Slave 裝置，因此無線嵌入式分析平台上的 Bluetooth 模組需為 Bluetooth Host 裝置，如此兩者才能正常的連線及傳送資料。

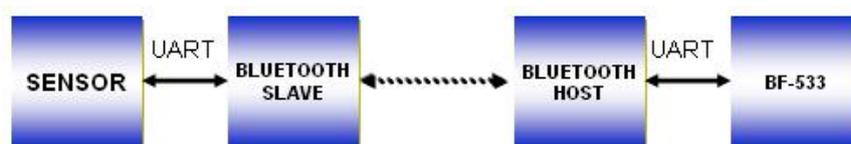


圖2.22、與無線感測器連接

2.7.4 無線嵌入式平台連接與電腦連接架構圖

與無線感測器搭配的關係，無線嵌入式分析平台上的 Bluetooth 模組為 Bluetooth Host 裝置，也因此如需透過 Bluetooth 與 PC 連接時，需在 PC 的 COM Port 裝上 Bluetooth Slave 裝置，這樣無線嵌入式分析平台就能利用 Bluetooth 將資料傳送至 PC 上，如圖 2.23 所示。

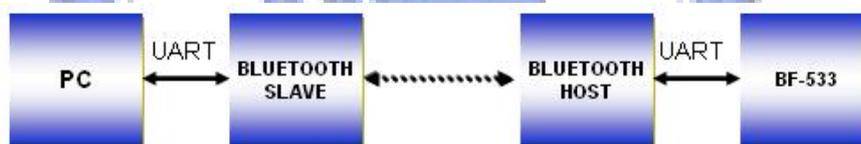


圖2.23、與電腦連接

2.8 TFT LCD

2.8.1 TFT LCD 簡介

TFT LCD 模組預設為 888bits Input Data for 24 bits per pixel，共 16.7M Colors，每個 Pixel 是由三個 Byte 組合而成，分別代表 R、G、B 三色。此模組需使用 8086 介面與 CPU 連結，如圖 2.24 所示。TFT LCD 內建有顯示記憶體，只需在下達傳送資料的命令後，將資料寫入顯示記憶體內，TFT LCD 就會將顯示記憶體內的資料完完整整的顯示出來。

2.9 SD/MMC CARD

2.9.1 SD/MMC CARD 簡介

SD/MMC 為 Secure Digital/Multi Media 的縮寫，它是標準的記憶卡之一，SD 卡是基於 MMC 的技術來開發，處了體積的大小與傳輸速率不同，兩者大多是相容的，SD 卡支援 SPI、MMC、1 BIT SD 及 4 BIT SD 傳輸模式，因 BF-533 內含 SPI 控制器，所以我們可以利用 SPI 介面與 SD/MMC 卡連結。

2.9.2 SD/MMC 介面設計

SD/MMC 電路圖如圖 2.26 所示。SD/MMC 連接至 BF-533 的 SPI BUS 上，另外 CSN (MMC_CSN)、CD (MMC_CD)及 WP (MMC_WP)等信號連接至 BF533 的 GPIO；CSN 連接至 BF533 的 PF3、CD 連接至 BF533 的 PF4、WP 連接至 BF533 的 PF5。此介面除了可接 SD/MMC 記憶體卡外，還可以用來當做擴充的介面。

假設所使用的 SD/MMC Card 有效容量為 1GB，以目前無線腦波感測器預設取樣頻率 64Hz、8bits、4 通道，在未使用任何資料壓縮的情況下， $1\text{GB} / (64\text{Hz} * 8\text{bits} * 4\text{ch} * 60\text{sec} * 60\text{min} * 24\text{hour})$ 約可存儲 48 天以上的資料量。

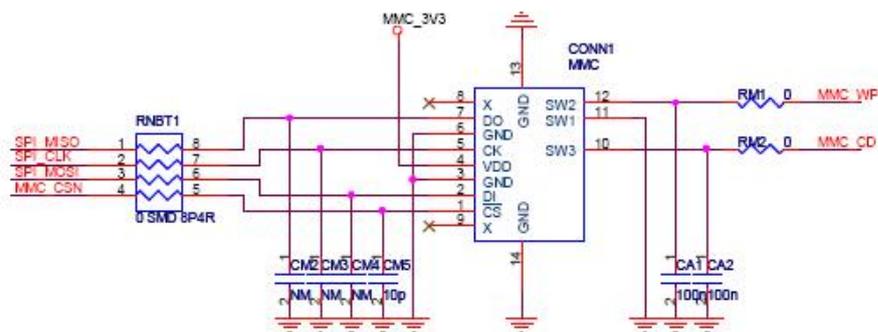


圖2.26、SD/MMC Card 電路圖

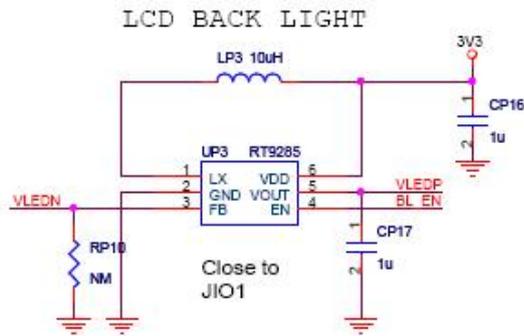


圖2.28、Boost Converter 電路圖

2.10.3 充電電路設計

充電電路使用內建 MOS、內建電流 Sensor、最大 1A 充電電流的高整合 Charger IC，它能自動偵測電池的狀況給予適當的充電模式，如預充電、定電流、定電壓等充電模式，有效地對電池進行充電，同時也能保護電池避免進入過充或過放的狀況，不致縮短電池的壽命，電路如圖 2.29 所示。

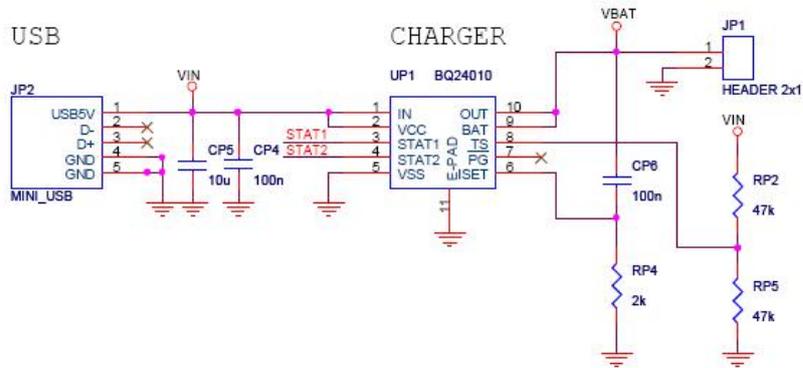


圖2.29、充電電路

三、作業系統

3.1 BOOT LOAD

BOOT LOAD 就像是電腦的 BIOS，在開機後首先執行的一段程式，一般可將它分成兩個部份來看，一個為 BOOT，主要目的在於初始化硬體，如 CPU、頻率、中斷、記憶體配置等，爾後將 LOADER、LINUX image、File system 等搬至 Memory，偵測將執行 LOADER 或 uClinux。LOADER，主要用來更新程式、測試及設定等。

3.1.1 U-BOOT 簡介

U-BOOT 為 Universal Boot Loader 支援多種架構的處理器，也支援多種的作業系統。它遵循 GPL 開放源代碼，源代碼與 LINUX 相似，就像是 LINUX 的簡化版本。U-BOOT 的執行程序如圖 3.1 及 3.2 所示，虛線部份為我們需要針對平台及應用加以修改的地方。目前所使用的 u-boot 版本為 u-boot_1.1.3。

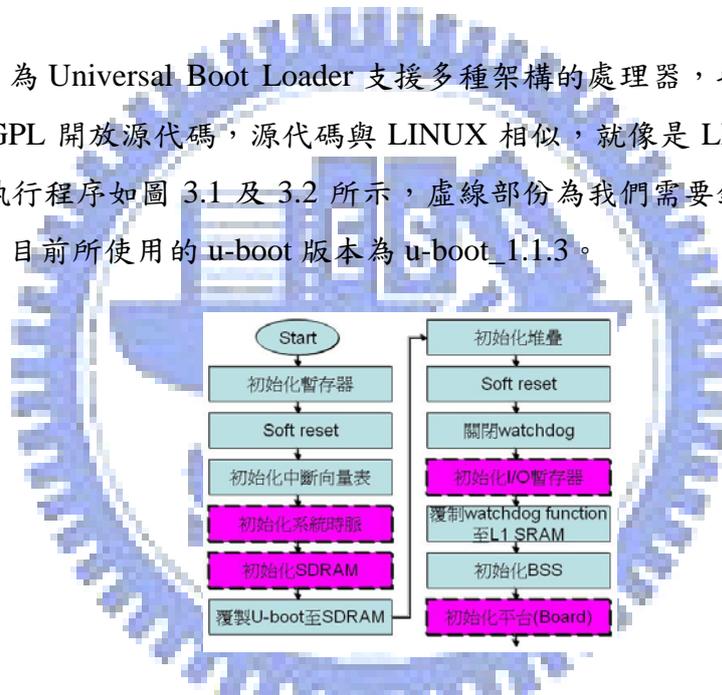


圖3.1、u-boot 程序 1

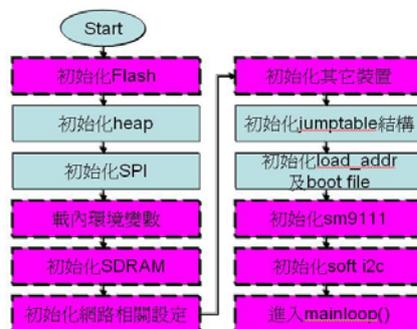


圖3.2、u-boot 程序 2

3.1.2 U-BOOT 修改

U-BOOT 為 BOOT LOAD 其中的一種，在此說明如何建立 u-boot 給自己的平台使用，步驟如下：

1. board/stamp to board/serial_brc

```
- cp ./stamp ./serial_brc
```

2. board/ serial_brc /Makefile

```
-OBJS      = $(BOARD).o flash.o serial_brc.o spi.o
```

3. The basic board will need a new config.mk file.

```
-TEXT_BASE = 0x00FC0000
```

```
-PLATFORM_CPPFLAGS += -I$(TOPDIR)
```

4. include/config.mk

```
-ARCH      = blackfin
```

```
-CPU       = bf533
```

```
-BOARD     = serial_brc
```

5. blackfin_config.mk

```
- PLATFORM_CPPFLAGS += -DCONFIG_BLACKFIN -D__blackfin__
```

6. cpu/\$bf533/config.mk

```
- PLATFORM_RELFLAGS += -ffixed-P5
```

7.main makefile

```
serial_brc_config :      unconfig
```

```
@./mkconfig $(@:_config=) blackfin bf533 serial_brc
```

8. copy include/configs/stamp.h to include/configs/**serial_brc.h**

-修改 **serial_brc.h** 裡的設定以符合平台的需求

9. Memory Access and CPLD 's

-修改 cpu/bf533/**cpu.c**，定義 **Data and instruction CPLD's**

10.修改 **DDR** 設定

-register、timing 及 size

11.去除無需使用的程式及修改 gpio 的使用，如網路、CF card、boot command...

12.加入 **Lcd driver**、開機畫面如圖 2.3 所示

13. configured

- **make serial_brc_config**

14. build image

-**make**



圖3.3、開機畫面

3.2 作業系統

作業系統掌控整個系統的運作，與系統效能有很大的關連性，因此選用合適的作業系統是非常重要的。一般嵌入式系統所使用的作業系統需選擇較小的記憶體空間、較高的執行效率、方便客製化及技術的支援，這些都是選擇時所需作的考量。

本論文選擇了 uClinux，主要的原因是 BF-533 為 NON-MMU 的 DSP，且在平台的支援能力上 uClinux 提供了許多的資源可供參考。

3.2.1 uClinux 簡介

uClinux 為 Micro Control Linux 的縮寫，它由 Linux 演變而來，主要是提供給微控制器使用，針對沒有記憶體管理單元的微控器來作修改，同時也縮小程序碼與簡化架構，非常適合嵌入式系統使用。大多在 Linux 上所開發的應用程式可以直接的移植至 uClinux 上運行，並分享 Linux 龐大的開發資源。

目前所使用的 uClinux 為 2006R2_RC2 的版本。在產生影像檔時需修改合適的設定檔，並去除不需使用的部份，減小影像檔的容量，如表 3.1 所示，將原始影像檔由 1.7MB 縮小至 571KB，壓縮了約 2.99 倍的空間，如此更適合於嵌入式系統的應用。

表 3.1、作業系統影像檔比較表

	原始作業系統影像檔	無線嵌入式生醫分析平台
容量	1.71MB	571KB

3.3 檔案系統

檔案系統主要負責文件的管理與資料的存取並建立記憶體與硬體之間的對應關係，在 uClinux 上可支援許多不同的檔案系統，使用上更加有彈性，且也能與其它的作業系統共存。因為平台使用 SPI-FLASH，我們選擇使用 JFFS2 來管理 FLASH 的檔案系統。

3.3.1 JFFS2 簡介

JFFS2 為 Journalling Flash File System Version 2 的縮寫，主要提供給使用 Flash Memory 的裝置，它加入了處理斷電的機制；並且針對 JFFS 還做了些許的修正，包含檔案壓縮、Wear Leveling、Garbage Collection 效能提升與降低記憶體的使用率等…。

四、應用程式

為了確認可攜式無線生醫分析平台的可行性，實際的在這個平台上寫程式，試著讓所有的介面與 DSP 運作，並且加入了 ICA 的演算法。在這樣的運用中，需特別考量一些較為關鍵的問題，例如輸入的資料不能出現無法立即處理的狀況；各程式執行所需的資料量與執行時間是否符合要求；GUI 的反應速度是否可以接受等…因此我們需要針對這些問題提出一個可行的程式架構來避免上面的問題產生。

4.1 資料流

輸入資料由 Bluetooth Module 經由 UART 傳送至 DSP，Get BT data 讀取資料確認無誤後將資料分出不同的 Channel，並且將資料透過 ICA 演算法做資料的分離，再經由 FFT 將資料由時域轉換為頻域，方便特徵的擷取與觀察，使用者可選擇想顯示的資料，如圖 4.1 所示。

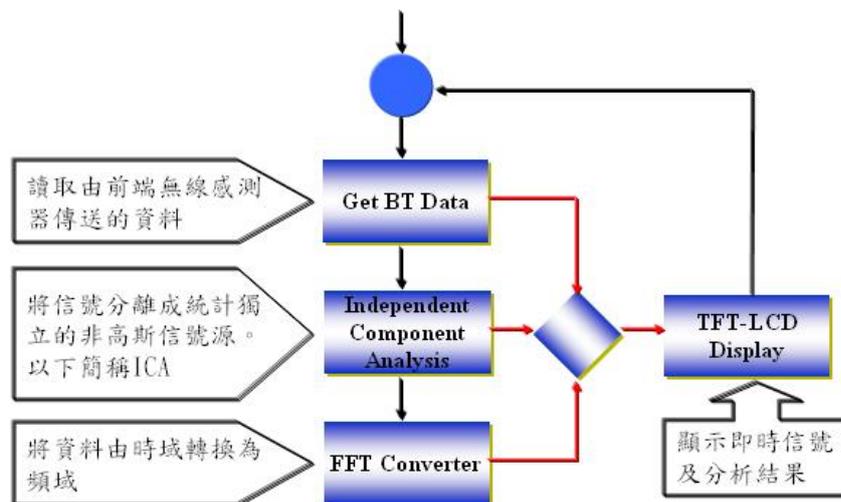


圖4.1、資料流程方塊圖

4.2 輸入資料

前端感測器的資料經過取樣後，便將資料傳送至 Bluetooth slave module，Bluetooth slave module 立即將資料透過無線的方式輸送至已配對成功的 Bluetooth master

module，此時 Bluetooth master module 也會將資料傳送至 BF-533 的 UART 埠上，如圖 4.3 所示。



圖 4.2、無線感測器與無線嵌入式生醫分析平台連接

UART 頻寬分析如表 4.1 所示，目前預設為取樣頻率 64Hz、8bits、4 通道，而 UART 的 baudrate 設定為 115200，佔頻寬 2.22%。實際的應用上可能會需要接收更多通道的資料，藉由更改 UART baudrate 至 1000000，如此最高可支援 64Hz、8bits、256 通道以上的資料量。

表 4.1、UART 頻寬分析表

Sample Rate (Hz)	bits	Channels	Data Size (bits)	8 bits to 10 bits	Baud Rate	Bandwidth (%)
64	8	4	2048	1.25	115200	2.22
64	8	8	4096	1.25	115200	4.44
64	8	16	8192	1.25	115200	8.89
64	8	32	16384	1.25	1000000	2.05
64	8	64	32768	1.25	1000000	4.10
64	8	128	65536	1.25	1000000	8.19
64	8	256	131072	1.25	1000000	16.38

4.2.1 UART 設定

在有作業系統的平台上使用 UART，且 UART 只有一組的情況下，應用程式如需使用到 UART 就需與作業系統共用，但由於應用程式在讀取 UART 的資料時是透過作業系統來做管理，某些的資料很有可能打到作業系統的控制字元，而產生了我們不想看到的動作，因為我們在使用前要做一些設定來防止這個問題的發生。待離開應用程式時，再將設定值恢復至原先的狀態即可。

4.2.2 操作模式選擇

Bluetooth 與 UART 共用同一個埠，因此需有一套機制來管理，在 Driver 的設定上使用 DSP 的 IO 來控制 Bluetooth 的 Reset 腳位，如下圖 4.4 所示。當只需使用 UART 時，將 BT Reset 設定低準位，此時 BT 的 TX 與 RX 為高阻抗，不會影響 DSP 與外部 UART 溝通。當需使用到 Bluetooth 時則將 Reset 設定高準位，此時 DSP 能與 Bluetooth 溝通，在這同時，因 UART 埠 RX 被 Bluetooth 給拉住，所以 DSP 無法接收來自外部 UART 的資料或命令，但能藉由 UART 將資料寫出，可利用此方法來當做 Debug 使用。

表 4.2、共用 UART 真值表

Reset (RST)	0	1
Bluetooth	Hi-Z	Active
UART	Active	Write Only

在應用程式上的控制流程如圖 4.5 所示，由於不關 Bluetooth 是否有使用，對資料的接收及流程是一致的，因此可使用電腦來做測試及比對。顯示畫面如圖 4.6 所示。

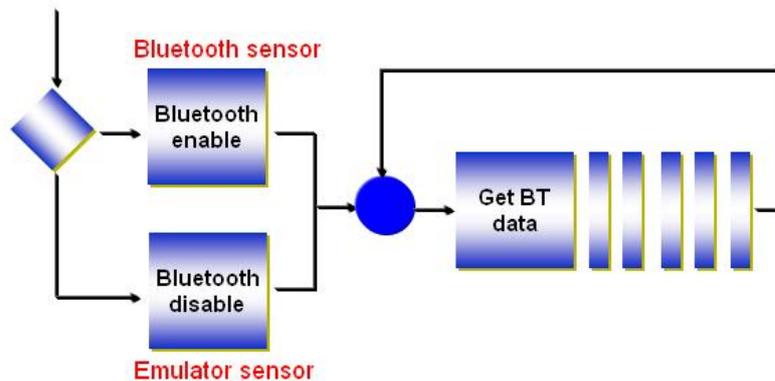


圖4.3、模式選擇流程



圖4.4、模式選擇圖示

4.2.3 OVERLAP

在 ICA 演算法及 FFT 的運算中，都需要有足夠的資料量才能夠執行，如此等待輸入資料與系統反應的時間相對變長，為了解這個問題，配合 Overlap 的方法將可有效的減少輸入資料的等待時間及縮短系統的反應時間，如圖 4.8 所示。但 Overlap 將導致需花費更多的資料搬移時間。為解決資料搬移時間的問題，我們使用 Circuit buffer 的方法即可輕易的去掉這個問題。

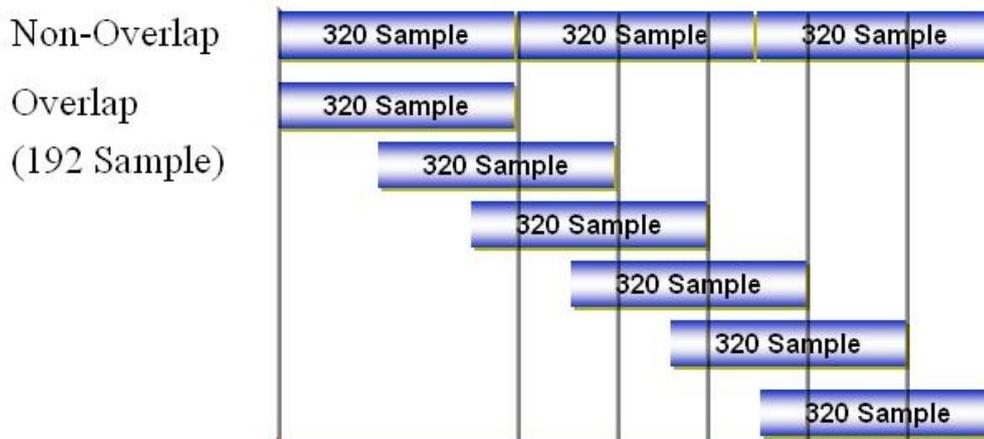


圖4.5、Overlap VS Non-Overlap 比較

4.2.4 CIRCUIT BUFFER

輸入的資料使用 Circuit Buffer 的結構來做管理，這樣的作法可以減少資料搬移的時間、不需做清除動作、避免並行存取所衍生的問題及偵測 Overflow 及 Underflow，適時的調整 Buffer 參數，以符合實際的應用。由於資料的存取使用同一個結構，使用上非常的方便，Circuit buffer 的架構如圖 4.7 所示。

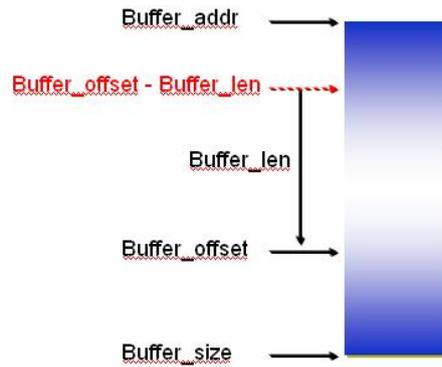


圖4.6、Circuit Buffer 結構圖

4.3 MutiThread

在我們的應用上取樣頻率都很低，分析時又需要有足夠的資料量，使用單一 Thread 的方式運作時，當在接收資料時，CPU 的頻寬會被接收資料的工作給佔掉，此時無法即時的去作其它的運算及分析，而當 CPU 正在處理某些的運算或分析時，如果處理的時間過長也會有無法立即接收資料的問題產生，造成資料遺漏。就算使用大量的記憶體來儲存資料也會有延遲的現象，而無法即時的分析狀況。

ICA 程式架構分為四個 Thread 如圖 4.2 所示，get_bt_data、ica_converter、fft_converter、lcm_display thread，使用這樣的作法將所有的工作打散，由作業系統來管理 Thread 的執行時間，任一個 Thread 都可以在一定的時間內去執行，必免 Thread 間相互等待，如此就可達到不會流失資料、較短的系統反應時間與即時的處理等...

使用 Muti-Thread 還有一個好處，使用者可根據實際的應用作較小的修改。比方說，如不需使用到 TFT LCD，可 lcm_displa Thread 去除；如果 ICA 需換為 HRV 演算法，也只要替換 ICA Thread 即可，不會影響其它的 Thread。

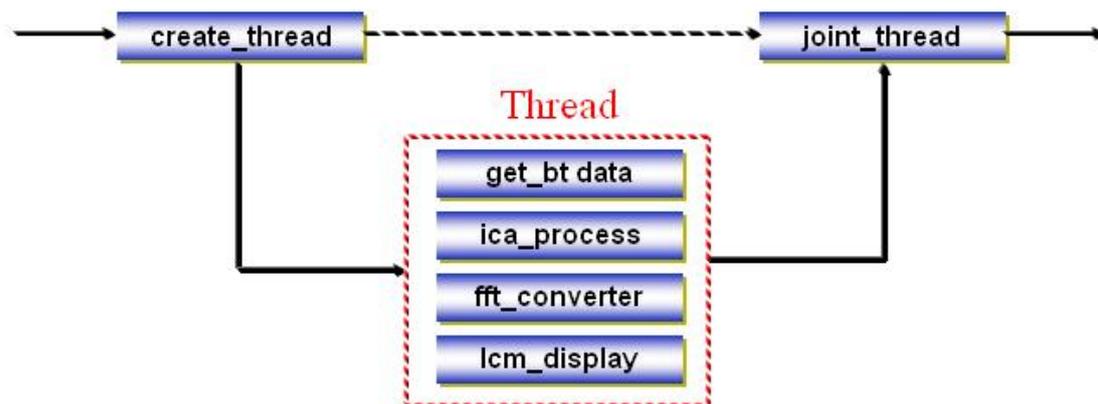


圖4.7、Muti-Thread 流程圖

4.4 FFT

在腦波信號的特徵擷取，大多都需要將時域的信號轉為頻域的信號來作分析，在此我們以短時快速傅立葉轉換（Short-Time FFT, STFFT）的方式，來將時間序列的訊號轉為頻譜訊號。目前使用 512 點的 FFT 轉換，並配合 Overlap 的方法減少輸入資料的等待時間。

4.5 ICA

ICA 是 Independent componet analysis 的縮寫，它是利用統計原理進行計算的方法，它為線性變換，將信號分離成統計獨立的非高斯信號源的線性組合。假設信號源彼此互相獨立，找出 Demixing Matrix 來分離 Mixing 的信號，以取出互相獨立的信號。

4.5.1 ICA 流程

由於 ICA 的演算法在運算時，其輸入資料的長度不能過短，輸入的資料量與輸出的資料量是一致，因此有較長的延遲時間，而配合 Overlap 的方法可有效縮短延遲的時間。

4.6 波形顯示

為了方便使用者的開發與應用，提供了 TFT-LCD 需使用到的 Function Call，並將它包成 lib，這些 lib 包含如下：

```
void lcm_clear_cmd(void);
```

```
void lcm_fill_cmd(int x1, int x2, int y1, int y2, char color);
```

```
void lcm_waveform_cmd(char direct, struct uart_data lcm_data);
```

```
void lcm_cursor_cmd(int x, int y, char color);
```

```
void lcm_char(char c);
```

```
void lcm_string(char *c);
```

4.6.1 TFT-LCD 顯示

使用者可由 TFT-LCD 來觀察信號，並且可立即地切換至使用者所關心的信號，如下圖 4.9 所示，圖 4.9 左側為即時的時域信號、圖 4.9 中間為 ICA 分離後的信號及圖 4.9 右側為 FFT 轉換後的信號顯示。

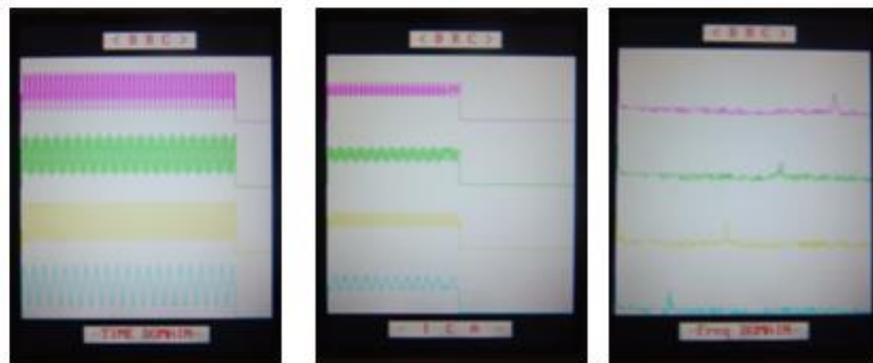


圖4.8、TFT LCD 顯示

五、 測試結果與討論

5.1 系統測試結果

5.1.1 傳輸正確性

要如何確保無線感測器的資料能正確無誤的傳送至無線嵌入式生醫分析平台上，使用 Matlab 先建測試的 Pattern，從 PC 端透過 Bluetooth 將 Data 傳送至無線嵌入式生醫分析平台，在該平台上的波形如圖 4.8 左圖所示；之後再將平台上的 Data 傳送至 PC 進行比對的工作，其波形如圖 5.1 所示，上圖為 Matlab 所建出來的 Data，下圖為該平台從 PC 透過 Bluetooth 接收再傳回 PC 的 Data。將圖 5.1 傳送與接收的 Data 相減結果如圖 5.2 所示，相減的值都為零，代表兩者的資料是一致的。

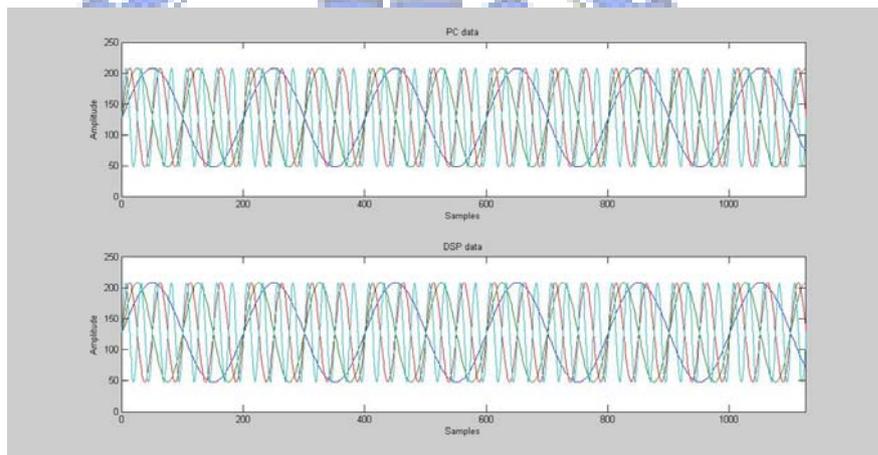


圖5.1 TFT-LCD 顯示即時信號

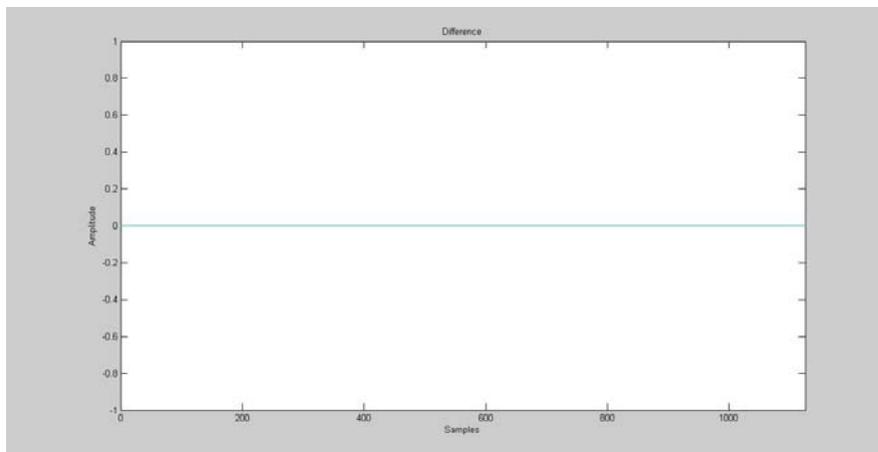


圖5.2 TFT-LCD 顯示即時信號

實際測試受測者戴上腦波無線感測器的帽子，待無線感測器與無線嵌入式分析平台自動連線後，可在本論文平台的 TFT LCD 上看到即時的波形，此時受測者做兩次眨眼如圖 5.1 左所示，五次眨眼如圖 5.1 中所示，觀察眼動信號是否能正常的顯示出來，並且受測者咬牙，如圖 5.1 右所示，觀察是否有高頻的信號。由圖 5.1 可看出無線嵌入式分析平台能即時的擷取並顯示與 TFT LCD 中。



圖5.3 TFT-LCD 顯示即時信號

5.1.2 運算正確性

要如何確保無線嵌入式分析平台處理的正確性，首先我們使用相同的測試資料，分別在 PC 與無線嵌入式分析平台上運用 ICA 的演算法，之後將兩者產出的結果做比較，圖 5.1 所示為 PC 執行 ICA 的結果，圖 5.2 所示為無線嵌入式分析平台執行 ICA 的結果。

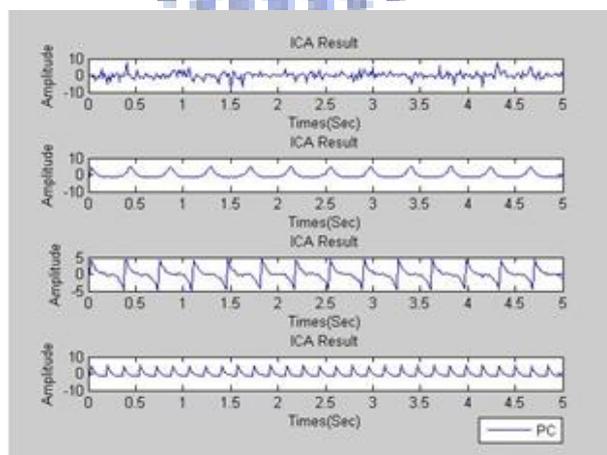


圖5.4 PC執行ICA的結果

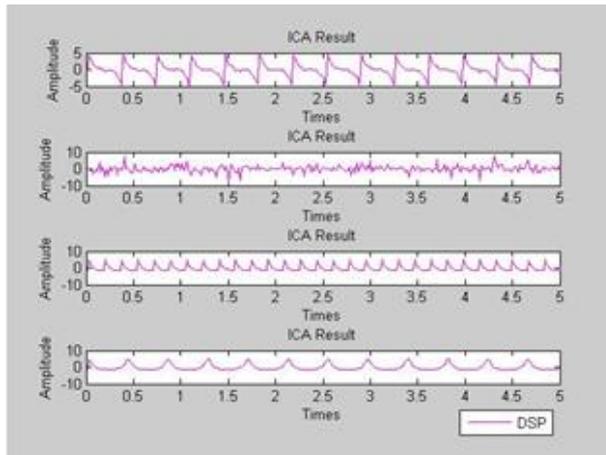


圖5.5 無線嵌入式分析平台執行ICA的結果

表 5.1、ICA 分析比較表

PC	DSP	Correlation
ch1	ch2	0.9998
ch2	ch4	0.9998
ch3	ch1	0.8761
ch4	ch3	0.9995

由表 5.1 可看出，在 PC 與無線嵌入式分析平台上各個運算 ICA 後的結果，兩者的差異非常的小。

5.1.3 ICA 分析

傳統 ICA 的作法多為 Off Line，本論文為 On Line ICA，為達到此目地，需針對資料的流程進行分析與修改。原先的作法執行一次 ICA 的輸入資料量為 320 Bytes * 4 chs，Overlap 為 192 Bytes * 4 chs，第一次取其 ICA 輸出資料的全部(320 Bytes * 4 chs)，往後只取 320 Bytes * 4 chs - 192 Bytes * 4 chs = 128 Bytes * 4 chs (Overlap)，如圖 5.4 所示，在圖中可以看出，輸入與輸出差了約 5 秒的時間(不含運算時間)。

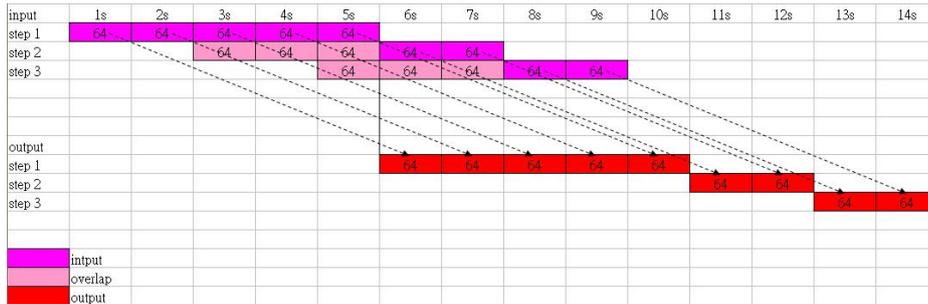


圖5.6、ICA 分析 1

改變輸出資料的讀取方式，就能將延遲的時間有效縮短，如圖 5.5 所示，每次只取輸出後 2 秒資料。

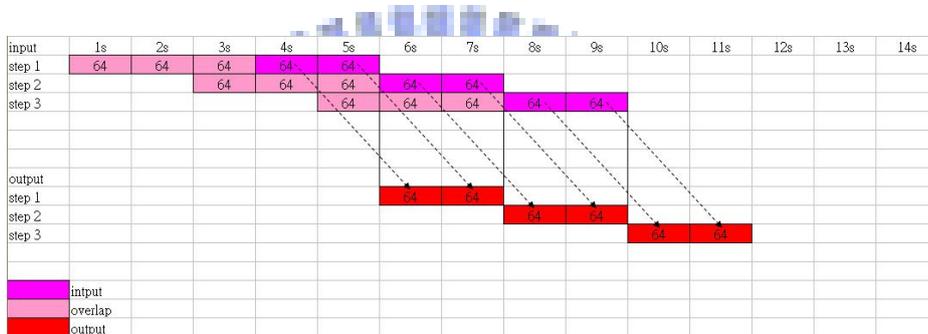


圖5.7、ICA 分析 2

5.1.4 MultiThread 分析

如圖 5.1 所示，第一次與第二次抓取輸入資料的間隔時間(ICA、FFT 運算及顯示的時間)較長，無法即時取得這段時間內的資料。同時顯示的更新時間也因輸入資料的等待時間過長，使得反應的時間也拉長了。

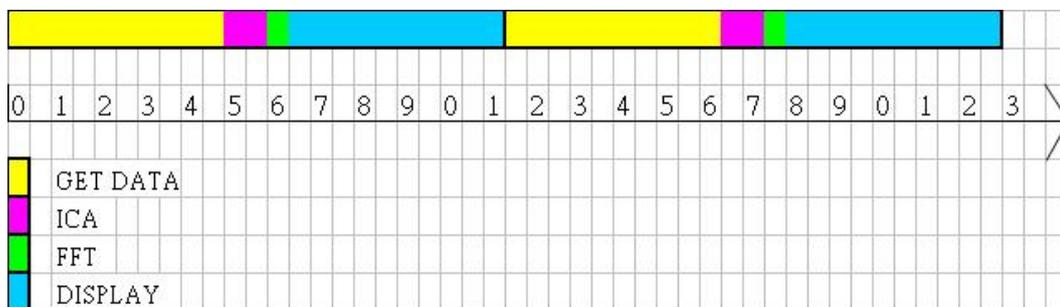


圖5.8 Single Thread

第二種方法則加入了 Overlap，來克服需等待過長的時間，如圖 5.2 所示，此時需顯示的更新時間也大大的縮短，但還是會受某些功能執行的時間長度所影響。

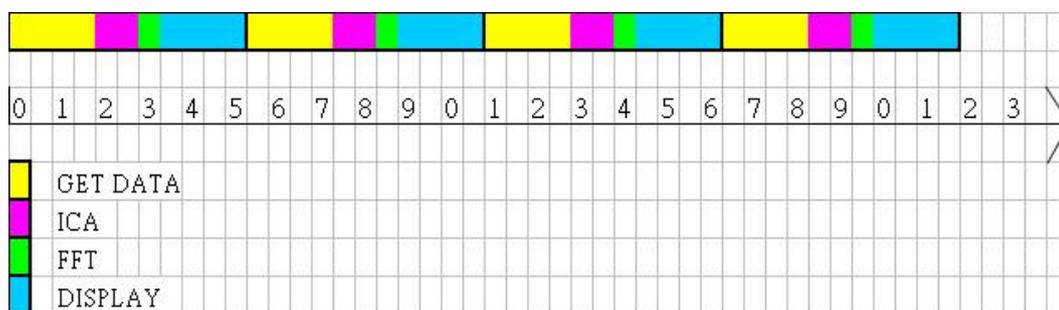


圖5.9 Single Thread with Overlap

目前的程式架構使用第三種的作法，使用 Overlap 並加入了 Muti-Thread 的觀念，如圖 5.3 所示，將所有的工作打散，避免相互等待的情況，且輸入的 data 速度非常慢，只要定時的去讀取資料就不會有資料遺漏的問題產生，而能做到即時的處理與較短的反應時間。

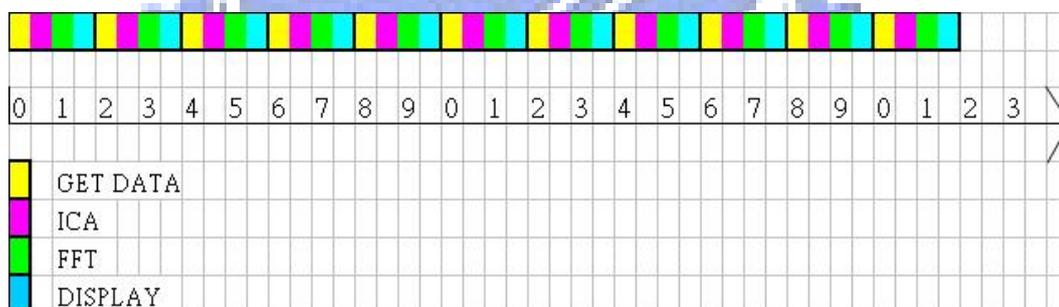


圖5.10 Muti-Thread

實際的測試結果，使用一般的 Single Task 來進行時，ICA 單一次的運算時間過長，將會來不及抓取由 Bluetooth 接收的資料；因此改用 Muti-Thread 的方式來達成，這樣的作法有個好處，處理器不會被需花費較長時間處理的工作所佔據，作業系統會管理每個 Thread，讓每一個 Thread 都能有時間去執行。不會有無法立即抓取資料的問題或需等待足夠的輸入資料，而讓其它的工作處於等待的狀態。

5.2 系統整合與討論

微小化的生醫分析平台雖有足夠的能力處理複雜的運算及演算法，但應用上需搭配許多的週邊，而這些週邊相對於處理器的速度來看是非常緩慢的，透過作業系統有

效的管理使得系統資源的分配與利用可以達到較佳的狀態。程式在撰寫時也需考量即時處理與遺漏資料的問題。如上分析來看，可運用 Overlap 的方法來減少資料的需求量，進而降低等待的時間；再者配合 Muti-Thread 的方法，可讓每個執行工作都能在限定的時間內執行完。

無線嵌內式生醫分析平台具有很大的彈性，只需搭配適當的前端電路(Bluetooth 介面)、演算法及使用者介面，就能達到不同的目的，此外也可搭配使用多個不同的感測器來提供不同的應用及研究。

整合硬體平台、作業系統及應用程式，無線嵌內式生醫分析平台擁有無線傳輸、可攜式、體積小、價格低、處理速度快及低功耗、即時分析並執行複雜的運算，提供個人化且輕容易使用的醫療分析平台。而不是只有擷取、顯示或儲存資料等簡單的工作。



六、 結論與未來展望

本論文已完成一個無線嵌入式生醫分析平台，可以即時的分析腦波的信號，並且是一個真正的可攜式分析平台，使用者可帶著它到處作分析與研究。或將資料儲存，做後續的處理。

本論文平台上未來的規劃，從如圖 2.4 所示，可攜式生醫數位信號處理系統的應用來看，要使平台與各式的前端裝置相容，需要定義出兩者間的通訊協定，使該平台與前端裝置連線後，取得相關的資訊、設定及參數，如前端裝置為何？取樣頻率是多少？共有幾個通道數？是否有經過壓縮？然後自動啟動對應的應用程式。另外還可加入無線傳輸的錯誤偵測及恢復機制，使前端傳送過來的資料不會有錯誤發生，增加分析的正確性。

這一套系統如果可以大量的應用在日常生活中，記錄及分析人們每天的生理狀況，包含血壓、心跳、體溫、脈搏等，可即時的提出警告，而對醫生的診斷也會更加的準確。並可應用在偵測開車時的精神狀況，即時的提出警告，減少意外事件的發生。



參考文獻

- [1] W. C. Kao, W. H. Chen, C. K. Yu, C. M. Hong, and S. Y. Lin, "A real-time system for portable homecare applications," *Consumer Electronics*, 2005, pp. 369- 374, June 14-16, 2005.
- [2] Celler, B.G., Earnshaw, W., Ilsar, E.D., Betbeder-Matibet, L., Harris, M.F., Clark, R., Hesketh, T., Lowell, N.H., 1995. "Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multidisciplinary project on aging at the University of New South Wales," *International Journal of Biomedical Computing*, v 40, p 147-155.
- [3] Y. Nishida, T. Hori, T. Suehiro, S. Hirai, 2002, "Sensorized Environment for Self-communication Based on Observation of Daily Human Behavior," Proc. of 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2000), pp1364-1372.
- [4] Sinha, G., 2003, "虛擬醫療", 科技時代, Vol. 29, 2003.
- [5] Sinha, G, 2003, "醫師在家中看診", 科技時代, Vol. 29, 2003.
- [6] 整合式行動醫療照護示範應用計畫,
http://203.207.4.85/front/_prog/getdetail.asp?ID=66EH35156AJ5XACRUB2M7B37Q&Catalog=model&Page=model_index
- [7] E. Kaniusas, H. Pfutzner, L. Mehnen, J. Kosel, J. C. TellezBlanco, G. Varoneckas, A. Alonderis, T. Meydan, M. Vazquez, M. Rohn, A. M. Merlo, and B. Marquardt, "Method for Continuous Nondisturbing Monitoring of Blood Pressure by Magnetoelastic Skin Curvature Sensor and ECG" *IEEE SENSORS JOURNAL*, VOL. 6, NO.3 ,JUNE 2006
- [8] S. Vogel, M. Hulsbusch, D. Starke, and S. Leonhardt, "IN-Ear Heart Rate Monitoring Using a Micro-Optic Reflective Sensor" Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007
- [9] Jin Fei, Ioannis Pavlidis, "Analysis of Breathing Air Flow Patterns in Thermal Imaging," *Proceedings of the 28th EMBS Annual International Conference of the IEEE*, 2006.
- [10] D. Culler, D. Estin and M. Srivastava, "Overview of sensor networks," *Computer*, pages 41 – 49, August 2004.

- [11] J. Feng, P. Koushanfar, and M. Potkonjak, "System Architectures for Sensor Networks Issues," Alternatives, and directions. ICCD, 00:226, 2002.
- [12] 黃嘉淵, "3G 行動遠距醫療平台應用於生醫訊號傳輸之研究", 中原大學/電子工程研究所博士論文, 民國九十二年。
- [13] 胡維賓, "應用於 ZigBee 生醫無線系統之無線收發器", 國立成功大學/電機工程學系碩士論文, 民國九十四年。
- [14] 黃文增、陳泰全、余信緯、張維良、周慶棟、陳錦杏, "藍芽架構的全方位看護機制", 臺北科技大學學報第三十七之一期, 民國九十二年
- [15] D. Culler, D. Estin, and M. Srivastava, "Overview of sensor networks," Computer, page 41-49, August 2004
- [16] J. Penders, B. Gyselinckx, N. de Vicq, and T. Torfs, "Body area networks for multi-modal biomedical monitoring," In pHealth, June 2007.
- [17] Ashwin K. Whitchurch, B. Han Ashok, R. Vinod Kumaar and K. Sarukesi, and Vijay K. Varadan, "Wireless system for long term EEG monitoring of Absence Epilepsy," *Biomedical Applications of Micro- and Nanoengineering, Proceedings of SPIE*, vol. 4937, pp. 343-349, November 2002.
- [18] 楊勝文, "可攜式智慧型腦波記錄器", 國立台灣大學碩士論文, 民國九十年。
- [19] 蔡進寶, "腦波紀錄儀設計與製作", 國立交通大學碩士論文, 民國八十九年。
- [20] 黃名斌, "USB 介面之模組化腦波記錄儀", 國立中原大學碩士論文, 民國九十一年。
- [21] C. T. Lin, Y. C. Chen, T. Y. Huang, T. T. Chiu, L. W. Ko, S. F. Liang, H. Y. Hsieh, S. H. Hsu, and J. R. Duann, "Development of Wireless Brain Computer Interface With Embedded Multitask Scheduling and its Application on Real-Time Driver's Drowsiness Detection and Warning" *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 55, NO. 5, MAY 2008
- [22] J. R. Chang Chien and C. C. Tai, , The Design of a Portable EGG Measurement Instrument Based on a GBA Embedded System," *IEEE*, 2006
- [23] 謝弘義, "具備多工排程功能之無線嵌入式腦機介面系統及其在即時汽車駕駛員疲勞狀態偵測與提醒之應用", 國立交通大學碩士論文, 民國九十五年。
- [24] G. Edlinger, G. Krausz, F. Laundl, I. Niedermayer, C. Guger, "Architectures of Laboratory-PC and Mobile Pocket PC Brain-Computer Interfaces," *Proceedings of the 2 International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Arlington, Virginia,

March 16 - 19, 2005.

- [25] 高士政, “以雙核心處理器為基礎之即時嵌入式無線腦波訊號感測與處理系統及其在駕駛員瞌睡偵測之應用”, 國立交通大學碩士論文, 民國九十四年。
- [26] 周宗哲, “可穿戴式無線多參數心肺生理訊號網路遠距量測系統”, 臺灣大學/醫學工程學研究所碩士論文, 民國九十四年。
- [27] R. Fensli, E. Gunnarson, O. Hejlesen, “A Wireless ECG System for Continuous Event Recording and Communication” Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004
- [28] 林琨皓, “即時擷取與分析生醫信號之可攜式記錄器:肌電圖之應用”, 臺灣大學/醫學工程學研究所碩士論文, 民國九十二年。
- [29] Ming Cheng, Xiaorong Gao, Shangkai Gao, and Dingfeng Xu, “Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates,” *IEEE Trans. on biomedical Eng.*, vol. 49, no. 10, pp. 1181-1186, 2002.
- [30] D. Culler, “Tinyos Operating system design for wireless networks,” *Sensors*, page 41-49, May 2006
- [31] 黃冠智, “即時DSP 嵌入式Linux 系統開發及其在腦波訊號處理之應用”, 國立交通大學碩士論文, 民國九十三年
- [32] F. Lamberti, C. Demartini, “Low-Cost Home Monitoring Using a Java-Based Embedded Computer,” *Proceedings of the 4th Annual IEEE Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, UK*, April 24-26, 2003.
- [33] Getting Started With Blackfin Processors Rev2.0, Analog Devices, Inc. Sep 2005.
- [34] Blackfin Linux Docs, Open Source Software on the Blackfin Processor, Blackfin Linux Docs. [Online]. Available: <http://docs.blackfin.uclinux.org/doku.php?id>
- [35] LINUX™Blackfin, Welcome to the Blackfin Linux Project, LINUX™Blackfin.[Online]. Available: <http://blackfin.uclinux.org/>
- [36] ADSP-BF533 Stamp V1.2, Analog Device, Inc.
- [37] ADSP-BF533 Data Sheet Rev. D, Analog Devices, Inc., Sep 2006.
- [38] ICA, Independent component analysis from Wikipedia, the free encyclopedia, Independentcomponent analysis, Wikipedia. [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Independent_component_analysis
- [39] A Hyvärinen and E. Oja, “Independent Component Analysis: A Tutorial,” *Neural Networks*, 13(4-5):411-430, 2000.

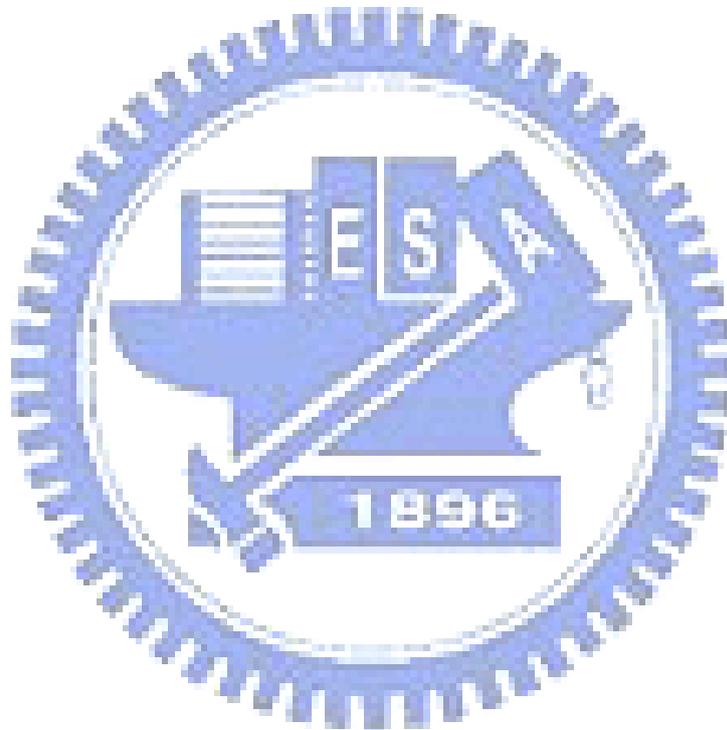
[40] Short Time Fourier Transform, . Available: <http://cnx.org/content/m10570/latest/>

[41] What is Independent Component Analysis ? , Available:

<http://www.cs.helsinki.fi/u/ahyvarin/whatisica.shtml>

[42] Alessandro Rubini & Jonathan Corbet , "Linux Device Drivers, 2nd Edition" June 2001

[43] GCC, the GNU Compiler Collection, Available: <http://gcc.gnu.org>



附錄一、縮寫對照(按字母排序)

縮寫	原文	中文翻譯
A/D	Analog to Digital	類比數位訊轉換
API	Application Program Interface	應用程式介面
BCI	Brain Computer Interface	大腦人機介面
BT	Bluetooth	藍牙
DC	Direct Current	直流
DMA	Direct Memory Access	直接記憶體存取
DSP	Digital Signal Processor	數位訊號處理器
ECG	electrocardiogram	心電圖
EEG	electroencephalogram	腦電波
EMG	electromyogram	肌電圖
EOG	electro-oculogram	眼電圖
GCC	GNU Compiler Collection	GNU 編譯器套組
GPIO	General Purpose I/O	通用型輸入輸出
GUI	Graphical User Interface	圖型使用者介面
ICA	Independent Component Analysis	獨立分量分析
IDE	Integrated Development Environment	整合發展環境

縮寫	原文	中文翻譯
JFFS2	Journalling Flash File System Version 2	
MMU	Memory Management Unit	記憶體管理單元
MMC Card	Multimedia Card	MMC 卡
OS	Operating System	作業系統
PDA	Personal Digital Assistant	個人數位助理
RF	Radio Frequency	射頻
RX	Received Data	接收資料
SD Card	Secure Digital Card	SD 卡
SoC	System on Chip	系統晶片
SDRAM	Synchronous DRAM	同步動態隨機存取記憶體
SPI	Serial Peripheral Interface Bus	序列周邊介面
SPP	Serial Port Profile	序列埠規範
SRAM	Static Random-Access Memory	靜態隨機存取記憶體
STFFT	Short-Time FFT	短時快速傅立葉轉換
TCP	Transmission Control Protocol	傳輸控制協定
TCS	Telephone Control Service	電話傳送控制協定

縮寫	原文	中文翻譯
TFT LCD	Thin Film Transistor Liquid Crystal Display	薄膜電晶體液晶顯示器
TX	Transmitted Data	傳送資料
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter	通用異步收發器
uClinux	Micro control Linux	微控制 Linux
u-boot	Universal Bootloader	通用啟動程式
USB	Universal Serial Bus	通用串列匯流排

