

國立臺灣海洋大學

資訊工程學系

碩士學位論文

指導教授：辛華昀

於 Android 平台之藍牙聽力輔具開發與

設計

Development and Design of Generic
Bluetooth Headphone Hearing Aids on
Android Platform

研究生：黃昭翰 撰

中華民國 102 年 6 月

國立臺灣海洋大學

資訊工程學系

2013年 碩士學位論文 於 **Android** 平台之藍牙聽力輔具開發

與設計 黃昭翰 撰

於 Android 平台之藍牙聽力輔具之開發與設計

Development and Design of Generic Bluetooth Headphone Hearing Aids on Android Platform

研 究 生：黃昭翰

Student : Chao-Han, Huang

指導教授：辛華昀

Advisor : Haw-Yun, Shin

國立臺灣海洋大學

資訊工程學系

碩士論文

A Thesis

Submitted to the Department of Computer Science and Engineering
College of Electrical Engineering and Computer Science

National Taiwan Ocean University

in partial fulfillment of the requirements

for the Degree of

Master of Science

in

Computer Science and Engineering

June 2013 (提送年月)

Keelung, Taiwan, Republic of China

中華民國 102 年 6 月 (提送年月)

摘要

台灣老年性聽障人口約有 50 萬人，現行的助聽器由於外觀滿意度、效果認可度、聽障者心理障礙及高昂價格等因素使得配戴率過低；近年來智慧型手機幾乎已完全取代傳統手機，除計算功能強大，可以直接在智慧型手機上開發應用程式。本論文擬開發以市售之藍牙耳機搭配智慧型手機組合而成的藍牙耳機助聽器，並改造智慧型手機成為銀髮族的重要輔具，除了個人化的助聽設備外即使手機損毀，也能由記憶卡下載個人化設定，恢復原有設定及功能。

本論文將智慧型手機當作一個處理聲音訊號的平台，利用所開發的音訊處理模組，取代數位助聽器中的微處理器，同時利用藍牙耳機或手機內建的麥克風接收周遭的聲音傳到手機，手機再透過應用程式適當的將聲音訊號處理後傳到耳機輸出，讓聽障者可以清楚的聽到周遭的聲音。軟體部分則由 Android 提供之 SDK 進行軟體模組開發，以取代助聽器中的各個區塊功能，其功能主要實現動態濾波器設定、增益補償設定，使其更容易符合聽障者在不同環境的需求此外系統內建聽力圖檢測來校正不同設備間的差異及 Bode Plot 圖預覽提供專業人員進行頻帶切割時使用，透過這些模組功能讓此系統能適應在各種設備。

關鍵詞：智慧型手機、藍牙耳機、數位助聽器。

Abstract

There are approximately 500,000 elderly people with hearing disabilities in Taiwan. Due to satisfaction with external appearance, approval of effectiveness, psychological obstacles of people with hearing disability, and high prices, the rate of wearing existing hearing aids is very low. In recent years, smartphones have almost completely replaced traditional mobile phones. Smartphones not only have powerful computation functions, and applications can directly be developed on smartphones. This study attempts to develop Bluetooth headphone hearing aids from Bluetooth headphones on the market matched with smartphones, and remake smartphones into important assistive tools for the elderly. Other than a personalized hearing aid device, if the phone's system is fault, it is possible to download personalized settings from the SD card to restore original functions and setting.

This paper uses smartphones as a platform for processing sound signals. The developed sound processing module replaces the microprocessor in digital hearing aids, meanwhile, the microphone on the Bluetooth headphones or mobile phone can be used to receive sounds, transmit it to the mobile phone. The mobile phone uses applications to process the sound signals for output in the headphones, so that people with hearing disabilities can clearly hear sounds in their surroundings. SDK provided by Android is used for software module development to replace the component functions in hearing aids. The major function of application setting has dynamic filter banks setting and gain setting to make it more suitable to the needs of people with hearing disabilities. Besides, the application bundle audiogram testing and bode plot preview. The audiogram testing provides the different equipments proofread and correct. And Bode plot can provide professional to adjust setting of the hearing aid modules like filter banks setting and the others. It can make different devices suitable to use the application.

Keywords : Smartphone、 Bluetooth headphone、 Digital hearing aids.

目次

第 1 章緒論.....	11
第 1 節研究動機.....	11
第 2 節研究目的.....	12
第 3 節論文架構.....	12
第 2 章 相關知識背景.....	13
第 1 節人的聽覺.....	13
第 2 節助聽器簡介.....	13
第 3 節 Filter Banks 設計.....	15
第 4 節增益補償策略.....	16
第 3 章研究方法.....	19
第 1 節開發環境.....	19
第 2 節系統架構.....	20
第 3 節軟體架構.....	20
第 4 節軟體模組功能簡介.....	21
第 5 節軟體實做方法.....	22
第 4 章實驗結果.....	25
第 1 節 Filter Bank 驗證.....	25
第 2 節助聽器軟體介面.....	26

第 3 節效能分析.....	27
第 5 章未來展望.....	29

圖目次

表目次

第1章 緒論

第1節 研究動機

根據內政部統計司 100 年 6 月資料統計，如表、戶籍登記現住人口數[1]所示，台灣目前 65 歲以上銀髮族人口佔台灣總人口數 10.89%，而目前老年人口比率仍逐年提升，台灣已正式邁入老年化社會。隨著年齡增長身體器官逐漸衰退，而導致各種身心障礙情況逐漸浮現，比例也隨著年齡增加而逐漸提升。另外，目前 65 歲以上銀髮族人口，依身心障礙別來分類以肢體障礙者 37.28%佔最高，而聽覺機能障礙者佔 18.90%位居第二，而聽覺障礙通常屬於老年性聽障，由以上數據得知，老年化重聽約有 50 萬人。[1, 2]

表、戶籍登記現住人口數[1]

年底別	戶籍人口登記數	年齡結構比(%)		
	人口總數	0-14 歲	15-64 歲	65 歲以上
民國 90 年底	22,405,568	20.81	70.39	8.81
民國 91 年底	22,520,776	20.42	70.56	9.02
民國 92 年底	22,604,550	19.83	70.94	9.24
民國 93 年底	22,689,122	19.34	71.19	9.48
民國 94 年底	22,770,383	18.70	71.56	9.74
民國 95 年底	22,876,527	18.12	71.88	10.00
民國 96 年底	22,958,360	17.56	72.24	10.21
民國 97 年底	23,037,031	16.95	72.62	10.43

民國 98 年底	23,119,772	16.34	73.03	10.63
民國 99 年底	23,162,123	15.65	73.61	10.74
民國 100 年底	23,224,912	15.08	74.04	10.89

談到重聽，首先聯想到的就是價格昂貴且保養困難的「助聽器」。助聽器依照運作原理分成類比式與數位式，類比式為較早期的助聽器主流，他的運作方式是把聲音轉成電子訊號以類比式電路放大，再將聲音重新輸出，但缺點是無法處理雜音且聲音容易失真；而數位式助聽器是將聲音轉成數位訊號，再透過助聽器內的小型微電腦進行音訊處理，而其聲音較不易失真，且可進行多元化的聲音處理。隨著科技不斷的進步，助聽器品質也逐漸提升，從類比提升到數位，再到目前許多音訊處理的方法，但仍無法提升市場的使用率。而使用率不普遍的主要原因據調查如下：外觀滿意度不佳、助聽效果不被認可、心理因素及價格過高等。

然而，資通設備隨科技的進步也愈來愈完善，身旁周遭處處可見 IT 科技進步所帶來的各式各樣應用產品，所有的設備不斷的整合提升，快速改變人人的生活方式，但所帶來的方便及改善，似乎僅限於年輕人。台灣已進入老年化社會，在近幾年許多結合智慧型手持裝置來實現關於居家照護、遠距醫療等研究主要目的為了落實將來老人社會中數量龐大的生活起居安全或長期醫療照護的問題。現在科技與醫療快速整合時代，高階助聽器已可以結合藍牙來接收外部裝置訊號，使聽障者也能正常講電話及聽音樂，輔助日常生活結合等構想，這

顯示目前醫療輔具設備逐漸藉由資通訊技術融入日常生活。

第2節 研究目的

根據統計的結果指出，台灣目前 65 歲以上的銀髮族人口約有 50 萬人患有聽力障礙，僅次於肢體障礙。聽障者所配戴的數位式助聽器往往動輒要數萬至數十萬新台幣，加上外觀不討喜，及佩戴後的效果認可度等，導致配戴率一直無法提升，現行助聽器除助聽之基本功能外，更無其它衍伸出的相關功能。雖然目前有人提出藍牙助聽器，除了本身為獨立助聽器外，也可藉藍牙接聽電話但是仍需要較高成本。若以市面上藍牙耳機搭配智慧型手機組合而成的助聽器就極有競爭力，所有助聽器中計算與放大功能皆可於智慧型手機中完成；除了使藍牙耳機成為個人化的助聽設備外，同時耳機無須保養，重購手機也能恢復原有助聽功能，智慧型手機將成為為銀髮族的重要輔具。

本論文結合藍牙耳機與智慧型手機，除達到與助聽器相同的功能外，也將此藍牙耳機成為患者的耳朵。數位式助聽器本身是透過微電腦(微處理器)來處理音訊訊號，之所以造價昂貴，在於其微型化及其複雜的音訊計算及轉換；近年來智慧型手機幾乎已完全取代傳統手機，不同族群有不同使用目的及習慣，已幾乎到了人手一支的程度，除計算功能強大，可以直接在智慧型手機上開發應用程式；若我們將智慧型手機當作一個處理聲音訊號的平台，取代數位助聽器中的微電腦，使其等同於助聽器的訊號處理模組。利用藍牙耳機或手機上的

麥克風接收周遭的聲音傳到手機，手機再透過應用程式適當的將聲音訊號處理後傳到耳機輸出，讓聽障者可以清楚的聽到周遭的聲音。若藍牙耳機損壞只需再重購買一個新的藍牙耳機即可以使用，無須保養、造型多樣化，即使損壞也不必再花費高額的費用重新購買助聽器，也可以省下許多後續的維護花費；而軟體部分則不會因為更換耳機還要進行大幅的重新調整，且當有較好的音訊處理演算法提出時，也可透過更新軟體版本升級音訊處理模組，使其效能提升及更容易符合聽障者在不同環境的需求，達到透過軟體實現助聽器功能彈性更換及硬體的高相容性是市售助聽器目前無法達到的。

第3節 論文架構

本論文第一章分為三節為別介紹研究動機、研究目的及本論文架構；第二章針對研究所需的背景簡介，了解目前助聽器的運作方式，助聽器主要音訊處理核心內部的濾波器組及增益補償模組進行文獻探討及基本技術簡介；第三章將本論文研究方法詳細介紹，依序從開發環境、系統架構、軟體架構及實作方法；第四章針對各模組進行功能驗證及整體效能；第五章針對本論文進行結論及未來展望。

第2章 相關知識背景

第1節 人的聽覺

要了解助聽器前，首先要了解人的聽覺。正常人聽覺的音域在約 20Hz 到 20kHz，如果以聲音強度來表示正常範圍為 5db 至 130db，但是會隨著人的衰老對高頻音的敏感度逐漸衰退，成年人聽覺的音域大約降至 16kHz，老年人則在 5kHz，或是長時間在噪音騷擾或使用高音量的話筒也會對高頻音較為不敏感，而正常人的談話頻率約在 500Hz 至 4kHz，表、聽力受損程度分級表[3]為聽力受損分級程度。

表、聽力受損程度分級表[3]

聽力受損程度	聽閾	溝通能力
正常聽力	-10~25 分貝	對正常的聲音及與言分辨清楚
輕度聽力受損	26~40 分貝	對細小的聲音難以分辨，如樹林風吹聲
中度聽力受損	41~55 分貝	對日常語言有聽覺的困難，與人交談感到模糊不清，開始需要借助助聽器的幫助
中重度聽力受損	56~70 分貝	對於較大的談話聲、汽車聲仍感

到模糊，助聽器幫助較大

重度聽力受損

71~90 分貝

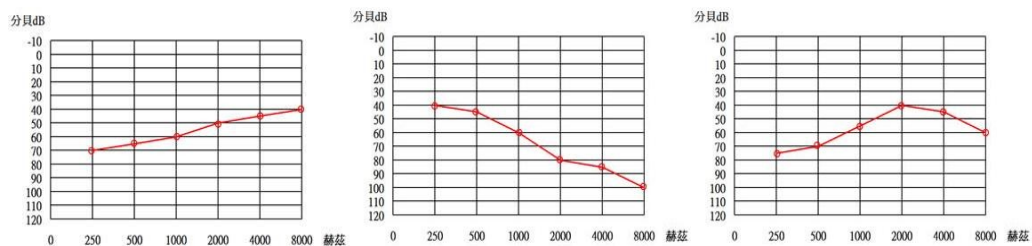
對於叫喊聲音及洪亮的聲音，如
汽車喇叭聲、鼓聲才有反應，助
聽器幫助較大

極重度聽力受損

91 分貝以上

通常極難感覺聲音的存在，需要
靠助聽器輔助，才能感受聲音的
震動力。

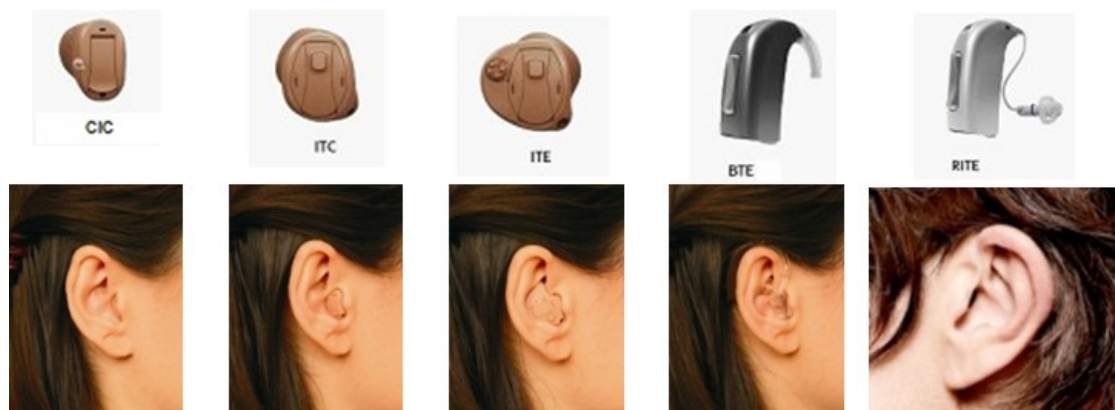
前部分所提的聽力問題皆為年紀增長或平常的習慣造成的聽力障礙，實際上聽力障礙還區分為傳音性重聽、感音神經性神經重聽及混合性重聽三種，其中傳音性重聽症狀為低頻音較差高頻音較佳，而感音神經性重聽症狀則與傳音性神經相反，所以混合性重聽則包含兩者，圖、聽力圖[3]從左至右分別為傳音性、感音神經性及混合型重聽聽力圖，此圖為調校助聽器之重要參考依據。



圖、聽力圖[3]

第2節 助聽器簡介

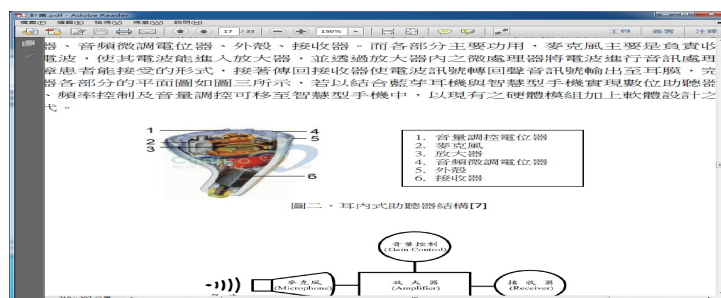
助聽器是協助聽覺障礙者能更清楚聽見聲音的輔具。這些聽覺障礙者通常是長期處於高噪音環境下工作者所造成的耳膜傷害或因器官老化所造成的老年性聽障，通常可使用助聽器來達到聽力的改善。在助聽器上，除類比式助聽器與數位式助聽器的差別外，外觀上其實也有區分，如耳掛式、耳內式、耳道型等，除外觀不同外，也各有其優缺點；耳掛型助聽器提供了較強功率，適合聽力嚴重受損使用，價格也較便宜；耳道型助聽器較其它者配戴時來的美觀，但是因為體積小所以功率和功能也相對的受到限制，其價格也相對的較高。



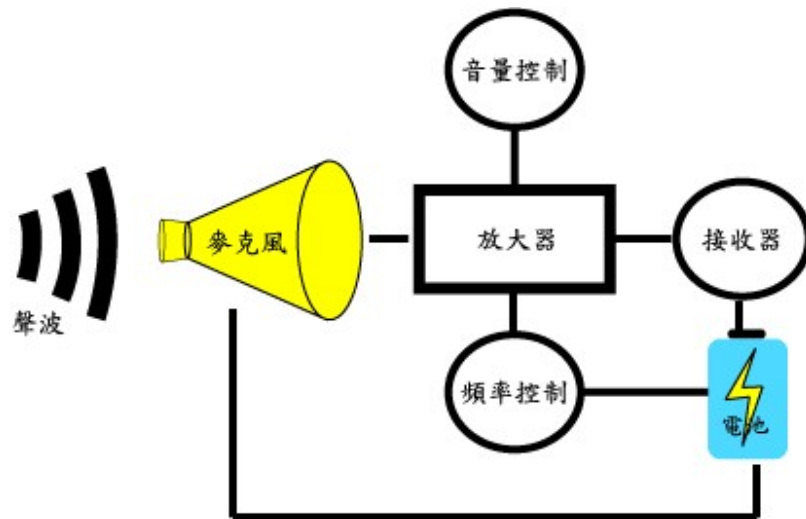
圖、各式助聽器樣式[4]

在功能上的分類，一為氣導式助聽器，二為骨導式助聽器，而其主要差別是在氣導式是透過擴大的聲音經由耳膜到達耳內，屬於非神經傳導性聽力受損而骨導式助聽器則是將接收器改為震盪器直接附著於耳後乳突骨上，將擴大的聲音直接傳進耳內，此方法是提供給傳導性聽力損失者適用。將助聽器剖析後觀看其構造圖，如圖、耳內式助聽器結構[5]所示，主要可區分為以下幾個部分：

音量調控電位器、麥克風、放大器、音頻微調電位器、外殼、接收器。而各部分主要功用，麥克風主要是負責收集周圍聲音並轉換為電波，使其電波能進入放大器，並透過放大器內之微處理器將電波進行音訊處理，使電波轉為符合聽障患者能接受的形式，接著傳回接收器使電波訊號轉回聲音訊號輸出至耳膜，完成助聽的功能。助聽器各部分的平面圖如圖、助聽器各部分的平面圖所示，若以結合藍牙耳機與智慧型手機實現數位助聽器之功能，其中放大器、頻率控制及音量調控可移至智慧型手機中，以現有之硬體模組加上軟體設計之音訊處理可以完全取代。另一種專門提供高頻聽力受損病患設計的移頻助聽器，移頻助聽器主要是將頻帶訊號進行壓縮至其它頻帶，由於高頻聽損者使用非移頻式助聽器，高頻部分若使用增益補償方式效果非常有限，而此技術主要是將高頻部分轉至使用者尚有聽力殘存的頻帶，達到聽力重現。



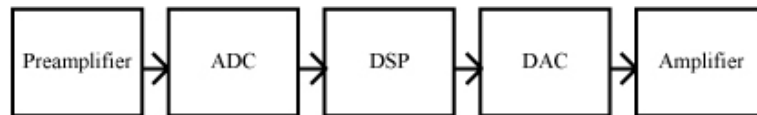
圖、耳內式助聽器結構[5]



圖、助聽器各部分的平面圖

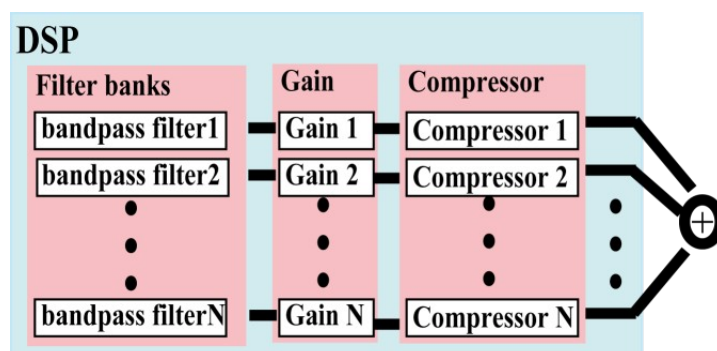
目前造價昂貴的全數位式助聽器，它將所有相關設定進行設定完成之後透過電腦程式進行處理後再做輸出；全數位式助聽器主要架構如圖、數位式助聽器方塊圖所示，將類比訊號經 ADC 轉換器取樣後，送進數位訊號處理器進行音訊處理，其處理包含原本助聽器的多頻帶壓縮、增益補償策略、噪音消除、主動回饋音偵測及消除等功能，這樣能使得配戴者獲得較佳的滿意度。文獻[6]中也提及使用數位助聽器能帶來的好處，由於聽障患者未必能聽到所有頻帶，因此多頻帶壓縮的音訊處理將聲音透過濾波方式將訊號分割成多個頻帶，再針對不同頻帶提供不同增益補償，若為高頻音則將此頻帶壓縮至聽障患者所能聽到的頻帶；噪音消除部分則是傳統助聽器無法實現的，由於許多環境中噪音往往大於語音信號，使助聽器放大聲音後使用者較不容易聽到語音部分，但透過數位訊號處理器進行運算處理後，將噪音雜訊消除或降低，使聲音更乾淨，因此提高助聽器之清晰度；主動回饋音偵測及消除這部分在類比式助聽器也無法完

成，其原因為助聽器輸出之聲音又重複被麥克風接收，在不斷循環下會出現高頻噪音，這使佩戴者感到不舒適。最新的全數位式助聽器發展還包含人工智慧部分、資料自動儲存部分等，使得在選配調整時能有更多的依據。



圖、數位式助聽器方塊圖

在訊號處理器部分主要是將送進的離散訊號先透過低通、高通或帶通濾波器切割成 2 至 64 個頻帶，並且透過不同的增益補償機制將各頻帶依照聽力圖調整並放大至聽障患者可聽到的範圍，在增益補償過程中會將某些頻帶聲音放大至使聽障者感覺不適，此時需再透過壓縮將聲音縮小，達到使聽障者感覺舒適的聲音。完整訊號處理器部分的區塊圖，如圖、助聽器 DSP 區塊圖所示。



圖、助聽器 DSP 區塊圖

第3節 Filter Banks 設計

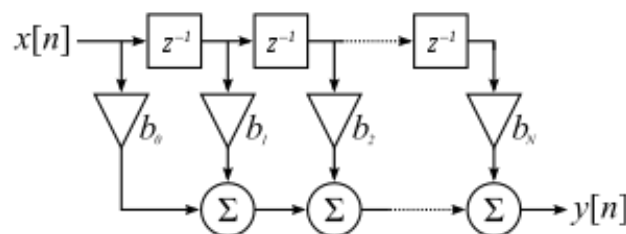
首先訊號進入 DSP 後會先經過 Filter Bank，在 Filter Bank 中有三個主要的參數：濾波器型態、濾波器階層及濾波器個數，透過此三個變數即可將聲音切割成數個頻段；在數位濾波器部分，濾波器主要分為 Finite Impulse Response (FIR) (有限脈衝響應) 濾波器及 Infinite Impulse Response (IIR) (無限脈衝響應) 濾波器，助聽器在硬體上的實現大多使用 FIR Filter，但是如果需要降低運算量則會選擇使用 IIR Filter，文獻[7]中提到使用 FIR Filter 來實現帶通濾波器，透過 Matlab 模擬結果顯示，若需要達成所需的帶通濾波效能需要 2029 階濾波器參數。若換成 IIR Filter 則只需要 6 階層的 Butterworth bandpass filter 即可完成；濾波器階層數會影響其濾波效果是否能達到最理想的帶通設計；濾波器個數即是所需要切割的頻帶數，每個頻帶的切割範圍根據聲學基礎 1/3 octave 來切割[8-10]，此為最符合人類的聽力的聽覺頻帶。

FIR 濾波器架構不具有回授訊號的特性，其有限區間的脈衝響應可使用數學式公式(1)表示， $h(n)$ 表示為數位濾波器的脈衝響應， n 表示為離散時間訊號的索引， τ_1 及 τ_2 為常數，其差分表示如公式(2)， $y(n)$ 為離散時間 n 濾波器結果輸出， b_k 是濾波器參數。而 FIR 濾波器的優點則是設計簡單且保證為 bounded input-bounded output (BIBO)穩定；透過設計濾波器參數為對稱的也可以保證其輸出為線性的，這是對於音樂或影音非常重要的特性。IIR 濾波器區塊圖如圖、FIR 濾波器區塊圖所示。IIR 濾波架構具有回授訊號特性，輸出的結果 $y(n)$ 會與之前的輸出 $y(n-1), y(n-2), \dots$ 、輸入 $x(n-1), x(n-2), \dots$ 及當前輸入 $x(n)$ 有關[11]，其

關係式表示如公式(3)，其中 k 為濾波器階層， b_0, b_1, \dots, b_n 及 a_1, a_2, \dots, a_n 為濾波器參數，其方法為利用雙線性轉移函數的原理設計出類比式低通濾波器，再透過低通、高通或帶通轉移函數進行 s-domain 至 z-domain 的轉換，即可得到濾波器參數。公式(4)為公式(3)之 z 轉換後之數學差分方程式，公式(5)表示其轉移函式。圖、IIR 濾波器區塊圖為 IIR 濾波器區塊圖。而其優點則是較常使用於需要高速運算的設計因為此濾波器只需要比 FIR 濾波器使用較少乘法器即可達成，此外還可設計具有離散型式的頻率響應的類比濾波器；而其缺點則是所設計出來的系統是非線性，但如果設計不當還可能造成效果不穩定。IIR 濾波器因為使用有限的 bits 來表示濾波器參數，所以對濾波器參數的量化錯誤要非常敏感，而降低其敏感度的方法則是將濾波器使用串聯的設計。IIR 濾波器區塊圖如圖、IIR 濾波器區塊圖所示。[11]

$$h(n) = \begin{cases} 0, n \leq \tau_1 - \infty < \tau_1 < \tau_2 < \infty \\ 0, n > \tau_2 \end{cases} \quad ()$$

$$y(n) = \sum b_k x(n-k) \quad ()$$



圖、FIR 濾波器區塊圖

$$y(n)=b_0 x(n)+b_1 x(n-1)+b_2 x(n-1)+\dots+b_k x(n-k)-a_1 y(n-1)-a_2 y(n-2)-\dots-a_k y(n-k)$$

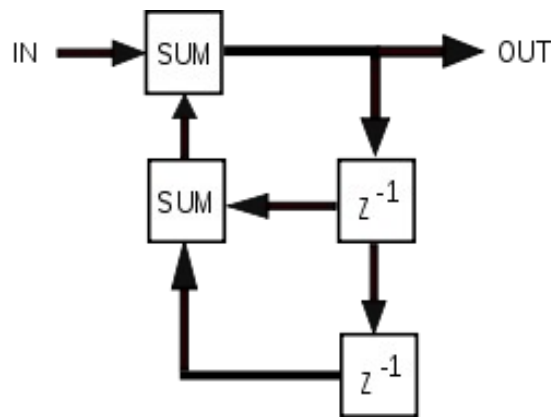
()

$$Y(z)=b_0 X(z)+b_1 z^{-1} X(z)+\dots+b_k z^{-k} X(z)-a_1 Y(z) z^{-1}-a_2 Y(z) z^{-2}-\dots-a_k Y(z) z^{-k}$$

()

$$H(z)=\frac{Y(z)}{X(z)}=\frac{b_0+b_1 z^{-1}+\dots+b_k z^{-k}}{1+a_1 z^{-1}+\dots+a_k z^{-k}}$$

()



圖、IIR 濾波器區塊圖

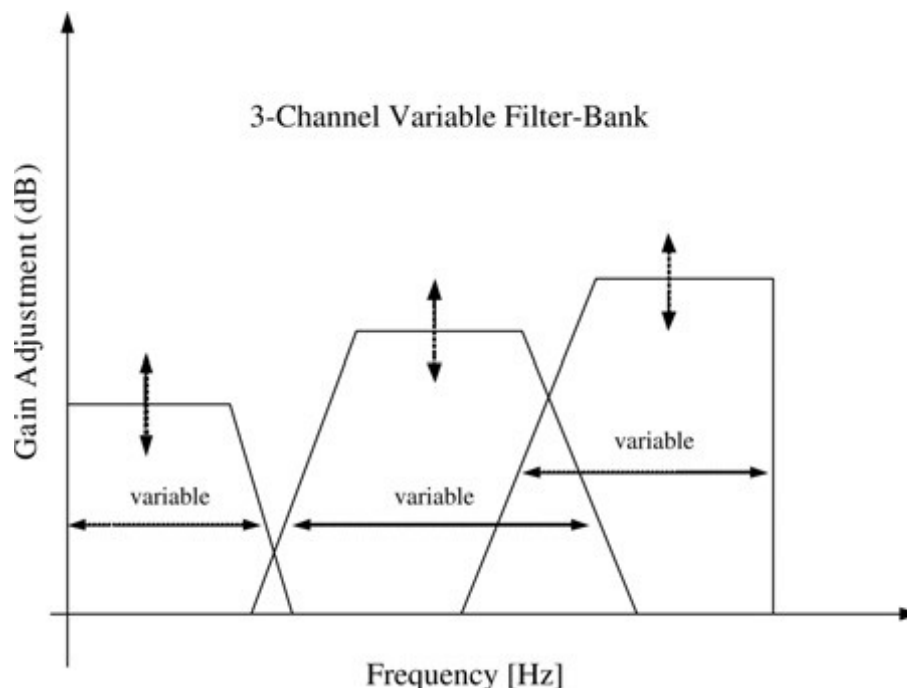
IIR 數位濾波器參數的取得主要先透過原形類比濾波器，如：
 Butterworth、Chebyshev 及橢圓等低通濾波器，先取得原形類比濾波器後透過類
 比到數位濾波器轉換，如：脈衝不變轉換及雙線性轉換等，將其濾波器從類比
 轉至數位，接著可進行頻帶轉換將低通類比濾波器轉成帶通、帶止及高通等數
 位濾波器，主要方法如下圖、IIR 濾波器設計方式 1 及圖、IIR 濾波器設計方式
 2 所示，透果此兩種方法即可完成我們所要的濾波器參數也從 s domain 轉至 z
 domain 後取得 H(z)中相關的濾波器參數。[12]

圖、IIR 濾波器設計方式 1

圖、IIR 濾波器設計方式 2

文獻[13]提出提供助聽器使用之三頻帶動態濾波器組，此濾波器組主要透過低通、帶通及高通三種濾波器，這三種濾波器使用 Chebyshev type1 透過修改後的雙線性轉換進行頻帶轉換來設計所需濾波器，因此此設計也較具彈性，可依照不同聽力圖進行適當的調整來也可減少濾波器的數量，透過 numerator coefficient-symmetries 方法每個頻帶的動態濾波器僅需一個乘法器，整個系統只需 11 個乘法器及 14 個加法器，其示意圖如圖、三頻帶動態濾波器組[13]所示。

文獻[14]透過 frequency-response masking 技術來產生八頻帶的 uniform spaced subbands，且兩個 Half-Band 的 FIR 濾波器做為濾波器雛形可有效提升計算效能，其結果使用 15 個乘法器能使濾波器組在截止區達到 80 db 的衰減。



圖、三頻帶動態濾波器組[13]

第4節 增益補償策略

目前市面上有許多補償策略，主要目標有兩種，一是使聲音感知達到音響標準化，主要是讓聽障者對聲音的感知可達到正常人的標準響度，另一是達到最大語音理解度。

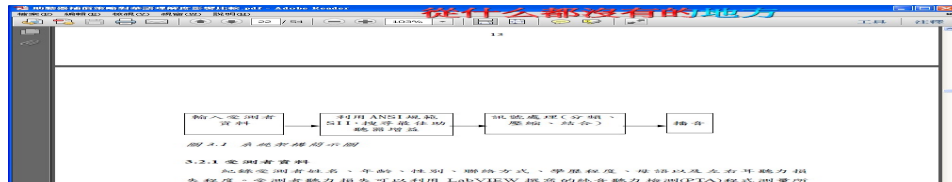
助聽器的補償策略是提供驗配時的準則，使其配戴者能得到較舒適的聲音輸出，最早的驗配準則出現於 1935 年由 Knudsen 和 Jones 提出，方法為每 1 dB 的聽力損失則需要補償 1 dB 增益；在 1944 年由 Lybarger 提出的 half-gain rule，方法為將每一分貝的聽力損失則補償 1 / 2 dB，這兩者是最早提出的補償驗配策略。相關補償策略研究至今除了線性補償外還有非線性補償策略兩種，其中較

有名的線性補償策略有上述的 half-gain rule 及 POGO、POGO II、NAL、NAL-R、DSL 和 NAL-RP 等，非線性部分補償策略有 NAL-NL1、DSL[I / O]、及 FIG6 等，而這些補償策略主要針對國外，在文獻[15]提到前述 DSL[I/O]及 NAL-NL1 補償策略皆是以英語系國家而設計，且文獻[16]已證實 NAL-NL1 的最大化語音理解度較優，但是並未證明在其他語系國家同樣具有最大話語音理解度，文獻[15]提出針對華語能有最大化語音理解度的 HSE 補償策略。[15, 17] 相關補償策略簡介如下[17]：

- ✓ NAL：National Acoustic Laboratories，於 1976 年由 Byrne 和 Tonisson 提出，主要希望達到最大可聽度，但因未達調適驗配目的而有 NAL-R 及 NAL-RP 等相關修正。
- ✓ POGO：Prescription of Gain and Output，於 1983 年由 McCandless 和 Lyregaard 提出，主要注重低頻的增益補償，其方法沿用 half-gain rule，在低頻頻帶使用 1/2 dB 的補償再加上常數。
- ✓ NAL-R：NAL-Revised，於 1986 年由 Byrne 和 Dillon 提出，主要達到最大語音理解度而設計，並希望能對語音舒適度提高
- ✓ POGO II：則於 1988 年由 Schwartz Lyregaard 和 Lundh 提出，主要對重度聽障，指聽損程度大於 65 dB 時，每增加 1 dB 聽損則補償 1 dB 增益。

- ✓ NAL-RP : NAL- Revised, Profound , 於 1991 年由 Byrne, Parkinson 和 Newall 提出，主要目標語 NAL-R 相同，但針對極重度聽損者而修正。
- ✓ FIG6 : 於 1993 年由 Killion 和 Fikret-Pasa 提出，主要針對不同大小的聲音輸入分為 40 dB SPL、65 dB SPL 及 90 dB SPL，並依照聽力測試所得的聽力圖獲得其頻帶的可聽度 dB HL 進行不同的增益補償。
- ✓ DSL[I/O] : Desired Sensation Level Input-Output linear compression version，於 1995 年由 Cornelisse, Seewald 和 Jamieson 提出，方法主要將聲音分為 50、65、80 或 90 dB HL 3 種進行測試，主要以達到最大語音理解度及將語音恢復到正常感知範圍。
- ✓ NAL-NL1 : National Acoustic Laboratories nonlinear fitting procedure, version 1，於 2001 年由 Byrne Dillion 等人提出，主要以達到語音最大理解度及恢復語音正常感知為目標，主要測試以 50、65、80 dB HL 等 3 種音量來進行調適。 [18]
- ✓ HSE : Hearing& Speech Engineering lab，於 2005 年提出，對於華語補償策略達到最大語言理解度為目的，並與 NAL-NL1 及 DSL[I/O]進行比較，HSE 在華語進行補償策略時語音理解度能有較好的結果，圖、HSE 系統架

構[15]為測試方法首先輸入使用者聽力資料並透過 ANSI 規範的 SII 找尋最佳的增益，接著隨機選擇補償策略進行訊號處理及播音，並統計其分數。
[15]



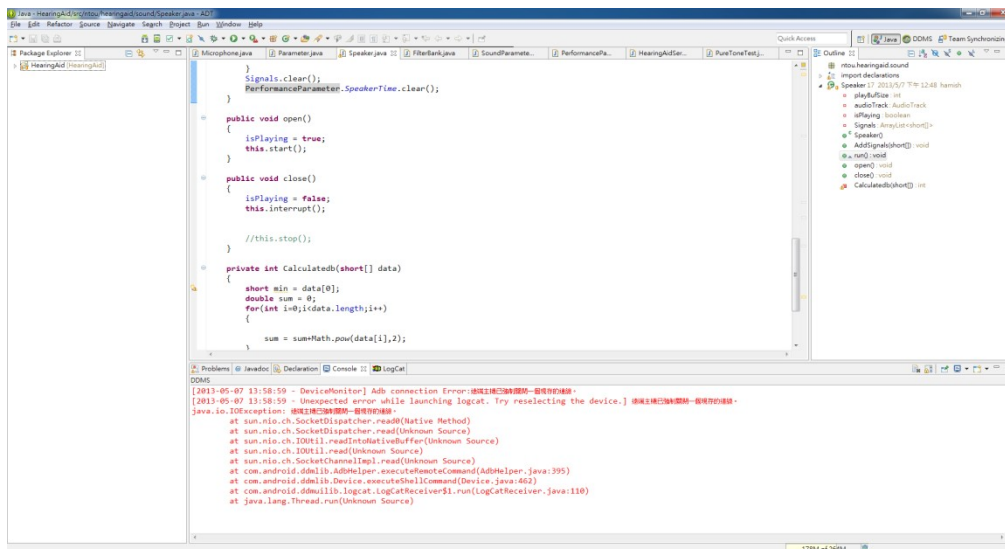
圖、HSE 系統架構[15]

第3章 研究方法

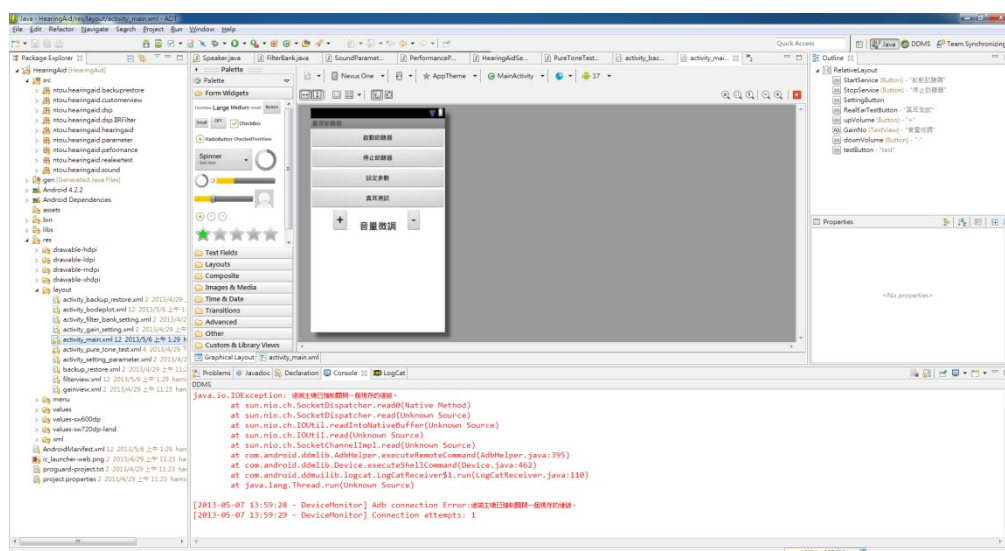
第1節 開發環境

- Eclipse
- HTC Desire Android 智慧型手機
- HTC One X+ Android 智慧型手機
- Jarbra Clipper 藍牙耳機
- PHILIPS SHP2000 有線耳機

軟體架構實現使用 eclipse 來做為 Android IDE 開發平台，近期 Android 官方也提供已與 Android SDK 整合好的 eclipse IDE 平台，給開發者直接下載使用，僅需安裝對應的 Android 平台版本，整個開發過程皆使用 Java 來進程式撰寫，並透過 XML 黨進行系統權限設定及使用者介面編排，其開發介面如圖、eclipse 開發 IDE 介面 1、圖、eclipse 開發 IDE 介面 2 所示，在大部分開發也可使用 Android 模擬器來驗正程式執行結果，其介面如圖、Android 模擬器介面所示。由於希望程式開發版本方便控管也使用 SVN 來進行版本控制。



圖、eclipse 開發 IDE 介面 1



圖、eclipse 開發 IDE 介面 2

在硬體設備則使用 HTC Desire 及 HTC One X+ Android 智慧型手機來進行系統測試，作業系統分別為 Android 2.2 及 Android 4.1.1，主要是希望此系統能支援大部分平台，並且依照手機等級差異來比較執行效能；藍牙耳機部分則使

用 Jabra Clipper 立體聲藍牙耳機，做為聲音接收或輸出使用。



圖、Android 模擬器介面

第2節 系統架構

本論文提出人人買得起、處處可見之智慧型手機與藍牙耳機(傳統耳機亦可)，取代原有的昂貴的助聽器。智慧型手機及藍牙耳機幾乎是人人的基本配備，如圖、數位式助聽器架構與論文系統架構對照關係圖所示，使用者只需要將藍牙耳機與支援藍牙功能手機配對連接後，藍牙耳機的麥克風(使用手機麥克風亦可)負責接收周圍聲音，並將音訊訊號傳至智慧型手機上，再透過指定的音訊模

組進行音訊分析處理(此音訊處理模組即原助聽器的頻帶切割、音頻放大模組等)，再透過藍牙方式傳至藍牙耳機輸出，即可完成助聽器功能，如圖、數位式助聽器架構與論文系統架構對照關係圖所示，藍牙耳機部分即助聽器上的麥克風與接收器，而原助聽器中之運算工作，包含頻帶切割、音頻放大等部分，則由智慧型手機內開發之軟體模組取代。



圖、數位式助聽器架構與論文系統架構對照關係圖

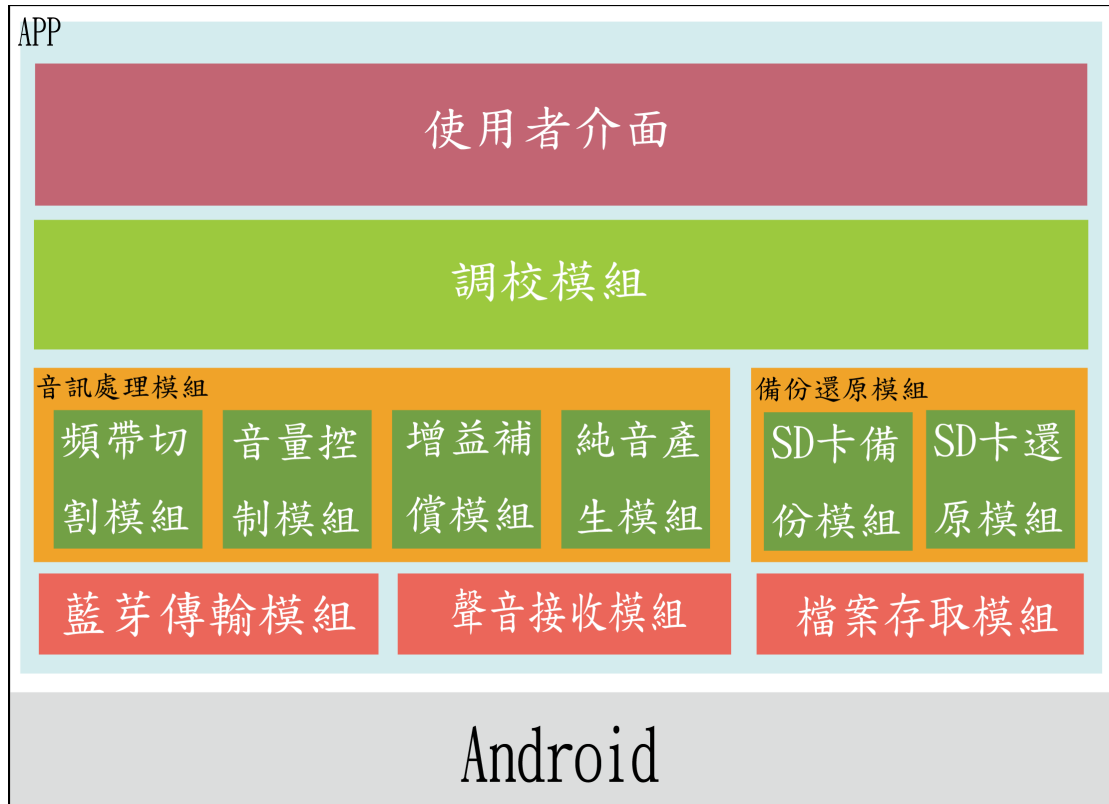
當使用者下載並安裝本論文所開發之助聽器應用程式後，需先將藍牙耳機與具備藍牙功能的智慧型手機進行配對，本論文暫不考慮支援雙待機模式之智慧型手機，而是以系統原本的內建程式進行配對，因此一般市售的藍牙耳機皆能執行所開發的程式以取代昂貴的助聽器，系統啟動流程如圖、系統啟動流程

所示。

圖、系統啟動流程

第3節 軟體架構

如圖、軟體架構圖所示，在軟體架構中，本論文以 Android 2.2 版為底層作業系統，應用程式分為七大模組，分別為使用者介面、系統調校模組、音訊處理模組、備份還原模組、藍牙傳輸模組、聲音接收模組及檔案存取模組，這七大模組中使用使用者介面、音訊處理模組、藍牙傳輸模組及聲音接收模組為助聽器軟體執行時的核心架構，除了提供使用者簡潔的操作介面，並且內建多種預設助聽模式供使用者選擇，選擇預設模式後系統能載入預先寫入的設定檔，提供使用者直接使用，仍能進行音量微調，聲音的來源分為藍牙耳機或手機內建麥克風產生的聲音兩種，設定完成即可透過音訊處理模組將聲音處理，如此一來即可取代原有的數位式助聽器中的微電腦。此軟體架構提供基本的功能之外且提供市面上助聽器無提供的功能，如 SD 卡備份還原機制，方便使用者在手機維修或系統還原後的設定參數回復等便利功能；純音產生主要是因應設備間的差異導致輸入輸出結果有所差異而設置，也能讓專業人員直接透過此程式對使用者進行驗配，使裝置間差異問題得以解決。



圖、軟體架構圖

第4節 軟體模組功能簡介

本論文提出助聽器軟體架構，選用 Android 做為此論文的開發測試平台，因其為目前最普及之智慧型手機作業系統之一，且 Android SDK 容易取得，應用程式開發平台較其他封閉式作業系統來的有彈性，同時支援以 Java 為開發工具，這使開發過程能更快上手。

使用者介面

使用者最直接接觸的是使用者介面模組，由於聽力障礙大部分屬於老年性

重聽，所謂的銀髮族族群，銀髮族群對功能複雜的手機感覺較為陌生，所以開發的介面提供簡潔的使用環境，如此可縮短銀髮族群對資通產品的距離，使銀髮族群也能使用此應用程式，讓智慧型手機能有更廣泛的用途。

調校模組

調校模組主要提供不同設備間校正使用，不論手機或藍牙耳機各廠牌所生產出來的裝置並無統一標準，不同於專業醫療器材需經過多項認證使其符合標準，如：有些可能是手機麥克風接收靈敏度的差別，導致聲音在某些裝置接收上聲音過大或過小，有些是藍牙耳機裝置上的輸出或輸入等差別，為了使此應用程式較具彈性及符合大部分裝置，此模組提供類似純音聽力檢測功能，可以使不同廠牌的手機或藍牙耳機提供使用前校正，這樣可解決目前無標準化的設備一個參考基準，提供使用者合適的設定參數。

音訊處理模組

軟體架構中取代助聽器中 DSP 核心為音訊處理模組；所有聲音來源必須依系統校正後的增益補償參數送入此模組進行頻帶分割及增益補償處理，而處理後的音訊可能還會有噪音、回饋音等問題，未來可以再透過更新或加入其餘的音訊模組如噪音消除模組、主動式回饋音偵測及排除模組等，進行更進一步的處理，使聲音效果能更佳。此模組是整個系統的核心，但是其設計的演算法好

壞影響使用後的評價；為了使專業聽力師協助驗配時，進行頻帶切割能有更精確的考量，本系統特別將 Matlab 上 Bode Plot 瀏覽功能實現在此系統上。

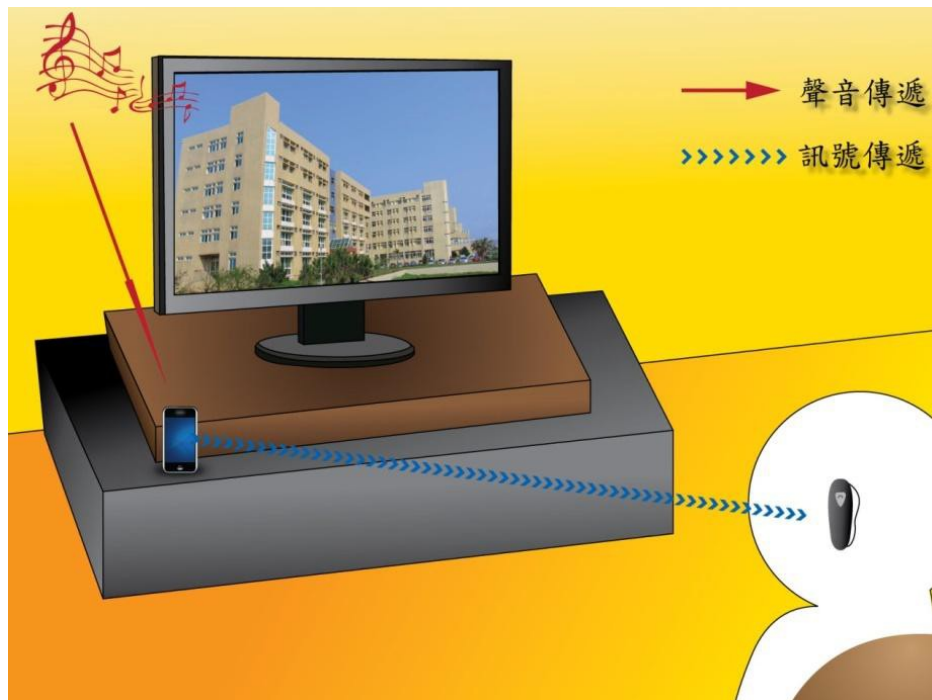
備份還原模組

資料備份模組主要提供設定檔備份儲存還原使用。由於目前智慧型手機之內部資料或作業系統有時可能無預警崩潰或當使用者智慧型手機遺失、損壞或新購手機時，即可透過資料備份模組取回先前儲存於記憶卡中之聽力設定檔免除重新設定及驗配等問題。

藍牙傳輸、聲音接收、檔案存取模組

在底層模組主要負責各功能模組與手機硬體溝通控制使用，如藍牙傳輸模組及聲音接收模組。藍牙傳輸模組主要負責此模組負責管理藍耳機麥克風及藍牙裝置狀態，使程式可以透過藍牙耳機麥克風取得聲音訊號，進而可以將轉換完畢的聲音訊號透過藍牙模組回傳至藍牙耳機的接收器，讓使用者可以較輕鬆聽到聲音訊息；聲音接收模組負責接收來自不同來源的聲音，送入音訊處理模組進行轉換。聲音來源有兩種：從藍牙耳機、自手機麥克風，送入音訊處理模組進行轉換，再經藍牙傳輸模組傳送到藍牙耳機進行輸出，此外，此模組還可以将聲音來源切換為手機內建麥克風，由於使用者在不同情境下，可能會距離聲音發源端較遠，這對藍牙麥克風收音相對較差，此時能將電話置於聲音發源

端附近，由手機內建麥克風收音，經聲音接收模組送入音訊處理模組進行轉換再經藍牙傳輸模組傳送到藍牙耳機進行輸出，如此就可以不用擔心藍牙麥克風收音效果及範圍。如圖、電視與藍牙耳機結合應用情境圖所示，當使用者要收看電視時，可能因為電視離使用者有一段距離，造成使用者聽不清楚電視的聲音，此時，只要將手機放置於電視旁，利用手機進行收音，使用者即可透過藍牙耳機清楚地聽到電視的聲音。



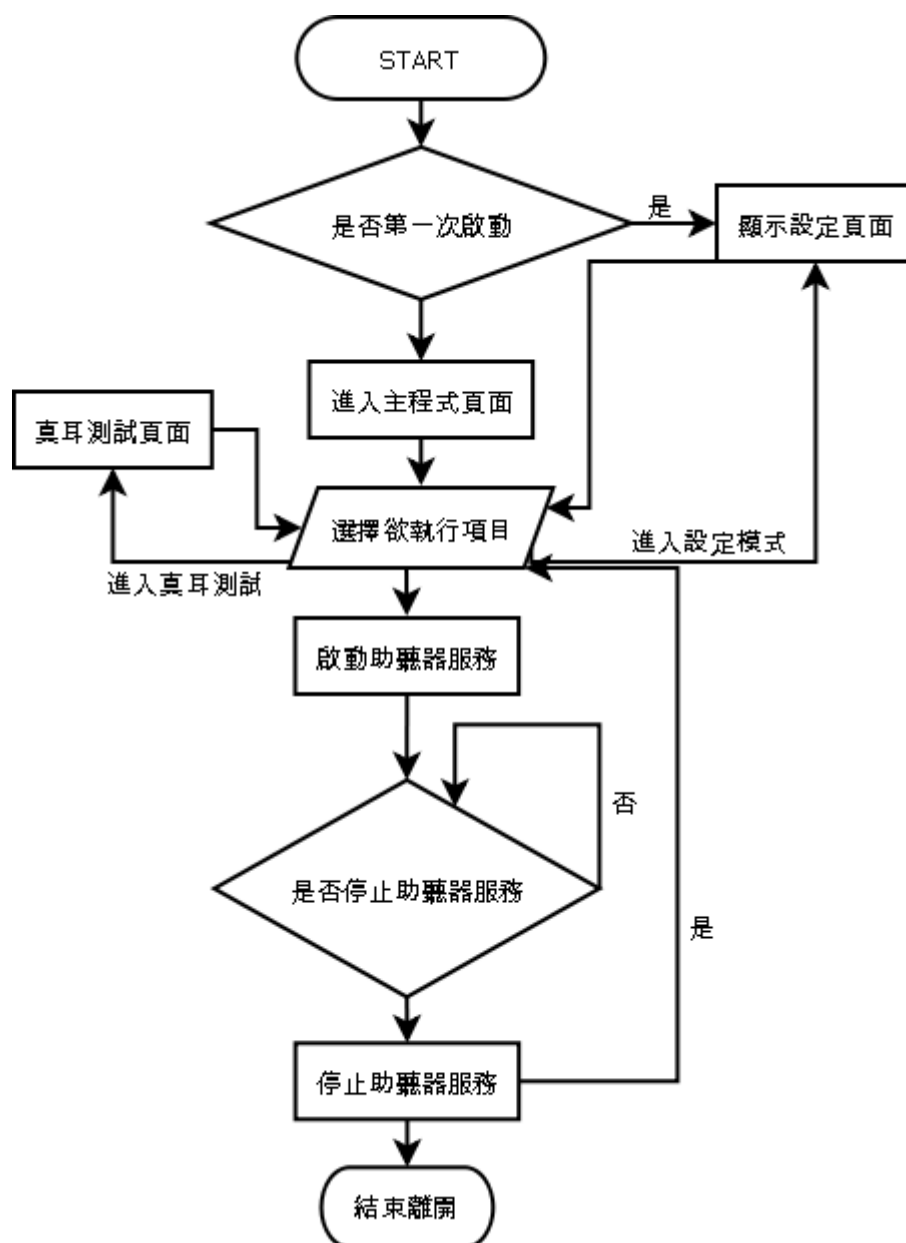
圖、電視與藍牙耳機結合應用情境圖

第5節 軟體實做方法

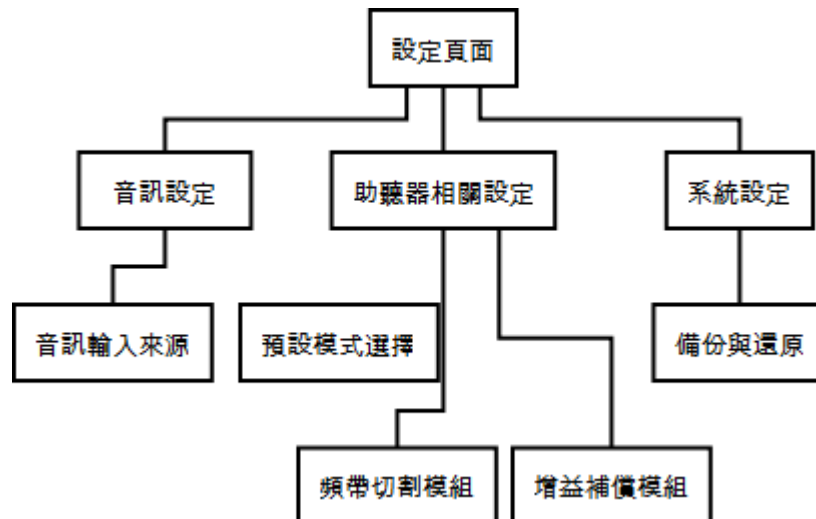
本論文在此節主要介紹整個系統的運作流程、部分系統實做方法介紹及實做時相關限制；使用者安裝此系統後由於沒有任何設定檔，系統將自動進入設

定頁面進行第一次啟動後設定，主要設定內容包含聲音訊號來源、預設模式或自訂模式選擇，如果程式是因重灌而導致設定檔不存在則可以透過備份還原系統來將備份檔還原，詳細流程圖如圖、系統執行流程圖。

設定頁面內包含助聽器所需的多項設定，如圖、設定頁面組織架構所示，包含聲音來源、預設模式或頻帶切割及增益補償設定選擇，聲音來源主要讓程式確認使用何者做為聲音做為輸入，如內建麥克風或藍牙耳機麥克風，輸出部分則因 Android 提供的 SDK 因支援度關係而無法正常切換聲音從有線耳機輸出或藍牙耳機輸出而無法提供此項設定；在助聽器核心設定可以選擇內建的頻帶切割及補償策略或依照使用者需求自行設定兩種，進入頻帶切割模組時，使用者可依其聽力較弱頻帶進行動態的頻帶切割設定，系統在啟動時將會自動算出此頻帶濾波器參數達成頻帶切割效果，完成後即可進入增益補償設定模組，此模組採用非線性增益補償，主要設定聲音大小在 40、60 及 80 dB SPL 時進行不同增益值補償，主要避免如線性增益補償導致聲音及噪音被過度放大等問題備份還原模組則提供快速一鍵備份還原，系統將自動從 SharedPreferences 內取出偏好設定檔，將其設定檔備份至 SD 卡中，或於程式默認 SD 卡位置取出設定檔，並寫回偏好設定檔內。偏好設定檔內包含設定頁面中各種設定參數的備份與儲存，助聽器啟動過程中也需要依照此設定檔內所儲存的參數，將服務初始化。

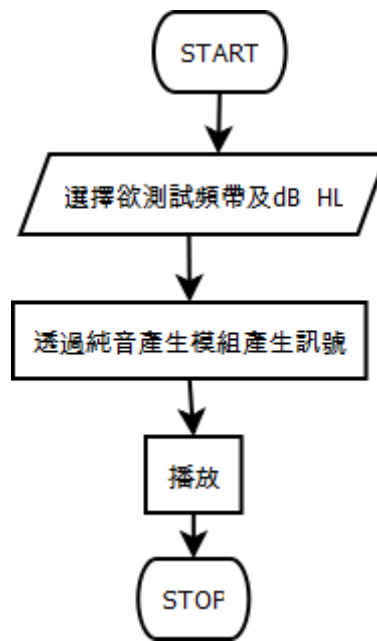


圖、系統執行流程圖



圖、設定頁面組織架構

真耳測試為提供如聽力圖測試相關功能，流程如圖、真耳測試流程圖，主要是透過純音產生模組產生正弦波形，並將音量從對數轉成線性，轉成對映的頻率及響度，使用者可以透過此程式測出的聽力圖給予專業人員調整適當的補償增益數值設定。公式(6)、(7)、(8)為產生正弦波形的主要公式，wavelength 為所需訊號長度、second 為訊號長度、SampleRate 為取樣頻率、amplifier 為對數轉線性放大倍率。



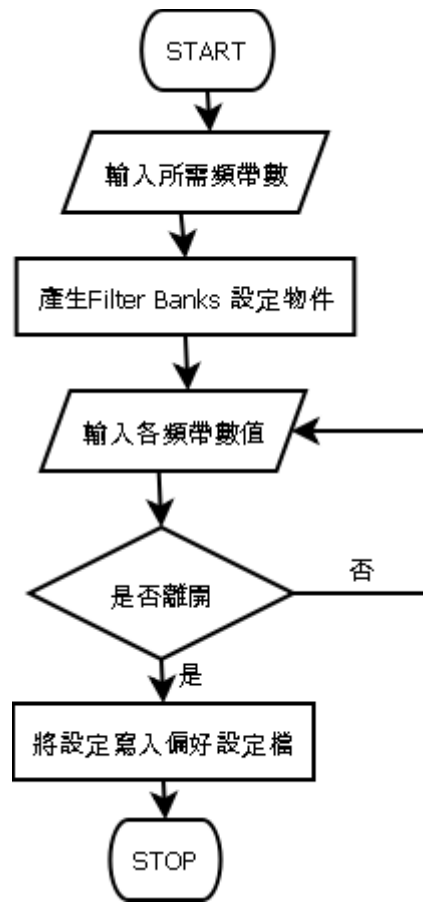
圖、真耳測試流程圖

$$wavelength = \text{second} \cdot SampleRate \quad ()$$

$$\sin(2\pi \cdot i \cdot (SampleRate / Frequency)) * amplifier, i = 0 \cdot wavelength \quad ()$$

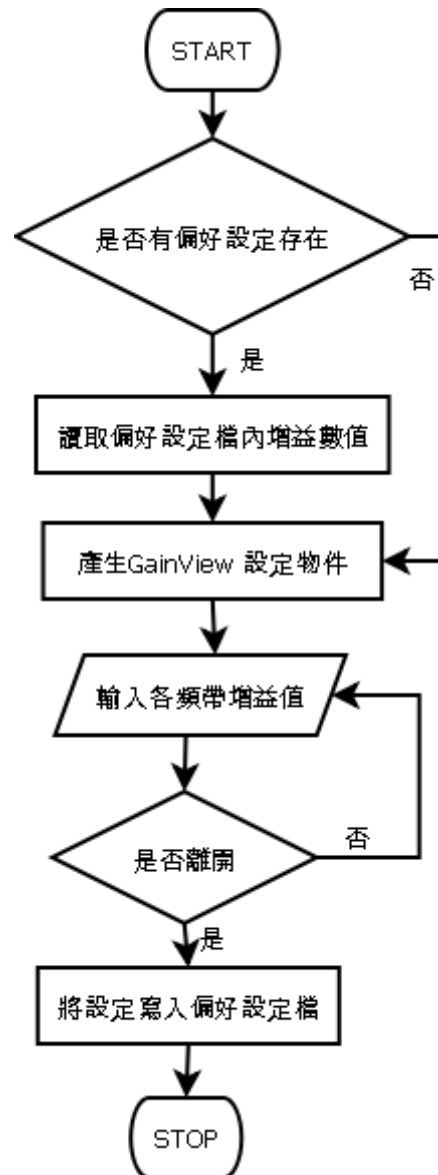
$$amplifier = 10^{dB/20} \quad ()$$

Filter Banks 設定，如圖、Filter Banks 設定流程圖，希望提供使用者依照需求產生頻帶數目，在進行頻帶切割設定前需先決定頻帶數目，程式將自動產生頻帶設定物件數目，使用者只需再逐一填入頻帶切割範圍，頻帶範圍設定完畢後使用者可以透過此程式提供的 Bode Plot 預覽功能查看頻率響應圖、相位圖等專業人員也可不必再透過預設頻帶進行切割，可達到更佳的彈性調整，此外當偏好設定檔儲存後，下次再進入設定頁面，系統將自動載入先前設定。設計過程中也可省去 Matlab 等昂貴套件來驗證頻帶切割的效能。



圖、Filter Banks 設定流程圖

增益補償模組將依照切割頻帶各數產生增益補償元件，每段頻帶增益皆可針對不同聲音響度輸入進行不同增益設定，本程式主要提供 40、60 和 80 dB 三種，設定完成離開設定頁面時系統將自動把設定寫入偏好設定檔，當下次進入此設定頁面時系統將自動讀取設定值載入；完成頻帶切割及增益補償設定即可開始使用助聽器服務。

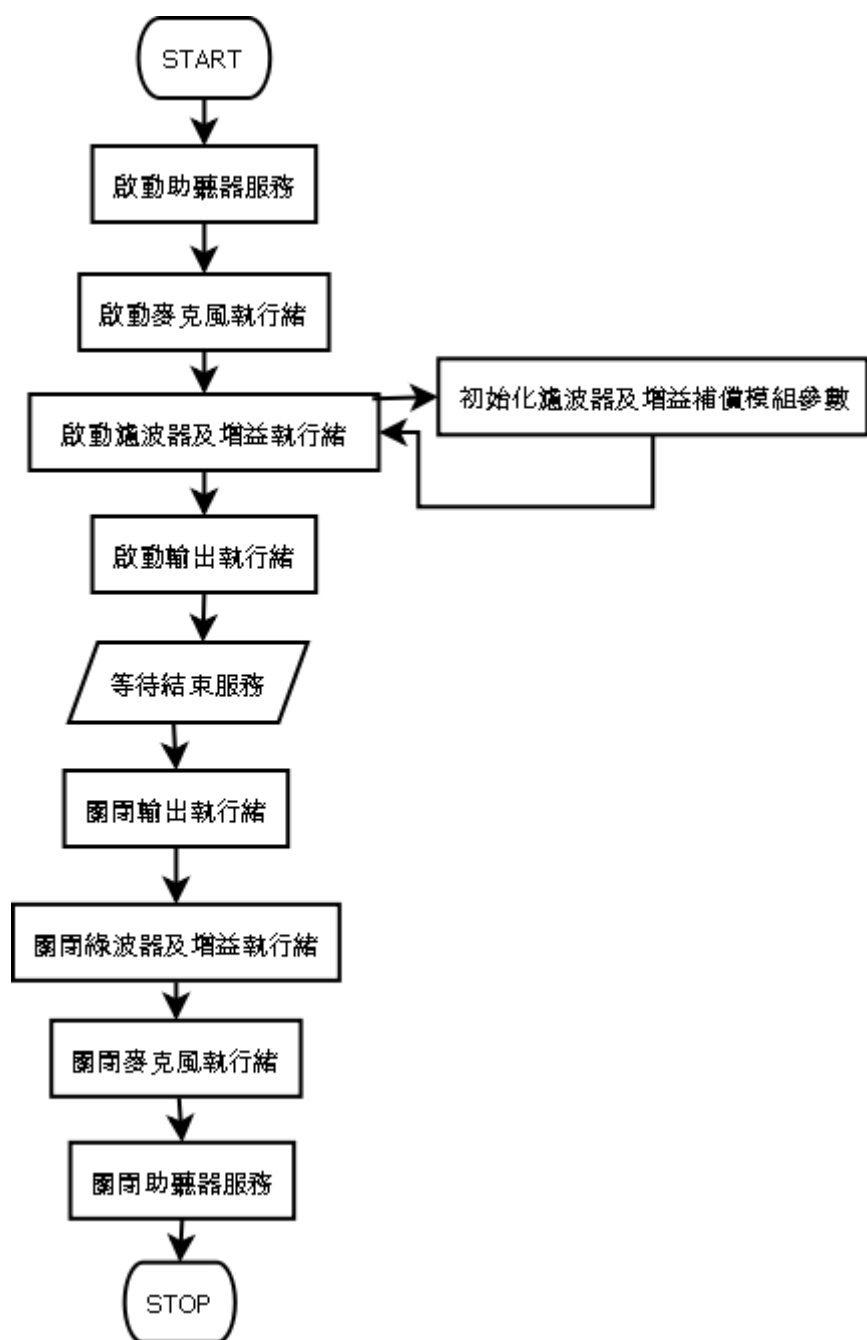


圖、增益補償設定流程

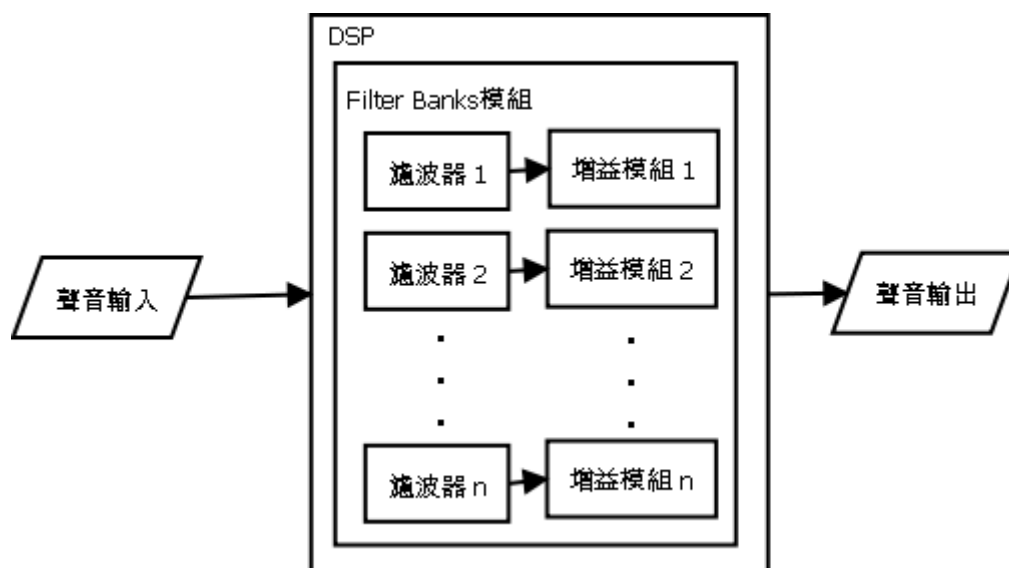
助聽器各參數設定完成，啟動助聽器將依序啟動各模組，如圖、模組啟動流程及圖、DSP 內部運作流程，服務啟動時程式會啟動三個執行緒，分別為麥克風(聲音接收模組)執行緒、濾波器及增益補償(音訊處理模組)執行緒及藍牙耳機輸出(輸出模組)執行緒，模組啟動後分別可取代原助聽器麥克風、接收器模組及最重要的音訊處理模組，基本助聽器功能即可實現，執行效能將在第 4 章

第3節節分析。音訊處理模組主要將聲音切成若干頻帶，訊號經過切割直接傳至增益補償模組，依照輸入的音量進行不同的增益放大，其增益方法如公式(8)將取得信號乘上線性放大數值，音量則透過公式(9)計算而得

$$volume = 10 \log_{10} \left(\sum_{i=1}^n s_i^2 / n \right) \quad (9)$$



圖、模組啟動流程



圖、DSP 內部運作流程

第4章 實驗結果

第1節 Filter Bank 驗證

在數位式助聽器中頻帶(Filter Banks)切割是最重要的部分，本論文透過 Matlab 模擬 IIR Butterworth 六階帶通濾波器，得到帶通濾波參數模擬結果及系統頻率響應 Bode Plot，再透過本論文在 Android 上所開發的動態頻帶切割模組來驗證濾波器設計所產生的濾波器參數及 Bode Plot

Matlab 產生的濾波器參數及 BodePlot 是否有誤，藉此驗證濾波器設計的正確性。當取樣頻率為 8000Hz 時，欲設計 1000 Hz 至 2000 KHz 頻帶的六階 Butterworth 帶通濾波器，以 Matlab 模擬及本論文所開發的程式得到濾波器參數結果分別如表、Matlab 參數模擬結果及圖、Android 參數模擬結果所示，可證明透過此程式所設計動態濾波器可以正確實現在智慧型手機上，如此即可完成動態的頻帶切割，來符合聽障患者需求；圖、Matlab 產生之 Bode Plot、圖、Android 模擬產生之 Bode Plot 及圖、Android 模擬產生之 Bode Plot 可查看其系統頻率響應，Android 所模擬之 Bode Plot

Matlab 所產生之 Bode Plot 相近，如此可透過模擬程式即可得知其系統頻率響應。

表、Matlab 參數模擬結果

濾波器參數

Numerator (b)

0.0011、0、-0.0063、0、0.0158、0、-

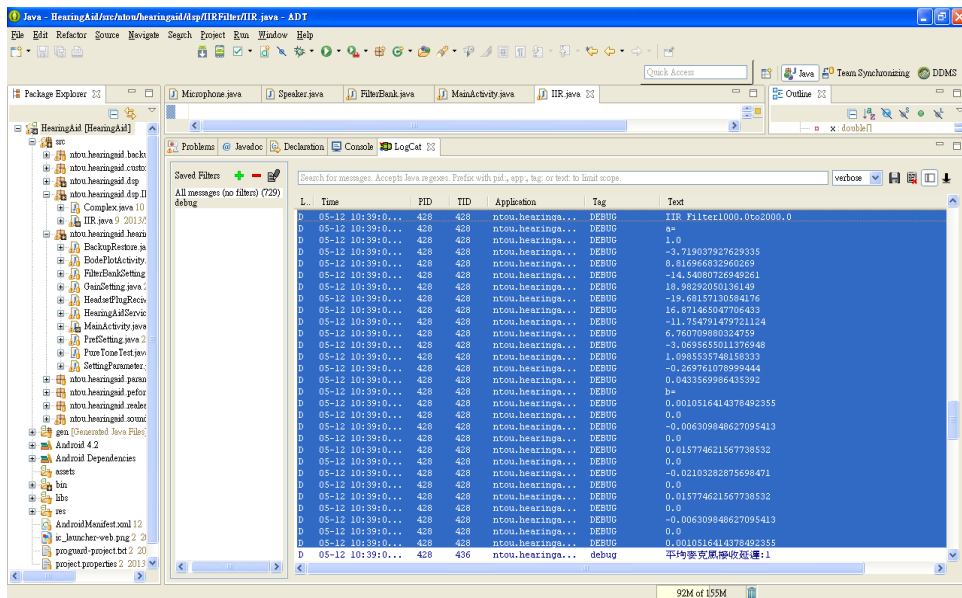
0.0210、0、0.0158、0、-0.0063、0、0.0011

Denominator (a)

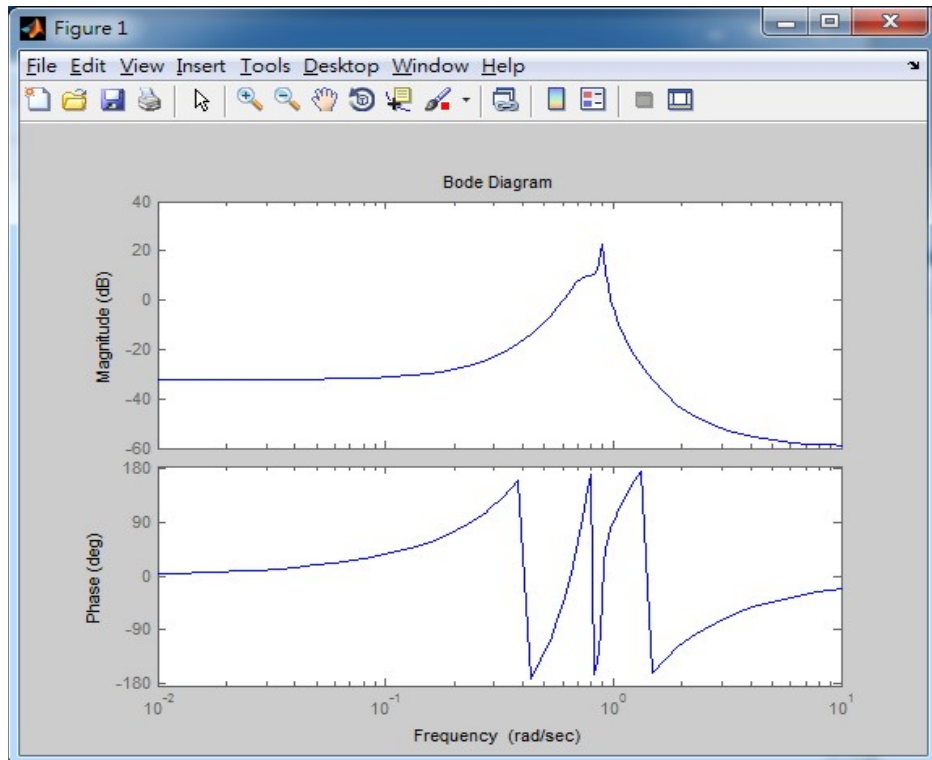
1.0000、-3.7190、8.8169、-14.5407、18.9828、-

19.6815、16.8714、-11.7547、6.7607、-

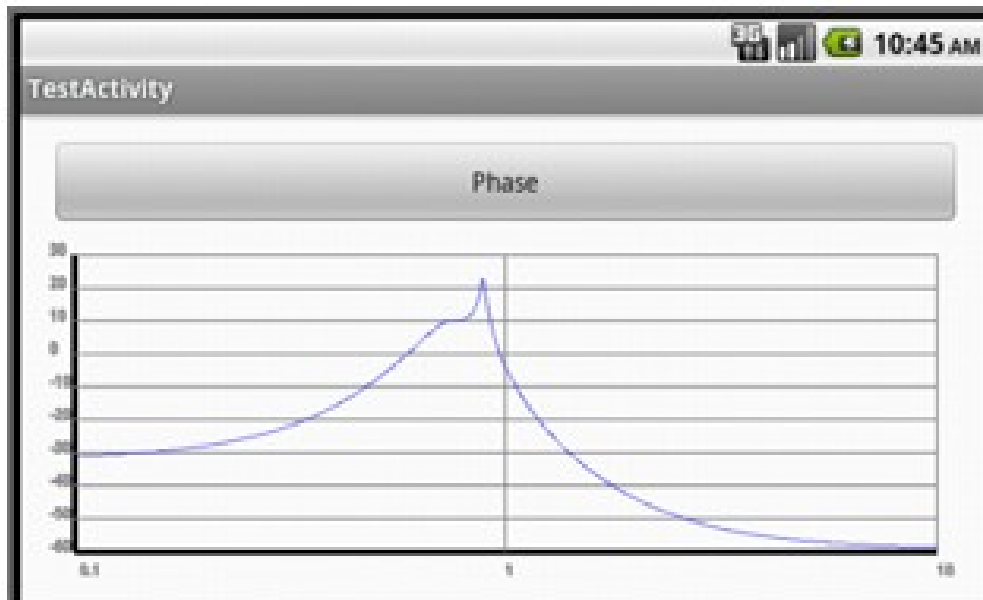
3.0696、1.0985、-0.2698、0.0434



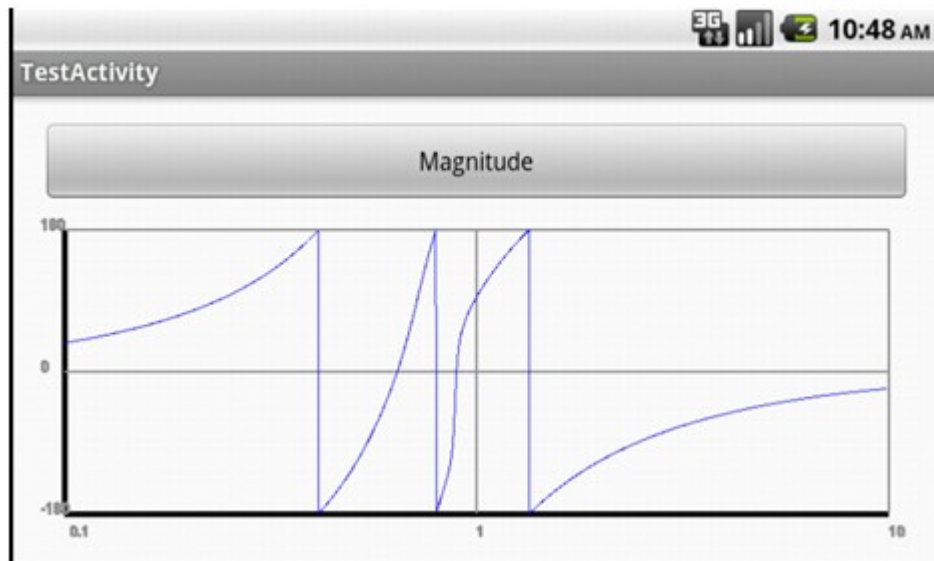
圖、Android 參數模擬結果



圖、Matlab 產生之 Bode Plot



圖、Android 模擬產生之 Bode Plot



圖、Android 模擬產生之 Bode Plot

第2節 助聽器軟體介面

簡易的 Android 操作介面可降低銀髮族使用者對新型資訊產品的恐懼。

圖、主畫面為進入程式後看到的是配戴者會時常使用到的部分，包括啟動助聽器、停止助聽器、真耳測試及音量微調，音量微調功能目前透過 Android 內建音量控制來達到數位式助聽器音量微調的功能，這四部分可完成使用者使用助聽器的基本功能需求及達到聽力輔具校正功能。另外設計有參數設定介面，主要設定包含音訊輸入來源、預設模式選擇及自訂模式，自訂模式可讓使用者依照需求來調整符合自己的頻帶特徵設定，包含頻帶切割及增益補償設定，通常這部分建議由專業的聽力師透過前述的真耳測試功能所取得相關數據，再依照個人需求不同來調整；備份還原功能主要提供使用者具有備援機制的系統，避免機器當機或換手機後設定檔要全部重新設定，透過此機制能將設定檔備份到

SD 卡，以利使用者將設定檔還原。

圖、音訊輸入來源展示提供使用者選擇使用接收聲音的裝置來源的介面；
圖、預設模式展示預設模式介面，提供使用者選擇所需要的模式，程式設計有三種內建模式，當使用者需求不適用內建模式時，此時以自訂模式提供使用者依需求調整；此外，本論文提供動態頻帶分割設定，如圖、動態頻帶切割所示使用者可以輸入所需要的頻帶數，系統就會產生數個頻帶給使用者填入，此外可以透過 Bode Plot 功能查看系統頻率響應圖，如圖、Android 模擬產生之 Bode Plot、圖、Android 模擬產生之 Bode Plot，並可在增益補償時，如圖、增益補償設定，針對各頻帶及不同音量輸入分別設定增益補償數值；在最後完成所有設定後，使用者可以透過備份還原來將設定檔備份，如此可避免更換手機及作業系統還原後設定檔要全部重新設定等問題，相較於市面上助聽器增加許多人性化的彈性設計。



圖、主畫面



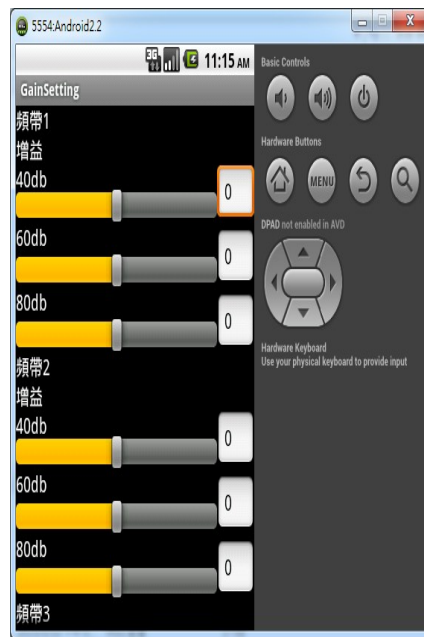
圖、音訊輸入來源



圖、預設模式



圖、動態頻帶切割



圖、增益補償設定



圖、備份還原介面

第3節 效能分析

助聽器主要協助聽障者能夠聽清楚聲音，有時聽障者仍需透過嘴型與助聽器相互配合來理解對話內容，運算時間對於助聽器的效能是非常重要的指標。此部分主要針對運算延遲時間做為效能評估參考，主要效能評估包含音訊輸入模組、音訊處理模組、音訊輸出模組及整體訊號處理延遲時間，除模組延遲時間外，亦選用不同等級之智慧型手機進行效能評估。

效能評估目前使用軟體方式進行分析，在藍牙耳機搭配下，因透過無線傳輸將使延遲延長些，智慧型手機主要使用 HTC Desire 單核心及 HTC ONE X 四核心機種分別執行程式十分鐘取得平均處理時間。其中，平均麥克風延遲為訊號讀取時間、平均 FilterBanks 延遲為訊號從前聲音接收模組傳來至音訊處理模組處理結束所需時間、平均 Speaker 延遲為音訊處理結束傳至 Speaker 至輸出所需時間，整體平均延遲則是從麥克風截取訊號完畢後開始至輸出所耗時間。結果如表、表所示。

表、HTC Desire 各項效能

平均麥克風延遲	35 ms
平均 Filter Banks 延遲	6 ms
平均 Speaker 延遲	41 ms
整體平均延遲	50 ms

表、HTC ONE 各項效能

平均麥克風延遲	41 ms
平均 Filter Banks 延遲	1 ms
平均 Speaker 延遲	2 ms
整體平均延遲	4 ms

助聽器最大延遲容忍度為 40 毫秒，當大於 40 毫秒時聲音與嘴型將會對不上，聽障者則無法透過嘴型來得知對話內容，大於 20 毫秒則會聽到重疊音；由表可得知較近期多核心手機可實現聽力輔具，在整體平均延遲時間約在 4 毫秒，數值是可被接受，且可再增加更多附加功能使訊號處理輸出使用者滿意度更佳。

第5章 未來展望

參考文獻

- [1] 內政部統計處. "101 年第 2 週(100 年底人口結構分析)," Aug 29, 2012; <http://sowf.moi.gov.tw/stat/week/week10102.doc>.
- [2] 內政部統計處. "100 年第 35 週(100 年 6 月底領有身心障礙手冊者人數統計)," Feb 11, 2012; <http://sowf.moi.gov.tw/stat/week/week10035.doc>.
- [3] 巨泉助聽器. "聽力受損分級方式," Feb 11, 2012; http://www.goldenday.com.tw/hearing_info.php?sn=3.
- [4] 科林助聽器. "助聽器種類," 21. April, 2013.
- [5] 長庚醫院耳鼻喉科. "助聽器的結構," Feb 11, 2012; <http://www.ear.com.tw/CGMH-WEB/HA-composition.htm>.
- [6] A. M. Engebretson, "Benefits of digital hearing aids," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 13, no. 2, pp. 238-248, 1994.
- [7] 林柏言, "以 DSP 晶片建構助聽器補償策略之可行性與成效評估," 醫學工程研究所, 國立陽明大學, 台北市, 2006.
- [8] D. Tharini, and J. P. Kumar, "21 Band 1/3-Octave Filter bank for digital hearing aids." pp. 353-358.
- [9] K. Yu-Ting, L. Tay-Jyi, L. Jueh-Tai, C. Wei-Han, L. Chih-Wei, and Y. Shuenn-Tsong, "Design of ANSI S1.11 Filter Bank for Digital Hearing Aids." pp. 242-245.
- [10] K. Yu-Ting, L. Tay-Jyi, L. Yueh-Tai, and L. Chih-Wei, "Design and Implementation of Low-Power ANSI S1.11 Filter Bank for Digital Hearing Aids," *Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 7, pp. 1684-1696, 2010.
- [11] L. Litwin, "FIR and IIR digital filters," *Potentials, IEEE*, vol. 19, no. 4, pp. 28-31, 2000.

- [12] 余兆棠, *數位訊號處理*: 滄海, 2010.
- [13] T. B. Deng, "Three-channel variable filter-bank for digital hearing aids," *Signal Processing, IET*, vol. 4, no. 2, pp. 181-196, 2010.
- [14] W. Ying, and L. Yong, "A computationally efficient non-uniform digital FIR filter bank for hearing aid." pp. S1/3/INV-S1/17-20.
- [15] 何旻珊, "針對華語之助聽器補償策略平台建構," 醫學工程研究所, 國立陽明大學, 台北市, 2004.
- [16] T. H. Venema., *The many faces of compression. Textbook of Hearing Aid Amplification*, 2000.
- [17] H. Dillon, *Hearing aids*, 2001.
- [18] D. Byrne, H. Dillon, T. Ching, R. Katsch, and G. Keidser, "NAL-NL1 procedure for fitting nonlinear hearing aids: characteristics and comparisons with other procedures," *J Am Acad Audiol*, vol. 12, no. 1, pp. 37-51, Jan, 2001.