

2025年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號 100006

參展科別 工程學

作品名稱 Sound Direction Assist Device for
Patients with Single-Sided Deafness
Caused by Acoustic Neuroma

得獎獎項 四等獎

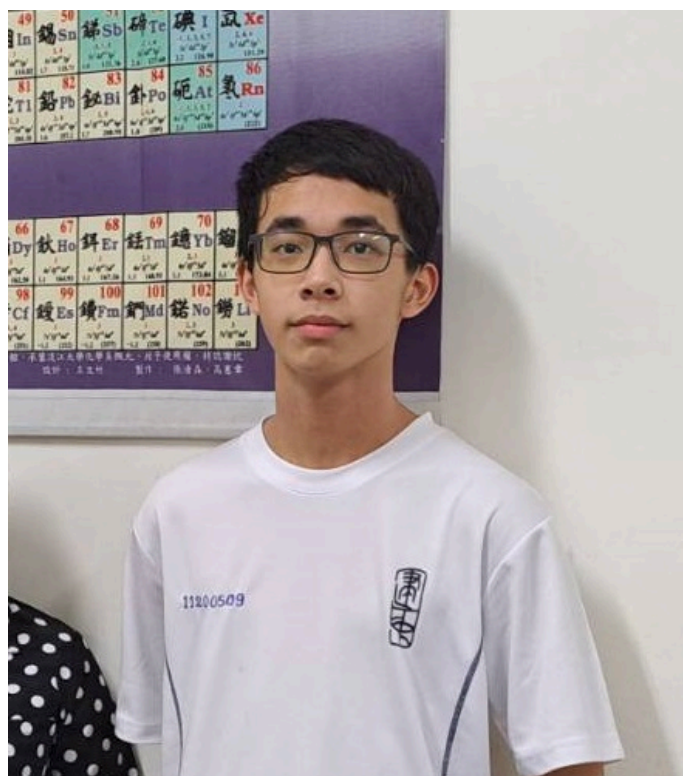
就讀學校 臺北市立建國高級中學

指導教師 劉怡君

作者姓名 陳邦豪

關鍵詞 單側聽力喪失、頭影效應、FFT

作者簡介



我是建國中學二年級的陳邦豪，因為家人的疾病導致的困擾開始研究這個題目。

其實這個題目早在一年前就開始做了，只不過當時報名國際時缺乏經驗，導致沒有進入複審。

不過，在經歷全國中小學科展的磨練過後，我不僅吸收到了大量的演講經驗，也越來越清楚如何更好的製作說明書和海報，透過親身體驗，學習到更多書本上沒有的知識。

2025 年臺灣國際科學展覽會

研究報告

區 別：

科 別：工程學科

作品名稱：Sound Direction Assist Device for Patients with
Single-Sided Deafness Caused by Acoustic Neuroma

關 鍵 字：單側聽力喪失、頭影效應、FFT

編 號：

摘要

本研究專為因聽覺神經腫瘤手術造成單側聽力喪失(Single-Sided Deafness, SSD)的聽損患者設計了一款辨別聲音方位的輔助裝置。SSD 患者因為有一側的聽力完全喪失，因此現有的助聽器無法提供有效的協助。

本研究採納各式麥克風電路的優點，設計出一款麥克風模組來接收聲音。並藉由帽子周圍的六個麥克風模組形成陣列。利用頭影效應所帶來的差異，運算出聲音的方位，並且透過馬達震動來提醒使用者聲音的方位。本作品延續並參考了之前的作品^[-]^[=]並經過改良，經過實驗後發現，本裝置可以偵測到以使用者為圓心半徑 23 公尺左右、76 分貝的聲音，偵測距離約為之前作品的 2.3 倍，可以為使用者提供 3 到 6 秒的反應時間。希望可以藉由這種方式，讓 SSD 的聽損患者更安心地走在路上。

Abstract

This study design a assistive device helpful at distinguishing sound direction for patients with single-sided deafness(SSD) cause by acoustic neuroma. SSD patients loss their one side of hearing, therefore, it is helpless for the existing hearing aids to offer effective assistance.

This study adopt advantages from many kinds of microphone, and design a microphone Mod to collect sounds. Forming a microphone array through the six microphones surrounding the hat. By the "head shadow effect", the control panel in the hat can calculate the direction of the sound, and it can remind the users with the vibration motors. This work continues and builds upon previous piece^{[-] [-]} with improvements, with the detection range is approximately 2.3 times that of the previous work. the product has the ability to detect sounds which are 76dB, 23 meters around, which is able to offer the users 3-6 seconds to react. We hope to assist the SSD patients to walk on the street but with more relaxation in this way.

壹、研究動機

聽力損傷大多是日積月累逐步造成的，但聽力減弱的狀況通常不易被發現。縱使發現了，當事者很容易受限於生活習慣或經濟狀況，而無法配戴合適的助聽器。

造成聽力損傷的原因有很多。我的家人因為腦部的聽覺神經腫瘤手術，導致單側聽力及聽覺神經完全喪失。在研究過市面上常見的助聽器後發現，現有的產品是透過「放大患側聲音」或者是「將患側聲音透過耳機傳遞至優側」等方式，協助患者能更完整地聽到周圍的聲音。這樣的方式針對聽力退化但是仍有部分聽力，或者是單側沒有聽力但仍有聽覺神經的患者們，是有不同程度上的幫助。但對於因為手術造成單側聽力完全喪失的聽損患者，由於患側完全沒有聽力及聽神經，因此現有的助聽器設計沒有辦法幫助他們辨別聲音的方位。

因為無法正確分辨聲音方位，在日常生活中及人際關係上，常會造成尷尬的誤會。下面這段由單側無聽力的聽損患者，分享在臉書的文章^[三]，可以看出這族群患者的無奈。

昨晚我帶著兩個孩子在市區的街上

一如往常的逛著街

此時～

一位抱著孩子的媽從我左邊急促的撥著我的肩膀不客氣的大聲說「借過」

當下我以為這孩子可能生病了

媽媽很急著要帶他去哪裡

不久～我兒子跟我說

「爸爸！你是不是聽不見，那個阿姨叫你三聲了」 2023/06/30 陳 00

除此之外單側無聽力的聽損患者很容易出現耳鳴、聲音方向迷途和聲音定位功能下降、吵雜環境中聽辨能力低下等狀況。家人動完手術6年了，對於語言認知能力，有逐漸減弱的跡象。我希望設計一款聽力輔助裝置，來協助家人能判斷周遭聲音來源的方位，讓家人自行外出時，能透過裝置即時偵測並得知環境聲音的方位，提高自身安全性。也希望藉由適度刺激腦神經作用，減緩甚至避免失智的發生^[四]。

貳、文獻回顧

一、聽力損傷成因：

根據長庚醫院衛教資料^[五]顯示，患者因為中耳炎、長期處於高噪音環境中、遺傳因素、疾病或先天缺陷、聽覺器官自然老化、意外或外力傷害、藥物傷害等原因會造成聽力受損。

而造成單側聽損的原因則可為以下幾種：先天、遺傳、後天的感染、頭部外傷或其他因素都有可能造成單側性聽損。而青壯年的聽損，則幾乎都是單側；成因包括接觸「耳毒性藥物」、如槍聲般的「巨響」、病毒感染或自體免疫造成的「突發性耳聾」等等。而我的家人則是因為頭部腫瘤切除手術時將聽神經連帶切除導致的。

二、助聽器的種類與選擇：

市面上有許多不同類型的助聽器，每種類型都有其自身的優點和限制，再選擇助聽器取決於許多因素，包括：聽力受損的程度、耳朵的大小及形狀、手動靈巧度、新技術的可能性、以及個人的喜好。而現在新品項助聽器常常擁有可充電的優點。

常見的助聽器分為以下幾種^[六]：

種類	適合患者	優點	缺點
Behind-the-ear 耳背式(BTE)	適合各種聽力損失（從輕度到重度）的人士。	功率較大，且相對易於操作和調整。	相當的引人注目，會使配戴者心情受到影響。
In-the-ear 入耳式(ITE)	適合中度至重度聽力損失的人士。	適合那些手指不靈活或處理小物品有困難的人。	尺寸較大。
Receiver-in-the-ear 話筒入耳式(RITE)	適合輕度至重度聽力損失的人士。	話筒位於耳道內部，提供更自然的聲音。	需要靈活的手動操作。
In-the-canal 耳道式(INC)	適合中度至重度聽力損失的人士。	尺寸小，較不明顯。	相較於ITE更難操作，且續航力較差。
Invisible-in-the-canal 隱形耳道式(IIC)	適合輕度至中度聽力損失的人士。	最小、最隱密，深深地戴在耳朵裡。	不適合需要更高級功能的重度或極重度聽力損失的人。
跨傳式 CROS/BiCROS	單側聽損患者。	劣耳側裝有麥克風收音，並在優耳側處播放聲音，讓單側聽損患者可以接收全方位的聲音。	不易辨別聲音方位。且須仰賴優耳判斷聲音是優耳側或者是耳機所傳遞，會有時間落差。且耳機會阻礙優耳側的聲音判讀。

三、單側聽損是什麼：

當一隻耳朵的聽力在正常範圍內，而另一隻耳朵的聽力出現一定程度的下降時，就會出現單側聽力損失^[七]。單側聽力損失的程度可以從輕微到嚴重不等。患者可能從出生起就有單側聽力損失，也可能在以後的生活中突然或逐漸出現聽力損失。單側耳聾(Single-Sided Deafness, SSD)是一種單側聽力損失，聽力下降非常嚴重，以至於患者的耳朵被認為喪失功能或失聰。我的家人由於腦部的手術，導致單側耳聾，因此裝置的製作將圍繞在SSD上。

根據The Educational Audiology Association (2017) 針對單側聽損的定義，一耳聽力正常，而另一耳在不同頻率的聲音要到 20 分貝以上的音量才聽得到，為單側聽損，簡而言之，一耳正常但另一耳異常，就是單側聽損^[八]。

單側聽損任何時間點皆可能發生，大部分都是未明原因，主要分為先天性及後天性兩大類^[九]：

(一)先天性原因

1. 基因遺傳
2. 產程前/中/後感染，如巨細胞病毒
3. 耳毒性藥物
4. 結構異常

(二)後天性原因

1. 細菌感染：腦膜炎、流行性感
2. 病毒感染：德國麻疹、疱疹
3. 聽神經瘤或其他腦部腫瘤
4. 循環系統方面疾病
5. 梅尼爾氏症
6. 頭部外傷
7. 自體免疫系統疾病
8. 噪音暴露

四、單側全聾(Single-Sided Deafness, SSD)對生活的影響

在正常人的眼中，SSD 患者與旁人沒有差別，但 SSD 患者在日常生活中，受到的影響其實很大。SSD 患者無法靠自己辨別聲音的方位，無法聽到劣耳側方面的聲音，並且在嘈雜或有回音的環境下不易辨識別人的話語內容。

SSD 患者通常會有平衡感不佳的問題，且語言的溝通會影響腦部的發展，SSD 患者因為在較吵鬧的環境下辨識語意的能力不佳，會導致患者的社交受阻礙，並且使得失智機率大增^[+]。

除了社交上的問題，當 SSD 患者在路上行走時，有可能發生危險。試想一下，當你的左耳聽不見時，從左邊來的聲音，必須繞過整個頭部，進入右耳。多了一段距離，會除了會導致聲音強度減少，更會延遲聽到聲音的時間，也就是說，SSD 患者對於受損耳方位的聲音感受會較不靈敏。這就會發生當患者聽到受損耳方位的汽車聲時，車輛可能已經很接近他了。

更重要的是，SSD 患者無法判定聲音的方位，所以患者並無法直接透過聽覺辨別車輛方向，他們可能需要四處張望來卻確認聲音來源的方位，這一段時間也可能會錯失珍貴的逃跑時間。

五、為什麼 SSD 患者無法辨別聲音的方位

正常人之所以可以聽得到立體的聲音，也就是可以辨別聲音的方位，是因為頭影效應的關係。頭影效應指的是在音頻處理和聆聽科學中用來描述一種聲音定位的現象。當一個聲音發出來時，聲音要到兩隻耳朵所經過的距離不同，聲音需要繞過頭部才能進入耳朵，如右圖，這會導致一些特殊的聲音效應：

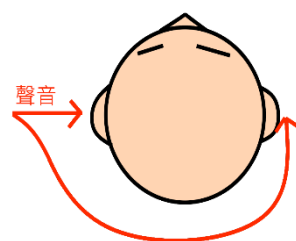


圖 1：頭影示意圖

(1)時間差：當聲音源位於聽者一側時，這一側的耳朵會首先接收到聲音，然後聲音會稍微延遲地達到對側的耳朵。這種時間差提供了有關聲源方向的信息，因為聽者的大腦可以感知到這一微小的時間延遲。

(2)強度差：當聲源偏向某一側時，與聲源較遠的那一側的耳朵會接收到稍微較弱的聲音，而與聲源較近的耳朵會接收到稍微較強的聲音。這種強度差也提供了關於聲源位置的訊息。

結合時間差和強度差的信息，聽者的大腦可以非常精確地定位聲源的位置。這種定位能力在日常生活中對於識別聲音的來源和方向非常重要，尤其是在嘈雜的環境中，它有助於我們分辨不同的聲源並集中聆聽特定的聲音。這就是為什麼頭影效應在聲學和音頻處理中受到廣泛關注的原因^[+-]。

而市面上的助聽器會強調減少頭影效應的影響，指的是上面第四點提到的，SSD 患者會因為頭影效應的關係，在裸耳的時候會聽不太清楚劣耳方位的聲音，而當患者使用了助聽器後，因為助聽器可以把受損耳方位的聲音用電子訊號等不容易耗損的方式，傳遞到優耳側，從而減少頭影效應的影響。但這樣的設計實際在使用時，卻會造成優耳側很大的不便。

第一、優耳側會聽到兩個聲音，大腦需要判斷聲音是耳朵自然聽到的或者是從耳機傳來的。這會需要判斷的時間。

第二、縱使大腦正常判斷聲音來源，耳機所提供的資訊亦不足以提供大腦來判斷聲音的方位。因此，SSD 患者就算是使用現有助聽器中效能最完整的跨傳式，亦無法有效地判定聲音的方位。

第三、由於優耳側需要佩戴耳機，因此會導致優耳側所聽到的音量變小，此一狀況會使得配戴助聽器的使用者，能接收聲音的距離變短，根據助聽器廠商數據，大約僅能判斷 10m 以內的聲音。

第四、由於大腦需要判斷優耳側聲音來源，會使得使用者在配戴助聽器時需要耗費大量的精力，使得使用者在配戴時很容易累。

第五、由於劣耳側的聲音判斷是透過耳機，因此當周遭為較為吵雜的環境時，助聽器所能提供的協助就大為打折。

根據上列五點困擾，我們希望改善現有助聽器的不足，由於 SSD 患者有一邊的聽力是正常的，他們可以聽到聲音，但無法判斷聲音方位，因此我們希望設計出一個聲音方位的輔助裝置，協助 SSD 患者可以輕鬆的判斷周圍聲音的方位。

參、研究目的

- 一、藉由現有麥克風模組以及自製麥克風模組來了解聲音特性。
- 二、藉由實驗結果，設計一款可以偵測周圍環境聲音的裝置。
- 三、藉由自製聲音偵測裝置，協助『單側無聽力的聽力損傷者』，能清楚判別聲音方位。

肆、研究器材

一、材料

編號	名稱	圖示	用途
01	NANO		資料處理MCU
02	INMP441		聲音感測模組
03	MAX9814		聲音感測模組
04	咪頭		收音組件
05	微型震動馬達		震動提醒
06	LM386		聲音感測裝置IC
07	電阻10Ω、2.2KΩ		限流
08	電容0.1μF		濾波
09	電容0.056μF		穩壓
10	電容10μF		調整Gain
11	電容220μF		穩壓

二、器材

編號	名稱	圖示	用途
01	Small transparent speaker		放大手機音源音量
02	SONY speaker SRC-XB23		放大手機音源音量
04	三星A53和iphone12		播放錄音及頻率App音量
05	分貝計		偵測聲音強度

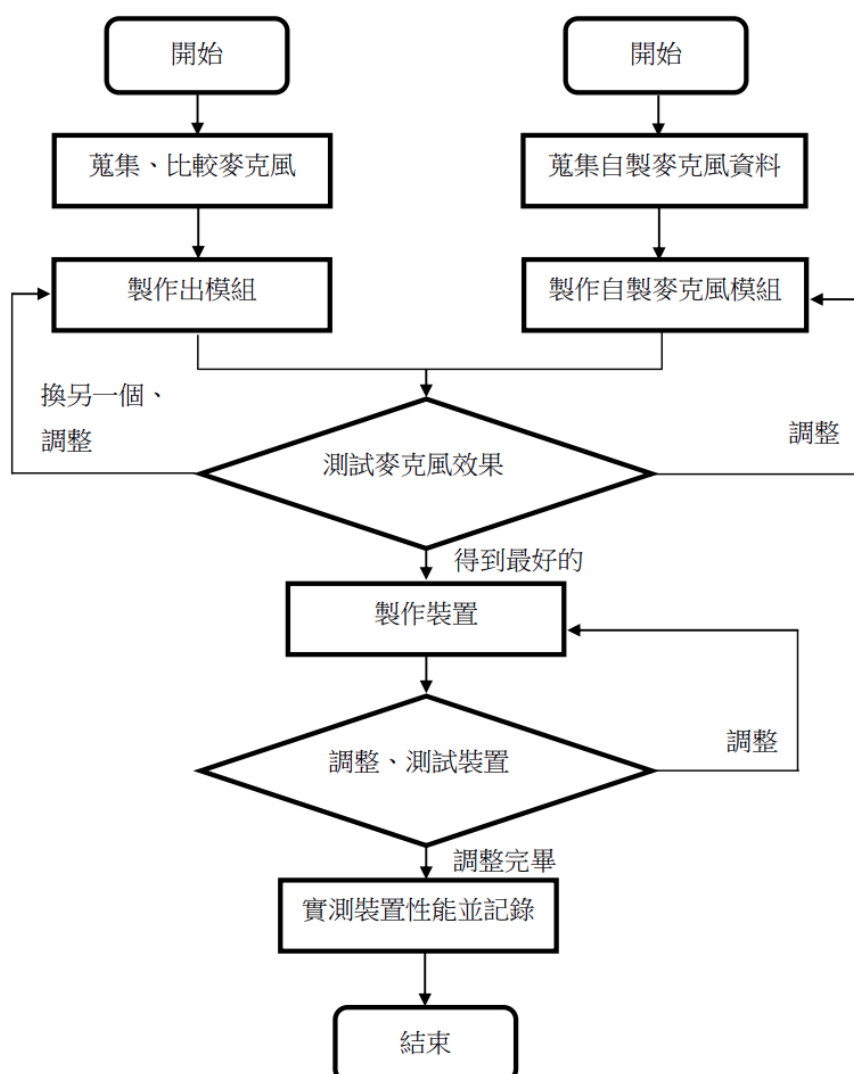
器材圖片/作者拍攝(手機照片/網路)

三、軟體

編號	名稱	用途
01	Arduino IDE 1.8.19	分析收音模組的訊號及撰寫演算的程式碼
02	Excel365	用於時域圖及頻域圖繪製

伍、研究方法及過程

研究流程圖



(一)麥克風收音原理

首先我開始研究麥克風的收音原理。麥克風在學術上的定義是拾音裝置，顧名思義，麥克風被設計的出來主要功能就是用來收集聲音的。它的原理是利用周遭空氣中的微小音壓差，也就是聲音，透過麥克風內部的「振膜」(Diaphragm)跟著聲音震動，將聲音的震動轉為電子訊號，並將收集到的聲音訊號傳遞至電路來整合聲音或放大。也就是說，麥克風可以將「聲功率」轉換成「電功率」。

根據內部構造的不同，可將麥克風細分為以下五種，分別是：動圈式 (Moving Coil or Dynamic)、電容式 (Electro-Condenser)、鋁帶式 (Ribbon) 和碳粒式 (Carbon)、以及駐極體電容式 (Electret Condenser Microphone) 數種^[+-]。詳細內容如下表：

分類	特性	優點	缺點
動圈式	利用一組線圈在固定磁場中，隨著音壓的變化而震動，而產生電磁感應，這種麥克風的構造看似與喇叭非常相似，實際上運作和喇叭的相反。它是一塊永久磁鐵和一個線圈組成。	*頻率響應寬 *不太受溫溼度的影響 *不需電源供應	*體積大 *收音範圍較小
電容式	內部構造與電容器相當類似，由兩片小板緊貼在一起，其中一片是震膜，會隨著聲壓的改變而震動，這樣一來，兩片小板的距離會隨之改變，導致變容量跟著變化，引起電流改變，產生了音訊電壓。	*體積小 *失真率低	*需有電源供應
鋁帶式	將金屬帶(鋁帶)置於磁場中，將鋁帶通電，當聲音震動時，履帶隨之震動，切割磁力線而產生電磁感應電流。	*適用音樂用途 *最敏感麥克風	*承受音壓較低 *非常脆弱，不適合戶外
碳粒式	利用碳粒隨著聲音震動擠壓，改變電阻，通過將碳粉街上電流，隨著電阻的改變，可以輸出聲音訊號。	*構造簡單 *且耐用	*收音品質不佳
駐極體電容式	原理與電容式相同，但是由於使用了永久電荷的駐極體物質，所以不用再對麥克風本身供電。但是對於放大電路來說還是需要供電。	*低失真率 *相比電容式更敏感 *常見模組	*不能進行回流焊接 *相比電容式性能密度小

(二)麥克風選擇

1. 常見模組

名稱	KY-308	INMP441	MAX9814
圖示			
優點	價格低廉。 容易編程控制。	體積小。 精準度高。	精準度最高。 底噪低(自動增益)。 收音範圍廣。
缺點	精準度低。 底噪大。	僅適用近場環境。	自動增益功能，會自動放大聲音，造成誤判。

圖片/網路

2. 比較

開始本研究的各項實驗前，我們先將本研究所需要的各種市售麥克風模組進行測試。測試的方式為，使用三星 A53 手機上的頻率發聲器軟體，發出固定 200Hz 的聲波，並且，手機喇叭孔正對麥克風。市售麥克風模組效能比較表如下：

型號	KY-308	INMP441	MAX9814
聲音訊號波形	全波	全波	全波
可偵測距離 ^[註一]	0~1m	0~30cm	0~2m
跳動範圍 ^[註二]	約 40 code	約 30 code	約 100 code
增益範圍	X	X	20~200

[註一]：此數據是以發音裝置發送 60dB 的頻率的聲波所得到的結果。

[註二]：此數據是以發音裝置發送 60dB 的頻率，且 Gain=20 時，所得到的結果。

經過比較後，我決定使用精準度較高，增益範圍大，精準度較高的 MAX9814 模組。而 KY-308 由於雜音干擾太大，INMP441 由於偵測距離太近，所以不考慮使用。

(三)實驗設計

[實驗一]：MAX9814 模組的聲音偵測能力

首先，我將購買的每一個麥克風進行了測試，一樣使用手機的頻率發生軟體，發出固定的頻率，這次也是200Hz，透過觀察麥克風序列埠輸出的訊號，我發現了一些問題。

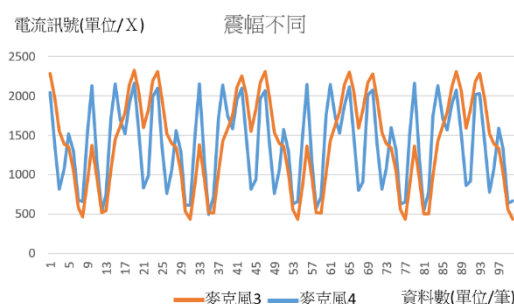


圖 2：不同麥克風振幅不同

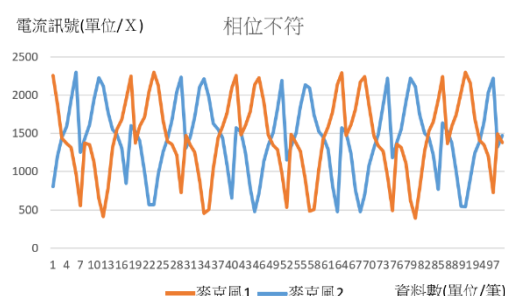
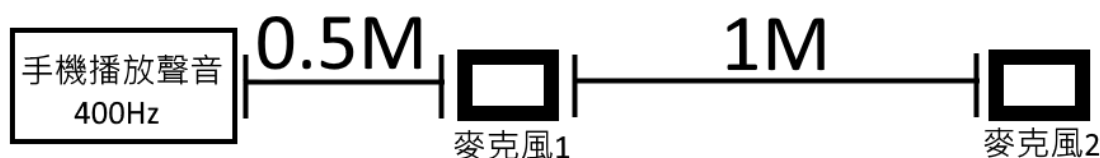


圖 3：不同麥克風相位不同

如上圖 2、3 可以發現，麥克風出現了振幅、相位不同的問題。這個問題苦惱了我很久，我甚至一度認為我買到的 MAX9814 良率過低。但是，在詢問過老師之後，我知道了原來麥克風需要校正。於是我又設計了一個小實驗，透過 Arduino 程式，發出一個固定頻率的聲音，紀錄觀察模組收到聲音資料，並用程式將所得到的波形縮放及平移，確保每個模組在偵測相同聲音時，能有相同的振幅與相位。在校正過麥克風後，每個麥克風就可以具有一致性了。

但是就在我進行下一個實驗時，問題發生了。由於 MAX9814 模組具有自動增益功能，這會導致麥克風自動補償微小的聲音數據，雖然這是個看似貼心的功能，但是對於本實驗，也就是需要透過聲音大小來偵測聲音方位來說，反而會造成誤判，如下圖 4、5 所示。



上圖 4：裝置擺放示意圖 下圖 5：實驗結果圖

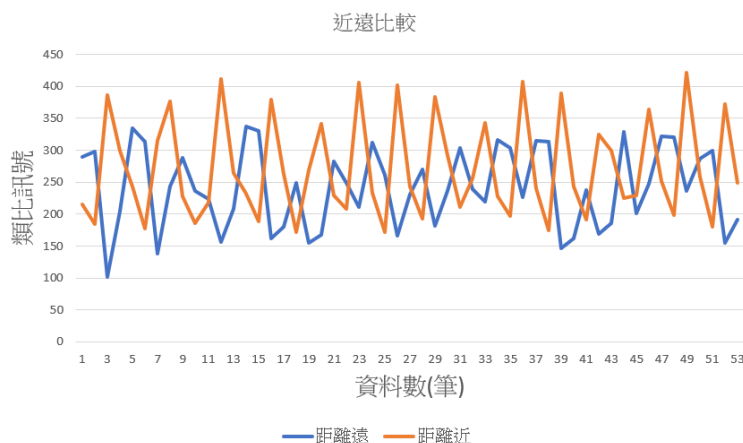


圖 5 中可以看到，除了未經調整的鉛直向相位差以外，兩個麥克風對於與聲源不同的距離表現出了相似的振幅。因此，我開始研究麥克風模組的原理。在經過了查詢資料以及搜索後，我發現自製一款放大電路(麥克風模組其實就是咪頭加上放大電路)並不困難。於是，我選擇了 LM386 晶片來製作模組，詳細如下圖。

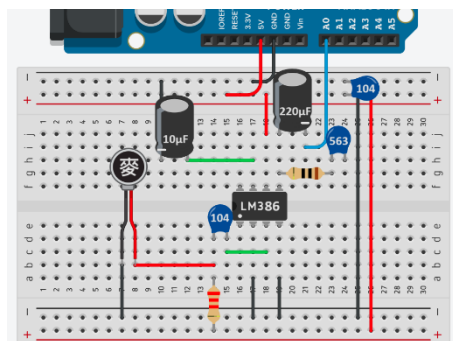


圖 6：接線圖(利用 Tinkercad 製作)

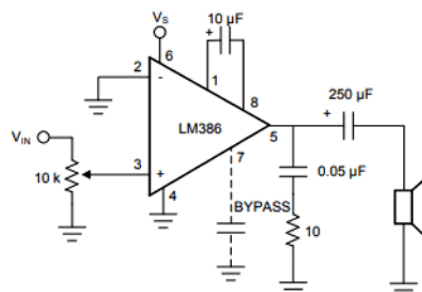


圖 7：自製模組電路圖

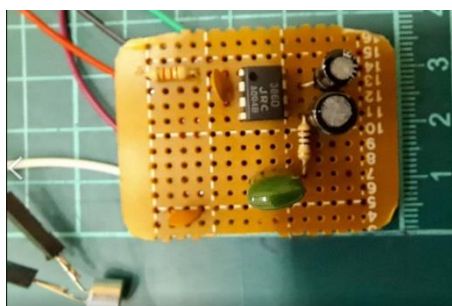


圖 8：自製電路圖

自製電路「Amanda One」
(使用 LM386 放大音訊晶片)

特性：

- (1) 成本低。
- (2) 底噪低。
- (3) 聲音變化明顯。

為了瞭解自製模組 Amanda One 的性能，我設計了以下三個實驗，分別是對於聲音頻率、對於聲音距離、以及對於收音方位的實驗比較。

[實驗二]：發音頻率與麥克風收音效果比較

本實驗是使用 A53 手機上的頻率發聲器，作為發音來源，並用 Sony SRS-XB23 揚聲器(喇叭)放大聲音，並用分貝計測量喇叭音量為 50dB，在進行測試時，三星 A53 手機距離自製模組 Amanda One 皆為 50cm。測試 200Hz 與 400Hz 得到以下的實驗結果。

(一)確認裝置音量穩定(圖片/作者拍攝)

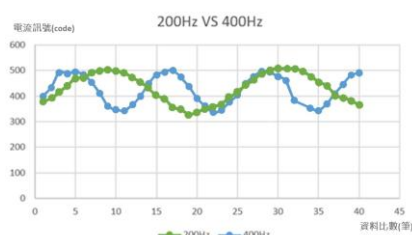


圖 9：兩個頻率數據分析圖(圖片/作者製作)

由圖 9 可以得知，自製模組 Amanda One 在偵測到不同的頻率時，數據震動幅度大小依然一致，代表自製模組可以精準的偵測聲音大小。

(二)藉由 FFT 確認裝置發音頻率

實驗採用的 MCU 採樣頻率約為 4423Hz，而在本實驗中，我擷取了前 1024 筆資料，因此經過計算後，可以得到 200Hz 的測試到的資料為 203.01Hz，而 400Hz 的資料為 397.38Hz，都很接近原先設定的頻率，由此可以看出，自製模組 Amada One 可以準確的辨別聲音，收到的聲音資料誤差也不大，可以放心的運用在後續的實驗中。

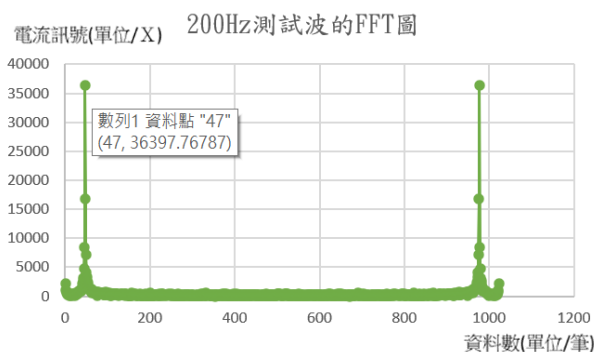


圖 10：200Hz 頻率的 FFT 圖

(圖片/作者製作)

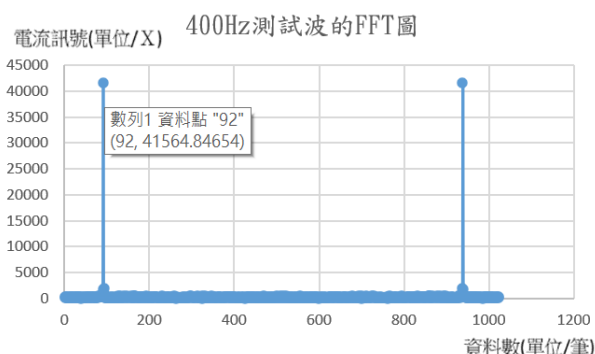


圖 11：400Hz 頻率的 FFT 圖

(圖片/作者製作)

(三)頻率對聲音大小的關係

在實驗中我發現了一個問題，同樣在圖 10、11 中能看見，兩個頻率的強度有些微的不同。為了確認這是 FFT 換算的算法問題、手機頻率發聲器的問題、還是自製模組 Amada One 本身的誤差，我又設計了一個小實驗。如圖 12，透過將手機與分貝計相距 10cm 對放，由手機播放不同頻率，並且觀察分貝計的數值來確認聲音大小。

經過實驗繪製出了圖 13 的折線圖，其中前段綠色的值，為實驗當下教室內的環境音量；中間藍色的為從 100 到 1000Hz 的測試結果，方法是在教室安靜時播放十秒的頻率，每秒取一個數值並取平均；而後段紅色的則是我一樣加上 100Hz 一直加上去，並且得到的最高音量的區間，約為 4000Hz 左右。而在圖中可以看出，雖然並不是完全的線性，但在頻率越高時，聲音也會越大聲，至於為何會這樣，雖然跟本研究主題並沒有太大的關聯，我沒有過深的研究，不過我推測是手機頻率發聲器的作者，為了使用者的聽覺感受，做出的調整。



圖 12：實驗裝置圖(圖片/作者拍攝)

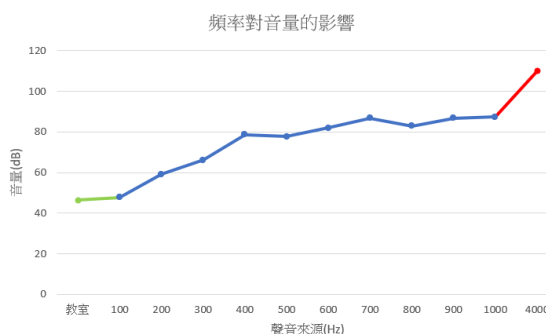


圖 13：頻率對分貝(圖片/作者製作)

[實驗三]：發音距離與麥克風收音效果比較

圖 14 是使用了自製模組 Amada One，在手機(三星 A53)距離模組 200cm、300cm、400cm、500cm，播放已錄製好的作者音訊「大家好」五次，所收集到自製模組 Amada One 輸出的類比訊號數據圖。在途中可以看到，當模組與發音源距離在 400cm 外時，本模組依然可以明顯的偵測到聲音波動。在圖中亦可看到本模組偵測到環境雜訊的情形相當輕微，依照所得到的數據來看，只有大約 20~25code，這個特性對於偵測周圍聲音的目的來說，有很大的幫助。

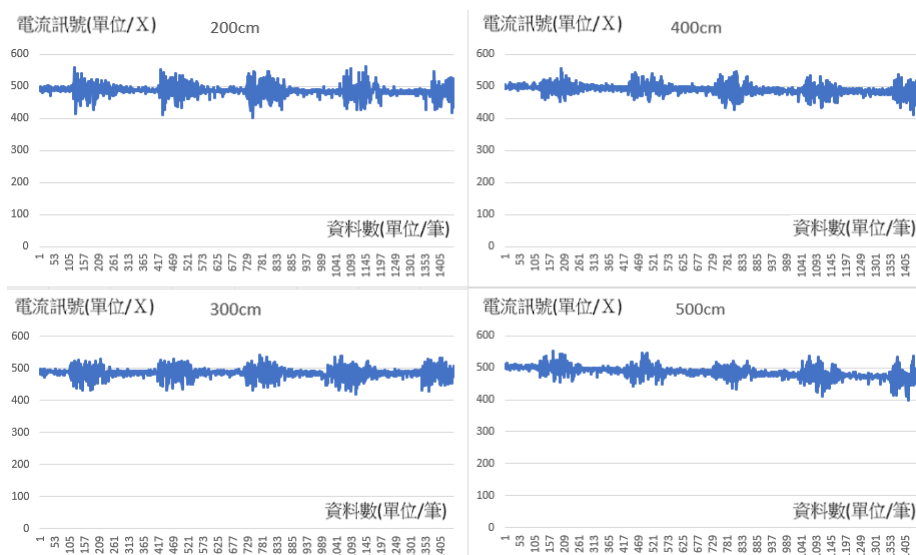


圖 14：200cm~500cm 收音模組波形圖(圖片/作者製作)

這實驗讓我們發現一個小問題，使用手機在錄製和播放聲音時，雖然人耳無法分辨相對安靜的環境聲音，但偶爾會出現不規律的跳動，所以在本實驗跳動值較低的情況時，偶爾會發出 1~2 個數據跳動值較大的狀況發生。相反的，在做實驗時，如果採用另一個 Sony 藍芽喇叭，異常跳動的狀況就幾乎不會出現。而本實驗也有採用一個較高價的有線喇叭，在實驗時，出現了一個很特別的狀況：數個波型又獨立成一個波。跟老師討論後，發現這叫做波包，如圖 15，這是高價喇叭為了讓人聽起來更舒服，而特別設計的效果

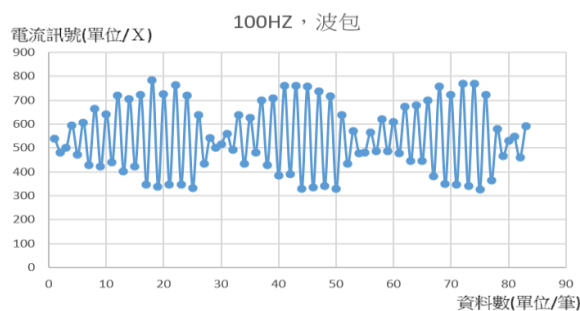


圖 15：波包(圖片/作者製作)

完成了以上對於自製模組 Amada One 的測試以後，我開始試驗設計聲音方位辨識的程式。由於頭影效應的關係，會導致處於對側的兩個麥克風收到的聲音產生強度差，因此我打算透過辨別聲音數據跳動程度來定義聲音大小，藉此來比較出聲音的正確方位。

[實驗四]：發音位置與聲音收集效果比較

一開始，我打算模擬人耳，透過在一面帽子上放置左右兩個麥克風來辨別聲音的方向，如圖 16。

但是經過測試後，發現結果不理想。歸咎原因是因為，麥克風雖然可以辨識聲音，但是需要經過比較後才能得到聲音的方位，而如果只有兩個麥克風，這樣只能比較出左右兩個方位的聲音，無法分辨出前後。也就是說，如果我想要比較出更準確的方位，我勢必要增加麥克風的數量。

於是，我以已經製作好的帽子為基礎，在其上面等距放置 4、6、8 個麥克風進行比較。選用偶數個是因為可以利用上面的基礎，使每兩個對側的麥克風進行聲音比較，在整合出聲音的方位。

經過比較後我發現，由於 4 個麥克風只能偵測前、後、左、右四個方位，並且因為 SSD 患者仍然具有視力，對於前面將近 180 度左右的範圍有辨識能力，這樣一來，裝置只有提醒使用者後方的聲音的功能會被使用；並且，使用 4 個麥克風，意味著每個麥克風被分配到 90 度的範圍，對於我的要求來說過於粗略，並且麥克風的指向範圍約為 70 度，這樣一來會產生盲區，因此不採用。

而 8 個麥克風雖然偵測的精度比 6 個來說還要高，但是對於本裝置設計的使用場景例如巷子中，並沒有太大的幫助，並且由於麥克風的偵測範圍約為十幾公尺，這樣使的 8 個麥克風的偵測範圍會過多重疊。還有一點，經過測試，6 個的方案，運算出聲音的方位約只需要 50ms 左右，但是 8 個麥克風會因為數據過多導致 MCU 運算速度下降，整體時間會提升不只 30%。

因此我最後採用了 6 個的方案。並且製作出了以下圖 17、18 的裝置。

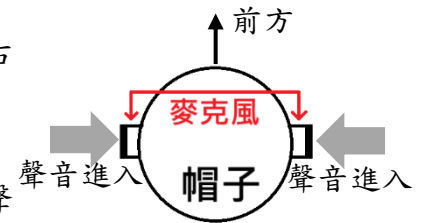


圖 16：兩個麥克風方案的擺放位置
(圖片/作者製作)



圖 17：假人頭裝置(圖片/作者拍攝)

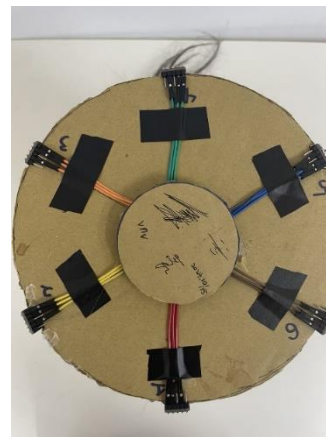


圖 18：裝置俯視圖(圖片/作者拍攝)

[實驗五、六]：實際測試，結果將繪製在下一章。

陸、研究結果、實測與討論

一、實驗結果與討論

[實驗二]：發音頻率與麥克風收音效果比較

自製模組 Amada One 不僅在偵測到不同的頻率時，可以精準的偵測聲音大小，也可以從 200Hz 的測試到的資料為 203.01Hz、400Hz 的資料為 397.38Hz 中看出，自製模組 Amada One 可以準確的辨別聲音。

[實驗三]：發音距離與麥克風收音效果比較

依照本實驗的結果來看，本研究採用的自製模組 Amada One 可以在半徑 5m 的範圍內收到經測量後約為 50dB 的人聲，並且能收得到清楚的起伏。而在調整模組的增益後，模組可以收到十公尺左右的摩托車聲。對於本作品的目標，幫助使用者分辨車聲等危險的聲音來向，有很大的提升，經過計算後，車輛在巷子中行駛的速度約小於 30 公里/小時，換算後，本裝置可以為使用者在偵測到車輛聲音時，提供 3 秒左右的反應時間。

[實驗四]：發音位置與聲音收集效果比較

一開始，我使用兩個模組來模擬雙耳收音，希望利用頭影效應來分辨聲音方位，結果並不理想。歸咎原因為，模組可以收音，但無法分辨聲音方位。於是在原本帽子的模型上放置 4 個、6 個、8 個模組進行比較。經過實驗，6 個比 4 個能更準確的判定聲音方位；8 個雖比 6 個更準確，但對於本裝置的使用場景，並沒有明顯的幫助，且多的資料量會降低 MCU 運行速度。最後我決定採用 6 個模組，並且每一個麥克風的位置有對應的一個震動馬達，藉由震動來提醒使用者聲音的方位。

[實驗五-一]：巷子內實測結果

本研究每組實驗皆實驗次 10 次。

人聲：為撥放錄音檔，並將兩支手機相距 20cm 對放，以手機分貝計 App 作為音量大小的確認標準。

機車聲：以家中 Y 牌機車，在固定距離停止怠速。並將手機放置於車頭，以手機分貝計 App 作為音量大小的確認標準。

汽車聲：以家中 L 牌汽車，在固定距離停止怠速。並將手機放置於車頭，以手機分貝計 App 作為音量大小的確認標準。

天氣晴朗：氣溫 25 度，蒲福風級表：2 級(順)

距離	人聲 (62dB)	人聲 (67dB)	人聲 (72dB)	汽車聲 (75dB)	機車聲 (79dB)
3m	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10
5m	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10
7m	9/10	10/10	10/10	10/10	10/10
9m	6/10	10/10	10/10	10/10	10/10
11m	5/10	7/10	8/10	9/10	10/10

天氣晴朗：氣溫 25 度，蒲福風級表：2 級(逆)

距離	人聲 (62dB)	人聲 (67dB)	人聲 (72dB)	汽車聲 (75dB)	機車聲 (79dB)
3m	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10
5m	9/10	10/10	10/10	10/10	10/10
7m	8/10	9/10	10/10	10/10	10/10
9m	5/10	8/10	9/10	10/10	9/10
11m	3/10	6/10	7/10	9/10	9/10

下雨天，毛毛雨：氣溫 22度，蒲福風級表：1 級(順)

距離	人聲 (62dB)	人聲 (67dB)	人聲 (72dB)	汽車聲 (75dB)	機車聲 (79dB)
3m	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10
5m	9/10	10/10	10/10	10/10	10/10
7m	9/10	9/10	10/10	10/10	10/10
9m	8/10	8/10	10/10	10/10	10/10
11m	6/10	8/10	8/10	10/10	9/10

下雨天，毛毛雨：氣溫 22 度，蒲福風級表：1 級(逆)

距離	人聲 (62dB)	人聲 (67dB)	人聲 (72dB)	汽車聲 (75dB)	機車聲 (79dB)
3m	10/10	10/10	10/10	10/10	10/10
5m	8/10	10/10	10/10	10/10	10/10
7m	8/10	8/10	10/10	10/10	10/10
9m	7/10	7/10	9/10	9/10	9/10
11m	6/10	7/10	8/10	8/10	8/10

由實驗結果可以看出，裝置在距離愈近時，偵測愈準確；聲音愈大聲，反應就愈靈敏。在天氣晴朗時，裝置可以偵測到十公尺以外的車輛聲音，並且準確度高達九成以上，可以使使用者的安全有一定程度的保障。

[實驗五-二]車輛逼近測試

完成了以上實驗後，為了瞭解在車輛逼近時裝置的反應，以計算反應速率等，我設計一個實驗：請家人駕駛摩托車接近放置在假人頭上的裝置，並且，為了使裝置的反應易於觀察，在這個實驗中，我將不易用視覺表現的馬達震動改成了紅光的 LED 燈泡。下圖 19、20 中可以看到，經過分貝計的測量可以得知實驗當時的環境音量約為 45.3dB~59.2dB，機車音量約為 75.5dB~86.3dB。



圖 19：環境音量(圖片/作者拍攝) 圖 20：機車音量(圖片/作者拍攝)

而測試環境如下，圖 21 中可以看到，水平之間的距離是 5 公尺，也就是說最遠的水平距離裝置 10 公尺，機車的運行速度為 20 和 40 公里/小時，且如圖 22，當紅光亮起時表示裝置有偵測到機車並做出反應。



圖 21：環境介紹(圖片/作者拍攝) 圖 22：裝置反應(圖片/作者拍攝)

測試的結果如表格，皆測試 10 次，可以看出，裝置可以在十公尺左右便偵測到車輛接近並做出提醒，而經過計算，在實驗環境下裝置約可以為使用者爭取 1~3 秒的反應時間。

機車時速	5~10公尺	10公尺	10公尺外	未偵測
20km	1	3	6	0
40km	0	2	8	0

[實驗五-三]：作者自己試戴

完成裝置研究後，我先自己試戴。由於我是雙耳聽力正常。我可以直接比較裝置建議的聲音方位與真實人耳的感受差距。實驗方法很簡單，在一個空曠的教室內，由老師在我的不同方位播放錄製好的機車聲(80dB)，由裝置判斷出聲音方位後提醒，我再自己比較其和我本人(正常人耳)感受的差距。如果方位相同，則記為成功，反之則失敗。下圖 23 是實驗結果以及成功率。

裝置與聲源距離	成功次數	成功率
100cm	48	96%
300cm	46	92%

圖 23：實驗成功次數表(圖片/作者拍攝)

[實驗六]耳廓測試

由於在市賽中評審老師有提到，若加以類似人類耳廓的效果，是否有助於增加收音射程或精度呢？於是我設計了這個實驗。我比較了有裝置傾斜「聲音收集輔助裝置」以及未裝置的麥克風收音距離的比較，而結果顯示，的確有裝置輔助裝置的麥克風可以收集到更遠的聲音，比原本的多了 3 公尺以上，聲音收集輔助裝置的運作示意如下圖 23。

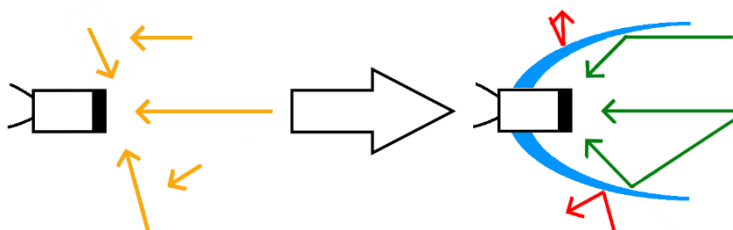


圖 23：改裝收音輔助裝置後的收音效果示意圖

[實驗五-四]患者測試

完成自己試戴後，我透過家人，邀請了 25 位單側聽損患者社團裡的認識的病友來協助實驗。實驗環境如下，在操場上，以受測者站立處為圓心，並在以 5 公尺為半徑的圓周上，設立 6 個發聲器，隨機發出 60dB 的聲 0.5 秒。受測者接收到馬達震動後，須立即做出轉頭反應，且轉到正確的聲音方位，才算是成功，每人實驗 10 次，實驗結果如表。

年齡層	男性(人)	女性(人)
60~70	3/ 2	2/ 1
50~60	3/ 1	2
40~50	3	4
30~40	1	3
20~30	2	2

上表中紅字粗體表示患者在測試時出現分辨錯誤的情形，可以看出，皆是年齡較大的患者，推測是因為年紀較大的使用者因為皮膚鬆弛等原因，導致皮膚無法感應到相對較輕微的震動，並且，男性使用者的錯誤也比女性高，因此，裝置的震動強度需要因為使用者的年齡以及性別做出調整。

不過，在本實驗中可以確定的是，裝置的成功率達到了 88.4%，也就是在測試中的 250 次中有 221 次是成功的，代表裝置可以有效的偵測聲音方位，提供使用者安全的戶外行走保障。

柒、結論與未來展望

一、結論

一開始所使用的聲音偵測功能最完善的 MAX9814 模組，因為內建的 AGC 功能，會自動將微弱的訊號放大，對於本實驗而言，反而是種困擾。因此我自行開發了麥自製模組 Amada One，經由實驗調整晶片增益值，可以準確的偵測聲音的性質，以及可以分辨出雜訊等功能，讓本裝置可以更有效率的判斷周圍音源方位。

裝置整體採用自製模組 Amada One，使用 Arduino nano 作為 MCU，並選擇 1600mAh 的鋰聚合物電池，且以棒球帽作為基底，盡量減少配戴者的心理壓力，整組裝置包括帽子總重約 147g，每次充飽電可以連續使用 3 小時，可供大部分的使用場景。

實測的部分，在經過了層層的實驗以及調整後，裝置在十公尺內的偵測準確率十分可觀，可以實現幫助配戴者辨識聲音方位的需求。

二、未來展望

根據本研究所得到的資料顯示，聽力退化會造成人群孤立與認知負擔。聽力退化者因為聆聽有困難，而需要花更多的專注力來確認說話者要表達的內容，因此認知負擔較大。同時，聽力退化者常抱怨交談者說不清楚，自然無法與人有效溝通，其延伸的心理狀態可能有：覺得麻煩、沮喪、易猜疑、不想外出、拒絕社交、反應遲鈍等^[十三]。因此，以現在作品的基礎上，其中一個選擇是將裝置特化成為室內社交專用，透過語音辨識的程式，將裝置判斷著重於周圍人聲，並提醒使用者何人可能在呼叫他。相信這功能可以幫助聽損患者更有自信的開口說話。

而傳統由汽油作為燃料的汽機車，因為引擎運轉聲響有一定的分貝，對於本裝置而言，雖然尚無法做到 100% 的偵測，但在小巷弄中的應用場景中，本裝置可以替使用者爭取幾秒的應變時間。但是對於運轉聲響小，速度快的電動車，以及距離較遠的車輛，裝置並沒有辦法有效偵測。因此以現在作品的基礎上，另一個選擇是將裝置增加影像辨識的功能，來彌補後方沒有視力的問題，這樣可以更大範圍的保護使用者。如此一來，就能讓聽損的患者，能更安心地行走在路上了。

捌、參考文獻：

- 一、余晉佑、陳邦豪(2023 年 10 月)。**Hearing assistive devices for people with unilateral hearing loss**。2024 國際科展作品
- 二、陳邦豪(2024 年 4 月)。**Hearing assistive devices for people with unilateral hearing loss**。2024 全國科展作品
- 三、單側聽損法規與兒童福利促進(2023 年 7 月)。**單側聽損的日常**。臉書。<https://www.facebook.com/SSD.taiwan/posts/pfbid05Dss6WRXPUDZwgAdXP1A9lu7iM3o1ZN93ozEb9phNPJfs4HJd7gFvcckerr48St81>
- 四、莫小影(2020 年 5 月)。**為什麼我聽不到！後天發生「單側聽損」時怎麼辦？生理與心理的對應策略**。明基健康生活。<https://www.benqhealth.com/blogs/doctor/45999>
- 五、長庚耳鼻喉部(2011 年 12 月)。**聽力損失的原因及分類**。長庚醫院。https://www1.cgmh.org.tw/intr/intr2/c3350/new/column_article.asp?pno=17&RR=R1
- 六、Cleveland Clinic(2022 年 9 月)。**Types of Hearing Aids**。Cleveland Clinic。<https://my.clevelandclinic.org/health/articles/5122-hearing-aid-styles>
- 七、Cleveland Clinic(2021 年 7 月)。**Unilateral Hearing Loss (Single-Sided Deafness)**。Cleveland Clinic。<https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/21625-unilateral-hearing-loss-single-sided-deafness>
- 八、詹益智、林堂智(2019 年 9 月)。**單側聽損知多少？聊聊單側聽損的迷思**。雅文基金會。<https://minimal-hearing-loss.chfn.org.tw/response/news/-LpBEDrLgcxgbeVjrmA2>
- 九、科林助聽器聽力師團隊(2020 年 5 月)。**單側聽損知多少**。科林助聽器。https://www.ear.com.tw/clinico/tw/DoctorColumn/Detail/%E5%96%AE%E5%81%B4%E8%81%BD%E6%90%8D%E7%9F%A5%E5%A4%9A%E5%B0%91?srsId=AfmB0oqyPEFvz20gpkU6Xi_j8H0q-4eUpS6Kd01BXJvdv7t4Ric40bxjL
- 十、中川雅文(2021 年 12 月)。**鍛鍊聽力就能延緩失智症：日本名醫教你最有效的聽力與大腦鍛鍊法，全面預防及改善健忘、重聽**。晶冠出版社。
- 十一、雅文兒童聽語文教基金會(2021 年 12 月)。**降噪耳機沒你的耳朵厲害！——人的雙耳如何「聽聲辨位」及「擴音抗噪」？**。泛科學。<https://pansci.asia/archives/336414>
- 十二、洋洋實業團隊(2009 年 4 月)。**麥克風實現了順風耳的夢想——洋洋得意報 NO.39**。洋洋實業。<http://www.oceanictech.com.tw/show.asp?id=133>
- 十三、Uho 編輯部(2022 年 3 月)。**家中長輩聽力退化 影響認知、溝通與情緒**。Uho 優活健康網。<https://www.uho.com.tw/article-39994.html>

【評語】100006

1. 本計畫以機電系統來開發單側聽損患者可以使用來判別聲音方位的裝置，議題切合實際需求，研究步驟和內容也大致完整，值得肯定。
2. FFT 分析應以頻率為橫軸呈現結果。由於所提輔助裝置主要辨別聲音方位故頻率範圍建議應涵蓋音頻。有關定位或定向之方法應具體說明與分析。實驗結果測試建議可以更加強量化並佐以討論。另建議可以考慮如何結合 CROS 之功能以及縮小裝置。
3. 如何將多個麥克風訊號混和來產出聲音方位，並沒有詳細說明，而這部分是影響系統成效的關鍵。
4. 作品描述了動圈式、電容式、鋁帶式、碳粒式、駐極體電容式等麥克風，可惜沒有明確指出所使用的麥克風是屬於哪一種類型。
5. 在不同頻率音量的探討上，需注意簡易分貝計顯示的如 dBA 數值是對不同頻率有不同加權的結果(A 表示 A 種加權)，故在不同頻率下，相同的 dBA 有不同的強度。
6. 音源和方位的變化很多，可以考慮使用 AI 來進行判別。另建議應針對其效能，例如：距離，聲音大小，角解析度，角度範圍，進行評估與說明。