

國立臺灣大學電機資訊學院生醫電子與資訊學研究所

碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Electronics and Bioinformatics

College of Electrical Engineering and Computer Science

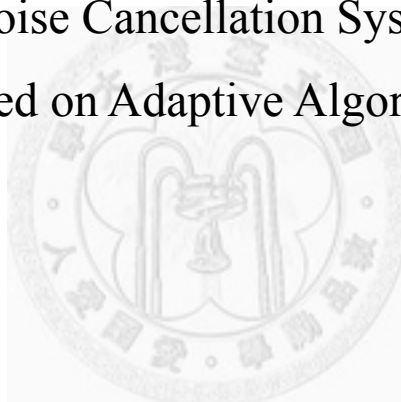
National Taiwan University

Master Thesis

使用適應性演算法之磁共振造影主動抗噪系統

An Active Noise Cancellation System for fMRI

Based on Adaptive Algorithm



陳俊瑋

Chun-Wei Chen

指導教授：陳志宏 博士

Advisor: Jyh-Horng Chen, Ph.D.

中華民國 102 年 1 月

January, 2013

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

使用適應性演算法之磁振造影主動抗噪系統

An Active Noise Cancellation System for fMRI

Based on Adaptive Algorithm

本論文係陳俊瑋君（學號 R99945030）在國立臺灣大學生醫
電子與資訊學研究所完成之碩士學位論文，於民國 102 年 1 月 31
日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

陳若庭

（指導教授）

蔡振家

吳昌偉

關志遠

柯慶波

所 長：

莊曜宇

誌謝

很高興能完成這本論文，對我來說是非常不容易的事，這得感謝許多人的幫忙。首先要謝謝我的指導老師，陳志宏教授。把我從只會考試的標準台灣學生，變成能自己完成一項研究、獨力解決問題的碩士生。老師自己對研究的熱情以及好奇心影響我很多，常常想，這才是學者應該有的態度，使我不斷成長。

再來要感謝我的家人，爸爸媽媽無條件的支持，使我一人在台北完全無後顧之憂，最近這個學期間忙到都沒時間回高雄，家裡有事情也無法幫忙，覺得很不好意思。也一直會麻煩住在台北的叔叔嬸嬸，謝謝他們一直以來的照顧。還有在家裡的阿嬤，我考上台大和從台大畢業，都是最高興最支持我的人，希望他能一直健康。我弟今年也上台大光電，看樣子是會比他哥順利很多，祝你好運。

還有姑姑姑丈，育昇育靖，大家都很關心我，不好意思，讓大家操心了，謝啦。

然後是實驗室的夥伴們。胤藏學長在處事應對、心理調適上幫我很多，筠安學長給了我很多研究上的建議，對數據的分析還有模擬都是他在教我。很感謝這兩位學長，我的研究基本上和他們完全不相干，但是他們仍熱心幫我解決大小問題，希望兩位都能成為優秀的學者。先走一步的 Chester、榮瑜、彥良學長也都對我很好，是我在碩二那年一起打球的好夥伴，我會一直記得你們的笑聲。還有家偉、孟錡、億澤學長，不時會關心我的研究進度，柏暉、允傑、明儒、新知等學弟常一起聊天、吃飯，幫我收水壺，以及助理小麥和 Sherry，因為我的冒失常常麻煩她們，謝謝了。有這些人在讓我的實驗生活更多采，認識你們真好。

最後是我的老朋友們。謝謝俞雅嵐，時常得忍受我的怪脾氣，研究的波折使我的心情起伏不定，謝謝妳的包容，還好碩士班時有認識妳。我的室友們，汪汪、小頭仍在辛苦的趕畢業，常常很晚回家，也沒甚麼時間出去玩，希望他們也能順利畢業，碩士班時期能一起住真好。還有最近比較悠哉的李思寬、余德琳同學，一起陪我度過許多快樂時光，跨年時和 Chester 都有來探我的班，謝謝你們的支持。在海外的好友們，吳潘、吳亭樺、陳柏霖、大丁、馬超，謝謝你們的不時關心，祝各位早日學成歸國。然後，謝謝椎名林檎。

以上。

中文摘要

磁共振影像(Magnetic Resonance Imaging)在醫學影像上有卓越的貢獻，然而在取得影像的過程中，卻會產生 100 分貝以上的噪音，其中以回波平面影像序列(Echo-planar imaging, EPI)為最。對於這樣的音量，人體只能承受約 30 分鐘的掃描時間。本研究是討論如何降低這些噪音。

目前已有許多論文致力解決磁共振影像的噪音問題，像是透過改善磁場線圈、設置真空層隔絕介質等方法減少噪音。但這些方式皆過於昂貴，且不能在現有的醫療器材上使用。較為實際的方法為使用耳塞、耳罩等被動材料消除高頻噪音，再加上主動式噪音抑制。即利用耳機主動製造出與噪音波型正負相反的波，稱之為抗噪波，藉由聲波的正負相消來抗噪，消除低頻噪音。

先前的研究大多會使用 FxLMS 演算法來進行降噪，但是效果不甚佳，仍需改善。本研究針對 EPI 產生的噪音設計了一種新的適應性演算法，利用 EPI 所產生重複性噪音的特性，將先驗資訊納入考量，稱為先驗資訊演算法(Prior information Based Algorithm)。此演算法能準確預測噪音的波型，並有效的地播放出抗噪波做抵消，來達成抗噪目的。而本實驗也將比較 FxLMS 演算法和先驗資訊演算法於模擬和實作上的優劣。

本實驗除了提出新的演算法構想，以及電腦模擬，更實構了一個主動式噪音抑制的系統。已經實際於本實驗室的 3T(Tesla)磁共振影像系統上有 26 分貝的總降噪效果。其中被動式抗噪約 16 分貝，主動式抗噪約 10 分貝。在未來，可以將此系統實際應用於功能性磁共振造影(functional MRI)系統中，讓受試者在更舒服的環境進行心理學實驗，尤其是需要降低噪音的聽覺刺激或語音刺激方面的研究。

關鍵字：主動式噪音抑制、核磁共振影像

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is an important modality in medical care systems. However, MRI conducts the noise over 100dB while acquiring the imaging, especially for Echo-Planar Imaging (EPI). Subjects or Patients will feel uncomfortable after half of an hour under this noisy environment. Such that, reducing the noise level and providing the comfortable environment is a big issue for MRI scanning.

The traditional methods to reduce the noise is limited, such as providing the passive material (ex. Ear plug) is failed to reduce the low frequency noise, or improving the MRI system (ex. change MRI scanning sequence and implement the vacuum layer in the MRI system) is hard to implement on the current system.

To solve the noise problem, the headset with active noise cancellation was established. Active noise cancellation was using a headset to produce an inverse waveform in order to cancel the noise waveform conducted from the system, especially the low-frequency noise. A novel algorithm required the EPI noise as the prior information was used in generate the inverse waveform, in which the periodic properties of EPI noise was considered, so called Prior information Based Algorithm. The pre-required prior information was considered as a template in order to predict the following EPI noise. Our approach was combined the active noise cancellation and passive material, not only provided the low frequency noise reduction in a cost effective way but also compatible to the current systems. In this study, we also compare FxLMS algorithm with Prior information based algorithm in simulation and realistic results.

Besides providing the novel idea of algorithm and computer simulation, a real noise cancellation system has been demonstrated in 3T MRI system. The noise cancellation system revealed 26dB noise reduction totally, whereas the passive reduction was 16dB and active reduction was 10dB.

In the future, the noise cancellation system will be applied for the MRI scanning to provide a more comfortable environment, especially in the fMRI study with auditory task.

Keywords: active noise cancellation, magnetic resonance imaging

目錄

口試委員會審定書

誌謝.....	1
中文摘要.....	2
ABSTRACT.....	3
目錄.....	4
圖目錄.....	7
表目錄.....	10
第一章 緒論	
1.1 MRI 簡介.....	11
1.2 研究動機與目的	13
1.3 論文架構	15
第二章 文獻探討	
2.1 MRI 噪音來源及分析	16
2.2 噪音抑制的方法.....	18
2.2.1 噪音源	18
2.2.2 軟體	19
2.2.3 被動式元件	20
2.2.4 主動式元件	21
2.3 MRI 噪音與大腦功能性影像	25
第三章 實驗方法	
3.1 主動式噪音抑制.....	27

3.2	先驗資訊演算法(Prior information).....	30
3.2.1	系統之轉移函數(Secondary Path - $S(n)$).....	32
3.2.2	系統之抗噪波(Secondary wave).....	35
3.2.3	系統之啟動時間.....	36
3.3	FxLMS (Filtered -x- Least Mean Square).....	37
第四章 系統架構與實驗流程		
4.1	系統架構.....	40
4.2	實驗流程.....	45
第五章 實驗結果		
5.1	電腦模擬結果.....	46
5.1.1	FxLMS 之模擬結果.....	46
5.1.2	先驗資訊演算法之模擬結果.....	47
5.2	系統之頻率響應.....	49
5.3	系統之抗噪波與啟動時間.....	52
5.4	噪音抑制結果.....	54
5.3.1	被動式噪音抑制結果.....	54
5.3.2	主動式噪音抑制結果(FxLMS 演算法).....	55
5.3.2	主動式噪音抑制結果(先驗資訊演算法).....	56
第六章 結果討論及未來展望		
6.1	討論.....	60
6.1.1	硬體表現.....	60
6.1.2	硬體實作.....	65

6.1.3	程式與訊號處理.....	66
6.1.4	MRI 噪音訊號	68
6.1.5	受試者實驗.....	70
6.2	結論.....	78
6.3	未來展望.....	79
	參考文獻.....	80

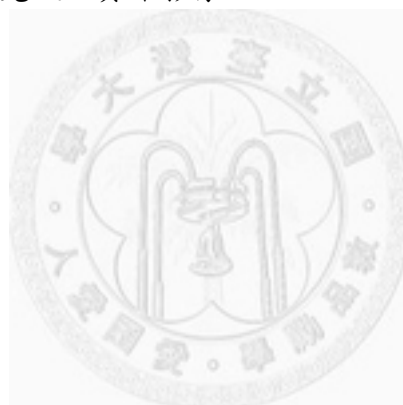


圖目錄

圖 1-1	噪音分貝圖.....	14
圖 2-1	廠牌 磁場強度(序列名稱/TR/TE/解析度).....	17
圖 2-2	主動控制方式設計新線圈之降噪結果圖.....	18
圖 2-3	真空管阻止聲音傳遞之 MRI 系統圖.....	19
圖 2-4	Hennel 之改變掃描序列方法圖.....	20
圖 2-5	耳塞耳罩圖.....	20
圖 2-6	主動式噪音抑制圖.....	21
圖 2-7	主動式抗噪耳機示意圖.....	22
圖 2-8	卓冠宏學長對 EPI 掃描序列之降噪效果.....	23
圖 2-9	Mingfeng Li 於實際系統之 EPI 降噪結果.....	24
圖 2-10	老鼠吸純氧(a)和正常空氣(b)腦部 MRI 影像.....	25
圖 3-1	兩波形疊加圖(波長長).....	27
圖 3-2	兩波形疊加圖(波長短).....	27
圖 3-3	前饋型主動式抗噪系統.....	28
圖 3-4	回饋型主動式抗噪系統.....	28
圖 3-5	耳機架構示意圖.....	29
圖 3-6	EPI 第四個周期與第一個週期訊號相減圖.....	30
圖 3-7	先驗資訊演算法方塊圖.....	31
圖 3-8	Secondary path 所包含之路徑及演算法方塊圖.....	33
圖 3-9	使用 FxLMS 取得系統抗噪波之方塊圖.....	35
圖 3-10	正確時間取得之示意圖.....	36
圖 3-11	$\xi(n)$ 對 W 曲線，X 軸是 W(n)，Y 軸是 $\xi(n)$	37
圖 4-1	系統架構圖.....	39
圖 4-2	Visual DSP++5.0 程式.....	40
圖 4-3	ADSP-21469 開發板.....	40
圖 4-4	使用 LM386 所製作之訊號放大器.....	41
圖 4-5	麥克風頻率響應圖.....	42
圖 4-6	參考麥克風之位置圖.....	42

圖 4-7	誤差麥克風之位置圖.....	42
圖 4-8	非鐵磁性耳機圖.....	43
圖 4-9	本實驗室之 Bruker 3T MRI 系統.....	43
圖 4-10	影像解析度為 64x64(a)與 32x32(b)之 EPI 噪音頻圖譜.....	44
圖 4-11	先驗資訊演算法方塊圖.....	45
圖 5-1	FxLMS 之系統方塊圖.....	46
圖 5-2	FxLMS 之電腦模擬抗噪結果圖.....	47
圖 5-3	先驗資訊演算法之系統方塊圖.....	48
圖 5-4	先驗資訊演算法之電腦模擬抗噪結果圖.....	48
圖 5-5	實際收到之訊號 $d(n)$ 與誤差值 $e(n)$ 做圖.....	49
圖 5-6	誤差麥克風收到 EPI 訊號之頻率響應及 $S(n)$ 之頻率響應圖.....	50
圖 5-7	$S(n)$ 之時域圖.....	51
圖 5-8	理想之抗噪波波型 $d(n)$	52
圖 5-9	實際得到之抗噪波波型 $y'(n)$	52
圖 5-10	誤差對抗噪波圖.....	53
圖 5-11	理想抗噪波與實際抗噪波之頻率響應圖.....	53
圖 5-12	被動式元件之抗噪效果.....	54
圖 5-13	FxLMS 系統架構圖.....	55
圖 5-14	FxLMS 喇叭耳機模擬之抗噪結果圖.....	55
圖 5-15	第一組 EPI 噪音之抗噪結果圖.....	57
圖 5-16	第二組 EPI 噪音之抗噪結果圖.....	57
圖 5-17	第三組 EPI 噪音之抗噪結果圖.....	58
圖 5-18	第四組 EPI 噪音之抗噪結果圖.....	58
圖 6-1	系統之時間延遲與聲波傳遞時間示意圖.....	60
圖 6-2	偏離 0.05 毫秒(a) 和 0.025 毫秒(b)對抗噪效果影響圖.....	61
圖 6-3	抗噪波取得之非理想性 和 耳機頻譜的非理想性比較.....	64
圖 6-4	Rare T1 使用先驗資訊演算法.....	68
圖 6-5	GEFC T1 3D 噪音時域圖.....	69
圖 6-6	Rare T2 使用先驗資訊演算法.....	69
圖 6-7	SNAP T2 3D 噪音時域圖.....	70

圖 6-8	人耳實際聽到之分貝對照圖.....	71
圖 6-9	A- , B- , C- , D- , Z-weighting 近似曲線圖	71
圖 6-10	第一組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖	72
圖 6-11	第二組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖	72
圖 6-12	第三組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖	73
圖 6-13	第四組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖	73
圖 6-14	水球假體上收 EPI 噪音(第一組).....	74
圖 6-15	相同位置重置之 EPI 噪音(第一組).....	75
圖 6-16	水球假體上收 EPI 噪音(第二組).....	76
圖 6-17	不同位置重置之 EPI 噪音(第二組).....	76
圖 6-18	ANC+PNC 之結果圖	77
圖 6-19	掃描電容式麥克風之實際影像.....	77



表目錄

表 1-1	勞工安全衛生設施規則.....	14
表 2-1	多線圈成像技術 SENSE	19
表 2-2	Mingfeng Li 比較前饋型、回饋型、混合型三種演算法之結果圖	23
表 5-1	時間延遲整理.....	51
表 5-2	EPI 實驗參數表.....	56
表 5-2	被動式元件之抗噪結果表.....	59
表 5-3	主動式抗噪於各掃描序列表.....	59
表 6-1	偏離 0.05 毫秒和 0.025 毫秒之抗噪效果表.....	62



第一章 緒論

1.1 MRI 簡介

首先介紹磁共振影像系統(Magnetic Resonance Imaging，以下簡稱 MRI)。關於核磁共振(nuclear magnetic resonance)的論文最早由 Edward Purcell 和 Felix Bloch 兩位科學家於 1946 年發表[1][2]，並在 1952 年共同獲得諾貝爾物理學獎。他們的研究不僅使物理學有重大的進展，更是促成 MRI 技術得以快速發展的重要推手。

而第一台人體可使用的 MRI 卻要到 1977 年才由 Damadian、Larry Minkoff 和 Michael Goldsmith 共同研發出來[3]，經過這幾年的發展，逐漸在現代醫學影像中佔有重要地位。由於硬體技術的改良與革新，許多新的應用如擴散磁共振造影(diffusion MRI)、灌注磁共振造影(perfusion MRI)、以及大腦功能性磁共振造影(functional MRI)逐漸成熟。MRI 為非侵入性且非放射性的，無需施打藥劑或者接受放射線的照射即可取得大腦內的影像，又具有高解析度、優良的軟組織對比，成像品質較超音波影像佳、亦不若 X 光影像需接受放射線照射，因此在醫院中越來越普及。

MRI 系統需要在有磁場的環境進行掃描，目的是利用磁場使體內氫原子伴隨磁場方向自旋，稱為共振。氫原子所帶之電子自旋產生磁矩，藉由射頻脈衝(Radio Frequency Pulse)的影響，使磁矩進入激發態，再逐漸回復到原先的磁場方向自旋。由於法拉第電磁感應定律，磁矩變化會產生電流，而不同的物質、組織、器官有不同的氫原子密度和氫原子鍵結，由激發態回復到共振態的時間也各不相同。透過磁矩回復的途中收取訊號，比較產生之感應電流強度差異，進而區

分體內不同組織。

在每次激發前需待氫原子回復，才能再次激發、收取訊號。而由於氫原子回復需一定的等待時間，因此 MRI 影像的掃描不像 X 光或超音波一樣迅速即時，耗時約三十分鐘至一小時不等。磁場梯度差異導致不同共振頻率，可施加不同的磁場梯度於人體各方向，並根據接收到的頻率判斷訊號來源，重建影像。磁場梯度是由高溫超導的梯度線圈製成，需在掃描時不停變化，而磁場變化造成之磁力使梯度線圈不停撞擊，產生極大噪音，此噪音為 MRI 之一大缺點。MRI 雖為非侵入式的高品質影像，然而掃描時產生之噪音可達 130 分貝，如前所述，掃描需時半小時到一小時，這樣的掃描環境對人來說是難以忍受的。

MRI 還有幾項缺點，像是，需要極高強度的主磁場以提供足夠訊號分辨人體內的組織。本實驗室所使用的系統為 3 Tesla 主磁場，相當於地球磁場的六萬倍，任何磁性物質皆會以約時速 30 公里之速度被吸引。故掃描對象不得攜帶任何金屬物質，掃描室所使用之器材皆為非鐵磁性材質，若受試者體內植有鋼釘、心律調整器、助聽器等金屬物則無法使用 MRI。

最後，MRI 系統之建造成本高昂。3 Tesla 的主磁場需極強電流支持，目前多使用液態氫的超導線圈，維持高磁場的掃描環境所費不貲。

現今 MRI 的應用涵括各種組織、神經、血管的辨別，對病理的判斷幫助極大。其中功能性磁振造影(functional MRI)是一種心理學的實驗設計，大腦在進行不同的活動時，腦內各部位血液的含氧量不同。舉例而言，大腦視覺區在接受刺激時含氧量高、訊號強，可依此分辨腦內的活化情形。而功能性磁振造影使用之 EPI(echo planar image)掃描序列產生的聲響龐大，進行實驗又需花上許多時間，對受試者來說並不好受。故本篇論文將針對 EPI 產生的噪音進行噪音抑制。

1.2 研究動機與目的

同前述，MRI 在掃描時產生約 110 分貝的噪音，暴露其中可能會對人體產生暫時性的聽覺障礙[4]，甚至是心理上的憂鬱[5]。根據國家勞工安全衛生規定，110 分貝噪音環境下容許的工作時間為每日 30 分鐘(如表 1-1 所示)，110 分貝的噪音約如同飛機起飛的噪音(圖 1-1)。功能性磁共振造影掃描時間乃根據心理實驗的設計調整，時有超過一小時之狀況，不僅造成受試者不適，亦可能造成大腦的反應而影響實驗結果，許多聽覺、語言、睡眠的研究因此受到阻礙。

目前臨床上皆使用被動式元件消噪，如耳塞、耳罩等。讓受試者配戴耳塞或耳罩進行掃描，對於降低高頻噪音有良好成效，但由於低頻噪音波長較長，可穿過被動性元件，故抗噪效果差。減少低頻噪音之有效的方法為主動式抗噪，偵測噪音訊號後主動發出抗噪波抵銷，低頻噪音波長較長，正反波形若非差異過大皆可取得良好成效，而高頻訊號則較不適用此法。是故利用主動式抗噪搭配被動式抗噪，洽可同時解決高低頻噪音之問題。

近年來亦出現改善磁場線圈設計等硬體改良以達到噪音抑制之研究，然而對於已在使用的 MRI 而言，實為緩不濟急。因此本論文選擇主動式噪音抑制以達降低 MRI 噪音之目標。

主動式抗噪系統近年發展快速，市面上已可購得各類型的主動式降噪耳機，並可用於高鐵或者飛機上，諸如機場工作人員、直升機操作員皆有此類型儀器之需求。上述的噪音規律性高、頻帶固定，較容易預測，使用類比電路元件即可達到良好效果。然而 MRI 磁場需不停變化，所造成的噪音頻帶廣，且隨著掃描位置不同而不斷改變，故需要更快速的運算系統。本實驗使用數位訊號處理器(DSP)執行運算，並搭配適應性演算法以取得理想抗噪效果。

工作日容許暴露時間 (小時)	A 權噪音音壓級 (dBA)
8	90
6	92
4	95
3	97
2	100
1	105
$\frac{1}{2}$	110
$\frac{1}{4}$ 或更少	115

表 1-1 勞工安全衛生設施規則[6]

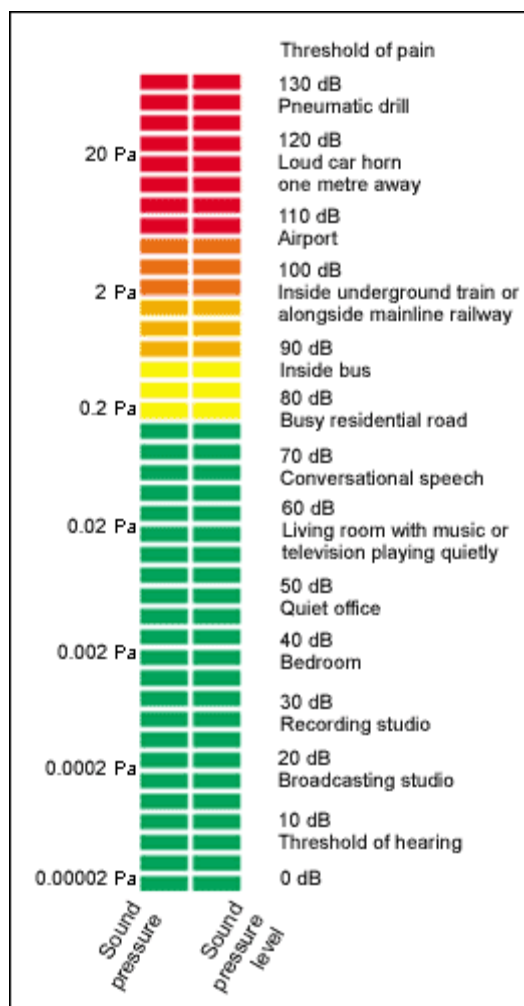


圖 1-1 噪音分貝圖

1.3 論文架構

本論文分為六章：

第一章為緒論，包含 MRI 基本介紹，然後引出研究動機與目的，最後是整本論文之架構。

第二章為文獻探討，討論近年有關 MRI 噪音與 MRI 噪音抑制之相關研究。

第三章為實驗方法，介紹主動式抗噪的聲學原理，接著寫到本實驗所新設計之先驗資訊演算法的原理，還有一般 FxLMS 之演算法原理，和細部操作流程。

第四章介紹本實驗系統架構，關於各細部的硬體介紹，包含數位訊號處理器、耳機麥克風、訊號放大器等。

第五章為實驗結果，先對本實驗所使用之兩演算法做電腦模擬，然後是關於本實驗的系統架構之性能實測，以及最後的抗噪結果，主動式抗噪及被動式抗噪的波型圖和頻譜圖。

最後是第六章結果討論和未來展望，對此研究做總結，討論關於本實驗的問題以及未來改進方向與努力目標。

2.1 MRI 噪音來源及分析

MRI 噪音來源有三：

1. 影像掃描線圈時所產生之碰撞聲
2. 冷卻壓縮機運轉聲
3. 冷氣空調系統運作聲

第一項為 MRI 在掃描時之噪音主要來源，原因同緒論所述，MRI 取得影像時需要不斷變換梯度線圈的電流，產生不同磁力分布定位人體訊號。磁場變換過程使得線圈相互撞擊，根據相關研究[8]，線圈撞擊所產生之噪音視 MRI 的靜磁場強度和掃描參數不同而定，最高可高達 120 分貝，已是常人所能忍受之極限。

第二、三項是由於 MRI 系統需要極大電流維持高磁場，為地球磁場之上萬倍，一般磁性物質無法達到所需等級。MRI 系統將線圈浸泡於高溫超導環境，可在幾乎不消耗能量的狀況下維持高磁場。以透過冷卻壓縮機不斷補充液態氦維持低溫的超導環境，掃描室內也需維持一定溫度而有固定的空調系統調節。第二、第三項即為冷卻壓縮機與冷氣之運轉聲，但與第一項相比，此二者在掃描時即被線圈碰撞聲所蓋過。

MRI 尚未進行掃描時，掃描室內的噪音約是 60 至 70 分貝，來源為冷氣聲與冷卻壓縮機的系統。這些噪音不會立即對人體產生損害，但是若需長時間置身如此環境，仍會造成心理上的影響。所以整個掃描室、機房、操作室之間皆需備有隔音設備，以減少噪音對工作人員的危害。

MRI 主要的噪音為掃描時梯度線圈撞擊所造成，且隨著不同的掃描參數、

掃描序列或是硬體系統而產生差異，根據 Hurwitz 在 1989 年的研究指出[7]，在 0.35 到 1.5 Tesla 的主磁場下，MRI 系統噪音範圍大約在 82 分貝到 93 之間，根據勞工安全部門訂定之標準，此噪音位於安全範圍之內，不會對人體的聽覺系統造成嚴重的危害。但根據 McJury 的研究[8]，減少掃描之切面厚度與影像寬度後，噪音量會增加 11 分貝，也增加對人體的危害。此研究也驗證了掃描參數對噪音的影響。

David L. Price 在 2001 年對 0.2 至 3 Tesla 之 MRI 系統做了噪音的整理[9]，可看出 3 Tesla 系統下 MRI 噪音明顯高於其他磁場強度，而 EPI 掃描序列亦較其他序列產生更大噪音。本實驗室使用圖中 3T Bruker 系統，噪音約為 112 分貝。

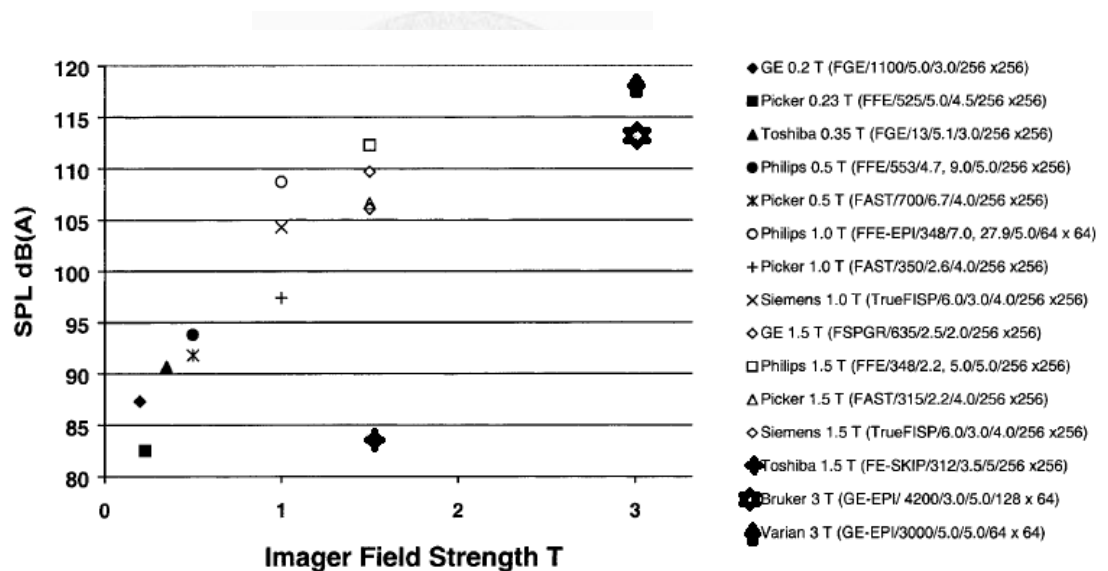


圖 2-1 廠牌 磁場強度(序列名稱/TR/TE/解析度)[9]

2.2 噪音抑制的方法

目前用以抑制噪音之方法大致可分為四種，分節敘述如下：

2.2.1 噪音源

MRI 主要噪音來自於影像取得時線圈碰撞，故根本之道乃降低線圈產生之噪音。2000 年 Mansfield 和 Haywood 運用主動控制方式設計新線圈，得到 34.9 分貝的平均噪音抑制[10]。之後在 2002 年，Katsunuma 提出將人體和噪音源隔絕之方法，利用真空管阻止聲音傳遞，達到 34 分貝的抑制效果(圖 2-2)[11]。同樣在 2002 年，Zwart 透過多線圈成像技術 SENSE，同時使用多個線圈掃描，以單一線圈擷取對應部分訊號，減少磁場切換的速度，取得 16.5 分貝的降噪效果[12]。

儘管改善線圈可使噪音明顯減低，但現有機器難以就原有的設計直接改良，勢必得另尋他法。

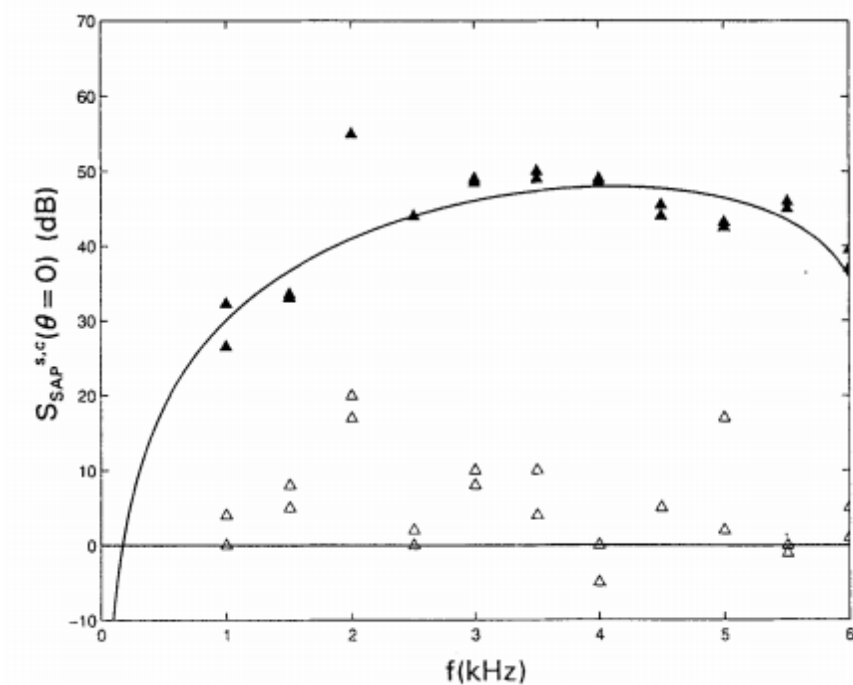


圖 2-2 主動控制方式設計新線圈之降噪結果圖[10]

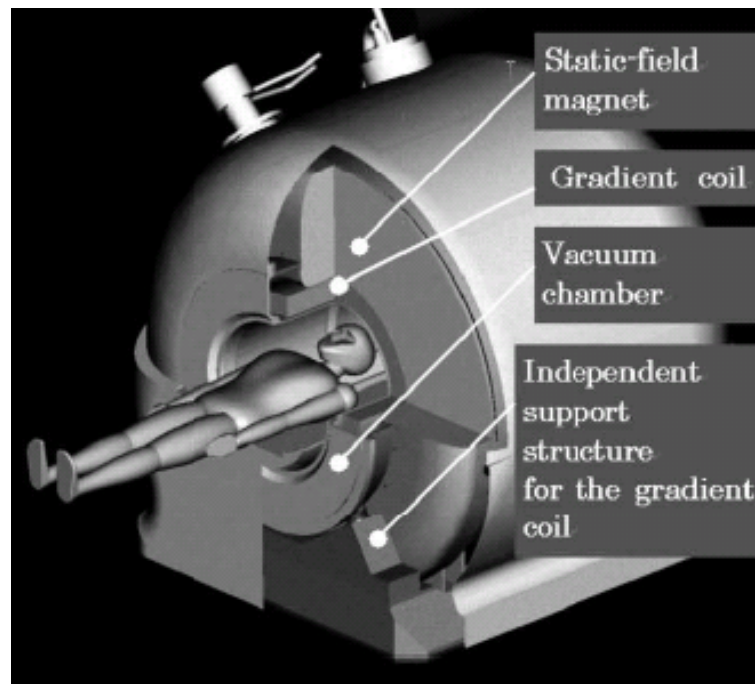


圖 2-3 真空管阻止聲音傳遞之 MRI 系統圖[11]

Gradient Acoustic Noise Levels on Three Scanner Platforms for Conventional EPI and SENSE EPI

MRI platform	EPI acoustic noise level [dB(A)]			
	Conventional	Readout off	Rate-2 SENSE	Rate-3 SENSE
1.5 T GE Signa LX	89.1	71.7	75.1	70.2
3.0 T GE Signa LX	87.7	72.6	75.7	72.9
1.5 T Siemens Sonata	91.3	74.5	83.5	75.6

Note. “Readout off” is the acoustic noise level measured in conventional EPI when readout gradients were turned off.

表 2-1 多線圈成像技術 SENSE[12]

2.2.2 軟體

除硬體方面，亦有就軟體提出改善方式之研究。1999 年 Hennel 提出改變掃描序列的方法[12]，將激發頻寬限於某些較安靜區間以達到抗噪效果。缺點為掃描時間的增長，且部分參數調整亦會受到限制。

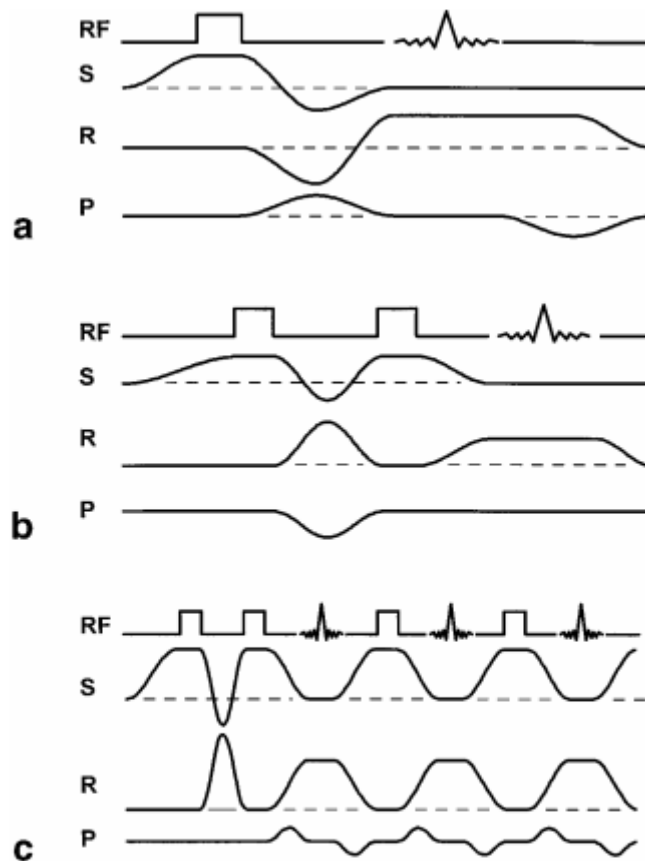


FIG. 3. Soft gradient waveforms (S, slice selection; R, read; P, phase encoding) for silent gradient-echo (a), spin-echo (b), and multiple spin-echo or RARE (c) imaging. The amplitudes of phase-encoding pulses for RARE vary from one echo to another.

圖 2-4 Hennel 之改變掃描序列方法圖[13]

2.2.3 被動式元件

一般傳統方式透過外加抗噪元件以消除噪音，分為主動式與被動式抗噪。被動式乃利用材料隔絕噪音，如耳栓、耳塞、耳罩等器材。MRI 噪音屬於寬頻噪音，而低頻噪音之波長較長，可繞過以上材料。



圖 2-5 耳塞耳罩圖[14]

2.2.4 主動式元件

主動式噪音抑制最早由德國的 Lueg 於 1933 年提出。概念是透過一相位與噪音源相差 180 度的波主動疊加以取得安靜環境，如下圖 2-6 所示。由於當時硬體設備不夠精良，無法準確偵測聲波並適時地製造出抗噪波，在當代並未受到世人的重視。

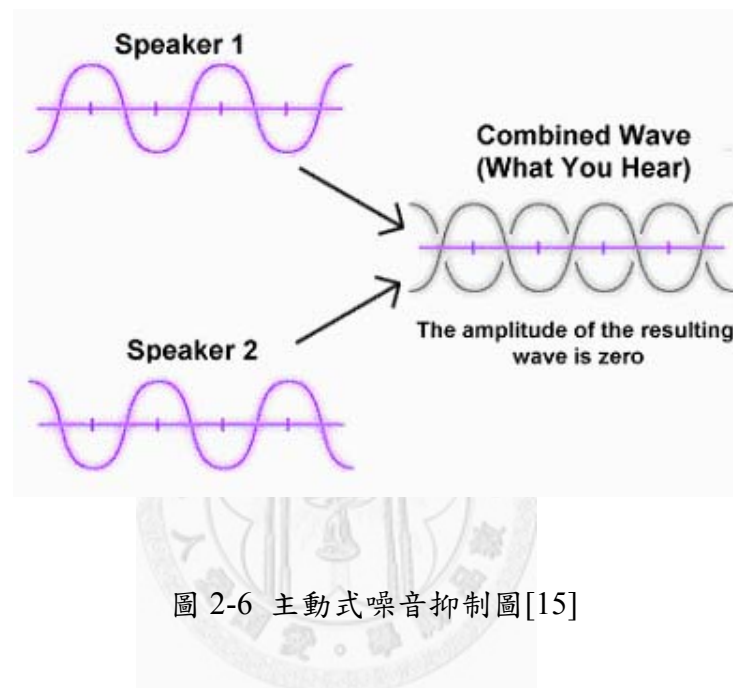


圖 2-6 主動式噪音抑制圖[15]

直到 1960 年 Simshauser 和 Hawley 提出主動式耳機的計劃之後，才逐漸引起廣泛的研究。主動式抗噪耳機概念如下圖 2-7 所示：

1. 外在環境噪音，如飛機、火車的聲音。本實驗中為 MRI 的噪音。
2. 外側的麥克風偵測噪音訊號，經由電子元件運算。
3. 喇叭撥出抗噪波以取得安靜的環境
4. 環境噪音與喇叭產生之抗噪波會疊加，使聽者接收到的聲音變小。

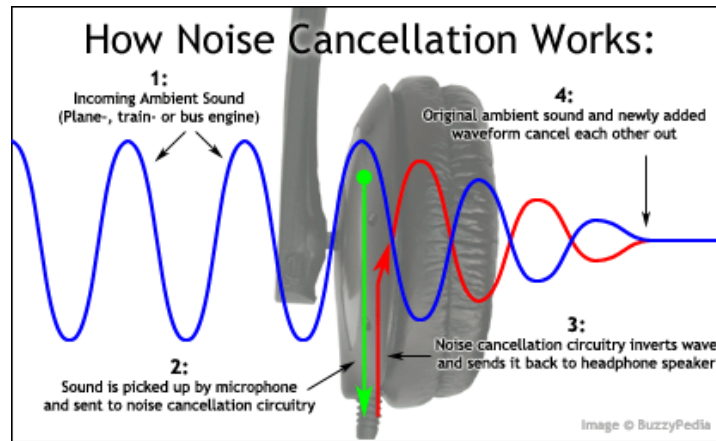


圖 2-7 主動式抗噪耳機示意圖[16]

而將此技術真正應用於 MRI 上為 1989 年 Goldman 的研究，結合主動式與被動式的方法進行噪音抑制，得到 14.2 分貝的降噪[17]。礙於當時技術，此系統並未置於高磁場與快速變化序列之環境進行噪音抑制，主動式噪音抑制也僅針對 500Hz 以下的 MRI 噪音；1997 年，McJury 同樣使用主動式噪音抑制消除 MRI 噪音，使用的適應性演算法為 FULMS(Filtered-U-LMS)[18]，結果顯示對 500Hz 以下的噪音有不錯的抑制結果，並且請 6 位測試者感受其系統抑制的效果，其中覺得效果不錯的只有一位，普通的有兩位，其餘三位均感受不到抗噪的效果；1999 年，Casper K. Chen 使用類神經網路演算法來做主動式噪音抑制[19]，使用兩個喇叭一個做為噪音源，一個做為反噪音源，面對面撥放來模擬主動式抗噪系統，對 gradient echo 脈衝序列有 18 分貝的模擬效果。而本實驗室的卓冠宏學長於 2007 年運用 FxLMS 在 bruker 3T 的系統上成功地做出降噪效果，使用 EPI 的掃描序列於主要頻率 937 赫茲處有 9.4 分貝的降噪效果[20]。

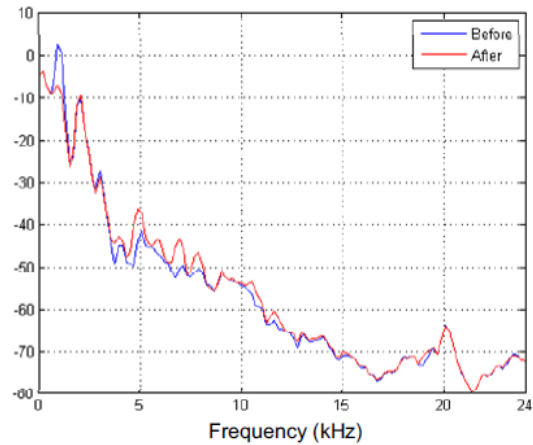


圖 2-8 卓冠宏學長對 EPI 掃描序列之降噪效果[20]

而 Mingfeng Li 於 2007 年使用 FxLMS (Filter-X-LMS)演算法，並比較演算法實現於前饋型、回饋型、混和型的系統架構上(表 2-2)，且利用螺線管以及喇叭模擬 4T MRI 環境測試，可達 10.9 分貝之平均抗噪[21]。隨後，Mingfeng Li 實際將 FxLMS 應用在 4T-INOVA MRI 上，為了抗噪系統的穩定，在沒有開射頻脈衝(Radio Frequency Pulse)的情形下，進行抗噪量測，但也因此無法成像。此系統在 EPI 噪音有 13 分貝的降噪。這研究發表於 2011 年，並記載被動式元件於 MRI 上噪音抑制之成效[22]。

List of typical values of simulation results

	Overall SPL (dB)	Overall reduction (dB)	Maximum reduction (dB)	Max. reduction frequency (Hz)
Uncontrolled	117.8			
Feedback	112.6	5.2	15.7	1312
Feedforward	110.2	7.6	19.3	1148
Hybrid	106.9	10.9	19.6	1148

表 2-2 Mingfeng Li 比較前饋型、回饋型、混合型三種演算法之結果圖[21]

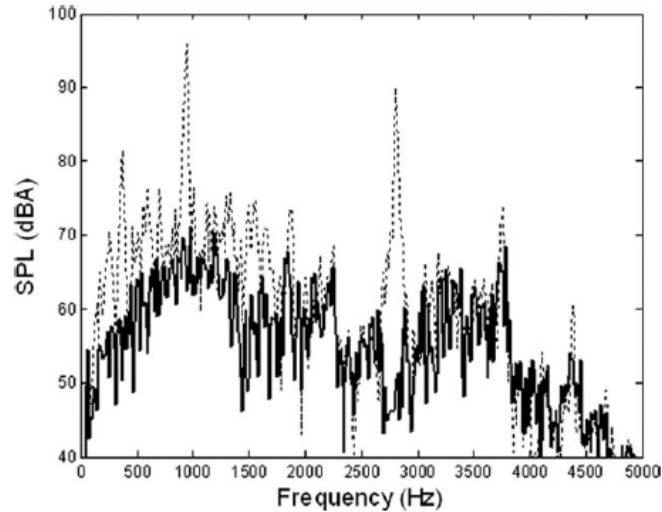


圖 2-9 Mingfeng Li 於實際系統之 EPI 降噪結果[22]

由此可見，傳統的方法尚未取得太大的成效，對於吵雜且寬頻的 EPI 脈衝序列，仍然沒有出現穩定且實用的系統。因此，本實驗採取自創之先驗資訊(Prior information Based Algorithm)適應性演算法，針對 EPI 這組噪音所設計，在實際的磁共振影像系統上有取得不錯的成效。並比較 FxLMS 和先驗資訊演算法在實際和模擬結果上之優劣。

2.3 MRI 噪音與大腦功能性影像

現代醫學影像之另一個突破性的發展，大腦功能性磁振造影的技術。這項技術使得我們可以利用 MRI 來觀察人體腦部活動的真實情況。在人體中，養份的主要供給由血液所運送。當接收刺激時，神經活化造成動作電位產生，神經細胞因而消耗大量養分，此時局部區域的血流量增加以供給神經細胞活化所需要的養分，所以神經活化間接使血液流量產生了變化。而在 1990 年 blood oxygenation label depend (BOLD) 的理論被提出，來解釋 fMRI 上的訊號變化[23]。

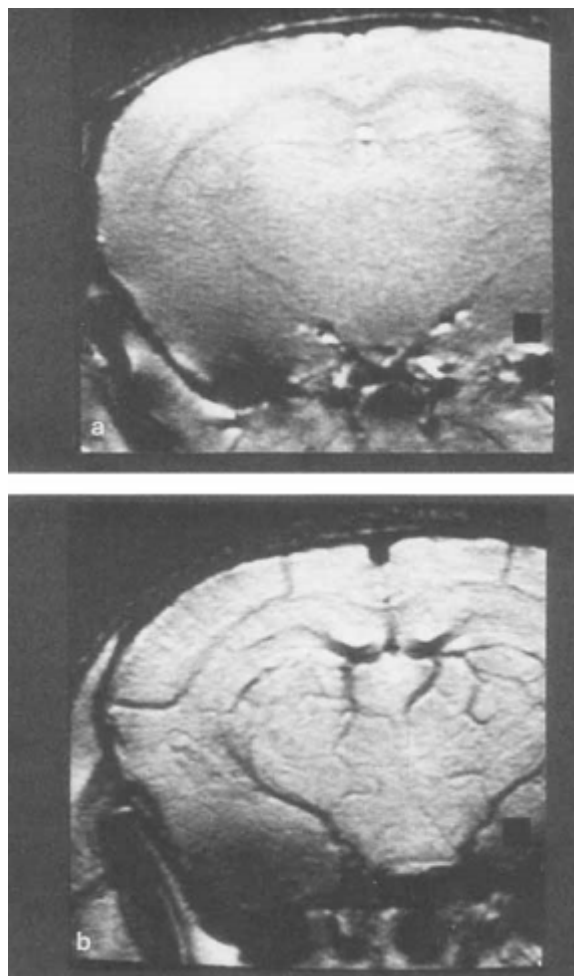


圖 2-10 老鼠吸純氧(a)和正常空氣(b)腦部 MRI 影像[23]

實驗一共有分三個狀態：

1. Base state:

在此狀態下，血流量供應正常，血液中所含的不帶氧血紅素與帶氧血紅素的比例固定。其中不帶氧血紅素為順磁性而帶氧血紅素為反磁性，因此在彼此濃度差異不大的情形下會得到正常的訊號，稱為 Base state。

2. Active state:

當受到外加刺激時，神經活化區域附近的血液會供給氧氣給腦細胞，帶氧血紅素放出氧氣後成為不帶氧血紅素。但腦細胞需要氧氣，因此在活化區域的腦血流量增加，為活化區域帶來更多含有高濃度帶氧血紅素的血液，使得活化區附近的不帶氧血紅素濃度相較於帶氧血紅素低。由於大腦皮質活化區域不帶氧血紅素降低，順磁性也降低，使得該區域磁化率的差異減少，磁場變的較均勻。這種現象造成 T_2 及 T_2^* 增長，所以在活化區域的信號增加，此狀態為 Active state。

3. Recover base state:

當刺激消失時，血流及 MRI 信號又回到正常狀態，所以 BOLD 的反應可以經由實驗設計來研究大腦的活化區域，為 Recover base state。但 BOLD 的信號變化很小，容易受到雜訊和假影的影響，而使得訊號變化的增測不易，或是發生分析上的錯誤。

因此，經由功能性磁振造影可讓我們對視覺、嗅覺、聽覺、語言、記憶，以及成人、小孩腦部功能運作的差異有更深一層的認識與了解。磁振造影技術對於大腦功能性的研究的重大貢獻，使得許多實驗室都投入相當多的人力、物力以從事這方面的研究。由於 MRI 噪音可高達 120 分貝以上，遠大於語言、音樂等聲音的刺激原，這會讓受試者只聽到吵雜的雜音，而聽不到所給予的聲音刺激源，也影響心理的層面而干擾實驗結果，因此，對聽覺 fMRI 的研究造成嚴重的阻礙。

第三章 實驗方法

3.1 主動式噪音抑制

主動式噪音抑制為，藉由第二聲源(例:喇叭)產生與噪音振幅相同但反向的波，並在同一時間同一位置抵消。理想上需在相同時地抵消，而運算上的誤差會造成時間差出現。這個時間差理論上是固定的，下圖乃說明波長較長的波為何較適合主動式抗噪。

圖 3-1 為兩波長 100 點的聲波，假設正向波與抗噪波的時間延遲是 3 點，疊加後共有 15 分貝的降噪效果。而圖 3-2 時間延遲同為 3 點，然而聲波之頻率較圖 3-1 高三倍，波長僅三分之一，降噪效果僅 5 分貝。

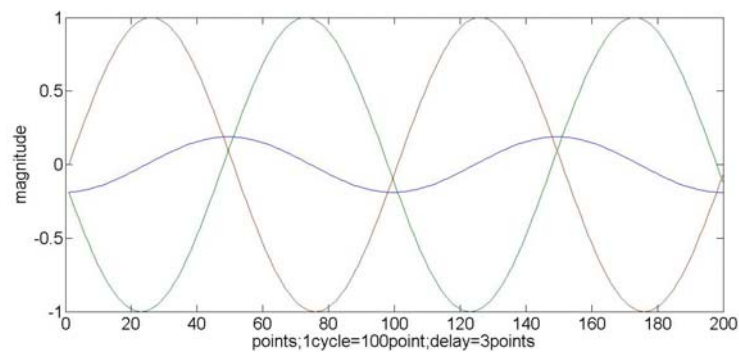


圖 3-1，兩波形疊加圖(波長長)，delay 為 3/100 點，降噪 15 分貝

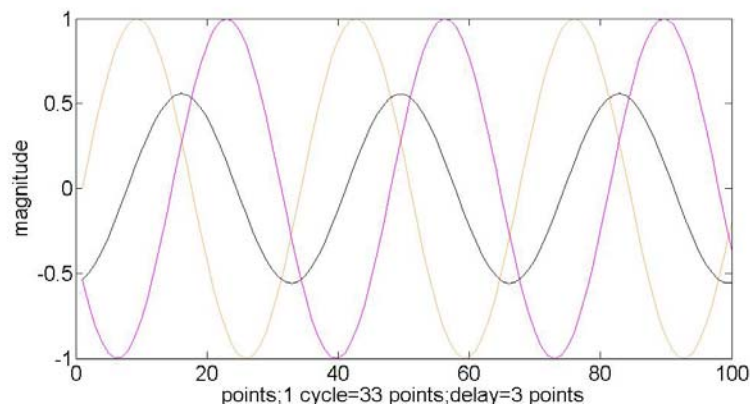


圖 3-2，兩波形疊加圖(波長短)，delay 為 3/33 點，降噪 5 分貝

是故由被動式元件阻隔波長短之高頻噪音，並以主動式抗噪抵消低頻的噪音，此為較有效率之方式。

主動式抗噪系統可分為前饋型與回饋型，各適用於不同場合。前饋型主動式抗噪系統如圖 3-3 所示，備有兩麥克風，一置於喇叭之外單純接收噪音訊號，另一則測量波型相消後之結果。

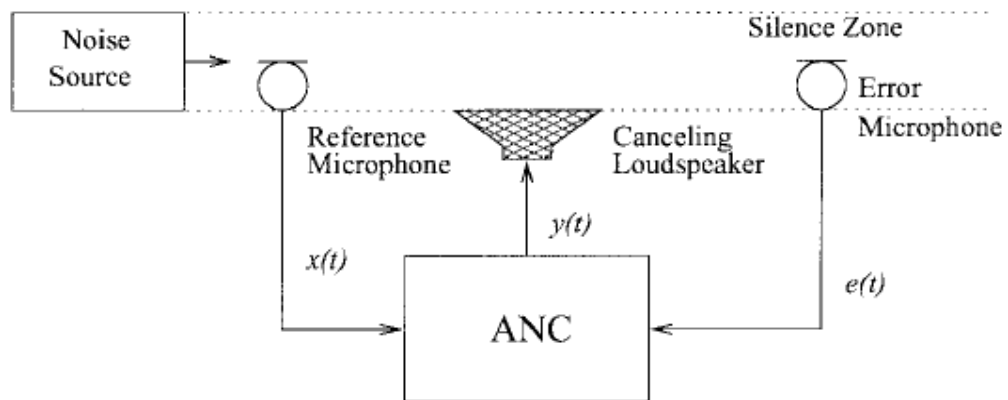


圖 3-3 前饋型主動式抗噪系統[19]

回饋型的主動式抗噪系統如下圖 3-4。與前饋型的差別為：回饋型僅有一個麥克風接收音訊。

本論文由於實驗設計的關係採用前饋型主動式抗噪系統，原因將於下一節詳述。

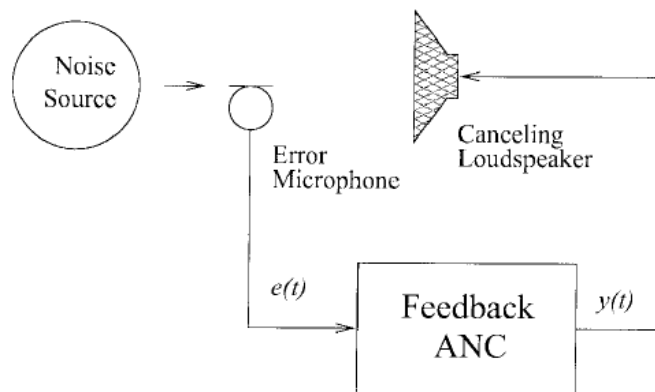


圖 3-4 回饋型主動式抗噪系統[19]

下圖3-5為實際於耳機上建構之架構圖，參考麥克風的訊號 $X(n)$ 交由數位訊號處理器運算後得出適當的抗噪波，再由耳機輸出 $Y(n)$ 。假設誤差麥克風 $e(n)$ 收到的訊號變小時，人耳聽到的聲音也會變小，因此可記錄誤差麥克風訊號變小的程度界藉以衡量此系統之表現。

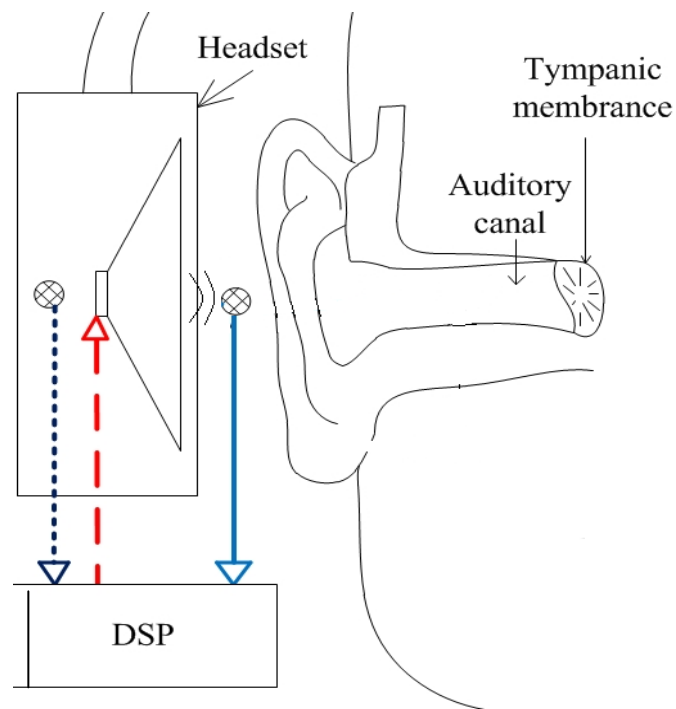


圖3-5 耳機架構示意圖。

--- 是耳機放出的訊號 $y(n)$

..... 是參考麥克風的訊號 $x(n)$

—— 是誤差麥克風的訊號 $e(n)$

3.2 先驗資訊演算法(Prior information)

MRI 產生的噪音為梯度線圈不斷變化，由於 EPI 是快速地取得同一部位的腦區影像，因此在掃描時所開的梯度線圈是一直重複的。由以下圖 3-6 可約略看出，EPI 噪音訊號非常規律。同一組掃描的噪音訊號會非常類似，相減後最多可取得 30 分貝左右的降噪效果(圖 3-6)。因此，本研究根據這個特性對 EPI 的噪音做最佳化的演算法設計，是自創的演算法，本研究命名為先驗資訊演算法(Prior Information Based Algorithm)。

下圖為使用第一個週期訊號，與第四個周期訊號做相減，得到 33 分貝的降噪效果。

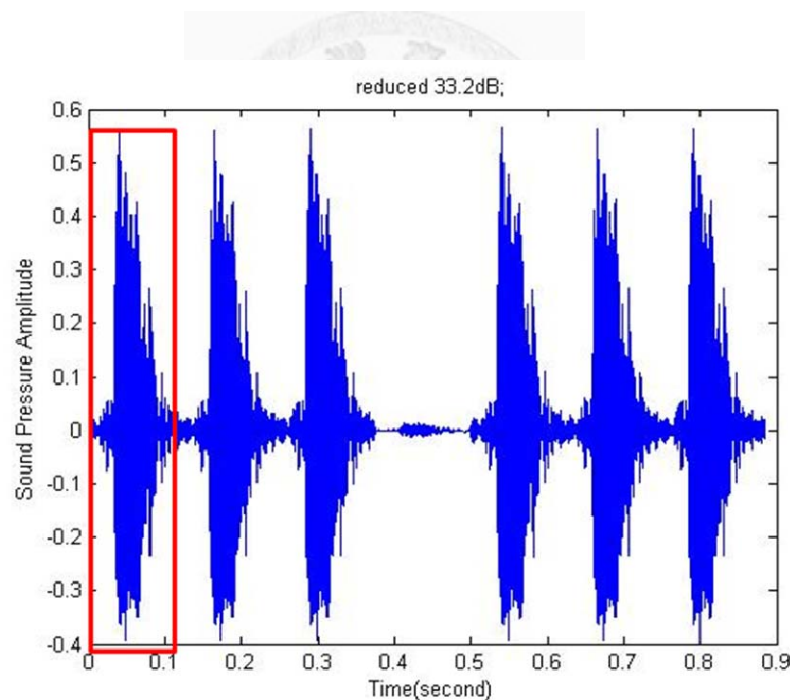


圖3-6 EPI第四個周期與第一個週期訊號相減圖

但是，由於取樣頻率之限制，無法得知完全準確的週期，只能近似為幾個取樣點來做運算，得到整數的部分，導致每個週期約會有正負一個取樣點的差異。因此，估計何時為一個周期的開始，和耳機需要播放怎樣的抗噪波，為此演算法

所要解決的首要問題。以下是本系統主要的方塊圖 3-7：

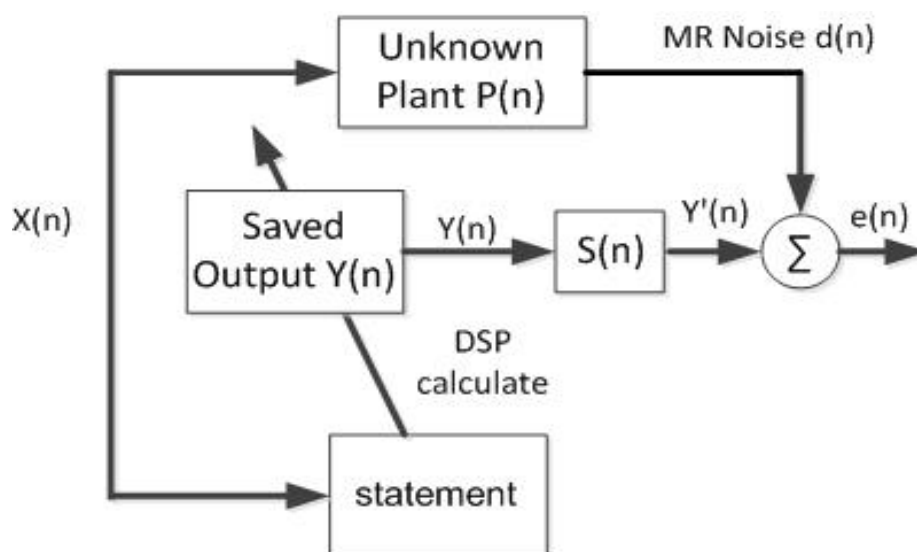


圖3-7 先驗資訊演算法方塊圖

對照 3-5 的耳機架構示意圖， $X(n)$ 為參考麥克風之輸入訊號， $Y(n)$ 為耳機輸出訊號， $d(n)$ 為外界噪音， $e(n)$ 為誤差麥克風所收到的剩餘噪音。參考麥克風的訊號 $X(n)$ 輸入進數位訊號處理器之後會有一個判斷式，判斷現在是否為一個週期的開始。若是的話則撥放出預先記錄好的抗噪波，若不是則繼續等待。而 $S(n)$ 為系統的轉移函數，包含各種元件的頻率響應(frequency response)和時間延遲(time delay)，在之後會提到。因此，下兩小節會介紹：1.如何撥放出正確的抗噪波，2.如何得知正確的時間。

3.2.1 系統之轉移函數(Secondary Path - $S(n)$)

本演算法需要在誤差麥克風之位置收到正確的抗噪波，本實驗使用耳機來達成這個需求，但並不是讓耳機撥出 $y(n)$ ，麥克風就收到 $y(n)$ 。

這是由於：

1. 耳機與麥克風不可能位於同一點，必有一間距造成時間延遲
2. 由於訊號處理及硬體上的非理想性，耳機在不同頻率表現不相同，故撥出訊號會耦合這些不理想性才是麥克風收到之訊號。耳機頻率響應圖之後會求得。

因此，經過時間延遲與硬體非理想性，麥克風接收到之 $y(n)$ 訊號應為 $y'(n)$ ，而由 $y(n)$ 至 $y'(n)$ 之轉移函數稱為「secondary path」。由於這些非理想性理論上為非時變(time invariant)，故可事先求得轉移函數 $S(n)$ ，有助於之後的演算法進行。

詳細整理如下：

I. 耳機系統：

數位訊號處理器(DSP)訊號經由 D/A 轉換器，再傳到訊號放大器放大，交由耳機撥出，和耳機產生抗噪波讓誤差麥克風收到之間的轉移函數

II. 麥克風系統：

誤差麥克風收到訊號交由訊號放大器放大，再給 A/D 轉換器接收

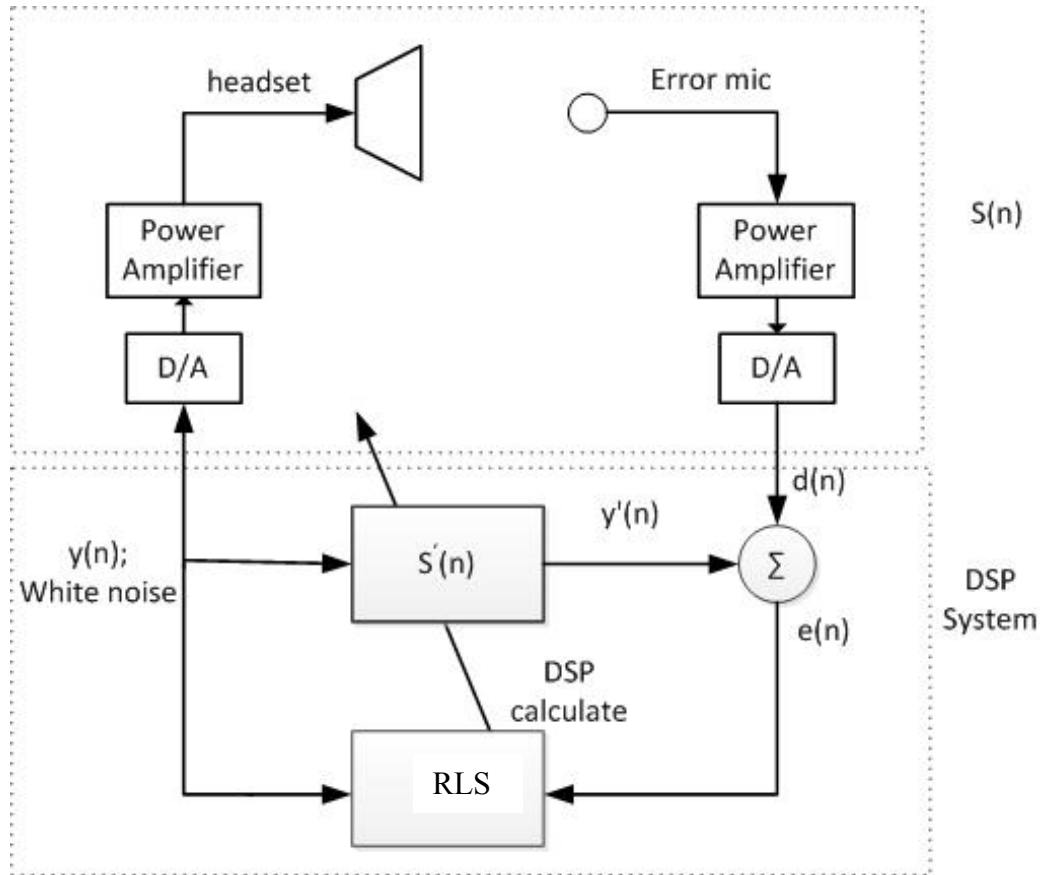


圖 3-8 Secondary path 所包含之路徑及演算法方塊圖

如圖 3-8 所示， $d(n)$ 為誤差麥克風實際收到的訊號， $y'(n)$ 為系統預估的訊號，希望這兩組訊號越接近越好，運算上透過相減來判斷估計的好壞。

$$e(n) = d(n) - Y(n)^T S'(n) \quad (3.1)$$

使 $e(n)$ 越小越好。

這裡使用 RLS(Recursive least squares)的方法來求得 $S(n)$ 。這是因為，RLS 是運算量大，但十分精確的適應性演算法，將耳機所撥放的白噪音與誤差麥克風所收到的白噪音記錄下來之後，再使用 MATLAB 之內建程式計算出中間的轉移函數 $S(n)$ ，可以不需要即時的運算，以計算準確為第一優先。

而 RLS 運算的複雜度與濾波器的階數(Order)成平方正比，約為稍後會提到之 LMS(Least Mean Square)的十倍，較不適合拿來做即時的系統運算。

RLS 使用之方法如下：

$$e(n)=d(n)-y'(n) \quad (3.2)$$

$$y'(n)=y(n)*s(n) \quad (3.3)$$

$$s(n) = s(n-1) + K^H(n)e(n) \quad (3.4)$$

$$k(n) = \frac{\lambda^{-1}P(n-1)u(n)}{1+\lambda^{-1}u^H P(n-1)u(n)} \quad (3.5)$$

$$P(n) = \lambda^{-1}P(n-1) - \lambda^{-1}k(n)u^H P(n-1) \quad (3.6)$$

初始條件設 $s(n)$ 為 0;

這邊將誤差麥克風實際收到的訊號 $d(n)$ 減去系統預估會收到的訊號 $y'(n)$ 做相減，把相減後的值 $e(n)$ 當成本系統的誤差值回傳給數位訊號處理器去更新濾波器的係數 $s(n)$ ，藉由不斷的反覆適應，此演算法就能估計出最適合的 $s(n)$ 當作此系統的轉移函數。

其中， $P(n)$ 為主對角線全為 1 的對角矩陣。 λ 為遺忘參數(forgetting factor)，他是一個接近但是小於 1 的正數，一般來說會介於 0.95 至 1 中間，遺忘參數越遠離 1，則現在的資料將會乘上越高的權重，對系統的影響較大，越接近 1 則反之，過去的資料乘上的權重提升。若是遺忘參數等於 1 則所有的資料皆有相同的權重。

3.2.2 系統之抗噪波(Secondary wave)

本研究使用以下系統圖 3-9 取得理想之抗噪波，其中 Ideal output(n)為誤差麥克風期望收到的抗噪波， $y(n)$ 為耳機撥出的抗噪波， $y'(n)$ 經由系統之轉移函數 $s(n)$ 而實際讓誤差麥克風收到的訊號。若實際收到的訊號與想要收到的訊號相減 $e(n)$ 很小的話，則將 $y(n)$ 記錄下來，當作系統的抗噪波使用。

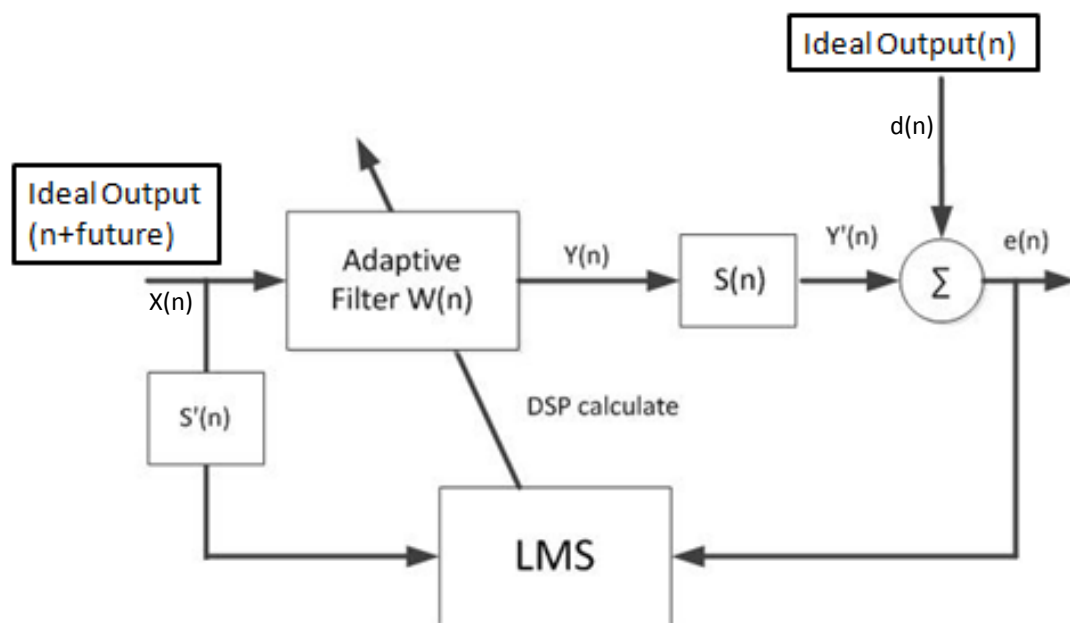


圖 3-9 使用 FxLMS 取得系統抗噪波之方塊圖

然而，得到正確的 $y(n)$ 也需使用適應性演算法作運算，這裡需要即時的運算，所以運算量不可以超過數位訊號處理器(DSP)的運算量。因而本實驗選用 FxLMS(Filtered-x-Least Mean Square)演算法。這裡選擇 Ideal Output 訊號再加上未來幾個點當作系統的輸入，是為了避免系統的時間延遲。FxLMS 的方法將在下一節提到。

3.2.3 系統之啟動時間

上一節所得到的抗噪波需要在正確的時間撥放。如圖所示，

1. 先記錄一組由參考麥克風所得到的訊號向量

$\mathbf{M(k)}=[m(0) \ m(1) \ m(2) \dots m(L)]$ ，存在數位訊號處理器中。

2. 之後每次收訊號時，參考麥克風收到的訊號都存成為一組新的訊號向量

$\mathbf{X(n)}=[x(n) \ x(n-1) \ x(n-2) \dots x(n-L)]$ 。

3. 當這兩向量相減小於某特定值 ϵ 時 $\text{sum}(|\mathbf{X(n)}-\mathbf{M(k)}|)<\epsilon$ ，就撥放誤差麥

克風在 $k+1$ 這個點時所收到的 $e(K+1)$ 之抗噪波一個 EPI 的週期。

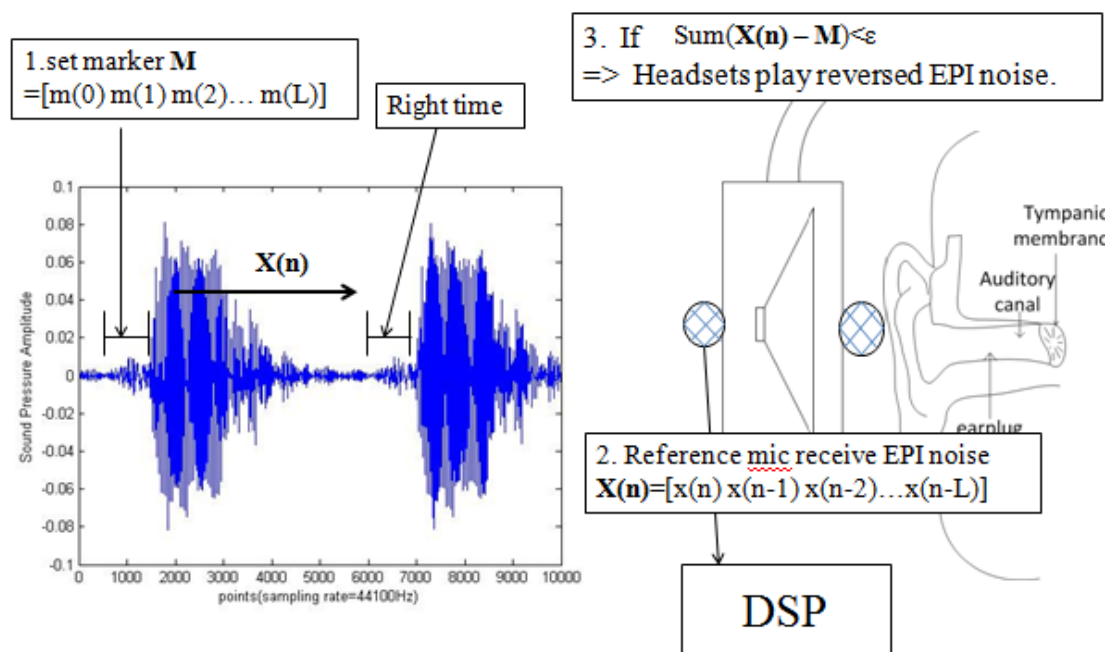


圖 3-10 正確時間取得之示意圖

3.3 FxLMS (Filtered -x- Least Mean Square)

先解釋 LMS 演算法，最後再把 $S(n)$ 加入式子即為 FxLMS 演算法：

$W(n)$ 為 LMS 所要求的濾波器。LMS 使用 MSE(mean square error)方法：

$$\xi(n) = e^2(n) \quad (3.7)$$

在此並不求最小之 $e(n)$ 值，而求最小 $\xi(n)$ 值，這是由於二次函數會有最小值的緣故，對此隨後再做說明。

以下為前述之適應性演算法：

$$y(n) = W(n)^T X(n) \quad (3.8)$$

$$e(n) = d(n) - y(n) = d(n) - W(n)^T X(n) \quad (3.9)$$

$d(n)$ 及 $x(n)$ 皆為外界噪音的值。演算法欲取得適當 $W(n)$ 以使 $e(n)$ 最小，故 $e(n)$ 是一個以 $W(n)$ 為變數的函數，而 $\xi(n)$ 則是以 $W(n)$ 為變數的二次式，由下圖 3-11 知，必有一值 $W^0(n)$ 使 $\xi(n)$ 最小。假設長度 L 為 1， $\xi(n)$ 與 $W(n)$ 的關係為：

$$\xi(n) = (w(n) + 4)^2 + 2 \quad ; \quad \mu = 0.2 \quad (3.10)$$

圖 3-11 $\xi(n)$ 對 W 曲線，X 軸是 $W(n)$ ，Y 軸是 $\xi(n)$

可透過 steepest descent 的方法求 $W^0(n)$ 。朝梯度向量 $\nabla \xi(n)$ 的反方向前進，

反覆疊代：

$$W(n+1)=W(n) - (\mu/2)*\nabla \xi (n) \quad (3.11)$$

$\nabla \xi (n)$ 代表 $\xi (n)$ 之梯度，而 μ 代表加權係數，即疊代收斂的速度。收斂速度太大會造成程式震盪甚至發散，太小則會造成收斂過慢、無法收斂，係數 $1/2$ 則是為了稍後化簡。

計算 $\nabla \xi (n)$ ：

$$\xi (n)=e^2(n) , \nabla \xi =2(\nabla e(n))e(n)$$

$$e(n) = d(n) - W(n)^T X(n) , \nabla e(n) = -X(n) ,$$

$$\nabla \xi (n) = -2X(n)e(n) ,$$

代入原式，

$$W(n+1)=W(n)+\mu *X(n)e(n) \quad (3.12)$$

重點在於 $X(n)$ 與 $e(n)$ 取得之正確性，以及 μ 、 L 之選取。

加入 $S(n)$ 後，公式重新推導如下：

$$y(n) = W(n)^T X(n)$$

$$e(n) = d(n) - y'(n) = d(n) - s(n) * y(n) = d(n) - s(n) * (W(n)^T X(n))$$

$$\nabla \xi = 2(\nabla e(n))e(n) = -s(n) * x(n)$$

$$W(n+1)=W(n)+\mu *s(n)*x(n)*e(n) \quad (3.13)$$

演算法收斂後即可將求得之 $y(n)$ 記錄下來待正確的時間撥放。

而 FxLMS 演算法也可以直接拿來做主動式噪音抑制，把 $X(n)$ 當成參考麥克風之輸入， $d(n)$ 當作 MRI 的噪音輸入， $y(n)$ 一樣是輸出之抗噪波， $e(n)$ 改為誤差麥克風之輸入即可。使用前饋型 FxLMS 主動式抗噪系統的原因為，前饋型主動式抗噪系統比較能解決 EPI 產生之寬頻噪音。

第四章 系統架構與實驗流程

本章將介紹實驗系統架構(圖 4-1)，包含先前提過之數位訊號處理器(DSP)、耳機麥克風、訊號放大器、MRI 系統，以及實際做實驗時的實驗流程。

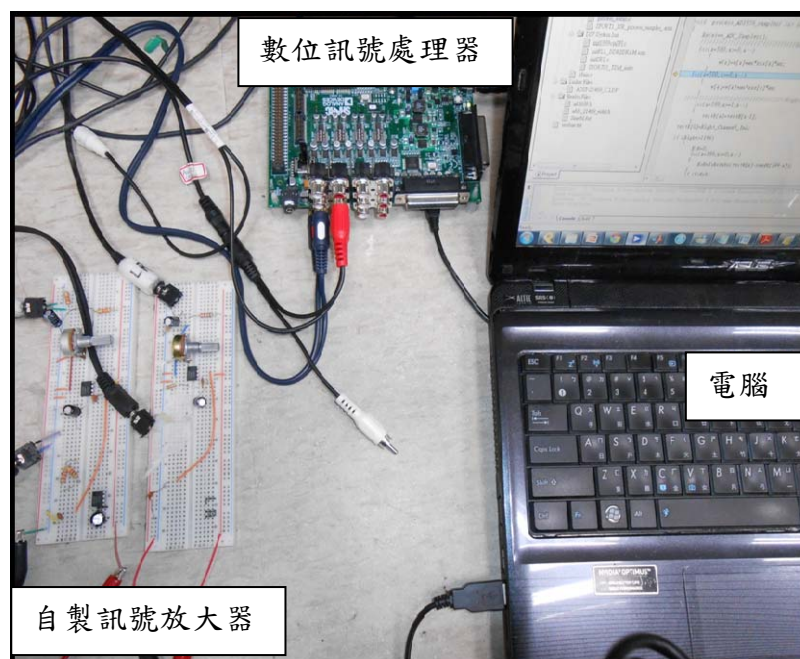


圖 4-1 系統架構圖

系統架構：訊號從參考麥克風送至訊號放大器(PA)放大，送入數位訊號處理器(由電腦控制)，運算完抗噪波由耳機撥放，最後誤差麥克風收到訊號，以下將分別介紹各硬體設備。

4.1 系統架構

1.數位訊號處理器(DSP):

使用由 Analog 公司研發之 ADSP-21469 開發板，處理速度 450MHz，是當今效能卓越的處理器，適用浮點數運算，有 12 組音源輸出入可以自由運用。本實驗先採購該數位訊號處理器的開發版，搭配該公司所研發的程式 VisualDSP++ 5.0，能將電腦上的 C 語言程式嵌入數位訊號處理器中，十分方便。

研發完成後可直接生產嵌入完成之數位訊號處理器，價錢就能比開發版低非常多，空間也節省許多。

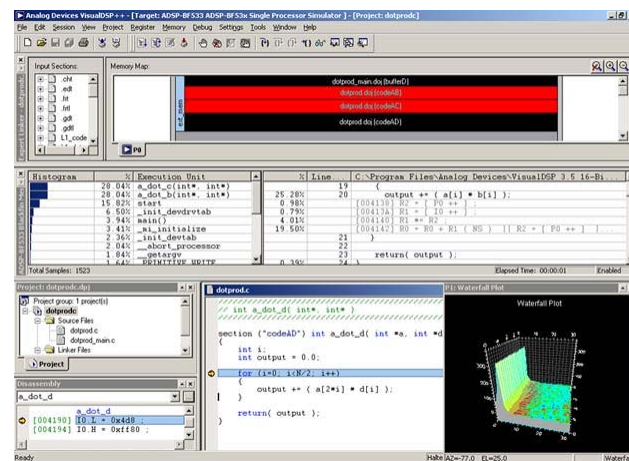


圖 4-2 Visual DSP++5.0 程式[24]



圖 4-3 ADSP-21469 開發板[25]

2. 訊號放大器(power amplifier)

本研究原先採用 Analog 公司所推薦之放大器 Analog SSM2167[26]，然所得圖形成效不佳，可歸因於 Analog SSM2167 為人聲放大器，具緩衝及柔和的效果，而本實驗所需為頻率響應(frequency response)平坦、時間延遲(time delay)短之放大器。詢問相關廠商後，發現宜改採自行製作之放大器，以下為所設計之放大器電路圖，使用 IC 為 LM386，透過實際量測顯示，此為放大倍率固定、頻率響應平整之放大器。

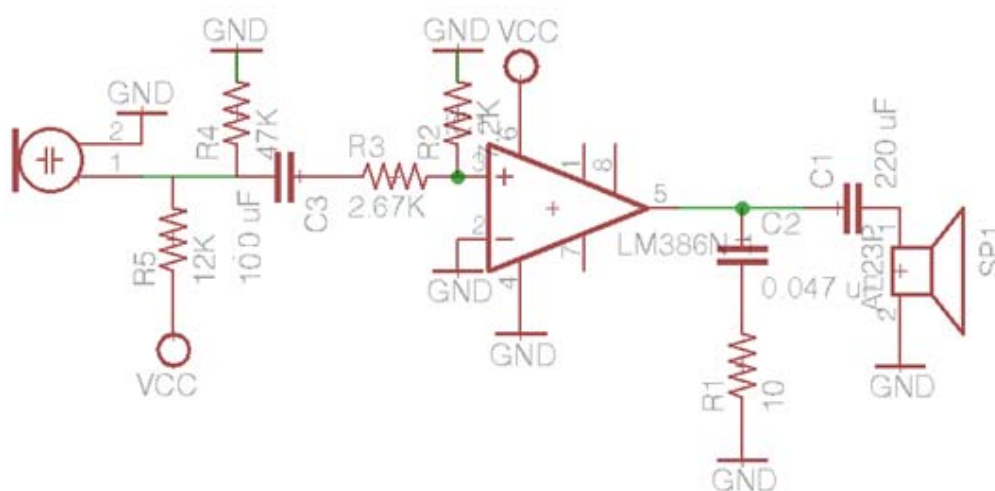


圖 4-4 使用 LM386 所製作之訊號放大器[27]

3. 麥克風

理想之麥克風為 20K 以下頻率響應平坦的高靈敏電容式 mic，本實驗使用苙翔科技生產之 **AMB-O60G40-CWH2 (RoHS)**電容式麥克風，靈敏度為 -40 ± 3 分貝，全指向性。以下是麥克風的頻率響應圖，在 20000Hz 以下大致平坦，符合所需。

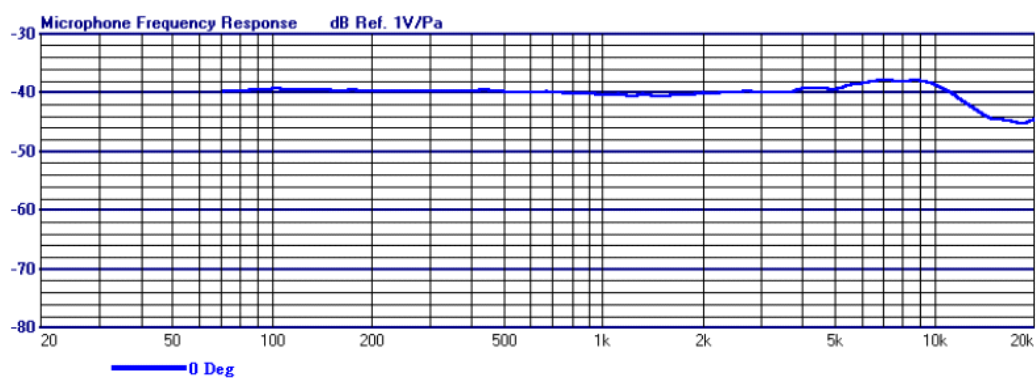


圖 4-5 麥克風頻率響應圖

而麥克風放置的位置如下圖 4-6，4-7 所示，本研究使用實驗室的水球假體當作人的頭部來做實驗：

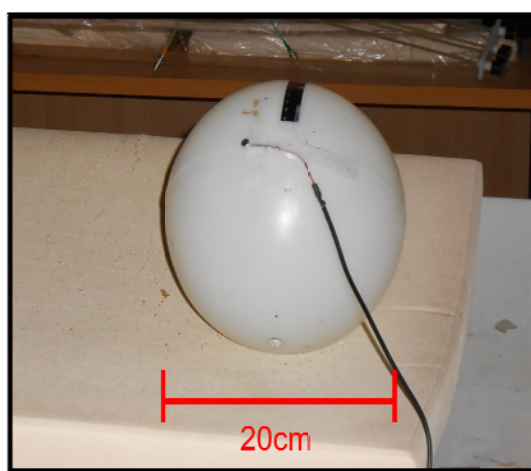


圖 4-6 參考麥克風之位置圖

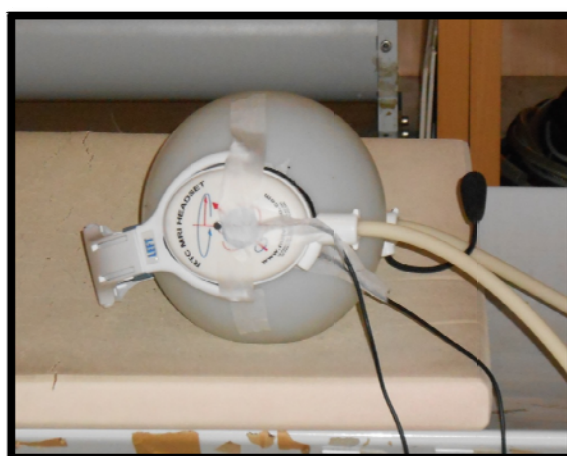


圖 4-7 誤差麥克風之位置圖

4. 耳機

使用由 Resonance Technology 所製造的非鐵磁性、磁共振影像相容之耳機，圖 4-8，搭配該公司所配備的耳機擴大機，使耳機能撥出足夠大的音量來消除 EPI 的噪音。

5. 電腦

本實驗使用開發用 DSP 板，可透過電腦撰寫程式再行嵌入，相當方便。若有量產需要再直接單買 DSP 直接嵌入程式，即無需透過電腦控制。實驗搭配使用 ASUS 之筆記型電腦，型號為 A52JC[29]，處理器為 Intel i5。

6. MRI 系統

下圖 4-9 為本實驗室為 3 Tesla 的 Bruker MRI 系統。實驗掃描的序列為 EPI 掃描序列，聲音之最響頻率與線圈掃描時的取樣頻率與預取得之影像解析度有關係(圖 4-10)。

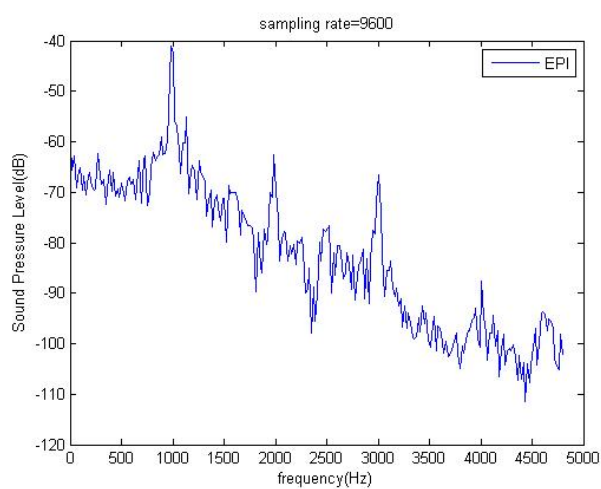


圖 4-8 非鐵磁性耳機圖[28]

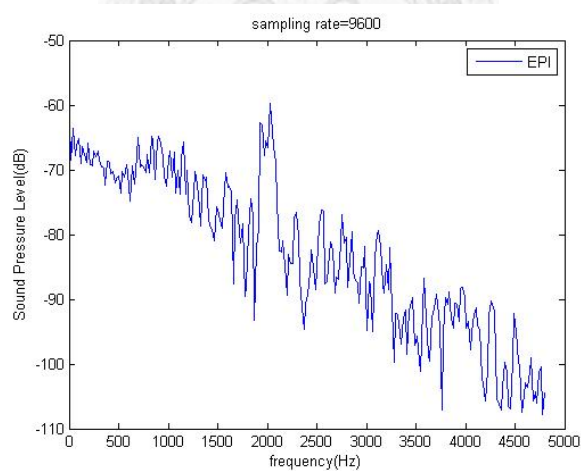


圖 4-9 本實驗室之 Bruker 3T MRI 系統

由下圖可看出解析度低兩倍，最響頻率高兩倍，這是由於 EPI 的掃描噪音之一周期為取樣頻率取來回一次影像的關係。取樣頻率原為 128K 赫茲，若來回 64x2 的點，就是 128K 赫茲除以 128 個點，為 1000 赫茲的噪音，而若來回 32x2 個點就是 2000 赫茲的噪音。



(a)



(b)

圖 4-10 影像解析度為 64x64(a)與 32x32(b)之 EPI 噪音頻圖譜

4.2 實驗流程

搭配前一章先驗資訊演算法方塊圖解釋本實驗之實驗流程：

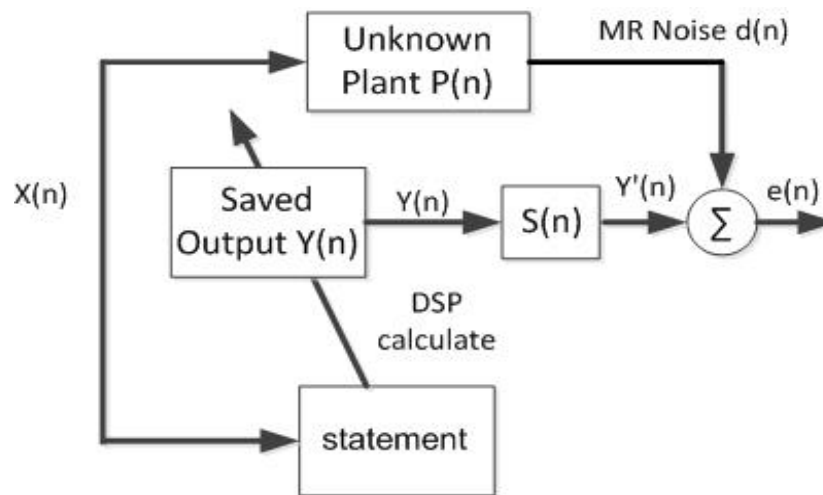


圖4-11 先驗資訊演算法方塊圖

實驗流程：

1. 耳機撥放白噪音，麥克風收白噪音訊號，兩訊號存下來交由 MATLAB 做 RLS 運算，取得本系統之轉移函數 $S(n)$ 。
2. 開啟 EPI 噪音，從誤差麥克風之訊號取得一組 Marker，然後再從參考麥克風的訊號中，相對的位置處取得理想的抗噪波波型。
3. 將抗噪波波型交由數位訊號處理器運算，使用 FxLMS 演算法取得系統的理想抗噪波 Output $Y(n)$ 。
4. 實際抗噪程序，當參考麥克風形成的向量與 Marker 之誤差小於 ε 時，則撥放出記錄好的理想抗噪波 Output $Y(n)$ 。此時一邊收誤差麥克風的訊號以比對抗噪效果。

第五章 實驗結果

5.1 電腦模擬結果

5.1.1 FxLMS 之模擬結果

透過下圖為基礎，用錄得之 EPI 噪音訊號作為來源，測試 FxLMS 的效能。將 EPI 噪音訊號假設由 $X(n)$ 輸入，而 $P(n)$ 為參考麥克風至誤差麥克風訊號間的轉移函數， $d(n)$ 誤差麥克風收到之 EPI 噪音訊號， $Y'(n)$ 為誤差麥克風收到之抗噪波訊號， $e(n)$ 為誤差麥克風實際收到之訊號 ($d(n)$ 加上 $Y'(n)$)。 $Y(n)$ 為喇叭撥出之抗噪波訊號， $W(n)$ 為系統求得之適應性濾波器。 $S(n)$ 為實際系統的轉移函數， $S'(n)$ 為數位訊號處理器模擬之系統轉移函數。模擬 FxLMS 於 EPI 噪音有 12.8 分貝之降噪。

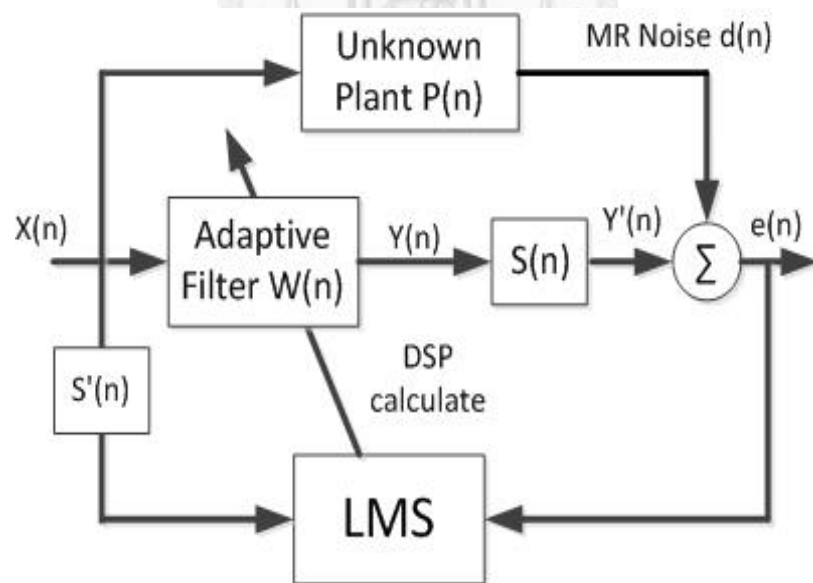


圖 5-1 FxLMS 之系統方塊圖

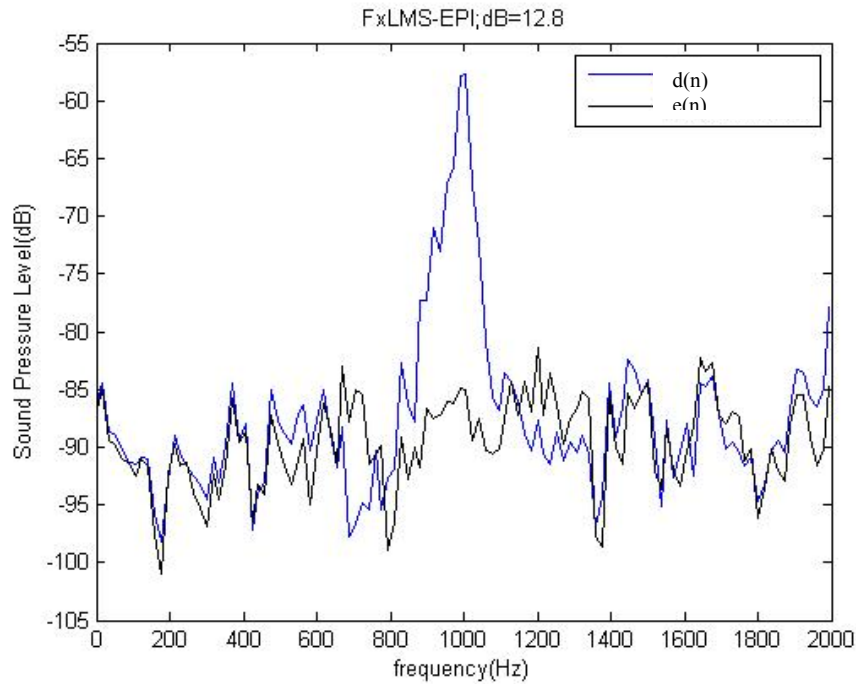


圖 5-2 FxLMS 之電腦模擬抗噪結果圖

5.1.2 先驗資訊演算法之模擬結果

一樣透過下圖為基礎，用錄得之 EPI 噪音訊號作為來源，測試先驗資訊演算法的效能。與上圖相同，將 EPI 噪音訊號假設由 $X(n)$ 輸入，而 $P(n)$ 為參考麥克風至誤差麥克風訊號間的轉移函數， $d(n)$ 誤差麥克風收到之 EPI 噪音訊號， $Y'(n)$ 為誤差麥克風收到之抗噪波訊號， $e(n)$ 為誤差麥克風實際收到之訊號 ($d(n)$ 加上 $Y'(n)$)。 $Y(n)$ 為喇叭撥出之抗噪波訊號 $S(n)$ 為實際系統的轉移函數， $S'(n)$ 為數位訊號處理器模擬之系統轉移函數。

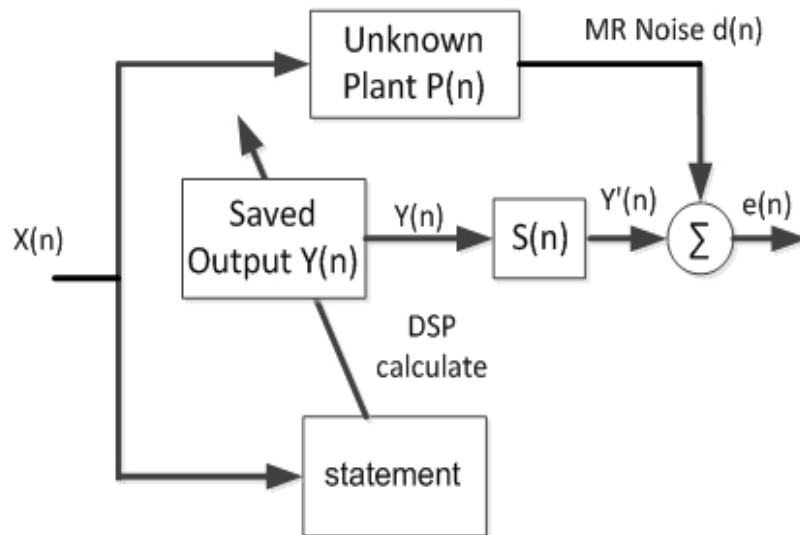


圖 5-3 先驗資訊演算法之系統方塊圖

模擬先驗資訊演算法於 EPI 噪音有 19 分貝之降噪。

這裡假設 $P(n)$ 為定值，但是實際上 MRI 的噪音是來自四面八方， $X(n)$ 和 $d(n)$ 之間不一定是線性的。因此電腦模擬的結果理論上會比實際結果來的好。

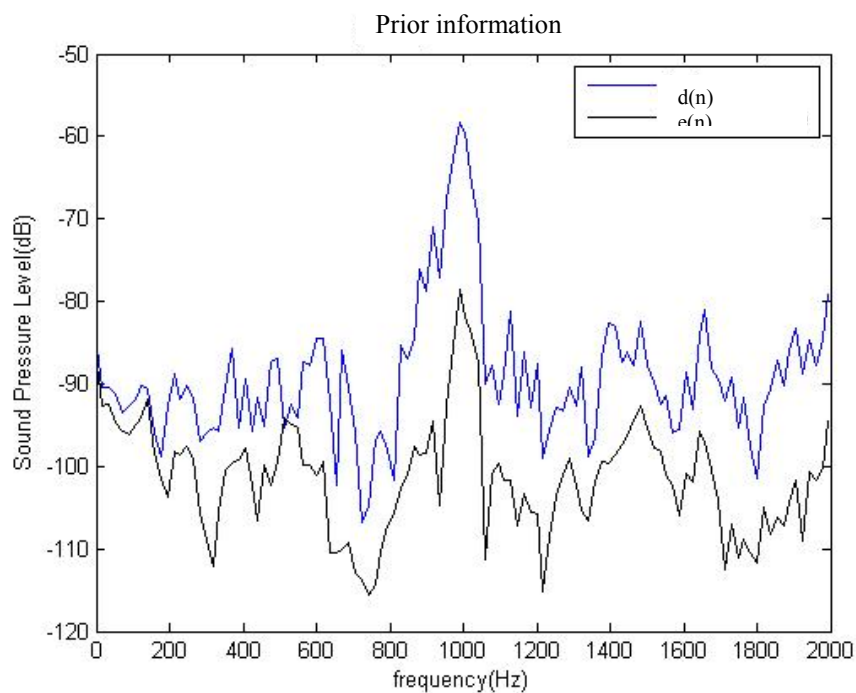


圖 5-4 先驗資訊演算法之電腦模擬抗噪結果圖

5.2 系統之頻率響應

將耳機放出之白噪音訊號 $y(n)$ ，經過濾波器 $S(n)$ 後，和誤差麥克風收到的值 $d(n)$ 相減，而使相減之值最小化，則 $S(n)$ 方可稱為 Secondary path。下圖為耳機輸出經由濾波器 $S(n)$ 算出之值，與麥克風收到之值相減。

$$e(n) = d(n) - y'(n)$$

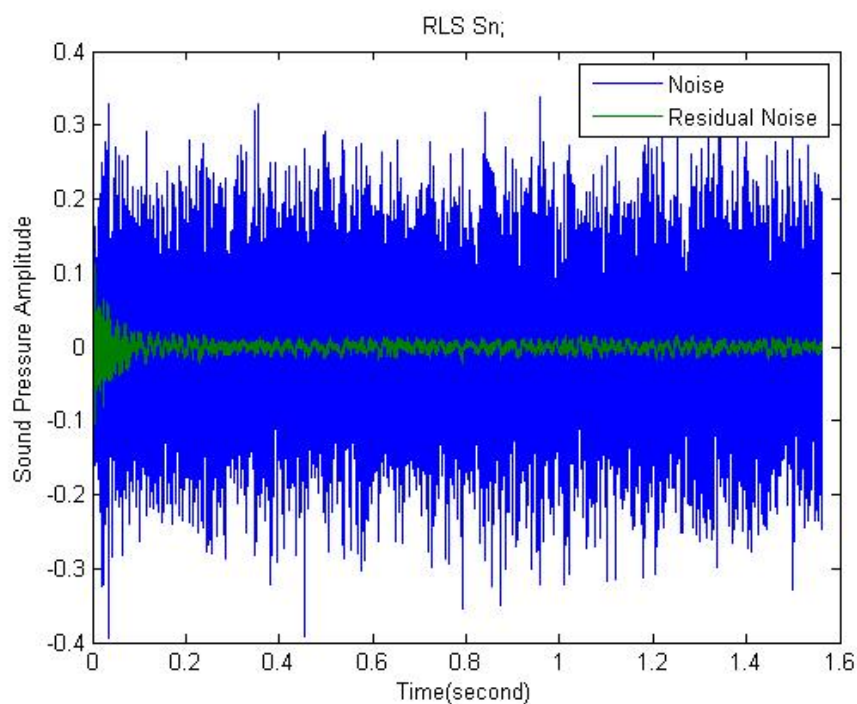


圖 5-5 實際收到之訊號 $d(n)$ 與誤差值 $e(n)$ 做圖

經測量一共差了 25 分貝，測量方法如下：

本實驗使用音強度級 L_I (Sound Intensity Level)來計算實驗結果。

$$L_I = 10 * \log_{10} \frac{I_2}{I_1} \quad (5.1)$$

麥克風接收音壓 P (Sound Pressure)，轉換成音強 I (Sound Intensity)之公式為

$$I = \frac{p^2}{\rho c}。其中，\rho 為空氣密度，c 為聲波之速度，由於麥克風乃接收成串訊號，$$

需先加總， $s(k)$ 為原始的噪音訊號， $r(k)$ 為噪音抑制後的訊號。

$$\text{Reduction factor} = 10 * \log_{10} \frac{\sum_{k=1}^n s(k)^2}{\sum_{k=1}^n r(k)^2} \quad (5.2)$$

下圖為麥克風實際收到之白噪音，與 $S(n)$ 的頻率響應做圖，理論上白噪音的頻率響應應是平的，但由於系統的不理想性，收到的訊號為經過整個系統之頻率響應的結果。而 $S(n)$ 是演算法假設之系統頻率響應，因此合在一起做圖時，應是吻合的。本實驗礙於演算法速度之限制，使用五百點的有限脈衝響應濾波器 (Finite impulse response filter) 當作 $S(n)$ 。而 $S(n)$ 之長度自然是越長越能模擬出正確的系統頻率響應。

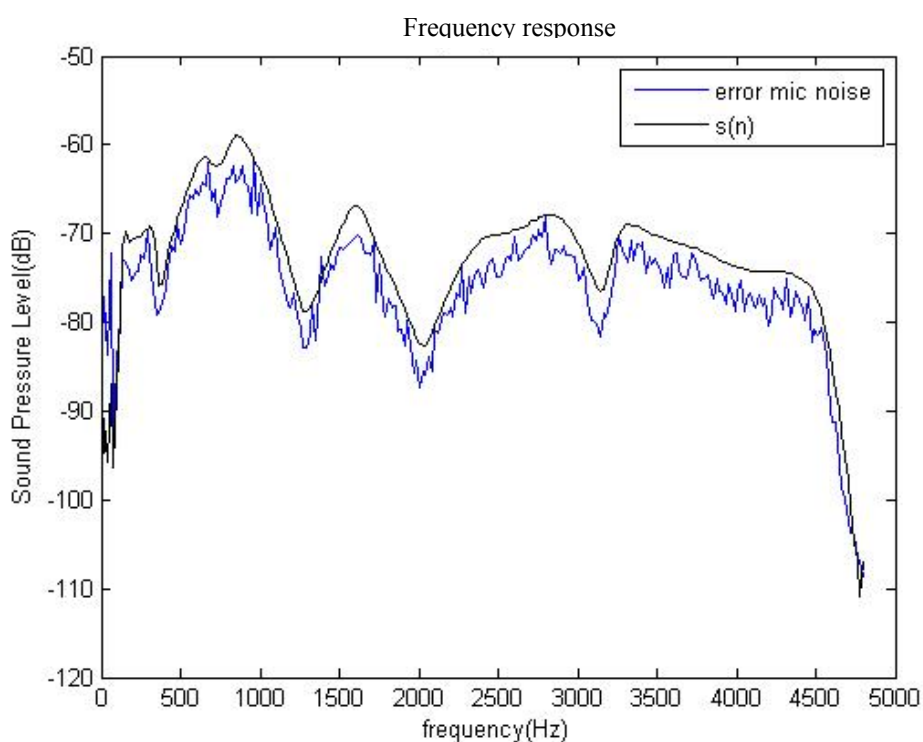


圖 5-6 誤差麥克風收到 EPI 訊號之頻率響應及 $S(n)$ 之頻率響應圖

有限脈衝響應濾波器之首點將與當前輸入值相乘 $S_1(n) * X(n)$ 、次點亦同 $S_2(n) * X(n-1)$ ，做時間域的迴旋積分。可注意到下圖 5-7， $S(n)$ 在 0.0005sec 之後變化較大，即為系統的時間延遲。由於本系統之取樣頻率為 9600 赫茲，五百個點約為 0.05 多秒。實際對各個硬體設備做時間延遲的估算得知(表 5-1)，本系統之總時間延遲為 0.64 毫秒。

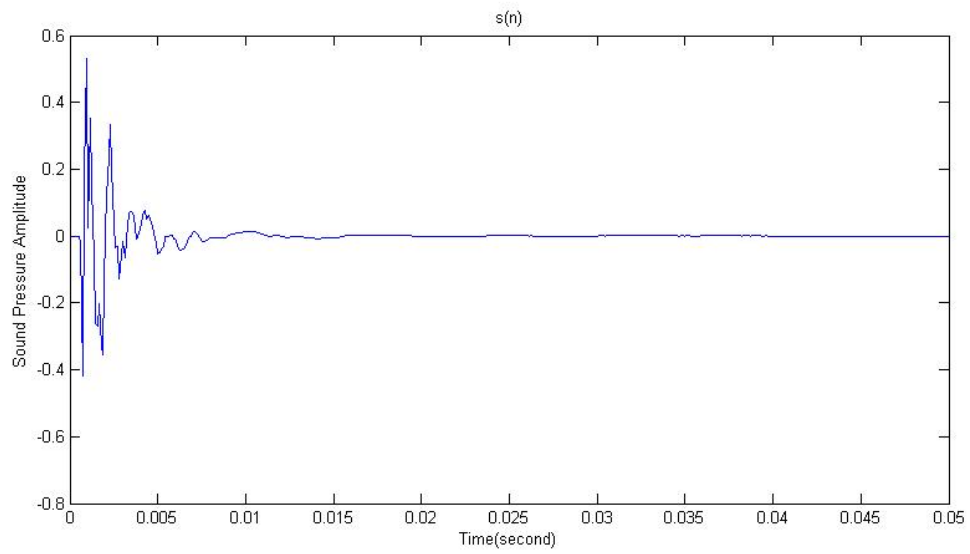


圖 5-7 S(n)之時域圖

物件	時間延遲	佔百分比
A/D , D/A	0.44 msec	68%
放大器	0.00 msec	0%
耳機及麥克風	0.1 msec	15.5%
演算法	0.1 msec	15.5%
全部	0.64	100%

表 5-1 時間延遲整理

5.3 系統之抗噪波與啟動時間

此演算法需要精確的時間和正確的抗噪波波型來達到良好抗噪效果，下圖 5-8 是理想的抗噪波波型 $d(n)$ ，圖 5-9 是耳機所撥出來讓麥克風收到之抗噪波波型 $y'(n)$ ，圖 5-10 是把這兩個波型相減並做比較，誤差 $(d(n)-y'(n))$ 對抗噪波 $d(n)$ ：

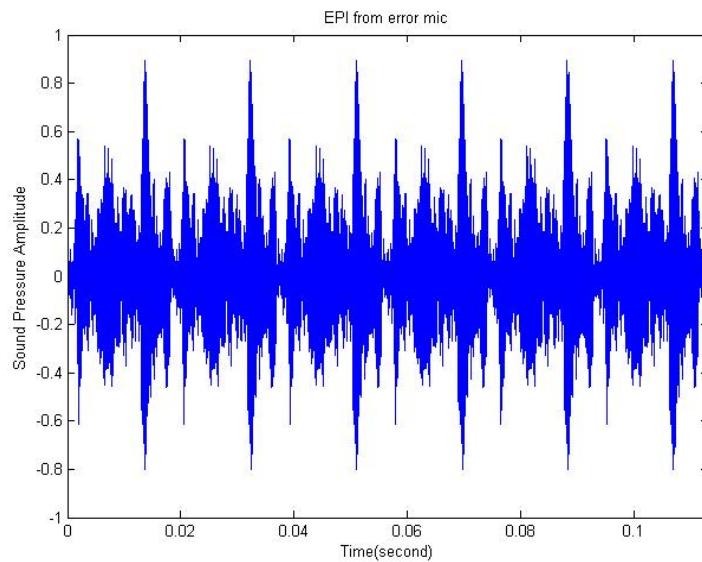


圖 5-8 理想之抗噪波波型 $d(n)$

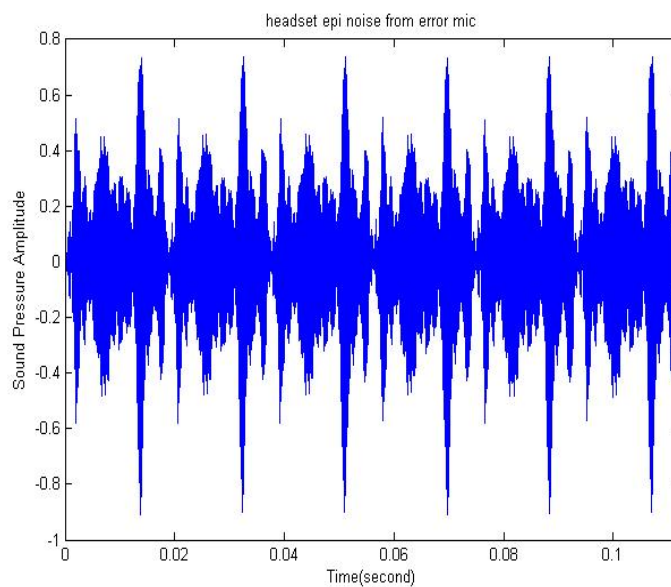


圖 5-9 實際得到之抗噪波波型 $y'(n)$

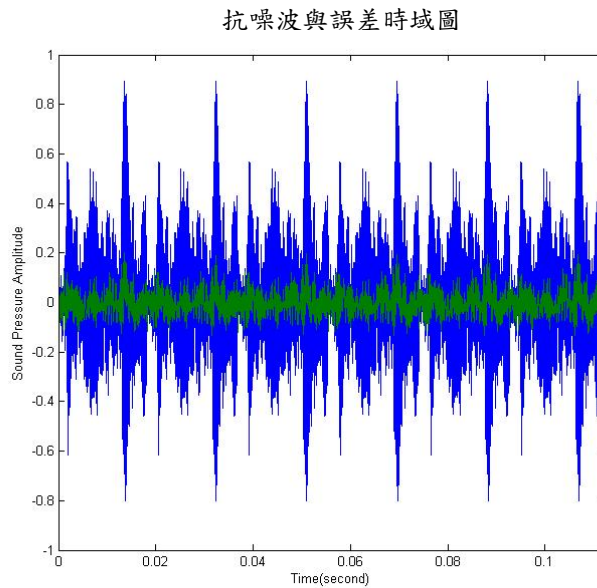


圖 5-10 誤差對抗噪波圖

經由計算， $d(n)$ 除以 $d(n)-y'(n)$ 是 14 分貝，進而分析耳機收到的 EPI 噪音和實際理想的 EPI 噪音之頻譜圖 5-11，上面是理想的抗噪波，第二層則是使用耳機所製造出來的抗噪波。可以看出耳機的表現在低頻較佳，高頻模擬的結果就不那麼理想，這裡也可以預測最後實驗的結果可能在低頻較好。

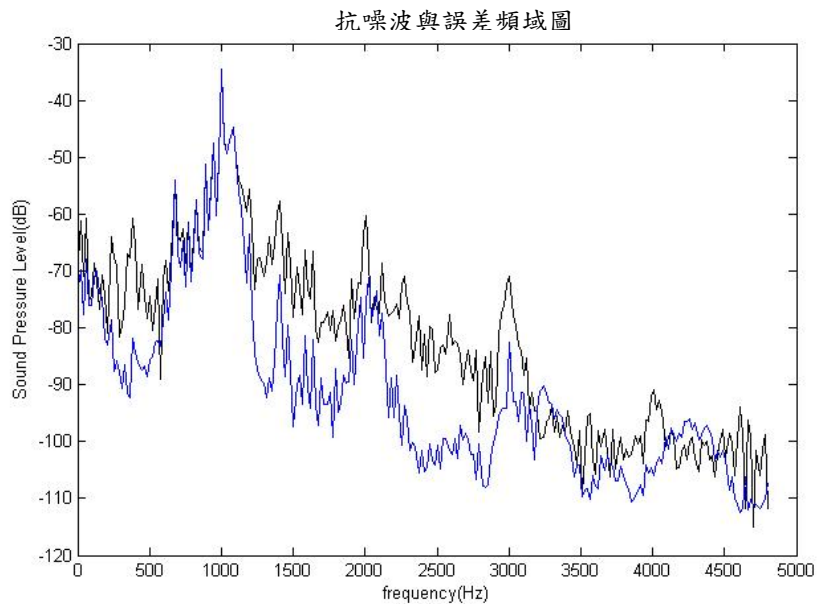


圖 5-11 理想抗噪波與實際抗噪波之頻率響應圖

5.4 噪音抑制結果

5.3.1 被動式噪音抑制結果

先分析被動式元件的抗噪效果(圖 5-12)

耳機的耳罩部分可降低 7.8 分貝，耳塞的部分可降低 8.6 分貝，在被動式元件的部分一共可降低 16.4 分貝的噪音。

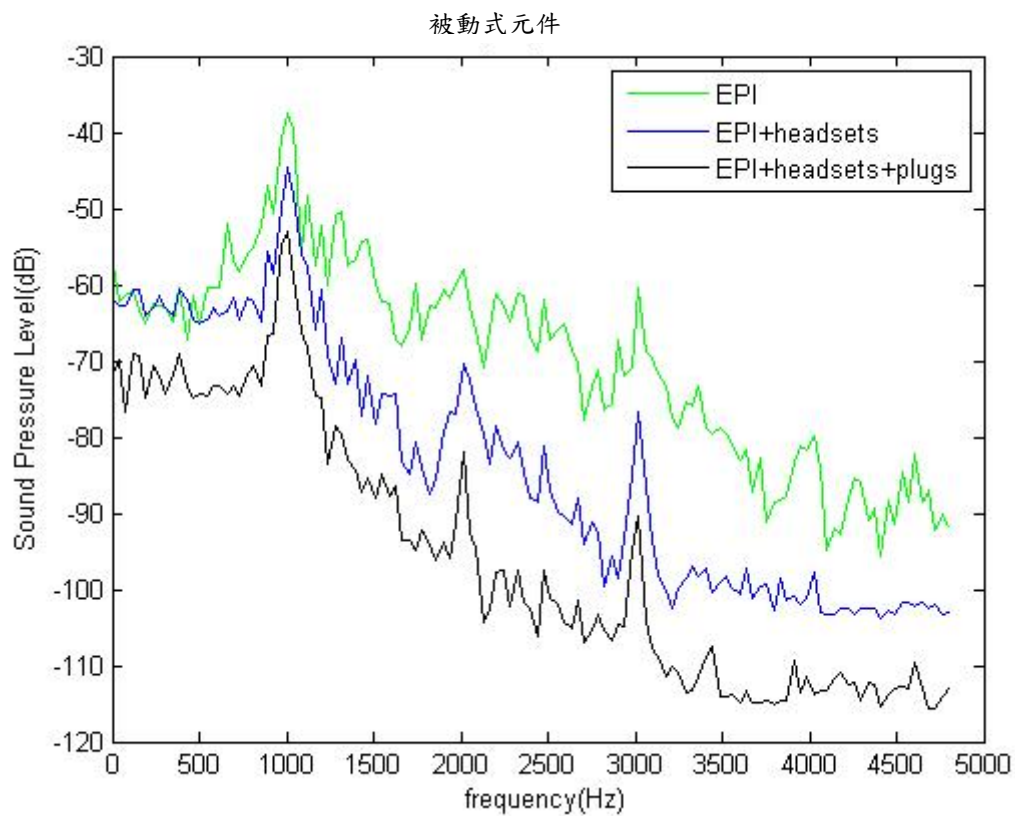


圖 5-12 被動式元件之抗噪效果

5.3.2 主動式噪音抑制結果(FxLMS 演算法)

本實驗並無法使用 FxLMS 演算法於實際之 3T MRI 系統上實作，只能使用喇叭和耳機模擬噪音源和抗噪波來進行實驗，如圖所示：

降噪結果如下圖(5-14)，得到約只有 7.7 分貝之降噪效果。

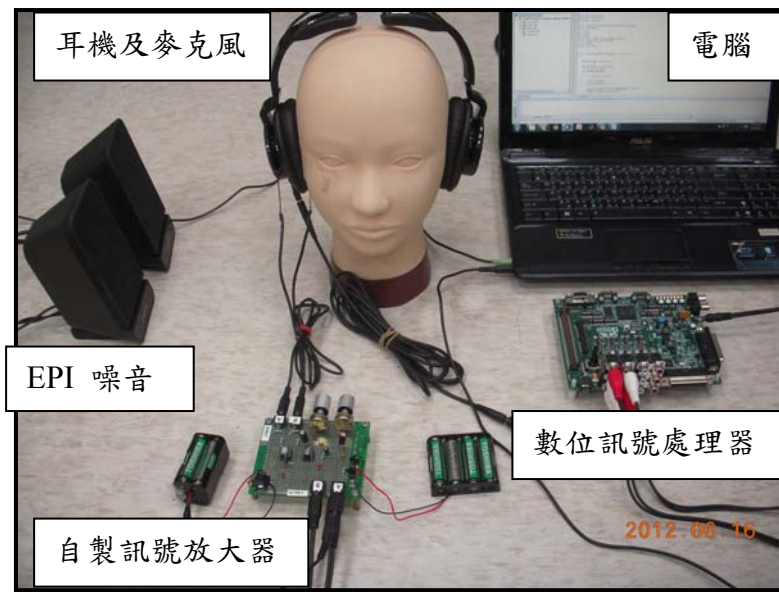


圖 5-13 FxLMS 之喇叭耳機模擬系統架構圖

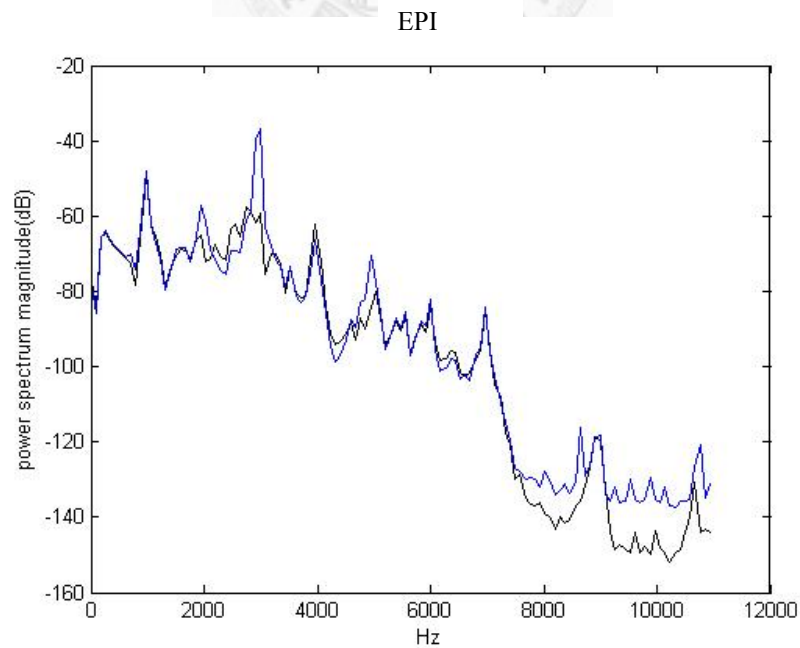


圖 5-14 FxLMS 喇叭耳機模擬之抗噪結果圖

5.3.2 主動式噪音抑制結果(先驗資訊演算法)

本實驗一共做了四組常用於功能性磁振造影之 EPI 的噪音，用了不同的參數去觀察結果。

	TR(sec)	Slice number	Matrix size
第一組	3	24	3.75x3.75x3.75mm
第二組	3	35	3.75x3.75x3.75mm
第三組	2	28	3.75x3.75x4mm
第四組	3	35	3.9x3.9x4mm

表 5-2 EPI 實驗參數表

其中 TR 的時間為一次 MRI 磁場激發所間隔的時間，而 Slices 數為一次激發所收的影像數目，Matrix size 為影像的解析度，Readout 每組參數皆相同，為 L-R 意思是梯度線圈在開關時的方向，Slice Orient 也相同，是 Axial 方向，表示是掃頭部的橫切面。

第一組：

總共降低 9 分貝的噪音。於主要頻率 1000 赫茲處有 18 分貝之降噪。

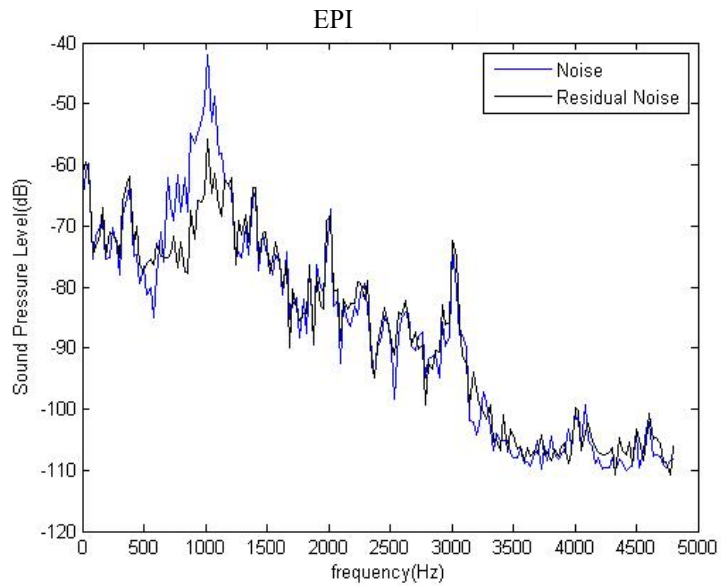


圖 5-15 第一組 EPI 噪音之抗噪結果圖

第二組：

總共降低 8.6 分貝的噪音。於主要頻率 1000 赫茲處有 18 分貝之降噪。

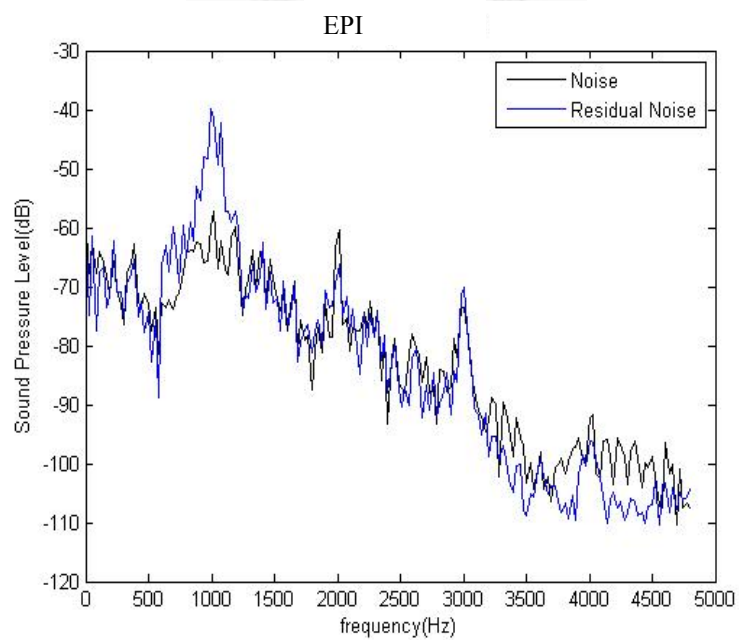


圖 5-16 第二組 EPI 噪音之抗噪結果圖

第三組：

總共降低 9.6 分貝的噪音。主要頻率 1000 赫茲處有 17 分貝之降噪。

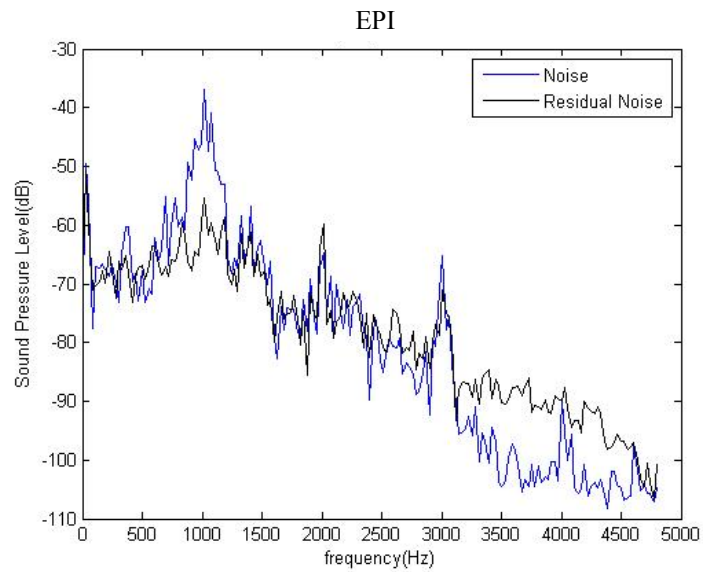


圖 5-17 第三組 EPI 噪音之抗噪結果圖

第四組：

總共降低 10 分貝的噪音。於主要頻率 1000 赫茲處有 18 分貝之降噪。

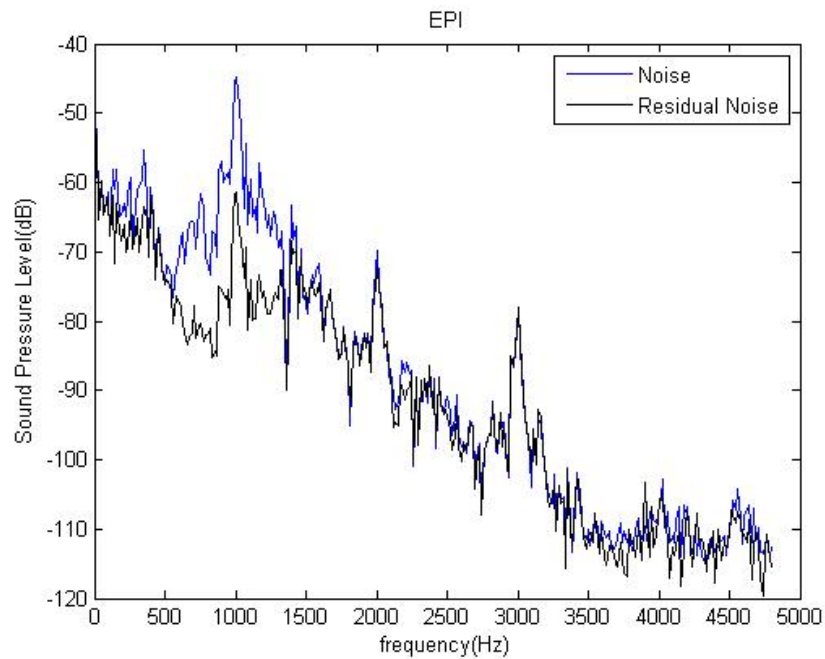


圖 5-18 第四組 EPI 噪音之抗噪結果圖

結果比較:

比較被動式元件的抗噪結果和主動式元件之抗噪結果。由下表 5-2，5-3 知，本實驗與先前的假設相同，在不調整取樣頻寬和影像解析度的情況下，EPI 的最大噪音皆在 1000 赫茲處。被動式元件對低頻噪音抗噪效果較差，而主動式抗噪系統對低頻噪音表現較好。詳細討論結果將在下一章說明。

1. 被動式元件

材料	1000 赫茲降噪	總降噪
耳機罩	7 分貝	7.8 分貝
耳塞	8 分貝	8.6 分貝

表 5-2 被動式元件之抗噪結果表

2. 主動式元件

EPI 之掃描序列參數	1000 赫茲降噪	總降噪
TR=3 sec ; slices=24 Matrix size 3.75 x3.75 x3.75;	18 分貝	9 分貝
TR=3 sec ; slices=35 Matrix size 3.75 x3.75 x3.75;	18 分貝	8.6 分貝
TR=2 sec ; slices=28 Matrix size 3.75 x3.75 x4;	17 分貝	9.6 分貝
TR=3 sec ; slices=24 Matrix size 3.9 x3.9 x4;	16 分貝	10 分貝

表 5-3 主動式抗噪於各掃描序列表

第六章 結果討論及未來展望

6.1 討論

本研究包含的領域很廣，從聲學，軟硬體，MRI，受試者之聽覺實驗，訊號處理等，以下將分項目討論。

6.1.1 硬體表現

了解硬體的表現搭配適合的系統，才能達到理想之效果。

1. 系統時間延遲：

先驗資訊演算法可克服系統之時間延遲，預先知道未來會出現甚麼樣的噪音，而提前去改善，這是一大優點。本系統之系統時間延遲約為 0.5 毫秒，如下圖 6-1 所示：

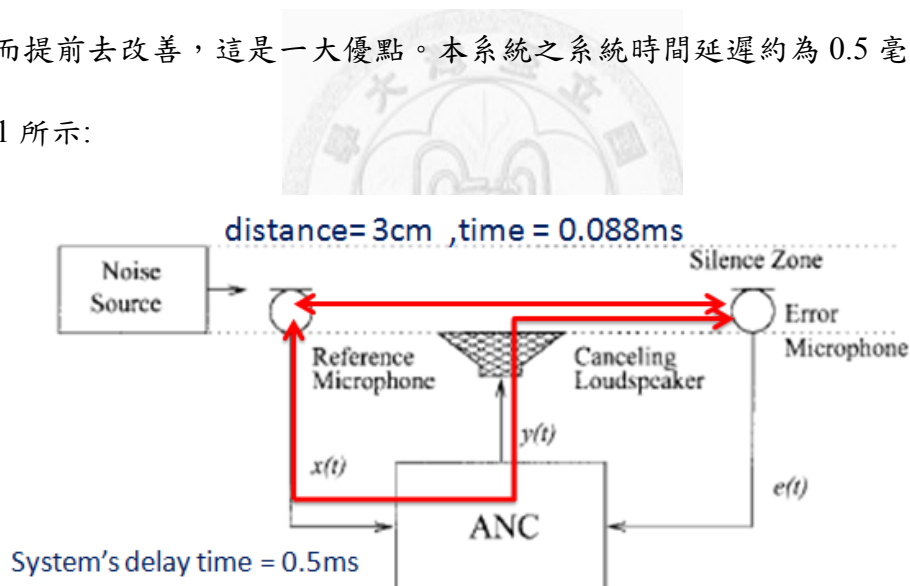


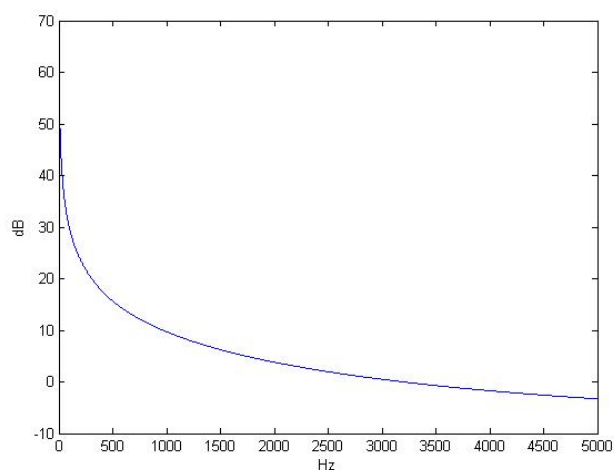
圖 6-1 系統之時間延遲與聲波傳遞時間示意圖

參考麥克風至誤差麥克風的距離約為 3cm，而聲波需花 0.088 毫秒的時間傳遞。然而，此系統卻得花 0.5 毫秒才能算出結果，若需收斂則需使用到未來的資訊才能收斂。而此系統是即時的系統，只能用到過去的資訊。使用 FxLMS 主動式抗噪系統的時候，會有非因果性之問題，只能消除窄頻和週期性的噪音，效果較差。而先驗資訊演算法卻能在收到參考麥克風訊號的同時就預測到未來的訊

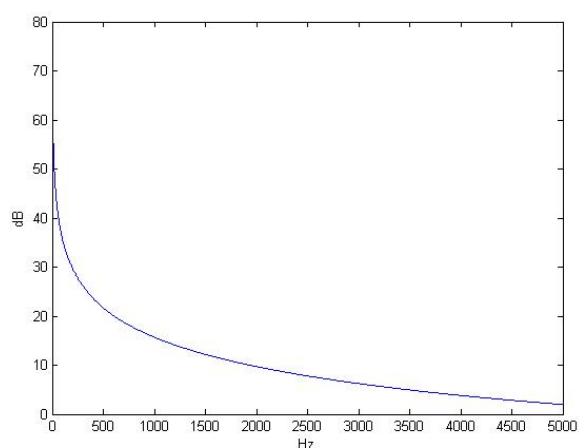
號，使耳機撥出未來之抗噪波相減，可得到很好的結果。

但仍然會有時間延遲的問題。這問題出在系統之取樣頻率。系統之取樣頻率為 9600 赫茲，表示，系統每次判斷的間隔為 $1/9600$ 秒，約 0.1 毫秒。因此，若是需要撥放抗噪波之點，在這 0.1 毫秒之間的話，就會產生時間延遲，最大的時間延遲也就是 0.1 毫秒的一半，0.05 毫秒。

由第三章所敘述，時間延遲對長波長的低頻噪音影響較少，抗噪效果較好，以下是從 1 至 5000 赫茲的訊號偏移 0.05 毫秒的抗噪效果，和假設平均偏移為 0.025 毫秒之抗噪效果：



(a)



(b)

圖 6-2 偏移 0.05 毫秒(a) 和 0.025 毫秒(b)對抗噪效果影響圖

	偏離 0.05 毫秒	偏離 0.025 毫秒
250 赫茲	22 分貝	28 分貝
500 赫茲	16 分貝	22 分貝
1000 赫茲	10 分貝	16 分貝
1500 赫茲	6 分貝	12 分貝
2000 赫茲	4 分貝	10 分貝

表 6-1 偏離 0.05 毫秒和 0.025 毫秒之抗噪效果表

由表 6-1 知，偏離 0.05 毫秒之 1000 赫茲噪音約可降低 10 分貝之噪音。而偏離 0.025 毫秒之 1000 赫茲噪音則約可降低 16 分貝的噪音，與實驗結果相去不遠。

對照一般常用之 FxLMS 演算法來抗噪，FxLMS 需要面對 0.5 毫秒的時間延遲來對週期性運算來進行抗噪。而本演算法能預測未來訊號，時間誤差最多為 0.05 毫秒，應是本演算法之抗噪效果較佳。

由表 6-1 也可看出，主動式系統在低頻有良好的表現，而被動式元件在高頻處效果較佳，與先前估計的效果相符，兩者並用可以達到相輔相成的效果。

先驗資訊演算法之主動式降噪降低 9.6 分貝，而被動式元件降低 16.4 分貝，兩者並用估計可達 26.0 分貝的降噪。

2. 系統取樣頻率：

如上所示，本系統之取樣頻率為 9600 赫茲，若取樣頻率更高的話時間延遲就會更短，效果理論上會更好。但是頻寬上升，模擬系統頻率響應的濾波器 $S(n)$ 的長度就要等比變長，運算之時間也就直線上升。本系統之運算時間即為 $1/9600$ 秒，是在取得抗噪波的 FxLMS 演算法時需要這麼多的計算時間。因此，若能取

得速度快四倍的演算法或數位訊號處理器，則可將運算時間減半，濾波器長度增為兩倍，時間延遲也可以變為一半。

或者嘗試使用調整取樣頻率來降低先驗資訊演算法之時間延遲，在不同掃描階段使用不同的取樣頻率來達到最佳實驗效果。

- a. 取得本系統之轉移函數 $S(n)$ 。(取樣頻率 9600 赫茲)
- b. 取得比較位置的 Marker，還有欲撥放之抗噪波(取樣頻率 9600 赫茲)
- c. 將抗噪波波型交由數位訊號處理器運算，使用 FxLMS 演算法取得系統的理想抗噪波 Output $Y(n)$ 。(取樣頻率 9600 赫茲，這裡的運算量為本實驗所使用之數位訊號處理器的運算極限)
- d. 實際抗噪程序，(取樣頻率變成 48000 赫茲)，因此比對位置時，就需要變成 9600 赫茲的取樣去對，假設取樣頻率 48000 赫茲，有 1,2,3,4...等的點，參考麥克風取到的訊號向量就要變成 $X(n)=[x(n) \ x(n-6) \ x(n-11) \ \dots x(n-(L-1)*5+1)]$ ，找到正確的位置後，撥放訊號也由於只有取樣頻率是 9600 赫茲的訊號，因此也變成每五個點才 Output 一次，這樣做用模擬的方法就不會有效果，這是由於五個點才消一個點，但實做上理論上是可行的。

3. 系統頻率響應

耳機、DAC、DAC 等硬體之頻率響應是否平整，對實驗結果影響甚鉅。經由測試可斷定頻率響應之不平整主要來自於耳機的表現，DAC、ADC、麥克風、數位訊號處理器、訊號放大器等硬體設備之頻率響應都十分平整。

而系統之頻率響應會影響，甲、 $S(n)$ 之模擬，乙、理想抗噪波之取得。

由上一章的結果知(圖 5-5)， $S(n)$ 之模擬約有 20 分貝左右的相似程度，就結果來說相對準確，500 點的有限脈衝濾波器約可平均分配給 9600 赫茲的頻譜，影響較小。

但在做抗噪波的時候，高頻部分耳機的表現較差則直接影響到理想抗噪波之取得，由上一章(圖 6-3)可知，實際之抗噪波與理想的抗噪波在高頻的部分是較不相似的，在最後的實驗結果也可看出，幾乎只有低頻的部分有做出抗噪效果，高頻較差。

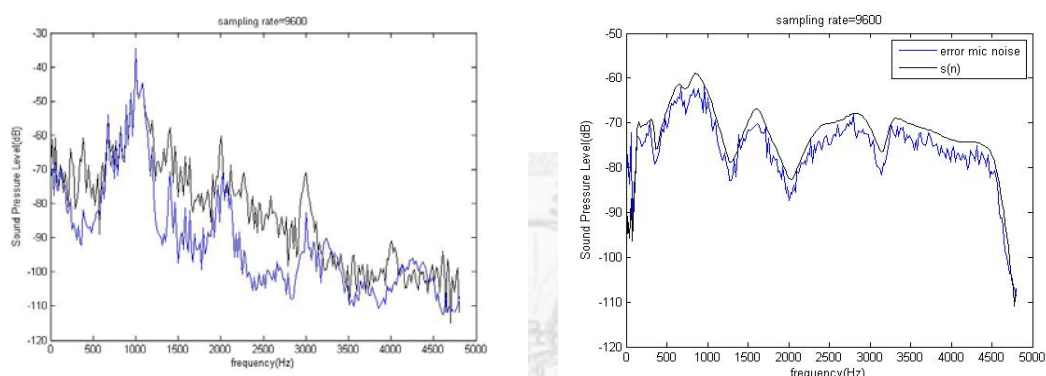


圖 6-3 抗噪波取得之非理想性 和 耳機頻譜的非理想性比較

本研究評斷耳機之頻率響應和系統的取樣頻率為最重要的兩個影響因素。

6.1.2 硬體實作

接著討論硬體於實作上會遇到的問題。

1. 麥克風的擺放位置:

誤差與參考麥克風無標準擺放位置，可得文獻中並無此方面之探討，尚未得知如何擺放使麥克風與人體所聽到的聲音最為相似。

2. 磁場干擾訊號:

強大的主磁場會干擾到電訊號的傳遞，需多做點遮蔽防護來減少這樣的干擾。但在本實驗中並無發現這樣的訊號影響。

3. 產品實作

本系統目前需要數位訊號處理器，ADC，DAC，麥克風之訊號放大器。

將寫好的程式燒入數位訊號處理器晶片上，然後將 ADC、DAC 和麥克風訊號放大器一起燒在電路板上，一片理論上不會太大塊，可放在耳罩式耳機上。

但由於 MRI 需非鐵磁性的原故，實際上可能還是將訊號傳到掃描室外運算，再將聲音訊號送至掃描室的耳機內。

若系統的轉移函數都固定，訓練抗噪波的濾波器也皆固定的話，也許可以使用類比電路實現此演算法，使用類比電路做出濾波器，還有判斷 $\sum(|X-M|) < \epsilon$ ，這樣就不用數位訊號處理器，ADC，DAC。

或者是可使用微處理器 ARM (Advanced RISC Machine) 來取代數位訊號處理器的部分。

4. 與市面上的抗噪耳機比較和使用耳道式耳機之可行性:

一般市面上之抗噪耳機只有外面的參考麥克風，搭配燒錄好的類比電路，因此只能消除低頻的窄頻噪音，需要搭配音樂一起才會有比較好的效果，只開抗噪

不開音樂效果則不甚佳。

而耳道式耳機現在可以達到像是耳塞的效果，但要做到 MR-compatible 才能進入掃描室掃描，這樣的話誤差麥克風就得做得非常小，或者是在技術成熟後不用誤差麥克風確認聲音是否相減，與一般抗噪耳機相同。

6.1.3 程式與訊號處理

討論演算法與程式方面的問題。

1. 實驗參數選擇:

文獻中可得知數個選擇 FxLMS 之濾波器長度 L 和收斂係數 μ 的方法，但為參考用，並無明確公式。僅有一條關於 μ 收斂之方程式

$$\frac{0.01}{LP_x} < \mu < \frac{0.1}{LP_x}$$

由公式導出， μ 在此情形下會收斂， P_x 為輸入訊號 $X(n)$ 的平均期望值。因此，若參考麥克風的位置和 MRI 噪音量的大小改變， P_x 也隨之改變。

然而，經計算發現即便數值超越透過此方法求得之 μ ，仍不會發散，與 L 的關係也並不如上所示。推測原因為不同系統的特性不同，參數取法也各異，而且 PI 噪音屬於寬頻訊號， P_x 會隨時間改變，不為定值。故最後仍以土法煉鋼試出最適參數，而無法保證何種參數最為適合。

2. 訓練時間之預計最短時間

考慮系統最佳化後的訓練時間，系統在計算各參數時會花上不少運算時間，而這些時間理論上都得在受試者進入 MRI 中才能實作，會大幅增加受試者的實

驗時間。因此，需減少訓練的時間於合理的範圍內，才能是本系統更為實用。

以下是現階段預計可達成之最短訓練時間。分實驗項目敘述：

a. 用 Matlab 算系統的轉移函數 S_n

=>若耳機麥克風之位置固定，理論上這邊不用找。目前需要五分鐘。

b. 記錄 EPI 的噪音

=>記錄 EPI 的聲音，最短需要兩個周期，頂多一秒。

c. 找 Marker 點

=>人工找點的話，目前約需要兩分鐘。以後若用機器找就和上一步同時即可。

d. 訓練抗噪波

=>目前需左耳訓練 20 秒，右耳訓練 20 秒，若之間的轉移函數找到並固定，最快可以就不用找

e. 主動式抗噪



因此，本系統目前推斷，訓練過程最順利可於 10 分鐘內設定完全部。若之後硬體裝置很穩定時，可將訓練時間壓至一分鐘內。

3. 與類神經網路演算法比較

關於類神經網路演算法，與 FxLMS 演算法相同，皆為使用參考麥克風和誤差麥克風之資訊來訓練系統，一樣會有時間延遲以及非因果性之問題。本實驗室之前的卓冠宏學長已經於他的碩士論文做過實驗，用喇叭耳機系統模擬達 7 至 10 分貝，到 3T MRI 系統內沒有效果。而先驗資訊演算法在實際 3T MRI 的系統中有 10 分貝的效果，較類神經網路的方法優。

6.1.4 MRI 噪音訊號

討論 MRI 的訊號與主動式抗噪的關係。

1. 不同組 EPI 的噪音訊號有些許差異:

經實際分析的結果知，每次的 EPI 訊號皆有些許的訊號差異，大約是三十分之一倍左右的差異(三十分貝)，這裡本研究認為是在 EPI 掃描時，整個 MRI 因為線圈碰撞而會有震動所致，會稍稍改變聲波傳遞的位置，還有 MRI 本身之硬體不理想性所致。

2. 其他掃描序列之效果:

本研究也用先驗資訊演算法在其他幾組掃描序列上，看是否也有相同效果。

Rare T1:

第一組和對照組相減是 21.4 分貝，第二組和對照組相減是 16.7 分貝，EPI 的噪音相減都可達 30 分貝以上。因此，Rare T1 使用先驗資訊的效果可能會較差。

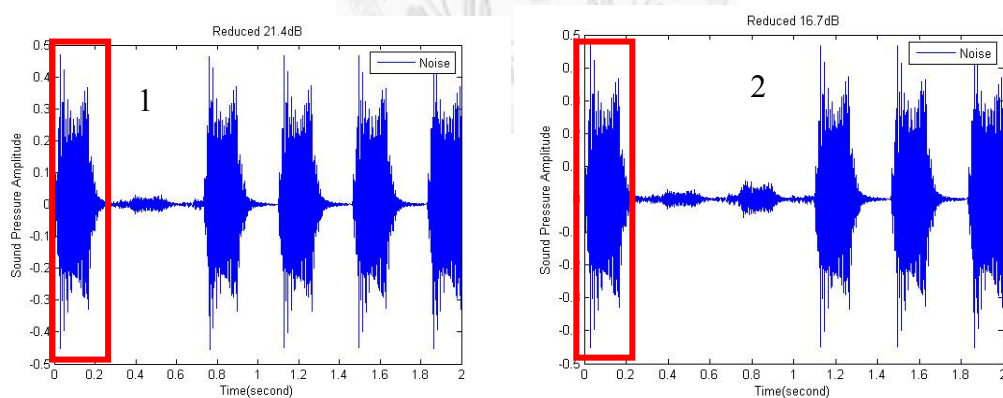


圖 6-4 Rare T1 使用先驗資訊演算法

GEFC T1 3D:

由圖 6-5 知，找不到 GEFC T1 3D 噪音之週期和重覆性，故無法使用先驗資訊演算法，做出來沒有效果。

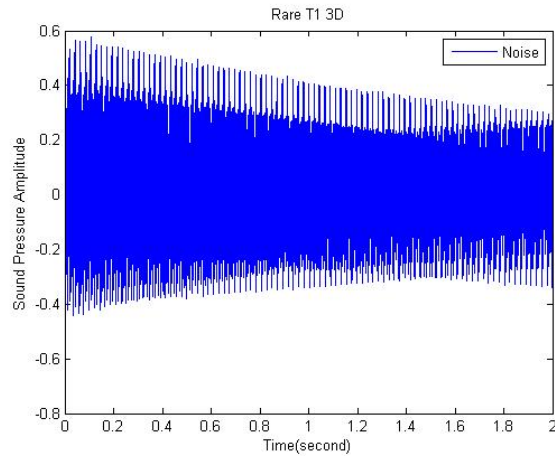


圖 6-5 GEFC T1 3D 噪音時域圖

RARE T2:

第一組和對照組相減是 22.7 分貝，第二組和對照組相減是 24.5 分貝，EPI 的噪音相減都可達 30 分貝以上。相較起來，Rare T2 使用先驗資訊演算法的效果可能會較 EPI 差，但又會比 RARE T1 好些。

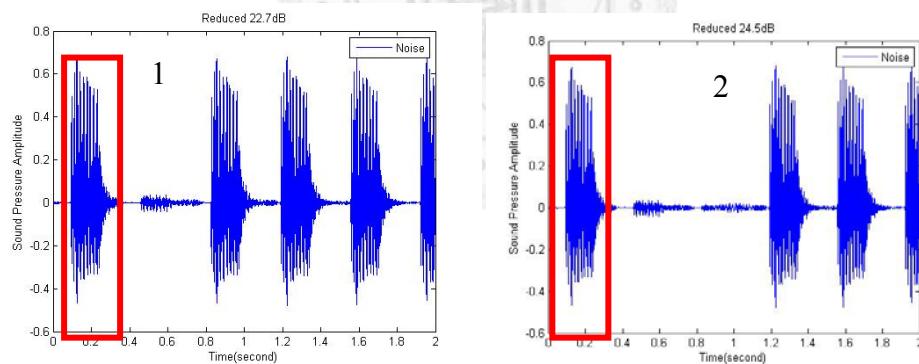


圖 6-6 Rare T2 使用先驗資訊演算法

SNAP T2 3D:

與 GEFC T1 3D 相同，找不到週期和重覆性，故無法使用先驗資訊演算法，做出來沒有效果。

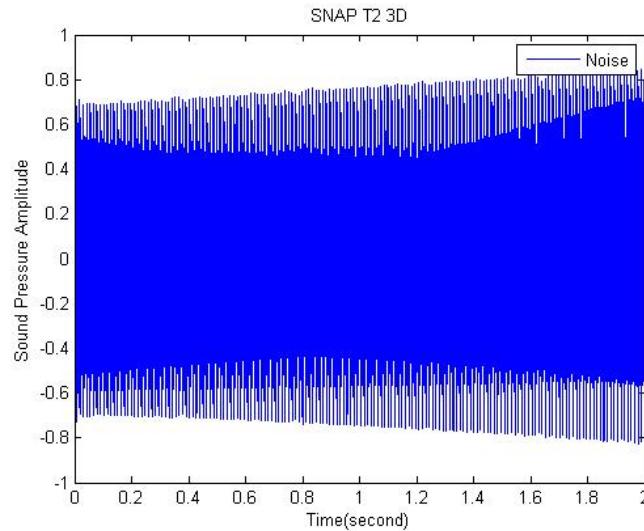


圖 6-7 SNAP T2 3D 噪音時域圖

6.1.5 受試者實驗

討論實際收受試者時會面臨到的問題，以及抗噪對人體之影響。

1. 人對不同頻帶之心理上的影響:

如圖所示，人體對三四千赫茲的音頻較為敏感。兩千赫茲之真實音壓 15 分貝聽起來就像 20 分貝一樣，真實音壓 77 分貝聽起來像 80 分貝。對低頻的部分較為不敏感，兩百赫茲真實音壓 32 分貝聽起來像 20 分貝 82 分貝聽起來像 80 分貝。而這張圖的量測是由正常沒有聽力受損的年輕人實際去聽這些聲音，分辨各種聲音之強弱，而去描繪出來的圖型。

若本噪音系統於 100 分貝真實音壓處降低了 10 分貝，聽起來應也降低了 10 分貝。再往更低頻處降低噪音的話，實際降低 15 分貝聽起來有 20 分貝的效果。

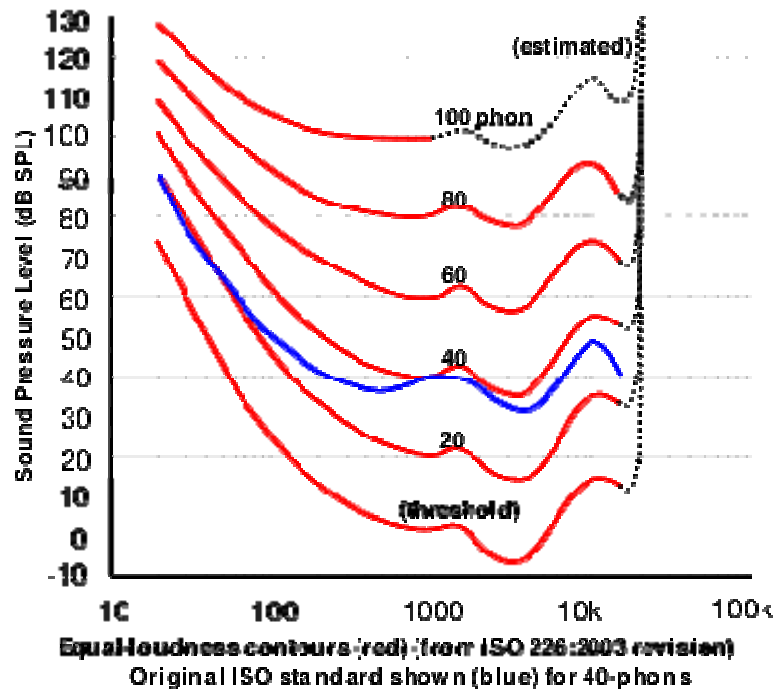


圖 6-8 人耳實際聽到之分貝對照圖[30]

一般常用來模擬人耳收聽到音量的近似曲線有這幾種，如圖 6-9 所示，有 A-，B-，C-，D-，Z-weighting 幾種。聲壓位準在 20~55 dB SPL 範圍內，會建議使用 A-weighting，聲壓位準在 55~85 dB SPL 範圍內，會建議使用 B-weighting，聲壓位準在 85~140 dB SPL 範圍內，會建議使用 C-weighting，B 加權濾波已經不太被應用在量測上了，只有在學術上才會參考。

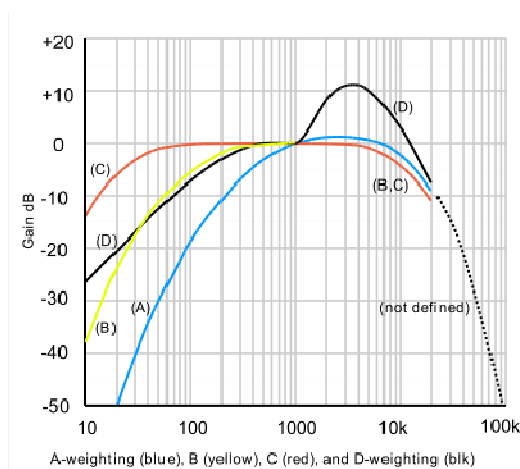
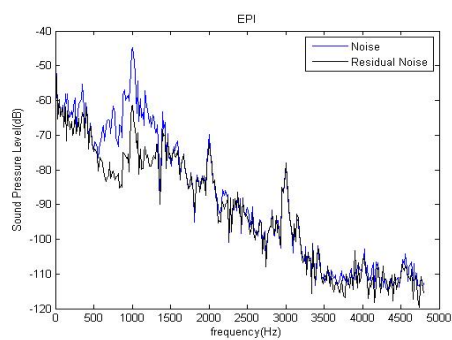


圖 6-9 A-，B-，C-，D-，Z-weighting 近似曲線圖[31]

將原本的圖形用 A-weighting 計算頻譜，重算一到四組結果。

第一組: TR=3 sec ; $3.9 \times 3.9 \times 4 \text{ mm}^3$; slices=24

10dB



12dBA

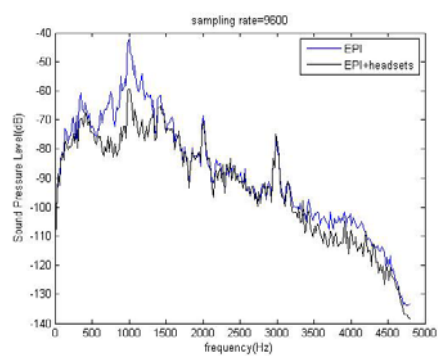
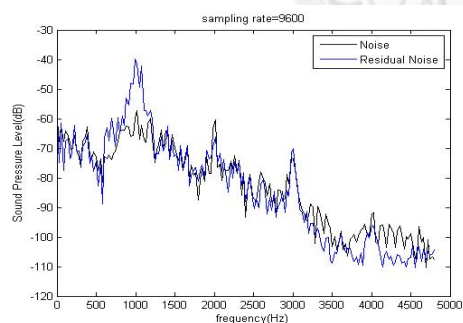


圖 6-10 第一組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖

第二組: TR=3 sec ; $3.75 \times 3.75 \times 3.75 \text{ mm}^3$; slices=35

9dB



9.1dBA

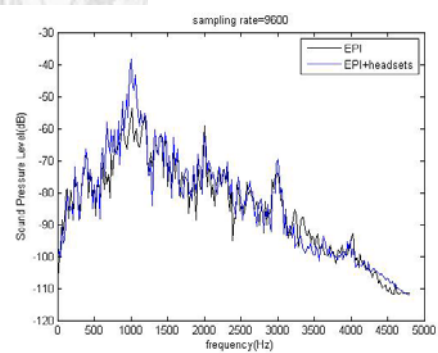


圖 6-11 第二組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖

第三組: $TR=3\text{ sec}$; $3.75 \times 3.75 \times 3.75\text{ mm}^3$; slices=24

8.6dB

9.3dBA

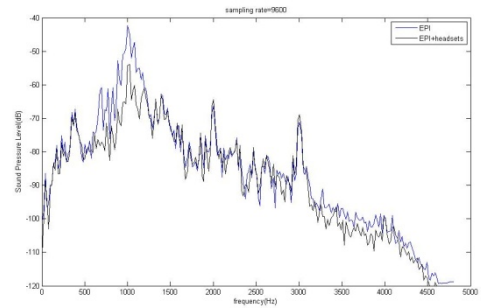
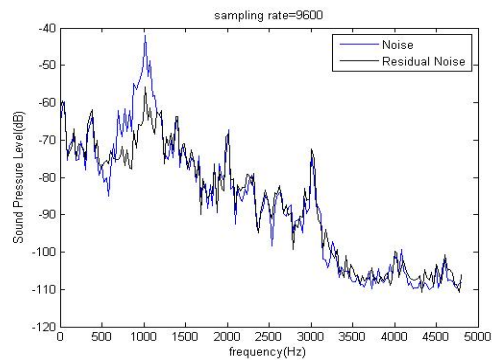


圖 6-12 第三組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖

第四組: $TR=2\text{ sec}$; $3.75 \times 3.75 \times 4\text{ mm}^3$; slices=28

9.6dB

10.6dBA

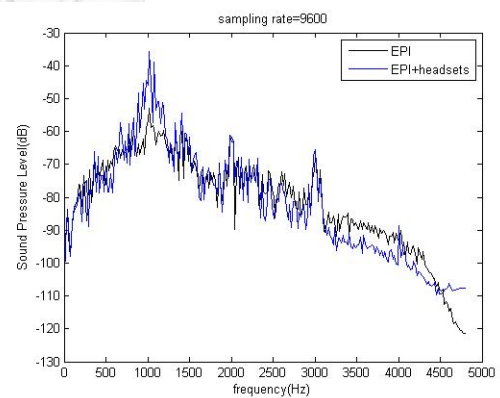
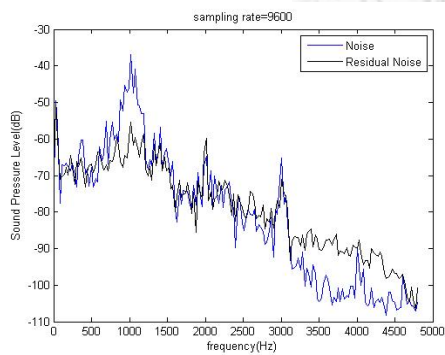


圖 6-13 第四組實驗之 dB 與 dBA 頻譜圖

之前用耳朵聽結果是覺得第二組比較不明顯，第三組比較好些。此結果多少可驗證。

2. 位移和時間與實驗結果之關係

模擬人在做實驗時如果有晃動到，或者重新調整位置時，對主動式抗噪結果的影響。用水球模擬人的頭部。

系統連續 18 小時都有大致相同的聲響，這是在假體沒有送出來的情形下，因此本實驗認為不同時間只要假體沒送出，都能做出效果。這裡測試將假體送出再送入 MRI(第一組)，以及假體送出重新擺放後再送入 MRI(第二組)，噪音有何不同。

A. 第一組測試

使用水球假體收噪音訊號，收一組噪音訊號就將水球推出 MRI。不重新擺放水球，再送進 MRI 中心掃描相同參數，這樣重複五次。

一共做了 5 組。以第一組的 Marker 和抗噪波消除第二到四組的波型。下圖 6-14 是對照組的波型，6-15 是實驗組減掉對照組的波型對照圖。

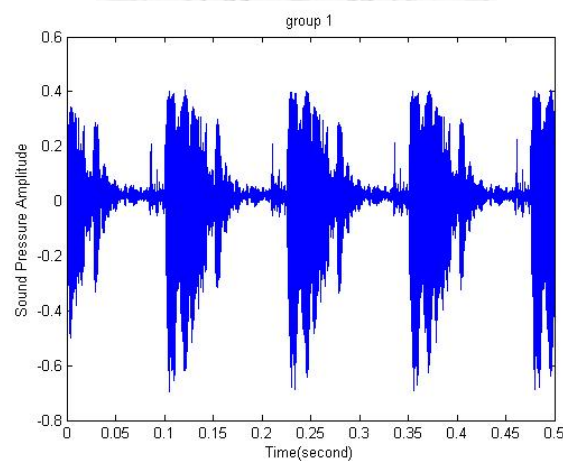
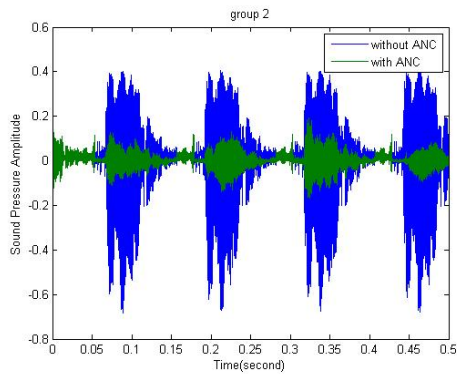
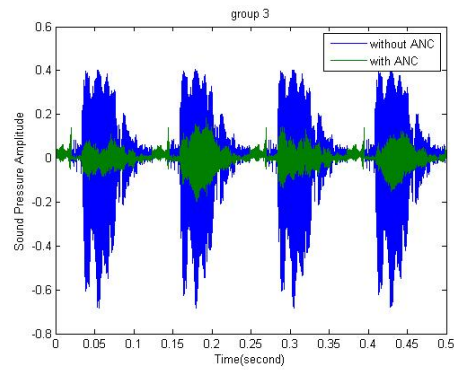


圖 6-14 水球假體上收 EPI 噪音(第一組)

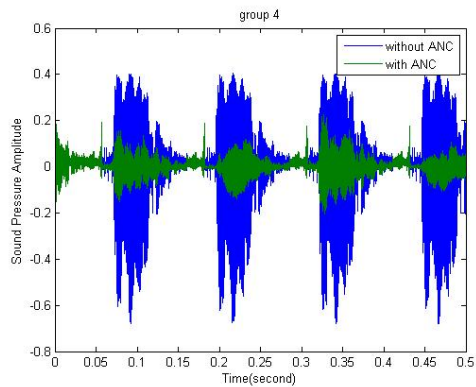
第二組 12.7dB



第三組 12.1dB



第四組 12.0dB



第五組 12.4dB

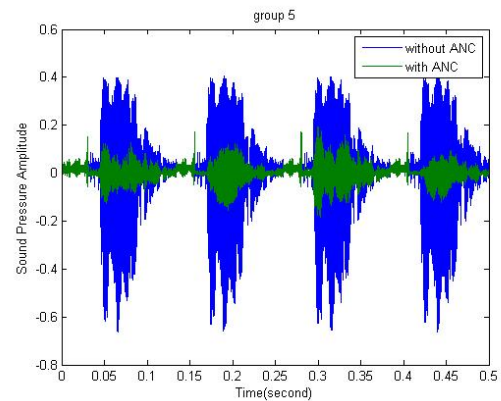


圖 6-15 相同位置重置之 EPI 噪音(第一組)

效果皆不錯，可見將假體送出再重新對位的些微誤差不會影響抗噪效果。

B. 第二組測試

接著，在每次掃描時都將水球推出，並重新擺放位置，來模擬有移動到，甚至換一個不同大小的頭型所做出來的聲音差別。一樣使用相同之掃描參數

一共做了 5 組，重新擺放了四次。以第一組的 Marker 和抗噪波消除第二到四組的波型。下圖 6-16 是對照組的波型，6-17 是實驗組減掉對照組的波型對照圖。

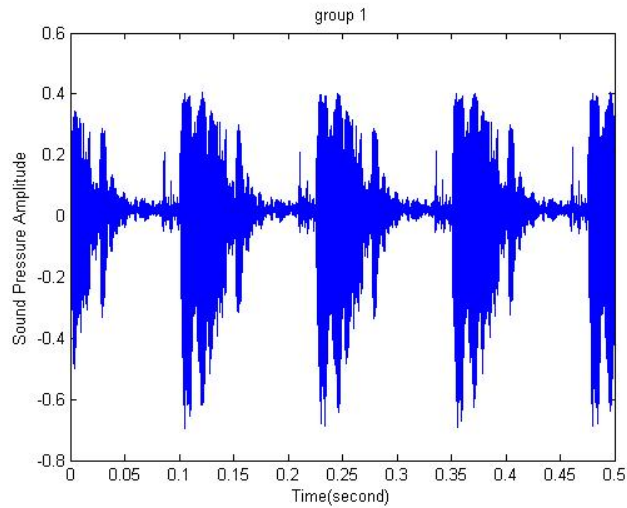
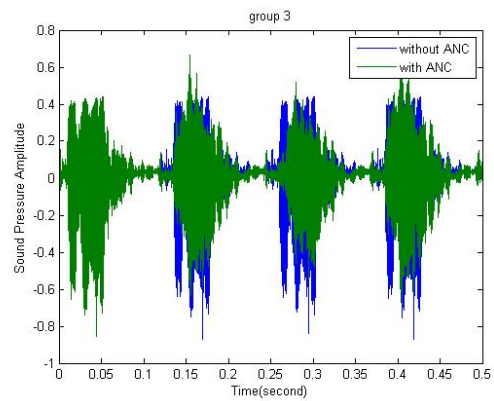
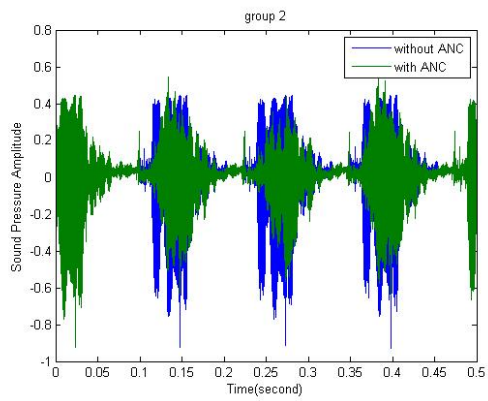


圖 6-16 水球假體上收 EPI 噪音(第二組)

第二組 4.0dB

第三組 2.9dB



第四組 0.1dB

第五組 3.2dB

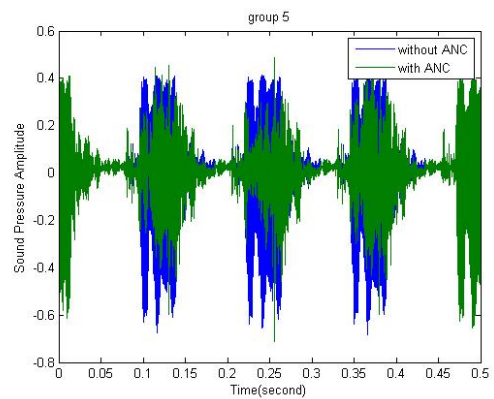
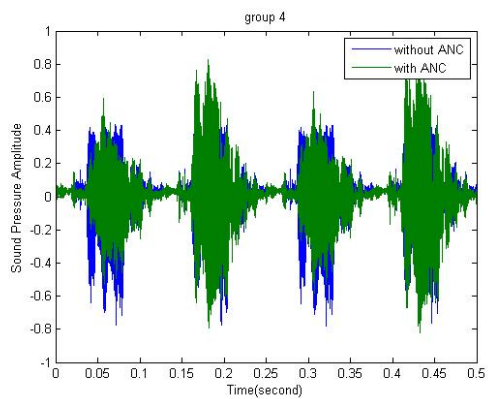


圖 6-17 不同位置重置之 EPI 噪音(第二組)

這裡目測各組的位移皆在 1 至 4 公分以內。推測降噪之誤差的來源是由於聲

波傳遞之能量與距離成反比，越遠越小，以及相位改變。因此，些許的移動使噪音之相位以及振幅皆會改變，抗噪的效果會大大降低。

3. 主動式抗噪對掃描時間之實際效果

如圖 6-18 所示，原本被動式元件可將建議之人體暴露噪音中時間由一分鐘提
升至約三十分鐘。加了主動式抗噪之後估計約可掃描四小時的時間。



圖 6-18 ANC+PNC 之結果圖

4. 掃描電容式麥克風之實際影像

下圖 6-19 為麥克風放置在耳道內所掃描出來的影像圖，可看出與一般耳道之
空腔假影無異，對實驗影像並無明顯影響。

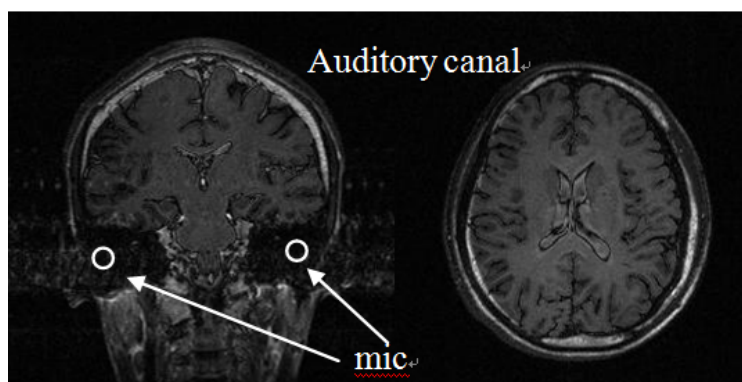


圖 6-19 掃描電容式麥克風之實際影像

6.2 結論

本研究使用最新的數位訊號處理器架構了一個即時的主動式噪音抑制系統，為使本系統符合理想環境，本研究更新了硬體裝置，製作放大倍率固定與頻率響應平整之訊號放大器，而新型的數位訊號處理器則有更短的 DAC 和 ADC 時間延遲。而系統之總時間延遲為 0.64 毫秒。

使用之先驗資訊演算法在實際的磁共振影像系統上可取得約 9.5 分貝的 EPI 噪音抑制，加上原有之被動式抗噪元件的話估計可達 26 分貝的噪音抑制。

先驗資訊演算法之優點在於，可準確預測未來噪音，克服系統之總時間延遲 0.64 毫秒，而最多只有頻率響應取樣時間一半之時間延遲 0.05 毫秒，抗噪效果可大為提升。缺點在於，只適用於非常規律之週期噪音，前置作業時間較一般主動式抗噪系統長。

若需使系統的抗噪效果更為提升，加快數位訊號處理器的速度、降低演算法的時間複雜度與取得平坦頻率響應的耳機為最有效的做法。

本實驗使用之電容式麥克風與耳機皆屬於非鐵磁性，在 MRI 掃描室中使用無安全上的疑慮。

6.3 未來展望

未來適合的研究方向有以下幾點

1. 尋找更專業的硬體設計

以頻率響應平整之耳機為優先考量。其他也包含專業放大器電路、時間延遲短之 D/A 及 A/D、速度更快的數位訊號處理器等，藉以提升效能。使用 FLASH 的 AD converter 之時間延遲會較短，能大幅減少系統之總時間延遲。像是 Analog 公司出產之 AD 9240，即為優秀之 AD converter。

2. 演算法改良，

減少程式的運算量，調整各實驗步驟取樣頻率，來求得最好的實驗結果。

3. 假體改良

將水球假體換成有彈性、有耳道的假體做實驗，更能模擬人的頭部在掃描時聽到之聲響。

4. 功能性磁共振造影實驗。

若系統更為穩定及安全後，可實際做功能性磁共振造影實驗。判斷人耳是否確實收到比較小的聲音，或搭配主動式抗噪做其他心理學實驗。並讓實際的受試者並填問卷評分。問卷內容像是，第一題:假設第一組噪音的聲音是三分，請問你聽到的第二組聲音，五分是大聲，一分是小聲，你給幾分？第二題:第三組聲音，五分是大聲，一分是小聲，你給幾分？第三題:你覺得差異是在高頻的地方還是低頻的地方?...等等。

5. 實測抗噪之加成效果

量測主動式抗噪加上被動式抗噪之效果，並與模擬結果做比較，判斷是否的確有加成之效果。

參考文獻

- [1] E. M. Purcell, H. C. Torrey, and R. V. Pound, "Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid," *Physical Review*, vol. 69, pp. 37-38, 1946.
- [2] F. Bloch, W. W. Hansen, and M. Packard, "The Nuclear Induction Experiment," *Physical Review*, vol. 70, pp. 474-485, 1946.
- [3] Raymond Damadian. Available: <http://web.mit.edu/invent/a-winners/a-damadian.html>
- [4] R. E. Brummett, J. M. Talbot, and P. Charuhas, "Potential hearing loss resulting from MR imaging," *Radiology*, vol. 169, pp. 539-540, November 1, 1988 1988.
- [5] M. E. Quirk, A. J. Letendre, R. A. Ciottone, and J. F. Lingley, "Anxiety in patients undergoing MR imaging," *Radiology*, vol. 170, pp. 463-466, February 1, 1989 1989.
- [6] 勞工安全衛生設施規則. Available: <http://www.iosh.gov.tw/Law/LawPublish.aspx?LID=4>
- [7] R. Hurwitz, S. R. Lane, R. A. Bell, and M. N. Brant-Zawadzki, "Acoustic analysis of gradient-coil noise in MR imaging," *Radiology*, vol. 173, pp. 545-548, November 1, 1989 1989.
- [8] M. J. McJury, "Acoustic noise levels generated during high field MR imaging," *Clinical Radiology*, vol. 50, pp. 331-334, 1995.
- [9] D. L. Price, J. P. De Wilde, A. M. Papadaki, J. S. Curran, and R. I. Kitney, "Investigation of acoustic noise on 15 MRI scanners from 0.2 T to 3 T," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, pp. 288-293, 2001.
- [10] P. Mansfield and B. Haywood, "Principles of active acoustic control in gradient coil design," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 10, pp. 147-151, 2000.
- [11] A. Katsunuma, H. Takamori, Y. Sakakura, Y. Hamamura, Y. Ogo, and R. Katayama, "Quiet MRI with novel acoustic noise reduction," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 13, pp. 139-144, 2001.
- [12] J. A. de Zwart, P. van Gelderen, P. Kellman, and J. H. Duyn, "Reduction of Gradient Acoustic Noise in MRI Using SENSE-EPI," *NeuroImage*, vol. 16, pp. 1151-1155, 2002.
- [13] F. Hennel, F. Girard, and T. Loenneker, "'Silent' MRI with soft gradient pulses," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, pp. 6-10, 1999.
- [14] 耳塞耳罩圖. Available: <http://www.indiamart.com/afps/saftey-item.html>
- [15] Active Noise Cancellation. Available: <http://www.podcomplex.com/blog/noise-cancelling/>
- [16] Active noise cancellation headsets. Available: <http://www.themotorreport.com.au/5928/toyota-to-fit-active-noise-cancelling-t-o-crown-hybrid>
- [17] A. M. Goldman, W. E. Gossman, and P. C. Friedlander, "Reduction of sound levels with antinoise in MR imaging," *Radiology*, vol. 173, pp. 549-550, November 1, 1989 1989.
- [18] M. McJury, R. W. Stewart, D. Crawford, and E. Toma, "The use of active noise control (ANC) to reduce acoustic noise generated during MRI scanning:

- Some initial results," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 15, pp. 319-322, 1997.
- [19] C. K. Chen, C. Tzi-Dar, and C. Jyh-Horng, "Active cancellation system of acoustic noise in MR imaging," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, pp. 186-191, 1999.
 - [20] 卓冠宏, "以 DSP 建構之磁振造影主動噪音抑制系統," 2003.
 - [21] M. Li, T. C. Lim, and J.-H. Lee, "Simulation study on active noise control for a 4-T MRI scanner," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 26, pp. 393-400, 2008.
 - [22] M. Li, B. Rudd, T. C. Lim, and J.-H. Lee, "In situ active control of noise in a 4 T MRI scanner," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 34, pp. 662-669, 2011.
 - [23] S. Ogawa, T.-M. Lee, A. S. Nayak, and P. Glynn, "Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 14, pp. 68-78, 1990.
 - [24] *VisualDSP++ 5.0*. Available:
http://www.analog.com/en/content/visualdsp_tools_upgrades/fca.html
 - [25] *ADSP-2169*. Available:
<http://www.analog.com/en/evaluation/21469-ezlite/eb.html>
 - [26] *SSM 2167*. Available:
<http://www.analog.com/en/audiovideo-products/audio-amplifiers/ssm2167/products/product.html>
 - [27] *LM386*. Available:
<http://www.nari.ee.ethz.ch/wireless/education/PPS/PPS02/doc/LM386.pdf>
 - [28] 非鐵磁性耳機. Available:
http://www.mrivideo.com/product/products.asp?id=7&sub_id=14
 - [29] *ASUS A52JC*. Available:
http://tw.asus.com/Notebooks/Versatile_Performance/A52JC/#specifications
 - [30] *Equal-loudness contour*. Available:
http://en.wikipedia.org/wiki/Equal-loudness_contour
 - [31] *dBA*. Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/A-weighting>