

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 雷射麥克風應用於聲音波動訊號偵測之研究

### Design of laser microphone for the detection of acoustic pressure wave

計畫編號：NSC 88-2213-E-002-012

執行期限：87年08月01日至88年07月31日

主持人：吳建平 台灣大學電機系

#### 一、中文摘要

雷射麥克風為一聲光訊號的換能器，聲音波動的聲能訊號，以壓力的方式推動感測介質，藉由感測介質的運動對雷射光的強度進行調變。這整個過程的雷射光導引則以光纖為媒介，由於光纖的 core 半徑僅數微米至 31.25 微米的範圍內（視所選用的光纖而定），故僅需微米程度的位移就可讓雷射光強度產生相當大的變化量，亦即所需聲波能量極低，所以雷射麥克風具潛在相當高的靈敏性。光纖與雷射的組合有極佳的抗電磁雜訊能力，本身亦不發射電磁干擾，故在諸如核磁共振室等要求低電磁雜訊的環境亦有其重要性。

關鍵詞：雷射麥克風、光纖麥克風、聲音波動

#### Abstract

The proposed laser microphone is a transducer that transforms the acoustic pressure wave to vibration of light intensity. It senses the vibration of acoustic sensing media that is induced from the acoustic wave, and the intensity of the laser light is therefore modulated by the shutter which is glued on the media. Since the radius of the optic fiber core is varying only from a few micrometer to 31.5  $\mu\text{m}$  (depends on the fiber selected). Just a light displacement (about a few  $\mu\text{m}$ ) is enough to cause large variations of the intensity of the guided light. Hence, we believe that the laser microphone has the potential to become a high sensitivity acoustic wave transducer. Due to its lower EMI and high EMC properties, it also can be

used in the MRI room and analogy environment.

**Keywords:** laser microphone, optic-fiber microphone, acoustic pressure wave

#### 二、緣由與目的

現今富裕的社會中，冠狀動脈疾病患者有越來越多的趨勢，冠狀動脈阻塞不但會影響心臟功能，嚴重者更可能發生致命的心肌梗塞。因此許多研究致力於探討冠狀動脈之正常生理與病理之間的差異，以找出有效的非傷害性檢查方法，而近年最引人注目的冠狀動脈疾病訊號就是舒張期雜音。當血液在血管中流動的速度太快、通過阻塞的地方、血流突然轉彎或流經粗糙平面時，血流都會變成擾流（turbulent flow），擾流產生的渦流將有較高頻率的聲音伴隨而生。因冠狀動脈在舒張期時血流最大，渦流所產生的高頻率訊號最強，此訊號稱為舒張期雜音。

W.Dock 等人最早臆測冠狀動脈與聲音訊號有關聯性[1]，隨後陸續友人證實，舒張期所產生的雜音是由於冠狀動脈阻塞所造成[2-6]。M. Akay 等人開發了一種特別適合研究冠狀動脈舒張期雜音的壓電感測器[7-8]，具有質輕、靈敏度高且頻寬大的特性，而使此一領域的研究有較好的進展[9-10]。

本計劃即試圖研發另一種感測技術，以適應冠狀動脈舒張期雜音的研究，在我們研究過的眾多感測技術中，發現運用光調變技術來測量為相當可行的技術，原因為：1. 微米級的位移變化就可讓光的強度或相位產生相當大的變化，此意味著光感測技

術具有相當高的靈敏度特性。2. 在醫工的應用領域，因為目標訊號微弱加上環境中的高雜訊，在多種感測器同時工作的場合，需將互相的電磁干擾減到最低或者不能發出電磁干擾（如核磁共振室），以及安全性的考慮等要求。而光波的傳播不需導電介質又可利用光纖將電路隔絕，量測時也不影響生理狀態。

對於舒張期雜音的研究，我們先期的研究計劃[11]以建立研究所需的系統軟體，本計劃即希望以雷射麥克風的靈敏特性作進一步研究的工具。再者此一系統的研究結果亦可用於語音訊號數位處理、三維空間音源定位[12-13]等其他醫工領域的雛形系統。

### 三、實驗設計

系統架構如 Fig.1 所示，雷射光光源經耦合器(coupler)及 FC 型的 adaptor 進入光纖中，通過 transducer 再耦合入光纖，經光纖再以 FC adaptor 與 PD 連接。輸出光訊號由光偵測器 (Photo-Detector) 將光強度 (Intensity) 轉換為電訊號。電訊號經帶通濾波器 (Bandpass filter)，由膝上型電腦上的 PCMCIA 16 位元類比/數位轉換器界面卡取入電腦中。

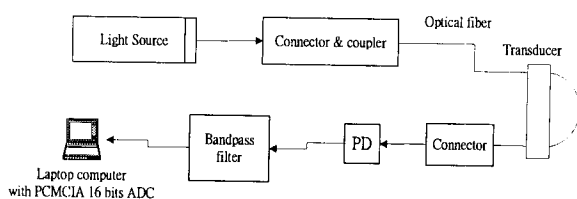


Fig. 1 Schematic diagram of experimental sensor system

PD : photodetector

相關之元件參數說明如下：

#### 3.1 Light source

本研究採用波長 632.8 nm 的紅光氦氖 (He-Ne)雷射，輸出功率為 10 mW。

#### 3.2 Optical fiber

使用之光纖為多模 grade-index 光纖，蕊心層(core)為 62.5 微米，包覆層(cladding)為 125 微米，加上緩衝層(buffer

coating)為直徑 250 微米，數值孔徑(N.A.) 0.275，使得多模態光纖乃為提高靈敏度 [14]。

#### 3.3 transducer

實驗用的 transducer 以鋁材質加工，以精密加工的方式在鋁材上鑽直徑 300 微米的貫孔供光纖通過並以矽膠固定之。採用鋁材乃因其質量、質地適當加工也比其他金屬要容易。

#### 3.4 光偵測器

所使用之光偵測器為 Burn Brown 編號 OPT 209 的平面型光偵測 IC，此 IC 由光二極體與轉阻前置放大器所組成，放大倍率為  $10^6$ 。另外為 New Focus Inc. 的 large-area photorecieiver 型號 # 2031，轉阻增益  $2 \times 10^3$ ,  $10^5$  及  $2 \times 10^6$  可調。

#### 3.5 帶通濾波器及 A/D

帶通濾波器規格：高通低通皆為六階 Butterworth 組態濾波器。A/D 轉換器為 Notebook PC 用之 PCMCIA 16 位元 A/D 卡，最高轉換速率 50K Hz。

### 四、結果與討論

因為用以作光源的雷射光會有時變的光強度變化(Fig.2 Upper trace)，其頻率隨開機時間而降低，振幅則幾乎不變。要消除此一系統雜訊用電子電路濾波器的方式除非欲得的訊號頻譜與雜訊頻譜相隔甚遠否則並不易達成，或者可用數位訊號適應濾波器 [15] 的方式加以追蹤消除(Fig.2 Lower trace)。

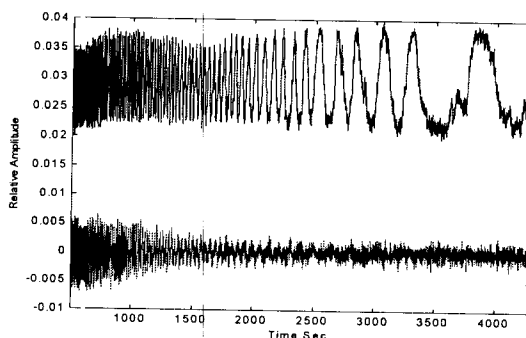


Fig.2. 光強度時變雜訊，及適應濾波處理結果。

實際量測語音訊號結果如 Fig.3, Fig.4 以及 Fig.5，量測條件為兩句間隔

的'Hello'，並分別以取樣頻率 1 KHz、1 KHz、2 KHz 加以記錄，

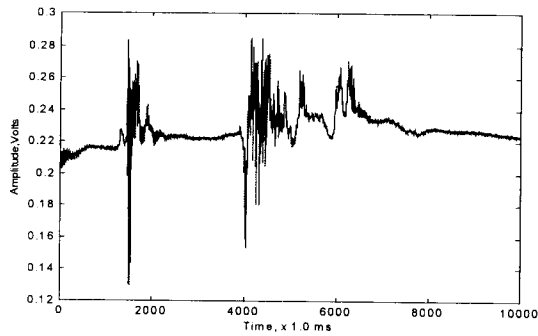


Fig.3 兩句間隔"Hello", 1 KHz 取樣。

因為所欲量測訊號為 1 KHz 以下的頻譜所以取樣時也以該頻譜以下為主，經分析的結果發現存在頗複雜的非線性現象，以 Fig.3 而言，同樣的語句其 Pattern 卻有相當大的差異，Fig.4 亦有同樣的現象。

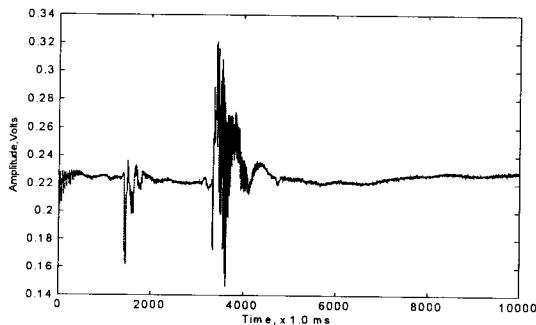


Fig.4 兩句間隔"Hello", 1 KHz 取樣。

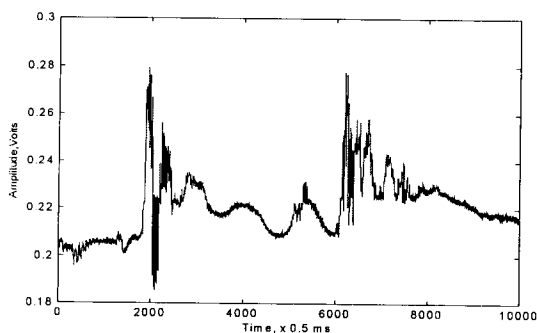


Fig.5 兩句間隔"Hello", 1 KHz 取樣。

將取樣頻率提高為兩倍重複實驗可得 Fig.5 的結果，pattern 雖有較好的再現性，但分析其頻譜與原音差別，仍因非線性的效應而有頗大的差異。

## 五、計劃成果自評

光纖系統的抗電磁干擾及靈敏的特性殆無疑義，然以光強度調變方式量測聲音訊號會因光源的變動雜訊使訊雜比降低，為維持簡單性本計劃實驗並未對光源預先調變，調變光源預期會有較好的結果，但複雜度及成本將增加好幾倍。另因 transducer 架構的關係輸入與輸出並沒有很好的線性關係，在未建立其非線性模型的近似線性模型之前，所能測得的輸出無法推得正確或近似的輸入，預期仍需進一步的實驗及推導以建立模型。

## 六、參考文獻

- [1] W.Dock, et al. "A diastolic murmur arising in a stenosed coronary artery", *Amer. J. Med.* 42:617, 1967.
- [2] F. E. Fearon, et al. "Diastolic murmurs due to two sequelae of atherosclerotic coronary artery disease :ventricular aneurysm and coronary artery stenosis", *Amer. Heart J.* 76:252, 1968.
- [3] T. O. Chen, "Diastolic murmur caused by coronary artery stenosis", *Ann. Intern. Med.* 72:543-546, 1970.
- [4] J. F. Sangster, et al. "Diastolic murmur of coronary artery stenosis.", *Brit. Heart J.* 35:840-844, 1973.
- [5] J.Roffman, et al. "Coronary bypass-graft stenosis causing diastolic murmur in a patient on hemodialysis.", *Chest*, 78:2, Aug., 1980 pp.356-357.
- [6] J.R. Burg, et al. "Disappearance of coronary artery stenosis murmur after aortocoronary bypass.", *Chest*, Vol. 63, NO.3, March, 1973, pp.440-442.
- [7] V. Padmanabhan, et al. "High sensitivity PCCG transducer for extended frequency applications", *Proc. IEEE Frontiers in Medicine*, 1989, pp.57-59, Seattle.
- [8] V. Padmannabhan, et al. "Accelerometer type cardiac transducer for detection of low-level heart sounds", *IEEE Tran. B omed. Eng.*, Vol.40, NO.1, 1993, pp21-28.
- [9] M.Akay, et al. "Detection of coronary occlusions using autoregressive modeling of diastolic heart sounds.",

IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol.37, NO.4,  
Apri., 1990, pp.366-373.

- [10] M.Akay, et al. "Noninvasive detection of coronary stenoses before and after angioplasty using eigenvector methods.", IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 37, NO.11, Nov. 1990, pp. 1095-1105.
- [11] 國科會計劃: NSC 84-2213-E-002-078
- [12] Bernard Widrow, Samuel D. Stearns, "Adaptive Signal Processing", Englewood Cliffs, Prectice Hall, pp368-408, 1985.
- [13] Willam S. Burdic, "Underwater Acoustic System Analysis", Englewood Cliffs, Prectice Hall, pp.303-337, 1991.
- [14] Nicholas Lagakos, J.H. Cole, and J.A. Bucaro, "Microbend fiber-optic sensor", Applied Optics, Vol.26, No. 11, pp. 2171-2180, 1987.
- [15] 國科會計劃: NSC 87-2213-E-002-088