

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

光纖感測器應用於生醫信號偵測之研究(2)

Study of fibre-optic sensor on the detection of physiological signals(2)

計畫編號：NSC 87-2213-E-002-088

執行期限：86年8月1日至87年7月31日

主持人：吳建平 台灣大學電機系

一、中文摘要

當光纖被施以空間週期性的微彎曲時，會引起傳輸其中的光能量的損失(等效於 Transmission Coefficient 的改變)，利用此原理製作感測器可用以量測各種物理量。本研究為國科會計劃【1】的延伸，改進該計劃利用前述原理所設計的微彎曲型光纖感測器系統，包括光纖形變器、電子電路、系統量測架構及訊號處理方法等，以降低系統的雜訊干擾。

關鍵詞：光纖感測器、光纖形變器。

Abstract

When a sensing fiber is somehow constrained to bend in a periodically regular pattern, the transmission coefficient for light propagating through the bent fiber is in turn changed by a small amount. A fiber-optic sensor system, which is developed in 【1】 by using the microbend technique, is improved upon noise and interference. To achieve this goal, redesigning of deformer, sensing structure and signal processing method was performed.

Keywords: microbend fiber-optic sensor, deformer

二、計劃緣由與目的

微曲型光纖感測器有許多優良特性：電安性高、不易受電磁干擾影響、高靈敏度及可做遠端量測等。對於醫工應用的高雜訊環境及考慮儀器間電磁相容性(EMC)以避免多種儀器同時量測所造成的互相電磁

干擾。此種感測器有其天生抗雜訊及避免互相干擾的優點。

雖然如此，微曲型光纖感測器在醫工上的應用報告並不常見，因此探討微曲型光纖感測器的理論、加以實驗驗證、繼而建立微曲型光纖感測器系統，並在訊號檢測、放大的電子電路及訊號處理的設計及製作上提高訊雜比，以使系統有更高的靈敏度及可靠度即為本研究的緣由與目的。我們希望藉此計劃的研究經驗能提供相關應用領域的設計資訊。

三、系統設計

系統架構如圖一所示，雷射光經光纖耦合器(coupler)進入光纖中，通過形變器、轉彎再繞回形變器，故光纖通過形變器兩次。形變器的原理如圖二所示，輸出光訊號由光偵測器(photodetector)轉換為電訊號。電訊號經帶通濾波器，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。

3.1 雷射

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 光纖

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 0.275，使得多模態光纖乃為提高靈敏度【2】。

3.3 形變器

形變器的基座及上板的三視圖如圖

三、圖四所示，兩條光纖路徑對應通道為直徑 300 微米的圓孔，物理量經由形變器將變化耦合至光纖，對光強度進行調變，故形變器的角色為換能器(Transducer)。

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 。

3.5 帶通濾波器及 A/D

圖一中之帶通濾波器規格：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

本研究乃針對先前【1】的研究結果作系統性能的改進。利用光纖連結器及適當的屏蔽，來自環境的背景光及 120 Hz 日光燈干擾可以被消除。原本 notch filter 的電路便可以省略而簡化電子電路的設計。本研究的光調變原理為光強度調變，但由氬氣雷射所引起的低頻時變振盪也是雜訊的來源之一，本研究使用自行發展的數位適應濾波器可有效的降低時變低頻雜訊，其處理架構如圖五所示。圖六則為處理前後的訊號波形。

本研究將原為串接量測的形變器量測架構重新設計為單端量測的探頭式架構，配合攜帶式的膝上型電腦，使得量測及實驗時更為方便。系統朝可攜式量測的發展更進一步。

五、計劃成果自評

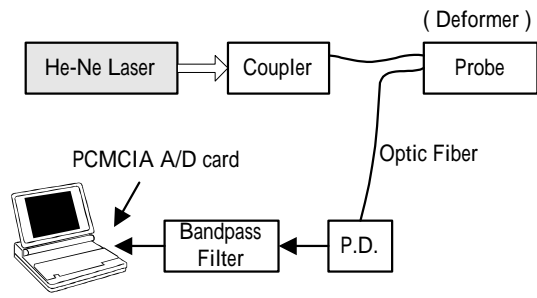
本研究計畫改進系統架構、降低系統雜訊，相關研究成果正尋求發表論文中。申請案號 8610074，名稱「具高通濾波功能之電流對電壓轉換器」的中華民國專利業已獲得通過(該電路可使用於光電轉換處理電路)。

除此之外，系統仍持續改良中以期望真正實際應用在生醫訊號的量測。

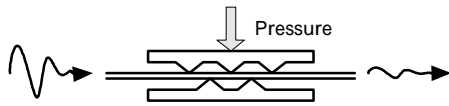
六、參考文獻

- [1] 國科會計劃編號 NSC 86-2213-E002-023.
- [2] Nicholas Lagakos, J.H. Cole, and J.A. Bucaro, "Microbend fiber-optic sensor", *Applied Optics*, Vol.26, No. 11, pp. 2171-2180, 1987.
- [3] H. Vermarien and E.Van Vollenhoven, "Quantification of the influence of mass and contact diameter of photo-cardiographic tansducers on high frequency heart sound recordings", *Acta Cardio*. pp. 237-243, 1986.
- [4] N. Erik. Stenow and P. Ake Oberg, "Venous occlusion plethysmography using a fiber-optic sensor", *IEEE Tran. BME*, Vol. 40, No. 3, pp. 284-289, 1993.
- [5] K. T. V. Grattan and B. T. Meggit, "Optical Fiber Sensor Technology", Chapman & Hall, London, 1995.
- [6] Clemens Unger and Waldemar Stocklein, "Investigation of the microbending sensitivity of fibers", *IEEE J. Lightwave Techno.*, Vol. 12 No. 4, pp. 591-596, 1994.

七、圖表



圖一、系統架構方塊圖。

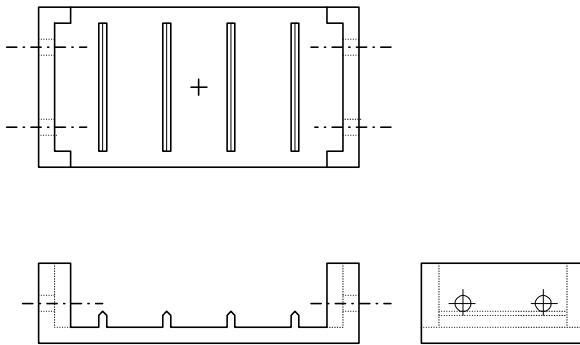


$$\Delta T \approx \left(\frac{\Delta T}{\Delta X} A_p K_f^{-1} \right) \cdot \Delta P$$

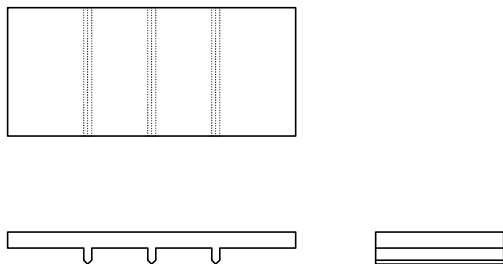
where

- T : Transmission coefficient
- X : Fiber deformation
- A_p : Area of deformer plate
- K_f : The bent fiber force constant
- P : Pressure

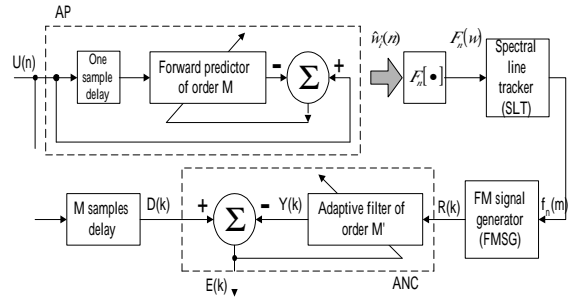
圖二、微曲型光纖形變器的原理。



圖三、形變器基座上視、前視及右側視圖。



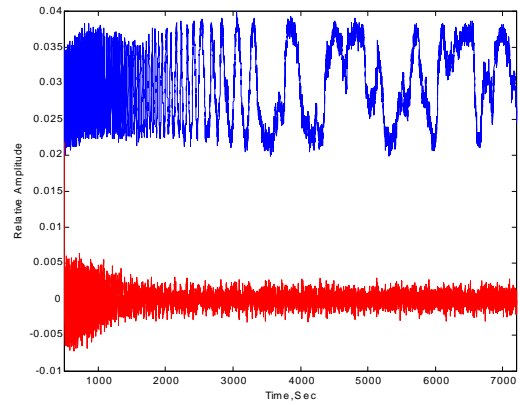
圖四、形變器上板的上視、前視及右側視圖。



AP: Adaptive predictor

ANC: Adaptive noise canceller

圖五、非線性數位適應濾波器訊號處理架構圖。



圖六、雷射時變雜訊(上圖)及數位適應濾波器處理後的訊號。