

以 TI MSP430 實現經皮神經電刺激器

袁嶸淮
朝陽科技大學資
工系
s10227045@gm.cy
ut.edu.tw

朱正裕
朝陽科技大學資
工系
s10227071@gm.cy
ut.edu.tw

陳慶祐
朝陽科技大學資
工系
s10227115@gm.cy
ut.edu.tw

劉省宏
朝陽科技大學資
工系
shliu@cyut.edu.
tw

摘要

腰酸背痛是目前隨處可見的文明病之一，但是人們卻沒時間去好好的治療，經皮神經電刺激器是可以有效舒緩疼痛的症狀。經皮神經電刺激的止痛機制大致上分為兩種，閘門控制理論，控制低周波電流，刺激表皮神經，使神經傳遞的痛覺訊息到大腦時受到阻礙，而使人體感覺不到疼痛，另一種則是調整頻率，刺激身體產生類似嗎啡那樣的止痛物質，進而降低疼痛感覺。在本專題的研究，我們運用逆向工程的方式，觀察市售低周波治療裝置的輸出波形，從中獲取我們所需要的訊息，並完成實體電刺激裝置，其結果與市售產品相似。

關鍵詞：經皮神經電刺激器、疼痛、低周波電流。

Abstract

The Back pain is a general disease for people, but people do not have time to take good treatment. A transcutaneous electrical nerve stimulator usually is used to reduce the feeling of pain which physiological theorems have two. Gate control theory, the pain information would be cut when it transmits to brain by the different low-frequency current. Thus, the body does not feel the pain. The other is to adjust the frequency of stimulation which will let the body produce an analgesic substances like as morphine. In this project, we extracted the output signal of a market product. Then, we used the reverse engineering to make a transcutaneous electrical nerve stimulator which followed the specifics of this market product. The performance of the stimulator by our designed was almost same as the market product.

Keywords: Transcutaneous electrical nerve

stimulation、pain、Low - frequency current.

1. 前言

科技文明發展快速，使得現代人的工作型態不斷改變，各類的文明病也隨之產生，例如：長時間坐著、姿勢不良、特殊疾病，疾病造成的疼痛對人們的生活產生諸多的不便，面對這些病痛，若使用經皮神經電刺激器，就能隨時舒緩疼痛的效果。

經皮神經電刺激器，又稱低周波治療機，其主要減緩疼痛的原理是，使用低周波電流，對神經纖維進行刺激，以達到抑制疼痛的效果，使用對象除了常見的腰酸背痛外，像是經痛、神經痛，以及其他因疾病造成的疼痛症狀都能夠舒緩，而且比起醫院的醫療器材，體積小很多，攜帶和收納更方便，非常適合普通民眾在家使用。

目前，本專題在這項技術，還有很多未知的部分，我們做這項研究的目的，主要是想了解低周波電流通過身體的止痛機制，到底是基於什麼樣的理論，並試著利用逆向工程的技術，親手製作經皮神經電刺激器，實際觀察結果。

低周波治療的原理大致上分成三種：肌肉運動原理、門控學說、自然產生腦內啡學說，本專題使用的方法是肌肉運動原理，肌肉運動原理，是使用低週波電流進入體內，開始刺激神經末梢感覺接受器，使神經波開始活動，進而促進血液循環，並刺激運動神經引起肌肉運動，使末梢神經或自律神經之作用更趨活潑，預防及改善末梢神經麻痺[1]。

低周波電療電路的製作方式很簡單，但自製的電路未經過臨床實驗，不能得知各種波形對治療的效果如何，所以，本專題選用市面上的一款針對腿部循環治療，並且已經通過醫學認證的機器，如下圖 1，作為訊號參考來源。



圖 1. Veinoplus® Arterial 腿動脈電刺激器

Veinoplus® Arterial 腿動脈電刺激器 主要適用於腿主動脈阻塞性(腳中風)患者,透過波形電流刺激小腿肌肉,增加動脈血液流入量,從而增加小腿氧分供應,減少缺血性疼痛症狀。比起使用藥物或侵入性治療,更能有效且方便的達到治療效果,這台機器對不同程度的周邊動脈阻塞疾病均有正面療效,可助間歇性跛行者增加最大步行距離,亦有助腳部動脈栓塞引致的潰瘍復原。[2]。

2. 研究方法

2.1 波形擷取方法

我們用示波器測量樣本機器時,發現,這台低周波治療機的輸出週期並不是固定的,所以我們必須要使用資料擷取卡,將波形錄製下來後,傳送到電腦端對波形進行分析,然後再將波形轉換為數據,圖 2 是分析波形的流程圖。

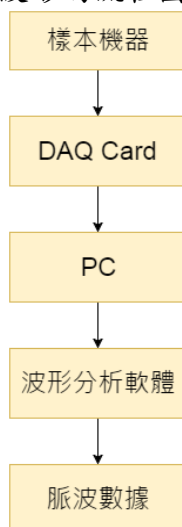


圖 2.逆向工程流程

2.2 波形擷取卡

我們使用的波形擷取卡 (DAQ Card) 是國家儀器公司(National Instruments)出產的 USB DAQ (如下圖 3、圖 4), 取樣頻率設為 100k, 其解析度為 14 bits。



圖 3.National Instruments USB-6211 DAQ Card



圖 4.DAQ Card I/O

2.3 波形分析軟體

我們使用的是掌宇股份有限公司 (K&H MFG.CO., LTD)所開發的生物醫學測量系統(KL-710-74023-4CH Biomedical Measurement System)來分析治療機的輸出訊號, 如圖 5 [3]。

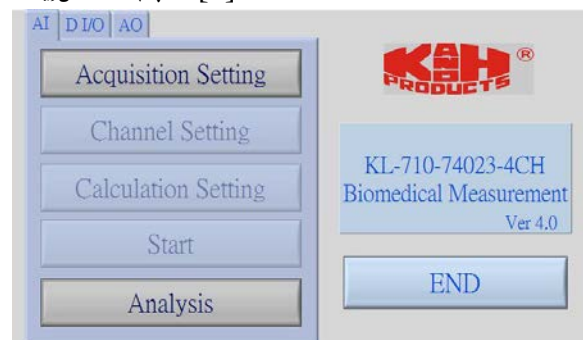


圖 5.Biomedical Measurement System

治療機每次使用大約 30 分鐘,若要分析整段時間的訊號太費工且意義不大,所以我們分析訊號時抓出一段時間內的訊號後,從中分析規律,並用軟體將這段訊號

的各項訊息分析、紀錄，如下圖 6、7、8。



圖 6.波形分析軟體

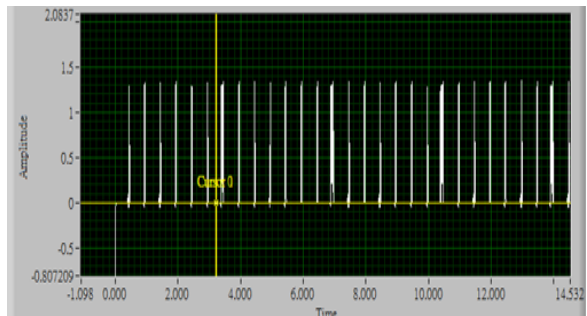


圖 7.波形圖

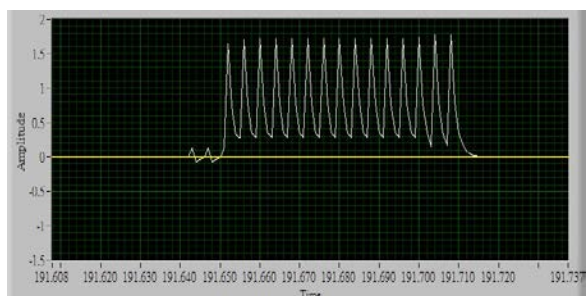


圖 8.細部波形圖

2.4 波形資料儲存

利用波形分析軟體分析波形過後，我們發現，這台機器輸出的脈波大約在 50 組左右為一個周期，但因資料量太大，無法直接存入微處理機，所以我們將資料利用壓縮的方式，使用兩個陣列儲存，這樣大大的減少了資料記憶體的使用量，圖 9 為資料壓縮的示意圖，陣列一是儲存延遲時間的部分，陣列二是儲存脈波反向重覆次數。

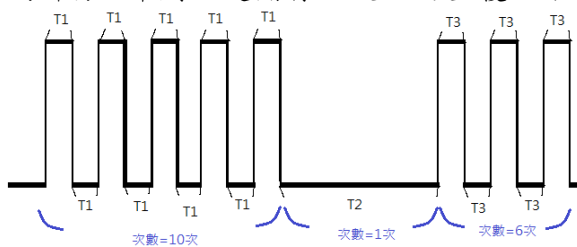


圖 9.資料壓縮儲存

3. 系統實作

3.1 系統流程

經過系統分析之後，我們得到了如何使用逆向工程分析後的結果，重新製作成一個完整的系統，系統流程如圖 10

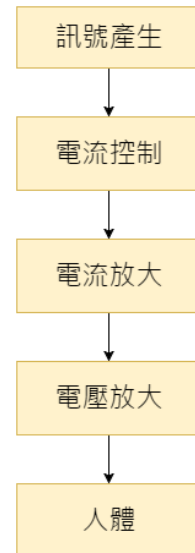


圖 10.系統流程

3.2 波形產生器

波形產生器的部分，因為在分析完波形之後，我們發現，樣版機器所輸出的波形，並不是固定的，所以，不能使用 NE555 震盪電路(如圖 11)產生的波形，而是必須使用一個，可程式的晶片作為波形產生的來源，再考量到未來有可能，會更改波型的情況之下，我們選擇使用微控制器，因為 CPLD 在更改輸出波型的部分比較費時。

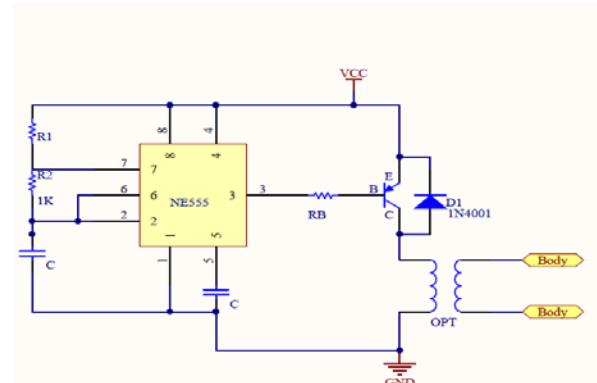


圖 11.NE555

本專題使用的微控制器為：德州儀器 MSP430G2553 這顆微控器，其特性有：低功耗、體積小、周邊功能多、穩定的內部時脈，圖 12 為 MSP430G2553 的接腳圖

[3]。

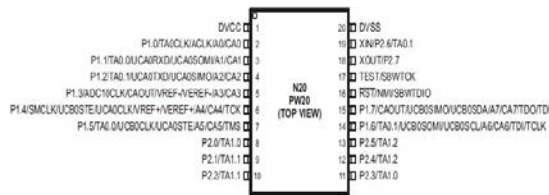


圖 12.MSP430G2553 接腳圖

在程式設計的部分我們 MSP430G2553 的主時脈設為 1MHz；Timer_A 時脈來源設為 SMCLK，計數模式為上數模式，開啟中斷；因為我們需要 Timer_A 產生一個 0.1ms 的基本頻率，所以我們將 Timer_A 的 CCR0 暫存器設為 $100((1s/1000000)*100=0.1ms)$ ，表 1 為 Timer_A 設定的程式碼 [4]。

表 1.Timer_A 程式碼

程式碼	註解
DCOCTL = CALDCO_1MHZ;	SMCLK=1MHz
TA1CCR0 = 100;	CCR0=100
TA1CTL = TASSEL_2 + MC_1 + TACLK;	Timer_A1 時脈來源 =SMCLK，上數模式，清除計數值
TA1CCTL0 = CCIE;	開啟 TimerA1 中斷
__bis_SR_register(GIE);	開啟中斷致能

3.3 按鈕電路

按鈕電路是用來選擇輸出的段位,當按下增加的按鈕時，MCU 會判斷目前段位是否小於 8，若段位等於 8 時則不進行段位增加的動作；當按下減少的按鈕時，MCU 會判斷目前段位是否大於 0，若段位等於 0 時則不進行段位減少的動作，圖 13 為按鈕部分的電路圖。

如果使用一般按鍵掃描的方法，會讓微控器一直處於工作型態，而無法進入低功耗模式，所以我們使用外部中斷，進行段位選擇動作。在使用外部中斷之前，必須先設定 IO 的暫存器，並使用中斷副程式

進行處理，表 2 為外部中斷設定的程式碼。

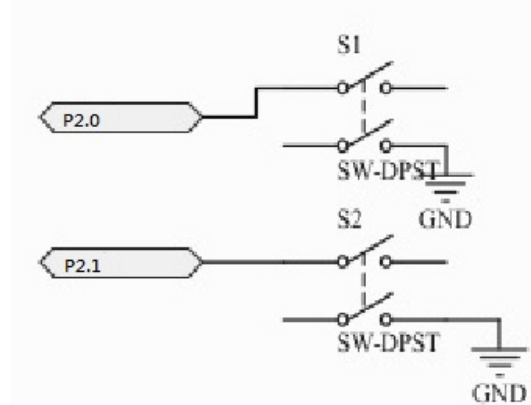


圖 13.按鈕控制電路

表 2.按鈕控制程式

程式碼	註解
P2REN = 0x03;	//開啟內部電阻
P2OUT = 0x03;	//輸出高電位
P2IE = 0x03;	//開啟中斷致能
P2IES = 0x03;	//Lo edge(負緣觸發)
P2IFG &= ~0x03;	//清除外部中斷旗標

3.4 電流控制

因為 $I_B = V/R_B$ ， $I_C = \beta I_B$ 。所以藉由控制 R_B 大小能改變出電流 I_C 的大小。

我們使用 CD4051，模擬數位電阻電路，控制輸出電流 I_C 之大小，圖 14 為電流控制電路。

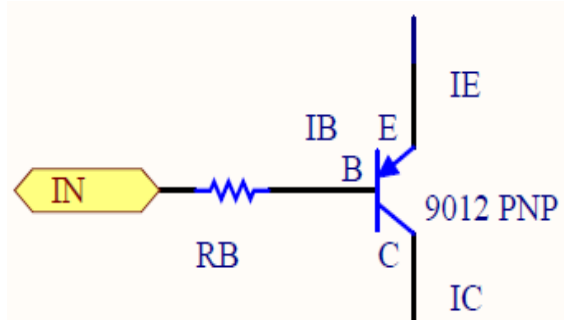


圖 14 PNP 放大器

3.5 升壓電路

本電路的輸出電壓，比原本的供應的電壓更高，所以必須要藉由變壓器升壓，但由於 MCU 輸出的訊號電流很小，不足以直接驅動電感器，所以必須要一個電流放大電路，將 MCU 輸出訊號的電流放大，圖 15 為升壓電路。

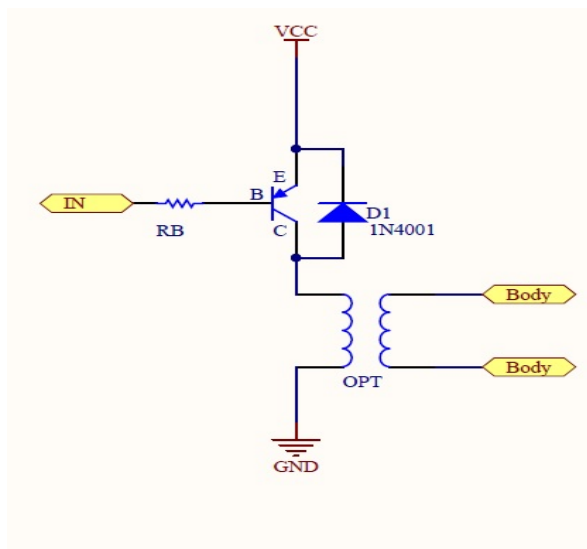


圖 15.升壓電路

3.6 段位顯示

我們使用七段顯示器，當用按鈕電路使段位增加或減少時，會顯示目前強度(0~8)，電路如圖 16。

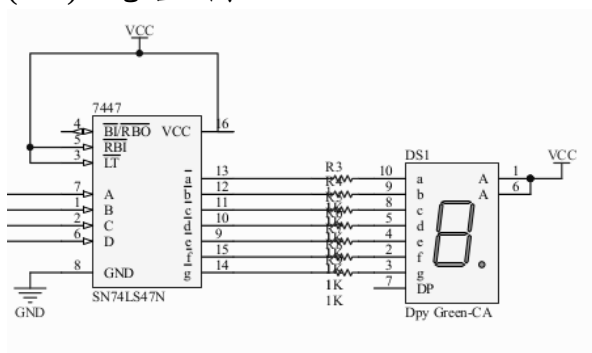


圖 16.七段顯示器電路

4. 程式流程

微控器再開啟後，會先執行初始化的動作如圖 18 之後當按鈕按下時，會進行段數更改的動作如圖 17；當段數不為零時，會致能 Timer_A，Timer_A 發生中斷時會執行改變波形的動作，如圖 18

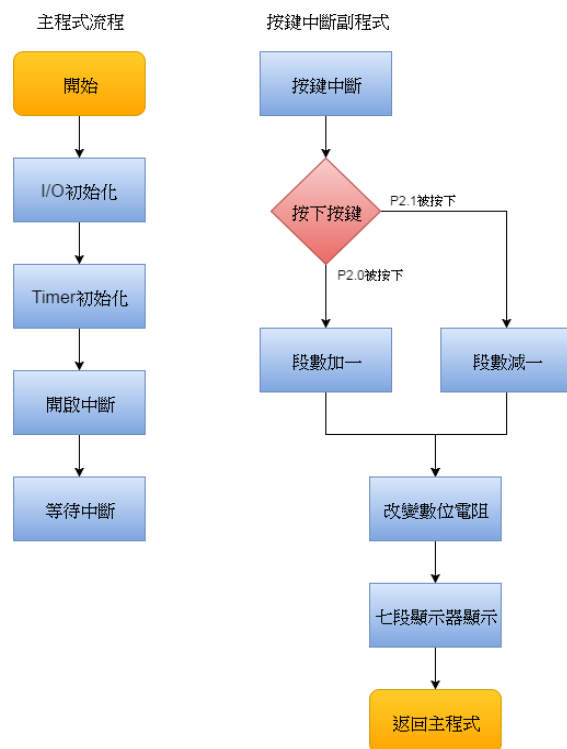


圖 17.主程式流程& 中斷副程式流程

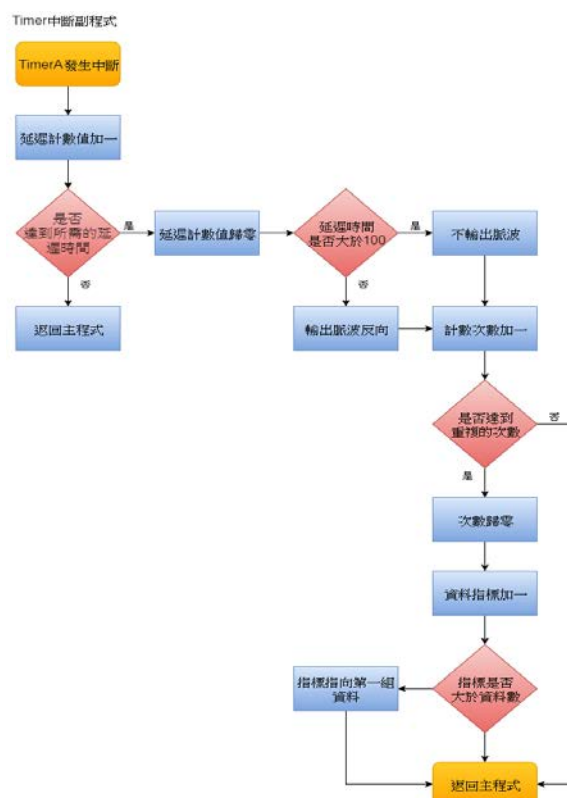


圖 18.Timer 中斷副程式流程

5. 結果

5.1 電路成品

圖 19 是使用 Altium Designer 所畫出的電路圖；圖 20 是利用電路圖轉換後，再經過佈線設計過的 Layout 圖；圖 21 是電路的成品

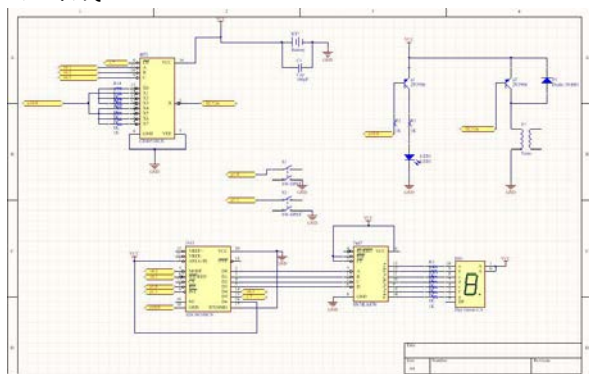


圖 19.電路圖

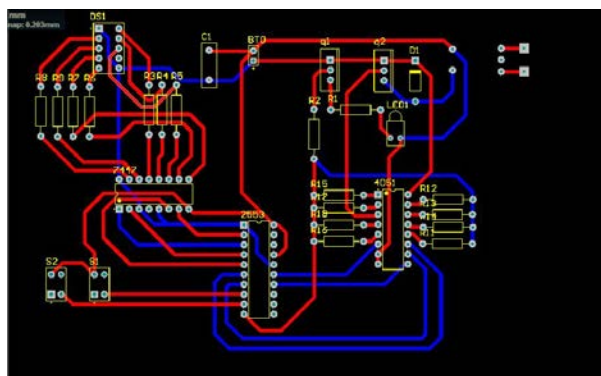


圖 20.Layout

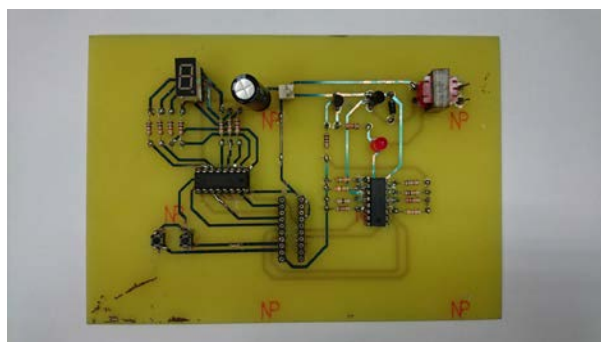


圖 21.成品

5.2 實驗結果

藍色的波是 MSP430 輸出之波形，尚未經過放大電路，黃色的突波則是經過放大電路後的結果，下圖 22 是兩者的對照圖。

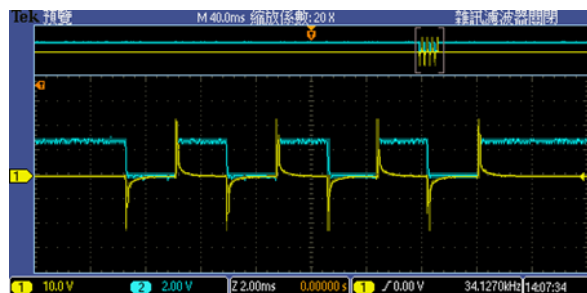


圖 22.波形比較圖

下圖 23 是實際接上人體的實驗狀況與接上人體後的波形。

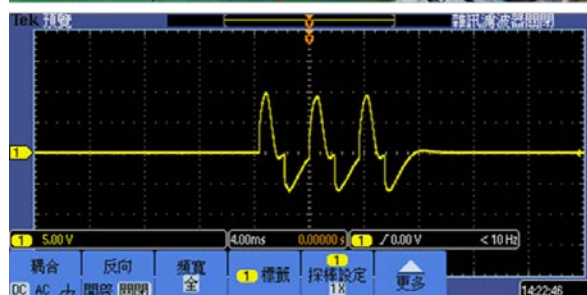
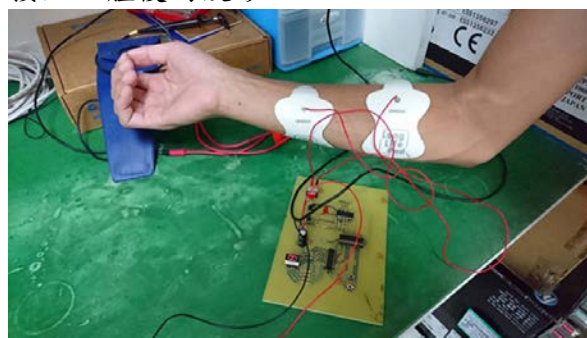


圖 23.接上人體&輸出波形

6. 討論

本專題成功藉著逆向工程分析，以 TI MSP430 實現了經皮神經電刺激器。但目前的成品尚未進行臨床實驗，所以還不能得知治療的效果如何，也不能知道是否會對人體造成危害，未來希望進行更準確的臨床實驗，並通過醫療認證，達到商品化的目標。

致謝

本研究由科技部 MOST 105-2221-E-324-006 所支持

7. 參考文獻

[1]吉懋科技有限公司。低周波治療器。http://www.gemore.com.tw/tw_products.php?tpid=6&on=04。

- [2]樂康軒。2013。止痛機治療。香港。
http://www.medimart.com.hk/index.php?route=common/pages&page=healthinfo_ca
- [3]掌宇股份有限公司。MSP430 實驗器
MTS-54 實驗手冊。台北。
- [4]Texas Instruments, MSP430x2xx Family
User's Guide. December 2004–Revised
July 2013.