

新竹市第四十一屆中小學科學展覽會

作品說明書

科 別：生活與應用科學(一)

組 別：國中組

作品名稱：膝蓋救星！

關鍵詞：彎曲感測器、智能輔具、物聯網

摘要

本作品可以根據膝蓋的彎曲角度，在行走時進行施力的輔助，減輕膝蓋的負擔。首先我們先測試彎曲感測器在不同角度時的電阻變化，搭配 30k Ω 的水泥電阻，組成分壓電路輸出角度訊號。當膝蓋彎曲角度越大，承受的負荷也越大，裝置提供的輔助力道也越大。我們測量了常人在平地及爬階時的行走速率及膝蓋彎曲角度，推論出輔助馬達需要的每秒轉動角度為 $\theta = \frac{\text{每秒行走的速率} \times \text{膝蓋行走彎曲角度}}{\text{步長}}$ ，並算出馬達最佳延遲時間在平地為 30ms、爬階為 9ms。因為膝蓋角度與負荷呈正向關係，所以我們利用內插法的線性差值推算出 0~90 度之間的延遲時間，讓馬達提供線性輔助。此外，我們也設計了一款手機 App 能透過物聯網讓使用者查看輔具的使用情形。

壹、前言

一、研究動機

我們在站立、行走和奔跑時，膝蓋都扮演至關重要的角色，而膝關節卻是人體容易受傷的部位之一，常常因為意外事故、疾病與老化等原因造成膝蓋的損傷。在台灣，據衛福部統計，國民膝關節退化盛行率達到了驚人的 15%，而研究資料顯示，適當運動能有效預防及防止膝關節退化。因此，我們想設計一款穿戴式的電動輔具，既能幫助膝關節退化的人正常活動，又能避免膝蓋受傷，並結合物聯網，能在 App 上查看輔具使用情形，讓使用者得知自己平常的行動時間，進而增加活動量，保持身體健康的同時，也享受暢「行」無阻的生活品質。

二、文獻回顧

(一) 膝關節問題及緩解方法

1. 衛福部統計，台灣膝關節退化盛行率約 15%，也就是約有 350 萬人飽受膝關節炎的折磨。
2. 運動能讓肌肉較不易受傷，不過強度太高的話可能會造成反效果，建議散步之類的低強度運動。運動可以使肌力增強，也可以讓肌肉較不容易受傷、失常。
3. 運動對膝蓋是有幫助的，但運動時也可能造成膝關節的負擔，可以利用輔具減少運動對膝蓋的負擔。

(二) 電動輔助自行車

1. 電動輔助自行車大多會用感測器得知施力大小，並回傳到控制器決定輔助力道，施力大輔助力大，施力小輔助力小。控制器還可以顯示目前自行車的狀態，如電力、行駛距離、行車速度等。也可以連接手機 APP 像是可以紀錄每日的卡路里消耗，或是行車路線紀錄等。

(三) 步行速率

1. 根據文獻，老年人的行走速率約為 1.00m/s，青壯年為 1.26m/s，平均為 1.13m/s。

三、研究目的

(一) 自動偵測膝蓋彎曲角度

1. 利用三用電表測量彎曲感測器在不同角度的電阻變化
2. 利用分壓電路測量彎曲感測器在不同角度時的電壓
3. 在模型上用分壓電路測量彎曲感測器在不同角度時的電壓
4. 不同固定電阻對彎曲感測器電壓變化範圍影響

(二) 輔具數值優化

1. 不同受試者的平地行走速率實測
2. 不同身高受試者的平地行走角度實測
3. 馬達每次轉動角度與流暢度的關係
4. 不同受試者的爬階速率實測
5. 馬達角度與延遲時間的關係

貳、研究設備及器材

			
Flex Sensor 4.5” 彎曲感測器	NodeMCU-32S	10、15、20、22、30kΩ 電阻	木板
			
伺服馬達	熱熔膠	麵包板	束帶

參、研究過程與方法

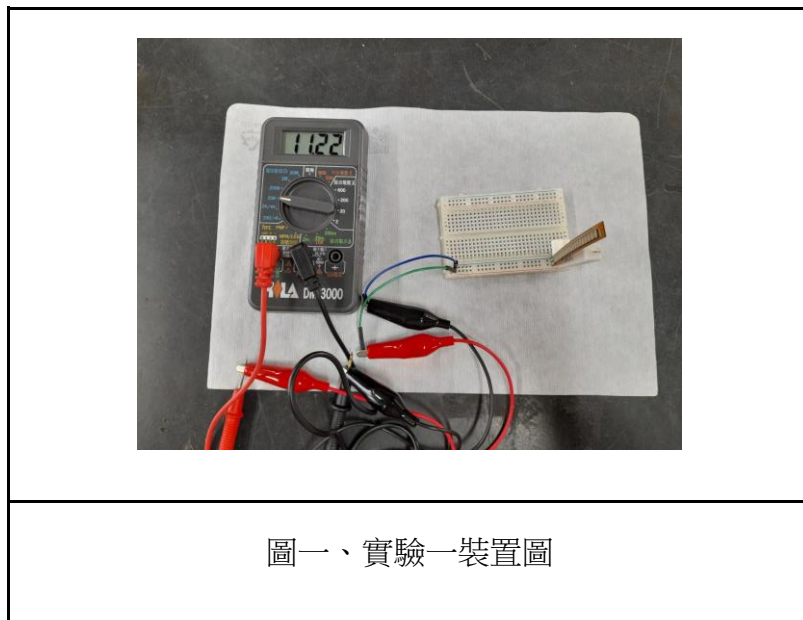
一、實驗一、利用三用電表測量彎曲感測器在不同角度的電阻變化

(一) 實驗目的：測量彎曲感測器在角度改變時，電阻值的範圍和變化關係

(二) 實驗步驟：

1. 將彎曲感測器連接三用電錶（實驗裝置如圖一）
2. 調整彎曲感測器的彎曲角度，並記錄彎到 0°、15°、30°、45°、60°、75°、90° 時的電阻值
3. 重複步驟 2，進行多次測量並取平均

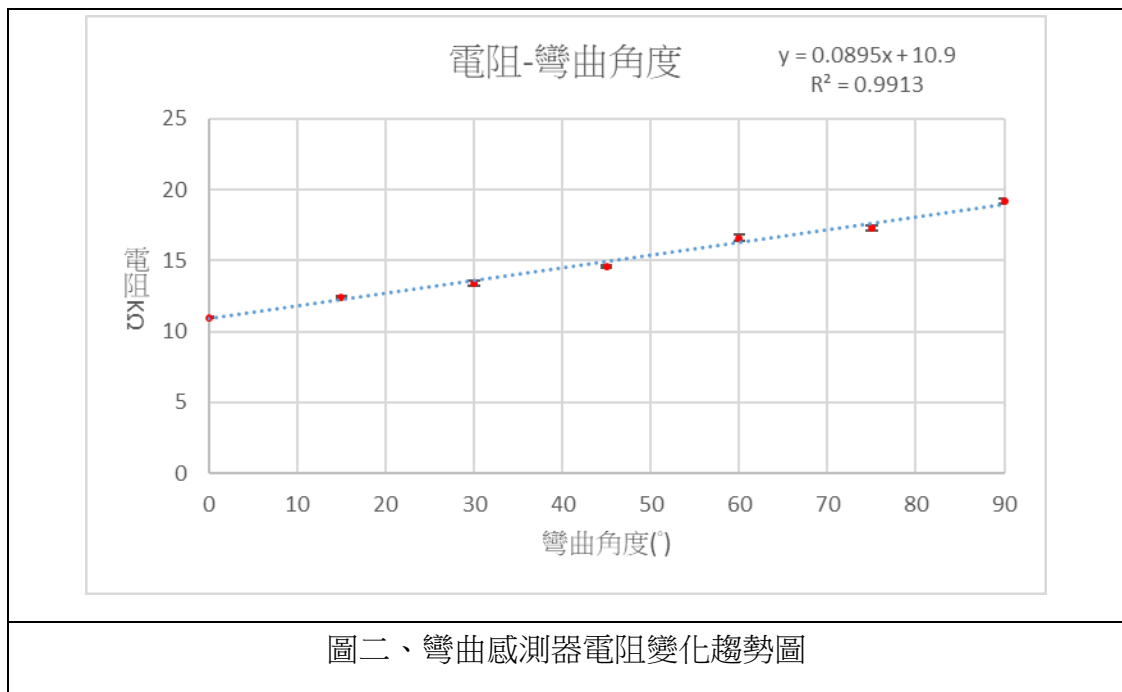
(三) 實驗裝置：



(四) 實驗結果：

	第 1 次測量	第 2 次測量	第 3 次測量	第 4 次測量	第 5 次測量	平均
0°	11.0	11.0	11.0	11.0	11.1	11.0
15°	12.4	12.6	12.4	12.4	12.3	12.4
30°	13.6	13.7	13.4	13.2	13.3	13.4
45°	14.6	14.7	14.5	14.6	14.5	14.6
60°	16.3	16.8	16.4	16.6	16.7	16.6
75°	17.5	17.4	17.3	17.1	17.3	17.3
90°	19.1	19.5	19.3	19.2	19.1	19.2

表一、不同彎曲角度的電阻測量結果



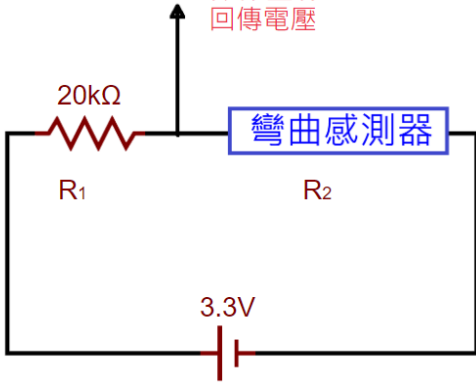
(五) 實驗討論：

1. 由圖二可觀察到，彎曲角度與電阻值成正比，因此我們可以使用彎曲感測器來測量彎曲角度
2. 由表一得知，當彎曲角度在 0°~90° 時，電阻值的範圍會在 11~19KΩ 之間

二、實驗二、利用分壓電路測量彎曲感測器在不同角度時的電壓

(一) 實驗目的：利用 NodeMCU-32S 測量彎曲感測器在角度改變時的電壓變化

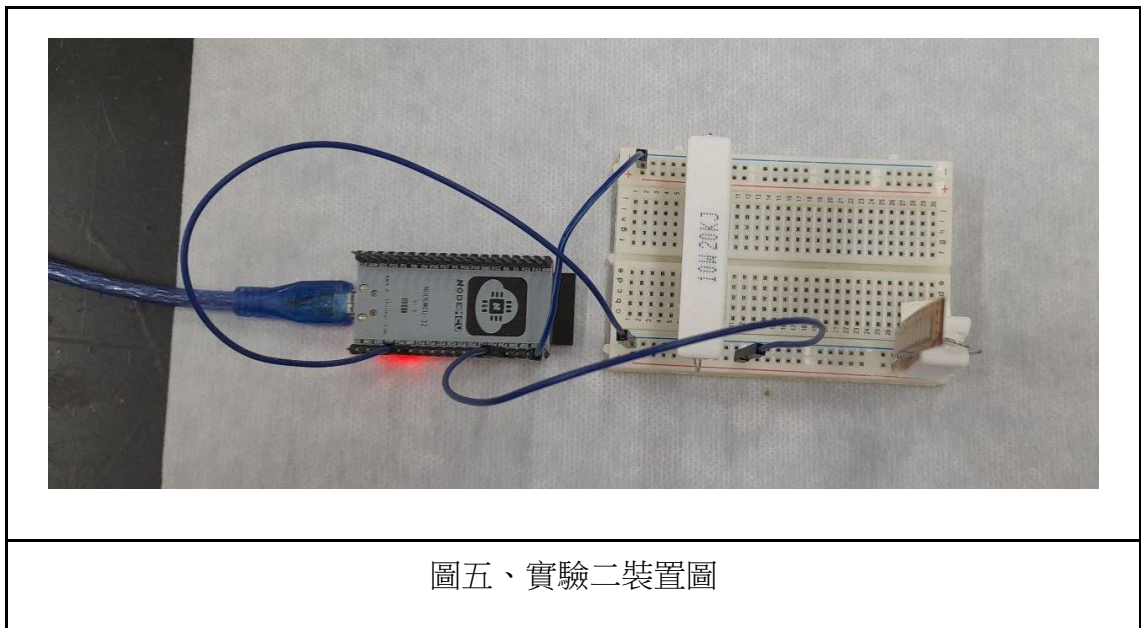
彎曲角度測量原理：根據實驗一的結果可知，彎曲感測器的電阻值大小會隨著彎曲角度改變，彎曲角度越大電阻值越大，相反的彎曲角度越小電阻值會變小。而分壓電路是運用串聯電路中，電阻越大，分得電壓就越大，兩段的電壓比例相等於兩段電阻的比例，因此我們將彎曲感測器與一個水泥電阻串聯，並利用此特性在中間拉出電線接上腳位測量彎曲感測器的電壓，以回推彎曲角度(如圖三、四)

	$3.3V = V_1 + V_2 = IR_1 + IR_2$ $V_1:V_2 = IR_1:IR_2 = 20k\Omega : \text{彎曲感測器}$ $\text{輸出值} = \frac{V_2 * 4095}{3.3V}$
<p>圖三、分壓電路示意圖</p>	<p>圖四、電阻計算算式</p>

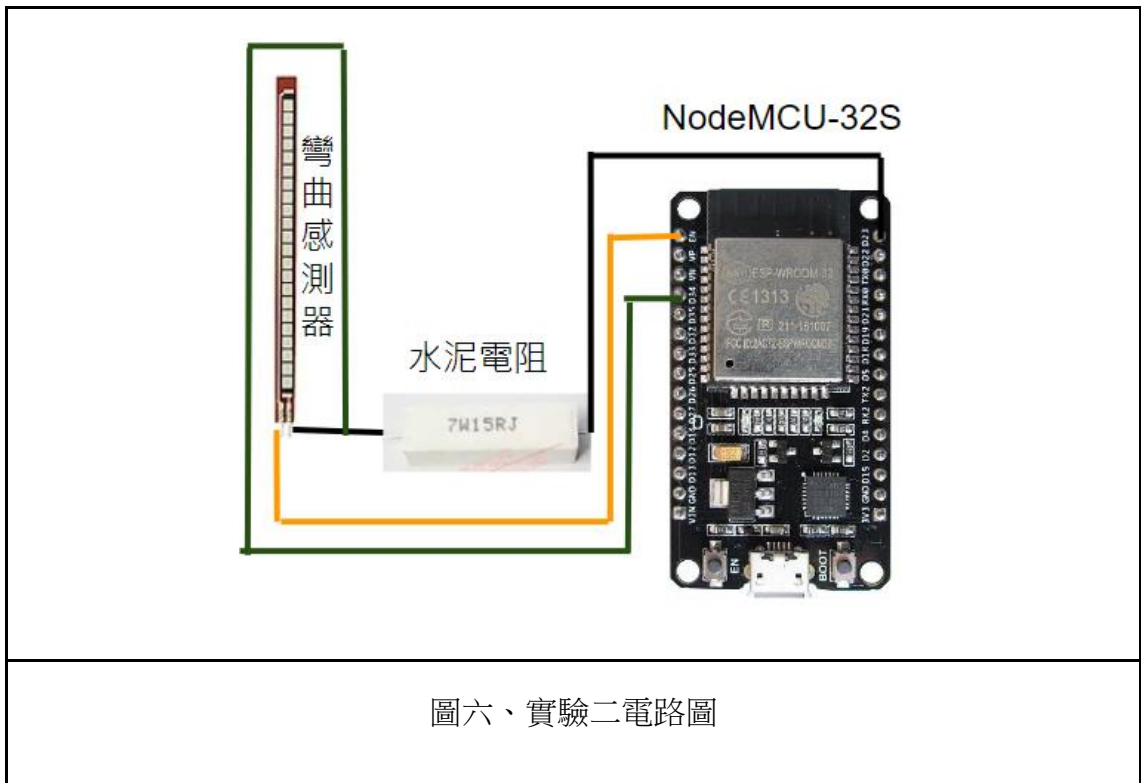
(二) 實驗步驟：

1. 將彎曲感測器、固定電阻連接 NodeMCU-32S (裝置圖如圖五、電路圖如圖六、程式如圖七)
2. 調整彎曲感測器的彎曲角度，並記錄 0°、15°、30°、45°、60°、75°、90° 時的電壓
3. 重複步驟 2，進行多次測量並取平均

(三) 實驗裝置：



圖五、實驗二裝置圖



(四) 實驗程式：

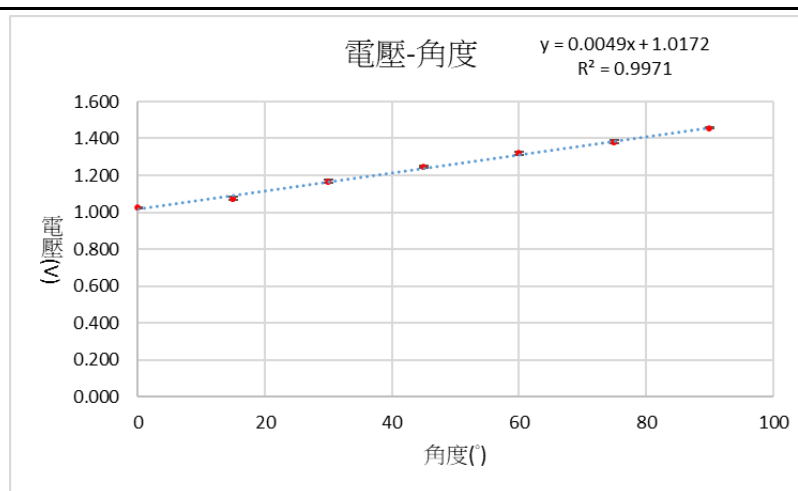
```
1  #define flex_pin 34
2
3  void setup() {
4    Serial.begin(115200);
5  }
6
7  void loop() {
8    int flex_value = analogRead(flex_pin); 讀取數值
9    Serial.println(flex_value);
10 }
```

圖七、實驗二程式

(五) 實驗結果：

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
1	1.027	1.096	1.183	1.229	1.326	1.373	1.461
2	1.025	1.068	1.163	1.246	1.324	1.380	1.459
3	1.026	1.073	1.160	1.237	1.311	1.379	1.455
4	1.023	1.071	1.173	1.250	1.313	1.383	1.456
5	1.024	1.079	1.167	1.248	1.324	1.383	1.461
6	1.019	1.068	1.171	1.248	1.320	1.391	1.458
7	1.022	1.074	1.163	1.246	1.319	1.380	1.459
8	1.021	1.080	1.155	1.248	1.328	1.369	1.460
9	1.022	1.070	1.163	1.255	1.308	1.380	1.457
10	1.034	1.069	1.170	1.251	1.328	1.403	1.452
平均	1.024	1.075	1.167	1.246	1.320	1.382	1.458
標準差	0.004	0.009	0.008	0.008	0.007	0.009	0.003

表二、不同彎曲角度的電壓測量結果



圖八、彎曲感測器電壓變化趨勢圖

(六) 實驗討論：

1. 由圖八得知，彎曲角度與電壓成正比，因此在接下來的實驗中，我們會直接使用回傳電壓值來推算彎曲角度
2. 由表二得知，回傳電壓變化在 1.024~1.458 之間

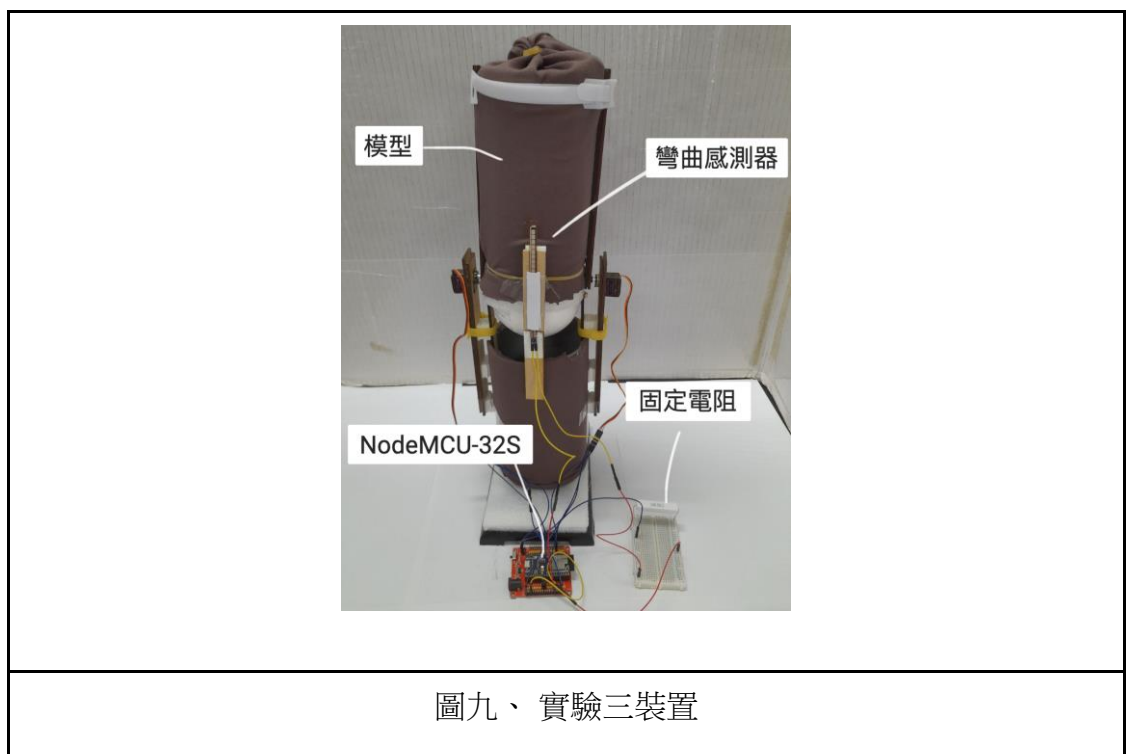
三、實驗三、在模型上用分壓電路測量彎曲感測器在不同角度時的電壓

(一) 實驗目的：在模型上測量彎曲感測器在不同角度時的電壓變化

(二) 實驗步驟：

1. 將彎曲感測器裝到模型上，並與固定電阻、NodeMCU-32S 連接 (裝置圖如圖九)
2. 調整膝蓋模型的彎曲角度，並記錄 0° 、 15° 、 30° 、 45° 、 60° 、 75° 、 90° 時的電壓
3. 重複步驟 2，進行多次測量並取平均

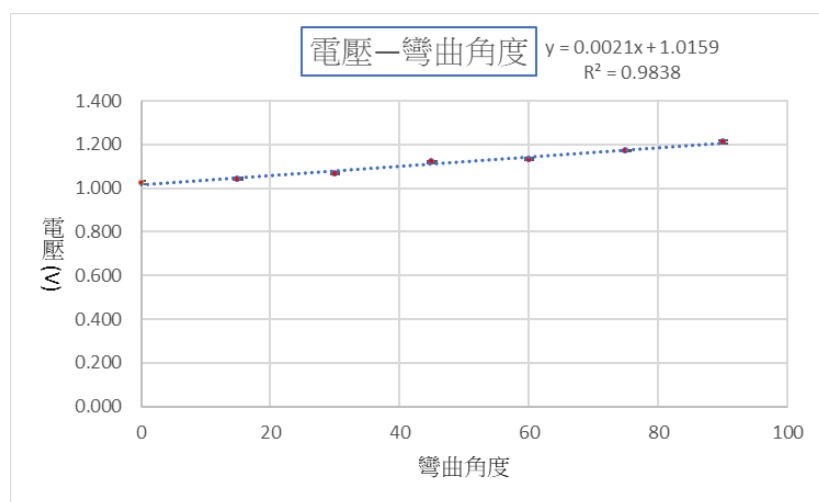
(三) 實驗裝置：



(四) 實驗結果：

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
1	1.026	1.035	1.057	1.117	1.130	1.165	1.225
2	1.030	1.045	1.058	1.124	1.134	1.175	1.203
3	1.021	1.034	1.069	1.113	1.134	1.172	1.208
4	1.032	1.044	1.075	1.120	1.130	1.172	1.201
5	1.018	1.040	1.069	1.116	1.122	1.173	1.213
6	1.018	1.051	1.072	1.122	1.126	1.182	1.214
7	1.026	1.048	1.080	1.122	1.134	1.166	1.221
8	1.032	1.042	1.072	1.122	1.136	1.169	1.220
9	1.027	1.044	1.071	1.119	1.134	1.173	1.214
10	1.028	1.040	1.064	1.117	1.143	1.171	1.207
平均	1.026	1.042	1.069	1.119	1.133	1.172	1.213
標準差	0.005	0.005	0.007	0.004	0.006	0.005	0.008

表三、在模型上不同角度彎曲角度的電壓測量結果



圖十、彎曲感測器電壓變化趨勢圖

(五) 實驗討論：

1. 由圖十可以觀察到，電壓變化一樣成正比，符合實驗二的實驗結果。
2. 由表三得知，回傳電壓變化在 1.026~1.213 之間，由於我們在模型上測量的位置時在前半部，關節處為曲面，所以測量出的角度比膝蓋真實彎曲角度小，因此相較於實驗二，電壓變化較小。

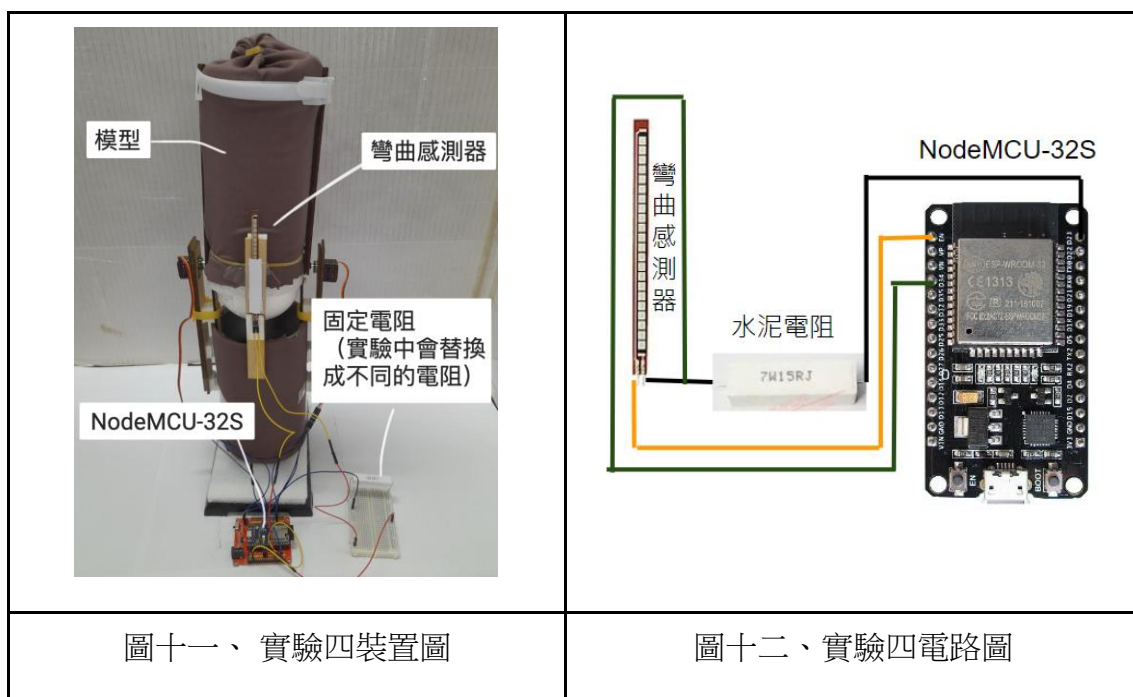
四、實驗四、不同固定電阻對彎曲感測器電壓變化範圍影響

(一) 實驗目的：找出最適合輔具的固定電阻

(二) 實驗步驟：

1. 將 $10\text{K}\Omega$ 固定電阻、彎曲感測器連接 NODE MCU 32S 上 (裝置如圖十一)
2. 調整彎曲感測器的角度，並記錄彎到 0° 、 15° 、 30° 、 45° 、 60° 、 75° 、 90° 的電壓
3. 將固定電阻依序更換成 $15\text{K}\Omega$ 、 $20\text{K}\Omega$ 、 $22\text{K}\Omega$ 、 $30\text{K}\Omega$ 並重複步驟 1、2
4. 將各電阻對彎曲感測器的電壓變化範圍進行比較，選出最適合的固定電阻

(三) 實驗裝置：



(四) 實驗程式：

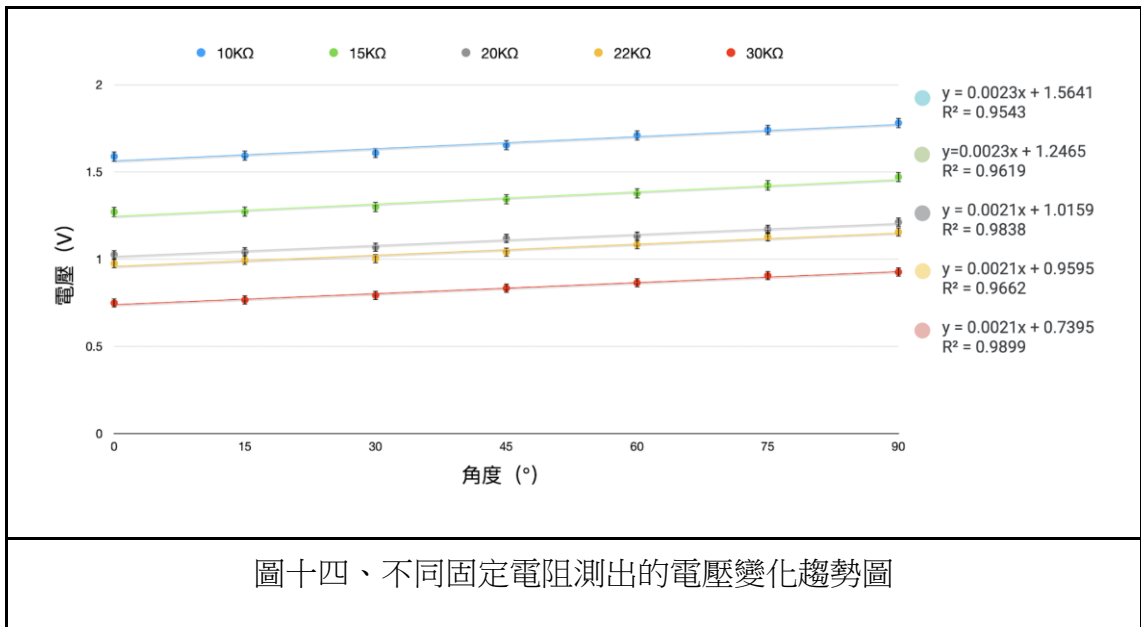
```
1  #define flex_pin 34
2
3  void setup() {
4      Serial.begin(115200);
5  }
6
7  void loop() {
8      int flex_value = analogRead(flex_pin); 讀取數值
9      Serial.println(flex_value);
10 }
```

圖十三、實驗四程式

(五) 實驗結果：

	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	差值
10KΩ	1.589	1.594	1.609	1.654	1.710	1.741	1.781	0.192
15KΩ	1.272	1.272	1.299	1.344	1.377	1.423	1.471	0.199
20KΩ	1.026	1.042	1.069	1.119	1.133	1.172	1.213	0.187
22KΩ	0.976	0.995	1.004	1.041	1.084	1.128	1.156	0.180
30KΩ	0.749	0.766	0.793	0.834	0.865	0.906	0.927	0.178

表四、不同固定電阻在不同彎曲角度時測出的電壓



(六) 實驗討論：

1. 由圖十四可以觀察到，電壓與彎曲感測器彎曲角度成正比，符合實驗二、三實驗結果。
2. 由圖十四可以發現各電阻間的斜率差異不大，而 30kΩ 的 R^2 值是最高的代表在使用 30kΩ 進行實驗時的穩定性最高，所以我們後續會使用 30kΩ 固定電阻來進行實驗。

五、實驗五、不同受試者的平地行走速率實測

(一) 實驗目的：測量受試者在平地行走時的速率

(二) 實驗步驟：

1. 測量實驗起點到終點的距離
2. 紀錄受試者行走時間
3. 重複步驟 2，進行多次測量
4. 利用 $\frac{\text{距離}}{\text{時間}}$ 求得行走速率(如表五)

(三) 實驗照片：



(四) 實驗結果：

受試者	實驗次數	時間 (秒)	距離	速率 (m/s)
1 (成人)	1	52.2	55.8m	1.068
	2	52.1	55.8m	1.071
2 (青少年)	1	51.8	55.8m	1.077
	2	57.3	55.8m	0.973
3 (青少年)	1	37.6	55.8m	1.484
	2	36.4	55.8m	1.532
4 (青少年)	1	41.0	55.8m	1.361
	2	41.5	55.8m	1.335
平均行走速率		1.238m/s		

表五、行走速率

(五) 實驗討論：

1. 由表五得知所有受試者行走的平均速率為 1.238m/s。
2. 根據文獻，老年人的行走速率為 1.00m/s，青壯年為 1.26m/s，平均為 1.13m/s，與我們實驗結果 1.238m/s，相差約 9%，考量人體及數據量的差異性，還在預期的 10%誤差範圍內。因此我們在後面實驗，會將 1.238(m/s)預設為輔具使用時的行走速率

六、實驗六、不同身高受試者的平地行走角度實測

(一) 實驗目的：測量不同身高受試者行走時膝蓋的彎曲角度變化

(二) 實驗步驟：

1. 讓受試者的腳呈現直立狀態，並在人體的大腿、膝關節及小腿側面黏上白色泡棉膠作為實驗觀察的特徵點
2. 確認三個特徵點的連線與地面呈垂直(如圖十六)
3. 讓受試者在自由行走一段距離後，瞬間停下腳步(如圖十七)
4. 依照標記位置測量角度並記錄角 DBA(如圖十八)
5. 重複五次步驟 3~4，獲取五次的實驗數據
6. 整理實驗數據，獲得受試者行走時的平均彎曲角度
7. 更換受試者，並重複步驟 1~6
8. 比較不同身高的受試者行走時的膝蓋彎曲角度差異，並算出總平均
9. 利用 $\theta = \frac{\text{每秒行走的速率} \times \text{膝蓋行走彎曲角度}}{\text{步長}}$ ，算出每秒要轉的角度 θ ，再算出馬達延遲時間

(三) 實驗場地：新大樓四樓 專題實驗室

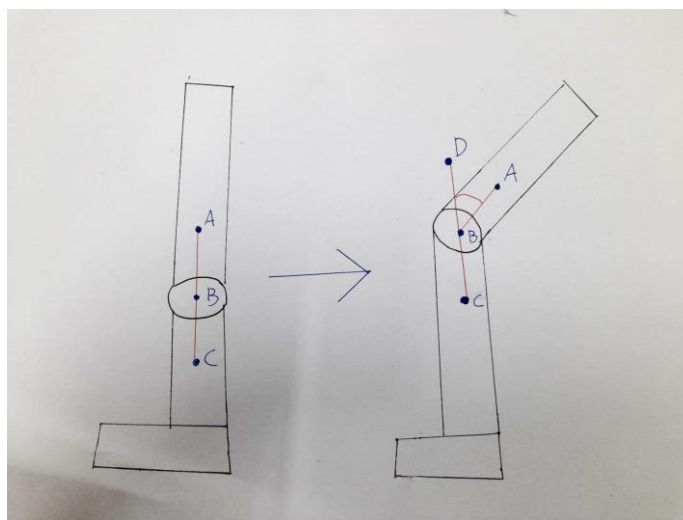
(四) 實驗照片：



圖十六、三點直線示意圖



圖十七、行走示意圖



圖十八、量測角度原理示意圖

(五) 實驗結果：

	受試者 1 (165CM)	受試者 2 (158CM)
第 1 次測量	22°	25°
第 2 次測量	18°	22°
第 3 次測量	19°	21°
第 4 次測量	18°	23°
第 5 次測量	19°	19°
平均	19°	22°
總平均	21°	

表六、不同身高對行走時彎曲角度影響

(六) 實驗討論：

1. 由表六得知，身高對行走時膝蓋的彎曲角度影響不大。
2. 受試者行走時，膝蓋的彎曲角度平均為 21 度。
3. 由文獻得知平均步長約為 79cm、平均行走速率 1.238(m/s)，可得馬達每秒大約要轉 33 度。

七、實驗七、馬達每次轉動角度與流暢度的關係

(一) 實驗目的：測量在馬達轉動 90 度時，單次轉動角度與延遲時間變化對馬達流暢度影響

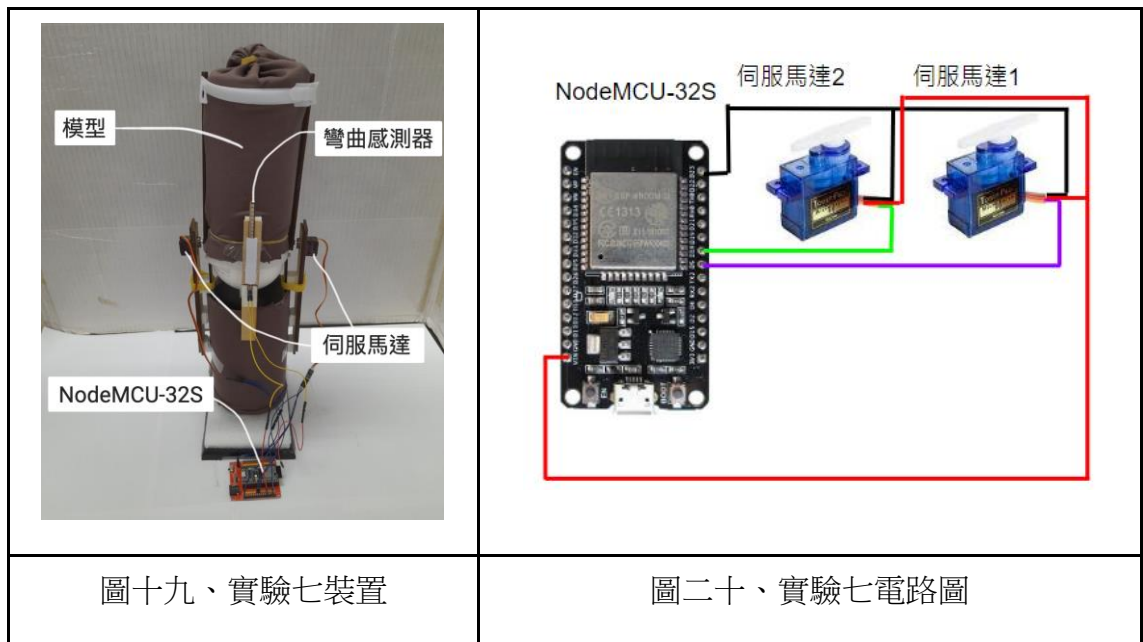
(二) 實驗步驟：

1. 把 NodeMCU-32S 和伺服馬達連接(如圖十九)
2. 由實驗六得知，行走時馬達每秒需轉動 33 度，推算出平均每 1 度需延遲 30 ms
3. 設定馬達單次轉動角度為 1 度、延遲 30ms，旋轉 90，觀察其順暢度
4. 設定馬達單次轉動角度為 2、3、5、10、15 度，延遲依序為 60、90、150、300、450 ms（如表七），並重複步驟 3

轉動角度	1	2	3	5	10	15
Delay (ms)	30	60	90	150	300	450

表七、角度與延遲時間對照表

(三) 實驗裝置：



(四) 實驗程式：

```
1  #include <Servo.h>
2
3  using namespace std;
4
5  Servo myservo[2];
6
7  #define servro_pin_left 16
8  #define servro_pin_right 17
9
10 void setup() {
11     Serial.begin(115200);
12     myservo[0].attach(servro_pin_left);
13     myservo[1].attach(servro_pin_right);
14 }
15 void loop() {
16     for(int i=0;i<90;i+=1){
17         myservo[0].write(i);
18         myservo[1].write(180-i);
19         delay(30);
20     }
21     for(int i=90;i>0;i-=1){
22         myservo[0].write(i);
23         myservo[1].write(180-i);
24         delay(30);
25     }
26 }
```

圖廿一、實驗七程式

(五) 實驗結果：

轉動角度	1	2	3	5	10	15
流暢度排名	1	2	3	4	5	6

表八、轉動角度與流暢度排名

(六) 實驗討論：

1. 由表八得知，在相同時間轉完九十度的情況下，馬達單次轉動角度越小，流暢度越好。
2. 因為程式中馬達單次轉動最小角度為 1 度，所以我們選用 1 度作為馬達單次轉動角度。

八、實驗八、不同受試者的爬階速率實測

(一) 實驗目的：測量受試者在爬階行走時的速率

(二) 實驗步驟：

1. 利用畢氏定理測量實驗起點到終點的距離
2. 紀錄受試者行走時間
3. 重複步驟 2，進行多次測量
4. 利用 $\frac{\text{距離}}{\text{時間}}$ 求得行走速率(如表九)

(三) 實驗場地：新大樓 專題實驗室旁樓梯 (4.5m)

(四) 實驗照片：



(五) 實驗結果：

	受試者 1	受試者 2	受試者 3
1	4.8	<u>4.6</u>	4.6
2	<u>4.4</u>	5.3	<u>5.1</u>
3	<u>5.5</u>	4.7	4.4
4	4.8	5.4	4.9
5	5.2	4.7	4.5
6	5.1	4.9	4.9
7	5.0	<u>5.6</u>	<u>4.3</u>
平均時間 (去極端值)	4.98	5.00	4.66
平均速率	0.9m/s	0.9m/s	1.0m/s
總平均速率	0.9m/s		
表九、爬梯速率實測結果			

* 畫底線為極端值

(六) 實驗討論：

1. 由表九得知，全部受試者爬階的平均速率約為 0.9m/s

九、實驗九、馬達角與延遲時間的關係

(一) 實驗目的：找出馬達在不同角度時對應的延遲時間

(二) 實驗步驟：

1. 測量爬階時膝蓋彎曲角度。
2. 利用實驗八得出的爬階速率，並使用 $\theta = \frac{\text{每秒行走的速率} \times \text{膝蓋行走彎曲角度}}{\text{步長}}$ ，算出每秒要轉的角度 θ ，再算出馬達延遲時間。
3. 利用內插法的線性差值算出各角度區間的延遲

(三) 實驗照片：



(四) 實驗結果：

角度	馬達每度延遲時間(毫秒)
0~15 度	不輔助
15~30 度	30
30~45 度	25
45~60 度	20
60~75 度	14
75 度以上	9

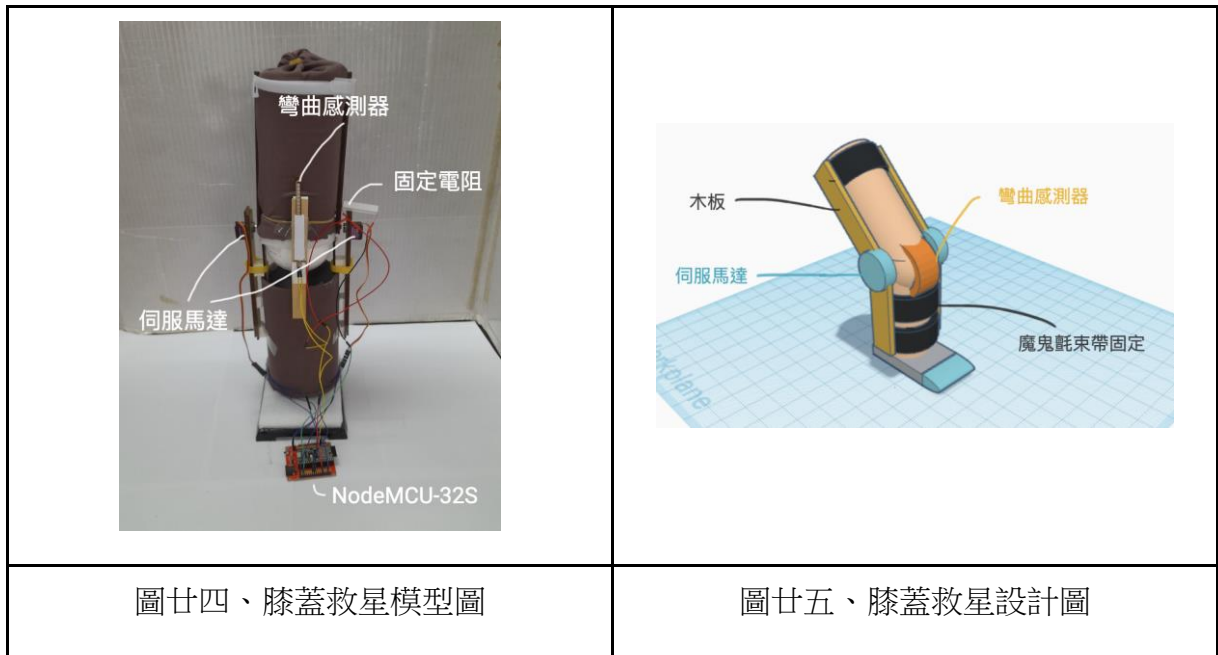
表十、不同彎曲角度馬達延遲時間

(五) 實驗討論：

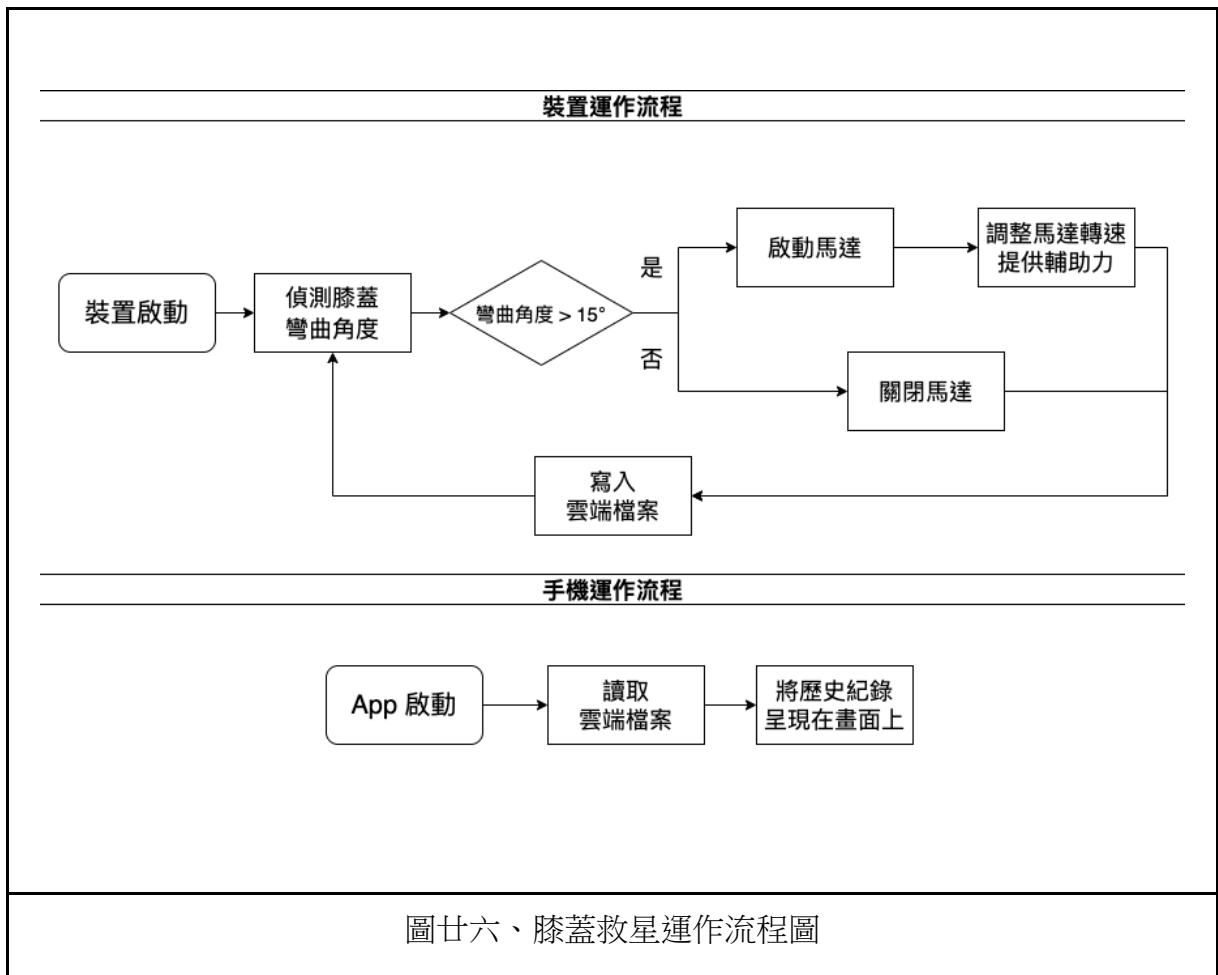
1. 膝蓋在爬階時，彎曲角度約為 85 度，結合實驗八得出的爬階速率 0.9(m/s)，得到馬達在 90~75 度區間時，每秒約轉動 110 度，推得延遲時間為 9 毫秒。
2. 角度小對膝蓋來說為低負荷，角度大為高負荷，利用實驗六、九的結果，使用內插法的線性差值得出不同角度區間馬達的延遲時間(如表十)

肆、研究結果

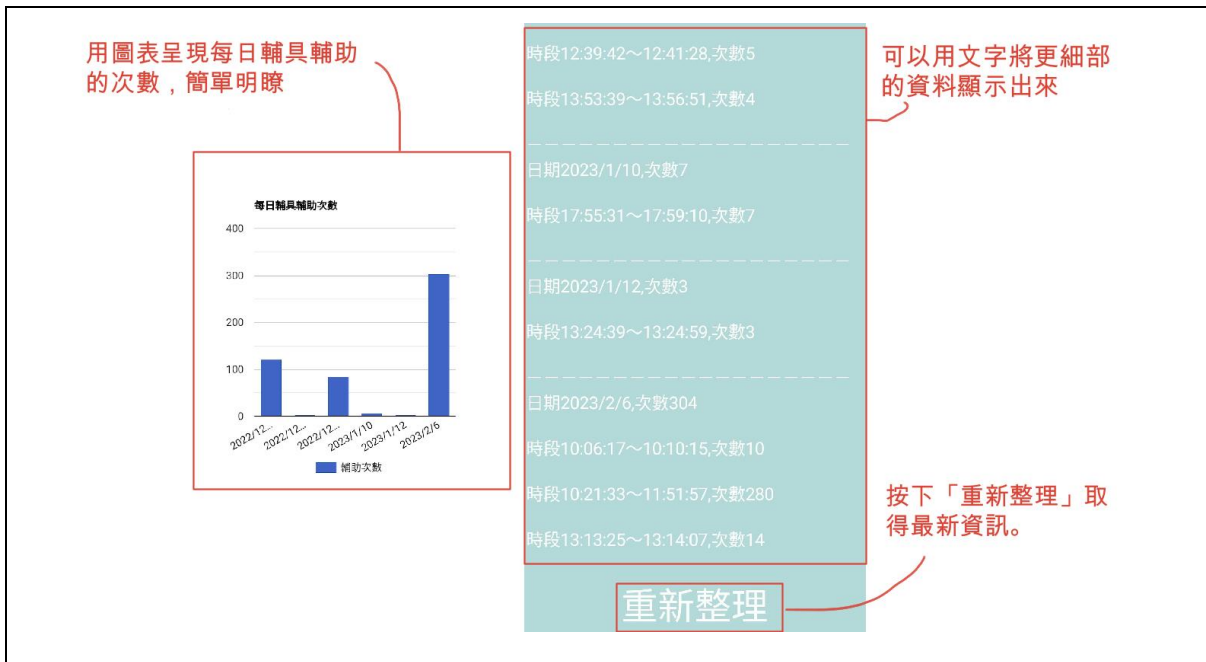
一、模型圖



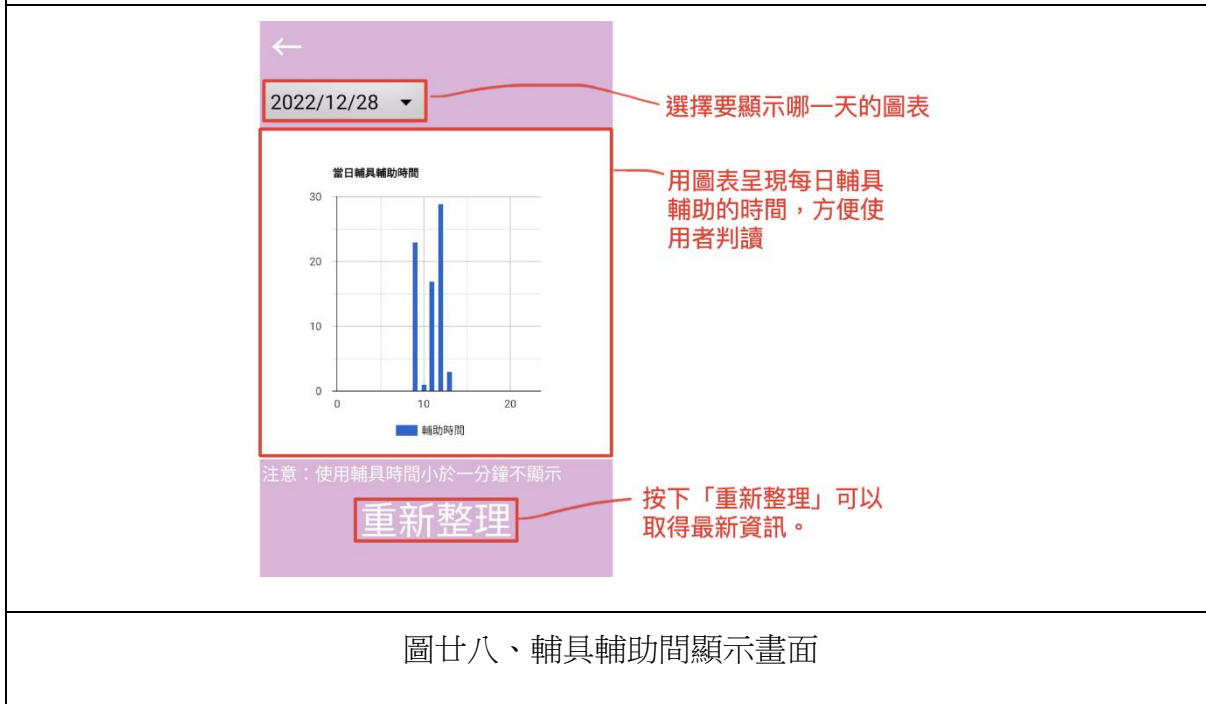
二、運作流程圖



三、手機 App



圖廿七、輔具輔助次數顯示畫面



圖廿八、輔具輔助時間顯示畫面

伍、結論

綜合上述研究結果，我們設計出一款可以輔助行走的「膝蓋救星」，首先我們先測試彎曲感測器在不同角度的電阻變化，搭配 30k Ω 的水泥電阻，組成分壓電路並輸出角度訊號，因為彎曲感測器測得的電壓會跟角度呈正比，因此我們決定使用彎曲感測器來偵測並換算膝蓋角度。由於人在行走時，膝蓋彎曲角度越大，承受的負荷也越大，因此我們設計了分段調整輔助力的功能，藉由調整馬達轉動的延遲時間，改變輔助力道，讓使用者不管是在平地行走或是爬樓梯都可以得到適當的輔助。我們利用行走速率及行走時膝蓋彎曲角度求得馬達每秒轉動角度 $\theta = \frac{\text{每秒行走速率} \times \text{膝蓋行走彎曲角度}}{\text{步長}}$ ，並算出馬達最佳延遲時間在平地為 30ms、爬階為 9ms。因為膝蓋角度與負荷呈正向關係，所以我們利用內插法的線性差值推演出 0~90 度之間的延遲時間，讓馬達提供線性輔助。此外，我們也設計了一款手機 App，讓使用者可以透過物聯網查看輔具使用情形，方便使用者了解自己的活動時間，保持自己膝蓋良好狀況。

未來，我們的輔具還可以進行幾項改善：

1. 輔具材料：目前輔具主要是使用木板製成，整體結構較鬆散，可以改用較堅硬且穩定的材質。
2. 輔助馬達：伺服馬達 MG90S 的扭力不足以抬起「人」腳，可以更換成扭力更大的馬達。另外，為符合實際穿戴需要，馬達必須要減重及輕薄化，才不會造成穿戴的不適。
3. 手機 App：目前 App 上不是即時顯示輔具資訊，可以改成使用藍芽或 wifi 將手機與輔具連接，及時得到使用資訊。此外，可以增加更多元的資訊，如運動、健走...等模式，並優化人機互動介面，讓「膝蓋救星！」成為使用者的好夥伴。

最後，希望未來「膝蓋救星！」能市售化，在優良的軟硬體結合及合理價格下，幫助有膝蓋問題的族群享有暢行無阻的健康人生。

陸、參考文獻資料

- 1、江宏倫(2021)。膝關節退化盛行率 15%！權威醫師建議：預防關節炎 6 大生活守則有這些…。取自：<https://heho.com.tw/archives/165813>
- 2、骨哥(2016)。膝關節的疾病及預防，認識膝關節。
取自：<https://bonebro.com/knee-common-disease/>
- 3、骨科部(2022)認識退化性膝關節炎。中國醫藥大學附設醫院暨體系院所。
取自：<https://www.cmuh.cmu.edu.tw/HealthEdus/Detail?no=4910>
- 4、shane chen(2021)膝蓋痛：症狀、原因、診斷、治療、緩解方法。
取自：<https://helloyishi.com.tw/musculoskeletal-diseases/knee-pain/>
- 5、白映俞醫師(2021)。膝蓋痛，有退化，該怎麼運動？（懶人包）。Care Online 照護線上。取自：<https://www.careonline.com.tw/2021/01/osteoarthritis.html>
- 6、何懷德醫師(2020)。物理治療師建議：舒緩膝蓋痛 5 祕訣。Hello 醫生。
取自：<https://helloyishi.com.tw/musculoskeletal-diseases/other-joint-tendon-diseases/physical-therapists-tips-for-knee-pain/>
- 7、MAXWELLYANG(2016)。「電動輔助自行車」究竟是什麼？
取自：<https://gearlabview.wordpress.com/2016/11/07/電動輔助自行車究竟是什麼/>
- 8、郭瑞祥、王詩瑩、何承諭、胡峻嘉(2004)。行人步行速率影響因子之研究。取自：
http://guo.ba.ntu.edu.tw/教學課程/大學和商研所/實驗設計與統計績效改善/講義和作業/小組報告/5_行人步行速率影響因子之研究.pdf
- 9、商業周刊(2016)。你走對了嗎？一個公式算出你的最佳步伐。取自：
<https://tw.news.yahoo.com/news/你走對了嗎-個公式算出你的最佳步伐-003205938.html>