

慈濟大學醫學資訊系

113 學年度大學部專題研究報告

整合與最佳化調控硬脊膜電刺激之  
促進脊髓損傷患者

指導教授：陳宥蓁教授、劉安邦醫師

專題參與人員：林睿杰、沈傳諺、莊貽傑

中 華 民 國 113 年 10 月 06 日

# 摘要

當前針對脊髓損傷患者的新型復健治療方法是在硬脊膜上植入神經刺激器，於脊椎適合位置通過電極傳送微量電流，刺激肌肉群的神經節，以幫助脊髓損傷患者恢復部分肢體功能。目前在台灣，只有花蓮慈濟醫院進行該治療，因其為新興治療技術，該治療

尚無專屬的治療輔助系統。尤其如何在最短的時間內找到最佳的電刺激電極設定與參數值是治療的關鍵。目前該治療分成電刺激硬體設備與調控系統，醫護人員透過即時的 EMG 訊號粗略判斷肌肉活動狀況，並透過事後肌電訊號分析來確認最佳的電刺激電極設定與參數值，該過程除了耗費人力時間外，調控人員的主觀判斷和人工紀錄也容易造成記錄遺失，往往造成整個調控過難以有效找出最佳化電刺激參數值。

設備包含兩個系統：一個負責收集 EMG 訊號，另一個負責調控電刺激參數。然而，由於這些系統無法即時完成資料的分析和記錄，醫療人員需手動記錄參數，造成電參數調控過程除了耗費人力時間外，調控人員的主觀調控難以最佳化電刺激參數值。

每位患者的受傷程度與生理狀況不同，因此電刺激參數必須以患者在復健下進行個人化調整，除了物理治療師、還需要二位電調控人員一同進行

因此本專題開發自動電刺激參數值紀錄與即時肌電訊號視覺化，即時肌電訊號資料分析可在調控當下提供更客觀的數據分析與參數記錄，進而縮短最佳電刺激電極設定與參數值調整時間，提升治療效果和效率。

## 目錄

摘要 .....	2
圖目錄 .....	8
第一章 緒論.....	12
1.1 背景 .....	12
1.2 目的 .....	13
1.3 需求分析 .....	14
1.4 工作分配 .....	16
第二章 系統設計與實作 .....	17
2.1 系統架構圖 .....	17
2.2 操作流程 .....	18
2.3 電極參數獲取 .....	19
2.4 即時訊號顯示 .....	20
2.5 EMG Activity (RMS)、RMS Peak.....	21
2.6 NNMF .....	22
2.7 HFD.....	23
第三章 使用者介面設計 .....	24
3.1 首頁 .....	24
3.2 新增個案資訊 .....	25
3.3 檢視個案資訊與復健歷史紀錄.....	26
3.4 EMG檢視與更改標記 .....	27

3.5	分析頁面 .....	28
3.6	執行介面 .....	29
3.7	功能設計 .....	30
第四章	視覺影像處理及辨識.....	31
4.1	本章系統介面 .....	32
4.1.1	系統介面介紹 .....	32
4.2	介面提取電流調控參數.....	33
4.2.1	影像擷取與裁剪 .....	33
4.2.2	圖像處理 .....	33
4.2.3	文字識別 .....	33
4.2.4	結果顯示與驗證 .....	34
4.3	提取所用電極位置 .....	35
4.3.1	影像裁剪與分割 .....	35
4.3.2	圖像處理 .....	35
4.3.3	連通區域檢測與矩形提取 .....	36
4.3.4	紅色與黑色區域判斷 .....	37
第五章	EMG 實時數據可視化.....	38
5.1	設定sensor.....	38
5.1.1	設備連接 .....	38
5.1.2	數據收集過程 .....	39
5.2	顯示即時資料視覺化 .....	40

5.2.1	多感測器繪圖處理 .....	40
5.2.2	使用 SkiaSharp 實現即時繪圖 .....	41
5.2.3	圖表交互功能 .....	42
5.3	資料存儲與標記功能 .....	43
5.3.1	資料存儲機制 .....	43
5.3.2	標記功能 .....	44
5.4	系統架構概述 .....	45
5.4.1	用戶界面設計原則 .....	45
5.4.2	功能操作 .....	46
5.5	Delsys 介紹 .....	47
第六章 訊號分析系統 .....		48
6.1	系統架構 .....	48
6.1.1	技術架構 .....	48
6.2	系統功能詳述 .....	49
6.2.1	訊號顯示與標記修正 .....	49
6.2.2	多樣的訊號分析方法 .....	49
6.3	前處理 .....	49
6.3.1	導入數據 .....	49
6.3.2	正規化 (Z-score) .....	50
6.3.3	標記區間提取 .....	51
6.3.4	進行訊號分析 .....	51

<b>6.4</b>	<b>數據分析 .....</b>	<b>52</b>
<b>6.4.1</b>	<b>EMG Activity (RMS) .....</b>	<b>53</b>
<b>6.4.2</b>	<b>RMS Peak.....</b>	<b>54</b>
<b>6.4.3</b>	<b>NNMF (Non-Negative Matrix Factorization).....</b>	<b>55</b>
<b>6.4.4</b>	<b>HFD (Higuchi Fractal Dimension).....</b>	<b>60</b>
	<b>未來展望 .....</b>	<b>63</b>
	<b>參考文獻 .....</b>	<b>65</b>

# 圖目錄

摘要 .....	2
圖目錄 .....	8
第一章 緒論 .....	12
1.1 背景 .....	12
1.2 目的 .....	13
1.3 需求分析 .....	14
1.4 工作分配 .....	16
第二章 系統設計與實作 .....	17
2.1 系統架構圖 .....	17
2.2 操作流程 .....	18
2.3 電極參數獲取 .....	19
2.4 即時訊號顯示 .....	20
2.5 <i>EMG Activity (RMS)</i> 、 <i>RMS Peak</i> .....	21
2.6 <i>NNMF</i> .....	22
2.7 <i>HFD</i> .....	23
第三章 使用者介面設計 .....	24
3.1 首頁 .....	24
3.2 新增個案資訊 .....	25
3.3 檢視個案資訊與復健歷史紀錄 .....	26
3.4 <i>EMG</i> 檢視與更改標記 .....	27



3.5	分析頁面.....	28
3.6	執行介面.....	29
3.7	功能設計.....	30
第四章	視覺影像處理及辨識.....	31
4.1	本章系統介面.....	32
4.1.1	系統介面介紹.....	32
4.2	介面提取電流調控參數.....	33
4.2.1	影像擷取與裁剪.....	33
4.2.2	圖像處理.....	33
4.2.3	文字識別.....	33
4.2.4	結果顯示與驗證.....	34
4.3	提取所用電極位置.....	35
4.3.1	影像裁剪與分割.....	35
4.3.2	圖像處理.....	35
4.3.3	連通區域檢測與矩形提取.....	36
4.3.4	紅色與黑色區域判斷.....	37
第五章	EMG 實時數據可視化.....	38
5.1	設定sensor.....	38
5.1.1	設備連接.....	38
5.1.2	數據收集過程.....	39
5.2	顯示即時資料視覺化.....	40

5.2.1	多感測器繪圖處理 .....	40
5.2.2	使用 SkiaSharp 實現即時繪圖 .....	41
5.2.3	圖表交互功能 .....	42
5.3	資料存儲與標記功能 .....	43
5.3.1	資料存儲機制 .....	43
5.3.2	標記功能 .....	44
5.4	系統架構概述 .....	45
5.4.1	用戶界面設計原則 .....	45
5.4.2	功能操作 .....	46
5.5	DeIsys 介紹 .....	47
第六章	訊號分析系統 .....	48
6.1	系統架構 .....	48
6.1.1	技術架構 .....	48
6.2	系統功能詳述 .....	49
6.2.1	訊號顯示與標記修正 .....	49
6.2.2	多樣的訊號分析方法 .....	49
6.3	前處理 .....	49
6.3.1	導入數據 .....	49
6.3.2	正規化 (Z-score) .....	50
6.3.3	標記區間提取 .....	51
6.3.4	進行訊號分析 .....	51

<b>6.4</b>	<b>數據分析 .....</b>	<b>52</b>
<b>6.4.1</b>	<b>EMG Activity (RMS) .....</b>	<b>53</b>
<b>6.4.2</b>	<b>RMS Peak .....</b>	<b>54</b>
<b>6.4.3</b>	<b>NNMF (Non-Negative Matrix Factorization) .....</b>	<b>55</b>
<b>6.4.4</b>	<b>HFD (Higuchi Fractal Dimension) .....</b>	<b>60</b>
	<b>未來展望 .....</b>	<b>63</b>
	<b>參考文獻 .....</b>	<b>65</b>

# 第一章 緒論

## 1.1 背景

在慈濟大學醫學資訊系學習期間，對醫療技術與復健治療有著濃厚的興趣，特別是對如何應用資訊技術來提升治療效果的問題有深入的研究。在此專題中，與醫院合作，致力於開發一個針對脊髓損傷患者的智能復健系統。這個系統的設計目標是幫助脊髓損傷患者縮短復健時間，並提高治療的精準度和效率。

目前，針對脊髓損傷的復健治療主要是利用植入硬脊膜上的神經刺激器，通過微電流來刺激控制肌肉群的神經節。然而，現行治療方式存在一些挑戰。醫院使用的設備包括兩個獨立系統，一個負責收集肌電訊號（EMG），另一個負責調控電刺激參數，但這些系統無法即時完成資料的分析和記錄，導致醫療人員需手動記錄參數，增加了治療過程的複雜度和低效率。

除此之外，患者的每日狀況可能有顯著差異，使得某天有效的電刺激參數在另一日可能變得無效，進而影響治療的穩定性與效果。若僅依賴事後的數據分析，可能會錯過患者即時的反應，進一步加大參數調整的難度。這些挑戰讓我意識到，若能設計一個可以即時進行資料處理和調整的整合系統，不僅可以減輕醫療人員的負擔，也能縮短患者的療程時間，並提高治療效果。

在這背景下，我的專題專注於整合 EMG 訊號收集和電刺激調控系統，以提供實時數據分析、記錄和即時調整功能。透過訊號分析技術，我們的系統能有效連接 EMG 資料與電刺激參數，實現自動化的調整，從而優化患者的治療過程，達到更好的復健效果。

## 1.2 目的

- **解決臨床痛點：**針對脊髓損傷患者進行脊髓刺激療法時，缺乏輔助系統支持，導致電調控過程繁瑣且耗時，目前手動調控需耗費1個月至半年，效率低下。
- **輔助醫護人員：**提供一個即時的訊號分析系統，幫助醫護人員快速判斷最佳電調控參數（如頻率、脈寬與強度），大幅縮短調控時間，提升治療效率。
- **提升患者復健效果：**透過準確的電調控，提高患者上下肢功能恢復的可能性，幫助被放棄的患者重新站起來，實現重返生活的目標。

## 1.3 需求分析

### ✧ 系統整合：

- **多系統集成：**整合現有的 EMG 訊號收集系統與電刺激控制系統，實現單一平台的控制，減少繁瑣的手動記錄和設備切換。
- **統一操作平台：**提供一個整合的界面，使醫療人員能夠方便地進行感測器控制和電刺激參數的調整，減輕操作負擔。

### ✧ 即時訊號分析：

- **實時數據收集與分析：**系統應能即時收集 EMG 訊號，並對訊號進行處理和分析，幫助醫療人員判斷電刺激的效果。
- **數據可視化：**透過圖形化界面實時呈現 EMG 訊號變化，使醫療人員能清楚地觀察到電刺激對患者肌肉的影響，幫助其在治療過程中做出判斷

### ✧ 參數記錄與管理：

- **數據自動記錄：**每次治療過程中的 EMG 訊號和電刺激參數應被自動記錄，存儲於系統中，便於後續的分析和比對。
- **治療過程標記：**醫療人員可在治療過程中手動添加標記，記錄重要的反應點或特殊情況，便於後續詳細分析。

#### ✧ 治療效果優化：

- **即時反饋輔助：**根據實時的訊號分析結果，系統能提供參考建議，輔助醫療人員進行電刺激參數的手動調整，以提高治療的精準度和有效性。
- **效率提升：**通過即時訊號分析和參數管理，縮短治療過程所需時間，提升整體復健的效率和效果。

#### ✧ 使用界面：

- **簡單易用的操作界面：**系統應提供簡單直觀的操作界面，讓醫療人員可以快速掌握感測器的控制和訊號的分析結果。
- **訊號展示：**系統應提供一個清晰的數據展示界面，包含 EMG 訊號的波形圖、電刺激參數的調整狀況以及治療過程中的標記點等信息。

#### ✧ 非功能需求：

- **數據安全與隱私保護：**系統在處理和記錄數據的過程中，應確保患者的隱私和數據安全，避免敏感數據的洩漏。
- **系統穩定性：**系統應能穩定運行，尤其是在復健治療過程中，避免因系統故障導致數據丟失或治療中斷。

## 1.4 工作分配

調控參數及電極位置獲取、(NNMF)

林睿杰

肌電訊號即時顯示及收集、(HFD)

莊貽傑

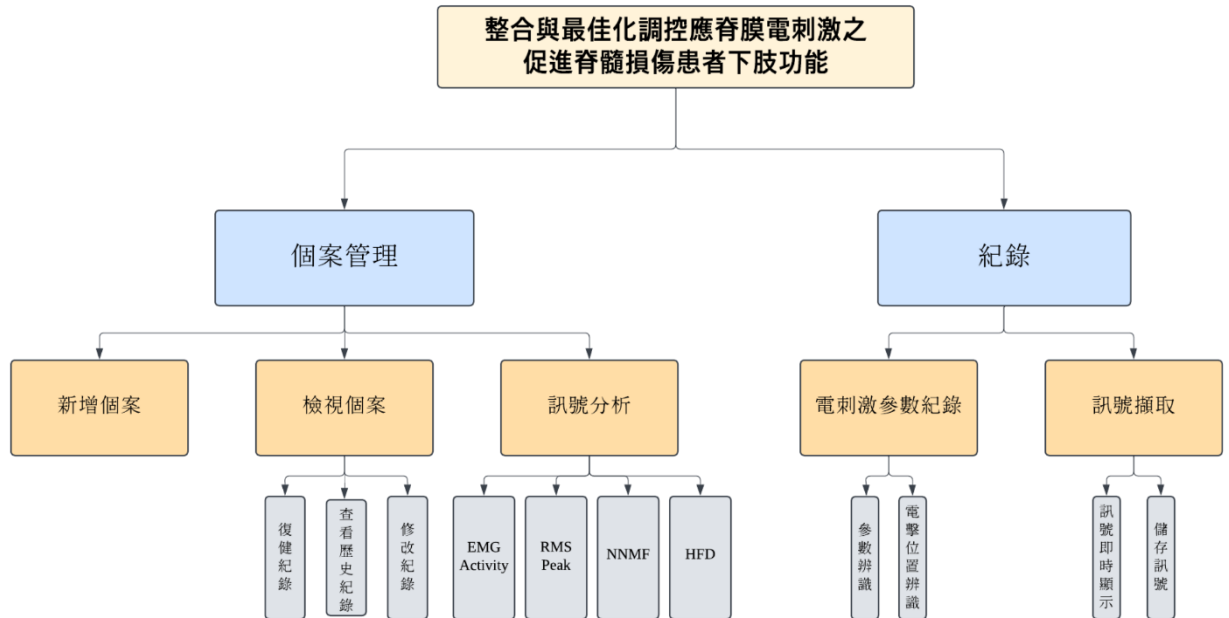
使用者頁面設計、系統整合、(EMG Activity & RMS Peak)

沈傳諺



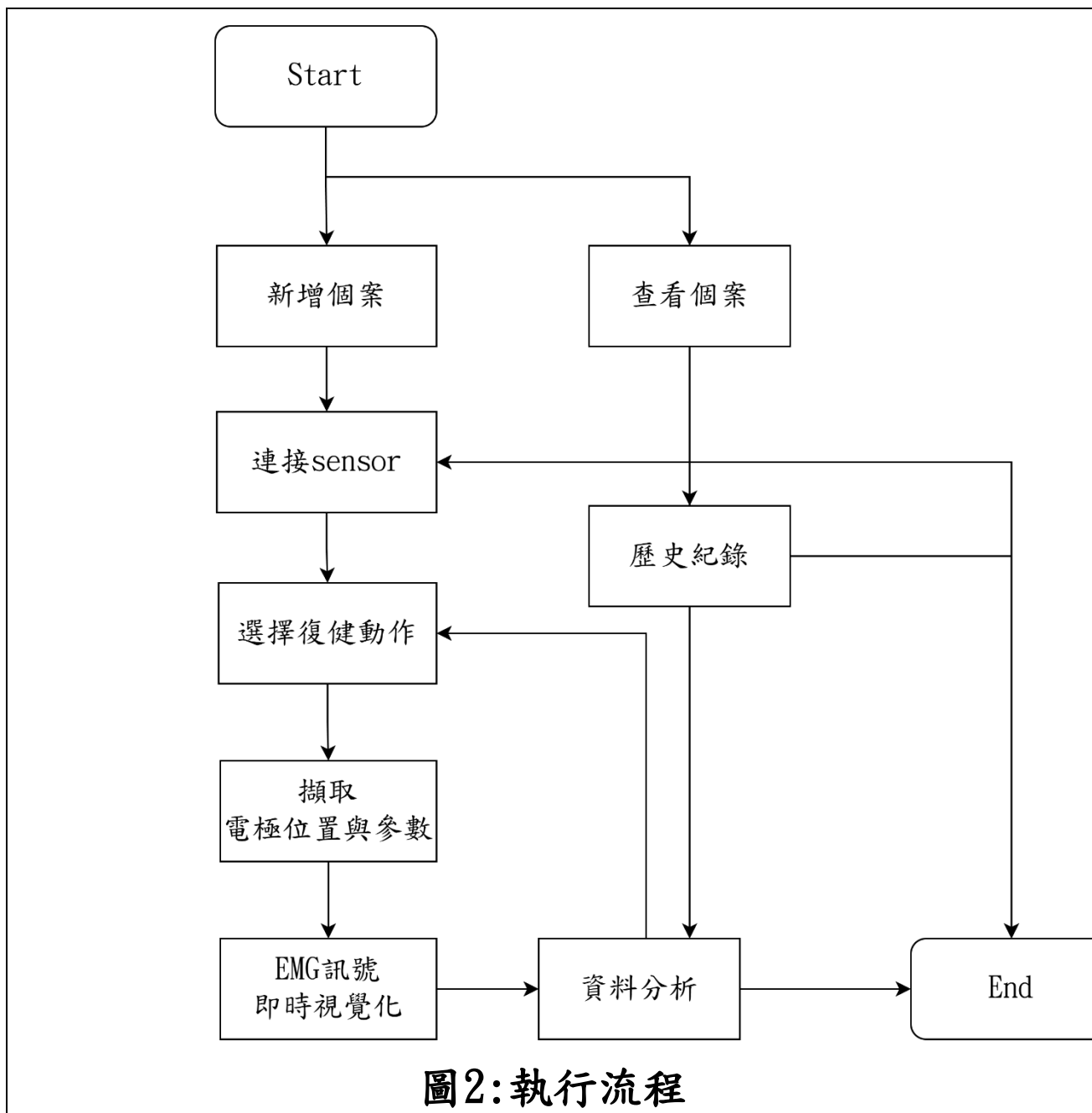
## 第二章 系統設計與實作

### 2.1 系統架構圖

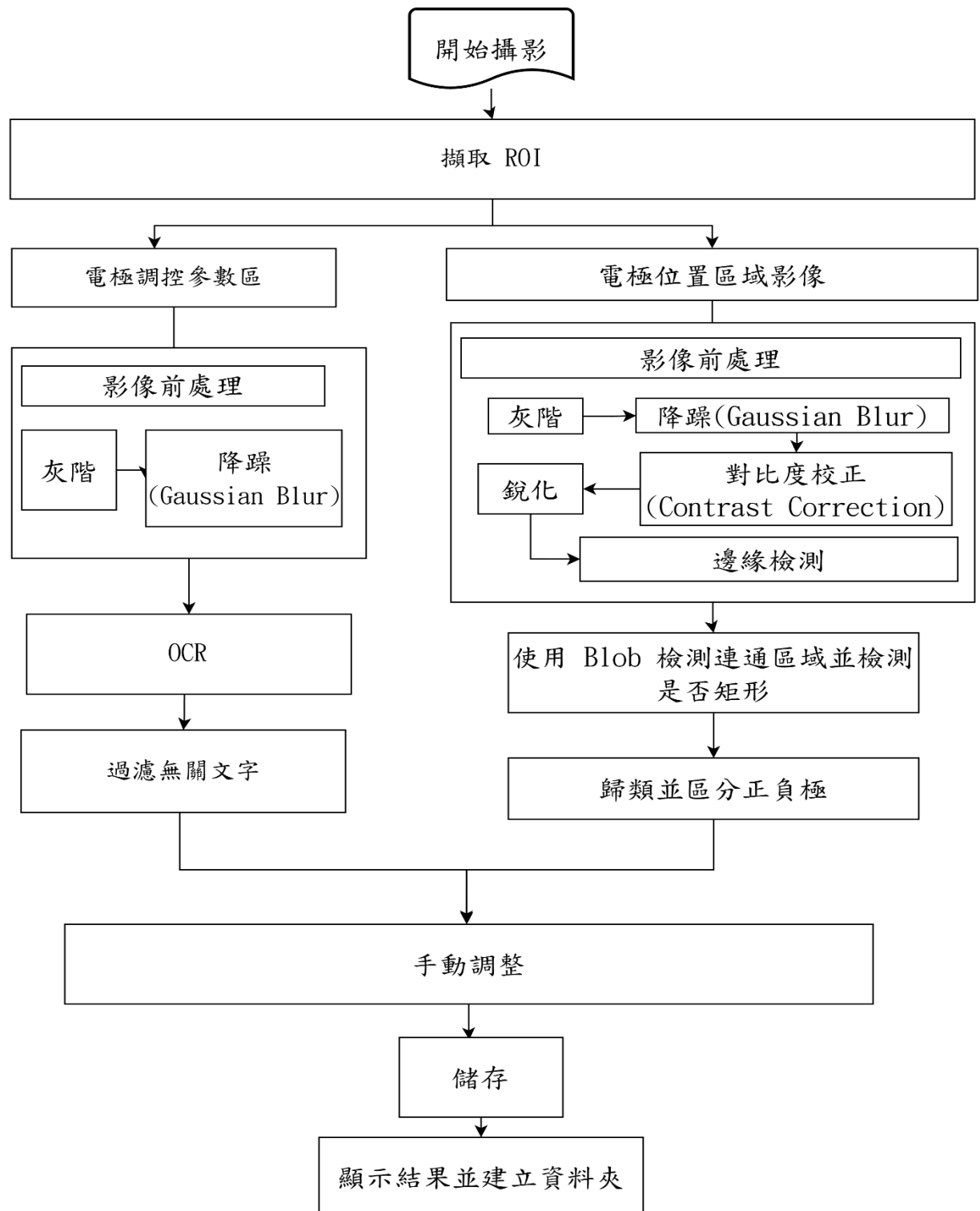


圖表 1、系統架構圖

## 2.2 操作流程

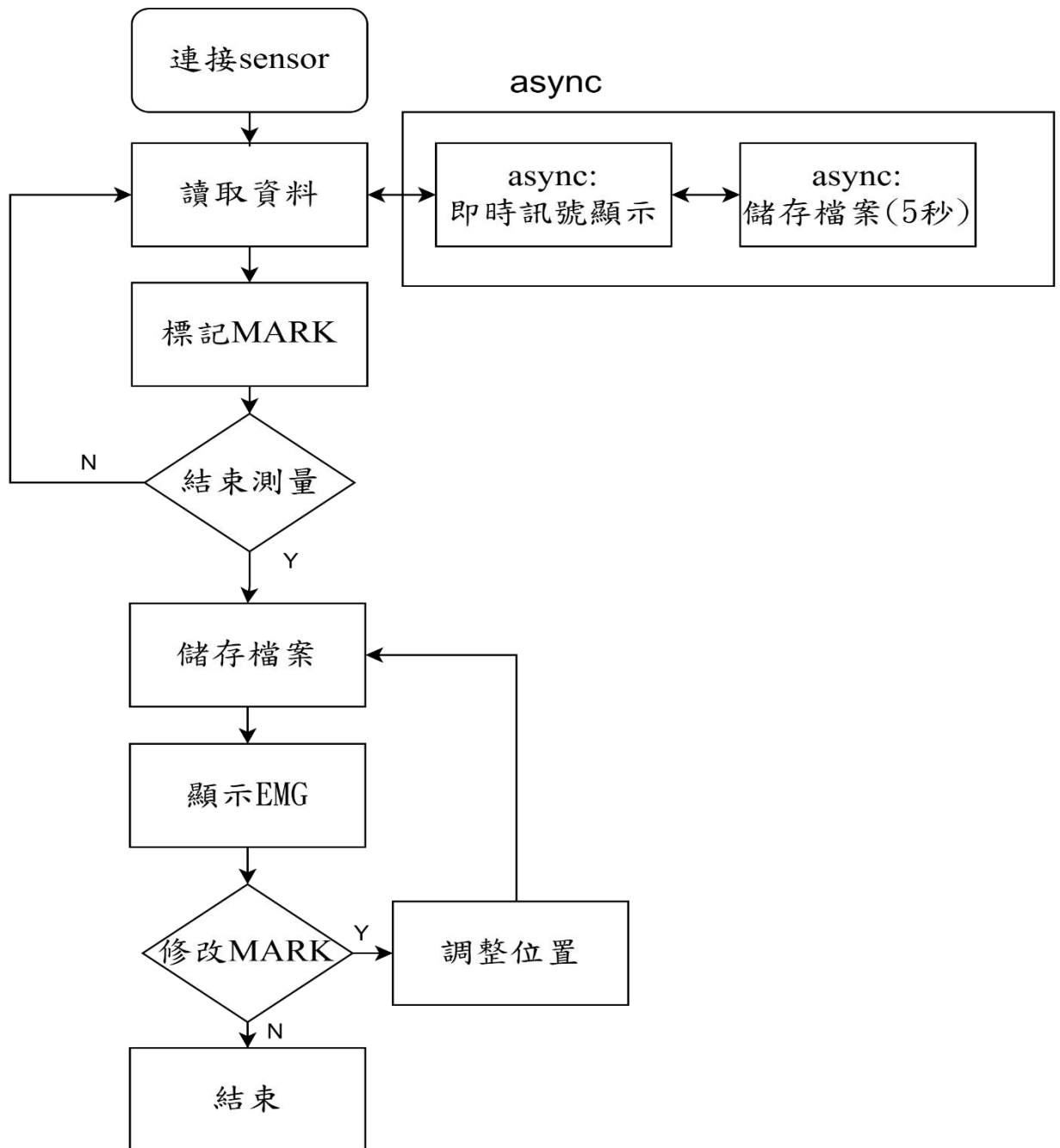


## 2.3 電極參數獲取



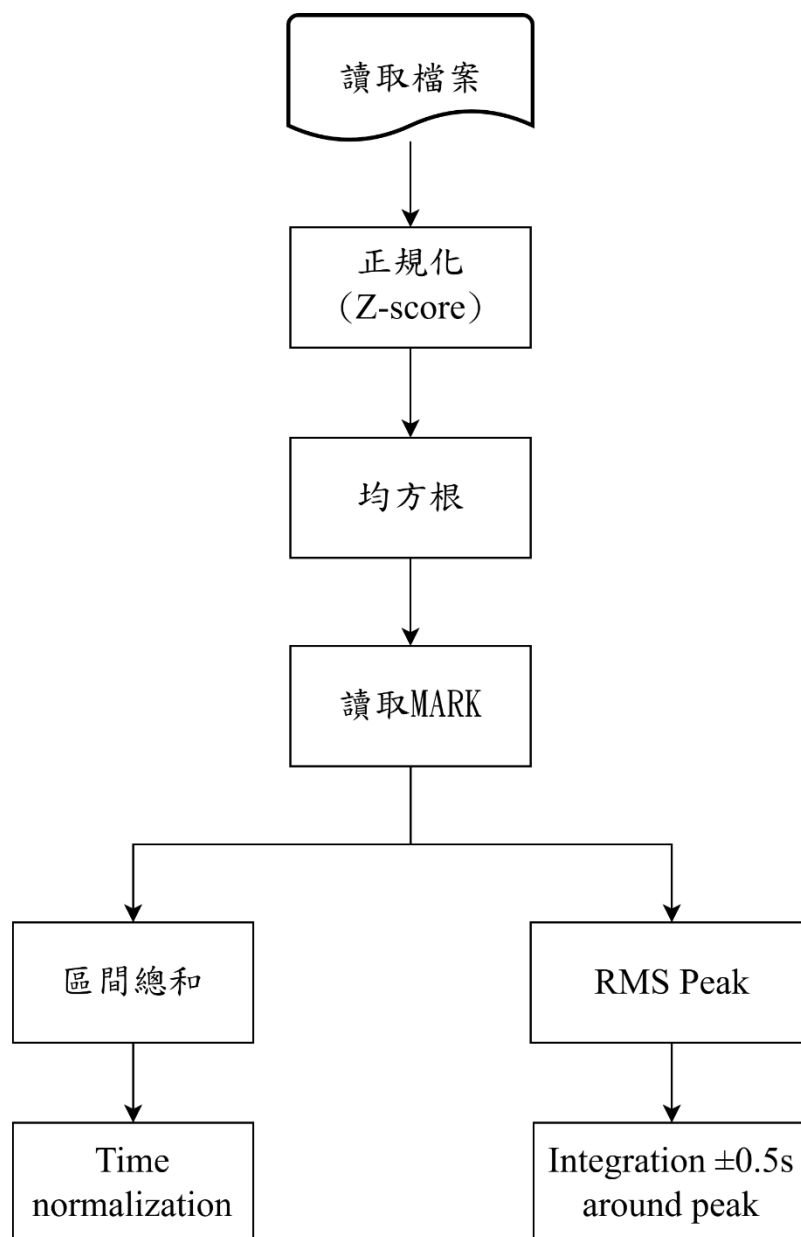
圖表 2、電極參數獲取

## 2.4 即時訊號顯示



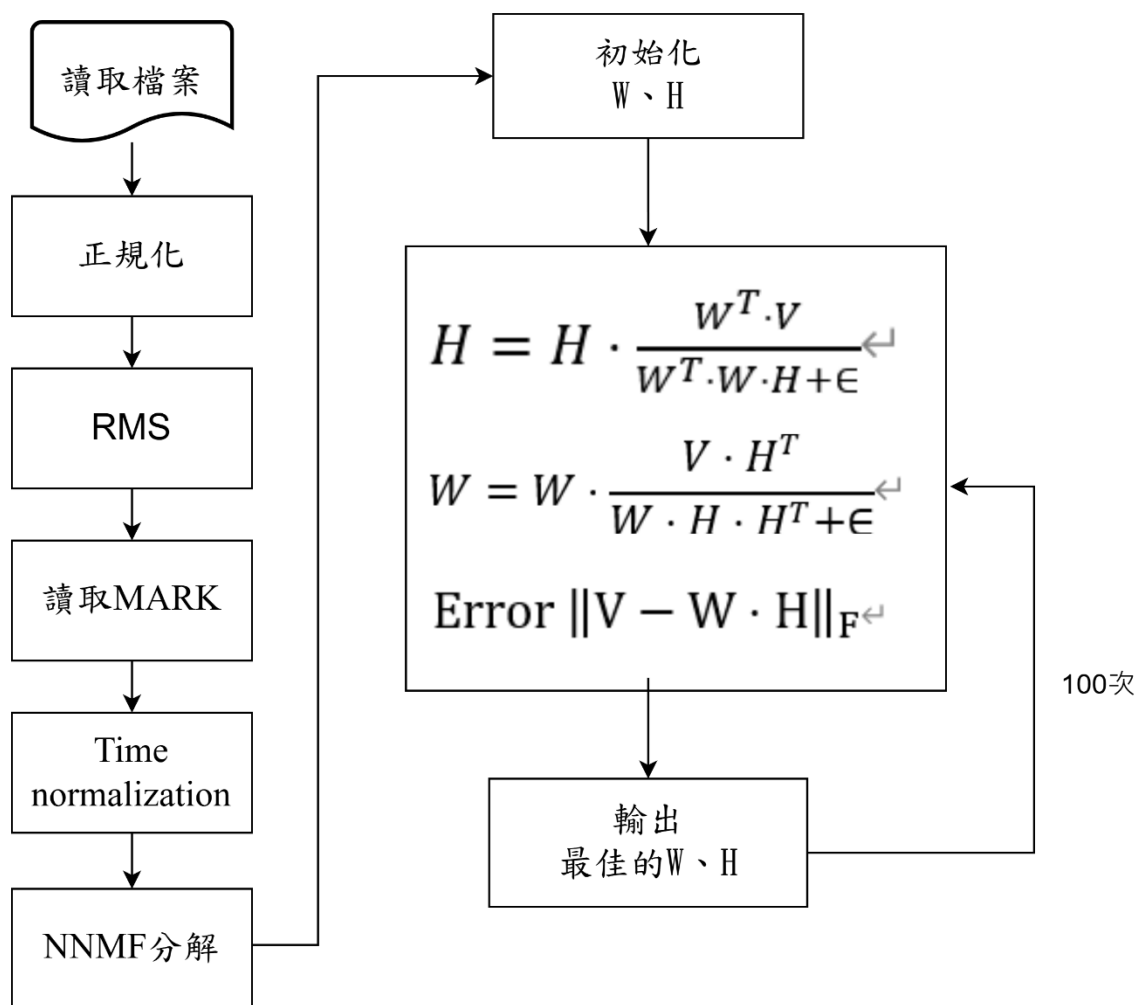
圖表 3、即時訊號顯示

## 2.5 EMG Activity (RMS)、RMS Peak



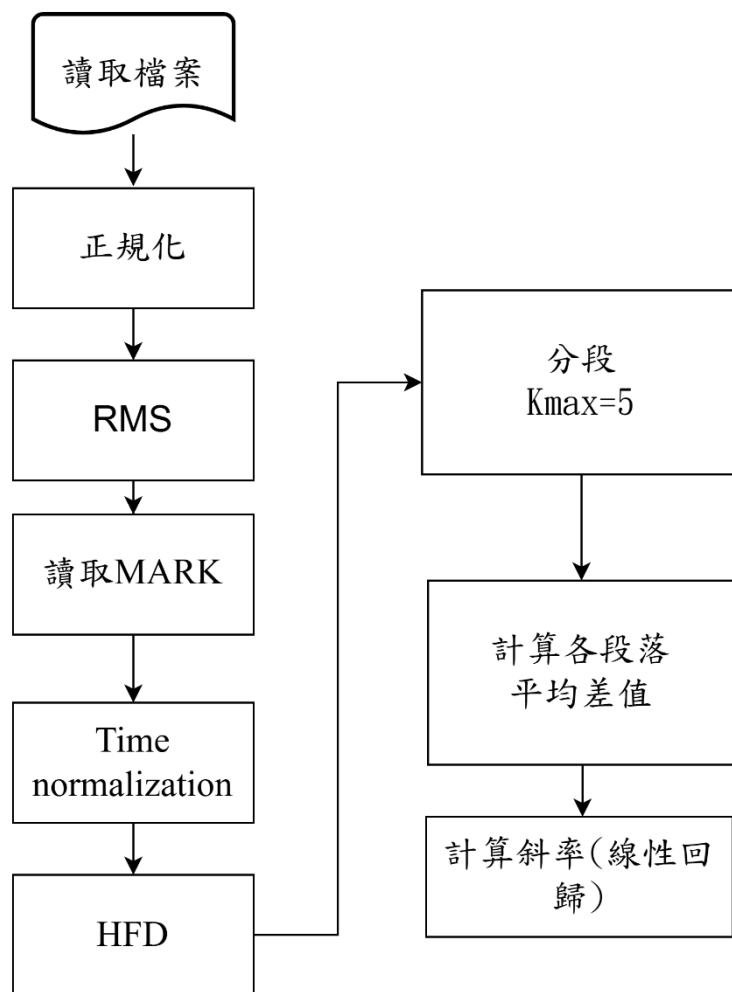
圖表 4、RMS、RMS Peak

## 2.6 NNMF (Non-Negative Matrix Factorization)



圖表 5、NNMF

## 2.7 HFD (Higuchi Fractal Dimension)



圖表 6、HFD

## 第三章 使用者介面設計

本章節介紹設計一個專為醫療人員使用的使用者介面，其目的是整合目前醫院在復健治療中使用的兩個系統，提升操作效率與應用靈活性。由於該系統用於新興治療方法，缺乏可參考的設計案例，因此設計過程以醫療人員需求為核心，透過多次討論與回饋進行優化。

### 3.1 首頁



圖表 7、首頁



## 3.2 新增個案資訊

回到首頁

建立個案檔案

個案名字 個案編號 年齡

受傷等級 受傷部位 治療部位

性別 植入日期 受傷日期 治療日期 主治醫生

創建日期 2024/12/4 創建 開始使用

備註

圖表 8、新增個案

- **基本資訊名稱:**個案編號、性別、年齡。
- **受傷與治療資訊:**等級、受傷部位、受傷日期、治療部位、植入日期。
- **醫療相關資訊:**醫師、建檔日期。
- **補充資訊:**欄用於記錄其他重要事項。

### 3.3 檢視個案資訊與復健歷史紀錄

[回到首頁](#) [個案資料](#) [查看EMG](#) [分析EMG](#) [連結](#)

病患基本資訊

病人姓名: 沈

病人編號: A556

年 齡: 20

性 別: 男

受傷等級: A

受傷位置: 腿

治療部位: 下肢

植入日期: 2024/10/06

受傷日期: 2024/07/15

主治醫師: 蔡昇宗醫師

建檔日期: 2024/12/01

備 註: 無

2024\_10\_26  
復健部位: Other、抬腳

2024\_10\_27  
復健部位: Other、抬腳、走路

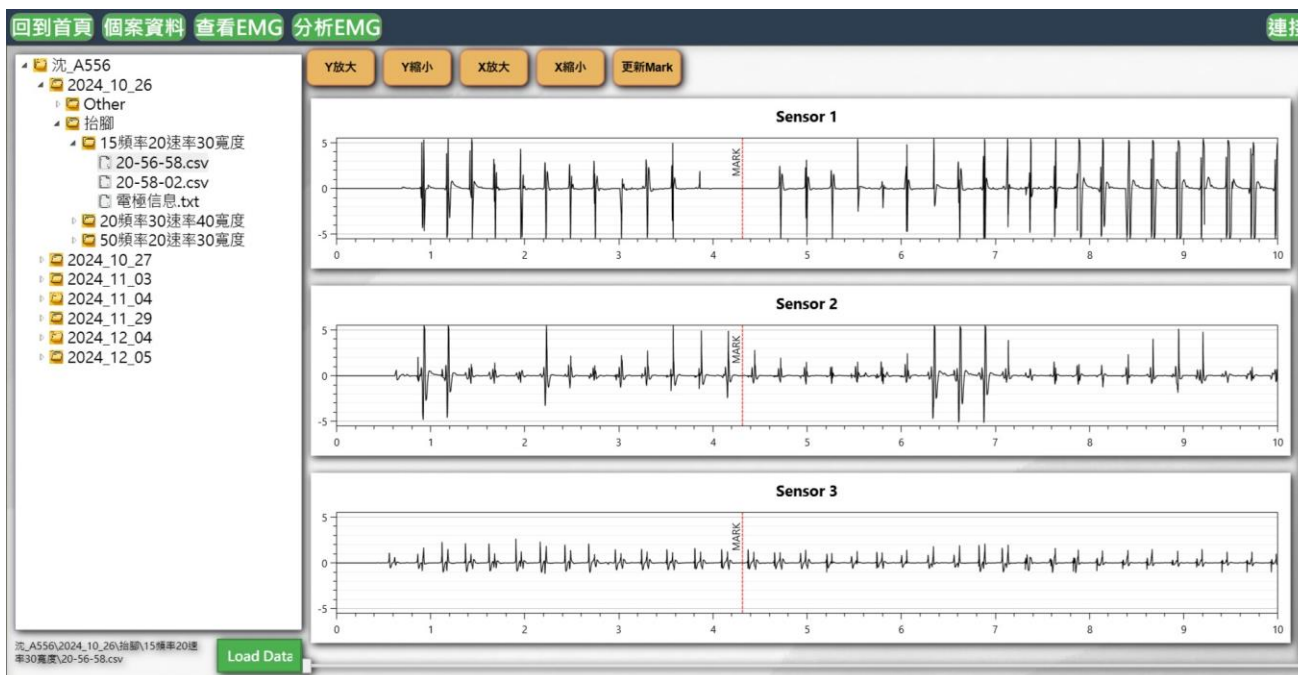
2024\_11\_03  
復健部位: 抬腳

2024\_11\_04  
復健部位: Other、抬腳

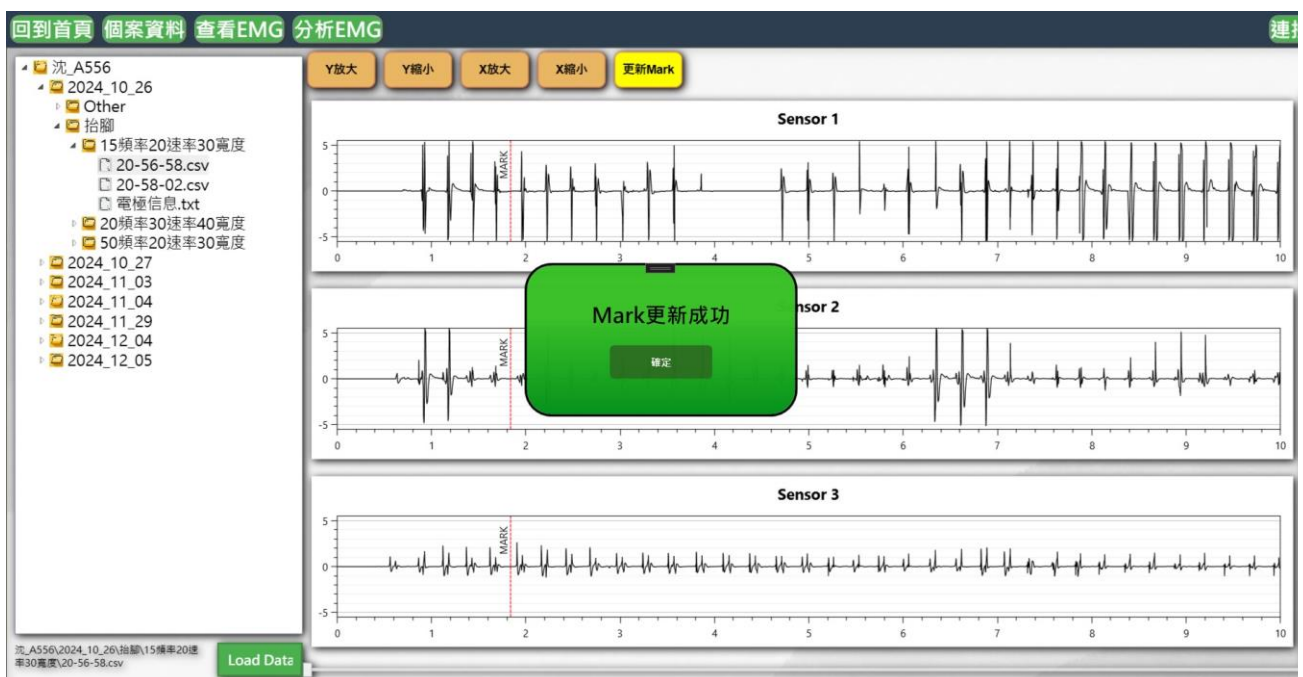
2024\_11\_29  
復健部位: Other

圖表 9、檢視個案與歷史紀錄

### 3.4 EMG檢視與更改標記

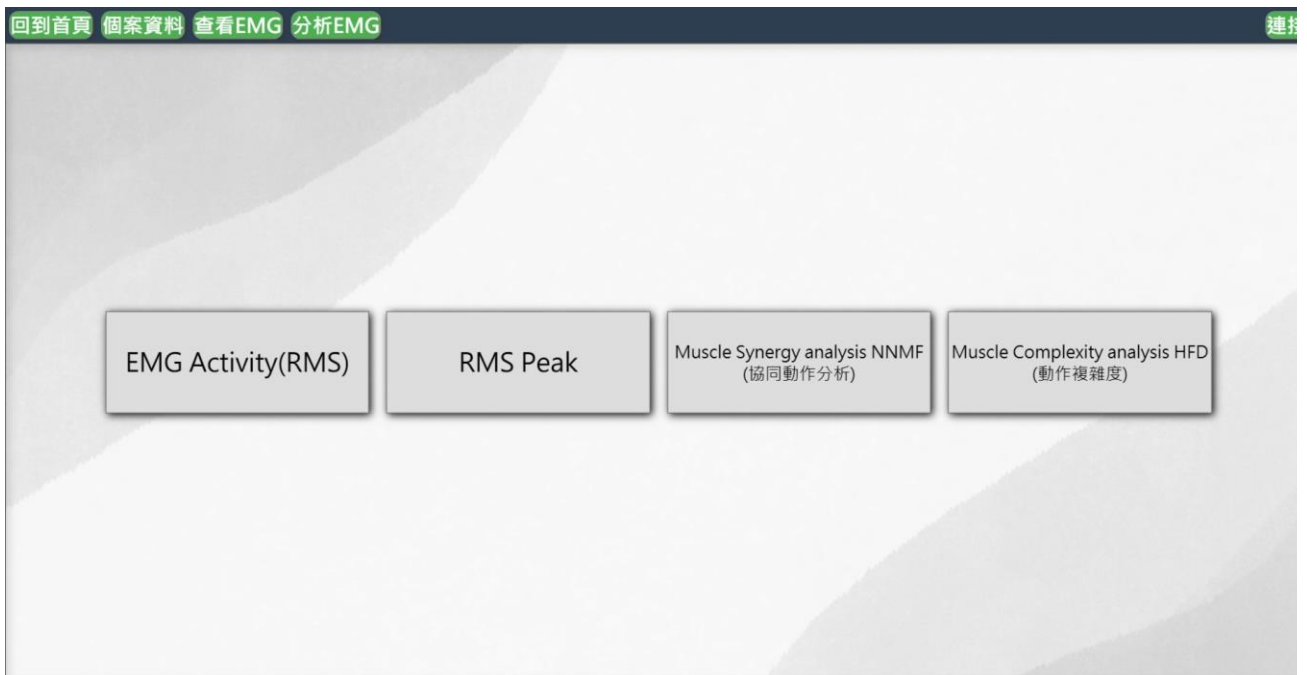


圖表 10、檢視EMG



圖表 11、更改標記

### 3.5 分析頁面



圖表 12、分析頁面

- **EMG Activity (RMS)**
- **RMS Peak**
- **NNMF (協同動作分析)**
- **HFD (動作複雜度分析)**

### 3.6 執行介面



圖表 13、執行介面



圖表 14、執行畫面

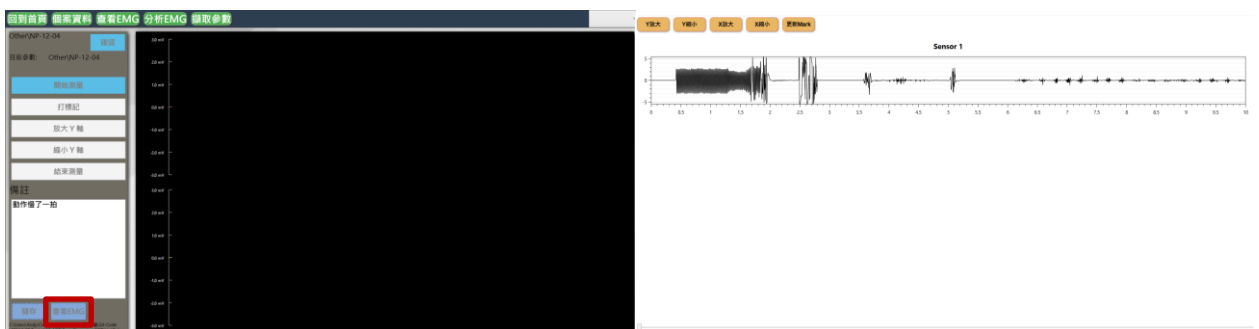
### 3.7 功能設計



圖表 15、視覺影像處理及分析(左圖紅色框)、選擇動作(右圖右上)



圖表 16、新增備註(左圖紅色框)、完成備註(右圖)



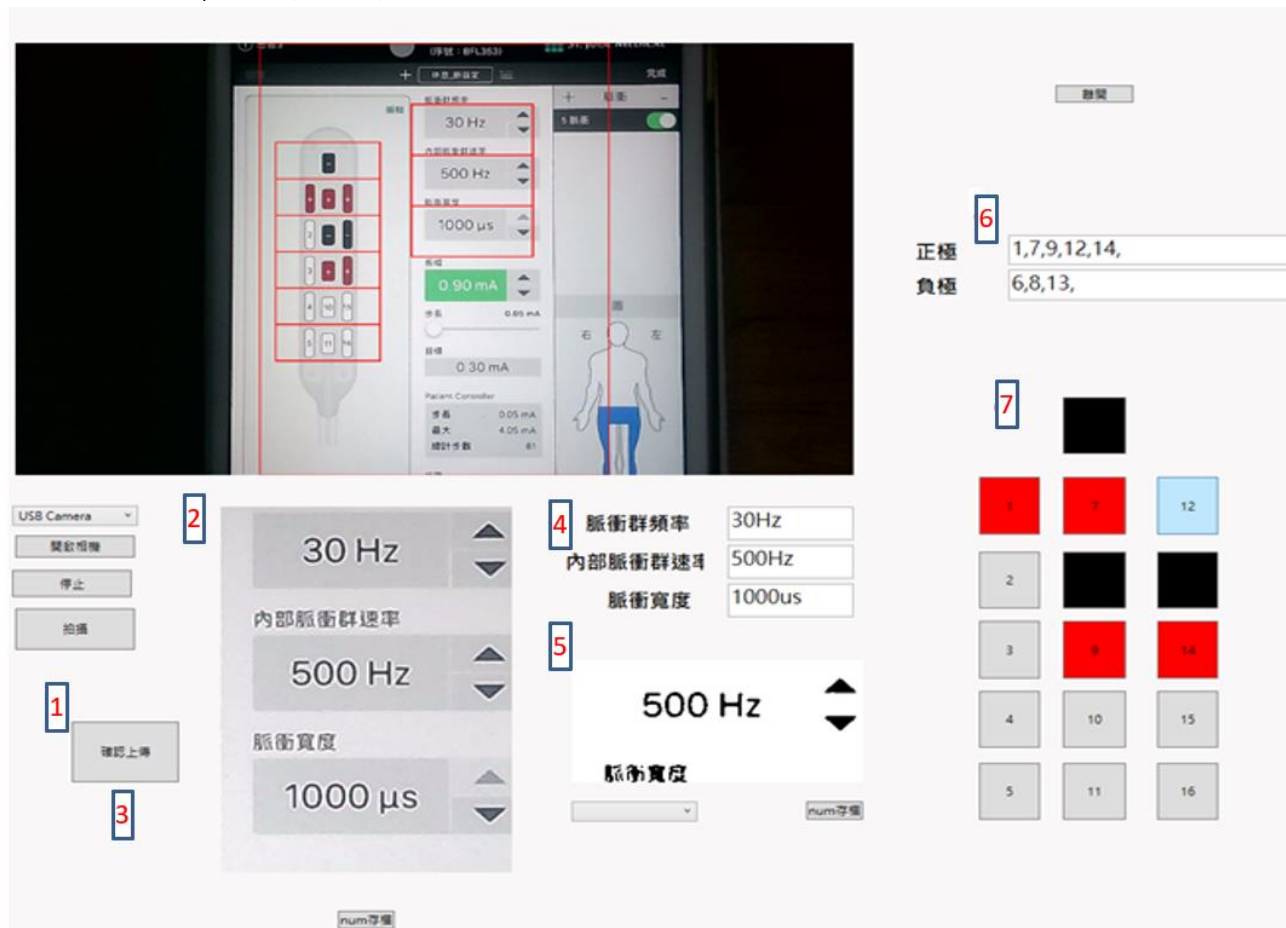
圖表 17、查看訊號(左圖紅色框)、結束後EMG圖 (右圖)

## 第四章 視覺影像處理及辨識

硬脊膜上神經刺激器的調控參數是該治療的重要步驟，必須透過比較不同參數的紀錄來找出最佳參數解，目前臨床實際操作電刺激調控過程，需要人工邊操作平板來調控電流參數，邊紀錄調控參數以及相對應的 EMG 檔案名稱，過程耗時、耗人力外，更有可能造成電調控資訊遺漏問題，本章節是為解決上述問題及後續不同電刺激參數的訊號即時比較，本專題利用拍攝平板的畫面，透過影像處理辨識技術，擷取電極設置與電刺激參數值，達到自動儲存電刺激調控參數，避免遺失電調控過程的參數調控以及節省人力成本。

## 4.1 本章系統介面

### 4.1.1 系統介面介紹



圖表 18、介面介紹

1. 攝影機頁面，2. 攝影機選取、開啟及拍攝，3. 電極參數未處理畫面，4. 電極參數，5. 電極參數前處理結束畫面，6. 電極位置選取頁面，7. 電極位置擷取畫面，8. 電極位置，9. 上傳並利用參數建立資料夾。



## 4.2 介面提取電流調控參數

### 4.2.1 影像擷取與裁剪

1. **暫停攝影機影像流**：當開始進行處理時，會先停止目前正在運行的攝影機，避免處理過程中有新的影像進入干擾。
2. **從當前影像裁剪區域**：從攝影機拍攝的影像中，選擇特定的區域（通常是包含有數字或特定資訊的部分）進行裁剪。程式會裁剪三個不同的區域，這些區域可能分別是數字區、圖片區以及電極區。

### 4.2.2 圖像處理

1. **裁剪影像分割**：將裁剪後的影像依照需求分成幾個部分，讓每個部分能獨立進行後續的處理。
2. **灰階轉換**：將圖片轉換成灰階，這樣可以簡化圖片的內容，方便後續的處理。
3. **降噪處理**：應用中值濾波技術，這是一種圖像處理技術，用來減少影像中的雜訊，讓重要的細節更清晰。
4. **二值化處理**：使用自適應二值化技術將圖像轉換為黑白，這樣可以讓文字和背景之間的對比更加明顯，便於識別文字。

### 4.2.3 文字識別

1. **應用光學字符識別（OCR）技術**：將處理過的圖片傳送到文字識別系統，這個系統會從圖片中提取出文字資訊，轉換成可編輯的文字。
2. **過濾無關字符**：使用規則過濾技術，只保留數字和特定字符（如 Hz 或 us），過濾掉無關的部分，確保提取到的資訊準確且符合需求。

#### 4.2.4 結果顯示與驗證

1. **顯示結果：**根據識別到的文字，將結果顯示在使用者介面的相應位置。如果識別出兩個或三個文字，會按順序顯示在不同的欄位中。
2. **錯誤處理：**如果未能識別到任何文字，會彈出錯誤訊息，並重新啟動攝影機進行下一次的影像擷取。
3. **特殊情形：**在特定情況(無動作)下，程式會根據識別結果來建立或處理新的資料夾，便於儲存或整理結果。

## 4.3 提取所用電極位置

### 4.3.1 影像裁剪與分割

1. **圖像格式轉換**：確保讀取的電極圖像為24位RGB格式，這是進行後續處理所需的標準格式。
2. **裁剪與分割**：將電極圖像依照需求分成六個部分，這些部分被認為包含有重要的電極區域，並且每個部分都會進一步處理。

### 4.3.2 圖像處理

1. **灰階轉換**：將每個分割出的部分轉換為灰階圖像，這樣可以去除顏色信息，讓處理重點放在圖像的亮度上。
2. **高斯模糊**：通過高斯模糊來去除圖像中的細小噪聲，使得後續邊緣檢測的效果更好。
3. **對比度增強**：增強圖像的對比度，這有助於更清楚地區分電極區域的邊界。
4. **銳化**：使用銳化濾鏡來加強圖像中的邊緣和細節，使得重要的特徵更突出。
5. **Canny邊緣檢測**：對銳化後的圖像應用邊緣檢測技術，將圖像中的邊界線檢測出來，以便進一步分析圖像中的形狀和區域。

### 4.3.3 連通區域檢測與矩形提取

1. **檢測連通區域**：使用Blob檢測技術來找到圖像中的所有連通區域，即圖像中相連的像素區塊。這些區域代表可能的電極範圍。
2. **矩形框選擇**：對每個連通區域，使用形狀檢查工具來確認其是否為矩形形狀，並對每個矩形框內的區域進行提取和儲存。
3. **分類儲存**：根據不同的索引，將提取出的矩形區域分類存放到全局列表中，這些列表會根據圖像的不同部分進行區分，以便後續的顯示與分析。

### 4.3.4 紅色與黑色區域判斷

1. **紅黑區域檢測：**對每個提取的矩形區域進行顏色檢查，判斷該區域是否主要為紅色或黑色。這些區域的判斷條件基於顏色的分佈比例：
  - 如果該區域主要由紅色組成，則會將其歸類為正極。
  - 如果該區域主要是黑色，則歸類為負極。
2. **結果儲存：**根據紅色或黑色的檢測結果，將分類的區域標記為不同的電極狀態，並更新使用者介面中的電極狀態顯示。
3. **顯示結果：**將檢測出的紅色和黑色電極的編號顯示在介面中，讓使用者能夠即時查看分析結果。

## 第五章 EMG 實時數據可視化

在本專題中，使用 C# 與 Delsys EMG 系統進行整合，實現了肌電信號（EMG）的即時收集與可視化顯示。本專案的目標是開發一個可實時監控肌肉活動的應用，並為醫療及康復用途提供有效的數據支持。

### 5.1 設定sensor

#### 5.1.1 設備連接

本專案使用 Delsys API 控制 Trigno RF 感測器進行數據收集。

以下是主要的設備連接步驟

- **掃描與配對感測器：**系統會自動掃描範圍內的 Trigno 感測器，並進行設備配對。這一過程確保了每個感測器都被正確識別。
- **控制數據流：**撰寫了 C# 程式碼來控制數據流的啟動和停止，確保數據收集能根據需求進行控制。

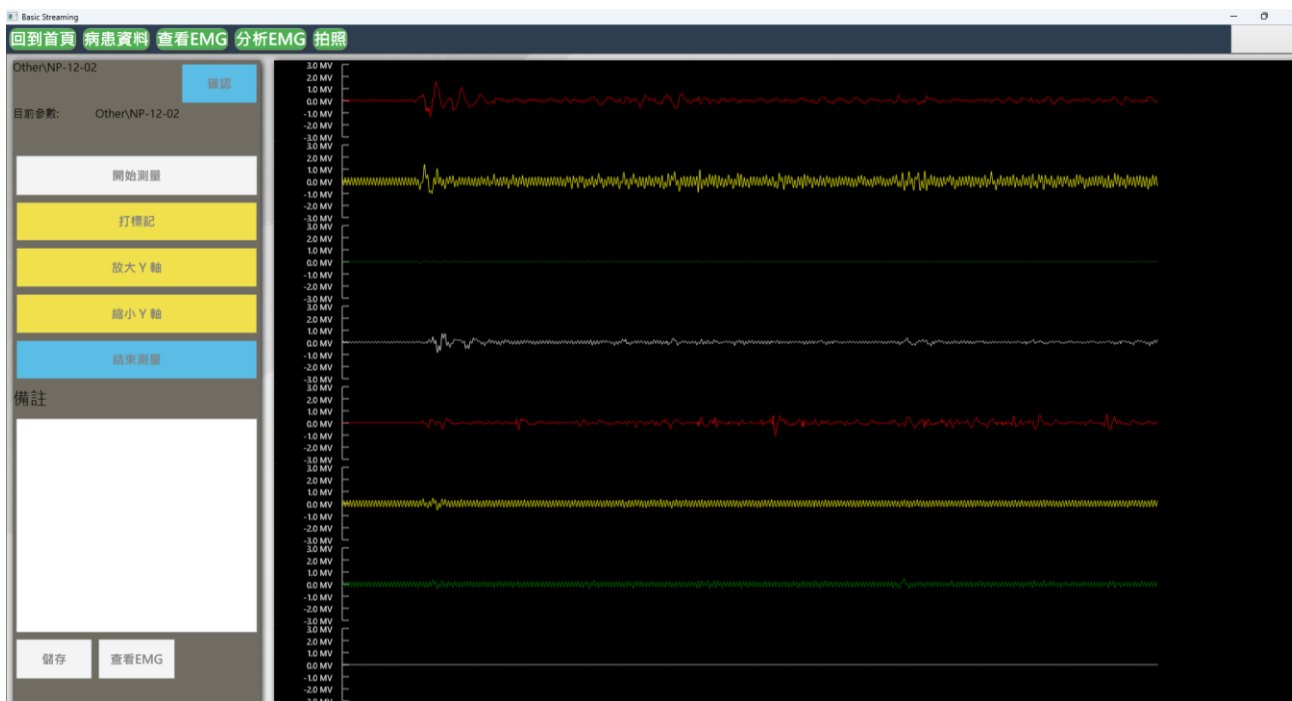
## 5.1.2 數據收集過程

- **事件處理：** 在連接設備的過程中，使用事件處理監控感測器狀態變化，包括新增、移除感測器，以及啟動和停止數據流等。這些事件幫助我們及時捕捉並反應感測器的狀態。
- **數據格式與存儲：** 每次數據流啟動後，數據會自動記錄在 CSV 文件中，以便後續進行分析和回溯

## 5.2 顯示即時資料視覺化

### 5.2.1 多感測器繪圖處理

- **RealTimePlot 控制項：** 每個感測器對應一個 RealTimePlot 控制項，確保了多感測器數據的並行顯示。每個控制項負責單一感測器的數據繪圖，並根據不同的數據更新狀態來調整顯示。
- **多感測器同步：** 系統能夠同步多個感測器的數據流，確保在即時繪圖時，所有感測器的數據能夠在同一時間範圍內正確顯示。



圖表 19、感測器即時圖表

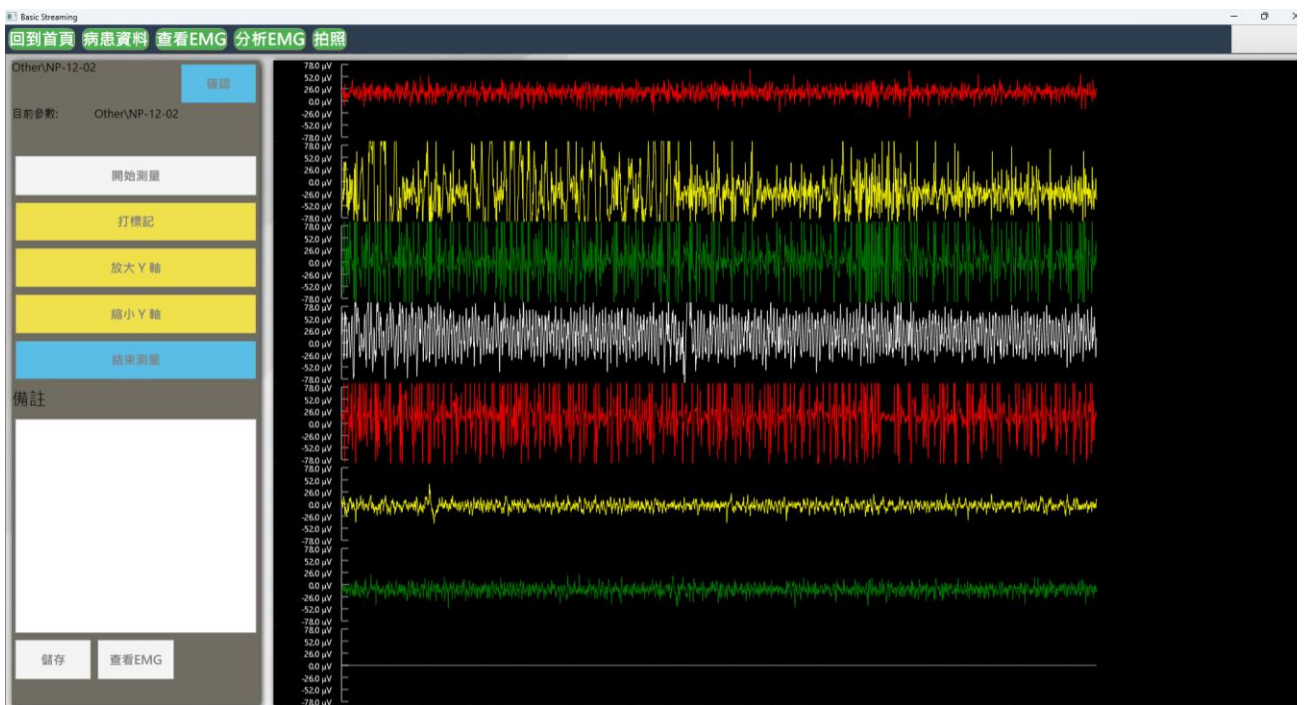


## 5.2.2 使用 SkiaSharp 實現即時繪圖

- **圖形庫選擇：**專案中使用了 SkiaSharp 圖形庫來實現 EMG 信號的即時繪圖。該圖形庫能夠提供快速、高效的繪圖能力。
- **數據繪圖過程：**當新數據到達時，系統通過 Task 和 Dispatcher 技術將數據及時顯示在圖表上。這一過程確保了信號的流暢顯示，並且不會影響使用者操作。

### 5.2.3 圖表交互功能

- **Y軸縮放與平移：** 為了使用戶能夠更靈活地觀察數據，我實現了滑鼠滾輪控制 Y 軸縮放的功能。用戶可以使用滑鼠進行圖表的放大和縮小，以便查看不同範圍的肌電信號。
- **數據平移：** 當用戶按下滑鼠左鍵並移動時，可以對 Y 軸進行平移操作，這使得用戶可以瀏覽信號的不同部分，尤其是長時間測量時的數據觀察。

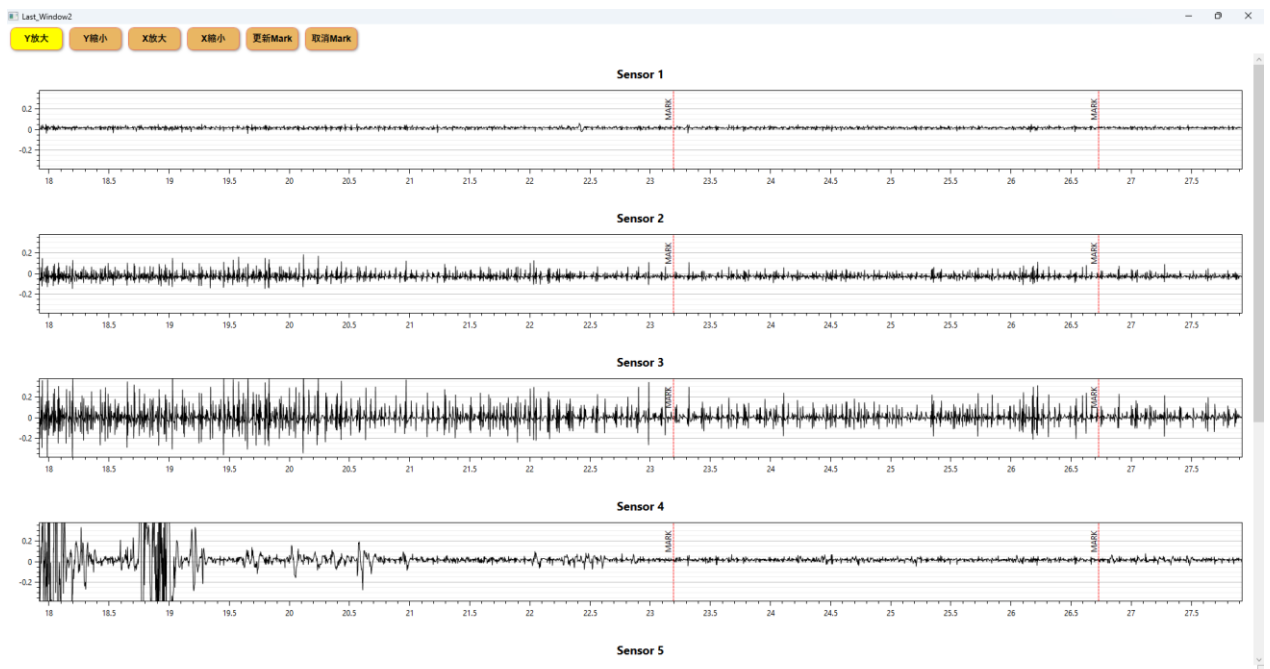


圖表 20 Y軸縮放

## 5.3 資料存儲與標記功能

### 5.3.1 資料存儲機制

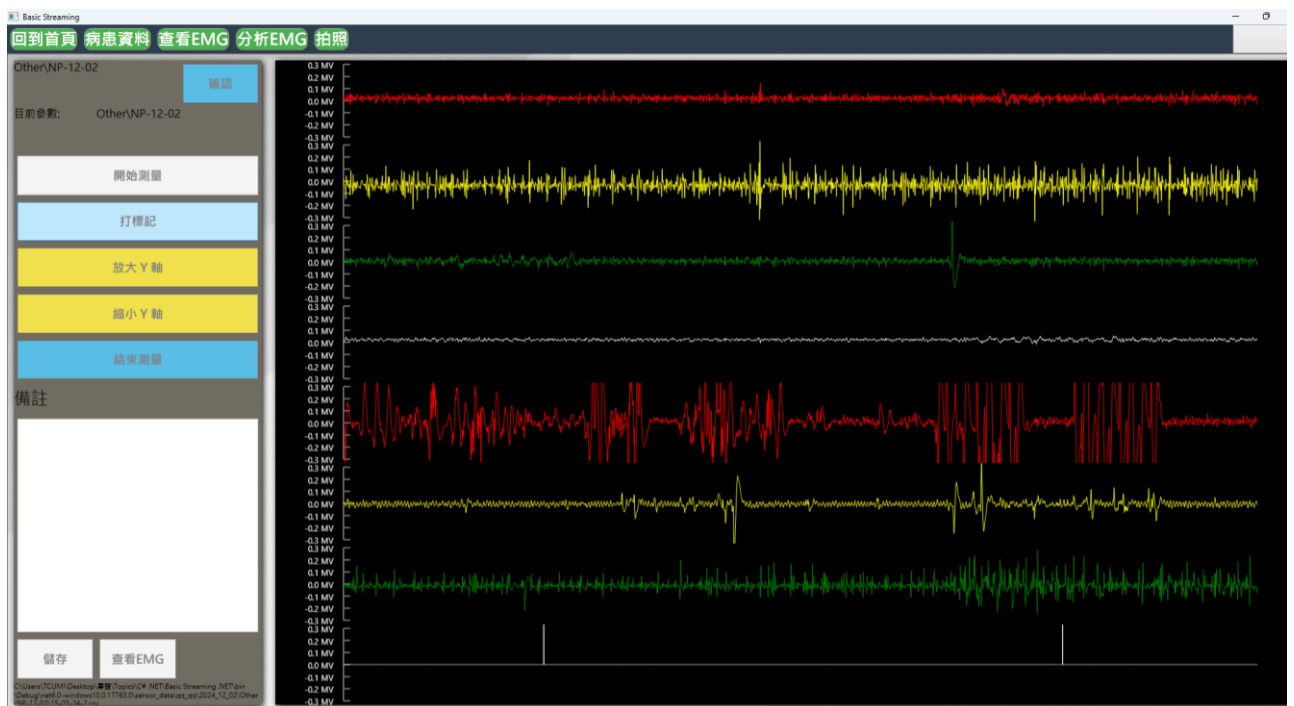
每次啟動數據流時，系統會自動創建或打開一個 CSV 文件來記錄所有的肌電信號數據。我使用了 StreamWriter 實現這個功能，確保數據能夠在實時繪圖的同時被有效存儲，便於後續分



圖表 21、EMG訊號的存檔

## 5.3.2 標記功能

在實時數據收集過程中，我們為系統加入了標記功能。這允許使用者在測量過程中手動標記特定的時間點，方便後續分析時快速定位關鍵事件。例如，醫療人員可以標記患者進行某一特定動作的時間點，以便分析該動作與肌肉活動之間的關聯性。



圖表 22、白色為MARK通道

## 5.4 系統架構概述

### 5.4.1 用戶界面設計原則

為了提升系統的易用性，專案設計了一個簡潔而直觀的用戶界面。

主要包括：

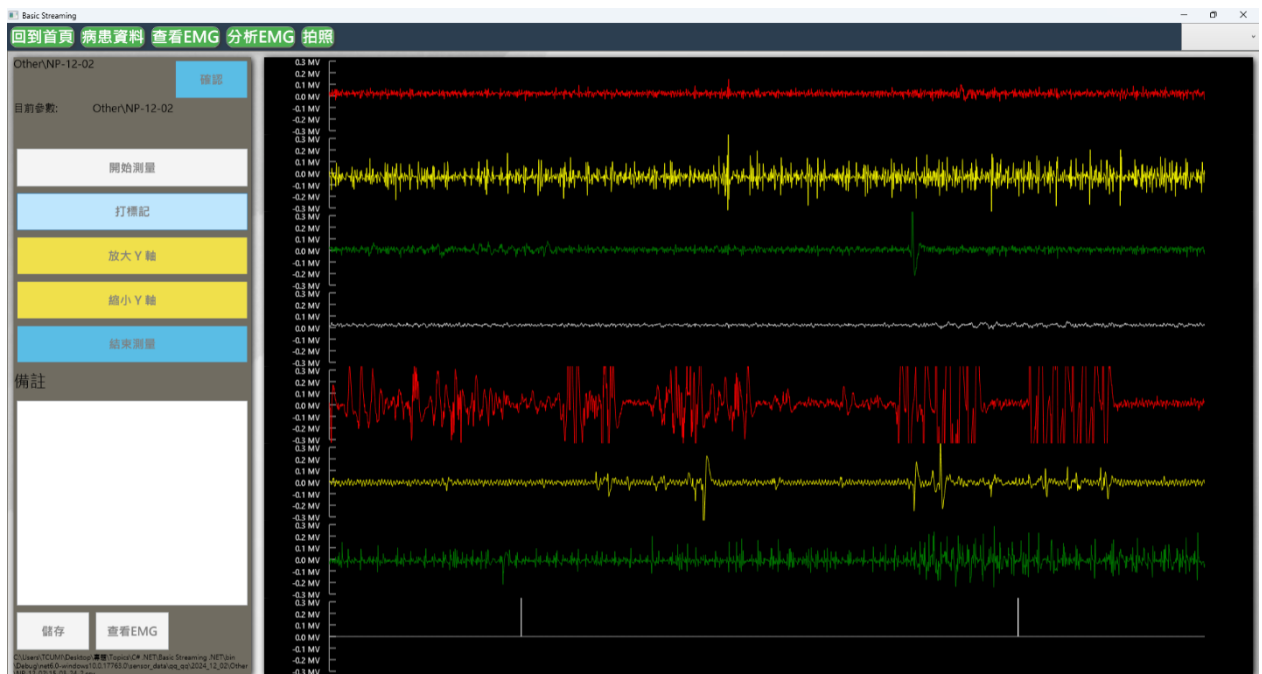
- 感測器掃描與配對操作
- 數據流的啟動和停止
- 即時圖表的縮放
- 標記功能按鈕



圖表 23 、功能按鈕

## 5.4.2 功能操作

使用者可以透過簡單的按鈕來控制感測器的啟動和停止，並且可以在測量過程中隨時對數據進行標記。界面中的圖表提供了實時繪圖的交互功能，允許用戶進行數據縮放與觀察。



圖表 24、整個介面

## 5.5 Delsys 介紹

- **高精度肌電圖測量：** Delsys EMG 系統具有高靈敏度和高解析度，能夠精確捕捉肌肉活動訊號，適合精細的運動分析和醫學研究。
- **無線傳輸技術：** 無線設計提供靈活性，允許被測者自由移動，這對運動分析、動作捕捉和動態環境中的測量尤為重要。
- **多通道測量：** 強調可以同時測量多個肌群的電訊號，能夠進行全身肌肉協同工作的綜合分析，適用於大範圍的生物力學和運動科學研究。
- **應用場景：**
  - 1 運動科學與生物力學研究：分析肌肉負荷，幫助運動員優化訓練和預防傷害。
  - 2 康復醫療與神經科學：評估患者的神經肌肉功能，提供具體的康復指導。
  - 3 肌肉疲勞與運動表現評估：幫助研究疲勞程度和運動表現，設計更好的訓練計畫。
- **軟硬件優勢：** 介紹 Trigno™ 無線系統和 EMGworks™ 軟件的實時數據處理和多通道同步分析功能，提升數據的分析效率和精確度。

## 第六章 訊號分析系統

本專題系統是一個用於處理、分析和顯示生理訊號數據的圖形化介面，支持實時和事後分析。通過該系統，可以導入事先收集的訊號數據檔案，並將訊號以圖表形式顯示。系統還能夠標記動作進行期間的時間點，並允許使用者手動調整這些標記。這對於訊號數據的可視化和分析具有重要意義。

### 6.1 系統架構

#### 6.1.1 技術架構

- **語言和工具：** 系統使用 C# 開發，並結合 WPF 和 OxyPlot 進行即時訊號圖表的繪製。
- **資料輸入：** 使用者可通過檔案選擇框選擇需要分析的 CSV 檔案。
- **標記功能：** 系統支持在訊號圖中插入「MARK」標記，並且使用者可拖動滑鼠來調整標記的位置。
- **圖表交互：** 提供 X 軸與 Y 軸的放大與縮小功能，以便更詳細地觀察訊號的特徵。



## 6.2 系統功能詳述

### 6.2.1 訊號顯示與標記修正

系統能夠將導入的訊號數據以圖表形式顯示（如圖8所示），每當發生動作或事件時，可手動標記其時間點，使用者還可利用滑鼠拖移標記來修正不準確的標記。這樣的功能適合在訊號收集過程中可能發生錯誤的情況下進行手動修正。

### 6.2.2 多樣的訊號分析方法

- **RMS 計算：** 用於計算訊號的均方根（RMS）值。
- **RMS 總和長條圖繪製：** 進行積分分析並以長條圖形式顯示結果。
- **NNMF 和 HFD：** 非負矩陣分解（NNMF）和主成分分析（HFD）相結合，用於深入分析訊號特徵。

## 6.3 前處理

### 6.3.1 導入數據

使用者可以通過選擇檔案介面來導入收集到的訊號數據（CSV 檔案）。

### 6.3.2 正規化 (Z-score)

將訊號的每個取樣點減去該訊號的平均值，再除以該訊號的標準差。公式：

$$Z = \frac{x - \mu}{\sigma}$$

優點：

**消除量綱影響：** 不同受試者或不同實驗條件下，肌電訊號的振幅可能存在較大的差異。Z-score 標準化可以消除這些差異，使不同數據具有可比性。

**改善模型表現：** 在機器學習模型中，特徵的尺度對模型的性能有很大的影響。Z-score 標準化可以提高模型的收斂速度和泛化能力。

**方便比較：** 經過標準化後，不同肌群或不同動作的肌電訊號可以放在同一尺度上進行比較，便於分析和解釋。

**異常值檢測：** Z-score 過大的數據點通常被認為是異常值，可以幫助我們識別並處理這些異常值。

意義：

**提高分析的可靠性：** 透過標準化，可以減少噪聲和個體差異的影響，提高分析結果的可靠性。

**標準化肌電訊號：** 將肌電訊號轉換為以標準差為單位的分數，使得不同受試者或不同實驗條件下的肌電訊號具有可比性。

**強調相對變化：** Z-score 關注的是數據點相對於平均值的偏離程度，而不是絕對值的大小。這對於分析肌肉活動的相對變化很有幫助。

### 6.3.3 標記區間提取

提取 MARK 標記的起點（startMark）和終點（endMark），確定分析的時間範圍。

### 6.3.4 進行訊號分析

使用者可以根據需求選擇不同的分析方法，並立即看到分析結果，分析功能按鈕位於介面右方。

## 6.4 數據分析

- **實時可視化：** 提供快速的視覺化反饋，便於使用者觀察訊號的變化。
- **標記調整靈活性：** 標記點可手動拖移，滿足不同分析需求。
- **多樣化的分析方法：** 提供多種訊號分析方式，能滿足不同場景的需求。

## 6.4.1 EMG Activity (RMS)

### 第一步：計算 RMS 值

進行 Z-score 標準化後，對標記區間內的肌電訊號，逐段計算均方根（root mean square，RMS）值，保留肌肉活動強度的特徵。

### 第二步：區間總和與標準化

對標記區間內的 RMS 值進行積分計算，並調整總和結果標準化到五秒基準，以便跨檔案進行比較。

### 第三步：平均計算

針對每組的所有檔案，計算各通道的 RMS 平均值，代表長時間內的整體趨勢。

用途：用於分析肌肉在區間時間內的活動狀況，可用於比較不同電刺激參數下可以誘發的肌肉活動。

意義：幫助比較不同電刺激參數下肌肉的活動狀況。

## 6.4.2 RMS Peak

### 第一步：計算 RMS 值

進行 Z-score 標準化後，對標記區間內的肌電訊號，逐段計算 RMS（均方根）值，保留肌肉活動強度的特徵。

### 第二步：最大值區間提取

在標記區間內找到 RMS 值的最大點，並提取其前後 0.5 秒的數據作為分析窗口。

### 第三步：窗口積分

計算提取窗口內 RMS 的積分值，反映局部活動強度。

### 第四步：平均計算

針對每組的所有檔案，計算各通道的局部積分平均值。

用途：用於捕捉肌肉活動的瞬時高峰，適合搭配力矩測試中的肌肉最大反應。

意義：幫助研究不同電刺激參數下肌肉的瞬時最大反應能力。

### 6.4.3 NNMF (Non-Negative Matrix Factorization)

目的：在肌電訊號（EMG）分析，非負矩陣分解（NNMF）主要目的是從多通道EMG信號中提取肌肉協作模式，分解信號的複雜性，並揭示特定動作或肌肉活動的特徵

- **肌肉協同作用模式的分解**: 識別肌肉之間的協同作用模式（synergy patterns）。
- **肌肉疲勞分析**: 量化和跟踪肌肉疲勞過程。
- **病理運動分析**: 識別病理性運動模式和肌肉活性異常。

## 第一步：計算肌肉激活強度

利用 RMS 方法來估算 EMG 信號的瞬時功率。RMS 的 window size 為100毫秒。

## 第二步：時間標準化

確保後續分析的一致性，採用的論文中採用了時間插值的方法來標準化信號的長度。

- 每個運動試驗的信號標準化到 100個時間點。

## 第三步：矩陣初始化

- 隨機生成非負的矩陣，作為 NNMF 初始值。
- 令矩陣範圍限定為0~1的隨機數，確保矩陣初始狀態平穩。



## 第四步：NNMF 分解邏輯

### 1. 初始設定：

- 為矩陣  $W$  和  $H$  隨機賦值，確保所有數值為非負。
- $W$  的大小為  $m \times k$ ， $H$  的大小為  $k \times m$  這對應到原始矩陣

$V$  的大小  $m \times n$

### 2. 更新 $H$ ：

利用矩陣運算將  $H$  的值進行修正，使其貼合原始矩陣：

$$H = H \cdot \frac{W^T \cdot V}{W^T \cdot W \cdot H + \epsilon}$$

### 3. 更新 $W$ ：

相似的方法更新  $H$  矩陣，使其貼合原始矩陣：

$$W = W \cdot \frac{V \cdot H^T}{W \cdot H \cdot H^T + \epsilon}$$

#### 4. 正規化:

在每次更新後，檢查  $W$  和  $H$  的數值，將所有小於零的值調整為接近零的最小值（例如  $10^{-5}$ ）。

#### 5. 計算重建誤差:

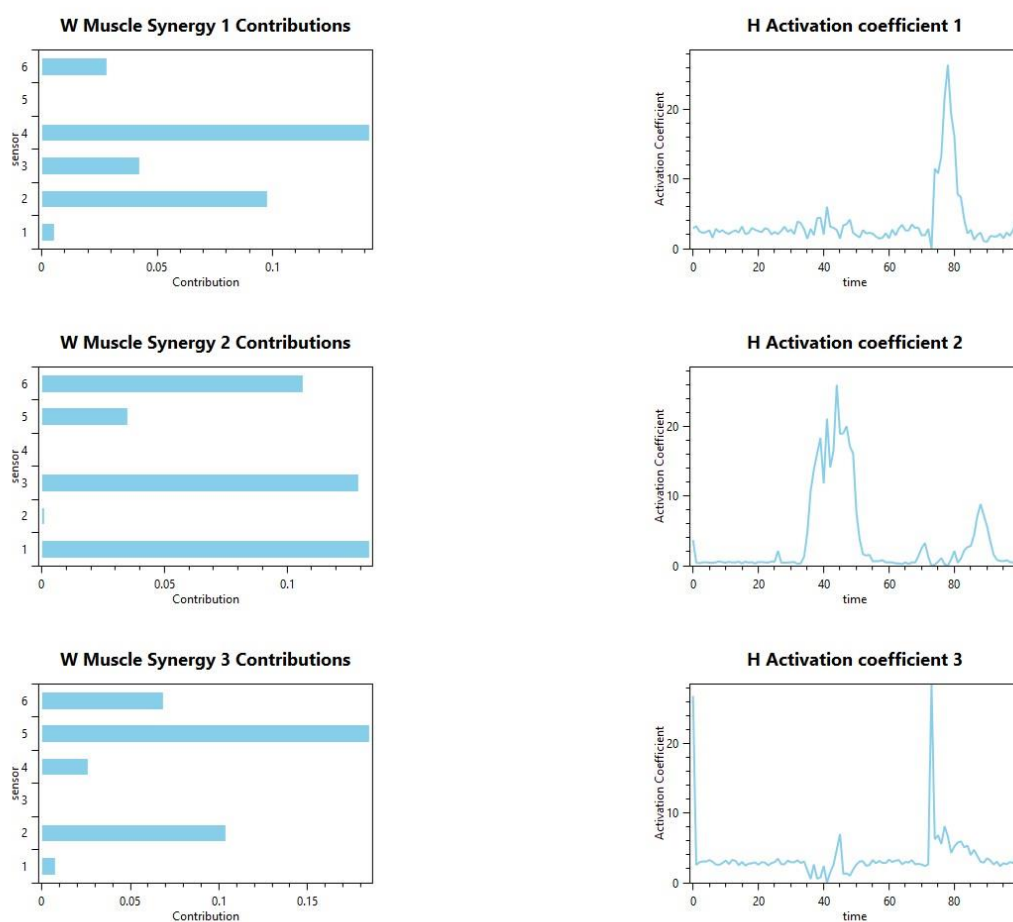
$$\text{Error } \|V - W \cdot H\|_F$$

#### 6. 檢查停止條件:

- 收斂: 重建矩陣與原始矩陣誤差值小於  $10^{-9}$ 。

## 第五步：信號處理與圖表繪製流程

整體程式設計中，使用者可以透過一個按鈕事件觸發 NNMF 分解並顯示結果。程式會自動從數據中獲取 RMS 值、進行矩陣分解，最後將處理結果以圖表的形式展示在視窗中，方便進行數據分析和解讀。



圖表 25、NNMF

## 6.4.4 HFD (Higuchi Fractal Dimension)

目的: 量化脊髓損傷參與者在不同情況下（有刺激和無刺激）的肌肉活動複雜性

### 第一步：計算肌肉激活強度(利用 RMS )

利用 RMS 方法來估算 EMG 信號的瞬時功率。RMS 的 window size 為100毫秒。

### 第二步：時間標準化

確保後續分析的一致性，採用的論文中採用了時間插值的方法來標準化信號的長度。

- 每個運動試驗的信號標準化到 100個時間點。

### 第三步：數據矩陣的構建

在標準化之後，對每個試驗的數據進行矩陣化。每個運動的數據矩陣格式為：

- 矩陣大小：試驗數 × 通道數 × 時間點數

#### 第四步：HFD 的計算

給定一個 sEMG 的時間序列  $E(1), E(2), \dots, E(N)$ ，首先生成  $k$  個新的時間序列。這些新序列來自原始序列的子序列，通過以下公式表示：

$$E_m^k = \{E(m), E(m+k), E(m+2k), \dots\}$$

其中  $m = 1, 2, \dots, k$  表示每個子序列的初始點， $k$  是時間間隔（步長），代表每次遞增的時間點間隔。

計算每個新時間序列的長度  $L_m(k)$ ，其公式為：

$$L_m(k) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^{\lfloor (N-m)/k \rfloor} |E(m+ik) - E(m+(i-1)k)|$$

表示取整數部分。

對不同的初始點  $m$  進行平均，得到每個間隔  $k$  對應的平均序列長度  $L(k)$ ：

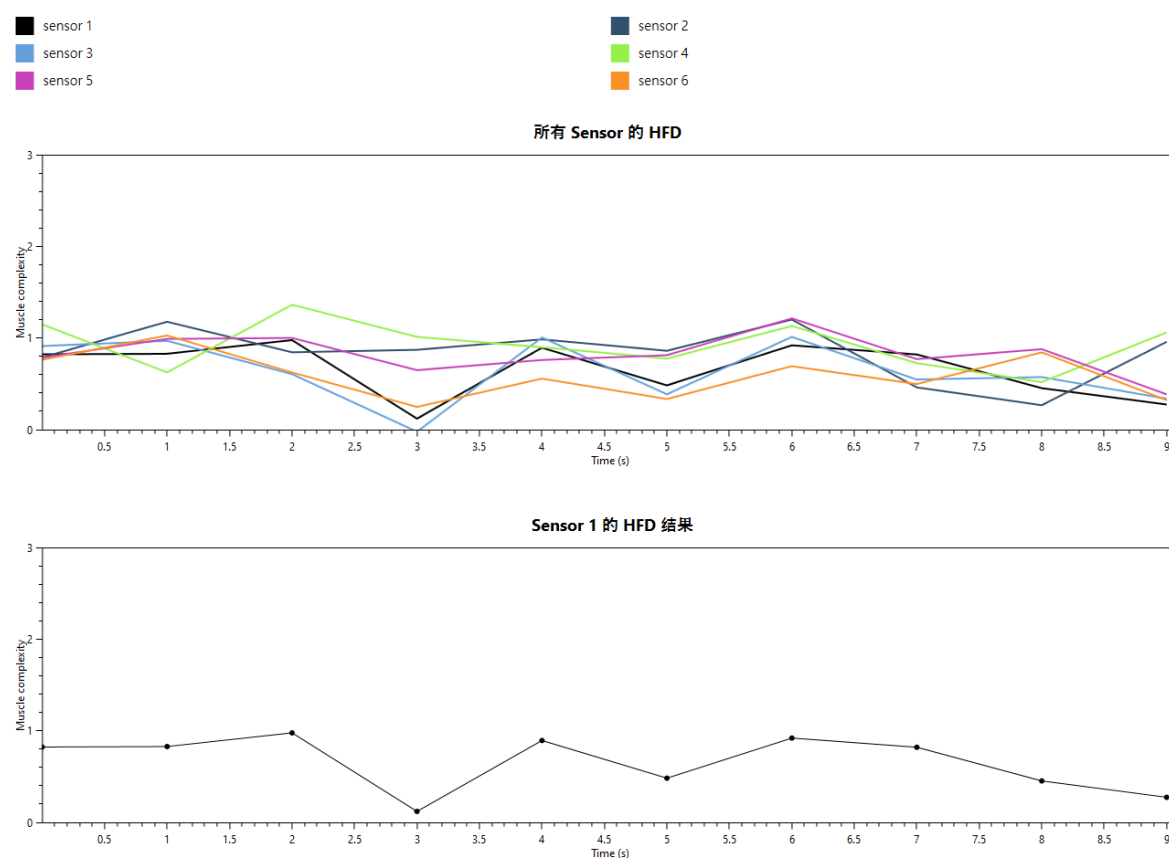
$$L(k) = \frac{1}{k} \sum_{m=1}^k L_m(k)$$

最後，HFD 由下列公式計算得出：

$$HFD = \frac{\ln(L(k))}{\ln(1/k)}$$

通過對 $\ln(L(k))$ 和  $\ln(1/k)$  作線性回歸， $HFD$  的值就是這個線性關係的斜率。 $HFD$  值越大，表示信號越複雜。

### 第五步：結果呈現



圖表 26、HFD結果

## 未來展望

隨著醫療技術的不斷發展，結合人工智能與生物訊號分析的醫療設備應用前景廣闊，特別是在復健治療領域。展望未來，我的目標是繼續增加更多分析方法和結合動作分析並以此系統為基礎提供收集資料的平台，未來可以導入AI輔助優化從而幫助脊髓損傷患者提升康復效率。

持續改進智能復健系統：我將專注於提升即時訊號分析和參數調控的功能，讓系統在臨床應用中更加穩定高效。同時，計劃引入先進的機器學習算法，增強系統在不同患者之間的自適應能力，實現治療方案的個性化優化。此外，我希望參與臨床測試，驗證系統的實際療效，並與醫療機構合作，讓技術能在真實環境中落地應用。

拓展技術應用至其他復健領域：長期來看，我希望將技術逐步應用於更多復健治療領域，如中風後遺症或運動損傷的康復治療。結合動作分析和其他生理訊號，我計劃建立更全面的系統，為患者提供更加精準和高效的復健方案。

推動臨床轉化並廣泛應用：通過與醫療專家的深度合作，我將致力於推動這些技術的臨床轉化，使訊號分析與自動化技術能夠在日常醫療工作中廣泛應用。我的目標是提升復健治療的效率，減輕醫療人員的負擔，並讓更多患者受益，最終實現智慧醫療在復健領域的全面革新。



## 參考文獻

- [1]. [Epidural stimulation restores muscle synergies by modulating neural drives in participants with sensorimotor complete spinal cord injuries](#)
- [2]. [Properties of the surface electromyogram following traumatic spinal cord injury: a scoping review](#)
- [3]. [Evidence of synergy coordination patterns of upper-limb motor control in stroke patients with mild and moderate impairment](#)
- [4]. [Measurement of Shoulder Abduction Angle with Posture Estimation Artificial Intelligence Model](#)