1. 標題
2. 目錄

[標題 0](#_Toc528350458)

[目錄 1](#_Toc528350459)

[致謝 3](#_Toc528350460)

[中文摘要 4](#_Toc528350461)

[ABSTRACT 5](#_Toc528350462)

[圖目錄 6](#_Toc528350463)

[LIST OF TABLES 8](#_Toc528350464)

[第一章 緒論 9](#_Toc528350465)

[1.1 研究動機與目的 9](#_Toc528350466)

[1.2 論文架構 9](#_Toc528350467)

[第二章 研究背景 10](#_Toc528350468)

[2.1 肌電訊號 10](#_Toc528350469)

[2.1.1 肌電訊號量測 11](#_Toc528350470)

[2.1.2 表面式肌電訊號量測 12](#_Toc528350471)

[2.2 sEMG應用於肢體角度估測 14](#_Toc528350472)

[2.2.1 大肢體角度估測 14](#_Toc528350473)

[2.2.2 手腕角度估測 15](#_Toc528350474)

[2.3 sEMG訊號特徵 18](#_Toc528350475)

[2.3.1 絕對平均數（Mean absolute value，MAV） 18](#_Toc528350476)

[2.3.2 平方平均數（Root mean square，RMS） 19](#_Toc528350477)

[2.3.3 絕對值波形包絡（Wave envelope of absolute value） 21](#_Toc528350478)

[2.4 sEMG訊號分離 21](#_Toc528350479)

[2.4.1 Non-negative ICA（nICA） 22](#_Toc528350480)

[2.4.2 Temporal Decorrelation Source Separation（TDSEP） 27](#_Toc528350481)

[2.5 類神經網路架構 30](#_Toc528350482)

[2.5.1 多層感知器（Multilayer perceptron，MLP） 30](#_Toc528350483)

[2.5.2 長短期記憶類神經網路（Long Short-Term Memory，LSTM） 32](#_Toc528350484)

[第三章 sEMG訊號處理流程與分析 33](#_Toc528350485)

[3.1 nICA與TDSEP 33](#_Toc528350486)

[3.1.1 將nICA套用於sEMG訊號 33](#_Toc528350487)

[3.1.2 將TDSEP套用於sEMG訊號 35](#_Toc528350488)

[第四章 系統架構與實驗結果 36](#_Toc528350489)

[4.1 實驗軟硬體 36](#_Toc528350490)

[4.1.1 sEMG訊號擷取與處理硬體 36](#_Toc528350491)

[4.1.2 sEMG訊號擷取與處理軟體 39](#_Toc528350492)

[4.1.3 訓練與實時估測之軟體流程 39](#_Toc528350493)

1. 致謝
2. 中文摘要
3. ABSTRACT

圖目錄

[圖 1 - 人體動作控制機制示意圖 11](#_Toc528350363)

[圖 2 - 侵入式EMG 12](#_Toc528350364)

[圖 3 - 雙極式sEMG電極 13](#_Toc528350365)

[圖 4 - 表面式EMG陣列[15] 13](#_Toc528350366)

[圖 5 - sEMG交擾 13](#_Toc528350367)

[圖 6 - 雙極式sEMG等效電路[1] 14](#_Toc528350368)

[圖 7 - 人類前臂肌肉[24] 16](#_Toc528350369)

[圖 8 – 手腕動作 16](#_Toc528350370)

[圖 9 – 手腕動作肌肉[24] 18](#_Toc528350371)

[圖 10 – 原始sEMG訊號 20](#_Toc528350372)

[圖 11 – sEMG訊號的MAV值 20](#_Toc528350373)

[圖 12 – sEMG訊號的RMS值 21](#_Toc528350374)

[圖 13 – 比較sEMG訊號的MAV和RMS值 21](#_Toc528350375)

[圖 14 – 訊號源**s** 23](#_Toc528350376)

[圖 15 – 混合訊號**x** 23](#_Toc528350377)

[圖 16 – 混合訊號**x** 24](#_Toc528350378)

[圖 17 – 白化訊號**z** 24](#_Toc528350379)

[圖 18 – 梯度下降0次 25](#_Toc528350380)

[圖 19 – 梯度下降150次 25](#_Toc528350381)

[圖 20 – 梯度下降400次 25](#_Toc528350382)

[圖 21 - 原始訊號 - 從第1維度觀測 26](#_Toc528350383)

[圖 22 –原始訊號 - 從第2維度觀測 26](#_Toc528350384)

[圖 23 –原始訊號 - 從第3維度觀測 26](#_Toc528350385)

[圖 24 – 混合訊號 – 從第1維度觀測 26](#_Toc528350386)

[圖 25 – 混合訊號 – 從 26](#_Toc528350387)

[圖 26 – 混合訊號 – 從第3維度觀測 26](#_Toc528350388)

[圖 27 – ZCA白化 – 從第1維度觀測 27](#_Toc528350389)

[圖 28 – ZCA白化 – 從 27](#_Toc528350390)

[圖 29 – ZCA白化 – 從第3維度觀測 27](#_Toc528350391)

[圖 30 – nICA旋轉 – 從 27](#_Toc528350392)

[圖 31 – nICA旋轉 – 從 27](#_Toc528350393)

[圖 32 – nICA旋轉 – 從第3維度觀測 27](#_Toc528350394)

[圖 33 – 原始二通道訊號波形 29](#_Toc528350395)

[圖 34 – 原始二通道訊號分布 29](#_Toc528350396)

[圖 35 - 原始二通道訊號互相關 29](#_Toc528350397)

[圖 36 – 混合後二通道訊號波形 29](#_Toc528350398)

[圖 37 – 混合後二通道訊號分布 29](#_Toc528350399)

[圖 38 – 混合後二通道訊號互相關 30](#_Toc528350400)

[圖 39 – 反混合後二通道訊號波形 30](#_Toc528350401)

[圖 40 – 反混合後二通道訊號分布 30](#_Toc528350402)

[圖 41 – 反混合後二通道訊號互相關 30](#_Toc528350403)

[圖 42 – 多層感知器類神經網路[52] 31](#_Toc528350404)

[圖 43 - 長短期記憶類神經網路架構[55] 33](#_Toc528350405)

[圖 44 – 原始sEMG訊號 34](#_Toc528350406)

[圖 45 – 經RMS處理後的sEMG訊號 35](#_Toc528350407)

[圖 46 - 經nICA反混合後的sEMG-RMS訊號 35](#_Toc528350408)

[圖 47 – sEMG電極貼片 37](#_Toc528350409)

[圖 48 - 雙極式sEMG等效電路[1] 37](#_Toc528350410)

[圖 49 – 主動電極正面 38](#_Toc528350411)

[圖 50 - 主動電極背面 38](#_Toc528350412)

[圖 51 – 低通濾波器電路圖 38](#_Toc528350413)

[圖 52 –高通濾波器電路圖 38](#_Toc528350414)

[圖 53 - 反向放大器電路圖 39](#_Toc528350415)

[圖 54 – 反向加法器電路圖 39](#_Toc528350416)

[圖 55 – 主動電路電路板 39](#_Toc528350417)

[圖 56 – Teensy 3.2 [50] 39](#_Toc528350418)

[圖 57 – 訓練階段軟體流程 41](#_Toc528350419)

[圖 58 – 實時估測階段軟體流程 41](#_Toc528350420)

1. LIST OF TABLES

# 緒論

## 研究動機與目的

隨著醫療科技的進步，幫助截肢病人回歸正常生活的義肢，從傳統的被動逐漸轉為現代的仿生主動；傳統義肢由仍能正常活動的前肢帶動，無法做出細微的動作；現代的主動仿生義肢解析肌電訊號帶動馬達做出預設的多個動作。

近年來許多研究者以表面式EMG訊號實現比例肌電控制（Proportional myoelectric control），讓使用者能做出更精密的動作，控制小腿、前臂、手腕甚至手指的活動角度。如何精準地解析表面式EMG訊號並推測肢體移動角度，成為新一代仿生義肢的研究主題。

本論文將探討訊號分離方法對於表面式EGM訊號估測手腕角度準確率的影響。

## 論文架構

# 研究背景

本章節我們將介紹肌電訊號的來源及特性、手腕的構造與運動分析、探討肌電訊號處理以及肢體角度估測的各種方法。

## 肌電訊號

肌電訊號是肌肉收縮時產生的電信號。當人體令肌肉收縮時，和肌肉纖維共同組成運動單元（Motor unit）的運動神經元（Motor neuron），透過肌肉纖維傳送脈衝。當脈衝傳至肌肉纖維，肌肉纖維的細胞膜（Sarcolemma）去極化（Depolarize），離子在細胞內外的濃度改變造成電位改變，此電位變化被稱為動作電位（Motor unit action potential）。大量肌肉纖維共同產生動作電位被稱為肌電訊號[1]。

由於來源的複雜性，肌電訊號為高斯分布，大小通常為數毫伏[1]。肌電訊號頻帶在0至500赫茲之間，因此歐盟規劃的SENIAM計畫（Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles）建議在取樣時，其取樣頻率須至少為1000赫茲，解析度建議在12位元以上[2]。



圖 1 - 人體動作控制機制示意圖

### 肌電訊號量測

肌電訊號量測（Electromyography，EMG）泛指量測肌肉收縮時產生的肌電信號的各種方法。

早在二十世紀初期，科學家便發現肌肉張力伴隨著EMG訊號的活動強度增強而增加，並依此研究人體構造[3]。現在的EMG訊號分析應用包括步態分析[4]、疲勞分析[5]、運動神經細胞疾病診治[6]和義肢控制[7]–[11]。在某些肌肉等長收縮（Isometric contraction）時，EMG訊號的大小和肌肉張力呈現線性關係[12]，但多數情況下並非如此。再者，EMG訊號的量測會受肌肉長度、疲勞、帶氧量影響，因此EMG訊號和肌肉張力具有高度非線性關係[1]。

肌電訊號量測分為侵入式和表面式。侵入式EMG利用針電極（Needle electrode）穿刺皮膚，能夠量測到單一運動單元所產生的動作電位。因能夠準確的量測特定肌群，侵入式EMG常被應用於運動神經疾病的診斷上。操作者必須擁有生理、解剖上的知識，其量測品質和操作者的技術有極大關係，再加上使用時病患有不適應感並容易造成感染，因此多在專業醫療環境中使用[13]。一般應用上，表面式EMG的使用較為廣泛，也是此論文的研究重點。



圖 2 - 侵入式EMG

### 表面式肌電訊號量測

表面式肌電訊號量測（Surface Electromyography，sEMG）利用黏貼於皮膚表面的電極量測源自於肌肉深處的肌電訊號。

表面式EMG電極離EMG訊號較遠，量測時只能瞄準單一肌肉群。視電極位置，量測到的動作電位甚至可能源於多個肌肉群。這是由於人體肌肉在傳導EMG訊號時，其等效電路為一組複雜的空間導體（Volume conductor）。從訊號處理角度來看，sEMG訊號容易受多個肌肉群交擾（Cross-talk）[14]，使得其分析又較侵入式EMG困難。

|  |  |
| --- | --- |
| 2_1_2-1  圖 3 - 雙極式sEMG電極 | 圖 4 - 表面式EMG陣列[15] |



圖 5 - sEMG交擾

表面式EMG電極配置可以分為陣列式和雙極式。陣列式電極由數十至數百個單極電極組成，其優點是可以用來偵測EMG脈衝訊號在肌肉纖維上的傳導速度（Conduction velocity），此傳導速度可以被用來診斷個是運動神經疾病[16]。其缺點是價格昂貴、周邊設備多且配戴時行動不便。在不需要大量資料的一般應用中並不會使用。

表面式EMG電極通常為雙極（Bipolar）單差（Single differential）配置。將皮膚上的兩點的電位相減，得到的電位差視作該點所量測到的動作電位。此配置能夠將直流等共模雜訊濾除，提升訊號品質[1]。SENIAM計畫建議兩極之前的距離20毫米，並沿著肌肉纖維延伸的方向放置[17]。



圖 6 - 雙極式sEMG等效電路[1]

## sEMG應用於肢體角度估測

隨著sEMG訊號量測技術和義肢工藝的進步，近來控制精密義肢成為sEMG的熱門研究主題。研究目標也從過去簡單的一維開關控制[18]，轉為多維的比例肌電控制[7], [8]。以下我們將探索先前的研究。

### 大肢體角度估測

大肢體角度估測的研究範圍包括手肘彎曲角度[19]、肩膀旋轉角度[9], [20], [21]以及腿部伸展角度[22]的估測。這類型肢體的肌群較大，且量測上交擾的現象較少，EMG訊號的分析較小肢體角度估測簡單。

Aung與Al-Jumaily[9]利用四通道的sEMG訊號的方均根植和倒傳遞類神經網路（Back-propagation neural network）估測活動時肩膀和手肘的角度；Mamikoglu等[19]以十四通道sEMG結合外部輸入自回歸滑動平均模型（Auto-regressive integrated moving average with exogenous input）估測活動時的手肘角度；在平順的移動時，兩種估測方法都能有高於90%的準確率。

有較於前兩者估測活動時的肢體角度，Castro等[23]試著只用兩通道的sEMG估測手肘非移動時的角度。由於兩通道的sEMG正好能量測手肘伸展會用到的主動肌（Agonist muscle）和拮抗肌（Antagonist muscle），這是正確辨識肢體角度的最少通道數。因其資訊量少，此論文在估測手腕是否在0、45、90度的準確率僅有70%。

### 手腕角度估測

由於需帶動手腕、手掌和手指的動作，人類的前臂有大量的肌肉。肌肉數量多加上層層交疊，手腕角度的估測在近來才有比較高的準確率。



圖 7 - 人類前臂肌肉[24]

手腕的動作可以分為3組：

1. 彎曲（Flexion）和伸展（Extension）：手掌面下，上下移動手掌
2. 撓骨側偏移（Radial deviation）和尺骨側偏移（Ulnar deviation）：手掌面下，左右移動手掌
3. 往外反掌（Supination）和往內反掌（Pronation）：手掌面左，左右旋轉手掌



圖 8 – 手腕動作

在手腕角度估測的研究中，手腕的彎曲和伸展是必定探討的動作[10], [11], [15], [21], [25]–[29]；次之是尺骨側偏移和撓骨側偏移[10], [15], [25], [27], [28], [30]；最後則是往外反掌和往內反掌[11], [25], [29], [30]。研究中，估測準確率依此順序降低，而原因我們可以從三者所使用的肌肉分布看出：

1. 彎曲和伸展：
   1. 彎曲
      1. Flexor Carpi Radialis
      2. Flexor Carpi Ulnaris
      3. Flexor Digitorum
      4. Flexor Pollicis Longus
   2. 伸展
      1. Extensor Carpi Radialis
      2. Extensor Carpi Ulnaris
      3. Extensor Digitorum
      4. Extensor Pollicis Longus
2. 撓骨側偏移和尺骨側偏移
   1. 撓骨側偏移
      1. Flexor Carpi Radialis
      2. Extensor Carpi Radialis
   2. 尺骨側偏移
      1. Flexor Carpi Ulnaris
      2. Extensor Carpi Ulnaris
3. 往外反掌和往內反掌
   1. 往外反掌
      1. Supinator Muscle
      2. Biceps Brachii
   2. 往內反掌
      1. Pronator Teres
      2. Pronator Quadratus

彎曲和伸展的肌肉（Flexor、Extensor）屬於淺層肌肉，而和彎曲和伸展共用肌肉的撓骨側偏移和尺骨側偏移也因此屬於淺層肌肉[31]。這使得sEMG容易，訊號分析也較簡單[25]。反之，往外反掌和往內反掌所用到的肌肉（Supinator、Pronator）屬於深層肌肉[31]，不易量測，且很難找到確切的放置電極。

儘管如此，由於這些肌肉都位處於手肘附近，我們可以將多個電極以同心圓等距放置於手肘附近，不須精準地找到肌肉的位置。過去的研究利用這種電極配置都能有不錯的效果[11], [30]。



圖 9 – 手腕動作肌肉[24]

此論文中，我們將專注於彎曲和伸展以及往外反掌和往內反掌。這兩種動作的結合讓我們能夠完成生活上大部分的動作，也是手腕角度估測中最易與最難估測的兩種動作。

Nielsen等[10]利用sEMG進行彎曲和伸展以及撓骨側偏移和尺骨側偏移的角度估測。首先從七個通道的sEMG取得時域（Time domain）特徵：絕對平均數（Mean absolute value，MAV）、Zero-crossing（ZC）、斜率正負變化（Slope sign changes）、波形長度（Wave length）結合自迴歸特徵，用以上特徵訓練多層感知器（Multilayer perceptron，MLP）。

Muceli等[25]用共80通道的陣列式sEMG錄製資料，將sEMG訊號取絕對值後輸入至16赫茲巴特沃斯低通濾波器作為MLP的輸入。作者觀察到三組手腕動作共有六個自由度，因此使用了六個獨立的MLP來估測手腕角度，準確率約在70%。

Hahne等[15]從192通道的陣列式sEMG資料擷取三種訊號特徵：sEMG的平方平均（）、方均根（）、Log-variance（），其中後兩著為非線性的轉換。三種特徵在三種角度估測方法中比較估測準確率。基礎的線性回歸中，非線性的轉換：方均根和Log-variance有較高的準確率；在能進行非線性估測的MLP中，平方平均（）sEMG的結果較佳。

## sEMG訊號特徵

由於sEMG訊號的時變及高隨機特性，在利用sEMG訊號估測肌肉張力或肢體伸展角度，我們必須歸納sEMG訊號在某段時間的特性，也就是尋找sEMG訊號的特徵。在文獻中我們發現，sEMG特徵並不複雜，絕對平均數（Mean absolute value，MAV）和平方平均數（Root mean square，RMS）是最常用來擷取sEMG訊號振幅的兩個方法[32]，但除此之外還有許多常用的方法。以下我們將探討各式sEMG訊號處理方法。

### 絕對平均數（Mean absolute value，MAV）

MAV為常用的sEMG訊號特徵擷取方法[11], [29], [30]。MAV可以被用來歸納一訊號在某段時間內的振幅大小。由於sEMG訊號為一高斯訊號，且其平均值為零，一般的移動平均（Moving average）無法被使用。

|  |  |
| --- | --- |
|  | (1) |



圖 10 – 原始sEMG訊號



圖 11 – sEMG訊號的MAV值

### 平方平均數（Root mean square，RMS）

RMS是另一種常用的sEMG訊號特徵擷取方法[15], [25], [29], [33]，和MAV的差別在於，RMS計算訊號的平均功率，也常用在電氣功率的計算。

|  |  |
| --- | --- |
|  | (2) |



圖 12 – sEMG訊號的RMS值

比較sEMG的MAV和RMS值，兩者僅在振幅大小有些微的差異：



圖 13 – 比較sEMG訊號的MAV和RMS值

### 絕對值波形包絡（Wave envelope of absolute value）

MAV和RMS都是用來取得波形包絡（Wave envelope）的方法，而另一種常見的方法是將sEMG訊號的絕對值輸入數位低通濾波器得到波形包絡[25], [27], [28], [30]。所使用的低通濾波器的截止頻率從1赫茲至20赫茲不等。

選擇sEMG訊號特徵時，我們必須考慮應用場合及其運算資源消耗。複雜的特徵讓我們在估測角度時有更多的資訊，但當資訊量增大，運算量也隨之增加。在此論文我們將實現實時手腕角度估測，並著重於sEMG訊號的分離，因此選擇了較基礎的RMS值作為sEMG訊號的特徵。

## sEMG訊號分離

在研究及醫療環境中，sEMG電極可以被精準地放置，量測出單一肌肉群的訊號，提高肌肉張力、手勢和角度估測的準確率。但一般使用者不具備所需的醫療知識，且搜尋肌肉的放置過程耗時，因此許多研究試著探索簡化電極放置的估測效果[10], [11], [15], [27], [30]。在此論文中，我們將多個電極以同心圓等距放置於手肘附近，不精準地找到肌肉的位置。

sEMG訊號中容易出現的肌電訊號交擾（Cross-talk）[14]，在此配置下加劇。因此訊號分離（Source separation）成了重要的課題。而由於我們沒有真正的訊號源資訊，這成了訊號處裡中常見的盲訊號分離（Blind signal separation，BSS）問題。

設我們從觀察皮膚表面測量到的觀測值為**x**，**x**為訊號源**s**經過混合矩陣**A**線性轉換（混合）後的結果：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (3) |

我們希望能找出反混合矩陣**B**，找出訊號源**s**：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (4) |

BSS的常用的一門方法，獨立成分分析（Independent components analysis，ICA）已經被成功的應用在生醫訊號領域中[34]–[39]。在ICA演算法裡，我們定義並優化各式的訊號特徵來找出反混合矩陣。

Naik等[40]比較了多種ICA演算法對於手勢辨識準確率的幫助，其中包括：Fast-ICA、Infomax-ICA、JADE-ICA和Temporal Decorrelation Source Separation （TDSEP）。其中TDSEP和Fast ICA對於辨識率的提升最有幫助。

一般訊號處裡中常用的Fast ICA能從線性混合訊號中找出訊號源，但由於EMG訊號屬於高斯分布，ICA在sEMG中使用的效果不佳[41]，多用來濾除動作產生的雜訊[34]。

在此論文中，我們將sEMG訊號經過RMS計算後再將訊號分離，避免sEMG訊號高度高斯的性質。以下將介紹兩種本篇論文使用的sEMG訊號分離方法。

### Non-negative ICA（nICA）

nICA為Mark D. Plumbley[42]所提出的正值ICA，此方法曾被用於影像和音頻訊號的處理。nICA假設：

1. 訊號源**s**為恆正的隨機向量
2. 訊號源在**s** = 0的機率不為零

sEMG訊號為肌肉輸出功率的表徵[43]，因此以上兩種假設皆成立。

設我們從觀察皮膚表面測量到的觀測值為**x**，**x**為恆正訊號源**s**經過混合矩陣**A**線性轉換（混合）後的結果：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (5) |

|  |  |
| --- | --- |
| https://lh4.googleusercontent.com/Pcf7KDqUM_SQ4yoND2mLedCDjZwGnzCXjLh-3vT5kqn7YcyNPHEnQnqBI5LIhdIU-QZGR9J3kjZqbsUTf2qA_Acj-pUWe7qrCYR2b0yxZRyD2RI5oyXGizXdvOLFpC7jXGDgJKiEUEE  圖 14 – 訊號源**s** | https://lh6.googleusercontent.com/g7smDDxPELkgqCaYO4Y4vGdIUISkNOlMG4t9JF2mpJjnWvvHxGOUbFySsBv9cKiMmakovrZsUd1crUXk4lVf76cfArOw3rxAD0uILbEYoqyPSxsVfyrGEoY0MLUExawZr2bDYuQ25B4  圖 15 – 混合訊號**x** |

首先我們將混合訊號**x**經過ZCA白化轉換（ZCA whitening transform），白化後的**z**的共變異數矩陣（Covariance matrix）為一單位矩陣（Identity matrix）：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (6) |

設**E**為**x**的共變異數矩陣的特徵向量（Eigenvector）組成的正交矩陣；**D**為的特徵值（Eigenvalue）組成的對角矩陣。

由於

|  |  |
| --- | --- |
|  | (7) |

我們選擇

|  |  |
| --- | --- |
|  | (8) |

其中為樣本共變異數矩陣（Sample covariance matrix）

|  |  |
| --- | --- |
| https://lh6.googleusercontent.com/g7smDDxPELkgqCaYO4Y4vGdIUISkNOlMG4t9JF2mpJjnWvvHxGOUbFySsBv9cKiMmakovrZsUd1crUXk4lVf76cfArOw3rxAD0uILbEYoqyPSxsVfyrGEoY0MLUExawZr2bDYuQ25B4  圖 16 – 混合訊號**x** | https://lh4.googleusercontent.com/8_XLJmwFCtzzP_GhfeWwtuf2qoMNRTdLQaI213M2A1uzO59uTU3vNAYMhGYrIBOcUxH0Ae4v90cOBSYSFAVloXihuSWTSazzu9ztA44oIuzkwIWstiKdQ7SeFzsr8WMYDeIFBxB6jM0  圖 17 – 白化訊號**z** |

一般的ICA演算法在此階段會試著找到一旋轉矩陣使得降低反混合結果的高斯性質（Gaussianity），如利用峰度（Kurtosis）[44]。但觀察白化訊號**z**，加上我們對於**s**的假設，我們發現我們只需要找到一旋轉矩陣將白化訊號**z**的資料點都轉至第一象限即可。

定義此旋轉矩陣為**W**，旋轉結果為**y**：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (9) |

我們可以定義一成本函數（Cost function）J：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (10) |

其中，為改正後的。

由於

|  |  |
| --- | --- |
|  | (11) |

當經過**W**旋轉後的 超出第一象限時，其對應的 便是該點的成本。

為了優化成本函數J(**W**)，我們定義**W**為：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (12) |

此時優化J(**W**)變成了優化J()，而在此簡化的二維問題 ：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (13) |

其中

現在我們可以利用梯度下降法（Gradient descent）找出最佳的值，最後建構出：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (14) |

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| https://lh5.googleusercontent.com/WpFQUUP0SJsRCmKsv9BM2DZStkFYDAb2bezL5fk8ebkkWiDm3NPAyGPwuxvEE37o7IUonnkCTEM5av2Jseh2Mt9457rq5fN484cSRWew7PfKthWqKKhw13DWJbOFHBU-oV0fPtkbJrA  圖 18 – 梯度下降0次 | https://lh6.googleusercontent.com/_LA3X_InXSwy9NKOTNGN499C9GzDSEqT2whN0FLTox0iz6KHxenRqHA2cmOTcM9zBITuv2FvQ3rX-QJJBDDvUsvuj9iCNMBk0u63gn2Fq0L3qfcQRYHGV9r74CCzizfdCCid4YyezQE  圖 19 – 梯度下降150次 | https://lh6.googleusercontent.com/Y5XRcwuynyV8nkORz_5QKZvHsMMXDY6NES1IVm5jdpBHxHDSa6h1kWwjIGGqgBisVL1ASx74q3tHH24kW8oQYlKS1FwuY248fg5seWukTUeaB0RC3hUoceSIzV2sK8WPjXJMtVMagmE  圖 20 – 梯度下降400次 |

以上為nICA在處理二維問題的方法。而為處理多維問題，論文提出了兩兩維度旋轉的方法。

以下是nICA處理N維問題的步驟：

1. 設一N維旋轉矩陣**W**為單位矩陣：
2. 兩兩計算資料維度的成本函數
3. 用成本最大的兩個維度的資料構成二維資料矩陣
4. 利用前述的二維nICA找出這兩個維度間最佳的旋轉角度φ
5. 利用φ建構N維的旋轉矩陣**R**
6. 利用**R**更新**W**：
7. 回到步驟2，直到最大的成本值小於容忍值

以下是三維訊號經過nICA的處理範例：

原始資料為三維的獨立資料：

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| https://lh3.googleusercontent.com/ahS-uakJFZRUl5bsh26GC-3-J9_W0vUaL7EhDvCMJr-0_QadUK6Zvh5bwpi7aTWsDFBVsn4GiBjLGYWZ4Oh1LZ5LANUC6rEfvEIqsFy0jRYEzSGxPO2DdkDX0EgeRtb4NC03GOOX7iY  圖 21 - 原始訊號 - 從第1維度觀測 | https://lh5.googleusercontent.com/rAfR7aFw_Xa439bmHlzaMynvkS9luybD2ofT9POnkRG6kNV5OJsbWEwM9fcaP_m9By7rssr9KIIYzGKVZGndjg7PDyrEKwMk-KuJxeOKC03EaQuIx0ZGoSdOVfG8puR8d0cpY6hfWIw  圖 22 –原始訊號 - 從第2維度觀測 | https://lh5.googleusercontent.com/Im1_L9delHW_3gDfcjODJVC4QbcLy-mSs0Xx3fQAYGAoDBIwYYFcZGbs44cq2Pg6LVpPtNrE5HSz7OBFtZH-UTc0Hq1a2iDBKpNZsm9vYsGpCvim1D4yET0QOnHnSo5S2UbCGzYtqXA  圖 23 –原始訊號 - 從第3維度觀測 |

經過混合後，資料出現了相關性：

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| https://lh5.googleusercontent.com/k9I2OpoQelrk72uWY0Ow21DPNXh3qm7Vu_qPWWuTLhorhZRkK3E5jnYwuNRUNN67UL-CBsuDp91TGv4PL8-XQqFprKeD3IOtX-ZMt9Da9j4aXKmArZNZ9FrSw7hv57409UL8g_gHAwM  圖 24 – 混合訊號 – 從第1維度觀測 | https://lh4.googleusercontent.com/VSDcG7JkfGrOxME1G8LxcTvnr6xWIeStF6tNaJWBunfTeAtq9BqiixRSk_S9vP_NJokLLbDYvv0zGzupWz3NJuGxog_auVgdBtjUXrNQYl0YhiWL4v990ukSp7ZUum22BHSux28IkoI  圖 25 – 混合訊號 – 從  第2維度觀測 | https://lh3.googleusercontent.com/h6mYEjmsfMyQeFnLncEJljaggVJFYC36KhwziRSZYdrhQ3JsJstobeYrs3PhVCt4oqI9U69qU4sG-Qt2B2y32jd3k0kZ8Xp55NClFtdoSKGYxN-zd4PglwzmlUMN243JMMvA6PS1mEc  圖 26 – 混合訊號 – 從第3維度觀測 |

將混合資料經過ZCA白化：

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| https://lh3.googleusercontent.com/E6IbLjTgSYkZ8AKigib0ZFdNUN0kYksz3n5UvQOiRPAUKu5wGQExDi3TQhdxkq9Zre8O74ECVrvyjsm8vatY03luu0aF3fKqyQErfPjpv-hXhQncj57NYhJv9mYwIMQD7NFhoCTYr3Y  圖 27 – ZCA白化 – 從第1維度觀測 | https://lh4.googleusercontent.com/L3aIOSVyES88HXeucWXgqERE8EFdBhxogVGJo5tTwwlK5I2jL1o6XwHo1tPjUSqUs4j7s0Gkgvm70Z7np-nfFMJVyGu_GOfo7VN6A0PT3ERiFXLwmCUsNrms3IeIUZKxinZcNq_2fr4  圖 28 – ZCA白化 – 從  第2維度觀測 | https://lh6.googleusercontent.com/Q9HMcufovdjaAKLEg4lzsb73sW-rYp8sxLzKm7I_5GsUuViGkMsOAMK08iZg4fXtDHjqVtrvIAMRPTJ9pK4X-I4H7GDL-N3oQmbMU8Z6HVM9xgnV97whx_pAzUm-i_YgjCUG63H3VNk  圖 29 – ZCA白化 – 從第3維度觀測 |

將白化後資料已梯度下降法求出的旋轉矩陣旋轉：

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| https://lh4.googleusercontent.com/XkwzLUH9hW52VosTFFJLFZCYvnk7BIrC-SwKpUfParrKO1FrjfXt3B1AOLbrGP0H3V04--mPWjV9XjnqkWI3A0CXHFMr7m38n2rXsdHct-p6C6EbaVfVFwjlE_vx70tTmxmrDxY3OY4  圖 30 – nICA旋轉 – 從  第1維度觀測 | https://lh4.googleusercontent.com/ewTQEqMdoXu6z0rceLHN4RS7yu_y-ShJs1_6d6ZPT_EzDyAYadoOX1oYniVwS7yKl7zaxEVWi8s7g219TUDP5zZNW_2EBwSQ079yBT1YZ8h1WMUFG-SqMGuHVVURZh7gWDZ05r7qWqQ  圖 31 – nICA旋轉 – 從  第2維度觀測 | https://lh5.googleusercontent.com/kETIq54ET77cJkLi3twe8lAeTWGFtxd2V5zS2GwWgpj7yBv5FSb8YDCah3cZ0ZWitk-VGmi0Q4FPjrNbpoxINL_KJuWo8tqVd4LTNI4ONkrNkWbWpGOmdQcyOgLBRBvLVmawRu5KLEk  圖 32 – nICA旋轉 – 從第3維度觀測 |

### Temporal Decorrelation Source Separation（TDSEP）

TDSEP[45]利用訊號在時域的相關性分離訊號。作者觀察到聲音和生醫訊號都有著明顯的時域架構，以降低資料維度之間的相關性（Correlation）為分離指標。

設訊號源為，經過混合矩陣混合後，；我們希望找出反混合矩陣，使得分離後的訊號各維度間的相關性最低。

以最直覺的方式定義成本函數：

|  |  |
| --- | --- |
|  | (15) |
| 為一特定的位移常數，表示時間平均（Time average） | |

成本函數在維度間的*同時*與*延時*的互相關（Cross-correlation）消失時，為最小值。但在此定義下，位移常數必須成本函數須謹慎選擇。因此作者提出以下的成本函數

|  |  |
| --- | --- |
|  | (16) |
| 為一系列的位移常數，表示時間平均（Time average） | |

成本函數避開了位移常數的選擇問題，讓我們可以選擇多個位移常數。此成本函數便是Temporal Decorrelation Source Separation所使用的成本函數。

我們希望找出使得此成本函數為最小值的反混合矩陣，。一方法是利用梯度下降法，但該方法須耗費大量運算時間，因此論文作者提出以下方法快速的求得近似解：

1. 將混合訊號經過ZCA白化，設此訊號為**z**
2. 找出**z**在各個位移常數下維度間的相關矩陣（Correlation matrix），設所有相關矩陣之集合為
3. 利用[46]中的方法求出能夠同時對角化（Simultaneous diagonalization）**S**之旋轉矩陣**Q**

[46]中的方法以Jacobi迭代法為基礎，所求出的**Q**為近似解。

以下為二通道訊號經TDSEP的處理範例：

原始二通道訊號：

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| 圖 33 – 原始二通道訊號波形 | 圖 34 – 原始二通道訊號分布 |

觀察原始二通道訊號在0至3樣本位移之互相關（Cross-correlation），其值介於0至80間：



圖 35 - 原始二通道訊號互相關

經過混合後，訊號出現更強的相關性：

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| 圖 36 – 混合後二通道訊號波形 | 圖 37 – 混合後二通道訊號分布 |

觀察混合後二通道訊號在0至3樣本位移之互相關（Cross-correlation），其值介於1600至3200間：



圖 38 – 混合後二通道訊號互相關

將TDSEP中的設為0, 1, 2，TDSEP以混合後訊號在0, 1, 2樣本位移最小化的前提下求出反混合矩陣並反混合訊號：

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| 圖 39 – 反混合後二通道訊號波形 | 圖 40 – 反混合後二通道訊號分布 |

反混合後二通道訊號的相關性降低，其在0至3樣本位移之互相關（Cross-correlation）也降至-50至30間，與原始訊號有相同數量級的互相關性：



圖 41 – 反混合後二通道訊號互相關

## 類神經網路架構

sEMG訊號和肌肉張力具有高度非線性關係[1]，因此利用sEMG訊號進行肌肉張力、手勢和角度估測時，能處理非線性問題的類神經網路是常用的方法[10], [15], [25], [27], [29], [30], [30], [47]–[51]。以下我們將介紹兩種類神經網路架構：文獻中常用的多層感知器（Multilayer perceptron，MLP）與本論文所使用的長短期記憶類神經網路（Long Short-Term Memory，LSTM）：。

### 多層感知器（Multilayer perceptron，MLP）



圖 42 – 多層感知器類神經網路[52]

MLP是常用的前向傳遞類神經網路（Feedforward neural network）。如圖42，其最基礎的架構中包含三層帶有非線性函數的神經元（Cell）：輸入層（Input layer）、隱藏層（Hidden layer）、輸出層（Output layer）。在MLP中，前一層神經元的所有輸出在經過權重（Weight）加權後進入後一層，資料從輸入層向前推進直到最後的輸出層。

MLP的訓練使用倒傳遞演算法（Backpropagation）：將已知輸出的資料通入MLP，比較MLP輸出和已知輸出的差距並以此差距修正網路中的權重，達到學習效果。

文獻中常以MLP作為手腕角度估測器[10], [15], [27], [29], [30], [47], [51]，其架構基礎且容易訓練。

但sEMG訊號為一時間序列，肢體角度與sEMG訊號之間的關係可能因當前肢體角度的不同而改變。因此也有文獻試著使用隱馬爾可夫模型（Hidden Markov model，HMM）[34]以及外部輸入非線性自動迴歸模型（Nonlinear Autoregressive with Exogenous Input Model，NARX）[53]。HMM試著建構隱藏的狀態鏈以及其對應的估測值；NARX利用過去的模型輸出以及輸入值來估測下一個輸出值。

在類神經網路中，遞歸神經網絡（Recurrent neural network，RNN）能夠在類神經網路內部儲存訊息，以達到和HMM與NARX類似的成效。在過去，以常用的梯度下降法訓練RNN時，會遇到梯度消失（Vanishing gradient）以及梯度爆炸（Exploding gradient）問題。本論文使用的RNN架構：長短期記憶類神經網路（Long Short-Term Memory，LSTM），則可以避免此問題。

### 長短期記憶類神經網路（Long Short-Term Memory，LSTM）

本論文使用的LSTM架構參考Graves等[54]所描述的架構。



圖 43 - 長短期記憶類神經網路架構[55]

LSTM架構中包含記憶元（Cell，）、輸入閘（Input gate，）、輸出閘（Output gate，）、遺忘閘（Forget gate，）。

估測時，在LSTM的各單元進行以下運算：

* 輸入單元**z**：考慮當前輸入以及前一時刻輸出，產生希望放入當前記憶元狀態的資料
* 輸入閘**i**：考慮當前輸入、前一時刻的輸出以及前一記憶元狀態，控制**z**對當前記憶元狀態的影響
* 遺忘閘**f**：考慮當前輸入、前一時刻的輸出以及前一記憶元資料，控制前一記憶元狀態對當前記憶元狀態的影響
* 輸出閘**o**：考慮當前輸入、前一時刻的輸出以及當前記憶元狀態，控制當前記憶元狀態對輸出的影響

本論文中，我們利用兩組LSTM網路，分別估測測手腕*彎曲和伸展*以及*往外反掌和往內反掌*的角度，這兩組LSTM網路各包含8個LSTM單元。輸入以双曲正切函数（Hyperbolic tangent）作為激活函數（Activation function）；各閘以Sigmoid function作為激活函數；輸出單元以Identity activation function作為激活函數。

# sEMG訊號處理流程與分析

## nICA與TDSEP

在第二章我們介紹了nICA[42]以及TDSEP[45]兩種訊號分離演算法。nICA利用sEMG訊號功率恆正的基礎分離訊號；TDSEP利用sEMG訊號功率在時域的相關性分離訊號。以下我們比較兩種演算法在sEMG訊號的反混合結果：

### 將nICA套用於sEMG訊號

範例中為四通道的sEMG，此片段中共有四個動作，分別為手腕*彎曲和伸展*以及*往外反掌和往內反掌*。這四個動作所使用的肌肉群並沒有重複，因此理想的EMG訊號應為同一時間僅有一通道的訊號。



圖 44 – 原始sEMG訊號

首先我們將訊號經過RMS處理，RMS寬度為200毫秒：



圖 45 – 經RMS處理後的sEMG訊號

經RMS處理後的sEMG訊號反映了各通道上的功率大小，此時訊號間的相關性更為明顯。

經nICA反混合後，通道間的共同資訊減少：



圖 46 - 經nICA反混合後的sEMG-RMS訊號

### 將TDSEP套用於sEMG訊號

同以上範例，我們錄製四通道的sEMG，片段中共有四個動作，分別為手腕*彎曲和伸展*以及*往外反掌和往內反掌*。這四個動作所使用的肌肉群並沒有重複，因此理想的EMG訊號應為同一時間僅有一通道的訊號。

# 系統架構與實驗結果

此章節中我們將介紹實驗中的硬體架構、結果評估方法並比較RMS-only / nICA / TDSEP三者於手腕角度估測的準確率。

## 實驗軟硬體

此章節介紹本篇論文使用的sEMG訊號擷取硬體，以及錄製和分析所使用的軟體。

### sEMG訊號擷取與處理硬體

sEMG訊號的大小通常在幾毫伏，而皮膚和電極之間的高阻抗使得sEMG訊號容易被干擾[1]。本論文使用文獻中常用的sEMG雙極單差電極配置，在皮膚上以兩電極作為一差動放大器的輸入。

|  |  |
| --- | --- |
| IMG_0558.JPG  圖 47 – sEMG電極貼片 | 圖 48 - 雙極式sEMG等效電路[1] |

在此配置下，文獻[56]建議該差動放大器有以下特點：

1. 高共模拒斥比（CMRR），至少90dB
2. 高輸入阻抗

我們選擇Texas Instruments所生產的INA-128UA作為第一級放大器。INA-128UA為儀表放大器，放大倍率可由外部電阻控制。其CMRR在各放大倍率皆大於100dB，輸入阻抗約Ω。

皮膚和電極介面之間的高阻抗也使得訊號線容易受電力線干擾（Power line interference，PLI）。PLI會使錄製的訊號中有額外的60Hz頻率成分，和sEMG的主要能量頻帶（50-100Hz）重疊[1], [56]，若以帶拒濾波器（Band-stop filter）濾除60Hz的訊號，將有sEMG的資訊漏失。PLI會因電極至放大器間的導線長度增加而加劇，因此文獻中建議使用使用主動電極（Active electrode）[45]，將第一級的差動放大器和電極貼片置於同一塊電路板，縮短導線距離：

|  |  |
| --- | --- |
| 圖 49 – 主動電極正面 | 圖 50 - 主動電極背面 |

從主動電極取得sEMG訊號後，更多主動電路提升訊號品質：

1. 低通濾波器 – Sallen-Key架構 – 450Hz
2. 高通濾波器 – Sallen-Key架構 – 10Hz
3. 反向放大器 – 放大倍率可調

為了配合後端類比數位轉換器（Teensy 3.2 ARM Cortex-M4），最後將訊號以反向加法器提高準位。

|  |  |
| --- | --- |
| https://lh3.googleusercontent.com/h4rQcIULMWeaZU6CQMBcUlieEgczQGyd01LN_FFCFoLz9ia9xvnoOmB9f0ujd4N9FiIkJkMxxAnBiLPdSc0HSG7Lt_uASAg3vx8VovLg2JO9lDU6U9EGQ8bRM9SoCfecGCsSrJOwq20  圖 51 – 低通濾波器電路圖 | https://lh5.googleusercontent.com/A0_Scipo2UrrcQ5jIAJh-fA7np2wVReQARKJmmzi4LdoCfeF4lsAqsg35MiNIogDcseGOJcg-HTDtte0E315-7y9FrOtiDpsooQz8QVX9QdAf4hZK4qCQHgoMnmmTRmYIOdSzESRnQY  圖 52 –高通濾波器電路圖 |
| https://lh6.googleusercontent.com/elDJ6RIpuOBWtjmY8CmmwmWfzbAygOA7OcKYRk4nmfyvSV99MXAZlQcOsD_uXVVO64d1BC-XQ_LhTwdkrcbGWTn_sYoxZ5qF1ZGi0gkSrSD93T6LPDGKH3QhxPZHN3bvlWSwJdws5wA | https://lh6.googleusercontent.com/6RCNIo6kUnjM4ytdlbcdGSxJ_xE1jGxO992AFyt6zQagStYILh8Dicgi0WUXPdrI3Yms1CmVcDpSgzUqiSxC2wKk4ivor4VZJ4e1qorzldGDObePFSvDVnAu-NpmYYabedUnIcZL3gk |
| 圖 53 - 反向放大器電路圖 | 圖 54 – 反向加法器電路圖 |



圖 55 – 主動電路電路板

將訊號準位提升至正電壓後，我們使用PJRC生產的Teensy 3.2（ARM Cortex-M4）將類比訊號轉換為數位資料，並透過序列埠（Serial port）將資料傳至電腦。Teensy 3.2上的ARM Cortex-M4允許我們進行12-bit類比數位轉換以及高速序列埠溝通，sEMG訊號取樣頻率為2500Hz.



圖 56 – Teensy 3.2 [50]

### sEMG訊號擷取與處理軟體

Processing 3[58]從序列埠接收Teensy 3.2所傳送的sEMG訊號。利用Processing 3我們能實時畫出接收到的sEMG訊號，並且將訊號輸出至文字檔。在類神經網路訓練階段，Processing 3所輸出的文字檔交由Mathworks公司的Matlab進行處理。實驗中所使用的Matlab版本為2018a. 在Matlab中我們進行：

1. Windowed RMS計算
2. 尋找nICA / TDSEP 反混合矩陣
3. 降採樣（Decimation）
4. 正規化（Normalization）
5. 整理處理後的sEMG資料，以文字檔格式供類神經網路使用

長短期記憶類神經網路由C語言實現，並由gcc 5.4.0編譯。其架構為[58]描述地Vanilla LSTM. 在訓練階段，類神經網路會從Matlab輸出的文字檔讀取資料進行訓練。

### 訓練與實時估測之軟體流程

如圖45，在訓練階段，資料經過Matlab處理後再交由C語言實現的類神經網路訓練，訓練得出的模型即可在實時估測時使用。訓練時資料是整批送出，Matlab所整理的sEMG訊號為一次實驗錄製的所有資料。

如圖46，在實時估測階段，Matlab的工作交由運算速度較快的Processing 3負責，這包括：

1. Windowed RMS計算
2. 套用nICA / TDSEP 反混合矩陣
3. 正規化

Processing 3每收到一個sEMG訊號樣本，便會做以上的處理。處理後的sEMG訊號樣本以虛擬序列埠傳至類神經網路估測，估測結果以虛擬序列埠實時傳回Processing 3顯示，達到實時估測的成果。由於角度估測頻率為35Hz，Processing 3並非每一樣本皆傳出，而是以28.6（1000/65）毫秒的週期傳出樣本。

|  |  |
| --- | --- |
| 訓練階段： | 實時估測階段： |
| C:\Users\Dymnz\Desktop\Untitled Diagram.png | C:\Users\Dymnz\Desktop\Untitled Diagram.png |
| 圖 57 – 訓練階段軟體流程 | 圖 58 – 實時估測階段軟體流程 |

Reference