

中國醫藥大學針灸研究所碩士論文

編號：GIAS-96-9502

指導教授：林昭庚 教授

共同指導教授：魏大森 助理教授

論文題目

電針對痙性偏癱中風患者

平衡與步態之立即性效應

The Immediate Effect of Electro-acupuncture on Balance
and Gait in Stroke Patients with Spastic Hemiplegia

研究生：郭大維

中華民國九十七年七月二十二日

中國醫藥大學碩士班研究生
論文指導教授推薦書

針灸研究所，郭大維君所提之論文電針對痙性偏癱中風患者平衡與步態之立即性效應（題目），係由本人指導撰述，同意提付審查。

指導教授 林昭文（簽章）

中華民國 97年 7月 7日

中國醫藥大學碩士班研究生
論文口試委員審定書

針灸研究所，郭大維君所提之論文電針對癱性偏癱中風患者平衡與步態之立即性效應（題目），經本委員會審議，認為符合碩士資格標準。

論文口試委員會

委員 郭大維 (簽章)

許昇峰
林昭慶

所長 李德安

中華民國

97年

7月

7日

目 錄

目錄	
圖目錄	
表目錄	
中文摘要	
第一章、前 言	1
第二章、文獻探討	3
2.1. 腦中風	3
2.2. 痙攣的病理機轉和發生率	7
2.2.1. 痙攣的定義	7
2.3. 痙攣的評估方式	7
2.3.1. 類似 Ashworth 的評估方式 (Ashworth-like Scales)	7
2.3.2. 類似 Tardieu 的評估方式(Tardieu-like Scales)	8
2.3.3. 其他臨床評估量表(Other Clinical Grading Scales)	8
2.4. 中西醫對於痙攣的治療方式	11
2.4.1. 西醫部分	11
2.4.2. 中醫部份	13
2.5. 步態分析介紹	17
2.5.1. 步態週期	17
2.5.2. 步態分析應用	20
2.5.3. 地面反作用力	22
2.5.4. 偏癱患者的步態	25
2.6. 安慰針的應用	27
2.6.1. Streitberger K 安慰針設計	27
2.6.2. Park Sham Device 安慰針裝置	28
第三章、材料與方法	30
3.1. 研究對象	30
3.2. 研究步驟	31
3.2.1. 研究流程	32
3.2.2. 受試者的選擇與分組	33

3.3. 實驗場地，設備及器具	34
3.3.1. 足底壓力測量儀	34
3.3.2. 電腦化步態分析儀	36
3.3.3. 電針治療用設備	43
3.4. 實驗用穴位的介紹	44
3.5. 統計分析	47
第四章、結 果	52
4.1. 受試者的基本資料	52
4.2. 電針治療對步態方面的影響	54
4.2.1. 實驗組與對照組兩組間治療前後的比較	54
4.2.2. 實驗組與對照組各組組內治療前後的比較	55
4.3. 電針治療對平衡的影響	56
4.3.1. 實驗組與對照組兩組間治療前後的比較	56
4.3.2. 實驗組與對照組各組組內治療前後的比較	58
4.4. 電針治療對足底壓力的影響	60
4.4.1. 實驗組與對照組各組組間治療前後的比較	60
4.4.2. 實驗組組內治療前後的比較	62
4.4.3. 對照組組內治療前後的比較	63
第五章、討 論	64
5.1. 電針對步態的影響	64
5.2. 電針對平衡的影響	66
5.3. 電針對足底壓力的影響	66
5.4. 個案選擇的影響	67
第六章、結 論	69
參考文獻	70
附錄一、研究計畫邀請單	78
附錄二、同意臨床試驗證明書	79
謝 辭	82

圖目錄

圖 一、台灣地區 95 年與 96 年主要死因死亡人數	3
圖 二、2005 年台灣地區國人腦血管疾病年齡別死亡率 ^[78]	4
圖 三、完整步態週期 ^[37]	17
圖 四、完整步態週期 ^[37]	18
圖 五、正常的步態週期 ^[33]	19
圖 六、步態週期之分期 (Division of the gait cycle) ^[33,58,59] ...	20
圖 七、垂直面地面反作用力圖 ^[37]	23
圖 八、地面反作用力 (GRF) (三個方向) ^[37]	23
圖 九、地面反作用力 ^[14] (垂直面)	24
圖 十、Streitberger 安慰針 ^[63]	28
圖 十一、Park Sham Device (PSD) 示意圖 ^[57]	28
圖 十二、朴氏偽針裝置 (Park Sham Device)	29
圖 十三、朴氏偽針 (Park Sham Needle)	29
圖 十四、足底壓力測量	34
圖 十五、靜態平衡測試結果	35
圖 十六、動態足壓測試結果	35
圖 十七、靜態足底壓力分佈結果	36
圖 十八、電腦化的步態分析測試	36
圖 十九、Ultraflex 電腦化的步態分析測試	37
圖 二十、Ultraflex 資料收集器	37
圖 二十一、CDG Shoes	38
圖 二十二、Cyclogram	38
圖 二十三、Histogram	39
圖 二十四、Gaitline	39
圖 二十五、Force graphics	40
圖 二十六、治療前	41
圖 二十七、治療後	42
圖 二十八、SSP 銀錐點低週波治療儀	43

圖 二十九、Park Sham Device.....	44
圖 三十、足三里穴位圖 ^[77]	44
圖 三十一、陽陵泉穴位圖 ^[77]	45
圖 三十二、實驗用穴位	46



表目錄

表一、2005年台灣地區國人腦血管疾病死亡率統計 ^[78]	4
表二、95、96年台灣地區國人十大死因及百分比變化 ^[79]	6
表三、Ashworth Scale ^[67]	8
表四、Modified Ashworth Scale (MAS) ^[45]	9
表五、Modified Tardieu Scale ^[1,15]	10
表六、常見抗痙攣藥物 ^[34]	11
表七、常見抗痙攣藥物 ^[34]	12
表八、步態分析研究所使用之參數 ^[42]	21
表九、步態分析參數	49
表十、平衡分析參數	50
表十一、足底壓力參數	51
表十二、實驗組與對照組研究對象之基本資	52
表十三、針感遺留的反應	53
表十四、兩組間治療前後的步態不對稱性之統計結果	54
表十五、兩組組內治療前後步態不對稱性之統計結果	55
表十六、兩組組間治療前後的平衡不對稱性之統計結果	56
表十七、兩組組間治療前後的平衡統計結果--續	57
表十八、兩組組內治療前後的平衡統計結果	58
表十九、兩組組內治療前後的平衡統計結果--續	59
表二十、組間治療前後足底壓力不對稱性之統計結果	60
表二十一、組間治療前後足底壓力不對稱性之統計結果--續 ..	61
表二十二、組內治療前後足底壓力不對稱性之統計結果	62
表二十三、組內治療前後足底壓力不對稱性之統計結果-續 ...	63

電針對痙性偏癱中風患者平衡與步態之 立即性效應

研究生 郭大維
指導教授 林昭庚 教授
共同指導教授 魏大森 助理教授
中國醫藥大學 針灸研究所

中文摘要

中風是一個相當常見的問題，造成了患者功能上與生活上的改變。每年將近有三萬多名三十五歲以上的國人發生第一次中風，80%的中風患者會有患側肢體運動障礙如：偏癱、動作不協調、步行困難等，而不正常痙攣現象是造成這些運動障礙的主要因素。

針灸是傳統中醫學重要治療項目之一，較其他治療而言相對便宜且安全，目前已被多數患者所接受並被廣泛運用在中風後改善運動、感覺、語言及其他神經生理功能障礙之治療上；針灸治療已被證實可改善中風後遺症，增加患側肢體肌力及行走時動作協調性，並可提昇患者的生活品質，而電針為傳統針刺加上電刺激的療法，在臨床上已應用於疼痛、神經、骨骼肌肉等疾患。如何減少家屬照顧負荷、提供更有效治療方法以改善患者行走功能及步態，是我們持續關注與介入的目標。

本研究採隨機雙盲設計，預計由彰化基督教醫院復健醫學科門診篩選 30 名年齡介於 45~75 歲之首次中風患者，患病期間為六個月到三年期間，收案後隨機分成實驗組 (n=15) 與對照組 (n=15) 兩組，實驗組採標準復健治療合併電針治療，而對照組則採標準復健治療合併偽電針治療，治療後以客觀的實驗室檢查(電腦化步態、平衡測試與足底壓力分析)來評估痙性偏癱中風患者在治療前、後平衡與步態之差異。

本研究的目的是在於探討下肢痙性偏癱中風患者在一般標準復健治療併電針治療與偽電針兩組於步態、平衡與足底壓力之差異性。

本研究的結果顯示下肢痙性偏癱中風患者，電針治療後在地面反作用力之不對稱性的確有顯著的改善，但在步態與平衡功能性方面有關的

參數，在治療前後並沒有達到立即性的效益，本研究之結果可以提供做為中風患者在復健之外的另一個選擇。

關鍵詞：腦中風，痙攣性，針灸，電針，平衡，步態



第一章、前言

80%的中風患者有對側肢體的運動障礙（Motor Impairment），如：偏癱、動作不協調、步行困難等。文獻亦指出，中風後有65%的病人會有痙攣現象^[49]，而與痙攣性有關聯的異常反射被認為是造成這些運動障礙的主要原因^[6,10,47]。

一般中風後高張力性的痙攣會比低張力性的痙攣較常出現。而雖然出現痙攣性的下肢使得中風患者得以利用來它來支撐其身體重量與轉位，但相對的也為患者的日常生活及活動帶來許多不便之處^[53]。

在過去研究中發現，腦中風患者發病六個月後約85%患者會有行走能力^[54]，雖然如此，大多數患者明顯表現出不正常步態，特別是垂足（drop foot）或痙攣性踝關節僵硬^[40]。

除此之外，影響步行表現之因子尚有步行速度變慢、步距變小、患側單腳步踏時間變小、雙腳支撐站立時間變長、收縮肌與拮抗肌不自主同時收縮^[39]、對稱性不佳、肌力下降、感覺與運動障礙、本體功能障礙、平衡能力較差、地面反作用力分布不均等等^[13,31,62]。而肌肉痙攣則是造成步態不對稱的主要原因^[25]。

痙攣（spasticity）依其嚴重程度而有下列不同處置方式，如關節活動度運動（ROM exercise）、打石膏（casting）、戴副木（splinting）、功能性電刺激療法（functional electrical stimulation）、口服藥物、局部注射酚（phenol）、施打A型肉毒桿菌毒素（BOTOX）、開刀等^[15]。

針灸是傳統中醫學重要的治療工具之一，相較其他的治療而言是便宜且安全，目前已被多數人所接受且廣泛被運用在中風後改善運動、感覺、語言及其他神經、生理問題^[27,35,48,75]。

過去研究指出中風患者接受標準復健治療合併針灸治療比僅接受標準復健治療者而言，其恢復狀況較快且復原的程度也較好，其它如平衡能力、活動能力、日常生活功能、生活品質改善與住院天數減少^[17]。

研究指出針灸在治療急性期缺血性中風患者，對罹病初期有較低神經學分數者，其在針灸的介入後有較佳之改善程度，且實驗組（標準復

健治療合併針灸治療)與對照組(標準復健治療)有顯著差異^[28];另外,亞急性中風患者在患病一年之追蹤研究中顯示出,針灸組在六週或一年的治療期後其動作控制、日常生活與健康狀況的表現均較對照組有較明顯的改善^[3]。

電針是傳統針刺再加上電刺激的療法,對疼痛、神經肌肉骨骼疾患等有一定療效^[46]。而對於中風後產生痙攣性的患者而言,電針可用來治療中風後產生痙攣的情形^[71]。另外,持續的使用電針治療則可維持痙攣性降低的效果^[46,51,52,87],電針除可縮短住院與復健的時間外;對於,神經、生理及功能性癒後也有較佳表現,在患者自我照護及其自信心上也有顯著差異^[66]。

一般評估患者步態的異常,多以患者步行時之時間參數(速度、單腳著地時間、雙腳支撐時間、步行頻率等)、距離參數(步距、步長等)、動力學參數(地面反作用力、足底壓力等)來評估患者功能性表現與恢復之相關性,因此本研究以患者步態表現各項參數來探討電針對改善患者步態之立即成效。

本研究目的是以電針(Electro-acupuncture)作為主要的研究工具,探討下肢痙性偏癱患者在接受後電針治療(實驗組)與偽電針(對照組)治療後,藉由客觀的步態分析儀比較其步態及行走功能改善之差異。

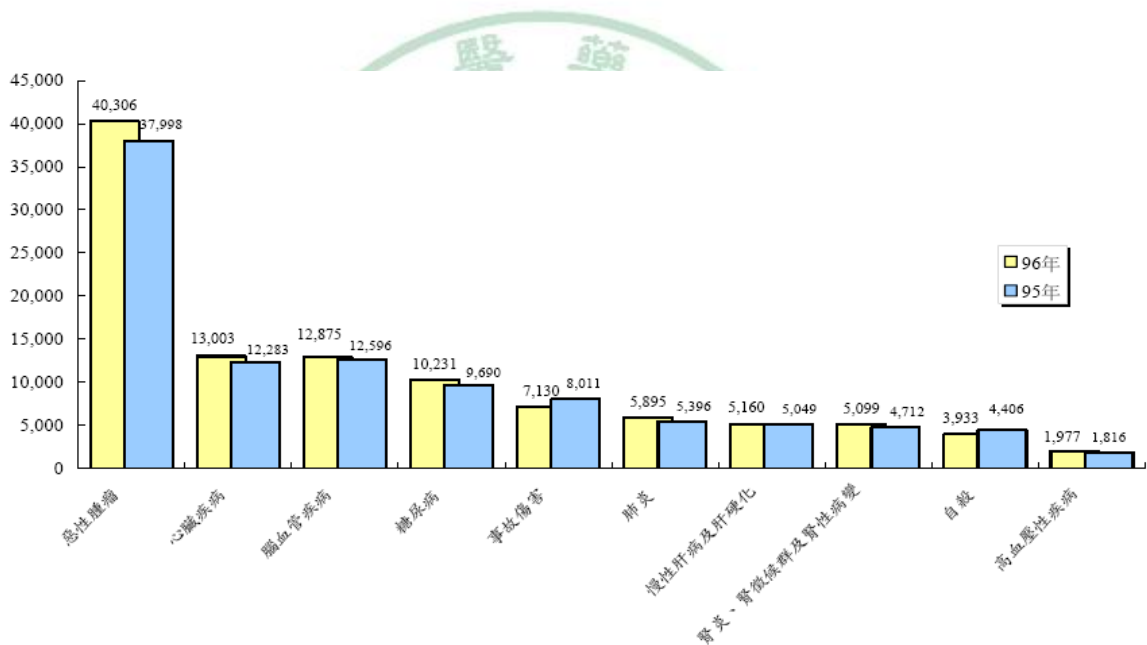
第二章、文獻探討

2.1. 腦中風

根據 2007 年台灣地區主要死因統計，當年有 12,875 人（圖一）死於腦血管疾病（每十萬人口 56.2 人死亡，占當年所有死亡者的 9.2%）。

96 年十大主要死因內容與 95 年相同，其中除（96 年第二位）心臟疾病與（96 年第三位）腦血管疾病之順位與 95 年兩主要死因之順位對調外，其餘主要死因順位與上年相同。

十大主要死因死亡人數占總死亡人數的 75.8%，其中仍以惡性腫瘤占 28.9% 最多；其次為心臟疾病與腦血管疾病分別占 9.3% 與 9.2%^[79]。



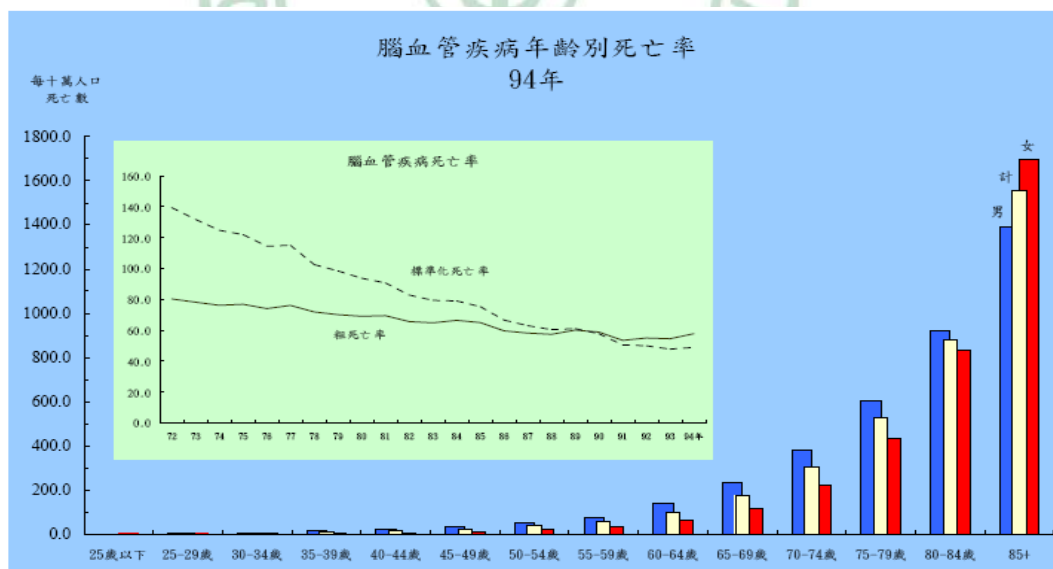
圖一、台灣地區 95 年與 96 年主要死因死亡人數

而近年的統計指出，國內腦血管疾病的死亡率自 1961 年後快速增加，至 1983 年達到尖峰（每十萬人口 365.62 人死亡）；腦血管疾病自民國 60 年起有 11 年高居國人十大死因之首位，但 70 年代以來死亡率呈逐年下降之勢，94 年死亡率為每十萬人 57.8 人，較 89 年減少 3.8%；若與 84 年相較，則減少 13.0%^[78]（見表一、圖二）。

表一、2005年台灣地區國人腦血管疾病死亡率統計^[78]

腦血管疾病死亡率統計									
單位：人,每十萬人口									
年別	合計			男性			女性		
	死亡數	死亡率	標準化死亡率	死亡數	死亡率	標準化死亡率	死亡數	死亡率	標準化死亡率
94年	13,139	57.81	48.86	7,785	67.39	57.88	5,354	47.90	39.68
89年	13,332	60.10	61.11	7,822	68.90	69.73	5,510	50.87	51.89
84年	14,132	66.45	78.98	8,308	75.88	88.53	5,824	56.44	68.21
94較89增減%	-1.45	-3.81	-20.05	-0.47	-2.19	-16.99	-2.83	-5.84	-23.53
94較84增減%	-7.03	-13.00	-38.14	-6.30	-11.19	-34.62	-8.07	-15.13	-41.83

附註：標準化死亡率係以2000年WHO世界人口年齡結構為基準



圖二、2005年台灣地區國人腦血管疾病年齡別死亡率^[78]

中風是全世界排名第三位的死因；在中國大陸，它是城市裡排名第二最常見的死因；相較於鄉村的第三位常見死因；同時中風也是造成老年人殘障與依賴的主要原因。在四十五歲及超過四十五歲人中，中風

的盛行率為每年每千人有 17.5 人。而造成與中風相關的依賴性行為盛行率為每年每千人中有 17.1 人^[72]。腦血管疾病是要居台灣居民十大死因（96 年）的第三位（見表二）^[79]，僅次於癌症與心臟疾病，若將不同的癌症個別統計，則腦中風超越所有單一類疾病，為最主要死因。

雖然近十年來，腦中風的治療與照顧有很大的進展，使得腦中風的疾病致死率有明顯下降，但腦中風的發生率若下降不多，仍然使得腦中風的盛行率上升，全人口所要負擔的腦中風病患數更多。所以一旦發生腦中風，不僅急性期的醫療照顧支出增加，中、長期的醫療照顧支出與家庭社會的成本更是龐大。



表 二、95、96 年台灣地區國人十大死因及百分比變化^[79]

順位	死亡原因	死亡數 (人)	每十萬人 口死亡率 (%)	死亡百分 比 (%)	死亡率 (與 95 年比較)	
					增減%	增減數
1	惡性腫瘤	40,306	175.9	28.9	2.8	16.4
2	心臟疾病	13,003	56.7	9.3	5.6	9.4
3	腦血管疾病	12,875	56.2	9.2	5.4	2.9
4	糖尿病	10,231	44.6	7.3	1.8	1.0
5	事故傷害	7,130	31.1	5.1	5.2	2.2
6	肺炎	5,895	25.7	4.2	-11.4	-4.0
7	慢性肝病及 肝硬化	5,160	22.5	3.7	8.8	2.1
8	腎炎、腎徵候 群及腎性病變	5,099	22.2	3.7	1.8	0.4
9	自殺	3,933	17.2	2.8	-11.1	-2.1
10	高血壓性疾病	1,977	8.6	1.4	8.4	0.7

註明：其中除(2)心臟疾病與(3)腦血管疾病之順位與上年兩主要死因之順位對調外，其餘主要死因順位與上年相同。

2.2. 痙攣的病理機轉和發生率

2.2.1. 痙攣的定義

“ a motor disorder characterized by a velocity-dependent increase in tonic stretch reflexes (muscle tone) with exaggerated tendon jerks , resulting from hyper-excitability of the stretch reflex , as one component of the upper motor neuron syndrome.”^[41]

痙攣 (Spasticity) 是上運動神經元 (Upper motor neuron) 損傷症候群中的一類，它的特徵是患者的肢體會隨著快速的肢體曲伸活動而增加肢體張力的運動障礙^[41]。

痙攣可分為陽性 (Positive symptoms) 症狀及陰性 (Negative symptoms) 症狀的表現，陽性症狀的表現包括屈伸時阻力的增加或許多反射動作的出現，而陰性症狀的表現則是精巧度降低、無力、疲累等^[18,47]。

首次發生中風的患者在中風一年後出現痙攣的盛行率為39%^[70]；研究顯示出痙攣會在中風後的一至三個月內達到顛峰^[65]。

2.3. 痙攣的評估方式

臨床上，所有用來評估痙攣的方式，根據其評估的技巧與評分標準可被歸類為三個主要族群^[32]。

2.3.1. 類似 Ashworth 的評估方式 (Ashworth-like Scales)

Ashworth Scale (AS) 起初是為了檢視抗痙攣藥物在治療多發性硬化症 (Multiple Sclerosis, MS) 的療效而發展出的簡易臨床評估工具，但後來被 Bohannon 與 Smith 修改了原始的評分標準，為了增加其評估的敏感性而在 1 與 2 評分間增加了 1+ 的評分^[7]。

原始的 Ashworth Scale (AS) 是由首先使用五分 (5-point) 的評分量表來量化當在給予患者被動關節活動時所遭遇到的阻力，至今，主要還是使用 Ashworth Scale 或 Modified Ashworth Scale 來作為臨床上評估痙攣的工具，而這兩種評估工具其信度雖然在某些程度上是良好的，但其效度則不是如此^[2]，Ashworth Scale 有許多不同的修正版本，例如評分

修正為六分（6 point）的 MAS-B，或是結合 AS 與 MAS-B 的 MAS-P 與 New York University Tone Scale（NYU）等等三種。

而 AS 與 MAS 具有以下特色：

- (1).為最常被使用的臨床評估方式
- (2).提供的是一個主觀的數據
- (3).MAS 是具有較好量化標準的評估工具

2.3.2. 類似 Tardieu 的評估方式(Tardieu-like Scales)

Tardieu Scale.在 1954 年被 Tardieu 等人提出，且隨後由 Held 等人修正，最後由 Boyd 與 Graham 做確認，原始的 Tardieu Scale 評估相當耗時因此隨後被簡化為 Modified Tardieu Scale^[32]。

2.3.3. 其他臨床評估量表(Other Clinical Grading Scales)

1. 艾許沃斯評分（Ashworth Scale）^[67]（見表三）

表 三、Ashworth Scale^[67]

<i>Score</i>	<i>Description</i>
0	No increase in muscle tone
1	Slight increase in muscle tone giving a catch and release when the limb was moved in flexion or extension
2	More marked increase in muscle tone, but limb moves easily
3	Considerable increase in tone, passive movement difficult
4	Limb rigid in flexion or extension

說明：

0 分---肌肉張力沒有增加

1 分---肌肉張力稍微增加，當關節被動屈曲或伸直時，只有一些阻力，但很快就鬆弛

2 分---肌肉張力增加更多，當關節被動活動時的整個過程中均有阻力明顯增加，但仍很容易移動

3 分---肌肉張力增加相當的大，當關節被動活動時，阻力非常強，活動困難

4 分---肢體被動屈曲或伸直時呈僵直現象

2.改良式艾許沃斯評分 (Modified Ashworth Scale) ^[45] (見表四)

表 四、Modified Ashworth Scale (MAS) ^[45]

Grade	Description
0	No increase in muscle tone
1	Slight increase in muscle tone, manifested by a catch or by minimal resistance at the end of the range of motion (ROM) when the affected part(s) is moved in flexion or extension
1+	Slight increase in muscle tone, manifested by a catch, followed by minimal resistance throughout the remainder (less than half) of the ROM
2	More marked increase in muscle tone through most of the ROM, but affected part(s) easily moved
3	Considerable increase in muscle tone, passive movement difficult
4	Affected part(s) rigid in flexion or extension
9	Unable to test

說明：

0 分---肌肉張力沒有增加

1 分---肌肉張力稍微增加，當關節被動屈曲或伸直時，只有一些阻力，但很快就鬆弛

1+分--肌肉張力稍微增加，當關節被動屈曲或伸直時，只有一些阻力，且阻力發生在前 1/2 內

2 分---肌肉張力增加更多，當關節被動活動時的整個過程中均有阻力明顯增加，但仍很容易移動

3 分---肌肉張力增加相當的大，當關節被動活動時，阻力非常強，活動困難

4 分---肢體被動屈曲或伸直時呈僵直現象

9 分---無法測試

3.改良式它氏量表 (Modified Tardieu Scale) ^[2,67] (見表五)

改良式它氏量表 (Modified Tardieu Scale) 被認為是比改良式艾許沃斯量表 (MAS) 更適合用來作為臨床上評估痙攣的工具；量表中所記錄的有二，一是在兩種速度下所做的被動關節運動，二則是記錄在感覺到被動關節運動有清楚阻力下的角度 (包括肌肉的反應和肌肉動作時的角度) ^[32]。

改良式它氏量表使用的時候，我們可以利用量角器獲得兩個關節角度為 R1 與 R2，R1 代表的是快速拉伸關節時所感覺到阻力時的關節活動度，而 R2 代表的是在慢速拉伸關節時，所可以得到的關節活動度；

另外，肌肉反應的測試則在三種不同速度下的進行，分別是為 V1、V2、V3，在每一個速度下測到的反應程度分別以 0-5 的分數來表示^[1]。

表 五、Modified Tardieu Scale^[1,15]

Velocity of stretch 牽拉速度	
V1	Velocity as slow as possible (slower than natural drop of limb segment under gravity)
V2	Velocity of limb falling under gravity
V3	Velocity as fast as possible(faster than rate of natural drop of limb under gravity)
Dynamic range of motion 動態關節活動度	
R1	Angle of catch following fast velocity stretch
R2	Passive range of movement following slow velocity stretch
Quality of muscle reaction 肌肉反應的品質	
0	No resistance through the course of the passive movement
1	Slight resistance throughout course of the passive movement , no clear catch at precise angle
2	Clear catch at precise angle , interrupting passive movement , following by release
3	Fatigable clonus
4	Unfatigable clonus
5	Joint unmovable

說明：

Velocity of stretch：牽拉速度

V1：在重力下，比肢體自然放下的速度還慢一些

V2：在重力下肢體放下的速度

V3：比肢體在重力下自然放下的速度還快一些

2.4. 中西醫對於痙攣的治療方式

2.4.1. 西醫部分

Michael 等人（2001）與 Joann E.G（2004）等人歸納出治療痙攣的藥物有^[34,55]：（見表六、七）

1. 口服藥物：

diazepam， baclofen， dantrolene sodium， tizanidine hydrochloride。

2. 其他藥物：

cannabis 等

3. 腦脊髓膜內注射劑

baclofen， morphine sulphate， fentanyl

4. 局部注射治療

phenol 或 alcohol block 的神經溶解術注射。（缺點：會有疼痛的危險及持續的不愉快的異常感），而肉毒桿菌注射（botulinum toxin， Botox）為治療痙攣最有顯著療效的。

表六、常見抗痙攣藥物^[34]

Drug	Site of Action
Diazepam	Brainstem reticular formation and spinal polysynaptic pathways
Dantrolene sodium	Skeletal muscle calcium stores
Oral and intrathecal baclofen	GABA-b receptors
Tizanidine hydrochloride	α_2 -adrenergic receptors
Botulinum toxin BOTOX 肉毒桿菌	Neuromuscular junction
Phenol	Nerve

說明：

藥物	作用點
diazepam	腦幹網狀活化結構與脊髓多突觸的路徑
dantrolene sodium	骨骼肌中鈣離子的儲存處
oral and intrathecal baclofen (ITB)	GABA-b 的接受器
tizanidune hydrochloride	α 2-adrenergic 接受器
botulinum toxin 肉毒桿菌	神經肌肉交接處
phenol 酚劑	神經

表七、常見抗痙攣藥物^[34]

Drug	Initial Dose	Maximum Dose	Doses per Day	Adverse Effects
Diazepam	5 mg or 2 mg 2 times per day	60 mg		Fatigue; reduced motor coordination, intellect, attention, memory
Dantrolene sodium	25 mg	400 mg	100 mg 4 times per day	Hepatotoxicity, generalized muscle weakness
Oral baclofen	5 mg 3 times per day	80 mg	4	Drowsiness, confusion, headache, lethargy
Intrathecal baclofen	25 μ g	500-1,000 μ g	Continuous dosing	Pump malfunction
Tizanidine hydrochloride	2-4 mg	36 mg	2-3	Dizziness, sedation, dry mouth
Botulinum toxin	200-300 U Botox 800-1,200 U Dysport	400 U Botox every 3 mo	\geq 12-wk intervals	Injection site pain, muscle weakness in injected muscle, hematoma, muscle necrosis, phlebitis
Phenol injection	4%-6% aqueous solution			Causalgia with sensory nerve injury, pain at injection site, hematoma

說明：

藥物	副作用
diazepam	疲倦、動作協調性降低、智力降低、記憶力降低
dantrolene sodium	肝毒性、肌肉無力
oral baclofen	嗜睡、困倦、混亂、頭痛
intrathecal baclofen	幫浦機能不良
tizanidune hydrochloride	頭昏、鎮靜、口乾
botulinum toxin 肉毒桿菌	注射處疼痛及肌無力、血腫、肌肉壞死、靜脈炎
phenol 酚劑	GABA-b 的接受器

2.4.2. 中醫部份

2.4.2.1. 電針治療定義

電針是指針刺人體經穴得氣後，將針通以電脈衝，代替手捻針之刺激，而達到治病或止痛的一種針刺方法，也就是用電針儀輸出脈衝電流，通過毫針作用於人體經絡穴位達到治病目的的一種針法^[82]，它的應用相當廣泛。電針可以增加疼痛閾值產生止痛的作用，且比手針來的更有效甚至電針的止痛療效比單純針刺更佳^[22]。

有研究指出電針對於精神焦慮、憂鬱、各種疼痛、腦中風、脊髓損傷、腸胃道疾病、神經肌肉骨骼疾患、藥物成癮等皆有一定的療效^[66]。

穴位一般選用同側肢體 1-3 對穴位為宜，不可過多，針刺得氣後，將電針儀的輸出線分別連接到針體上，選擇好波形、頻率，然後打開電源開關，緩慢調節電源強度旋鈕至治療所須劑量，治療過程中應經常詢問患者感覺，一般在刺激一段時間後，會因對刺激適應而感覺強度減弱，這時若視情況適當增加刺激量，治療完畢後，先緩慢旋轉強度旋鈕歸零，然後切斷電源，取下夾子、出針^[80]。

2.4.2.2. 電針治療的歷史

公元前 46 年，Scribonius Largus 提到利用電鰻的生物體電氣應用於治療慢性頭痛與痛風^[85]。

十八世紀後，伽凡尼（Luigi Galvani）在實驗中發現將電流通到青蛙腿部會引起收縮現象，引發科學家對電療與生物體間刺激與反應的好奇且深入研究^[80]。

1816 年，法國醫師柏利奧慈（Louis Berlioz）首先提出把針刺結合電療以增進治療的效果；且發表了針刺治療神經痛的報告中，建議「在針上通以電流所產生的電刺激，可能會增強其治療作用^[86]。

1825 年，法國針灸家薩朗第愛（Sarlandiere）醫師發表使用電針治療風濕、痛風等神經系統病變之成效，為應用電針之第一人；1902 年，德克使用直流電斷續對頭部通電，認為有催眠的效果，且對麻痺的肌肉及神經有效^[81]。

1958 年，當中國正發展以針灸來協助手術麻醉時，他們以金屬絲台附著於針上並通以電流，因此電針隨之而生；接著在 1960 年代，電針開始導入臨床使用，特別是用於有慢性的疼痛與神經生理疾患的病人身上^[9]。

1965 年，Melzack 及 Wall 提出閘門控制學說（Gate control theory），使電刺激止痛的機轉得到合理的解釋^[50]。

1972 年，Man 與 Chen 提出雙閘門理論，認為閘門學說中的閘門開放與關閉並非是孤立的作用，其關鍵不僅是在脊髓，而是中樞神經的影響^[44]。

2.4.2.3. 電針治療的機轉

Moon S. K 等人認為電針對降地痙攣性的療效機轉至今仍不是完全的清楚。且有的報告指出，電針是因為透過降低脊椎運動神經元的興奮性而達到降低痙攣的療效^[51]。

2.4.2.4. 電針的適用範圍^[83]

1. 肌肉韌帶關節損傷疾病。

2. 各種痺症、痿症、神經性病變。
3. 心、胃、腸、膽、膀胱、子宮等臟腑器官功能失調。
4. 針刺麻醉。
5. 鎮痛作用。
6. 神經損傷或其他原因肌肉廢用後萎縮。
7. 促進血液、淋巴液循環、消除水腫。
8. 改善發炎、消腫及加速組織修復後避免結締組織沾黏。
9. 增強肌力、放鬆肌肉痙攣。

2.4.2.5. 電針的波形^[83]

1.可調波

疏波：可調頻率為 1~50 次/秒，常用於止痛、鎮靜、緩解肌肉和血管痙攣，針刺麻醉。

密波：可調頻率為 50~250 次/秒，常用於治療痿症，及各種肌肉關節、韌帶、肌腱損傷。

2.疏密波：是一種疏波密波交替出現的組合波，可以改善組織營養、鎮痛。適用於筋骨扭傷、關節炎、神經痛、肌肉麻痺、高血壓、血管障礙、四肢無力等。

3.鋸齒波：電流脈衝波幅按照鋸齒形自動改變的起伏波，頻率接近人體呼吸節律，可以提高神經肌肉興奮性，調整經絡功能，改善氣血循環。

4.斷續波：脈衝組合時斷時續自動交替，臨床用於各種弛緩性癱瘓、交感神經過敏、血管痙攣等等。

5.起伏波：是一種起伏變化的波形，具有柔和的按摩功能，能夠改善血液局部的酸鹼值及循環。適用於運動後解除疲勞及促進健康方面。

2.4.2.6. 電針的波寬^[83]

電波脈衝被應用在針刺上來引發神經刺激，其波寬為 0.1~1.0ms，某些電針機有可調式的波寬組，而一些設計較精良的電針機使用雙向波來減低導致針刺造成電解作用的極化作用。

2.4.2.7. 電針的頻率電針刺激的頻率可以分成三種類型^[19]：

- A. 低頻 (<10Hz)。
- B. 中頻 (10-100Hz)。
- C. 高頻 (>100Hz)。

有些文章指出低頻 (<2Hz) 的沒有如同高頻的電針會有降低痙攣的作用，可能是因為有些神經傳導物質會隨著不同的電刺激頻率而釋出；有的學者指出高頻率的電針可以增加腦脊髓液中腦內啡的分泌進而降低運動神經元的活性而達成。

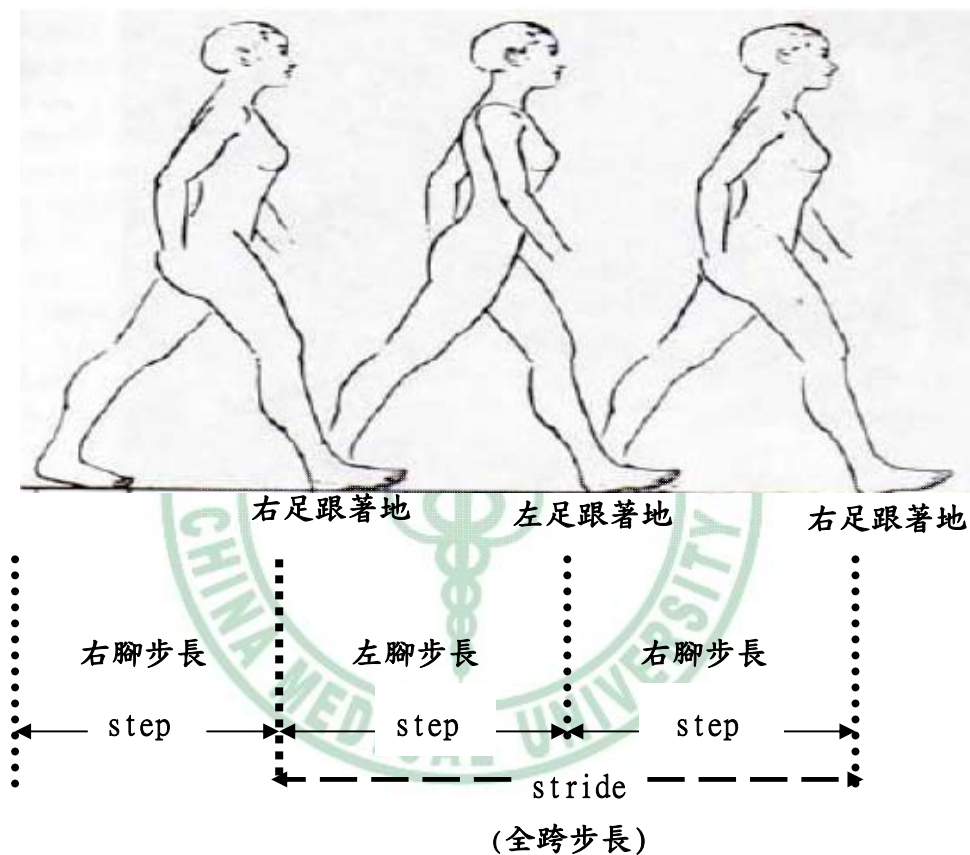
而在特定的頻率 (100 Hz) 下，電針刺激可能對痙攣有改善的作用^[22]；多數學者都認為電針與 TENS 都會有降低中風患者其痙攣的症狀，而每週兩次，每次 30 分鐘，持續治療三個月的電針治療，可使抗痙攣的效果維持^[51]；而的確，低頻率的電針抗痙攣的效果不如高頻率 (100 Hz) 來的好^[29,74]。



2.5. 步態分析介紹

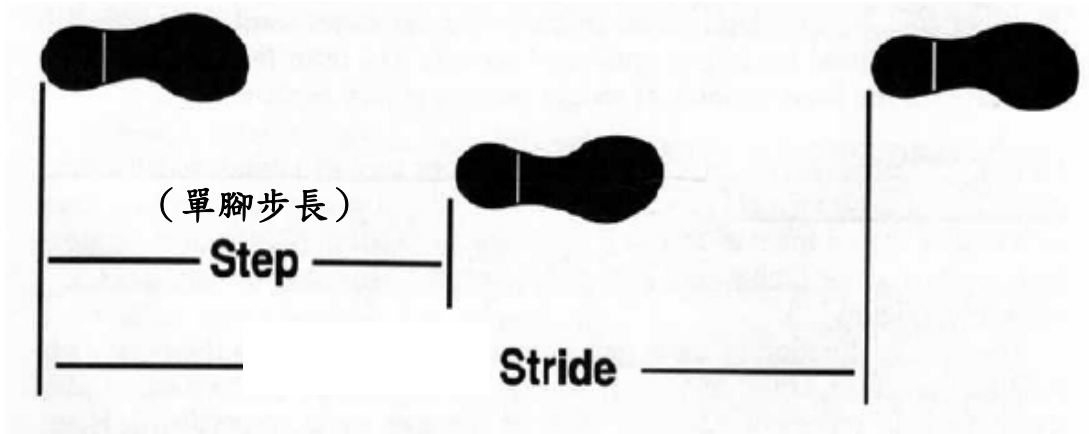
2.5.1. 步態週期

所謂步態週期 (gait cycle)，其定義就是在一個時期內一個連續兩次重複性步行的產生，這一個時期內有兩件事情重複發生^[58]，也就是足跟著地 (foot strike) 與足趾離地 (toe off)，因為有左右兩隻腳，所以這整個步態週期就是足跟著地 (foot strike)、足趾離地 (toe off)、對側足跟著地 (foot strike)、對側足趾離地 (toe off)^[33]。如下圖三所示



圖三、完整步態週期^[37]

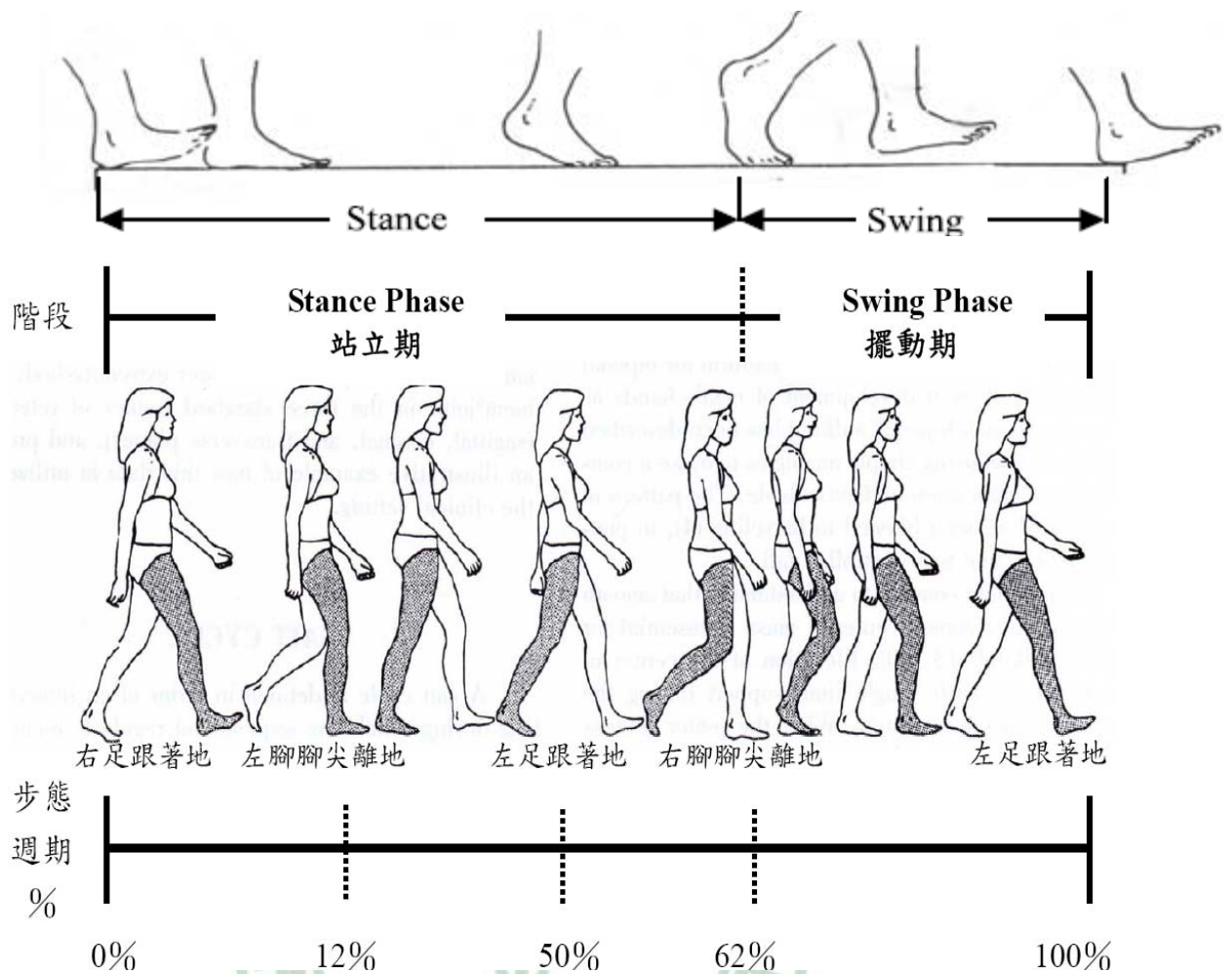
而定義每一分鐘內走幾步為步頻 (cadence)，步態週期 (gait cycle) 就是運動的基本單位，包含了時間與空間的特點；一個完整的步態週期 (gait cycle) 即是一個全跨步長的間隔長度，包括了兩個步長 (step length)；所謂的步長 (step length) 就是指步態週期時連續的左右兩腳 (一般而言是指腳跟) 接觸地板的直線距離，而全跨步長 (stride length) 就是指在步態週期中同一腳 (一般而言是指腳跟) 連續兩次足跟接觸地面的距離^[59]。如下圖四所示



圖四、完整步態週期^[37]

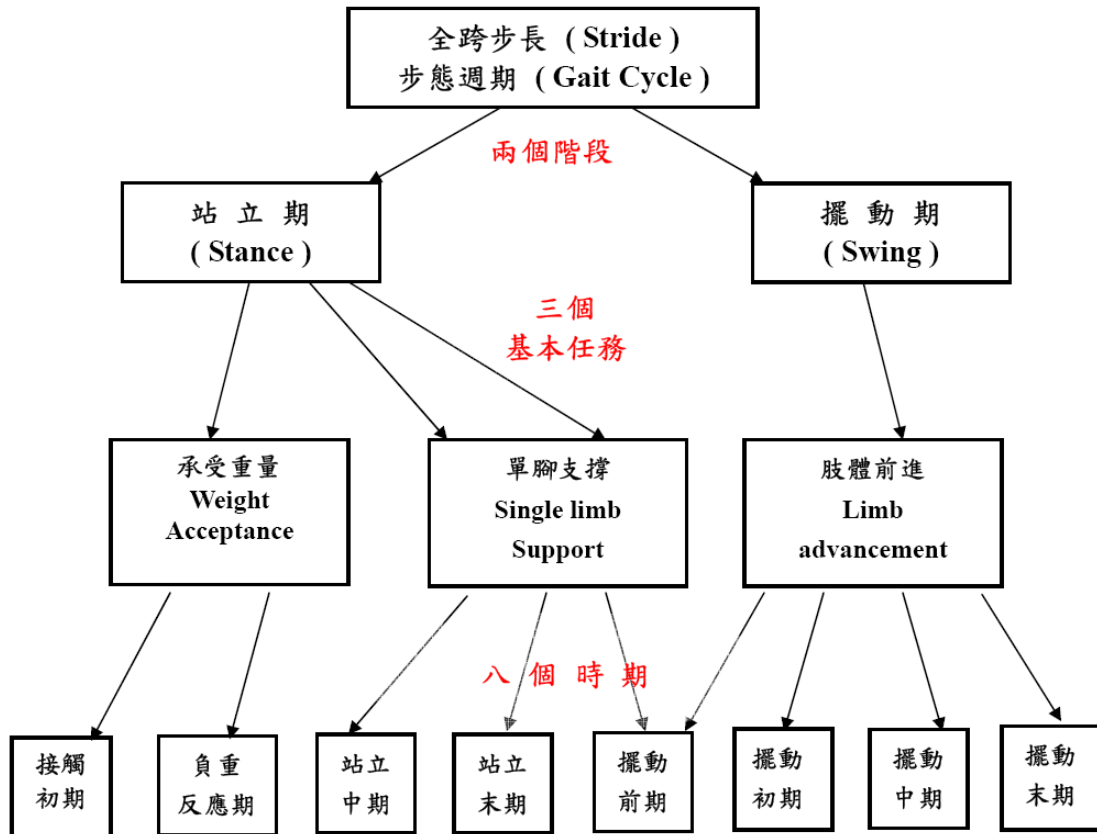
一般的步態週期中，站立期（stance phase）佔了 60~62%，而擺動期（swing phase）佔了 40~38%；每一個步態週期都分為兩個階段，分別為代表支撐期（support phase）的站立期（stance）與沒有支撐期（non-support phase）的擺動期（swing）^[33,37]。

站立期就是指當足部與地面接觸的時期，一個步態週期有兩個站立期，包括左腳與右腳站立期，站立期起始於右腳的足跟著地（contact）立，終止於右腳的足趾離地。擺動期則是指足部在空中擺動，是為了使肢體前進的時期，其開始於足部抬離地面（lifted from the floor）^[33]。（見圖五）



圖五、正常的步態週期^[33]

而這兩個階段又細分成三個基本任務 (task) (如圖六所示)，包含承受重量 (weight acceptance)、單腳站立 (single limb support)、肢體前進 (limb advancement)；接下來，又再細分為八個時期，分別是接觸初期 (initial contact)、負重反應期 (loading response)、站立中期 (mid stance)、站立末期 (terminal stance)、擺動前期 (pre swing)、擺動初期 (initial swing)、擺動中期 (mid swing) 與擺動末期 (terminal swing)。^[58]



圖六、步態週期之分期 (Division of the gait cycle) [33,58,59]

2.5.2. 步態分析應用

步態分析對於現在臨床醫師及生物科技研究來說是應用相當廣泛且有用的研究工具，提供了許多關於關節與各相關部位的資訊^[42]。

Chao^[38]等學者在 1983 年，首先導入數據簡化系統 (data reduction system)，運用參數分析的方法 (parametric analysis) 來解析步態的基準曲線 (normative curves)，而這一個分析系統也包含了以曲線數值 (amplitude) 及時間 (time) 等特徵來描述每一個步態曲線的主要參數。

而這樣得一個分析技巧共含有 124 個參數 (如表八所示)，概括了所有下肢在步態週期時的發生的生物力學反應，不管是運動力學 (關節轉動) 或運動學 (地面反作用力、關節外動作)。而參數分析已被認為是分析正常或沒有劇烈改變的步態資料最實用 (practical) 的方法，且對於較大樣本數的研究特別有用；然而，曲線背後代表的各種物理量無法進一步分析，亦無法經由曲線判斷每一段步態分期的物理量變化。

其中有 18 個參數與地面反作用力 (GRF) 有相關連，分別是在步態中各分期力量變化的極端值(極大值或極小值)相對於體重的百分比 (F1-F9)及對應發生時間相對於一步所需時間的百分比 (T1-T9) [42]。

表 八、步態分析研究所使用之參數^[42]

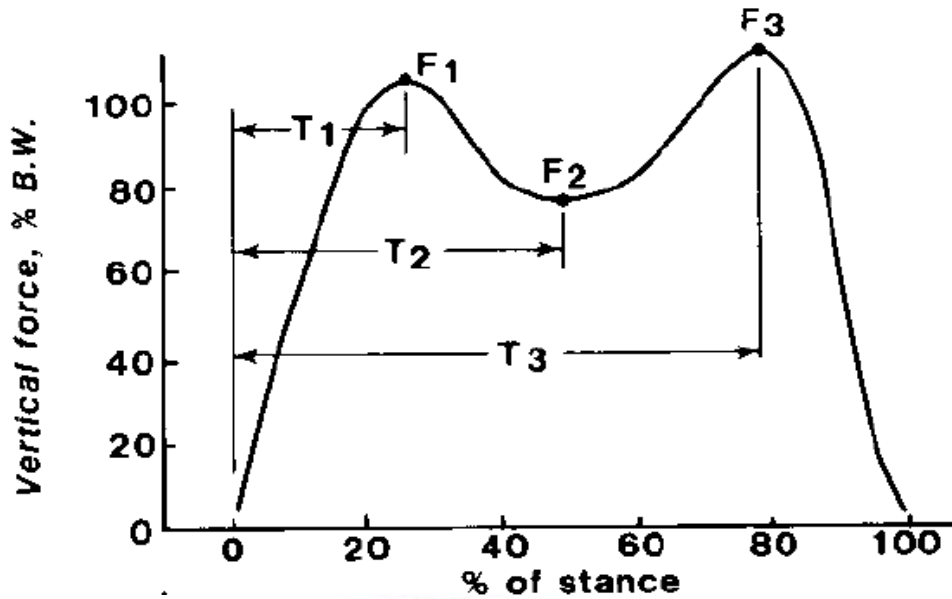
Time-distance data			Knee angles parameters			Knee joint moments					
P1	Stance duration	%stride	(Deg)			(% of body weight times height)					
P2	Swing duration	%stride	K1	Flexion at heel strike		KM1	1st max. ext. moment				
P3	Stride length	cm	K2	Max. flex. at loading response		KM2	Max. flex. moment				
P4	Stride length	%height	K3	Max. ext. in stance phase		KM3	2nd max. ext. moment				
P5	Cycle duration	ms	K4	Flexion at toe off		KM4	Max. abd. moment				
P6	Cadence	stride/min	K5	Max. flex. in swing phase		KM5	1st max. add. moment				
P7	Velocity	cm/s	K6	Total sagittal plane excursion		KM6	2nd max. add. moment				
P8	Velocity	%height	K7	Total coronal plane excursion		KM7	Max. ext. rot. moment				
Ground reaction forces (% of body weight)			K8	Max. add. in stance phase		KM8	Max. int. rot. moment				
			F1	Max. vert. F. loading response		(% stride)					
			F2	Min. vert. F. mid-stance		TKM1	Time at KM1				
			F3	Max. vert. F. terminal stance		TKM2	Time at KM2				
			F4	Max. fore-aft. F. loading response		TKM3	Time at KM3				
			F5	Min. fore-aft. F. midstance		TKM4	Time at KM4				
			F6	Max. fore-aft. F. term. stance		TKM5	Time at KM5				
			F7	Min. med-lat. F. loading response		TKM6	Time at KM6				
			F8	Max. med-lat. F. mid-stance		TKM7	Time at KM7				
			F9	Max. med-lat. F. terminal stance		TKM8	Time at KM8				
			(% stride)			TK11	Time at K11		Ankle joint moments		
			T1	Time at F1		TK12	Time at K12		(% of body weight times height)		
T2	Time at F2		Ankle angles parameters			(Deg)					
T3	Time at F3		A1	Flexion at heel strike		AM1	Max. plantarflex. moment				
T4	Time at F4		A2	Max. plant. flex. loading response		AM2	Max. dorsiflex. moment				
T5	Time at F5		A3	Max. dorsiflex. in stance phase		AM3	Max. eversion moment				
T6	Time at F6		A4	Flexion at toe off		AM4	Max. inversion moment				
T7	Time at F7		A5	Max. dorsiflex. in swing phase		(% stride)					
T8	Time at F8		A6	Total sagittal plane excursion		TAM1	Time at AM1				
T9	Time at F9		A7	Total coronal plane excursion		TAM2	Time at AM2				
Hip angles parameters			A8	Max. eversion in stance phase		TAM3	Time at AM3				
(Deg)			A9	Max. inversion in swing phase		TAM4	Time at AM4				
H1	Flexion at heel strike		(% stride)			Pelvis rotations					
H2	Max. flex. at loading response		TA2	Time at A2		(Deg)					
H3	Max. ext. in stance phase		TA3	Time at A3		HR1	Min. rot. sagittal plane				
H4	Flexion at toe off		TA5	Time at A5		HR2	Max. rot. coronal plane				
H5	Max. flex. in swing phase		TA8	Time at A8		HR3	Max. rot. coronal plane				
H6	Total sagittal plane excursion		TA9	Time at A9		HR4	Max. rot. transverse plane				
H7	Total coronal plane excursion		Hip joint moments			(% stride)					
H8	Max. add. in stance phase		(% of body weight times height)			THR1	Time at HR1				
H9	Max. abd. in swing phase		HM1	Max. flex. moment		THR2	Time at HR2				
H10	Total transverse plane excursion		HM2	Max. ext. moment		THR3	Time at HR3				
H11	Max. int. rot. in stance phase		HM3	1st max. add. moment		THR4	Time at HR4				
H12	Max. ext. rot. in swing phase		HM4	2nd Max. add. moment							
(% stride)			HM5	Max. ext. rot. moment							
TH2	Time at H2		HM6	Max. int. rot. moment							
TH3	Time at H3		(% stride)								
TH5	Time at H5		THM1	Time at HM1							
TH8	Time at H8		THM2	Time at HM2							
TH9	Time at H9		THM3	Time at HM3							
TH11	Time at H11		THM4	Time at HM4							
TH12	Time at H12		THM5	Time at HM5							
			THM6	Time at HM6							

與地面反作用力 (GRF) 有關之參數所代表之意義：

- F1 垂直壓力的極大值 (雙腳支撐時期)
- F2 垂直壓力的極小值 (站立中期)
- F3 垂直壓力的極大值 (站立末期)
- F4 前後壓力的極大值 (雙腳支撐時期)
- F5 前後壓力的極小值 (站立中期)
- F6 前後壓力的極大值 (站立末期)
- F7 內外壓力的極大值 (雙腳支撐時期)
- F8 內外壓力的極大值 (站立中期)
- F9 內外壓力的極大值 (站立末期)
- T1 在垂直壓力極大值的時間 (雙腳支撐時期)
- T2 在垂直壓力極小值的時間 (站立中期)
- T3 在垂直壓力極大值的時間 (站立末期)
- T4 在前後壓力極大值的時間 (雙腳支撐時期)
- T5 在前後壓力極小值的時間 (站立中期)
- T6 在前後壓力極大值的時間 (站立末期)
- T7 在內外壓力極大值的時間 (雙腳支撐時期)
- T8 在內外壓力極大值的時間 (站立中期)
- T9 在內外壓力的極大值的時間 (站立末期)

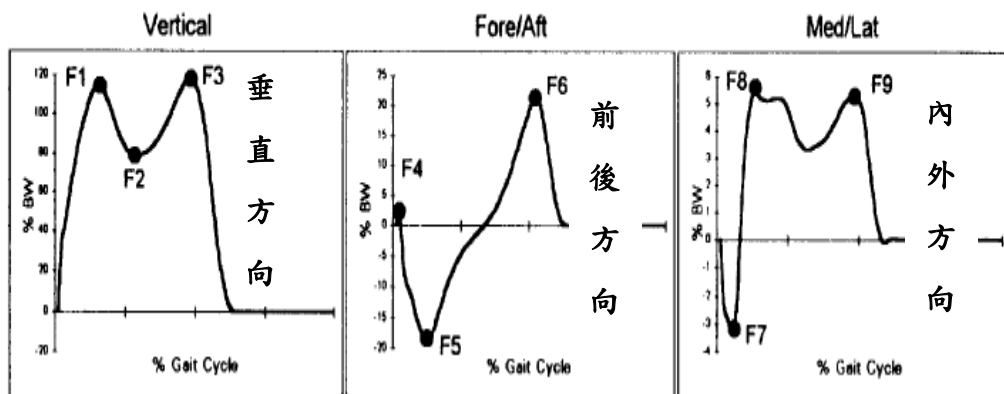
2.5.3. 地面反作用力

地面反作用力 (Ground Reaction Force, GRF) 即是當一個人站立不動時，人體重量經由足部作用在地板上所產生相同強度但方向相反的力，這是根據牛頓第三運動定律(作用與反作用定律)而來的，一物體受外力作用時，必產生一反作用力，作用力與反作用力大小相等。這個地面反作用力的向量是很容易被力板 (force platform or force plate) 測量到的，且可以被分解為三個部分，如下(圖七)所示，包含有垂直 (vertical) (如圖八所示)、前後 (fore-aft)、內外 (mediolateral) 三部分^[37]。



圖七、垂直面地面反作用力圖^[37]

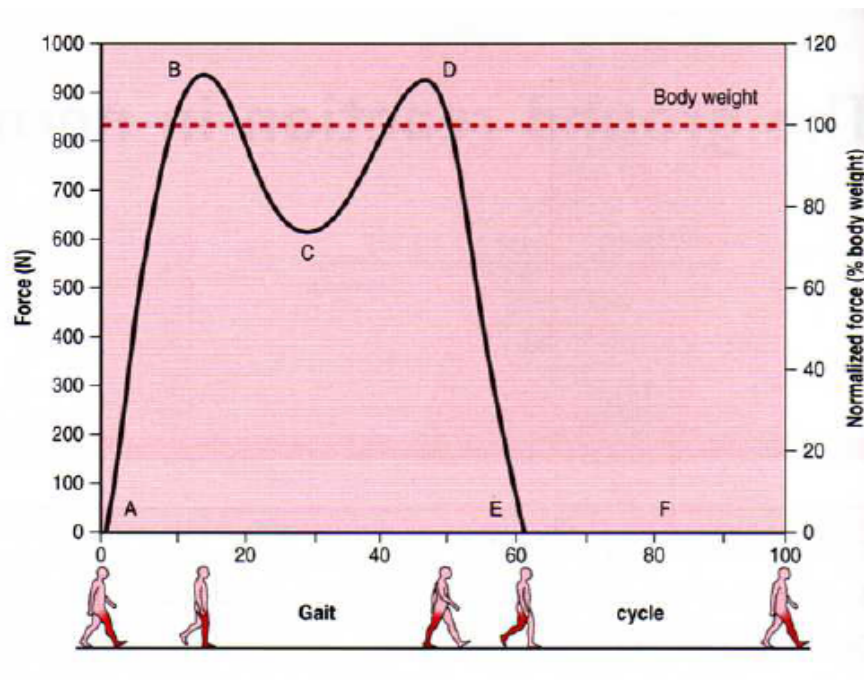
FOOT-GROUND REACTION FORCES



圖八、地面反作用力 (GRF) (三個方向)^[37]

地面反作用力 (GRF) 實際上是所有在足部力量或壓力的平均值，且壓力並不是由足部各個部分所平均承擔，主要是由兩個主要區域：一個是足跟 (heel)、另一個是蹠趾關節 (metatarsophalangeal joint)^[14,16,37,58] 所承擔。

在靜止站立時，GRF 是與體重相當且相對的，且在正常的步伐中，GRF 會隨之改變的，而形成了一個 M 型曲線^[14]，如下 (圖九) 所示



圖九、地面反作用力^[14]（垂直面）

說明：

- A. 在一開始的雙腳支撐時期，壓力很快隨著重量轉移到對側腳。
- B. 在早期站立時期（early stance phase），壓力開始比靜止時壓力增加
- C. 在中期站立時期（mid stance phase），壓力開始比靜止時壓力減少
- D. 在晚期站立時期（late stance phase），壓力又比靜止時壓力增加
- E. 在末期的的雙腳支撐時期，壓力很快隨著重量落到對側腳
- F. 擺動時期：這時候腳抬離地面，所以沒有地面反作用力（GRF）。

2.5.4. 偏癱患者的步態

偏癱患者的步態型式，由於關節活動控制能力的缺失導致正常的步態型式遭受改變，造成行走緩慢且費力、動作不協調與紊亂的步態出現 [24]。

腦中風偏癱患者其步態型的特性為缺乏吸震 (shock-absorbing) 及省能 (energy conserving) 的機制，而由於腓骨長肌 (peroneus longus) 及比目魚肌 (Soleus muscle) 缺乏動作控制的能力導致在站立期及行走時期表現出高張力，使得下肢呈現馬蹄內翻足 (equinovarus foot) 的現象，造成了足部側邊壓力 (lateral plantar support) 的增加以及步伐推進的力量減退 (reduced push-off) [16]。

由於偏癱患者其患側肌肉無力與患側感覺喪失的緣故，造成他們會以跳躍 (vaulting) 與環繞 (circumduction) 的代償動作來擺動患側作為使肢體推進的方式 [12]；更由於偏癱側肢體的負重能力 (weight bearing) 減弱與平衡反應 (equilibrium reaction) 不良之故，造成他們有行走緩慢且步伐不對稱 (asymmetric step) 的特徵 [26]。

在偏癱患者身上可以見到明顯的患側與健側下肢的不對稱，且相對於健側下肢來說，患側下肢的站立期時間 (stance time) 較健側為縮短，而擺動期 (swing time) 時間延長與地面反作用力 (GRF) 減少 [11]。

正常人的步態週期中擺動期 (swing phase) 大約佔了 38~40%，而站立期 (stance phase) 則佔了 60~62%，典型的中風偏癱患者其步態週期則呈現有 33% 的步態週期出現在擺動期，而高達了 80% 的步態週期發生在站立期 [33,37]；有些研究指出，擺動期時間的對稱與否會和中風患者的動作恢復程度與步態速度有關連 [11]。

腦中風偏癱患者與一般正常人的步態最大差異在於步行速度 (walking velocity)，偏癱患者通常會有較正常人明顯緩慢的步行速度 (walking velocity)，且當他們在擺動期時患側腳會顯的比正常人的腳擺動來的外偏與不對稱 [30]。又因為中風患者在擺動末期無法同時伸直膝蓋，並且彎曲腕部與腳踝，造成他們的步長 (step length) 縮短 [37]、步伐長度 (stride length) 縮短與步態週期間隔 (cycle duration) 縮短 [23]。

偏癱患者的平均步行速度是 0.2-0.7m/s 相較正常人的平均步行速度

1-1.2m/s 為緩慢；偏癱患者的平均步伐長度 (stride length) 為 $0.6\pm 0.25\text{m}$ 相較於正常人的平均步伐長度 (stride length) $2.3\pm 0.8\text{m}$ 為縮短^[37]。

再者，由於步行速度的降低，導致站立期的縮短、身體負重 (weight bearing) 能力降低、偏癱側的下肢擺動期增加，而相對而言，他們的健側下肢增長了站立期 (stance phase) 的時間，而步長 (step length) 也跟著縮短^[59]；偏癱患者其站立期 (stance phase) 的時間較短，而這樣的結果是因為他們缺乏利用患側的足部來做重量承擔 (weight bearing) 及重量轉移 (weight shifting) 的能力^[61]。

過去的研究中顯示，最大足底壓 (peak pressure) 在偏癱患者的掌趾關節與足趾之間與正常人相比是減小的；在步行速度方面，正常人組其步行速度比偏癱組較為良好；而偏癱患者的最大足底壓力 (peak pressure) 在兩側的掌趾關節與足中部也是較正常人差的。

研究中更顯示，正常人組與痙攣性下肢組都隨著痙攣的程度而有特殊的足底壓力分佈，最顯著的不同則在於中足部 (midfoot) 以及第一掌趾關節的頭部及大拇趾壓力分佈的減少^[68]。

且研究中指出，地面反作用力 (GRF) 的形式與步行速度成正相關，而步行速度與膝關節的移動呈正相關而與髖關節及踝關節較無關^[16]。

肢體受牽涉的嚴重程度決定了步幅與步行速度。雖然癱瘓側顯示有較短的支撐時間間隔，且步伐交替的動態力量值也降低，但幾乎與受損的程度無關^[43]。

一般而言，下肢痙攣性偏癱中風患者在患側下肢的表現，多半為協調性障礙、感覺缺失、重量轉移失調等，在步態週期中因為多以健側 (sound side) 來作負重之故，造成了患側的站立期時間 (stance time) 減少；偏癱患者足底所有的解剖結構都有顯著較低的最大足底壓力，且在前足有不預期的內側重量之轉移^[61]；而下肢痙攣的問題也使得足部的解剖構造發生變異因而使得足部的縱弓 (longitudinal arch) 增高，造成足底中足部 (mid-foot) 有較低的負重壓力，而前足 (fore-foot) 與後足 (rear-foot) 的負重則有最大壓力 (peak pressure) 出現^[61]。

2.6. 安慰針的應用

隨機臨床對照試驗 (RCT) 是實證醫學 (Evidence Based Medicine, EBM) 中等級最高且最具信服力，同時也最難進行的一種研究方法，因此被視為研究方法的黃金標準 (gold standard)。

選擇一個理想且正確有效的對照組是進行針灸隨機臨床對照試驗 (Randomized Controlled Trials, RCT) 的重要課題之一。

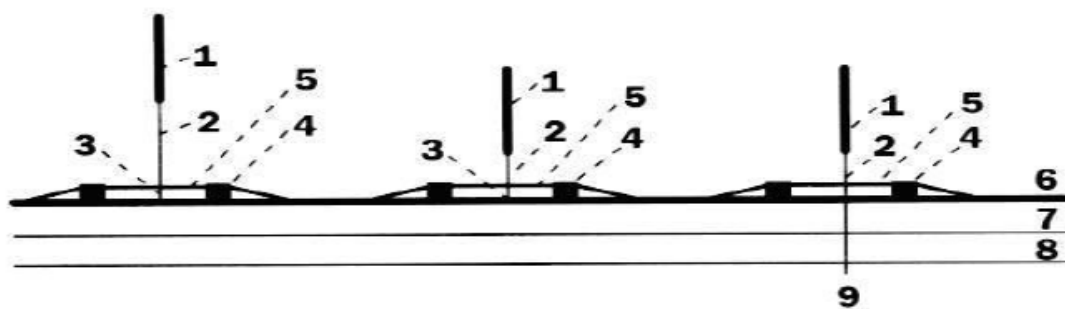
近幾年來，德國學者 Streitberger K. 設計出一種可使用在對照組的安慰針 (placebo needle) [63]，之後韓國學者 Park J. 改良成另一種使用較方便的偽針灸裝置 (Park Sham Device, PSD) [56,57]。兩者皆有不錯的盲法效果，且已運用在許多隨機臨床試驗當中，也作為研究對照組新的選擇。

2.6.1. Streitberger K 安慰針設計

德國學者 Streitberger K. 認為一個好的安慰對照組 (placebo control group) 的設計，必須讓受試者不管在實驗組或對照組都有相同的心理影響 [63]。亦即採用一個與真的針灸針相似的安慰針設計 (placebo needle)，使受試者無法從針具的外觀、施針者的操作手法及穴位的選取等方面區分出兩者的差異，而且此安慰針不能引發得氣感及穴位的療效。

Streitberger 設計的安慰針 (如圖十) 可分為兩部份，一為具可伸縮性的假針組，其針尖是鈍的 (blunt)。當假針刺向皮膚後，針身會縮入針柄中呈現短縮的狀態，由於針尖為鈍端，因此受試者只會感受到針刺感 (pricking)，但實際上假針並無穿刺過皮膚。另一部份為在安慰針的進針處，放置一個塑膠環 (plastic ring) 並在其上貼上一塑膠板 (plastic sheet)，其目的為固定假針。

相較於安慰針，真的針灸針 (real acupuncture needle) 在操作時使用同樣的操作步驟與塑膠環，差別在其針尖為尖銳的 (sharp)，因此在進針後會穿過皮膚，達到穴位點，引起得氣感。藉由此設計，真、假針灸針從外觀是無法區分的。

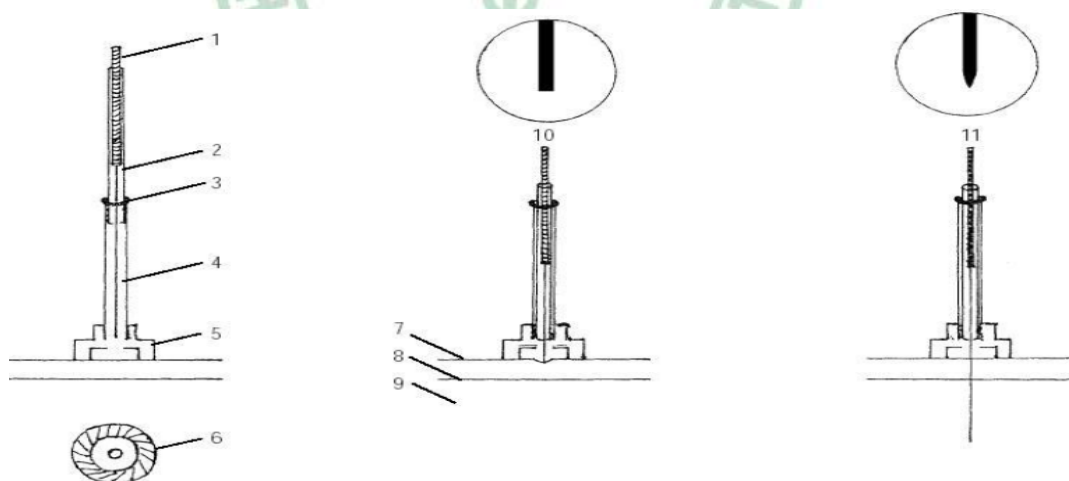


- | | | |
|--------|----------|---------------|
| 1. 針柄 | 2. 針身 | 3. 鈍性針尖 (安慰針) |
| 4. 塑膠環 | 5. 塑膠覆蓋物 | 6. 皮膚 |
| 7. 真皮 | 8. 肌肉 | 9. 尖銳針尖 (針灸針) |

圖 十、Streitberger 安慰針^[63]

2.6.2. Park Sham Device 安慰針裝置

Streitberger K. 所設計的安慰針，固定效果並不是很牢固^[76]，為了要使固定效果更好，Park J. 在 Streitberger K. 安慰針原有的基礎下，設計了朴氏管 (Park tube)，且改良成 Park Sham Device (PSD)^[57] (如圖十一、圖十二所示)。



- | | | |
|----------------|-----------------|------------|
| 1. 針柄 | 2. 塑膠導引管 | 3. 朴氏 O 形環 |
| 4. 朴氏管 | 5. 塑膠基座 | 6. 雙面膠貼 |
| 7. 皮膚 | 8. 真皮 | 9. 肌肉 |
| 10. 鈍性針尖 (安慰針) | 11. 銳鈍性針尖 (針灸針) | |

圖 十一、Park Sham Device (PSD) 示意圖^[57]

朴氏管 (Parktube) 即是在塑膠針管下方增加了一個附有雙面膠貼的環形基座，用來使安慰針 (如圖十三、所示) 可以固定在針刺穴位上，這個設計亦可搭配真的針灸針 (real needle) 來使用。如此一來，從外觀上無法分辨真、假針灸針。



圖 十二、朴氏偽針裝置 (Park Sham Device)

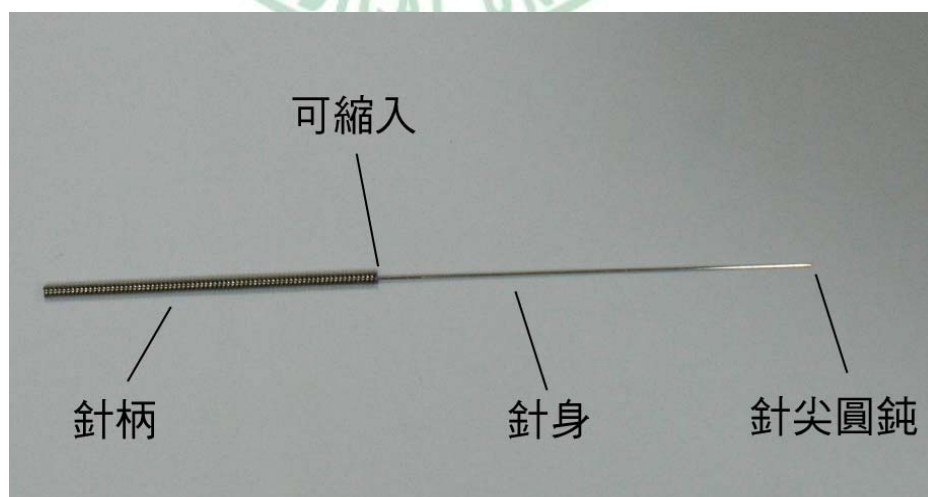


圖 十三、朴氏偽針 (Park Sham Needle)

第三章、材料與方法

3.1. 研究對象

本研究採隨機雙盲設計（受試者與評估者遮盲），預計招收 30 名患病期間為 6 個月到 3 年期間的下肢痙攣型之首次腦中風患者作為實驗對象。依亂數表隨機分派成對照組（標準復健治療併偽電針治療）與實驗組（標準復健治療併電針治療）兩組。

本研究以“彰化基督教醫院復健醫學科門診”患者為主，收集 97 年 1 月到 97 年 3 月間符合“下肢痙攣型之腦中風患者”條件的患者。

A. 個案符合下列條件並經確認則正式列為研究對象：

- a. 年齡介於 45 歲至 75 歲之中風患者。
- b. 男性或女性均可。
- c. 中風為第一次發生且患病期間為六個月到三年期間。
- d. 患側下肢運動功能為Brunnstrom stage 第三到第四級，有痙攣性之馬蹄內翻足（equinovarus foot）、關節被動關節角度正常且無明顯本體感覺（proprioception）或知覺障礙。
- e. 患者無嚴重之內科疾患（如控制不佳之高血壓、糖尿病或心臟病）。
- f. 受試者經詳細說明研究目的和整個試驗過程後同意接受試驗，並簽署同意書者。

B. 個案若有下列任一情況則不參與予此研究：

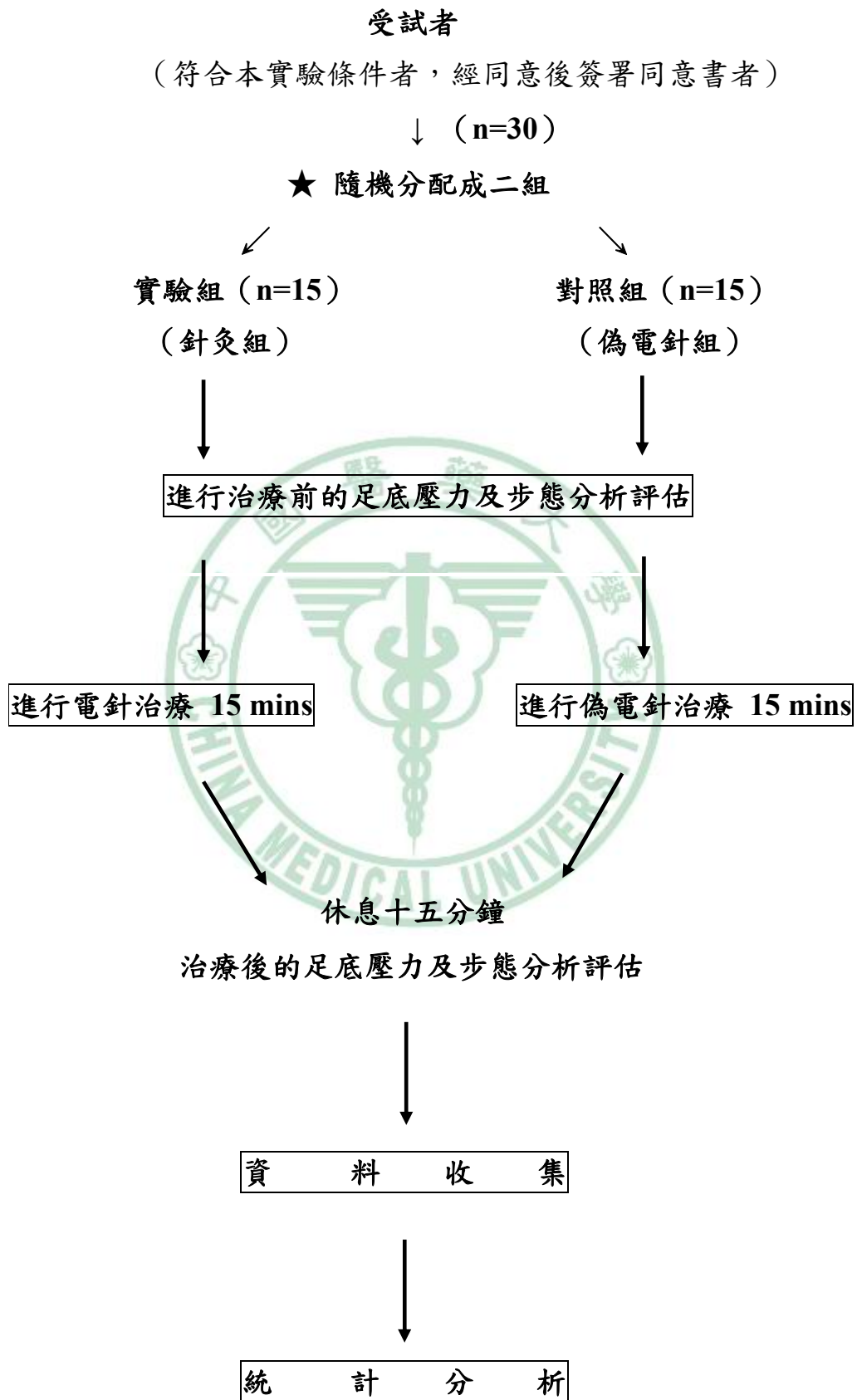
- a. 患有糖尿病、高血壓、肝硬化、自體免疫疾病、週邊血管疾病、癌症等或其他重大內科疾病者。
- b. 下肢部位有皮膚疾患如接觸性皮膚炎、糜爛、潰瘍、細菌感染或癍痕等。
- c. 精神或行為異常無法配合研究者。
- d. 無法簽署或完成同意書者。

本研究已獲得彰化基督教醫院人體試驗委員會審查通過，並且在取得每一位參與研究的個案簽署受試者同意書後進行研究。

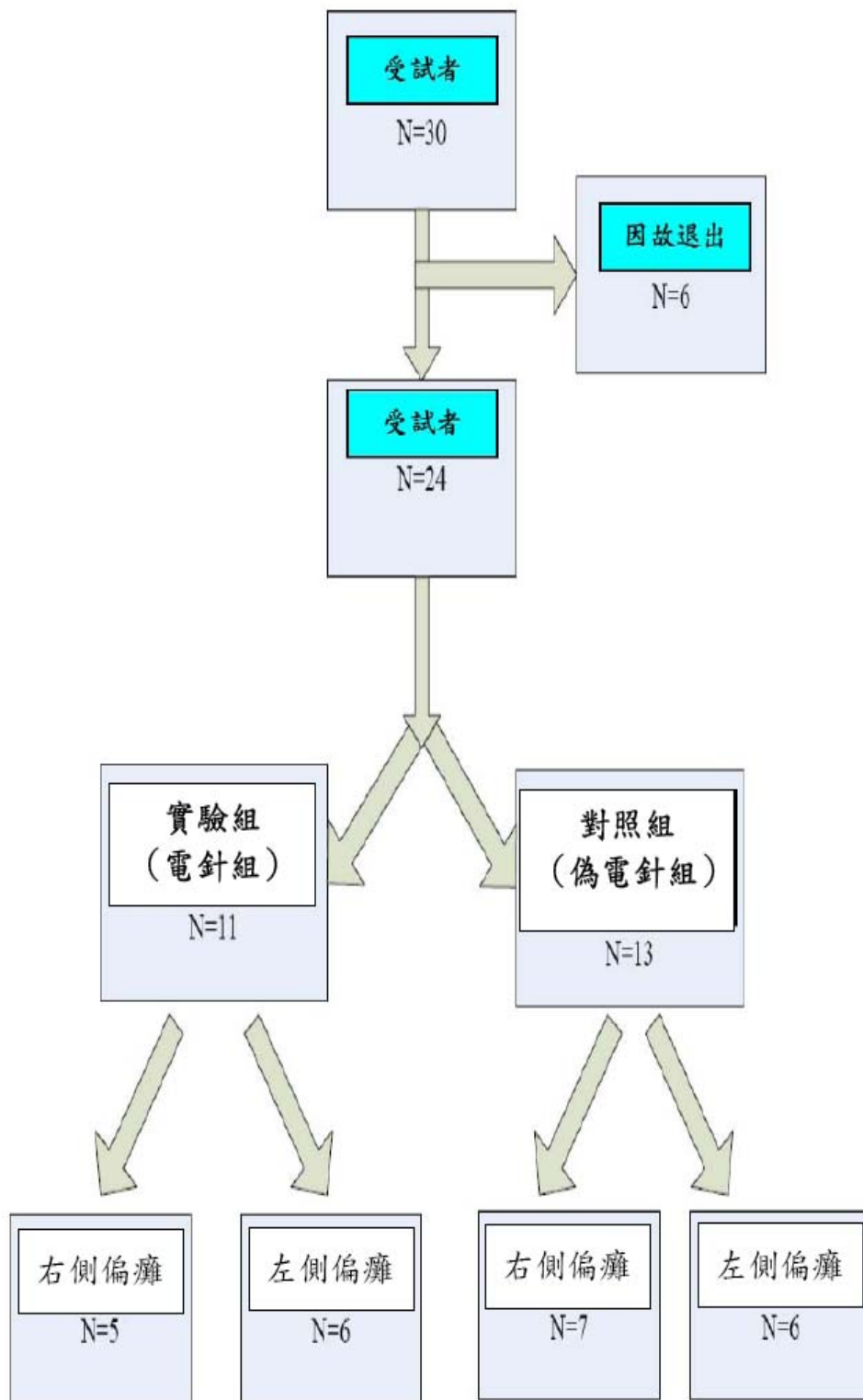
3.2. 研究步驟

- (1).本實驗選擇由彰化基督教醫院復健醫學科門診患者中符合“下肢痙攣型之腦中風患者”條件者作為實驗對象。
- (2).收集受試者的基本資料（性別、年齡、偏癱側、發病時間、中風型態等）。
- (3).向受試者解釋及說明實驗目的、程序及步驟，經受試者同意並簽署受試者同意書（Informed Consent Form, ICF）。
- (4).受試者依亂數表隨機分配入實驗組（電針治療組）或對照組（偽電針治療）。
- (5).進行實驗前的評估測試（pre-test），包括電腦化步態分析（Ultraflex, Infotronic, Netherland）與足底壓力測量（Milletrix, Diasu, Italy）。
- (6).受試者根據隨機分配的組別，進行為時十五分鐘的電針或偽針的治療，實驗組（電針組）在一般復健治療後合併電針治療；對照組（偽電針組）在一般復健治療後合併偽電針治療。
- (7).治療結束後休息十五分鐘，再進行實驗後的評估測試（post-test），重覆進行電腦化步態分析與足底壓力測量。
- (8).接受治療後的隔天，我們會以電話訪問的方式詢問所有（包括實驗組與對照組）受試者，是否有針感遺留的反應出現，其中包括：下肢是否會有酸、痛、麻、無力等現象出現。

3.2.1. 研究流程



3.2.2. 受試者的選擇與分組



3.3. 實驗場地，設備及器具

本研究在彰化基督教醫院復健醫學科的平衡步態分析室進行。

3.3.1. 足底壓力測量儀

本研究使用一套由義大利所研發的平衡與步態壓力 (Balance and gait pressure evaluation) 評估的儀器--足底壓力測量儀 (Mulletrix, Diasu, Italy)，所應用的裝備包含：如下 (圖十四) 所示

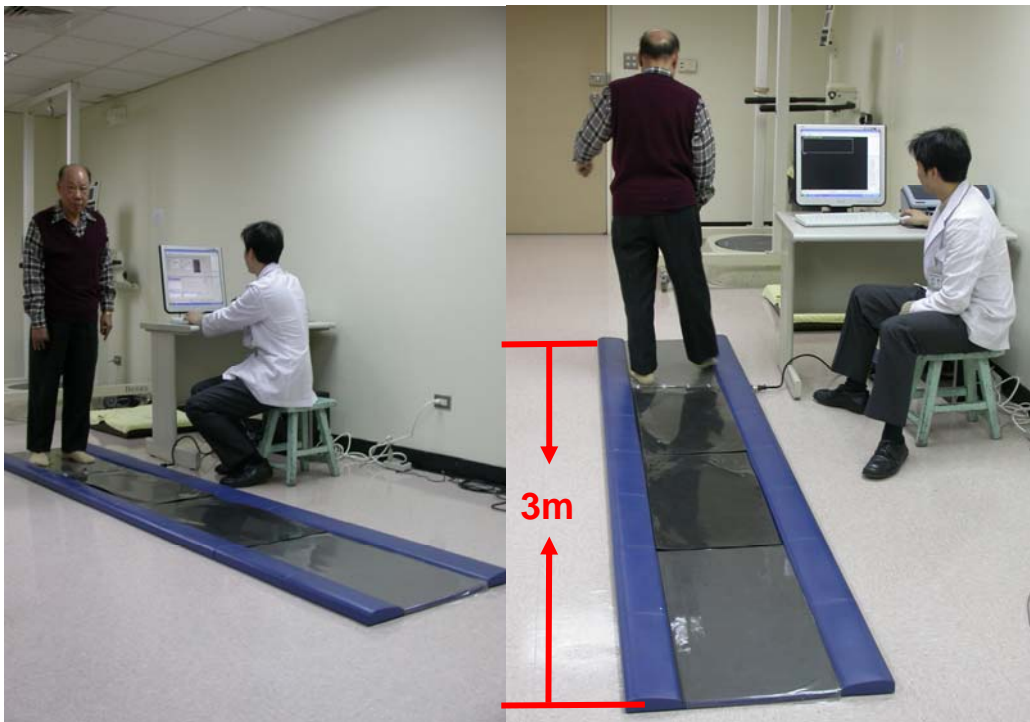


圖 十四、足底壓力測量

- a. 三公尺走道 (3 meter walkway) (圖十四)
- b. 靜態平衡測試 (C.O.P trajectory) (圖十五)
- c. 動態步行速度與足底壓力分佈 (Walk velocity and foot pressure distribution) (圖十六、十七)

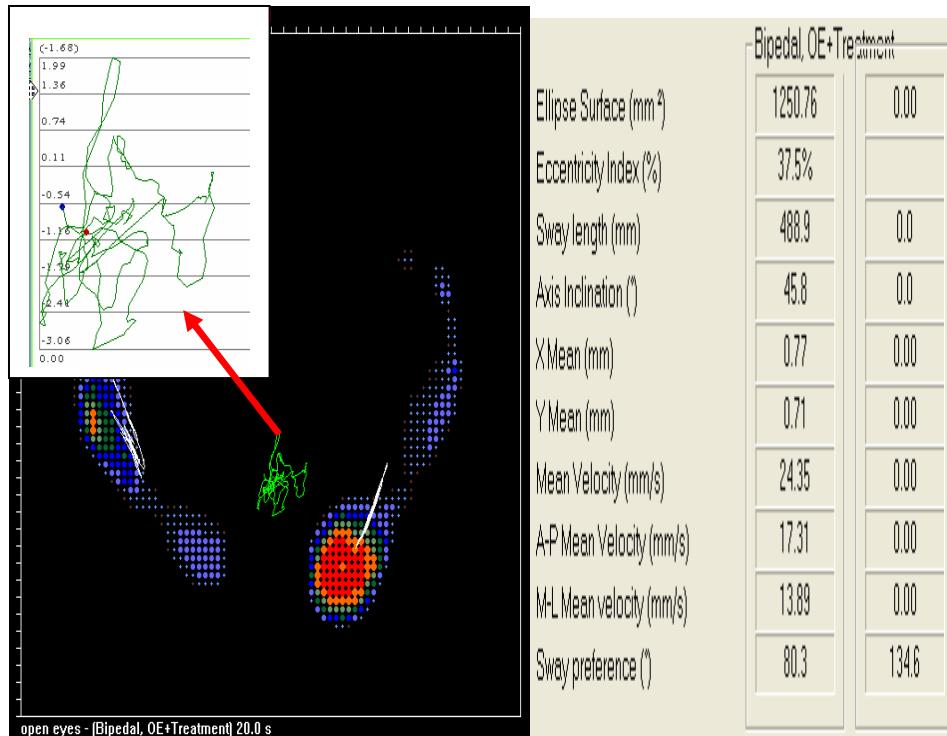


圖 十五、靜態平衡測試結果

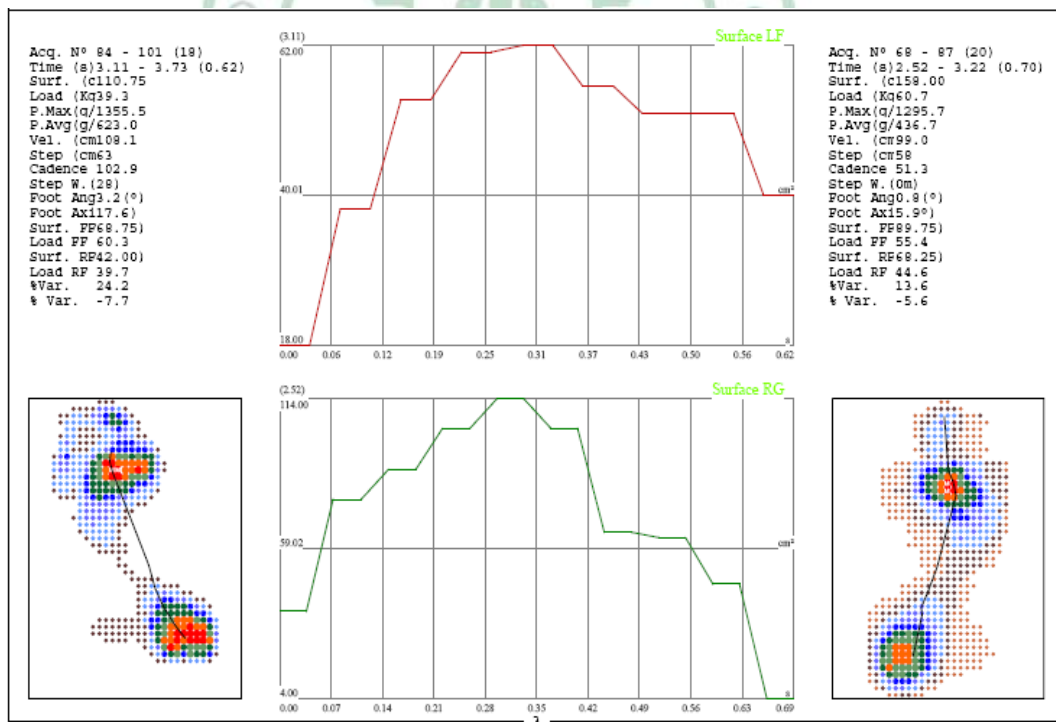


圖 十六、動態足壓測試結果

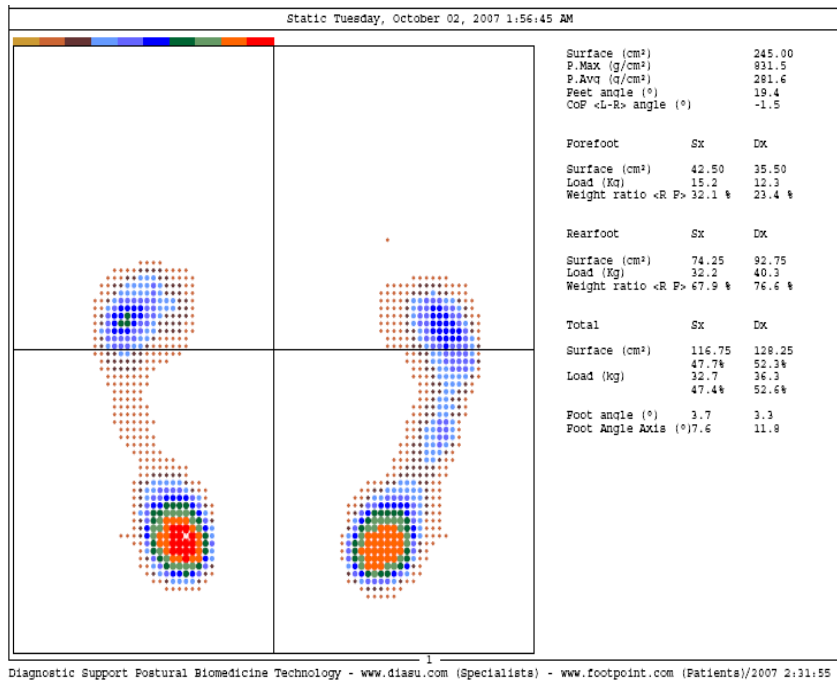


圖 十七、靜態足底壓力分佈結果

3.3.2. 電腦化步態分析儀

本研究利用電腦化的步態分析儀 (Ultraflex, Infotronic, Netherland) 來測量受試者在站立時與行走時地面反作用力及足底壓力的變化量：(如圖十八、十九) 所示。



資料收集器
(Ultraflex Unit)

圖 十八、電腦化的步態分析測試

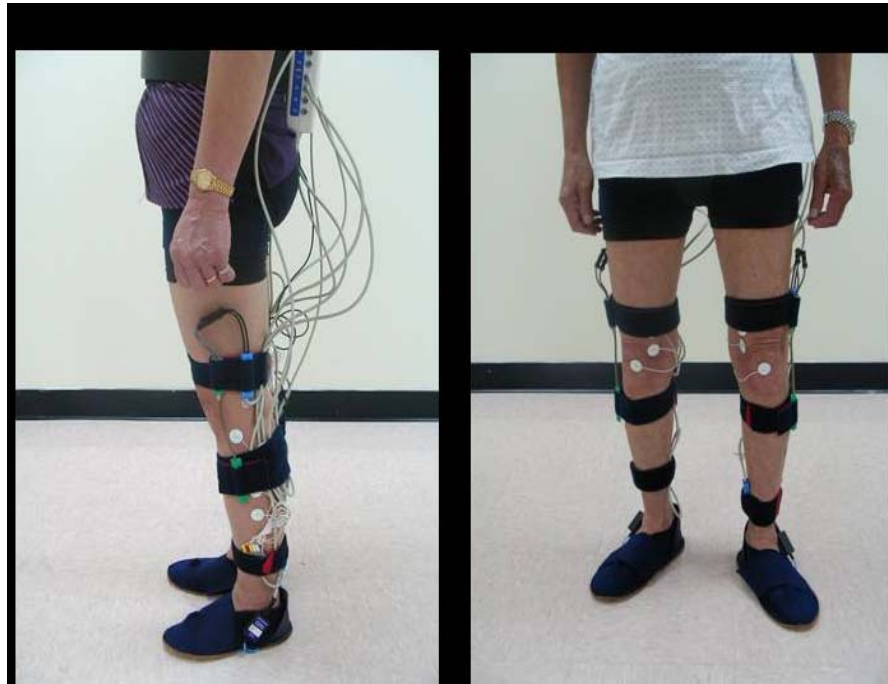


圖 十九、Ultraflex 電腦化的步態分析測試

註：圖中的白色貼片為肌電圖（EMG）貼片，在本研究中並不採用。

3.3.2.1. Ultraflex 系統所用的裝置包含

1. 資料收集器（Ultraflex Unit）：如下（圖二十）所示



圖 二十、Ultraflex 資料收集器

2. 資料讀取器
3. 儲存資料的記憶卡
4. 讀取、分析資料的電腦程式

5. CDG 鞋 (CDG Shoes) 如下 (圖二十一) 所示

CDG Shoes

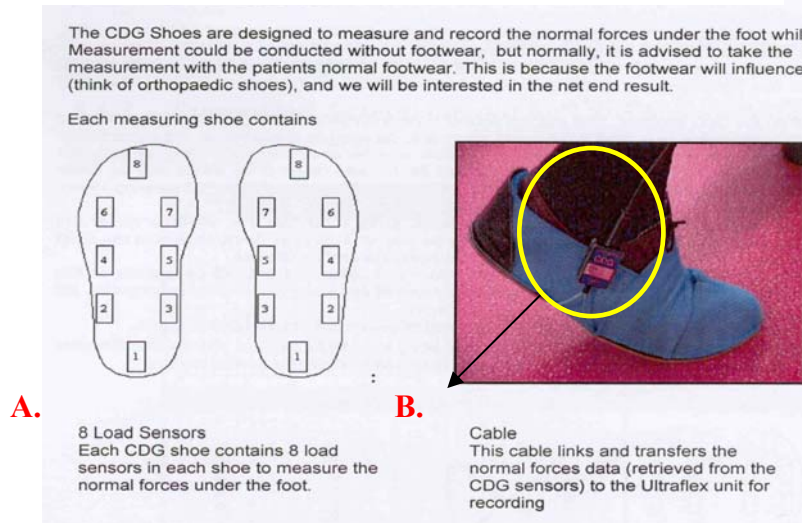


圖 二十一、CDG Shoes

說明：

- A. 每一隻 CDG 鞋都包含了八個可以測量腳底壓力的探測器。
- B. 接線 (cable) 連結與傳送由 CDG 探測器所記錄的壓力到資料收集器 (Ultraflex Unit) 之中。

3.3.2.2 步態分析所測得到的參數如下

- 1. 步行週期 (Cyclogram)：如下 (圖二十二) 所示

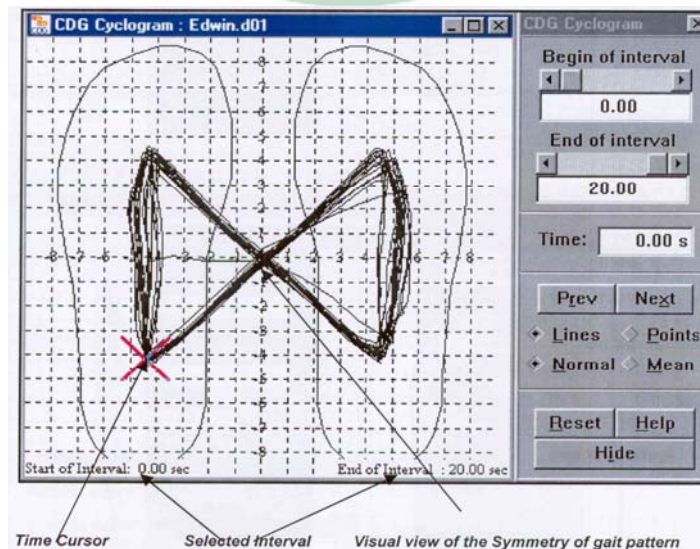
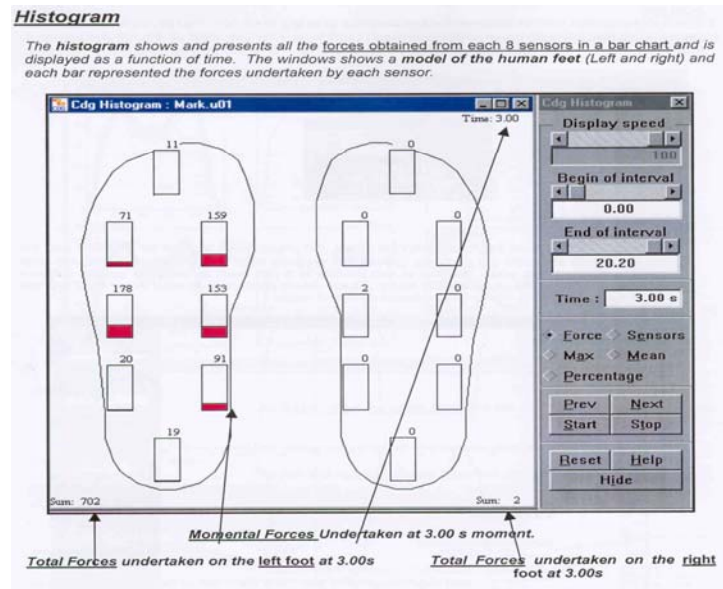


圖 二十二、Cyclogram

說明：步行週期它所代表的意義是，當受試者在齊步走時其垂直平面上雙腳壓力中心（Center of Pressure, C.O.P）的軌跡。

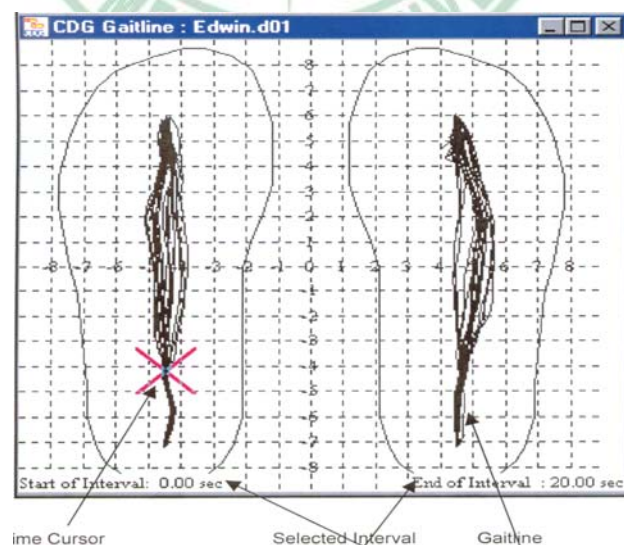
2. 足底受力分布圖（Histogram）：如下（圖二十三）所示



圖二十三、Histogram

說明：足底受力分布圖所代表的意義是，受試者在行走時，其 CDG 鞋底八個探測器所獲得的壓力值變化量。

3. 步行曲線（Gaitline）：如下（圖二十四）所示



圖二十四、Gaitline

說明：步行曲線所代表的意義是，受試者其兩側足部個別的壓力中心在行走時移動的軌跡。

4. 地面反作用力圖（Force graphics）：如下（圖二十五）所示

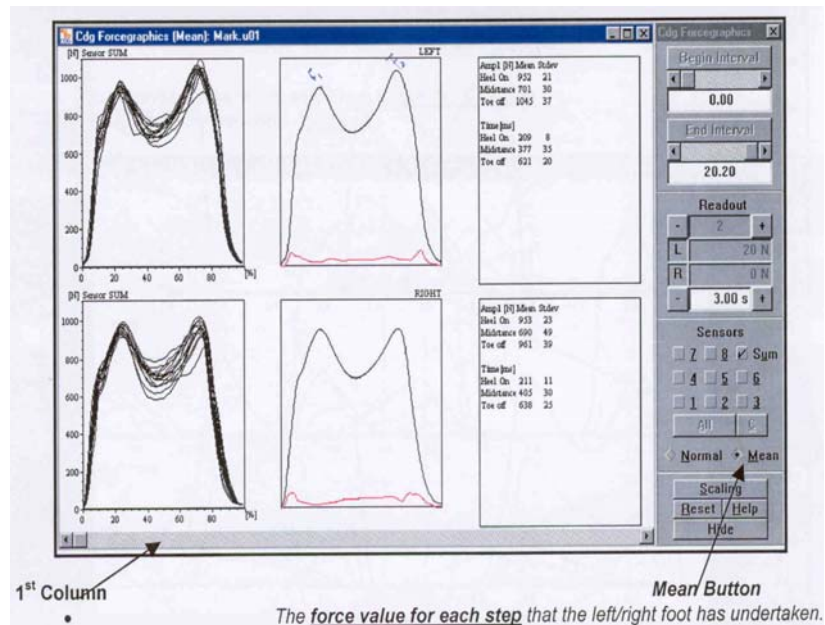


圖 二十五、Force graphics

說明：地面反作用力圖所代表的意義是，在時間函數下，受試者足底在行走時其負重壓力的變化。

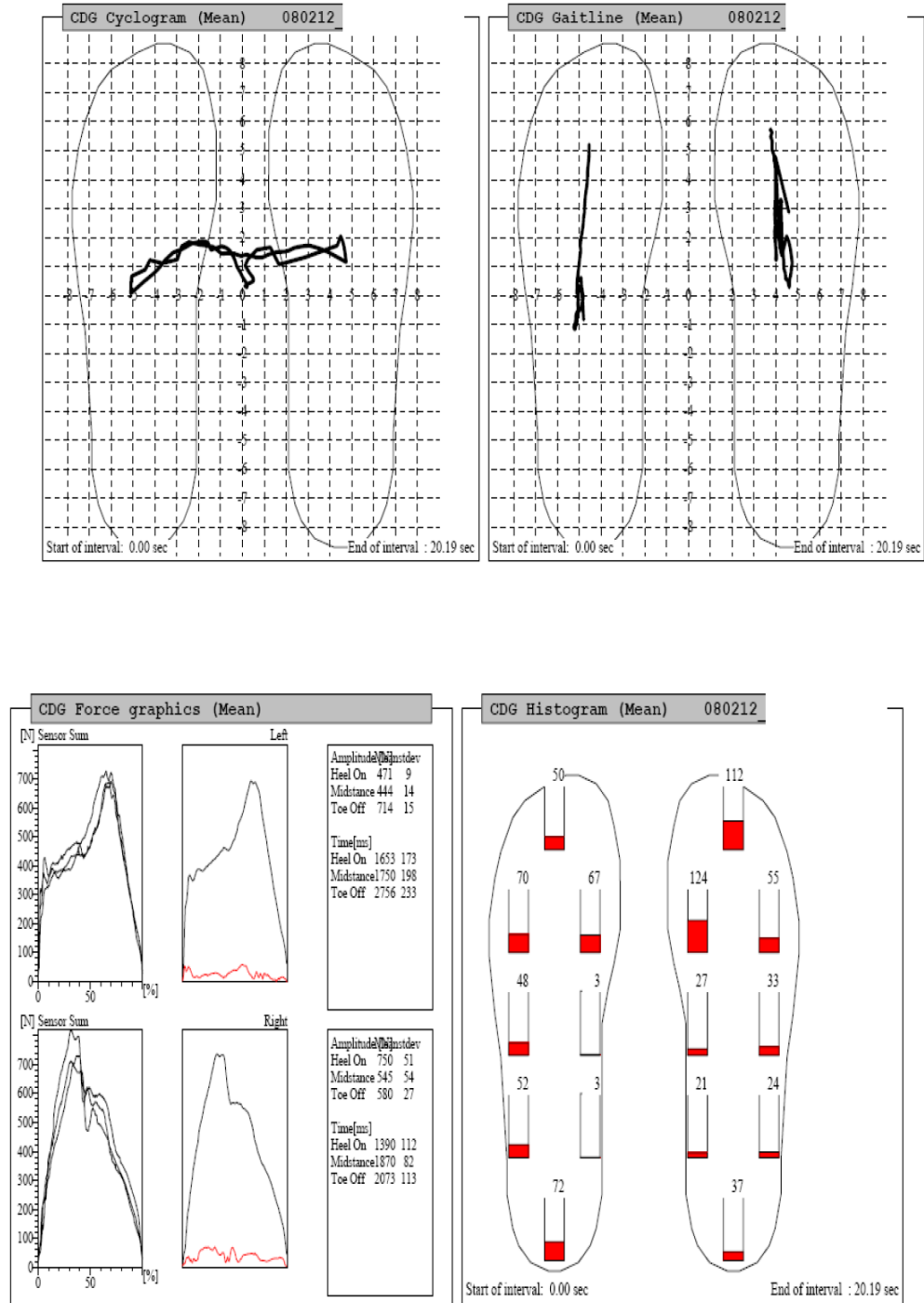


圖 二十六、治療前

說明：六十八歲男性，左側癱性偏癱中風患者，治療前之步態分析報告。

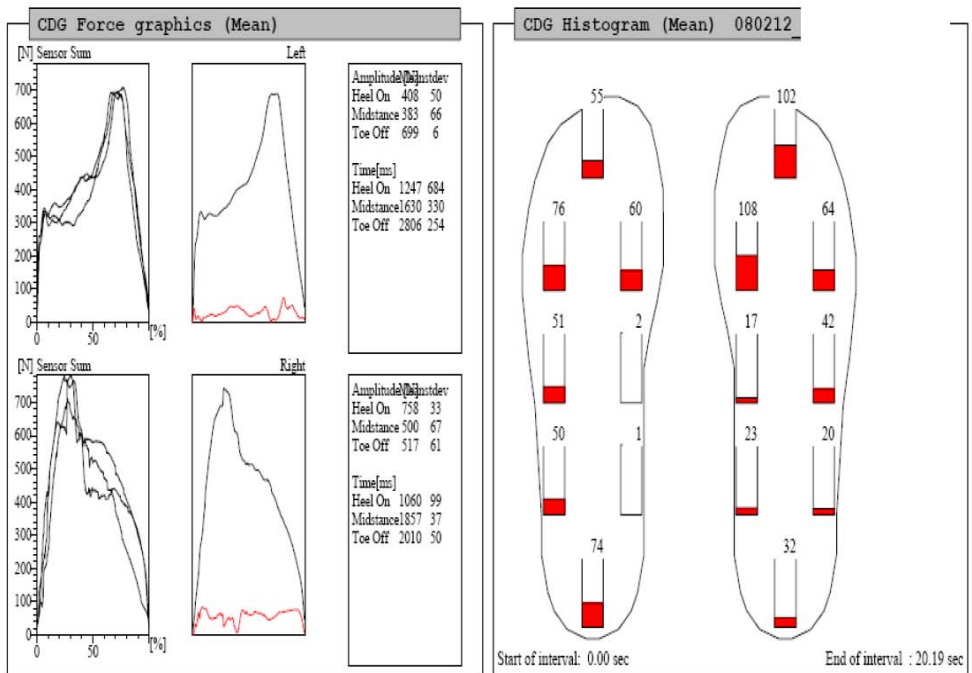
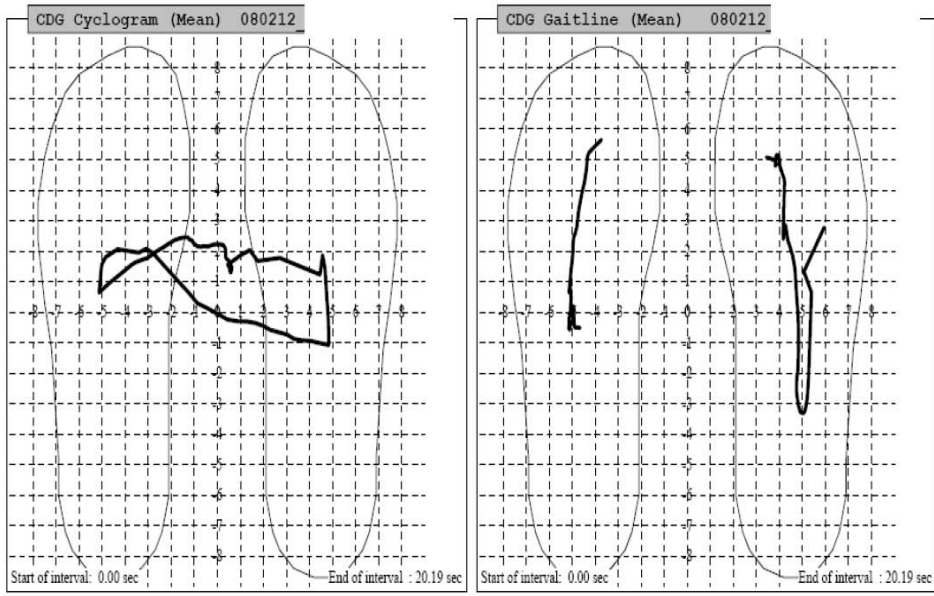


圖 二十七、治療後

說明：六十八歲男性，左側癱性偏癱中風患者，治療前之步態分析報告。

3.3.3. 電針治療用設備

- (1). 針具：30 號針，直徑 0.3mm，長度為 1.5 寸，共 60 支，宇光實業有限公司，台灣（衛署字號 000601）。
- (2). 電刺激器：電腦觸控螢幕 SSP 銀錐點低週波治療儀（Nihon Medix, Granus, 冠群儀器有限公司）。如下（圖二十八）所示
 - a. 波形設定為可調波。
 - b. 頻率設定為低高頻率交替刺激（5Hz /40Hz，時間比為 3 秒比 3 秒）。
 - c. 強度則為見到患者針刺之肌肉處產生最小強直收縮（minimal tetanic contraction）為度。

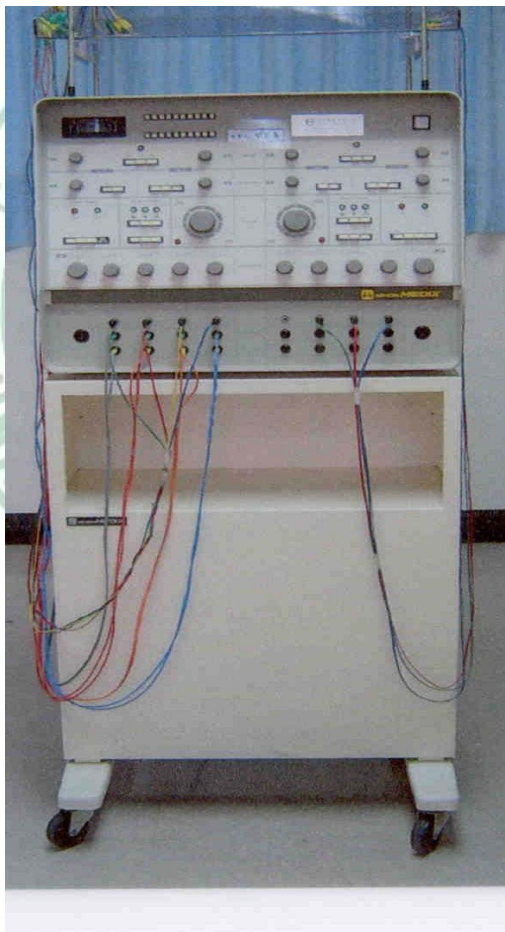


圖 二十八、SSP 銀錐點低週波治療儀

- (3). 偽針灸組：Park Sham Device，長度為 1.5 寸，共 60 組（Park Sham Device, DongBang Acupuncture, (EU) Ltd. U.K）。如下（圖二十九）所示



圖 二十九、Park Sham Device

3.4. 實驗用穴位的介紹

(1). 患側足三里 (ST36) [84] ---如下 (圖三十) 所示

穴 位：在下腿前外側，脛骨之上，脛骨外廉肌肉宛宛中，兩筋分肉間。

解 剖：在長總趾伸肌與前脛骨肌之間，有前脛骨動脈；分布深腓骨神經。

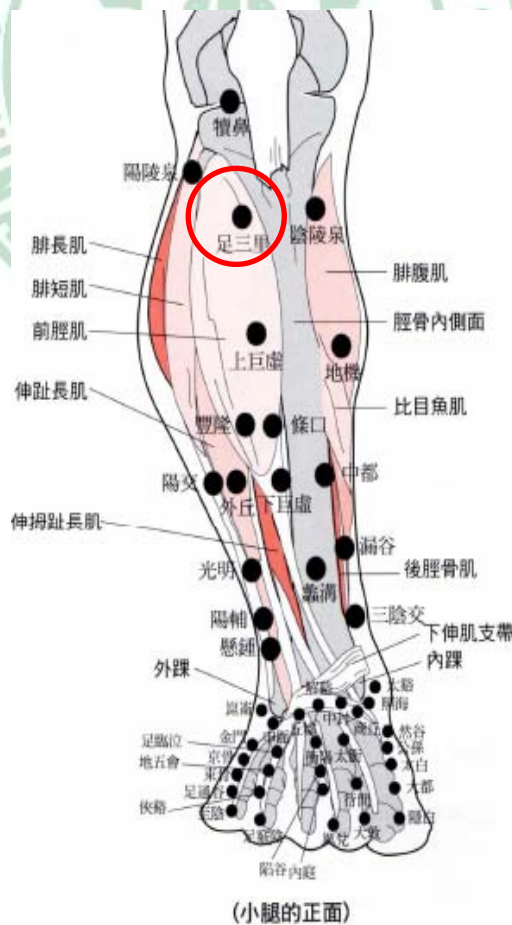


圖 三十、足三里穴位圖 [77]

(2).患側陽陵泉 (GB34) ^[84]-- 如下 (圖三十一) 所示

穴 位：在下腿外側，膝下一寸，脛骨之後，腓骨之前凹陷中。

解 剖：有長腓骨肌、前脛骨動脈分枝，後返回脛骨動脈，分佈腓骨神經分枝。



圖 三十一、陽陵泉穴位圖^[77]

(3). 脛前肌肌腹中點-----如下（圖三十二）所示
（Mid-portion of the Tibialis anterior muscle belly）

(4). 腓骨肌肌腹中點-----如下（圖三十二）所示
（Mid-portion of the Peroneus muscle belly）

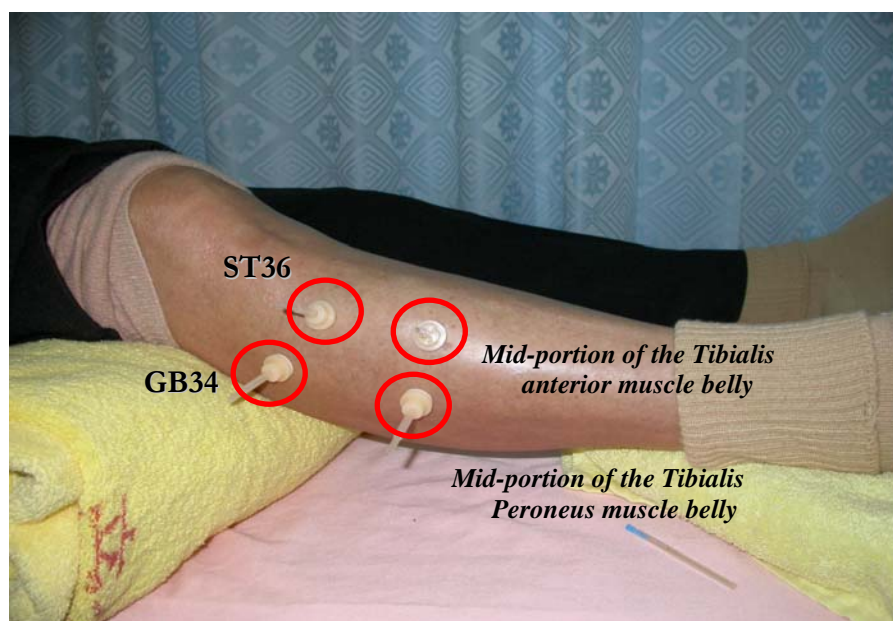


圖 三十二、實驗用穴位

3.5. 統計分析

- (一)、所有資料如年齡、身高、體重、發病時間、步頻 (cadence)、單腳站立時間 (single support time)、雙腳站立時間 (double support time)、擺動期時間 (swing phase time) 等等，均以平均值±標準差來表示。
- (二)、實驗組與對照組兩組間治療前後各參數相關差異性之分析利用 t-檢定 (Independent t-test) 來比較兩組組內的差異。
- (三)、實驗組與對照組兩組組內治療前後各參數相關差異性之分析採用配對 t-檢定 (paired t-test) 來比較各兩組間的差異。
- (四)、本研究中，所有統計皆以 SPSS / WINDOWS 15.0 版本軟體來處理。
- (五)、本研究的顯著水準定為 0.05，當 p 值 < 0.05 時，表示有統計學上顯著的差異。
- (六)、由電腦化的步態分析儀 (Ultraflex, Infotronic, Netherland) 所測得的資料參數如下 (表九) 所示：
- (七)、由足底壓力測量儀 (Milletrix, Diasu, Italy) 所測得的資料參數如下 (表十、表十一) 所示：
- (八)、而所有跟時間-空間 (Temporal-Distance) 與足底壓力 (force plate) 有關的變項，依 2003 年 Robinson^[60] 等學者提出之對稱性指標 (Symmetric Index, SI) 用來量化患者步態時的不對稱性。其中，Vparetic 表示由偏癱側所測得的變項，Vnonparetic 則表示由健側所測得的變項。在本研究使用的參數中，SI 值的大小代表不對稱性的程度，而 SI 值的正負符號代表不對稱性的型態，若

SI 值為零，則表示對稱性良好（perfect symmetry）；SI 值的大小範圍從-200%到 200%，而他們的差則是與平均值相比較而得來的^[11]。

SI 的值若為正值則代表由偏癱側的肢體獲得的參數值較大，而 SI 值若為負值則代表由健側的肢體獲得的參數值較大。
公式： SI： Symmetric Index^[24]

$$SI = \frac{V_{\text{paretic}} - V_{\text{nonparetic}}}{1/2(V_{\text{paretic}} + V_{\text{nonparetic}})} \times 100$$



表 九、步態分析參數

參數	單位	參數定義
Cadence	步/分鐘	Cadence 步頻，在一分鐘內走幾步
SSUP	秒	Single Support 單腳支撐時期的時間
DSUP	秒	Double Support 雙腳支撐時期的時間
SSWI	秒	Single Swing 單腳擺動時期的時間
STAN	秒	Stance time 站立時期的時間
STEP	秒	Step time 完成一個步長的時間
F1	g/cm ²	F1 (雙腳支撐時期) 地面反作用力垂直方向的極大值
F2	g/cm ²	F2 (站立中期) 地面反作用力垂直方向的極小值
F3	g/cm ²	F3 (站立末期) 地面反作用力垂直方向的極大值
T1	秒	T1 (雙腳支撐時期) 在地面反作用力垂直方向極大值的時間
T2	秒	T2 (站立中期) 在地面反作用力垂直方向極小值的時間
T3	秒	T3 (站立末期) 在垂直壓力極大值的時間

表 十、平衡分析參數

參 數	單位	參 數 定 義
Area	mm ²	靜態站立時身體晃動的軌跡面積
eccentricity	%	身體晃動偏向指數
sway length	mm	靜態站立時身體晃動偏移的距離
axis	(°)	靜態站立時身體晃動的方向
x-dis	mm	x-displacement，壓力重心(COP)沿著內外側軸(medio-lateral)晃動方向的平均值
y-dis	mm	y-displacement，壓力重心(COP)沿著前後側軸(anterior-posterior)晃動方向的平均值
average v.	mm/s	average velocity，行走的平均速度
ap_v	mm/s	anterior-posterior velocity 行走時前後側的平均速度
ml_v	mm/s	medio-lateral velocity 行走時內外側的平均速度
sway_p	(°)	sway preference 身體偏移傾向

表十一、足底壓力參數

參 數	單 位	參數定義
Static total sur.	cm ²	Static total surface 當靜止站立時，足部與地面接觸的總面積
Total load	%	Total load 總負重比例
pressure max	g/cm ²	pressure maximum 最大足底壓力
pressure aver.	g/cm ²	pressure average 平均足底壓力
forefoot surface	cm ²	forefoot surface 前足部與地面接觸的面積
forefoot load	%	forefoot load 前足部的足底負重比例
rearfoot surface	cm ²	rearfoot surface 後足部與地面接觸的面積
rearfoot load	%	rearfoot load 後足部的足底負重比例
dynamic load	%	dynamic load 動態負重
dynamic surface	cm ²	dynamic surface 動態時的接觸面積

第四章、結 果

4.1. 受試者的基本資料

本研究共收集了三十位符合“下肢痙攣型之腦中風患者”條件的個案，收案後，隨機將其分為實驗組（電針組）與對照組（偽針灸組），其中有六位受試者（實驗組 4 位、對照組 2 位）因故退出實驗，因此實際參與本研究的共有二十四位個案（實驗組 11 位，對照組 13 位）；其中男性 19 名，女性 5 名，24 位個案其平均年齡為 60.46 ± 9.96 歲，其中診斷為腦栓塞者有 16 名，腦出血者為 8 名。左側偏癱與右側偏癱者各為 12 名。

實驗組與對照組兩組各項的資料如下（表十二）所示，且兩組不論是在年齡、身高、體重或發病天數等項目，就統計學上而言是沒有顯著差異的。

表十二、實驗組與對照組研究對象之基本資料

變 項	全部 n=24	實 驗 組 (n=11)	對 照 組 (n=13)	P 值
年齡（歲）	60.46 ± 9.96	60.18 ± 10.66	61.08 ± 10.37	0.837
性別（男/女）	19 / 5	9 / 2	10 / 3	0.769
身高（公分）	162.58 ± 7.26	164.73 ± 6.12	162.08 ± 9.385	0.431
體重（公斤）	67.89 ± 11.11	69.09 ± 10.27	66.42 ± 13.50	0.597
發病天數（月）	18.83 ± 10.55	19.45 ± 11.48	18.31 ± 10.14	0.861
偏癱側				
左 側	12 (50%)	6 (54.5%)	6 (46.2%)	0.682
右 側	12 (50%)	5 (45.5%)	7 (53.8%)	
中風型態				
出血性	8 (33.3%)	2 (18.2%)	6 (46.2%)	0.48
阻塞性	16 (66.7%)	9 (81.8%)	7 (53.8%)	

*所有的數值皆以 “平均值 ± 標準差” 來表示

另外，本研究在治療結束後的隔天，會以電話訪問的方式詢問所有受試者在接受治療後是否有針感遺留的反應發生，其中患者反應問題包括酸、麻、痛、無力等，實驗組中反應治療後有酸感的有 8 位(54.5%) 麻感的有 9 (37.5%)、痛感的有 3 位(12.5%)而無力感的有高達 9 位 (37.5%)，而在對照組僅有 2 位(15.4%)反應治療後有酸感、有麻感的佔 3 位(23.1%)、無力感的 1 位(7.6%)，在痛感的反應上則是沒有。見下表十三所示

表十三、針感遺留的反應

反應	全部 n=24	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)
酸	8 (33.3%)	6 (54.5%)	2 (15.4%)
麻	9 (37.5%)	6 (54.5%)	3 (23.1%)
痛	3 (12.5%)	3 (27.3%)	0 (0%)
無力	9 (37.5%)	8 (72.3%)	1 (7.6%)

4.2. 電針治療對步態方面的影響

4.2.1. 實驗組與對照組兩組間治療前後的比較

由表十四的統計分析結果發現，實驗組與對照組治療前兩組在步態分析的各項參數方面相互比較，在統計學上無顯著的差異；治療後兩組在步態分析的各項參數的相互比較，在統計學上亦無顯著差異。

表十四、兩組間治療前後的步態不對稱性之統計結果

參數	治療前			治療後		
	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	p 值	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	p 值
Cadence (步/分鐘)	81.81±26.05	83.75± 26.4	0.874	82.37± 26.31	85.30±26.93	0.814
Symmetry						
DSUP	-16.26±16.64	-13.49±32.66	0.822	-18.23± 15.87	-12.75±37.43	0.690
SSUP	-22.04±38.02	-16.35±29.44	0.718	24.20± 39.95	-9.91±26.35	0.365
SSWI	22.04± 38.02	16.35± 29.44	0.718	24.20± 39.95	9.91± 26.35	0.365
STAN	-6.23± 12.68	-4.30± 9.89	0.714	-7.78± 13.8	-2.19± 9.00	0.306
STEP	-19.04±21.98	-10.24±31.37	0.493	-20.69± 24.49	-5.79±32.04	0.275
F1	-3.99± 10.16	-10.57± 22.1	0.425	0.94± 12.36	-11.45±21.90	0.154
F2	-6.84± 11.37	-10.74±18.23	0.589	-1.68± 14.97	-13.62±16.43	0.118
F3	-6.66± 11.08	-2.99± 19.22	0.622	-1.86± 14.86	-1.46±16.87	0.958
T1	-15.87±14.18	-16.01±23.16	0.988	-19.23± 15.03	-23.02±22.76	0.678
T2	-15.35±16.27	-18.40±22.23	0.740	-15.92± 14.28	-23.06±24.85	0.460
T3	-12.58±19.25	-8.82±17.96	0.665	-13.51± 16.52	-5.42±15.26	0.283

* p < 0.05

* Cadence：步頻，在一分鐘內走幾步,Single Swing：單腳擺動時期的時間,Double Support：雙腳支撐時期的時間,Step time:完成一個步長的時間,Stance time:站立時期的時間,Single Support:單腳支撐時期的時間,F1:地面反作用力垂直方向的極大值,F2:地面反作用力垂直方向的極小值,F3:地面反作用力垂直方向的極大值,T1:在地面反作用力垂直方向極大值的時間,T2：在垂直壓力極大值的時間,T3:在地面反作用力垂直方向極小值的時間

4.2.2. 實驗組與對照組各組組內治療前後的比較

由表十五配對 t-檢定統計結果可以看到，在實驗組以基準值當比較的標準情況下，經過電針治療後，地面反作用力方面不對稱性 F1、F2、F3 值的增加有統計學上顯著的差異 ($p < 0.05$)；而對照組經過偽電針治療後，在不對稱性 SSUP、T1、SSWI 三項參數值的改善與治療前比較有統計學上顯著的差異。

表十五、兩組組內治療前後步態不對稱性之統計結果

參 數	實驗組 (n=11)			對照組 (n=13)		
	治療前	治療後	p 值	治療前	治療後	p 值
Cadence (步/分鐘)	81.81±26.05	82.37±26.31	0.628	83.75±26.40	85.3±26.93	0.116
Symmetry						
DSUP	-16.26±16.64	-18.23± 15.87	0.687	-13.49±32.66	-12.75±37.43	0.843
SSUP	-22.04±38.02	-24.2± 39.95	0.653	-16.35±29.44	-9.91±26.35	0.012*
SSWI	22.04±38.02	24.2± 39.95	0.653	16.35±29.44	9.91±26.35	0.012*
STAN	-6.23±12.68	-7.78± 13.8	0.542	-4.30± 9.89	-2.19± 9.00	0.066
STEP	-19.04±21.98	-20.69± 24.49	0.539	-10.24±31.37	-5.79±32.04	0.069
F1	-1.49±7.31	4.17± 8.19	0.042*	-10.57±22.10	-11.45±21.90	0.593
F2	-6.84±11.37	-1.68± 14.97	0.016*	-10.74±18.23	-13.62±16.43	0.135
F3	-6.66±11.08	-1.86± 14.86	0.038*	-2.99±19.22	-1.46±16.87	0.503
T1	-15.87±14.18	-19.23± 15.03	0.459	-16.01±23.16	-23.02±22.76	0.032*
T2	-15.35±16.27	-15.92± 14.28	0.882	-18.40±22.23	-23.06±24.85	0.052
T3	-12.58±19.25	-13.51± 16.52	0.803	-8.82± 17.96	-5.42±15.26	0.160

* $p < 0.05$

* Cadence：步頻，在一分鐘內走幾步, Single Swing：單腳擺動時期的時間, Double Support：雙腳支撐時期的時間, Step time: 完成一個步長的時間, Stance time: 站立時期的時間, Single Support: 單腳支撐時期的時間, F1: 地面反作用力垂直方向的極大值, F2: 地面反作用力垂直方向的極小值, F3: 地面反作用力垂直方向的極大值, T1: 在地面反作用力垂直方向極大值的時間, T2: 在垂直壓力極大值的時間, T3: 在地面反作用力垂直方向極小值的時間

4.3. 電針治療對平衡的影響

4.3.1. 實驗組與對照組兩組間治療前後的比較

由表十六、表十七的統計結果可知，實驗組與對照組兩組在平衡方面的各項參數相互比較並無統計學上顯著的差異；而兩組在治療後各項參數的相互比較，在統計學上亦無顯著差異。

表十六、兩組組間治療前後的平衡不對稱性之統計結果

參數	治 療 前			p 值
	全部 (N=24)	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	
area (mm ²)	215.07±407.42	126.53± 126.91	281.18± 542.91	0.390
Eccentricity (%)	37.53±17.47	38.41± 17.20	34.99± 17.51	0.645
sway length (mm)	170.13±70.28	150.17± 56.53	187.84± 79.50	0.218
Axis (°)	-8.97±60.4	-5.24± 41.63	3.05± 49.07	0.673
x-dis (mm)	0.29±0.28	0.21± 0.09	0.34± 0.36	0.291
y-dis (mm)	0.29±0.15	0.28± 0.17	0.29± 0.14	0.935
average v. (mm/s)	8.47±3.5	7.48± 2.82	9.35± 3.96	0.219
ap_v (mm/s)	4.65±2.36	4.13± 2.37	5.15± 2.41	0.320
ml_v (mm/s)	6.13±2.46	5.38± 1.59	6.77± 2.96	0.195
sway_p (°)	141.17±32.75	143.61± 35.66	138.09± 32.65	0.703

* p < 0.05

* Area:靜態站立時身體晃動的軌跡面積, eccentricity:身體晃動偏向指數, sway length:靜態站立時身體晃動偏移的距離, Axis:靜態站立時身體晃動的方向, x-dis:壓力重心沿著內外側軸晃動方向的平均值, y-dis:壓力重心沿著前後側軸晃動方向的平均值, average v.:行走的平均速度, ap_v:行走時前後側的平均速度, ml_v:身體偏移傾向, sway_p:行走時內外側的平均速度.

表十七、兩組組間治療前後的平衡統計結果--續

參數	治 療 後			p 值
	全部 (N=24)	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	
area (mm ²)	257.07±367.9	177.2± 197.18	327.48± 467.37	0.353
Eccentricity (%)	40.32±21.9	33.61± 27.53	43.88± 16.23	0.275
sway length (mm)	179.32±69.37	158.98± 47.25	197.46± 82.22	0.202
Axis (°)	2.15±44.9	-0.1± 42.71	7.08± 48.17	0.714
x-dis (mm)	0.3±0.18	0.23± 0.06	0.35± 0.22	0.112
y-dis (mm)	0.35±0.26	0.36± 0.28	0.35± 0.26	0.955
average v. (mm/s)	8.9±3.48	7.92± 2.35	9.78± 4.14	0.219
ap_v (mm/s)	5.06±2.34	4.29± 1.53	5.73± 2.77	0.157
ml_v (mm/s)	6.29±2.35	5.82± 1.73	6.73± 2.81	0.377
sway_p (°)	129.24±28.38	139.00± 31.01	121.84± 26.15	0.165

*p < 0.05

* Area:靜態站立時身體晃動的軌跡面積,eccentricity:身體晃動偏向指數,sway length:靜態站立時身體晃動偏移的距離,Axis:靜態站立時身體晃動的方向,x-dis:壓力重心沿著內外側軸晃動方向的平均值,y-dis:壓力重心沿著前後側軸晃動方向的平均值,average v.:行走的平均速度,ap_v:行走時前後側的平均速度,ml_v:身體偏移傾向,sway_p:行走時內外側的平均速度.

4.3.2. 實驗組與對照組各組組內治療前後的比較

由表十八、十九可以看出實驗組在平衡功能各項變項如軌跡面積、晃動偏向指數、晃動偏移距離、晃動方向的值等等，治療前後並無統計學上的顯著的差異。而經過偽電針治療的一組，我們可以看到治療前後的差異性，在大多數的平衡變項中並無統計學上的差異，但在身體偏移傾向（sway_p）變項方面有統計學上顯著的改善。

表十八、兩組組內治療前後的平衡統計結果

參 數	實 驗 組 (n=11)		p 值
	治療前	治療後	
area (mm ²)	126.53± 126.91	177.20±197.18	0.175
Eccentricity (%)	38.41± 17.20	33.61± 27.53	0.674
sway length (mm)	150.17± 56.53	158.98± 47.25	0.156
Axis (°)	-5.24± 41.63	-0.10± 42.71	0.798
x-dis (mm)	0.21± 0.09	0.23± 0.06	0.43
y-dis (mm)	0.28± 0.17	0.36± 0.28	0.28
average v. (mm/s)	7.48± 2.82	7.92± 2.35	0.16
ap_v (mm/s)	4.13± 2.37	4.29± 1.53	0.6
ml_v (mm/s)	5.38± 1.59	5.82± 1.73	0.072
sway_p (°)	143.61± 35.66	139.00± 31.01	0.66

* p<0.05

* Area:靜態站立時身體晃動的軌跡面積, eccentricity:身體晃動偏向指數, sway length:靜態站立時身體晃動偏移的距離, Axis:靜態站立時身體晃動的方向, x-dis:壓力重心沿著內外側軸晃動方向的平均值, y-dis:壓力重心沿著前後側軸晃動方向的平均值, average v.:行走的平均速度, ap_v:行走時前後側的平均速度, ml_v:身體偏移傾向, sway_p:行走時內外側的平均速度。

表十九、兩組組內治療前後的平衡統計結果--續

參 數	對 照 組 (n=13)		p 值
	治療前	治療後	
area (mm ²)	281.18± 542.91	327.48± 467.37	0.437
Eccentricity (%)	34.99± 17.51	43.88± 16.23	0.266
sway length (mm)	187.84± 79.50	197.46± 82.22	0.389
Axis (°)	3.05± 49.07	7.08± 48.17	0.839
x-dis (mm)	0.34± 0.36	0.35± 0.22	0.879
y-dis (mm)	0.29± 0.14	0.35± 0.26	0.313
average v. (mm/s)	9.35± 3.96	9.78± 4.14	0.450
ap_v (mm/s)	5.15± 2.41	5.73± 2.77	0.179
ml_v (mm/s)	6.77± 2.96	6.73± 2.81	0.927
sway_p (°)	138.09± 32.65	121.84± 26.15	0.029*

* p<0.05

* Area:靜態站立時身體晃動的軌跡面積,eccentricity:身體晃動偏向指數,sway length:靜態站立時身體晃動偏移的距離,Axis:靜態站立時身體晃動的方向,x-dis:壓力重心沿著內外側軸晃動方向的平均值,y-dis:壓力重心沿著前後側軸晃動方向的平均值,average v.:行走的平均速度,ap_v:行走時前後側的平均速度,ml_v:身體偏移傾向,sway_p:行走時內外側的平均速度.

4.4. 電針治療對足底壓力的影響

4.4.1. 實驗組與對照組各組組間治療前後的比較

由表二十、表二十一統計結果可以知道，在治療前，實驗組與對照組在前足部與地面接觸的面積(SI Forefoot surface)與後足部的足底負重比例(SI Rearfoot load)兩個變項有統計學上顯著的差異而其他參數皆沒有統計學上顯著差異存在。

而經過治療後，無論是實驗組或對照組在所有的足底壓力參數方面皆沒有統計學上顯著的差異。

表二十、組間治療前後足底壓力不對稱性之統計結果

參 數	治 療 前		p 值
	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	
Symmetry			
Static total surface (cm ²)	4.04±23.25	7.79±23.86	0.707
Total load (%)	10.49±31.63	13.9±33.53	0.463
Pressure max (g/cm ²)	-9.47±44.64	-8.08±43.84	0.405
Pressure average (g/cm ²)	-13.56±57.37	-8.45±58.41	0.049
Forefoot surface (cm ²)	8.70±27.21	-3.84±26.84	0.018*
Forefoot load (%)	-1.87±13.27	-4.83± 6.15	0.555
Rearfoot surface (cm ²)	16.23±28.29	6.17±22.42	0.791
Rearfoot load (%)	1.01±12.24	5.00± 7.21	0.030*
Dynamic load (%)	-2.62±36.41	-10.87±36.49	0.534
Dynamic surface (cm ²)	12.39±26.75	0.88±24.07	0.509

* p < 0.05

* Static total surface:當靜止站立時，足部與地面接觸的總面積，Total load:總負重比例，Pressure maximum:最大足底壓力，Pressure average:平均足底壓力，Forefoot surface:前足部與地面接觸的面積，Forefoot load:前足部的足底負重比例，Rearfoot surface:後足部與地面接觸的面積，Rearfoot load:後足部的足底負重比例，Dynamic load:動態負重，Dynamic surface:動態時的接觸面積

表二十一、組間治療前後足底壓力不對稱性之統計結果--續

參 數	治 療 後		p 值
	實驗組 (n=11)	對照組 (n=13)	
Symmetry			
Static total surface (cm ²)	0.53±28.53	9.00±25.53	0.707
Total load (%)	1.38±38.44	14.09±32.68	0.804
Pressure max (g/cm ²)	4.82±34.83	-29.64±39.53	0.941
Pressure average (g/cm ²)	5.73±45.70	-42.32±38.84	0.834
Forefoot surface (cm ²)	6.62±59.79	18.65±26.70	0.279
Forefoot load (%)	-6.34±18.25	-8.33±15.55	0.510
Rearfoot surface (cm ²)	4.22±23.97	33.19±31.04	0.359
Rearfoot load (%)	4.98±14.57	9.67±18.79	0.361
Dynamic load (%)	-6.73±36.12	2.56±26.77	0.593
Dynamic surface (cm ²)	-0.59±22.83	25.62±27.51	0.292

*p < 0.05

* Static total surface: 當靜止站立時, 足部與地面接觸的總面積, Total load: 總負重比例, Pressure maximum: 最大足底壓力, Pressure average: 平均足底壓力, Forefoot surface: 前足部與地面接觸的面積, Forefoot load: 前足部的足底負重比例, Rearfoot surface: 後足部與地面接觸的面積, Rearfoot load: 後足部的足底負重比例, Dynamic load: 動態負重, Dynamic surface: 動態時的接觸面積

4.4.2. 實驗組組內治療前後的比較

由表二十二的配對 t-檢定統計結果可以看出，在經過電針治療後，實驗組的足底壓力各項參數治療前後差異並不明顯，皆未有統計學上顯著的差異。

表二十二、組內治療前後足底壓力不對稱性之統計結果

實 驗 組 (n=11)			
參 數	治療前	治療後	p 值
Symmetry			
Static total surface (cm ²)	4.04± 23.25	0.53± 28.53	0.383
Total load (%)	10.49± 31.63	1.38± 38.44	0.141
Pressure max (g/cm ²)	-9.47± 44.64	4.82± 34.83	0.264
Pressure average (g/cm ²)	-13.56± 57.37	5.73± 45.70	0.283
Forefoot surface (cm ²)	8.7± 27.21	6.62± 59.79	0.896
Forefoot load (%)	-1.87± 13.27	-6.34± 18.25	0.322
Rearfoot surface (cm ²)	16.23± 28.29	4.22± 23.97	0.067
Rearfoot load (%)	1.01± 12.24	4.98± 14.57	0.383
Dynamic load (%)	-2.62± 36.41	-6.73± 36.12	0.596
Dynamic surface (cm ²)	12.39± 26.75	-0.59± 22.83	0.105

* p < 0.05

* Static total surface: 當靜止站立時，足部與地面接觸的總面積, Total load: 總負重比例, Pressure maximum: 最大足底壓力, Pressure average: 平均足底壓力, Forefoot surface: 前足部與地面接觸的面積, Forefoot load: 前足部的足底負重比例, Rearfoot surface: 後足部與地面接觸的面積, Rearfoot load: 後足部的足底負重比例, Dynamic load: 動態負重, Dynamic surface: 動態時的接觸面積

4.4.3. 對照組組內治療前後的比較

由表二十二的配對 t-檢定統計結果可以看出，在經過偽電針治療後，對照組的足底壓力各項參數僅 SI. forefoot surface（前足部與地面接觸的面積）、SI dynamic surface（動態時的接觸面積）、SI dynamic load（動態負重）在治療前後有統計學上顯著的差異。其餘的參數並無統計學上顯著的差異。

表二十三、組內治療前後足底壓力不對稱性之統計結果-續

對 照 組 (n=13)			
參 數	治療前	治療後	p 值
Symmetry			
Static total surface (cm ²)	7.79± 23.86	9.00± 25.53	0.762
Total load (%)	13.9± 33.53	14.09± 32.68	0.973
Pressure max (g/cm ²)	-0.23± 43.98	-29.64± 39.53	0.082
Pressure average (g/cm ²)	0.81± 59.95	-42.32± 38.84	0.061
Forefoot surface (cm ²)	-8.23± 27.18	18.65± 26.7	0.026*
Forefoot load (%)	-5.54± 6.49	-8.33± 15.55	0.635
Rearfoot surface (cm ²)	4.03± 24.14	33.19± 31.04	0.064
Rearfoot load (%)	0.7± 7.7	9.67± 18.79	0.586
Dynamic load (%)	-13.88± 39.29	2.56± 26.77	0.047*
Dynamic surface (cm ²)	-2.44± 25.07	25.62± 27.51	0.038*

*p < 0.05

* Static total surface: 當靜止站立時，足部與地面接觸的總面積, Total load: 總負重比例, Pressure maximum: 最大足底壓力, Pressure average: 平均足底壓力, Forefoot surface: 前足部與地面接觸的面積, Forefoot load: 前足部的足底負重比例, Rearfoot surface: 後足部與地面接觸的面積, Rearfoot load: 後足部的足底負重比例, Dynamic load: 動態負重, Dynamic surface: 動態時的接觸面積

第五章、討 論

本研究的主要目的是在探討電針治療下肢痙攣性偏癱中風患者平衡與步態的立即性效應，我們共收了30個個案，依照亂數表隨機分派為實驗組15位和對照組15位，其中完成實驗的，實驗組有11位而對照組13位。

研究設計為實驗組使用傳統針刺治療再加上電刺激，對照組則是使用偽針灸裝置（PSD）再加上電刺激（未開電源）；再結合足底壓力測量儀與步態分析儀來作客觀的評估與分析。

對於臨床研究與生物力學研究而言，步態分析現今已成為了廣泛且有用的工具，人類動作的分析提供了許多有關於關節（joint）與身體各節段（segment）運動學（kinematic）與動力學（kinetics）的資料^[42]。

2004年 Matthias^[46]等人的研究中，他們比較使用傳統針刺與偽針刺來治療慢性中風患者的痙攣性下肢，所獲得的結果並不一致，而2007年 Mukul^[52]等人為期六週的研究中指出，透過電針刺激與肌力強化運動的治療，慢性中風患者痙攣性的問題確得到了改善，另外，Moon^[51]等人在2003年，針對亞急性中風患者其手部痙攣性進行研究，結果發現透過電針的治療，患者手部的痙攣性的確得到暫時性的減緩，這些研究的結果提供給我們利用電針治療配合傳統針刺來作為治療下肢痙攣性偏癱患者的方向。

5.1. 電針對步態的影響

在之前的文獻中提到，痙攣性偏癱者的患側下肢有較正常人縮短的站立期時間（stance time）及延長的擺動期（swing time）^[58,59]，在本研究中，對照組的在經過治療前後，於單腳站立期（SI_SSUP）與單腳擺動期（SI_SSWI）不對稱性值的減少方面，有統計學上顯著的差異存在。

這樣的結果我們可以推論：

1. 在步態分析中，站立期時間縮短及擺動期延長的結果出現在對照組而不是實驗組，代表著電針治療後出現痙攣性的下降與腿部酸軟的現象，的確影響著實驗組行走能力的表現。

而對照組患側下肢因為並沒有接受真正電針治療，出現酸軟的現象不多見，推測歇息加上偽針灸的安慰作用使張力稍降，造成患側負重能力（weight bearing）與重量轉移能力（weight shifting）的穩定度增高，相對而言，這樣的現象也讓患側單腳擺動期（single swing phase）的時間隨著增加。

而實驗組在地面反作用力（F1、F2、F3）之不對稱性，在治療前後，F1 的不對稱性值由 -1.49 ± 7.31 到 4.17 ± 8.19 ，而 F2 的不對稱性值由 -6.84 ± 11.37 到 -1.68 ± 14.97 、F3 的不對稱性值由 -6.66 ± 11.08 到 -1.86 ± 14.86 ，其改善具有統計學上顯著的意義存在。

這樣的結果我們可以推論：

1. 電針後有關功能性的項目（例如站立期時間（STAN）、雙腳站立時間（DSUP）、單腳站立時間（SSUP）、單腳擺動時間（SSWI）、完成一個步長的時間（STEP）等方面），在實驗組並沒有改善，反而是對照組在治療前後於單腳站立（SSUP）、單腳擺動（SSWI）方面得到改善。

另外，實驗組治療前後的差異僅呈現在垂直方向的三個力量（F1、F2、F3）看見，由 2002 年 Virginia^[68] 等人所作的研究知道，正常人與痙攣性偏癱中風患者的足底壓力分佈的最大差異是在中足部；1988 年 Vodovnik^[69] 等人的研究中指出，電刺激的確可以使得足踝的痙攣性降低，同時經由先前的研究中顯示，電刺激所造成的外翻動作也可以經由交互性抑制（reciprocal inhibition）的機轉，使得拮抗肌的肌肉痙攣性下降，進而使得步態的表現得到改善^[4,8]，Yu^[73] 在 1993 年的研究中指出高頻率的電針可以增加 CSF 中強啡肽（dynorphin）的釋放，進而降低了運動神經元的活性而使痙攣性下降，1989 年 Kendell^[36] 等人的研究也說明了高頻率的電針可以降低脊髓運動神經元的活性，本研究採用的是 5Hz/40Hz 交替的複合頻率，推測已可產生類似的神經傳導物質進而降低下肢的痙攣性。

由此，我們可以推測實驗組在電針治療後的確讓脛前肌與腓骨長肌的肌肉痙攣性下降，使得足部外翻的動作增加，進而改變了行走時地面反作用力的分佈，然而足部負重的增加、重量轉移的能力與重心的改變也隨之獲得改善。

5.2. 電針對平衡的影響

我們由 2007 年 Chen 等人^[16]，指出腦中風偏癱患者由於缺乏動作控制的能力與在站立及走路時會誘發出腓骨長肌及比目魚肌表現出高張力，使得下肢呈現馬蹄內翻足（equinovarus foot）的現象，造成平衡的問題。

本研究中，在平衡分析的參數在治療中，在對照組的身體偏移傾向改善方面，有統計學上的差異，其餘如軌跡面積、身體晃動偏向指數、身體晃動偏移距離、平均速度等等，在組間與組內治療前後的比較並沒有明顯的差異；而實驗組不管是治療前後，其平衡參數的變化並無統計學上的差異存在。

這樣的結果我們可推論：

1. Gunes 等人在 2006 年的研究中顯示^[26]，偏癱患者會以跳躍式(vaulting)與環繞式(circumduction)的代償動作來擺動患側使肢體推進，造成步伐不對稱，身體偏移傾向大，雖說過去的研究證實電針治療可以藉由刺激陽陵泉與足三里穴位來增強足外翻的動作^[87]，但治療後的不良反應（酸、麻、痛、無力）也相對造成實驗組負重的能力降低，使得身體晃動程度增加，行走速度也隨之降低；在 2005 年 Chen 等人^[23]的研究中提到，中風患者在推進偏癱腳的時候是耗力的，而這也增加了偏癱腳的擺動期與所佔步態週期的百分比，除此之外，患者也會以誇張的環繞式(circumduction)的代償動作來協助完成步態週期，再者，這樣的結果是與他們本身在以偏癱側來做單腳站立時的平衡不良有關連。
2. 對照組的身體偏移傾向，在治療前後的改善有統計差異，推論是因為並未接受真正的電針治療，使得他們的休息時間相對的也拉長，另外，對照組患者出現酸軟無力（無力：1 位 (7.6%)、麻：3 位(23.1%)、痛：0 位(0%)、酸：2 位(15.4%)）的情形不多所導致這樣的結果出現。

5.3. 電針對足底壓力的影響

在文獻中顯示，偏癱患者的足部由於有馬蹄內翻足之變化而導致足部縱弓增加，使得中足部負重壓力減少，前足部負重壓力與後足負

重壓力增加^[61,68]。

在本研究中，實驗組在電針治療前後，足底壓力的參數值雖然有較治療前改善但並沒有達到統計學上的意義。

而對照組在前足接觸面積、動態負重與動態負重面積三項參數的改善，有統計學上顯著的意義。

我們推論可能的原因：

1. Kim 等人^[11]在 2003 年所作的研究中提到，偏癱患者則有明顯的地面反作用力的減少，且在患側會有延長的擺動期、縮短的站立期，而這些情況的發生可能是由於患側肌肉無力與平衡缺失所造成的，且 2006 年 Gunes 等學者^[26]也指出偏癱側的負重能力的降低與平衡反應的不良，也會造成行走緩慢與步伐的不對稱。

本研究中，實驗組對象大部分在電針治療後出現腿部麻木、腿部無力及腿部酸軟的針感遺留反應，而使得患者更容易以健側來做重量的承受與重量的轉移之代償，雖然這樣的針感遺留反應（腿部麻木、腿部無力及腿部酸軟）也代表著痙攣性的降低，不過，由於本研究所探討的是立即性的效應，因此，在治療前後的足底壓力表現上並沒有達到預期的效果。

2. 對照組在經過偽針灸治療與休息後，可以見到在足底壓力的評估上都有些微的差異出現，雖然僅有前足接觸面積、動態負重與動態負重面積三項改善有達到統計學上顯著的意義，其餘的參數表現相對於實驗組不僅沒有差異而且有變差的傾向。

5.4. 個案選擇的影響

本研究所收納的患者皆為慢性中風患者，且其患病時間為六個月到三年期間，平均發病時間為 18.83 ± 10.55 個月，而這樣的一個條件是否影響著我們整個研究的成果，的確有賴觀察，從過去的研究中發現，如 Matthias [46] 等人、Frank [21] 等人、Park J. [35] 等人、Susanne [64] 等人、Barbro [5] 等人、Wong [71] 等人、Hu [28] 等人及 Astrid [3] 等人所從事的針灸治療中風研究中，他們所收錄個案的患病時間大多小於七個月，甚至有些患病時間是在中風後數小時之內，因此，患者的中風時

間是否會影響治療效果的確值得進一步探討。

根據 Sherrington principle 的論述^[4]，當主動肌（agonist muscles）收縮時，拮抗肌（antagonist muscles）會主動的放鬆，因此，在經過電針刺激後，痙攣性的下降是可以預期的，而是否會表現在立即性的效應上，或者會表現在持續而累積的治療效應上，這是值得進一步探討的；Frank^[20,21]在 2002 年所作的薈萃分析研究認為傳統針刺對於在接受復健的患者的運動功能（motor recovery）恢復上並沒有額外的助益，但卻能小部分改善失能的情形，其推論可能是由於安慰效應使然與所收錄的研究設計不佳導致，然而，也有部分的研究認為針刺治療的確可以改善中風患者日常生活功能（ADL）上的表現^[3]，或者是研究指出接受為期四周，每週兩次的針刺治療後，神經性與功能性方面的問題可以獲得改善^[28]，因此，研究設計中的電針治療時間長短以及電針治療的次數，的確可以做為未來要從事相同研究者探討的方向。

再者，在研究對象的數目上，雖然研究設定收案人數為 30 個，但在經過亂數表隨機分派後，實驗組與對照組分別有四人與兩人因故退出研究，而 24 個個案可能因為樣本數太少，導致結果的呈現不符合原先的預期。

第六章、結 論

本研究的結果顯示下肢痙性偏癱中風患者，電針治療後在力之不對稱性（F1、F2、F3）方面的確有顯著的改善，但在跟步態與平衡方面功能性有關的參數方面，在治療前後其立即性改善的效應並沒有統計意義呈現。

偏癱患者在接受電針治療後，我們的確可以從研究結果看到患者痙攣性下肢在地面反作用力的表現上有獲得初步的改善，但功能性的改善並不具有統計意義。

針對中風後的下肢痙攣，針灸的介入對患者平衡與步態的影響，建議往後欲從事類似研究者可考慮是否延長治療期間且增加治療次數，此外，電針的劑量是否會影響患者的步態表現、患者罹病期間的長短是否會影響功能性的改變，都有待進一步的探討。



參考文獻

- [1] Anna H Mackey, Sharon E Walt, Glenis Lobb and N.S. Stott., Intraobserver reliability of the modified Tardieu scale in the upper limb of children with hemiplegia., *Developmental Medicine & Child Neurology*. 46 (2004) 267-272.
- [2] Anthony BW, Assessment of muscle tone., *Age and Aging* 29 (2000) 385-386.
- [3] Astrid Kjendahl, Susanne Sällström, Per Egil Østen, Johan Kvalvik Stanghelle and C.F. Borchrevink., A one year follow-up study in the effects of acupuncture in the treatment of stroke patients in the subacute stage:a randomized, controlled study., *Clinical rehabilitation* 11 (1997) 192-200.
- [4] B L Day, C D Marsden, J A Obeso and J.C. Rothwell., Reciprocal inhibition between the muscles of the human forearm., *J. Physiol*. 349 (1984) 519-534.
- [5] Barbo B. Johansson, Eva Haker, Magnus von Arbin, Mona Britton, Goran Langstrom, Andreas Terent, Dag Ursing and K. Asplund., Acupuncture and Transcutaneous Nerve Stimulation in Stroke Rehabilitation., *Stroke* 32 (2001) 707-713.
- [6] Bobath B., *Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment*, Heinemann Medical, London, UK, 1990.
- [7] Bohannon RW and Smith MB, Interrater reliability of a modified Asworth Scale of muscle spasticity., *Phys Ther* 67 (1987) 206-207.
- [8] BRIGITTE A. LAVOIE, HERVE´ DEVANNE and C. CAPADAY., Differential Control of Reciprocal Inhibition During Walking Versus Postural and Voluntary Motor Tasks in Humans, *J Neurophysiol* 78 (1997) 429-438.
- [9] Bruce Pomeranz, Berman, Brian, Stux and Gabriel, *Basics of Acupuncture*, Springer, 2003, 315-316 pp.
- [10] Brunnstrom S., *Movement Therapy in Hemiplegia: A*

- Neuropsychological Approach., Harper and Row, New York, NY:, 1970.
- [11] C. Maria Kim and J.J. Eng., Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke, *Gait & Posture* 18 (2003) 23-28.
- [12] Caroline Hodt-Billington, Jorunn L. Helbostad and R. Moe-Nilssen., Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients?, *Gait & Posture* 27 (2008) 552-558.
- [13] Catherine MS, Goldie PA and e.a. Patla AE, Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. , *Arch Phys Med Rehabil* 82 (2001) 1712-1719.
- [14] K. Chris., *Clinical gait analysis :theory and practice*, Churchill Livingstone,Elsevier, 2006.
- [15] Christopher M.Brammer and M.C. Spires., *Manual of Physical Medicine &Rehabilitation*, Hanley & Belfus, Philadelphia, 2002, 139-166 pp.
- [16] Chung-Yao Chen, Paul Wei-Hsien Hong, Chia-Ling Chen, Shih Wei Chou, Ching-Yi Wu, Pao-Tsai Cheng, Fuk-Tan Tang and Hsieh-Ching Chen, Ground Reaction Force Patterns in Stroke Patients with Various Degrees of Motor Recovery Determined by Plantar Dynamic Analysis, *Chang Gung Med J* 30 (2007) 62-72.
- [17] K.S. Disa, Elsy U.-B. Eek, A.-K. Svensson and L.W. Holmqvist, Impairments and Activity Limitations Spasticity After Stroke: Its Occurrence and Association With Motor. , *Stroke* (2004) 134-139.
- [18] L. E.Satkunam, *Rehabilitation medicine:3. Management of adult spasticity.*, *CMAJ* 169 (2003) 1173-1179.
- [19] Filshie J. and A. White., *Medical acupuncture - a western scientific approach.* , KCA Press Co, Seoul, 2001, 160-161 pp.
- [20] Frank Kai-Hoi Sze, Eric Wong, Kevin K.H. , Joseph Lau and J. Woo., Does Acupuncture Improve Motor Recovery After Stroke? A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials., *Stroke* 33 (2002) 2604-2619.
- [21] Frank Kai-Hoi Sze, Eric Wong, Xing Yi and J. Woo., Does Acupuncture

- Have Additional Value to Standard Poststroke Motor Rehabilitation?,
Stroke 33 (2002) 186-194.
- [22] George AU , Han SP and H. J.S., Electroacupuncture :Mechanisms and
Clinical Application., Bio Psychiatry 44 (1998) 129-138.
- [23] George Chen, Carolyn Patten and F.E.Z. Dhara H. Kothari, Gait
differences between individuals with post-stroke hemiparesis and
non-disabled controls at matched speeds, Gait & Posture 22 (2005)
51-56.
- [24] GI Turnbull and J.C. Wall, Long-term changes in hemiplegic gait., Gait
& Posture 3 (1995) 258-361.
- [25] Goldie PA, Matyas TA and E. OM., Gait after stroke: initial deficit
and changes in temporal patterns for each gait phase., Arch Phys Med
Rehabil 82 (2001) 1057-1065.
- [26] Gunes Yavuzer, Karakus, Filiz Eser, Dilek Karakus, Belgin Karaoglan
and H.J. Stam, The effects of balance training on gait late after stroke:
a randomized controlled trial, Clinical Rehabilitation 20 (2006)
960-969.
- [27] Gunilla Gosman-Hedström, Lisbet Claesson, Ulrika Klingenstierna,
Jane Carlsson, Bengt Olausson, Martin Frizell, B.r. Fagerberg and C.
Blomstrand., Effects of Acupuncture Treatment on Daily Life Activities
and Quality of Life :A Controlled, Prospective, and Randomized Study
of Acute Stroke Patients, Stroke 29 (1998) 2100-2108.
- [28] Han -Hwa Hu, Chien Chung, Tcho Jen Liu, Rong Chi Chen, Pesus Chou, W.S.
Huang, Jackson C.T. Lin and J.J. Tsuei., A Randomized Controlled Trial
on the Treatment for Acute Partial Acupuncture, Neuroepidemiology 12
(1993) 106-113.
- [29] J.S. Han, X.H. Chen, Y. Yuan and S.C. Yan., Transcutaneous electrical
nerve stimulation for treatment of spinal spasticity., Chin. Med. J.
107 (1994) 6-11.
- [30] P.A. Heydar Sadeghi, Francois Prince, Hubert Labelle., Symmetry and

- limb dominance in able-bodied gait: a review, *Gait and Posture* 12 (2000) 34-45.
- [31] Hsu AL, Tang PF and J. MH., Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild and moderate stroke, *Arch Phys Med Rehabil* 84 (2003) 1185-1193.
- [32] Jan Mehrholz, Katja Wagner, Daniel Meißner, Kay Grundmann, Christian Zange , Rainer Koch and M.P. . Reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in adult patients with severe brain injury: a comparison study., *Clinical Rehabilitation* 19 (2005) 751-759.
- [33] Jessica Rose and J.G. Gamble., *Human Walking.*, Second edn., Williams & Wilkins., USA, 1993, 25-44 pp.
- [34] Joann EG, *Pharmacologic Management of Spasticity Following Stroke.* , *Phys Ther* 84 (2004) 973-981.
- [35] Jongbae Park, Adrian R. White, Martin A. James, Anthony G. Hemsley, Paul John Chambers and E. Ernst., *Acupuncture for Subacute stroke Rehabilitation.* , *Arch Intern Med* 165 (2005) 2026-2031.
- [36] D.E. Kendell, *A scientific model for acupuncture.*, *Am. J. Acupunct.* 17 (1989) 251-267.
- [37] G. L.Smidt, *Gait in Rehabilitation*, Churchill Livingstone., , New York, 1990.
- [38] G. L.Soderberg, *Kinesiology:Application to Pathological Motion.*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1986, 317-327 pp.
- [39] Lamontagne A., Paquette C and Fung J, *Gaze and postural control during walking and turning in hemiparetic subjects.* , *Soc Neurosci Abstr* (2003) 494-496.
- [40] J.W. Lance, *The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture.*, *Neurology* 30 (1980) 1303-1313.
- [41] J.W. Lance, *Spasticity: Disordered Motor Control.*, Year Book Medical Pubs, Chicago, 1980, 485-494 pp.

- [42] M G Benedetti, F Catani, A Leardini, E Pignotti and S. Giannini, Data management in gait analysis for clinical applications, *Clin Biomech* 13 (1998) 204-215.
- [43] M. Gaviria, M .D'Angeli, P. Chavet, J. Pelissier, E. Peruchon and P. Rabischong, Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach, *Gait & Posture* 4 (1996) 297-305.
- [44] Man P and C. C., Mechanism of acupuncture anesthesia. The two-gate control theory. , *Disease of the nervous system* 78 (1972) 117-122.
- [45] Marjan Blackburn, Paulette van Vliet and S.P.M. . Reliability of Measurements Obtained With the Modified Ashworth Scale in the Lower Extremities of People With Stroke *Phys Ther.* 82 (2002) 25-34.
- [46] Matthias F., Jens D. Rollink, Michaela .B, Caroline .B, Jan .D, Velina .G, Reinhard .D and M. K, Needle acupuncture in chronic poststroke leg spasticity . *Arch Phys Med Rehabil* 85 (2004) 667-672.
- [47] Mayer N H. and D.M. Simpson., Spasticity: Etiology, Evaluation, Management and the role of Botulinum Toxin, WE MOVE, New York, 2002, 1-3 pp.
- [48] D.F. Mayor, *Electroacupuncture. A Practical Manual And Resource.*, Churchill Livingstone, Elsevier, 2007.
- [49] McGuire JR and H. RL., The prevention and management of complications after stroke., *Phys Med Rehabil Clin North Am.* 10 (1999) 857-874.
- [50] Melzack R and W. PD., Pain mechanisms: a new theory., *Science* 150 (1965) 971-979.
- [51] Moon SK, Whang YK , ParkSU , Ko CN, Kim YS, Bae HS and C. KH, Antispastic Effect of Electroacupuncture and Moxibustion in Stroke Patients, *Am J Chin Med* 31 (2003) 467-474.
- [52] Mukul Mukherjee, Lisa K. McPeak, John B. Redford, Chao Sun and W. Liu., The Effect of Electro-Acupuncture on Spasticity of the Wrist Joint in Chronic Stroke Survivors, *Arch Phys Med Rehabil* 88 (2007) 159-166.
- [53] N.J.O'Dwyer, L. Ada and P.D. Neilson., Spasticity and muscle

- contracture following stroke., *Brain*. 119 (1996) 1737-1749.
- [54] s.J. Olney and C. Rechards, Hemiparetic gait following stroke. Part I Characteristics, *Gait & Posture* 4 (1996) 136-148.
- [55] M. P.Barnes, Medical management of spastity in stroke, *Age and Ageing* 30-S1 (2001) 13-16.
- [56] J. Park, A. White, C. Stevinson, E. Ernst and M. James, Validating a new non-penetrating sham acupuncture device: two randomised controlled trials., *Acupuncture In Medicine* 20 (2002) 168-174.
- [57] J. Park, A. White., H. Lee. and E. Ernst., Development of a New Sham Needle., *Acupuncture In Medicine* 17 (1999) 110-112.
- [58] J. Perry, *Gait analysis. Normal and Pathological Function.*, SLACK, Thorofare, NJ, 1992.
- [59] Rebecca L. Craik and C.A. Oatis., *Gait Analysis:Theory and Application.*, Mosby, USA, 1994, 144-158 pp.
- [60] Robinson RO, Herzog W and N. BM., Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry., *J Manipulative Physiol Ther* 10 (1987) 172-176 .
- [61] S Meyring, R R Diehl, T L Milani, E M Hennig and P. Betlit, Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients, *Clinical Biomechanics* 12 (1997) 60-65.
- [62] Salbach NM, Mayo NE and e.a. Higgins J, Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. , *Arch Phys Med Rehabil* 82 (2001) 1204-1212.
- [63] K. Streitberger and J. Kleinhenz., Introducing a placebo needle into acupuncture research., *Lancet* 352 (1998) 364-365.
- [64] Susanne Sällström, Astrid Kjendahl, Per Egil Østen, Johan Kvalvik Stanghelle and C.F. Borchrevink., Acupuncture in the treatment of stroke patients in the subacute stage: a randomized, controlled study, *Compl Ther Med.* (1996) 193-197.
- [65] Thilmann AF, Fellows SJ and G. E., The mechanism of spastic muscle

- hypertonus: variation in reflex gain over the time course of spasticity. , Brain. 114 (1991) 233-244.
- [66] Ulett G.A., Han S.P and H. J.S., Electroacupuncture:Mechanisms and Clinical Application, Bio Psychiatry. 44 (1998) 129-138.
- [67] Vanessa A B Scholtes, Jules G Becher , Anita Beelen and G.J. Lankhorst, Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments Developmental Medicine & Child Neurology 48 (2006) 64-73.
- [68] Virginie Femery , Pierre Moretto , Herve Renaut , Andre Th evenon and G. Lensel, Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children changes to adaptative gait patterns in accordance with deficiency, Clinical Biomechanics 17 (2002) 406-413.
- [69] Vodovnik L, Stefanovska A, Gros N and Rebersek S, Chronic electrical stimulation for the modification of spasticity in hemiplegic patients., Scand J Rehabili Med 17 (1988) 115-121.
- [70] Watkins CL, Leathley MJ, Gregson JM, Moore AP, Smith TL and S. AK, Prevalence of spasticity post stroke, Clin Rehabil 16 (2002) 515-522.
- [71] A.M.K. Wong, T.Y. Su, F.T. Tang, P.T. Cheng and M.Y. Liaw, Clinical Trial of Electrical Acupuncture on Hemiplegic Stroke Patients [Research Articles], Am J Phys Med Rehabil 78 (1999) 117-122.
- [72] Wu HM, Tang JL, Lin XP, Lau J, Leung PC, Woo J and L. YP, Acupuncture for stroke rehabilitation, Cochrane Database of Systematic. (2006).
- [73] Y. Yu, Transcutaneous electrical stimulation at acupoints in the spinal spasticity, effects and mechanism., Chung-Hua-Hsueh-Chih 11 (1993) 593-595.
- [74] Y. Yu, Transcutaneous electrical stimulation at acupoints in the treatment of spinal spasticity, effects and mechanism., Chung-Hua-Hsueh-Chih 11 (1993) 593-595.
- [75] Zhang SH, Liu M, Asplund K and L. L., Acupuncture for acute stroke. , Cochrane Database of Systematic. (2007).

- [76] 王新卷、趙百孝，國外針灸臨床研究常見的對照方法，中國中西醫結合雜誌 26 (2006) 569-572.
- [77] 王曉明、金原正幸、中澤寬元，完全圖解版 人體經穴地圖，楓書坊文化出版社，台北，2008，140-153 pp.
- [78] 行政院衛生署，中華民國九十五年版公共衛生年報，台北，2006，114 pp.
- [79] 行政院衛生署，衛生統計系列（一）96 年度死因統計，台北，2007.
- [80] 李國政、周鼎文、溫享盛，實用家庭電針保健法，志遠書局，台北，1995，1-3 pp.
- [81] 林文注，實驗針灸學，1994，63 pp.
- [82] 徐玉枝，電子療法健康讀本，青春出版社，台北，1992，44-45 pp.
- [83] 許仁豪，臨床電針施術標準規範，中華民國中醫師公會全國聯合會，2006.
- [84] 黃維三，針灸科學，正中書局，台北，1985，366 pp.
- [85] 詹遠華，電療學，大學圖書出版社，台北，1994，29 pp.
- [86] 鳳思，電子針灸治療學，1974，1-2 pp.
- [87] 魏大森、楊百嘉，電針灸治療慢性腦中風之初步報告，中華復健醫誌 20 (1992) 61-67.

附錄一、研究計畫邀請單

彰化基督教醫院 復健醫學科

腦中風步態檢查與電針灸治療計畫

您只要合乎下列條件 歡迎您的加入!

1. 年滿”45-75”歲初次發病後六個月~兩年內之腦中風患者；
2. 具獨立行走 10 公尺能力(允許使用輔具)；
3. 肢體呈現痙攣性內翻足且無關節病變或攣縮者；
4. 無失智症或明顯認知障礙致無法適當回答問卷或配合介入者；
5. 過去未施行過局部抗痙攣注射或肉毒桿菌試劑者!

說明：

由於腦部受到傷害後，您無力側肢體會逐漸有張力過高或痙攣等現象，關節活動因而受限，甚至產生疼痛，導致日常生活功能受損(如移位、行走、抓、握)。

下肢肌肉張力過高時，最常見即出現『內翻足』現象，不僅影響您行走能力且易造成意外跌倒或跌傷，特別是跌倒造成髖骨骨折及多項併發症，生活品質受到嚴重影響，後續的長期照護更是個負擔。

『內翻足』的治療除一般復健治療及針劑注射外(如酚劑、肉毒桿菌素)，也可配合電針灸療法來降低肌肉高張情形，此種治療模式為結合傳統中醫穴位針灸與電刺激治療有不錯之療效。

客觀詳細檢查與適切治療對於併發症的預防及治療有相當大的助益，藉由專業人員的協助與治療以減少家屬照顧負荷、提供更有效治療方法以改善患者功能及生活品質，是我們不斷努力追求的目標。

若您合乎條件我們邀請您參與本計畫，除精美禮品贈送外，並視情況優先安排您接受痙攣阻斷處理。此外，步態檢查報告與電針灸之成效，我們也將為您詳細分析與說明，謝謝您！



彰基復健科主任 魏大森 敬上

◎ 本計畫相關檢查及治療費用將由本科全額補助 ◎

附錄二、同意臨床試驗證明書



135 Nan-Hsiao Street, Changhua 500, TAIWAN
Tel : 886-4-723-8595 ext.4077
E-mail: d9065@cch.org.tw
財團法人彰化基督教醫院

500 彰化市南校街 135 號
聯絡人：施桂雲
電話：(04)723-8595 轉 4077
E-mail: d9065@cch.org.tw

同意臨床試驗證明書

查計畫主持人：魏大森 / 協同主持人：林昭庚 主持「電針灸對痙攣性偏癱中風患者平衡與步態之效應」新案 (080122)，經本會審查通過，特此證明。有效期限至西元 2009 年 03 月 12 日，且應接受本會之監督，同意臨床試驗證明書編號：CCH：080122

後續定期追蹤之程序及要求：

1. 期中報告：應於西元 2009 年 01 月 12 日前繳交期中報告。核准有效期限屆滿，若尚未通過期中報告追蹤審查，不得繼續試驗。
2. 結案報告：試驗完成後，應將執行情形及結果以書面報告本會核備。

人體試驗委員會
主任委員
黃以文

西 元 2 0 0 8 年 0 3 月 1 3 日

Protocol Title : The Effect of Electro-acupuncture on Balance and Gait in Stroke Patients with Spastic hemiplegia.

Protocol No : 080122

Protocol Version Date : 2008/2/21 2nd edition

Informed Consent Version Date : 3rd edition Mar 10, 2008

Principle Investigator(s) : Ta-Sen Wei

Co_Investigator(s) : Jaung-Geng Lin

CCH : 080122

The Institutional Review Board of the Changhua Christian Hospital has reviewed the above documents and approved the study on Mar 13, 2008. This approval is valid till Mar 12, 2009. The Institutional Review Board of the Changhua Christian Hospital reserves the right to monitor the study.

IRB用印：



Sincerely Yours
Luke Yee-Wen Huang, M.D.
Chairman
Institutional Review Board,
Changhua Christian Hospital, Taiwan

March/13/08
(signature, date)

本會組織與執行皆符合 ICH-GCP

The Institutional Review Board performs its functions according to written Operating procedures and complies with GCP and with the applicable regulatory requirements.

The Immediate Effect of Electro-acupuncture on Balance and Gait in Stroke Patients with Spastic Hemiplegia

Ta-Wei Kuo

Graduate Institute of Acupuncture Science, China Medical University,

Taiwan, R.O.C

Abstract

Stroke is a common problem that results in neurologic and functional deficits. Approximately 30,000 people per year in Taiwan, aged over 35, suffer a first stroke. 80% of stroke patients experience motor impairments, i.e., hemiparesis, poor coordination and gait disturbance. Abnormal spasticity is considered to be the major factor causing these motor impairments.

Acupuncture is one of the main modalities of treatment in traditional Chinese medicine and is a relatively simple, inexpensive and safe treatment. It also has been well-accepted by stroke patients for improving motor, sensation, speech, and other neurological function. Electro-acupuncture (EA) has the same effects as traditional acupuncture.

Thirty subjects from the rehabilitation clinics, aged 45 to 75 years who suffer first stroke within 6-24 months, were enrolled in a single blind study and randomly assigned to study and control group in equal number . All subjects (both group) underwent regular rehabilitation programs. Only in the study group, Electro-acupuncture was given .Objective laboratory evaluation, including computerized gait and balance test and dynamic foot pressure analysis is used to compare the effects of EA between these groups.

The results show significant differences in the degree of asymmetry in GRF in spastic hemiplegia after electroacupuncture treatment. Since that there

is no significant improvement in the functional parameters of gait and balance, the results might provide alternatives for further intervention of rehabilitation program.

Key words: stroke, spasticity, acupuncture, electroacupuncture, balance
, gait



謝 辭

兩年的研究所生活，得一邊工作一邊做實驗，台中、彰化兩頭跑，診所、醫院兩邊忙，很難有閒下來的時候，連回高雄都是來去匆匆。

首先，要謝謝我的指導教授 林昭庚教授在經費上（實驗耗材）的補助，使得這個實驗得以順利進行，更要感謝我的共同指導教授 魏大森老師（彰基復健醫學科主任），感謝老師在研究設計與論文寫作的指導，更感激他動員整個彰基復健科同仁與運用復健科的資源協助我進行研究，雖然常常要在繁重的科務與門診之外撥出時間來指導我，但老師卻一點都不馬虎，縱使老師的要求甚嚴，但我卻是甘之如飴。

在提交論文時，也經過老師一次又一次的修改，小到一個用字遣詞大到論文架構與論述等，無一不是他所挑剔的地方，不過當回首來時路，我才發現，原來臨床研究與論文寫作，是必須這樣的嚴謹與審慎。

在此，真的要相當感謝彰基復健科的劉鵬達醫學工程師在電腦處理與研究進行的大力幫忙，也讓我意外的習得許多 word 文件處理的技巧，另外要特別謝謝劉森永主治醫師的協助以及眾多物理治療師、職能治療師群的幫忙，特別是韶伊、淑華與雅惠。

最後，我要感謝一路上支持我的家人，尤其是最敬愛的父母親，謝謝他們的鼓勵，同時也感謝針灸所同學在課業上的砥礪與工作上的幫忙。