

國立臺灣體育大學（臺中）  
National Taiwan Sport University  
體育研究所碩士學位論文

探討機內效貼紮對年長者步態之影響

THE EFFECTS OF KINESIO TAPING ON SENIOR'S  
GAIT



研究生：黃清泉 撰  
指導教授：駱明瑤 副教授  
協同教授：吳鴻文 助理教授

中華民國 98 年 6 月

論文名稱：探討機內效貼布對年長者步態之影響

總頁數：69 頁

校院所組別：國立臺灣體育大學(臺中)體育研究所自然科學組

畢業時間及提要別：九十七學年度第二學期碩士學位論文提要

指導教授：駱明瑤副教授

協同指導教授：吳鴻文助理教授

## 中 文 摘 要

**背景：**老化隨著時間改變人體。在退化的過程中，骨骼肌系統較差的控制可能增加年長者跌倒機會。機內效貼布已被利用來預防運動傷害與調節動作控制。**目的：**本研究探討機內效貼紮在水平步行時對下肢運動學及動力學的影響，並比較五種不同貼紮情形的效益。**方法：**10 名健康年長者(男女各 5 名)參與本研究。VICON612 動作分析系統及 AMTI 三維測力板系統蒐集運動學與動力學數據。**結果：**髖關節轉動與踝膝髖關節顯著改變。步寬與步幅無顯著地改變。**結論：**機內效貼紮後，改變步態模式導致改善走路效益與增加水平行走中的穩定度。

**關鍵字：**年長者，跌倒，機內效貼布。

Huang, Ching-Chuan. (2009). The Effect of Kinesio Taping on Senior's Gait. Unpublished master thesis. National Taiwan Sport University, Taichung.

## **Abstract**

**Background:** Aging changed our organism over time. Through this decline, weaker control of musculoskeletal system might increase chance of falling in seniors. Kinesio Tex has been used to prevent sport injury and to modulate motor control. **Purpose:** The study was to investigate the effect of five different taping using Kinesio Tex on the joint kinematics and kinetics of lower limbs in level walking. **Methods:** Ten healthy seniors (five males and five females) were recruited in the study. Kinematic and kinetic data were surveyed with VICON612 motion analysis system and AMTI force plate. **Results:** There were significant changes in range of motion for rotation of hip joint and the joint forces and moments in lower limbs. There was no significant difference on step width and stride length among five different taping. **Conclusion:** After taping with Kinesio Tex, the change of gait patterns led to improvement in walking efficiency and increased stability in walking.

Key word: Senior, fall, Kinesio Tex.

## 謝 誌

終於完成碩士生涯的歷程，要感謝的人有太多太多，首先要感謝指導教授駱明瑤老師，不僅在學術上給予許多研究方向的引導，更在待人處事上亦是受益良多，再者感謝協同教授吳鴻文老師不辭辛勞地教導實驗方法與修正論文內容，讓學生深深體會到研究的真正價值，此外要格外感謝口試委員陳定雄老師的諄諄教誨，學生得到許多的正面支持，另一方面，要感謝防護團的兄弟姐妹們：熊、阿暉、添霖、沛哲、雅婷、淑芳、博駿、孟茵、跳哥、柏權、宗柏與其他學弟妹們，如果沒有你們的大力協助，這篇論文是無法開花結果的，此外要感謝我的家人們，特別是姐姐給我很大的支持與協助，最後要特別地感謝我的女友—乃嘉，在我最徬徨無助的時候給我很大很大的力量，讓我勇往直前，突破逆境，真的很謝謝大家，在此敬上十二萬分的感謝之意。

# 目 錄

中文摘要 .....	I
英文摘要 .....	II
謝 誌 .....	III
目 錄 .....	IV
表目錄 .....	VI
圖目錄 .....	VII
第一章 緒 論 .....	1
第一節 研究背景 .....	1
第二節 研究目的 .....	2
第三節 研究問題 .....	3
第四節 研究假設 .....	3
第五節 研究範圍 .....	4
第六節 研究重要性 .....	4
第七節 名詞解釋 .....	4
第二章 文獻回顧 .....	5
第一節 年長者行走不穩定成因與跌倒因素 .....	5
2-1-1 年長者走路不穩定的原因 .....	5
2-1-2 年長者跌倒的原因 .....	9
第二節 機內效貼布介紹與應用 .....	17
第三章 研究方法 .....	22
第一節 實驗設計 .....	22
第二節 研究對象 .....	23
第三節 實驗設備 .....	23
第四節 實驗流程與方法 .....	25
第五節 統計方法 .....	28
第四章 研究結果 .....	29
第一節 參與者基本資料 .....	29
第二節 機內效貼紮對年長者行走時之影響 .....	30
第五章 討論 .....	49
第六章 結論與建議 .....	56
第一節 結 論 .....	56

第二節 建議 .....	57
參考文獻 .....	58
一、中文部份 .....	58
二、英文部份 .....	58
附錄 .....	68
附錄一、受試者同意書 .....	68
附錄二、膝關節疼痛指數量表 .....	69

## 表目錄

表 4-1 10 名 參 與 者 基 本 資 料 .....	29
表 4-2 不同機內效貼紮方法對踝關節壓迫力量之等級變異數分析 摘要表 .....	33
表 4-3 不同機內效貼紮方法對踝關節外展力矩之等級變異數分析 摘要表 .....	35
表 4-4 不同機內效貼紮方法對踝關節內收力矩之等級變異數分析 摘要表 .....	35
表 4-5 不同機內效貼紮方法對踝關節外轉力矩之等級變異數分析 摘要表 .....	36
表 4-6 不同機內效貼紮方法對膝關節向前力量之等級變異數分析 摘要表 .....	38
表 4-7 不同機內效貼紮方法對膝關節張力之等級變異數分析 摘要表 .....	39
表 4-8 不同機內效貼紮方法對髖關節張力之等級變異數分析 摘要表 .....	45

## 圖目錄

圖 2-2-1 機內效貼布消腫機轉 .....	20
圖 2-2-2 機內效貼布貼紮方式之原理 .....	20
圖 3-3-1 動作分析系統與三維測力板 .....	24
圖 3-3-2 全身反光球貼紮位置 .....	24
圖 3-4-1 實驗流程圖 .....	27
圖 4-1 不同貼紮方式下對年長者步寬 .....	30
圖 4-2 不同貼紮方式下對年長者步幅長 .....	31
圖 4-3 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節蹠曲背屈關節活動度 .....	33
圖 4-4 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節壓迫力量 .....	34
圖 4-5 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節外側力量 .....	34
圖 4-6 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節內收力矩 .....	36
圖 4-7 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節屈伸關節活動度 .....	38
圖 4-8 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節向前力量 .....	39
圖 4-9 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外側力量 .....	40
圖 4-10 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節屈肌力矩 .....	40
圖 4-11 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節伸肌力 .....	41
圖 4-12 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節內收力矩 .....	41
圖 4-13 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外展力矩 .....	42
圖 4-14 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節內轉力矩 .....	42

圖 4-15 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外轉力矩 .....	43
圖 4-16 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節屈伸關節 活動度 .....	44
圖 4-17 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節轉動關節 活動度 .....	45
圖 4-18 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節外展力矩 .....	46
圖 4-19 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節屈曲力矩 .....	46
圖 4-20 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節伸展力矩 .....	47
圖 4-21 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節內收力矩 .....	47
圖 4-22 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節內轉力矩 .....	48
圖 4-23 不同貼紮方式下，年長者水平步行時腕關節外轉力矩 .....	48

# 第一章 緒論

## 第一節 研究背景

近數十年來，國人生活型態日趨改變，隨著出生率下降與平均壽命增長，老化已成為一種必然趨勢，根據內政部統計處資料顯示至民國 97 年底止，我國 65 歲以上老人計有 240 萬 2,220 人，占總人口的 10.43% (內政部，2009)，已達到聯合國世界衛生組織 (World Health Organization, WHO) 所定義老年人口比率為 7.0% 之高齡化社會；此外在美國超過 65 歲以上的年長者口約為 3,400 萬人，在 2030 年將成長到 7,000 萬人，佔全美總人口數的 20% (Thompson, 2007)；而全世界的年長者年齡為 60 歲或超過 60 歲以上的人口約佔世界總人口數的 10% (WHO, 2003)。

人類壽命的延長常關連到走路能力的下降與減少姿勢的穩定度並且導致一個經常性的跌倒與傷害。然而跌倒是一個逐漸增加的世界性健康問題，根據文獻統計年長者在行走有 45% 跌倒的情況產生 (Rose & Gamble, 2006)，一旦發生跌倒的情況，至少一年內還會發生一次，將近有半數以上的年長者會重覆性地發生跌倒情形 (黃滄海譯，2005)；再者恐懼跌倒的現象是年長者普遍存在的健康問題，況且並非僅有跌倒經驗的年長者才會害怕跌倒，而年長者因害怕跌倒所產生之自我活動限制、喪失自信心、喪失活動力和獨立性，會導致其身體功能、心理社會狀況衰退，使得生活品質低落 (王如弘，2001)。

目前已有許多探討如何預防年長者跌倒的相關研究，機內效貼布是其中一種方法，而機內效貼布(Kinesio Tex)為1980年所發展出來的貼布，其功能機制是以人體自然生理癒合之過程理論為依據。機內效貼布其中兩項功能：(1).強化肌肉功能：可增加脆弱或受損肌肉收縮能力，減少局部過度伸展與收縮，增加局部肌肉活動範圍。(2).關節穩定性之調節：可防止因痙攣或肌肉收縮期間導致之關節異常，增加關節之活動範圍(駱明瑤，2008);況且至今有關機內效貼布成效之量化評估的研究是較少，因此有必要以系統化方法分析年長者經由機內效貼紮後的步態特徵。

## 第二節 研究目的

本研究將著重於藉由機內效貼布(Kinesio Tex)本身的特性是能強化年長者下肢肌群，以提昇年長者步態之穩定性，進而減少年長者跌倒的機會。

根據以上的討論，本研究目的如下：

- 一、比較年長者在進行機內效貼布貼紮前後整體行走過程中的步幅長(Stride Length)、步寬(Step Width)與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍(Range of motion)與各關節力量與力矩(Joint Force and Moment)之差異。
- 二、比較五種機內效貼布貼紮方法對年長者整體行走過程中的步幅、步寬與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍與各關節力量與力矩之差異。

### 第三節 研究問題

依據研究目的，本研究之主要研究問題如下：

- 一、年長者在進行機內效貼布貼紮前後整體行走過程中的步幅、步寬與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍與各關節力量與力矩是否有所差異？
- 二、五種機內效貼布貼紮方法對年長者整體行走過程中的步幅、步寬與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍與各關節力量與力矩是否有所差異？

### 第四節 研究假設

依據研究問題，本研究之主要研究假設如下：

- 一、年長者在進行機內效貼布貼紮前後整體行走過程中的步幅、步寬與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍與各關節力量與力矩有顯著差異。
- 二、五種機內效貼布貼紮方法對年長者整體行走過程中的步幅、步寬與下肢踝、膝、髖關節的關節活動範圍與各關節力量與力矩有顯著差異。

## 第五節 研究範圍

本研究著重在探討下肢肌力退化的年長者，如有其他疾病或是不可預測的因素造成退化進而影響步行能力，則不在本研究的探討範圍內。

## 第六節 研究重要性

國內已進入高齡化社會，跌倒是年長者最常見的問題，因此本研究的研究價值在利用機內效貼布本身的特性，增加年長者下肢肌力，以改變年長者行走時既有的步態特徵，進而增加行走時的穩定度，減少年長者在行走時發生跌倒的機率。

## 第七節 名詞解釋

跌倒：不自主跌落在地上或身體失去正常位置，並排除潛在的因素（如中風或昏厥）或無法抵抗的外在事件。

（鄧雅文，2006）

機內效貼布(Kinesio Tex)：一種特殊材質的彈性貼布，貼著於肌肉皮膜表層，保護協助受傷肌肉組織的活動，或鬆弛肌肉的張力，使動作更為順暢，而達到止痛、消炎的目標。

（駱明瑤，2008）

步態：一個連續重複的下肢動作，往前移動時以最少能量消耗之模式。

（Judge等學者，1996）

## 第二章 文獻回顧

老化所帶來身體的改變使骨骼肌肉系統發生退化，骨骼支撐力量下降，肌肉耐受力降低；在神經系統方面會因老化而對步態及平衡產生影響，造成老年人易發生跌倒，根據 2004 年行政院衛生署衛生統計資料，跌倒是國內老人事故傷害死亡第三大死因，死亡率為每十萬人口 25.71%，545 人因跌倒而死亡(鄧雅文，2006)；另一方面，Southard, Dave, Davis, Blanco & Hofferber 等學者(2005)提出在美國約有 10.5% 的年長者因跌倒造成死亡；而 Prince, Corriveau, Hebert, & Winter (1997)指出跌倒主要為年長者意外事件主因，跌倒會造成年長者行走時的恐懼與不安，產生步態模式改變，然而年長者步態的受損是有關於身體功能的喪失(Graf, Judge, Ounpun, & Thelen, 2005)，以下針對年長者走路不穩定成因與跌倒因素進行探討。

### 第一節 年長者行走不穩定成因與跌倒因素

#### 2-1-1 年長者走路不穩定的原因

行走是所有人體動作最常見的一種，走路目的在於安全運輸身體並且有效的跨過各種平坦或不平坦及各種不同高度的地面與上下樓梯，在老年生理退化狀態中以行走表現會開始減退，因跌倒造成年長者傷害及引起其他疾病的主因(Prince 等，1997)。而且人體所有主要感覺與動作系統被認為在平衡與移動能力是相當重要的，年齡增長則是會顯著影響這兩個系統的衰退，而 Lord, Lloyd, & Li (1996)針對 20 到 99 歲的

女性進行步態測驗，發現年齡越大是顯著關聯較慢的走路速度、步幅與步頻的減少和增加站立期的持續時間，這可被用來評估為視覺、前庭和感覺運動系統功能的減退。年長者對於步態的適應通常會關係到肌力的退化導致減少動作神經元、肌纖維和有氧能力。此外，即使行走被認為是一項很複雜的任務，而健康的成人使用自覺速度走路，只需要微量的能量，所以 Prince, Corriveau, Hebert, & Winter (1997)推論出年長者會有較大的能量消耗在行走距離是相等的，並且年長者的走路速度顯著比年輕人低，而有研究發現社區中的年長者們有自覺較低走路速度與減少踝關節曲(ankle plantar flexion)肌力是相關的(Judge, Davis, & Ounpuu, 1996)，此外 Lord, Lloyd, & Li (1996)的研究指出所有預測感覺及運動系統的因素中，股四頭肌肌力被發現為最重要的預測因子，由於年長者股四肌肌力不足在日常生活中執行跨越門檻或其他障礙物等動作時會發生被絆倒的情況發生，因此股四頭肌肌力不足可能會導致老人跌倒的因素之一，而 Moxley-Scarborough, Krebs, & Harris(1999)也認為股四頭肌肌力的重要性對步態中動態穩定，研究指出有較好股四頭肌肌力的年長者跟較弱年長者相比會有較短的雙腳站立時間，許多學者認為雙腳站立時間(double limb support phase)用來評估老人行走時動態穩定度中常用的步態參數，因為較健壯的年長者從支撐面積(base of support)移動他們的身體重心(center of gravity)比較不健壯年長者們是較大的，如有好的股四頭肌肌力可允許年長者以產生較大往前動量可增加向前步行的速度，並會促進動態穩定與可能扮演一個重要角色在減少跌倒的危險因素與相對傷害在功能限制的年長者身上，並且

Michal & Bożena (2006)提出年長者行走過程中膝屈角度表現是顯著關連在負荷反應時較短步長跟股四頭肌肌力減少的因素，步態週期中年長者的膝關節關節活動度跟年輕人比較也是減少的，而在踝關節活動範圍中，年長者也低於年輕人的，再者 Judge, Davis, & Ounpuu(1996)指出最大踝蹠屈角度年長者是低於年輕人，因此年長者減少的關節活動範圍是跟本身踝關節蹠屈肌肉 (Plantar Flexors)跟背屈肌肉 (Dorsi Flexors)衰退有相關性，此外 Ringsberg, Gerdhem, Johansson, & Obrant (1999)指出年長者常被絆倒，經常性的跌倒者是有較弱的膝伸與踝蹠屈肌力，其研究發現下肢肌力是高度關聯到步態表現包含走路速度較慢，較長步長的現象，況且年齡會顯著地減少踝關節肌肉功率能力，健康年長者相對於年輕人會減少百分之 20 至 40 的踝關節功率，這些減少可能歸因於在年長者步態中動力學的改變，亦是站立末期減少的踝關節功率的產生；更進一步地健康年長者傾向增加髁屈肌更勝於踝蹠屈功率以增加走路速度，主張一個代償的機轉為了蹠屈肌的衰弱 (Graf 等, 2005)；此外 Polcyn, Lipsitz, Kerrigan & Collins (1998)的研究發現在很年長的年長者的步態初期中，比目魚肌 (soleus)/腓腸肌 (gastrocnemius)有時是不被抑制在脛前肌活化之前，而數個生理上的改變關聯到正常的老化應能說明此作用，其中一部分的原因是年齡相對造成動作基質中 Betz cells 流失，在下肢動作活動模式的初始階段中關聯到抑制拮抗的肌肉 (如：比目魚肌 / 腓腸肌)是有困難的；並且他們也提出年長者步態初期身體質量中心 (center of mass)移動向前是一個較小的量是為了反應由足底壓力中心 (center of pressure)轉移產生的初始力量，亦是年長者從足底

壓力中心轉變往前力矩(moment)的能力是被削弱的，年長者身體質量中心向前減少的原因可被歸因於數個因素，包含比目魚肌/腓腸肌活動等級增加與年齡相對增加踝關節僵硬程度。另一方面 McGibbon & Krebs(1999)比較健康年輕女性、健康老年女性與功能受限老年女性在站立期時下肢關節功率，研究發現當行走在相同步頻之下老年女性組別比年輕女性組別轉換重心是較慢的，他們主張在步態站立晚期減少的踝關節功率是在自然老化下一個因素關聯到功能性受限，亦為移動性受損之特性；而且 McNeil & Rice (2007)從低負荷的踝關節等張背屈肌收縮現象中發現年齡相對增加疲勞程度是漸進式，因為此收縮模式比等長或等速收縮任務是較有代表性在每日重覆性活動，任何年齡相對受損介於重覆性速度依賴結果是較有可能地不利於功能性移動的作用。另外 Malatesta, Simar, Dauvilliers, Candau, Borrani, & Prefaut (2003)比較 25 歲的年輕人，65 歲以上健康的年長者與 80-90 歲健康年長者行走在跑步機上六種不同速度下能量的消耗，研究結果為老年組別行走時有較大的能量消耗並且會增加不穩定性，但是能量的增加卻是多面向的，如走路的動作關聯到能量消耗與相對機械性作功，或是神經肌的因素，都是較有可能是年長者行走時較高的能量消耗之原因。另一方面 LaStayo, Ewy, Pierotti, Johns, & Lindstedt(2003)認為負功正面地影響在曝露慢性發作的情況中，如老人家的技能關鍵性表現對於每日生活，平衡與下樓梯的能力(最常發生跌倒的地方)，可被用來解釋部分因素由於年長者已減少的能力以產生次級最大控制離心收縮，如肌肉活動精確的類型被使用成功地下樓梯，並且這些技能可能是直接從負功的訓練上獲得的

效益。在步速的觀點來看，基本上老人的行走速度是低於年輕人，但腳跟觸地滑行速度卻是年長者較高，年長者腳跟較高觸地水平速度增加的潛在原因是延遲和減少腿後肌活化所產生的 (Michal & Bożena, 2006)。而 Hessert, Vyas, Leach, Hu, Lipsitz, & Novak (2005)比較年長者跟年輕人足底壓力分佈的現象，發現年長者在腳跟著地 (Heel contact)與腳離地 (Toe off)階段足部外側負重會影響到行走時的穩定度，因此外側足部壓力與減少的推進作用會影響到年長者行走的能力，造成平衡的困難，往前的推進與地形的適應。另外 Shkuratova, Morris, & Huxham (2004)進行健康年長者與年輕人行走在不同狀況下平衡能力的測驗，研究結果說明年長者與年輕人相比下會減少走路速度與步幅長，並且增加雙腳站立期的持續時間，這些因素通常被推論當年齡相對的適應以產生步態模式是較安全與較穩定性的以代償增加的加速度作用在身體介於快速的行走情況下，以增加姿勢的穩定度。

## 2-1-2 年長者跌倒的原因

跌倒的情況是會隨年齡而增加，是因為人體中三個感覺系統退化無法維持正常的身體姿勢，這三個系統分別是前庭系統 (Vestibular System)主要提供頭部位置與重力之間的訊息傳遞，亦可察覺頭部速度與加速度的方向；而視覺系統 (Visual System)主要作用是關於相對身體位置與環境之間的關係，此外本體感覺系統 (Somatosensory System)主要是提供身體在空間的位置，也就是本體感覺 (Proprioception)，並可感受身體的移動，亦是運動覺 (Kinesthesia)，隨著老化，這些系統的功能都會慢慢衰退 (黃滄海譯，2005)。

根據 Gerdhem, Ringsberg, Akesson, & Obrant (2005) 的研究表示有三分之一至二分之一的年長者一年至少跌倒一次，20%的跌倒者需要醫療照顧，漸增的年齡會加速增加四肢骨骼的骨折情況，如髖關節與腕關節骨折；其研究也提出社區年長者常見的跌倒危險因子有：步態與平衡的困擾，不足的視覺能力，神經方面疾病，低血壓，藥物服用與先前的跌倒等，Dally & Spink(2000)也指出年齡產生移動性的問題緊接著會導致跌倒，可能造成髖關節骨折，並且約20%老年女性在髖關節骨折後一年無法存活下來，另外有20%的老年女性無法恢復能力行走在無協助情形之下，況且年齡相對骨骼質量或肌力流失導致五十歲以後每年以1-2%的速率加快降低骨骼肌質量與肌力(Petrella, Jeong-su, Tuggle, Hall, & Bamman, 2005)。造成年長者跌倒的原因, Prince等學者(1997)所做的統計：年長者的跌倒有53%是絆倒所造成的, 超過65歲的年長者曾經有過向前跌倒的經驗, 年齡越大，跌倒的比率就會逐漸提高，並且大約有百分之五十的社區年長者跌倒發生在令人不穩定的情況下，如單腳跨越障礙物和越過凸起的表面等，並且肌肉衰退是關聯到年長者較差的移動能力與跌倒情況(Lamoureux, Sparrow, Murphy, & Newton, 2003)。另一方面，Skelton, Kennedy, & Rutherford (2002)針對超過65歲經常跌倒者與非跌倒者的老年女性們進行下肢肌肉功能的爆發力功率與行走時的不對稱性進行探討，其研究結果發現跌倒者少於非跌倒者24%的下肢爆發功率，亦即跌倒者的向前行走的推進功率閾值為1.35W/kg是少於正常推進功率閾值為1.5W/kg，研究中有65%的跌倒者是低於此建議值，因此跌倒者顯現出較少功率比非跌倒者在他們老年早期階段，並且跌倒者也

是較多非對稱性在下肢之間，而跌倒者比起非跌倒者確實有較少的每日活動與較少活動量；而肌肉功率比起肌力在本研究的老年女性預測其跌倒危險因子是較有說服力的，比較跌倒者與非跌倒者們，跌倒者們第二類型肌纖維 (Type 2) 不成比例的流失，這可能是跌倒者不活動的結果導致第二類型肌纖維率先地流失。而 Wojcik, Thelen, Schultz, Ashton-Miller, & Alexander (2001) 提出年齡相對最大關節力矩的衰退能夠歸因於年長者中跌倒的高發生率，另一方面，下肢肌力的退化可作為預測年長者跌倒的習性，整體移動能力與平衡恢復能力的參考值。而 Madign & Lloyd (2005) 提出年長者在 SPSSBR (Support phase of single-step balance recovery) 單腳平衡恢復期的動作中，是無法同時兼顧身體的再穩定性與在 SPBR 過程中跨步腳的連結性，其原因為在 SPSSBR 中，年長者呈現最大膝伸肌力矩是較小的，在髌與踝關節中最大伸肌力矩呈現較大情況，上述原因為年齡相對肌力的衰退與流失，並且年齡對於神經肌的調適以減緩身體的表現能力。而 Devita & Hortobagyi (2000) 在相同行走速度下比較年輕人與年長者之下肢關節力矩與關節功率，研究發現年長者跟年輕人相比之下會有 58% 較大角衝量與 279% 較多作功在髌關節中，膝關節中 50% 較少的角衝量與 39% 較少作功，而在踝關節會有較少 23% 的角衝量與 29% 較少作功，因此年齡是會導致關節力矩與功率一個重新分配的現象，當行走速度是相同時，年長者與年輕人比較下，年長者會使用較多的臀伸肌，而膝伸肌與踝蹠屈肌則較少使用，老化自然歷程會隨著動作與感覺功能的減少導致動作表現功能的轉移。許多比較年輕人與年長者行走時運動學的研究已提出微妙的年齡關聯到整體關節角度的

減少，特別是髌與踝關節；Kerrigan等學者(1998)提出年長者在行走時髌關節伸展角度減少是關聯整體增加骨盆向前抬起的整體增加，由於增加的骨盆向前抬起會代償髌關節屈曲收縮，而髌關節屈曲收縮會產生一個較短最大對側步長，因為髌關節屈曲收縮限制髌關節過度伸展在一個已知範圍之後，以採取一個較長步伐當增加行走速度時骨盆必須更進一步向前抬起比正常情況下在站立末期時髌關節是被最大過度伸展的，當年長者行走活動能力是衰退時會導致髌關節屈肌少數正常的伸展，逐漸地使得髌屈肌僵硬與攣縮導致變形。而Kerrigan等人(2001)比較年輕人，年長者與老年跌倒者在行走時矢狀面中下肢關節動作與骨盆動作的運動學數據，發現最大臀伸角度，老年者與老年跌倒者都顯著低於年輕人，而老年跌倒者比非跌倒者是更低的，但當年長者行走快速時最大臀伸並無顯著改善，因此說明年長者在行走中臀伸減少為一個單獨且一致性的減少，臀肌顯著功能性地緊縮會為限制其行走的表現。更進一步地，Kerrigan, Xenopoulos -Oddsson, Sullivan, Lelas, & Riley(2003)指出年長者行走在正常速度與快速速度之下有兩個主要差異點：減少最大臀伸(關聯到增加一個骨盆向前抬起角度)並且減少最大踝蹠曲角度(關聯到減少踝關節功率的產生)，而且非跌倒年長者組別跟年輕人組別相比之下最大臀伸平均減少5度，此外跌倒年長者組別比非跌倒年長者組別額外地減少4度最大臀伸角度。

以行走時能量分析的觀點來探討，McGibbon, Krebs, & Puniello(2001)利用機械能分析比正常與失能年長者之步態代償策略，他們發現介於正常自我選擇步速下，在矢狀面中失能年長者花費較小踝關節能量在站立末期與較多下背部能

量在站立中期，而在控制走路速度下，站立中期正常年長者的髖關節機械能消耗顯著高於失能老年者，而失能年長者會代償較大的髖關節與下背肌肉是藉由增加能量轉移到骨盆，尤其是當行走較快速度比正常自我行走速度下，而在站立中期增加的能量轉移到骨盆可能是為一個策略使用去協助推進與控制對側下肢的擺動期。因此增加的軀幹能量，可能危及到動態平衡與增加跌倒的危險性；另外 McGibbon, & Krebs (2001) 探討年齡相對造成改變在步態中下半部軀幹的協調性與能量轉移，研究發現年長者比年輕人消耗較多能量在下半部軀幹離心控制時，其差異是為下半部軀幹階段能量轉移的不同，他們主張年長者依賴較多在下背離心控制以調適能量轉移在步態中的雙腳支撐階段，因為年長者減少軀幹肌肉向心能量輸出以減少近端地能量轉移到軀幹介於步態中單一支撐腳較少力量的穩定性，這些結果可用來推論為神經系統中活化策略的改變。而 Chou, Kaufman, Hahn, & Brey (2003) 指出脆弱的年長者無能力適當控制在額狀面中身體重心的動作可能會導致平衡的喪失產生側邊的跌倒情況已被視為一項髖關節骨折重要因素；另外 Hylton, Menz, LORD, & Richard (2003) 的研究比較年輕人與年長者在平坦地面與不規則地面情況下的走路情形，年長者使用代償策略以確保頭與骨盆足夠的穩定度，而老化形成的下肢肌力退化會使年長者產生較低步速與較短步幅以減少跌倒的發生可能性。Hausdorff, Edelberg, Mitchell, Goldberger, & Wei (1997) 的研究比較老年跌倒者與非老年跌倒者行走時步態參數，研究結果指出老年跌倒者的步態循環持續時間的變異性為非老年跌倒者的兩倍，況且老年跌倒者在不同走路的次階段時間變化性也是較多的，此外

跌倒年長者不單維持一個持續的步態週期從一個步幅到下一個減少的步幅，並且調整步態週期事件的能力是下降的。在另一方面，Laufer (2005)比較年齡對年長者跟年輕人向前與往後的步態特徵在舒適和加速的走路情況下，年長者向前與往後一般具有的步態特徵是：較低的步速，步頻，步幅長與擺動期且伴隨增加一個雙腳站立的時間，年長者不管在向前與往後的步態方向其步幅長都是減少的，為了加速他們的向後移動中，年長者會依賴增加步頻並且沒有能力一致地增加步長，在所有方向的移動年長者會採取代償性踩腳的動作是一項預防跌倒的有效策略。而 Granata & Lockhart (2008)針對跑步機上的動態穩定性，比較健康年輕人、健康年長者和往前跌倒的老年組別，研究發現往前跌倒老年組別比健康年輕人與年長者是較少穩定在跑步機上行走軌跡的穩定度，並且建議步幅至步幅間的變動率可能被用來標示跌倒的危險因子；此外 Karamanidis, Arampatzis, & Mademli(2008)探討年輕人與年長者在向前前傾的動作，研究發現年長者比年輕人在第一階段(從開始前傾直到恢復腳的觸地)，在較小身體傾斜角度( $23\pm 3\%BW$ )與較大身體傾斜角度( $33\pm 3\%BW$ )之下的兩種情況下，支撐底面積是較少增加，另外年齡相對動態穩定性控制的缺陷是部分關聯到年長者下肢伸肌肌肉肌腱單位(muscles tendon units, MTUs)肌力與肌腱強度的減少，如較低的腓腸肌內側肌群與股四頭肌群。基本上年長者行走時會採取較短的步長在一個較大頻率位於一個已知的走路速度之下，而 Elble, Thomas, Higgins & Colliver(1991)比較年輕人與年長者在行走時的表現，研究發現年長者呈現步速(the velocity of gait)與步幅長(length of stride)有 17-20%的減

少，而年長者也呈現相似的減少在最大腳離地 (maximum toe-floor clearance)、手臂擺動 (arm swing)、髖與膝關節轉動 (rotations of the hips and knees)，由於腳離地對絆倒的預防是重要的，當有較大跌倒危險因素時，最小的腳離地可能可調適腳向上動作，進而減少被絆倒的可能性，而年長者減少的步幅長應該起因不是增加髖與膝關節的關節僵硬或是減少肌肉的關節功率 (Elble, Thomas, Higgins & Colliver, 1991)。

另一方面 Ostrosky, Van, Swearingen, Burdett, & Gee (1994) 針對年長者與年輕人所做的步態特徵之比較，年長者步態特徵如下：年長者的步幅長 (stride length) 減短、步寬 (stride width) 較大、增加雙腳站立期 (double leg support)、步速 (walking velocity) 變慢；而 Wallmann (2006) 也提出年長者步態模式有相同的觀點，年長者步幅減短的原因為年長者踝關節特定減少蹠屈 (plantar flexion) 的角度，此外 Judge, Davis, & Ounpuu (1996) 提出年長者在站立末期的蹠屈肌關節功率不足也會造成步幅的減少。而 Brach, Berlin, VanSwearingen, Newman, & Studenski (2005) 提出一個先進的觀點以評估社區年長者跌倒的因素，分析步寬變異數的差異是否會影響行走時的穩定度，研究結果指出不只是太少步寬變異數還有太多步寬變異數也都關聯到跌倒病史，因為步寬關聯到平衡控制並且步寬變異數的增加值可指出代償作用的不足，此外如果年長者缺乏必要的技巧以調整他們的步寬會影響到維持平衡的能力，產生步態的偏移性，在臨床上為不穩定行走的特徵。造成年長者的步寬較大的原因：Winter, Patia, Frank, & Walt (1990) 提出在支持底面積 (Base of Support) 內，保持身體重心是站立期的目標，然而在步態初期，由於身體重心向前

而且會在支撐腳外面形成一個不穩定的狀態,因此可能較易產生跌倒狀況之產生,因此年長者必須要產生較大的步寬以穩定身體的重心。另外年長者增加雙腳站立期的因素為改善本身再穩定(restabilizing)的時間並且腳跟落地時減少足的角度,而步速的變慢是為年長者由於下肢肌力的退化,造成下肢推蹬力量的減少,形成一個較短的步幅長與增加雙腳站立期的時間,步速因而下降(Winter 等人,1990),另外 Buchner, Larson, Wanger, Koepsell, & De laetour(1996)探究下肢肌力與步速的相關,測量下肢四個肌群:膝伸肌(knee extensor)、膝屈肌(knee flexor)、踝蹠屈肌(ankle plantar flexor)與踝背屈肌(ankle dorsiflexor),研究結果為下肢肌力與步速呈現非線性相關,年齡相對下肢肌力的流失只能解釋步速部分地衰退,但在脆弱年長者身上生理功能少許的改變可能產生相對大幅影響作用在動作表現上,而對健康年長者卻無影響在每日活動的功能性;另一方面, Shinkai, Watanabe, Kumagai, Fujiwara, & Amano(2000)針對日本某一鄉村社區的年長者口進行一項縱向性的研究,探討握力、單腳站立與正常跟最大行走速度來評估年長者功能性依賴預測因子,經過六年的實驗時間,940 位的老年參與者,其研究發現最大走路速度對於年長者(65-74 歲)是最敏銳的預測因子,而對更年長的年長者而言,正常的走路速度可能可代表下肢功能的減少在一個範圍內並會限制其正常行走速度,數個研究也提出走路速度在無失能的年長者們中對未來的失能狀況與死亡率為一項高度預測因子;更進一步地, Montero-Odasso 等人(2005)認為步速對 75 歲含以上的健康年長者的有害事件為單一預測因子,共有 102 位完成認知評估、每日

活動量與移動性檢測的測驗，其中移動性檢測依步速快慢分成三組，分別是 34 位高速組 ( $>1.1\text{m/s}$ )，42 位中等速度組 ( $1-0.7\text{m/s}$ ) 和 26 位低速組 ( $<0.7\text{m/s}$ ) 的年長者，其研究結果說明在功能完善的年長者中，低步速是足夠去預測未來不利事件的危險因子，並且年長者行走超過 8 公尺的距離時，步速可使研究人員察覺行走時微妙的損害，然而其他移動性檢測可能會低估其差異性，因此步速中的損害較可預測不利事件儘管年長者正常表現在較複雜的移動性檢測中。此外在人類的行走中並不只依賴能產生一個對稱的移動模式，維持對稱的站立且控制身體質量中心 (COM) 的軌道在一個狹窄與移動中的支撐底面積 (base of support); 然而年長者控制動態平衡的困難度是提高了，而且關連到增加行走中的跌倒危險因素 (Shkuratova 等人 2004)。

## 第二節 機內效貼布介紹與應用

機內效貼布為 1980 年研發出來的貼布，發明者為日本學者 Dr. Kenzo. Kase，理論基礎來自人體力學之根據，因此命名機內效貼布 (Kinesio Tape); 其治療理論是利用貼布貼於皮膚上所產生的局部皺褶，增加肌肉及皮膚間筋膜的空間，可達到局部血液或淋巴循環的效果 (如圖 2-2-1)。依治療的目的可分兩種使用方式：一是順從肌肉收縮方向貼，由肌肉止端 (insertion) 往起端 (origin) 貼紮，目的在協助保護受傷肌肉收縮；另一種是逆向肌肉收縮方向貼，在肌肉群處由肌肉往止端貼紮，目的在防止肌肉過度使用，產生過大張力 (如圖 2-2-2)。而機內效貼布有四大主要功能：(一). 強化肌肉功

能，(二).快速消除局部充血現象，(三).顯著的鎮痛效果，(四).關節穩定性之調節(駱明瑤，2008)。目前有關機內效貼布之相關研究已運用不同主題中，Nosaka(1999)對於 12 名男大學生從未接受上臂阻力運動進行肱肌肌群離心運動的訓練，發現機內效貼布介入後可有效減少肌肉的損傷與協助恢復肌肉恢復能力。Murry(2000)對於前十字韌帶重建的患者進行機內效貼紮處理，發現機內效貼布對膝關節疼痛有減輕作用，增加關節活動度並增加肌力。此外 Murry(2001)也提出在 29 位參與者無踝關節病史，貼布可改善在非負重位置下踝關節本體感覺能力，提昇其本體感受器之作用。Brandon & Paradiso (2005)指出機內效貼紮方法使用在髕骨股骨疼痛有(PFPS)在疼痛與其功能有正面之作用。Jaraczewska & Long (2006)使用機內效貼布來改善半身不遂的成年人上肢功能，其研究結果發現貼布可促進或限制肌肉功能，支持關節結構，減少疼痛與提供本體感受刺激回饋以達到與維持更好的身體線性。Slupik, Dwornik, Bialoszewki, & Zych (2007)針對 27 位健康參與者進行機內效貼紮在等長收縮下肢內側肌張力是否有所改變，結果顯示機內效貼布放置 24 小時後能顯著地增加肌肉動作單位的補充，經由 72 小時後也呈現可促進肌肉中的肌電活動。Yoshida & Kahanov (2007)運用機內效貼布作用在軀幹屈曲，伸展與外展等動作中，在 30 位參與者中發現機內效貼布能增加血液循環在貼紮部位，而生理上的改變會影響肌肉與肌筋膜功能，此外貼布刺激皮膚機械接受器在貼紮部位，可改善軀幹下半部主動關節活動度。Thelen, Dauber, & Stonman (2008).針對 42 位患有肩關節旋轉帶肌腱炎/夾擠症候群患者，分別為機內效貼紮治療組與模擬組，研究發現治

療組中呈現立即性的改善肩關節無疼痛外展動作，而 Hsu, Chen, Lin, Wang & Shih (2009)也對於肩關節夾擠症候群的棒球選手進行機內效貼紮的運用，探討其肩胛區域的運動學，肌肉活動與肌力是否有所差異，研究結果顯示 17 位業餘棒球選手中機內效貼紮顯著地增加肩胛骨向後抬起在 30 度與 60 度介於手臂抬起時，並且增加下斜方肌活動在手臂向下階段的 60-30 度，因此機內效貼布產生正面的作用在肩胛骨動作與肌肉表現。國內學者駱明瑤(2000)研究指出機內效貼布可增加膝關節腔內的空間，可提昇本體感受器之敏銳度，進而增加股四頭肌肌力；而在 2005 年駱明瑤等人進一步對 17 名(9 名男生，8 名女生)大專足球校隊膝關節受傷足球員進行未貼貼布、運動貼布與機內效貼布之貼紮處理以檢測膝關節 29 度，39 度與 49 度模擬角度，研究發現機內效貼布在較小關節(29 度)活動範圍作用時，正面地提升膝關節本體感受器之知覺動作敏銳度，由於機內效貼布不造成膝關節壓迫因素為貼布本身具有彈性的物理特性，因此對本體感受器的作用是有益的。

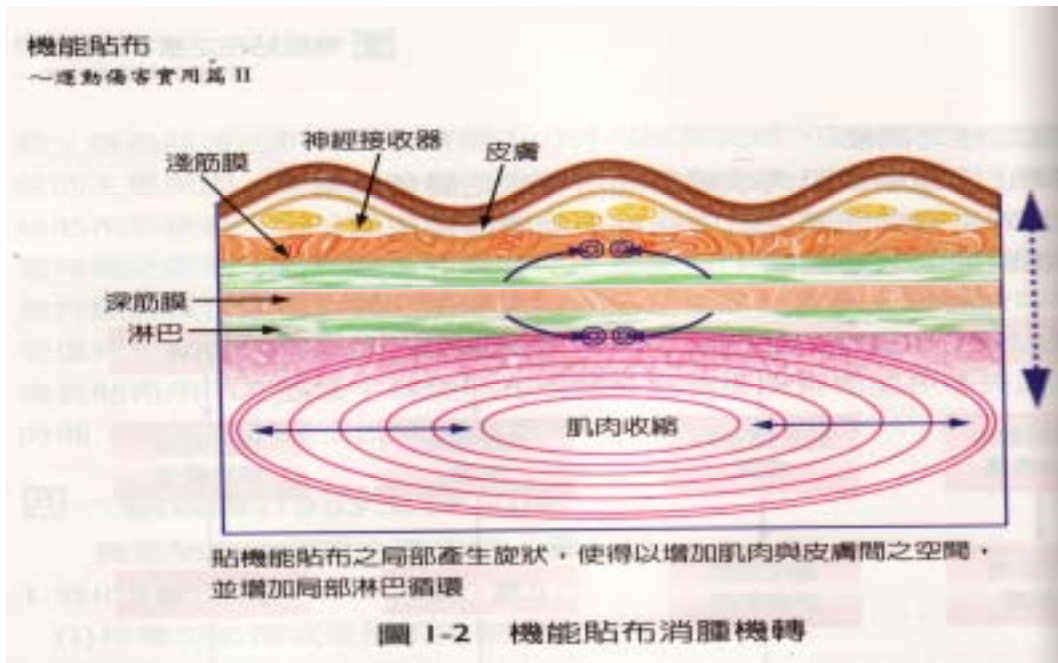


圖 2-2-1 機內效貼布消腫機轉 (引用自:駱明瑤,2008)

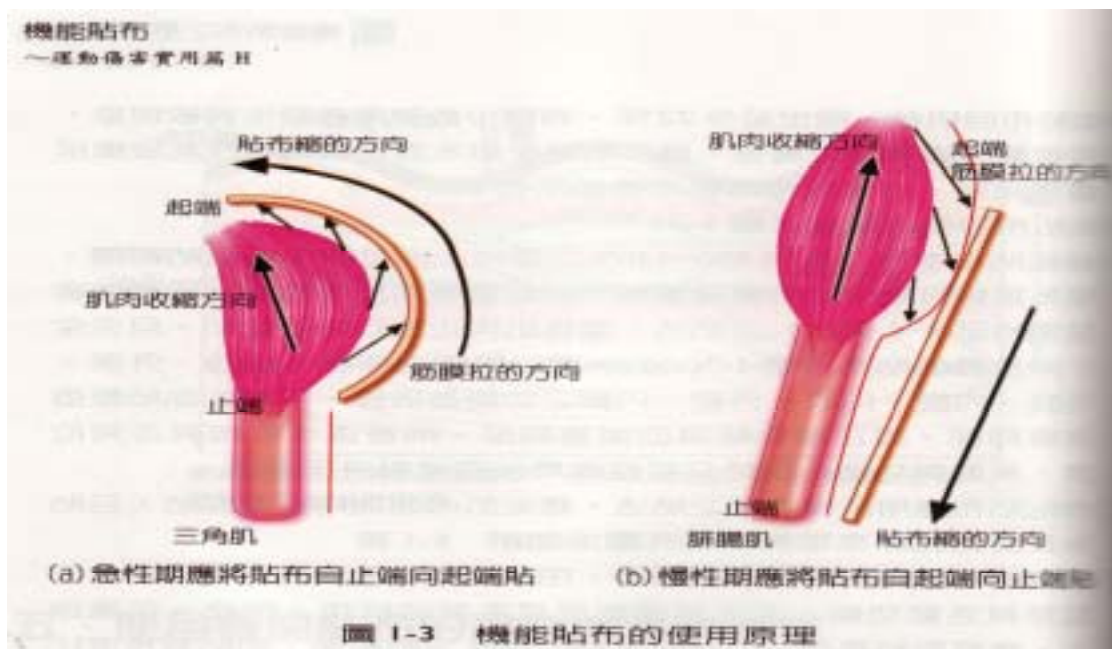


圖 2-2-2 機內效貼布貼紮方式之原理 (引用自:駱明瑤,2008)

整合上述許多年長者行走的相關文獻後，歸納出年長者行走時的步態特徵：由於老化造成年長者生理上減少動作神經元、肌纖維流失與肌力衰退，下肢關節力矩與關節功率也會下降，另外年長者會大量使用髖關節以代償減少踝關節的作用，因此產生年長者行走時會產生：步幅減短、步寬較大、增加雙腳站立期、步速變慢與控制平衡能力變差的現象，這些現象主要是年長者為了一個謹慎的步態以預防及避免跌倒的情況發生。另一方面，有關機內效貼布的相關研究，發現機內效貼布可有效減少肌肉的損傷與協助恢復肌肉恢復能力，減輕關節疼痛，增加關節活動度並增加肌力，促進受傷部位血液循環，與提升本體感覺能力等。因此，本研究想要探討應用機內效貼布本身的優點對年長者行走時是否能產生改變，進一步了解年長者在貼紮後的步態特徵為何。

## 第三章 研究方法

本研究可分為兩部分，第一部份測試年長者在進行機內效貼布貼紮前後行走過程；第二部份測試年長者進行五種機內效貼布貼紮的行走過程，而研究中測量的步態參數為：步幅長 (Stride length)、步寬 (Step Width) 與下肢的髖、膝、踝關節的關節活動角度 (Range of motion)、關節力量與力矩 (Joint force and moment)。

### 第一節 實驗設計

本研究的實驗設計如下：

- 一、年長者在未貼紮前的步態參數：本研究中自變數項 (independent variables) 為單一步行場地、同一人進行貼紮。研究中測量的依變項 (dependent variables) 為：步幅長、步寬與下肢的髖、膝、踝關節的關節活動角度、關節力量與力矩。
- 二、機內效貼布貼紮後步態參數之比較：自變項為機內效貼布不同的貼紮部位，分別為脛骨前肌 (Anterior Tibialis)、小腿肌群 (Tibialis & Sural muscles)、股四頭肌群 (Quadriceps)，得到依變項為：步幅長、步寬與下肢的髖、膝、踝關節的關節活動範圍、關節力量與力矩。

## 第二節 研究對象

### 一、選取標準：

研究對象為年滿六十歲以上健康的年長者，男女皆可，能獨立行走者。

### 二、篩選條件，有下列症狀者將無法成為本研究的研究對象：

步行過程中因疾病造成的疼痛，下肢血管和神經肌肉的疾病，動作、知覺、小腦、內耳前庭等神經系統的缺陷，嚴重的認知障礙，心臟或呼吸疾病，主要視覺不足，沮喪或無力的傾向等。

## 第三節 實驗設備

本研究實驗使用器材為動作分析系統[VICON 612 動作分析系統(VICON 612 motion analysis system, Oxford Metrics Limited., UK)]來收集資料，並使用六台 MX13(擷取頻率為 250 赫茲)的攝影機，收集貼在參與者身上特定位置的反光球所移動產生的三維軌跡(three-dimensional trajectory)，來定義出參與者某些肢段在實驗室中的位置。再經由程式之計算可得出下肢關節角度活動度的大小。另外在步道中央配置兩塊力板[AMTI 三維測力板系統(AMTI force plates, Type OR6-7, Watertown, MA, USA)]，以 1000Hz 收集參與者水平步行的地面反作用力及力矩，並藉由類比數位轉換器(A/D converter)與 VICON612 動作分析系統達到同步的效果。配合動作分析系統所得到的下肢肢斷位置資料，加以運算後可得到下肢關節的角度及三維受力情形。

反光球:反光球 (retro -reflective markers) 為直徑 2.5 公分圓形的球型物，球表層再貼上 3M 的反光貼紙，藉由攝影機所投射出來的光線返射回去讓攝影機擷取其位置。



圖 3-3-1 動作分析系統與三維測力板

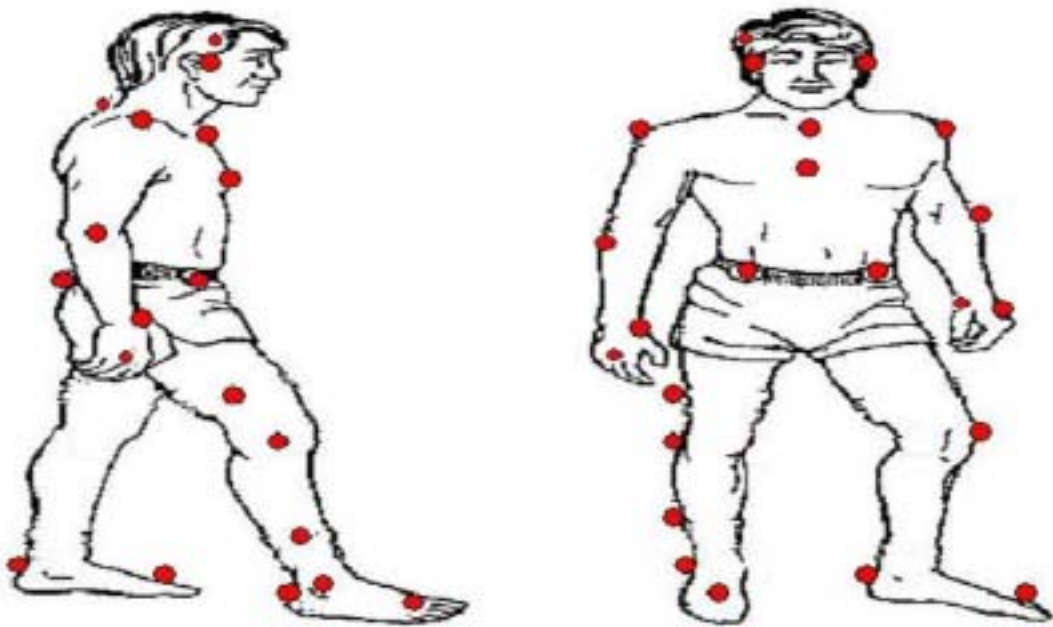


圖 3-3-2 全身反光球貼紮位置(引用自:劉紹龍, 2003)

## 第四節 實驗流程與方法

在實驗開始之前，會先設定及校正動作分析系統及三維測力板系統，然後會向參與者說明整體實驗流程並簽署參與受試者同意書(如附件一)，並詢問有無相關病史和膝關節炎病人疼痛指數量表(Lequesne's Index)(如附件二)，以確定受試者不在本實驗排除條件之外，符合實驗之受試者會先行換裝並且在受試者身上貼上反光球，31顆反光球在參與者身上的特定位置，分別是：身體右側顳顎關節上5公分、兩側的顳顎關節(temporo-mandibular joint)、兩側肩峰(acromion)、第七頸椎(seventh cervical)、胸骨柄(sternum)、胸骨柄上緣(sternum notch)、兩側肱骨外上髁(lateral epicondyle of the humerus)、兩側橈骨莖突(styloid process of radius)、兩側第三指掌關節(third metacarpophalangeal)、兩側髌骨前上棘(anterior superior iliac spine)、兩側髌骨後上棘(posterior superior iliac spine)、薦骨(sacrum, midline of posterior superior iliac spine)、兩側大腿外側中間(lateral thigh of middle)、兩側股骨外上髁(lateral epicondyle of femur)、兩側小腿外側(lateral shank)、兩側腳踝外踝(lateral malleolus)、兩側第二跖骨尖(second metatarsal head)及兩側腳跟(calcaneus)。此外，在靜止站立時還加貼了兩側股骨內髁(medial epicondyle of femur)及兩側腳踝內踝(medial malleolus)，以便計算參與者活動時膝關節及踝關節之中心。先收集受試者靜止站立時的資料，用以訂定膝關節及踝關節之中心，之後再把股骨內髁及腳踝內踝的反光球拿掉，才不妨礙受試者接下來做動作的表現。幫受試者貼完反光球後，

會請受試者在實驗室來回試走幾趟，讓受試者熟悉實驗室環境及貼上反光球後動作之感覺，待受試者能以平時動作表現後才開始收集資料。在整個實驗過程，首先先進行未貼貼布之行走：參與者行走在八公尺長的步道，蒐集未貼貼布前的步態資料，再進行機內效貼紮之行走，每種情形各收集五筆有效的資料。本研究中有五種機內效貼紮方法：

1. 脛前肌機內效貼紮 (TLW)(Kinesio Taping of Anterior Tibialis)。
2. 脛前肌與小腿肌群機內效貼紮 (TSLW)(Kinesio Taping of Anterior Tibialis & Sural muscles)。
3. 脛前肌、小腿肌群與股四頭肌機內效貼紮 (TSQLW)(Kinesio Taping of Anterior Tibialis & Sural muscles & Quadriceps)，本研究定義為綜合貼法
4. 股四頭肌貼紮 (QLW)(Kinesio Taping of Quadriceps)。
5. 小腿肌群貼紮 (SLW)(Kinesio Taping of Sural muscles)。

參與者在進行未貼紮之行走後，再對左側下肢進行脛前肌機內效貼紮，貼紮完成後請參與者在步道上來回行走五趟，進行第一組的步態資料蒐集，其次加貼小腿肌群機內效貼紮，進行第二組的步態資料蒐集，之後再加貼股四頭肌機內效貼紮，進行第三組的步態資料蒐集，接著將脛前肌與小腿肌群貼紮拆除，進行第四組單獨股四頭肌機內效貼紮的步態資料蒐集，最後將股四頭肌貼紮拆除，貼上小腿肌群機內效貼紮，進行第五組的步態資料蒐集；受試者皆以赤腳之型態在實驗室中行走，且都能完成整個實驗而無身體異常之現象或下肢關節疼痛的現象。

## 實驗流程圖

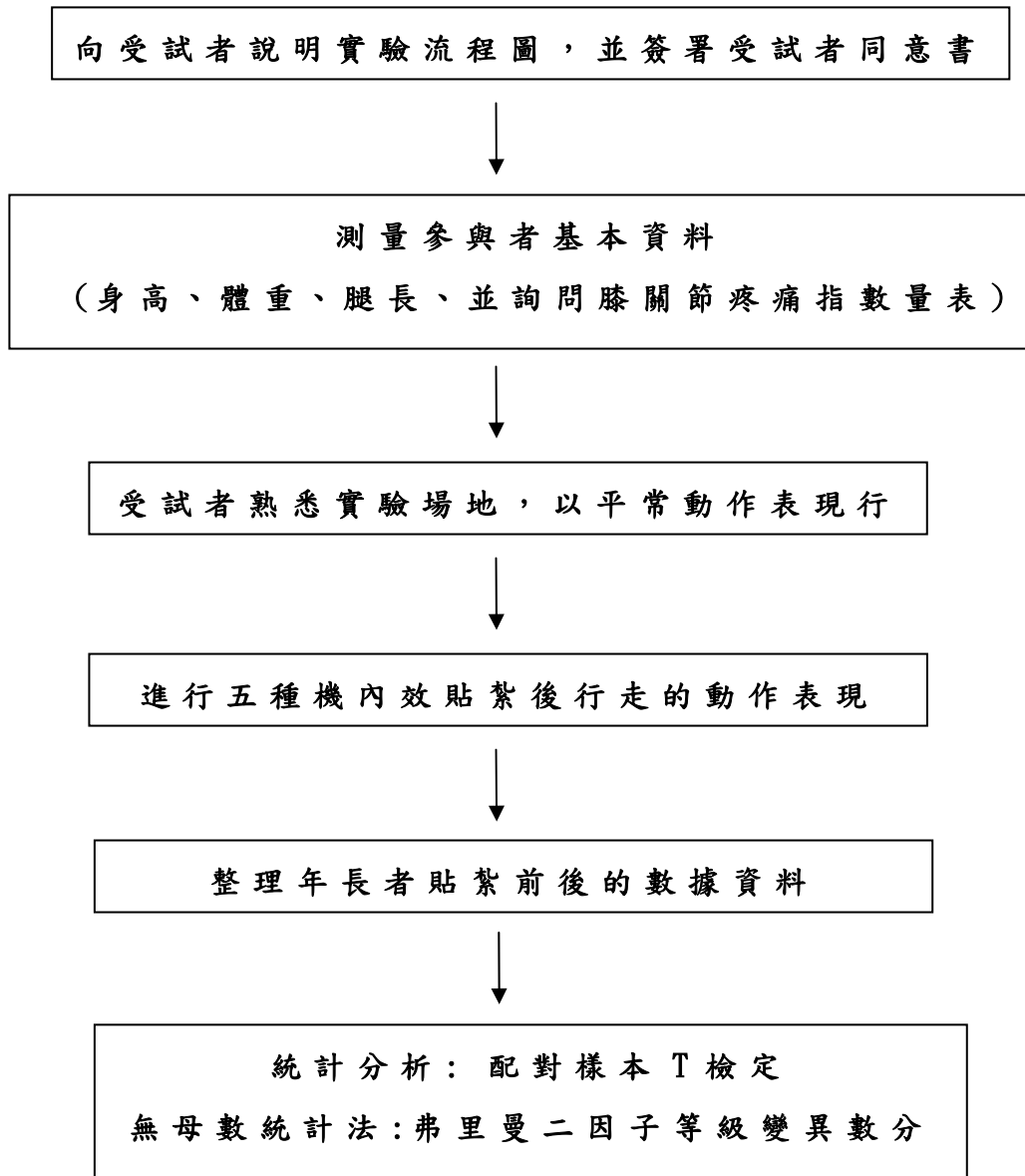


圖 3-4-1 實驗流程圖

## 第五節 統計方法

本研究利用 SPSS15.0 版統計套裝軟體，進行所有受試者之各項數據分析。所有顯著標準均定為  $\alpha = 0.05$ 。主要統計方法如下：

- 一、相依樣本 T 檢定 (Paired t test) 比較機內效貼紮前後對於年長者行走是否有所差異。
- 二、使用無母數統計法－弗里曼二因子等級變異數分析比較不同的機內效貼紮方法對年長者行走是否有所差異，事後多重比較使用 Wilcoxon 符號等級檢定，顯著機率比  $\alpha / 3 (0.005/3)$  小的組合，即有顯著差異。

## 第四章 研究結果

### 第一節 參與者基本資料

本研究實驗參與者基本條件為年滿 60 歲以上、有行動能力的年長者，共 10 名男女年長者為實驗參與者（男性 5 名、女性 5 名），年齡範圍為 60—83 歲，平均年齡、身高、體重分別為  $70.9 \pm 7.8$  歲、 $157.5 \pm 7.96$  公分、 $62.57 \pm 9.85$  公斤。實驗前會向實驗參與者說明整體實驗流程並簽署參與實驗同意書，並調查有無相關肌肉骨骼疾病史和膝關節炎病人疼痛指數量表，指數量表點數越高，表示水平行走時的能力越不好。經過整理受試者同意書後，一位參與者有下肢傷害病史（年輕時右腳阿基里得肌腱斷裂、雙足姆外翻、左膝關節人工置換術），一位參與者有下肢傷害病史（右膝內側副韌帶受傷），一位參與者有血管病史（左腳靜脈曲張），一名參與有下肢傷害病史者（右膝關節人工置換術）等情況，參與者們目前皆具有獨立行走的步行能力。

表 4-1 10 名參與者基本資料

	平均值	最大值	最小值
年齡(歲)	$70.9 \pm 7.8$	83	60
身高(公分)	$157.5 \pm 7.96$	167	147
體重(公斤)	$62.57 \pm 9.85$	77.7	44
膝關節疼痛指數量表(點數)	6.5	14	0

## 第二節 機內效貼紮對年長者行走時之影響

圖 4.1 說明五種貼紮方法對年長者的步寬(Step Width)並無顯著差異(未貼紮:89.4±34.1mm; 脛前肌貼紮:99.91±37.36mm; 脛前與小腿肌群:102.29±20.73mm; 綜合貼法:106.41±22.86mm; 股四頭肌貼紮:91.89±18.71mm; 小腿肌群貼紮:89.87±26.68mm), 而在步幅長方面, 如圖 4.2, 五種貼紮方法對年長者的整體步幅長也是無明顯改變, 但進一步配對比較發現, 脛前肌貼紮(TLW)((Non):1079.96±81.155mm, (TLW):1019.606±145.476mm)、脛前肌與小腿肌群貼紮(TSLW)((Non):1079.96±81.155mm, (TSLW):1001.015±118.081mm)與綜合貼法貼紮(TSQLW)((Non):1079.96±81.155mm, (TSQW):969.225±112.467mm), 都是顯著減少且達到統計上的顯著差異(pair t test,  $p < .05$ )。

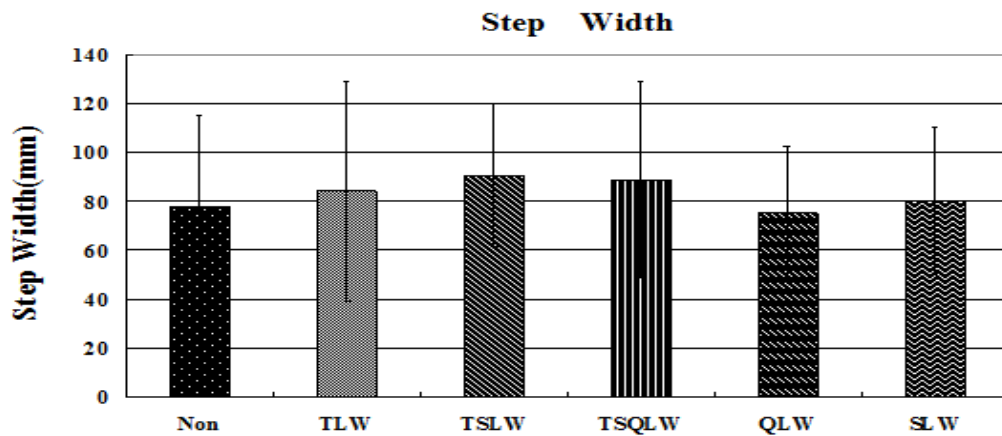


圖 4-1 不同貼紮方式下對年長者步寬(Step Width)。(Non):未貼紮; (TLW):脛前肌貼紮; (TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮; (TSQLW):綜合貼法貼紮; (QLW):股四頭肌貼紮; (SLW):小腿肌群貼紮。

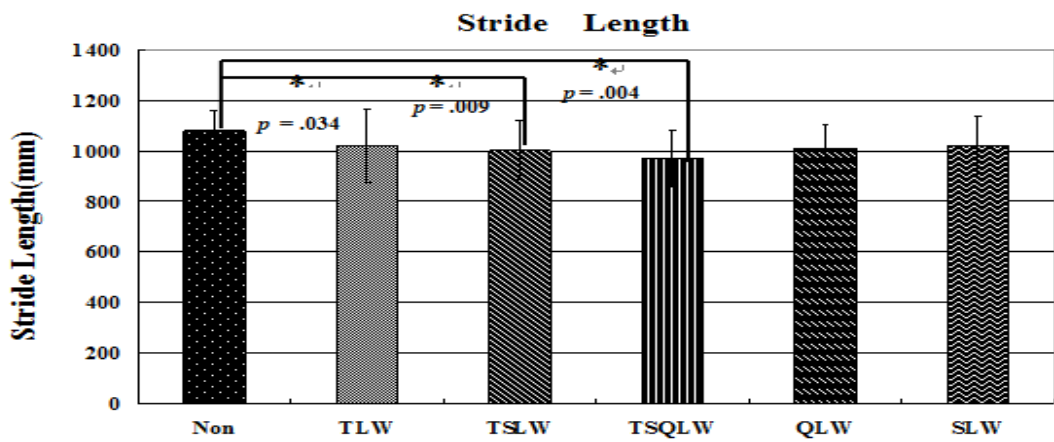


圖 4-2 不同貼紮方式下對年長者步幅長 (Stride Length)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

踝關節部分，五種貼紮方法對年長者整體水平行走時的踝關節活動度並無特定影響，而圖 4.3 說明各自比較五種貼紮方式前後對年長者水平行走時踝關節蹠屈/背屈 (Ankle Plantar Flexion/Dorsi Flexion) 也是無顯著差異 (未貼紮:  $28.23 \pm 5.41$  度、脛前肌貼紮:  $32.89 \pm 9.6$  度、脛前肌與小腿肌群貼紮:  $34.11 \pm 23.20$  度、綜合貼法:  $24.21 \pm 22.86$  度、股四頭肌貼紮:  $33.43 \pm 14.74$  度、小腿肌群貼紮:  $30.22 \pm 10.72$  度)，在踝關節力量與力矩方面：表 4.2 為五種貼紮方法對年長者水平行走時踝關節壓迫力量 (Compression Force)，達統計上顯著差異 ( $\chi^2 = 11.600$ ,  $p = .021$ )，但事後多重比較則未達顯著差異；而圖 4.4 說明五種貼紮方式對年長者水平行走時踝關節壓迫力量，脛前肌貼紮 (TLW) 增加年長者水平行走時踝關節壓迫之力量 ((Non):  $0.204 \pm 0.061$ , (TLW):  $0.246 \pm 0.082$ )。

N/kg)，達統計上的顯著差異 (pair t test,  $p=0.36$ )，而圖 4.5 則說明小腿肌群貼紮 (SLW) 對踝關節外側力量 (Lateral Force) 顯著地減少 ((Non):  $2.978 \pm 1.477$ , (SLW):  $2.554 \pm 1.528$  N/kg)，達統計上的顯著差異 (pair t test,  $p=.034$ )，其他如踝關節向前後側力量 (Anterior & Posterior Force)、向內側力量 (Medial Force) 與關節張力 (Tension Force) 則沒有顯著之差異；另外，踝關節力矩方面，五種貼紮方法整體對踝關節數個參數有明顯的影響，表 4.3 五種貼紮方法對年長者水平行走踝關節外展力矩 (Abduction Moment) 達統計上顯著差異 ( $\chi^2 = 12.227$ ,  $p=.016$ )，但事後多重比較亦未達顯著差異，表 4.4 為五種貼紮方法對年長者水平行走踝關節內收力矩 (Adduction Moment) 有顯著地影響 ( $\chi^2 = 20.062$ ,  $p=.000$ )，然而事後多重比較仍未顯著；而表 4.5 為年長者水平行走踝關節外轉力矩 (External Rotation Moment) 亦達顯著差異 ( $\chi^2 = 9.929$ ,  $p=.042$ )，但經事後多重比較也未達顯著，進一步比較各種單一貼紮方法與年長者貼紮前的水平步行數據，圖 4.6 為綜合貼法貼紮 (TSQLW) 減少踝關節內收力矩 ((Non):  $0.099 \pm 0.077$ , (TSQLW) :  $0.320 \pm 0.030$  Nm/Kg)，達統計上的顯著差異 (pair t test,  $p=.047$ )，但對踝關節外展力矩 (Abduction Moment)、蹠背屈力矩 (Plantar Flexion & Dorsi Flexion Moment) 與內外轉力矩 (Internal & External Rotation Moment) 則無顯著之差異。

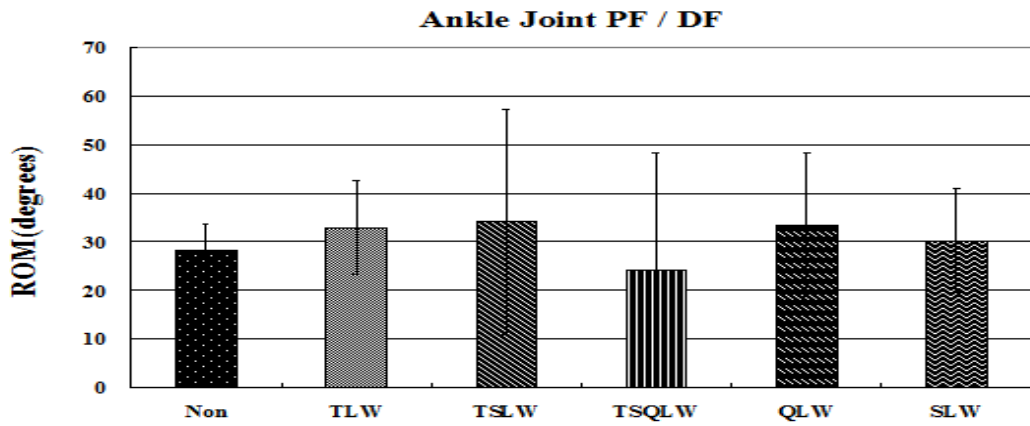


圖 4-3 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節蹠曲背屈關節活動度 (Range of Motion ;ROM)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

表 4-2 不同機內效貼紮方法對踝關節壓迫力量之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	3.00	11.600**
脛前肌與小腿肌群	10	2.20	
綜合貼法	10	2.10	
股四頭肌群	10	3.90	
小腿肌群	10	3.80	

\*\* $p < .05$

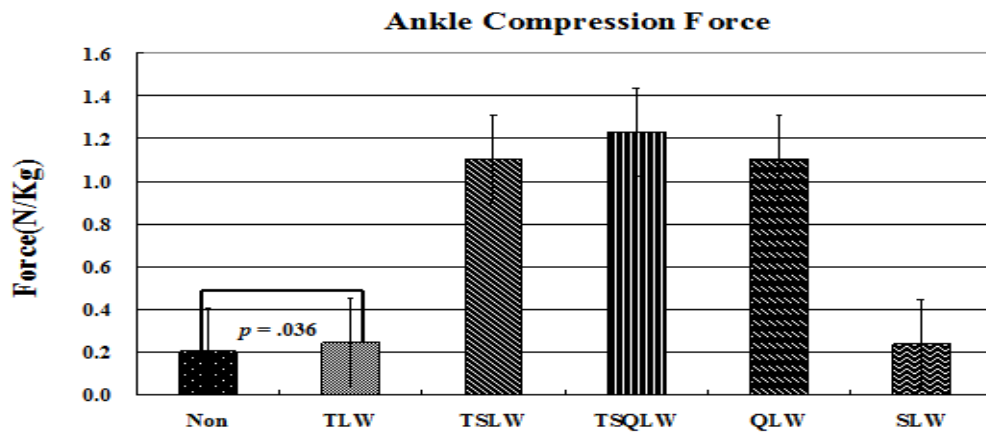


圖 4-4 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節壓迫力量(力量單位：N/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

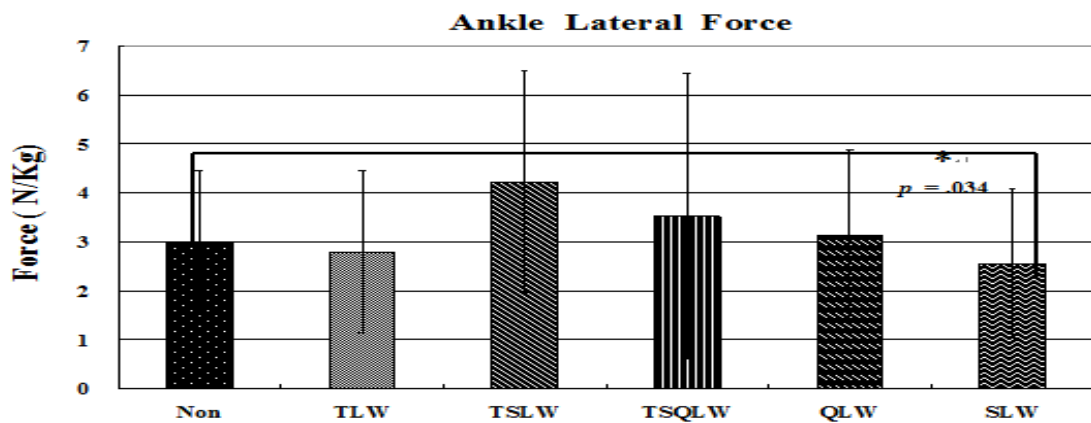


圖 4-5 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節外側力量(力量單位：N/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

表 4-3 不同機內效貼紮方法對踝關節外展力矩之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	4.05	12.227**
脛前肌與小腿肌群	10	3.80	
綜合貼法	10	2.60	
股四頭肌群	10	2.35	
小腿肌群	10	2.20	

\*\* $p < .05$

表 4-4 不同機內效貼紮方法對踝關節內收力矩之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌 (TLW)	10	4.30	20.062**
脛前肌與小腿肌群 (TSLW)	10	3.95	
綜合貼法 (TSQLW)	10	2.65	
股四頭肌群 (QLW)	10	2.45	
小腿肌群 (SLW)	10	1.65	

\*\* $p < .05$

表 4-5 不同機內效貼紮方法對踝關節外轉力矩之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	2.60	9.929**
脛前肌與小腿肌群	10	3.95	
綜合貼法	10	3.60	
股四頭肌群	10	2.00	
小腿肌群	10	2.85	

\*\* $p < .05$

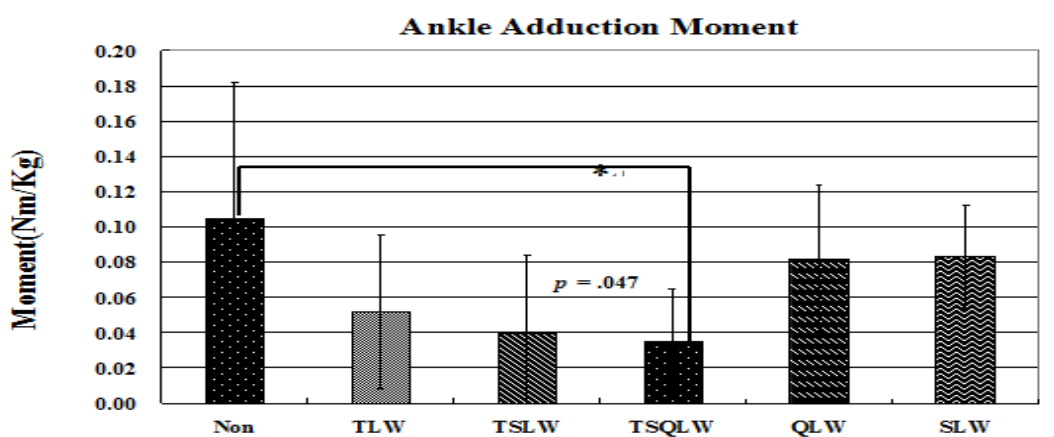


圖 4-6 不同貼紮方式下，年長者水平步行時踝關節內收力矩(力量單位：Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法之；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

膝關節活動度方面，整體來看五種貼紮方法對膝關節關節活動度並無差異，進一步配對比較，各單一貼紮方法對膝關節屈伸關節活動度也是沒有特定影響，如圖 4.7(未貼紮:56

.27±10.61 度、脛前肌貼紮:57.93±9.6 度、脛前肌與小腿肌群:57.43±8.97 度、綜合貼法:51.63±19.72 度、股四頭肌:57.02±6.53 度、小腿肌群:55.93±8.01 度)。

表 4.6 為五種貼紮方法對年長者水平行走時膝關節向前力量 (Anterior Force)，達統計上顯著差異為 ( $\chi^2=9.838$ ,  $p=.043$ )，表 4.7 為五種貼紮方法對年長者水平行走時膝關節張力 (Tension Force)，統計上的顯著差異為 ( $\chi^2=14.366$ ,  $p=.006$ )，但事後多重比較則都未達顯著差異；進一步比較各單一種貼紮方法：圖 4.8 說明五種貼紮方式對膝關節關節力量的影響，脛前肌與小腿肌群貼紮 (TSLW)、綜合貼法貼紮 (TSQLW) 與小腿肌群貼紮 (SLW) 對膝關節向前力量 (Anterior Force) 都是減少的，分別是 ((Non): $2.943 \pm 0.859$ , (TSLW): $2.366 \pm 0.886$  N/Kg,  $p=.026$ ; (TSQLW): $2.051 \pm 1.220$  N/Kg,  $p=.02$ ) 與 (SLW): $2.674 \pm 0.836$  N/Kg,  $p=.046$ )，皆達統計上的顯著差異 (pair t test,  $p < .05$ )，而圖 4.9 為膝關節外側力量 (Force Lateral)，五種貼紮方法中，脛前肌與小腿肌群機內效貼紮 (TSLW) 增加膝關節外側力量 ((Non): $1.311 \pm 0.520$ , (TSLW): $2.376 \pm 0.939$  N/Kg,  $p=.016$ )，而綜合貼法貼紮 (TSQLW) 也增加膝關節外側力量 ((Non): $1.311 \pm 0.520$ , (TSQLW):  $2.330 \pm 1.228$  N/Kg,  $p=.047$ )，都達到統計上的顯著差異 (pair t test,  $p < .05$ )，其他膝關節向後力量 (Posterior Force)、內側力量 (Medial Force)、壓迫力量 (Compression Force)、張力 (Tension Force) 則無顯著之差異；此外膝關節力矩部分，五種貼紮方法整體對膝關節力矩並無特定影響，並且圖 4.10 至圖 4.15 說明五種貼紮方法對膝關節屈伸 (Flexion & Extension Moment)、內收外展 (Adduction & Abduction Moment) 與內外轉等力矩 (Internal &

External Moment)皆未達到顯著之影響作用。

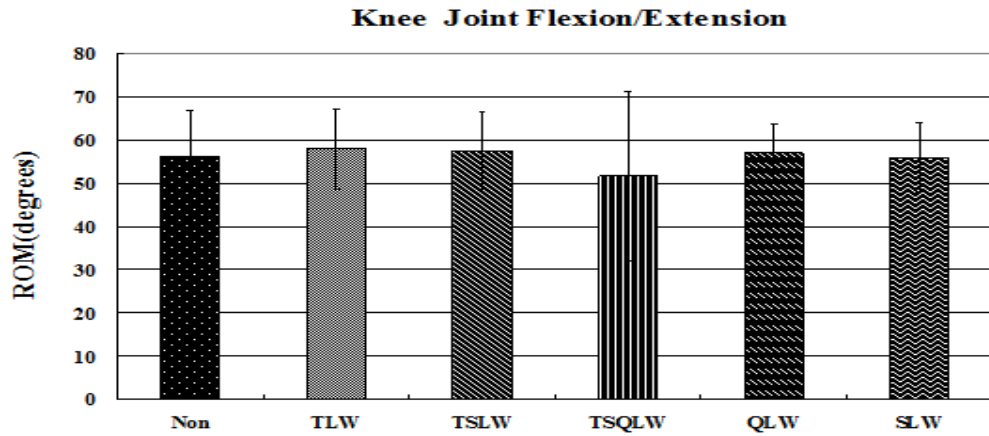


圖 4-7 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節屈伸關節活動度。  
 (Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；  
 (TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

表 4-6 不同機內效貼紮方法對膝關節向前力量之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	3.10	9.838**
脛前肌與小腿肌群	10	2.70	
綜合貼法	10	1.95	
股四頭肌群	10	4.10	
小腿肌群	10	3.15	

\*\*  $p < .05$

表 4-7 不同機內效貼紮方法對膝關節張力之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	2.65	14.366**
脛前肌與小腿肌群	10	3.65	
綜合貼法	10	3.95	
股四頭肌群	10	3.15	
小腿肌群	10	1.60	

\*\* $p < .05$

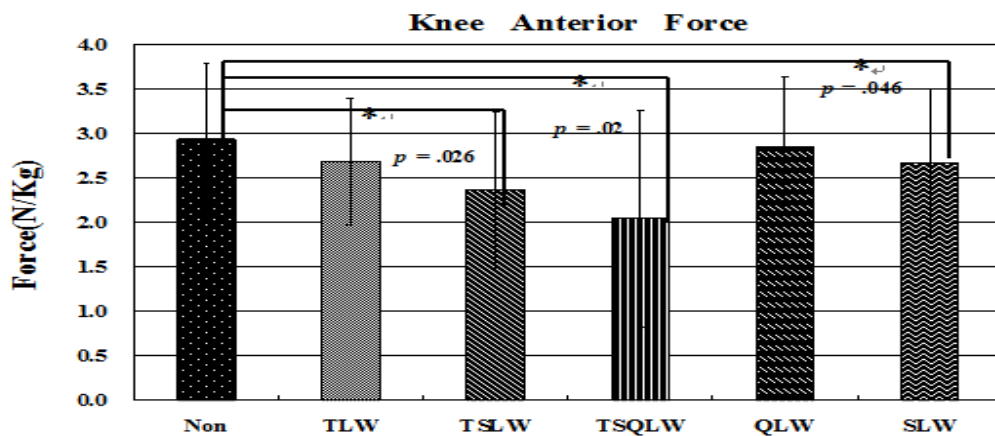


圖 4-8 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節向前力量(力量單位：N/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

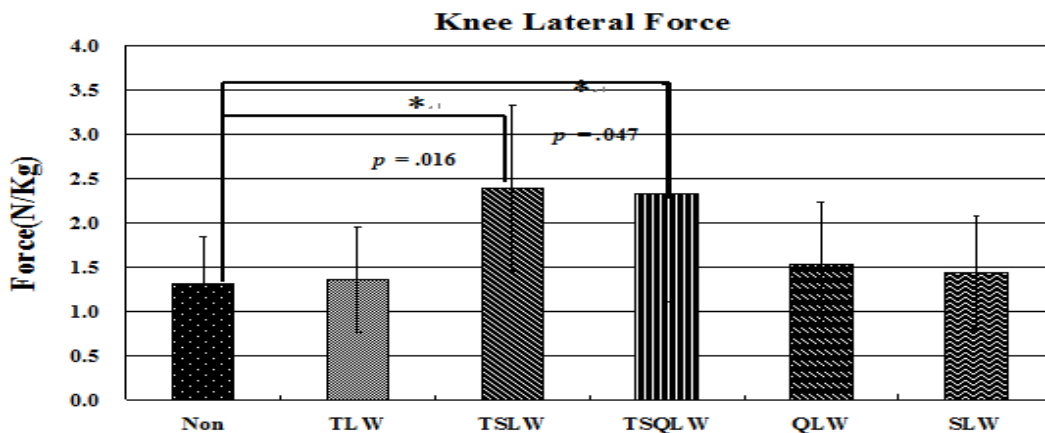


圖 4-9 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外側力量(力量單位：N/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

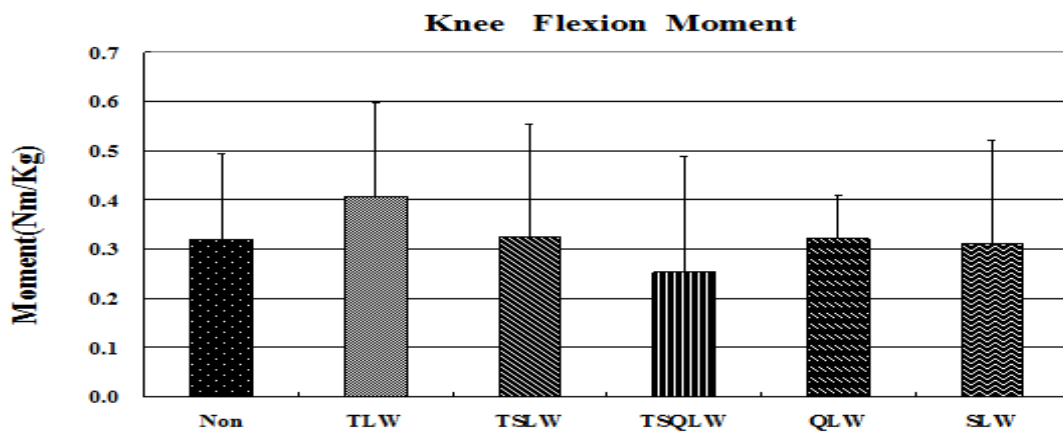


圖 4-10 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節屈肌力矩(力量單位：Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌群貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

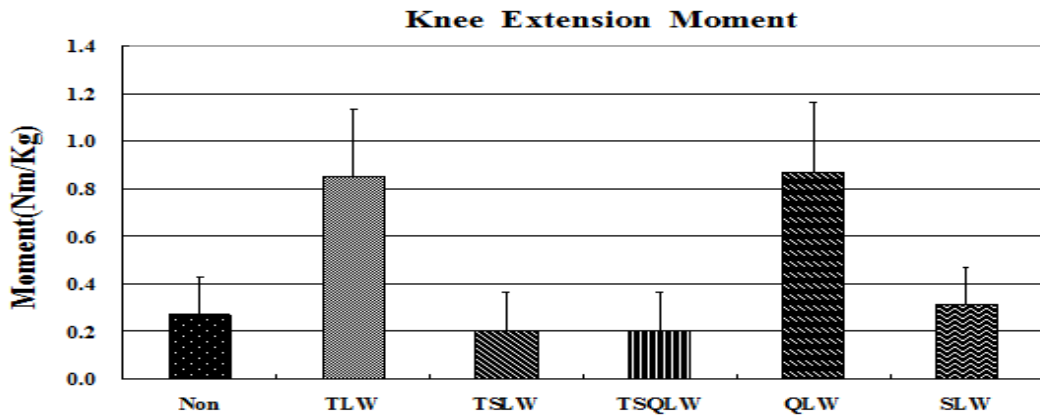


圖 4-11 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節伸肌力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

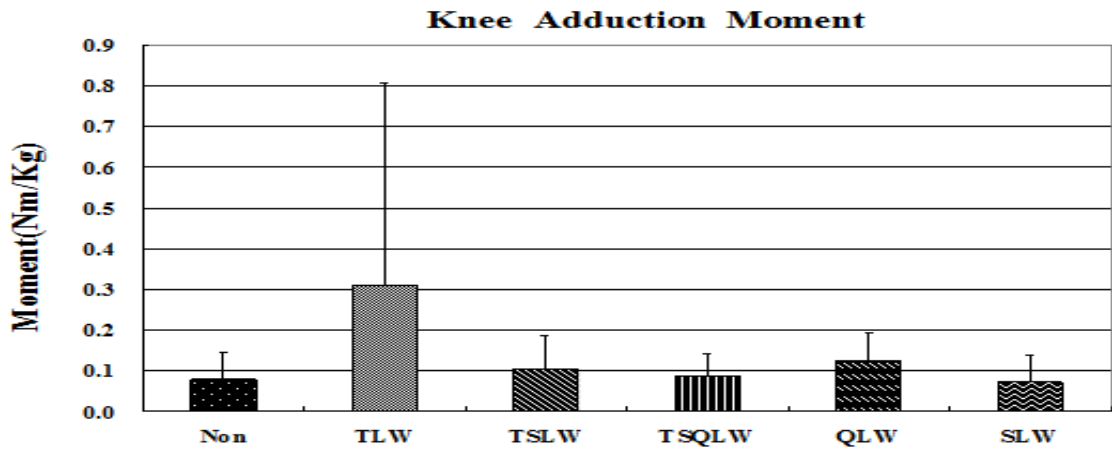


圖 4-12 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節內收力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

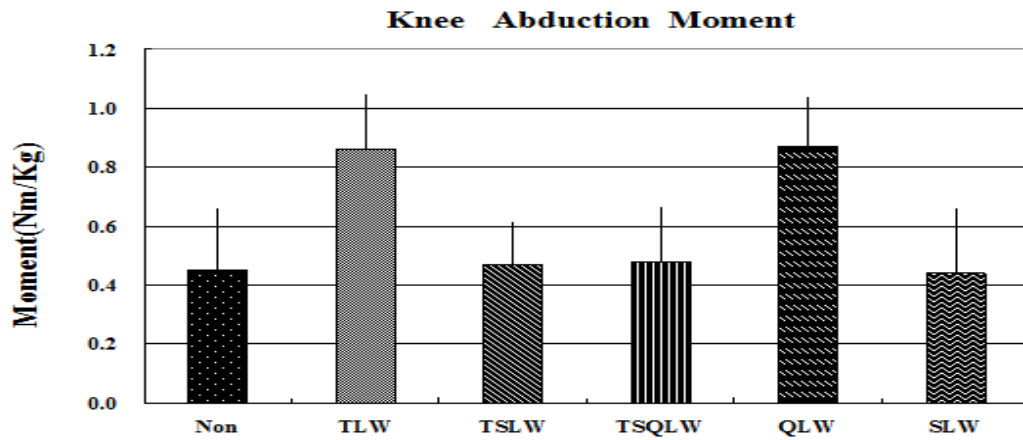


圖 4-13 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外展力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

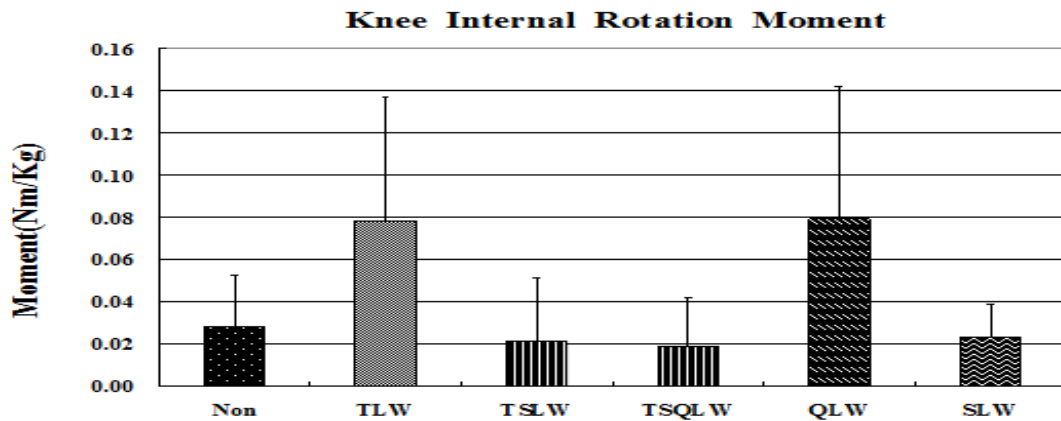


圖 4-14 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節內轉力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

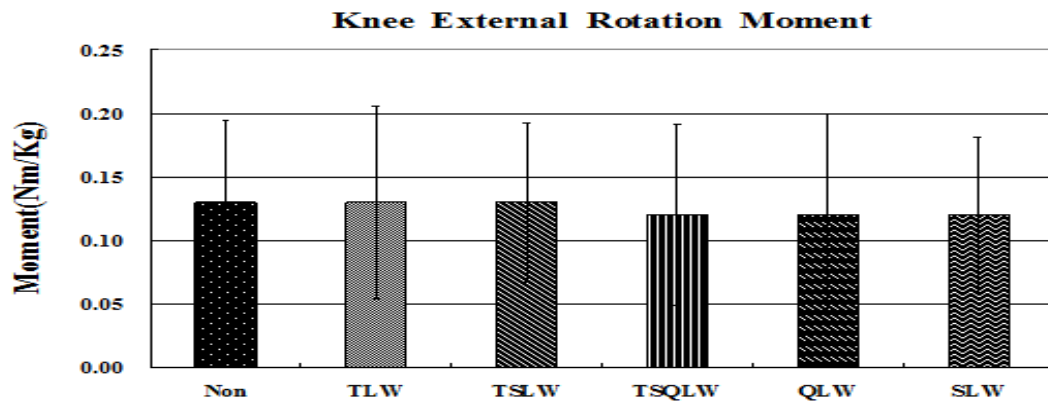


圖 4-15 不同貼紮方式下，年長者水平步行時膝關節外轉力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

髌關節部分，五種機內效貼紮方法整體對髌關節關節活動度並無特定之影響，而圖 4.16 比較五種貼紮方法與年長者未貼紮之行走的髌關節屈伸活動度是無顯著差異(未貼紮:  $47.35 \pm 6.23$  度、脛前肌貼紮:  $48.40 \pm 5.42$  度、脛前肌與小腿肌群貼紮:  $48.23 \pm 5.81$  度、綜合貼法:  $43.07 \pm 15.90$  度、股四頭肌貼紮:  $46.90 \pm 4.32$  度、小腿肌群貼紮:  $48.37 \pm 5.93$  度)，另一方面進一步配對比較發現，圖 4.17 說明脛前肌與小腿肌群貼紮(TSLW)增加髌關節關節轉動活動度((Non):  $16.455 \pm 5.835$  度,(TSLW):  $18.716 \pm 3.9$  度)，達到統計上的顯著差異(pair t test,  $p = 0.32$ )；髌關節力量方面，表 4.8 為五種貼紮方法對年長者水平行走時的髌關節張力(Tension force)達顯著差異( $\chi^2 = 9.495$ ,  $p = .05$ )，但事後多重比較則都未達顯著差異，進一步分析比較，各單一貼紮方法對髌關節各方向力量亦未有顯著

之差異；而在髖關節力矩方面，五種貼紮方法整體髖關節關節力未達顯著之影響，而各單一貼紮方法中，圖 4.18 說明脛前肌與小腿肌群機內效貼紮 (TSLW) 減少髖關節的外展力矩 ((Non): $0.865 \pm 0.216$ , (TSLW): $0.828 \pm 0.198$  Nm/Kg)，達統計上的顯著差異 (pair t test,  $p = .048$ )，而圖 4.19 至 4.23 為髖關節屈伸力矩、內收力矩與內外轉力矩則未達顯著之差異。

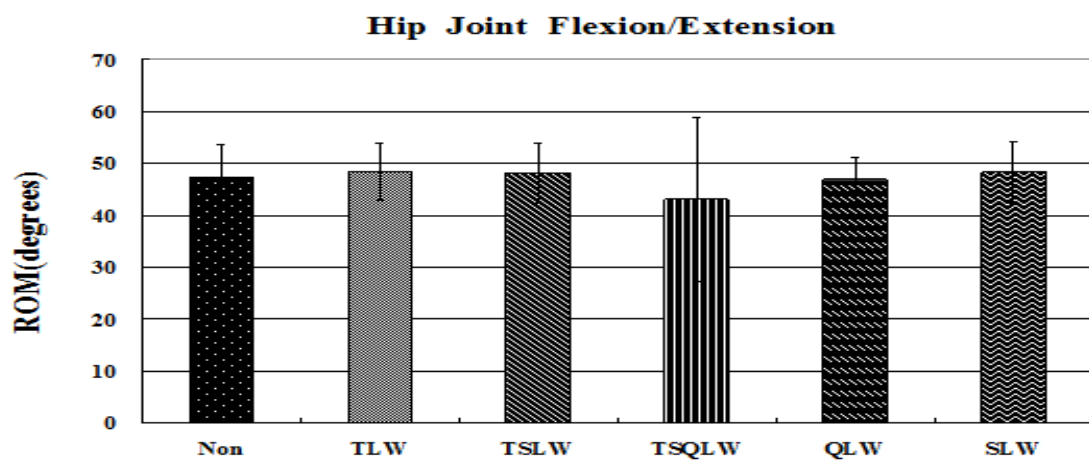


圖 4-16 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節屈伸關節活動度。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮。

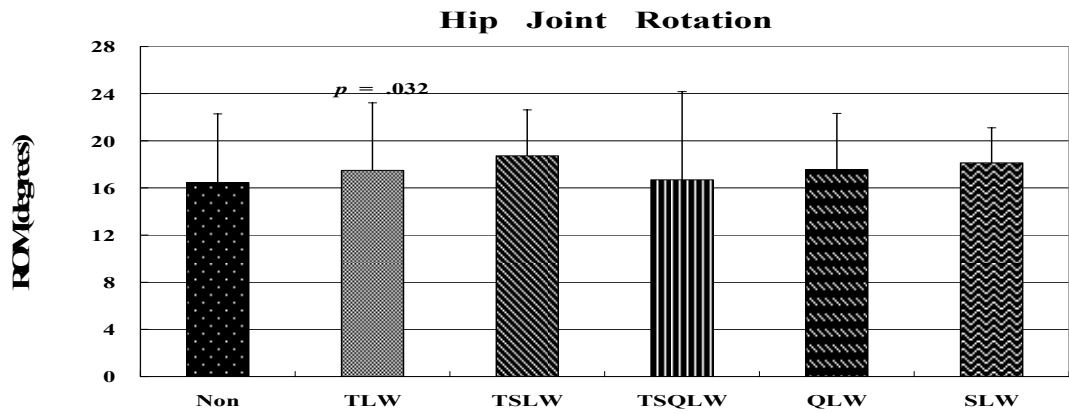


圖 4-17 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節轉動關節活動度。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

表 4-8 不同機內效貼紮方法對髖關節張力之等級變異數分析摘要表

貼紮方法	受試者	等級平均數	$\chi^2$
脛前肌	10	3.80	9.495**
脛前肌與小腿肌群	10	3.50	
綜合貼法	10	2.45	
股四頭肌群	10	2.00	
小腿肌群	10	3.25	

\*\* $p < .05$

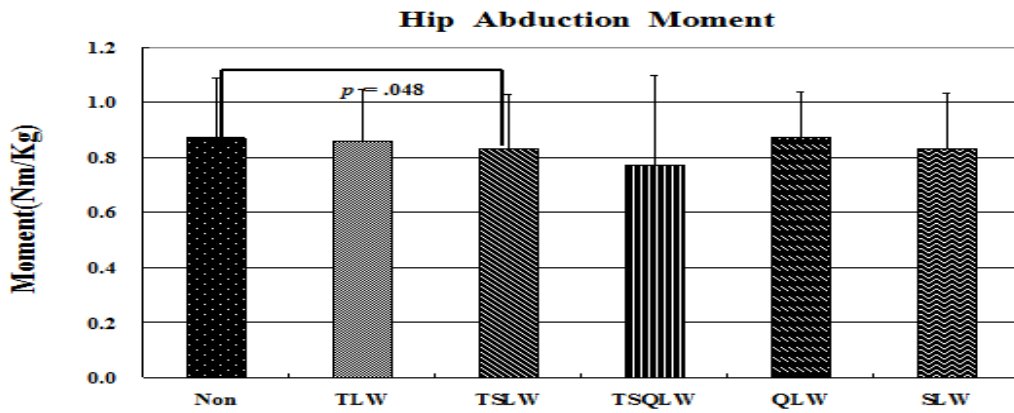


圖 4-18 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節外展力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

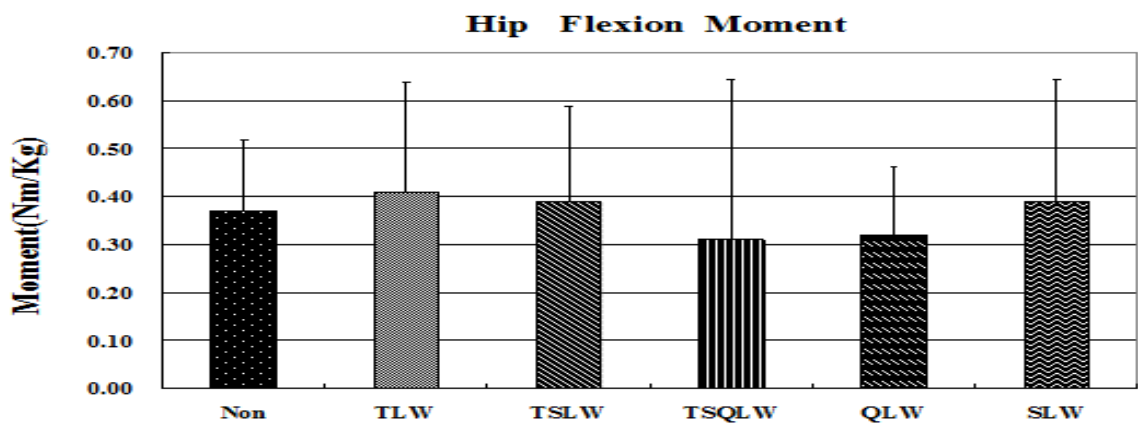


圖 4-19 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節屈曲力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

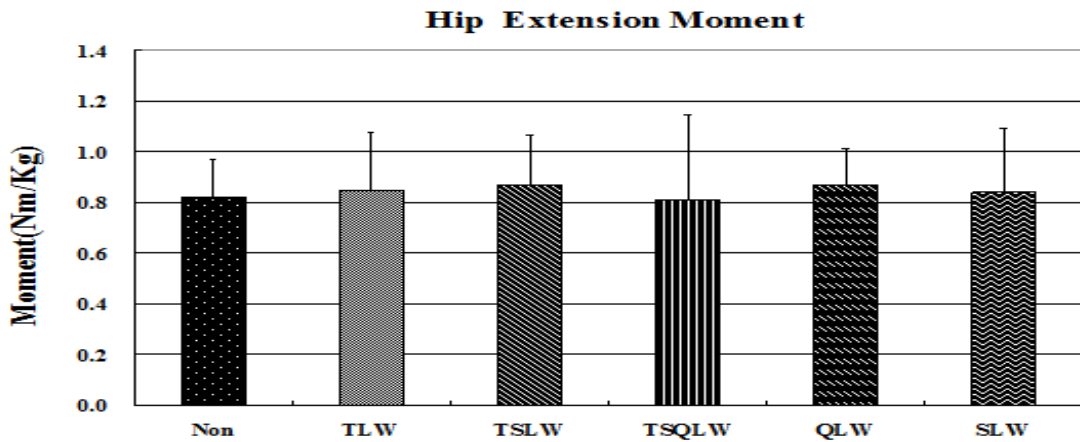


圖 4-20 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節伸展力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

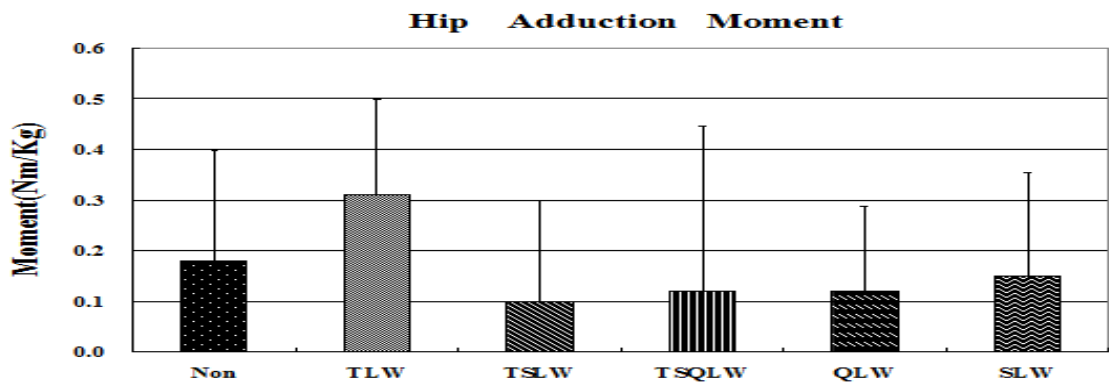


圖 4-21 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節內收力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non):未貼紮；(TLW):脛前肌貼紮；(TSLW):脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW):綜合貼法；(QLW):股四頭肌貼紮；(SLW):小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

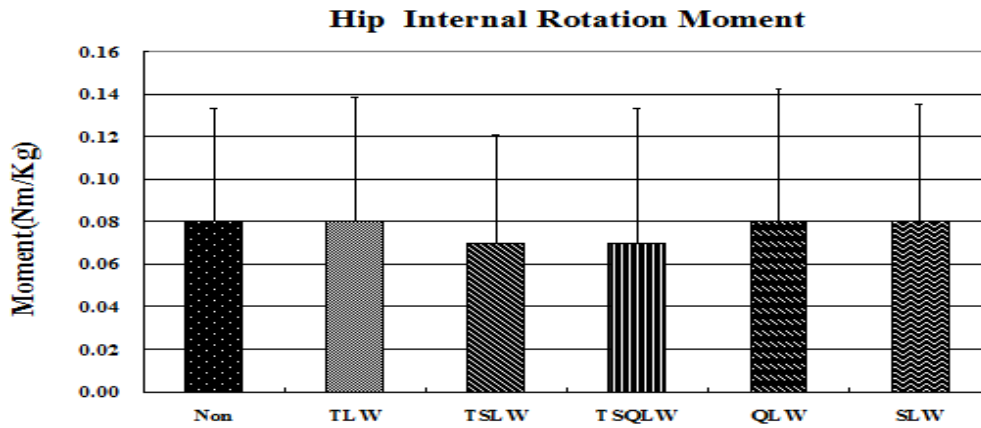


圖 4-22 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節內轉力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non): 未貼紮；(TLW): 脛前肌貼紮；(TSLW): 脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW): 綜合貼法；(QLW): 股四頭肌貼紮；(SLW): 小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

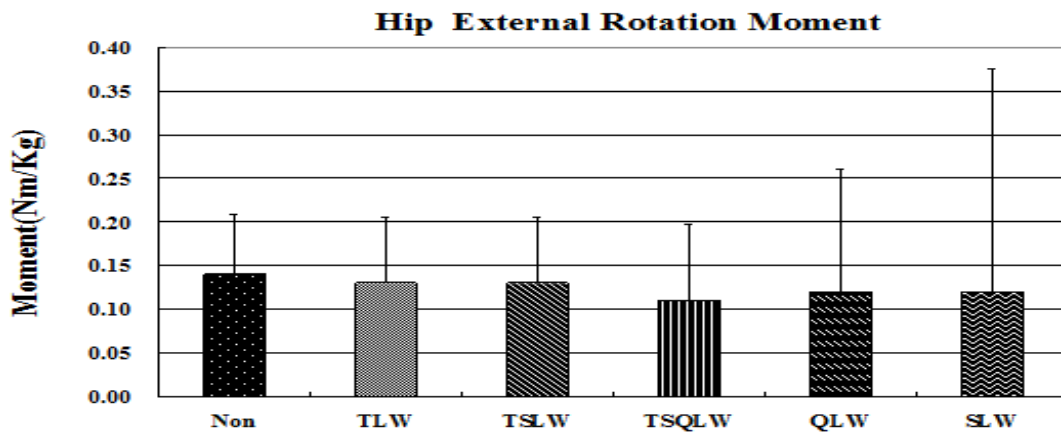


圖 4-23 不同貼紮方式下，年長者水平步行時髖關節外轉力矩(力量單位: Nm/Kg)。(Non): 未貼紮；(TLW): 脛前肌貼紮；(TSLW): 脛前肌與小腿肌群貼紮；(TSQLW): 綜合貼法；(QLW): 股四頭肌貼紮；(SLW): 小腿肌群貼紮；\*:(pair t test,  $p < 0.05$ )。

## 第五章 討論

根據本研究結果針對機內效貼紮對年長者水平步行時下肢運動學與動力學各項參數進行探討。

首先討論的是年長者水平行走時步寬的改變，經由五種機內效貼紮方法後並無顯著改變年長者的步寬，然而觀察本研究結果在五種不同貼紮方法下年長者步寬範圍是相似其他學者們的研究，如 Blankle 等人(1989): $82.5 \pm 5.09\text{mm}$ 、Elble 等人(1991): $109 \pm 29\text{mm}$ 、Grabiner 等人(2001): $117 \pm 16\text{mm}$  與 McGibbon & Krebs(2004): $106 \pm 38\text{mm}$ ，並且以綜合貼法增加步寬的距離最大(未貼紮: $89.4 \pm 34.1\text{mm}$ ；綜合貼法: $106.41 \pm 22.86\text{mm}$ )，雖然未達統計上的顯著水準，但與 McGibbon 等人的研究提出年輕人的步寬比健康年長者與失能年長者的步寬都來得大，而 Brach 等人(2005)的研究主張步寬關聯到行走的平衡控制，況且步寬變異數的增加值越大可能是步行中的不穩定中一個代償的不足，因此推論機內效貼紮可能可促進年長者水平行走時的平衡能力，增加步寬，改變原本的步態特徵。

步幅長方面，五種機內效貼紮方法後並無增加年長者的步幅長，而脛前肌、脛前肌與小腿肌群與綜合貼法等三種貼紮都減少年長者的步幅長，其原因可能是當年長者進行完貼紮後，由於貼布貼覆在左側下肢肌群會產生一定的約束性，使得年長者在行走時無法以自然舒適狀態下行走，因此經貼紮後的步幅長是減少的。

踝關節部分，五種機內效貼紮方法雖然對踝關節活動度並未達到顯著之影響，其可能原因在於機內效貼布無法完全提

供年長者退化的踝關節關節活動度所需因素，如關節僵硬程度的改善、踝蹠背屈肌的作用等，如同Ostrosky等人認為年長者在水平行走中踝背屈的角度是些微增加，相對地減少踝蹠屈角度，Prince等人指出年長者減少的踝關節活動度是關於踝蹠背屈肌群肌肉衰退，並且McGibbon等人也提出由於踝蹠屈肌功率產生密切地關聯到踝蹠屈肌動量的產生對動態踝關節活動度是有一定限制，因此機內效貼紮並無法完全提供年長者在水平行走時減少的大量踝關節關節功率，以產生足夠的動量；在踝關節力量與力矩方面，許多文獻都已指出年長者踝關節肌力、肌肉功率與關節力矩都是減少的，而五種貼紮方法以脛前肌貼紮、小腿肌群貼紮與脛前與小腿肌群貼紮對踝關節產生較大改變，由於脛前肌是踝關節背屈主要作用肌，在步態過程中主要是擺動期與落地負荷末期的動作，況且小腿肌群(腓腸肌與比目魚肌)主要為踝關節蹠屈作用肌，負責93%的踝蹠屈力矩(Perry, 1992)，此外Kemoun, Thoumie, Boisson, & Guieu (2002)等人提出跌倒者在步態中呈現一個顯著減少的蹠屈或背屈關節活動度，此外延遲踝背屈肌啟動是由於比目魚肌-脛前肌連結的不平衡造成的，另外Daubney & Culham (1999)發現踝背屈力量為跌倒的預測因素，同時也主張踝背屈肌群對肌肉控制是重要的，況且年長者跌倒者踝關節肌群的最大力矩與功率是較低的，踝背屈力量是受損最嚴重的；然而脛前肌貼紮、小腿肌群貼紮與脛前與小腿肌群貼紮可改變年長者的步態特徵，有效調整踝關節的作用，促進脛前肌與小腿肌群的肌肉共同收縮模式，增加使用踝關節關節功率與力矩，減少雙腳站立期的時間，使得年長者水平行走時更加穩定，以減少跌倒的可能性，而單一配對貼紮中，脛前肌

貼紮 (TLW) 有效增加年長者行走時踝關節壓迫力量 (Ankle Compression Force); 小腿肌群貼紮 (SLW) 對年長者水平行走時的踝關節外側力量 (Ankle Lateral Force) 也是顯著增加，本研究結果相似於 Murray 等人 (2001) 主張機內效貼布提升正常人踝關節本體感受器的作用，已有許多研究指出年長者在行走時踝關節的功能是下降的，Judge 等人 (1996) 指出年長者的最大踝關節曲角度是低於年輕人，此因素是跟年長者本身踝關節蹠屈肌 (Plantar flexors) 跟背屈肌 (Dorsal flexors) 衰退有關，並說明踝關節蹠屈肌對站立腳允許身體往前移動、啟動站立腳初始動作進入擺動期與推動身體往前是主要作用肌群；並且 Polcyn 等人 (1998) 的研究指出很年長的年長者步態初期中，脛前肌活化前，小腿肌群有時是不被抑制，況且 Ringsberg 等人 (1999) 也說明經常性的老年跌倒者是有較弱的踝關節蹠屈肌力，年齡顯著地減少踝關節肌肉功率能力，而 Devita 等人 (2000) 研究發現年長者的踝關節年輕人相比之下有較少角衝量與功率，Kerrigan 等人 (2003) 也指出相同的看法，然而脛前肌本身是踝關節背屈肌，在初期接觸地面 (Initial Contact) 時主要作用是讓足部平穩放置地面，且使身體開始減速 (Rose 等人，2006)，因此脛前肌貼紮可提升踝關節關節壓迫力量，調整踝關節的作用，另一方面小腿肌群 (腓腸肌與比目魚肌) 主要為踝關節蹠屈動作的作用肌，在落地負荷 (Loading Response) 時，腓腸肌承受部分的身體重量，在站立中期 (Mid Stance) 時，小腿肌群可維持身體動量，因此小腿肌群貼紮改變原本年長者衰退的踝關節蹠屈肌功率與提升踝關節蹠屈肌的作用，以增進踝關節外側力量；而綜合貼法 (TSQLW) 顯著減少踝關節內收力矩，是因為綜合貼法可以調控整體下肢的

能量輸出，改善年長者下肢肌肉共同收縮模式與促進下肢肌肉協調性，減少不必要的輸出，使得年長者在落地階段時會更加穩定。

膝關節部分，五種機內效貼紮方法對膝關節活動度並未達到預期之影響，而關節力量方面，探討五種貼紮方法對股對膝關節向前力量與張力造成的改變，在年長者的行走當中股四頭肌是膝伸展的主要肌群(Perry,1992)，因此本研究結果與Murry(2000)發現機內效貼布對膝關節疼痛有減輕作用，增加關節活動度並增加肌力的結果是一致的，因此單一條股四頭肌貼紮對年長者行走時膝關節向前力量的改變是較大的，膝關節張力方面，綜合貼法中股四頭肌貼紮、脛前肌貼紮與小腿肌群貼紮有效地整合下肢肌群間作用的協調性，由於脛前肌與小腿肌群兩者相互的拮抗作用，況且小腿肌群會影響膝關節屈曲動作，減少膝關節屈曲的剪力，加上股四頭肌群的膝伸動作，因此對膝關節張力產生明顯的改變；並且經由單一貼紮配對比較後發現：脛前肌與小腿肌群貼紮(TSLW)、綜合貼法貼紮(TSQLW)與小腿肌群貼紮(SLW)對膝關節向前力量(Anterior force)都是減少的，基本上人類水平步行方向是向前行走，在步態過程中，膝伸肌(Knee extensor)主要任務是在落地負荷階段時承受身體重量、穩定骨盆，而在擺動末期(Terminal swing)，膝伸肌與膝屈肌(Knee flexor)負責部分降低下肢肢段速度、放置足部並準備接觸地面，然而年長者肌力是隨年齡漸增而下降的，Lord等人(1996)主張年長者股四肌肌力不足在執行跨越門檻或其他障礙物等動作時會發生被絆倒情況發生，而Moxley Scarborough等人(1999)也認為指出有較好股四頭肌肌力的年長者會有較短的雙腳站立時間可

產生較大往前動量，而 Ringsberg 等人 (1999) 指出年長者常被絆倒的，經常性的跌倒者是有較弱的膝伸肌肌力，此外 Michal 等人 (2006) 提出年長者行走過程中膝屈角度表現是顯著關連在負荷反應時股四頭肌肌力減少的因素，並且年長者肌肉收縮型態為共同收縮 (co-activation)，常發生肌肉過度用力造成肌肉僵硬，而這三種貼紮方法之中，綜合貼法減少膝關節向前力量最為顯著，因為綜合貼法貼紮包含脛前肌、小腿肌群與股四頭肌群，而股四頭肌群貼紮強化年長者的膝伸肌，增進膝關節穩定，而脛前肌與小腿肌群調整踝關節屈伸動作跟有效的調整步行過程中的肌肉收縮，使肌肉不易僵硬，讓年長者往前行走整體下肢協調性改善，有效調控膝關節動作，降低年長者行走時膝關節向前力量；另一方面，脛前肌與小腿肌群 (TSLW)、綜合貼法貼紮 (TSQLW) 都增加膝關節外側力量，其原因是年長者在水平行走過程中膝關節活動度 (Michal & Bożena, 2006) 與膝關節角衝量與關節功率 (Devita & Hortobagyi, 2000) 都是減少的，此外 Schipplei, & Andriacchi (2005) 發現較高膝關節屈伸肌肌肉力量可抑制膝關節內收力矩，保持膝關節外側閉鎖，增加行走時膝關節穩定度，因此脛前肌與小腿肌群、綜合貼法貼紮都增加膝關節外側力量的因素是：脛前肌與小腿肌群中，小腿肌群的腓腸肌不僅是踝關節蹠屈肌也對膝關節屈曲有一定影響作用，再加上脛骨前肌貼紮防止小腿過度外旋，使得小腿肌群作用增加，況且股四頭肌是膝關節主要伸肌可抑制膝關節內收力矩，進而對膝關節外側力量有提升之作用。

五種機內效貼紮對整體髖關節活動範圍並無顯著之影響，但對於髖關節轉動範圍，脛前肌與小腿肌群機內效貼紮

(TSLW)卻效地增加髖關節轉動範圍(hip rotation)，而Elble等人(1991)指出年長者髖關節轉動角度減少是增加的關節的僵硬與減少的肌肉關節功率，Rose等人(2006)提出年齡的增長，年長者的關節僵硬與限制活動範圍功能性是增加的，而且關節動作最有可能被肌肉肌腱組織硬化或是關節疾病限制的動作包含最大髖關節伸展動作(Peak hip extension)，並且根據Wallmann(2006)的著作指出年長者對髖關節控制能力減少，較無法控制髖關節活動度，因此會增加不必要的耗能，而減少髖關節的關節活動範圍，此外Kerrigan等學者一系列的的研究中主張年長者在行走時髖關節伸展角度減少是關聯增加整體骨盆向前抬起，也發現老年跌倒者的最大臀伸角度都比健康年長者與年輕人來得低，並且也提出年長者行走的正常速度與快速速度之下有兩個主要差異點：減少最大臀伸(關聯到增加一個骨盆向前抬起角度)並且減少最大踝蹠曲角度(Kerrigan等人，1998;Kerrigan等人，2001; Kerrigan等人，2003)，另外Judge(1996)等學者發現年長者在站立晚期時臀曲肌功率增加與較低踝蹠屈功率，主張年長者會以臀曲肌功率代替抵銷踝蹠曲肌的衰退，此外機內效貼布本身具有的特性是之一是增強肌力，Slupik等人(2007)研究發現機內效貼紮對股內側肌等長收縮肌力有顯著提升，因此脛前肌與小腿肌群機內效貼紮增加髖關節轉動的機轉是由於脛前肌與小腿效貼紮調整踝蹠屈肌與背屈肌的作用，強化踝關節作用肌群，改變衰退的踝蹠屈功率與減少的髖關節伸展動作，進一步地影響髖關節轉動範圍，促進年長者控制髖關節活動範圍的能力，增加年長者水平行走的穩定度；而在髖關節力量與力矩方面，整體來看五種貼紮方法中脛前肌貼紮對髖關節張

力產生的改變最為明顯，許多研究已提出年長者會大量使用髁關節的動作來代償踝關節動作 (Judge等學者，1996; Devita等學者，2000)，而且年長者臀伸動作的減少會影響到踝關節動作，然而脛前肌貼紮可有效地改善踝關節背屈肌的作用，改變髁關節與踝關節之間的代償作用，使得年長者在落地階段時會更加有效率，以提高行走時的穩定性，另一方面，脛前肌與小腿肌群貼紮 (TSLW) 減少髁關節外展力矩，由於脛前肌主要為踝背屈肌，小腿肌群是踝蹠屈肌，這兩條肌肉互相拮抗，使得踝關節功能提升，而年長者會因為踝關節功能退化而大量使用髁關節作用，因此脛前肌與小腿肌群貼紮有效改善踝關節功能，進而減少年長者在行走時大量使用髁關節外展力矩。

## 第六章 結論與建議

本研究針對上述結果與討論，整理與歸納出下列結論與建議事項。

### 第一節 結論

- 一、五種下肢肌群的機內效貼紮未能顯著改變年長者水平行走時步寬與步幅長等步態參數，其原因是機內效貼布無法全然提供年長者自然退化的下肢肌群作用之因素，而年長者本身也尚未完全適應貼紮後的情況，因此才會無法如預期般增加年長者的步寬與步幅長。
- 二、五種機內效貼紮方法未全然改變年長者水平行走時下肢各關節關節活動度，只對於年長者髖關節轉動有顯著增加，其原因在於年長者本身控制髖關節能力是下降的，此外髖關節轉動活動度減少是由增加的髖關節僵硬程度與增加限制活動範圍的功能，然而機內效貼布改變髖關節僵硬程度與促進關節活動度，增加髖關節轉動活動度，改變原本年長者的步態特徵。
- 三、五種機內效貼布對下肢踝、膝與髖關節各關節力量與力矩的特定參數有顯著影響，如踝關節壓迫力量、內收外展力矩與踝關節外轉力矩；膝關節部分：膝關節向前、外側與張力力量跟髖關節內收力矩等，機內效貼布對於年長者水平行走時產生下肢各關節力量與力矩的改變，主因為機內效貼布有效地改善下肢各關節肌群的作用，促進年長者調控水平行走時的動作策略，提高其行走時的穩定性，減少跌倒情形發生。

## 第二節 建議

- 一、本研究的實驗設計只針對左下肢群進行貼紮，並未預期改變年長者水平行走的步寬與步幅長，未來研究應採取雙側下肢肌群進行機內效貼紮，以期望更顯著改善年長者的步態特徵。
- 二、本研究結果為機內效貼布並未能有效地改善年長者水平行走時的膝與髖關節力量與力矩，未來研究應在貼紮過程中必須十分注意貼布的張力，才能更有效地提升年長者下肢肌群的作用，更加增進年長者行走的穩定度。

## 參考文獻

### 一、中文部份

- 王如弘 (2001)。台灣老人害怕跌倒評估量表發展與初步信效度檢測。未出版碩士論文，長庚大學，桃園縣。
- 行政院經濟建設委員會 (2002)。台灣地區民國九十一年至一百四十年人口推計。台北市：行政院經濟建設委員會。
- 黃滄海(譯)(2005)。運動與骨骼健康的原理與實務。台北市：合記。(Khan, K., McKay, H., Kannus, P., Bailey, D., Wark, J., & Bennell, K., 2001)
- 劉紹龍(2003)。退化性膝關節炎病人跨越障礙物時之步態分析。未出版碩士論文，中國醫藥大學，台中市。
- 鄧雅文 (2006)。山地鄉社區居家老人跌倒相關危險因子之研究-以花蓮縣卓溪鄉為例。未出版碩士論文，慈濟大學，花蓮縣。
- 駱明瑤、陳重佑 (2005)。不同貼布應用對動作知覺的影響。體育學報，38 (2)，13。
- 駱明瑤 (2008)。機能貼布運動傷害實用篇 I I。台中市：華格那。

### 二、英文部份

- Blankle, D. J., & Hageman, P. A. (1989). Comparison of gait of young men and elderly men. *Physical therapy*, 69(2), 144-148.
- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wanger, E. H., Koepsell, T. D., & Delateur, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and aging*, 25, 386-391.

- Brach, J. S., Berlin, J. E., VanSwearingen, J. M., Newman, A. B., & Studenski, S. A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 21.
- Brandon, R., & Paradiso, L. (2005) The use of Kinesio Tape in patients diagnosed with Patellofemoral pain(PFP). Retrieved November 9,2008, from <http://www.KinesioTaping.com/patellofemoral-pain-kt.php>.
- Chou, L. S., Kaufman, K. R., Hahn, M. E., & Brey, R. H. (2003). Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait and Posture*, 18(3), 125-133.
- Daubney, M. E., Culham, E. G. (1999). Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Physical therapy*, 79(12), 1177-1185.
- Daley, M. J., & Spinks, W. L. (2000). Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*, 29(1), 1-12.
- DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88(5), 1804-1811.
- Grabiner, P. C., Biswas, S. T., & Grabiner, M. D.(2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 31-35.
- Gerdhem, P., Ringsberg, K. A. M., Akesson, K., & Obrant, K.

- J. (2005). Clinical history and biologic age predicted falls better than objective functional tests. *Journal of Clinical Epidemiology*, 58(3), 226-232.
- Graf, A., Judge, J. O., Ounpun, S., & Thelen, D. G. (2005). The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 2177-2183.
- Granata, K. P., & Lockhart, T. E. (2008). Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18, 172-178.
- Elble, R. J., Thomas, S. S., Higgins, C., & Colliver, J. (1991). Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of neurology*, 238, 1-5.
- Halseth, T., McChesney, J. W., DeBeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). Research article The effects of Kinesio taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 1-7.
- Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L., Goldberger, A. L., & Wei, J. Y. (1997). Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(3), 278-283.
- Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., & Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, 5, 1- 8.
- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., Wang, T. J., & Shih, Y.

F.(in press). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology*.

- Judge, J. O., Davis, R. B., III, & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), 303-312.
- Jaraczewska, E., & Long, C. (2006). Kinesio taping in stroke: improving functional use of the upper extremity in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 31, 31-42.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della, C. U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J.(1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly; evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322.
- Kerrigan, D. C., Lee, L. W., Collins, J. J., Riley, P. O., & Lipsitz, L. A. (2001). Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 26-30.
- Kemoun, G., Thoumie, P., Boisson, D., & Guieu, J. D. (2002). Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *Journal of rehabilitation medicine*, 34, 278-283.
- Kerrigan, D. C., Xenopoulos-Oddsson, A., Sullivan, M. J.,

- Lelas, J. J., & Riley, P. O. (2003). Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 1-6.
- Kuczynski, M., & Ostrowska, B. (2006). Understanding falls in osteoporosis: the viscoelastic modeling perspective. *Gait and Posture*, 23(1), 51-58.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Mademli, L. (2008). Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18, 980-989.
- Lamoureux, E., Sparrow, W. A., Murphy, A., & Newton, R. U. (2003). The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait and Posture*, 17, 273-283.
- LaStayo, P. C., Ewy, G. A., Pierotti, D. D., Johns, R. K., & Lindstedt, S. (2003). The positive effects of negative work: increased muscle strength and decreased fall risk in a frail elderly population. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(5), 419-424.
- Laufer, Y. (2005). Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. *Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences*, 60(5), 627-632.
- Lord, S. R., Lloyd, D. G., & Li, S. K. (1996). Sensori-motor

- function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing*, 25(4), 292-299.
- Madigan, M. L., & Lloyd, E. M. (2005a). Age-related differences in peak joint torques during the support phase of single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(7), 910-914.
- Madigan, M. L., & Lloyd, E. M. (2005b). Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences*, 60(4), 481-485.
- Montero-Odasso, M., Schapira, M., Soriano, E. R., Varela, M., Kaplan, R., Camera, L. A., & Mayorga, L. M. (2005). Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *Journals of Gerontology: Medical Sciences*, 60A (10), 1304-1309.
- Malatesta, D., Simar, D., Dauvilliers, Y., Candau, R., Borrani, F., Prefaut, C. (2003). Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *Journal of Applied Physiology*, 95(6), 2248-2256.
- McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (1999). Effects of age and functional limitation on leg joint power and work during stance phase of gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 36(3), 173-182.
- McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (2001). Age-related changes

- in lower trunk coordination and energy transfer during gait. *Journal of Neurophysiology*, 85, 1923-1931.
- McGibbon, C. A., Krebs, D. E., & Puniello, M. S. (2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 481-490.
- McNeil, C. J., & Rice, C. L. (2007). Fatigability is increased with age during velocity-dependent contractions of the dorsiflexors. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 62(6), 624-629.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, 32(2), 137-142.
- Michal, K., & Bożena, O.(2006).Understanding falls in osteoporosis: The viscoelastic modeling perspective. *Gait & Posture*, 23, 51-58.
- Scarborough, D, M., Krebs, D. E., & Harris, B. A. (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait and Posture*, 10(1), 10-20.
- Murray, H. (2000). Kinesio taping, muscle strength and ROM after ACL repair. *Journal of orthopedic and sports physical therapy*, 30, (1), A-14.
- Murray, H., & Husk L.J.(2001). Effect of kinesio taping on proprioception in the ankle. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2001, 31,(1), A-37.

- Nosaka, K. (1999). The effect of kinesio taping on muscular micro-damage following eccentric exercises. *15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review*, 70-73.
- Ostrosky, K. M., VanSwearingen, J. M., Burdett, R. G., & Gee, Z. (1994). A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Physical Therapy*, 74(7), 637-646.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*: SLACK incorporated.
- Prince, F., Corriveau, H., Hebert, R., & Winter, D. A. (1997). Gait in the elderly. *Gait and Posture*, 5(2), 128-135.
- Polcyn, A. F., Lipsitz, L. A., Kerrigan, D. C., & Collins, J. J. (1998). Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *American of physical medicine and rehabilitation*, 79,1582-1589.
- Petrella, J. K., Jeong-su, K., Tuggle, S. C., Hall, S. R., & Bamman, M. M. (2005). Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *Journal of applied physiology*, 98, 211-220.
- Ringsberg, K., Gerdhem, P., Johansson, J., & Obrant, K. J. (1999). Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? *Age and Ageing*, 28(3), 289-293.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12(1), 34-45.

- Shinkai, S., Watanabe, S., Kumagai, S., Fujiwara, Y., & Amano, H. (2000). Walking speed as a good predictor for the onset of functional dependence in a Japanese rural community population. *Age and aging, 29*, 441-446.
- Skelton, D. A., Kennedy, J., & Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and aging, 31*, 119-125.
- Shkuratova, N., Morris, M. E., & Huxham, F. (2004). Effects of age on balance control during walking. *American of physical medicine and rehabilitation, 85*, 582-588.
- Schipplein, O. D., & Andriacchi, T. P. (2005). Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research, 9* (1), 113-119.
- Southard, V., Dave, M., Davis, M. G., Blanco, J., & Hofferber, A. (2005). The multiple tasks test as a predictor of falls in older adults. *Gait and Posture, 22*(4), 351-355.
- Slupik, A., Dwornik, M., Bialoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. preliminary report. *Ortopedia traumatologia rehabilitacja, 9*(6), 634-643.
- Thompson, D. D. (2007). Aging and sarcopenia. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions, 7*(4), 344-345.
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk

- factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701-1707.
- Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stonman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized double-blinded, clinical trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(7), 389-395.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A., & Alexander, N. B. (2001). Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *Journal of Biomechanics*, 34(1), 67-73.
- World Health Organization (2003). Gender, Health Ageing. Retrieved November, 6, 2007, from [www.who.int/entity/gender/documents/en/Gender\\_Ageing.pdf](http://www.who.int/entity/gender/documents/en/Gender_Ageing.pdf).
- Wallmann, H.W. (2006). *Observational gait analysis: normal and pathological gait*, In: *orthopaedic clinical fact finder series*. Elsevier Science, EVOLVE project.
- Yoshida, A., & Kahanov, L. (2007). The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in sports medicine*, 15, 103-112.

## 附 錄

### 附錄一、受試者同意書

受試者同意書	
研究計劃主題：機內效貼布對年長者步態之探討	
試驗者：黃清泉	學校：國立臺灣體育大學(臺中)體育研究所
電話：0919053180	E-mail：n49101012@yahoo.com.tw
<p>一、研究計畫目的：年長者行走時的不穩定且會增加跌倒的可能性，本研究以增加年長者行走的穩定性。</p>	
<p>二、實驗流程：                      1. 參與者必須進行6種不同貼紮方式的行走。                      2. 紀錄方式為反光球貼片放置全身各關節點，以高速攝影機拍攝整個行走過程。</p>	
<p>三、可能產生之副作用及危險                      1. 機內效貼紮為保守治療，無侵入性的危險。                      2. 實驗過程中使用之貼布，由本實驗者提供無須負擔費用。                      3. 教導如何保存肌內效貼布的方法。                      4. 有貼紮於前會產生0.1%使參與者在下肢肌群塗抹適當乳液，避免過敏現象。</p>	
<p>四、拒絕參加或隨時退出權利                      無法完成測驗或身體有不適者可隨時撤銷同意，退出實驗計畫參與，不須任何理由且不會引起任何不愉快或影響。</p>	
<p>五、實驗計畫有關問題詢問                      1. 研究進行中，可提供相關問題的諮詢，但不提供相關疾病之診斷。                      2. 所得資料將整理統計後發表，受試者須無異議，發表文章中決不洩漏個人隱私及基本資料。</p>	
<p>同意書                      本人已瞭解研究過程及目的，並同意參與此研究，研究過程中可向黃清泉先生詢問此研究或自身權益之相關問題，本人也可隨時要求停止或退出研究，不會引起任何不愉快或影響。</p>	
<p>立同意書人簽名：</p> <p style="text-align: right; margin-right: 100px;">中華民國    年    月    日</p>	
<p>國立臺灣體育大學(臺中)體育研究所研究生 黃清泉 敬上</p>	

## 附錄二、膝關節疼痛指數量表

**Glucosamine**

Classification of severity of osteoarthritis of the knee (Ahlbäck 1968)

Grade Radiographic change 有下列症狀請打√

I At most a slight reduction of the cartilage height	□
II Obliteration of the joint space	□
III Bone loss of * 7mm measured along the medial or lateral margins of the joint from a line perpendicular to the axis of the tibia and tangential to the unaffected articular surface	□
IV Bone loss > 7mm measured as above	□
V Bone loss > 7mm with subluxation, defined as lateral displacement of the tibia by at least 10mm in relation to the femur	□

膝關節炎病人疼痛指數(Lequesne's Index)評分表點數 有下列症狀 請打√

一、疼痛及不舒服評分

1. A)晚上上床，腳移動會痛或不舒服	1	□
B)晚上上床，腳不動會痛或不舒服	2	□
2. A)早上起床，腳僵硬或痛的時間少於 15 分鐘	1	□
B)早上起床，腳僵硬或痛的時間超過 15 分鐘	2	□
3. A)站立 30 分鐘期間，站愈久愈來愈痛	1	□
4. A)走一小段路後痛	1	□
B)剛要走路時就會痛	2	□
5.從一個位子起來而沒有手撐，會感覺不舒服或痛	1	□

二、走路距離評分

6. A)大於 1 公里(沒有時間限制)	1	□
B)1 公里(時間 15 分鐘)	2	□
C)500 至 900 公尺(時間 8-15 分鐘)	3	□
D)300 至 500 公尺	4	□
E)100 至 300 公尺	5	□
F)少於 100 公尺	6	□
7. A)撐一支拐杖走路	1	□
B)撐二支拐杖走路	2	□

三、每日關節活動能力評分

8. 爬上一層樓的樓梯?	容易	0	<input checked="" type="checkbox"/>
	困難	1	<input type="checkbox"/>
	不能	2	<input type="checkbox"/>
9. 爬下一層樓的樓梯?	容易	0	<input type="checkbox"/>
	困難	1	<input type="checkbox"/>
	不能	2	<input type="checkbox"/>
10. 可以蹲?	容易	0	<input checked="" type="checkbox"/>
	困難	1	<input type="checkbox"/>
	不能	2	<input type="checkbox"/>
11. 在不平的路面走路?	容易	0	<input checked="" type="checkbox"/>
	困難	1	<input type="checkbox"/>
	不能	2	<input type="checkbox"/>

總點數: 9

使用期間: 開始: / / 結束: / / /