

國立台灣師範大學體育學系

碩士學位論文

雙重任務對下肢關節協調之影響

研究生：李光鑫

指導教授：李恆儒

中華民國一百零一年六月

中華民國臺北市

雙重任務對下肢關節協調之影響

2012 年 6 月

研究生：李光鑫

指導教授：李恆儒

摘要

目的：藉由功能性的上下樓梯動作，探討年齡差異（組間）及不同任務情境（組內），對認知任務表現、步態時間空間及下肢關節協調參數之影響。
方法：16 名老年人受試者（7 男 9 女， 79.16 ± 6.97 歲， 160.49 ± 7.27 公分， 62.16 ± 11.26 公斤）及 12 名年輕人受試者（6 男 6 女， 23.00 ± 1.21 歲， 165.25 ± 4.11 公分， 60.25 ± 6.90 公斤），皆須接受坐姿的認知任務測驗、上下樓梯行走測驗，以及上下樓梯合併認知任務回答測驗。
結果：老年人上樓梯回答次數顯著多於前測及下樓梯，而後測也顯著多於前測，年輕人上樓梯和下樓梯回答次數顯著多於前測，而後測回答次數也顯著多於前測。不同年齡組別間，年輕人在兩種情境下相對於老年人，呈現較短的步行時間、較快的步行頻率、較快的步行速度及較大的步行長度，而不同情境間，年輕人和老年人在單一任務情境下相對於雙重任務，呈現較短的步行時間、較快的步行頻率、較快的步行速度及較大的步行長度。關節協調穩定性部分，上樓梯轉換期，年輕人在擺盪期的雙重任務情境下，膝-踝協調的穩定性比單一任務情境還差，但老年人卻沒有。在上樓期階段，站立期的膝-踝協調穩定性，雙重任務情境下，年輕人的穩定性比老年人還要差。下樓期階段，年輕人在擺盪期的單一和雙重任務情境下，髖-膝協調穩定性都比老年人還差，相反地，老年人的膝-踝協調穩定性則比年輕人還差。在下樓轉換期，年輕人在單一和雙重任務的情境下，站立期的髖-膝協調穩定性都比老年人還差。
結論：老年人和年輕人會根據動作的困難度，選擇是否專注於認知任務上。年輕人在上下樓梯的動作中，協調穩定性較差，是因為有足夠的下肢肌力控制，採取較大膽的動作策略，老年人剛好相反，都趨向選擇較保守的策略，來維持下肢關節協調的穩定性，老年人顯然在下樓梯時，受到的影響較大，但年輕人則反之，因此，下樓梯動作可能造成老年人跌倒的風險提高。

關鍵詞：樓梯行走、認知任務介入、下肢肌力

Effect of dual task on lower extremity inter-joint coordination

2012, June

Student: Kuang-Hsin Lee

Advisor: Heng-Ju Lee

Abstract

Purpose: The aim of this study was to investigate the effect of aging (between groups) and different conditions (within group) on cognitive performance, spatiotemporal gait parameters and lower extremity inter-joint coordination during stair negotiation. **Methods:** 16 healthy elderly adults (EA) (7 males and 9 females, 79.16 ± 6.97 years, 160.49 ± 7.27 cm, 62.16 ± 11.26 kg) and 12 healthy young adults (YA) (6 males and 6 females, 23.00 ± 1.21 years, 165.25 ± 4.11 cm, 60.25 ± 6.90 kg) were recruited in this study to perform cognitive task on sitting posture and stair negotiation (single task; ST); they also performed stair negotiation with cognitive task (dual task; DT). **Results:** For EA, the numbers of correct cognitive test answers during stair ascent (SA) were significantly more than pre-test and stair descent (SD), and during post-test were also significantly more than pre-test. For YA, the numbers of correct cognitive test answers during SA and SD were significantly more than pre-test, and during post-test were also significantly more than pre-test. Between age groups, YA performed shorter time of gait cycle, faster cadence, faster gait velocity and larger stride length than EA. Within different conditions group, during ST, both YA and EA took shorter time of gait cycle, faster cadence, faster gait velocity and larger stride length than during DT. During transition phase of SA, YA produced less stable knee-ankle coordination in DT of swing phase than ST, while EA did not. During SA phase, YA produced less stable knee-ankle coordination in DT of stance phase than EA. During SD phase, YA revealed less stable hip-knee coordination in both DT and ST of swing phase than EA. On the contrary, less stable knee-ankle coordination were found in EA than YA. During ST and DT of transition phase of SD, less stable hip-knee coordination of stance phase were detected in YA than EA. **Conclusion:** Elderly and young subjects alike depended on the degree of difficulty of motor task to determine whether to focus on cognitive task or not. Displaying less stable inter-joint coordination during stair negotiation in YA may result from greater lower muscle strength capacity to perform unrestricted movement strategies. Contrarily, EA had tendency to adopt more conservative strategies so as to maintain stability of lower extremity inter-joint coordination. Apparently, EA got a bigger influence on SD, but YA did not do so. Therefore, the increasing of falling risk in EA may be caused by SD movement.

Keywords: stair negotiation, cognitive task intervention, lower extremity muscle strength

謝誌

三年，比預定時間多了一年，在此完成論文之際，心中有著無限感激。首先我要以感恩的心向指導教授李恆儒老師致十二萬分的感謝。在我撰寫論文的這段時間，他對我細心與耐心的指導以及協助支持及鼓勵，讓我學習如何思考，組織及寫作屬於自己真正的論文。此外，更感謝長庚大學張雅如老師及台灣大學陳顥齡老師的詳細、精闢論點及不吝指正，使本論文獲益良多且更為謹慎。

想感謝的人實在太多：首先當然是李家班頭號大師兄育銘學長，每當有任何研究上的問題，請教學長總是迎刃而解；感謝同學瑞翔和承哲，學妹宥汝、綠豆及日系型男小龍，在實驗上的參與和協助，感謝實驗室的學長姐、同學和學弟妹們的幫忙，使論文能順利的完成，更感謝大家陪伴我度過了碩士三年的生涯。

最後，要感謝家人對我的支持和包容，希望自己是你們心中的驕傲，讓我能夠在無後顧之憂下完成學業，謹以此篇論文獻給所有支持我的師長及親友。

李光鑫 僅誌於

國立臺灣師範大學體育學系碩士班

中華民國一百零一年六月三十日

目次

摘要.....	I
Abstract	II
謝誌.....	III
目次.....	IV
表次.....	VI
圖次.....	VII
第壹章 緒論.....	1
第一節 研究動機.....	1
第二節 問題背景.....	2
第三節 研究目的.....	5
第四節 研究假設.....	6
第五節 研究範圍與限制.....	6
第六節 名詞操作型定義.....	7
第貳章 文獻探討.....	9
第一節 姿勢控制與跌倒風險的相關.....	9
第二節 雙重任務與姿勢控制.....	16
第三節 樓梯動作相關研究.....	19
第四節 下肢關節協調性.....	24
第五節 文獻總結.....	25
第參章 研究方法.....	26
第一節 研究對象.....	26
第二節 研究工具.....	27
第三節 實驗程序.....	31
第四節 資料處理.....	33
第五節 統計考驗.....	39
第肆章 結果.....	40
第一節 受試者基本資料.....	40
第二節 認知任務表現.....	41
第三節 時間空間步態參數.....	43

第四節 下肢關節協調差異性.....	58
第五節 下肢關節協調穩定性.....	74
第五章 討論與結論.....	87
第一節 認知任務表現.....	87
第二節 步態參數虧損.....	88
第三節 下肢關節間協調性.....	90
第四節 結論.....	99
第五節 建議與未來研究.....	101
參考文獻.....	102
附錄一.....	111
附錄二.....	114
附錄三.....	116

表次

表 3-1 反光球黏貼位置.....	30
表 4-1 受試者基本資料.....	40
表 4-2 不同年齡族群的認知任務表現	42
表 4-3 上樓梯步態參數表現.....	49
表 4-4 下樓梯步態參數表現.....	57
表 4-5 上樓梯不同年齡組別間之均方根誤差值與交叉相關	63
表 4-6 下樓梯不同年齡組別間之均方根誤差值與交叉相關	71
表 4-7 上樓梯下肢關節偏差相角值	78
表 4-8 下樓梯下肢關節偏差相角值	86

圖次

圖 2-1 COM 與 BOS 相對位置圖.....	12
圖 2-2 COM-COP 傾斜角示意圖.....	14
圖 3-1 Vicon 紅外線攝影機.....	27
圖 3-2 Nexus 分析軟體.....	28
圖 3-3 樓梯構造圖.....	29
圖 3-4 相角示意圖.....	37
圖 4-1 老年人的認知任務表現.....	41
圖 4-2 年輕人的認知任務表現.....	42
圖 4-3 上樓梯轉換期之步長（不同任務情境比較）.....	44
圖 4-4 上樓梯轉換期之行走步速（不同年齡組別比較）.....	45
圖 4-5 上樓梯轉換期之行走步速（不同任務情境比較）.....	46
圖 4-6 上樓梯上樓期之行走步速（不同年齡組別比較）.....	47
圖 4-7 上樓梯上樓期之行走步速（不同任務情境比較）.....	48
圖 4-8 下樓梯轉換期之步長（不同年齡組別比較）.....	51
圖 4-9 下樓梯轉換期之步長（不同任務情境比較）.....	52
圖 4-10 下樓梯下樓期之步速（不同年齡組別比較）.....	53
圖 4-11 下樓梯下樓期之行走步速（不同任務情境比較）.....	54
圖 4-12 下樓梯轉換期之步速（不同年齡組別比較）.....	55
圖 4-13 下樓梯轉換期之步速（不同任務情境比較）.....	56
圖 4-14 上樓梯轉換期單一任務情境下之相對相角.....	58
圖 4-15 上樓梯轉換期雙重任務情境下之相對相角.....	58
圖 4-16 上樓梯轉換期之均方根誤差值.....	60
圖 4-17 上樓梯轉換期之交叉相關.....	60
圖 4-18 上樓梯上樓期單一任務情境下之相對相角.....	61
圖 4-19 上樓梯上樓期雙重任務情境下之相對相角.....	61
圖 4-20 上樓梯上樓期之均方根誤差值.....	62
圖 4-21 上樓梯上樓期之交叉相關.....	62
圖 4-22 上樓梯轉換期單一任務情境下肢關節角度與角速度.....	64
圖 4-23 上樓梯轉換期雙重任務情境下肢關節角度與角速度.....	64
圖 4-24 上樓梯上樓期單一任務情境下肢關節角度與角速度.....	65
圖 4-25 上樓梯上樓期雙重任務情境下肢關節角度與角速度.....	65

圖 4-26 下樓梯下樓期單一任務情境下之相對相角	66
圖 4-27 下樓梯下樓期雙重任務情境下之相對相角	66
圖 4-28 下樓梯下樓期之均方根誤差值	67
圖 4-29 下樓梯下樓期之交叉相關	68
圖 4-30 下樓梯轉換期單一任務情境下之相對相角	69
圖 4-31 下樓梯轉換期雙重任務情境下之相對相角	69
圖 4-32 下樓梯轉換期之均方根誤差值	70
圖 4-33 下樓梯轉換期之交叉相關	70
圖 4-34 下樓梯下樓期單一任務情境下肢關節角度與角速度	72
圖 4-35 下樓梯下樓期雙重任務情境下肢關節角度與角速度	72
圖 4-36 下樓梯轉換期單一任務情境下肢關節角度與角速度	73
圖 4-37 下樓梯轉換期雙重任務情境下肢關節角度與角速度	73
圖 4-38 上樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	75
圖 4-39 上樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)	75
圖 4-40 上樓梯上樓站立期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	76
圖 4-41 上樓梯上樓擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)	77
圖 4-42 下樓梯下樓擺盪期之髌-膝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	79
圖 4-43 下樓梯下樓擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	80
圖 4-44 下樓梯下樓站立期之髌-膝偏差相角值 (不同任務情境比較)	81
圖 4-45 下樓梯下樓站立期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)	82
圖 4-46 下樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)	83
圖 4-47 下樓梯轉換站立期之髌-膝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	84
圖 4-48 下樓梯轉換站立期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)	85

第壹章 緒論

第一節 研究動機

根據內政部統計處報告，我國九十八年度人口結構，高齡者（65歲以上）比例逐年上升，幼年人口（0-14歲）比例則因出生率下降而逐年降低；65歲以上者245萬7,648人占10.63%，0-14歲者有377萬8,018人占16.34%，65歲以上老年人口對0-14歲人口之老化指數為65.05%，續創歷年新高。而根據聯合國世界衛生組織（World Health Organization, WHO）所訂的指標，老年人口達全國總人口數的7%以上即為高齡化社會（aging society）。在老年人族群當中，跌倒是常見的意外死亡原因之一，根據行政院衛生署的統計資料，我國台北市九十七年度65歲以上的老年人，跌倒在意外事故死亡原因中排名第二，占了非常高的發生比例。

在美國，每年約有三分之一的老年人曾經跌倒（Campbell et al., 1990; Sattin, 1992; Tinetti, Speechley, & Ginter, 1988），跌倒也會導致髖關節骨折的風險提高（Greenspan et al., 1998），這些意外也常會伴隨著併發症和死亡以及造成相關醫療費用的提高（Campbell, Reinken, Allan, & Martinez, 1981; Hayes et al., 1996; Tinetti et al., 1988），經歷過跌倒的老人，也常會導致一些後遺症的發生而影響到身體的功能以及生活品質，稱之為“跌倒後焦慮症狀”（post fall anxiety syndrome）（Murphy & Isaacs, 1982）。此症候群會產生焦慮緊

張及害怕再次跌倒的不安情緒，導致身體活動量的衰退情形 (Murphy & Isaacs, 1982)。另外，老年人隨著年齡增長的老化過程中，會伴隨著肌肉力量的下降及感官系統的退化，進而影響到姿勢控制 (posture control) 的能力，導致日常生活的功能受到影響 (Faulkner & Brooks, 1990; Load & Ward, 1994; Lord & Ward, 1994)。研究指出，當我們在進行姿勢控制的時候，需要有效率的將感覺訊息給予整合進而調整身體質心位置或足底面積的大小來維持平衡 (Fitzpatrick, Rogers, & McCloskey, 1994)。一旦因為老化的過程導致老年人無法有效將感覺系統訊息整合時，便會使得跌倒風險的提高，並且會降低老年人的日常生活品質 (Horak, 2006)。

根據以上原因，有鑑於老化會造成身體機能退化，導致老年人居家危險的發生，使生活品質低落，因此，本研究希望藉由評估日常生活中功能性的動作，來探討跌倒風險發生的原因，進一步發展出因應之道，未來，希望也能推廣到臨床應用上，來改善銀髮族的生活品質。

第二節 問題背景

我們每天所進行的日常生活動作 (Activity of Daily Living; ADL) 包含了站立、走路、座椅起身、上下樓梯、跨越障礙物、從床鋪起身等...。Foerster 等 (1999) 提到利用量化日常生活動作的方式，來鑑定老年人在日常生活品質上的好壞，是一個有效的評估方式。過去在評估姿勢控制，通常以靜態

站立的方式來進行，大多數都是藉由干擾感覺系統的方式來評估；但是，如果以靜態動作做為評估姿勢控制的方式，似乎不太符合我們日常生活中的情況。因此，我們或許需要另一種評估方式，可以符合日常生活中常見的動作；相對地，也比較能夠直接地應用到日常生活中，也就是使用動態的動作來進行評估，能夠來彌補靜態動作所無法解釋的部分。

日常生活中常見的動態動作，通常會在站立後伴隨著行走的動作而產生，根據流行病學相關研究指出，老年人大約有 50% 的跌倒，是在行走時要跨越不平穩的隆起表面時所發生 (Tinetti, Doucette, Claus, & Marottoli, 1996)，因此，造成老人跌倒最常見的兩個原因便是絆倒 (tripping) 與失去平衡 (loss of balance) (Blake et al., 1988; Campbell et al., 1990; Desforges, Tinetti, & Speechley, 1989)。

一般來說，在我們日常生活中，在上樓梯和跨越障礙物時比較可能會發生絆倒的情況，根據調查約 10% 的跌倒或傷害在上下樓梯時所發生 (Startzell, Owens, Mulfinger, & Cavanagh, 2000; Svanstrom, 1974)；然而，在下樓梯動作的困難度以及風險卻又比上樓梯時還要來的高 (Tinetti et al., 1988)，雖然下樓梯沒有被絆倒的問題存在，但跟上樓梯相較起來，卻存在過大的額狀面 (frontal plane) 動作 (Hamel & Cavanagh, 2004)，根據 Lee 等 (2006) 提到額狀面動作，是對於評估行走平衡能力的一個重要指標，因此，下樓梯可能相對地比上樓梯還要容易失去平衡，由此可知，上下樓梯確實

是日常生活中一個高風險的功能性動作。同樣地，很多研究指出老年人在跨越障礙物動作中，發生跌倒狀況的比例也非常高 (Blake et al., 1988; Campbell et al., 1990; Desforges et al., 1989; Overstall, Exton-Smith, Imms, & Johnson, 1977)，根據眾多利用不同參數探討跨越障礙物的文獻指出，老化的確會對於老年人和年輕人之間的動作上產生不一樣的結果 (Hahn, 2004; Lu, Chen, & Chen, 2006)，是由於和老化相關的身體機能衰退，而導致平衡能力的退化所引起 (Hahn, Lee, & Chou, 2005; Lamoureux, Sparrow, Murphy, & Newton, 2002)。而 Chen 等 (2006) 則利用另一種的觀點來探討，提到跨越障礙物是需要下肢多關節同時作用的複雜動作，必須要擁有良好的擺盪腳控制能力，且依賴著跨越腳和支撐腳關節間的協調性整合，使身體保持在一個平衡的狀態下 (Chen & Lu, 2006)。老年人在跨越障礙物時，擺盪腳下肢關節間協調的變異性相對於年輕人來說比較大，是為了要將擺盪腳順利跨過障礙物而避免被絆倒 (Yen, Chen, Liu, Liu, & Lu, 2009)。這可能也是造成老年人在跨越障礙物動作容易跌倒的主要因素之一。

除此之外，另一種常發生的情況，也會影響到姿勢控制的能力；也就是，當我們在進行日常生活的功能性動作時，通常會與額外認知任務並存著，如走路時同時和他人交談，或跑步邊聽音樂等情況，在這些情況下，我們的注意力通常都會被分散。另外，先前研究指出當一個比較簡單的動作任務（站立），同時加上額外任務的反應時間，相對比較起來，會比因

難動作（站立在狹窄的基底上）任務加額外認知任務的反應時間，還要來的快 (Lajoie, Teasdale, Bard, & Fleury, 1993)。也就是說，雙重任務 (dual task) 的介入，對於簡單的動作任務沒有影響；但是，當動作困難度提升，額外任務干擾所產生的變化機制就會顯現出來。除了動作難度之外，老化也是另一個影響的因子，根據 Lacour 等 (2008) 的回顧性文獻中提到，當進行同樣的姿勢控制的動作時，額外的認知任務對於老年人的挑戰性相對比年輕人還要來的大，因此，年齡的差異也會造成在額外注意力上影響程度的不同。

在日常生活的動作中，由於過去研究，對於雙重任務以及下肢關節協調性的探討，多半在跨越障礙物的動作上，因此，本研究希望以同樣存在著高跌倒風險且動作相似的上下樓梯為評估動作，並且以年輕人做為對照的族群，來探討老年人因老化在下肢關節協調性的變化，也會進一步介入雙重任務來探討其影響。

第三節 研究目的

藉由功能性的上下樓梯動作，探討年齡老化因素（老年人和年輕人）以及不同任務（單一任務和雙重任務）的情境，對於下肢關節協調性以及生物力學相關參數的影響。

第四節 研究假設

根據實驗目的，本實驗的研究假設為

一、不同年齡族群上的比較

(一)老年族群在上下樓梯的認知任務表現、時間空間、下肢關節協調等參數，會與年輕族群的結果產生差異。

二、不同任務情境的比較

(一)年輕族群在單一任務情境下的認知任務表現、時間空間、下肢關節協調等參數，會與雙重任務情境下的結果產生差異。

(二)老年族群在單一任務情境下的認知任務表現、時間空間、下肢關節協調等參數，會與雙重任務情境下的結果產生差異。

第五節 研究範圍與限制

一、受試者並無下肢肌肉或骨骼傷害、頭部的傷害或神經系統疾病，避免因病變因素而影響結果。

二、假設上肢動作不影響下肢動作。

三、為了避免實驗誤差，本實驗全程以赤腳方式進行。

四、由於實驗室環境高度的限制，身高過高會造成資料收取不易，因此，受試者身高限制不得超過 170 公分。

第六節 名詞操作型定義

一、姿勢控制 (posture control)

一種維持平衡的能力，即在重力的作用下，使身體質心 (center of mass) 保持在支撐底面積 (base of support) 內，或是當身體重心偏移時能夠重新回到支撐底面積的範圍內，與平衡是一體兩面的關係。

二、平衡 (balance)

通常指的是在連續的動作下維持姿勢來避免跌倒。

三、身體質量中心 (center of mass; COM)

在三維空間中代表全身質量集中的一個虛擬點，站立姿勢時約位於軀幹下腹內。

四、基底面積 (base of support; BOS)

雙腳足部與支撐表面之間所涵蓋的範圍區域。

五、關節間協調性 (inter-joint coordination)

關節間協調性 (inter-joint coordination) 被定義為兩個鄰近關節間，角度和角速度的變化關係，和關節本體感覺的訊息回饋息息相關 (Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal, 1993)。

六、時間空間參數 (spatiotemporal parameters)

泛指步態的基本參數，涵蓋時間和空間序列，可作為一個簡單的步態

評估參考依據，本研究主要探討步長、步寬、步速等參數。

七、運動學 (kinematics)

人體外在運動形式的探討，描述人體外在所產生的動作形式，包含角度、速度和角速度等參數。

八、雙重任務 (dual task)

本研究主要介入額外的認知任務，實施方式為提供受試者一個隨機的數字，並且要求受試者在動作進行的同時，同時進行額外的認知思考任務。

第貳章 文獻探討

本研究目的在探討年齡的差異在上下樓梯動作中，對下肢關節協調性的影響，以及雙重任務的情境是否會改變下肢關節協調型態，因此，本章節文獻探討將其分為以下部分來進行討論：

第一節 姿勢控制與跌倒風險的相關

一、姿勢控制的定義

人類是屬於雙足的動物，有時會雙足接觸地面（站立）；有時會單足接觸到地面（走路）；有時雙足離地（跑步），每種動作對於姿勢控制的困難度都不同。姿勢控制為一種維持平衡的能力，即在重力的作用下，控制身體在空間中的位置，達到穩定的姿勢方位 (orientation) 和姿勢平衡 (equilibrium) (Winter, 1995)。

姿勢方位定義為身體相對於外在環境下，保持在適當位置下的能力，在大多數的功能性動作，人體多半保持在直立的動作下，必須仰賴多重的感覺系統，包含了視覺 (visual)、前庭覺 (vestibular) 和體感覺 (somatosensory)，體感覺則包含了觸覺、壓力、關節受器 (joint receptor) 及肌肉本體感覺 (muscle proprioceptive)。這三個主要的感覺系統，又屬於視覺最先啟動，先接受並瞭解外來環境的訊息；前庭覺功能則是可以感受到動

作的方向性，判斷屬於線性運動或角運動；而體感覺則是屬於多重的感覺，可以知覺身體動作位置及速度，或身體與外在物體的相對感覺。而在姿勢平衡部分；也可稱為姿勢穩定，指的是將身體質心保持在基底面積內的能力，是用來評估平衡的一個重要指標。

二、靜態姿勢控制評估

首先，最早在姿勢控制的研究，常以站立動作並評估足壓中心 (center of pressure; COP) 的方式來探討，包括了晃動軌跡、晃動面積及速度，並且常以干擾感覺系統的方式來進行，像是閉眼情境或不平穩的地面等方式，有趣的是，COP 的晃動範圍較大是否就代表維持平衡的能力較差呢？疑惑確實已經在眾多研究中被解答。如 Tucker 等 (2009) 要求受試者以站立身體主動擺動的方式，利用 COP 評估年輕人和跌倒風險老年人的平衡能力，證實跌倒風險老年人在 COP 的晃動幅度比年輕人還要大。而 Melzer (2004) 也以站立姿勢為測量動作，分別在狹窄 (narrow base) 和寬敞 (wide base) 兩種支撐底面進行，並以閉眼及不平穩的地面來破壞感覺系統，比較無跌倒風險和有跌倒風險老年人的平衡能力，結果 COP 晃動軌跡在寬敞面是沒有差別的；然而，在窄底面跌倒風險老年人有著比較大晃動軌跡、面積及速度，因此，由上述兩篇研究可得知，較大的 COP 晃動確實代表著較差的平衡能力。

三、姿勢控制策略

當身體在站立時處於一個較不穩定情況時，人體主要會採取三種主要的策略，把身體回復到穩定的站立姿勢，首先是踝關節策略 (ankle strategy)，出現於 COM 處於一個較小的晃動時且還保持在 BOS 內，先假設身體為反鐘擺的模型 (inverted pendulum model)、支點 (pivot) 為踝關節，踝關節策略利用小腿蹠屈 (plantar) 和背屈 (dorsi) 肌群的協同作用，控制反鐘擺模型回到一個穩定的狀態，身體遠端的踝關節會產生力矩來穩定近端的膝關節和髖關節，第二種情況為 COM 產生較快的前後水平速度時，踝關節策略發揮不了作用時，就由髖關節策略 (hip strategy) 來取代，藉由髖關節的快速轉動產生力矩，將 COM 控制在 BOS 內，會導致人體上半身軀幹和 COM 處於不同方向的情況，通常產生於較大的晃動或是站立於狹窄底面的時候。最後，當踝關節和髖關節策略仍然無法將身體控制到平穩的狀況時，第三種選擇便出現；稱作跨步策略 (step strategy)，當身體產生過大晃動或產生過快的 COM 速度時，使得 COM 偏離 BOS，此時，勢必要快速地重新創造一個範圍更大的 BOS，於是便產生向前跨一步的動作。跨步策略最初被認為，當 COM 超出 BOS 時，才會使用 (Horak, Shupert, & Mirka, 1989)，但後來發現，當 COM 位於 BOS 內時，也常會使用跨步策略 (McLroy & Maki, 1995)。高跌倒風險的老年人傾向使用跨步策略的比例，相對比低跌倒風險的人還高，低風險者則傾向使用踝關節策略來控制，由

此可知，具有跌倒風險的人，傾向使用較安全且保守的策略，來避免意外的出現。下圖中由左到右分別代表著踝關節策略、髖關節策略及跨步策略，而白色圓點則為 COM 並以連線來表示投影的位置。



圖 2-1 COM 與 BOS 相對位置圖

引用自 (Horak, 2006)

跨步策略其實跟走路的型態很類似，且走路跟站立比較起來，應用性也相對比較大，常出現於日常生活中，舉例來說，如前文所述的閉眼站立測量方式，其實在日常生活很少出現，因此，評估走路相較於站立也較有其應用價值。

四、動態平衡評估

走路跟站立不同的地方在於，走路並非將 COM 不動的維持在 BOS 內就好，走路是 BOS 不斷改變的情況，因此，COM 也必須配合 BOS 不斷的移動，目的也是要將 COM 以動態控制的方式維持在 BOS 內，在連續動態的動作中來維持姿勢，我們稱之為動態平衡 (dynamical balance)。人體有三分之二的質量分佈在上半身；包括頭、雙臂及軀幹，如前面所述，便可假設人體為反鐘擺模型，因人體先天上就是處於一個較不穩定的狀態，相

對也就提升了在維持動態平衡的困難度。除了要維持 COM 在適當的位置之外，Pai 等 (2000) 也提到 COM 速度也是影響平衡的重要因素，過快的 COM 速度造成無法將 COM 維持在 BOS 內，將導致跌倒意外發生。

前述都以單獨 COM 或是 COP 的測量來評估平衡能力，兩者都被廣泛的使用，但獲得的訊息相對也比較單一化，COM 和 COP 在動態控制的過程，跟靜態評估較不同之處，在於無法認定過大的晃動是否代表著不穩定，因此，結合 COM 和 COP 將能獲得更完整的姿勢控制訊息 (Winter, 1995)，且在過去研究 COM-COP 參數也已經被大量的運用在步態分析，甚至是在臨床上的評估應用，Hsue 等(2009) 以 COM-COP 間的距離來評估腦性麻痺孩童和正常孩童在動態平衡能力的差別，若過大的 COM-COP 距離 (COM-COP separation)，會產生較大的地面反作用力的力臂，使得過大的外關節力矩產生，因此就必須要產生的更大的力量來抗衡，若無法抵銷過大力臂所產生的外力，便會導致失去平衡的情況。而 Lee 等(2006) 則提出 COM-COP 距離，會受到身材的影響而產生變異性，於是採用 COM-COP 連線與 COP 垂直線相交所產生的傾斜角 (COM-COP inclination angle)，如下圖所示，圖 A 表示在相同的 COM-COP 傾斜角度之下，身高較高者會比身高較矮者有較大的 COM-COP 距離，圖 B 表示在相同的 COM-COP 距離之下，身高較矮者會比身高較高者有較大的 COM-COP 傾斜角，COM-COP 傾斜角可排除受試者身高差異的因素，且傾斜角度也可有效地評估老年人的

平衡能力好壞。

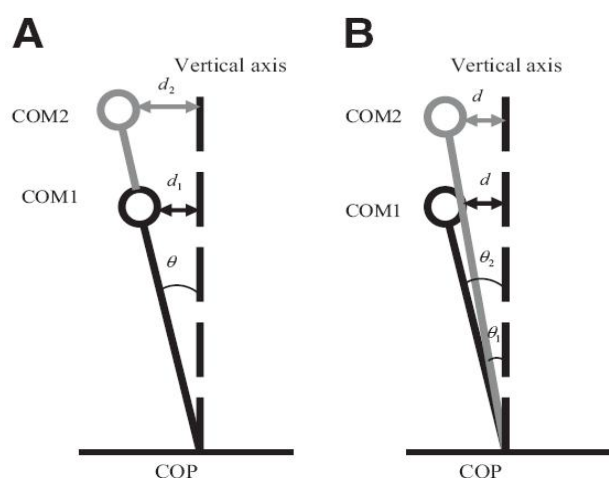


圖 2-2 COM-COP 傾斜角示意圖

引用自(Lee & Chou, 2006)

然而，若要以 COM-COP 傾斜角來評估動態平衡，受試者必須要單腳踩在一塊測力板上，才能採集到最正確的 COP 參數，施測者必須要控制受試者的腳步，使受試者在不被告知的情況下，達到施測者的要求，但勢必會造成實驗困難度的提升，尤其老年人族群的步幅變異性相對比年輕人還要大 (Azizah Mbourou, Lajoie, & Teasdale, 2000)，倘若施測者告知受試者實驗的要求，又會影響到受試者最自然的走路型態，而且，本研究又是進行上下樓梯的動作，若要在樓梯每一階都架設測力版，不僅耗時又費力，因此，Chen 等(2010) 提出用利用踝關節外髁 (lateral malleoli) 反光球，來取代 COP 的位置，計算出 COM 與踝關節外髁連線與踝關節外髁垂直線相交的傾斜角，把它和 COM-COP 傾斜角相比，發現兩者的結果在整個走路週期的角度變化非常類似，被認為可以用來取代 COP 的方式，既可以解決

COP 資料收集不易的缺點，同時又可以達到評估動態平衡的效果。本研究也將採取此方式來計算傾斜角參數。

五、骨骼肌肉控制

眾所皆知，肌肉力量會隨著年紀增長而下降，且下肢肌肉強度對於老年人在動態平衡的控制中，扮演著不可或缺的角色 (Brown, Sinacore, & Host, 1995)。在靜態評估動作，會運用踝關節和髖關節策略，控制 COP 在矢狀面的前後擺動和額狀面的左右晃動，在踝關節的蹠屈肌群和背屈肌群主要負責控制矢狀面動作，髖關節外展和內收肌群則是負責控制額狀面動作 (Winter, Prince, Frank, Powell, & Zabjek, 1996)，是由於在矢狀面肌肉控制是由遠端關節到近端關節的作用 (Tang & Woollacott, 1996)，而額狀面的肌肉控制在近端關節的重要性大於遠端關節 (Gribble, 2004)。在動態評估的部分，髖關節外展肌群也是在控制額狀面動作的主要作用肌群，來穩定行走時 COM 在雙腳之間的快速轉換 (Hahn et al., 2005)，而踝關節蹠屈肌群和背屈肌群不僅穩定踝關節，也會限制脛骨 (tibia) 以距骨 (talus) 為支點的向前旋轉動作，減少膝關節動作，踝-膝關節的聯合穩定可以避免 COM 過大的前後擺動 (Sutherland, Cooper, & Daniel, 1980)，由此可知，下肢肌群在姿勢控制的影響因素中，也佔了一席之地。

第二節 雙重任務與姿勢控制

如前所述，姿勢控制為維持平衡的能力。早期被認為是種自發性反射的控制任務，對於注意力 (attention) 的需求來說並不大。然而，後來研究結果則逐漸否定了這種說法，這些研究提出姿勢控制需仰賴注意力的協助，而注意力的需求程度取決於動作的困難程度、個體年齡以及平衡能力的好壞來決定 (Woollacott & Shumway-Cook, 2002)。

注意力被定義為個體處理訊息過程的能力。假設同時進行兩個任務的訊息處理，超過個體訊息處理的負擔能力，會導致其中一個任務或同時兩個任務都受到影響 (Woollacott & Shumway-Cook, 2002)。很多有關注意力和姿勢控制的研究便是使用雙重任務的方式，姿勢控制的動作被視為首要任務 (primary task)，並搭配另一個次要任務 (secondary task)，可以是認知處理或是動作任務等……很多種方式，在額外任務的介入過程中，會使得注意力被分散掉，間接影響到首要姿勢控制的表現下降 (Camicioli, Howieson, Lehman, & Kaye, 1997)。然而先前研究指出仍然很難明確的定義出姿勢控制所需要的注意力多寡，是因為兩種任務是呈現交互作用影響的結果，無法單一方向的明確推論 (Woollacott & Shumway-Cook, 2002)。

由上述得知影響注意力需求的原因之一便是年齡因素，Woollacott 等 (2002) 在回顧性文獻中提出，簡單的次要任務對年輕族群的注意力需求負

擔程度其實不大。Lajoie 等(1996) 採用對聲音反應時間的次要任務，來探討年齡差異所造成的改變，由於次要任務過於簡單，因此並沒有導致組間的表現不同，卻發現較困難的姿勢控制動作（走路、站立）的反應時間都比簡單姿勢控制任務（坐姿）還要慢，而 Maylor 等(1996) 便是以複雜的次要任務來介入，發現年輕人在各種認知任務的表現都比老年人要佳，各種姿勢控制動作也都比老年人還要穩定。因此，由這兩篇文獻可得知，首要和次要任務交互作用影響注意力的因素，除了年齡之外，還包括了姿勢控制任務的難度和額外認知任務的種類。

過去文獻中有眾多認知任務的種類，包含聲音反應時間、視覺干擾介入、記憶性介入、拼單字和數字計算等……，根據 McCulloch 等(2009) 提出視覺性的干擾測驗對於走路來說過於困難，有可能是因為視覺是感覺系統的一部分，而且本研究又是採取較困難的樓梯動作，所以視覺干擾便不在考慮的範圍內，再者，希望能用簡單的方式來介入操弄，故也將需要額外儀器設備的反應時間移除，最後，是希望能夠明確的判斷受試者在認知任務的表現，因此，多方考量下，連續數字計算 (serial subtractions) 是最符合本實驗的需求，也能夠藉由認知任務基準值的測試來評斷雙重任務的虧損 (dual task cost)。

雙重任務的虧損不僅會反應在認知任務上，動作控制上亦同，如 Hollman 等(2007) 以倒拼單字的認知任務方式來介入，比較老年人、中年

人和年輕人在走路上的表現，結果各組組內都呈現差異，雙重任務的步速下降及步幅變異性 (stride-to-stride variability) 增加，而在組間差異的部分，老年人在雙重任務下步速都比另外兩個族群慢；步幅變異性則較大。此結果顯示雙重任務對注意力的需求，導致老年人在步態行走上的不穩定，會有較大的跌倒風險。接著，若是探討在較困難的姿勢控制動作上，Harley 等 (2009) 也採用三個族群間的比較，探討額外介入口語任務的情境下，跨越障礙物表現的差異，70 至 79 歲的組別在雙重任務下的表現，呈現與單一任務類似的認知任務表現、減少與障礙物間的距離及增加了跨越腳落地的變異性，與其它兩組年紀小的族群呈現較不一樣的結果，也就是隨著年齡的增長，注意力負荷的增加會影響到動作表現，而年輕族群則能夠在面對額外注意力需求時還能保持姿勢的穩定，但此能力會隨著年紀的增長而下降。以上文獻驗證了雙重任務耗損也反應在動作上，但回顧眾多文獻發現雙重任務方式還沒有被運用於樓梯動作上，因樓梯動作本身的困難程度，或許可以預期在認知任務介入後會有明顯的不同結果，但仍需要本研究來證實。

另外，雙重任務的方式，也常被運用在臨床評估的範疇上，如腦震盪 (concussion) (Parker, Osternig, Lee, Donkelaar, & Chou, 2005)、平衡受損 (balance impairment) (Siu, Chou, Mayr, Donkelaar, & Woollacott, 2009)、帕金森氏症 (Parkinson's disease) (Canning, 2005) 和中風 (stroke) (Yang, Chen,

Lee, Cheng, & Wang, 2007) 等.....，且也都能有效評斷臨床患者注意力被分散時，姿勢控制上的表現，最後，不管是年輕人、老年人或是臨床患者，姿勢控制任務都是需要注意力的幫助，而要決定需求程度的多寡就如本節所述之眾多因素。但本研究並不探討認知任務種類及動作難度的影響，主要著重於年齡差異對雙重任務耗損的情形。

第三節 樓梯動作相關研究

約在這過去二十年，開始有很多學者，利用人工打造樓梯的方式，將實驗室環境模擬成日常生活中上下樓梯的情況來進行研究。是為了要改善並預防，人們常在樓梯的轉換過程中被絆倒，不只是老年人；年輕人也常在意外的情況下而跌倒。目前為止，上下樓梯的相關研究，已經有了一些基本生物力學的資訊可以提供參考。在此，便以時間空間參數、運動學、動力學及肌電圖、以及姿勢控制等方向來進行探討：

一、時間空間參數 (spatiotemporal parameters)

基本的時空參數常被運用於快速的臨床診斷治療，只要有基本的碼錶和數位攝影機等工具便可取得，雖然不比動作分析系統的測量來的精確；然而，它存在著快速且方便獲得結果的優點，費用也相對便宜很多，可以快速的幫助我們瞭解動作最基本的資訊。另一方面，當我們使用動作分析系統進行測量後，我們便可先探討時空參數的變化，先得知動作的基本型

態後，再更進一步的去探討。在上樓梯和平地行走的部分，在步速、步頻、週期時間、步長、站立期和擺盪期等參數都有明顯的差別 (Nadeau, McFadyen, & Malouin, 2003)，而樓梯動作在族群年齡差異的部分，老年人在週期時間及單腳支撐 (single support) 時間都比年輕人還要長 (Mian, Thom, Narici, & Baltzopoulos, 2007)，因此，當我們得知不同的動作或是不同的族群在時空參數上有差別後，便可進入更詳細的探討；相反地，就算沒有差別，我們也可討論其原因為何。

二、運動學 (kinematic)

下肢關節角度的部分，Riener 等(2002) 提到在上樓梯的動作，矢狀面 (sagittal plane) 的下肢髖、膝以及踝關節角度活動範圍，都明顯的比平地行走還要大，而在下樓梯的動作，只有髖關節角度活動範圍比平地行走還要小。在額狀面 (frontal plane)，最大的髖關節外展 (abduction) 角度不會超過 5 度，通常發生在腳尖離地 (toe-off) 後，而且，在上樓梯過程，髖關節的外展會逐漸變大，然而，平地走路卻呈現快速的髖關節外展動作，另外，上樓梯在轉換過程時，會產生髖關節內收 (adduction) 的動作，但平地行走卻保持在自然的角度 (neutral position)；膝關節在上樓梯時的額狀面動作和平地行走非常相似，幾乎沒有太大變化，踝關節則和髖關節有著很類似的動作，最大外展角度出現在腳尖離地時，最大內收角度出現在單腳站立期的初期。另外，若以不同年齡來比較，上樓梯動作的下肢膝關節和踝關節

角度活動範圍，老年人和年輕人的型態都很類似；然而，老年人在下樓梯時的踝關節背屈角度 (dorsiflexion) 卻比年輕人還要大，被指出踝關節可能在下樓梯動作扮演很重要的角色 (Reeves, Spanjaard, Mohagheghi, Baltzopoulos, & Maganaris, 2008)。根據以上之探討，可以清楚瞭解到上樓梯動作中，矢狀面的下肢髖關節、膝關節以及踝關節都和平地行走有很大的差異，而額狀面似乎只有髖關節變化比較明顯，由此可知，基本上兩者外在動作已經有明顯的不同，而外在動作的不同便是由於內在力量的差異所產生，而年齡差異所造成影響似乎不大。

三、動力學 (kinetic)

在地面反作用力的部分，下樓梯的地面反作用力相對於平地走路來說都會比較高 (Hamel, Okita, Bus, & Cavanagh, 2005)，而在上樓的動作特性，膝關節所產生的力矩約比平地走路還多出三倍 (Riener et al., 2002)，由上述特性來看，樓梯動作確實比平面的行走還具有挑戰性，先前很多研究指出，上樓梯時會相對於平地行走產生較大的膝關節屈曲力矩 (flexion moment)，相對地，膝關節伸肌群 (knee extensor) 便成了在上樓梯轉換過程中的主要活化肌群 (McFadyen & Winter, 1988)，Richards 等(1989) 也談到膝關節屈曲肌群 (knee flexor) 的重要性同樣也不可獲缺。而在額狀面，上樓梯相對於平地行走，髖關節的外展力矩 (abduction moment) 型態是類似的，而內收力矩 (adduction moment) 則比平地行走還大 (Kirkwood, Culham, &

Costigan, 1999)，兩者動作特性所產生的差異，對年輕人或許沒影響，但對於老年人來說，老化所引起的肌力退化，可能導致跌倒風險產生。Reeves 等 (2008) 利用等速肌力儀，所測得最大力矩來做為關節力矩標準化的方式，發現老年人和年輕人地面反作用力數值非常類似，但卻產生不同比例的標準化關節力矩值（以關節力矩除以最大力矩值的方式作為標準化），老年人在標準化的關節力矩值比年輕人還大，在上樓梯還有下樓梯的膝關節和踝關節都是類似的結果，而在上樓梯的情況又比下樓梯產生更大的比例，因此，綜合以上來看，上樓梯在矢狀面最主要的下肢作用關節為膝關節，額狀面則為髖關節，跟平地走路相較起來，樓梯動作運用了不同的下肢肌群活化策略，去應付外在環境需求的變化，老年人比年輕人產生更大的下肢關節及肌群的負荷，也是為了要順利的在樓梯的轉換過程中避免跌倒，最後，本實驗中因為實驗設備的限制，並沒有收取動力學的相關參數。

四、上下樓梯動作的姿勢控制

儘管過去已有許多在上下樓梯的生物力學相關探討，如前述的關節角度、關節力矩及肌肉活化等參數，使得我們對於樓梯的動作有初步的瞭解；然而，那僅是對於下肢單一關節的探討，忽略了全身 (whole body) 或肢段運動學的訊息。倘若在身體移動的過程中，身體動作若超出行進的範圍平面過多，也許是不當的神經肌肉 (neuromuscular) 控制所引起，此時便可指出是一個缺乏穩定性 (lack of stability) 的情況，會導致維持平衡的困難度提

升 (Mian, Narici, Minetti, & Baltzopoulos, 2007)。為了要能夠有效評估老化對動態平衡的影響，勢必要瞭解全身在三維空間 (three-dimensional) 中的動作，Mian 等(2007) 提到，健康老年人與年輕人在上樓梯及下樓梯的 COM-COP 水平距離參數 (medial-lateral COM-COP separation; anterior posterior COM-COP separation)，沒有明顯的差別，並沒有符合預期的結果，代表健康老年人在上下樓梯的過程，可以保持良好的動態穩定性。Lee 等(2007) 則發現老年人在下樓梯的轉換過程中，明顯比年輕人有較大的 COM-COP 額狀面傾斜角度，證實老年人在轉換過程中，無法有效的減少身體的晃動，便可能導致跌倒風險的提高。

五、小結

在過去樓梯相關文獻中，主要進行了樓梯動作與平地走路的相關探討，瞭解到這兩者動作在各種參數上的差異，發現樓梯動作的確比平地行走還要有挑戰性，有趣的是，對於年輕族群並沒有太大的影響，但相對於老年人族群，卻使用了不同的動作因應策略，因此，也就更值得我們進行更進一步的探討。另外，筆者發現到在過去文獻，雖然在下樓梯動作的跌倒風險較高，但針對下樓梯動作的研究卻相對稀少，為了降低樓梯意外發生的比例，上下樓梯動作的整合研究勢必不可缺少，最後，若要對樓梯動作的生物力學特性更加了解，不僅要討論最主要的動作產生解剖面；矢狀面，而是要針對整個三維空間中的動作變化來討論，便能獲得更完整的訊息。

第四節 下肢關節協調性

在動作行為的觀點中，協調 (coordination) 定義為「環境中各種物體和事件的狀態下各部位的動作型態」(Turvey, 1990)，Bernstein (1967) 則認為「協調是控制動作器官多餘自由度，並轉換為一個可控制的系統之過程」，簡單來說，「協調是動作器官控制之組織」。

相對相角 (relative phase) 是一種從動力系統理論 (dynamical system theory; DST) 發展出來的分析工具，能夠測量在週期運動中鄰近肢段間的相互改變及協調關係。相對相角及相對相角的變異性，已經被用來在步態分析的探討上，藉由相位圖描述步態週期內，鄰近肢段之間的速度和位置的變化關係 (Clark & Phillips, 1993)。相對相角可分為連續性或間斷性，連續性的相對相角用來描述在時間和空間 (temporal-spatial) 序列裡，協調性的變化，相對相角的變異性 (variability)，可用來表示整個動作過程中的穩定性，在某些動作中，較大的變異性代表動作型態的轉換；新的動作型態將要出現，例如走到跑的轉換過程會有較大的變異性，而較低的變異性代表維持著穩定的動作型態 (Emmerik & Wagenaar, 1996)。而關節間的協調性定義為「兩個鄰近關節間的角度和角速度的變化關係，和關節受器的訊息傳入控制息息相關」(Burgess-Limerick et al., 1993)，因此，動力系統衍生出的相對相角測量方法，提供了比傳統生物力學對神經肌肉系統，還要更

有效的評估方式 (Barela, Whitall, Black, & Clark, 2000)。

過去利用相對相角的相關研究，多半集中在下肢；如跨越障礙物 (Lu, Yen, & Chen, 2008)、跑步跟走路 (Li, Bogert, Caldwell, Emmerik, & Hamill, 1999) 及從地板拾物 (Burgess-Limerick et al., 1993) 等，只有少數是探討上半身動作 (Cirstea, Mitnitski, Feldman, & Levin, 2003)，過去並沒有針對樓梯動作在下肢協調的探討，如前所述，樓梯動作對老年人挑戰性較高，容易發生意外，因此，在此推測老年人在樓梯動作的相對相角變異程度或許會比年輕人還要大，樓梯動作可能導致老年人在動作型態的轉換。

第五節 文獻總結

綜合文獻所提，過去在樓梯動作的相關研究多半集中在運動學及動力學的部分，相較起來，姿勢控制的部分就比較稀少，在下肢關節間協調性的探討甚至完全沒有，另外，雖然下樓梯的風險較高，但過去的研究卻多半探討上樓梯，到目前為止，對於樓梯動作的相關研究，對生物力學範疇來說，已經建立了初步的資訊，但似乎還不是非常完整。

因此，本研究希望針對日常生活中高功能性的樓梯動作，建立完整的資訊，及類推到實際的應用情境，並模擬平常會出現的雙重任務情境，最後，無非就是希望藉由前述所提到的相關參數，釐清老年人在樓梯意外的高比例原因，探討不同年齡族群在樓梯動作上姿勢控制表現的能力差別。

第參章 研究方法

第一節 研究對象

一、12 位年輕人，及 12 位健康老年人，參與本次實驗。

二、老年人受試者篩選

老年人受試者來源，主要透過台北市文山區老人活動中心社工的協助招募，有意願參與本的實驗老年人，必須先接受伯格氏平衡測量表 (Berg Balance Test) 確保無任何任何周邊神經病變、中樞動作控制問題及前庭知覺的障礙，分數必須高於 52 分(滿分為 56 分)才可參與本次實驗 (Berg, Maki, Williams, Holliday, & Wood-Dauphinee, 1992)，此外，因本研究會介入額外認知任務，為了避免老年人在認知功能的差異而影響結果，簡易智能狀態測驗 (Mini-Mental Status Examination; MMSE) 分數若低於 24 分 (滿分為 30 分) 將被排除 (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975)。

另外，還必須確保無任何頭頸部傷害 (head trauma)；神經系統疾病 (neurological diseases)，如帕金森氏症 (Parkinson's) 小兒麻痺 (post-polio syndrome) 和糖尿病所引起的神經病變 (diabetic Neuropathy) 等；無視力異常 (visual impairment) 或下肢肌肉骨骼 (musculoskeletal) 的相關疾病，如關節置換 (joint replacement) 或關節融合 (joint fusions)。

三、在進行實驗之前，所有受試者已經充分了解實驗目的及流程，同意參與並簽署實驗同意書，所有實驗的過程皆在台灣師範大學公館校區生物力學實驗室進行，實驗時間為 100 年 2 月到 4 月。

第二節 研究工具

一、本研究之實驗器材如下

(一) Vicon 三維動作分析系統 (MX13+Oxford Metrcis, UK)

使用十台紅外線攝影機，頻率設定為 (100Hz)，來收集黏貼於身體各肢段之重要關節處的反光球，將採集到的反光球位置，轉變成對應到實驗室空間座標系統的座標位置，用以做運動學的分析。



圖 3-1 Vicon 紅外線攝影機

(二) Vicon Nexus 1.5.2 套裝分析軟體

配合紅外線攝影機同步收取資料之軟體，並且用來事後資料的反光球命名 (label)，去除雜點及檔案輸出之功能。

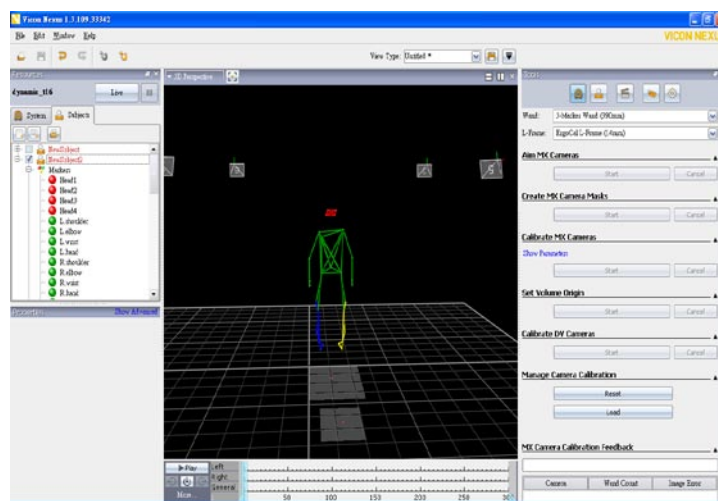


圖 3-2 Nexus 分析軟體

(三) 人體測量工具—身高體重計

(四) Matlab (R2007a) 分析軟體

用以資料處理後相關參數分析之計算。

(五) 釣竿校正器

受到實驗室環境高度的限制，必須確保攝影機高度之位置，避免拍攝不到頭部反光球之情況發生。

(六) 紅外線感應器

紀錄受試者雙重任務時回答過程之行走時間，用來計算認知任務回答次數之參數。

(七) 游標尺、捲尺、布尺及膠布

(八) 樓梯一座

本研究使用之樓梯，將仿照一般公寓之樓梯的高度，以木板釘製 1 個 4 階高度的階梯，每階級深 28 公分、級高 18 公分、寬度 90 公分（符合營建署規定的級高 20 公分以下級深 24 公分以上之標準），並且在最後 1 階做一長達 3 公尺的平台延伸，示意圖如下。

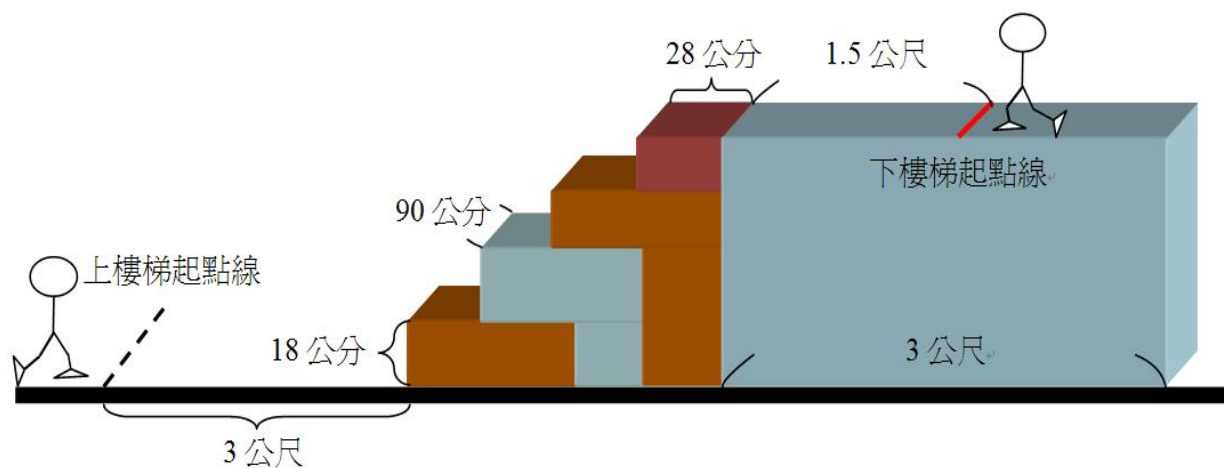


圖 3-3 樓梯構造圖

二、肢段反光球黏貼之位置

為取得各肢段在實驗室空間中之位置，本研究使用自建的反光球貼法來黏貼於特定的關節位置，被動式反光球 (passive marker, 1.27cm) 黏貼的位置，以及相對應反光球名稱如下表，用以建立出身體各個肢段，包含頭部、左右上臂、左右前臂（含手掌）、軀幹、骨盆、左右大腿、左右小腿、以及左右足部。

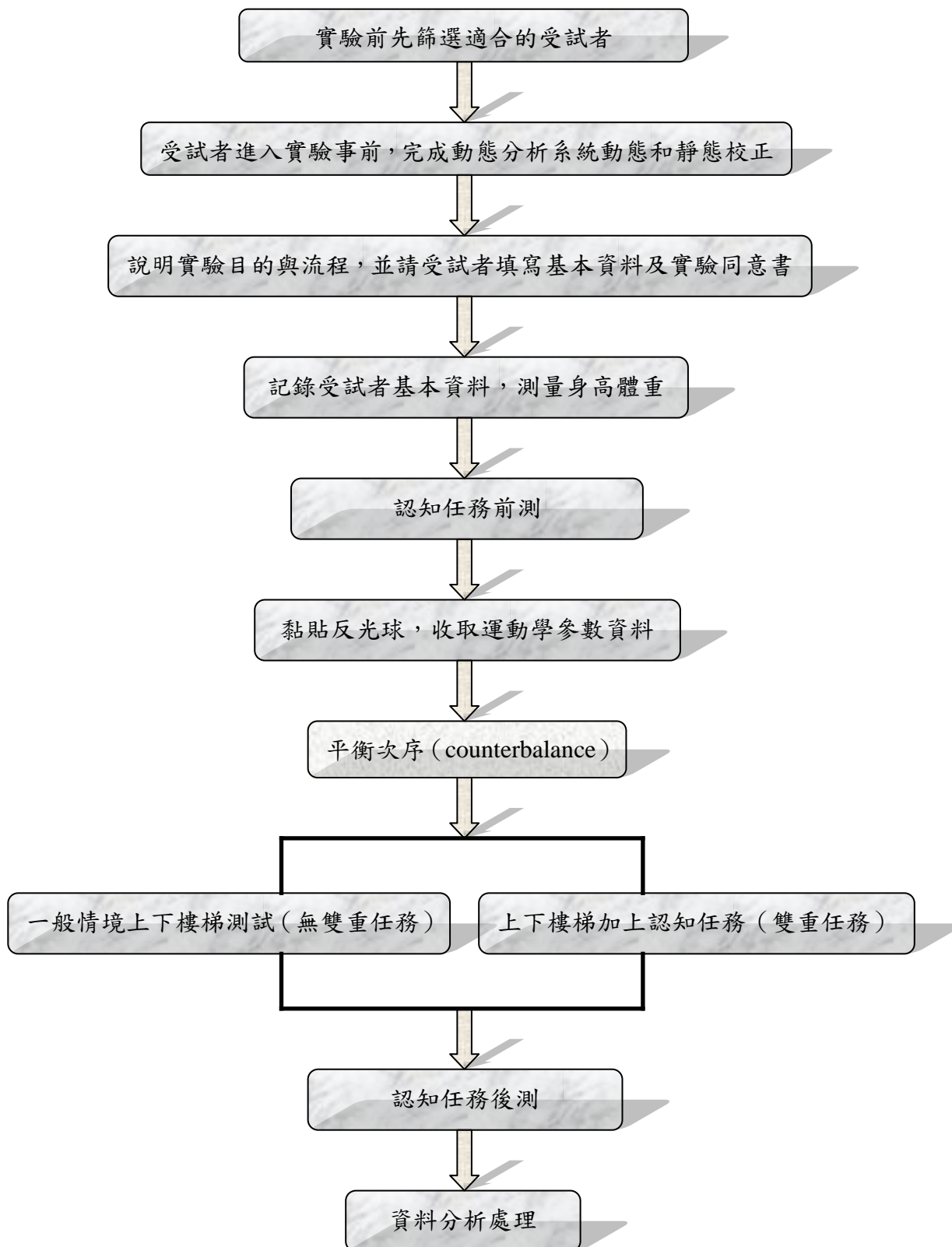
表 3-1 反光球黏貼位置

反光球名稱	解剖學位置	註解
FHD*		大約在太陽穴附近。
BHD*		位於頭部後面，與 FHD 在同一個水平面。
Shoulder*	肩鎖骨 (acromio-clavicular)	
Elbow*	外上髁 (lateral epicondyle of elbow)	
Wrist*		位於腕關節內外側的中心點。
Hand*	第三掌骨頭 (head of third metacarpal)	
Scapula	右側肩胛骨 (right scapula)	
ASIS*	前上髁棘 (anterior superior iliac spine)	
Sacral	薦骨 (sacral)	
Knee lateral*	股骨外髁 (lateral epicondyle of femoral)	
Knee medial*	股骨內髁 (medial epicondyle of femoral)	
Ankle lateral*	外踝 (lateral malleolus)	
Ankle medial*	內踝 (medial malleolus)	
Toe*	第二趾骨頭 (head of second metatarsal)	
Heel*	跟骨 (calcaneus)	

備註：*代表包含左右兩側

第三節 實驗程序

一、實驗流程圖



二、實驗步驟

(一) 通過篩選後之受試者來到本實驗

說明實驗流程並填寫實驗同意書確認受試者對本實驗過程徹底瞭解，並同意參與本實驗。

(二) 測量身高體重

可用來作為事後資料分析，受試者個別參數標準化之依據。

(三) 黏貼反光球

將反光球黏貼於主要關節位置，並使用 3M 透氣膠帶給予固定，避免實驗過程中反光球脫落，而導致實驗誤差的產生。

(四) 認知任務基準值前測

要求受試者採坐姿回答問題，實驗者會先隨機給予一個介於 40 到 99 之間的數字，為了避免有過多的思考時間，在實驗者給予數字的 5 秒後，便開始進行將數字連續減 7 的思考任務，給予 10 秒的回答時間，需將答案大聲朗誦出，並將答案紀錄之。

(五) 單一任務情境（無認知任務介入）之上下樓梯測試

受試者被指示站立於樓梯前 3 公尺預備，試驗前讓受試者練習數次，以便熟悉人工打造的樓梯，聞”開始”口令後，要求受試者必須以最自然的動作及速度行走，盡量符合日常生活中的情況，進行分別進行上樓梯及下樓

梯試驗動作 5 次。

(六) 上下樓梯同時加上認知任務（雙重任務）之測試

要求受試者在進行動作的同時，必須進行額外認知任務的思考，首先，實驗者會先隨機給予一個介於 40 到 99 之間的數字，為了避免有過多的思考時間，在實驗者給予數字的 5 秒後，便開始進行將數字連續減 7 的思考任務，需將答案大聲朗誦出，並同時進行上下樓梯之動作，回答範圍訂定為樓梯前 3 公尺至樓梯最後 1 階往後延伸 1.5 公尺，並記錄在這範圍內回答正確的次數。

(七) 認知任務基準值後測

與前測施測方式相同，再進行一次。

第四節 資料處理

一、步態週期

(一) 上樓梯 (stair ascent; SA)

上樓梯動作定義出兩個步態週期，分別是上樓期 (SA phase) 和上樓轉換期 (floor-to-stair transition phase)，上樓轉換期定義為從上樓梯前的最後 1 次腳跟著地開始，到同一隻腳在第 2 階的腳跟著地結束，上樓期定義為從樓梯第 2 階的腳跟著地 (heel strike) 開始，到同一隻腳在第 4 階的腳跟著地

結束 (Lee & Chou, 2007)。

(二) 下樓梯 (stair descent; SD)

下樓梯動作定義出兩個步態週期，分別是下樓期 (SD phase) 和下樓轉換期 (stair-to-floor transition phase)，下樓期定義為從樓梯第 4 階的腳尖離地 (foot-off) 開始，到同一隻腳在第 2 階的腳尖離地結束，下樓轉換期定義為從第 2 階的腳尖離地開始，到同一隻腳落到地板的第 1 次腳尖離地結束 (Lee & Chou, 2007)。

(三) 步態週期定義

根據 Murray 等(1969) 的定義方式，將步態週期再行細分，分為站立初期 (early stance, ES)、站立中期 (mid-stance, MS)、站立晚期 (late stance, LS) 和擺盪期 (swing phase)，而下肢關節協調的參數，便依照此分期方式來進行討論。

二、參數分析

在一般情境和雙重任務情境，分別收取 5 筆成功資料作平均，把上樓梯和下樓梯動作分開處理，並以認知任務、時間空間參數、關節間協調性等部分來分析：

(一) 認知任務回答次數

1、單一任務情境

將受試者坐姿 10 秒內回答正確的次數，乘以 6 便為認知任務回答次數的對照基準值 (baseline)。

2、雙重任務情境

將受試者雙重任務情境中回答正確之次數，除以行走的時間，再乘以 60 將單位換算為 (次數/分鐘)，便為雙重任務情境下的認知任務回答次數 (Fok, Farrell, & McMeeken, 2010)。

(二)時間空間參數

1、步長 (stride length)

步態週期內所定義的單腳腳跟著地至同一腳跟下一次著地，其間距距離，並除以受試者身高作為標準化的方式 (Hernández, Silder, Heiderscheit, & Thelen, 2009)。

2、步寬 (step width)

步態週期內的左腳和右腳跟著地時，兩腳踝關節中心的間距距離。

3、步速 (gait velocity)

步態週期內 COM 向前的距離變化除以所經過的時間 (Lee & Chou, 2007)。

(三)運動學

計算出整個步態週期內，矢狀面之下肢關節 (髖、膝、踝) 的角度變

化，再以 GCVSPL 並對其角度進行微分，而得到角速度 (Woltring, 1986)。

(四)下肢關節間協調性

1、均方根誤差值 (root-mean-square analysis, RMS)

均方根誤差值可用來比較，族群、情境或是肢段之間協調型態的失相振幅差異 (dephasing magnitude) (Haddad, Emmerik, Whittlesey, & Hamill, 2006)，因此，本研究主要探討年齡組別（老人和年輕人）在不同情境下的協調型態振幅差異。

2、交叉相關 (cross correlation)

交叉相關則用來探討，隨著時間序列變化的兩個協調型態之間的相關一致性 (Haddad et al., 2006)，因此，本研究主要探討年齡組別（老人和年輕人）在不同情境下的協調型態。

3、相對相角

將運動學所得之矢狀面的下肢關節（髖、膝、踝）角度及角速度最大值、最小值標準化為+1 與-1，中間值為 0（原點），計算方式如公式： θ 代表角度、 ω 代表角速度，而 i 代表步態週期內的某一點資料 (Kurza'b & Stergioub, 2002)。

$$\theta_i = \left(\frac{2 * [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \right) - 1$$

(公式一)

$$\omega_i = \left(\frac{\omega_i}{\max\{|\omega_i|\}} \right)$$

(公式二)

將下肢各關節標準化過後的角度和角速度以下列之公式三計算出相角 (φ)，再以近端關節減去遠端關節相位角數值得到相對相角，分別為 φ 髖—膝 和 φ 膝—踝。

$$\text{相角 (phase angle)} = \tan^{-1}\left(\frac{x}{x'}\right)$$

(公式三)

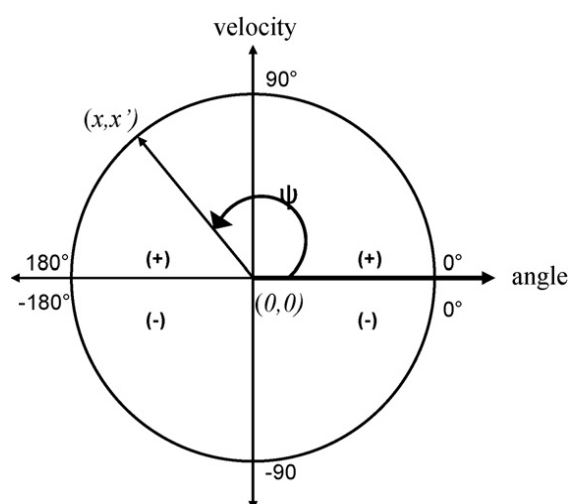


圖 3-4 相角示意圖

引用自 (Lu et al., 2008)

相對相角數值在 2π (0° 或 360°) 時為同相 (in phase); π (180°) 為反

相 (anti-phase)。相對相角在 $\pm 30^\circ$ 內是可接受的範圍 (Bardy, Oullier, Bootsma, & Stoffregen, 2002)。相對相角為正值代表近端關節引導著遠端關節，相對相角為負值代表遠端關節引導著近端關節，引導的意思代表在矢狀面的動作上，引導的關節的角度變化幅度超越另一個關節 (Yen et al., 2009)。

4、偏差相角值 (deviation phase; DP)

為了量化關節間動作的穩定程度，將步態週期分成站立期及擺盪期，並分別計算出其週期內相對相角的標準差。較低的相位變異值，代表著下肢在動作過程中變異性較小，也就是有著比較穩定的下肢關節協調動作 (Stergiou, Jensen, Bates, Scholten, & Tzetzis, 2001)。P 表示整個步態週期的時間張數。

$$DP = \frac{\sum_{i=1}^p SD_i}{p}$$

(公式四)

第五節 統計考驗

本研究以 SPSS for Windows 13.0 版之套裝軟體進行各項統計分析。利用混合設計二因子變異數分析 (Two-way Mixed Design ANOVA) 來比較不同年齡組別與不同任務情境 (2x2)，對下肢關節協調之影響。顯著水準設為 $\alpha = .05$ ，若交互作用達顯著水準，則進行簡單主要效果 (simple main effect) 分析，並進行事後比較，自變項為不同年齡組別 (年輕人與老年人) 和不同任務情境 (單一任務與雙重任務)，依變項為時間空間參數和下肢關節協調等所欲分析的參數。

再以重覆量數單因子變異數分析 (One-way ANOVA with repeated measure)，分別針對不同年齡組別，比較不同情境下，對認知任務回答表現的影響，顯著水準設為 $\alpha = .05$ ，若達顯著水準，再進行 LSD 事後比較，自變項為不同情境 (單一任務 (前、後測)、雙重任務)，依變項為認知任務正確回答次數。

第肆章 結果

本章節將呈現實驗數據之結果，並分成上樓梯及下樓梯兩種動作來探討，依序為：第一節為受試者基本資料、第二節為認知任務表現、第三節為時間空間步態參數、第四節則是下肢關節協調差異性，最後，第五節為關節協調能力穩定性。

第一節 受試者基本資料

本實驗共招募了 16 位（7 男 9 女）65 歲以上的健康老年人，以及 12 位（6 男 6 女）健康年輕人，受試者基本資料如下表：

表 4-1 受試者基本資料

	Elderly (n=16)	Young (n=12)
Age (year)	79.16 (6.97)	23 (1.21)
Height (cm)	160.49 (7.27)	165.25 (4.11)
Weight (kg)	62.16 (11.26)	60.25 (6.90)
BMI (kg/m ²)	24.01 (3.23)	22.02 (1.87)
BBS	54 (1.71)	X
MMSE	28.50 (1.26)	X

第二節 認知任務表現

本小節將分別呈現老年人及年輕人，在坐姿時認知任務（單一任務；前測與後測），以及認知任務結合樓梯走路（雙重任務）之認知任務回答次數的表現，經重覆量數單因子變異數分析檢定後，得到以下結果。

一、老年人

老年人分別在前測、樓梯動作（上、下）及後測，三個不同時間點的認知任務表現平均值，達到顯著差異 ($F = 3.271, p < .05$)，進行 LSD 事後比較發現，老年人上樓梯回答次數顯著多於前測及下樓梯時，而後測也顯著多於前測。

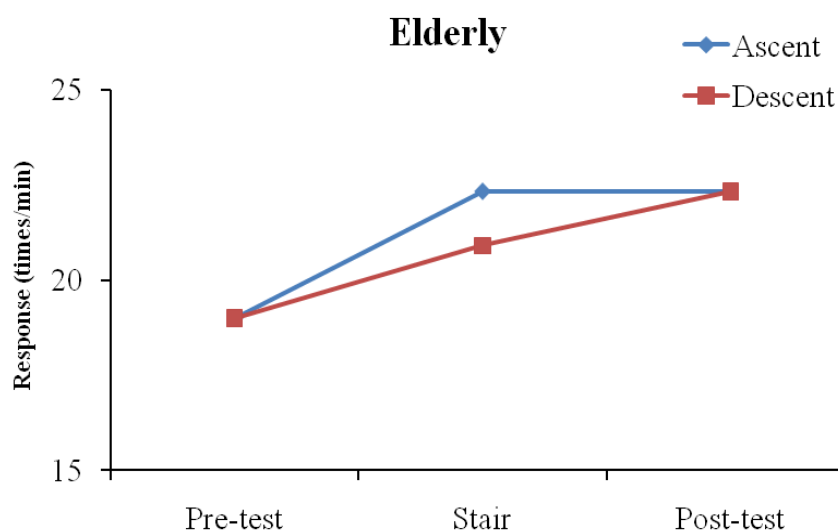


圖 4-1 老年人的認知任務表現

二、年輕人

年輕人也分別在前測、樓梯動作（上、下）及後測，三個不同時間點的認知任務表現平均值，達到顯著差異 ($F = 6.31, p < .05$)，進行 LSD 事

後比較發現，年輕人上樓梯和下樓梯回答次數顯著多於前測，而後測回答次數也顯著多於前測。

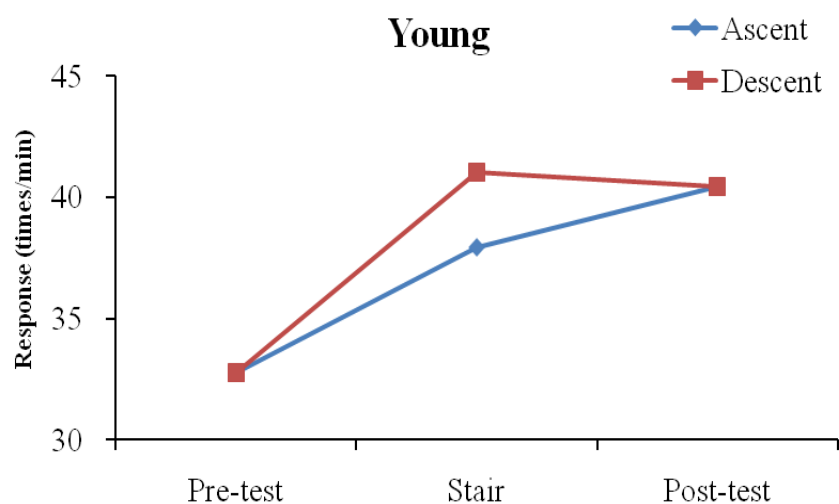


圖 4-2 年輕人的認知任務表現

表 4-2 不同年齡族群的認知任務表現

Response (times/min)	Pre-test	Ascent	Descent	Post-test
Elderly	19.00 (5.31) ^b	22.34 (6.85) ^a	20.90 (6.82)	22.33 (6.26) ^a
Young	32.76 (8.64) ^b	37.93 (6.49) ^a	41.02 (9.29) ^a	40.44 (9.31) ^a

組內的事後比較：^a表示與前測、^b表示與後測達顯著差異水準 ($p < .05$)

第三節 時間空間步態參數

一、上樓梯

上樓梯動作可分為轉換期（地面轉換到樓梯）和上樓期兩個階段，因此本小節所述之參數，都會依據這兩個時期來分開呈現，經 2（組別）× 2（情境）混合設計二因子變異數分析後呈現以下結果。

（一）步長

轉換期階段的步長，組別 × 情境的交互作用未達顯著 ($F = 2.566, p = .12$)，不同年齡組別間 ($F = 0.35, p = .56$) 和不同情境間 ($F = 0.007, p = .933$) 的主要效果也都未達顯著，在上樓期階段，組別 × 情境的交互作用 and 不同組別間主要效果皆未達顯著 ($F = 1.369, p = .25$)，但在不同情境間的主要效果達顯著 ($F = 6.562, p < .05$)，在單一任務情境下的步長顯著大於雙重任務的情境，並分別對不同年齡組別，進行相依樣本 t 考驗，發現老年人 ($t = 2.046, p = .06$) 和年輕人 ($t = 1.602, p = .14$) 在不同情境間步長都未達顯著差異。

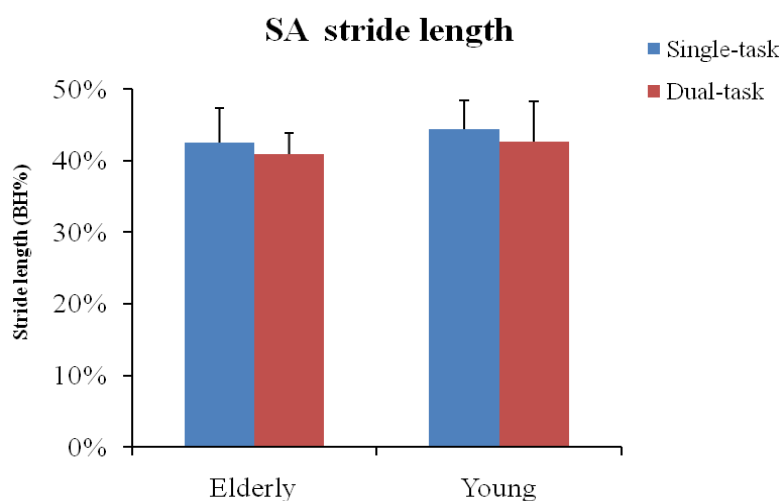


圖 4-3 上樓梯轉換期之步長（不同任務情境比較）

(二)步寬

轉換期階段的步寬，組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.75, p = .39$)、不同組別年齡間 ($F = 0.109, p = .74$) 和不同情境間 ($F = 2.529, p = .12$) 的主要效果都未達顯著。上樓期階段的步寬，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 2.657, p = .12$)、不同年齡間 ($F = 0.37, p = .55$) 和不同情境間 ($F = 2.472, p = .13$) 的主要效果也都未達顯著。

(三)步速

轉換期階段的步速，組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.101, p = 0.75$) 未達顯著，進行主要效果分析，得知不同年齡組別間 ($F = 11.812, p < .01$) 達顯著差異，年輕人在轉換期步速顯著的比老年人還快，並分別對不同情境，進行獨立樣本 t 考驗，發現在單一任務 ($t = -3.307, p < .01$) 和雙重任務 ($t = -3.405, p < .01$) 都達顯著差異，無論在單一或雙重任務的情境下，年輕人在轉換期的步速都顯著比老年人還快。

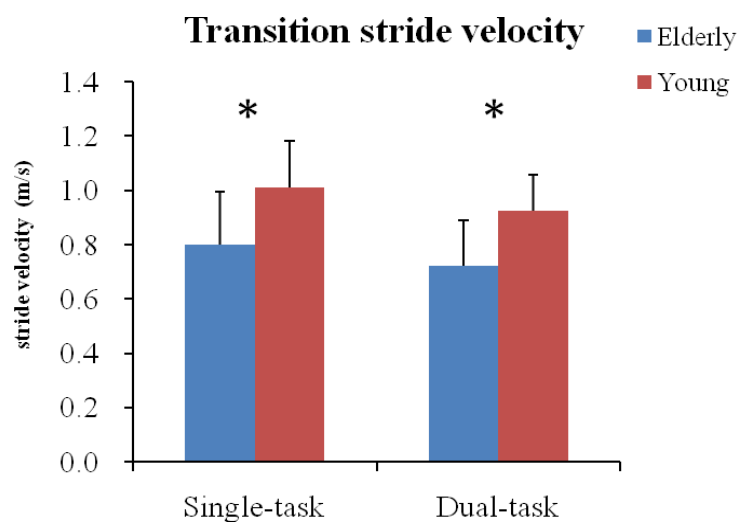


圖 4-4 上樓梯轉換期之行走步速 (不同年齡組別比較)

另外，不同情境間主要效果也達顯著差異 ($F = 11.308, p = < .01$)，單一任務情境下的步速，明顯的比雙重任務情境還快，並分別對不同年齡族群，進行相依樣本 t 考驗，發現老年人 ($t = 2.199, p < .05$) 及年輕人 ($t = 2.659, p < .05$) 都達顯著差異，無論是在老年人或年輕人，單一任務在轉換期的步速，都顯著的比雙重任務情境還快。

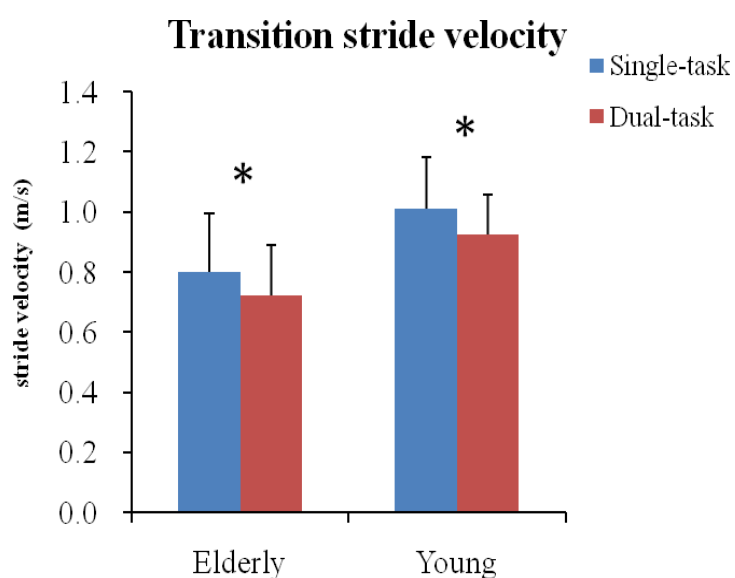


圖 4-5 上樓梯轉換期之行走步速（不同任務情境比較）

上樓期階段的步速，組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.138, p = .71$) 未達顯著，進行主要效果檢定，得知不同年齡組別間達顯著差異 ($F = 12.565, p < .01$)，年輕人上樓期步速顯著的比老年人還快，並分別對不同情境，進行獨立樣本 t 考驗，發現在單一任務 ($t = -2.739, p < .05$) 和雙重任務 ($t = -3.84, p < .01$) 都達顯著差異，無論是在單一或是雙重任務情境下，年輕人在上樓期的步速都顯著比老年人還快。

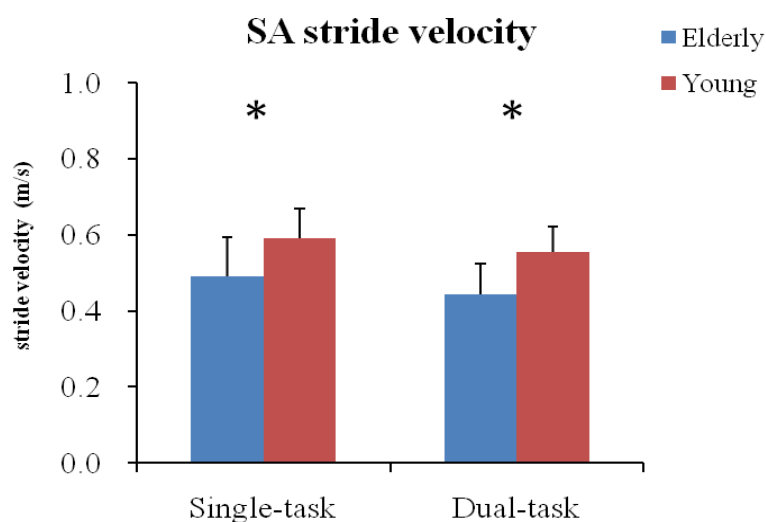


圖 4-6 上樓梯上樓期之行走步速 (不同年齡組別比較)

另外，不同情境間主要效果也達顯著差異 ($F = 8.54, p = < .01$)，上樓期單一任務情境下的步速，顯著的比雙重任務情境還快，並分別對不同年齡族群，進行相依樣本 t 考驗，發現老年人族群 ($t = 2.645, p < .05$) 達顯著差異，在上樓期單一任務情境下的步速，顯著的比雙重任務情境下還快，而年輕人 ($t = 1.587, p = .14$) 則未達顯著差異。

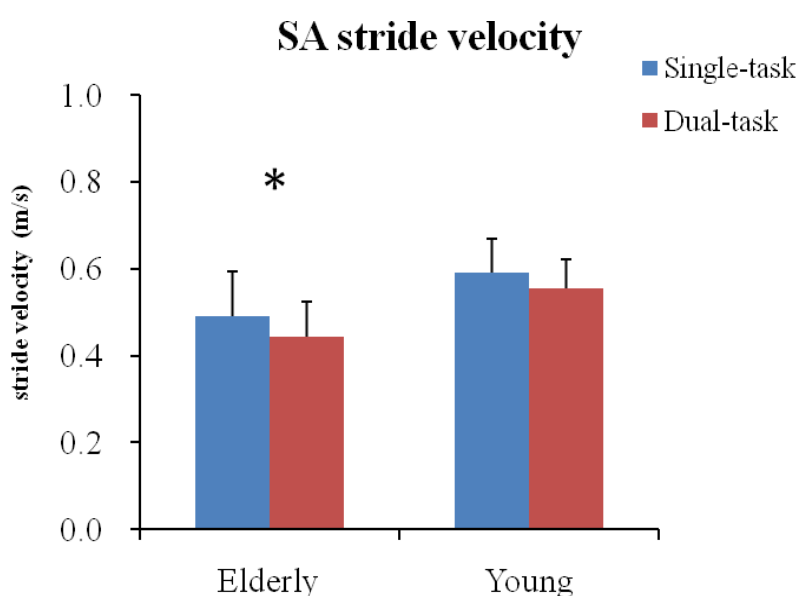


圖 4-7 上樓梯上樓期之行走步速 (不同任務情境比較)

表 4-3 上樓梯步態參數表現

Condition	Transition (floor-to-stair)			Stair ascent (SA)			
	Stride length (BH%)	Step width (cm)	Gait velocity (m/s)	Stride length (BH%)	Step width (cm)	Gait velocity (m/s)	
Single-task	Elderly	0.52 (0.06)	10.24 (1.81)	0.80 (0.20) ^{ac}	0.43 (0.05)	9.83 (2.64)	0.49 (0.10) ^{ac}
	Young	0.54 (0.06)	10.75 (2.51)	1.01 (0.17) ^{ad}	0.44 (0.04)	9.77 (2.60)	0.59 (0.08) ^a
Dual-task	Elderly	0.53 (0.06)	10.92 (1.65)	0.72 (0.17) ^{bc}	0.41 (0.03)	10.89 (2.48)	0.44 (0.08) ^{bc}
	Young	0.53 (0.06)	10.95 (3.01)	0.92 (0.13) ^{bd}	0.43 (0.06)	9.76 (3.11)	0.55 (0.07) ^b

組間之比較：^a 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在單一任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組間之比較：^b 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在雙重任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^c 不同任務情境間有顯著的主要效果，且老年人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^d 不同任務情境間有顯著的主要效果，且年輕人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

二、下樓梯

下樓梯動作可分為下樓期和轉換期（樓梯轉換到平地）兩個階段，因此，本小節所述之參數，都會依據這兩個時期來分開呈現，經 2（組別）× 2（情境）混合設計二因子變異數分析後呈現以下結果。

（一）步長

下樓期階段的步長，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.899, p = .35$)、不同年齡組別 ($F = 0.274, p = 0.61$) 及不同情境間 ($F = 1.464, p = 0.24$) 的主要效果均未達顯著差異。轉換期的步長，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 2.445, p = 0.13$) 未達顯著，進行主要效果檢定，得知不同年齡組別 ($F = 11.735, p < .01$) 達顯著差異，表示年輕人在轉換期的步長顯著的大於老年人，並分別對不同任務情境，進行獨立樣本 t 考驗，發現單一任務 ($t = -2.623, p < .05$) 和雙重任務 ($t = -4.068, p < .001$) 在不同組別之間都達顯著差異，無論在單一或是雙重任務情境下，年輕人在轉換期的步長都顯著比老年人還大。

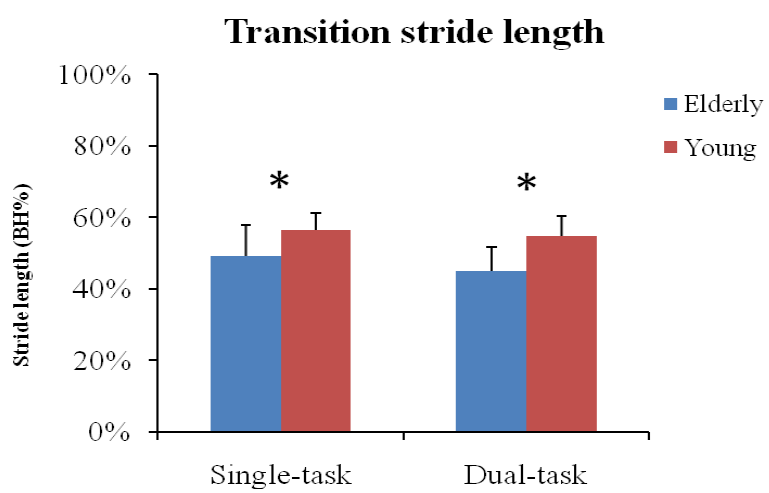


圖 4-8 下樓梯轉換期之步長 (不同年齡組別比較)

另外，不同情境間主要效果也達顯著差異 ($F = 15.993, p < .001$)，轉換期單一任務情境下的行走步長，顯著的比雙重任務情境還大，並分別對不同年齡組別，進行相依樣本 t 考驗，發現老年人 ($t = 3.73, p < .01$) 在不同任務情境間達顯著差異，也就是在單一任務情境下的步長，顯著的比在雙重任務情境下還大，而年輕人 ($t = 2.089, p = .061$) 在不同情境間則未達顯著差異。

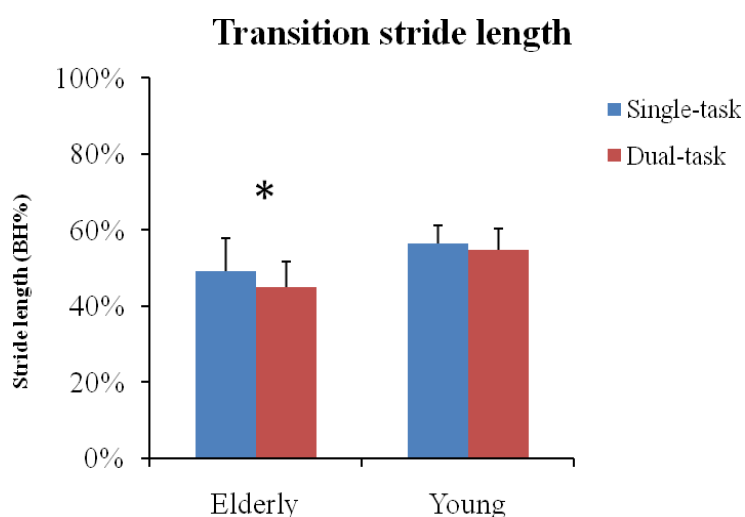


圖 4-9 下樓梯轉換期之步長（不同任務情境比較）

(二)步寬

下樓期階段的步寬，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.193, p = .66$)、不同年齡組別 ($F = 2.667, p = .11$) 及不同情境間 ($F = 3.154, p = .09$) 的主要效果均未達顯著差異。轉換期階段的步寬，在組別 × 情境的交互作用 ($p = .99$)、不同年齡組別 ($F = 1.101, p = .30$) 及不同情境間 ($F = 0.707, p = .41$) 的主要效果也均未達顯著差異。

(三)步速

下樓期階段的步速，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.912, p = .35$) 未達顯著，進行主要效果檢定，不同年齡組別 ($F = 32.372, p < .001$) 達顯著差異，年輕人在下樓期的步速顯著的比老年人還快，並進一步進行獨立樣本 t 考驗，探討不同任務情境下的組別間差異，發現在單一任務 ($t = -4.741, p < .001$) 及雙重任務 ($t = -6.056, p < .001$) 情境下均達顯著差異，無論在哪種任務情境，年輕人在下樓期階段的步速都顯著的比老年人還快。

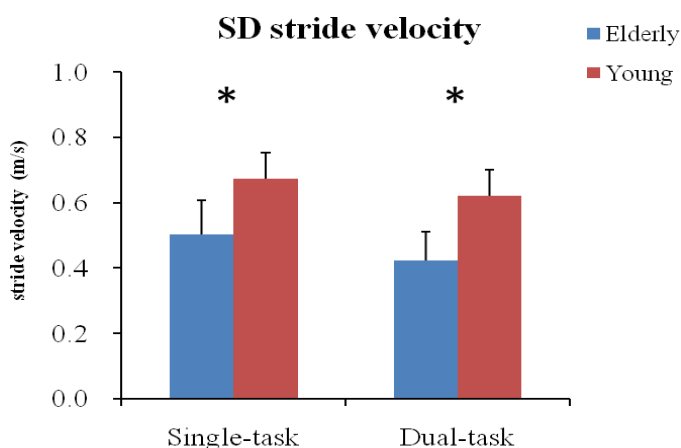


圖 4-10 下樓梯下樓期之步速 (不同年齡組別比較)

另外，不同情境間的主要效果 ($F = 30.361, p < .001$) 也達顯著差異，表示在下樓期時，單一任務情境下的行走速度顯著的比雙重任務情境還快，並進一步進行相依樣本 t 考驗，探討不同年齡族群之間的差異，發現老年人 ($t = 4.16, p < .01$) 及年輕人 ($t = 4.528, p < .01$) 均達顯著差異，也就是無論哪個年齡族群，在下樓期單一任務情境下的步速，都顯著的比雙重任務情境下還快。

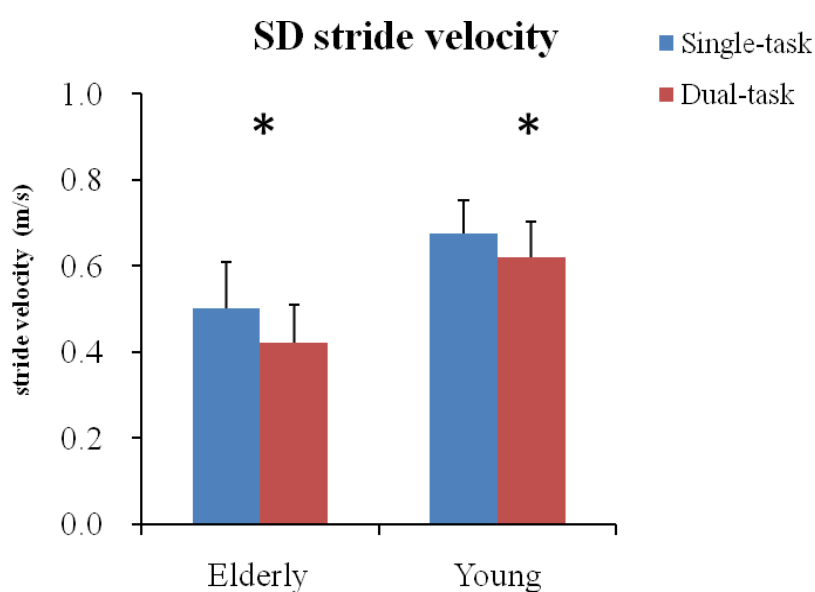


圖 4-11 下樓梯下樓期之行走步速（不同任務情境比較）

轉換期階段的步速，在組別 \times 情境的交互作用 ($F = 3.364, p = .08$) 未達顯著，進行主要效果檢定，不同年齡組別 ($F = 26.482, p < .001$) 達顯著差異，年輕人在轉換期的步速顯著的比老年人還快，並進一步進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同任務情境下的組間差異，發現單一任務 ($t = -4.143, p < .001$) 及雙重任務 ($t = -5.694, p < .001$) 均達顯著差異，也就是無論哪種任務情境，年輕人在轉換期階段的步速，都顯著的比老年人還快。

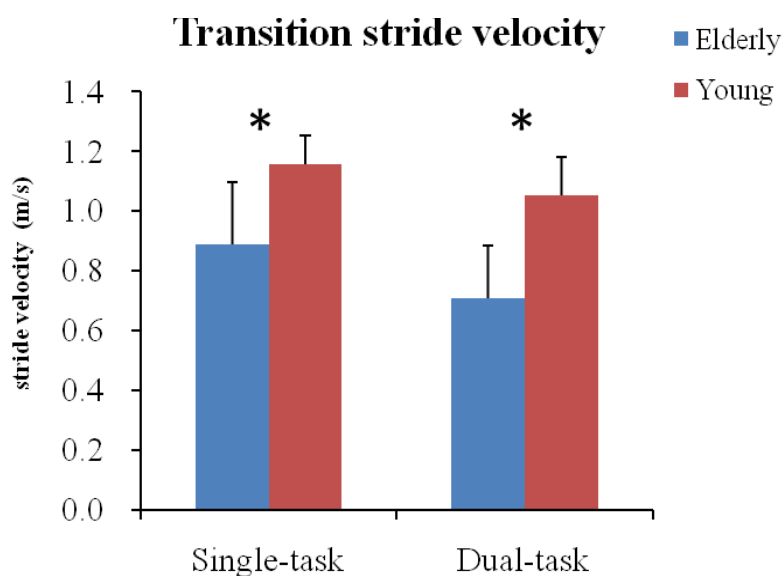


圖 4-12 下樓梯轉換期之步速（不同年齡組別比較）

另外，不同情境間的主要效果 ($F = 52.068, p < .001$) 也達顯著差異，在轉換期單一任務情境下，步速顯著的比雙重任務情境還快，並進行相依樣本 t 考驗，探討在不同年齡組別下的任務情境間差異，發現老年人 ($t = 5.801, p < .001$) 及年輕人 ($t = 5.444, p < .001$) 均達顯著差異，也就是無論哪個年齡族群，在轉換期單一任務情境下，都顯著比雙重任務情境下的步速還快。

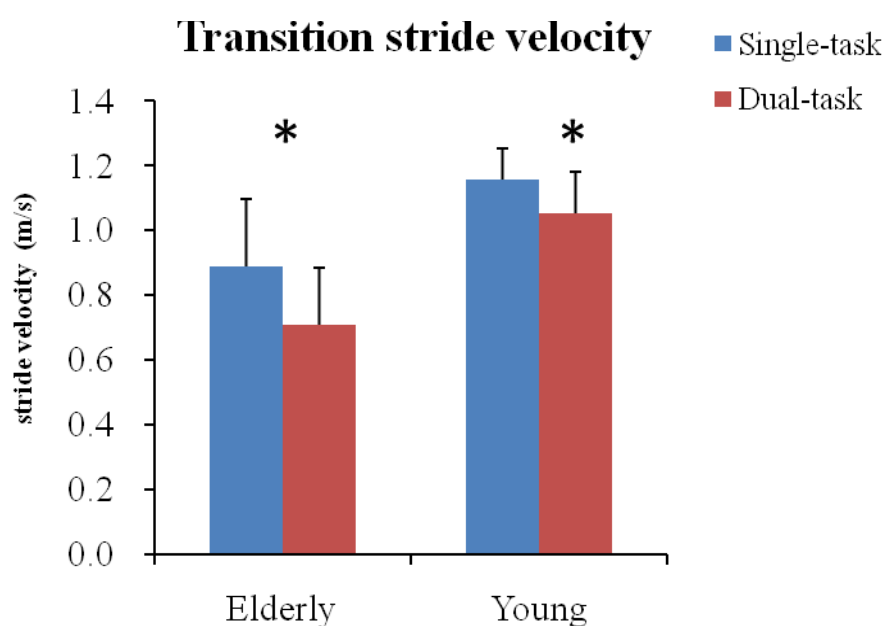


圖 4-13 下樓梯轉換期之步速（不同任務情境比較）

表 4-4 下樓梯步態參數表現

Condition	Stair descent (SD)			Transition (stair-to-floor)			
	Stride length (BH%)	Step width (cm)	Gait velocity (m/s)	Stride length (BH%)	Step width (cm)	Gait velocity (m/s)	
Single-task	Elderly	0.35 (0.02)	12.64 (3.17)	0.50 (0.11) ^{ac}	0.49 (0.09) ^{ac}	12.02 (2.52)	0.89 (0.21) ^{ac}
	Young	0.35 (0.02)	10.71 (3.31)	0.67 (0.08) ^{ad}	0.57 (0.05) ^a	10.83 (2.95)	1.16 (0.09) ^{ad}
Dual-task	Elderly	0.35 (0.02)	13.04 (2.76)	0.42 (0.09) ^{bc}	0.45 (0.07) ^{bc}	12.26 (3.43)	0.71 (0.18) ^{bc}
	Young	0.35 (0.02)	11.37 (2.67)	0.62 (0.08) ^{bd}	0.55 (0.06) ^b	11.08 (3.28)	1.05 (0.13) ^{bd}

組間之比較：^a 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在單一任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組間之比較：^b 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在雙重任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^c 不同任務情境間有顯著的主要效果，且老年人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^d 不同任務情境間有顯著的主要效果，且年輕人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

第四節 下肢關節協調差異性

本小節主要為比較不同年齡組別（老年人和年輕人），在不同情境及動作下的協調型態，分成上樓梯及下樓梯兩種動作。

一、上樓梯

除了分成轉換期及上樓期之外，並進一步分成站立初期、站立中期、站立晚期和擺盪期。

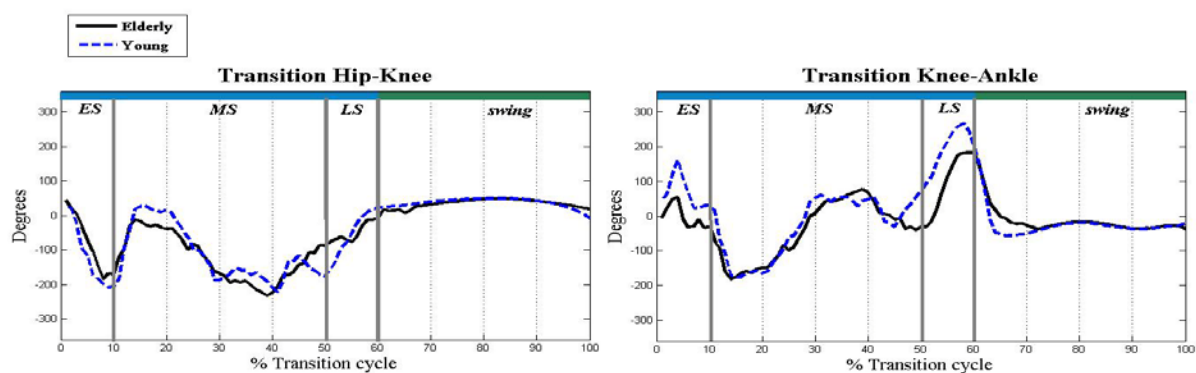


圖 4-14 上樓梯轉換期單一任務情境下之相對相角

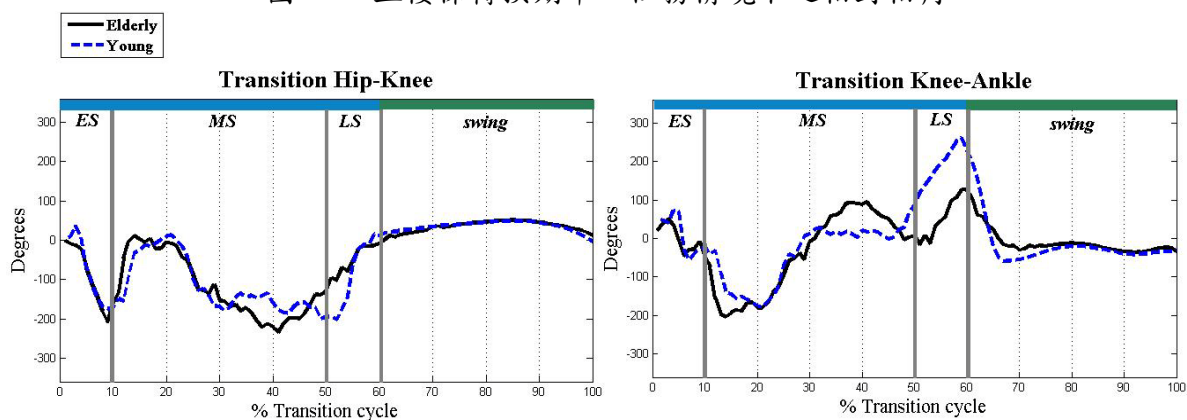


圖 4-15 上樓梯轉換期雙重任務情境下之相對相角

(一)轉換期

根據圖 4-14 及圖 4-15 所呈現之相對相角，可發現老年人和年輕人在單一或雙重任務情境下，都是在站立期時產生較明顯的差異，而在擺盪期時的相角變化則呈現一致。接著以均方根誤差和交叉相關的量化方式，探討組間之相角差異，如下圖 4-16，站立期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (39.77 & 59.20) 到雙重任務 (43.15 & 71.91) 情境，誤差值逐漸上升，擺盪期髖-膝的誤差值，從單一 (9.00) 到雙重任務 (6.78) 情境，誤差值微幅下降，至於膝-踝，從單一 (20.07) 到雙重任務 (28.42) 情境，為逐漸上升。交叉相關的部分如下圖 4-17，站立期髖-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.76 & 0.85) 到雙重任務 (0.71 & 0.63) 情境，相關係數都逐漸下降，而擺盪期髖-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.59 & 0.76) 到雙重任務 (0.75 & 0.85) 情境，相關係數則都呈現上升。整體來說，在站立期髖-膝和膝-踝的變化，誤差值上升；相關係數下降，因此，代表原先在單一情境下的組間協調型態差異，改在雙重任務情境下的差異會更大。

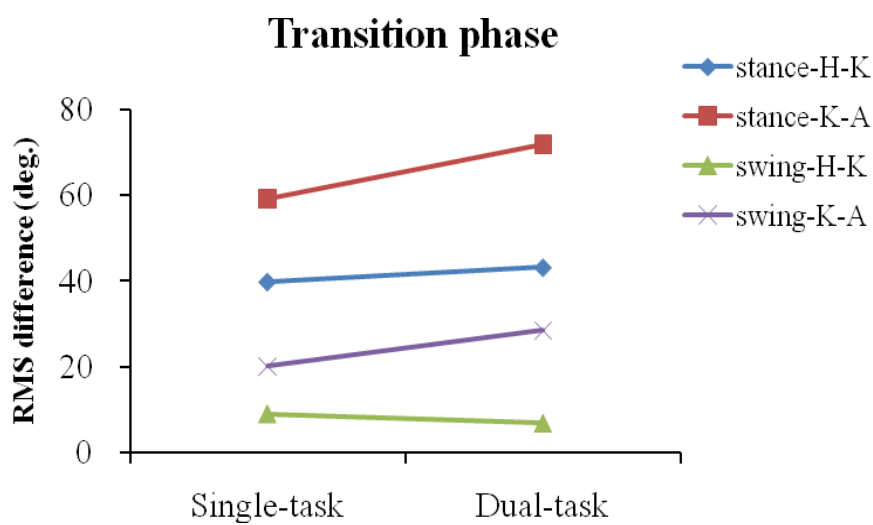


圖 4-16 上樓梯轉換期之均方根誤差值

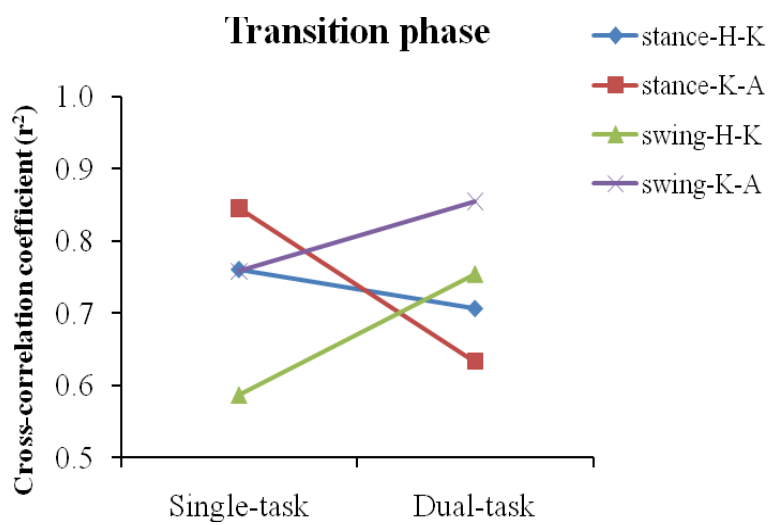


圖 4-17 上樓梯轉換期之交叉相關

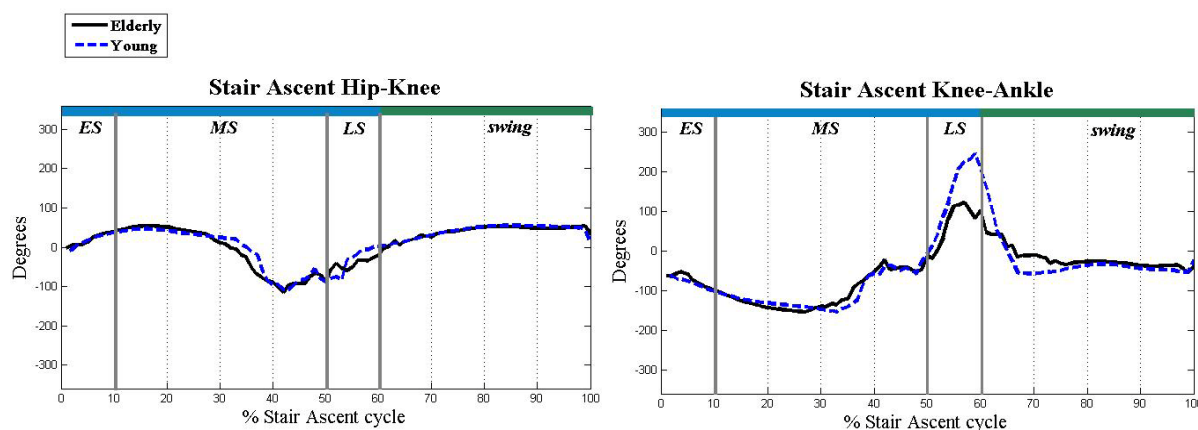


圖 4-18 上樓梯上樓期單一任務情境下之相對相角

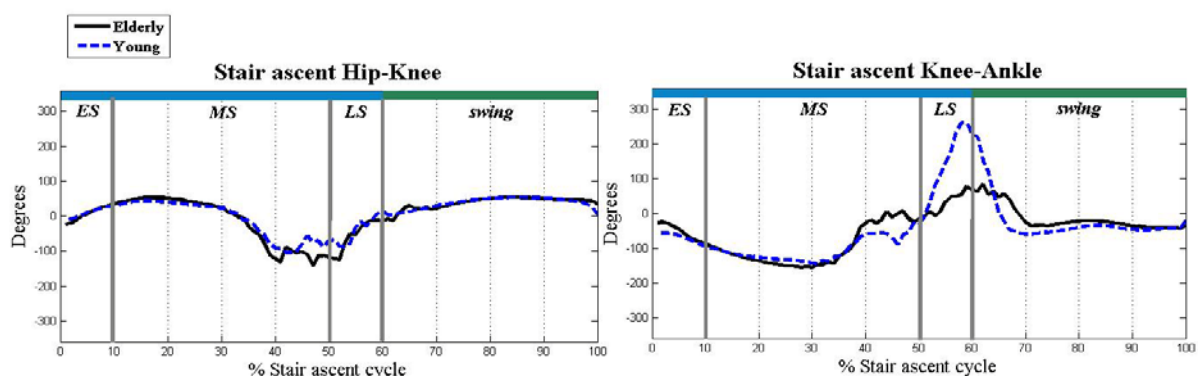


圖 4-19 上樓梯上樓期雙重任務情境下之相對相角

(二)上樓期

根據圖 4-18 及圖 4-19 所呈現之相對相角結果，可發現老年人和年輕人在單一或雙重任務情境下，似乎只有在站立後期和擺盪前期產生較明顯的差異，其他時期則呈現較一致的變化，接著以均方根誤差和交叉相關的量化方式，探討組間之相角差異，如下圖 4-20，站立期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (16.64 & 39.13) 到雙重任務 (21.33 & 60.22) 情境，誤差值逐漸上升，擺盪期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (5.26 & 29.44) 到雙重任務 (7.83 & 39.5) 情境，誤差值也逐漸上升。交叉相關的部分如下圖 4-21，站立期髖-

膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.91 & 0.94) 到雙重任務 (0.93 & 0.72) 情境，髖-膝呈現上升的趨勢；膝-踝則為下降的趨勢，而擺盪期髖-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.90 & 0.67) 到雙重任務 (0.79 & 0.59) 情境，相關係數則均為下降的趨勢。整體來說，站立期和擺盪期的膝-踝關節聯合，呈現較大幅的誤差值上升；相關係數下降，因此，代表原先在單一情境下的組間協調型態差異，改在雙重任務情境下的差異會更大。

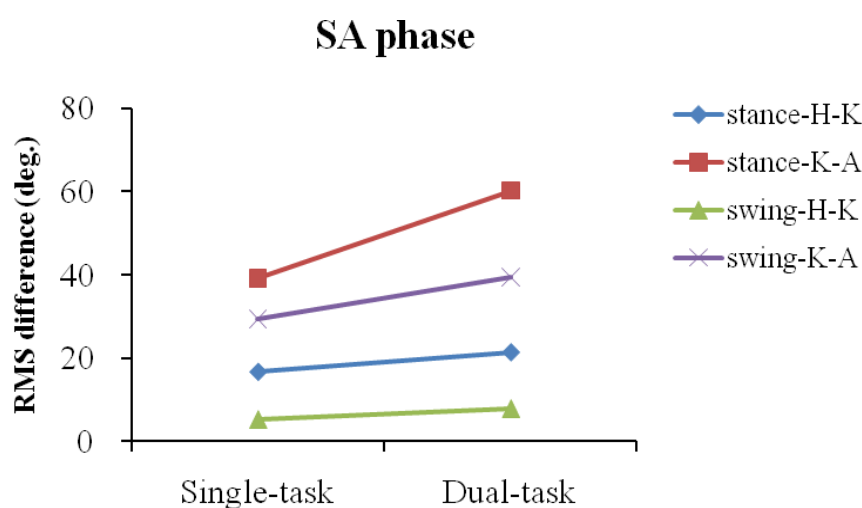


圖 4-20 上樓梯上樓期之均方根誤差值

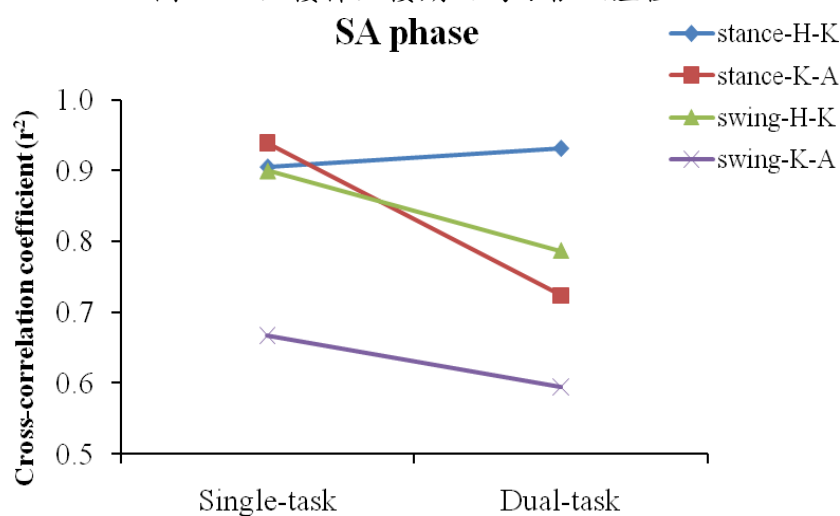


圖 4-21 上樓梯上樓期之交叉相關

表 4-5 上樓梯不同年齡組別間之均方根誤差值與交叉相關

Condition		Transition (floor to stair)				Stair ascent (SA)			
		Stance		Swing		Stance		Swing	
		Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle
RMS (deg.)	Single-task	39.77	59.20	9.00	20.07	16.64	39.13	5.26	29.44
	Dual-task	43.15	71.91	6.78	28.42	21.33	60.22	7.83	39.50
Cross correlation (r^2)	Single-task	0.76	0.85	0.59	0.76	0.91	0.94	0.90	0.67
	Dual-task	0.71	0.63	0.75	0.85	0.93	0.72	0.79	0.59

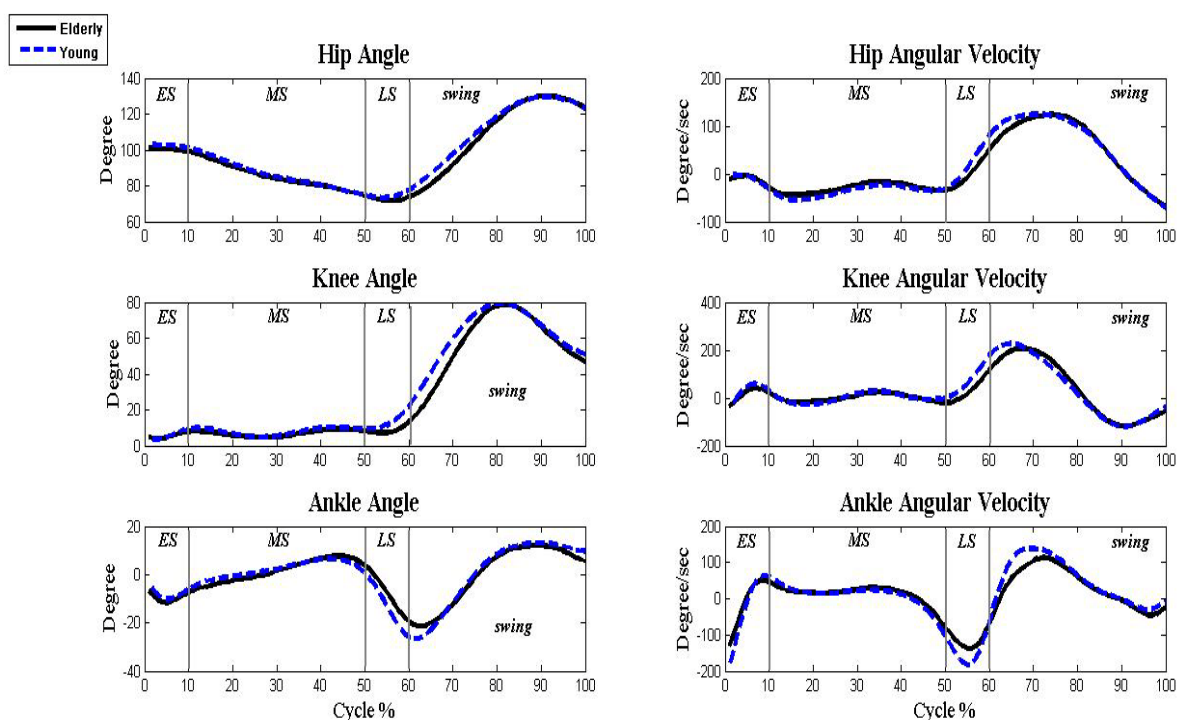


圖 4-22 上樓梯轉換期單一任務情境下肢關節角度與角速度

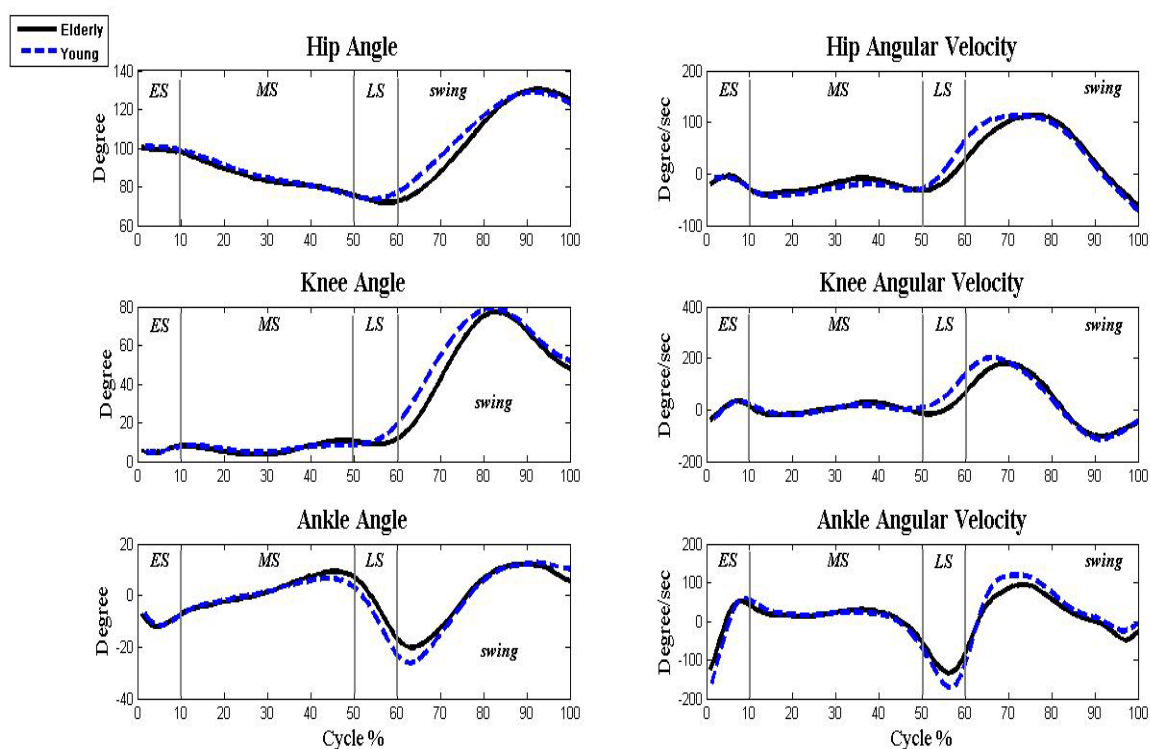


圖 4-23 上樓梯轉換期雙重任務情境下肢關節角度與角速度

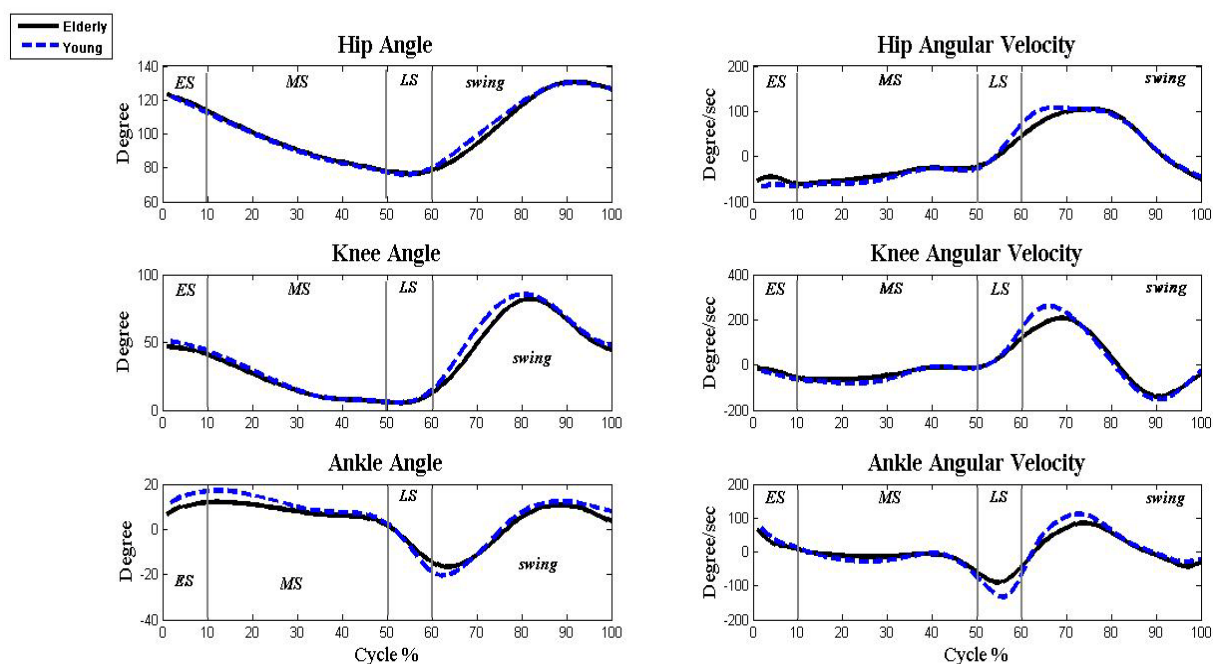


圖 4-24 上樓梯上樓期單一任務情境下肢關節角度與角速度

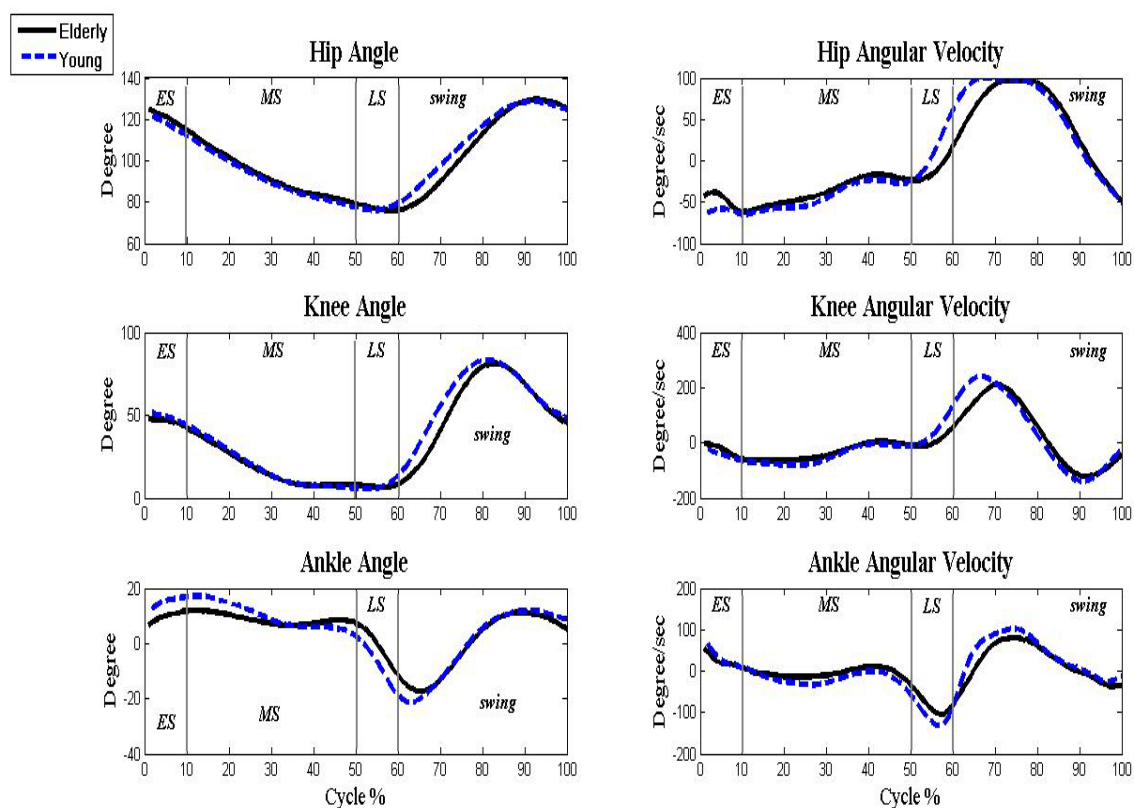


圖 4-25 上樓梯上樓期雙重任務情境下肢關節角度與角速度

二、下樓梯

除了分成下樓期和轉換期之外，並進一步分成站立初期、站立中期、站立晚期和擺盪期。

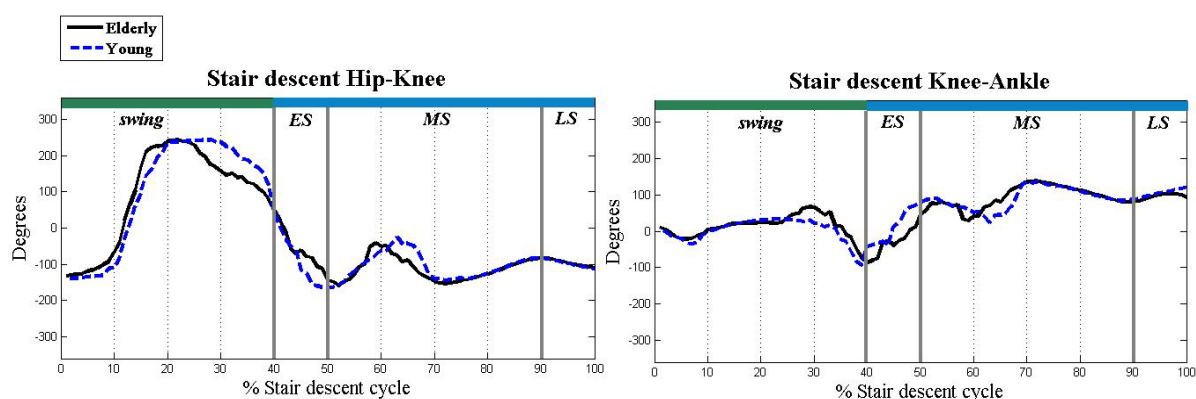


圖 4-26 下樓梯下樓期單一任務情境下之相對相角

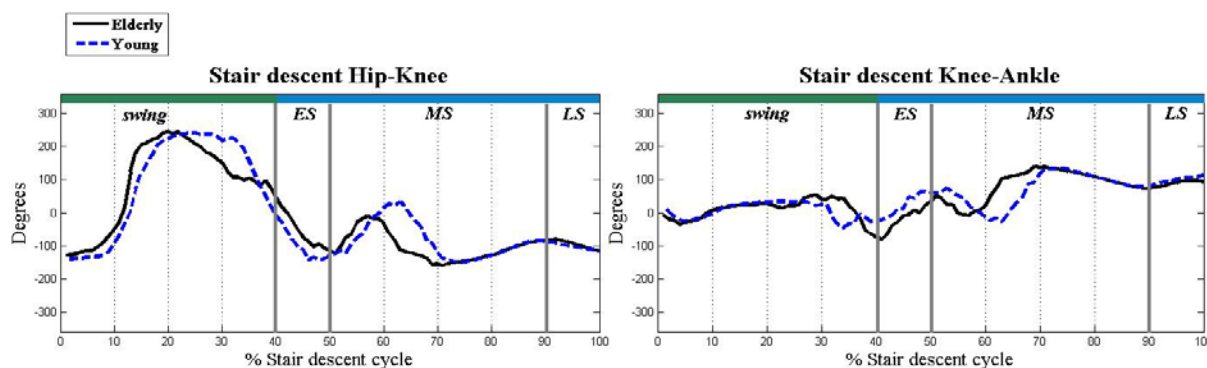


圖 4-27 下樓梯下樓期雙重任務情境下之相對相角

(一)下樓期

根據上圖 4-26 及上圖 4-27 所呈現之相對相角結果，可發現老年人和年輕人，除了髖-膝站立後期及膝-踝的擺盪前期和站立後期有較一致的變化之外，其它時期從圖上的曲線軌跡來看，似乎都有些許的差異，接著以均方根誤差和交叉相關的量化方式，探討組間之相角差異，如下圖 4-28，擺盪

期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (44.58 & 20.66) 到雙重任務 (56.56 & 29.07) 情境，及站立期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (24.82 & 25.64) 到雙重任務 (46.22 & 40.79) 情境，誤差值都呈現上升的趨勢。交叉相關的部分如下圖 4-29，擺盪期髖-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.92 & 0.72) 到雙重任務 (0.86 & 0.24) 情境，而站立期髖-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.61 & 0.78) 到雙重任務 (0.26 & 0.47) 情境，則全都呈現下降的趨勢。整體來看，擺盪期和站立期髖-膝和膝-踝聯合關節的相角誤差值，都有變大的趨勢；相關係數則是都下降，因此，代表原先在單一情境下的組間協調型態差異，改在雙重任務情境下的差異會更大。

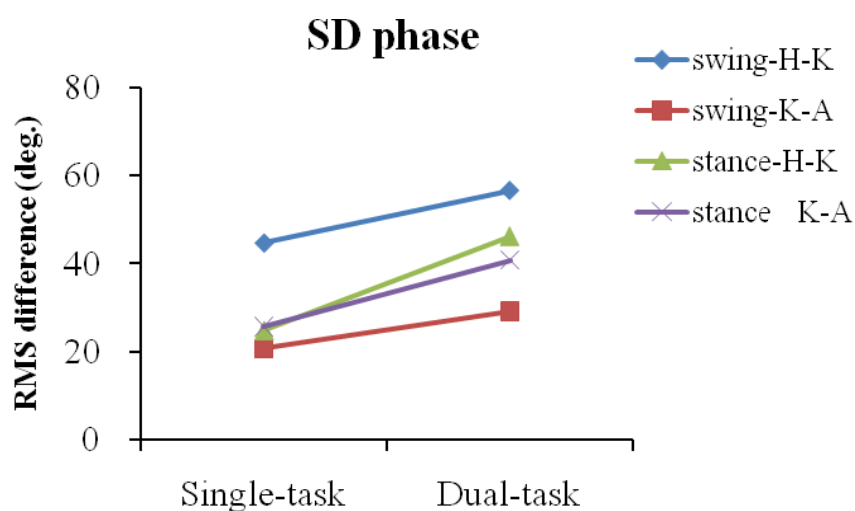


圖 4-28 下樓梯下樓期之均方根誤差值

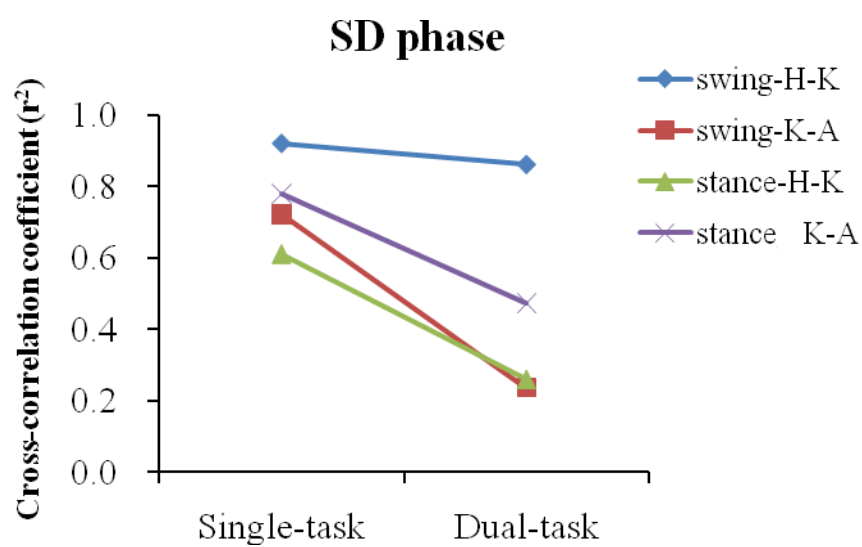


圖 4-29 下樓梯下樓期之交叉相關

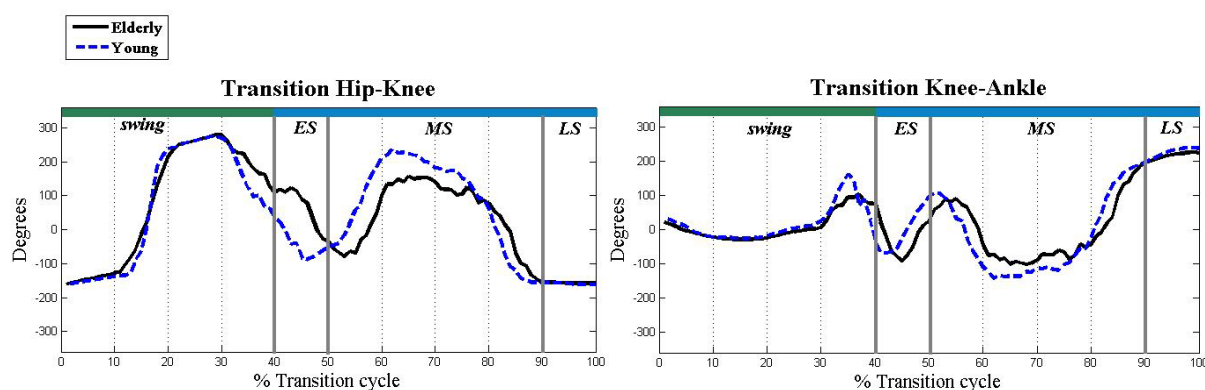


圖 4-30 下樓梯轉換期單一任務情境下之相對相角

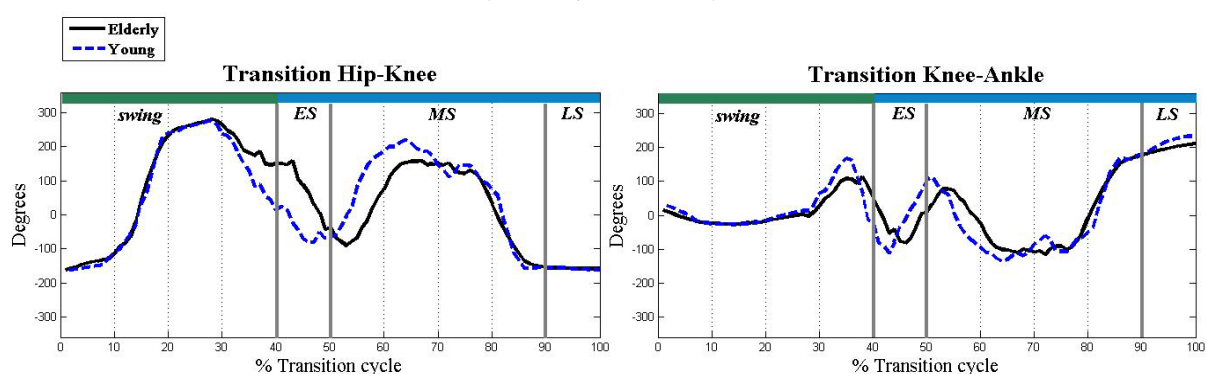


圖 4-31 下樓梯轉換期雙重任務情境下之相對相角

(二)轉換期

根據上圖 4-30 及上圖 4-31 所呈現之相對相角結果，可發現老年人和年輕人，除了擺盪前期和站立後期有著較一致的變化之外，其它時期從上圖來看，都可看出差異，接著以均方根誤差和交叉相關的量化方式，探討組間之相角差異，如下圖 4-32，擺盪期髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (37.10 & 27.14) 到雙重任務 (40.68 & 30.23) 情境，及站立期的髖-膝和膝-踝的誤差值，從單一 (77.34 & 47.0) 到雙重任務 (74.29 & 45.05) 情境，誤差值有增加也有變小的趨勢，但都不是非常明顯，交叉相關的部分如下圖 4-33，

擺盪期髌-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.96 & 0.71) 到雙重任務 (0.96 & 0.73) 情境，而站立期髌-膝和膝-踝的相關係數，從單一 (0.71 & 0.88) 到雙重任務 (0.70 & 0.87) 情境，整體來看，擺盪期和站立期的相位誤差值、相關係數，都沒有明顯的改變，因此，代表原先在單一情境下的組間協調型態差異，改在雙重任務情境下的組間差異沒有改變。

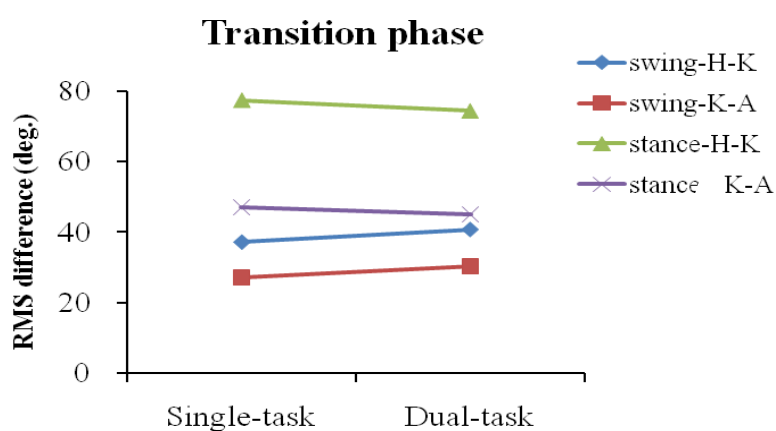


圖 4-32 下樓梯轉換期之均方根誤差值

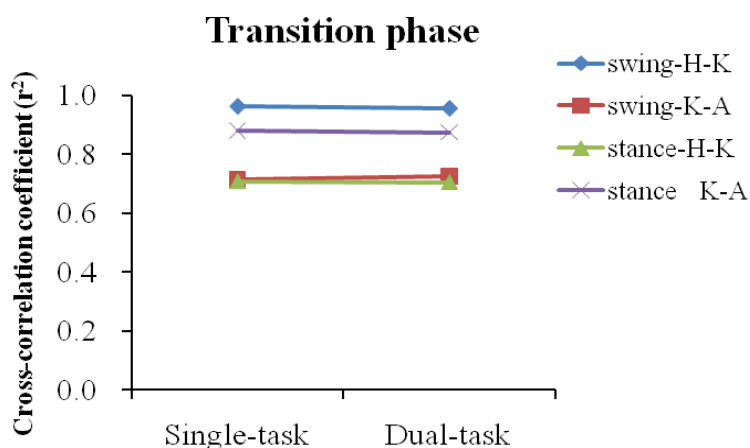


圖 4-33 下樓梯轉換期之交叉相關

表 4-6 下樓梯不同年齡組別間之均方根誤差值與交叉相關

		Stair descent (SD)				Transition (stair-to-floor)			
		swing		stance		swing		stance	
		Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle
RMS (deg.)	Single-task	44.58	20.66	24.82	25.64	37.10	27.14	77.34	47.00
	Dual-task	56.56	29.07	46.22	40.79	40.68	30.23	74.29	45.05
Cross correlation(r^2)	Single-task	0.92	0.72	0.61	0.78	0.96	0.71	0.71	0.88
	Dual-task	0.86	0.24	0.26	0.47	0.96	0.73	0.70	0.87

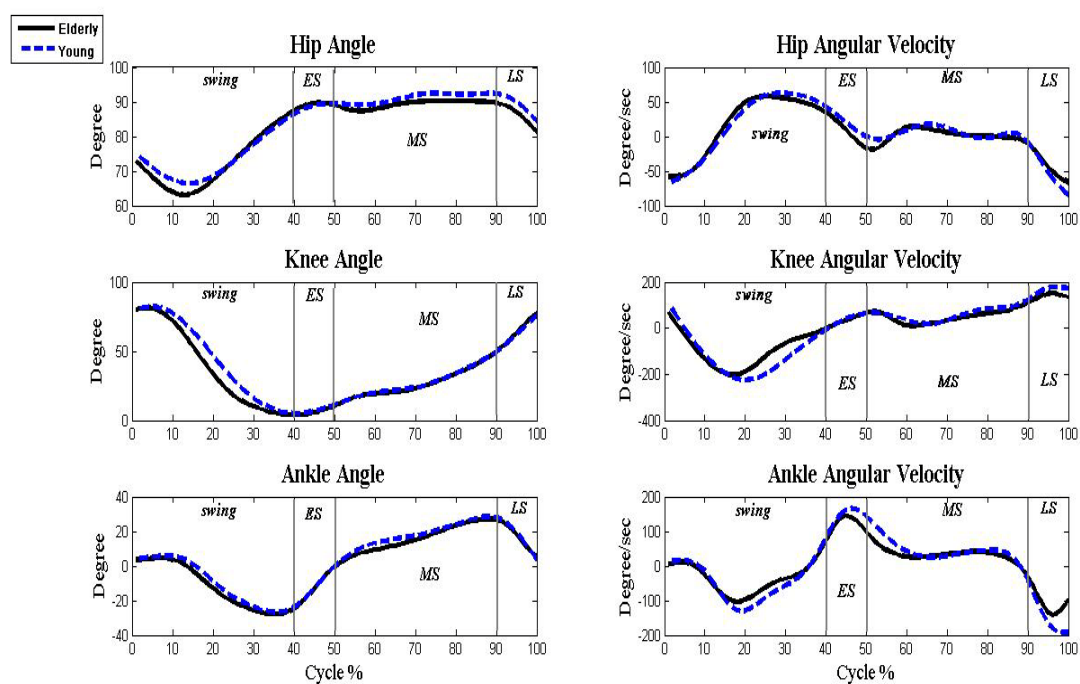


圖 4-34 下樓梯下樓期單一任務情境下肢關節角度與角速度

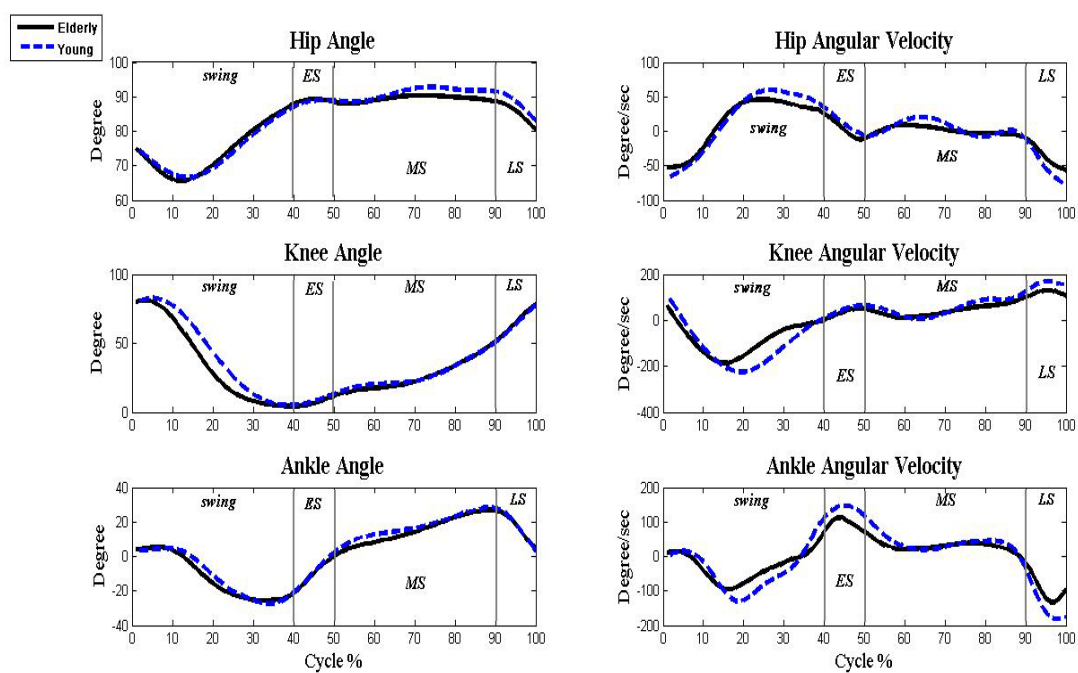


圖 4-35 下樓梯下樓期雙重任務情境下肢關節角度與角速度

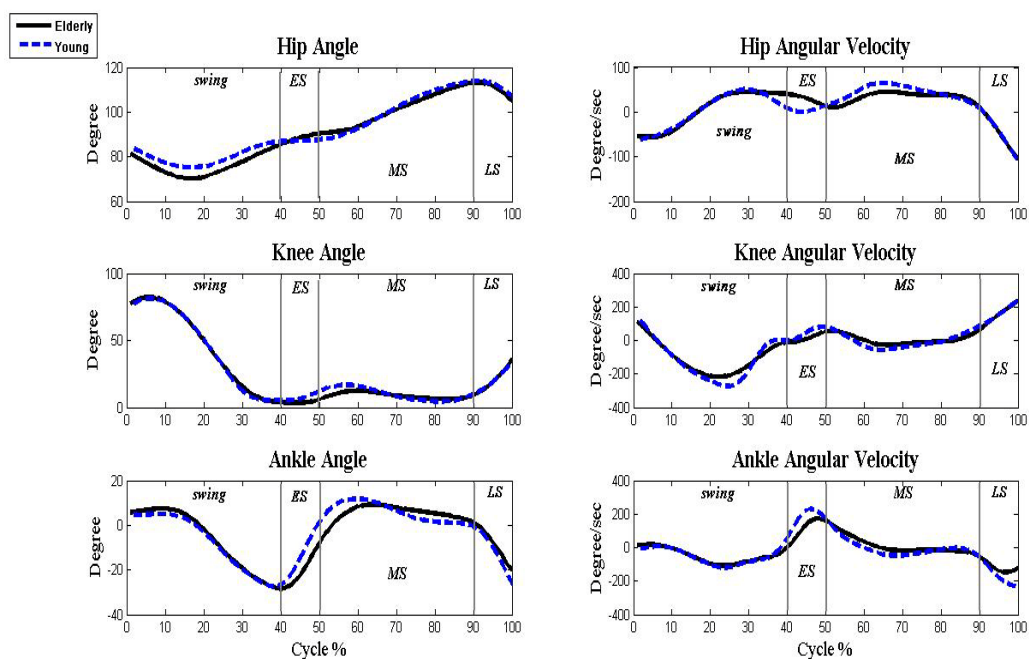


圖 4-36 下樓梯轉換期單一任務情境下肢關節角度與角速度

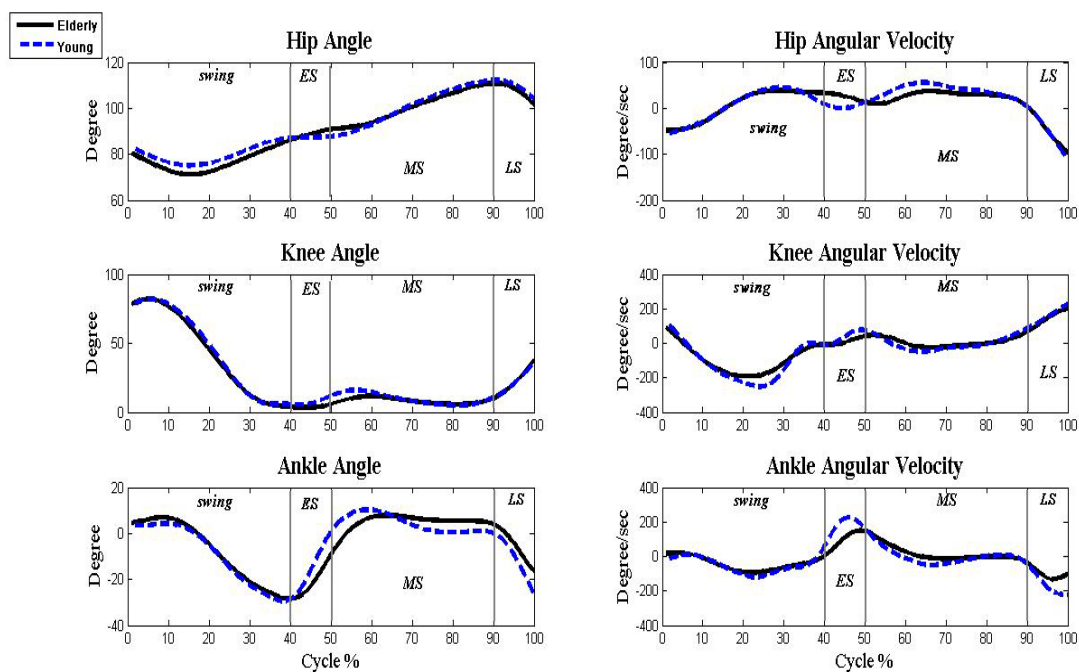


圖 4-37 下樓梯轉換期雙重任務情境下肢關節角度與角速度

第五節 下肢關節協調穩定性

本小節同樣地將動作分為上樓梯及下樓梯來進行探討，上樓梯可分為轉換期和上樓期，下樓梯分為下樓期和轉換期，每個時期再分為站立期和擺盪期，經 2（組別）× 2（情境）混合設計二因子變異數分析，探討對下肢髌-膝和膝-踝偏差相角值的影響。

一、上樓梯

（一）轉換期

站立期的髌-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 1.936, p = .18$)、不同年齡組別 ($F = 0.045, p = .83$)，及不同任務情境 ($F = 0.341, p = .56$) 的主要效果均未達顯著，膝-踝也在年齡 × 情境的交互作用 ($F = 1.438, p = .24$)、不同年齡組別 ($F = 1.011, p = .32$)，及不同任務情境 ($F = 0.382, p = .54$) 的主要效果均未達顯著。

擺盪期的髌-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.608, p = .44$)、不同年齡組別 ($F = 0.664, p = .42$)，及不同任務情境 ($F = 0.014, p = .91$) 的主要效果均未達顯著，而膝-踝在組別 × 情境的交互作用 ($F = 6.863, p < .05$) 達顯著效果，進行單純主要效果比較。另外，不同年齡組別 ($F = 0.236, p = .63$)，及不同任務情境 ($F = 2.39, p = .13$) 的主要效果均未達顯著。

單純主要效果比較，在單一任務下 ($F = 1.129, p = .30$) 和雙重任務下 ($F = 3.538, p = .07$) 的年齡組別間比較，都未達顯著差異，而其不同任務情

境下，老年人 ($t = 0.869, p = .40$) 未達顯著；年輕人則是在雙重任務情境下，髌-膝聯合關節的偏差相角值，顯著比單一任務情境下還要大 ($t = -2.571, p < .05$)。

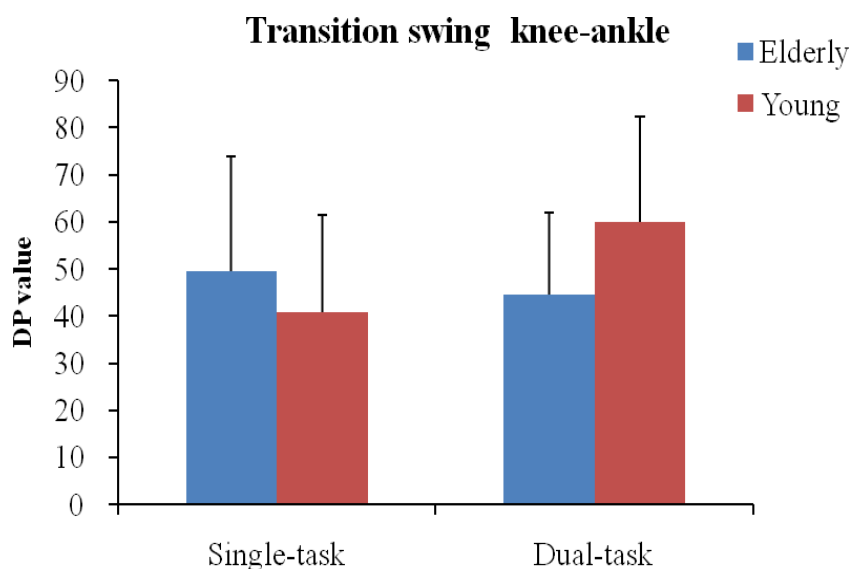


圖 4-38 上樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

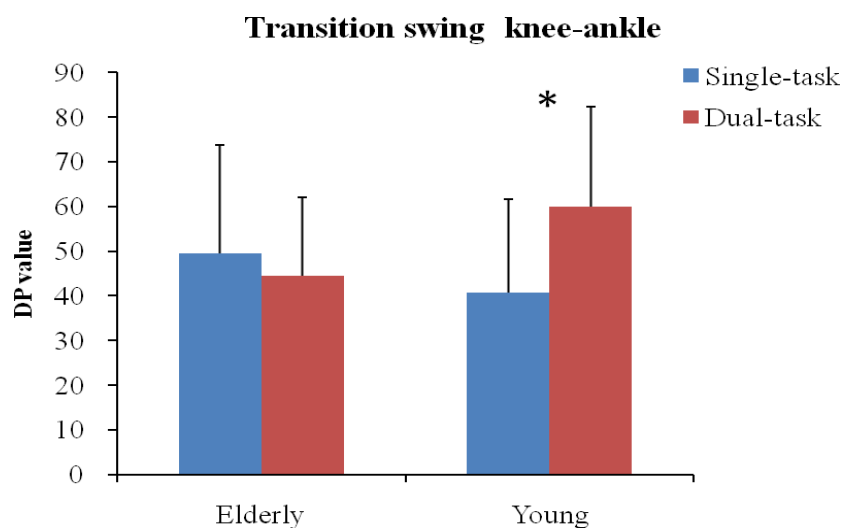


圖 4-39 上樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)

(二)上樓期

站立期的髌-膝，在組別 \times 情境的交互作用 ($F = 0.335, p = .57$)、不同年齡組別 ($F = 1.763, p = .20$)，及不同任務情境 ($F = 2.691, p = .11$) 的主要效果均未達顯著。膝-踝也在組別 \times 情境的交互作用 ($F = 0.238, p = .63$) 和不同任務情境 ($F = 0.333, p = 0.57$) 的主要效果均未達顯著。而不同年齡族群 ($F = 7.018, p < .05$) 之間則達顯著，發現年輕人在上樓站立期髌-膝的偏差相角值，顯著大於老年人，並進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同情境下的組別差異，發現在單一任務情境下 ($t = -2.028, p = .53$) 未達顯著差異，而雙重任務情境下年輕人的髌-膝偏差相角值，顯著大於老年人 ($t = -2.684, p < .05$)。

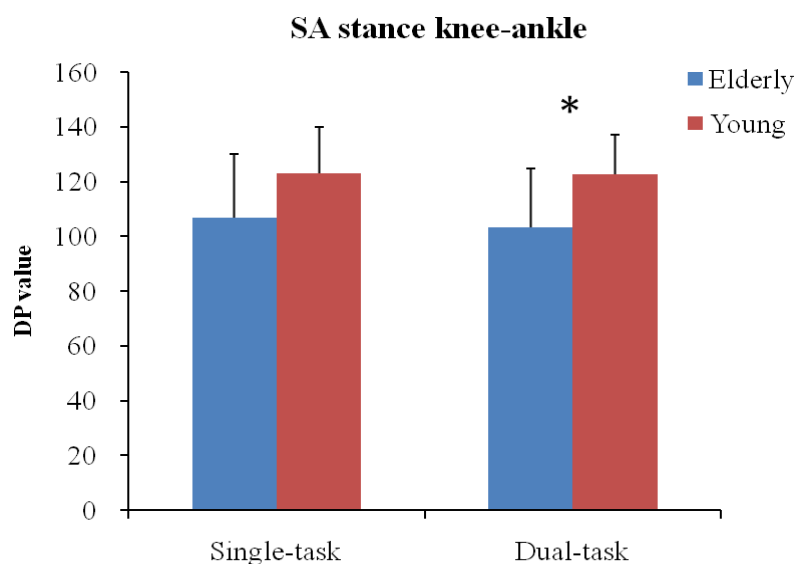


圖 4-40 上樓梯上樓站立期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

擺盪期的髌-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.161, p = .69$)、不同年齡組別 ($F = 1.526, p = .23$)，及不同任務情境 ($F = 0.206, p = .65$) 的主要效果均未達顯著，膝-踝也在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.207, p = .65$)、不同年齡組別 ($F = 1.373, p = .25$)，的主要效果均未達顯著，但不同任務情境下 ($F = 6.688, p < .05$) 達顯著差異，表示擺盪期雙重任務情境下的膝-踝偏差相角值，顯著大於單一任務情境，並進行相依樣本 t 考驗，分別探討在不同年齡組別下，不同任務情境之差異，發現在老年人 ($t = -1.673, p = .12$)；年輕人 ($t = -1.942, p = .08$) 均未達顯著差異。



圖 4-41 上樓梯上樓擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)

表 4-7 上樓梯下肢關節偏差相角值

Condition	Transition (floor to stair)				Stair ascent (SA)				
	Stance		Swing		Stance		Swing		
	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	
Single task	Elderly	127.13 (15.32)	144.83 (17.84)	15.92 (10.98)	49.52 (24.28)	77.76 (28.81)	106.96 (23.11)	25.82 (21.61)	42.23 (27.04)
	Young	123.75 (17.41)	148.83 (16.19)	14.10 (3.18)	40.73 ^d (17.46)	67.17 (27.17)	122.98 (16.85)	18.92 (3.78)	50.15 (26.99)
Dual task	Elderly	124.41 (17.78)	143.20 (25.20)	16.32 (7.99)	44.56 (20.80)	85.76 (23.86)	103.17 ^b (21.67)	23.95 (13.89)	52.86 (23.05)
	Young	130.40 (23.28)	153.91 (20.68)	13.55 (2.61)	59.97 ^d (22.31)	71.00 (26.98)	122.67 ^b (14.67)	18.80 (3.31)	65.32 (28.41)

組間之比較：^a 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在單一任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組間之比較：^b 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在雙重任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^c 不同任務情境間有顯著的主要效果，且老年人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^d 不同任務情境間有顯著的主要效果，且年輕人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

二、下樓梯

(一)下樓期

擺盪期的髖-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.014, p = .91$)；不同任務情境 ($F = 0.123, p = .73$) 的主要效果均未達顯著，但不同年齡組別 ($F = 11.286, p < .01$) 達顯著差異，表示年輕人在下樓擺盪期的髖-膝偏差相角值，顯著的比老年人還大，並進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同情境下的組別差異，發現在單一任務 ($t = -3.197, p < .01$)；雙重任務 ($t = -2.474, P < .05$) 都達顯著差異，表示在單一任務和雙重任務情境下，年輕人在下樓擺盪期的髖-膝偏差相角值，都顯著的比老年人還大。

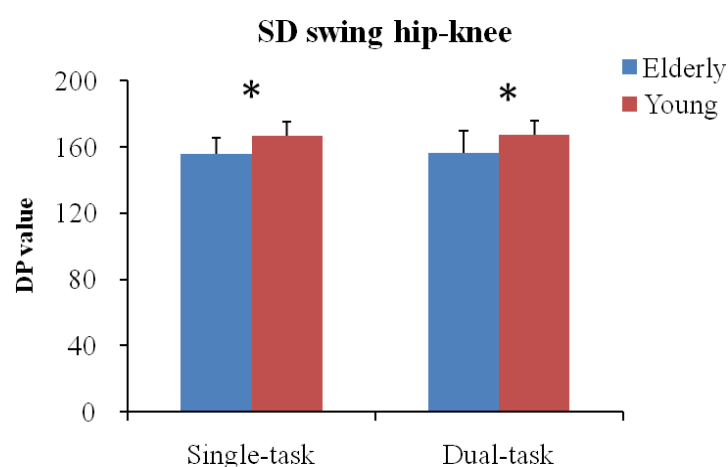


圖 4-42 下樓梯下樓擺盪期之髖-膝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

擺盪期的膝-踝，在組別 \times 情境的交互作用 ($F = 0.242, p = .63$)；不同任務情境 ($F = 0.638, p = .43$) 的主要效果均未達顯著，但不同年齡組別 ($F = 8.711, p < .01$) 達顯著差異，表示老年人在下樓擺盪期的膝-踝偏差相角值，顯著的比年輕人還大，並進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同情境下的組別差異，發現在單一任務 ($t = 2.284, p < .05$)；雙重任務 ($t = 2.619, P < .05$) 均達顯著差異，表示在單一任務和雙重任務情境下，老年人在下樓擺盪期的膝-踝聯合關節偏差相角值，都顯著的比年輕人還大。

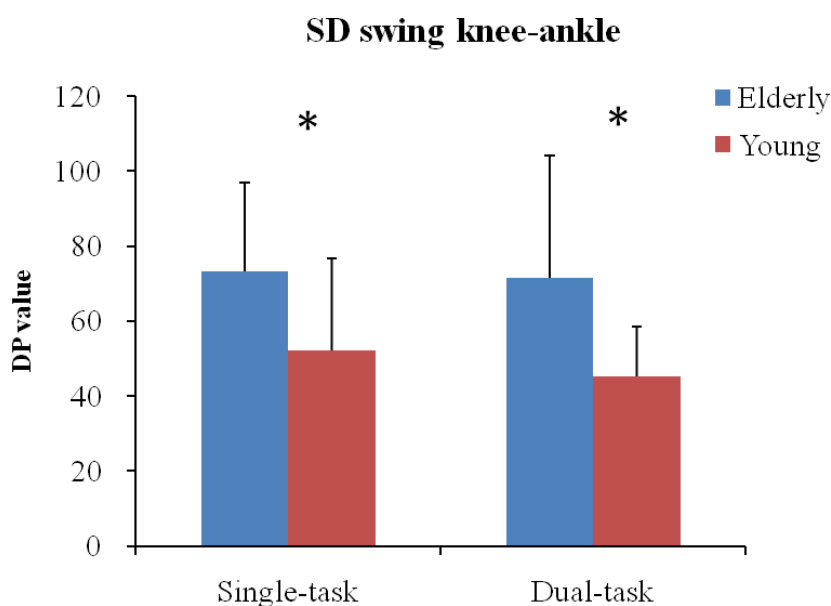


圖 4-43 下樓梯下樓擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

站立期的髖-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 2.197, p = .15$)；不同年齡組別 ($F = 0.177, p = .68$) 的主要效果均未達顯著，但不同任務情境下 ($F = 12.273, p < .01$) 達顯著差異，表示在雙重任務情境下髖-膝的偏差相角值，顯著的比單一任務情境下還大，並進行相依樣本 t 考驗，分別探討在不同年齡組別下，不同任務情境之差異，發現老年人 ($t = -1.518, p = 0.15$) 未達顯著；年輕人則在雙重任務情境下髖-膝偏差相角值，顯著的比單一任務情境下還大 ($t = -3.376, p < 0.01$)。

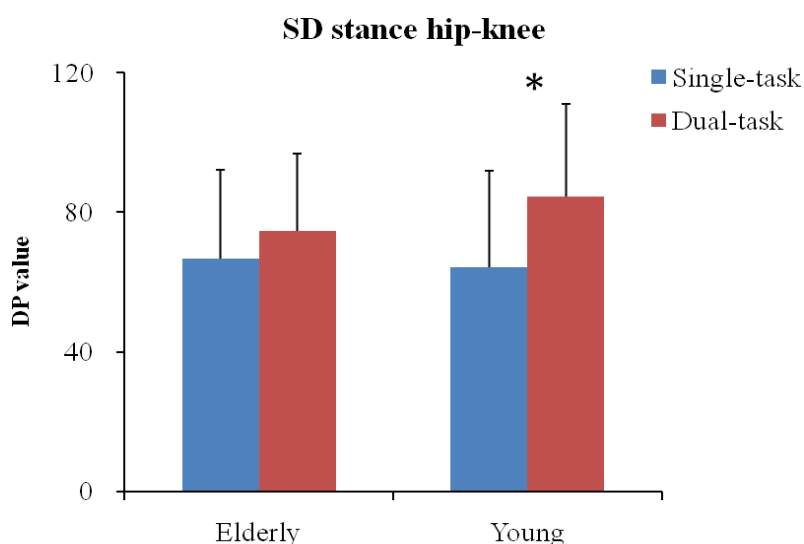


圖 4-44 下樓梯下樓站立期之髖-膝偏差相角值 (不同任務情境比較)

站立期的膝-踝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 1.589, p = .22$)；不同年齡組別 ($F = 1.131, p = .30$) 的主要效果均未達顯著，但不同任務情境下 ($F = 4.876, p < .05$) 達顯著差異，表示在雙重任務情境下膝-踝聯合關節的偏差相角值，顯著的比單一任務情境下還大，並進行相依樣本 t 考驗，分別探討在不同年齡組別下，不同任務情境之差異，發現老年人 ($t = 0.074, p = .49$) 未達顯著；年輕人則在雙重任務情境下髌-膝偏差相角值，顯著的比單一任務情境下還大 ($t = -2.386, p < .05$)。

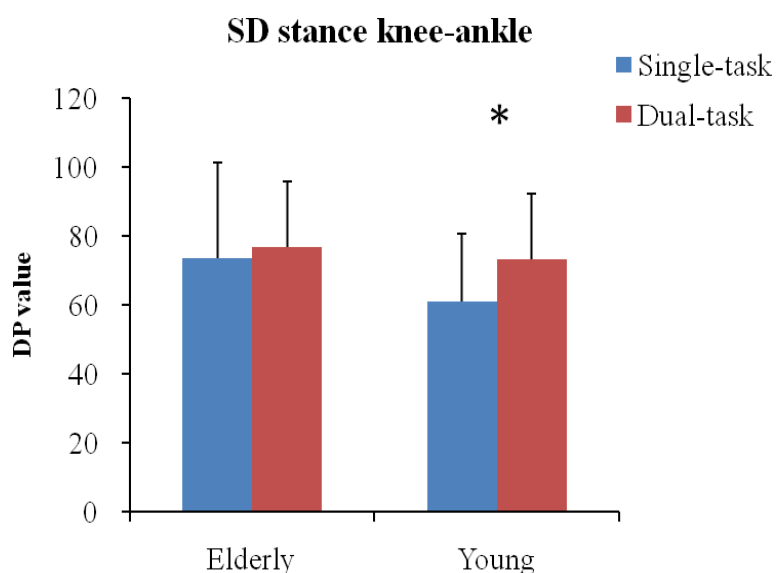


圖 4-45 下樓梯下樓站立期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)

(二)轉換期

擺盪期的髖-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.012, p = .91$)、不同年齡組別 ($F = 0.172, p = .68$)，及不同任務情境 ($F = 0.932, p = .34$) 的主要效果均未達顯著，擺盪期的膝-踝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 0.316, p = .58$)；不同年齡組別 ($F = 3.258, p = .08$) 的主要效果均未達顯著，但不同任務情境下 ($F = 4.365, p < .05$) 達顯著差異，表示在雙重任務情境下膝-踝的偏差相角值，顯著的比單一任務情境下還大，並進行相依樣本 t 考驗，分別探討在不同年齡族群下，不同任務情境之差異，發現老年人 ($t = -1.205, p = .25$)；年輕人 ($t = -1.683, p = 0.12$) 均未達顯著差異。



圖 4-46 下樓梯轉換擺盪期之膝-踝偏差相角值 (不同任務情境比較)

站立期的髖-膝，在組別 × 情境的交互作用 ($F = 1.283, p = .27$)；不同任務情境下 ($F = 0.315, p = .58$) 的主要效果均未達顯著，但不同年齡組別下 ($F = 11.992, p < .01$) 達顯著差異，表示年輕人在站立期髖-膝偏差相角值，顯著的比老年人還大，並進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同情境下的組別差異，發現在單一任務下 ($t = -3.749, p < .01$)；雙重任務 ($t = -2.344, p < .05$) 均達顯著差異，表示在單一任務和雙重任務的情境下，年輕人髖-膝偏差相角值，都顯著的比老年人還大。

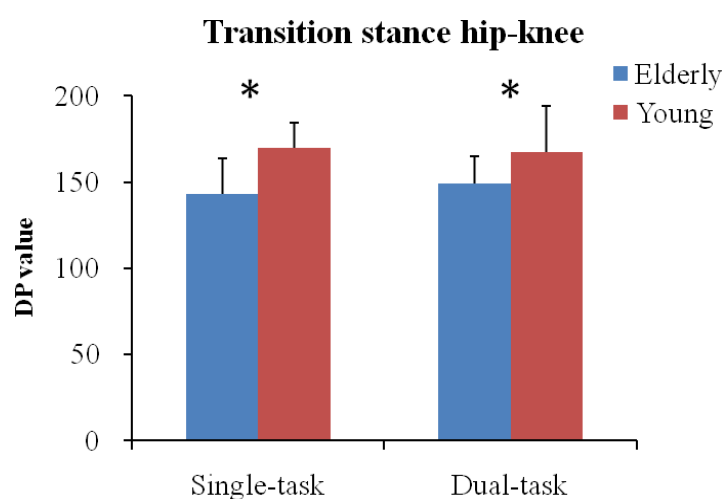


圖 4-47 下樓梯轉換站立期之髖-膝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

站立期的膝-踝，在組別 \times 情境的交互作用 ($F = 0.544, p = .38$)；不同任務情境下 ($F = 0.177, p = .68$) 的主要效果均未達顯著，但不同年齡組別下 ($F = 5.244, p < .05$) 達顯著差異，表示年輕人在站立期膝-踝偏差相角值，顯著的比老年人還大，並進行獨立樣本 t 考驗，探討在不同情境下的組別差異，發現單一任務下 ($t = -1.984, p = .06$)；雙重任務 ($t = -1.973, p = 0.06$) 均未達顯著差異。

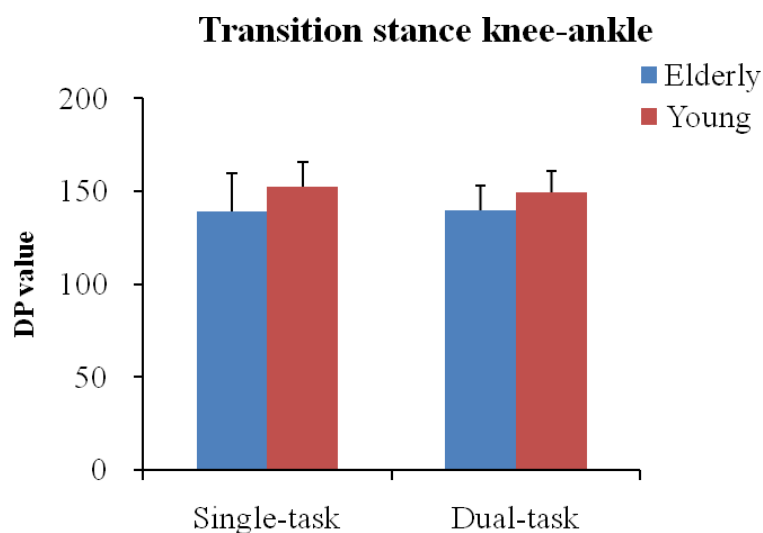


圖 4-48 下樓梯轉換站立期之膝-踝偏差相角值 (不同年齡組別比較)

表 4-8 下樓梯下肢關節偏差相角值

Condition	Stair descent (SD)				Transition (stair-to-floor)				
	Swing		Stance		Swing		Stance		
	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	Hip-knee	Knee-ankle	
Normal	Elderly	155.60 ^a (9.77)	73.17 ^a (23.81)	66.61 (25.53)	73.61 (27.73)	185.33 (10.13)	60.84 (31.65)	143.05 ^a (20.71)	139.40 (19.96)
	Young	166.80 ^a (8.30)	52.17 ^a (24.44)	64.33 ^d (27.44)	61.06 ^d (19.65)	184.02 (7.30)	79.80 (31.57)	169.74 ^a (15.38)	152.59 (13.17)
Dual task	Elderly	156.63 ^b (12.87)	71.53 ^b (32.61)	74.74 (21.99)	76.92 (18.95)	184.05 (11.99)	68.92 (38.84)	149.31 ^b (14.65)	139.98 (13.24)
	Young	167.31 ^b (8.76)	45.29 ^b (13.35)	84.39 ^d (26.67)	73.20 ^d (19.22)	182.41 (9.62)	93.83 (35.70)	167.62 ^b (26.40)	149.46 (11.62)

組間之比較：^a 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在單一任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組間之比較：^b 不同年齡組別間有顯著的主要效果，且年輕人和老年人之間在雙重任務情境下達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^c 不同任務情境間有顯著的主要效果，且老年人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

組內之比較：^d 不同任務情境間有顯著的主要效果，且年輕人組別的單一和雙重任務之間達顯著水準 ($p < .05$)

第五章 討論與結論

本章節將依以下內容分別呈現：第一節為認知任務表現、第二節為步態參數之虧損、第三節為下肢關節協調性、第四節為結論、最後第五節為建議。

第一節 認知任務表現

認知任務的介入，除了要瞭解對下肢協調的影響之外，也想要確認在雙重任務的情境下，受試者針對認知任務的回答次數，是否與坐姿測試時的基準值有所差別。

從表 4-2 得知，老年人和年輕人在單一認知測驗的情境下，後測回答次數與前測次數相比，都有明顯的進步，雖然本測驗的介入方式已經採取隨機數字的方式，且不給予任何練習的機會，但在經過前測以及雙重任務情境後，至少都經過十次以上的實際練習，因此，判斷後測回答次數的進步，是由於學習效應 (learning effect) 所造成。至於在雙重任務情境下，老年人在上樓梯的回答次數比前測的結果還多，違反了當初的研究假設，雙重任務情境下反而進步，這也呼應前面所提到，可能也是由於前測的練習效應，另一方面來說，也許是受試者在前測時，還不太熟悉認知任務的測試方式，使前測的表現不佳，此外，上樓梯的表現和後測則沒有差異，根據 Harley 等 (2009) 指出隨著年紀的增長，認知任務的負荷多寡，必須取決於動作的困難度。因此，推測上樓梯動作對老年人還不具挑戰性，可以專注在認知任

務的訊息處理上，使上樓梯的回答表現和後測的水準一樣。而老年人在下樓梯時，回答次數與前後測都沒有差異，但比明顯比上樓梯的回答次數還少，根據此現象，研判下樓梯對老年人說來可能是較困難的動作。年輕人的部分，後測同樣都比前測顯著進步，但和老年人不同之處在於，上下樓梯的表現都比前測顯著進步，及與後測的比較都沒有差異。

總結來說，老年人在兩種動作上，產生不一樣的優先選擇性 (priority) 現象，動作挑戰性低選擇專注認知任務處理，挑戰性高則捨棄認知任務處理，然而，上下樓梯的挑戰性對年輕人來說都相同，都能夠專注於認知任務處理，因此，這樣的現象會對下肢關節協調造成怎樣的影響，在後面小節會進行探討。

第二節 步態參數虧損

上樓梯轉換期的行走步速，單一任務情境都比雙重任務情境還快，年輕人又都比老年人還快，結果都符合先前研究，雙重任務會導致行走步速的下降，不僅是對老年人；年輕人也會有影響，但老年人的影響程度會比年輕人還要大，是由於這種額外的任務負荷而影響到行走的型態 (Hollman et al., 2007)，根據 O'Shea 等(2002) 提到的理論 (capacity-sharing model)，當同時進行兩種任務，會導致其中一種或兩者表現都下降，可用來解釋本研究的結果。上樓梯上樓期，單一任務情境都比雙重任務情境還快，年輕人又都比老年人還快，但年輕人的單一和雙重任務的表現卻沒有差異，可

能是在上樓期的階段，不用如同轉換期需要測量與階梯間的跨步距離，相對來說難度較低，且認知任務介入如前述結果也不造成影響，使兩種情境下的速度沒有差別。下樓梯的動作上，下樓期和轉換期也都呈現相同的結果，單一任務情境都比雙重任務情境還快，年輕人都比老年人還快，因為樓梯動作的特性，下樓梯可預期會產生較大向前和向下的動量 (Lee & Chou, 2007)，因此，不管是組間還是組內比較，差異都比上樓梯動作還大。

在空間上的參數（步長和步寬），因為樓梯本身架構上的限制 (Lee & Chou, 2007; Mian et al., 2007)，並不預期在不同情境或是年齡組別上會有差別，但在老年人下樓梯轉換期的步長，單一任務卻比雙重任務情境還大，這牽涉到轉換期第二步是踏步於地面，已經不受到樓梯限制，且下樓梯兩種情境間的行走速度差異又比較大，自然造成步長上的大小不同。依據 Hamel 等(2004) 提到老年人在樓梯的行走速度較慢或是較靠近樓梯，都是缺乏信心而產生動作上的安全機制，便能預防跌倒的風險發生，在本研究中，這些保守型態的出現，在下樓梯都比上樓梯還明顯，便可得知下樓梯的挑戰性的確比上樓梯還困難許多。

第三節 下肢關節間協調性

據我所知，過去有關於下肢協調性的相關研究，目前還沒有針對樓梯動作的探討，因此本研究，除了瞭解樓梯行走時下肢關節的協調動作，也能夠建立下肢關節在行走樓梯時的正確協調型態，提供給臨床工作者做為未來病患的評估標準。

一、相對相角變化、均方根誤差及相關

相對相角的均方根誤差值，可用來比較兩肢段、情境或是族群間之角度變化差異 (Haddad et al., 2006)，因此，本研究利用便是採用此方式，來探究族群間的差異，以單一任務的情境為基準值，探討雙重任務情境下的族群差異是否有改變。

(一)上樓梯

在轉換期和上樓期，從圖 4-14 與 4-15 以及圖 4-18 與 4-19 發現，從單一任務到雙重任務情境的轉變，在髖-膝協調的影響似乎不太，但可以發現上樓期的動作相對於轉換期，有著更穩定一致的協調型態，特別是在站立期，上樓梯轉換期時，因站立期正好是另一腳要踩上階梯的第一步，而離樓梯的距離也就勢必會影響到步長的大小，可能是導致協調型態比較比較不穩定的原因。在膝-踝協調，站立後期，年輕人是處於同相（接近 360 度）的狀態，相反地，老年人處於反相（接近 180 度）的狀態，在雙重任務情境下更是明顯，對照均方根誤差值的增加和相關係數下降的結果，代表老

年人和年輕人的膝-踝協調型態，在雙重任務的情境下差異更大，年輕人的膝-踝協調處於同相的意義，代表兩個關節的動作型態是類似的，而老年人則相反，而因老年人和年輕人的髖-膝協調型態相似，所以踝關節可能是造成在膝-踝協調型態不同的影響因素，在站立期相對另一腳則是擺盪期，必須依賴良好的踝關節控制的策略，來維持人體反鐘擺肢段的穩定度 (Colobert, Cretual, Allard, & Delamarche, 2006; Lu et al., 2008)，因此，踝關節的協調作用可能在上樓梯動作的站立期扮演重要的角色。

(二)下樓梯

在下樓梯下樓期，從均方根誤差值和相關係數來看，雙重任務情境的協調型態明顯和單一任務情境不同，在擺盪後期的髖-膝協調，年輕人趨近於同相的狀態，而老年人則接近反相的情況，代表年輕人有著類似的髖-膝關節協調狀態，老年人則反之，當擺盪後期準備要進入站立期的時候，必須尋找適合的著地位置，來建立下一個支撐底面積，而因為樓梯階梯本身的限制，以及下樓梯的向前動量較大，以及老年人可能在跨越的動作上，有較大的額狀面動作 (Chou, Kaufman, Brey, & Draganich, 2001)，都有可能造成擺盪期髖-膝協調狀態不一致的原因，在進入站立期後，老年人會預期會產生較大的膝關節伸展力矩和較小的髖關節屈曲力矩，藉此有效的控制身體下樓梯時的穩定度 (Novak & Brouwer, 2011)，因此，老年人可能是採取較僵直的支撐動作，產生較大的下肢勁度 (Hortobagyi & DeVita, 1999)，

對照圖 4-34 和 4-35 也可發現老年人確實在站立中期有著較小的髖關節屈曲角度，並從圖 4-27 的結果來對照，老年人在擺盪中期的相對相角，較早由正值變為負值，表示擺盪中期一開始較少運用髖關節屈曲的策略。在膝-踝協調的站立前期到中期，從圖 4-27 來看，老年人和年輕人有比較明顯的差異，從圖來研判雙重任務下，年輕人在站立中期的膝-踝相角較接近負值，可能是使用較多的踝關節策略，來控制身體的穩定，但老年人則沒有，推測是造成在雙重任務情境下，年輕人和老年人之間的協調型態差異被放大的原因。

在下樓梯轉換期，從圖 4-32 和 4-33 發現，雙重任務情境並不會導致受試者間的差異放大或是相關係數降低，但觀察受試者間的相對相角(圖 4-30 & 4-31)可發現，兩個族群在協調型態上大不相同，而轉換期的行走動作型態，從階梯轉換到地板的跨步並不受限制，以及老年人在跨步的動作上，和年輕人不相同之處，會以減少矢狀面 COM-COP 水平距離的方式，維持穩定的平衡 (Hahn, 2004)，而水平的距離又取決於步長的大小 (Moxley Scarborough, Krebs, & Harris, 1999)，並且從角度圖 4-36 & 4-37 可發現，兩個族群在擺盪跨步和落地支撐的變化也不大一樣，年輕人在擺盪期髖關節角度較大，落地時的膝關節屈曲和踝關節背屈也都較大，雖然在步長上的結果沒有差異，但從角度上來看，老年人髖關節屈曲角度較小，選擇比較保守的跨步方式，站立期也都和前面所提到在下樓期的策略相同，老年人

採用下肢較僵硬的落地方式，且 Lee 等(2007) 提到下樓梯轉換期時，老年人無法有效控制額狀面的身體擺動，可能也因老年人本身在額狀面動作上的不穩定，進而影響到矢狀面上的動作，種種原因都可能影響老年人和年輕人在整體下肢協調型態上的不同。另外，從角度圖 4-36 & 4-37 發現很有趣的一點，踝關節到從站立中期到後期，老年人和年輕人的角度變化，反而和站立初期相反，年輕人反而產生較大的蹠屈角度，老年人則反之，是因為接近站立期的後半段時，踝關節的蹠屈力矩扮演著站立的角色，但老年人會比年輕人產生較小的力矩，是為了避免產生過大的推蹬 (push-off) 動作，避免另一隻腳落地時膝關節產生過大的負荷 (Winter, Patla, Frank, & Walt, 1990)。

(三)小結

本小節主要探討年齡組別間下肢關節協調，是否會因認知任務介入，而產生不一樣的協調型態。結果發現，老年人和年輕人在單一任務情境下，在動作的策略上就不相同，使年齡組別間存在著原先的協調型態差異，此外再加上認知任務介入後，造成年齡組別間在動作與協調型態的差異更為明顯。由前述討論可得知，雙重任務情境下，年輕人通常不受影響，但老年人的動作策略會變得更保守，尤其在上樓梯動作的站立期，踝關節的控制是關鍵的影響因素，下樓梯則是擺盪期和站立期都會受到影響，下肢三個關節的良好協調配合，缺一不可。

至於為何雙重任務情境下，年齡組別間的差異就更明顯呢？老化所造成的感官系統功能的下降，包含前庭覺和體感覺的退化，體感覺中也包含了觸覺、壓力、關節受器等，這些功能的敏感度降低，間接變影響到了姿勢控制的能力 (Lacour et al., 2008)，此外，關節間的協調便是仰賴關節受器的訊息回饋，使我們能夠瞭解中樞神經系統，如何組織多關節來完成功能性的動作 (Burgess-Limerick et al., 1993)。又 Johnson 等(2004) 提到年齡老化會引起大腦皮質的結構變化，且額外的認知負荷，便對大腦皮質處理感覺動作的訊息造成影響，而影響到了老年人的姿勢控制 (Li & Lindenberger, 2002)。因此，毫無疑問地，在進行同樣的姿勢控制動作時，老年人比年輕人需要更大的認知負荷，且雙重任務狀態下的動作虧損，老年人必定比年輕人還大，沒有例外 (Lacour et al., 2008)。歸納以上原因，就不難理解在雙重任務的情境下，為什麼年輕人下肢協調不受影響，而老年人和年輕人產生更大的差異原因了。

二、偏差相角值

偏差相角值，用來描述整個步態週期內關節間協調穩定度，偏差值低代表協調穩定度較佳。茲將上樓梯和下樓梯來分開探討：

(一)上樓梯

在上樓梯轉換期，年輕人在擺盪期的雙重任務情境下，膝-踝協調的穩定性比單一任務情境還差，但老年人卻沒有，根據圖 4-23 發現年輕人在擺盪期的膝關節和踝關節角度，都比老年人還大，有可能是因為年輕人在雙重任務的情境下，能夠將擺盪腳有效的抬高，避免在執行雙重任務的動作下，絆到樓梯而跌倒，也因此這樣的跨步策略，改變了下肢關節的穩定度，也與 Yen 等(2009) 跨越障礙物研究的結果一致，老年人因跨越腳與障礙物之間的距離增加，而導致跨越腳的穩定性下降，然而，本研究結果不同之處在於，老年人在雙重任務情境，可能是並沒有將跨越腳有效的抬起，採用較保守的動作策略，來維持下肢關節協調的穩定性。

在上樓梯階段，站立期的膝-踝協調穩定性，雙重任務情境下，年輕人的穩定性比老年人還要差，對於支撐腳來說，如前所述年輕人跨越腳抬得較高，使得身體質心的高度提高 (Hahn, 2004; Lu et al., 2006)，會使得支撐腳在穩定平衡的難度較高，這是因為這個時候的身體質心行進軌跡是遠離支撐底面積的方向 (Huang, Lu, Chen, Wang, & Chou, 2008)，因此，這可能是造成年輕人在雙重任務情境下，下肢關節協調穩定性較差的原因，然而，

這樣的結果與原本的研究假設剛好相反，推測是因為年輕人有足夠的下肢肌力來有效的控制身體穩定，因為隨著跨越高度的提升，便需要更多的下肢肌群活化，而老年人因老化造成的下肢肌肉衰退，便需要比年輕人還要更高的肌肉活化負荷 (Hahn et al., 2005)，而又是處在雙重任務的情境下，便使得老年人的認知訊息處理系統負荷過大 (Hiraga, Garry, Carson, & Summers, 2009)，以及 Gage 等(2003) 指出害怕跌倒的老年人在跨越動作時，也會使額外的認知負荷增加，因此，老年人為了避免下肢肌群無法有效的維持身體的平衡，便採取降低身體質心的保守策略，來持維下肢關節協調的穩定度，但這是否也代表著會有較高的絆倒風險，我們目前仍無法從現在的參數結果下定論。

(二)下樓梯

流行病學研究指出，老年人下樓梯動作的身體不穩定，常導致意外的發生 (Hemenway, Solnick, Koeck, & Kytir, 1994)，然而，眾多生物力學的研究指出，老年人常採取保守的策略，來克服這種情況。

在下樓梯階段，年輕人在擺盪期的單一和雙重任務情境下，髌-膝協調穩定性都比老年人還差，根據圖 4-34 和 4-35 來看，發現擺盪期年輕人在髌關節和膝關節角度，都比年輕人還要大，因此，推測可能是由於年輕人在擺盪期的髌膝關節的活動範圍較大，而使得年輕人在髌-膝關節協調穩定性較差，雖然年輕人的穩定度差，但 Levin 等(2004) 提到，所謂的穩定性較

差，另一方面來說代表著有較佳的靈活度 (flexibility)，也就是有較大的下肢關節活動範圍，年輕人可以使用此種跨步策略，是因為有足夠的下肢肌群來控制，相反地，老年人達到這樣的要求便趨向保守的形態。而在擺盪期的單一和雙重任務情境下，老年人的膝-踝協調穩定性則都比年輕人還差，結果正好相反，推測是因為老年人在髖關節和膝關節的角度活動範圍較小，使得遠端肢段與地面的距離較近，為了避免末端肢段接觸到樓梯而產生跌倒風險，老年人需要依賴調整踝關節的策略，來完成整個擺盪期的動作，推測可能是影響老年人在膝-踝關節協調較不穩定的原因。

在下樓梯轉換期，年輕人在單一和雙重任務的情境下，站立期的髖-膝協調穩定性都比老年人還差，下樓梯站立期時，老年人的骨盆的水平晃動以及髖關節的額狀面動作，都明顯比年輕人還大，尤其是在站立期的髖關節內收力矩，而髖關節內收的動作，相對需要內在的髖關節外展肌群來維持抗衡，因此，晃動過大便代表髖關節外展肌群較無力 (Johnson, Mille, Martinez, Crombie, & Rogers, 2004)，而呈現較大的內收動作，代表降低了另一側的骨盆高度，也使另一側腳的下踏的高度降低，因此，支撐腳便不需要過大的膝關節屈曲，也使整體膝關節的活動範圍較小，又因前面所提到，站立期時身體質心行進軌跡是遠離支撐底面積的方向 (Huang et al., 2008)，而下樓梯動作的質心軌跡還多了往下的行進方向，這勢必又使維持平衡的難度更加提升，因此，老年人選擇減少關節活動範圍的策略，使身體質心

先保留在支撐底面積後方，避免矢狀面產生過大的關節動作，來順利完成動作，及維持下肢關節協調的穩定性，因此，老年人便是以額狀面晃動較大的代償策略，來穩定矢狀面關節協調動作的穩定性。

(三)小結

本小節主要探討下肢關節協調的穩定性，在不同情境或年齡組別是否會改變，發現唯一在單一與雙重任務情境之間，老年人和年輕人的關節協調穩定性結果的不同，只有在上樓站立期的膝-踝協調，其它老年人和年輕人在關節協調穩定度的不同，都不是由於雙重任務情境所導致，而是原本年齡組別間的動作差異所造成。

第四節 結論

本研究經實驗結果探討後，獲得以下結論：

一、認知任務

雙重情境下認知任務的表現，上樓梯動作中，老年人的表現和年輕人採取一樣的策略，選擇專注在認知任務的回答上，然而，下樓梯的動作，可能對老年人來說較困難，而捨棄了認知任務的回答，選擇專注在動作表現上，但年輕人仍然專注於認知任務回答。

二、步態參數表現

在步態參數表現上呈現一致的結果，時間參數方面，在上樓梯和下樓梯，單一任務比雙重任務情境的步速還快，年輕人的步速比老年人還快，在空間參數上，因樓梯本身的架構限制，幾乎沒有任何差異，除了年輕人在轉換期的單一任務情境，比雙重任務情境還快。

三、下肢關節協調差異性

單一任務情境下，老年人和年輕人在上樓梯的下肢關節協調型態有所差別，尤其是在站立期，而在雙重任務情境下，並不會改變原本的協調型態，但會導致族群間的協調型態差異被放大，尤其是在膝-踝的協調型態，在下樓梯時也是類似的狀況，單一情境兩族群間的協調型態有所差異，而在雙重情境下，下樓期族群間有著更明顯的差異，但在轉換期似乎影響不大。

四、下肢關節協調穩定性

認知任務的介入後，只有在上樓梯上樓站立期的膝-踝關節聯合，老年人和年輕人之間下肢協調穩定產生差異，其餘在雙重任務下組間所產生的差異，我們無法確認是否為雙重任務情境的影響，因為其差異在單一任務情境便發生，整體來說，年輕人在上下樓梯的動作中，協調穩定性較差，是因為有足夠的下肢肌力控制，採取較大膽的動作策略，老年人剛好相反，都趨向選擇較保守的策略，來維持關節協調的穩定性，尤其在下樓梯中，利用額狀面晃動較大的代償動作，來維持矢狀面的動作穩定。

五、總結

歸納以上結果得知，從認知任務表現、時間空間參數和下肢關節協調等參數來看，老年人似乎在下樓梯的動作中，受到的影響較大，但年輕人則不受影響，因此，下樓梯動作可能造成老年人跌倒的風險提高。

第五節 建議與未來研究

- 一、本研究中認知任務的表現，年輕人和老年人雙重任務情境，都可以表現得比前測還好，雖然推測為學習效應，但是否也意味著認知任務過於簡單，容易學習，未來可以嘗試以不同的方式介入，可能會有不同的結果。
- 二、本研究在討論解釋過程中，常會輔以姿勢控制或是下肢肌群控制的觀點來予以佐證，未來可以加入相關參數的對照解釋，使研究結果更為完整。
- 三、在討論的過程中，雖然本研究只單純探討在矢狀面的動作，但卻發現額狀面的動作上似乎也不可忽略，未來也可考慮探討額狀面的動作，然而，額狀面動作上的結果誤差也相對較大，值得我們去深思取捨。
- 四、據我所知，本研究為第一個探討有關樓梯雙重任務動作下肢關節協調的研究，本研究結果可提供臨床當作一個基準值，可應用於臨床病人的評估，如跌倒風險的老年人、偏癱、關節置換或前十字韌帶置換的病患等。

參考文獻

- Azizah Mbourou, G., Lajoie, Y., & Teasdale, N. (2000). Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology*, 49(1), 21-26.
- Bardy, B., Oullier, O., Bootsma, R., & Stoffregen, T. (2002). Dynamics of human postural transitions. *Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance*, 28(3), 499-513.
- Barela, J., Whittall, J., Black, P., & Clark, J. (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, 19(2), 251-273.
- Berg, K., Maki, B., Williams, J., Holliday, P., & Wood-Dauphinee, S. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11), 1073.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. (1st ed.). Oxford: Pergamon Press.
- Blake, A., Morgan, K., Bendall, M., Dallosso, H., Ebrahim, S., Arie, T., Bassey, E. (1988). Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, 17(6), 365.
- Brown, M., Sinacore, D., & Host, H. (1995). The relationship of strength to function in the older adult. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 50, 55.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91-94.
- Camicioli, R., Howieson, D., Lehman, S., & Kaye, J. (1997). Talking while walking: the effect of a dual task in aging and Alzheimer's disease. *Neurology*, 48(4), 955.
- Campbell, A., Borrie, M., Spears, G., Jackson, S., Brown, J., & Fitzgerald, J. (1990). Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age and Ageing*, 19(2), 136.
- Campbell, A., Reinken, J., Allan, B., & Martinez, G. (1981). Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. *Age and Ageing*, 10(4), 264.

- Canning, C. G. (2005). The effect of directing attention during walking under dual-task conditions in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, *11*(2), 95.
- Chen, C. J., & Chou, L. S. (2010). Center of mass position relative to the ankle during walking: A clinically feasible detection method for gait imbalance. *Gait & Posture*, *31*(3), 391-393.
- Chen, H., & Lu, T. (2006). Comparisons of the joint moments between leading and trailing limb in young adults when stepping over obstacles. *Gait & Posture*, *23*(1), 69-77.
- Chou, L. S., Kaufman, K. R., Brey, R. H., & Draganich, L. F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait & Posture*, *13*(1), 17-26.
- Cirstea, M. C., Mitnitski, A. B., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2003). Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Experimental Brain Research*, *151*(3), 289-300.
- Clark, J., & Phillips, S. (1993). A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: A dynamical systems analysis. *Child Development*, *64*(4), 1143-1157.
- Colobert, B., Cretual, A., Allard, P., & Delamarche, P. (2006). Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*, *21*(4), 427-434.
- Desforges, J., Tinetti, M., & Speechley, M. (1989). Prevention of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, *320*(16), 1055-1059.
- Faulkner, J. A., & Brooks, S. V. (1990). Skeletal muscle weakness and fatigue in old age: Underlying mechanisms. *Annual Review of Gerontology and Geriatrics*, *10*, 147-166.
- Fitzpatrick, R., Rogers, D., & McCloskey, D. (1994). Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *The Journal of Physiology*, *480*(Pt 2), 395.
- Foerster, F., Smeja, M., & Fahrenberg, J. (1999). Detection of posture and motion by accelerometry: A validation study in ambulatory monitoring. *Computers in Human Behavior*, *15*(5), 571-583.
- Fok, P., Farrell, M., & McMeeken, J. (2010). Prioritizing gait in dual-task conditions in people with Parkinson's. *Human Movement Science*,

29(5), 831-842.

- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state" : A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12(3), 189-198.
- Gage, W. H., Sleik, R. J., Polych, M. A., McKenzie, N. C., & Brown, L. A. (2003). The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Experimental Brain Research*, 150(3), 385-394.
- Greenspan, S., Myers, E., Kiel, D., Parker, R., Hayes, W., & Resnick, N. (1998). Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly. *The American Journal of Medicine*, 104(6), 539-545.
- Gribble, P. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 641-646.
- Haddad, J. M., Emmerik, R. E. A., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, 23(4), 429-434.
- Hahn, M. (2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 837-844.
- Hahn, M., Lee, H., & Chou, L. (2005). Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture*, 22(4), 356-361.
- Hamel, K., & Cavanagh, P. (2004). Stair performance in people aged 75 and older. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(4), 563-567.
- Hamel, K., Okita, N., Bus, S., & Cavanagh, P. (2005). A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*, 48(8), 1047-1056.
- Harley, C., Wilkie, R. M., & Wann, J. P. (2009). Stepping over obstacles: Attention demands and aging. *Gait & Posture*, 29(3), 428-432.
- Hayes, W., Myers, E., Robinovitch, S., Van Den Kroonenberg, A., Courtney, A., & McMahon, T. (1996). Etiology and prevention of age-related hip fractures. *Bone*, 18(1), S77-S86.
- Hemenway, D., Solnick, S., Koeck, C., & Kytir, J. (1994). The incidence of stairway injuries in Austria. *Accident Analysis & Prevention*, 26(5),

675-679.

- Hernández, A., Silder, A., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2009). Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait & Posture*, *30*(2), 217-222.
- Hiraga, C. Y., Garry, M. I., Carson, R. G., & Summers, J. J. (2009). Dual-task interference: Attentional and neurophysiological influences. *Behavioural Brain Research*, *205*(1), 10-18.
- Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, *26*(1), 113-119.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(Supplement 2), ii7-ii11.
- Horak, F. B., Shupert, C. L., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, *10*(6), 727-738.
- Hortobagyi, T., & DeVita, P. (1999). Altered movement strategy increases lower extremity stiffness during stepping down in the aged. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *54*(2), B63.
- Hsue, B. J., Miller, F., & Su, F. C. (2009). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, *29*(3), 465-470.
- Huang, S. C., Lu, T. W., Chen, H. L., Wang, T. M., & Chou, L. S. (2008). Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing. *Medical Engineering & Physics*, *30*(8), 968-975.
- Johnson, M. E., Mille, M. L., Martinez, K. M., Crombie, G., & Rogers, M. W. (2004). Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*(4), 593-597.
- Johnson, M. K., Mitchell, K. J., Raye, C. L., & Greene, E. J. (2004). An age-related deficit in prefrontal cortical function associated with refreshing information. *Psychological Science*, *15*(2), 127.
- Kirkwood, R., Culham, E., & Costigan, P. (1999). Hip moments during level

- walking, stair climbing, and exercise in individuals aged 55 years or older. *Physical Therapy*, 79(4), 360.
- Kurza'b, M., & Stergioub, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 35, 369-374.
- Lacour, M., Bernarddemanze, L., & Dumitrescu, M. (2008). Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 411-421.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Experimental Brain Research*, 97(1), 139-144.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1996). Upright standing and gait: Are there changes in attentional requirements related to normal aging? *Experimental Aging Research*, 22(2), 185-198.
- Lamoureux, E., Sparrow, W., Murphy, A., & Newton, R. (2002). The relationship between lower body strength and obstructed gait in community-dwelling older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(3), 468-473.
- Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 569-575.
- Lee, H., & Chou, L. (2007). Balance control during stair negotiation in older adults. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2530-2536.
- Levin, O., Suy, E., Huybrechts, J., Vangheluwe, S., & Swinnen, S. (2004). Bimanual coordination involving homologous and heterologous joint combinations: When lower stability is associated with higher flexibility. *Behavioural Brain Research*, 152(2), 437-445.
- Li, K. Z. H., & Lindenberger, U. (2002). Relations between aging sensory/sensorimotor and cognitive functions. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 26(7), 777-783.
- Li, L., van den Bogert, E., Caldwell, G., van Emmerik, R., & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, 18(1), 67-85.
- Load, S. R., & Ward, J. A. (1994). Age-associated differences in sensori-motor

- function and balance in community dwelling women. *Age and Ageing*, 23(6), 452.
- Lord, S. R., & Ward, J. A. (1994). Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. *Age and ageing*, 23(6), 452.
- Lu, T. W., Chen, H. L., & Chen, S. C. (2006). Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. *Gait & Posture*, 23(4), 471-479.
- Lu, T. W., Yen, H. C., & Chen, H. L. (2008). Comparisons of the inter-joint coordination between leading and trailing limbs when crossing obstacles of different heights. *Gait & Posture*, 27(2), 309-315.
- Maylor, E. A., & Wing, A. M. (1996). Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 51(3), P143.
- McCulloch, K. L., Mercer, V., Giuliani, C., & Marshall, S. (2009). Development of a clinical measure of dual-task performance in walking: Reliability and preliminary validity of the walking and remembering Test. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 32(1), 2.
- McFadyen, B., & Winter, D. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 733-744.
- McLlroy, W. E., & Maki, B. E. (1995). Adaptive changes to compensatory stepping responses. *Gait & Posture*, 3(1), 43-50.
- Melzer, I. (2004). Postural stability in the elderly: A comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6), 602-607.
- Mian, O., Narici, M., Minetti, A., & Baltzopoulos, V. (2007). Centre of mass motion during stair negotiation in young and older men. *Gait & Posture*, 26(3), 463-469.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Narici, M. V., & Baltzopoulos, V. (2007). Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait & Posture*, 25(1), 9-17.
- Moxley Scarborough, D., Krebs, D. E., & Harris, B. A. (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait & Posture*, 10(1), 10-20.

- Murphy, J., & Isaacs, B. (1982). The post-fall syndrome. *Gerontology*, 28(4), 265-270.
- Murray, M. P., Kory, R. C., & Clarkson, B. H. (1969). Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*, 24(2), 169.
- Nadeau, S., McFadyen, B. J., & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: What are the challenges compared to level walking? *Clinical Biomechanics*, 18(10), 950-959.
- Novak, A. C., & Brouwer, B. (2011). Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait & Posture*, 33(1), 54-60.
- O'Shea, S., Morris, M. E., & Iansek, R. (2002). Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: Effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical Therapy*, 82(9), 888.
- Overstall, P., Exton-Smith, A., Imms, F., & Johnson, A. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal*, 1(6056), 261.
- Pai, Y., Maki, B., Iqbal, K., McIlroy, W., & Perry, S. (2000). Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: A dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics*, 33(3), 387.
- Parker, T. M., Osternig, L. R., Lee, H. J., Donkelaar, P., & Chou, L. S. (2005). The effect of divided attention on gait stability following concussion. *Clinical Biomechanics*, 20(4), 389-395.
- Reeves, N., Spanjaard, M., Mohagheghi, A., Baltzopoulos, V., & Maganaris, C. (2008). The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 218-227.
- Richards, C., Malouin, F., Durand, A., & Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor tasks. *Semin Orthop*, 4, 120-129.
- Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15(1), 32-44.
- Sattin, R. (1992). Falls among older persons: a public health perspective. *Annual*

- Review of Public Health*, 13(1), 489-508.
- Siu, K. C., Chou, L. S., Mayr, U., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2009). Attentional mechanisms contributing to balance constraints during gait: The effects of balance impairments. *Brain Research*, 1248, 59-67.
- Startzell, J., Owens, D., Mulfinger, L., & Cavanagh, P. (2000). Stair negotiation in older people: A review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(5), 567-580.
- Stergiou, N., Jensen, J., Bates, B., Scholten, S., & Tzetzis, G. (2001). A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 213-221.
- Sutherland, D., Cooper, L., & Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62(3), 354.
- Svanstrom, L. (1974). Falls on stairs: An epidemiological accident study. *Scandinavian Journal of Public Health*, 2(3), 113.
- Tang, P.-F., & Woollacott, M. H. (1996). Balance control in older adults: Training effects on balance control and the integration of balance control into walking. *Advances in Psychology*, 114, 339-367.
- Tinetti, M., Doucette, J., Claus, E., & Marottoli, R. (1996). Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *Home Healthcare Nurse*, 14(7), 549.
- Tinetti, M., Speechley, M., & Ginter, S. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701-1707.
- Tucker, M. G., Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2009). Voluntary sway and rapid orthogonal transitions of voluntary sway in young adults, and low and high fall-risk older adults. *Clinical Biomechanics*, 24(8), 597-605.
- Turvey, M. (1990). Coordination. *American psychologist*, 45(8), 938-953.
- Van Emmerik, R., & Wagenaar, R. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175-1184.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing

- and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
- Winter, D., Prince, F., Frank, J., Powell, C., & Zabjek, K. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334.
- 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.
- Woltring, H. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatorspline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8(2), 104-113.
- Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: A review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16(1), 1-14.
- Yang, Y. R., Chen, Y. C., Lee, C. S., Cheng, S. J., & Wang, R. Y. (2007). Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait & Posture*, 25(2), 185-190.
- Yen, H. C., Chen, H. L., Liu, M. W., Liu, H. C., & Lu, T. W. (2009). Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2501-2506.

附錄一

臺北醫學大學人體試驗志願書

年 月 日

研究題目：雙重任務對下肢關節協調之影響

執行單位：台灣師範大學 體育學系

研究生：李光鑫 (0928-192271)

主持人：李恆儒 助理教授

自願受試者姓名：

性別： 出生年月日： 身分證字號：

通訊地址：

電話：

緊急聯絡醫師：台電聯合診所 復健科 主治醫師 游振弘

緊急聯絡醫師電話(手機)：0938664331

(一)試驗目的：

本研究案採用科學實驗的方式，從生物力學的觀點，來評估老年人在日常生活樓梯行走的下肢關節協調變化，希望藉由實驗成果可作為日後老人健康課程的參考比較標的，並能有效預防老年人跌倒的意外發生。

(1)試驗設計及進行方法：

實驗全程採赤足進行，每位受試者均需進行四個步驟的測試：（一）認知任務基準值前測：要求受試者採坐姿回答問題，實驗者會先隨機給予受試者一個介於 40 到 99 之間的數字，為了避免有過多的思考時間，在實驗者給予數字的五秒後，便開始進行將數字連續減 7 的思考任務，給予十秒的回答時間，需將答案大聲朗誦出，並將答案紀錄之；（二）單一任務情境（無認知任務介入）之上下樓梯測試：被指示站立於樓梯前三公尺預備，試驗前讓受試者練習數次，以便熟悉人工打造的樓梯，聞“開始”口令後，必須以最自然的動作及速度行走，盡量符合日常生活中的情況；（三）上下樓梯同時加上認知任務（雙重任務）之測試：要求在進行動作的同時，必須進行額外認知任務的思考，首先，實驗者會先隨機給予一個介於 40 到 99 之間的數字，為了避免有過多的思考時間，在實驗者給予數字的五秒後，便開始進行將數字連續減 7 的思考任務，需將答案大聲朗誦出，並同時進行上下樓梯之動作，回答範圍訂定為樓梯前 3 公尺至樓梯最後一階往後延伸 1.5 公尺，並記錄在這範圍內回答正確的次數；（四）認知任務基準值後測：與前測施測方式相同。

(二)可能導致之副作用與危險：

可能傷害：1. 踝關節或膝關節扭傷。2. 肌肉酸痛。3. 跌倒

處理方式：預防為優先知道。實驗前讓受試者清楚自己實驗流程，瞭解自己要接受測試的動作，並且讓受試者有練習的機會，來減少受傷機會。如果真的發生踝關節或膝關節扭傷，首先停止實驗的進行，並且針對受傷關節進行 PRICE 的步驟來解緩關節可能的腫脹及疼痛感。每隔 1 小時持續進行 20 分鐘的冰敷及壓迫，經過 12 小時觀察，假若疼痛及腫脹沒有緩解，則儘速轉診醫療院所。

若有實驗中肌肉酸痛症狀發生，則立即停止實驗，確定無礙且經受試者同意後，再將實驗繼續完成。並建議受試者在實驗前後採取適當的下肢肌肉伸展以預防肌肉酸痛的發生。

實驗地板周邊皆鋪設有軟墊，若受試者意外跌倒，可以有效預防傷害的發生。

(三)參加本研究計劃受試者個人權益將受以下保護：

- (1) 本計劃執行機構將維護受試者在試驗過程當中應得之權益。
- (2) 試驗所得資料可能發表於學術性雜誌，但受試者姓名將不會公佈，受試者之隱私將予絕對保密。
- (3) 受試者於試驗過程中可隨時撤回同意，退出試驗。

研究生:李光鑫

日期：

(四)本人已經詳閱上列各項資料，有關本實驗之疑問業經研究者詳細予以解釋，本人瞭解在試驗期間，本人有權致函研究者，退出試驗，本人同意接受為本人體試驗計劃之自願受試者。

自願受試者簽名：

日期：

(或法定代理人)

附錄二

簡式智能量表 Mine Mental State Examination (MMSE)
--

受試者姓名：_____ 日期：_____

方法：依照問題順序回答。分數計算方式為：達對的問題或是依照指示做對動作得一分。

最高分數	受試者分數	問題
5		今天是_____年_____月_____日星期_____，季節為_____季
5		這裡是_____學校_____樓，在_____縣市，_____區
5		施測者清楚的說出三件東西的名字，叫病人馬上覆誦，可能的話請執行重複物品名稱直到受試者可以覆誦為止 <input type="checkbox"/> 樹木 <input type="checkbox"/> 剪刀 <input type="checkbox"/> 火車
5		減七測驗，從 100 到 65
5		回想剛才三件東西的名字 <input type="checkbox"/> 樹木 <input type="checkbox"/> 剪刀 <input type="checkbox"/> 火車，練習次數
5		出示手錶和筆，要病人說出東西的名字 <input type="checkbox"/> 手錶 <input type="checkbox"/> 筆
5		覆誦：沒如且或但 或 知足天地寬 或 心安菜根香
5		服從命令： <input type="checkbox"/> 用你的右手拿起這張紙， <input type="checkbox"/> 將它對摺， <input type="checkbox"/> 然後置於地板上面
5		朗讀並執行下列動作：請閉上眼睛
5		寫出一個句子（造句：含主詞、動詞、受詞）或寫出一句話 _____
5		畫出圖形（兩個重疊的五角形） 
30		加總

簡易智能狀態測驗主要是用來篩檢出有認知功能障礙的病患

Mini-mental State Score (總分: 30)

正常分數: 須大於 24

教育與年齡因素校正後正常值 (國外資料)

- 4 年以上教育者
 - 18 ~ 69 歲: 平均 MMSE 分數 22-25
 - 70 ~ 79 歲: 平均 MMSE 分數 21-22
 - > 79 歲: 平均 MMSE 分數 19-20
- 8 年以上教育者
 - 18 ~ 69 歲: 平均 MMSE 分數 26-27
 - 70 ~ 79 歲: 平均 MMSE 分數 25
 - > 79 歲: 平均 MMSE 分數 23-25
- 高中以上教育者
 - 18 ~ 69 歲: 平均 MMSE 分數 28-29
 - 70 ~ 79 歲: 平均 MMSE 分數 27
 - > 79 歲: 平均 MMSE 分數 25-26
- 大學以上教育者
 - 18 ~ 69 歲: 平均 MMSE 分數 29
 - 70 ~ 79 歲: 平均 MMSE 分數 28
 - > 79 歲: 平均 MMSE 分數 27

附錄三

伯格氏平衡量表 (Berg Balance Test)

【在不使用輔具情況下，取較低分數計分】 姓名/編號_____

<p>1. 坐到站。指令：請試著不用手支撐站起來。(用有扶手的椅子)</p> <p>4 能夠不用手支撐站起並且自己站穩</p> <p>3 能夠獨自用手支撐站起</p> <p>2 能在嘗試幾次之後用手支撐站起</p> <p>1 需些微幫助下才可站起或站穩</p> <p>0 需要中度的或大量的幫助才能站起</p>	
<p>2. 維持站姿。指令：請在不扶任何東西下站兩分鐘。</p> <p>4 能安全地站 2 分鐘</p> <p>3 需在監督下才能站 2 分鐘</p> <p>2 不需要支撐能站 30 秒</p> <p>1 嘗試幾次之後才能在不需支撐下站 30 秒</p> <p>0 無法在沒有幫助下站 30 秒</p>	
<p>註：如果受試者能在沒有支撐物的情形下站兩分鐘，則第 3 項坐姿不扶測驗給滿分，繼續進行第 4 個站到坐的項目。</p>	
<p>3. 坐在無靠背椅子但腳須有承重。(如可支撐於地上或小凳子上) 坐著不扶。指令：請將雙手抱於胸前坐兩分鐘。</p> <p>4 能安穩且安全地坐兩分鐘</p> <p>3 在監督下能坐兩分鐘</p> <p>2 能坐 30 秒</p> <p>1 能坐 10 秒鐘</p> <p>0 無法在沒有支撐下坐 10 秒鐘</p>	
<p>4. 站到坐。指令：請坐下。</p> <p>4 能在手的些微(甚至沒有)幫助之下，安全地坐下</p> <p>3 需用手控制坐下速度</p> <p>2 需用腿的背面抵著椅子來控制坐下</p> <p>1 能自己坐下，但坐下來的過程中無法將身體(坐下速度)控制好</p> <p>0 需要協助才能坐下</p>	
<p>5. 轉位。指令：準備數張椅子以供轉位。要求受試者轉位至一有扶手及一無扶手的位子。</p> <p>4 能在手的些微幫助下安全地轉位</p> <p>3 需用手幫忙始能安全地轉位</p> <p>2 需在言語的引導或監督下始能轉位</p> <p>1 需一人幫忙始能轉位</p> <p>0 需兩人幫忙或指導始能轉位</p>	
<p>6. 閉上眼睛並維持站姿不扶。指令：請閉上眼睛並站好持續 10 秒鐘。</p> <p>4 能安全地站好並持續 10 秒鐘</p> <p>3 能在監督下站好並持續 10 秒鐘</p> <p>2 能站好 3 秒鐘</p>	

<p>1 無法保持閉眼 3 秒鐘，但可站穩 0 需要幫忙以避免跌倒</p>	
<p>7. 雙腳併攏並維持站姿不扶。指令：請將雙腳併攏，不扶任何東西站好。</p> <p>4 能獨自並攏雙腳，安全地站一分鐘 3 在監督下能獨自並攏雙腳，站一分鐘 2 能獨自並攏雙腳但無法維持 30 秒鐘 1 需協助始能並攏雙腳但可站 15 秒鐘 0 需協助始能並攏雙腳且無法維持 15 秒鐘</p>	
<p>8. 站姿手前伸。指令：抬起手臂至 90 度，將手臂與手指伸直並盡量往前伸。(受試者手臂抬至 90 度時，施測者將尺規置於受試者手指末端。當受試者手臂往前伸展時，手指不可觸碰尺規。記錄受試者往前伸展之最遠距離。可能的話請受試者使用雙臂，以避免受試者轉動身體。)</p> <p>4 能自信地往前伸展 25 公分以上 3 能安全地往前伸展 12 公分以上 2 能安全地往前伸展 5 公分以上 1 需在監督下始能往前伸展 0 伸展時失去平衡或需外力支持</p>	
<p>9. 由站姿撿起地上的東西。指令：撿起置於腳前的鞋子或拖鞋。</p> <p>4 能安全輕易地撿起拖鞋 3 需在監督下才能撿起拖鞋 2 無法撿起拖鞋，但可彎腰幾乎可以碰到拖鞋 (2.5-5cm 左右)，且可自己保持平衡 1 無法撿起拖鞋且在嘗試時需要監督 0 無法嘗試或需協助以免失去平衡或跌倒</p>	
<p>10. 站著轉頭向後看。指令：把頭轉向你的左邊，往你的正後方看。然後向右邊重複一次。測試者可在受試者正後方舉起一物供其注視，以鼓勵其轉頭的動作更流暢。</p> <p>4 能夠往兩側向後看並且重心轉移的很好 3 只能往一側回頭向後看，往另一側看時重心轉移得較少 2 只能轉頭至側面但能維持平衡 1 轉頭時需要監督 0 需要扶持以防止失去平衡或跌倒</p>	
<p>11. 轉圈走 360 度。指令：轉一圈走 360 度。停下來。換另一個方向再轉一圈走 360 度。</p> <p>4 每側皆能夠在 4 秒內安全地轉 360 度 3 在 4 秒內只能安全地往一側轉 360 度 2 能夠安全地轉 360 度但非常緩慢 1 轉圈時需要密切地監督或口頭提醒 0 轉圈時需要協助</p>	

<p>12. 於站姿兩腳交替踩放在階梯或凳子上。 指令： 兩腳交替放在階梯或凳子上，繼續直到兩腳都踏到階梯或凳子四次為止。</p> <p>4 能夠獨自且安全地站立，並在 20 秒內完成八步 3 能夠獨自站立，但需超過 20 秒始能完成八步 2 可在監督下完成四步而不需要協助 1 在稍微協助下能夠完成兩步以上 0 需要協助以防止跌倒或無法嘗試</p>	
<p>13. 兩腳前後站。 指令：(向受試者示範)將一隻腳放在另一隻腳的正前方。假如您覺得無法將一腳放在另一腳正前方，試著把一腳盡量往前踏，讓你的前腳跟超過後腳腳趾。(步伐長度如果超過另一隻腳的長度而且步寬接近受試者的正常步寬，就記為 3 分。)</p> <p>4 能夠獨自把一腳放在另一腳的正前方並維持 30 秒 3 能夠獨自把一腳放在另一腳前面並維持 30 秒 2 能夠獨自踏出一小步走並維持 30 秒 1 踏步時需要幫忙但可維持 15 秒 0 往前踏或站立時失去平衡</p>	
<p>14. 單腳站。指令： 不要扶東西用單腳站，愈久愈好。</p> <p>4 能夠獨自把腿抬起超過 10 秒以上 3 能夠獨自把腿抬起並維持 5-10 秒 2 能夠獨自把腿抬起，並維持 3 秒或 3 秒以上 1 能嘗試抬腿少於 3 秒但仍能維持獨自站立 0 無法嘗試或需要協助以防止跌倒</p>	
<p>總分 / 最高分數</p>	<p>/56</p>

參考網址：

<http://www.google.com.tw/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CCsQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.pt.ntu.edu.tw%2Fmhh%2Fcourse%2Fneuro%2FBS%2FBasic%2520assessment%2F2004%25E4%25BC%25AF%25E6%25A0%25BC%25E6%25B0%258F%25E5%25B9%25B3%25E8%25A1%25A1%25E9%2587%258F%25E8%25A1%25A8.doc&ei=FnJ2T7veBYzRmAXLr8XpDw&usg=AFQjCNGNxqVsKtEthwMFAEbU-OV8DU7NeA&sig2=RZifN9YwaMFVqL49mbs21w>