

# 高齡者使用助行器進行起立與坐下之研究

葉栢巍

玄奘大學視覺傳達設計系

## 摘要

助行器是最常見的輔行用具之一，然而多數使用者於使用後容易造成上肢之慢性疾病，若可了解助行器之上肢操作模式應可避免許多併發症產生。本研究目的為了解高齡者操作助行器之腕部角度，並提出助行器握把設計之建議。

本研究對 63 位高齡者進行研究，包含 32 位無使用者以及 31 位有使用者利用助行器進行起立/坐下兩動作之研究，以了解兩動作之站立位置/移動時期與坐下位置時之腕部角度變化。結果發現操作助行器時確實會造成腕部之彎曲現象，尺偏約為  $30^\circ \sim 36^\circ$ ，背屈約為  $16^\circ \sim 30^\circ$ ；腕部角度無論是尺偏或背屈在各位置點(坐下/移動/站立)之間與兩動作(起立/坐下)之間均有不同；此外，有使用者會出現較大之支撐力與背屈，此外，無論是尺偏或背屈，右手之偏移角度均高於左手之偏移角度。

針對助行器之設計建議為：1、助行器之握把設計可針對尺偏進行改良；2、改變雙手之尺偏角度 30 度，則可減緩其偏移角度。本研究之方法亦可運用於其它種類之助行器，且於未來可針對握把之造型以及個人化設計，應可再縮小其腕部彎曲的角度。

關鍵詞：高齡者、助行器、腕部彎曲、握把



## 一、前言

高齡化所產生的老化導致生理機能下降是無可避免的自然現象，統計結果發現台灣地區有 110 萬 436 人為身心障礙者，其中 65 歲以上之高齡者更佔了其中的 16.11 %。高齡化導致身體機能的退化是難以利用藥物與外科手術來改善其狀況，因此高齡者需要依賴行動輔具來協助完成日常生活，其行動輔具則包括手杖、柺杖及助行器，對平衡能力降低之高齡者而言，助行器確實是較安全之選擇。

助行器的操作需要利用手部進行抬舉與支撐身體以完成前進動作，因此，操作助行器是一個高度重複的動作，由以上之敘述中可發現手部在助行器之操作中佔了極大的份量，更有多數高齡者於助行器的使用後發現上肢疼痛的現象，更有多數學者建議當執行一般作業時，手腕宜保持在正中姿勢，避免手腕偏移現象產生，然而，市面上所見之助行器於握把握持部份皆為水平式握把設計，因此使用者操作時會造成腕部彎曲，長期使用下，此狀況可能會導致上肢關節部份的傷害，因此握持姿勢更成為一重要之課題。

本研究將利用實驗法針對高齡者使用助行器起立與坐下兩動作時之腕部彎曲角度進行分析與探討，目的為了解高齡者使用助行器起立/坐下動作之腕部角度與支撐力變化，期待本研究之結果能提供相關工作者作為未來研究與設計之重要文獻，並能重視輔具於使用後所造成的其他傷害，進而設計出更為完善之輔具給予高齡者使用。

## 二、文獻探討

### (一) 社會高齡化現況

隨著生活品質提升與醫療技術的進步，國人的平均壽命有明顯提升之趨勢，台灣地區 65 歲以上人口在 1993 年底正式步入世界衛生組織(World Health Organization, WTO)所界定的「高齡化社會」之列。由於壽命的延長，人口老化現象無論已開發或開發中國家皆然，就台灣地區而言，預估 2050 年其高齡人口將增至 31.2%，亦即總人口中將有三分之一為高齡人口(黃富順, 2004)。根據內政部(2011)統計結果，我國兩性平均餘命為 79 歲，較 97 年之 78.57 歲增加 0.43 歲，調查更發現開發中與已開發國家之平均年齡均有向上提升之

現象，因此可說高齡化現象已成為全球之趨勢。

## (二) 高齡者與生理變化

高齡者的界定，由於生理、心理、社會等年齡觀點不同，對「高齡者」定義詮釋也不同，美、日、韓等國均規定年滿 65 歲以上者，可享有福利之照顧；而聯合國人口年鑑統計三分法，亦以 65 歲以上為老人；我國於民國 69 年制定通過的老年福利法中所稱老人，係指年滿 70 歲以上之人，而民國 86 年新修訂通過的老人福利法，「老人年齡」定義為 65 歲，由此得知當今之勢以 65 歲為老人的界定(周煌明，2000)。

高齡化會引起個體許多方面的改變，生理上也會形成許多器官功能退化。內政部(2011)亦指出肢障者多為 65 歲以上的高齡者，這也表示高齡化會造成身體機能的退化(Paterson et al., 2007)。日常生活中起立與坐下兩動作是一個最普通的動作(Manckoundia et al., 2006)。然而，高齡化改變了起立與坐下的形式，近年來的研究中發現已有學者針對高齡化與起立、坐下的變化進行討論，許多研究更發現高齡者進行起立與坐下動作需要花更多的時間，甚至會有跌倒情況發生，此現象是由於起立與坐下姿勢的轉換時，軀幹的角度變化而增加了跌倒風險(Leung & Chang, 2009; Lehtola et al., 2006)。

針對起立與坐下兩動作，許多學者(如：Kralj et al., 1990; Millington et al., 1992)將起立與坐下分為三個部份：開始期、上升/下降期與穩定期，Hughes et al.,(1996)更發現下肢受傷的高齡者進行起立/坐下動作時於移動期間需要使更大膝伸肌力。Lindemann et al.,(2007)的研究指出：當臀部離開座椅時，地面的反作用力會最大，同時這也是前述所提之移動期間之開始，此外許多學者亦發現許多高齡者在此期間容易造成跌倒的現象(如：Dubost et al., 2005; Najafi et al., 2002; Carr & Shepherd, 2000)。

## (三) 助行器之相關研究

多數的研究指出高齡產生的生理退化現象難以利用藥物或手術來恢復(Glassa, 2007; Huang, 2005; Semsei, 2000)，因此，許多輔具因應而生(Bateni et al., 2004)，輔具除了提供使用者在起立、行走與坐下等動作的輔助外，亦可維持其平衡與穩定，因此許多身體較虛弱之高齡者需要依賴助行器來維持他們的日常生活(Benedetti et al., 1998)。

一般市售之助行器為一長方形結構之管狀金屬架，由四根腳所構成，且每根腳上皆有防滑墊設計，是擁有最好的穩定性和最大正向支撐力的輔行工具(Van Hook et al., 2003)。Hamid and Brain(2005)亦將助行器分為四腳型助行器、帶輪式助行器與輪式煞車助行器三大類，而台灣地區多數助行器使用者使用四腳型助行器。

助行器於使用上是完全需要依賴雙手握住握把來進行助行器操作，使用者能藉由上肢作用在行動輔具上的承重來減輕下肢的承重，減少因為身體肌耐力或體力不足而跌倒(Bateni, et al. 2005)。關於手部的操作的研究中(Alkurdi & Dweiri, 2010)，慣用手的使力通常較大，意即進行手部操作時，使用者通常較仰賴慣用手；許多研究(Sayer et al., 2006; Morse et al., 2006; Hallbeck & McMullin, 1993)更指出性別與健康狀況對於手部操作會有顯著的影響。

透過握把設計之相關研究報告指出，握把設計會影響使用者於操作後的狀況，不良之設計甚至會造成負面影響(Haque & Khan, 2009; Sala et al., 1998)。現今市面上所售之助行器於握把設計上多為水平式的握把設計(Huang et al., 2006)，而使用助行器協助行走的過程如同常人走路般是一個重複的動作(Aikaterini & Tianjian, 2005)，因此，手腕長期操作輔具下，確實會造成許多慢性疾病產生(Koh et al., 2002; Klein et al., 2000; Werner et al., 1989; Gelberman et al., 1981)。

腕部傷害最常見的是累積性傷害(Cumulative trauma disorders, CTDs)(Giuliani et al., 2008; Daniels et al., 2004)。累積性傷害疾病係指身體各部位因長期姿勢不良或用力不當而造成骨骼肌肉性工作傷害或疾病。Lin and Radwin (1998)發現高重複性的動作容易造成CTDs的徵兆。

然而行動輔具是一協助行走的工具，因此無論握把的造型如何改變對於累積性的傷害仍是無可避免的(Sala et al., 1998)，學者亦提出若能了解助行器之上肢操作模式，應可避免許多併發症的發生(Konop et al., 2011)，Kong et al., (2006)更建議進行腕部活動時，手腕宜保持正中之姿勢可減少腕部的偏移情形。

#### (四) 小結

步態或平衡有問題之障礙者可使用助行器輔助行走，根據文獻發現助行器

使用之方式是藉由上肢操作，因而造成許多使用者有許多慢性疾病的產生，然而透過文獻可發現若能讓手腕保持正中姿勢便可減緩其傷害，因此握把造型之設計則顯得格外重要。

然而，高齡者使用助行器之相關研究雖然豐富，但針對手部操作之相關研究整體而言仍顯不足。為此，本研究將針對高齡者操作助行器進行起立/坐下時之腕部角度變化進行分析，並期待將其結果做為改良助行器握把角度之依據。

### 三、研究方法

本研究目的為了解高齡者使用助行器起立/坐下動作之腕部角度與支撐力，其研究之方法茲說明分述如下：

#### (一) 受測者

本研究從至善老人安養護中心與懷慈老人養護所招募高齡者，觀察對象為健康高齡者，且尚未使用過助行器經驗者(以下稱無使用者)與漸虛弱高齡者，且有使用助行器經驗者(以下稱有使用者)，受測者均為 65 歲以上之高齡者，其兩族群之招募條件分述如下：

無使用者-受測者從老人中心尋找健康之高齡者參與本研究，32 位參與者皆可自行行動(65-96 歲， $M = 78.1$  歲， $SD = 9.7$ ；ADLs = 99.67,  $SD = 1.8$ )，且無神經系統、肌肉與骨骼損傷，或需要藥物治療與長期看護者來協助各項行動者。

有使用者-本研究之有使用者共 31 位(65-101 歲， $M = 82.5$  歲， $SD = 8.6$ ；ADLs = 88.33,  $SD = 21.18$ )。所有受測者均請養護中心將日常生活動作能力(ADLs, Activity of Daily Living)做為評估標準，分數為 61 分以上符合「輕度依賴」者，即可使用輔具自行移動者；此外，所有受試者還需為助行器協助步行者，且可使用助行器獨立行走 10 公尺，始招募為受測者。

#### (二) 實驗儀器

測試用助行器一以台灣地區較多人使用之四腳型助行器，水平式握把，直徑約 4 公分，助行器之材質為鋁合金，寬度為 52 公分，深度為 40 公分，

高度可調整 72 - 82 公分；握把部份其直徑為 4 公分，長度約為 12 公分，均為文獻中之範圍內(Bylund et al., 2006; Imrhan et al., 1999; Welcome et al., 2004; Drury, 1980)，助行器之整體重量約為 4 公斤。

測力元件—測力元件(Load cell, JIHSENSE S100)為一組電子儀器，用來轉換電子訊號之儀器，本研究將測力元件安裝於助行器的四支腳上，用以量測測試者使用助行器時之下壓力。

角度儀器 — 角度儀器(Electrogoniometer)貼於測量位置，即受測者的背面手掌的第三指掌骨(Metacarpal)和前臂的中間，當手腕動作變化時，感應的方向可分為 x 軸(額狀面)和 y 軸(矢狀面)，經由光纖管把訊號傳至電腦主機做數據運算處理，把數據轉換成角度，其關係圖如圖 1. 所示。

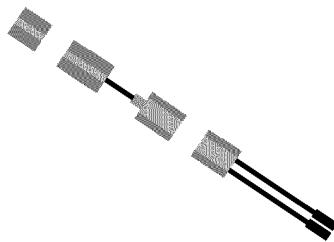


圖 1. 軟式電子量角器

### (三) 實驗設計

#### (1) 變項

自變項：1、使用經驗：有使用者/無使用者；2、動作：起立/坐下動作；3、時期：坐下位置/移動期間/站立位置；4、雙手：左/右手。

依變項：1、尺偏角度；2、背屈角度。



## (2) 實驗流程

所有受測者將單獨的在一個光線充足且無噪音的環境進行測試，現場並有冷氣送風，室溫約為 25°C；進行測試前，所有受測者於測試前須將手掌平放於桌面並保持正中姿勢(角度 0°)，光纖角度儀將用膠帶固定於手臂與掌背間，並歸零。

進行測試時，首先請受測者以站立姿勢並將助行器之握把處調整至受測者之大粗隆處，雙手握住助行器之握把處，再請受測者坐下。準備好起始姿勢，要求受測者進行起立動作，並於站立下保持身體挺直。站立 10 秒後，便可休息，準備進行坐下測試，實驗之示意圖如圖 2. 所示。

準備進行坐下測試時，雙手握住助行器之握把處，準備好起始姿勢，要求受測者進行坐下動作，並於坐下後保持腕部握取助行器握把姿勢，待維持 10 秒後，便可休息，準備進行下個測試。利用電腦程式將起立/坐下時之腕部握持角度記錄下來，每次測試重複進行兩次。

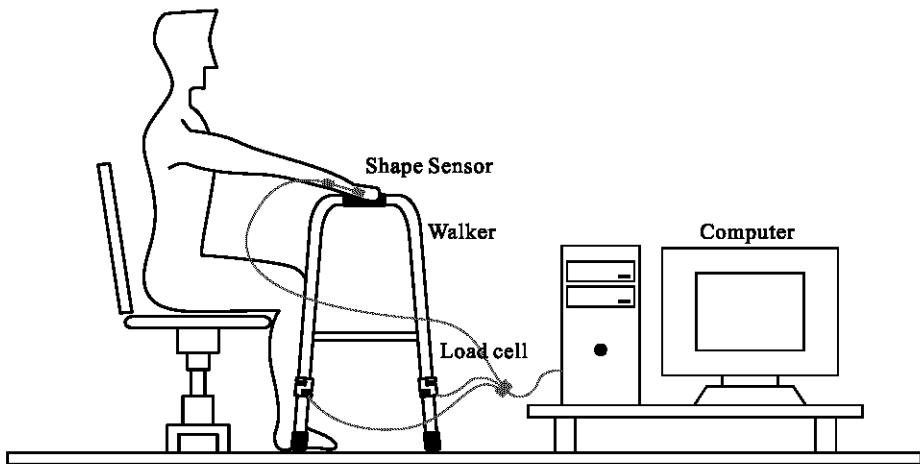


圖 2. 測試時之示意圖

## (3) 資料分析

起立動作中，將選取三個時間點進行探討：(a)起立動作的起始期，即坐著的位置；(b)上升期發生於受測者進行起立動作時的移動期(本研究選擇最大

支撐力)；(c)完成起立動作後的穩定期，即站立位置；於坐下動作中，亦選取三個時間點進行探討：(a)坐下動作的起始期，亦即於站立位置；(b)下降期發生於受測者進行坐下動作時的移動期(本研究選擇最大支撐力)；(c)完成坐下動作後的穩定期，亦即於坐著的位置(Lindemann et al., 2007)；每個時間點將同時擷取腕部彎曲角度( $^{\circ}$ )與支撐力(N)，並將所有資料利用電腦程式蒐集後，運用 SPSS(Version 12.0)進行統計分析。

利用單一樣本 t 檢定量測( $\mu_0 = 0$ )使用助行器進行起立/坐下時是否會造成腕部彎曲；4 因子 ANOVA 用來檢驗動作(起立/坐下)、時期(起始期、移動期、穩定期)與雙手(左、右手)的不同是否影響腕部彎曲角度，受測者為區集變數，假如 ANOVA 結果有顯著影響，將使用 LSD 進行 *post hoc test* 以分群；獨立樣本 t 檢定來檢驗使用經驗(無使用者 32 人；有使用者 31 人)是否影響腕部彎曲。

#### 四、結果與分析

表 1. 呈現起立/坐下兩動作於三個時期之腕部角度與支撐力之平均數與標準差以及單一平均數( $\mu_0 = 0$ )t 檢定。結果顯示進行所有動作時，雙手之手腕無論尺偏或背屈角度皆為大於 0 度( $p < 0.05$ )。

表 1. 雙手於各時期之腕部角度( $^{\circ}$ )統計表

時期 腕部	坐下位置		移動期		站立位置	
	M(SD)	t	M(SD)	t	M(SD)	t
<b>起立動作</b>						
尺偏	右手	34.21(10.93)	24.84*	31.39(11.28)	22.08*	27.99(12.92)
	左手	36.77(14.90)	19.58*	34.85(16.87)	16.40*	31.27(18.51)
	計	35.49(13.08)		33.12(14.40)		29.63(15.98)
背屈	右手	16.19(12.08)	10.65*	22.86(15.00)	12.10*	23.12(14.55)
	左手	14.82(11.79)	9.97*	15.44(13.35)	9.18*	16.86(12.12)
	計	15.51(11.91)		19.15(14.62)		19.99(13.70)
<b>坐下動作</b>						
尺偏	右手	32.24(15.15)	19.51*	30.27(16.77)	14.33*	23.68(14.17)
	左手	33.03(15.58)	16.83*	26.65(16.20)	13.06*	21.75(14.20)
	計	35.14(15.45)		28.46(16.52)		22.71(14.16)
背屈	右手	18.49(15.79)	9.29*	26.40(20.14)	10.41*	26.82(17.70)
						12.03*

左手	15.48(13.22)	9.29*	22.73(17.60)	10.25*	21.76(15.87)	10.88*
計	16.98(14.58)		24.57(18.93)		24.29(16.94)	

\* :  $p < 0.05$

### (一) (1)時期、動作、雙手對腕部角度之影響

表 2 顯示尺偏於兩動作與雙手之間無顯著的交互作用關係。此外，各時期與雙手無顯著交互作用，但各時期對尺偏皆有顯著之影響( $p < 0.0001$ )且各時期與兩動作( $p = 0.013$ )；雙手與兩動作( $p = 0.001$ )均有顯著交互作用效果。

表 2. 各時期、兩動作、雙手之腕部彎曲 ANOVA 分析表

Source	SS	df	MS	F	p
尺偏					
時期	10522.53	2	5261.27	32.83	0.00*
動作	0.82	1	0.82	0.01	0.94
雙手	1.13	1	1.13	0.01	0.93
時期 × 動作	1,403.47	2	701.74	4.38	0.01*
時期 × 雙手	71.63	2	35.82	0.22	0.80
動作 × 雙手	1907.94	1	1907.94	11.91	0.00*
時期 × 動作 × 雙手	32.03	2	16.02	0.10	0.91
Error	109287.65	682	160.25		
Sum	180190.50	755			
背屈					
時期	5572.93	2	2786.46	21.55	0.00*
動作	85.71	1	85.71	0.66	0.42
雙手	3766.79	1	3766.79	29.13	0.00*
時期 × 動作	519.67	2	259.84	2.01	0.14
時期 × 雙手	487.35	2	243.67	1.88	0.15
動作 × 雙手	57.73	1	57.73	0.45	0.50
時期 × 動作 × 雙手	228.42	2	114.21	0.88	0.41
Error	88194.02	682	129.32		
Sum	181306.40	755			

\*:  $p < 0.05$

單純主要效果(表 3)顯示兩動作於坐下位置時無顯著的影響( $F = 0.04$ )。然而，移動期( $F_{1,250} = 5.71, p < 0.05$ )與站立位置( $F_{1,250} = 13.23, p < 0.05$ )於起立動作(移動期： $33.12^\circ$ ，站立位置： $29.63^\circ$ )時的尺偏角度顯著高於坐下動作(移動期： $28.46^\circ$ ，站立位置： $22.71^\circ$ )。

表 3. 尺偏之單純主要效果分析表

Source	SS	df	MS	F	p	post hoc
動作類別						
坐下位置	7.76	1	7.76	0.04	0.85	
移動期	1,370.23	1	1,370.26	5.71	0.02*	起立 > 坐下
站立位置	3,016.22	1	3,016.22	13.23	0.00*	起立 > 坐下
各時期						
起立	2,185.58	2	1,092.79	5.17	0.01*	坐下位置, 移動期 > 站立位置
坐下	9,740.43	2	4,870.21	20.52	0.00*	坐下位置 > 移動期 > 站立位置
雙手						
起立	908.15	1	908.15	4.24*	0.04*	左手 > 右手
坐下	1,000.92	1	1,000.92	3.85*	0.05*	右手 > 左手
動作類別						
左手	4,838.09	1	4,838.09	17.92*	0.00*	起立 > 坐下
右手	60.58	1	60.58	0.30	0.59	

\*:  $p < 0.05$

進行起立動作時( $F_{2,375} = 5.17, p < 0.05$ )，移動期( $33.12^\circ$ )的尺偏與坐下位置( $35.49^\circ$ )、站立位置( $29.63^\circ$ )時的尺偏無顯著之差異；然而，坐下位置之尺偏確實有顯著大於站立位置。進行坐下動作時( $F_{2,375} = 20.52, p < 0.05$ )(LSD = 49.42)，最大的尺偏發生在坐下位置( $35.14^\circ$ )，其次是移動期( $28.46^\circ$ )，最後是站立位置( $22.71^\circ$ )。

雙手於起立動作( $F_{1,376} = 4.24, p < 0.05$ )與坐下動作( $F_{1,376} = 3.85, p < 0.05$ )皆有尺偏狀況。進行起立動作時，左手的尺偏( $34.30^\circ$ )會顯著大於右手之尺偏( $31.20^\circ$ )，如表 3 所示。然而，進行坐下動作時，則是相反狀況，右手之尺偏( $30.40^\circ$ )顯著高於左手之尺偏( $27.14^\circ$ )。而左手的尺偏狀況會因為動作不同而不同，起立時之尺偏( $34.28^\circ$ )會大於坐下時之尺偏( $27.14^\circ$ )( $F_{1,376} = 17.92, p < 0.05$ )；然而，右手則不會因動作的不同而有差異。

各時期、兩動作與雙手並無交互作用；動作亦無單純主要效果，而各時期( $p < 0.0001$ )與雙手( $p < 0.0001$ )之單純主要效果均有顯著影響；經事後檢定之結果(LSD = 37.38)移動期( $21.86^\circ$ )與站立位置( $22.14^\circ$ )之背屈大於坐下位置( $16.24^\circ$ )，且右手( $22.31^\circ$ )之背屈大於左手( $17.85^\circ$ )之背屈。

## (二) 使用經驗於使用助行器時腕部角度之影響

使用經驗之腕部角度與支撐力之平均數與標準差如表 4. 所示，表中可發現有使用者無論在尺偏( $33.26^\circ$ )、背屈( $20.33^\circ$ )、支撐力(56.66 N)均大於無使用者之尺偏( $28.33^\circ$ )、背屈( $19.84^\circ$ )、支撐力(42.81 N)。

表 4. 使用經驗之腕部角度/支撐力統計表

	尺偏( $^\circ$ )	背屈( $^\circ$ )	支撐力(N)
無使用者	28.33(15.53)	19.84(15.02)	42.81(25.22)
有使用者	33.26(15.25)	20.33(16.20)	56.66(48.11)

t 檢定結果顯示使用經驗會顯著影響尺偏，就尺偏而言，有使用者( $33.26^\circ$ )尺偏角度會高於無使用者( $28.33^\circ$ )；然而背屈則無顯著差異，使用經驗對腕部角度影響之分析如表 5. 所示。

表 5. 使用經驗對腕部角度分析表

	有使用者	無使用者	t	p
尺偏	33.26(15.25)	28.33(15.53)	4.40	0.00*
背屈	20.33(16.20)	19.84(15.02)	0.43	0.67

\*:  $p < 0.05$

## 五、討論

研究結果發現尺偏與背屈現象均出現在各種動作，尺偏約為  $30^\circ\sim36^\circ$ ，背屈約為  $16^\circ\sim30^\circ$ ；腕部角度無論是尺偏或背屈在各位置點(坐下/移動/站立)之間與兩動作(起立/坐下)之間均有不同；此外，有使用者會出現較大之支撐力與背屈，此結果更證實了 Carolyn, et al.,(2000)針對體重轉移至輔具且與 Huang(2005)對使用者對輔具之依賴感提高的理論相符。此外，無論是尺偏或背屈，右手之偏移角度均高於左手之偏移角度，因本研究之受測對象均為右手慣用手，此結果與 Alkurdi, et al.,(2010)針對慣用手研究之結果亦相符。

隨著身體機能的衰退，高齡者更需要利用助行器來協助行走(Bateni et al., 2004; Benedetti et al., 1998)，透過本研究發現操作助行器時，確實有腕部彎曲的現象，雖 Sala, et al.,(1998)認為造型如何改變對於累積性的傷害仍是無可避免的，但就理論而言讓腕部呈現較正中的姿勢可減緩操作時之緊張(Bridger, 2005)，因此，未來進行支撐身體之相關輔具設計時(如：拐杖、扶手等)可針

對握把角度進行改良設計。

本研究針對起立/坐下動作進行探討，而日常生活中僅能進行兩動作之高齡者為較虛弱之高齡者，因此，虛弱之高齡者所使用之雙手握把角度可將尺偏部分調整為 30 度，應能減緩虛弱高齡者進行起立/坐下時之尺偏角度。研究亦發現，背屈在兩族群中無顯著的差異，而支撐力卻有顯著差異，會造成此現象可能無使用者模仿有使用者而產生之結果，且助行器之操作需要利用手腕支撐身體與抬舉助行器來完成日常生活之動作，因此無法以改變握把的角度進而改善其背屈角度，但從文獻可發現助行器之種類繁多(Hamid et al., 2005)，包含輪式、後拉式、含座椅式等，其操作方式亦有不同，其它種類之助行器，如帶輪型之助行器其操作方式需要藉由手部推動助行器以完成行走動作，較無需利用支撐身體的方式操作，因此背屈現象或許不會如同四腳型助行器來得嚴重，因此本研究之結果亦可運用於此類型之助行器。

## 六、結論與建議

針對現行助行器進行改良測試，除了助行器本身的機構，亦包含助行器之握把造型部分，然而，多數使用需要在實驗前透過研究人員之協助才可將手掌握在助行器握把上之正確位置，因此握把造型確實會影響操作者握持姿勢的正確與否，未來，助行器握把之設計可比照腳踏車握把、輪椅握把或握筆、握筷練習器等握持學習器的輔具進行造型改變，以防止助行器之使用者於使用之初便以錯誤方式操作助行器，讓使用者在任何情況下進行握持時可維持較正確的姿勢，亦可減少個人習慣所造成之誤差。

高齡化社會的來臨讓高齡者議題近年來深受國人重視，特別在輔具的研究與使用上更深受各界的關注，本研究針對高齡者輔具進行研究與探討，確實從中得到許多對未來輔具發展有值得參考之結論，期待本研究之結論能提供輔具研究者、設計者、甚至高齡照護工作者做為未來研究與設計之重要文獻，並能重視輔具於使用後所造成的其他傷害，進而設計出更為完善之輔具提供高齡使用者操作，以造福未來高齡使用者。

## 參考文獻

- 內政部，“<http://sowf.moi.gov.tw/stat/Life/T04-analysis.html>”，2011 / 05 / 18。
- 周煌明(2000)，〈老人問題探討〉，復興崗學報，69，1-28。
- 黃富順(2004)，《高齡學習》，台北：五南書局。
- Aikaterini, P., & Tianjian, J.(2005). Frequency & Velocity of People Walking. *The Structural Engineer*, 83, 36-40.
- Alkurdi, Z. D., & Dweiri, Y. M.(2010). A Biomechanical Assessment of Isometric Handgrip Force and Fatigue at Different Anatomical Positions. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 123-33.
- Bateni, H., & Maki, B. E.(2005). Assistive Devices for Balance and Mobility: Benefits, Demands, and Adverse Consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 134-45.
- Bateni, H., Heung, E., Zettel, J., McIlroy, W. E., & Maki, B. E.(2004). Can Use of Walkers or Canes Impede Lateral Compensatory Stepping Movements? *Gait and Posture*, 20, 74-83.
- Benedetti, M., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S.(1998). Data Management in Gait Analysis for Clinical Applications. *Clinical Biomechanics*, 13, 204-215.
- Bridger, R. S.(2005). Introduction to Ergonomics. Taipei, Taiwan: Liuho Book, Inc.
- Carolyn, A., & Urs, P. W.(2000). Arm Motion and Load Analysis of Sit-to-Stand, Stand-to-Sit, Cane Walking and Lifting. *Clinical Biomechanics*, 15, 441-448.
- Carr, J. B., & Shepherd, R. B.(2000). Standing up and Sitting down in Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance, 2nd ed., Oxford: Butterworth-Heinemann, 71-92.
- Daniels, J. M., Zook, E. G., & Lynch, J. M.(2004). Hand and Wrist Injuries: Part I. Emergent Evaluation. *American Family Physician*, 69, 1941-1948.
- Dubost, V., Beauchet, O., Manckoundia, P., Herrmann, F., & Mourey, F.(2005). Decreased Trunk Angular Displacement During Sitting down: An Early Feature of Aging. *Physical Therapy*, 8, 804-812.
- Franklin, G. M, Hang, J., Meyer, N., Checkoway, H., & Peck, N.(1991).

- Occupational Carpal Tunnel Syndrome in Washington State. *American Journal of Public Health*, 81, 741-746.
- Gelberman, R. H., Hergenroeder, P. T., Hargens, A. R., Lundborg, G. N., & Akeson, W. H.(1981). The Carpal Tunnel Syndrome. A Study of Carpal Canal Pressures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 63, 380-383.
- Giuliani, C. A., Gruber-Baldini, A. L., Park, N. S., Schrodt, L. A., Rokoske, F., Sloane, Philip, D., Sloane, M. D., & Zimmerman, S.(2008). Physical Performance Characteristics of Assisted Living Residents and Risk for Adverse Health Outcomes the Gerontologist. *The Gerontological Society of America*, 48, 203-212.
- Hallbeck , M. S., & McMullin D. L.(1993). Maximal Power Grasp and Threw-Jaw Chuck Pinch Force as a Function of Wrist Position, Age, and Glove Type. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 11, 195–206.
- Hamid, B., & Brain, E. M.(2005). Assistive Devices for Balance and Mobility : Benefits, Demands, and Adverse Consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 134-45.
- Haque, S., & Khan, A. A.(2009). Effects of Ulnar Deviation of the Wrist Combined with Flexion/Extension on the Maximum Voluntary Contraction of Grip. *Journal of Human Ergology*, 38, 1-9.
- Huang, H. J., Wang, J. B., & Jin, H. B.(2006). The Development and Evolvement of Walker. *Orthopedic Journal of China*, 14, 1397-1399.
- Huang, Y. C.(2005). A Study on an Assistant System for Elder. *Bimonthly Bulletin of Recreation and Mobility Industries*, 20, 1-11.
- Hughes, M. A., Myer, B. S., & Schenkman, M. L.(1996). The Role of Strength in Rising from a Chair in the Functionally Impaired Elderly. *Journal of Biomechanics*, 29, 1509-1513.
- Klein, M. G., Whyte, J., Keenan, M. A., Esquenazi, A., & Polansky M.(2000). The Relation between Lower Extremity Strength and Shoulder Overuse Symptoms: A Model Based on Polio Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 789-795.
- Koh, E. S. C., Williams, A. J., & Povlsen, B.(2002). Upper-Limb Pain in Long-Term Poliomyelitis. *An International Journal of Medicine*, 95, 389-395.

- Kong, Y., Jang, H., & Freivalds, A.(2006). Wrist and Tendon Dynamics as Contributory Risk Factors in Work-Related Musculoskeletal Disorders. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*, 16, 83-105.
- Konop, K. A., Strifling, K. M. B., Krzak, J., Graf, A., & Harris, G. F.(2011). Upper Extremity Joint Dynamics During Walker Assisted Gait: A Quantitative Approach Towards Rehabilitative Intervention. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 3, 213-217.
- Kralj, A., Jaeger, R. J., & Munih, M.(1990). Analysis of Standing up and Sitting down in Humans: Definition and Normative Data Presentation. *Journal of Biomechanics*, 23, 1123-1138.
- Lehtola, S., Koistinen, P., & Luukinen, H.(2006). Falls and Injurious Falls Late in Home-Dwelling Life. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 42, 217-224.
- Leung, C. Y., & Chang, C. S.(2009). Strategies for Posture Transfer Adopted by Elders During Sit-to-Stand and Stand-to-Sit. *Perceptual and Motor Skills*, 109, 695-706.
- Lin, M. L., & Radwin, R. G.(1998). Validation of a Frequency-Weighted Filter for Continuous Biomechanical Stress in Repetitive Wrist Flexion Tasks against a Load. *Ergonomics*, 41, 476-484.
- Lindemann, U., Muche, R., Stuber, M., Zijlstra, W., Hauer, K., & Becker, C.(2007). Coordination of Strength Exertion During the Chair-Rise Movement in Very Old People. *The Journals of Gerontology, Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62, 636-640.
- Manckoundia, P., Mourey, F., Pfitzenmeyer, P., & Papaxanthis, C.(2006). Comparison of Motor Strategies in Sit-to-Stand and Back-to-Sit Motions between Healthy and Alzheimer's Disease Elderly Subjects. *Neuroscience*, 137, 385-392.
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., & Shambes, G. M.(1992). Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 609-617.
- Morse, J. L., Jung, M. C., Bashford, G. R., & Hallbeck, M. S.(2006). Maximal Dynamic Grip Force and Wrist Torque: The Effects of Gender, Exertion Direction, Angular Velocity, and Wrist Angle. *Applied Ergonomics*, 37, 737-742.

- Najafi, B., Aminian, K., Loew, F., Blanc, Y., & Robert, P. A.(2002). Measurement of Stand-Sit and Sit-Stand Transitions Using a Miniature Gyroscope and its Application in Fall Risk Evaluation in the Elderly. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49, 843-851.
- Paterson, D. H., Jones, G. R., & Rice, C. L.(2007). Ageing and Physical Activity: Evidence to Develop Exercise Recommendations for Older Adults. *Canadian Journal of Public Health*, S69-S108.
- Sala, D. A., Leva, L. M., Kummer, F. J., & Grant, A. D.(1998). Crutch Handle Design: Effect on Palmar Loads During Ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1473-1476.
- Sayer, A. A., Syddall, H. E., Martin, H. J., Dennison, E. M., Roberts, H. C., & Cooper, C.(2006). Is Grip Strength Associated with Health-Related Quality of Life? Findings from the Hertfordshire Cohort Study. *Age and Ageing*, 35, 409-415.
- Semsei, I.(2000). On the Nature of Aging. *Mechanisms of Ageing and Development*, 117, 93-108.
- Van Hook, F. W., Demonbreun, D., & Weiss, B. D.(2003). Ambulatory Devices for Chronic Gait Disorders in the Elderly. *American Family Physician*, 67, 1717-1724.
- Werner, R., Waring, W., & Davidoff, G.(1989). Risk Factors for Median Mononeuropathy of the Wrist in Postpoliomyelitis Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70, 464-467.



## Elder Using Walker While Standing Up and Sitting Down

Po-Chan Yeh

Department of Visual Communication Design, Hsuan Chuang University

### Abstract

Walker is one of the most popular mobility assistive devices; however, most users would result in upper-limb injury after using walker. Thus, through understanding the mode of operating the walker by the upper limbs, users might avoid many complications as well as prevent injury. The purpose of this study was to redesign the handle of walker, in order to reduce the wrist deviation while operating walker and maintain the stability of walking.

63 volunteers were enrolled. The individuals were divided into two groups: 31 experienced participants, and 32 non-experienced participants. Wrist deviation were examined when participants used a walker with horizontal handles to assist in standing up and sitting down. Significant wrist angle deviation occurred with the use of a walker(ulnar deviation was between  $30^\circ\sim36^\circ$ ; dorsiflexion was around  $16^\circ\sim30^\circ$ ). The significant difference of wrist deviation occurred among 3 phases(initiation, sitting and ascending phase)/ 2 movements(sitting down and standing up). In addition, users show the greater vertical force and dorsiflexion, no matter is ulnar deviation or dorsiflexion, with dorsiflexion of the right hand greater than that of the left.

The findings of this study are following, 1)Designer can focus and improve ulnar deviation in the re-walker handle design; 2)the walker handle can be adjusted in accordance with users' physical condition; for frail elder, it can be adjusted  $30^\circ$  of both walker handles. The research method of this study can be applied on the other type of walker. Moreover, handle shape and customized design might be useful for future research.

Keywords: Elders, Walker, Wrist Deviation, Handle