

科技部補助專題研究計畫成果報告 期末報告

生活輔具助起架對老年人由坐到站之人因工程分析(I)

計畫類別：個別型計畫
計畫編號：MOST 104-2221-E-040-007-
執行期間：104年08月01日至105年10月31日
執行單位：中山醫學大學職能治療學系

計畫主持人：羅世忠
共同主持人：周伯禧、陳瓊玲
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：蔡宜娟

報告附件：出席國際學術會議心得報告

中華民國 106 年 01 月 31 日

中文摘要：日常生活中的很多活動都是在椅子上進行的，所以一個人由坐到站的能力對他的日常生活有著極大的重要性，而老年人會因為生理機能的退化而較難執行站起或坐下的動作，學者們認為這將會限制年長者執行日常生活活動，降低生活品質。

為了解助起架對於老年人站起與坐下時的肌肉骨骼影響，本研究以一般座椅、市售助起架以及自製簡易的彈簧裝置助起架，配合四種不同的椅座高度(115%、100%、80%、65%膝窩高)，利用三維動作分析系統搭配測力板進行人因工程分析，比較30名(男性16名與女性14名)65歲以上老年人在使用助起架時對坐下與站起的過程中，關節角度、關節力矩、完成時間以及地面反作用力等參數的差異，統計方法使用Two-way repeated measures ANOVA進行分析，統計結果將 α 訂為0.05。

結果：1)無論是否使用輔具，座椅高度越低，則動作時間越長，且關節力矩與軀幹前傾角度越大，2)使用輔具後，可以減少關節力矩、地面反作用力與軀幹前傾角度，卻不一定減少動作完成時間，3)自製助起架在站起過程中以80%膝窩高度相對於一般座椅減少8%關節力矩為最大效益，但是在坐下過程中對下肢肌力的輔助效益並不顯著，4)市售輔具UpLift的機構設計使站起與坐下的動作時間顯著增加(坐下過程中約增加1.5秒)，另外，115%膝窩高度站起與坐下時所產生的地面反作用力幾乎等同體重，5)自製彈簧助起架相較於市售助起架，不會因為座椅機構而造成坐下過程中的停頓表現。因此本研究認為，使用一般座椅時，100%以及115%膝窩高度的座椅較適合年長者使用，而當提供助起架時，則是80%或100%膝窩高度的椅子可以使助起架發揮最大的生物力學效果，減少坐下與站起時的下肢關節受力，尤其未來可將彈簧助起架改良以方便攜帶，改善市售助起架因為油壓動力而造成的動作不流暢。

中文關鍵詞：坐到站、人因工程分析、助起架、座椅高度

英文摘要：The ability to perform a sit-to-stand (STS) motion is important for elder to function independently and maintain daily activities cause there are many daily activities was carried out on chair. Older adults experience significant difficulties with STS and back-to-sit (BTS) during of physiological function degradation. As such difficulties influence the quality of daily life and ability to remain independent, research on the STS task is important. We investigated the mechanics of STS and BTS motion with lift chairs. This study were conducted with 30 healthy older adults above 65 years old (16 male and 14 female) performing three sitting conditions (unassisted, with commercially available lift chair, and with self-designed spring-used lift chair) combined with four seat height (115%, 100%, 80% and 65% subject' s knee height). Using 3D motion analysis system with force plates to obtain the kinematics information. Two-way repeated measures ANOVA was used to investigate the effects of various sitting conditions and seat height on the joint angle, joint

moments, finishing time and ground reaction force ($\alpha=0.05$).

Result: 1) The peak hip and knee joint angles, joint moments and finishing time increase as seat height decreases, whether the lift chair used. 2) Using lifting devices reduce lower extremity joint moments, ground reaction force and trunk lean forward angle, but not necessarily reduce finishing time. 3) For self-designed spring-used lift chair, joint moments reduced by approximately 8% in 80% knee height seat compared with unassisted seat was the greatest biomechanical benefit, but the supporting effect was not significant during BTS. 4) Using commercially available lift chair increased STS and BTS movement time (increased about 1.5s during BTS), by the way, the ground reaction force almost equal to body weight in 115% knee height seat. 5) Related to commercially available lift chair, self-designed spring-used lift chair would not cause the BTS motion interruption during the design of lifting power.

As a result, 115% and 100% knee height unassisted chair are more suitable for elderly and provide lift chair can reduce lower extremity demands. But 80% and 100% knee height with lift chair have the maximum biomechanical benefit. In addition, improving the self-designed spring-used lift chair into portable size to optimize action fluency can be expected.

英文關鍵詞：Sit-to-stand, ergonomic analysis, lift chair, seat height

科技部補助專題研究計畫成果報告

(期中進度報告/期末報告)

生活輔具助起架對老年人由坐到站 之人因工程分析

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：MOST 104-2221-E-040 -007 -

執行期間：104 年 8 月 1 日至 105 年 10 月 31 日

執行機構及系所：中山醫學大學職能治療學系

計畫主持人：羅世忠

共同主持人：陳瓊玲、周伯禧

計畫參與人員：蔡宜娟

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 1 份：

執行國際合作與移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

期末報告處理方式：

1. 公開方式：

非列管計畫亦不具下列情形，立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權，一年二年後可公開查詢

2. 「本研究」是否已有嚴重損及公共利益之發現：否 是

3. 「本報告」是否建議提供政府單位施政參考 否 是，_____（請
列舉提供之單位；本部不經審議，依勾選逕予轉送）

中 華 民 國 106 年 1 月 27 日

一、中文摘要

日常生活中的很多活動都是在椅子上進行的，所以一個人由坐到站的能力對他的日常生活有著極大的重要性，而老年人會因為生理機能的退化而較難執行站起或坐下的動作，學者們認為這將會限制年長者執行日常生活活動，降低生活品質。

為了解助起架對於老年人站起與坐下時的肌肉骨骼影響，本研究以一般座椅、市售助起架以及自製簡易的彈簧裝置助起架，配合四種不同的椅座高度(115%、100%、80%、65%膝窩高)，利用三維動作分析系統搭配測力板進行人因工程分析，比較 30 名(男性 16 名與女性 14 名)65 歲以上老年人在使用助起架時對坐下與站起的過程中，關節角度、關節力矩、完成時間以及地面反作用力等參數的差異，統計方法使用 Two-way repeated measures ANOVA 進行分析，統計結果將 α 訂為 0.05。

結果：1)無論是否使用輔具，座椅高度越低，則動作時間越長，且關節力矩與軀幹前傾角度越大，2)使用輔具後，可以減少關節力矩、地面反作用力與軀幹前傾角度，卻不一定減少動作完成時間，3)自製助起架在站起過程中以 80%膝窩高度相對於一般座椅減少 8%關節力矩為最大效益，但是在坐下過程中對下肢肌力的輔助效益並不顯著，4)市售輔具 UpLift 的機構設計使站起與坐下的動作時間顯著增加(坐下過程中約增加 1.5 秒)，另外，115%膝窩高度站起與坐下時所產生的地面反作用力幾乎等同體重，5)自製彈簧助起架相較於市售助起架，不會因為座椅機構而造成坐下過程中的停頓表現。因此本研究認為，使用一般座椅時，100%以及 115%膝窩高度的座椅較適合年長者使用，而當提供助起架時，則是 80%或 100%膝窩高度的椅子可以使助起架發揮最大的生物力學效果，減少坐下與站起時的下肢關節受力，尤其未來可將彈簧助起架改良以方便攜帶，改善市售助起架因為油壓動力而造成的動作不流暢。

關鍵詞：坐到站、人因工程分析、助起架、座椅高度

The ability to perform a sit-to-stand (STS) motion is important for elder to function independently and maintain daily activities cause there are many daily activities was carried out on chair. Older adults experience significant difficulties with STS and back-to-sit (BTS) during of physiological function degradation. As such difficulties influence the quality of daily life and ability to remain independent, research on the STS task is important.

We investigated the mechanics of STS and BTS motion with lift chairs. This study were conducted with 30 healthy older adults above 65 years old (16 male and 14 female) performing three sitting conditions (unassisted, with commercially available lift chair, and with self-designed spring-used lift chair) combined with four seat height (115%, 100%, 80% and 65% subject's knee height). Using 3D motion analysis system with force plates to obtain the kinematics information. Two-way repeated measures ANOVA was used to investigate the effects of various sitting conditions and seat height on the joint angle, joint moments, finishing time and ground reaction force ($\alpha=0.05$).

Result: 1) The peak hip and knee joint angles, joint moments and finishing time increase as seat height decreases, whether the lift chair used. 2) Using lifting devices reduce lower extremity joint moments, ground reaction force and trunk lean forward angle, but not necessarily reduce finishing time. 3) For self-designed spring-used lift chair, joint moments reduced by approximately 8% in 80% knee height seat compared with unassisted seat was the greatest biomechanical benefit, but the supporting effect was not significant during BTS. 4) Using commercially available lift chair increased STS and BTS movement time (increased about 1.5s during BTS), by the way, the ground reaction force almost equal to body weight in 115% knee height seat. 5) Related to commercially available lift chair, self-designed spring-used lift chair would not cause the BTS motion interruption during the design of lifting power.

As a result, 115% and 100% knee height unassisted chair are more suitable for elderly and provide lift chair can reduce lower extremity demands. But 80% and 100% knee height with lift chair have the maximum biomechanical benefit. In addition, improving the self-designed spring-used lift chair into portable size to optimize action fluency can be expected.

Keywords: Sit-to-stand, ergonomic analysis, lift chair, seat height

二、緣由與目的

(一) 研究動機與研究問題

日常生活中有許多活動是在椅子上進行的。過去的研究指出，坐下與站起的動作在日常生活當中頻繁的執行，每個人一天大約會站起與坐下約 60 次。有效率的站起動作是能否獨立生活的重要關鍵，且站起時需要比行走與爬樓梯使用更大的下肢肌力與關節角度，因此站起(Sit-to-stand, STS)與坐下(Back-to-sit, BTS)被認為是最機械性的功能性日常生活活動，也是老年人獨立的基本需求，無法獨立站起是收容機構當中朝見的風險與跌倒來源(Carr & Shepherd, 2010; Jeyasurya, Van der Loos, Hodgson, & Croft, 2013; Rodosky, Andriacchi, & Andersson, 1989)。而老年人會因為生理機能的退化，例如肌肉力量降低，或是因為中風或帕金森氏症等疾病，而造成平衡能力的下降，而較難執行站起或坐下的動作，學者們認為這將會限制年長者執行日常生活活動，降低生活品質(Cheng et al., 2014; Pena Cabra & Watanabe, 2013; Rutherford, Hurley, & Hublely-Kozey, 2014; Yamasaki, Kambara, & Koike, 2009; Yoshioka, Nagano, Hay, & Fukashiro, 2014)。

市面上雖然有許多的輔具已經開發並且量產，但是卻少有理論可以證實輔助起身輔具的效用，Rutherford et al. (2014)是少數利用市售輔具進行動作分析的研究，但是該文獻僅比較了在 100%膝窩高度下使用輔具的效用，沒有進一步探討不同座椅高度的情境下使用輔具的差異，並且在研究過程中也發現油壓管動力的市售助起架在使用上的缺陷。Kuo, Tully, and

Galea (2009)與 Yoshioka et al. (2014)則是比較不同座椅高度對生物力學表現的影響，但是卻沒有加入輔具的影響做為參考，尤其 Yoshioka et al. 在研究中比較座椅高度時，並不是根據受試者的膝窩高度調整座椅高度，而是以預設高度進行測驗，此方法無法精確地顯示出座椅高度與使用者下肢長度的相關性，對於提供座椅高度的參考貢獻有限。

因此本研究的主要目的為：1)利用彈簧作為助起架動力，設計自製助起架，比較自製助起架與市售助起架在使用與外觀上的優缺點。2) 探討一般老年人在使用不同高度座椅配合助起架對下肢關節由坐到站的影響，將座椅高度與助起架的影響進行量化，比較不同動力的助起架的輔助程度。3)分析助起架與座椅高度搭配時的最大效益情境，使助起架能夠發揮助起的最大效益，以做為未來提供年長者助起輔具的依據。

(二)文獻回顧與探討

觀察動作時間的趨勢，可得出的結論有三，1)年輕人站起與坐下的時間，都會比老年人所需的時間較短，2)站起的時間都會比坐下短，3)椅子高度越低，所需要的站起時間越長。但是此規律僅適用於健康的受試者，因為阿茲海默傾向的年長者因為認知能力下降，動作計畫的能力隨之退化，因此坐下的時間甚至比年輕人要短(Carr & Shepherd, 2010; Hassani et al., 2015; Mourey, Grishin, d'Athis, Pozzo, & Stapley, 2000; Yamasaki et al., 2009)。

而關節角度的變化，根據學者們的觀察可以發現膝關節角度的峰值大約與起始擺位的角度相同，而髖關節的最大角度則是出現在離開座椅的瞬間，Rutherford et al. (2014)的研究中發現，年長者在站立的過程中，髖關節與膝關節的彎曲角度都顯著大於年輕成人。並且，若在站立過程中提供輔助站立輔具，則可以顯著降低髖關節與膝關節的最大彎曲角度(膝關節減少約 18%的角度變化)。

站起與坐下動作對於關節力矩與受力的表現，也是諸多學者們研究的重點，Yoshioka et al. (2014)的研究中指出，髖關節與膝關節的關節力矩最大值大約出現在站起動作的前期(位移期)；當座椅高度由 60cm 降低至

40cm 時，髖關節與膝關節的關節力矩總合會顯著增加；但是當椅子高度的變化介於 10cm 至 40cm 區間時，關節力矩卻沒有顯著變化。Rutherford et al. (2014)的研究中則是發現，在 100%膝窩高度的座椅情境中使用助椅架後，膝關節力矩雖然沒有顯著改變，但髖關節最大力矩顯著減少約 35%。

而 Hughes, Myers, and Schenkman (1996)分析 58 名下肢機能受損的老年人站起時的下肢伸肌群作用，結果發現受試者在最低座椅高度(33cm)起身時需要使用最大伸肌力量的 97%；而當椅子高度與膝窩同高時，年長者需要使用 78%的伸肌肌力來完成站立的動作，但年輕人只需 34%伸肌肌力便可站起。Rutherford et al. (2014)的研究中，使用肌電訊號測量肌肉出力程度，也發現老年人在站起的動作過程中，下肢肌肉的活性較大，表示肌肉需要使用較多的力氣才能站起。

根據這些文獻，我們可以發現當座椅高度越高時，年長者站起與坐下時所需要使用的下肢肌力就越少，也越容易完成動作。另外，當座椅高度相同時，提供助起輔具也能夠使使用者更輕鬆地從座椅站起。但是，仍然沒有研究能夠指出，助起輔具能夠最有效發揮作用的座椅高度為何，或是不同動力的助起架能夠提供輔助站立的程度，提供助起架的設計改良，使助起架能夠配合年長者的使用需求、更廣泛的應用在日常生活中。

(三)自製助起架的設計

Rutherford et al. (2014)在研究中使用 Power Seat™ Uplift 電動油壓管助起架進行實驗，發現坐下過程中，Power Seat™ Uplift 的計構設計會使坐墊在完全收闔前有動作的停頓。而本研究於研究前試用非電動油壓管助起架 UpLift Seat Assist 時，也發現坐墊在完全收闔前的停頓，且單桿油壓管的支撐結構若是沒有從坐墊中央施加壓力，容易造成坐墊的傾斜。另外也發現，加拿大 UpLift 科技公司雖然在產品上標示油壓管支撐體重的強度參考，但是其體重標示相對於多數使用者來說，支撐強度仍然偏大，讓使用者可以極度輕鬆地站起，但無法輕鬆順暢的坐下。因此，我們盡可能保留 UpLift Seat Assist 的優點，而將缺點進行改善，設計出自製助起架的雛型

進行實驗。

Yoshioka et al. (2014)學者的研究中，椅子高度並非根據受試者的膝窩高度採取百分比而提供，但 Yoshioka 認為 40cm 椅高對於該次研究的受試者來說為正常椅高，而根據研究結果發現當座椅高度由 40cm (約 100%膝窩高)抬升至 60cm (約 150%膝窩高)時髖關節與膝關節的關節力矩總合會顯著減少。另外考量到避免肌肉廢用的條件，因此我們設定自製助起架的抬升高度約為 20cm，讓使用者利用較小的關節力矩完成站起後段或坐下前段的動作。自製助起架與市售助起架 UpLift Seat Assist 的外觀結構比較如表一所示。

表一、自製助起架與市售助起架 UpLift Seat Assist 的外觀結構比較。

	自製助起架	市售助起架 UpLift Seat Assist
展開外觀		
動力來源	彈力係數為 0.158kg/mm 或 0.237kg/mm 的 10 公分彈簧	油壓管
支撐結構	雙側支撐桿外套彈簧，自由端插入滑槽中移動	單桿油壓管搭配體重對照支撐格位
展開高度	20 公分	25~30 公分
坐墊種類	金屬面，加貼止滑墊	記憶泡棉搭配椅套
收闔外觀	 彈簧壓縮，支撐桿懸出座椅底部	 油壓管壓縮，收疊於座墊基座

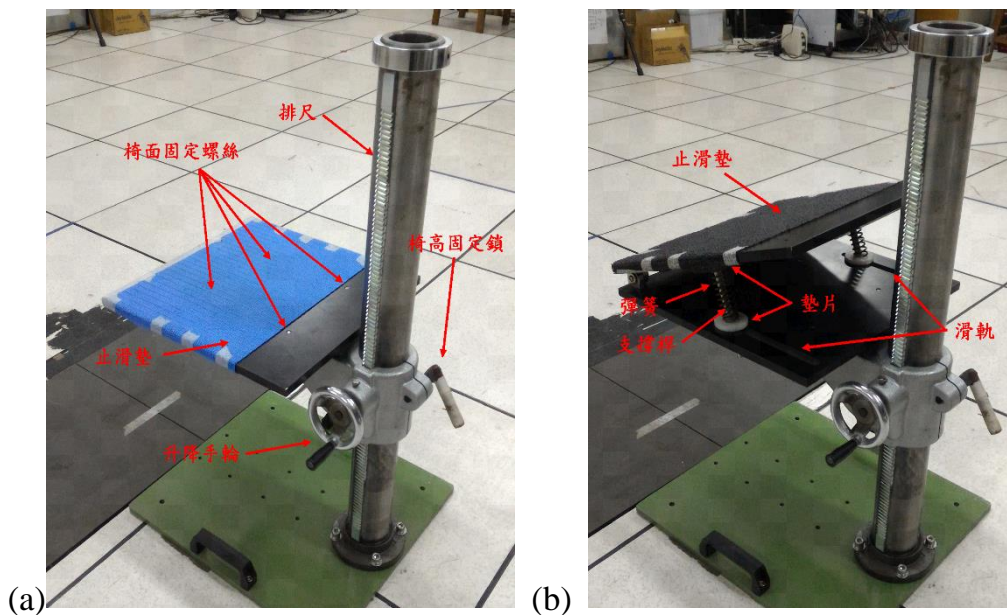
三、方法

I. 主要實驗設備包括：

硬體方面：

本研究使用自製助起架以及可調高度的升降椅，搭配三維動作分析系統、測力板測量動作過程中的生物力學資訊。

- 自製可調高度的升降椅與一般座椅椅面。升降椅調整高度範圍為 200mm~600mm。外觀結構如圖一(a)。
- 以彈簧為動力的自製助起架。安裝於升降椅後外觀如圖一(b)。
- 市售助起架，由加拿大 UpLift 科技公司出品的 UpLift Seat Assist，MED-UL100。擺放於一般座椅椅面後即可使用。
- 三維動作分析系統主要以 Motion Analysis Corporation, Eagle Digital Realtime system, 6 部，搭配標記點反光球的黏貼，蒐集人體的運動路徑。擷取頻率 60Hz。
- 測力板使用兩塊 Bertec (型號 BP 4550-08，45 cm *50 cm, USA)測量重量的移動，並記錄重心移動的資訊。擷取頻率 1200Hz。



圖一(a)、自製可調高度的升降椅與一般座椅。(b)自製助起架。

軟體方面

- EVaRT version 5.04，動作分析系統軟體，可以整合同步攝影機、測力板。
- Visual3D v.3.90.21 對反光球標記點進行命名，並輸出為文字檔案以供 Matlab 執行運算。
- Matlab R2008a 進行三維運動學、動力學的程序撰寫與分析。
- IBM SPSS Statistics v.22 進行統計學分析。

II 本研究計畫之研究方法：

本研究計畫之研究方法包括，牛頓力學之逆向動力學計算、肌電訊號資料處理、質量中心計算等，茲分別敘述如下。

牛頓力學之逆向動力學計算

本研究採用牛頓逆向動力學計算。利用動作分析擷取系統，所用的定理主要為牛頓運動學及尤拉角方程式(Euler angles)以計算各肢段座標系間的夾角(Haug, 1989; Winter, 1990; 蘇芳慶, 1991)，再求得其各關節角速度角加速度與肢段質心，其流程如下：

- I. 黏貼反光球，本實驗採用的 22 顆反光球標記黏貼在人體標記點。
- II. 各肢段質心位置、肢段質量與肢段轉動慣量係採用 Dempster (1955) 所發表之人體計測資料進行運動學及動力學計算。
- III. 由貼於人體表面的反光球標記之空間位置以及參考人體計測資料分別計算出各主要關節的關節中心位置。
- IV. 定義坐標系，先以實驗室座標系(global coordinate system)之建立及定義反光球標記點在空間中的位置；藉此以建立人體各肢段立座標系(local coordinate system)。
- V. 運動學分析，從尤拉角公式以繞浮動軸轉動的方式，計算近端與遠端座標系的夾角，此即為下肢各關節之角度變化。運動學旋轉矩陣：旋

轉軸順序為 Y-X-Z。

$$\begin{aligned}
 \mathbf{R} &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c\phi & 0 & s\phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\phi & 0 & c\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\theta & -s\theta \\ 0 & s\theta & c\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\varphi & -s\varphi & 0 \\ s\varphi & c\varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c\phi c\varphi - s\phi c\theta s\varphi & -c\phi s\varphi - s\phi c\theta c\varphi & s\phi s\theta \\ s\phi c\varphi + c\phi c\theta s\varphi & -s\phi s\varphi + c\phi c\theta c\varphi & -c\phi s\theta \\ s\theta s\varphi & s\theta c\varphi & c\theta \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

S 為 sin，c 為 cos。

VI. 動力學分析，使用牛頓第二定律(如下列式子)，可以計算出關節力與力矩。

$$F_p = ma - F_d - F_w$$

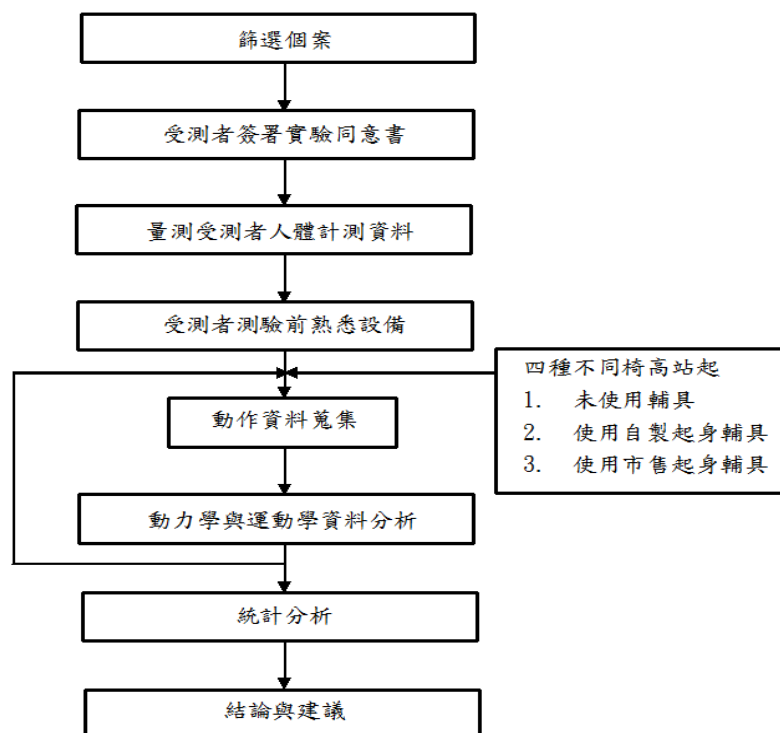
$$M_p = I\dot{\omega}' + \omega' \times (I\omega') - [M_d + r_d \times F_d + r_p \times F_p]$$

上列公式中之代數分別代表如下： F_p 為肢段近端關節所受的作用力， F_d 為肢段遠端關節所受的作用力、 F_w 為肢段重量、 M_p 為肢段近端關節所受的作用力矩、 M_d 為肢段遠端關節所受的作用力矩、 I 為肢段相對於質心之慣性矩、 ω 為肢段瞬間的角速度、 $\dot{\omega}$ 為肢段瞬間的角加速度、 r_d 為質心到肢段遠端的位置向量、 r_p 為質心到肢段近端的位置向量、 m 為肢段的質量、 a 為肢段質心的加速度。

實驗流程

受試者選擇健康老年人，篩選條件為 1)65 歲以上，2)可在少量支持或無支持的情況下自行站起或坐下，3)無認知障礙，4)無肌肉骨骼或動作平衡相關之病史，如中風、髖關節置換、類風濕性關節炎等。實驗前徵求個案同意並簽署實驗同意書。若受試者在實驗進行中出現漸進性心絞痛(Progressive angina)、收縮壓明顯降低的反應、頭暈、意識模糊、蒼白、發紺、噁心或周邊循環不足、血壓過度升高與受試者希望停止時則終止測試。

實驗地點為中山醫學大學動作分析實驗室，受試者參與動作分析測驗前，先量測受試者的人體計測資料(如身高、體重、膝窩高度等資訊)，並調整座椅高度，讓受者熟悉助起架的使用方式。接著進行生物力學的动作資料蒐集，其中包括無使用輔具的一般座椅(代號 N)，使用自製助起架(代號 S)，以及使用市售助起架(代號 U)三種情境，在三種情境下，隨機提供四種不同高度的椅子(65%、80%、100%、115%膝窩高)，共蒐集十二種動作數據，依情境命名為 N65、N80、N100、N115、S65、S80、S100、S115、U65、U80、U100 以及 U115。座椅高度的調整是以椅面高度為準，因此，雖然自製助起架與市售助起架分別有 4.5 公分及 5 公分的坐墊高度，但是經過調整後，使用不同坐墊時的椅面高度並無差異。實驗流程如圖二。



圖二、實驗流程圖。

資料收集

測試時受試者雙腳各踩在一塊測力板上，座椅放置於測力板外、中央對齊兩塊測力板中線。受試者根據研究人員指令執行站起或坐下的動作，動作過程中為避免擺位姿勢不同造成動作表現差異，以及防止遮蔽反光球

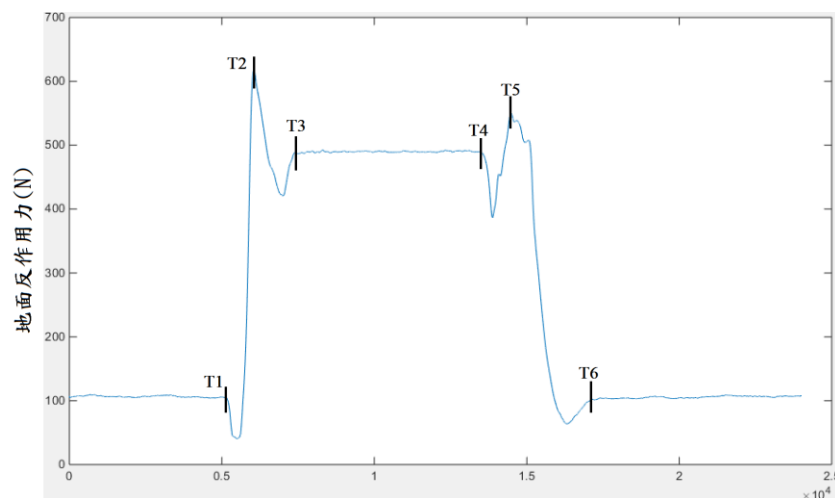
影響數據蒐集，因此動作過程中均要求受試者雙手抱胸，背部離開椅背，且以脛骨垂直於地面作為起始動作。測試均以靜態坐姿為起始動作，開始記錄數據後維持坐姿約 3~5 秒，研究人員會說「請站起來」使受試者完成站起動作，並於靜態站姿維持約 3~5 秒，研究人員再提供指令「請坐下」使受試者完成坐下動作，最後維持靜態坐姿約 3~5 秒後完成一次紀錄。實驗實況為圖三。



圖三、實驗實況。

資料處理

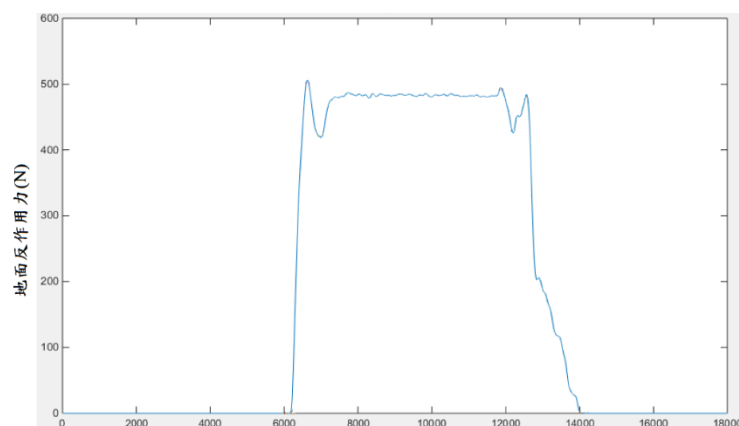
本研究動作表現主要利用地面反作用力(Ground reaction force, GRF)進行關鍵點的判斷，參考 Zijlstra, Mancini, Lindemann, Chiari, and Zijlstra (2012) 將動作過程中的關鍵點依照本研究設計修改後定義如下，示意圖如圖四。



圖四、站起與坐下過程中的動作關鍵點。

- 站起的開始點(T1)：地面反作用力減少超過初始靜態坐姿時的 10%。
- 離座(Seat-off)(T2)：站起動作開始後的最大地面反作用力。
- 站起的結束點(T3)：站起動作過程中最大地面反作用力回升後，等同於受試者體重的時間點。
- 坐下的開始點(T4)：地面反作用力減少超過 1.5% 體重。
- 接觸座位(Seat-on)(T5)：坐下動作開始後的最大地面反作用力。
- 坐下的結束點(T6)：坐下動作過程中最大地面反作用力回升後，等同於受試者靜態坐姿雙腳重量的時間點。

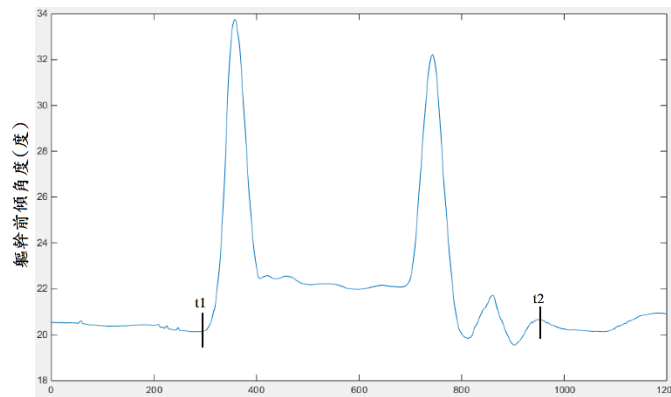
另外，由於市售助起架 UpLift 的機構設計，使用者在靜態坐姿時需要將坐墊坐滿、使坐墊完全承重，才不會誘發油壓管啟動，因此在使用 UpLift 的 100% 及 115% 膝窩高(U100 與 U115)的情境中，多數受試者會因為椅高及坐姿出現雙腳懸空或雙腳沒有承重的情形，而在靜態坐姿時不適用地面反作用力判斷關鍵點，圖五為其中一名受試者於 U115 情境中地面反作用力的表現，於動作前後之靜態坐姿時雙腳離地，因此 U100 及 U115 兩種情境的站起開始點(T1)與坐下結束點(T6)會將 Zijlstra et al. (2012)文獻中標記點的判斷方式進行調整，將 T1 與 T6 取代為軀幹角度的 t1 及 t2 時間點來進行數據處理，t1 及 t2 定義如下，軀幹角度判斷關鍵點示意圖如圖六。



圖五、U115 情境中受試者地面反作用力。

- U100 與 U115 站起的開始點(t1)：軀幹前傾之前的角度最小值。
- U100 與 U115 坐下的結束點(t2)：BTS 軀幹前傾角度最大值之後的第

二個波峰。



圖六、軀幹角度判斷 U100 與 U115 站起開始點與坐下結束點。

Zijlstra et al. (2012)已在文獻中證實，雖然利用身體標記點判斷動作關鍵點相較於利用地面反作用力判斷的動作時間較長，但是兩者仍有較高的一致性。而在本研究當中，由於 UpLift 的機構設計，油壓管在坐下動作結束時，會有機構收闔的停頓及震動，造成受試者在完成動作的時間前後出現軀幹晃動的表現，因此研究人員將地面反作用力與軀幹角度的時間點進行比對後發現，坐下動作的軀幹前傾角度最大值之後的第二個波峰最接近地面反作用力判定的坐下結束點，因此將定義 t_2 的判斷方式以此修正。

將收集到的人體上所黏貼的反光球三維空間座標與力板資料，藉由人體計測資料，可以計算質量中心，由力板資料可得到壓力中心，再經由逆向動力學法計算得到下肢各關節之關節角度、關節力、關節力矩與重量轉移。

資料統計

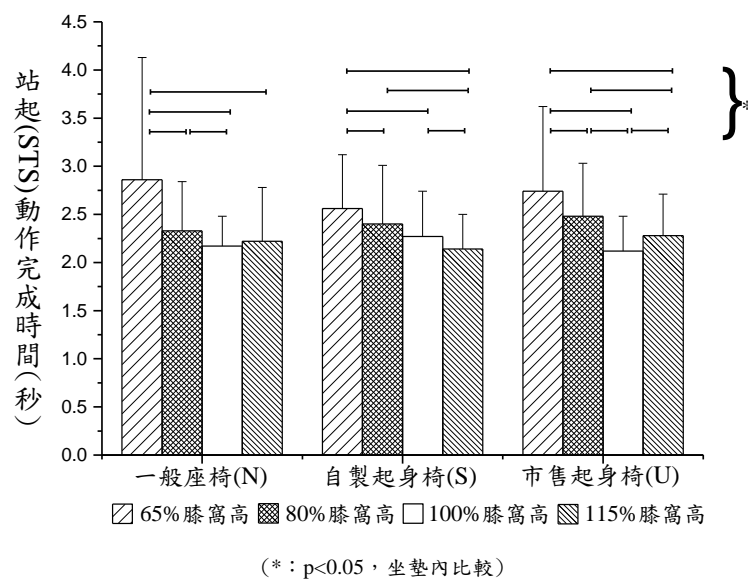
統計方法使用二因子重複量測變異數分析(Two-way repeated measures ANOVA)進行分析，比較三種坐墊搭配四種椅高時的顯著效應，以及單因子重複量測變異數分析(One-way repeated measures ANOVA)比較相同坐墊時、不同椅高對完成時間、關節角度、關節力矩、地面反作用力的影響，統計結果將 α 訂為 0.05。

四、結果

本研究共納入 29 名受試者，包含男性 16 名及女性 13 名，平均年齡受試者 69.5 ± 3.49 歲，身高 160.05 ± 8.42 公分，體重 63.24 ± 10 公斤，膝窩高度 39 ± 2.4 公分。

1. 動作完成時間

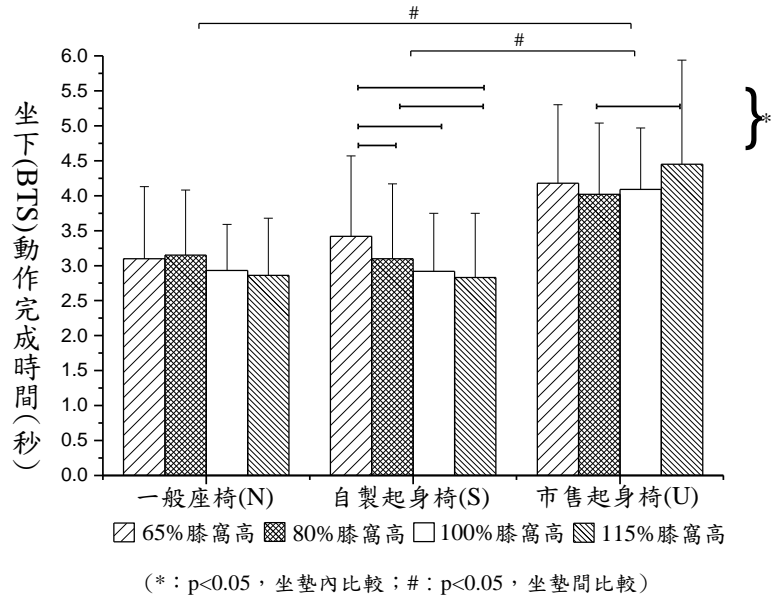
使用不同坐墊並不影響站起時間。站起的動作時間主要受到座椅高度的影響，使用一般座椅時，N65 的站起時間顯著比其他高度長($p < 0.05$)，N80 的站起時間又顯著比 N100 長($p < 0.05$)，而 N80 及 N100 分別與 N115 相比則沒有顯著差異，分別為 $p = 0.2$ 及 $p = 0.49$ 。使用自製起身椅時，則是除了 S80 與 S100 之間無顯著差異($p = 0.08$)，其餘高度之間均有顯著差異。Uplift 坐墊的站起時間則是不同高度之間均有顯著差異($p < 0.05$)。其結果如圖七。(*： $p < 0.05$ ，坐墊內比較。)



圖七、站起的動作完成時間。

坐下的動作時間則會受到坐墊種類的影響，一般座椅(N)與自製起身椅(S)之間的坐下時間並無顯著差異($p = 0.49$)，但是 UpLift (U)與另外兩種座椅之間則有顯著差異($p < 0.05$)。而在座椅高度的影響中，一般座椅在不同高度下所需的坐下時間並無顯著差異($p < 0.05$)，自製起身椅則是在 S100 的情境

中，分別與 S80 及 S115 相比沒有顯著差異($p=0.18$ 及 $p=0.35$)，其餘椅高之間均有顯著差異，而 UpLift 僅有 U80 與 U115 之間有顯著差異。其結果如圖八。 (*： $p<0.05$ ，坐墊內比較。#： $p<0.05$ ，坐墊間比較。)

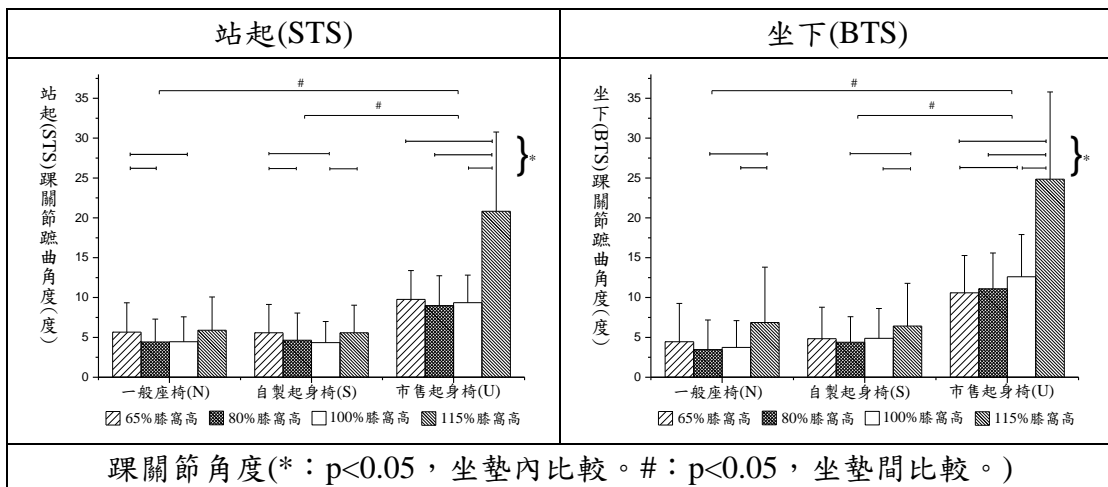


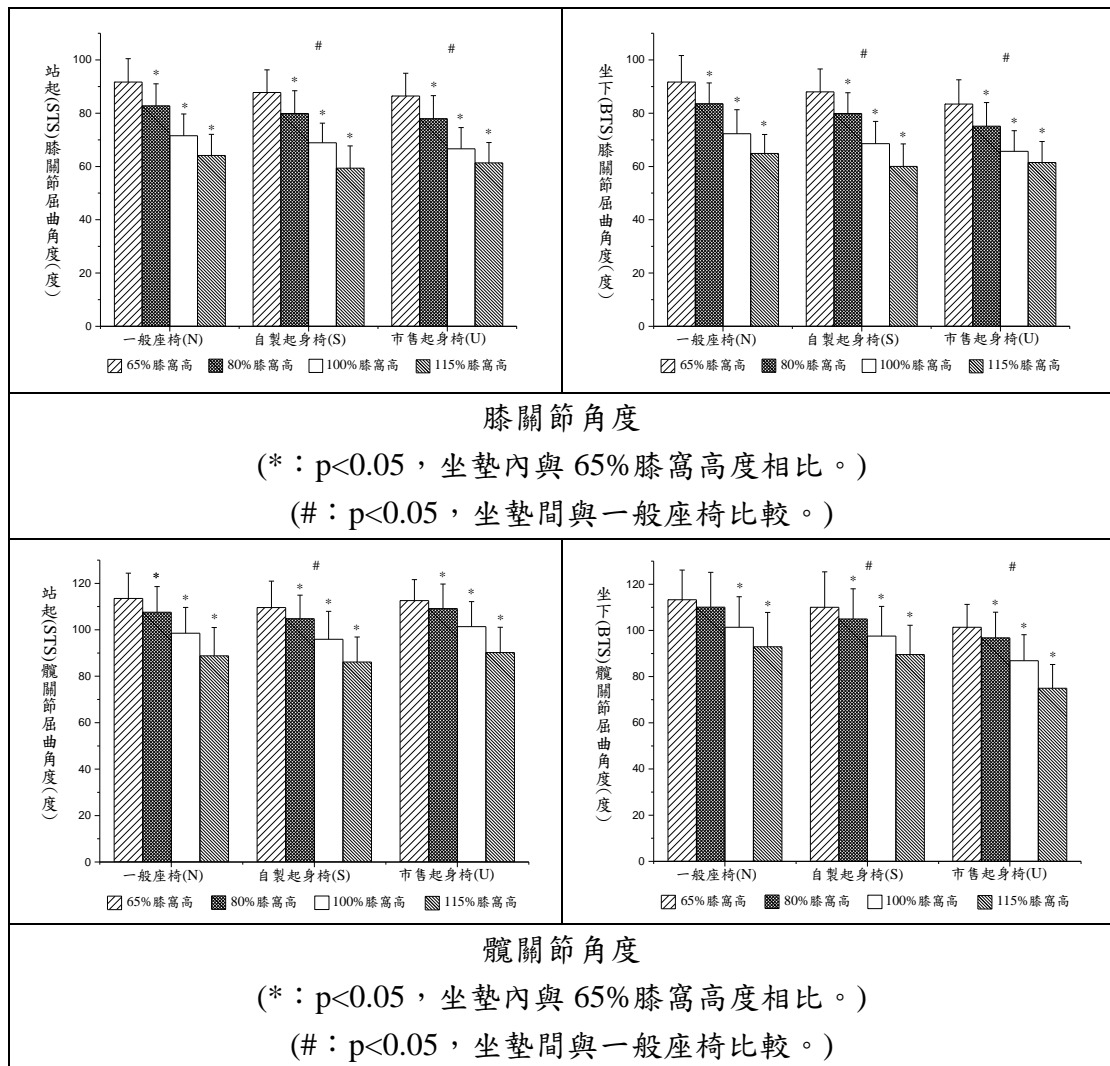
圖八、坐下的動作完成時間。

2. 關節角度

最大矢狀面關節角度是將左右側關節角度平均後進行統計，角度變化圖整理為表二，其中踝關節以蹠屈(Plantar flexion)為正值，膝關節及髖關節以屈曲(Flexion)為正值。

表二、站起與坐下各關節角度變化。





站起動作中，比較使用不同坐墊的關節角度變化，發現踝關節角度在一般座椅(N)與自製起身椅(S)之間並無顯著差異(p=0.8) 但 UpLift (U)顯著大於 N 及 S (p<0.05)；膝關節在 S 與 U 之間無顯著差異(p=0.08)，髖關節則是 N 與 U 之間無顯著差異(p=0.05)。

而座椅高度的部分，U115 的踝關節屈曲角度顯著大於 U65、U80 與 U100，一般座椅與自製起身椅則是在 N65 與 N115 相比(p=0.8)、N80 與 N100 相比(p=0.9)、S65 與 S115 相比(p=0.9)、以及 S80 與 S100 相比(p=0.5) 等情境中沒有顯著差異。膝關節與髖關節則是除了髖關節在一般座椅與市售坐墊之間無顯著差異(p=0.05)，其餘不同椅高之間的關節角度均有顯著差異(p<0.05)。

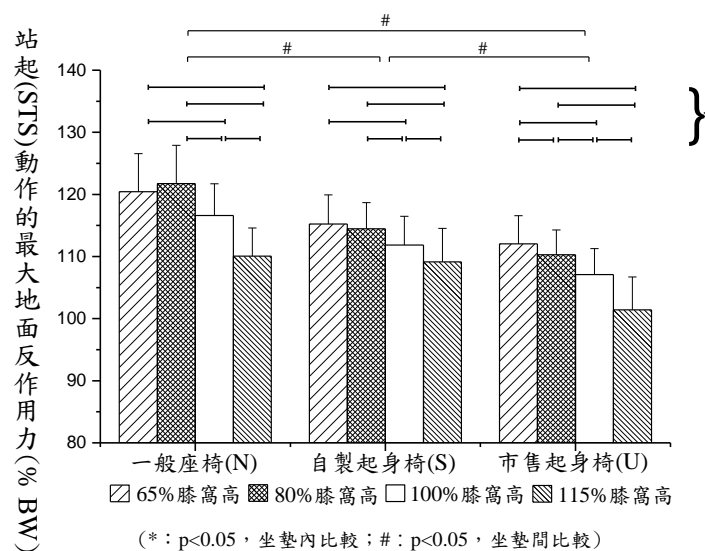
坐下動作中，踝關節角度的表現上，N 與 S 之間並無顯著差異(p=0.27)，

但U分別與N及S均有顯著差異($p<0.05$)，但其他三種座椅高度之間並無顯著差異($p>0.05$)。膝關節與髖關節角度則是在不同坐墊之間均有顯著差異($p<0.05$)。若比較座椅高度的影響，115%膝窩高度座椅的踝關節蹠屈角度均顯著大於相同坐墊的80%與100%膝窩高座椅，膝關節與髖關節則是不同椅高之間的關節角度均有顯著差異($p<0.05$)，除了髖關節在N65與N80兩情境中角度沒有顯著差異($p=0.07$)。

3. 地面反作用力

最大地面反作用力的運算中，為了排除受試者體重的影響，因此將參數換算為體重百分比(%BW)進行統計分析。

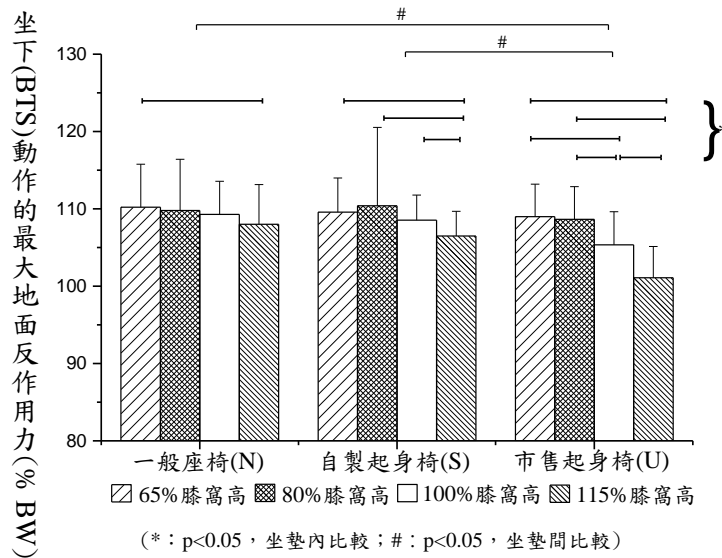
站起過程中，不同坐墊之間的最大地面反作用力均有顯著差異($p<0.05$)，自製助起架顯著小於一般座椅，市售助起架又顯著小於自製助起架。而在座椅高度的部分，一般座椅與自製起身椅在65%與80%膝窩高度的座椅間沒有顯著差異， p 值分別為0.12及0.39，其餘座椅高度之間均有顯著差異(圖九)。



圖九、站起的最大地面反作用力。

坐下過程中一般座椅與自製起身椅之間的最大地面反作用力無顯著差異($p=0.18$)，而不同椅高之間的比較，一般座椅僅有N65與N115相比有顯著差異($p=0.2$)，自製起身椅在S115情境時地面反作用力顯著與其他三

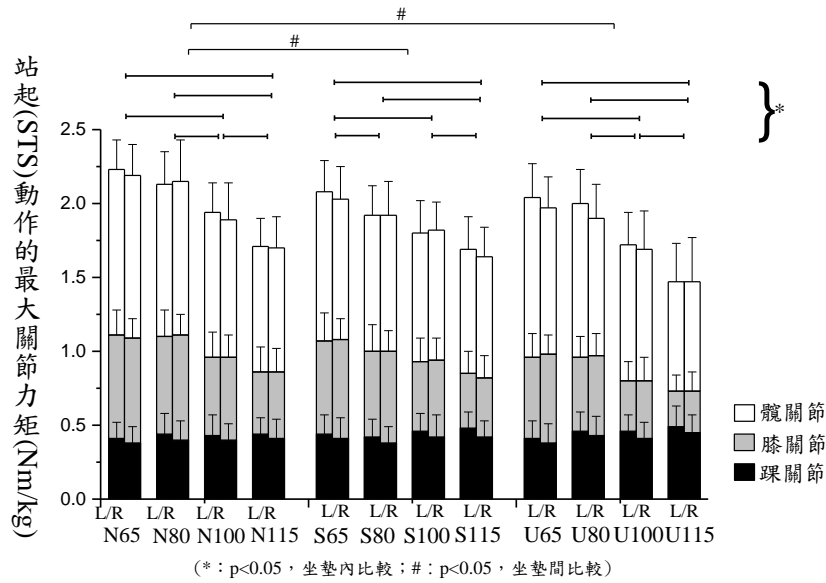
種椅高要低($p < 0.5$)，而市售起身椅則是除了 U65 與 U80 之間無顯著差異，其他椅高之間均有顯著差異(圖十)。



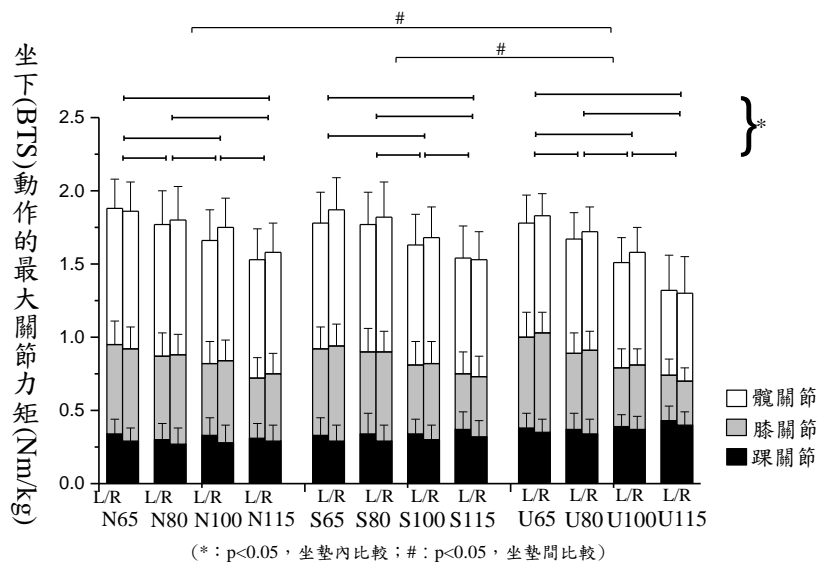
圖十、坐下的最大地面反作用力。

4. 關節力矩

有學者會在分析關節受力時直接比較下肢的最大力矩總和(髖、膝、踝關節的最大力矩總和)，將其視為動作對下肢肌肉骨骼挑戰的程度(Carr & Shepherd, 2010; Yoshioka et al., 2014)，本研究則將左右兩側分別加總關節力矩後進行統計分析，站起與坐下的最大力矩總和趨勢分別為圖十一與圖十二。研究結果顯示，站起與坐下動作中，左右側並不影響關節力矩的表現($p > 0.05$)，不同座椅高度與不同坐墊之間均有顯著差異($p < 0.05$)，於坐墊種類呈現市售起身椅顯著小於自製起身椅，自製起身椅又顯著小於一般座椅；椅高方面則是座椅高度越高，關節力矩越小。除了站起過程自製起身椅 S 與市售起身椅 U 之間以及坐下過程中一般座椅 N 與自製起身椅 S 之間無顯著差異，分別為 $p = 0.29$ 與 $p = 0.06$ 。(*: $p < 0.05$, 坐墊內比較。 #: $p < 0.05$, 坐墊間比較。)



圖十一、站起動作的最大力矩總和。



圖十二、坐下動作的最大力矩總和。

五、討論與結論

根據本次研究結果所得出之生物力學表現，分析不同座椅及座椅高度在動作時間、關節角度、地面反作用力與關節受力的影響因素，並探討不同輔助起身椅的優缺點，以供未來進一步改善。

本研究發現，自製助起架的彈簧機構讓使用者選擇坐姿時有較大的自由度，因此提供自製助起架不影響站起及坐下動作時間，還可以顯著減少

膝關節與髖關節彎曲角度，在站起過程中顯著減少地面反作用力及關節力矩，並且以 80%膝窩高度相對於一般座椅減少約 8%關節力矩為最大效益，但是在坐下過程中對下肢肌力的輔助效益有限，地面反作用力及關節力矩與一般座椅並無顯著差異。不過實驗過程中，自製助起架相對於市售助起架表現出較好的動作流暢性，並且經過使用者回饋後擁有較高的使用者滿意度。

而提供市售輔具 UpLift 則是可以顯著降低站起與坐下的地面反作用力及關節力矩，雖然在 100%膝窩高時相對於一般座椅減少 6%關節力矩的效果不如 115%膝窩高(相對於一般座椅減少 7%關節力矩)，但是由於 UpLift 的機構設計需要使用者坐滿椅面才能避免油壓管啟動抬升，讓使用者坐姿受限、在 115%膝窩高度時可能讓使用者雙腳離地，增加站起與坐下的動作時間，並且在完全收闔前，會出現油壓管歸位前的停頓，此現象在 Rutherford et al. (2014)的文獻中也曾被提及。另外，115%膝窩高度站起與坐下時所產生的地面反作用力幾乎等同體重，其效果類似於 Burnfield et al. (2013)所提的病患移位機 Safe patient handling (SPH)，長期使用可能形成使用者的依賴，甚至使年長者下肢肌力退化，考量到避免年長者肌肉廢用，市售輔具 UpLif 並不適用於高度較高的座椅。

因此，在座椅高度及坐墊種類的選擇上，若是沒有起身椅的情況下，建議年長者使用高度較高(100%及 115%膝窩高度)的坐椅，相對於低高度的坐椅有較小的下肢關節受力；若是要提供起身椅使用，則建議在 80%或 100%膝窩高度的椅子使用，可以使輔助起身椅發揮最大的效果，65%與 115%膝窩高度則會因為座椅高度較極端而影響起身椅的機構發揮。

未來期望能夠將自製起身椅進行便攜設計，將彈簧的彈力強度依照使用者體重或下肢肌力強度進行量化，並且增加身障者使用不同坐墊以椅高的動作分析，使起身椅能夠更廣泛的應用在日常生活中，提升年長著的生活品質，以及增加起身輔具在臨床上的實證基礎。

六、參考文獻

1. Burnfield, J. M., McCrory, B., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., & Goldman, A. J. (2013). Comparative kinematic and electromyographic assessment of clinician- and device-assisted sit-to-stand transfers in patients with stroke. *Phys Ther*, *93*(10), 1331-1341. doi: 10.2522/ptj.20120500
2. Carr, L. J., & Shepherd, R. B. (2010). Task-Related Exercise and Training *Neurological Rehabilitation* (2nd ed., pp. 376). Churchill Livingstone: Elsevier.
3. Cheng, Y. Y., Wei, S. H., Chen, P. Y., Tsai, M. W., Cheng, I. C., Liu, D. H., & Kao, C. L. (2014). Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status? *Gait Posture*, *40*(3), 403-407. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.05.064
4. Dempster, W. T. (1955). *Space requirements of the seated operator*.
5. Hassani, A., Kubicki, A., Brost, V., Mourey, F., & Yang, F. (2015). Kinematic analysis of motor strategies in frail aged adults during the Timed Up and Go: how to spot the motor frailty? *Clin Interv Aging*, *10*, 505-513. doi: 10.2147/CIA.S74755
6. Haug, E. J. (1989). *Computer Aided Kinematics and Dynamics of Mechanical Systems*.
7. Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*, *29*(12), 1509-1513.
8. Jeyasurya, J., Van der Loos, H. F., Hodgson, A., & Croft, E. A. (2013). Comparison of seat, waist, and arm sit-to-stand assistance modalities in elderly population. *J Rehabil Res Dev*, *50*(6), 835-844. doi: 10.1682/JRRD.2011.12.0233
9. Kuo, Y. L., Tully, E. A., & Galea, M. P. (2009). Kinematics of Sagittal Spine

and Lower Limb Movement in Healthy Older Adults During Sit-to-Stand From Two Seat Heights. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35.

10. Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T., & Stapley, P. (2000). Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(9), B425-431.
11. Pena Cabra, O. D., & Watanabe, T. (2013). Experimental evaluation of balance prediction models for sit-to-stand movement in the sagittal plane. *Comput Math Methods Med*, 2013, 592328. doi: 10.1155/2013/592328
12. Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P., & Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 7(2), 266-271. doi: 10.1002/jor.1100070215
13. Rutherford, D. J., Hurley, S. T., & Hubble-Kozey, C. (2014). Sit-to-stand transfer mechanics in healthy older adults: a comprehensive investigation of a portable lifting-seat device. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 1-8. doi: 10.3109/17483107.2014.921843
14. Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement, 4th edition*. New York: John Wiley and Sons.
15. Yamasaki, H., Kambara, H., & Koike, Y. (2009). *The dynamic optimization of sts movement*. Paper presented at the IMEKO World Congress, Lisbon, Portugal.
16. Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2014). Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomed Eng Online*, 13.
17. Zijlstra, A., Mancini, M., Lindemann, U., Chiari, L., & Zijlstra, W. (2012). Sit-stand and stand-sit transitions in older adults and patients with

Parkinson's disease: event detection based on motion sensors versus force plates. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 75. doi: 10.1186/1743-0003-9-75

18. 蘇芳慶. (1991). 人體運動生物力學. *機械工程*, 180, 19-24.

科技部補助專題研究計畫出席國際學術會議心得報告

日期：105 年 10 月 30 日

計畫編號	MOST 104-2221-E-040-007		
計畫名稱	生活輔具助起架對老年人由坐到站之人因工程分析(I)		
出國人員姓名	羅世忠	服務機構及職稱	中山醫學大學職能治療學系
會議時間	105 年 7 月 19 日至 105 年 7 月 21 日	會議地點	Sapporo, Hokkaido, Japan
會議名稱	(中文)2016 工程與應用科學全球研討會 (英文)2016 Global Conference on Engineering and Applied Science		
發表題目	(中文) 不同曲率的滑鼠對電腦作業時的腕隧道負荷的影響 (英文) The Effects of Various Curvature of a Computer Mouse on Loading of the Carpal Tunnel in Computer Tasks		

一、參加會議經過

台灣時間 7 月 18 日早上由桃園國際機場飛往日本北海道千歲機場至札幌，晚上下榻 toyoko-inn hotel。7/19 日是會員會議一早就搭地鐵到會場報到(會場在就 Premier Hotel Tsubaki Sapporo B1)，領取相關資料，並聽取議程前的說明。7/20 日會議正式開始，8:45 就有專題演講，其他時間則為分組的研討會議，以及海報報告，每天中午的午宴都有日本文化表演十分精彩，由於這個研討會是整合所有工程與人文議題，研究範圍相當大，研究學者大多是來自亞洲國家，因此由研討會的論文的出處與內容可以看的出來，亞洲各國的進步十分快速，會議期間遇到幾位來自台灣的學者以及研究生，透過短

暫的交談心得，都覺得很慶幸有機會參與國際交流活動，體會到各國的發展，包括日本韓國中國大陸印度泰國等，並學習到各國專家的風範。

二、 與會心得

本次研討會主要的目的在聚集所有工程科學領域的專家學者，因應時代變動快速，了解各領域的研究，提出下一階段工程技術研究發展，研討會的主題包括 Biological Engineering & Natural Science, Environmental Sciences, Computer and Information Sciences, Business & Economics, Management & Law, Finance & Accounting 等主題，包括了重要的工程科學領域以及人文科學，這次的 keynote speech 主題是 Dr. Malcolm Sim 的 Social sciences 專題演講，講述有關日本的英文多媒體教學的進展，演講中展示如何以科學技術等多媒體提升日本人的英語學習效果，並以自身是澳洲的教師到日本秋田從事交換學者的經驗，說明如何在日本本地提升英語學習。與我的研究比較相關的 section 演講是 7/20 Biological engineering & Natural science 場次的 Big Data Analysis of Emergency Medical Service Applied to Effectiveness Factors Associated with Survival Rate (由大數據分析急性醫療服務的存活率相關因子)，內容提到就醫速度、醫療規模、人員素質等都是影響存活率的相關因子，而由大數據分析可以瞭解每一個醫療院所醫療實際過程的所有經歷，這也是工業 4.0 所提倡的大數據分析，了解所有工業流程，並對可能面臨的作業生產危害作預防，這也是人因工程未來對於作業危害的大數據分析提供範例，另外一場相關報告是 Two-Stage Calibration Method to Adjust Risk of Hip Fracture in COPD Patient (兩階段的校正方法對於慢性阻塞性肺病患者髖關節骨折的影響)，影響髖關節骨折的原因包括跌倒、類固醇的使用肌肉無力行走能力的失調 抽菸 營養失調等因素，因此使用多面向的訓練調節方式可以達到合適的預防減少慢性阻塞性肺病患髖關節骨折的策略方式，髖關節骨

折的比例可以從 1.78 降到 1.57，藉由符合人體機能的治療方式的調整，可以有效率的減少受傷，這與人因工程所強調的人因不謀和合。我呈現的海報題目是 The Effects of Various Curvature of a Computer Mouse on Loading of the Carpal Tunnel in Computer Tasks (不同曲率的滑鼠對電腦作業時的腕隧道負荷的影響(如附錄))，與會者提到腕隧道負荷的推估是由人體計測資料而來，而且是歐美資料，對於亞洲人種而言是否合適?這個提問的確是個棘手的問題，不過對於非侵入性的腕隧道壓力的量測目前只能以此方法推估，也許往後科技的發展可以以如超音波量測腕隧道壓力，這時就可以較為清楚的釐清各個變項的影響。在會場中也見識到許多先進熱烈參與國際學術交流，讓後學有所學習與傳承，這些傳承也將為往後新進學者帶來國際交流與學習的模式，而國際化也是每個研學者必走的方向。

三、發表論文全文或摘要

詳見附錄。

四、建議

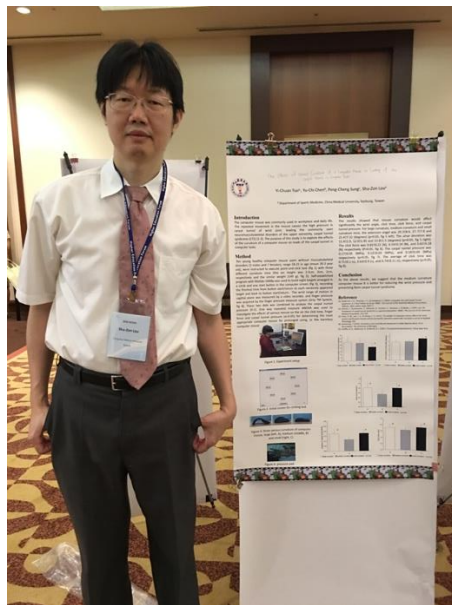
1. 多鼓勵參與國際學術交流，增進研究視野以及刺激研究想法，造福國內人因研究與應用。
2. 提供國際學術交流機會，使年輕學者有機會參與國際，學習以及請教國際專家學者。
3. 提供國內專家舉辦國際學術研討會，使國內學者有參與觀摩學術交流事務。

五、攜回資料名稱及內容

1. 大會議程及各類宣傳手冊
2. 研討會論文光碟
3. 參展廠商資料

六、其他

無其他補充。



圖、參與研討會並與發表海報合照



The Effects of Various Curvature of a Computer Mouse on Loading of the Carpal Tunnel in Computer Tasks



Yi-Chuan Tsai^a, Yu-Chi Chen^b, Peng-Cheng Sung^c, Shu-Zon Lou^a

^aSchool of Occupational Therapy, Chung Sang Medical University

^b Department of Sports Medicine, China Medical University, Taichung, Taiwan

^cDepartment of Industrial Engineering and Management, Chaoyang University of Technology, Taiwan

Introduction

The computer mouse was commonly used in workplace and daily life. The repeated movement in the mouse causes the high pressure in carpal tunnel of wrist joint, leading the commonly seen neuromusculoskeletal disorders of the upper extremity, carpal tunnel syndrome (CTS) [1-3]. The purpose of this study is to explore the effects of the curvature of a computer mouse on loads of the carpal tunnel in computer tasks.

Method

Ten young healthy computer mouse users without musculoskeletal disorders (3 males and 7 females), range 18-25 in age (mean 20.3 year old), were instructed to execute point-and-click task (fig 1) with three different curvature mice (the arc height was 3.5cm, 3cm, 2cm, respectively and the similar weight (140 g), fig 2). Self-established program with Matlab r2008a was used to build eight targets arranged in a circle and one start button in the computer screen (fig 3), recording the finished time from button start/return to each randomly appeared target and back to button start/return. The wrist range of motion in sagittal plane was measured by a video recorder, and finger pressure was acquired by the finger pressure measure system (Grip TM System, fig 4). These two data was combined to analyze the carpal tunnel pressure [4-5]. One way repeated measure ANOVA was used to investigate the effects of various mouse on the on the click time, finger force and carpal tunnel pressure ($\alpha=0.05$) for determining the most appropriate computer mouse for prolonged using, or the harmless computer mouse

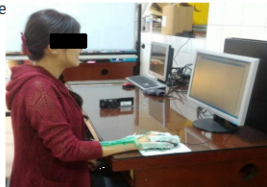


Figure 1. Experiment setup



Figure 2. Initial screen for clicking test



Figure 3. three various curvature of computer mouse, large (left, A), normal (middle, B) and small (right, C)



Figure 4. pressure pad

Results

The results showed that mouse curvature would affect the wrist angle, click time, click force, and carpal tunnel pressure significantly. For large curvature, normal curvature and small curvature mice, the extension angel was 29.3 ± 8.6 , 27.7 ± 7.8 and 21.4 ± 7.32 (degrees) ($p < 0.05$) (fig 5 left). The ulnar deviation was 11.4 ± 1.9 , 12.0 ± 1.45 and 13.8 ± 1.5 (degrees) ($p < 0.05$) (fig 5 right). The reaction force was 0.82 ± 0.22 (N), 0.54 ± 0.14 (N), and 0.82 ± 0.18 (N) respectively ($P < 0.05$ fig 6). The carpal tunnel pressure was 0.17 ± 0.05 (MPa), 0.12 ± 0.03 (MPa), and 0.18 ± 0.04 (MPa) respectively ($p < 0.05$, fig 7). The average of click time was 0.71 ± 0.1 (s), 0.63 ± 0.9 (s), and 0.74 ± 0.11 (s), respectively ($p < 0.05$, fig 8).

Conclusion

As the above results, we suggest that the normal curvature computer mouse B is better for reducing the wrist pressure and preventing form carpal tunnel syndrome.

Reference

- [1]. Andersen, J. H., Thomsen, J. F., & Overgaard, E. (2003). Computer Use and Carpal Tunnel Syndrome: A 1-Year Follow-up Study. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 290(14), 1854; author reply 1854-5.
- [2]. Atroshi, I., Gummesson, C., Johnsson, R., Ornstein, E., Ranstam, J., & Rosén, I. (1999, July 14). Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 153-158.
- [3]. Chen, H.-M., Lee, C.-S., & Cheng, C.-H. (2011). The weight of computer mouse affects the wrist motion and forearm muscle activity during fast operation speed task. *European Journal of Applied Physiology*, 259.
- [4]. Armstrong, T. (1976). *Circulatory and Local Muscle Responses to Static Manual Work*. Ph.D. Dissertation, The University of Michigan.
- [5]. Chaffin, D. B., Andersson, G., & Martin, B. J. (1991). *Occupational biomechanics*. Wiley New York.

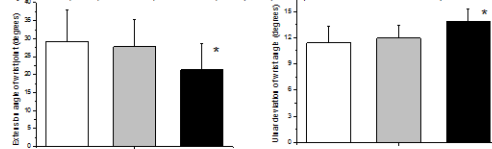


Figure 5. wrist angle during executing clicking test (extension angle(left) and ulnar deviation (right))

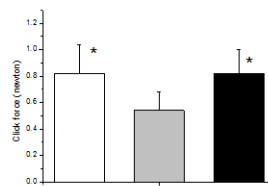


Figure 6. click force during executing clicking

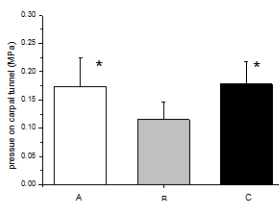


Figure 7. pressure on carpal tunnel

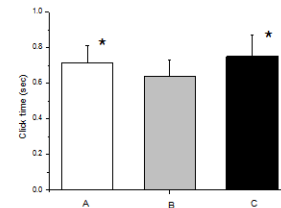


Figure 8. click time



科技部補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2017/01/27

科技部補助計畫	計畫名稱: 生活輔具助起架對老年人由坐到站之人因工程分析(I)
	計畫主持人: 羅世忠
	計畫編號: 104-2221-E-040-007- 學門領域: 人因工程與工業設計
無研發成果推廣資料	

104年度專題研究計畫成果彙整表

計畫主持人：羅世忠		計畫編號：104-2221-E-040-007-				
計畫名稱：生活輔具助起架對老年人由坐到站之人因工程分析(I)						
成果項目		量化	單位	質化 (說明：各成果項目請附佐證資料或細項說明，如期刊名稱、年份、卷期、起訖頁數、證號...等)		
國內	學術性論文	期刊論文	0	篇	蔡宜娟，陳瓊玲，游家源，李正隆，羅世忠，老年人在站起與坐下時期使用輔助起身椅之人因工程分析，第二十四屆中華民國人因工程學會年會暨學術研討會。金門 蔡宜娟 陳郁琪 鄧雅玲 羅世忠。不同的助起架對於由坐到站的影響。第二十三屆中華民國人因工程學會年會暨學術研討會。高雄義守大學	
		研討會論文	2			
		專書	0			本
		專書論文	0			章
		技術報告	0			篇
		其他	0			篇
	智慧財產權及成果	專利權	發明專利	申請中	0	件
				已獲得	0	
			新型/設計專利	0		
		商標權	0			
		營業秘密	0			
		積體電路電路布局權	0			
		著作權	0			
		品種權	0			
		其他	0			
技術移轉	件數	0	件			
	收入	0	千元			
國外	學術性論文	期刊論文	0	篇	Han-Xiong Gao, Yi-Chuan Tai, Yu-Chi Chen, Shu-Zon Lou, Effects of Chair Rise Strategies on Joint Loads, The 3rd International Conference on Ambient Intelligence and Ergonomics in Asia, 2017	
		研討會論文	1			
		專書	0			本
		專書論文	0			章
		技術報告	0			篇

		其他		0	篇	
智慧財產權 及成果	專利權	發明專利	申請中	0	件	
			已獲得	0		
		新型/設計專利	0			
	商標權			0		
	營業秘密			0		
	積體電路電路布局權			0		
	著作權			0		
	品種權			0		
	其他			0		
	技術移轉	件數				0
收入			0	千元		
參與計畫 人力	本國籍	大專生		0	人次	
		碩士生		0		
		博士生		0		
		博士後研究員		0		
		專任助理		0		
	非本國籍	大專生		1		
		碩士生		2		
		博士生		0		
		博士後研究員		0		
		專任助理		0		
其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)						

科技部補助專題研究計畫成果自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現（簡要敘述成果是否具有政策應用參考價值及具影響公共利益之重大發現）或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以100字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形（請於其他欄註明專利及技轉之證號、合約、申請及洽談等詳細資訊）

論文： 已發表 未發表之文稿 撰寫中 無

專利： 已獲得 申請中 無

技轉： 已技轉 洽談中 無

其他：（以200字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性，以500字為限）

本研究以簡易的彈簧裝置作為助起架裝置，對比市售助起架，如果成效良好，將可推廣至

家庭，以極為節省的发費，自行改善成為無障礙環境，對即將邁入老年化的國家社會極為

重要。另外以增加前方扶手裝置，以輕觸方式進行，提供引導重心轉移方式，這是一項新

的策略，應該可供新的創造與發展。

4. 主要發現

本研究具有政策應用參考價值： 否 是，建議提供機關

（勾選「是」者，請列舉建議可提供施政參考之業務主管機關）

本研究具影響公共利益之重大發現： 否 是

說明：（以150字為限）