

靠背高度對輪椅推進之生物力學影響分析

楊育昇¹ 蔡依純² 李佳玲³ 張志仲¹

摘要

理想的輪椅靠背高度應取決於使用者本身軀幹的控制能力，及對於輪椅推動活動量的多寡而定；而太高的輪椅靠背可能會妨礙上肢的活動，進而減低其輪椅推動的效果。據此，本研究的目的在於驗證不同輪椅靠背的高度，在不同推進速度的情境下，是否對使用者上肢的活動度，及推進力學與推進效益產生影響。本研究方法採用重複施測的方式，共三十位下肢癱瘓之脊髓損傷輪椅使用者參與實驗。受測者分別使用不同高度的靠背，在輪椅運動平台上各自進行兩種速度(0.9 m/s、1.3 m/s)的推進活動，過程中分別記錄上肢的運動學與動力學資料。利用雙因子重複量數變異數分析來驗證，以靠背高度及推進速度為主要影響因子，對於運動學與動力學資料等依變項的差異性。結果顯示，使用低於一半軀幹高的靠背時，因移除了靠背對上肢活動的限制，明顯可增加上肢向後伸展的角度($p = .03$)，增進了上肢推動時的活動度($p < .01$)，進而能有效的傳遞推進力量到輪圈上，避免無謂的施力浪費，提昇推進的機械效益($p = .02$)，並有效的減少重覆性的推動頻率($p = .02$)。在臨床應用上，針對具有軀幹控制能力，且經常性自主性推動輪椅的脊髓損傷患，可建議採用較低靠背的輪椅，來增進推動的效益，同時又避免因過高重覆性的輪椅推動，對上肢所誘發的續發性損傷。

關鍵詞：靠背，肩膀，生物力學，脊髓損傷

高雄醫學大學職能治療學系¹

高雄醫學大學附設中和紀念醫院復健科²

高雄市立小港醫院復健科³

受文日期：民國 100 年 4 月 1 日

接受刊載：民國 100 年 4 月 30 日

通訊作者：張志仲

高雄市十全一路 100 號

高雄醫學大學職能治療學系

電話：07-3121101 分機 2644

電子信箱：jjchang@kmu.edu.tw

airiti

前言

選擇一個適當的手動輪椅和舒適座椅系統對於脊髓損傷者是一個十分重要決定。由於手動輪椅使用者每天花了很多時間坐在他們的輪椅上 (Yang, Chang, Hsu, & Chang, 2009)，這些輪椅使用者應根據自己的體型，而選擇合身的輪椅以獲得最佳的舒適性。同時，亦透過適當調整輪椅的尺寸，可讓使用者坐起來更舒服，在操作輪椅移動時獲得更高效能的表現，並可減低對上肢肌肉骨骼系統的傷害。因此，不合身的輪椅會極度影響到輪椅使用者的舒適度、輪椅的操作性、及推動輪椅的效益。

在選擇合身的輪椅時，有幾個關鍵的輪椅尺寸規格是需要去考慮：一、座面寬度：主要是取決於使用者左右兩側臀寬外加 5 公分，做為選擇最合適輪椅尺寸的參考。Cooper 學者 (1998) 更進一步指出在不壓迫到股骨大轉子的情況之下，輪椅寬度應越窄越好，不但可方便使用者進出較狹窄的環境空間，亦可讓手部更容易接近手推輪圈，進而增進推進的效益。二、座面高度：常見輪椅的座面高度依不同廠牌產品，而會有從 30 公分至 60 公分不等的高度，其中最常見的高度則為 50 公分高。根據過去的研究發現，最合適的座面高度為讓使用者在身體坐挺的姿勢下，當手握於手推輪圈的最上方位置(即十二點鐘的方向)，手肘彎曲角度會呈現 100 到 120 度之間，此高度即是最合適的座面高度 (van der Woude et al., 2009; van der Woude, Veeger, Rozendal, & Sargeant, 1989)。三、座面深度：主要取決於由臀部的最後端至膝蓋脛窩處減除 5 公分，做為合適座面深度的參考，過深的座面會讓座面前端抵到膝蓋脛窩而引起不舒適，而過淺的座面會無法提供足夠的支撐面來分散臀部壓力 (Dudgeon & Deitz, 2007)。四、椅面角度(seat angle)：此角度是指椅面本身與水平面所產生的夾角。一般輪椅大多設計為零度，但運動型的輪椅可能高達 20 度之多。透過增加椅面的角度，會造成椅面前高後低的現象，可讓輪椅靠背與椅面之間對於骨盆產生夾擠的效果，進而增加使用者的軀幹穩定度。同時，因椅面後方較低，使用者坐下時，其座面高度會相對的下降，進而會改

變實際使用者座面高度現象。Samuelsson、Tropp、Nylander 與 Gerdle 學者 (2004) 指出透過改變 12 度的椅面角度，可明顯增加輪椅推進的角度及減低推進的頻率。五、椅背高度：主要取決於由臀部的最底端至肩胛骨下角的高度。Dudgeon 與 Deitz 學者 (2007) 建議可依據使用者的軀幹控制能力來區分最適合的椅背高度。若使用者完全無軀幹控制能力，則椅背高度須採用到肩膀上方的高度；若使用者僅有部份軀幹控制能力者，椅背高度建議採用到肩胛骨中間的位置；若使用者仍擁有軀幹控制能力者，椅背高度便可採用較低的高度，到肩胛骨下角高度即可。目前市售一般標準型的輪椅，其椅背高度大致介於 41 公分 (16 英吋) 高度，且兩邊的支架在椅背上方會延伸拉高向後彎屈而形成手推把。這一加高的手推把設計雖可方便照護者推移輪椅，但對於自行推動輪椅使用者，無形中著實加高了椅背高度，進而限制了在輪椅推進時上肢的可活動範圍，尤其是向後伸展去抓握手推輪圈的動作。因此，許多活動量需求較大的輪椅使用者，往往會偏愛採用具有較低椅背高度且不具有手推把設計的輪椅。

一個最佳的輪椅靠背高度應取決於輪椅使用者本身軀幹的控制能力，及對於輪椅推動活動量的多寡而定 (Cooper, 1998)。一般而言，越高的輪椅靠背，對於高階層脊髓損傷所導致缺乏軀幹控制能力或本身無法自主推動需依賴他人推動輪椅者，會是較好的選擇，因高度本身能提供較多的軀幹支撐來協助使用者穩固軀幹；但卻也因靠背太高限制住使用者上肢向後擺動的活動範圍，而可能減少手推輪椅時，手部可接觸輪圈的範圍，連帶減低推動時自主推動輪椅的效益。另一方面來說，越低的輪椅靠背高度，可讓使用者上肢較無受限的向後擺動，增加推動輪椅時上肢的活動範圍，進而增進輪椅推動效益，這對於低階層脊髓損傷者，且輪椅活動量有較大需求者應是較好的選擇；但反之，低靠背本身會提供較少的軀幹支撐性，因此使用者需大量靠自身控制能力來支撐並穩定軀幹，否則有背部懸空之感受。就作者們所知，至今尚無研究針對輪椅靠背高低對於輪椅推進活動的效益進行實證性的研究。

此外，在進行輪椅推動活動時，推動的生物力學會因推動速度的快慢而隨之改變。Vanlandewijck、Spaepen 與 Lysens 學者 (1994) 研究指出，當輪椅推動速度加快時，推動的頻率會隨之增快。Boninger、Cooper、Robertson、

Rudy 與 Shimada 學者 (1997) 研究亦指出，輪椅推動所施的力量會隨推動速度增快而加大。然輪椅使用者會因情境或活動的要求，調整輪椅推進的速度。因此，若要確認輪椅靠背高低對於輪椅推進活動的效益分析，則需要觀察該效益能否持續存在於不同速度的情境下，及探討靠背高度與推進速度是否產生交叉作用 (interaction effect) 效應。因此，本研究目的是探討不同輪椅靠背的高度在不同輪椅推進速度的情境下，是否對於輪椅使用者上肢的活動度，及推進力學與推進效益產生影響。研究假設為：對應使用一般高度的靠背情況下，脊髓損傷輪椅使用者，當使用較低的靠背高度時，在進行兩個不同推進速度的活動下，其上肢的活動範圍、推進的力學及效益表現會有顯著不同表現。

研究方法

一、參與者

本實驗採用方便取樣，共徵召 30 位 (男性 24 人，女性 6 人) 居住於高雄縣市地區之脊髓損傷患者參與實驗。參與研究前需符合下面收案條件始納入為受測者：(一)、目前以手推式輪椅為主要行動輔具；(二)、為胸椎第八節以下且在美國脊髓損傷協會 (American Spinal Injury Association, ASIA) 功能分類量表中，歸類為 A 與 B 級之脊髓損傷者。此外，若參與者即使符合收案條件，但有下面排除條件之一亦排除參與實驗：(一)、推動輪椅時會出現血壓或心臟不適等生理問題；(二)、上肢出現明顯疼痛而影響輪椅推進表現。本研究已經通過高雄醫學大學附設中和醫院「人體試驗委員會」審核通過，准許實施。受測者皆在充分告知施測流程、本身的權益與資料保密原則，並簽署受測者同意書後，始開始進行施測。本研究樣本平均年齡為 40.4 ± 9.3 歲，平均使用輪椅經驗為 11.7 ± 8.6 年，平均軀幹高 (在坐姿下，從兩邊肩峰的中點量至臀部最底處) 為 55 ± 6.3 公分，平均肩胛骨下角高 (在坐姿下，從兩邊肩胛骨下角的中點量至臀部最底處) 為 44.9 ± 3.3 公分。受測者脊髓損傷部位分別分佈於胸椎第八節到腰椎第四節。

二、量測設備

(一)、三維動作分析系統

採用六台紅外線動作分析攝影機 (Qualisys Motion Capture System, Gothenburg, Sweden) 去擷取受測者在輪椅推動活動時，分別貼於軀幹與上肢的反光球 (如圖 1 所示)。本實驗之反光球設置點是參考文獻針對於輪椅推動研究所使用之軀幹與上肢貼放位置 (Boninger et al., 1997; Desroches, Aissaoui, & Bourbonnais, 2006)，反光球皆為直徑 20 mm 圓形的球型，分別貼在受測者兩側上肢肩峰、鷹嘴突、肱骨外上髁、橈骨莖突、尺骨莖突、第三掌骨頭上、軀幹胸椎第二節、及胸骨前方貼上三個反光球用以協助建立軀幹本身的座標系統 (local coordinate system)。

(二)、智慧型輪椅推進系統

本實驗採用智慧型輪椅推進系統 SMART^{Wheel} (Three Rivers Holdings, LLC, Mesa, Arizona, USA) 作為輪椅推進時所產生的動力學分析儀器 (如圖 1 所示)。該系統可獨立裝卸到不同尺寸的輪椅，用以偵測推進時之力量 (水平分力 F_X 、垂直分力 F_Y 與內外分力 F_Z) 與相對應力矩 (內外力矩 M_X 、水平力矩 M_Y 與前後力矩 M_Z) (Cooper, Robertson, VanSickle, Boninger, & Shimada, 1997)，並以無線傳出方式傳輸力學與時間資料至電腦加以紀錄。

(三)、輪椅運動平台

輪椅運動平台為類似跑步機之運動系統，可利用外接控制器獨立調整不同速度 (極速為每秒 1.8 公尺) 及傾斜坡度 (最大坡度達 12 度)。透過在此輪椅運動平台進行輪椅推進活動，可讓研究者在有限的實驗室空間內進行各種模擬的動態輪椅推進活動。本研究設定為在零坡度情境上，分別進行 1.3 m/s 及 0.9 m/s 的輪椅推進活動，用以模擬輪椅使用者在平面上，兩種不同快慢速度推動的狀態。

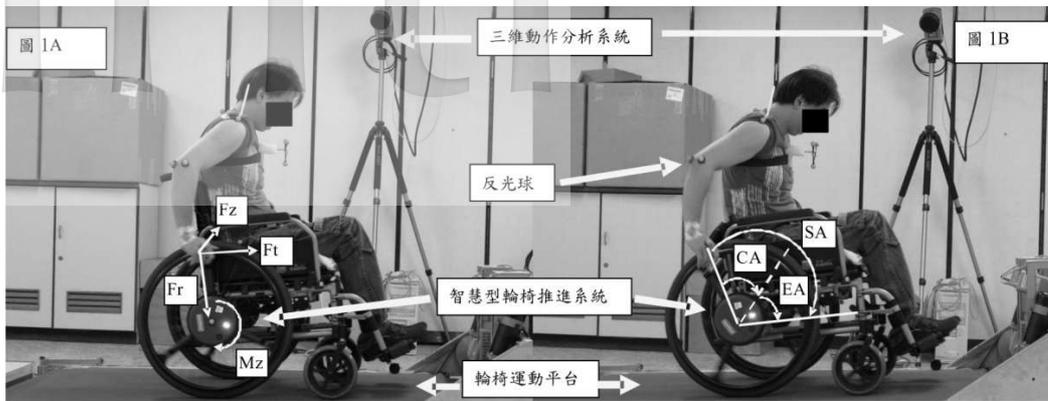


圖 1

在相同測驗情境下，輪椅使用者使用高靠背（圖 1A）相較於低靠背（圖 1B）進行輪椅推進實驗。Ft 代表切線分力，Fr 代表法線分力，Fz 代表向內分力，Mz 代表推進力矩，SA 代表手部接觸輪圈開始之角度，EA 代表手部離開輪圈之角度，CA 代表手部整體接觸輪圈之角度。

三、研究流程

在輪椅結構上，靠背骨架與座椅骨架是直接相連合成一體，左右兩端之間則安置網狀透氣尼龍布材質來形成座背墊，因此，輪椅靠背的寬度會與座寬一致。所以根據實驗受測者臀寬的大小，研究者會提供 16 吋或 18 吋座寬的脊髓損傷標準型輪椅（型號：KM-8520，康揚股份有限公司，台灣嘉義），讓受測者選用最符合自己體型來進行推進活動，共計有 28 位受測者使用 16 吋輪椅，而 2 位受測者則使用 18 吋座寬的輪椅。在選定合宜自身體型的輪椅寬度後，受測者會進行共計四次 30 秒的輪椅推進活動（兩種不同靠背高度 × 兩種不同推進速度）。輪椅推進活動分別有兩種不同的推進速度：（一）、在水平坡度情境下，維持以每秒 0.9 公尺速度推進輪椅 30 秒；（二）、在相同水平坡度情境下，維持以每秒 1.3 公尺速度推進輪椅 30 秒。而在每一個推進活動時，受測者會分別使用兩種不同靠背高度：（一）、高靠背，靠背高度為 40.6 公分（16 英吋）高，即是脊髓損傷標準型輪椅出廠時的高度設定。（二）、低靠背，靠背高度設定為受測者軀幹高度的 50%。因為至今尚無文獻指出最佳的低靠背的高度，我們參考目前運動型輪椅靠背的高度（如：歐風脊損型

KM-AT 20 靠背高度為 25 公分)，加上對照之前輪椅推進實驗受測者的人體測量資料（楊育昇、林素安、張志仲，民 99），而決定出此一高度的標準，其高度均低於本研究受測者的肩胛骨下角高度，約落於腰部上方的位置。為了能依據受測者不同的軀幹高度進行靠背高度的調整，本實驗用的輪椅僅靠背支持桿有經過改造，讓靠背高度得以有最大向下調整 30 公分的空間，其它後輪軸心位置、座面高度或座面角度皆沒有改變，以避免任何干擾效應。在完成兩次推進活動之間，會提供 5 分鐘的休息時間，以避免實驗受測者產生疲累的現象。當完成這兩次不同的推進活動後，輪椅的靠背高度會更換成另一不同的高度。至於進行推進測驗的速度及更換採用高靠背或低靠背的前後順序，則採電腦程式隨機抽樣決定之。

四、資料處理

本研究資料處理可分為運動學參數與動力學參數兩大部分。在運動學參數部份，包含輪椅推進時肩膀最大伸直角度 (shoulder maximal extension angle)、推進時肩膀最大外展角度 (shoulder maximal abduction angle)、推進時肩膀進行向前彎後伸的活動度 (flexion-extension range of motion)，外展內展的活動度 (abduction-adduction range of motion)，推進時手部接觸輪圈之開始角度 (Start angle, SA)、離開輪圈之角度 (End angle, EA)、接觸角度 (Contact angle, CA)、及推進速度。在動力學參數部份，則包含輪椅推進時所施之總合力 (Resultant force)，切線分力 (Tangential force, Ft)、法線分力 (Radial force, Fr)、推進力矩 (Mz)、推進功率 (Power) 及機械效益 (Mechanical effective force, MEF)。以下將分別描述各運動學參數以及動力學參數之計算公式。

(一)、肩膀關節活動度

本研究利用手肘、肩峰、軀幹胸椎第二節、及胸骨前方的反光球，根據 Koontz、Cooper、Boninger、Souza 與 Fay 學者 (2002) 針對輪椅推進過程中，計算肩膀關節活動度的方法，先定義出肩膀區部座標系統 (shoulder local

coordinate system)、軀幹區部座標系統 (trunk local coordinate system) 在絕對參考系統 (globe coordinate system) 中的位置與方向。透過軀幹區部座標系統在絕對參考系統 XYZ 軸的單位向量 (unit vector)，可以求出遠端之肩膀區部座標系統在絕對參考系統 XYZ 軸的單位向量，因而進一步計算出相鄰的遠端之肩膀肢體相對於近端之軀幹的相對移動角度。計算結果包括肩膀彎曲伸直 (flexion-extension) 角度、肩膀外展內展 (abduction-adduction) 角度、肩膀水平彎曲 (horizontal flexion) 角度。

(二)、手部接觸輪圈之開始角度、離開角度及接觸角度

透過以第三掌骨頭反光球的位置，再搭配使用智慧型輪椅推進系統偵測輪圈受力與否，來決定手部動作位置是否位於接觸或離開輪圈 (Cooper et al., 1997)。根據此位置與輪椅本身空間相對位置關係 (如圖 1B 所示)，即可求得手部接觸輪圈開始之角度 (SA)、手部離開輪圈之角度 (EA) 及手部整體接觸輪圈之角度 (CA)。詳細計算過程可參考作者們之前的相關研究 (楊育昇等人，民 99)。

(三)、動力學參數

透過智慧型輪椅推進系統(如圖 1A 所示)，所測得手部施於輪圈之水平分力 (F_x)、垂直分力 (F_y)、內外分力 (F_z) 及輪軸推進力距 (M_z)，可透過公式分別求得總合施力 (F_{total})、切線分力 (F_t)、法線分力 (F_r)、向內分力 (Medial force, F_z)、推進功率 (Power) 以及機械效益 (MEF)。在此要特別說明，機械效益是代表有效向前推進施力 (即切線分力) 與總施力的比率，代表向前推進力量之有效分配的程度，其單位為百分比，詳細計算公式可參考先前文獻或作者們之前的相關研究 (Boninger et al., 1997; Cooper et al., 1997; Yang, Koontz, Triolo, Cooper, & Boninger, 2009; 楊育昇等人，民 99)。此外，輪椅使用者本身的體重亦可能會影響到推進力量大小；因為在向前推動時，輪椅輪子與接觸面所產生的摩擦力會抵消部份的前進推動施力，而此摩擦力又與使用者本身體重所造成的正向力息息相關。所以體重越重的輪椅使用者

有可能會出現較大前進推動施力，以克服與地面所產生的摩擦力。在本研究資料分析中，亦發現不論是使用高靠背或低靠背，在任何快速度或低速度推進情況下，實驗參與者本身的體重與前進推動的總合施力皆呈現高度正相關 ($r > .6, p < .01$)。因此，就總合施力、切線分力、法線分力、與向內分力這些變項，我們進一步以體重倍率 (% body weight) 作為標準化 (normalization) 後，再進行統計資料分析。

五、資料分析

應用統計軟體 SPSS 11.5 版 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 進行資料統計分析。為了檢驗研究假說，透過重複量數雙因子變異數分析 (two-way repeated-measures ANOVA) 來檢定當使用不同靠背高度及不同輪椅推進速度時，對於各項運動學及動力學表現差異。本研究採雙尾檢定，顯著水準 α 設為 .05。

結果

一、不同靠背高度與速度對於推進時運動學與動力學表現之交叉作用 (interaction effect) 分析

從表 1 及表 2 中得知，不論是在運動學表現上或者是在動力學表現上，所有依變項參數皆未受到因不同靠背高度與推進速度之交叉作用影響。因此，我們可單獨分別討論不同靠背高度或不同速度對於輪椅推進時之運動學與動力學表現之主要效果。

二、不同靠背高度對於推進時運動學、動力學表現之主要效果 (main effect) 分析

從表 1 中得知，在運動學表現上，相較於使用高靠背情況下，當受試者使用低靠背時，不論在慢速度或快速度情境下，使用者皆顯著出現較大的肩膀向後伸直的角度 ($p = .03$)，這一結果表示在推進時，使用者的手臂可以擺盪到較身體後方的位置進行推進輪椅活動。也正因此的改變，當受試者使用低靠背時，其肩膀的前彎後伸的活動度也顯著出現較大的角度 ($p < .01$)。但若從正面觀察，低靠背並不會明顯影響受試者在推進時肩膀外展的角度 ($p = .20$) 及整體外展內縮的角度 ($p = .36$)。此外，使用低靠背時，手部接觸輪圈之開始角度也顯著較大 ($p < .01$)，表示在推進輪椅時，手部開始接觸輪圈位置位於輪圈較後方，但在手部接觸輪圈之離開角度 ($p = .93$)並未達到顯著性的差異，然在整體上，手部接觸輪圈的角度卻仍會出現顯著較大改變 ($p < .01$)，推進頻率亦出現顯著較少的次數 ($p = .02$)，這表示在推進輪椅時，手部重覆性推動的動作可以明顯減低，仍可達到相同推進活動的需求。

表 1
使用不同靠背高度在不同速度下，進行輪椅動進活動時運動學參數之平均值與標準差摘要表

運動學參數 (單位)	靠背	0.9 m/s	1.3 m/s	高度之主 要效果 p -value	速度之主 要效果 p -value	交叉作用 p -value
推進速度 (公尺/秒)	高	0.9 ± 0.1	1.3 ± 0.0	.72	<.01**	.55
	低	0.9 ± 0.1	1.3 ± 0.0			
推進頻率 (次/秒)	高	1.2 ± 0.3	1.4 ± 0.4	.02*	<.01**	.55
	低	1.1 ± 0.3	1.3 ± 0.3			
肩膀最大伸 直角度(度)	高	43.1 ± 7.0	44.4 ± 6.7	.03*	.03*	.97
	低	46.8 ± 7.2	48.0 ± 6.4			
肩膀前彎後伸 的活動度(度)	高	50.0 ± 13.0	53.2 ± 12.9	<.01**	<.01**	.71
	低	54.3 ± 12.9	57.9 ± 12.1			
肩膀最大外展 角度(度)	高	47.9 ± 7.3	48.3 ± 7.7	.20	.73	.54
	低	43.7 ± 12.5	42.3 ± 16.2			
肩膀外展內縮 的活動度(度)	高	13.0 ± 4.7	13.7 ± 4.7	.36	.08	.75
	低	13.7 ± 4.3	14.6 ± 5.2			
手部開始角度 (度)	高	100.7 ± 12.0	102.7 ± 12.7	<.01**	<.01**	.72
	低	107.0 ± 13.3	108.5 ± 11.1			
手部離開角度 (度)	高	38.8 ± 10.9	36.8 ± 10.3	.93	.19	.63
	低	38.6 ± 9.0	37.8 ± 8.9			
手部接觸角度 (度)	高	61.9 ± 16.0	65.4 ± 17.4	<.01**	<.01**	.47
	低	68.4 ± 14.0	70.7 ± 13.0	.72	<.01**	

註：* $p < .05$. ** $p < .01$.

而就在動力學表現上，從表 2 中得知，當受試者使用低靠背時，其推進切線分力 ($p = .13$)、法線分力 ($p = .16$)、向內分力 ($p = .98$)及推進力距 ($p = .13$)

並無顯著性的差異，但推進總合力有減少的趨勢，卻未達統計上的顯著性的差異 ($p = .08$)，進一步經過以體重倍率標準化後分析，其結果亦符合上述的發現，在標準化之平均總合力 ($p = .10$)、標準化之平均切線分力 ($p = .14$)、標準化之平均法線分力 ($p = .24$)、標準化之平均向內分力 ($p = .66$) 皆呈現無顯著性的差異。然而在機械效益分析上，使用低靠背讓受試者顯著出現較高的推進效益 ($p = .02$)。

三、不同速度對於推進時運動學、動力學表現之主要效果 (main effect) 分析

從表 1 中得知，在運動學表現上，不論靠背的高低，當受試者進行快速度推進活動時，需要以顯著較快的推進頻率 ($p < .01$)，較大的肩膀向後伸直的角度 ($p = .03$)、肩膀前彎後伸的活動度 ($p < .01$) 及較大的手部開始角度 ($p < .05$) 及手部整體的接觸角度 ($p = .03$)。但在肩膀外展的角度 ($p = .73$) 及整體外展內縮的角度 ($p = .08$) 卻不受推進速度的影響而改變。而從表 2 中得知，在動力學表現上，相較於在平面以慢速度的情況下，當受試者進行快速輪椅推進活動時，其推進總合力、切線分力、法線分力、推進力矩皆有顯著性的差異 ($p < .01$)；進一步經過以體重倍率標準化後分析，施力結果的表現亦符合上述的發現。但在推進效益上卻沒有顯著性的差異 ($p = .26$)，皆維持 46%~45% 的效率。

表 2

使用不同靠背高度在不同速度下，進行輪椅動進活動時，動力學參數之平均值與標準差摘要表

動力學參數(單位)	靠背	0.9 m/s	1.3 m/s	高度之主 要效果 <i>p</i> -value	速度之主 要效果 <i>p</i> -value	交叉作用 <i>p</i> -value
平均總合力 (牛頓)	高	31.3 ± 7.8	36.4 ± 9.6	.08	<.01**	.41
	低	30.1 ± 6.5	34.2 ± 7.2			
平均切線分力 (牛頓)	高	18.9 ± 5.4	20.8 ± 6.3	.13	<.01**	.53
	低	18.4 ± 4.9	19.9 ± 5.4			
平均法線分力 (牛頓)	高	22.3 ± 7.1	26.2 ± 8.8	.16	<.01**	.49
	低	21.3 ± 5.6	24.5 ± 6.3			
平均向內分力 (牛頓)	高	3.4 ± 1.6	4.0 ± 2.0	.98	.01*	.92
	低	3.4 ± 2.2	4.0 ± 2.7			
標準化之平均總 合力(%體重)	高	5.5 ± 1.2	6.3 ± 1.1	.10	<.01**	.67
	低	5.2 ± 0.9	5.9 ± 1.0			
標準化之平均切 線分力(%體重)	高	3.3 ± 0.6	3.6 ± 0.7	.14	<.01**	.77
	低	3.2 ± 0.6	3.4 ± 0.7			
標準化之平均法 線分力(%體重)	高	3.9 ± 1.3	4.5 ± 1.2	.24	<.01**	.71
	低	3.7 ± 1.0	4.3 ± 1.0			
標準化之平均向 內分力(%體重)	高	0.6 ± 0.3	0.7 ± 0.3	.66	.02*	.99
	低	0.6 ± 0.3	0.7 ± 0.4			
平均推進力矩 (牛頓·公尺)	高	5.8 ± 1.6	6.4 ± 1.9	.13	<.01**	.53
	低	5.6 ± 1.5	6.1 ± 1.6			
平均推進功率 (瓦特)	高	17.4 ± 4.5	26.2 ± 7.8	.15	<.01**	.25
	低	17.0 ± 4.3	25.0 ± 6.9			
平均機械效益 (%)	高	0.4 ± 0.1	0.4 ± 0.1	.02*	.26	.72
	低	0.5 ± 0.2	0.5 ± 0.1			

註：* $p < .05$. ** $p < .01$.

airiti

airiti

討論

本研究的結果發現輪椅靠背的高度，確實會顯著影響推動時上肢運動學表現。當使用低靠背時，因其高度遠低於肩胛骨下角高，就本研究的參與者而言，低靠背高度平均低於肩胛骨下角高度達 17.3 ± 3.2 公分，所以在進行推動時，上臂有充足的自由活動度，不會受限於靠背結構高度，可以讓輪椅使用者上臂盡情的向後伸展，而出現較大的肩膀向後伸直的角度，及肩膀前彎後伸的活動度。同時，此上臂向後伸直的動作也帶動手部向後擺盪，可讓手部接觸輪圈位置落於輪圈後方，而造成較大的手部開始角度。此上肢姿勢便讓推進起始點，占有較大的優勢，允許使用者上肢以向後伸展的較大角度，開始進行向前推進的活動。而在向前推進時，上肢向前推動的動作並不會受靠背的高度所局限，且推動的形態類似，這一點可從本研究結果中的手部離開角度即印證出，手部離開輪圈位置並無顯著性的差異。因此，就整體推進時期 (push phase) 而言，當使用低靠背時，相較高靠背情況下，上肢推動時始於輪圈較後方的位置，而推動結束在輪圈前方相似的位置，此動作讓使用者有較大的上肢推動活動度，進而能有效的傳遞推進力量到輪圈上，避免無謂的施力浪費，提昇推進的機械效益，明顯地減少重覆性的推動頻率。Boninger、Impink、Cooper 與 Koontz 學者 (2004) 已指出高重覆性的輪椅推動頻率可能會誘發出正中神經的受損。因此，若能有效的減少推動頻率，應可避免未來因推動輪椅所引起的續發性損傷 (secondary injury)。

就動力學表現而言，本研究發現使用不同靠背高度會對輪椅推進時，所施於輪圈的推進切線分力、法線分力、推進力距與推進功率並無有顯著不同；然而在推進之總合力上，低靠背出現有較少需求的表現 ($p = .08$)，推進機械則出現顯著的提昇 ($p = .02$)。換言之，當受試者使用低靠背時，所施於輪圈上的向前推進施力 (切線分力, F_t)、推進力距及產生的功率與使用高靠背情況下並無差異。造成此現象的原因可能是實驗受測者在從事推動測驗時，推進速度的要求一致性所造成。根據先前研究輪椅推動的報告指出，不同的輪椅推動速度，會影響推進時運動學及動力學參數的改變 (Boninger et al.,

1997)，此現象亦被本研究結果之速度的主要效果所證實。因此，為了控制速度對實驗參數的影響，以便釐清靠背高度的影響性，本研究要求受測者需在輪椅運動平台上，隨著運動平台的寬跑帶轉動速度，進行並維持固定的輪椅推進速度，以控制輪椅推動速度的要求。所以，雖然靠背的高度會有所改變，但推動活動的速度是被要求維持在定速的狀態，因此，受測者所施於在輪圈上的向前推進施力、力距、及相對應所產生的功率，則應會維持無太大的差異性；否則，受測者將可能過快的去撞擊運動平台的前端，或過慢的跟不上平台跑帶轉動的速度。Kwarciak、Tuner、Guo 與 Richter 學者 (2010) 研究指出使用輪椅運動平台，可讓研究者在有限實驗室的空間內，去創造出一個模擬平地上推動輪椅的情境，並且透過平台運動速度的可控制性，讓研究者可去掌握影響輪椅推動表現的變數並避免其交互作用的影響。本研究使用的輪椅運動平台，與 Kwarciak 等學者所使用的儀器構造相似，亦確實達到同樣的功能，讓受測者在同樣的推進活動任務下，去比較靠背高度的影響性。雖然，在使用低靠背時，向前推進的施力並沒有顯著的不同，然而在法線分力及向內分力上卻有減少的趨勢但未達統計上的意義，因此會造成在總合力上出現較少的數值。根據機械效益的公式： $MEF = Ft^2/F_{total}^2$ ，其中切線分力 (F_t) 是造成輪椅向前推進之作用力，而總合力 (F_{total}) 則是施在輪圈上的各分力之總合，亦即切線分力、法線分力及向內分力之總合。倘若在公式分子的部份，向前推進的作用力並無差異，但在分母的部份，出現較少的總合力，這便意味著推進效益的增加；換句話說，使用低靠背能減少無謂的施力浪費，透過較大的上肢活動度，讓力量有效地施於輪圈上，而提昇了推進效益。

脊髓損傷的輪椅使用者因本身的不同損傷層級，軀幹控制能力會隨之有所差異。雖然本研究的結果顯示，使用低靠背能幫助輪椅使用者提昇推進的效益、有效地減低重覆性推動的頻率。但讀者需留意，本研究的受測者皆屬於低階層下肢癱瘓 (low level paraplegia) 的脊髓損傷者，這一族群的患者本身即具有良好的軀幹控制能力，不需要太多外力的支撐，所以高低靠背的差異性才能夠被呈現。倘若輪椅使用者為四肢癱瘓者 (tetraplegia) 或高階層下肢癱瘓 (high level paraplegia) 患者，因本身就缺乏足夠的軀幹控制能力，則需要較多的靠背支撐來協助及穩固軀幹，因此低靠背並不一定合適於這些族

群的使用者。此外，Rice、Koontz、Boninger 與 Cooper 學者 (2004) 針對脊髓損傷之軀幹穩定性在輪椅推進過程的研究中發現，在推進輪椅時，因軀幹會接受來自手部接觸輪圈的反作用力，所以，軀幹穩定性不足的脊髓損傷者，會因此而產生軀幹向後擺動的現象，此現象稱之為軀幹擺動運動，而此運動會間接削弱輪椅推動的效益。據此，倘若高階層脊髓損傷之輪椅使用者，採用低靠背來進行輪椅推進活動，則預期輪圈的反作用力，可能誘發軀幹擺動現象，這不但會造成輪椅使用者的軀幹不穩定，亦會降低推動的效益。所以，本研究的結果僅能應用於低階層下肢癱瘓的輪椅使用者，至於針對於缺乏軀幹控制能力的輪椅使用者，則需要小心去評估使用者軀幹所需支撐面的高度；此外，透過提供硬性材質的靠背也可協助這一類患者增加軀幹的穩定度，進而改善輪椅推動的效益。

雖然本研究的低靠背高度調整有依個體軀幹高度的不同，進行 50% 比例的調整，但高靠背的高度，基於尼龍座背墊尺寸受限，僅可摺疊縮短但無法伸展拉高，所以只能採用輪椅出廠時原有高度設定，這是本研究的主要限制。此設定可能讓部份軀幹較高的受測者，相較於軀幹較低者，出現高靠背高度的設定仍不夠高的現象，使得手部的擺動僅受到部份的限制，進而讓此類的受測者因而得到部份低靠背的正面效應，間接造成施力效益的提昇。本研究動力學的結果也可能因這設定上的受限，而導致在分析高靠背的總合施力及法線分力上，雖有過多的施力浪費趨勢但卻未達到統計上的意義。然而，本研究的目的是探討低靠背是否能排除對上肢的活動度限制，及推進效益的影響。就整體而言，低靠背的設定無論在進行快或慢速度的推進活動時，皆仍讓使用者出現較大的上肢活動度，及較佳的推進效益。惟從本研究的成果卻無法明確定義出理想的靠背高度，僅能提出：採用低於一半軀幹高的輪椅靠背對輪椅推動有正面的助益。建議未來研究可增加更細膩的分類，來探討不同百分比高度的靠背對於輪椅推進效果的影響。

本研究的結果顯示，使用低於一半軀幹高的輪椅靠背時，因移除了靠背對上肢活動的限制，明顯可增加上肢向後伸展的角度，增進了上肢推動時的活動度，進而能有效的傳遞推進力量到輪圈上，避免無謂的施力浪費，提昇推進的機械效益，並有效的減少重覆性的推動頻率。若就長期使用而言，亦

可避免因過高重覆性的輪椅推動，對上肢所誘發的續發性損傷。依據本研究
成果，在臨床上建議本身具有軀幹控制能力，且經常性自主推動輪椅的使用
者，如低階層下肢癱瘓脊髓損害患者，應選擇低靠背的輪椅作為主要的移動
輔具。此外，選購具有可調性靠背高度的輪椅，亦可幫助不同軀幹控制能力
的輪椅的使用者去改善輪椅推進的效益。

誌謝

本研究獲高雄醫學大學教師專題計劃 (Q-Q097043) 謹此致謝

參考文獻

- 楊育昇、林素安、張志仲 (民 99)。硬式靠背對於脊髓損傷者在輪椅推進過
程之生物力學影響分析。《職能治療學會雜誌》，2，1-13。
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Shimada, S. D. (1997).
Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion.
American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 76, 420-426.
- Boninger, M. L., Impink, B. G., Cooper, R. A., & Koontz, A. M. (2004). Relation
between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair
propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 1141-1145.
- Cooper, R. A. (1998). *Wheelchair selection and configuration*. New York, NY: Demos.
- Cooper, R. A., Robertson, R. N., VanSickle, D. P., Boninger, M. L., & Shimada, S. D.
(1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim
forces and moments: A technical note. *Journal of Rehabilitation Research and
Development*, 34, 162-170.
- Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2006). Effect of system tilt and
seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair
propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43,
871-882.
- Dudgeon, B. J., & Deitz, J. C. (2007). Wheelchair selection. In M. V. Radomski & C.
A. Trombly (Eds.), *Occupational therapy for physical dysfunction* (pp. 487-509).
New York, NY: Lippincott Williams & Wilkins.

- Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., & Fay, B. T. (2002). Shoulderkinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39, 635-649.
- Kwarciak, A. M., Turner, J. T., Guo, L., & Richter, W. M. (2010). Comparing handrimbiomechanics for treadmill and overground wheelchair propulsion. *Spinal Cord*, 49, 457-462.
- Rice, I., Koontz, A. M., Boninger, M. L., & Cooper, R. A. (2004, June). *An analysis of trunkexcursion in manual wheelchair users*. Paper presented at the 27th International RESNA conference, Orlando, FL.
- Samuelsson, K. A., Tropp, H., Nylander, E., & Gerdle, B. (2004). The effect of rear-wheelposition on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41, 65-74.
- van der Woude, L. H., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D., & de Groot, S.(2009). Seat height: Effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41, 143-149.
- van der Woude, L. H., Veeger, D. J., Rozendal, R. H., & Sargeant, T. J. (1989). Seat height inhandrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 26, 31-50.
- Vanlandewijck, Y. C., Spaepen, A. J., & Lysens, R. J. (1994). Wheelchair propulsionefficiency: Movement pattern adaptations to speed changes. *Medicine and Science inSports and Exercise*, 26, 1373-1381.
- Yang, Y. S., Chang, G. L., Hsu, M. J., & Chang, J. J. (2009). Remote monitoring of sittingbehaviors for community-dwelling manual wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 47, 67-71.
- Yang, Y. S., Koontz, A. M., Triolo, R. J., Cooper, R. A., & Boninger, M. L. (2009). Biomechanical analysis of functional electrical stimulation on trunk musculature during wheelchair propulsion. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23, 717-725.

The Effect of Backrest Height on Manual Wheelchair Propulsion Biomechanics

OCCUPATIONAL THERAPY

Yu-Sheng Yang^a, Yi-Chuen, Tsai^b, Chia-Ling Lee^c, Jyh-Jong Chang^a

Abstract

An optimal backrest height depended on the wheelchair user's ability of trunk control and mobility. High backrests could impede the range of motion of upper arm, thereby reducing the propulsion efficiency. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the effects of different backrest heights by examining the changes on the upper extremity kinematics and kinetics at different wheelchair propulsion speeds. A repeated measurement design was used in this study. 30 manual wheelchair users with spinal cord injuries participated in this study. Participants were instructed to propel at two different speed conditions (0.9 m/s and 1.3 m/s) on a motor driven treadmill while using two different backrest heights respectively. Biomechanical data, such as kinematic and kinetic variables of the upper extremity, were collected during trials. A two-way repeated measure analysis of variance (ANOVA) was used to examine the main effect of different heights and speeds on these kinematic and kinetic variables. The results showed that when pushing with the low backrest height, which was set at 50% of trunk height, participants could swing their upper arms more backward ($p = .029$) with large range of motion ($p < .001$), increase forces application on the pushrim, and avoid unnecessary force waste, thereby increasing propulsion efficiency ($p = .015$) with less propulsion cadence ($p = .021$). In clinical application, it was suggested that active manual wheelchair users who have sufficient trunk control should use the low backrest to improve propulsion performance. It also could prevent secondary injuries of upper extremities related to high frequency of repetitive propulsion movement.

Keywords: Backrest, Shoulder, Biomechanics, Spinal cord injury

^aDepartment of Occupational Therapy,
College of Health Science, Kaohsiung
Medical University

^bDepartment of Rehabilitation Medicine,
Kaohsiung Medical University
Chung-Ho Memorial Hospital

^cDepartment of Rehabilitation Medicine,
Kaohsiung Municipal Hsiao-Kang
Hospital

*Correspondence: Jyh-Jong Chang,
Department of Occupational Therapy,
Kaohsiung Medical University, 100
Shih-Chuan 1st Road, Kaohsiung city 807,
Taiwan.

Tel.: 07-3121101, ext. 2644.

E-mail address: jjchang@kmu.edu.tw

Received: 1 April 2011

Accepted: 30 April 2011