

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

利用肌肉骨骼系統動作模擬

設計適合高齡者的車輛駕駛座進入空間

Design an Elder-Friendly Vehicle Ingress Space

Using Musculoskeletal Simulation

研究生：陳廷昇

指導教授：楊秉祥 博士

中華民國九十九年九月

利用肌肉骨骼系統動作模擬
設計適合高齡者的車輛駕駛座進入空間

Design an Elder-Friendly Vehicle Ingress Space Using
Musculoskeletal Simulation

研究生：陳廷昇

Student：Ting-Sheng Chen

指導教授：楊秉祥 博士

Advisor：Bing-Shiang Yang, Ph.D.

國立交通大學
機械工程學系
碩士論文



A Thesis
Submitted to Department of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University
in partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of
Master
in

Department of Mechanical Engineering

September 2010

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國 九十九 年 九 月

中文摘要

利用肌肉骨骼系統動作模擬設計適合高齡者的車輛駕駛座進入空間

學生：陳廷昇

指導教授：楊秉祥 博士

國立交通大學機械工程學系碩士班

摘 要

世界各國普遍都會面臨到高齡化社會的問題，高齡者需藉著擁有足夠的行動能力 (mobility) 來提高晚年生活的品質，而高齡者常會因為生理機能的退化，使得肢體的移動能力降低，影響到自主行動到任何地點的能力，然而，因此駕駛是個方便的選擇。然而，一般轎車駕駛座空間限制多，執行進入車輛 (ingress) 時是具挑戰性的，特別是高齡者常因老化使得關節角度動作範圍降低，因此高齡者被迫降低行動能力的需求。

本研究旨在確立一種新式車體設計建議的流程，遵循本設計流程可提出對特定高齡者友善的特定車輛駕駛座空間設計建議，可針對不同個體來進行客製化車輛駕駛座設計，使得高齡者在進入車輛動作上能夠更輕鬆且不易受到傷害，來符合高齡者在行動能力上的需求。

由一名年輕受測者執行特定進入車輛動作 (lateral sliding strategy)，同時擷取人體肢段運動學資訊以及兩側下肢各四條肌肉 (股直肌、股外側肌、脛前肌與外側腓腸肌) 的表面肌電訊號來建立並驗證一基準模型，並加上關節角度限制條件，來預測高齡者可能的進入車輛動作，而此動作可能會原有車體空間配置產生人車干涉現象，藉由觀察人車干涉現象並提出改良車體設計建議來解決干涉問題。並擷取了四名年輕男性受測者的下肢肌電訊號來了解這些改良車體設計與動作建議之泛用性。

經由一個案建立之動作模擬顯示，以現有常見之 2000cc 房車為例，要使特定高齡者易於進入駕駛座，方向盤需與座椅前緣具有至少 38% 腿長的空間，且降低原有車內底盤約 70mm，以及右腳跟在車內踩踏位置需與座椅距離約 200-300mm。

英文摘要

Design an Elder-Friendly Vehicle Ingress Space Using Musculoskeletal Simulation

Student : Ting-Sheng Chen

Advisor : Bing-Shiang Yang, Ph.D.

Department of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University

ABSTRACT

Many countries already confront the issue of aging society. The elderly needs enough mobility to raise the quality of their life. Because of age-related physiological declines, the mobility of segments is decreasing and it affects mobility about that the elderly can go everywhere by herself/himself. Therefore, driving would be one convenient option. However, with spatial constraints of the driver's space of sedans, the ingress motion at the driver's door is challenging, especially for the elderly who usually has limited range of motion.

The objective of this study is to establish a new vehicle design procedure taking into account the performance of the human musculoskeletal system. Following the design procedure can bring forward some suggestion of elder-friendly ingress space design.

In the demo case study, one healthy young male subject performed ingress motions with the *lateral sliding strategy*. Whole-body kinematics and surface electromyography (EMG) of bilateral four leg muscles (rectus femoris, vastus lateralis, tibialis anterior and gastrocnemius lateralis) were recorded simultaneously during the ingress motions, and the used to established musculoskeletal model in Anybody Modeling System. By adding joint angle constraints (feasible range of motion) of the elderly, the model was then employed to simulate feasible movements for the elderly during ingress. Since during the simulated ingress motion, *the elderly body* (model) interfered with the driver's space, new special design and ingress motion suggestions were provided: about 38%-leg length distance is needed between the steering wheel and the driver's seat; a 70-mm lower chassis would be better (than a current 2000cc sedan) for the elderly, in terms of efforts in lower extremity muscles during ingress; a good lead-foot placement position is with 200-300mm distance between right heel and the driver's seat.

誌 謝

很高興從交大畢業了，兩年前來到這個新環境，在一切不熟悉下，好在實驗室團體相處融洽對我幫助很多。

第一，非常感謝我的指導教授楊秉祥教授，不管是研究上的指導或是一般性的建議總是讓我的論文與思考更加精進。另外，口試委員們對於學生論文的建議讓學生的研究更加完整。

第二，感謝實驗室相處一年至兩年多的諸位夥伴：貽婷、玉瑤、致中、學箴、馨云、松緯、柏伽、顯庭、祥晴、芷沂、伊晟、欣恬、崇論，在近兩年左右的相處，各位在於公於私的分享與協助，讓我的研究有更多靈感，不管是排憂解悶、閒聊日常生活、學習新事物、一起去新加坡，都是人生中不可缺少的回憶。實驗室新進學弟妹的協助也是我的助力之一，尤其是維元的幫忙，認識你們真好。當然還有一起住了兩年的好朋友怡倫，有他的幫忙，讓我可以無後顧之憂地做研究，他是我人生中最好的朋友之一。

最後，內心最感激的是我的爸爸、媽媽、弟弟、女朋友，是我的後盾，總是支持著我，只有他們能夠不計較任何事，讓我有勇氣繼續堅持下去，當中的辛酸血淚也只有他們能夠體會。

2010/10/18 陳廷昇敬上

目 錄

中文摘要	ii
英文摘要	iii
誌 謝	iv
目 錄	v
圖目錄	vii
表目錄	ix
一、緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 文獻回顧	3
1.2.1 高齡者的肌肉性能與下肢髖、膝關節角度動作範圍	5
1.2.2 高齡者常用的進出車輛策略	8
1.2.3 利用生物力學實驗或動作模擬進行設計方法	12
1.2.4 進出車輛動作模擬	15
1.3 研究目的	18
二、研究原理：肌肉骨骼模擬	25
2.1 逆動力學	25
2.2 肌肉模型 (muscle model)	25
2.3 肌肉骨骼模擬的概念	26
三、研究方法	28
3.1 受測者	28
3.2 建置實驗平台	30
3.3 實驗設計、步驟與建置肌肉骨骼系統模型	35
3.3.1 進出車輛動作的人體肢段運動學資料擷取	37

3.3.2 下肢拮抗肌群的肌電訊號擷取	41
3.3.3 肌肉骨骼模擬系統	43
3.3.4 車內右腳不同踩踏點的肢段運動學資料擷取與動作關節角度	44
3.3.5 新舊車體下的進入車輛動作的下肢肌電訊號擷取.....	46
3.4 資料分析.....	47
3.4.1 肌電訊號分析	47
3.4.2 人體肢段運動學資料分析.....	50
3.5 驗證肌肉骨骼系統模型	51
3.6 高齡者受限制關節角度下的進入車輛動作模擬.....	53
四、結果與討論.....	55
4.1 比較 ingress / egress 的難易度	55
4.2 進入車輛的基準動作運動學資料分析與動作階段.....	60
4.3 實驗與模擬的肌電訊號趨勢驗證.....	62
4.4 一位年輕受測者的 ingress 的關節角度.....	64
4.4.1 基準模型動作的關節角度變化.....	64
4.4.2 車內右腳不同踩踏點與關節角度變化之關係.....	66
4.5 高齡者受限制關節角度下的動作模擬與新式車體設計建議	69
4.6 新舊設計下的 ingress 動作之下肢肌肉使用程度分析	77
4.7 討論.....	81
五、結論	88
六、未來研究方向.....	90
七、參考文獻.....	91
附錄一	97

圖目錄

圖 1 腕關節屈曲與膝關節屈曲角度隨著年齡的變化趨勢 (Nonaka, Mita, Watakabe, Akataki, Suzuki, Okuwa and Yabe 2002) 。	7
圖 2 Ait El Menceur 在 2008 年提出的進出車輛動作分類 (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008) 。	10
圖 3 此為最多高齡者使用的進入策略 lateral sliding strategy (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce and Lepoutre 2009) 。	11
圖 4 此為適合高齡者使用的離開策略 two feet lying strategy 離開車輛時的瞬間狀態 (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008) 。	11
圖 5 研究架構流程圖。	23
圖 6 模擬受限制關節角度下的 ingress 動作流程。	24
圖 7 A.V. Hill 的典型肌肉模型 (Hill 1938) 。	26
圖 8 實驗平台尺寸參數。	31
圖 9 實際車體尺寸參考圖。	32
圖 10 不同車型駕駛座空間示意圖。	34
圖 11 實驗平台與攝影機擺放相關位置。	37
圖 12 全身反光球黏貼位置。	38
圖 13 模擬軟體建立出的動作簡單次序圖 (% Time) 與空間座標系定義。	40
圖 14 此為腿部四條肌肉量測 MVC 的姿勢。	42
圖 15 右腳踩踏點的定義。	45
圖 16 為某個試驗的右腳脛前肌 (RTA) 肌電訊號處理演進流程。	49

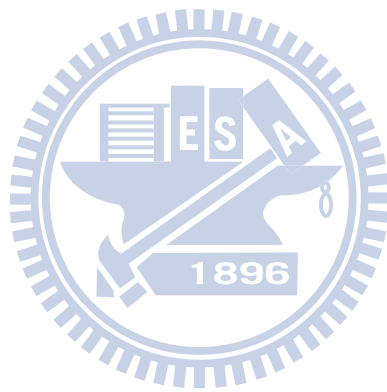
圖 17 LVL 與 LRF 的肌電訊號平均趨勢。	59
圖 18 RHL 與 LTE 的垂直位移 (vertical displacement, Y-axis) 軌跡圖。	61
圖 19 三條肌肉的實際肌電與模擬肌電趨勢與 R-square (R^2)。	63
圖 20 年輕受測者 ingress 動作之髖、膝關節角度變化 (degree)。	65
圖 21 三個踩踏位置與髖、膝關節的關節角度變化之關係。	68
圖 22 原有車輛配置下的 ingress 動作中，膝部與方向盤最大的干涉範圍。	71
圖 23 方向盤、車內座椅與模型的相對水平與垂直距離關係圖。	72
圖 24 高齡者受限制的進入車輛動作髖、膝關節角度變化 (degree)。	73
圖 25 第 55% Time 的受限制關節角度動作 (limited motion) 與正常動作 (baseline motion) 的 ingress 動作主要差異。	76
圖 26 四名受測者的新舊車體下的 ingress 之下肢四條肌電訊號極值分析。	77
圖 27 四名受測者在原有車體下的動作特徵次序圖。	78
圖 28 四位受測者個別的肌電訊號極值統計分析。	80

表目錄

表 1 高齡者可達到的髖、膝關節角度極限值 (Roach and Miles 1991) 。	7
表 2 Mavrikios 的田口法實驗矩陣 (Mavrikios, Karabatsou, Alexopoulos, Pappas, Gogos and Chryssolouris 2006) 。	16
表 3 本研究所用車型與市面上常見 2000cc 車型駕駛座空間尺寸對照表。	33
表 4 進入動作的動作時間長度與三個階段定義 (Chen and Yang 2010) 。	50
表 5 模擬可獲得的關節角度與位置數據以及欲加上高齡者受限制的數據。	54
表 6 為 ingress / egress 下八條目標肌肉的肌電訊號極值 (peak EMG) 與非成對雙尾 T 檢定分析。	56
表 7 三條肌肉 (Ingress 時 peak EMG 較大的肌肉) 之 ingress 與 egress 個別 15 次試驗 peak EMG 。	57
表 8 三條肌肉 peak EMG 之個別降冪排列 (ingress 與 egress 各 15 個 trials) 。	58
表 9 特定反光球的三度空間軌跡相似度。	60
表 10 八條肌肉的 R-square (R^2) 值與判斷動作能否執行的 peak 值。	63
表 11 進入車輛動作之基準模型的髖、膝關節角度極值 (degree) 。	64
表 12 三個踩踏點的關節角度變化最大差值。	66
表 13 受限制動作模型之模擬肌電訊號極值。	72
表 14 四名受測者的基本資料。	79
表 15 高齡者受限制 (limitation of elder) 與基準模型 (baseline model) 動	

作時的右腳腕關節屈曲、外展、外旋與膝關節屈曲的角度極值。 ..86

表 16 動作最佳化分析與逆動力學分析參數設定。99



一、緒論

1.1 研究背景

世界各國普遍面臨的問題是人口結構老化，以本國為例，行政院衛生署的統計資料顯示，自 1980 年代起老年人口比率逐漸提高，且估計到 2050 年前仍會持續成長，預估到 2056 年，台灣 65 歲以上的老年人口會佔台灣總人口數的 40% (Department of Health 2008) ，因此高齡者的社會參與或休閒等需求是越來越重要，其中，擁有足夠的行動能力是高齡者能享有高品質晚年生活的最基本需求之一，不單指高齡者肢體的運動能力，而是更廣義地指高齡者能夠自主行動到所需地點的能力，高齡者對於交通與行動力的需求亦將隨著該族群人口的增加而成長。對許多年長者而言，在兒女無法分心照料之下，若無法自行駕駛車輛等於是失去了許多個人的自由、獨立生活的能力，亦將相對地減少一般社交活動的參與。

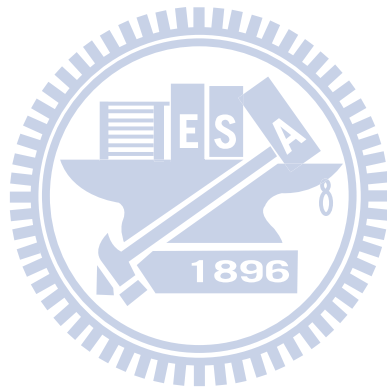
汽車是常見的交通工具之一，以台灣公路總局的 97 年統計年報指出，1996 年到 2008 年間，核發牌照小客車數佔大、小客車總數量的 94.5% (Directorate General of Highways 2008) ，顯示出國人對於小客車的大量需求，據交通部出版的交通類性別統計專刊指出，60 歲以上男性平均持有駕駛執照約 1.40 張，顯示出 60 歲以上男性對於行動能力的需求更是大於 60

歲以上女性（平均持有駕照約為 0.28 張）(Ministry of Transportation and Communications 2009)。而內政部警政署在 2009 發布的民國 96 年道路交通事故分析報告中的道路交通事故死亡率，依車種分，汽車駕駛人死亡率是 1.61 人/十萬人，機車駕駛人死亡率是 6.17 人/十萬人；另針對 65 歲以上族群，汽車駕駛人的死亡率降至 0.73 人/十萬人，遠少於機車駕駛人死亡率 (11.58 人/十萬人) (National Police Agency 2009)，由此可見自小客車的安全性一般高於機車，因而較適合高齡者使用。雖然全球有著數十家汽車廠並製造排氣量不一的小客車，然而車內活動空間大小多仍受車體設計所限制，尤其駕駛座比其他座位多出了方向盤與儀錶板等操控車輛所需設備，故活動空間相對狹小。再者，進出車輛動作亦受肢體活動範圍與肌肉強度影響，隨著年紀增長，肌肉系統強度與關節角度動作範圍日漸退化，使得高齡者在執行複雜的動作上將益發困難。

1.2 文獻回顧

高齡者的機能退化有知覺 (perceptual, 如視覺與聽覺)、感知的動作反應時間 (cognitive response time, 如運動技能協調性)、感知的記憶力與注意力 (cognitive memory and attention), 以及體能與動作靈敏性的表現 (physical strength and dexterity performance), 而影響到體能與動作靈敏性的因素包含高齡者常罹患的關節炎、體能狀態 (如肌肉強度)、靈敏性 (如肌肉收縮時間) 與關節彈性 (joint flexibility, 如關節角度) (Shaheen and Niemeier 2001)。而本研究認為主要影響動作進行的機能退化是靈敏性、體能狀態分別是肌肉收縮時間的拉長 (靈敏性上的退化) 與肌肉強度退化 (體能狀態上的退化), 而這兩個因素最終都會反映在動作上, 有研究指出高齡者在經過長時間肌肉強度訓練可以減少關節角度動作範圍的退化 (Frontera, Meredith, O'reilly, Knuttgen and Evans 1988; Feland, Myrer, Schulthies, Fellingham and Measom 2001), 而本研究主要探討的是主動性的特定關節角度動作範圍減少 (關節彈性上的退化), 對動作的影響, 因此對於進出車輛上動作策略選擇亦會有所不同, 故先尋找一個適合高齡者進出車輛又不會造成傷害或困難的動作是必須的。另外, 運用生物力學參數來進行實驗或動作模擬對於人因工程學設計方面是相當常見的研究, 主要是用於探討人體動作在該環境中的機能表現。因此本研究針對 1) 高齡者的肌

肉性能與下肢髖、膝關節角度動作範圍，2) 高齡者常用的進出車輛策略，
3) 利用生物力學實驗或動作模擬進行設計方法與 4) 進出車輛動作模擬，
等四部份做相關的文獻探討。



1.2.1 高齡者的肌肉性能與下肢髖、膝關節角度動作範圍

年齡增長導致肌肉強度退化，主要原因是運動單元 (motor units) 以及肌纖維 (muscle fibers) 的減少，造成骨骼肌的體積逐漸減少 (Porter, Vandervoort and Lexell 1995)。

據研究指出，年齡在六十歲到八十歲之間，肌肉強度會以每年百分之一到二的下降幅度持續衰減 (Wilder and Cannon 2009)，肌肉強度的減弱會增加複雜人體動作的執行難度，如前文提到的進出車輛駕駛座動作。舉例而言，到了七十歲時，針對下肢肌肉，文獻大多探討膝伸肌 (knee extensor)，如股直肌 (rectus femoris, RF) 與股外側肌 (vastus lateralis, VL) 等，男性族群肌肉強度會約略下降到年輕健康族群 (二十到三十歲) 的百分之七十五左右，而高齡女性族群的肌肉強度則會略優於同年齡男性族群 (Larsson, Grimby and Karlsson 1979; Lindle, Metter, Lynch, Fleg, Fozard, Tobin, Roy and Hurley 1997; Lynch, Metter, Lindle, Fozard, Tobin, Roy, Fleg and Hurley 1999)；上肢肌肉的部份，文獻大多探討肘屈肌 (elbow flexor)，如肱三頭肌 (triceps brachii) 等，高齡男性還有年輕時百分之八十的肌肉強度，女性略高於男性，約百分之八十二，也就是說上肢肌肉退化程度較下肢來得慢 (Akagi, Takai, Ohta, Kanehisa, Kawakami and Fukunaga 2009)。八十歲過後，肌肉強度僅剩下年輕時的百分之五十或更少 (Porter, Vandervoort and

Lexell 1995)。

而動作反應時間的肌肉收縮時間 (contraction duration [time-to-peak tension + half-relaxation time]) 也會隨著年齡增加而增加，年輕族群約 180-200 毫秒，高齡者約 220-260 毫秒 (Roos, Rice and Vandervoort 1997)，主因是運動單元激發頻率 (motor unit firing rates) 變小。舉例而言，年輕男性將肌肉收縮到最大自主收縮 (maximum voluntary contraction, MVC) 時，運動單元激發頻率約 26.4Hz，高齡男性則略減至 25.5Hz 左右 (Roos, Rice, Connelly and Vandervoort 1999)。

另外，高齡者髖關節三維角度的主動動作範圍也隨著年齡的增長而下降，且高齡女性髖關節動作範圍優於同齡男性，但膝關節主動屈曲 (flexion) 動作範圍卻幾乎不會隨著年齡增長而下降 (Boone and Azen 1979; Walker, Sue, Miles-Elkousy, Ford and Trevelyan 1984; James and Parker 1989; Roach and Miles 1991; Nonaka, Mita, Watakabe, Akataki, Suzuki, Okuwa and Yabe 2002; Chung and Wang 2009)。高齡者的髖、膝關節受限制的範圍如表 1。

表 1 高齡者可達到的髖、膝關節角度極限值 (Roach and Miles 1991)。
 其中 97.5% (-2SD) 表示在常態分佈下，60-74 歲高齡者中約有 97.5% (mean-2SD) 能夠做到表列關節角度值。

Motion (degrees)	Mean (SD)	97.5% (-2SD)
Hip flexion	121 (13)	95
Hip abduction	42 (11)	20
Hip external rotation	32 (9)	14
Knee flexion	132 (10)	112
Remark	60-74yrs	

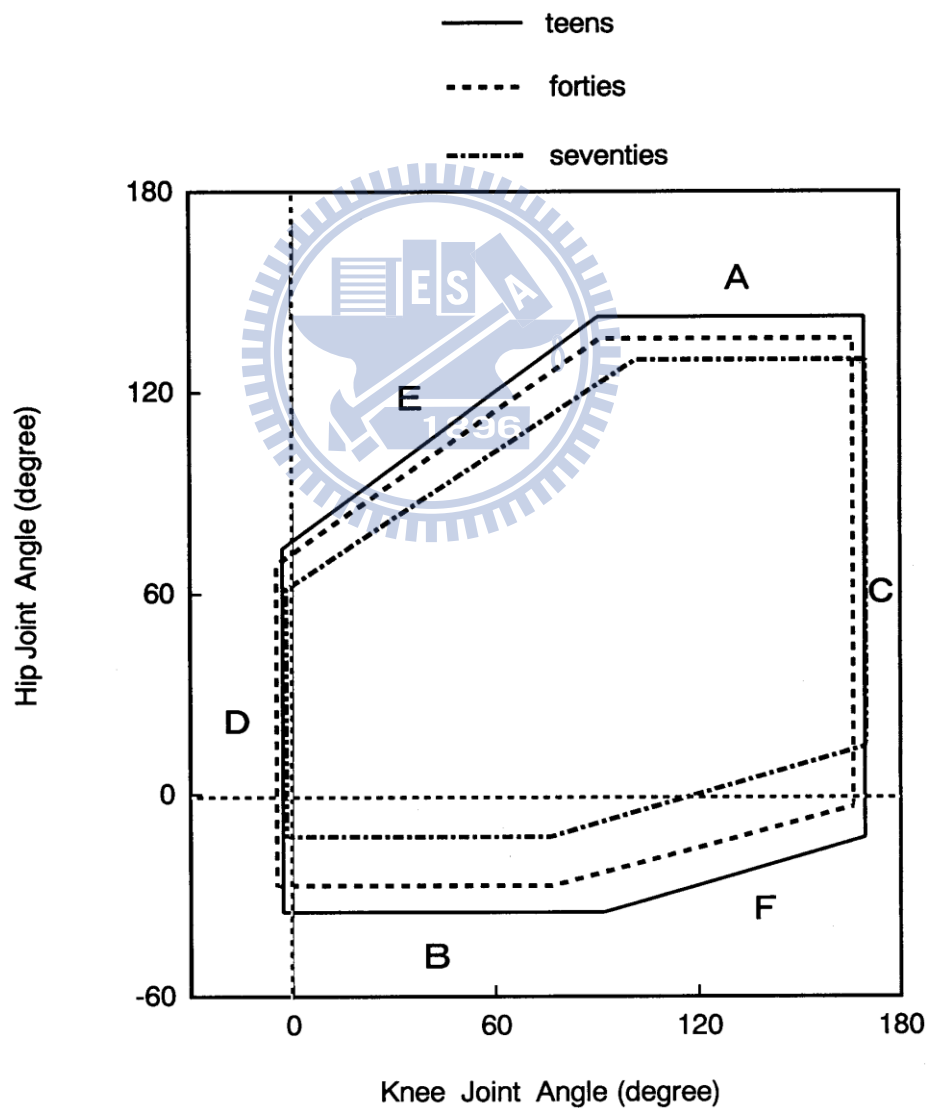


圖 1 髖關節屈曲與膝關節屈曲角度隨著年齡的變化趨勢 (Nonaka, Mita, Watakabe, Akataki, Suzuki, Okuwa and Yabe 2002)。

1.2.2 高齡者常用的進出車輛策略

進出車輛這類問題對於汽車工業而言是重要的 (Hanson, Yong and Falkmer 2007) ，且最常進出車輛的族群即為汽車製造業的產線裝配者 (assemblers) 。Hanson 等人認為進入車輛的運動模式 (motion patterns) ，在裝配者與一般使用者 (end-users) 之間並無顯著差異；緩慢移動的汽車裝配線對裝配者的進入模式 (ingress patterns) 不會有影響，然而身材是顯著影響關節角度變化與關節角速度變化 (Hanson, Yong and Falkmer 2007; Hanson, Jeppson, Rafstedt and Yong 2009) 的因素之一。據此，本研究認為儘管裝配者對於進入車輛此動作經驗豐富，但在動作模式選擇上會與身材類似的一般使用者相同；也就是說，因為中樞神經系統 (central nervous system) 會依照環境、生物力學等限制，自行調節肌肉活化順序來控制人類運動表現 (Andreoni, Rabuffetti and Pedotti 2007) ，所以身材類似但經驗不同的族群在相同的環境限制之下，進入模式不會有顯著差異。

進出車輛策略分類的相關研究較少，本研究主要參考 Ait El Menceur 等所發表的相關論文。Ait El Menceur 的研究團隊在 2008 年發表了一篇進出車輛動作策略的分類研究，該研究的受測者分成四大類，分別是有義肢年輕人、有義肢老年人、健康年輕人與健康老年人，探討他們在進出四種常見車輛類型 (small car, medium car, small utility and minivan) 所自行選定的

進出動作策略，進而將動作分成兩大類：單腳型 (one-foot ingress/egress movements family) 與雙腳型 (two-foot ingress/egress movements family) ，詳細分類如圖 2。對於健康老年人族群，進入車內時選擇 lateral sliding strategy (圖 3) 是最多的，其原因可能是右腳可以先行進入車內踩定適當的位置，從這個觀點上，不需要太多的體力 (physical effort) ，即可將其餘肢體移入車內。而離開車內時，作者觀察到 two feet lying strategy (圖 4) / head forward strategy 的使用比率，從年輕人的 1/28 顯著提升到老年人的 1/3，這也表示離開車內時，two feet lying strategy 此動作不需要太多的體力，因此適合身體狀態較不佳的老年人使用，而這個動作也在 Namamoto 的研究中被提出 (Namamoto, Atsumi, Kodera and Kanamori 2003; Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008; Ait El Menceur, Pudlo, Gorce and Lepoutre 2009) 。

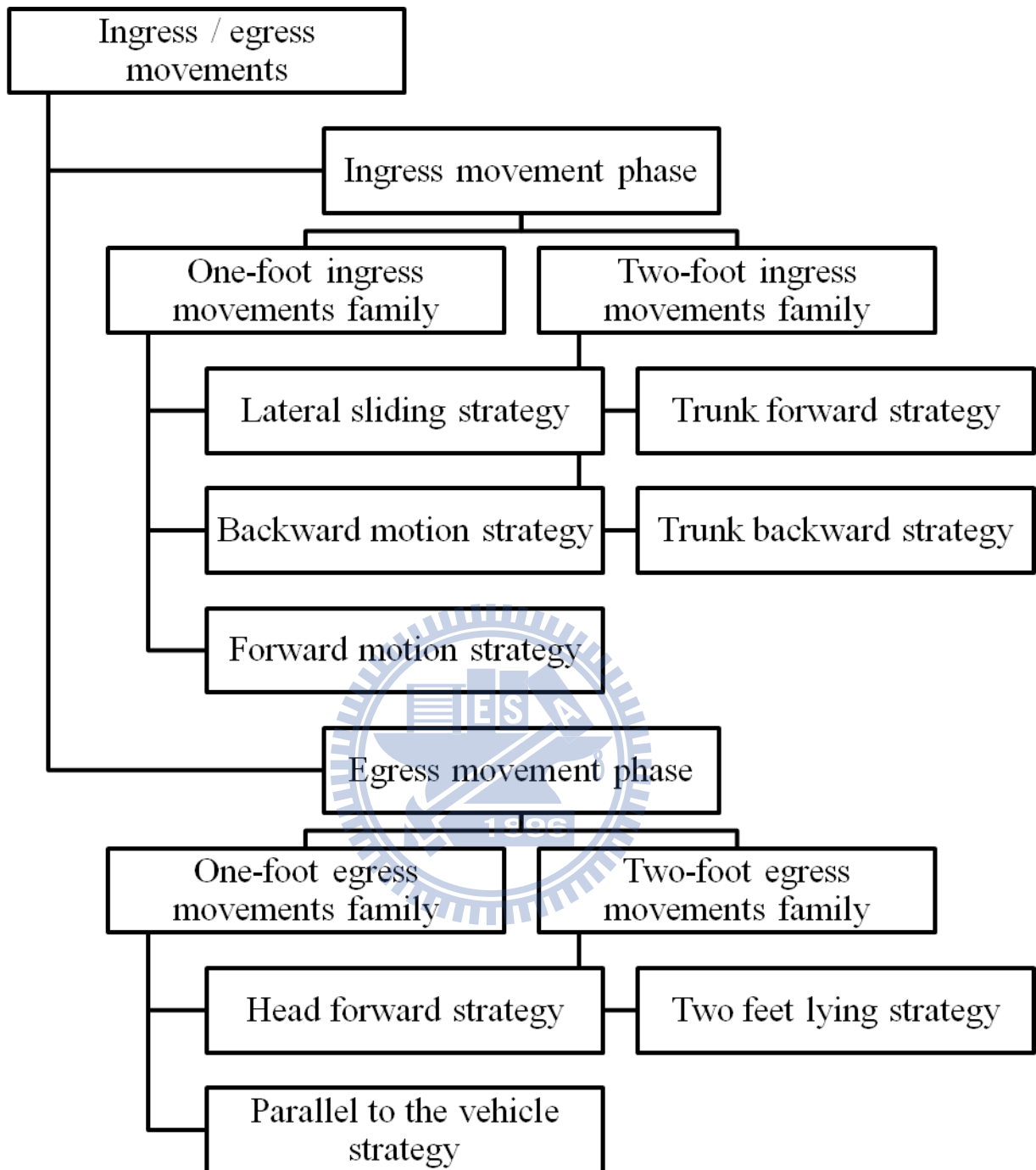


圖 2 Ait El Menceur 在 2008 年提出的進出車輛動作分類 (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008)。

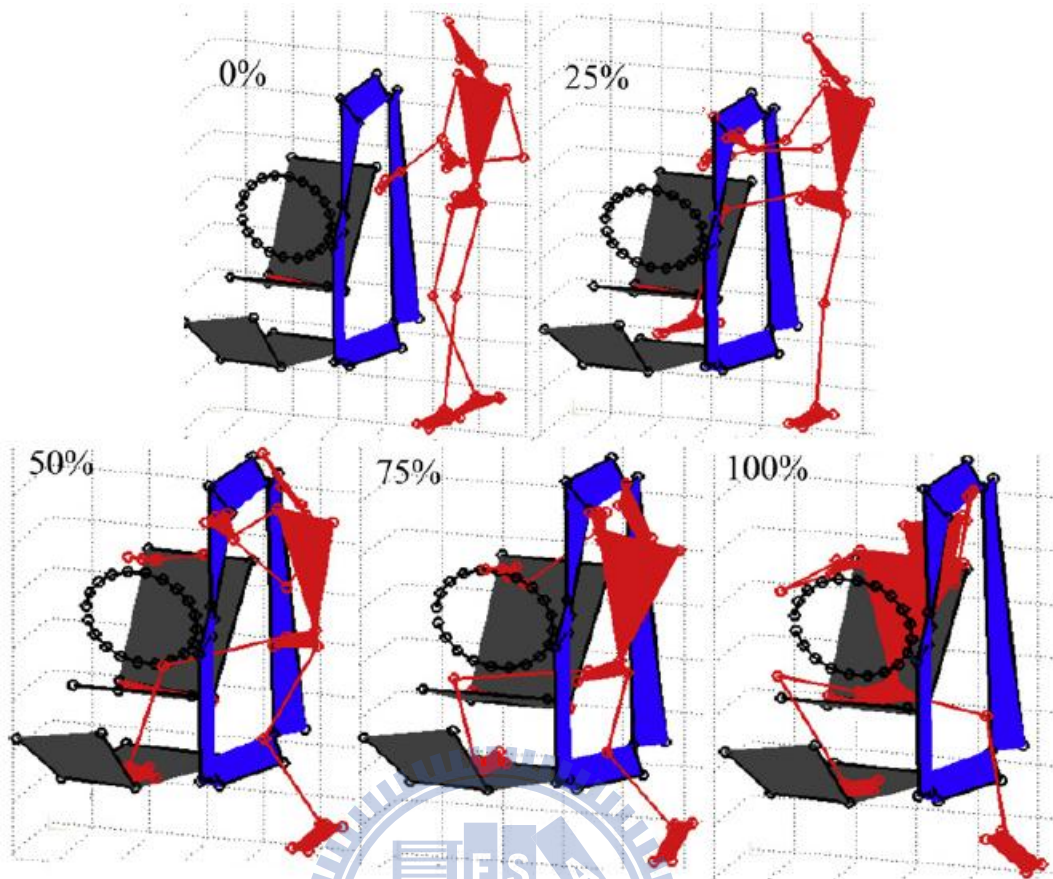


圖 3 此為最多高齡者使用的進入策略 lateral sliding strategy (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce and Lepoutre 2009) 。
0%表示動作開始，100%代表動作結束。

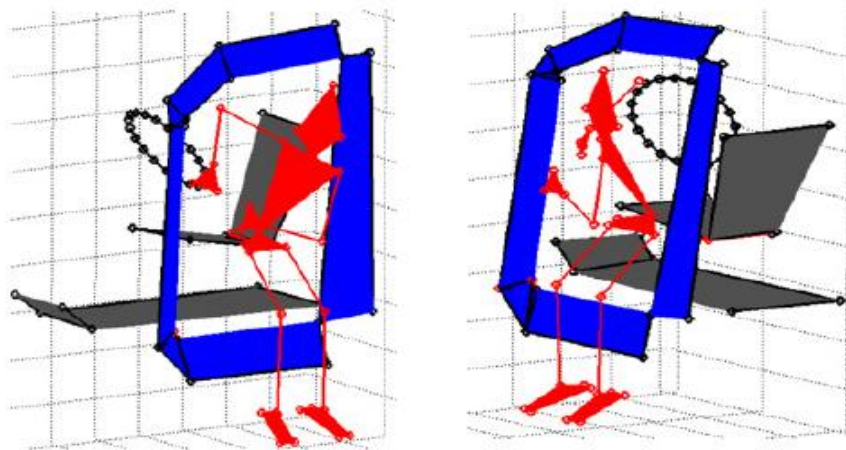


圖 4 此為適合高齡者使用的離開策略 two feet lying strategy 離開車輛時的瞬間狀態 (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008) 。

1.2.3 利用生物力學實驗或動作模擬進行設計方法

在人因工程學 (ergonomics) 之相關設計中，許多團隊會利用生物力學實驗來比較同個目標行為但不同條件下的優劣，譬如利用問卷調查請受測者主觀評比實驗過程的舒適度或利用實驗數據中所呈現出較小肌肉出力或較小關節動作範圍等，找出最佳條件。例如探討辦公室族群在使用電腦時，滑鼠的最佳擺放位置 (Dennerlein and Johnson 2006)，或是使用滑鼠的慣用手之手肘支撐方法 (Rasmussen and Zee 2010)，以減少長時間工作而造成上肢的負荷或產生疼痛；比較汽車座椅可調式腰靠位置對於使用者的舒適度影響 (Daniell, Paul, Al-Dirini and Arakilo 2010)；在使用貨物推車時，手掌與推車的接觸高度 (Hoozemans, Slaghuis, Faber and van Dieën 2007) 等等。

另外亦不少團隊會採用模擬人體動作的方式，去研究人體機能 (human functionality) 於工作環境內的表現，或者是人體幾何對環境的相容性 (Badler, Phillips and Webber 1993)。而為了歸納出人體動作的特性，一些幾何逆運動學運算法則 (geometric inverse kinematics algorithms)，亦已經被整合在觀察人體動作策略上等相關研究 (Wang 1999)。Chaffin 和 Faraway 在 2000 年提出，一功能性迴歸 (functional regression) 分析法，可以分析在伸手拿取動作 (reaching motions) 之下，身材、性別與年紀的潛在影響 (Chaffin, Faraway, Zhang and Woolley 2000)。Rigotti 在 2001 發表利用類神

經網絡演算法來呈現單純手臂動作的模擬相關研究 (Rigotti, Cerveri, Andreoni, Pedotti and Ferrigno 2001) 。而近期的動作模擬都基於數據資料庫的概念來建立人體動作模型並進行動作預測 (Park, Chaffin and Martin 2002; Wang 2002) 。此外還有不少團隊將統計分析方法應用於人體動作擷取資料的相關研究 (Porter, Case and Bonney 1990; Das and Sengupta 1995; Zhang and Chaffin 1996; Faraway, Zhang and Chaffin 1999; Wang 1999; Faraway 2000) 。上述團隊的研究成果已經被利用在商業性人體模擬軟體工具，如 Jack and Process Simulate Human (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. 2009) 等。雖然前述分析法能於人體動作模擬上做有效地預測，但其缺點是需要龐大的實驗數據來支撐這些動作預測模型的建立，如 Chaffin 與 Faraway 為了達到可接受的伸手拿取動作的模擬，進行了 2888 次試驗 (Chaffin, Faraway, Zhang and Woolley 2000) 。以上這些研究皆是透過實驗或是模擬來找出在工作環境或日常生活中特定行為的最佳姿勢或動作，進而延伸出一些設計概念於後續的產品開發上。基於人因工程學的觀點，這些分析方法大都只適用於人體在特定工作環境與靜態施行動作的人因分析，並無較動態的整體連續性動作分析。

動作模擬會設定人體為剛體系統以便高度簡化運算，但模型又要合理地呈現肌肉幾何模型與肌肉招募的趨勢，這兩者都是複雜的議題 (Damsgaard,

Rasmussen, Christensen, Surma and de Zee 2006; Grujicic, Pandurangan, Xie, Gramopadhye, Wagner and Ozen 2010) ，這也是與一般生物力學實驗有所差異的地方。運用肌肉骨骼模擬軟體來進行相關研究可以分成兩類，第一是利用模擬數據進行靜態動作下分析，如長時間坐姿下的肌肉疲勞分析 (Grujicic, Pandurangan, Xie, Gramopadhye, Wagner and Ozen 2010) ，因為人體靜態下人機介面接觸力值單純；第二是利用模擬數據來與實際動態動作下的數據進行比對，如步態下肌電訊號趨勢比對等 (Saraswat, Andersen and MacWilliams 2010) ，還無法利用模擬數據來進行與實際數據相同的分析方法，畢竟人體動態系統是非常複雜的。



1.2.4 進出車輛動作模擬

人體進出車輛是個複雜的生物力學過程。故一般會將人體動作透過數位建模搭配最佳化法，簡化複雜多連桿動力學、生物力學問題，並透過修改人機界面 (human-machine interface) 與人車互動 (human-car interaction) 的限制等，使之成為較單純的運動學計算與模擬。進而藉由探討關節夾角 (joint angle)、人體質心 (center of mass) 軌跡，動作範圍 (range of motion) 等，來評估與量化進出車輛動作問題 (Andreoni, Rabuffetti and Pedotti 2007)。

Mavrikios 研究團隊即利用統計設計實驗 (statistical design of experiment, SDoE) 與田口法最佳化實驗矩陣 (表 2) 的概念，讓試驗次數減少，建立半經驗 (semi-empirical) 進出車輛動作模型，以便預測接近真實的動作。結果顯示特定部位反光球的預測軌跡與實際軌跡有著些許差距，但他們認為少量的試驗次數同樣仍能達到有效預測動作的目的 (Mavrikios, Karabatsou, Alexopoulos, Pappas, Gogos and Chryssolouris 2006; Mavrikios, Karabatsou, Pappas and Chryssolouris 2007)。此種半經驗建模方式儘管改善了大量試驗的不便，但同樣的，預測動作模型仍舊沒有評估施行動作的影響下的肌肉骨骼系統出力的變化。

表 2 Mavrikios 的田口法實驗矩陣 (Mavrikios, Karabatsou, Alexopoulos, Pappas, Gogos and Chryssolouris 2006)。

該研究設定了三個參數皆具有兩個等級 (level 1 & 2)，在一般常見實驗的條件選擇下常會設定三個參數間的兩個等級互相搭配，共 8 (2*2*2) 種條件，但透過田口法可以合理的簡化條件數，如該研究簡化成四個條件，並利用這四個條件的數據得出剩餘沒進行實驗條件下的結果，如此就可以大量降低試驗次數。

Experiment	Levels of the parameters		
	Body height	Hip width	Spinal flexibility
1	level 1	level 1	level 1
2	level 1	level 2	level 2
3	level 2	level 1	level 2
4	level 2	level 2	level 1

Rasmussen 團隊在 2005 提出利用肌肉骨骼模擬軟體 (Anybody™)，藉由討論模擬肌肉激活情形，探討駕駛座車門上方扶手位置的對於離開車輛難易度的比較，認為在離開車輛動作時，手扶在較高的扶手位置是比較輕鬆的，優於較低的扶手位置 (Rasmussen and Christensen 2005)。

而現今評估且最佳化肌肉骨骼系統使用狀態的方法是引進一目標函數，以性能指標 (performance index) 來最佳化；對於人體動作性能指標的最佳化準則是基於動作特徵或肌肉骨骼系統的力學性能。目前有下列四種目標函數：1) 最小化衝量 (jerk)；2) 最小化空間偏差 (spatial deviation)；3) 最小化肌肉張力變化 (change of muscular tension)；4) 最小化扭矩變化 (torque change) (Andreoni, Rabuffetti and Pedotti 2007)。這類研究認為透過

最佳化肌肉骨骼系統出力與負擔狀態，可以評估與預測目標行為下的最佳化肢體移動方式。

但是由於軟體的關係，想藉由模擬來得到肌肉骨骼系統動作情形是困難的，甚至是心理狀態在現階段是不可能的，這是人體模擬的不足之處，因此利用模擬軟體來計算肌肉骨骼系統出力或負擔狀態大多僅用在簡單的動作（簡單的 cycling 或 gait 等），來藉此進行一些簡單的分析，但在簡單動作下的模擬肌電訊號也不一定會很準，更何況是較複雜的動作，如本研究的進入車輛動作是難以模擬出完整的肌肉骨骼系統的生物力學資料，可能只有某部分可以符合實際的結果，目前也尚無相關文獻會利用人體特定動作下的模擬訊號來進行以往實際量測訊號會做的類似分析，大多都只是比對模擬訊號與實際訊號的趨勢或肌肉招募過程等。針對進入車輛動作而言，BMW 團隊的研究簡短報告中顯示出，在加入多個力規量測人機介面接觸力並代入模擬，也只有某些肌肉的模擬肌電訊號與實際肌電訊號的趨勢是比較相似 (Bichler 2010)，這些因素都是因為人體肌肉骨骼系統過於複雜，且在軟體中視將人體視為剛體，使得軟體內部演算法很難算出人體動態系統生理的相關模擬數據，因此在選擇是否分析逆動力學資料上是必須非常小心的。肌肉骨骼模擬的詳細說明可參閱第二章。

1.3 研究目的

由於前述的人體肢段運動學預測模型並無對肌肉骨骼系統詳細的模擬骨骼系統受力與肌肉系統活化特性，但在複雜動作上，肌肉骨骼系統的模擬生物力學資料與真實情形的相似程度可能不高，這是軟體使用上最主要的限制，但若使用運動學資料來驅動模型進行動作，並針對運動學相關資料（如關節角度）做分析則是可行的。因此本研究有以下三個創新性與特色：

1. 利用軟體預測個體受限制條件下動作與既有環境可能的干涉現象，並藉由修改既有環境以解決干涉來提出空間改良建議，目前並沒有類似方法的文獻提出。
2. 減少大量、重複且可能有風險的複雜生物力學實驗。
3. 針對高齡者對於行動能力上的需求，個別設計適合的進入車輛空間。

本研究選擇的肌肉骨骼模擬軟體為 AnyBody (The AnyBody™ Modeling System, Version 4.2.0, AnyBody Technology, Utey, Denmark.)，此軟體可藉由調整人體計測資料、生物力學參數等來模擬特定族群的一些動作，並可以得到預測行為下的關節角度變化等運動學資訊；此外，軟體亦可自行選擇適合的逆動力學 (inverse dynamics) 運算法則來計算人體在動作時的可能的肌肉骨骼系統受力狀態。透過真實的人體肢段運動學資訊搭配模擬的肌

肉骨骼系統動作，可取得在目標行為之下的肌肉骨骼系統連續性狀態，得出生物力學模擬資料，但生物力學模擬資料必須經過驗證與真實情形的相似程度才可考慮進行分析。為了瞭解改良車體設計後的適用性，本研究得到一些改良車體設計建議後，會進行數名受測者的實際肌電訊號量測實驗來比較新舊車體下的進入車輛動作之下肢特定肌肉使用程度，來了解該車體空間改良建議是否能夠拓展至其他體型的駕駛者。

本研究有以下數點主要研究限制：

1. 本研究目前僅使用一名受測者來建立基準模型，並挑選特定車型來建構實驗平台，因此提出關於改良車體設計的量化參數與高齡者進入車輛策略建議，可能僅符合本研究所用的原有特定車體，以及與受測者身材極為相似的高齡者族群。但藉此可以確立一合適的新式車體設計流程，
2. 承 1.2.2 節，本研究認為高齡者較佳的進入車輛策略為 lateral sliding strategy (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008)，但本研究仍然分析該受測者執行高齡者較適合的進入與離開車輛動作下的難易差異，發現進入車輛動作是較困難的，故挑選該動作來當作研究主軸。雖然每個人的在執行 lateral sliding strategy 時，皆因為個體差異本來就無法完全模仿他人動作，但本研究依照圖 3 把握幾個該動作的特徵來進行本

研究。離開車輛動作亦同。

3. 在動作擷取資料完整性的需求之下，受測者須著合身衣物與赤腳，且實驗空間需盡量的減少遮蔽來進行實驗，因此本研究目前選擇了移除方向盤、儀表板、腳踏板與椅背等來建構較單純的實驗平台來模擬駕駛座空間。本研究在模擬中亦沒有加入上肢，是因為實際實驗時上肢並無與車體產生任何接觸，在足夠的駕駛座空間下，上肢不需要支撐點，僅用以平衡亦能進入車內，且上肢對進入車輛動作平衡的影響已經在實際實驗中反應到其餘肢體上的反光球軌跡資料來呈現其餘肢體的移動情形。一般轎車的方向盤下緣位置大多與座椅前緣接近同個垂直面，但在模擬中會加入方向盤元件來討論方向盤與座椅的相對位置以避免方向盤跟基準模型或受限制模型產生干涉。由於方向盤是影響進入動作難易度的主要因素，在方向盤的限制下，上肢對於高齡者的確是個很重要的支撐，方向盤的限制使得右腳在放入車內時，右髖關節需內旋 (internal rotation) 一些角度才能讓右腳移入座椅與方向盤間間隙，且主動髖關節內旋最大角度約 30 度或更低 (James and Parker 1989) ，所以需要用手支撐以加大髖關節的被動內旋角度 (35 度) ，然而若方向盤能夠具有足夠的內縮空間使得方向盤與座椅間具有足夠的空間後，右

腕關節就不需要外旋或內旋過多角度，以避免關節受到傷害。所以本實驗的進入車輛動作與實際受方向盤限制的進入車輛動作存在著差異，但本研究認為在進入動作時，駕駛座應當具有一個相當足夠的空間，使駕駛者能以一個較不易受傷的動作執行進入車輛動作來改良原有駕駛座的部分空間配置。

4. 目前僅利用高齡者特定關節角度動作範圍限制來當作對高齡者友善的條件，在此限制下，高齡者將不會在動作時受到傷害，來比較基準動作與受限制動作在原有車體空間上的干涉現象。干涉就是動作時肢段與原有環境的重疊現象，表示這樣的環境限制使得想要執行的動作無法進行。另外，在軟體中加入下肢肌肉強度降低的參數，該參數設定由 StrengthIndexLeg (附錄一) 而來，該值可同時對下肢肌群的肌肉強度做等比例的放大或縮小，預設值為 1.53，改成 1.071 (高齡者下肢肌肉強度下降至年輕時的 70%)，該數值影響到肌肉活動 (模擬肌電訊號)，可用以判斷到動作是否能夠達成，以肌肉活動為例，若模擬出來的值超過 1，實際動作可能無法達成。

透過動作模擬，搭配研究限制其中之一：高齡者特定關節角度動作範圍限制，來預測高齡者可能的進入車輛動作，而此受限制動作可能會與原有車體設計產生干涉，針對修改車體原有設計提出解決干涉的建議，來設計

適合高齡者的車輛駕駛座進入空間，而這個空間能夠讓特定高齡者在執行進入車輛動作時，關節角度不會過大，減少關節受傷的風險。

因此本研究目的主要是藉由軟體模擬的方式來提出一種改良車體空間設計流程，在得到車體改良方向後進行數名受測者的測試實驗來了解改良車體之泛用程度以及是否具有可降低下肢特定肌肉使用的效果。未來車廠藉此流程可以針對現有車型與不同高齡者個別進行適合的駕駛座空間改良，在擁有足夠研究基礎後可望能夠提出較大眾化的車體改良設計建議，概略研究架構如圖 5。

模擬流程如圖 6，藉由一種實際車型的駕駛座空間尺寸參數來建立實驗平台，並利用一名年輕受測者實驗所得之人體肢段運動學資訊，代入肌肉骨骼模擬軟體，建立進入車輛動作基準模型，並對實際與模擬肌電訊號做驗證決定是否可用以做後續分析，接著取得該年輕受測者在進入車輛動作的下肢髖、膝關節角度動作範圍變化，同時也比較了車內幾個右腳踩踏點對於關節角度變化情形的分析，並藉由文獻回顧整理出大部分高齡者（常態分佈下，約有 97.5% 的高齡者）能達到的髖關節 (flexion, abduction, external rotation) 與膝關節 (flexion) 關節角度下限值 (表 1)，將年輕受測者的基準動作下的關節角度變化搭配高齡者受限制的關節角度後，將處理過的四個關節角度重新代入模型，來近似高齡者可能的進入車輛動作模擬，觀察改變後的關節角度變化造成的人體肢段移動與原有車體的干涉，最後解決

人機干涉問題，進而設計出適合特定高齡者的駕駛座空間，並給予進入動作建議，讓高齡者在使用改良車體執行進入車輛動作時能更不易受到傷害。

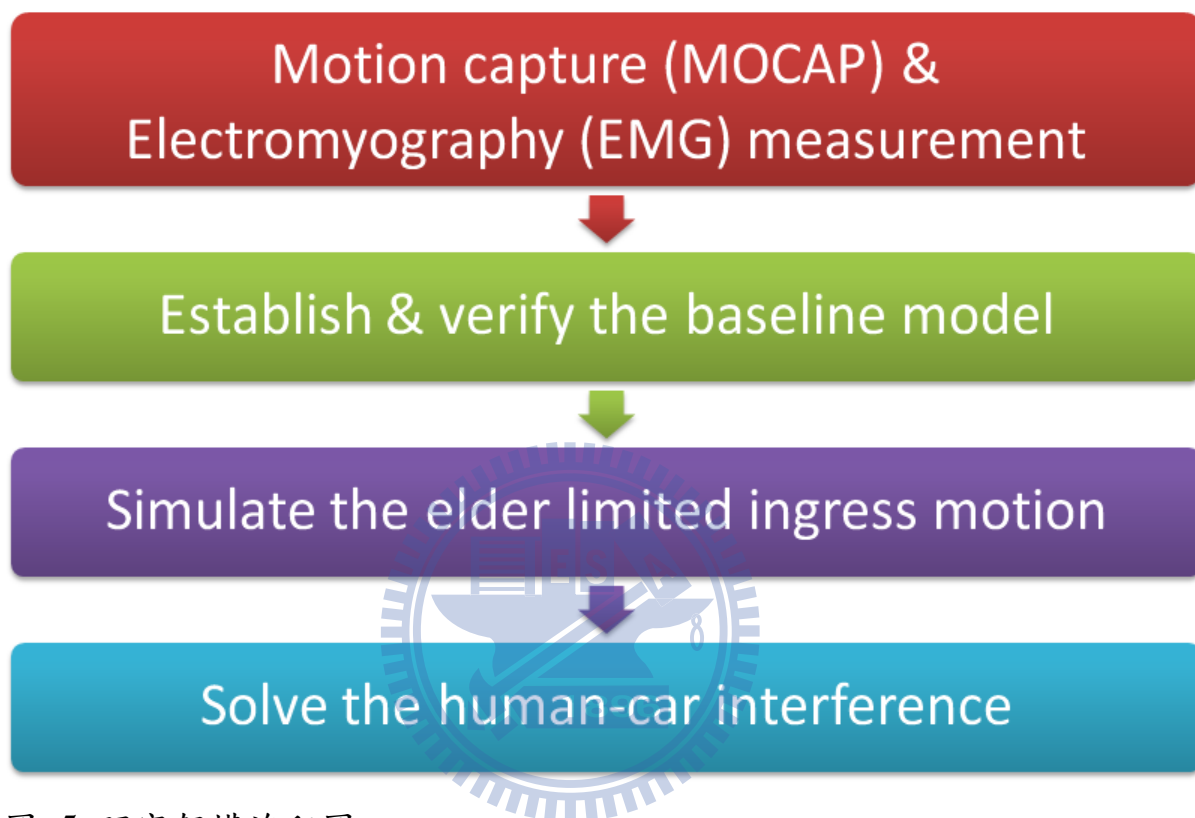


圖 5 研究架構流程圖。

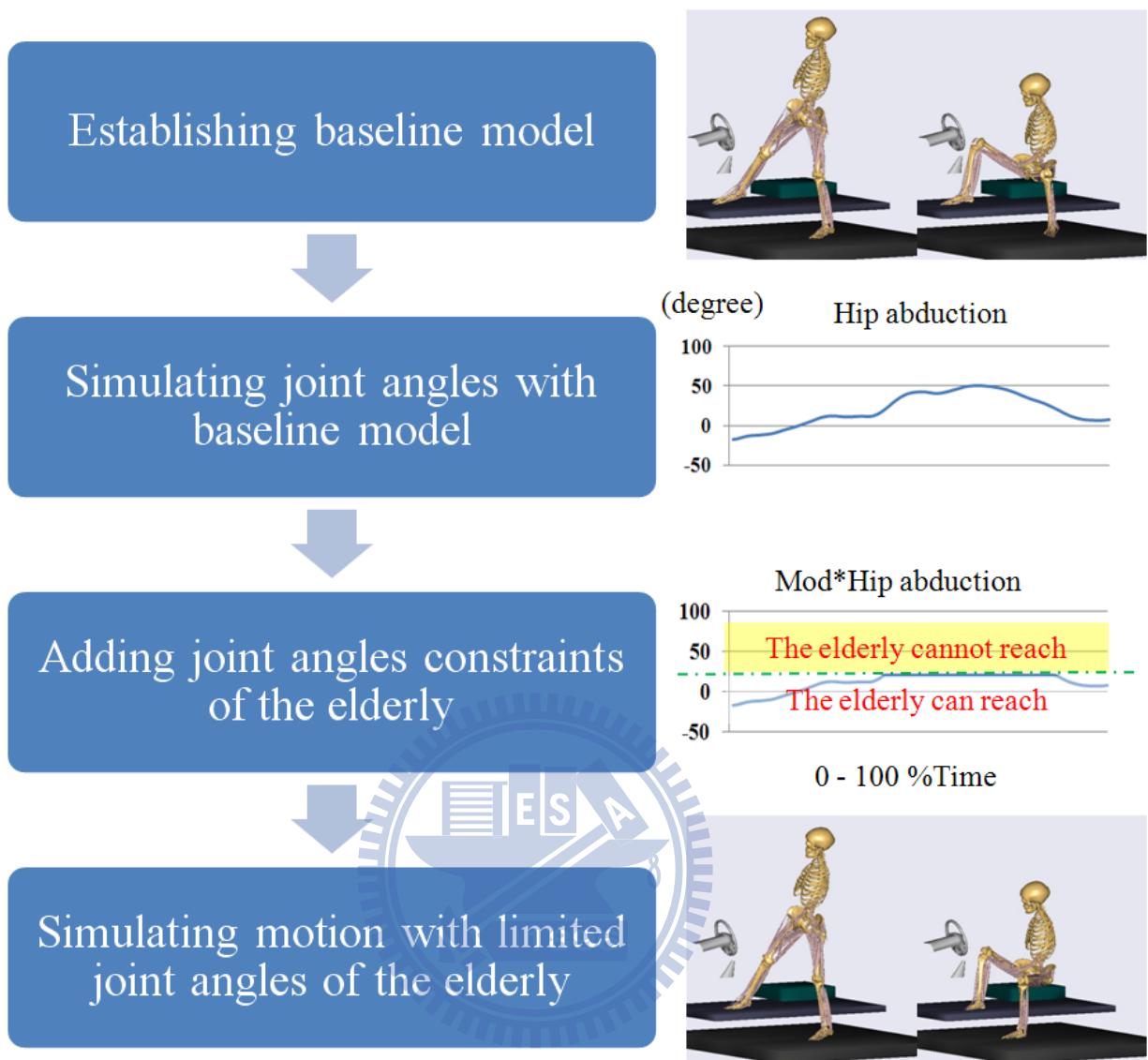


圖 6 模擬受限制關節角度下的 ingress 動作流程。

右欄圖依序是，ingress 基準模型圖；基準模型動作下的左髖關節外展 (abduction) 角度變化圖；加入高齡者受限制關節角度值的限制關節角度變化圖；模擬高齡者 ingress 模型圖。

二、研究原理：肌肉骨骼模擬

2.1 逆動力學

肌肉骨骼模擬軟體定義肌肉活動 (muscle activity) 是肌肉出力 (muscle force) 除以肌肉強度 (strength) ，並利用一最佳化函數：

Minimize

(maximum muscle activity)

+ e1*(sum of activities)

+ e2*(sum of squared activities) (式 1)

並設定合適的係數值 (e1, e2) 來進行逆動力學運算，得到肌肉系統的連續出力狀態。動力學的運算是根據牛頓第二定律： $F = ma$ ，在質量與加速度已知的情形下來計算力值，而逆動力學則是在力值與質量已知的情形下，來計算加速度值，進而在模擬軟體中推估肌肉出力或關節受力等生物力學資訊。

2.2 肌肉模型 (muscle model)

使用肌肉骨骼模擬的前提是假設所有的肌肉表現是基於 A. V. Hill 所創造出的典型模型 (Hill 1938)，它具有一個平行被動的彈性肌肉與連續彈性

張力，肌肉模型如圖 7，其中 a contractile element (CE) 代表肌肉纖維的主動活化性能，a serial-elastic (T) element 代表肌腱的彈性係數，a parallel-elastic element (PE) 代表肌肉纖維被動硬度 (stiffness)，經由簡單的力學法則可以決定肌肉活化程度 (muscle activation)。

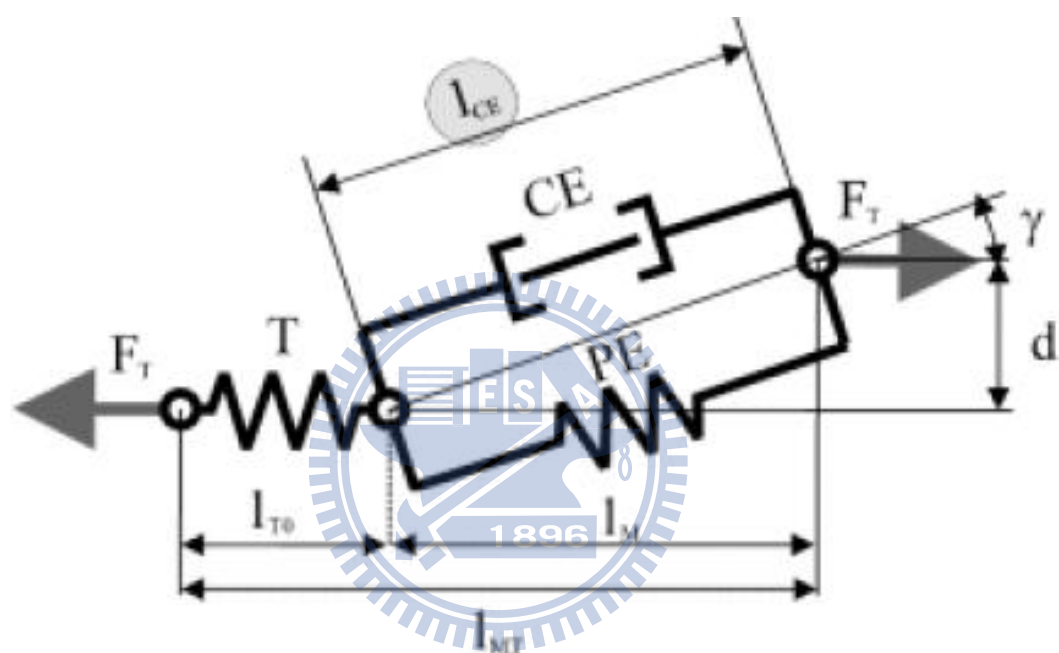


圖 7 A.V. Hill 的典型肌肉模型 (Hill 1938)。

圖來源：The AnyBody™ Modeling System Tutorials。

2.3 肌肉骨骼模擬的概念

為什麼會有肌肉骨骼模擬的產生，主要是因為傳統生物力學實驗需要一定數量的實驗加上統計分析才可以得到一般性的結果，但若想了解單純的個體動作的相關分析，卻也無法以一名受測者的數據來進行分析以取得具公信力的結論，因此肌肉骨骼模擬的概念便油然而生，但通常這只適用於

個體的分析，藉此了解一些較簡單的現象，例如一些分布離散的人機接觸位置（如最高、最低、最中間）對人體的影響，或者是運用在醫學上，如義肢移植對於人體可能的影響，在醫學上無法動了刀才來研究人體的影響，故需要藉由模擬來避免不必要的傷害。

肌肉骨骼模擬需要三種參數：姿勢、肌肉模型的選定以及人機外力或系統內力，並根據動作是否隨著時間改變來進行靜態或動態的模擬，舉例來說，靜態的動作模擬像是久坐時脊椎受力分析等，動態的動作像是步態下的下肢肌肉激活順序分析等。肌肉骨骼模擬的概念就像是有限元素法分析，姿勢是元件的形狀，肌肉骨骼系統是網格，人機外力是元件受力的狀態，由此得知某動作或姿勢下的肌肉骨骼的使用情形。姿勢的調整通常有三種方法，第一是利用動作擷取的方法來取得靜態或動態時的空間中肢段位置或姿勢，並透過 marker set placement 的定義（定義一個肢段至少要有三顆 marker）計算得到各關節角度，其次是靜態分析通常直接從軟體內調整關節角度來取得特定的姿勢，第三是藉由外在環境限制，如踩腳踏車這個動作可以利用固定人體特定肢段，如骨盆固定在椅子上，兩腳分別固定在踏板上，藉由驅動腳踏板的軌跡搭配軟體內部的計算，來取得較單純 cycling 的下肢動態姿勢。

三、研究方法

本研究旨在建立一新式車體的設計流程，因此現階段僅挑選男性受測者來進行人體動作擷取與肌電訊號量測，來建立動作模型並驗證模擬肌電訊號與實際肌電訊號的相似性，同時進行不同右腳車內踩踏點對於下肢關節角度變化之相對關係分析。然後以所建立之模型，加入高齡者受限制的關節角度，進行受限制動作模擬，評估模擬的運動學資料，進行新式車體改良設計建議，得出一適合高齡者進出車體設計。最後進行數名受測者的下肢肌電訊號量測取得特定肌肉的使用程度分析，得到新式車體改良設計的泛用性。



3.1 受測者

本研究在基準模型上是使用一男性年輕健康受測者（身高 178 公分、體重 78 公斤、年齡 23 歲）來建立基礎動作模型。該受測者並無任何會影響進出車輛動作之疾病，有開車經驗，且一年內沒有遭受到神經與肌肉骨骼系統的傷害。另外，最後關於新式車體改良後泛用性測試的受測者有四名年輕男性，身高 166 (SD: 6.377) 公分、體重 63 (SD: 7.789) 公斤、年齡 22.75 (SD: 1.5) 歲。

本研究旨在確立特定個體用肌肉骨骼系統模擬模型，提出一種新式車體

空間設計之設計流程與設計可行性，而受測者之資料僅為建立基礎動作模型之用，藉此了解年輕受測者在 ingress 時可能的下肢關節角度變化情形，以及與高齡者關節動作範圍退化程度的差異，故僅使用一名受測者，另外在文獻回顧中，我們得知身材類似（主要是身高、體型類似）的個體在相同環境限制之下，其目標動作是沒有顯著差異的，故本研究亦分析了個體內的動作重複性 (repeatability) 以進一步確定個體內的同一種動作是沒有差異的。此外，經由調整人體計測資料與關節角度等，可達成模擬特定個體動作的效果，當然這些調整後的動作模擬是無法百分之百呈現與實際動作一模一樣的情形，但依舊可用來了解一些簡單的現象，譬如說，若想要概略的了解較矮的個體，在相同關節角度變化下與原有車體的干涉情形，即可利用基準模型的關節角度變化，但肌肉骨骼模型身高則設定為欲了解的個體身高，如原有基準模型身高 178 公分變成 158 公分，本研究所用的模擬軟體中，肌肉骨骼模型在模擬空間中的位置是根據骨盆的薦骨空間座標，在薦骨座標不變，故須將原有環境設定作相對應的修正，如修正整體環境元件與骨骼模型腳底的高度差，使骨骼模型的起始位置可正確的踩在地面，就可以進行不同個體的動作模擬，藉此，可概略模擬並簡單了解不同個體間或不同條件下的動作的運動學相關資訊與環境的干涉，但若要得到更細節的資料須重新進行動作擷取實驗。

3.2 建置實驗平台

實驗平台建構是依據台灣使用的左駕車，尺寸參數則參考排氣量為 2000cc 的 1997 BMW 520i E39 式轎車駕駛座主要空間參數仿製而成，實驗平台尺寸如圖 8，並去除方向盤、儀表板與腳踏板，以避免運動學資料擷取時的不便。由於本研究目的是提出一種新式車體設計的流程，以及討論設計流程之可行性，故目前僅挑選手邊易取得的特定車型 (1997 BMW 520i E39) 來進行本研究。在確認整體設計流程後，未來可以朝著不同個體、不同車型下的 ingress 模擬來進行高齡者客製化的新式車體設計。另本研究針對兩款租車公司常見的 2000cc 轎車 (2009 Nissan Teana 與 2009 Toyota Camry) 之常見尺寸與駕駛座空間細部尺寸 (請對照圖 9 與表 3) 與本研究選定車型做比較，發現全部車型的所有尺寸皆差別不大，其中最大差距是 B 柱長度，且根據量測的尺寸繪出駕駛座空間圖 (圖 10)，表示這些車型的在進入車輛動作時會使用到空間是差不多的。因此挑選其中一款車型來建構實驗平台。

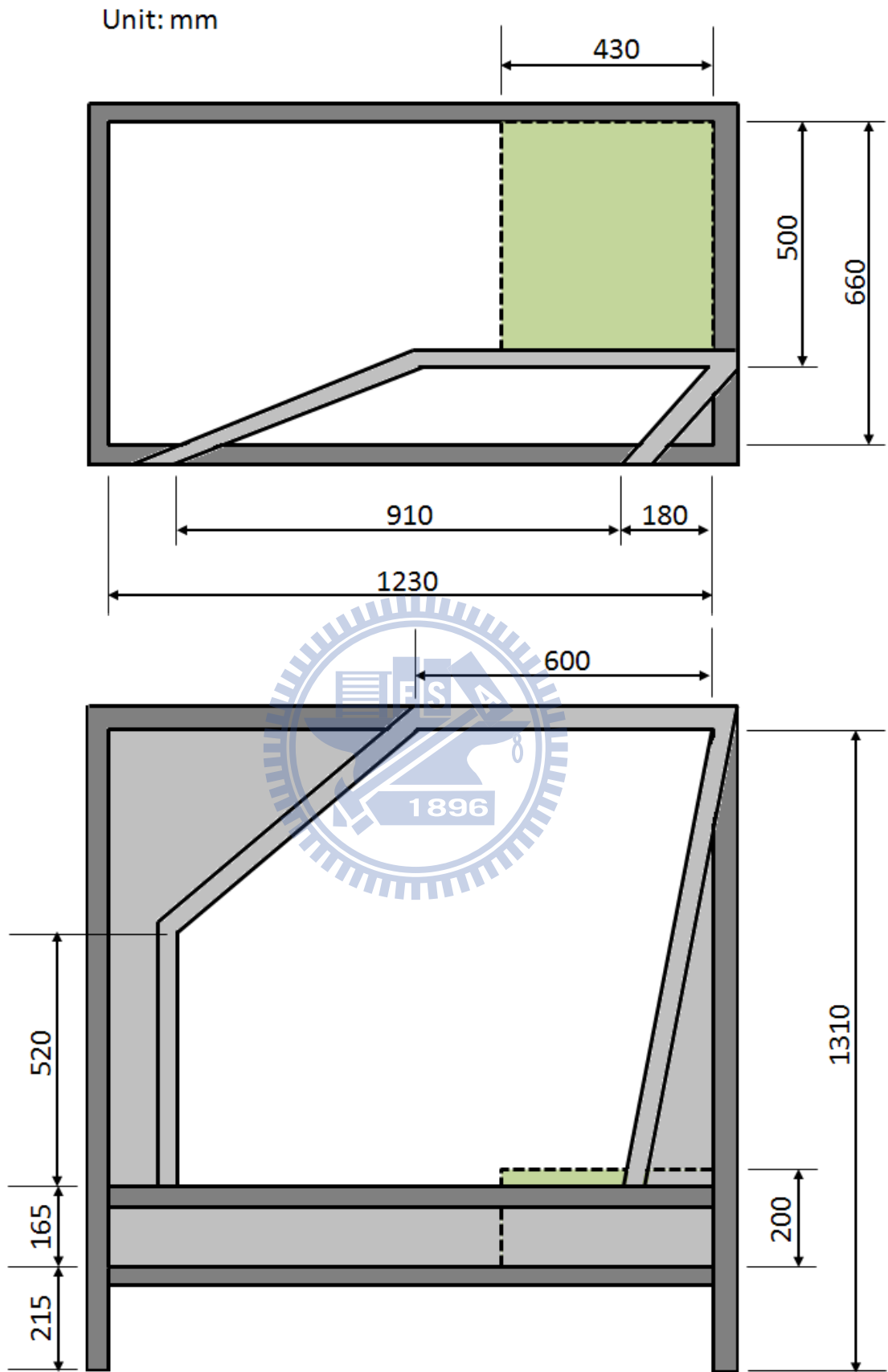


圖 8 實驗平台尺寸參數。
空白處為 ingress space。

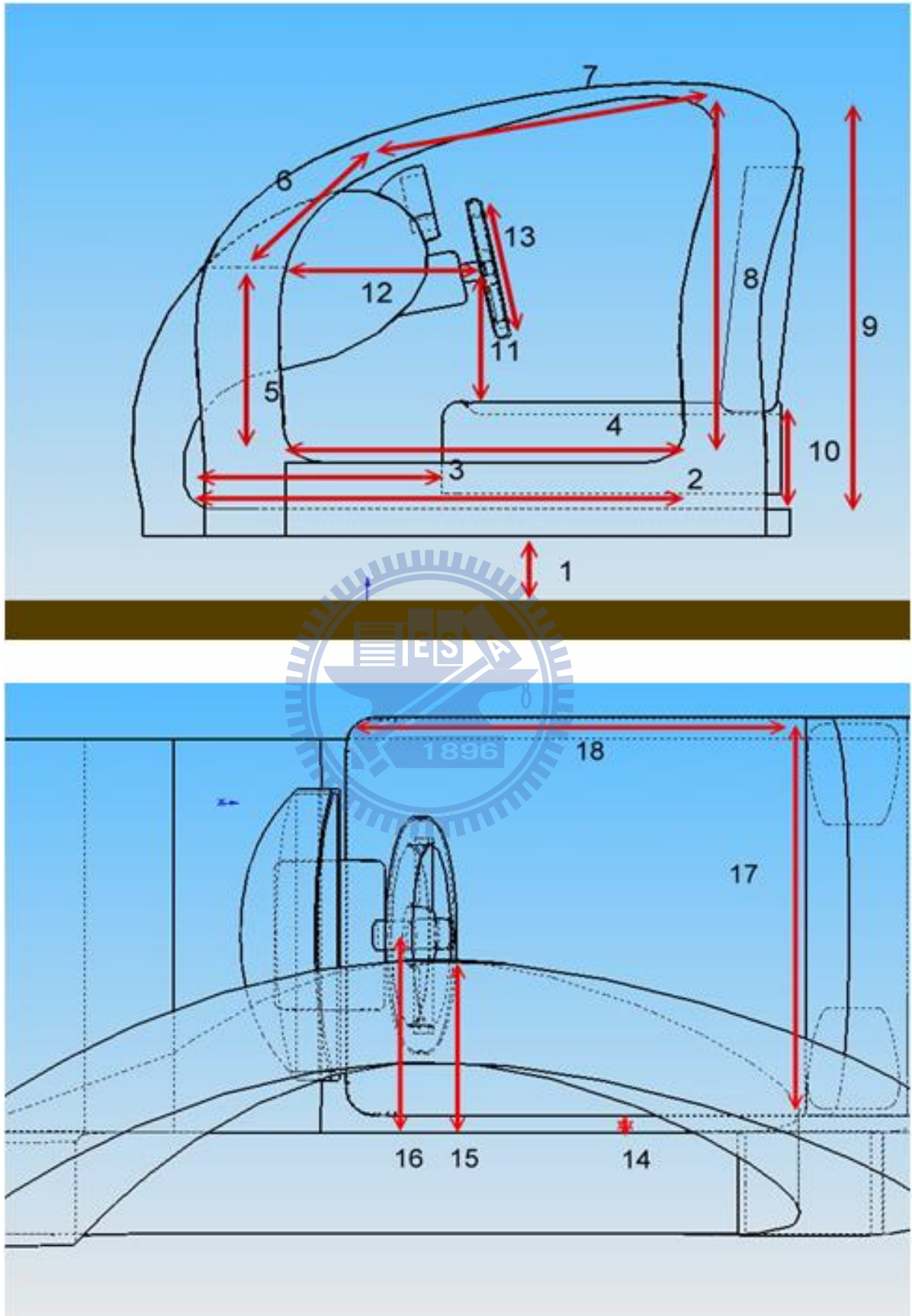


圖 9 實際車體尺寸參考圖。

表 3 本研究所用車型與市面上常見 2000cc 車型駕駛座空間尺寸對照表。

編號	說明 (unit: mm)	1997	2009	2009
		BMW	Nissan	Toyota
		520i	Teana	Camry
	車寬 width	1800	1795	1820
	車高 height	1435	1475	1470
	軸距 wheelbase	2830	2775	2775
1	地面到車門最下緣	205	200	180
	車門下緣板金厚	170	180	180
	車門下緣板金寬	175	185	180
2	駕駛座最深處至 B 柱的距離	1110	1060	1100
3	駕駛座最深處至椅子的距離	630	590	720
4	車門內框下緣	960	850	860
5	車門內框 A 柱下半段	520	500	510
6	車門內框 A 柱上半段	720	620	710
7	車門內框連結 AB 柱	555	630	570
8	B 柱長度	1030	970	1040
9	車內把手至車內地面之距離	1110	1100	1150
10	椅面至車內地面之距離	190	250	220
11	方向盤中心至椅面之垂直距離	360	320	360
12	方向盤中心至 A 柱之水平距離	420	450	390
13	方向盤直徑	390	390	390
14	椅子與鈹金之距離	60	50	60
15	AB 柱連接橋與車門下緣之水平距離	19.50	170	210
16	方向盤中心與鈹金之水平距離	340	320	310
17	椅面寬度	510	490	500
18	椅面長度	430	470	470

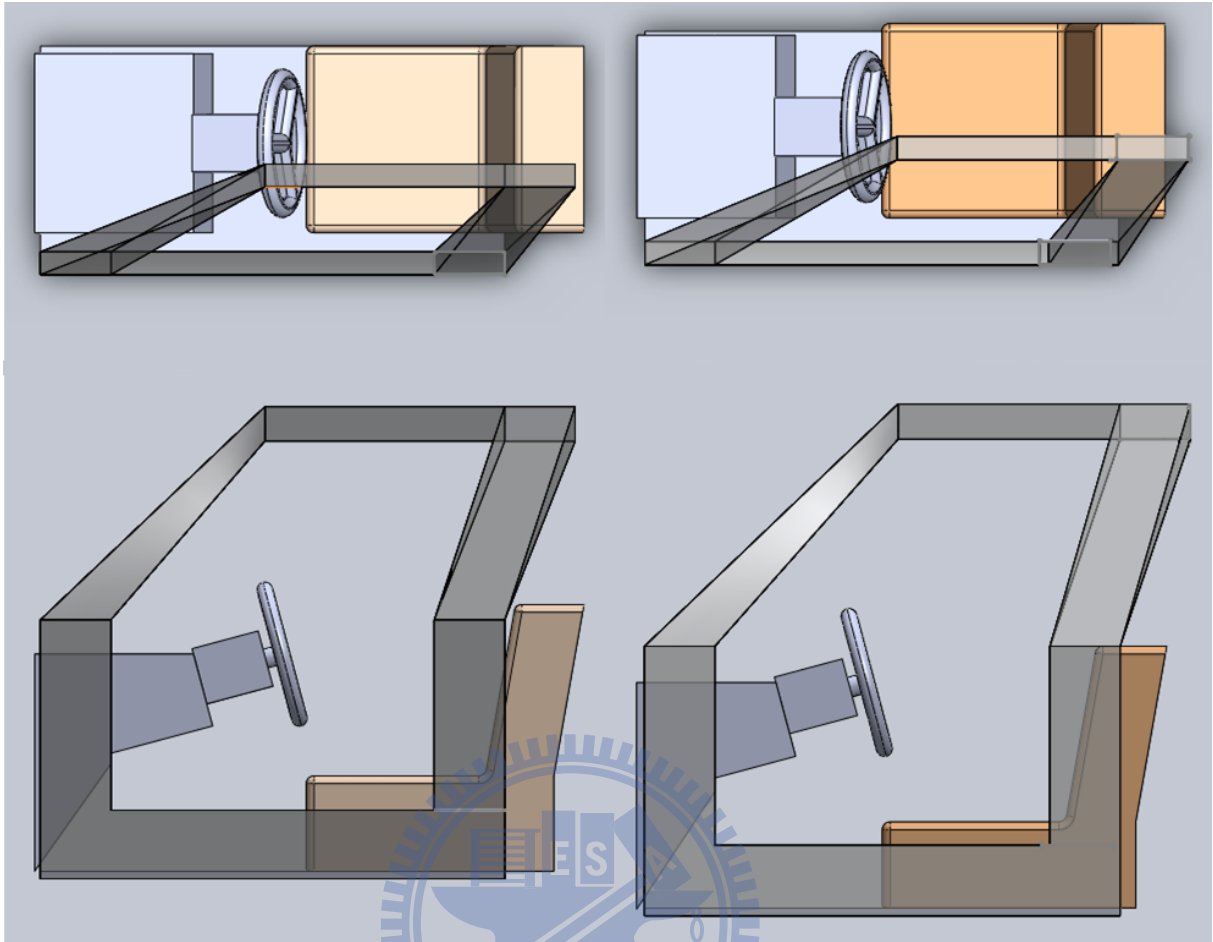


圖 10 不同車型駕駛座空間示意圖。

左欄 Nissan Teana，右欄 Toyota Camry，主要參數由表 3 得來。

3.3 實驗設計、步驟與建置肌肉骨骼系統模型

實驗分成五個部份：1) 進出車輛動作的人體肢段運動學資料擷取，並同時進行 2) 下肢拮抗肌群的肌電訊號擷取， 3) 建置基準動作的肌肉骨骼系統模型， 4) 車內右腳不同踩踏點的肢段運動學資料擷取， 5) 新舊車體下的進入車輛動作的下肢肌電訊號擷取。本研究內容遵循並通過醫學研究倫理委員會所訂立的人體實驗規範。

本實驗同步量測人體運動學資料 (前述第一部分) 以及下肢拮抗肌群之肌電訊號 (前述第二部分)，利用人體肢段運動學資料來建立肌肉骨骼基準動作模型 (前述第三部分) 以取得模擬肌電訊號，利用同一次試驗得到的實際下肢拮抗肌群之肌電訊號來驗證基準動作之下肢特定肌肉的模擬肌電訊號，決定後續是否分析模擬肌電訊號等相關逆動力學相關模擬資料，其中亦設定了肌肉強度退化的參數，主要是讓軟體模擬來判斷高齡者是否能夠執行該動作。取出基準模型的下肢髖、膝關節角度變化，加上高齡者關節角度限制，得出高齡者能夠做到的關節角度變化，代回模型來模擬該關節角度變化下的人體肢段移動，來近似特定高齡者的進入車輛動作，便可以觀察特定高齡者可能的進入車輛動作與原有車體的干涉，進而改良原有車體設計或者給予適合的進入車輛動作建議，解決人機干涉現象，使高齡者在進入車輛動作時較不易受到傷害。

此外，本研究利用與基準模型同一名受測者來進行不同踩踏點的肢段運

動學資料擷取，來分析該個體的右腳不同踩踏點與關節角度之相對關係。



3.3.1 進出車輛動作的人體肢段運動學資料擷取

本實驗使用一八台攝影機之光學式動作擷取系統 (Smart-D, BTS Bioengineering, Garbagnate Milanese MI, Italy.)，擷取頻率為 250Hz。攝影機圍繞著實驗平台 (圖 11)。

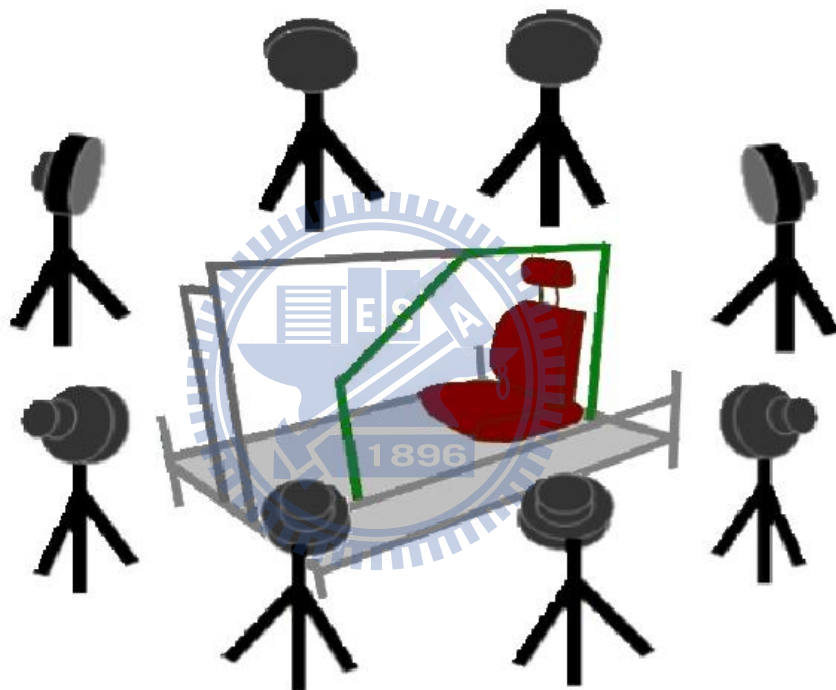


圖 11 實驗平台與攝影機擺放相關位置。

受測者赤腳、穿著合身短褲並於骨突界標 (bony landmark) 貼上直徑 15mm 的反光球，反光球黏貼基準以 Helen-Hayes 解剖標記系統 (Kadaba, Ramakrishnan and Wootten 1990) 為基礎，另外增加十八顆貼點位置以符合實驗分析需求。Helen-Hayes 解剖標記系統包含了下半身十五顆標記，標記位置有 (僅列出左側的標記)：左髌前上棘 (left anterior superior iliac spine,

LASIS) , 左大腿 (left thigh, LTH) , 左股骨外髁 (left lateral femoral epicondyle, LLC) , 左小腿 (left shank, LSK) , 左外側髁 (left lateral malleolus, LLM) , 第二蹠骨頭 (left second metatarsal head, LTE) , 左腳跟 (left heel, LHL) , 薦骨 (sacrum, SL) 。額外十八顆貼點為：左肩峰 (left acromion end, LAC) , 左鷹嘴突 (left olecranon process, LEM) , 左外側上髁 (left lateral epicondyle, LEL) , 左橈骨莖突 (left radial styloid process, LRS) , 左尺骨莖突 (left ulnar styloid process, LUS) , 左中指頂點 (left end of middle finger, LMI) , 左股骨內髁 (left medial epicondyle of the femur, LMC) , 左內側髁 (left medial malleolus, LMM) , 頭頂 (head, T) , 第七頸椎骨 (seventh cervical vertebral bone, C7) , 共三十三顆反光球 (圖 12) 。

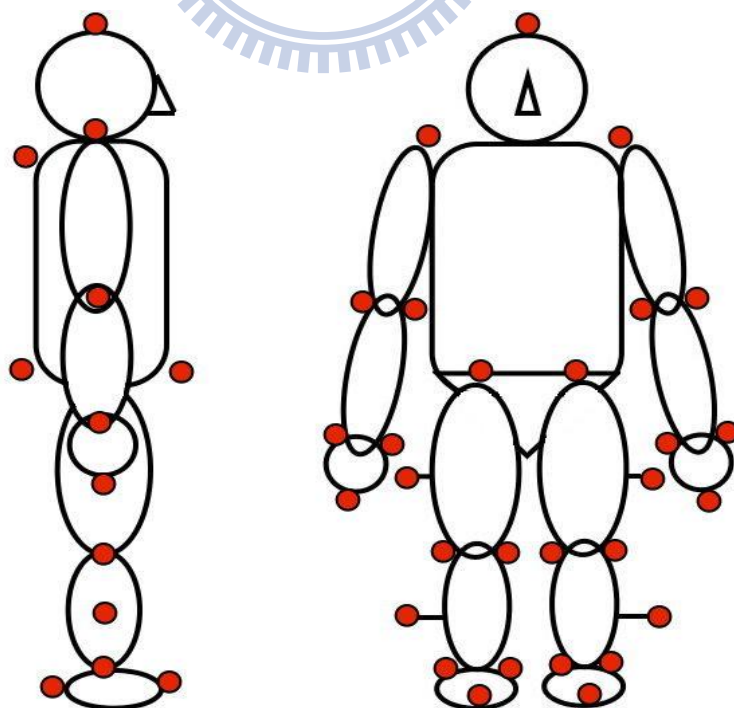


圖 12 全身反光球黏貼位置。

給定受測者固定的站立姿勢並自行選定合適的站立位置，進行 lateral sliding strategy 進入車輛，步驟如下：受測者先站立於駕駛座右後方自行選定的合適站立位置與解剖學姿勢，實驗開始後，往前走一步，待兩腳踩定後進行 lateral sliding strategy 進入實驗平台（圖 13），離開時則使用 two feet lying strategy (Ait El Menceur, Pudlo, Gorce, Thevenon and Lepoutre 2008) 。實驗時僅告知受測者本研究選定的進出車輛動作特徵，並就實驗平台空間來進行動作。

為避免資料遺漏或不適用之情形，將擷取進入動作 15 至 20 次試驗後，個別進行反光球標記命名、適當補點 (cubic spline curves) 與平滑化 (triangular window filter, the length of the window is $2 * \text{order} + 1$)，並利用多重相關係數 (coefficient of multiple correlation, CMC) (Kadaba, Ramakrishnan, Wootten, Gainey, Gorton and Cochran 1989) 與特徵值變異係數 (coefficient of variation, CV) 檢驗動作重複性後，取其中較合適的資料一組進行模擬，合適的資料定義為全身反光球資料在經過補點與平滑化後皆無異常移動，若同時有兩組以上的反光球資料皆無異常移動且動作重複性高，可挑選越靠近實驗過程前段的試驗來建立模型，因為在實驗正式開始之前會進行約二到四次的測試試驗，一方面可供施測者檢查擷取數據的完整度，另一方面可供受測者進行動作練習，待確認資料擷取系統可完整擷取所有資料後，即可開始正式實驗，另外，動作擷取系統的校正、反光球的黏貼與肌

電訊號貼片 (3.3.2 節) 具有時效性，且有部分反光球 (SL, ASIS) 是隔著合身短褲黏貼於骨突界標上，在進行多次 ingress 動作後，會因為短褲產生一定量滑移誤差，此一誤差可在反光球資料的處理上做部分修正，但非完全，所以一般而言，最靠近正式實驗開始的數據完整性是最高的。

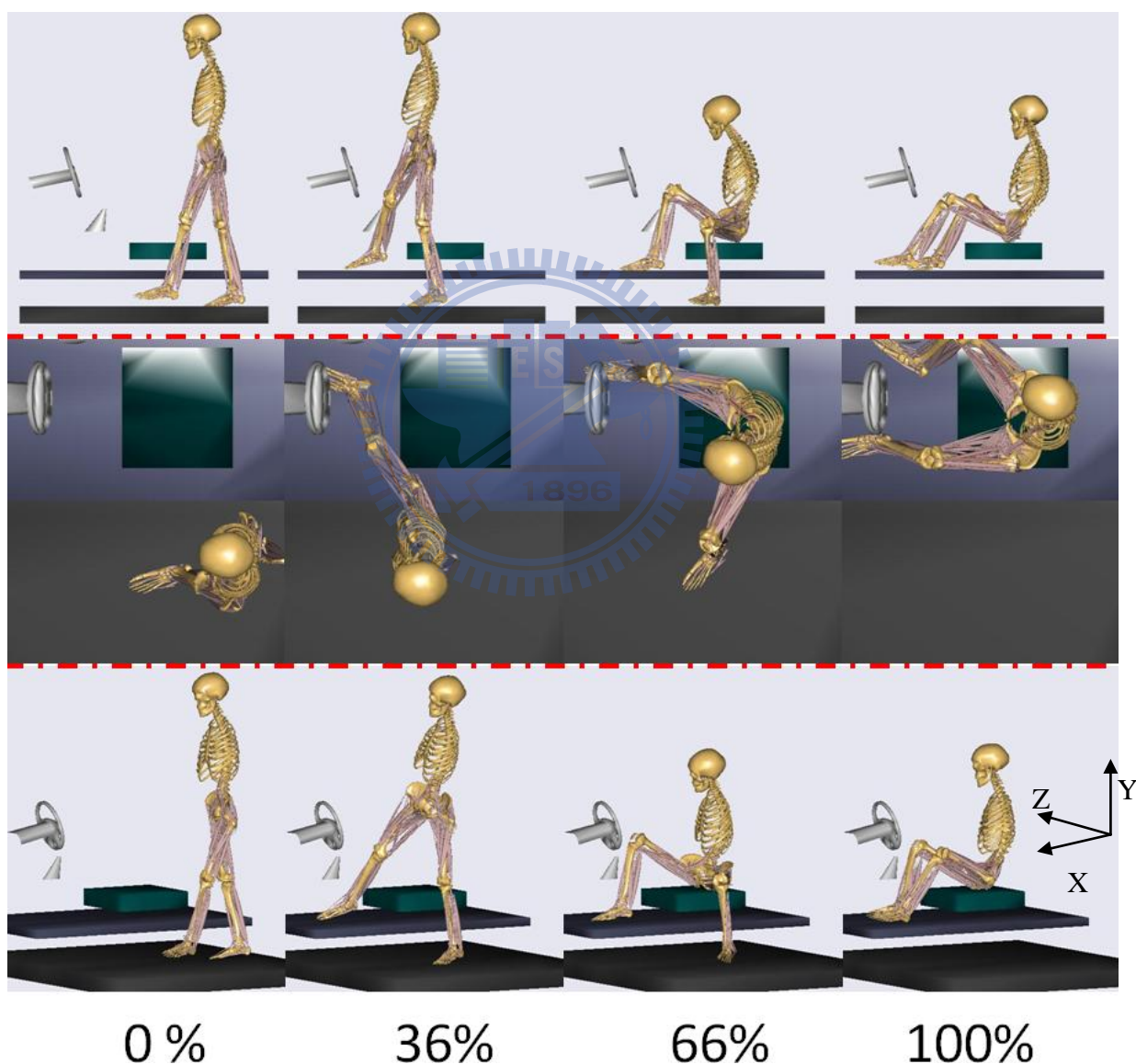


圖 13 模擬軟體建立出的動作簡單次序圖 (% Time) 與空間座標系定義。動作開始時間與完成時間定義請參考表 4。由上到下列分別是側視圖、上視圖與左斜前方視圖，圖中方向盤並非是實際位置，而是從後續討論得到的方向盤較適合位置。

3.3.2 下肢拮抗肌群的肌電訊號擷取

在進行動作擷取實驗的同時，使用 8-channel 肌電訊號量測設備 (AMT-8, Bortec Biomedical, Calgary, Alberta, Canada.) 同步量測腿部主要拮抗肌群的肌電訊號，擷取頻率為 1000Hz，量測肌肉分別是左腿 (L)、右腿 (R) 的股直肌 (RF)、股外側肌 (VL)、外側腓腸肌 (gastrocnemius, lateral head, GL) 與脛前肌 (tibialis anterior, TA) 共八條肌肉，電極貼片採用雙極式貼片 (dual electrode)，兩極間距為 20mm。電極貼片使用前需先將該部位皮膚以肥皂或清潔劑清洗之後，再以去角質專用洗潔劑與酒精清理。並於實驗結束後，量測腿部八條肌肉的最大自主收縮訊號 (MVC) 6-8 秒，肌肉量測 MVC 的姿勢則參考 Konrad 在 2005 撰寫的 The ABC of EMG 文件 (圖 14) (Konrad 2005)。

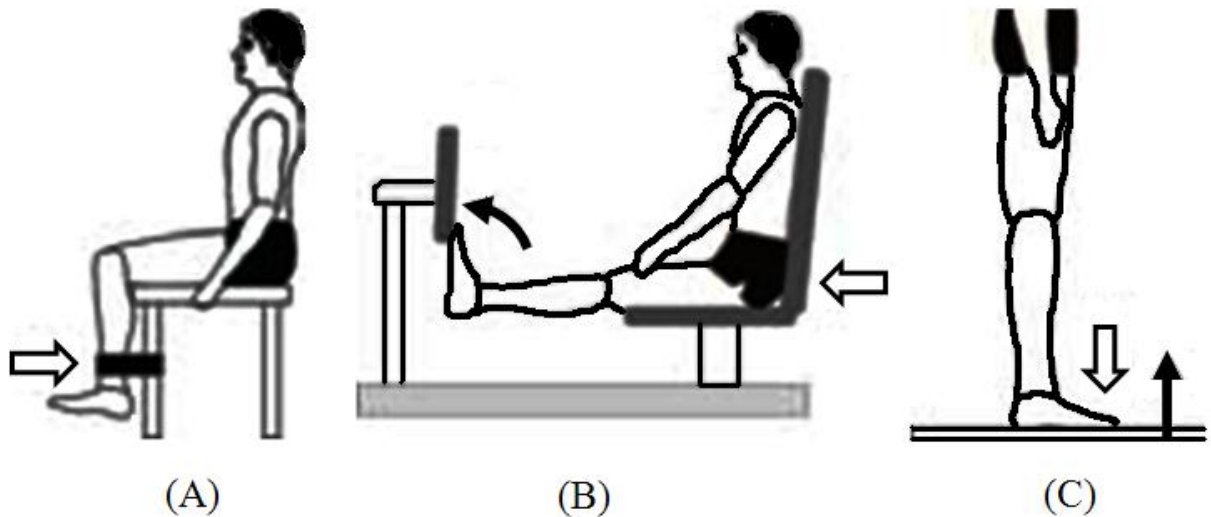


圖 14 此為腿部四條肌肉量測 MVC 的姿勢。

(A) 量測股直肌與股外側肌的姿勢，需施加外力於小腿前側（空心箭頭），而自身小腿朝著抵抗外力方向施力。(B) 量測外側腓腸肌的姿勢，需施加外力於椅背（空心箭頭），自身腳尖抵住障礙物並朝著墊腳尖的方向施力（實心箭頭）。(C) 量測脛前肌的姿勢，需施加足夠外力在腳背上（空心箭頭），而腳掌朝著抵抗外力方向施力（實心箭頭）(Konrad 2005)。



3.3.3 肌肉骨骼模擬系統

將前述的人體肢段運動學資料擷取數據進行標記、補點與平滑化處理後，若反光球運動軌跡呈現不規律移動等不可避免之錯誤之資料，則該筆資料不列入採用。在檢驗動作重複性（方法如 3.4.2 節），確認個體內的動作無顯著差異後，使用受測者之人體肢段運動學擷取實驗資料中之一筆，已足夠作為肌肉骨骼模擬系統 Anybody 的建模動作基礎。人體計測資料則量測自受測者本身。

模型基底為 AnyBody Managed Model Repository Version 1.2 (AMMRV1.2) 資料庫中的 GaitLowerExtremity 下肢動態模型。該資料庫將腰部以下髌骨以上的肌肉群模擬成共 152 條肌肉，下肢部分基於 Horsman 在 2007 年的解剖研究建立了共 169 條肌肉 (Horsman, Koopman, van der Helm, Prose and Veeger 2007)，其中將下肢肌肉強度設定成降低至年輕時的 70% (預設值為 1.53，模擬高齡者下肢肌肉強度下降至 70%，故 $1.53 * 70\% = 1.071$) 預設值為 1.53 是因為該前述的解剖研究是利用大體來進行，人在死去後，體內水份、組織液等的流失會使得量測到肌肉強度是低於活體，所以預設值會先放大 (預設值 1.53) 來模擬實際活體，因此本研究選擇將預設值*70% ($1.53 * 70\% = 1.071$) 來模擬高齡者的肌肉強度。詳細建立模型步驟請參閱附錄一。

3.3.4 車內右腳不同踩踏點的肢段運動學資料擷取與動作關節角度

由前述基準模模型中，可以得到該動作下的關節角度變化，因此本研究利用該動作的最後姿勢的右腳髁關節外展角度值，約 32 度（圖 15 中的 θ ）來定義右腳車內踩踏位置，踩踏深度 d 分別是 $d_1 = 200\text{mm}$ 、 $d_2 = 300\text{mm}$ 與 $d_3 = 400\text{mm}$ ，其中基準動作的踩踏深度大約是在 350mm 左右。選用與基準動作實驗相同的受測者來進行三個不同踩踏點的實驗（一個踩踏條件 15 次試驗），在個體內動作類似的前提下，從中挑選一組運動學資料數據建立動作模型，取得右腳不同踩踏點下的關節角度變化，並進行分析。使用儀器、進入車輛動作策略與實驗步驟等則與 3.3.1 節相同。



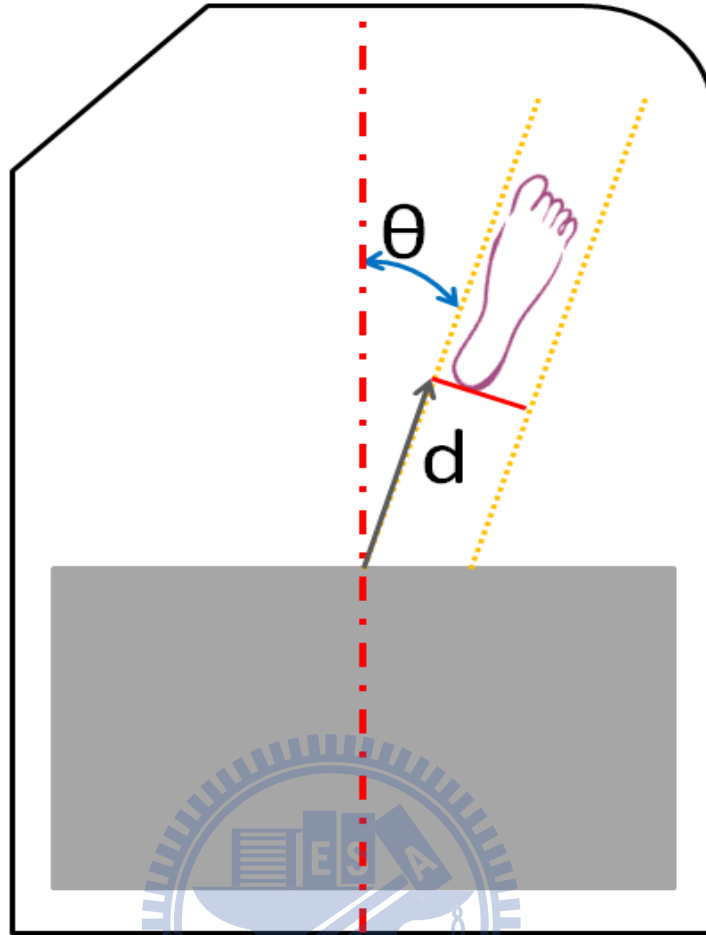


圖 15 右腳踩踏點的定義。

θ 為基準動作下最後姿勢的右髁關節外展角度。 d (200mm、300mm、400mm) 為踩踏深度，是腳跟與座椅前緣中點的距離。

3.3.5 新舊車體下的進入車輛動作的下肢肌電訊號擷取

在取得新式車體改良建議後（請參閱 4.5 節），本研究利用四名年輕男性受測者來進行新舊車體下進入車輛動作的下肢特定肌肉的肌電訊號量測，分析特定肌肉最大使用程度。選定肌肉是兩腿的脛前肌與外側腓腸肌，這兩條肌肉是在進入車輛動作下使用程度最高的肌肉（請參閱 4.1 節）。

這部分可以分成兩個條件，第一是原始車體空間下的進入車輛動作，請受測者脫鞋執行 lateral sliding strategy 的主要特徵，依序是右腳放入車內 (right swing)、身體坐下 (body swing) 與左腳放入車內 (left swing)；第二是降低車內底盤 70mm（該數值設定請參閱 4.5 節）的改良車體空間的進入車輛動作，動作步驟與前一個條件同，並給予受測者一動作建議：右腳勿踩踏過深，踩踏點最多請勿超過椅子的中間線。每位受測者執行兩個條件各量測 20 次試驗，每位受測者皆量測 MVC 進行正規化來減少個體間差異。使用儀器與 MVC 姿勢請參閱 3.3.2 節

3.4 資料分析

分析工具採用 LabVIEW 8.6 (National Instruments Corp, Austin, TX, USA.) ，以及 Excel 2007 (Microsoft Corp, Redmond, Washington, USA.)

3.4.1 肌電訊號分析

此分析分成三個步驟：1) 最大自主收縮肌電訊號 (MVC) 分析，2) 分析進出車輛動作 (ingress / egress) 的動作難易度以及新舊車體下的 ingress 難易度，3) 所有試驗下的肌電訊號處理與分析。所有資料須經過整流 (rectified)。

首先，將量測到的最大自主收縮 (MVC) 肌電訊號，以每 0.04 秒計算一次方均根值 (root mean square, RMS)，得出其中的最大值當作進出動作下的肌電訊號正規化的標準。

第二，分析進出車輛動作 (ingress / egress) 時每條肌肉的肌電訊號最大值 (peak EMG) 以及肌肉激活時間長度 (activating duration) ，來比較 ingress / egress 的動作難易度，新舊車體設計兩個條件下 ingress 難易度則是比較 peak EMG。肌電訊號最大值分析步驟如下：將動作時間內的原始肌電訊號數據以每 0.04 秒計算一次方均根值 (RMS) ，得到每條肌肉在這個試驗中的肌電訊號極大值 (peak value) ，並且對 MVC 做正規化，將所有資料

分成 ingress 與 egress 兩個群組，進行非成對雙尾 T 檢定 ($p\text{-value} < 0.05$ 為有顯著差異)。

第三，進出動作下的肌電訊號處理步驟如下：1) 取出動作時間起點與終點內的肌電訊號，如圖 16-A，2) 將整理過的原始數據採取加權移動平均 (triangular window, 40 half-width of moving average) 做平滑化濾波、對 MVC 做正規化 (% MVC)、對動作時間長度做正規化 (% Time)，如圖 16-B，3) 將平滑化過的資料以平均間隔取出 100 個資料點，並儲存，如圖 16-C，4) 將全部試驗的肌電訊號個別計算每條肌肉下 100 個資料點的平均值與標準差，得到肌電訊號的一般趨勢來分析肌肉激活時間長度。肌肉激活時間長度分析如下：將前述得到肌電訊號的一般趨勢資料 (100 個資料點)，利用 egress 肌電訊號當作基準，計算相同正規化時間內，ingress 肌電訊號高於 egress 肌電訊號的比例。

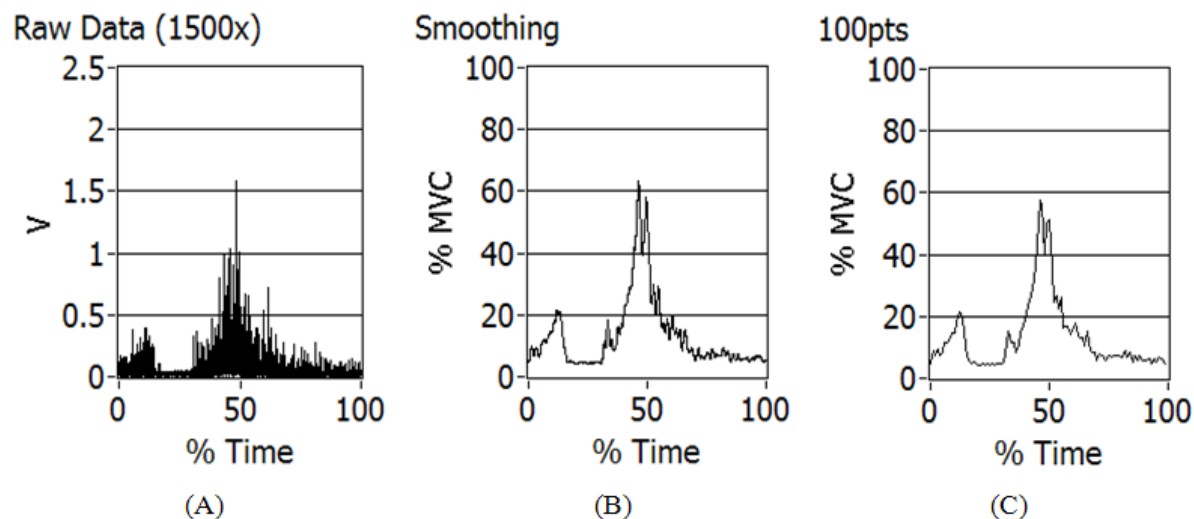


圖 16 為某個試驗的右腳脛前肌 (RTA) 肌電訊號處理演進流程。

(A) 原始資料經整流過後的肌電圖，縱軸為伏特數；(B) 整流過的原始資料經過平滑化濾波後的肌電圖；(C) 平均間隔取出 100 個資料點的肌電圖。



3.4.2 人體肢段運動學資料分析

本研究使用兩種方法計算量化個體內的動作是否具有重複性。首先，取出無異常（反光球運動軌跡無不規律運動）試驗中特定反光球，有 SL、兩側 ASIS (LASIS, RASIS)、左腳 TE (LTE) 與右腳 HL (RHL) 的 X、Y、Z 座標的軌跡並利用多重相關係數 (CMC) (Kadaba, Ramakrishnan, Wootten, Gainey, Gorton and Cochran 1989)，計算進入車輛動作重複性，CMC 值越接近 1.0 則代表軌跡越相似 (1.0 為完全相同)。第二，自定義進入動作的動作時間長度規範，以及進入動作具有三個階段 (phase)，分別是 right swing、body swing 與 left swing (表 4)，並利用變異係數 (CV) 計算全部試驗的特徵值，如動作時間與動作階段轉換時間差異，CV 小於 5% 則表示特徵值沒有顯著差異。

表 4 進入動作的動作時間長度與三個階段定義 (Chen and Yang 2010)。
RHL 為右腳腳跟的反光球，LTE 為左腳第二蹠骨頭。

Motion	Ingress (lead: right leg)		
	Phase		Motion feature
Motion start	Right swing	Start	RHL leaves the ground
		End	RHL contacts the platform
	Body swing (sit down)	Start	
		End	
Motion end	Left swing	Start	
		End	LTE contacts the platform

3.5 驗證肌肉骨骼系統模型

模型建立後，需進行肌肉激活趨勢的驗證。肌肉骨骼模擬軟體會模擬出肌肉激活的情形（將 ingress 動作模擬切割成 100 個 steps）。本研究利用同一個試驗之下的人體肢段運動學資訊來建立模型並模擬出肌肉激活情形，與實際肌電訊號作多元線性迴歸（multiple linear regression），迴歸計算的軟體為 Excel 2007，迴歸公式如下：

$$\text{Regression equation: } Y_{EMG.Exp} = \sum_i a_i X_{EMG.Sim.i} + b \quad (\text{式 2})$$

在同一條肌肉下，選擇實際肌電訊號當作 $Y_{EMG.Exp}$ （一條肌肉一個訊號），模擬肌電訊號當作 $X_{EMG.Sim.i}$ （實際量測的肌肉部位可能具有一條以上的同名且訊號不同模擬肌肉訊號），利用迴歸計算得出 a_i （實際肌電與模擬肌電訊號值相對關係）， b 為線性迴歸模型誤差。而本研究利用迴歸模型的判定係數（R-square）來驗證同一試驗下八條肌肉的個別模擬肌電訊號對實際肌電訊號的趨勢解釋力，R-square 越高表示越可以利用模擬訊號來呈現實際肌電訊號的趨勢，該方法有被運用到關於肌電訊號趨勢的比較上（Grasso, Bianchi and Lacquaniti 1998）。訊號處理方法如下：實際肌電訊號處理方法如 3.4.1 節，而模擬肌電訊號的則取出原始模擬資料，不同的是，實際肌電訊號與模擬肌電訊號兩者縱軸正規化皆個別使用該肌電訊號之下的肌電訊號最大值（% Peak）。

另外，同名肌肉的模擬肌電訊號（ $X_{EMG.Sim.i}$ ）可能會存在有一條以上。

原因是人體的肌肉組織具有一定體積大小，故人體的同一條肌肉在肌肉骨骼模擬系統中可能會模擬成一條或多條肌肉來同時呈現肌肉活動情形。在本研究中，量測的下肢肌肉群在該模型肌肉系統裡，脛前肌 (TA) 包含三條小肌肉 (TA1, TA2, TA3)，且三條模擬肌電訊號值完全相同，故迴歸分析只用 TA1 的模擬肌電訊號；外側腓腸肌 (GL) 為一條同名肌肉 (GL)；股直肌 (RF) 包含兩條肌肉 (RF1, RF2)，且模擬肌電訊號值完全不同，故迴歸分析兩條皆採用；股外側肌 (VL) 包含六條深層肌肉 (VL1~6)，兩條表層肌肉 (VL7, VL8)，而實際肌電訊量測的是皮膚表面肌電訊號，故可用來與實際肌電訊號比較的模擬訊號為兩條表層肌肉，且兩條模擬肌電訊號值幾乎相同，故迴歸分析只用極值略大些的 VL8 的模擬肌電訊號。



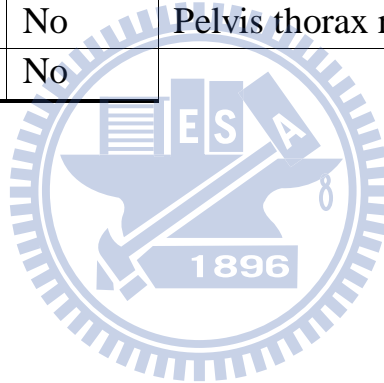
3.6 高齡者受限制關節角度下的進入車輛動作模擬

在模型建立完成後，本研究選擇探討高齡者受限制關節角度（表 1）下的動作模擬。而本研究挑選髖關節三個維度變化與膝關節一個維度變化來加上高齡者受限制的關節角度（表 5）。利用基準模型計算年輕受測者的下肢關節角度變化情形，並加上高齡者能夠做到的關節角度限制值（表 1），得出高齡者在進入車輛動作時可能的關節角度變化，重新建立一受限制動作模型，該模型動作是用限制後的關節角度來驅動，由此模擬受限制關節角度下的進入車輛動作。在此部分將維持骨盆位置與骨盆關節角度變化、踝關節角度變化（表 5）不變。每個關節角度限制在模擬中是互相獨立的。另外，此部分同 3.3.3 節，加入了肌肉強度降低至 70% 的設定，來了解動作是否高齡者能夠執行。

可能的修改車體設計的方向則參考 Giacomini 的研究：多數人認為車門頂框高度對於客車後座進出舒適度 (comfort) 有明顯影響 (Giacomini and Quattrocolo 1997)。本研究依據其結論設想車門頂框高度同樣會對駕駛座進出造成影響，而且本研究在高齡者可能的動作模擬這部分並沒有修改骨盆在空間中的絕對位置變化（表 5），表示在未修改駕駛座椅在空間中的絕對位置下，推論車內地板與車門頂框的相對距離，也會影響到進入車輛動作的舒適度。詳細修改參數設計方向則藉由直接觀察受限制關節角度下的進入車輛動作模擬與車體干涉的現象。

表 5 模擬可獲得的關節角度與位置數據以及欲加上高齡者受限制的數據。
 Yes：加上高齡者受限制的關節角度；No：維持基準模型得到的數據。
 選擇 Yes 是因為文獻對於高齡者受限制的髖、膝關節角度動作範圍討論最多，其餘腳踝、骨盆關節角度動作範圍討論較少，另外，為了簡化模擬程序，故設定原有車體座椅位置高度不變，所以亦不調整骨盆位置與角度 (pelvis pos & pelvis rot)，故設定為 No。

	Limit or not		Limit or not
Hip flexion	Yes	Pelvis pos X, Y, Z	No
Hip abduction	Yes	Pelvis rot X, Y, Z	No
Hip external rotation	Yes	Pelvis thorax extension	No
Knee flexion	Yes	Pelvis thorax lateral bending	No
Ankle plantar flexion	No	Pelvis thorax rotation	No
Sub talar eversion	No		



四、結果與討論

4.1 比較 ingress / egress 的難易度

為了解釋本研究目前只針對 ingress 進行動作模擬的理由，本研究將先比較文獻中指出分別較適合高齡者 ingress 與 egress 動作的難易度。

如 3.4.1 節所述，先將 ingress / egress 的肌電訊號最大值 (peak EMG) 進行非成對雙尾 T 檢定，結果如表 6。右腳脛前肌 (RTA)、股外側肌 (RVL)、左腳腓腸肌 (LGL)、股外側肌 (LVL) 與股直肌 (LRF) 在肌電訊號極值具有顯著差異。其中 RTA、RVL 與 LGL 三條肌肉在 ingress 時最高平均出力會大於 egress 時。另外 LVL 與 LRF 兩條肌肉在 egress 時最高出力會大於 ingress 時，但是肌電訊號平均趨勢 (mean pattern) 下比較肌肉激活時間長度，動作時間內的 ingress 肌電訊號高於 egress 肌電訊號的比例分別是 58% 與 51% (圖 17)，且額外分析兩條肌肉在 ingress/egress 訊號下的積分面積比值 (ingress 除以 egress) 為 0.925 (LVL) 與 0.980 (LRF)，表示 LVL 與 LRF 儘管在 egress 的最大出力值高於 ingress，但 LVL 與 LRF 在兩個動作間的肌肉總作功差距最多僅不到 8%，而且 ingress 時必須維持較長時間比例的出力，而其餘肌肉出力時間比例也大多具有 ingress 時出力時間比例大部分較長的現象。最後回到具有顯著差異的五條肌肉的肌電訊號極值差異的比較，ingress 時較大的 RTA、RVL 與 LGL 三條肌肉超出 egress 時的訊

號約 10 到 25% MVC，而 egress 時較大的 LVL 與 LRF 兩條肌肉超過 ingress 時的訊號僅有 7 到 10% MVC，此外，個別檢驗 ingress 時使用程度較大的 RTA、RVL 與 LGL 這三條肌肉的每次試驗之 peak EMG 可以發現的確大部分試驗都是 ingress 時的 peak EMG 高於 egress 時 (表 7 與表 8)，因此本研究認為對於基準模型受測者而言，ingress 時肌肉使用大部分是高於 egress 時。另外，在 ingress 下，可以發現兩腿的 TA 與 GL 的是使用程度最大的肌肉，可推論這兩條肌肉是主要支撐身體動作的肌肉，因此在改良車體下 ingress 的肌電訊號量測是選用兩腿的 TA 與 GL 來進行量測 (3.3.5 節)。

表 6 為 ingress / egress 下八條目標肌肉的肌電訊號極值 (peak EMG) 與非成對雙尾 T 檢定分析。

*: p-value < 0.05 (15 個 trials)，粗體者 (ingress: RTA、RVL 與 LGL； egress: LVL 與 LRF) 為某個動作中具有較大的肌電訊號極值。

activating duration (%) 為 ingress 訊號大於 egress 訊號的肌肉激活時間長度比例。

Peak EMG (% MVC)		Ingress (lead: right leg)		Egress		Activating duration (%)
Muscle		Mean	SD	Mean	SD	
Right leg	RTA*	64.65	14.42	43.26	9.89	52
	RVL*	39.00	9.29	29.34	6.51	56
	RRF	17.83	6.05	20.46	9.62	46
	RGL	52.04	14.67	43.48	12.60	72
Left leg	LTA	57.48	12.14	56.95	7.30	52
	LVL*	30.05	6.88	37.05	5.91	58
	LRF*	28.22	7.01	38.42	9.87	51
	LGL*	64.75	9.43	39.26	7.97	72

表 7 三條肌肉 (Ingress 時 peak EMG 較大的肌肉) 之 ingress 與 egress 個別 15 次試驗 peak EMG。

不同試驗兩兩相比的話，可以發現 ingress > egress 佔多數；egress > ingress 佔少數。

Trial #	EMG Peak (%MVC)					
	RTA		RVL		LGL	
	Ingress	Egress	Ingress	Egress	Ingress	Egress
1	67.710	34.633	38.256	23.500	67.395	50.657
2	83.753	35.729	45.231	36.033	71.992	36.635
3	72.150	59.064	30.149	26.952	69.037	38.733
4	80.510	28.731	36.201	22.365	65.543	20.970
5	52.707	37.586	39.538	33.080	65.303	45.950
6	67.180	40.994	29.225	25.810	72.045	44.908
7	77.697	38.178	40.315	20.637	58.836	40.510
8	57.853	58.370	39.181	32.601	54.353	33.551
9	70.769	51.084	43.983	29.188	60.381	37.263
10	36.395	34.431	25.752	24.218	50.591	29.853
11	60.413	52.355	45.630	29.993	90.173	37.793
12	68.737	41.581	53.292	39.995	58.185	49.574
13	39.987	38.556	26.082	26.056	57.912	48.808
14	53.250	58.253	57.724	26.560	62.148	38.236
15	80.590	39.331	34.497	43.125	67.335	35.438
Mean	64.65	43.26	39.00	29.34	64.75	39.26

表 8 三條肌肉 peak EMG 之個別降冪排列 (ingress 與 egress 各 15 個 trials)。
較表 7 易顯示出大部分 ingress 之 peak EMG 大於 egress 時。

EMG Peak (%MVC)					
RTA		RVL		LGL	
Ingress	Egress	Ingress	Egress	Ingress	Egress
83.753		57.724		90.173	
80.59		53.292		72.045	
80.51		45.63		71.992	
77.697		45.231		69.037	
72.15		43.983	43.125	67.395	
70.769		40.315	39.995	67.335	
68.737		39.538	36.033	65.543	
67.71		39.181	33.08	65.303	
67.18		38.256	32.601	62.148	
60.413	59.064	36.201	29.993	60.381	
57.853	58.37	34.497	29.188	58.836	
53.25	58.253	30.149	26.952	58.185	
52.707	52.355	29.225	26.56	57.912	
39.987	51.084	26.082	26.056	54.353	50.657
36.395	41.581	25.752	25.81	50.591	49.574
	40.994		24.218		48.808
	39.331		23.5		45.95
	38.556		22.365		44.908
	38.178		20.637		40.51
	37.586				38.733
	35.729				38.236
	34.633				37.793
	34.431				37.263
	28.731				36.635
					35.438
					33.551
					29.853
					20.97

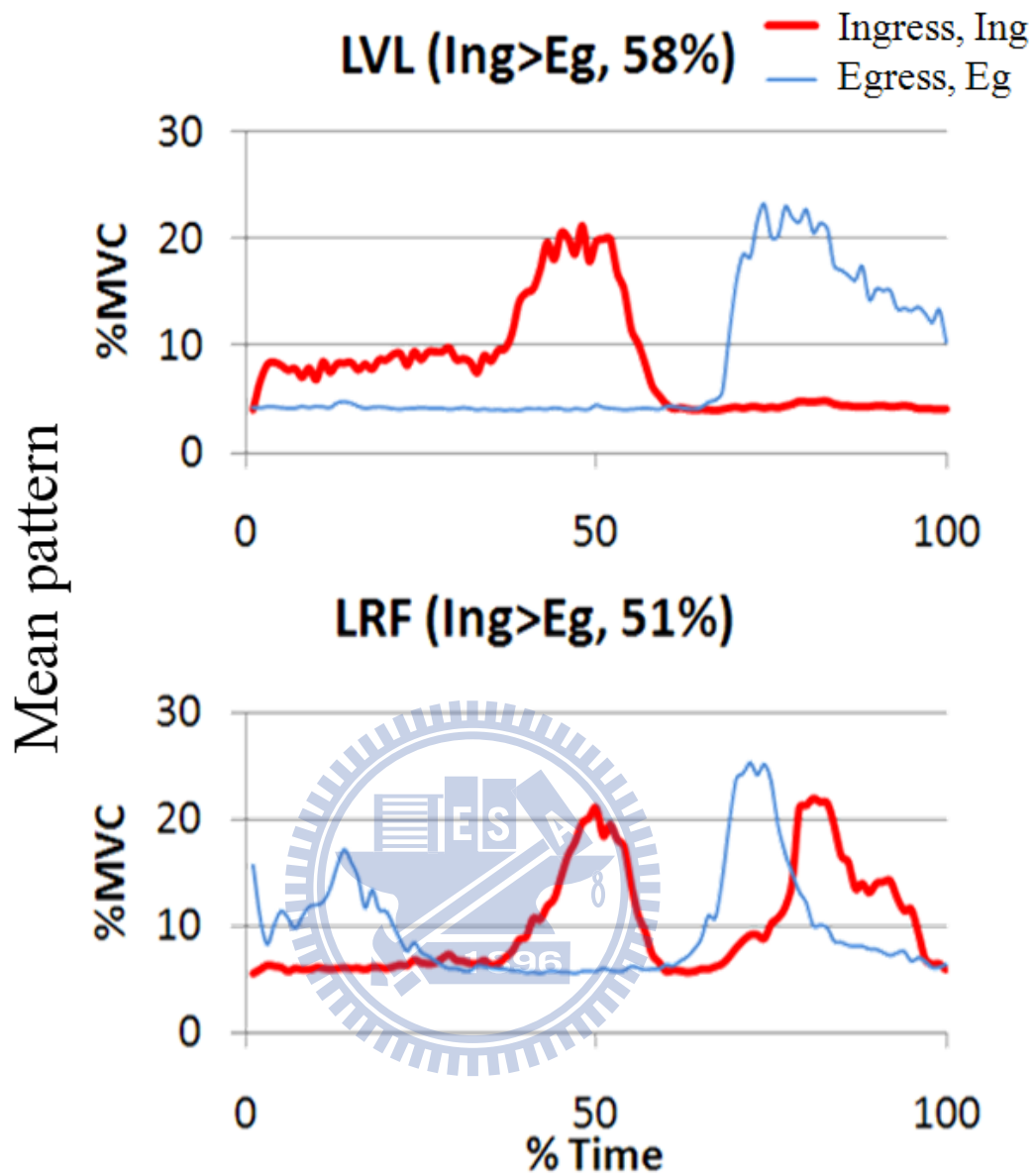


圖 17 LVL 與 LRF 的肌電訊號平均趨勢。

Ingress 訊號高於 egress 訊號的比例分別是 58%與 51%。

4.2 進入車輛的基準動作運動學資料分析與動作階段

承 3.4.2 節。利用 CMC 計算相似度得到的單一受測者的結果如表 9，可發現調查的反光球三軸向（軸向定義如圖 13）位移軌跡大多具有 0.97 以上（1.0 為完全相同）的相似度，不過，因為本研究未規範實驗起始位置與最終位置，而是以受測者自身感覺最方便的 ingress 起始位置進行實驗，使得實驗起終位置的些許誤差造成反光球軌跡在 X 軸向的相似度僅有 0.776 到 0.958。

表 9 特定反光球的三度空間軌跡相似度。

X 軸為前向位移、Y 軸為垂直位移、Z 軸為側向位移。

Marker	CMC of displacements		
	X-axis	Y-axis	Z-axis
SL	0.776	0.984	0.989
LASIS	0.870	0.976	0.987
RASIS	0.873	0.979	0.988
LTE	0.958	0.979	0.973
RHL	0.901	0.978	0.980

第二，利用了 RHL 與 LTE 的 Y 軸位移資料定義了進入動作的起點與終點以及階段轉換的時間（圖 18）。動作起點為 RHL 離開地面前的一瞬間，終點為 LTE（最晚接觸實驗平台的 marker）接觸實驗平台後的一瞬間，動作時間共計約 3.950 ± 0.168 秒（13 次試驗， $CV < 5\%$ ）。兩個階段轉換時間點分別為第 $36 \pm 1.597\%$ Time 與第 $65.8 \pm 1.524\%$ Time（13 次試驗， $CV < 5\%$ ），相

轉換時間標準差換算成秒只有約 0.064 秒左右 (由 1.6% Time * 4 秒動作時間來估算)。整體而言個體內動作重複性是非常高的。

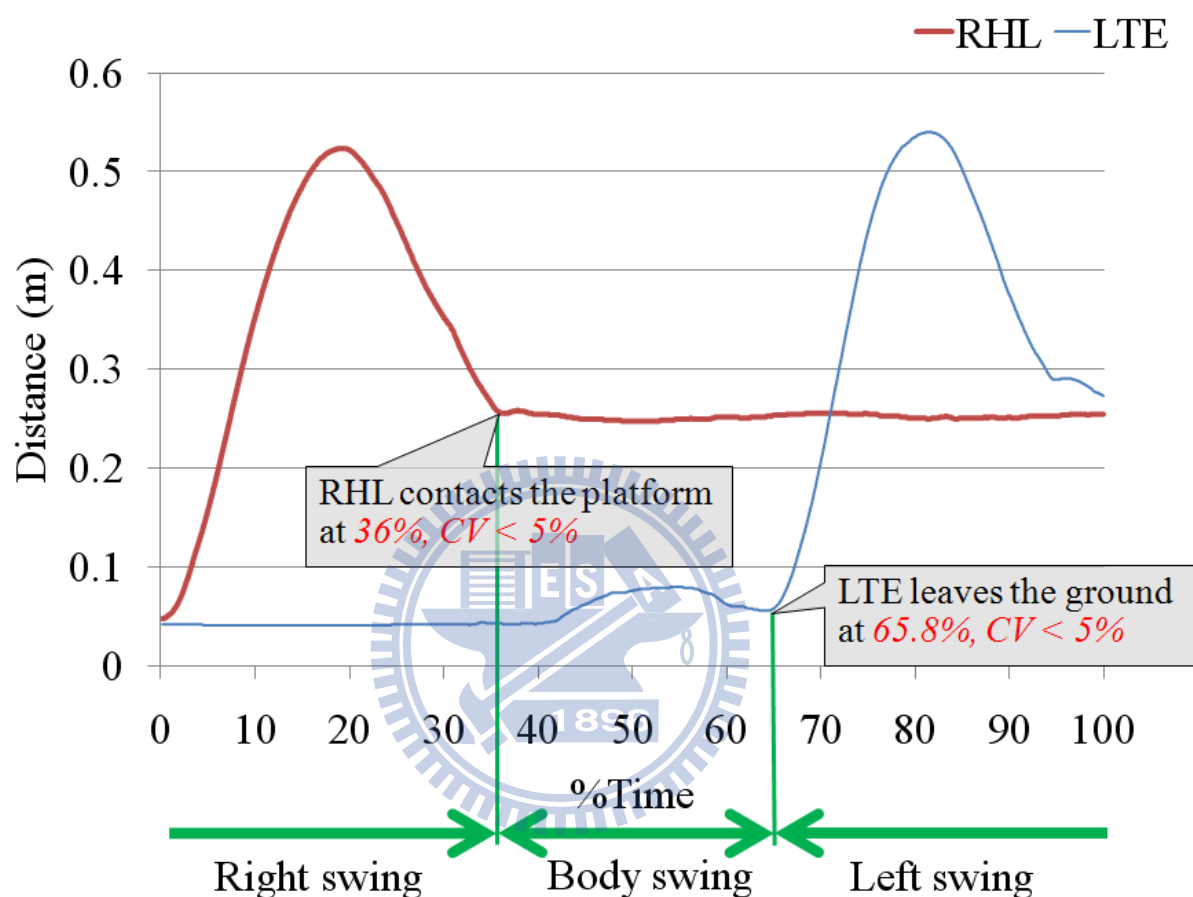


圖 18 RHL 與 LTE 的垂直位移 (vertical displacement, Y-axis) 軌跡圖。

縱軸為位移距離 (m)，橫軸為動作百分比時間 (% Time)。粗紅線為 RHL 的軌跡，細藍線為 LTE 的軌跡。根據 phase 的定義，得出相轉換時間點分別約是第 36% Time 與第 65.8% Time，且 CV 皆小於 5%，表示該個體內動作重複性高。

4.3 實驗與模擬的肌電訊號趨勢驗證

承 3.5 節，建立基準模型後且降低肌肉強度值至預設值的 70%，可以藉由模擬肌電訊號是否超過 1 來了解高齡者能否達成該動作，模擬肌電極值如表 10，每條肌肉的極值皆不超過 1，表示年輕人所執行的動作，高齡者應能達成。在經過線性迴歸計算後，每條肌肉的 R-square 如表 10。其中右腳股外側肌 (RVL)、股直肌 (RRF) 與左腳脛前肌 (LTA) 三條肌肉的 r-square 超過 0.45，相較於其他肌肉，這三條肌肉的肌電訊號趨勢在實驗 (Exp.) 與模擬 (Sim.i) 結果之中擁有較高的相似性 (圖 19)，由圖可知，這三條肌肉使用程度的峰值時間點大多類似。儘管動作與具方向盤真實車體下的 ingress 動作有些差異，但本研究的 RVL 模擬肌電趨勢與 2010 年 4 月 BMW Group Ergonomics 在 AnyBody™ 官方網站發表驗證進入車輛模型的 RVL 模擬肌電訊號結果相似 (Bichler 2010)，該團隊運用了四個力規來量測車內、外地板、方向盤與車門的人機接觸力值來搭配運動學資料建立模型，但仍有模擬肌電訊號與真實肌電訊號差異較大的肌肉，如大腿的股骨二頭肌 (bicep femoris) 與小腿比目魚肌 (soleus)，而且他們在驗證上並沒有執行迴歸統計分析比對訊號相似度，而是僅用人為觀察訊號趨勢主觀判斷。

而本研究驗證結果不足的原因是因為只使用單純運動學資料來建立基準模型，加上 ingress 動作是相當複雜的，如前述 BMW 團隊 (Bichler 2010)

加入多個人機接觸力值資料，也僅有部分肌肉的模擬肌電訊號與實際肌電訊號相似，顯示了 ingress 動作過於複雜，使得難以用模擬來得到良好的模擬肌電訊號，另外，受限制動作模擬中，並沒有實際的人機接觸力值可供較完整的逆動力學運算，此為研究過程中發現的限制之一，因此後續沒有對基準模型與受限制模型做模擬肌電訊號差異比較分析。

表 10 八條肌肉的 R-square (R^2) 值與判斷動作能否執行的 peak 值。
粗體者為較高的 R-square。

Muscle	LTA	LVL	LRF	LGL	RTA	RVL	RRF	RGL
R^2	0.51	0.24	0.15	0.02	0.01	0.46	0.45	0.01
Peak	0.075	0.125	0.578 0.719	1.89E-07	0.138	0.188	0.452 0.636	2.05E-08

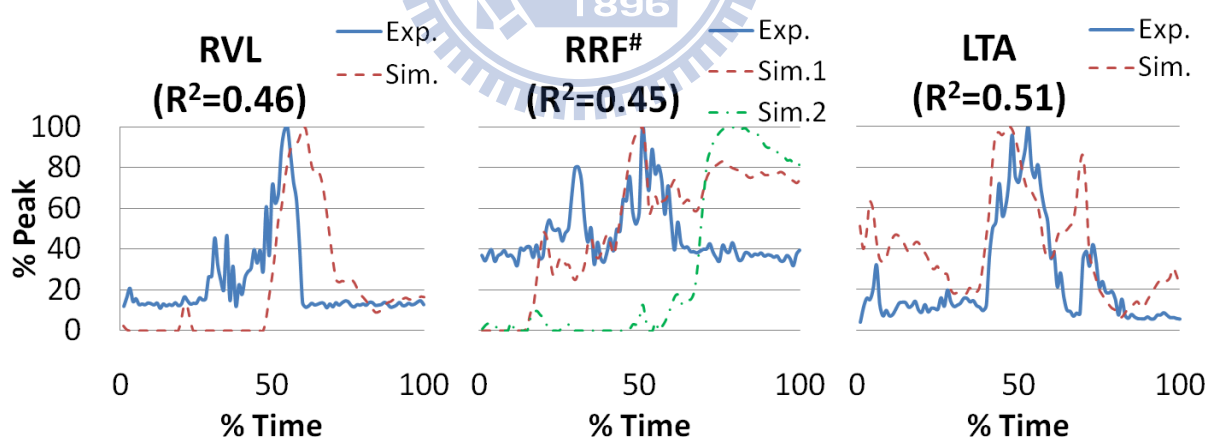


圖 19 三條肌肉的實際肌電與模擬肌電趨勢與 R-square (R^2)。

由於股外側肌 (VL) 與脛前肌 (TA) 在肌肉骨骼模擬軟體中分別模擬成兩條與三條肌肉，但模擬肌電訊號值 (Sim.) 完全相同，股直肌 (#) 模擬成兩條肌肉 (Sim.1 & Sim.2) 且模擬肌電訊號差異頗大。

4.4 一位年輕受測者的 ingress 的關節角度

4.4.1 基準模型動作的關節角度變化

由年輕人受測者搭配肌肉骨骼模型模擬得到的關節角度最大值與最小值如表 11，角度變化如圖 20，可以發現兩側髖關節的外展 (hip abduction) 角度在某些時刻會超出高齡者的平均值，另外考量符合高齡者 97.5% 的族群下限值 (表 1)，亦多了兩側髖關節外旋角度 (hip external rotation) 與右腳膝關節屈曲角度 (knee flexion) 超出高齡者 97.5% 下限值 (表 11)。關節角度分析結果表示該年輕受測者在特定車體空間下的 ingress，對於大部分高齡者可能是難以達成，原因是在該空間限制下，高齡者的肌肉強度退化影響到關節角度動作範圍隨著年齡增長而減少，使得難以完成某些複雜的動作，例如本研究進行的 ingress。

表 11 進入車輛動作之基準模型的髖、膝關節角度極值 (degree)。

粗體者為模擬中超出表 1 所列 97.5% 高齡者能夠執行的關節角度下限值。

Motion (degree)	Left leg		Right leg	
	Max	Min	Max	Min
Hip flexion	92.33	-8.73	85.70	-16.76
Hip abduction	50.31	-17.80	50.89	-4.63
Hip external rotation	27.71	-8.71	27.20	-6.58
Knee flexion	98.18	-3.2	119.19	-1.55

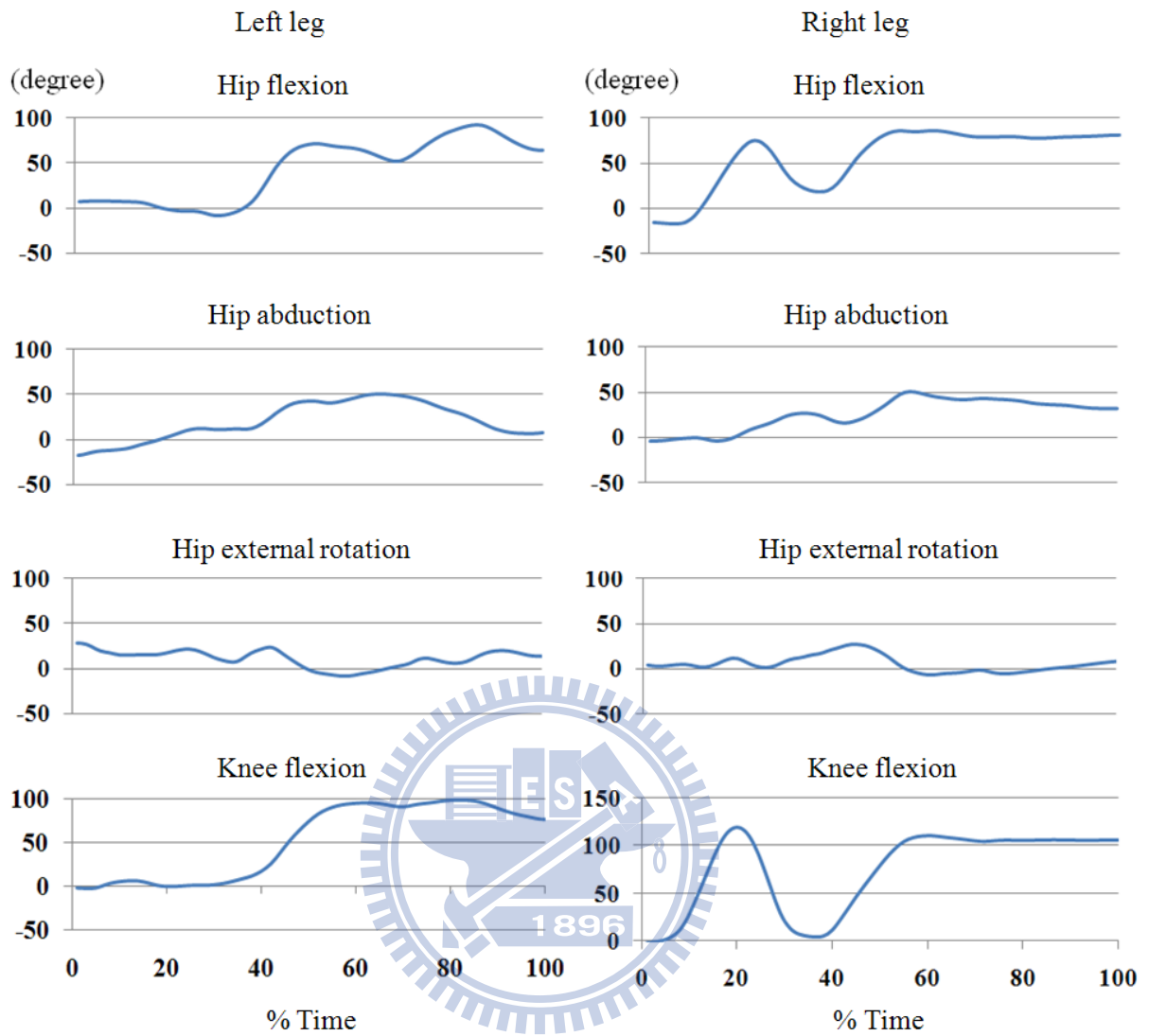


圖 20 年輕受測者 ingress 動作之髖、膝關節角度變化 (degree)。
 左欄為左腳關節角度，右欄為右腳關節角度。負值代表反向角度 (如 extension、adduction 與 internal rotation)。

4.4.2 車內右腳不同踩踏點與關節角度變化之關係

如前述，在這部分有三個條件 (d1, d2, d3)，來分析踩踏深度與關節角度變化的關係。可以發現在右腳在車內踩踏較靠近椅子的位置 (d1) 時，有一半的關節角度的最大變化範圍是小於較其他兩個踩踏條件 (表 12、圖 21)，如左腳 hip flexion、external rotation、knee flexion、右腳的 hip flexion、abduction、external rotation，但整體而言關節角度變化趨勢是類似的。

表 12 三個踩踏點的關節角度變化最大差值。
粗體者為三個條件下差值最小的值。

Diff. (max-min) (degree)		d1	d2	d3
Left	Hip flexion	92.147	85.067	93.380
	Hip abduction	65.299	69.232	66.779
	Hip external rotation	42.387	42.453	43.784
	Knee flexion	81.188	89.198	87.411
Right	Hip flexion	96.273	95.122	103.042
	Hip abduction	53.661	61.903	54.961
	Hip external rotation	42.819	50.042	40.414
	Knee flexion	116.887	111.685	114.397

另外，右腳踩踏點越遠離座椅 (d3 = 400 mm)，右腳 hip flexion 在 55%Time 到動作結束時會提高至高齡者限制值 (95 度) 左右，且不超過，但第 20%Time 左右的 knee flexion 會超過踩踏點 d1 的關節角度，是超過高齡受限制值。相反的，可以發現右腳踩踏點越靠近座椅 (d1 = 200mm)，右腳 hip flexion 角度變化幅度降低，且可以提高第 63% Time 到動作結束這

段時間內的右腳 knee flexion 角度，但已有部分 (第 66% ~ 100% Time) 已經超過本研究所設定的高齡者受限制關節角度 (112 度)，該結果顯示了右腳踩踏位置越靠近座椅可以提高右腳 knee flexion 角度，但過於靠近座椅亦會使該角度超過高齡者受限制值，但 ingress 動作已是坐姿的狀態，右腳已在車內屬於隨時可以移動的狀態，當初本研究在此部分為了簡化實驗與分析進行，是有限制受測者在 right swing 結束時到動作結束後，右腳掌盡量避免在車內滑移，但實際上在動作後半段 (第 66% ~ 100% Time) 的右腳 knee flexion 角度過高的狀態是可以藉由腳掌的移動來避免，雖然其他關節角度變化是較平緩的，但如同基準模型，最大值亦是超出高齡者限制值。因此踩踏點深淺各有優劣，但踩踏點越靠近座椅，下肢髖、膝關節動作較平緩，較不易造成關節傷害。在此部分實驗的條件下，本研究建議高齡者踩踏點與座椅的距離應約在 200-300mm 是個較好的範圍，可以使得 hip flexion 與 knee flexion 角度變化保持在一個受傷風險較低的狀態，但 hip abduction 與 external rotation 依舊差異不大，仍超過本研究所設的高齡者限制值。。

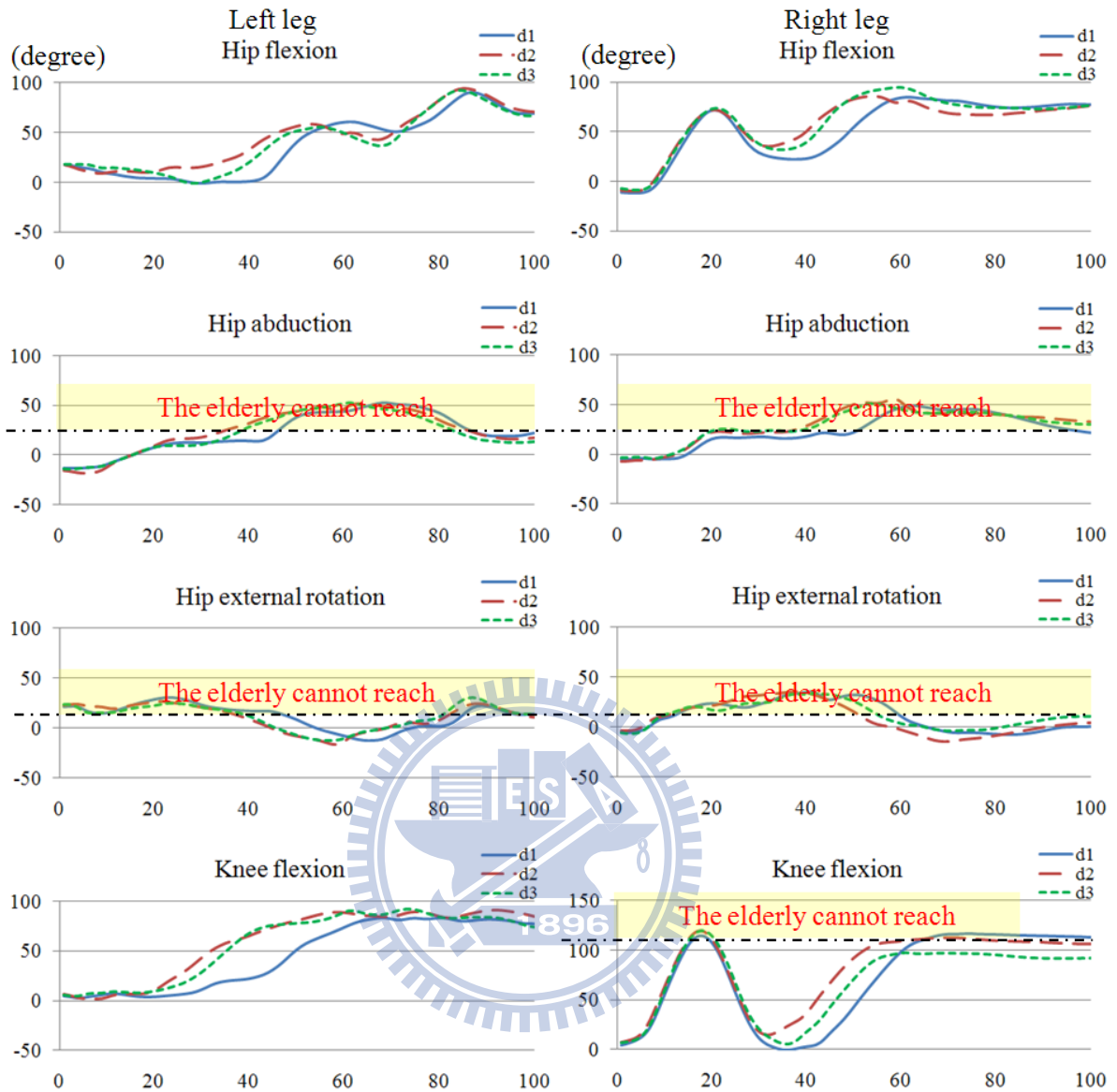


圖 21 三個踩踏位置與髖、膝關節的關節角度變化之關係。

可以發現踩踏位置較靠近座椅時，有一半關節角度變化較其他踩踏位置較平緩，但動作後段的右腳 knee flexion 角度會提高，顯示出過於靠近座椅，該關節角度會從原本不超過變成會超過高齡者受限制值。

4.5 高齡者受限制關節角度下的動作模擬與新式車體設計建議

基於高齡者生理機能老化，本研究主要是針對下肢關節角度動作範圍縮小來做高齡者可能的 ingress 動作模擬。有研究指出高齡者在經過長時間的肌肉強度訓練可以增加關節角度的動作範圍 (Frontera, Meredith, O'reilly, Knuttgen and Evans 1988; Feland, Myrer, Schulthies, Fellingham and Measom 2001)，因此本研究認為關節動作範圍縮小有部分原因是來自肌肉強度退化，如果動作所造成的關節受力太大，則表示不易執行，相同條件下，較小的關節角度代表著傷害風險較低，儘管在 4.3 節可以藉由模擬顯示出高齡者能夠執行該動作，但在 4.4.1 節可以發現關節角度變化有部分超出本研究所選用的關節角度限制。雖然運動學資料與肌電訊號是同步擷取，但基準模型的模擬肌電訊號仍無法充分呈現實際肌肉活動情形，因此本研究僅能取出運動學相關資料來進行分析，如直接觀察動作與車體干涉，且基準模型與受限制模型的唯一差異就是操縱變因：關節角度限制的有無，且由於加上關節角度限制的關係，使得受限制動作與現實有些差異，如腳掌在地面滑移，如此會造成模擬肌電訊號等逆動力學數據與真實情形不同，本研究亦曾經加入虛擬接觸力（腳掌與內外地面的接觸力、骨盆與座椅的接觸力）的設定來觀察基準動作與受限制動作的模擬肌電訊號，結果顯示模擬肌電訊號趨勢與數值範圍大致相同，所以此部分並未討論模擬肌電訊號或關節受力在基準模型與受限制模型的差異。

本研究簡化模擬參數，選擇加上高齡者受限制的特定關節角度動作範圍來近似高齡者可能的 ingress 動作模擬，並利用降低肌肉強度值藉由模擬了解高齡者是否能夠執行該動作。方向盤是主要影響 ingress 動作的因素，本研究認為先移除方向盤元件可以減少 ingress 動作的執行難度，但是移除方向盤會使得本研究進行的實驗動作在實際駕駛座空間配置下會與方向盤產生干涉，事實上在實際車體空間下的 ingress 動作會利用右髖關節加大內旋或外旋角度使得右腿插入座椅與方向盤的間隙，而常見轎車駕駛座椅後移至極限位置時，座椅前緣與方向盤下緣約略是處於同個垂直面（圖 10），實驗動作與真實方向盤位置的干涉範圍可從模擬中加入方向盤元件中得知（圖 22），干涉時間大約是從 right swing 階段中間到 left swing 階段結束，範圍最多是膝蓋骨到大腿前 1/3 處，為了解決原始方向盤位置對動作的影響，則在模擬中加入方向盤元件來討論方向盤的合適位置，以維持駕駛功能，在模擬中調整方向盤的水平距離確定方向盤位置應做那些修正，才能讓高齡者 ingress 動作具有足夠的空間，以避免因為方向盤限制使得動作時髖關節外旋或內旋角度過大，增加傷害風險，以本研究為例，ingress 時的髖關節外旋角度已經超過本研究所設定的高齡者限制值，為了一併解決髖關節外旋角度過大以及腿部與方向盤的碰撞的問題，本研究從模擬中找出一個較佳的方向盤下緣與椅子前緣之相對水平距離（圖 23。約 300mm），這個空間是隨著受測者體型而有所不同。簡單的說，身高 178cm

的受測者，腿長 78.6cm (大腿加小腿，不加腳踝)，在進行 ingress 動作前，座椅前緣與方向盤下緣之間應該具有一定的空間，約是 38% 的腿長，身高越高 (越矮) 的駕駛者，所需的空間越大 (越小)。

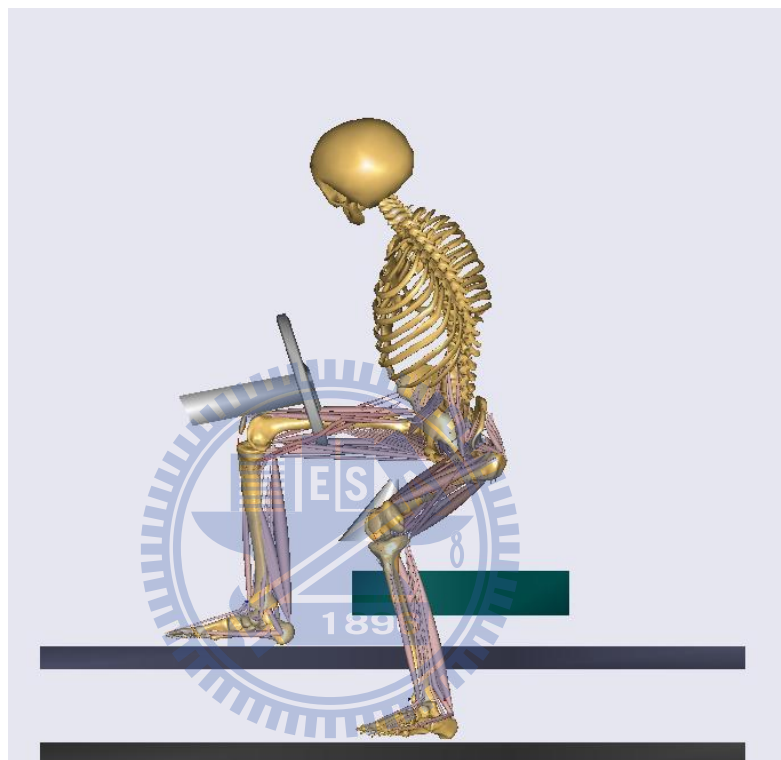


圖 22 原有車輛配置下的 ingress 動作中，膝部與方向盤最大的干涉範圍。時間約是第 50%Time。

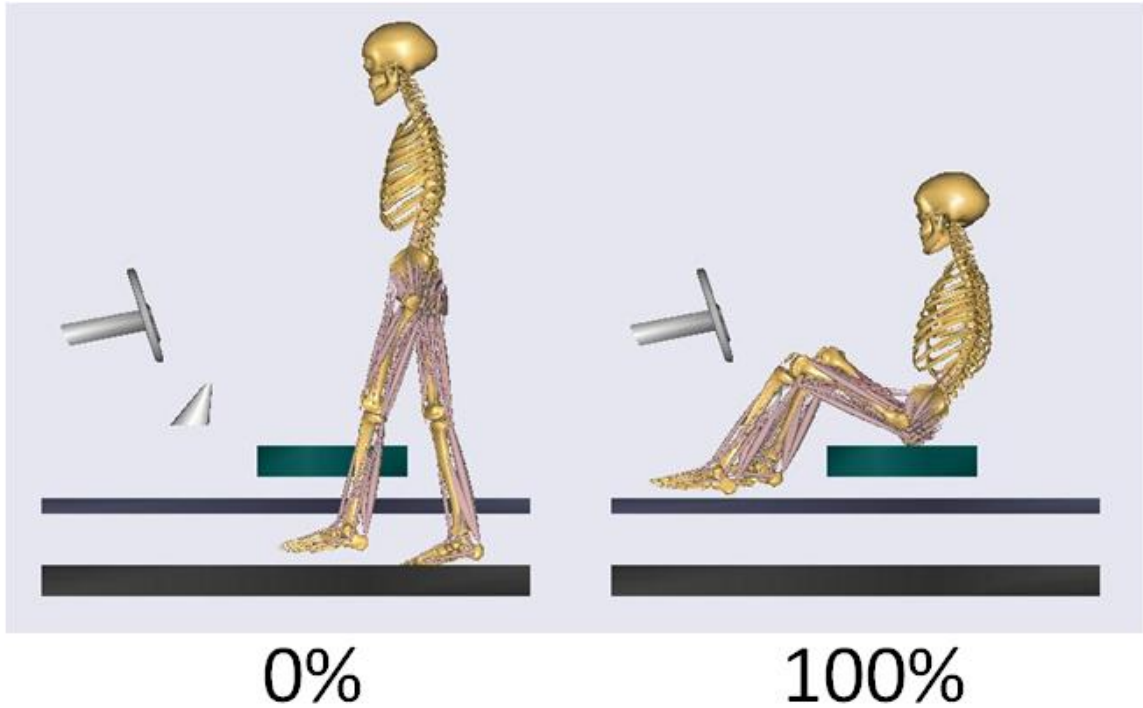


圖 23 方向盤、車內座椅與模型的相對水平與垂直距離關係圖。

方向盤上緣與坐下時的肩膀同高，方向盤下緣與座椅前緣水平距離約 300mm。在此相對關係下，受限制動作模型與方向盤並無干涉發生。

接著是加上高齡者受限制的關節角度 (表 1) 來達成一個關節受傷害風險較低的關節變化情形 (圖 24)，用該關節角度變化以及肌肉強度降低的條件下來建立受限制動作模型，從模擬肌電訊號極值 (表 13) 皆未超過 1，表示高齡者應可執行受限制動作。

表 13 受限制動作模型之模擬肌電訊號極值。

Muscle	LTA	LVL	LRF	LGL	RTA	RVL	RRF	RGL
Peak	0.193	0.137	0.571	8.77E-08	0.138	0.189	0.522	3.20E-08
			0.615				0.589	

在本研究限制之下：自行選定的特定受測者身材、特定車體空間、動作模型內加上方向盤元件以及嚴苛的高齡者（本研究討論的高齡者年齡區間是 60~74yrs）受限制關節角度動作範圍，進行動作討論、建議以及車體量化設計數據等相關討論。

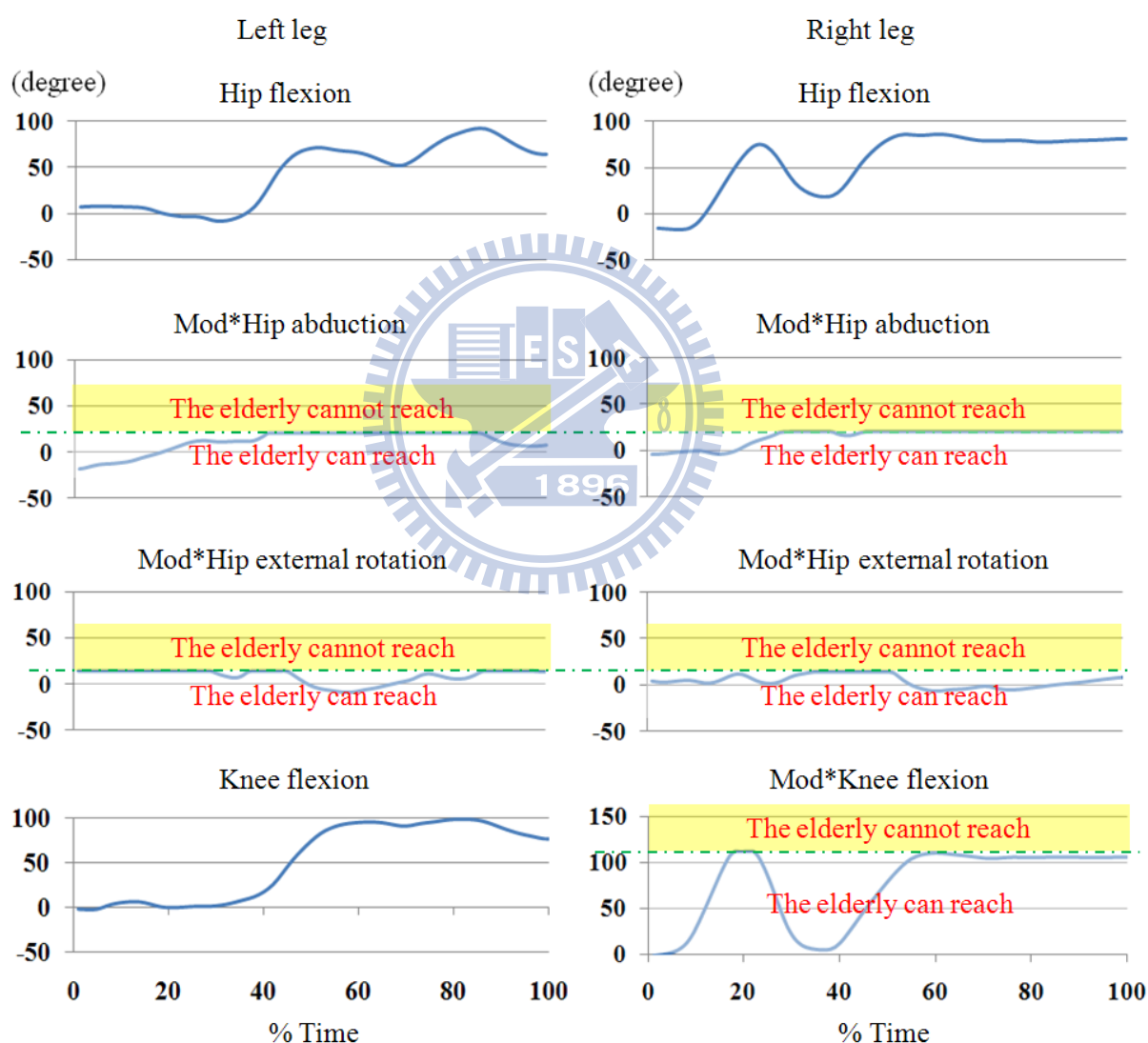


圖 24 高齡者受限制的進入車輛動作髖、膝關節角度變化 (degree)。

左欄為左腳關節角度，右欄為右腳關節角度。負值代表反向角度（如 extension、adduction 與 internal rotation）。Mod*：有加入表 1 的 97.5% 高齡者受限制關節角度的修正。

由動作模擬 (圖 25) 可以發現因為兩側髖關節外旋角度 (hip external rotation) 與外展角度 (hip abduction) 受到限制,使得進入動作在 body swing phase 時,右腳腳掌與車內地面發生干涉,最大干涉發生在第 55% Time, 干涉範圍約為一個腳踝高度 (該受測者的腳踝高度大約是 65mm), 而原有車內地板高度為 215mm (圖 8), 因此改良後車體可微幅降低車內高度來輔助高齡者能夠更輕鬆的進入車內, 而降低車內地板的高度亦可連帶著降低車門檻 (door-sill) 高度, 而此結果在 Petzäll 的研究中亦有提出, 降低車門檻高度可降低進出車輛的難度 (Petzäll 1995), Namamoto 亦從進入車輛動作的肌電訊號趨勢中發現, 車門檻的絕對高度是越低越好, 肌肉使用程度越低 (Namamoto, Atsumi, Kodera and Kanamori 2003)。

但為什麼沒有考慮提高座椅來減少腳踝與車內地板的干涉, 其原因是最大干涉 (第 55% Time) 是介於 body swing phase (第 36% Time 到第 65.8% Time) 中, 該 phase 主要特徵為左腳支撐於車外、右腳支撐於車內, 來移動軀幹進入車內, 因此在 body swing phase 時, 身體尚未與座椅有任何接觸, 加上本研究在受限制動作模擬中並未對骨盆移動情形作限制或修改, 也就是說骨盆的移動情形依舊與基準模型相同, 因此, 受限制動作的下肢肢段移動情形還是基於基準模型的骨盆移動情形之下, 來隨著受限制特定關節角度變化來模擬高齡者可能的 ingress 動作。Namamoto 也提到座椅高度過高會影響在坐入車內過程中的髖關節位置, 如此一來會使得外側腳的腓腸

肌須提供更大的出力來支撐身體 (Namamoto, Atsumi, Kodera and Kanamori 2003)。

髖關節的外展角度限制也同時影響雙腿在 body swing phase 時皆有著較異常的滑動現象，原因為本研究進行人體肢段運動學資料擷取時，受測者進行試驗的起始位置應當避免太靠近實驗平台，藉此提高反光球資料的完整性以便進行後續分析，這部分可建議高齡者在進入車輛時，應該盡量靠近車子，當左腳在車外地面進行支撐時，來避免右腳在車內踩踏過深而造成髖關節外展角度過大的情形發生。

右腳膝關節屈曲 (knee flexion) 有超出高齡者受限制角度的時間在第 20% Time 左右，此時間點屬於 right swing phase，此時右腳處於由車外移動入車內的過程，尚未與車體有所接觸，故沒有干涉發生。

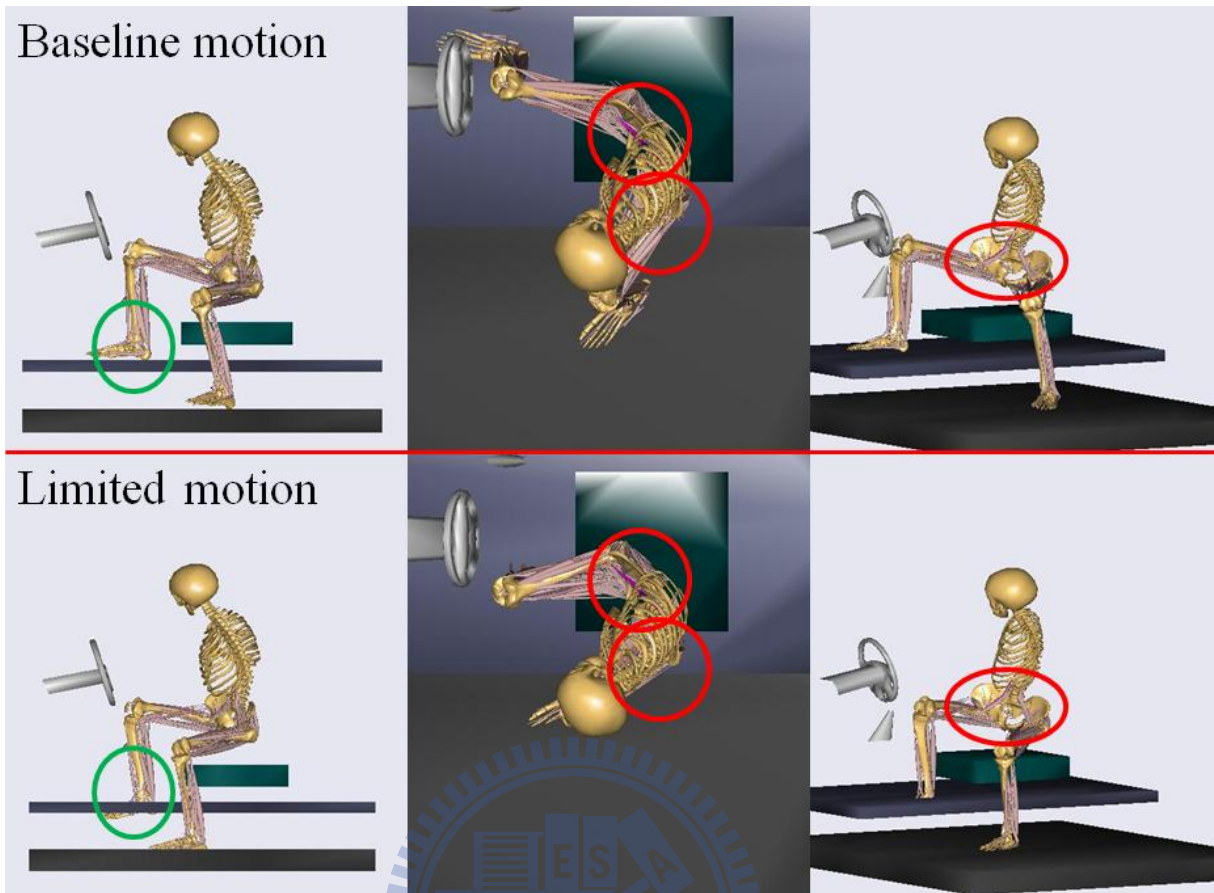


圖 25 第 55% Time 的受限制關節角度動作 (limited motion) 與正常動作 (baseline motion) 的 ingress 動作主要差異。

首欄 (側視圖) 綠圈處顯示右腳掌與車內地板的干涉現象，在受限制髖關節屈曲角度下，可以發現在動作時整個右腳掌已經與車內地板產生干涉。第二 (上視圖) 與三欄 (左斜前方視圖) 紅圈處顯示了髖關節動作範圍的差異，可以發現受在限制髖關節外展角度動作下，右腳無法在車內踩踏過深的位置，踩踏位置並無超過座椅中線，而左腳在動作前須盡量靠近車體，以避免在動作途中左髖關節外展角度過大。

4.6 新舊設計下的 ingress 動作之下肢肌肉使用程度分析

本研究測試了四位男性受測者，並承 4.5 節選擇將車內底盤降低，為了測試方便選擇降低高度為 70mm，當作是改良車體設計建議之測試條件，來進行下肢肌肉使用程度的分析，下肢肌肉的選定則是根據表 6，可以發現基準模型之受測者的兩腿 TA 與 GL 在 ingress 時都是使用程度最大的肌肉，因此這部分選用了兩腿的 TA 與 GL 共四條肌肉來測試改良後車體空間是否優於原有車體空間，是否能夠有效減少下肢肌肉最大程度的使用。

由四名年輕男性受測者資料顯示出 ingress 時，降低車內底盤後的四條肌肉最大使用程度皆小於原有車體設計，可降低 9 - 17%MVC，具有顯著差異 ($p < 0.05$) (圖 26)。四名受測者根據建議去執行 ingress 動作，由錄像與照片 (圖 27) 顯示出下肢動作是類似的，改良車體後的 ingress 動作亦是類似。

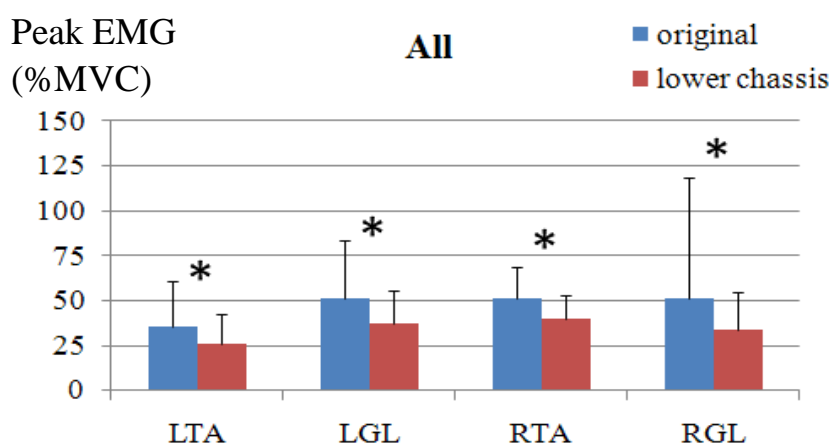


圖 26 四名受測者的新舊車體下的 ingress 之下肢四條肌電訊號極值分析。

* : p -value < 0.05 (每位受測者每個條件各 20 次試驗)。

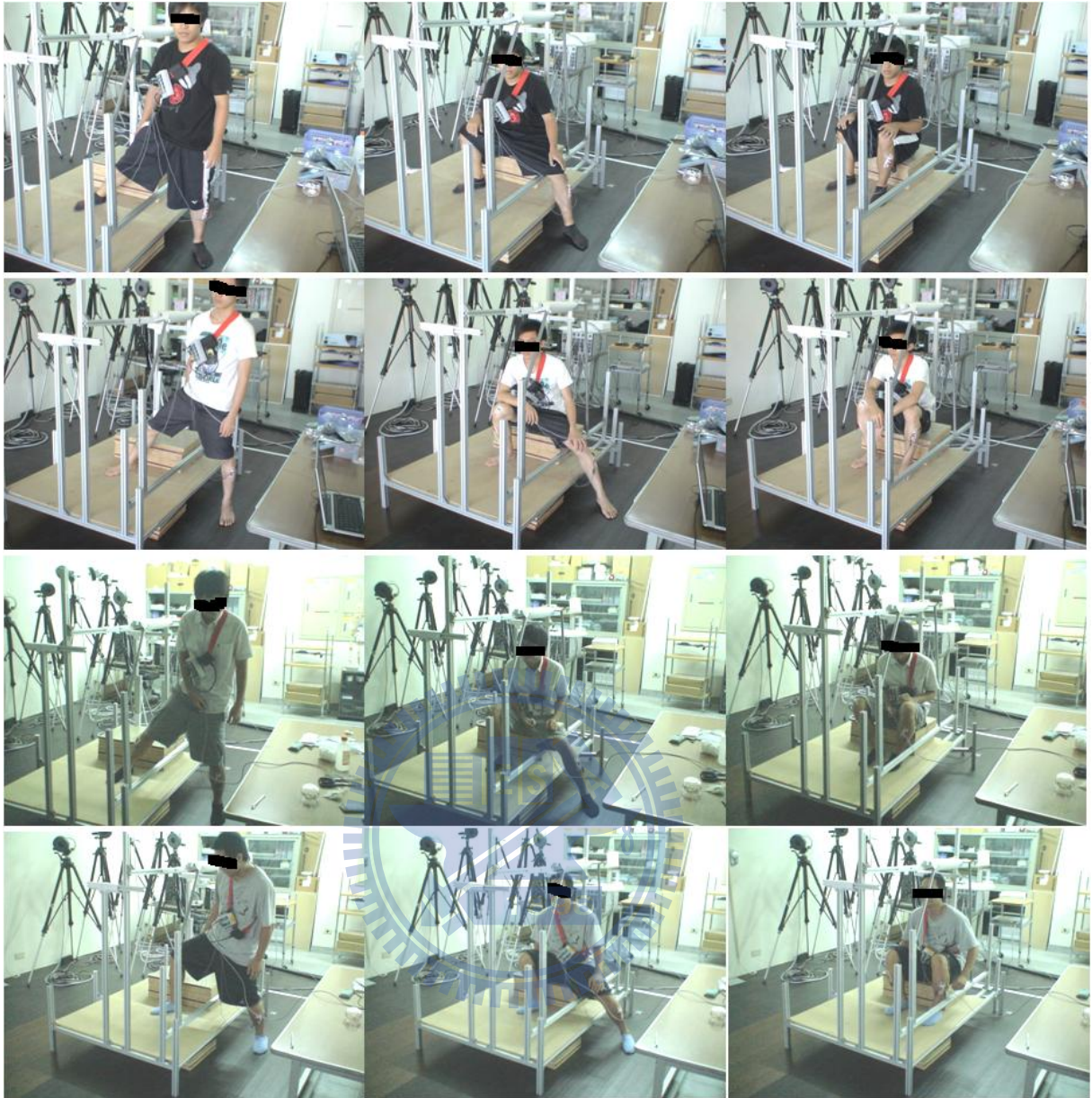


圖 27 四名受測者在原有車體下的動作特徵次序圖。

且在降低車內底盤後的 ingress 動作特徵亦無明顯差異。

四位受測者若分開檢驗 (受測者基本資料如表 14)，同樣在改良後車體這個條件下進行 ingress 時，大部分肌肉的最大使用程度較小，有顯著差異。以台灣壯年男性 (18 - 65 歲) 為例，平均身高為 169.9 (6.75) cm (Lin, Wang and Wang 2004)，故本研究選用的受測者有兩位身高是在壯年男性族群中第 50%ile 左右，一位是第 33%ile 左右，一位較矮約是第 2.5%ile。結果顯

示了從平均身高的個體到較矮的個體，在改良後車體下 ingress 時，大部分下肢肌肉最大使用程度較低，僅有 S06 受測者的 RGL 使用程度是原有車體下的 ingress 動作較低，但差異只有 2%MVC 左右。因此本研究提出的降低車內底盤（目前測試了降低 70mm）、方向盤與座椅間須具有足夠的空間、較佳的動作建議等，對於年輕人可以有效降低下肢 TA 與 GL 等兩腿各兩條肌肉的最大使用程度，對於高齡者可能也有這樣的效果。

表 14 四名受測者的基本資料。

Subject	Years	Height (cm)	Weight (kg)
S03	22	166 (33%ile)	54
S04	22	157 (2.5%ile)	62
S05	25	170 (50%ile)	73
S06	22	171 (50%ile)	63
Mean (SD)	22.75 (1.5)	166 (6.377)	63 (7.789)

Peak EMG
(%MVC)

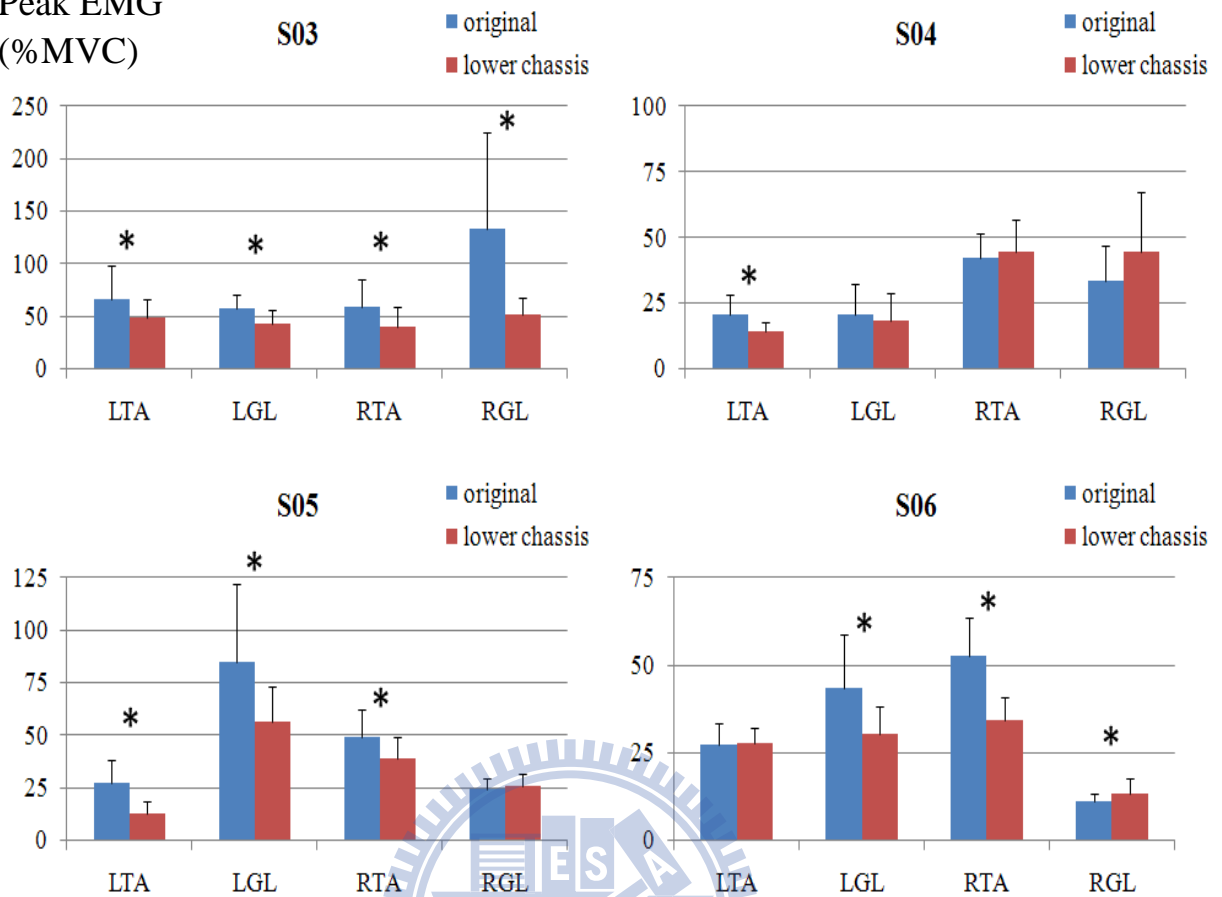


圖 28 四位受測者個別的肌電訊號極值統計分析。

* : p-value < 0.05 (每位受測者每個條件各 20 次試驗)。

4.7 討論

首先，在進出車輛難易度的分析上，同樣是文獻中提到建議高齡者使用的 ingress / egress 動作，本研究在經過肌電訊號量測實驗，並透過兩個動作間的肌電訊號極值與肌肉激活時間比例的分析，認為兩個動作的執行難度是有顯著差異，大部分執行 ingress 是難於 egress，其原因是動作時前後環境限制的不同，車內狹窄限制了一定程度的肢體可動作範圍，而車外寬闊增加了一定程度的肢體可動作範圍。

第二，本研究從動作特徵來定義 ingress 動作具有三個階段，Namamoto 在 2003 的研究亦提出一些關於進出車輛動作的階段定義，如 ingress 動作分成數個動作特徵，依序是放入一隻腳、坐下、頭部進入與車外的腳進入，但並未對運動學資料進行觀察 (Namamoto, Atsumi, Koderu and Kanamori 2003)，而定義動作相位最常見於步態分析上，將一個動作切割成適合的片段有助於做更深入的分析與探討，而本研究根據了運動學資料提出了清楚的自定義進入車輛動作階段，可對進入車輛動作做更深入分析，當然 egress 動作亦可朝著此方向提出階段定義。

第三，在年輕人 ingress 基準模型的肌電訊號趨勢驗證上，雖然無法得到與真實動作夠相似的結果，但仍然有一條肌肉（右腳股外側肌，RVL）的模擬肌電訊號趨勢與先前研究類似 (Bichler 2010)，但不夠真實的主要原因是因為軟體內部演算法尚有不足之處，另外軟體內其實並沒有模擬肌電訊

號，真實名稱是模擬肌肉活動值，所以我們只能應用肌肉活動值來與實際肌電訊號做比較，但肌肉活動與肌電訊號值的訊號產生源頭是截然不同的，肌肉活動在軟體中是肌肉出力與最大肌肉強度的比值，而肌電訊號是肌纖維中離子轉換所產生的電位差，故數據上是有些差異。儘管基準模型可藉由加入測力板或力規來量測人機接觸位置的力值來增進一些模擬肌電訊號與實際肌電訊號的相似度，但並非夠完整，且在受限制動作模擬上是很難找出最好的參數設定來模擬人機接觸力值來提高受限制動作的模擬肌電訊號真實性，或者是取得受限制動作下的實際人機接觸力值來加強模擬生物力學數據（關節受力、肌肉激活情形與伸長量或韌帶受力情形等）。另外，有別於較單純的步態動作，ingress 動作是屬於複雜生物力學，想藉由軟體模擬出與真實情形極為相似的模擬肌電訊號來做後續分析是非常困難的。但本研究建立的基準模型在關節角度等模擬運動學資料已經足夠提供完整分析，如本研究觀察的人機干涉現象。

第四，儘管在受限制動作模擬與車體干涉的討論上是基於本研究的限制下進行：特定受測者身材、特定車輛環境參數、預先設定的 ingress 動作，以及利用一個操縱變因（嚴苛的高齡者受限制特定主動關節角度）來模擬高齡者可能的 ingress 動作等，但在測試了其餘四名受測者後，發現根據動作模擬提出的車體建議：降低車內底盤 70mm、方向盤與座椅間須具有至少 38%腿長的空間，以及一動作建議：右腳踩踏點不宜過深、不宜過座椅中線，

這些建議可有效降低下肢的 TA 與 GL 的最大使用程度，這現象並不會只侷限在與基準模型受測者相同體型的個體下。

新式車體設計主要建議如下：首先，新式車體中的方向盤下緣應可與駕駛座椅前緣具有一水平距離約 300mm (38%腿長)，此距離是隨著受測者身材來改變的；新式車體底盤可降低 70mm，以上兩個新式車體建議皆與現有車輛空間配置有所差異，如現有車輛在駕駛座椅大多可以做前後的距離調整，而方向盤可做上下的高度調整，這些調整都是為了符合駕駛者的使用習慣與駕駛姿勢，但本研究著重的是 ingress 過程中與原有車體的干涉修正，一般而言方向盤位置大多會調整成上緣與駕駛姿勢的肩膀一般高，而在座椅移至最後端的極限位置時，座椅前緣與方向盤下緣約是處在同個垂直面上，該座椅與方向盤的空間不足會使得 ingress 較不易，右側髖關節可能因此需要內旋 (internal rotation) 或外旋一些角度，使得右腳可斜放進方向盤與座椅的間隙，但角度過大會容易對高齡者造成傷害。因此本研究提出在 ingress 時，應該當使座椅前緣與方向盤下緣擁有約 300mm 的水平距離空間，未來車體可考量方向盤可以增設縮減突出的長度的設計，如電動伸縮方向盤，以及座椅加深後移距離，儘管座椅後移會造成在 ingress 的 body swing phase 時，軀幹無法立即的靠在椅背上，但這與最後的駕駛姿勢有關，與 ingress 動作無關。第二，選擇降低車內地板高度約 70mm 的理由是由於髖關節外展角度變小使得在身體移入車內 (body swing phase) 的階段中腳

掌會與車內地板產生干涉，而這個階段時，身體尚未坐在椅子上，也就是說造成干涉的原因是車內地板過高，並非座椅過矮。Namamoto 的研究亦指出座椅絕對高度對身材的相對比例過高或過低都會使得某些下肢肌肉在 ingress / egress 時負荷過大，如腓腸肌與股內側肌 (vastus medialis) (Namamoto, Atsumi, Kodera and Kanamori 2003)。

在 ingress 動作建議上，本研究建議與受測者身材類似的高齡者在 ingress 時，身體應該盡量靠近車體、車內右腳踩踏點不宜超過座椅中線、腳跟大約距離座椅前緣約 200-300mm，如此一來可避免右、左腳在車內、外的接觸位置距離過大使得兩側髖關節外展角度過大，超出大部分高齡者能做到的動作範圍。

如前所述，本研究的動作模擬與真實情形受方向盤限制的 ingress 動作可能存在一些差異，但較無空間限制的（先減少方向盤對動作的影響）的動作是較不易受到傷害的，這符合本研究的主軸：設計一駕駛座空間讓特定高齡者能更不易傷害的執行 ingress。

本研究認為可將 ingress 動作做適度的簡化，如此可清楚地讓高齡者在執行適合的 ingress 動作時應該具有那些特徵，如踩踏位置等，此外搭配車體改良建議：底盤經過降低、動作前增加座椅前緣與方向盤之間的距離，在這個空間下，右腳進入車內時就不需要踩踏過深，膝蓋也不會與方向盤產生碰撞，右腳在車內踩定後，右手可扶持在舒適的位置如方向盤，可有

效減輕下肢肌肉的出力，即可將身體移入車內，坐定後即可將左腳移入車輛，駕駛前，請再調整座椅與方向盤位置到自身習慣的駕駛姿勢。

但不一定每個人都適合這種 ingress 動作。文獻回顧中，找到了高齡者常用的 ingress 動作，但是由於每個人的習慣、身材不同，使得文獻指出高齡者常用的 ingress 動作並非適用全部的高齡者，但依然可循著本研究的實驗設計流程，找出不同個體自身習慣的 ingress 策略下的關節角度變化再加上某些操縱變因，依受測者的需求來進行不同條件下的動作預測，例如適合踩踏位置等動作建議是可以從模擬中得知，使受測者在進入自身使用的車輛時，可以做一些動作修正，使得修正後動作可以讓 ingress 時比原有的動作更不易受到傷害。

關於是否能夠加大其他尚未超過高齡者受限的關節角度，或者改變右腳擺放位置，使之可進行本研究選定的 ingress 動作，且沒有干涉問題。本研究解釋如下，與車體產生最嚴重干涉的部分是 body swing phase 時的右腳腳掌，在骨盆絕對位置不變的情形下，影響右腳掌的高度位置的正好是右側髖關節屈曲、外展、外旋與膝關節屈曲角度。由表 15 可知，僅有右側髖關節屈曲角度沒有超過高齡者受限制關節角度下限值，差值約 10 度，剩餘三個關節角度皆超出受限制關節角度約 13 到 31 度左右，且由圖 24 可知，髖關節屈曲角度在第 55% Time (最大人機干涉時間點) 約是 85.49 度，因此增加髖關節屈曲角度可以減少部分干涉，另外影響右側髖關節屈曲角度的大

小是根據右腳在車內的踩踏位置而定，由數據（圖 21）顯示，若右腳越遠離座椅前緣（ $d_3 = 400\text{mm}$ ）可在 body swing phase 末期時增加一些右髖關節屈曲角度，右腳膝關節屈曲角度會降低至不超過高齡者受限制限值（112 度），但仍然有其他關節角度（right hip abduction、external rotation）超過高齡者受限制值，且關節角度變化是比其他踩踏點較劇烈，可能會造成關節傷害，故無法完全解決干涉。

表 15 高齡者受限制 (limitation of elder) 與基準模型 (baseline model) 動作時的右腳髖關節屈曲、外展、外旋與膝關節屈曲的角度極值。
粗體者為模擬中超出表 1 所列 97.5% 高齡者能夠執行的關節角度下限值。

Motion (degrees)	Limitation of elder 97.5% (-2SD)	Baseline model Right leg
Hip flexion	95	85.70
Hip abduction	20	50.89
Hip external rotation	14	27.20
Knee flexion	112	119.19

人體被動關節角度動作範圍極值會大於主動關節角度動作範圍極值，且針對 ingress 此一複雜的動作而言，主被動關節的界定很模糊，本研究認為若某關節有外力的介入即可認為是被動關節動作，以 ingress 而言，有明顯外力配合的肢段分別是足部（車內外地面）與骨盆（坐在座椅時），而本研究並未限制足部與骨盆動作關節角度（表 5），因此無法對被動關節角度大

小作更深入的分析。

最後，本研究旨在確立利用肌肉骨骼模擬軟體進行新式車體設計流程之可行性，先進行一個受測者實驗來建立基準模型，來探討特定受測者在特定車體上的正常 ingress 動作與受限制的 ingress 動作模擬，在找出新式改良車體設計與 ingress 動作建議後，測試了其他體型受測者的下肢特定肌肉之使用程度上，結果呈現了受測者的下肢 TA 與 GL 使用程度有大部分皆小於原有車體下的 ingress 動作，因此提出的車體改良與動作建議目前看來是符合不同於基準模型受測者體型的壯年男性族群，因此本研究認為最後量化結果針對台灣平均身高左右的男性族群具有一定的泛用性，甚至是有一名身高處於第 2.5%ile 的受測者亦有肌肉使用程度降低的現象，但針對較身材極端，如身高處於第 97.5%ile (183.4cm 以上) 的駕駛者可能需經過本研究之設計流程來重新提出改良車體設計建議。

五、結論

本研究雖然只進行了一個受測者的實驗，但數據顯示個體內在多次試驗下的動作並無顯著差異，此一結果符合 Hanson 等人在 2009 年提出關於身材、年紀影響進入車輛動作的研究，該研究甚至提出體型類似的個體在相同的環境限制下動作型態亦是無顯著差異 (Hanson, Yong and Falkmer 2007; Hanson, Jeppson, Rafstedt and Yong 2009)，但本研究並沒有探討個體間 (between-subject) 動作的細部差異，如關節角度變化，但從其他體型的受測者在車體改良前後的 ingress 動作時的主要特徵並無明顯差異 (圖 27)。

本研究利用受限制關節角度動作範圍來模擬高齡者可能的 ingress 動作模式，並搭配肌肉強度降低的設定藉由軟體判斷高齡者是否能夠執行，來觀察受限制的進入車輛動作與原有車體的干涉進行探討並提出解決干涉的設計建議，本研究認為未來車廠在與 BMW 520i 空間尺寸相似的車型之新式車體改良上，可朝著加大座椅與方向盤的調整範圍來加強，如電動後縮方向盤，方便使用者在進入車輛前，可以適當的調整車內空間配置，使得座椅前緣與方向盤下緣之最大空間至少能達到 38%腿長的水平距離，其次是降低車內地板高度約 70mm (一個腳踝的高度)，以及提供高齡者適合 ingress 動作建議，如右腳車內踩踏點應該距離座椅前緣約 200-300mm 的距離，動作時右腳踩踏點應該避免超過座椅中線，這些車體改良方向與動作

建議都可以降低高齡者在 ingress 時的受傷風險，但是車型差距較大者或者是身材較極端的高齡者必須重新進行本研究設計流程，才有辦法了解該車型或者特定高齡者可做那些改良設計來符合所需。其中加大方向盤與座椅前緣的空間，以及降低車內底盤是一般性的結果，唯量化數據會依照車型與族群的不同而有所些許差異。在經過四名受測者的實驗後，這些車體改良方向與動作建議，都發現可以有效降低下肢特定肌肉 (TA 與 GL) 的最大使用約 9-17%MVC，且不需要完全的模仿受限制動作，只要把握幾個執行本研究提出的 ingress 動作建議，就可以有效的讓 ingress 時下肢的肌肉使用程度較低。

另外，操縱變因：高齡者受限制的關節角度極限值，這個限制是可以隨著個體來進行較寬鬆或更嚴格的改變。肌肉強度值的設定亦可以根據受測族群做修正。

最後，本研究確立了利用肌肉骨骼系統的動作模擬來進行改良車體設計的流程可行性。車廠未來可以針對現有的車型，針對特定族群，如高齡者以這個設計流程來改良進入車輛空間。而改良過的車內空間配置可以讓他們在 ingress 動作時，下肢髖、膝關節的角度無須延展過大以降低傷害的風險，本研究提出的量化結果：改良後的車體與動作建議可有效降低不同個體的下肢肌肉使用，而高齡者或能有相同現象，便能增進高齡者對於自行駕車出門的意願，就可以提高高齡者的晚年生活品質。

六、未來研究方向

可在肌肉骨骼模擬軟體內設定模擬接觸力，然而要找出一個能精確計算模擬接觸力的設定亦不是件容易的事。因為在軟體中，此虛擬接觸力的模擬方法就像是在預定會接觸人機介面之間設定一個小彈簧，當人機的距離越接近則彈簧壓縮可產生回復力，利用回復力值來模擬人機介面可能的接觸力。但現階段尚無相關論文發表，也是因為該模擬軟體在近幾個月才更加完備。

最後，可考量在模擬軟體中進行不同人體計測資料的動作模擬，如身材分布較極端的動作模型，例如身高 190 cm 以上或 150 cm 以下動作模型，或者選用高齡者直接實驗來進行改良車體設計。

七、参考文献

- Ait El Menceur, M. O., P. Pudlo, P. Gorce and F. X. Lepoutre (2009). "An automatic procedure for identifying alternative automobile ingress movements in young and elderly populations with or without prostheses." International Journal of Industrial Ergonomics **39**(6): 966-980.
- Ait El Menceur, M. O., P. Pudlo, P. Gorce, A. Thevenon and F. X. Lepoutre (2008). "Alternative movement identification in the automobile ingress and egress for young and elderly population with or without prostheses." International Journal of Industrial Ergonomics **38**(11-12): 1078-1087.
- Akagi, R., Y. Takai, M. Ohta, H. Kanehisa, Y. Kawakami and T. Fukunaga (2009). "Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals." Age Ageing: afp122.
- Andreoni, G, M. Rabuffetti and A. Pedotti (2007). Simulation of Complex Human Movement Through the Modulation of Observed Motor Tasks. Digital Human Modeling: 3-12.
- Badler, N. I., C. B. Phillips and B. L. Webber (1993). Simulating humans: computer graphics animation and control, Oxford University Press, USA.
- Bichler (2010). In-/Egress Model Validation., BMW Group Ergonomics.
- Boone, D. and S. Azen (1979). "Normal range of motion of joints in male subjects." The Journal of Bone and Joint Surgery **61**(5): 756.
- Chaffin, D. B., J. J. Faraway, X. Zhang and C. Woolley (2000). "Stature, age, and gender effects on reach motion postures." Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society **42**(3): 408.
- Chen, T.-S. and B.-S. Yang (2010). Establishing a musculoskeletal model for simulating ingress motion. 6th World Congress on Biomechanics, Singapore.
- Chung, M. and M. Wang (2009). "The effect of age and gender on joint range of motion of worker population in Taiwan." International Journal of Industrial Ergonomics **39**(4): 596-600.

- Damsgaard, M., J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma and M. de Zee (2006). "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System." Simulation Modelling Practice and Theory **14**(8): 1100-1111.
- Daniell, N., G. Paul, R. Al-Dirini and M. Arakilo (2010). The Effect of Lumbar Support on Trunk Muscle Activity and Pelvic Tilt in a Passenger Vehicle Car Seat. 6th World Congress on Biomechanics. Singapore Suntec Convention Centre.
- Das, B. and A. K. Sengupta (1995). "Computer-aided human modelling programs for workstation design." Ergonomics **38**(9): 1958-1972.
- Dennerlein, J. and P. Johnson (2006). "Changes in upper extremity biomechanics across different mouse positions in a computer workstation." Ergonomics **49**(14): 1456-1469.
- Department of Health, T. (2008). "Health and National Insurance Annual Statistics ". from <http://www.doh.gov.tw>.
- Directorate General of Highways, T. (2008). "97 年統計年報 ". from <http://www.thb.gov.tw>.
- Faraway, J. (2000). "Modeling reach motions using functional regression analysis." SAE Technical Paper. 896
- Faraway, J. J., X. Zhang and D. B. Chaffin (1999). "Rectifying postures reconstructed from joint angles to meet constraints." Journal of Biomechanics **32**(7): 733-736.
- Feland, J., J. Myrer, S. Schulthies, G. Fellingham and G. Measom (2001). "The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older." Physical Therapy **81**(5): 1110.
- Frontera, W., C. Meredith, K. O'reilly, H. Knuttgen and W. Evans (1988). "Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function." Journal of Applied Physiology **64**(3): 1038.
- Giacomin, J. and S. Quattrocolo (1997). "An analysis of human comfort when entering and exiting the rear seat of an automobile." Applied Ergonomics **28**(5-6): 397-406.
- Grasso, R., L. Bianchi and F. Lacquaniti (1998). "Motor patterns for human gait:

- backward versus forward locomotion." Journal of neurophysiology **80**(4): 1868.
- Grujicic, M., B. Pandurangan, X. Xie, A. K. Gramopadhye, D. Wagner and M. Ozen (2010). "Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/adjustments on long-distance driving fatigue." International Journal of Industrial Ergonomics **40**(3): 345-355.
- Hanson, L., M. Jeppson, P. Rafstedt and L. Yong (2009). "Effects of stature, age and vehicle motion on ingress movement." International Journal of Vehicle Design **51**(3): 292-305.
- Hanson, L., L. Yong and T. Falkmer (2007). Human Age and Vehicle Speeds Affect on Vehicle Ingress Motion Pattern. Digital Human Modeling: 843-846.
- Hill, A. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle." Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences **126**(843): 136-195.
- Hoozemans, M., W. Slaghuis, G. Faber and J. van Dieën (2007). "Cart pushing: The effects of magnitude and direction of the exerted push force, and of trunk inclination on low back loading." International Journal of Industrial Ergonomics **37**(11-12): 832-844.
- Horsman, M., H. Koopman, F. van der Helm, L. Prose and H. Veeger (2007). "Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity." The Twente Lower Extremity Model **22**: 27.
- James, B. and A. Parker (1989). "Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women." American journal of physical medicine & rehabilitation **68**(4): 162.
- Kadaba, M., H. Ramakrishnan, M. Wootten, J. Gainey, G. Gorton and G. Cochran (1989). "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait." Journal of Orthopaedic Research **7**(6): 849-860.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan and M. E. Wootten (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." Journal of Orthopaedic Research **8**(3): 383-392.

- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.
- Larsson, L., G. Grimby and J. Karlsson (1979). "Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology." Journal of Applied Physiology **46**(3): 451-456.
- Lin, Y.-C., M.-J. J. Wang and E. M. Wang (2004). "The comparisons of anthropometric characteristics among four peoples in East Asia." Applied Ergonomics **35**(2): 173-178.
- Lindle, R., E. Metter, N. Lynch, J. Fleg, J. Fozard, J. Tobin, T. Roy and B. Hurley (1997). "Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr." Journal of Applied Physiology **83**(5): 1581-1587.
- Lynch, N., E. Metter, R. Lindle, J. Fozard, J. Tobin, T. Roy, J. Fleg and B. Hurley (1999). "Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups." Journal of Applied Physiology **86**(1): 188-194.
- Mavrikios, D., V. Karabatsou, K. Alexopoulos, M. Pappas, P. Gogos and G. Chryssolouris (2006). "An approach to human motion analysis and modelling." International Journal of Industrial Ergonomics **36**(11): 979-989.
- Mavrikios, D., V. Karabatsou, M. Pappas and G. Chryssolouris (2007). "An efficient approach to human motion modeling for the verification of human-centric product design and manufacturing in virtual environments." Robotics and Computer Integrated Manufacturing **23**(5): 533-543.
- Ministry of Transportation and Communications, T. (2009). 交通類性別統計專刊, 交通部.
- Namamoto, K., B. Atsumi, H. Kodera and H. Kanamori (2003). "Quantitative analysis of muscular stress during ingress/egress of the vehicle." JSAE Review **24**(3): 335-339.
- National Police Agency, M. o. T. I., Taiwan (2009). "96 年道路交通事故分析." from <http://www.npa.gov.tw>.

- Nonaka, H., K. Mita, M. Watakabe, K. Akataki, N. Suzuki, T. Okuwa and K. Yabe (2002). "Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: a geometrical analysis." Gait & posture **15**(3): 236-243.
- Park, W., D. B. Chaffin and B. J. Martin (2002). Memory-based motion simulation. VDI Berichte: 255-270.
- Petzäll, J. (1995). "The design of entrances of taxis for elderly and disabled passengers : An experimental study." Applied Ergonomics **26**(5): 343-352.
- Porter, J. M., K. Case and M. C. Bonney (1990). "Computer workspace modelling." Evaluation of Human Work: A Practical Ergonomics Methodology: 472.
- Porter, M. M., A. A. Vandervoort and J. Lexell (1995). "Aging of human muscle: structure, function and adaptability." Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports **5**(3): 129-142.
- Rasmussen, J. and S. Christensen (2005). "Musculoskeletal Modelling of Egress With the AnyBody Modelling System." SAE TRANSACTIONS **114**(7): 822.
- Rasmussen, J. and M. d. Zee (2010). Computational Investigation of Two Interventions for Neck and Upper Extremity Pain in Office Workers. 6th World Congress on Biomechanics. Singapore Suntec Convention Centre.
- Rigotti, C., P. Cerveri, G. Andreoni, A. Pedotti and G. Ferrigno (2001). "Modeling and driving a reduced human mannequin through motion captured data: A neural network approach." IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A:Systems and Humans. **31**(3): 187-193.
- Roach, K. and T. Miles (1991). "Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age." Physical Therapy **71**(9): 656.
- Roos, M., C. Rice, D. Connelly and A. Vandervoort (1999). "Quadriceps muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men." Muscle & nerve **22**(8): 1094-1103.
- Roos, M., C. Rice and A. Vandervoort (1997). "Age-related changes in motor unit function." Muscle & Nerve **20**(6).
- Saraswat, P., M. S. Andersen and B. A. MacWilliams (2010). "A musculoskeletal

foot model for clinical gait analysis." Journal of Biomechanics **43**(9): 1645-1652.

Shaheen, S. A. and D. A. Niemeier (2001). "Integrating vehicle design and human factors: minimizing elderly driving constraints." Transportation Research Part C: Emerging Technologies **9**(3): 155-174.

Siemens Product Lifecycle Management Software Inc., T. (2009). "Jack and Process Simulate Human." October, 2009, from http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml.

Walker, J., D. Sue, N. Miles-Elkousy, G. Ford and H. Trevelyan (1984). "Active mobility of the extremities in older subjects." Physical Therapy **64**(6): 919.

Wang, X. (1999). "A behavior-based inverse kinematics algorithm to predict arm prehension postures for computer-aided ergonomic evaluation." Journal of Biomechanics **32**(5): 453-460.

Wang, X. (2002). "Prediction of lower-limb movements of clutch pedal operation from an existing motion database." VDI Berichte **1675**: 271-284.

Wilder, M. R. and J. Cannon (2009). "EFFECT OF AGE ON MUSCLE ACTIVATION AND TWITCH PROPERTIES DURING STATIC AND DYNAMIC ACTIONS." Muscle & Nerve **39**(5): 683-691.

Zhang, X. and D. B. Chaffin (1996). Task effects on three-dimensional dynamic postures during seated reaching movements: an analysis method and illustration, Human Factors and Ergonomics Society.

附錄一

建立肌肉骨骼動態模型基本步驟如下：

1. 建構人體計測資料 (使用檔案：GaitLowerExtremity.main.any & TrialSpecificData.any)：將前述欲用來建立模型的運動學資料轉成 c3d 格式，放入 GaitLowerExtremity 模型資料夾，開啟 main 主程式 (GaitLowerExtremity.main)，模型相關子程式可由主程式內部直接點擊開啟。在子程式 TrialSpecificData 修改欲載入的 c3d 檔名，人體計測參數、模型關節角度，使骨骼系統符合 c3d 資料之初始方向與姿勢。
2. 設定人體骨骼系統絕對起始位置 (使用檔案：Mannequin.any)：開啟 Mannequin 子程式，修改 pelvispos (三軸向 X, Y, Z) 來設定骨骼系統起始位置，可設定一子函式抓取 c3d 檔案內的薦骨 (sacrum, SL) 起始位置，再配合薦骨附近之肌肉、皮膚等之誤差對座標值做些許增減。
3. 修改反光球命名與位置 (使用檔案：ModelSetup.any)：模型看得到的球狀物有兩類，一種是 c3d 檔案內含運動學資料的反光球 (藍色，若無出現則請在 ModelSetup.any 中將 ConstructModelOnOff 設定為 On)，第二種是用來驅動肌肉骨骼

模型的驅動球（紅色或綠色，具有座標軸，是否最佳化反光球在肢段上的相對座標位置決定顏色差異），AnyBody 利用兩者的搭配來驅動模型進行 c3d 檔案的動作分析。開啟 ModelSetup 子程式，修改 MarkerLabels 以符合 c3d 檔案內之反光球名稱。利用 CreateMarker 子函式建立每個使用到的反光球相關資訊，如名稱 (MarkerName)、所屬肢段位置 (MarkerPlacement)、是否最佳化反光球在肢段上的相對座標位置 (OptX, Y, Z = On/Off)、最佳化比重 (WeightX, Y, Z = 1)，最後是反光球在該設定肢段上的相對位置座標 (sRelOpt)。每次修改完相關參數載入模型後，可藉由 AnyBody 主程式功能表開啟 model view 觀看修改後的反光球位置。最佳結果則是每個同名的運動學反光球與驅動反光球幾乎重疊在一起，若是不便觀察兩者重疊程度，可回到步驟 1 和 2 重新調整關節角度與位置等。另外可以額外設定是否要最佳化特定肢段長度（請參考子函式 OptimizeAnthropometricsOnOff OptimizeOnOff 之內部設定）。

4. 動作、肢段長度與驅動反光球相對座標最佳化（使用檔案：GaitLowerExtremity.main.any）：遵照表 16 設定參數後，重新載入模型並執行 RunMotionAndParameterOptimiztionSequence。該程序會利用反光球位置計算出肢段長度，並利用

Karush-Kuhn-Tucker Theorem (KKT) 最佳化法，微量修正驅動反光球相對座標，最後進行動作的最佳化，可以輸出如最佳化後的驅動反光球的相對位置、肢段長度與關節角度之純文字檔，進行後續分析。

5. 逆動力學分析（使用檔案：GaitLowerExtremity.main.any 與 HumanModel.any）：在完成步驟 4 的分析後，遵照表 16 設定參數為逆動力學分析，且在逆動力學準則選擇了 Type = MR_QuadraticAux 的方式，並在 HumanModel.any 子程式裡設定 StrengthIndexLeg= 1.071 (預設值為 1.53)，重新載入模型並執行 InverseDynamicAnalysisSequence。
6. 逆動力學分析完成後，可以開啟 chart 介面查詢模擬結果，如關節角度、肌肉激活訊號與肌肉出力等，細節可以查詢 AnyBody 參考文件 (Tutorials, AnyScript Reference Manual 等)。

表 16 動作最佳化分析與逆動力學分析參數設定。

RunMotionAndParameterOptimiztionSequence	Parameter setting
<code>#define MotionAndParameterOptimizationModel</code>	1
<code>#define InverseDynamicModel</code>	0
InverseDynamicAnalysisSequence	
<code>#define MotionAndParameterOptimizationModel</code>	0
<code>#define InverseDynamicModel</code>	1