

高齡者模擬體驗裝之設計與老化功能評估

The Design and the Evaluation of the Effectiveness of an Aging Suit

郭姍伶* 林千玉** 黃才炯*** 張立東****

本研究為科技部產學合作補助案NSC101-2622-E-041-002-CC3；感謝碩士班研究生黃凱暉於本研究執行上的投入與協助。

* 姓名：郭姍伶

服務單位：嘉南藥理大學老人服務事業管理系兼任講師

地址：台南市仁德區二仁路一段60號

電話：06-2664911轉3700 / 電子信箱：yzrc@ms18.hinet.net

** 姓名：林千玉（通訊作者）

服務單位：嘉南藥理大學藥學系助理教授 / 地址：台南市仁德區二仁路一段60號

電話：06-2664911轉2202 / 電子信箱：linchy@mail.cnu.edu.tw

*** 姓名：黃才炯

服務單位：成功大學機械工程學系副教授 / 地址：台南市大學路1號

電話：06-2365220 / 電子信箱：tjhuang@mail.ncku.edu.tw

**** 姓名：張立東

服務單位：嘉南藥理大學老人服務事業管理系教授 / 地址：台南市仁德區二仁路一段60號

電話：06-2664911轉3711 / 電子信箱：tchang@mail.cnu.edu.tw



中文摘要

高齡者模擬體驗裝(Aging suit)是老人服務產業與醫療院所之專業教學輔具，作為推展高齡教育、進行年輕人與老年人代間教育之教具。然而，目前市售之老人體驗裝產品模擬老化效果不佳，亦不易量化，年輕人難以體會老化所帶來的不便與心理感受。本研究目的在於設計一套模擬老化之平衡與活動功能之高齡者體驗裝，同時以生物力學之評估指標估計體驗裝之模擬效果。本研究設計之體驗裝組成單元包括軟甲背板、手肘與膝蓋束套、腕關節與手指束套、肩關節彈性束帶、干擾足部平衡之鞋板等項。實驗部分有13名年輕志願者參與體驗裝之功能評估，平均年齡為 24.2 ± 0.99 歲。實驗設計包含僅穿著干擾平衡之鞋板、模擬體驗裝及對照組等三種穿著模式；評估指標包括靜態站立之壓力中心(center of pressure; COP)軌跡測量、功能性前伸測試(functional reach test; FRT)及起身行走測試(timed up and go test; TUG)。結果顯示：鞋板是造成靜態站立不穩定的主要因素，鞋板及體驗裝上之束縛裝置均是影響動態不平衡的主因，而且兩者具有加乘效果，因此高齡者模擬體驗裝的設計應同時具備干擾足部平衡之鞋具及軀幹與四肢之束縛裝置。由分析壓力中心指標的結果顯示，本研究設計之高齡者模擬體驗裝應該具有相似容易跌倒老年人(77.8 ± 5.8 歲)於靜態站立之穩定度；由功能性前伸測試及起身行走測試兩指標推測，則具有70~80歲健康老年人之動態平衡與活動能力。

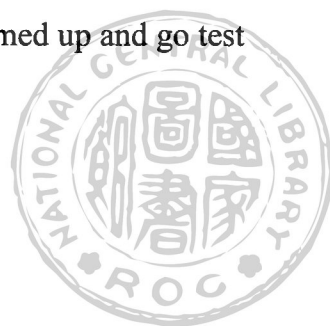
關鍵字：高齡者模擬體驗裝、壓力中心、功能性前伸測試、起身行走測試、柏格氏平衡量表



Abstract

Aging suits are a professional teaching aid used by intergenerational activity programs at senior citizen services and medical institutes. Commercial aging suits seem to offer inadequate effectiveness when simulating the poor balance that many elderly individuals suffer from and it is also difficult to quantitatively assess the effectiveness of such suits. Young people find it hard to understand the inconvenience associated with activity among the elderly and the anxiety that this causes. The purposes of this research were to design an aging suit that provided a more realistic aged physiological status and then to assess quantitatively the effectiveness of the aging suit. The new aging suit consists of a soft back restriction board, straps attached to the elbow and knee joints, straps attached to the wrists and fingers, elastic belts around the shoulders and balance-impairment shoe plates. Thirteen healthy young volunteers participated in this study. The average age of these volunteers was 24.2 ± 0.99 years old. A clinical balance test that involved standing center of pressure (COP) tracing, a functional reach test (FRT), and a timed up and go test (TUG) were employed to assess the balance of these young subjects in the new aging suit. The results show that the major function of the shoe plates, which was to interfere with the subjects' standing balance, was successful, and that an aging suit with shoe plates was able to significantly interfere with dynamic balance. An analysis of the standing center of pressure tracing results showed that the young subjects who wore the aging suit stood in an instable manner that was similar to a faller elderly person. When the function reach test and timed up and go test results were analyzed, the young subjects who wore the aging suit were found to have motion instability similar to that 70~80 years old healthy elderly individuals.

Keyword: aging suit, center of pressure, functional reach test, timed up and go test

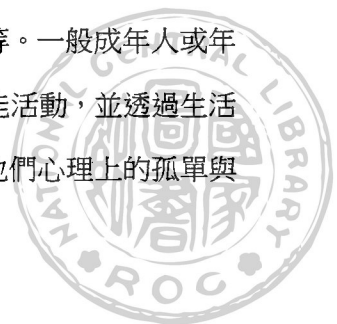


壹、背景與動機

人生步入中老年後生理機能明顯老化衰退，每個人開始老化的時間點或許不一，然而老化現象的過程卻是相同。老化的微觀原因在於細胞機能的降低，巨觀顯現於生理表徵乃是各系統功能的衰退現象，是全面系統性之不可逆過程；若就日常生活中明顯感受困擾或不便、且容易觀察得知之徵狀有：龍鍾的體態(posture)、笨拙的肢體動作(body motion)與平衡能力(stability)、不良或遲鈍的感官(sense)、不佳的肺功能(pulmonary function)、…等(辛和宗, 2011)。

老化過程是人生中不可逆之必經過程，青壯年時生命力旺盛、生理機能健全，此時無法感受、並難以體會老年人在生理上的衰退與失能，也就難以理解老年人的需求與心理感受。因此，在醫療及老人照護服務相關產業之專業人員的養成教育上，必須安排高齡者體驗模擬的相關課程或活動，藉由穿著高齡者模擬體驗裝(aging suit)限縮肢體之動作與感官能力，以及透過情境布置的關卡模擬，體驗老年人在日常生活、或是與他人互動的過程中生理與心理的感受，期待青壯年人在將來的職場或日常生活中均能以同理心、有耐心的關懷老年人。另一方面，教育部為因應高齡社會的來臨，使國人準備如何面對高齡社會的嚴峻挑戰，同時建立一個對老人友善及無年齡歧視的社會環境，於2006年制訂「老人教育政策白皮書」(教育部, 2006)，將老人教育的施行視為全民教育，鼓勵高中職及大專校院開設老人學相關課程；老化教育之施行從小做起，透過正規學校教育讓學生了解高齡者，進而尊敬老年人。在這些課程中，「高齡者模擬體驗」是一項融合人文關懷、照顧服務及醫學教育之實務課程。因此，「高齡者模擬體驗裝」不僅是老人服務單位與醫療院所之專業教學設備，也是各級學校進行老人教育課程之教具，甚至是對一般社會人士推展年輕人與老年人互動學習之「代間教育」的教具。

國內市售之高齡者模擬體驗裝產品早期由國外進口，目前多由代理公司在台灣採購配件、組裝而成。一套體驗裝約有十項單獨配件：特殊眼鏡、耳塞、肘關節束縛帶、膝關節束縛帶、踝關節束縛帶、背心與加重物、腕部加重物、腳部加重物、手套、手杖等。一般成年人或年輕學生穿上體驗裝後進行走路、閱讀、購物、爬樓梯、做家事等日常職能活動，並透過生活情境及角色扮演的教育活動，讓學員體會老人生理狀況的不便，並瞭解他們心理上的孤單與



焦慮。然而，目前市售之體驗裝缺點在於：肘、膝及踝關節之束縛帶在於約制上肢與下肢關節的活動度不盡理想；在肩關節活動範圍及脊椎彎曲的限制上亦無法達到與老年人相似的老化效果；背心部分只有增加重物的作用，無法達到模擬老化駝背的體態；此外，亦缺乏增加足部不平衡功能之鞋具裝置。因此，實務教學上常發現年輕人穿戴體驗裝後仍然「生龍活虎」、「身手矯健」，無法模擬老化後的軀體姿態及動、靜態平衡能力，也就難以體會老年人日常職能活動的不便與心理感受，直接影響到學員的學習態度及教學的成效。

本研究目的在於設計一擬真性之高齡者模擬體驗裝，弱化肢體活動及身體之動、靜態平衡能力，使年輕人穿著體驗裝時，彷彿自己就像個老年人般體態龍鐘、平衡與動作笨拙，讓年輕人能體會生理老化所帶來的不便，並能了解老年人心理上的孤單及焦慮。另一方面，本研究以生物力學方法分析穿著體驗裝後之動、靜態平衡與活動能力，量化年輕人穿戴高齡者模擬體驗裝與實際老年人在平衡能力評估指標上的差異性，藉以估算體驗裝的模擬效果。

貳、高齡者模擬體驗裝之設計

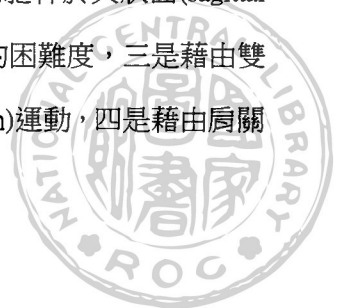
本研究設計之體驗裝著重於上半身的身形拘束，目的在於達到與老年人軀幹相似的駝背體態；其次在於上肢與下肢各關節動作的約束，縮小其活動範圍及花費更多力氣才能達到原有之活動度；再者以干擾足部平衡之鞋板裝置，降低穿戴者之平衡能力。

一、軀幹與上肢運動之拘束設計

(一) 軟甲背板

軟甲背板主體以EVA發泡墊片外覆防水塑膠布製成。構成單元包括腹部大束帶、鼠蹊部固定帶、腰部左右扣環及雙肩束帶（圖1）。穿戴方式首先將背板貼附於佩戴者之背部，再將腹部束帶環繞於腰部上接合，鼠蹊部固定帶由臀部後方穿過鼠蹊部後，與固定於背板兩側之腰部扣環接合，背板上之雙肩束帶於腹部前方交叉，其末端配有魔鬼氈，並於穿過鼠蹊部固定帶後反折貼合固定（圖2）。

軟甲背板主要功能有三項；一是藉由背板貼附於背部曲面，限制軀幹於矢狀面(sagittal plane)之彎曲(flexion)運動，二是藉由腹部束帶的限制，增加軀幹彎曲的困難度，三是藉由雙肩束帶的拉力，型塑穿戴者駝背的體態，並限制軀幹進行伸展(extension)運動，四是藉由肩關



節彈性束帶限制上肢的活動範圍。

圖 1 本研究設計之背板及其構造

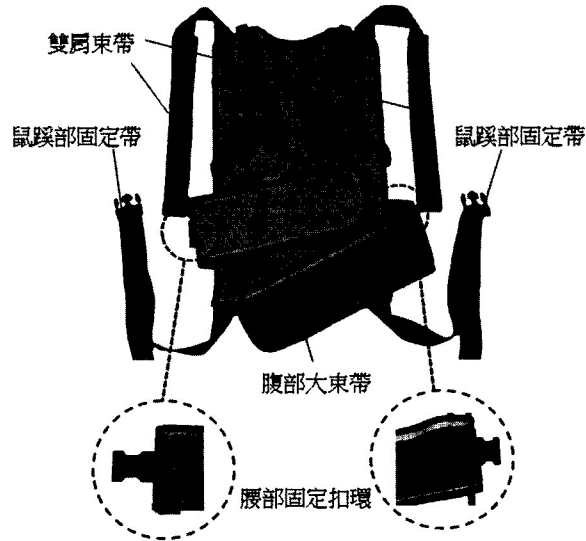
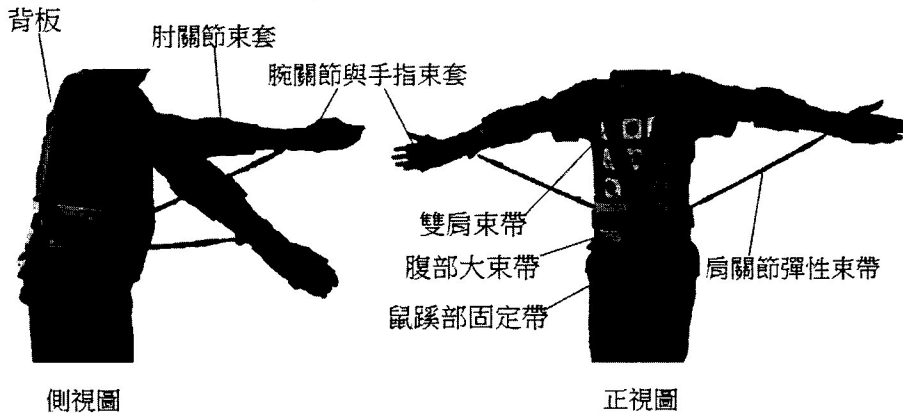
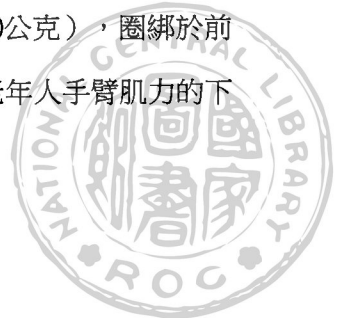


圖 2 高齡者模擬體驗裝穿戴後之配置圖。



(二) 肘關節束套

肘關節束套係由氯丁橡膠(neoprene)織布製成。穿戴時將中間之圓孔對準尺骨之鷹嘴突(olecranon process)，首先束緊中間編號1之束帶，再將2與3號的束帶以逆時針束緊黏合(圖3)。藉由氯丁橡膠的彈性包覆於肘關節外部，並使用魔鬼氈黏合、繃緊，增加肘關節進行彎曲的困難度及限制活動範圍。另外，以小鋼珠為填充物的負重包(600公克)，圈綁於前臂部位，增加手臂運動之慣性(inertia)及動作所耗之功(work)，用以模擬老年人手臂肌力的下降。



(三) 腕關節與手指束套

腕關節束套係由氯丁橡膠織布製成(圖4)。佩戴時將拇指穿入束套中間圓孔，接著將編號2之魔鬼氈束帶繞過拇指第一指節(proximal phalanx)後，黏合於手背固定；編號1之魔鬼氈束帶繞過其他四根手指之第一指節後，黏合於手背固定，功能在於限制手指外展(abduction)及彎曲運動能力；最後，3號束帶繞過手腕後束緊，黏合於手背，此功能可限制腕關節的活動能力。

(四) 肩關節彈性束帶

為限制肩關節的活動範圍及增加運動阻力，使用具有伸縮拉力之橡膠彈性束帶，束帶之一端以手部束帶套在腕關節部位，另一端則扣接位於背板腰部側邊之扣環(如圖2之配置圖)。

圖 3 肘關節束套及穿戴方式。首先束緊中間編號 1 之束帶，依序將 2、3、4 號的束帶以逆時針束緊黏合。

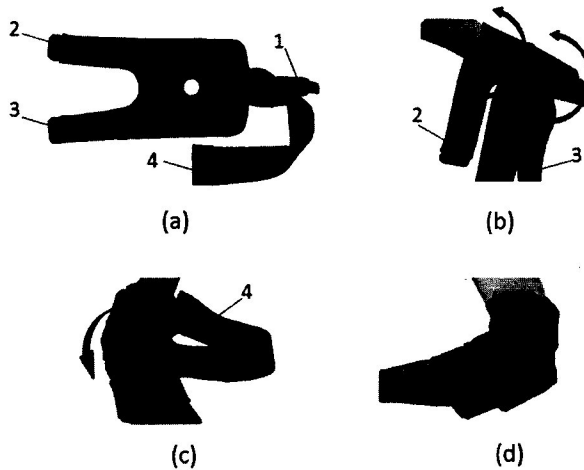
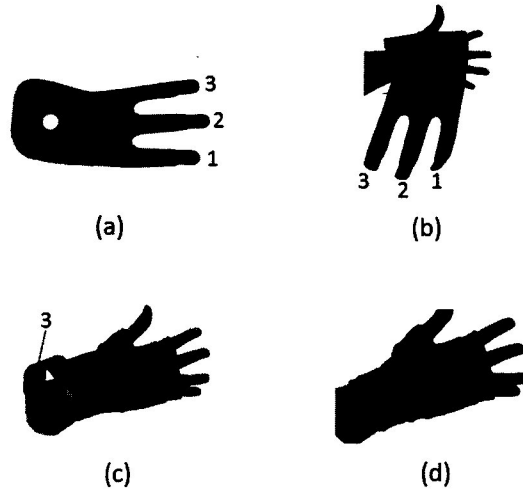


圖 4 腕關節束套之設計及穿戴方式。首先拇指穿入束套中間圓孔，再依序將 2、1、3 號的束帶以順時針束緊黏合。





二、下肢運動之拘束設計

(一) 膝關節束套

膝關節束套之構造與肘關節束套相同(圖3)，惟尺度較大。佩戴時將束套中間之圓孔對準膝關節的髌骨(patella)，接下來之穿戴方法同於肘關節束套。膝關節束套可限制下肢於矢狀面之彎曲運動，增加坐下、蹲下或是提腿跨步動作等職能活動的困難度。

(二) 干擾足部平衡之鞋板

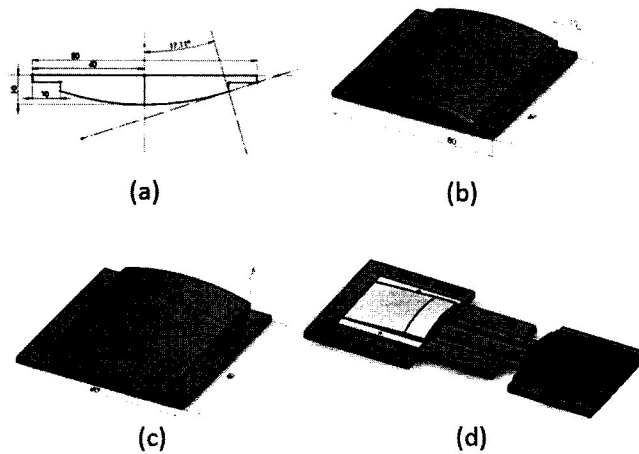
Horak&Nashner(1986)發現人體維持靜態站立平衡時，有踝關節及髕關節兩種獨立姿勢控制策略。腳踝可控制前後(anterior and posterior)方向的擺盪，維持身體最小幅度的搖晃，提高靜態站立之穩定度(Stability)；髕關節藉由外展(abduction)及內收(adduction)動作，分配身體重量於左右腳，控制重心於內、外側(medial and lateral)的擺盪，進而達到平衡之目的。McCollum等人(1989)研究指出，常人的前後左右之穩定限度(limits of stability)約為往前12度、往後4度、往左右各8度；而Błaszczyk等人(1993)比較年輕人與老年人之穩定限度，發現老年人的穩定限度較年輕人差，而且老年人在保持身體傾斜時其身體搖晃程度有增加的現象。

為增加身體搖晃與降低穩定限度範圍，本研究設計干擾足部平衡之鞋板裝置，佩戴於受測者之鞋底。鞋板在冠狀平面(coronal plane)為圓弧形的曲線斷面，藉使站立時身體容易輕微左右搖晃。如圖5所示，鞋板高度10mm，以中心軸左右各 17.11° 所形成之圓弧；另外，為了讓步態行走過程中，腳趾離地(Toe off)動作較為順暢，腳掌部位之鞋板於矢狀面為向前傾斜之斷面設計。

圖 5 干擾平衡之鞋板的設計圖。(a)鞋板在冠狀平面之斷面圖、(b)腳



跟部位之鞋板、(c)腳掌部位之鞋板、(d)組裝圖。



參、 臨床試驗評估方法

為了能夠量化高齡者體驗裝之模擬效果，本研究採用臨床上常用檢測平衡穩定性之試驗方法，包含靜態站立之壓力中心(center of pressure; COP)軌跡測量、功能性前伸測試(functional reach test; FRT)、起身行走測試(timed up and go test; TUG)及柏格氏平衡量表(Berg Balance Scale; BBS)等四項指標。每位受測者評量時均進行三種變因控制：(1)未佩戴任何體驗裝設備（控制組）；(2)僅穿著干擾平衡之鞋板；(3)穿著鞋板、背板及各項肢體束套之高齡者模擬體驗裝進行測試。

一、 靜態站立之壓力中心(center of pressure; COP)

Murray等人(1975)及Melzer等人(2001, 2004)使用力板(force plate)描述靜態站立時壓力中心的軌跡，探討年輕與老年族群之間穩定度(Stability)的差異，評估參數包括：壓力中心之軌跡長度(COP path length)、前後方向擺盪位移(anterior-posterior sway)、內外側方向擺盪位移(medial-lateral sway)、平均速度(mean velocity)及壓力中心軌跡分布之橢圓面積(elliptical area)；結果發現年輕人與老年人在各參數上具有顯著差異性。因此，本研究採用上述描述壓力中心軌跡的五項參數，分析上述三項組別於雙腳張開及併攏站立狀態之模擬效果。

本研究使用之力板(force plate 4060-10, Bertec Co.)尺寸為：長600mm、寬400mm、高100 mm；並透過Qualisys Track Manager (QTM)套裝軟體擷取力板輸出之三軸向力量(force)與力矩(moment)，經過公式換算可得到人體站立時之壓力中心位置。



二、功能性前伸測試(functional reach test; FRT)

功能性前伸測試是臨床上常用於評估患者之平衡與穩定度，操作簡單、快速，且具有一定之可靠性(Thapa et al.,1994; Tyson et al., 2004)，已被廣泛用於判斷老年人之平衡障礙(Thapa et al., 1994)，以及評估中風(Duncan et al., 2003)、前庭功能障礙(Mann et al., 1996)、膝關節炎(Harrison, 2004)及帕金森氏症(Brusse et al., 2005)患者之動態平衡能力。測試方法是讓受測者站立時，手臂握拳，並於矢狀面舉起，與軀幹呈現90°，將滑塊推至受測者拳頭的第四與第五掌骨中間凹槽處，並以此位置為零點，接著受測者以握拳方式將滑塊盡可能向前、平行推出，但腳跟不能離開地面，滑塊移動的距離作為評量之依據；每位受測者連續施作五次，取平均值為評量數值。

三、起身行走測試(timed up and go test; TUG)

TUG測試是一種評估動態平衡能力的測試方法，常應用於社區中身體虛弱老人的簡易功能性檢查(Podsiadlo et al.,1991)。評量方式為在測試端放置一個無扶手之椅子，並在椅子前方之地上標示3公尺之距離；受測者從坐姿狀態自椅子上站起、並向前走至三公尺處，轉身走回椅子並且坐下，紀錄整個過程耗費的時間。以時間長短評量是否具有平衡障礙。Bohannon(2006)統整過去針對高齡族群進行TUG測試結果顯示，隨著年齡逐漸增長，測驗所花費的時間也隨之增加。Arnold 等人(2007)研究具有髖關節炎患者(hip osteoarthritis)發現，在TUG測試的時間大於10秒以上的患者有較高的跌倒可能性。

此外，在TUG測試中若加入雙重任務，即在兩個任務條件下進行測試，能使平衡問題比單一任務測試時更為敏感(Geurts et al.,1991; Shumway-Cook et al., 2000)。因此，本研究在TUG測試中加入雙重任務；受測者必須拿著裝有八分滿的水杯進行測驗，而過程中水不能灑出來，若灑出來則重複進行試驗；每位受測者連續施作五次，取平均值為評量數值。

四、柏格氏平衡量表(Berg Balance Scale; BBS)

Berg等人(1992; 1995)發展一簡易之老年人平衡能力評估量表，內容包括日常生活中常見的體態姿勢及動作等14項；每個項目最高4分，最低0分，總分為56分。臨床上BBS也應用於腦中風患者(黃小玲等人, 1995)及帕金森氏症患者(Qutubuddin et al., 2005)平衡能力之評估。

本研究將各項量測數據以平均值±標準差方式呈現，採用t-test統計方法檢定(雙尾)參數之間的差異，並設定顯著水準(level of significant)為5%。



肆、結果

本研究共有13位年輕受測者參與實驗，男性10位、女性3位，平均年齡為 24.2 ± 0.99 歲，身高為 171.5 ± 7.8 公分，體重為 68.9 ± 14.3 公斤，BBS均為滿分之56分。

一、靜態站立之壓力中心

雙腳張開站立狀態時，無論是穿著干擾平衡之鞋板或體驗裝都使壓力中心軌跡的各項評估參數的平均值顯著增加，其中軌跡長度分別提高15.7%與25.6%；軌跡之橢圓面積也大幅度增加，分別為46.8%及85.5%（表1）。結果顯示：鞋板或體驗裝均可達到增加晃動與不穩定的效果，其中以穿著體驗裝的不穩定效果大於單獨穿著鞋板者。

雙腳併攏站立狀態時，穿著鞋板及體驗裝在軌跡長度、內外側方向擺盪位移、平均速度及軌跡分布之橢圓面積等參數上無顯著差異（表2），僅在前後方向的擺盪有顯著增加（ $p<0.01$ ）。深入觀察鞋板之設計發現，由於鞋板之內外側均有突緣，雙腳併攏時兩腳之間仍存在少許間距，並非全然的併攏；再者，縱使鞋板與地面之間的接觸面積很小（在矢狀平面接近線接觸），然而雙腳靠攏時兩隻鞋板內側突緣有並接的現象，使得兩隻鞋板形成一暫時性的結構體，造成壓力中心除了在前後方向有顯著擺盪外，在其他方向均不易晃動。

表1 雙腳張開站立時壓力中心軌跡之各項評估參數平均值(mean±SD)。

組別	控制組	鞋板	體驗裝
COP 軌跡長度,cm	13.54±2.92	15.67±4.69**	17.01±4.61***
AP 擺盪,cm	1.55±0.27	1.78±0.52*	1.87±0.54***
ML 擺盪,cm	0.76±0.24	0.92±0.41*	0.98±0.42***
平均速度,cm/s	0.68±0.15	0.78±0.23**	0.85±0.23***
橢圓面積,cm ²	0.62±0.31	0.91±0.7**	1.15±0.85***

註：* $p<0.05$ ，** $p<0.01$ ，*** $p<0.001$

表2 雙腳併攏站立時壓力中心軌跡之各項評估參數平均值(mean±SD)。

組別	控制組	鞋板	體驗裝
COP 軌跡長度,cm	22.52±5.83	23.04±5.5	23.13±6.18
AP 擺盪,cm	1.78±0.4	2.15±0.53**	2.06±0.59**



ML 擺盪,cm	2.25±0.44	2.08±0.63	2.08±0.61
平均速度,cm/s	1.13±0.29	1.15±0.25	1.16±0.31
橢圓面積,cm ²	2.53±1.04	2.57±1.5	2.97±2.34

註：*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

二、功能性前伸測試

受試者僅穿著鞋板、整套體驗裝時，FRT的伸長量相較於控制組分別下降4.58 cm、11.35 cm（表3）。結果顯示本研究設計之鞋板及體驗裝均顯著降低受測者手部前伸的長度，也就是說可顯著降低受測者之平衡與穩定度；並以體驗裝之效果較大。

鞋板增加受測者之不穩定度，是因為鞋板位於腳掌部位之踏板為向前傾斜之設計，受測者為了不讓腳跟翹起而破壞平衡，迫使腳下的壓力中心不能向前移動太多之故；此時若加上膝關節、肘關節及肩關節束帶之作用，可大幅降低受測者手臂向前伸出之活動範圍。

三、起身行走測試

受測者進行TUG所花費之平均時間，對照組為5.84秒，穿著鞋板者增加至8.45秒，穿著整套體驗裝則達到9.6秒。若進行雙重任務測試時，三組花費的時間均較單一任務時再增加0.4~1秒（表4）。統計顯示，無論是單一或雙重任務，穿著鞋板或體驗裝均顯著增加起身站立與行走所耗費的時間。

表 3 功能性前伸測試之手部伸長量(cm)(mean±SD)。

	控制組	鞋板	體驗裝
FRT 伸長量	41.8±4.8	37.2±5.5***	30.4±6.4***

註：*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

表 4 起身行走測試所耗費之平均時間（秒）(mean±SD)。

	控制組	鞋板	體驗裝
TUG 單一任務	5.87±0.31	8.45±0.92***	9.61±1.37***
TUG 雙重任務	6.86±0.38	8.83±1.04***	10.59±1.57***

註：*p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

伍、討論

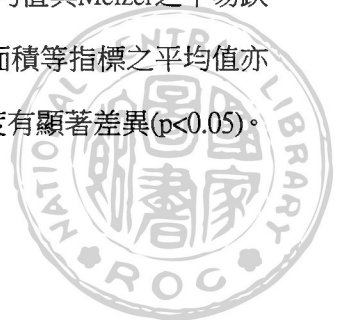
干擾鞋板與體驗裝在雙腳張開站立的情況下，壓力中心軌跡之各項參數無顯著的差異



(表1)，這顯示只穿著鞋板即可達到站立時增加輕微搖晃之效果。觀察平均值變化發現，兩種穿著組別在前後及內外側方向之擺盪範圍幾乎相同，而在軌跡長度、平均速度及橢圓面積等指標上，體驗裝之數據皆稍大於干擾鞋板；這是因為體驗裝會增加身體的負重，若發生晃動時產生較大之力矩，而使得軌跡長度、平均速度及橢圓面積微幅增加，但不影響最大的晃動範圍。在雙腳靠攏站立方面，鞋板與體驗裝之各項參數皆無顯著差異(表2)，這可能是因為鞋板內側突緣有並接的現象，使得兩隻鞋板形成一暫時性的結構體，造成壓力中心不易晃動之故。

鞋板與體驗裝均能顯著降低受測者於功能性前伸測驗之伸長量，而體驗裝的降低幅度顯著大於鞋板($p < 0.01$) (表3)。這是因為鞋板於腳掌下方之踏板為向前之傾斜之設計，使得身體重心無法大幅向前傾斜，否則將發生腳跟翹起的不平衡狀態；而體驗裝則是利用雙肩束帶限制軀幹挺直之作用，以及肩關節彈性束帶限制手臂前伸之距離。此兩種方法皆能有效降低手部向前之伸長量，並且具有相加乘之效果。穿著鞋板及體驗裝無論在單一或雙重任務下均可顯著增加TUG所耗費之時間(表4)，而體驗裝增加幅度顯著大於鞋板之作用($p < 0.01$)。這是因為鞋板與地面接觸之圓弧曲面能增加足部之不穩定晃動，減少步態循環(gait cycle)中擺盪期(swing phase)的時間，加上膝關節的約束作用，導致步長(step length)縮短，進而降低行走速度；另外，膝關節的約束作用及背板之腹部束帶限制軀幹前彎程度，造成受測者重心不易轉移至下肢，增加起身所花費的時間。綜合上述分析，鞋板與體驗裝均可顯著干擾受測者之動態平衡能力，然而各自之作用機制不同，合併作用時具加乘效果，因此體驗裝比單獨使用鞋板時更可模擬老年人之動態平衡與活動能力。

Melzer等人(2004)藉由描述靜態站立時壓力中心的軌跡，探討容易跌倒與不易跌倒兩種族群老年人的平衡穩定度差異，兩個族群平均年齡為 78.4 ± 5.9 與 77.8 ± 5.8 歲，而容易跌倒的老年人之定義為，在研究前六個月內發生至少兩次跌倒者。本研究以穿著體驗裝之測驗數據比較Melzer等人之研究結果，目的在於評估本研究設計之體驗裝模擬平衡能力老化之功效。結果顯示，在雙腳張開站立狀態時，體驗裝的前後與內外側方向之擺盪平均值與Melzer之不易跌倒老人之數值幾乎相同，壓力中心之路徑長度、平均速度及分布橢圓面積等指標之平均值亦無統計上之差異(表5)；在容易跌倒老人方面，僅壓力中心之路徑長度有顯著差異($p < 0.05$)。



此結果說明，穿著本研究設計之體驗裝與容易跌倒老年人在開腳站立狀態時有相似的平衡穩定性。

表 5 本研究穿著體驗裝之壓力中心軌跡參數與 Melzer 等人(2004)結果之比較(mean±SD)。

COP 參數	體驗裝	Melzer et al. (2004)	
		不易跌倒	容易跌倒
COP 軌跡長度,cm	17.01±4.61	20.8±10.02	22.0±7.41 ^b
AP 擺盪,cm	1.87±0.54	1.99±0.89	2.0±0.44
ML 擺盪,cm	0.98±0.42	0.99±1.0	1.1±0.44
平均速度,cm/s	0.85±0.23	1.0±1.11	1.1±0.44
橢圓面積,cm ²	1.15±0.85	1.65±1.11	1.94±1.74

b : p<0.05 ; 容易跌倒之軌跡長度顯著大於體驗裝之平均值

Duncan等人(1990)建立一精確、簡單而可靠之功能性前伸測試，用於臨床上快速評估病患或失能老人之平衡障礙。共有42位年齡介於41~87歲之健康男性志願者接受試驗，在41~69歲受測者的伸長量為38.1±5.6公分，在70~87歲組的伸長量各為33.4±3.9公分（表6）；相較於本研究中穿戴體驗裝受測者的平均伸長量（30.4±6.4公分），體驗裝之模擬功能著落於70~87歲之老年人的動態平衡能力。另外，Brauer等人(2001)使用FRT比較健康及平衡障礙老年人之動態平衡差異，其健康老人年齡為72.1±6.7歲，BBS分數為54.9±1.5分，伸長量之平均值為31.1±5.3公分；平衡障礙老年人年齡為79.4±6.5歲，BBS分數為46.7±3分，其伸長量之平均值為20.7±4.6公分。本研究之受試者為健康之年輕人(24.2±0.99歲)，BBS分數均為滿分56分，穿著體驗裝後之伸長量平均值與Brauer研究中之平衡障礙組尚有將近10公分的差距，然而與其健康老年人的平均值則無顯著差異，這結果顯示本研究設計之老化體驗裝約可模擬72歲左右之健康老年人的動態平衡能力。

表 6 穿著體驗裝之功能性前伸測試與 Duncan (1990)、Brauer (2001)結果之比較（單位：公分；mean±SD）。

	健康者	健康者		健康者	平衡障礙
	23-26 yr.	41-69 yr.	70-87 yr.	64-86 yr.	68-92 yr.
體驗裝	30.4±6.4				



(n=13)			
Duncan (1990)	38.1±5.6 ^a (n=22)	33.4±3.9 (n=20)	
Brauer (2001)		31.1±5.3 (n=15)	20.7±4.6 ^d (n=13)

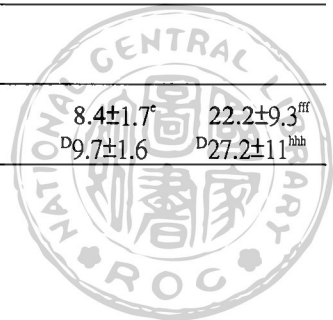
a : p<0.001 ; 顯著大於體驗裝之平均值

d : p<0.001 ; 顯著小於體驗裝之平均值

Bohannon (2006)回顧1997~2005年間之TUG研究，嘗試建立高齡族群花費時間之標準資料，其研究將受測者年齡分為60~69、70~79、80~99歲等三個族群，在95%信賴區間(confidence interval)下，三組高齡者完成TUG之標準時間分別8.1、9.2、11.3秒(表7)。本研究穿著體驗裝之測試時間為9.6±1.4秒，模擬老化效果最接近70~79歲組之高齡者。Brauer等人(2001)亦使用TUG比較健康(72.1±6.7歲)及平衡障礙(79.4±6.5歲)兩組老年人的動態平衡差異，兩者所花費之平均時間分別為6.8±1.2、11.2±2.5秒；若進行雙重任務測試時，兩者之平均值分別增至7.8±1.4、13.1±3.8秒。對照本研究穿著體驗裝之數據，無論是單一或雙重任務之測試，穿著體驗裝者所耗費的時間均介於健康及平衡障礙高齡者之間。另外，Shumway-Cook等人(2000)則分析不易跌倒(78.4±5.8歲；BBT=55.5分)與容易跌倒(86.2±6.4歲；BBT=32.7分)兩組老年人所耗費的時間，而本研究中穿著體驗裝於單一任務時花費之平均時間顯著高於不易跌倒之高齡者(p<0.05)，雙重任務則無顯著差異；但是無論單一或雙重任務，體驗裝所花費時間遠不及容易跌倒之老年人。因此，就TUG指標而言，本研究設計之老化體驗裝至少應可模擬70~80歲之健康老年人的動態平衡與活動能力。

表 7 穿著體驗裝之起身行走測試與 Bohannon (2006)、Brauer (2001)、Shumway-Cook (2000) 結果之比較(單位：秒；mean±SD)。

	健康者				健康者	平衡障礙	不易跌倒	易跌倒
	23-26 yr.	60-69 yr.	70-79 yr.	90-99 yr.	64-86 yr.	68-92 yr.	65-85 yr.	76-95 yr.
體驗裝	9.6±1.4 ^D 10.6±1.6							
Bohannon (2006)		8.1	9.2	11.3				
Brauer (2001)					6.8±1.2 ^{aaa} ^D 7.8±1.4 ^{ccc}	11.2±2.5 ^b ^D 13.1±3.8 ^d		
Shumway-Cook (2000)							8.4±1.7 ^f ^D 9.7±1.6 ^g	22.2±9.3 ^{fff} ^D 27.2±11 ^{hhh}



D：雙重任務條件下進行測試。

aaa：p<0.001；單一任務時顯著小於體驗裝之平均值

b：p<0.05；單一任務時顯著大於體驗裝之平均值

ccc：p<0.001；雙重任務時顯著小於體驗裝之平均值

d：p<0.05；雙重任務時顯著大於體驗裝之平均值

e：p<0.05；單一任務時顯著小於體驗裝之平均值

fff：p<0.001；單一任務時顯著大於體驗裝之平均值

hhh：p<0.001；雙重任務時顯著大於體驗裝之平均值

陸、 結論

本研究設計之高齡者模擬體驗裝由干擾平衡之鞋板、背板及四肢之束縛裝置構成，鞋板是造成靜態站立不穩定的主要因素，鞋板與體驗裝上之束縛裝置均是影響動態不平衡的主因，而且兩者具有加乘效果。為了貼近老化後之平衡與活動能力，本研究建議高齡者模擬體驗裝的設計應同時具備干擾平衡之鞋具及軀幹與四肢之束縛裝置。

本研究設計之高齡者模擬體驗裝應該具有相似容易跌倒老年人靜態站立之穩定度，同時至少具有70~80歲健康老年人之功能性前伸動作及起身行走之動態平衡與活動能力。

柒、 參考文獻

辛和宗(2011)，老人生理學，華格納企業有限公司。

老人教育政策白皮書，教育部，2006年11月。

黃小玲、謝清麟、林柏欣、楊怡君、黃恢濤 (1995)，柏格氏平衡量表之信度及同時效度檢定。
職能治療學會雜誌，13，25-33。

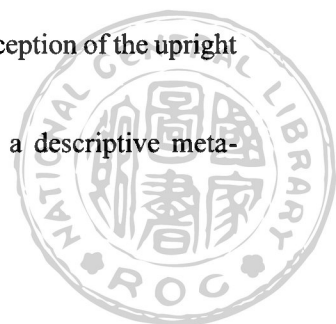
Arnold, C. M. and R. A. Faulkner (2007). 'The history of falls and the association of the timed up and go test to falls and near-falls in older adults with hip osteoarthritis', *BMC Geriatrics*, 7:17.

Berg, K., B. E. Maki, J. I. Williams, P. J. Holliday and S. L. Wood-Dauphinee (1992). 'Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11):1073-1080.

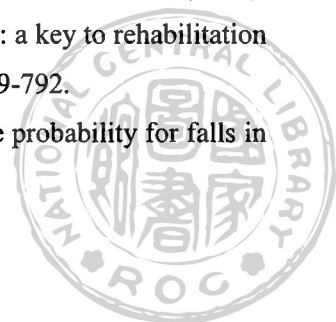
Berg, K., S. L. Wood-Dauphinee and J. I. Williams, (1995). 'The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke', *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27(1):27-36.

Blaszczyk, J. W., P. D. Hansen and D. L. Lowe (1993). 'Postural sway and perception of the upright stance stability borders', *Perception*, 22(11):1333-1341.

Bohannon, R. W. (2006). 'Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-



- analysis', *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 29(2):64-68.
- Brauer, S. G., M. Woollacott and A. Shumway-Cook (2001). 'The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons', *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(8):M489-496.
- Brusse, K. J., S. Zimdars, K. R. Zalewski and T. M. Steffen (2005). 'Testing functional performance in people with Parkinson disease', *Physical Therapy*, 85(2):134-141.
- Duncan, P., D. K. Weiner, J. Chandler and S. Studenski (1990). 'Functional reach: a new clinical measure of balance', *Journal of Gerontology*, 45(6):M192-197.
- Duncan, P., S. Studenski, L. Richards, S. Gollub, S. M. Lai, D. Reker and D. Johnson (2003). 'Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke', *Stroke*, 34(9):2173-2180.
- Geurts, A. C., T. W. Mulder, B. Nienhuis and R. A. Rijken (1991). 'Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13):1059-1064.
- Harrison, A. L. (2004). 'The influence of pathology, pain, balance, and self-efficacy on function in women with osteoarthritis of the knee', *Physical Therapy*, 84(9):822-831.
- Horak, F. B. and L. M. Nashner (1986). 'Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations', *Journal of Neurophysiology*, 55(6):1369-1381.
- Mann, G. C., S. L. Whitney, M. S. Redfern, D. F. Borello-France and J. M. Furman (1996). 'Functional reach and single leg stance in patients with peripheral vestibular disorders', *Journal of Vestibular Research*, 6(5):343-353.
- McCollum, G. and T. K. Leen (1989). 'Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance', *Journal of Motor Behavior*, 21(3):225-244.
- Melzer, I., N. Benjuya and J. Kaplanski (2001). 'Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks', *Gerontology*, 47(4):189-194.
- Melzer, I., N. Benjuya and J. Kaplanski (2004). 'Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers', *Age and Ageing*, 33(6):602-607.
- Murray, M. P., A. A. Seireg and S. B. Sepic (1975). 'Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment', *Journal of bone and joint surgery*, 57(4):510-516.
- Podsiadlo, D. and S. Richardson (1991). 'The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons', *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2):142-148.
- Qutubuddin, A. A., P. O. Pegg, D. X. Cifu, R. Brown, S. McNamee and W. Carne (2005). 'Validating the Berg Balance Scale for patients with Parkinson's disease: a key to rehabilitation evaluation', *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4):789-792.
- Shumway-Cook, A., S. Brauer and M. Woollacott (2000). 'Predicting the probability for falls in



community-dwelling older adults using the Timed Up& Go Test', *Physical Therapy*, 80(9):896-903.

Thapa, P. B., P. Gideon, R. L. Fought, M. Kormicki and W. A. Ray (1994). 'Comparison of clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents', *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(5):493-500.

Tyson, S. F. and L. H. DeSouza (2004). 'Reliability and validity of functional balance tests post stroke', *Clinical Rehabilitation*, 18(8):916-923.

