

國立臺灣體育學院體育研究所

碩士學位論文

身體狀態限制對兒童靜態平衡動作控制
的發展效應

THE DEVELOPMENTAL EFFECTS OF STANDING CONTROL
IN CHILDREN UNDER INDIVIDUAL CONSTRAINT



研究生：林尚武 撰

指導教授：陳重佑 博士

中華民國九十一年六月

博碩士論文電子檔案上網授權書

(提供授權人裝釘於紙本論文書名頁之次頁用)

本授權書所授權之論文為授權人在國立臺灣體育學院體育研究所 90 學年度第二學期取得碩士學位之論文。

論文題目：身體狀態限制對兒童靜態平衡動作控制的發展效應

指導教授：陳重佑博士

茲同意將授權人擁有著作權之上列論文全文(含摘要)，非專屬、無償授權國家圖書館及本人畢業學校圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或其他各種數位化方式將上列論文重製，並得將數位化之上列論文及論文電子檔以上載網路方式，提供讀者基於個人非營利性質之線上檢索、閱覽、下載或列印。

- 讀者基於非營利性質之線上檢索、閱覽、下載或列印上列論文，應依著作權法相關規定辦理。

授權人：林尚武

簽名：_____ 中華民國 91 年 7 月 9 日

論文名稱：身體狀態限制對兒童靜態平衡動作控制的發展效應

總頁數：90 頁

院校所組別：國立臺灣體育學院體育研究所體育組

畢業時間及提要別：九十學年度第二學期碩士學位論文提要

研究生：林尚武

指導教授：陳重佑

論文提要內容：

中文摘要

動作發展的動態系統觀點強調動作的發展是由環境、工作及個體三個次系統交互影響所產生。本研究的主要目的即是透過短時期強度高的全身性疲勞運動，產生身體疲勞狀態的個體限制，以了解身體疲勞狀態對於不同年齡之中晚期兒童平衡控制型態的影響。本研究以 8 歲、10 歲及 12 歲男童各 5 名為實驗參加者，個別在 Kistler 垂直跳躍反應板上接受連續原地垂直跳躍的無氧運動處理，直到無力再跳為止，並用 Kistler 垂直跳躍反應板檢查實驗參加者接受疲勞運動處理的效果。疲勞運動處理前後分別透過 Catsys 2000 平衡穩定測量系統、Biovision 多通道多功能訊號處理系統（包含電子關節角度計及傾斜計），記錄實驗參加者完成 1 分鐘開眼單足靜態站立平衡動作時的生物力學參數變化特徵。統計方法是以混合設計二因子變異數分析進行年齡差異與個體限制前後的比較（ $\alpha = .05$ ），並以 Duncan 法進行事後比較。結果發現不同年齡兒童在疲勞狀態下，軀幹矢狀面及額狀面角速度變異性、壓力中心擺動速度及矢狀軸擺動距離，均比疲勞前大（ $p < .05$ ）。各關節平衡控制的工作特徵方面，疲勞前不同年齡兒童在各關節角速度變異性並無顯著差異（ $p > .05$ ）；但是在疲勞狀態下，8 歲組兒童髖關節矢狀面角速度變異性（ $9.17 \pm 1.49 \text{deg/s}$ ）顯著高於 10 歲組兒童（ $6.08 \pm 0.33 \text{deg/s}$ ）（ $p < .05$ ）；而 10 歲組兒童的踝關節額狀面角速度變異性（ $14.57 \pm 4.70 \text{deg/s}$ ）則顯著高於 8 歲組（ $9.38 \pm 2.12 \text{deg/s}$ ）及 12 歲組兒童（ $9.60 \pm 1.54 \text{deg/s}$ ）（ $p < .05$ ）。此一結果說明，兒童靜態平衡控制表現受個體疲勞狀態限制的影響，不同年齡的兒童在疲勞狀態下，均產生較大的身體擺動情形。雖然不同年齡兒童在疲勞狀態前之平衡控制型態並沒有不同，然而在疲勞狀態的個體條件限制下，不同年齡兒童顯現出不同的平衡控制型態，而其中更出現平衡控制發展的階段性改變現象。

關鍵詞：生物力學、動作發展、平衡控制、年齡差異、個體限制、疲勞

謝 誌

二年的時光實在是轉眼即逝，然而卻也是最豐收、最難忘的人生旅程。這本論文能夠順利完成，首先，我想最應該感謝的是指導教授陳重佑博士。在重佑老師的身上，我看到一份對於學術追求的無比熱忱與悔人不倦的教學態度，更體會到知識的汲取是來自於謙卑的態度、踏實的過程與一顆對真善美的堅持。而重佑老師亦師亦友的指導方式，也讓我幸運獲得許多對於學問的辨證空間，特別在這段求學的過程當中，每在遭遇挫折之時，總給予我許多的激勵。總總這些，都將銘刻在我的心中，對於未來人生的途旅有莫大的助益。其次，我也要感謝呂欣善老師、卓俊伶老師、劉宇老師及蔡虔祿老師在百忙當中仍撥冗指導我的論文，並不吝給予我許多寶貴的建議與思考方向，使得這本論文可以更臻完美，並讓我對於這二年來的學習所得更加珍惜。

我更要感謝陳定雄所長不斷的鼓勵與叮嚀，以及導師林文郎博士的諄諄教悔與提醒，因為他們才能讓論文的進行有早日的規劃，得以如期完成學業。此外，在文獻搜集的過程中，圖書館尹麗芳組長也給予莫大的幫助與指導，讓我可以事半功倍，因而對於研究問題背景有更完整的瞭解；而在閒聊中，許光庶老師總帶給我不同的啟發與收穫，並在精神上給予許多鼓勵。在這二年的求學生涯中，力學團隊的夥伴們：燕明、榮顯、榮全與梅松，由於他們的陪伴，讓我的實驗過程不至於孤寂獨行，在互相砥勵與幫助的過程中，更體會到一起做實驗的樂趣與成就感。我也要感謝海東國小郭鵬飛校長、俊銘、星斗、秀鳳、彩雲、冬梅、美莉、秀容、永浩、文芳、美玲、龍寶、愛惠與博輝老師，因為他們的協助與支持，才使得論文的實驗可以順利完成。其次，正淮、育恩、志沛在各項事務上，也給予我許多的協助，真的非常感謝他們！

最後，我要感謝我的家人。謝謝爸爸媽媽含辛茹苦的栽培，讓我有機會得以窺探知識的奧祕。另外，也感謝姐姐與姐夫對於論文研究結果的討論與經驗分享。而最重要的，我要感謝內人 - 紫娟，若不是她在生活上無微不至的支持與照料，並給予無比的包容，使我能夠無後顧之憂全力於知識的汲取，這二年來的成果都將成為不可能，在此願將這點滴的成果獻給她。

林尚武 謹誌
中華民國九十一年六月

目 錄

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
謝誌.....	iii
目錄.....	iv
表目錄.....	vii
圖目錄.....	x
第壹章 緒論.....	1
第一節 問題背景.....	1
第二節 研究目的與假設.....	4
第三節 名詞解釋及操作型定義.....	5
第四節 研究範圍與限制.....	8
第五節 研究的重要性.....	9
第貳章 文獻探討.....	10
第一節 理論基礎---動態系統觀點.....	10
第二節 平衡控制的感覺系統與策略.....	14

第三節	疲勞對動作表現影響的相關研究.....	22
第四節	兒童平衡控制發展的相關研究.....	27
第五節	疲勞對平衡能力之影響的相關研究.....	34
第六節	本章總結.....	36
第參章	研究方法與步驟.....	38
第一節	實驗參加者.....	38
第二節	實驗時間與地點.....	39
第三節	實驗儀器與設備.....	40
第四節	場地佈置.....	43
第五節	實驗步驟.....	44
第六節	資料的收集與處理方法.....	46
第七節	統計方法.....	51
第肆章	結果與討論.....	52
第一節	壓力中心動力學特徵之差異.....	52
第二節	軀幹角速度變異性之差異.....	56
第三節	不同關節角速度變異性之差異.....	57
第四節	討論.....	61

第五章 結論與建議.....	68
第一節 結論.....	68
第二節 建議.....	70
引用文獻.....	71
中文部份.....	71
外文部份.....	72
附錄 I：疲勞前後壓力中心各參數的統計結果.....	81
附錄 II：疲勞前後軀幹傾斜角速度變異性參數的統計結果.....	84
附錄 III：疲勞前後不同關節角速度變異性參數的統計結果.....	85
附錄 IV：參與研究家長（監護人）同意書.....	89

表 目 錄

表 1：實驗參加者基本資料.....	39
表 2：實驗參加者從事疲勞運動的各項參數.....	39
表 3：疲勞前後壓力中心各參數的平均數與標準差.....	81
表 4：壓力中心擺動速度混合設計二因子變異數分析摘要表.....	81
表 5：壓力中心矢狀軸擺動距離 混合設計二因子變異數分析摘要表.....	82
表 6：壓力中心橫軸擺動距離 混合設計二因子變異數分析摘要表.....	82
表 7：壓力中心橫軸擺動距離 混合設計單純主要效果變異數分析摘要表.....	82
表 8：壓力中心平均擺動距離 混合設計二因子變異數分析摘要表.....	83
表 9：壓力中心擺動面積 混合設計二因子變異數分析摘要表.....	83
表 10：疲勞前後軀幹角速度變異性的平均數與標準差.....	84
表 11：軀幹矢狀面角速度變異性 混合設計二因子變異數分析摘要表.....	84

表 12：軀幹額狀面角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	84
表 13：疲勞前後不同關節角速度變異性的平均數與標準差.....	85
表 14：髖關節矢狀面角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	86
表 15：髖關節矢狀面角速度變異性	
混合設計單純主要效果變異數分析摘要表.....	86
表 16：髖關節矢狀面角速度變異性	
單純主要效果事後比較摘要表.....	86
表 17：髖關節額狀面角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	87
表 18：膝關節角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	87
表 19：踝關節矢狀面角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	87
表 20：踝關節額狀面角速度變異性	
混合設計二因子變異數分析摘要表.....	87
表 21：踝關節額狀面角速度變異性	
混合設計單純主要效果變異數分析摘要表.....	88

表 22：踝關節額狀面角速度變異性

單純主要效果事後比較摘要表.....88

圖 目 錄

圖 1：實驗儀器設備.....	42
圖 2：實驗步驟流程圖.....	45
圖 3：殘差分析最佳截止頻率選擇示意圖.....	47
圖 4：殘差分析結果.....	48
圖 5：實驗參加者平衡時踝關節額狀面角位移數據.....	49
圖 6：傾斜計及關節角度計在實驗參加者的配置圖.....	50
圖 7：壓力中心橫軸擺動距離.....	54
圖 8：髁關節矢狀面角速度變異性.....	58
圖 9：踝關節額狀面角速度變異性.....	60

第壹章 緒論

第一節 問題背景

在日常生活當中，不論是靜態或是動態的活動，平衡控制是影響動作表現相當重要的基本技能 (Gallahue & Ozmun, 2002; Massion & Woollacott, 1996)，也是避免跌倒或是運動傷害發生的重要因素。中晚期兒童是熱愛身體活動的時期，也是身體各種基本能力探索的階段，在校園中常可以見到兒童們追逐著遊戲著，尤其是體育課更是兒童們最期待的一節課。平衡如同其它的動作基本能力，也會因年齡的增長而發展 (Gallahue & Ozmun, 2002)。此外，平衡的表現與視覺、前庭、本體感覺、動機、外在回饋及注意力是否集中、呼吸之型態與頻率等心理、生理功能有關 (Adlerton & Moritz, 1996; Jeong, 1991)。由於人體的平衡與姿勢控制對人類的生活是如此的重要，因此有關人體平衡控制在不同年齡對象表現差異 (Era & Heikkinen, 1985; Woollacott, Debu & Shumway-Cook, 1987; Woollacott & Shumway-Cook, 1990)、不同特徵對象表現差異 (Nashner, Shumway-Cook & Marin, 1983; Nashner, Black & Wall, 1982) 或是不同感覺訊息輸入實驗操弄對平衡控制的影響 (Dornan, Fernie & Holliday, 1978; Nashner, 1971; Forssberg & Nashner, 1982)，也就

引起了廣泛的探討。雖然以往的研究已經累積了許多對於平衡機制與能力的知識，但是在實際的生活中，人體姿勢控制經常要在許多不同的條件背景下進行，在運動的環境中，人體常處於身體疲勞的情況下表現運動技能（Arnett、Deluccia & Gilmartin，2000），因此，在身體疲勞狀態下，是否對平衡控制的維持有所影響呢？

Lepers、Bigrad、Diard、Gouteyron 和 Guezennec（1997）發現長時間的運動造成如視覺、前庭、身體感覺等感覺器官適應運動中高度刺激的環境，使得其敏感度下降，而導致運動後平衡控制表現的下降。觀察兒童的遊戲運動方式，可以發現其都是以短距離衝刺追逐或是跳躍等短時間但強度高的活動方式為主，較少持續長時間的運動方式，因此對於中晚期兒童的身體疲勞狀況，似乎又與 Lepers 等人

（1997）的研究情境有所不同。Adlerton 和 Moritz（1996）研究小腿肌肉（calf-muscle）的疲勞運動對身體擺動的影響，並未發現疲勞運動會增加姿勢的擺動，其認為是因為有其它的身體機制對姿勢的控制加以補償。然而身體的疲勞若就產生的部位可以分為局部疲勞與全身性疲勞（林正常，1995），但是在 Adlerton 和 Moritz 這個研究中的局部肌肉疲勞效果，似乎與中晚期兒童全身性的活動型態不同。究竟這樣全身性的短時期高強度的運動方式所造成的疲勞，是否會使得中晚期兒童平衡能力有所改變？

關於兒童的平衡控制動作發展研究，9 歲左右的兒童已經逐漸開始有與成人相近似的姿勢控制表現（Forssberg & Nashner，1982；Shumway-Cook & Woollacott，1985；Taguchi & Tada，1988），但 Woollacott、Debu 和 Mowatt（1987）的研究指出 7 到 10 歲的兒童與成人相近似之平衡控制型態，會因為在更快速移動的平台干擾狀況而消失。因此，如果在更高程度的環境條件要求下，會使得成熟平衡控制型態消失，那麼在身體疲勞負荷狀態下，所形成的更高程度的身體條件要求，是否也會對姿勢控制型態產生影響呢？另外，過去兒童姿勢控制發展的研究中（Woollacott & Sveistrup，1992；Shumway-Cook & Woollacott，1985；Woollacott、Debu & Mowatt，1987）可以發現一個特別的現象，即姿勢控制能力的發展並非隨著年齡的增長呈線性的進展，而是在不同年齡呈現階段性的發展。當兒童要去學會控制新的動作或是不同的動作控制策略時，平衡控制便會出現短暫的退化（regression）現象。

動作發展的動態系統（dynamic systems）觀點，強調動作的發展是由環境（environment）、工作（task）與個體（individual）三個次系統（sub-systems）交互影響所產生。然而由於某些條件如工作、環境與個體限制（constraints）因素產生改變，動作開始產生不穩定（instability）的狀態，而此時即是動作的轉換（transition）的關鍵時

期，個體會經由自我組織(self-organization)去形成另一個動作型態。而在經過這個階段的發展後，動作即進入另一個穩定的狀態，動作的發展因而形成(Magill, 1998)。在兒童姿勢控制發展的研究中發現，當兒童要學習新的動作控制或是動作策略時，所面對的是一個新的工作，由於工作的不同使得原本穩定的姿勢控制型態產生不穩定的狀態，而經歷了這個動作轉換的關鍵時期後，姿勢控制就會到達另一個穩定的階段，這樣的發展現象似乎與動態系統的觀點不謀而合。因此，如果工作的不同造成動作控制型態的改變，那麼一個值得探討的問題是，當動態系統理論中個體條件改變時，也就是在個體疲勞的條件下時，平衡的控制型態是否會從原有的型態產生改變呢？而這種型態的改變在不同年齡的兒童身上是否有所不同呢？

第二節 研究目的與假設

一、研究目的

從上述問題背景的探討後，本研究的主要目的即是透過短時期強度高的全身性疲勞運動，產生身體疲勞狀態的個體限制，以了解身體疲勞狀態，對於不同年齡兒童平衡控制型態的影響。

二、研究假設

- (一) 疲勞運動前後，不同年齡中晚期兒童開眼單足靜態站立平衡控制，其壓力中心 (centre of pressure, COP) 擺動速度、矢狀軸擺動距離、橫軸擺動距離、平均擺動距離及擺動面積會產生顯著差異。
- (二) 疲勞運動前後，不同年齡中晚期兒童開眼單足靜態站立平衡控制，其髖、膝及踝關節角速度變異性會產生顯著差異。
- (三) 疲勞運動前後，不同年齡中晚期兒童開眼單足靜態站立平衡控制，其身體軀幹傾斜角速度變異性會產生顯著差異。

第三節 名詞解釋及操作型定義

一、身體狀態限制

動作發展的動態系統觀點認為動作的產生，是由個體、環境與工作三個次系統所交互作用而形成，其中個體的層面包含所有與動作形成有關的身體系統，如骨骼肌肉系統、姿勢平衡控制系統、感覺系統、心血管系統等，這些個體的相關因素在面對環境的特性與工作的要求時，會產生自我組織的功能 (Haywood, 1993)。本研究即透過連續垂直跳運動使實驗參加者產生疲勞，造成身體

狀態的個體限制 (individual constraint)。

二、靜態平衡 (static balance)

本研究採用開眼單足站立為靜態平衡動作。雖然過去研究指出慣用腳與非慣用腳的平衡控制並無顯著差異 (Harrison、Duenkel、Dunlop & Russell , 1994 ; Hoffman、Schradex、Applegate & Koceja , 1998) , 但是在這些研究中的實驗參加者的年齡均在 17 歲以上 , 與中晚期兒童的身體條件不同。為了避免可能因慣用腳而產生的差異 , 本研究以慣用腳為支撐腳 , 另一腳髖關節彎曲 90 度 , 膝關節則放鬆自然呈 90 度。慣用腳的評定方式則採用 Harrison、Duenkel、Dunlop 及 Russell (1994) 研究中對於慣用腳的評定方式 , 其方式為實驗參加者站立時 , 踢球所使用的腳即為慣用腳。另外 , 曾惠仁及趙文元 (1996) 認為靜態平衡測驗的時間以 1 分鐘較為合適。因此本研究的靜態平衡動作是以在人體平衡穩定測量板上 (sway force plate) , 進行 1 分鐘開眼單足靜態站立平衡。

三、疲勞指數 (fatigue index)

有關於實驗參加者在疲勞運動時是否盡力 , 是以 Quattro jump 的

分析軟體，計算每一位實驗參加者從運動開始到自覺無力再跳時這段時間的疲勞指數，其計算公式如公式（1）：

$$\text{疲勞指數} = \frac{\text{最後 5 次跳躍高度的平均值}}{\text{前 5 次跳躍高度的平均值}} \times 100\% \quad \text{公式（1）}$$

公式（1）中，跳躍高度是指向上跳躍時，身體質量中心（centre of mass, COM）位移的最大值。

四、角速度變異性（variability of angular velocity）

有關於各個運動學參數的選擇，考慮到靜態平衡動作的身體擺動，屬於輕微的振動情形，因此決定將身體無擺動情形視為零，計算髖關節、膝關節、踝關節、軀幹的角速度變異性，以了解身體各部位輕微的活動情形。其計算公式如公式（2）：

$$\text{角速度變異性} = \sqrt{\frac{\sum (X - 0)^2}{N}} \quad \text{公式（2）}$$

公式（2）中，X 為每一個採樣（sampling）的角速度值，N 為全部採樣數。

第四節 研究範圍與限制

由於以往有關於平衡控制能力的發展，雖然因各研究年齡的分組差異、所探討的參數不同或是實驗情境設計的差異而有不同的結果，但是可以發現在 9 歲左右開始，兒童的平衡控制即趨近成熟的階段；不過值得注意的是，在更多條件的限制下，則這種平衡控制的成熟有延後出現的現象。因此，為了更清楚了解中晚期兒童平衡控制的年齡效應，及在身體疲勞的個體限制的狀態下，平衡控制所產生的變化，本研究以 8、10、12 歲男童的自願實驗參加者為研究對象，以了解開眼單足站立靜態平衡控制的年齡效應，及在個體疲勞的狀態下，對既有的開眼單足靜態平衡控制動作型態所產生的變化。本研究的資料收集是採用人體平衡穩定測量板、傾斜計及關節角度計為測量工具。另外，在研究中有關於疲勞引發的過程及開眼單足站立靜態平衡動作的表現，除了在實驗的情境力求控制外，在實驗參加者進行疲勞運動的過程中，也加以精神上的鼓勵。因此，本研究假定所有實驗參加者均能按照實驗要求盡力完成。最後，由於本研究為橫向研究（cross sectional study），因此未來在縱貫年齡效應上，應注意無法解釋年齡改變的研究限制。

第五節 研究的重要性

平衡控制是許多動作的基礎，在體育課的教學或是課程內容的安排上，均需要對學生的起點行為有所了解。本研究可以了解中晚期兒童靜態平衡控制的年齡差異情形，使教學者可以對不同年齡兒童靜態平衡控制有更全面的了解。另外，由於中晚期兒童熱愛運動，因此也產生了不同程度的身體疲勞狀態，透過本研究也可以了解身體疲勞狀態對中晚期兒童平衡控制動作型態的影響，以供體育教學者在教學時的參考。

第貳章 文獻探討

本章將以往相關的文獻加以探討，分為第一節、理論基礎---動態系統觀點；第二節、平衡控制的感覺系統與策略；第三節、疲勞對動作表現影響的相關研究；第四節、平衡能力發展的相關研究；第五節、疲勞對平衡能力之影響的相關研究；第六節、本章總結。

第一節 理論基礎---動態系統觀點

姿勢控制發展早期的反射層級模式 (reflex-hierarchical model) 觀點認為，隨著個體的成熟，更高層的反射會取代較為低層、基本的反射，因而產生更高水準的動作 (Woollacott、Assaiante & Amblard , 1996)。此外反射層級模式也認為，不同的動作水準由不同的中樞神經系統 (Central Nervous System , CNS) 所控制，如脊髓 (spinal cord) 神經控制較基本的動作如伸展反射 (stretch reflexes)，而複雜的平衡反應 (equilibrium reactions)，則是由最高層的中樞神經大腦皮質 (cortex) 所控制。隨著神經成熟的過程，動作會從反射控制發展為自主控制 (voluntary control)，而從爬、坐、站到獨立行走或是平衡

的不同動作的出現，則是因為更高層的中樞神經成熟所致（Wollacott & Shumway-Cook, 1990）。這樣的觀點其缺點是缺乏在不同條件下的可適應性，例如，截肢者由於身體結構上的限制而有與正常人不同的姿勢控制方式。沒有受過訓練的成人在走平衡木時也常失去平衡，以上二者其神經發展似乎都已發展完成，然而因為身體狀態上的限制或是因為所面臨的是不熟悉的環境要求，而使得原有的良好姿勢控制能力受到影響。Haas 及 Diener（1988）以 6 個月到 15 歲之 48 名正常兒童、14 名動作心智發展遲緩兒童及 14 名動作拙劣（clumsiness）兒童為實驗參與對象，以突然向後旋轉的平台為實驗情境，研究肌肉反應的肌電訊號變化。研究結果發現，雖然隨著年齡的增加姿勢控制愈趨成熟，但是不論是哪一個年齡的兒童，都表現出相同的姿勢調整型態。另外，隨著年齡增加、活動練習增多，而使得預期的姿勢控制行為增加。因此研究者認為，姿勢控制的發展並不能以是更複雜的神經成熟來加以解釋。

自從 Bernstein（1967）提出自由度的問題、周邊不確定性及功能協同等對動作發展與控制的解釋，動作發展（motor development）的思維開始趨向於動態系統（dynamic systems）的概念模式。這個模式與動作發展成熟觀點（maturational perspective）（Gesell, 1954；McGraw, 1943）不同，成熟觀點認為中樞神經的成熟是主要影響動

作發展的要素，然而動態系統認為某些動作的出現是受到許多關鍵因素的控制。這些因素可分為環境、工作與個體三個次系統（sub-systems），中樞神經只是個體次系統的其中一個要素，而由於這三個次系統的交互作用，產生了特定的動作型態。另外這三個次系統它們對動作的發展有所謂速率限制（rate-limiting）的影響，意思是在這些因素的某些限制下，新的動作並無法出現，而當這些速率限制中最慢的因素成熟後，另一個新的動作才會出現（Haywood & Getchell, 2001）。此外，人體也會隨著這些因素的變化，透過自發的自我組織（spontaneous self-organization）的能力，而形成在特殊條件下的特有動作型態。最後，動態系統認為動作的發展是不連續性的（discontinuous），即使是在某些次系統的連續性的改變下，動作常是以突現（emerging）的階段方式發展，例如隨著跑步速度的持續增加，馬會產生從走到小跑（trot）再到快跑（gallop）的三種不同腳步動作型態（Haywood & Getchell, 2001）。此外在動作穩定的階段，由於動作本身吸引子（attractor）的影響，動作不易產生改變，然而由於環境、工作與個體某些條件的變化，動作開始產生不穩定的狀態（instability），而此時即是動作轉換（transition）的關鍵期，經過這個階段的發展後，動作即進入另一個穩定階段（Magill, 1998）。過去兒童的姿勢控制發展的研究中（Woollacott & Sveistrup, 1992；

Shumway-Cook & Woollacott, 1985; Woollacott, Debu & Mowatt, 1987) 也發現當兒童要學習一個新的動作或是不同的動作控制策略時，會產生平衡控制型態不穩定的短暫退化階段，而經過了這個階段的轉換後，平衡控制型態即發展到另一個穩定的階段。因此，姿勢控制的發展並非隨著年齡的增長呈線性的進展，而是在不同年齡呈現階段性的發展。

以動態系統觀點來探討動作型態變化的研究，梁嘉音、卓俊伶及簡曜輝 (1998) 以 1 名社會甲組的女性籃球球員為實驗參加者，探討投籃距離的環境限制對於投籃動作型態的影響。研究結果發現，投籃距離的不同會使得投籃的動作型態產生改變，而且到了一定的距離後，動作會產生關鍵性的退化現象。另外，楊梓楣及卓俊伶 (1998) 以 14 名平均年齡為 8 歲的國小二年級兒童為實驗參加者，探討不同大小尺寸的球所造成的環境限制，對兒童接球動作型態的影響。研究結果發現，接球動作的型態會因球的尺寸大小而產生改變，而這種改變是關鍵突現的階段性變化。

因此，從動態系統的觀點來解釋不同動作的產生，可以發現其解釋可以含蓋實際生活中許多動作形成的原因，也解決了平衡控制動作發展神經成熟觀點所無法解決的老化 (aging) 問題 (Haywood & Getchell, 2001)，也讓我們知道動作是隨著所處的環境、所面對的動

作及自己身體的狀態而有所改變。

第二節 平衡控制的感覺系統與策略

一、平衡控制的感覺系統

人體的平衡控制是一個相當複雜的過程，而人體的平衡控制機制的感覺訊息來源主要可以分為視覺系統、前庭系統與軀體感覺系統，這些訊息提供中樞神經系統（CNS）有關於身體的位置或活動狀態，並在比較這些不同來源的訊息後加以整合（integration），產生適當的肌肉反應，以維持人體的平衡。

（一）視覺系統（visual system）

視覺對人體姿勢控制扮演很重要的角色，在從事單足站立平衡時，可以很容易而清楚地感受到，在開眼時比在閉眼時更容易去維持身體的平衡。視覺系統主要在監控人體頭部及身體移動時，與外在環境之間的關係，並隨著之間關係的變化而調整姿勢（Massion & Woollacott, 1996）。有關於視覺對姿勢控制影響的相關研究，Dornan、Fernie 及 Holliday（1978）對年齡從 14 到 82 歲包含有 39 名膝關節上方截肢患者與 105 名正常人，進行開眼與閉眼靜態平衡能力的研究。

研究結果發現，在張開眼睛時擺動的軌跡（locus of sway）截肢者與正常人相同，但是在開眼與閉眼的擺動軌跡的比值上，雖然在截肢者與正常人各組內不同年齡的實驗參與者上並無顯著差異，然而截肢者比正常人在開眼與閉眼的擺動軌跡比值上有更大的差異，顯示在平衡時截肢者比正常人更為依賴視覺。在本體感覺回饋受損時，截肢患者依賴視覺作為補償以控制姿勢。

Lishman 和 Lee (1973) 以成人男性與女性各 8 名為實驗參與對象，以可以移動的軌道車與視覺房間為實驗設計，以了解視覺動覺訊息與其它如關節、皮膚與前庭這些機械動覺（mechanical kinaesthesia）的關係。研究結果發現，視覺的動覺訊息並非只是用來幫助機械動覺使其更為精確的附屬品，視覺是自發獨立的動覺，可以提供大量的動覺訊息。而在實驗中，隨著環繞實驗參加者視覺房間的移動，於靜止軌道車上的實驗參加者也同時產生擺動動作，顯示出視覺訊息被人體用來維持姿勢的平衡。

Nashner 和 Berthoz (1978) 對 3 名男性 2 名女性進行視覺對快速姿勢控制動作反應的影響，其實驗的設計是透過對視覺線索的操弄，使實驗參加者所產生的姿勢擺動與視覺線索發生不一致的情形，加以評估實驗參加者的腓腸肌的肌電訊號與身體擺動角度的差異。研究結果發現，在身體擺動與視覺線索一致的正常的情況與身體擺動與

視覺線索不一致的情況下，肌電訊號開始的時間都在實驗情境干擾開始的 100 毫秒內，但是在身體擺動與視覺線索不一致的情況中，肌肉反應開始的肌電訊號振幅（amplitude）較小，研究者並認為這種早期較小的肌電訊號，可能是人體系統為了先解決不一致的感覺輸入，以避免可能錯誤的反應。

此外，有些研究者也認為當身體擺動以及頭移動時，眼睛會針對身體移動產生某種視力流動的型態，視覺除了扮演外感受器（exteroceptors）外，同時也扮演著本體感覺的功能。如 Lee 和 Aronson（1974）以 7 名 13 到 16 個月的健康嬰兒為實驗參加對象，以可以前後移動的視覺房間為實驗情境，實驗參加者則站立於房間中。研究結果發現，在所有試驗結果中，有 82% 的試驗結果兒童會隨著視覺房間的移動產生同方向的擺動、跌倒，這證明了經由視覺房間移動所產生的身體擺動，兒童會與身體擺動的視覺本體感覺訊息產生一致的姿勢補償調整，因此兒童利用視覺本體感覺來維持姿勢。此外，由於機械本體感覺如踝關節、相關的肌肉與足底的機械感受器需要不斷的練習才能提供適當的訊息，因此，研究者也認為對於剛學會站立的嬰兒而言，視覺本體感覺比機械本體感受更有影響力，在維持站立上扮演了主要的角色。

(二) 前庭系統 (vestibular system)

人體的平衡與前庭系統有很大的關係，它包含了半規管 (semicircular canal) 與耳石 (otoliths)。半規管共有三個，彼此互相垂直，當頭轉動時就會刺激至少一個半規管，並由半規管將此訊息傳達至中樞，耳石主要在提供身體靜止時，頭部傾斜、方位與身體位置之訊息。半規管負責的是頭部擺動角加速度感覺的偵測，主要是快速高頻的姿勢擺動，而耳石則是負責頭部擺動時直線加速度感覺的偵測，特別是低頻的擺動 (Horak & Macpherson , 1996)。Massion 和 Woollacott (1996) 亦指出耳石可以偵測頭部在矢狀面 (sagittal plane) 及額狀面 (frontal plane) 與重力向量 (gravity vector) 之間的傾斜關係，在穩定頭部及身體的定位上扮演重要的角色。有關於前庭系統對平衡控制的研究，主要都是透過可以前後擺動的平台以除去踝關節的本體感覺，並在閉眼的情形下除去視覺線索，了解前庭系統的平衡控制機制。

Nashner (1971) 以 3 名平均年齡 23 歲的健康實驗參加者，透過前後擺動的平台，並以閉眼來除去視覺線索，研究結果發現，對於身體前後擺動而言，一開始的偵測工作是由半規管獨立完成，與耳石無關。

(三) 軀體感覺系統 (somatosensory system)

軀體感覺包含有肌肉受納器(muscle receptor) 關節受納器(joint receptor) 及皮膚受納器 (skin receptor) 三類。當外在刺激或是肌肉關節活動造成身體結構上的形變時, 受納器會將這種訊息傳達至中樞神經, 再由中樞神經對肢體及肌肉進行調節, 以產生適當的動作 (張曉昫及蔚順華, 1999)。有關於藉由實驗情境操弄軀體感覺輸入, 以探討軀體感覺輸入對平衡控制的影響, 大多針對踝關節受納器(ankle joint receptor) 或是足底皮膚感覺受器 (cutaneous foot sole sensors) 加以分析。如 Forssberg 和 Nashner (1982) 以 17 位年齡在 1.5 歲到 10 歲的兒童為實驗參與對象, 探討支撐表面與視覺環境的修改, 對平衡姿勢控制的肌電訊號變化的影響。研究結果發現, 各年齡層在自然固定的支撐表面上, 開眼、閉眼與視覺環境隨著身體擺動相對不變的三種情形下, 平衡表現並沒有顯著的差異, 這是由於支撐表面提供了有效的本體感覺訊息輸入之故。另外雖然越多正確的視覺線索下, 平衡穩定的表現有越好的趨勢, 但是在支撐表面的本體感覺及視覺均隨著身體擺動而相對不變的情形下, 7.5 歲以下的兒童則有明顯的不穩定現象, 而且其肌肉開始適當反應的肌電訊號潛伏時間也較長; 在支撐表面訊息與身體擺動不一致的實驗操弄下, 7.5 歲以下兒童比 7.5 歲以上的兒童其肌電訊號反應潛伏時間與幅度的變化均較大。

另外，為了更清楚了解足底皮膚感覺受器對於姿勢控制的重要性，Magnusson、Enbom、Johansson 和 Pyykkö (1990) 以 19 到 35 歲平均年齡為 25.6 歲的 13 名實驗參加者，研究者將這些實驗參加者的足部浸泡於冰水中，利用測力板為測量工具，以了解當足部皮膚感覺因冰冷 (hypothermia) 而消失時，對於姿勢控制的影響。研究結果發現，不論是在開眼或是閉眼時，足部受冰水浸泡時的身體擺動速度均比沒有冰水浸泡時要大，顯示足部皮膚感覺消失時，身體姿勢控制能力的減退。而這種減退情形在閉眼時比在開眼時要大，顯示視覺在足部皮膚感覺消失時對於姿勢控制的補償作用。

就姿勢平衡控制發展過程中，不同年齡兒童對於感覺訊息來源的運用方面，早期兒童如坐、爬、站、走等動作發展，以及其它基本運動能力的獲得，在 3 歲以前，主要是以視覺為姿勢平衡控制的訊息來源 (Woollacott、Shumway-Cook & Williams, 1989)。Bertenthal、Rose 和 Bai (1997) 發現 5 到 13 個月大的兒童，即使前庭與本體感覺並沒有身體擺動的訊息，也會因為視覺房間移動所產生的視線流動 (optical flow)，以為是自己身體產生了擺動，而產生調整姿勢的肌肉反應。因此這個時期的兒童，主要是以視覺為姿勢調整的訊息來源。到了 4 到 6 歲這個階段，兒童開始學習使用其它如前庭、身體感覺訊息，並將這些視覺、前庭與身體感覺三種不同來源的感覺訊息加

以整合，以完成身體的平衡控制（ Woollacott、 Shumway-Cook & Williams , 1989 ）。此外，有關於解決外在環境改變，所產生不同感覺訊息衝突的能力方面， Forssberg 和 Nashner (1982) 認為， 7.5 歲以下的兒童，還沒有能力去應付來自於支撐表面及視覺環境，所傳達的不正確感覺訊息。而 Shumway-Cook 及 Woollacott (1985) 以 15 個月大到 10 歲的兒童為實驗參與對象，研究結果發現 15 到 31 個月大的兒童，無法解決不同的感覺衝突。這種解決不同感覺衝突的能力，在 4 到 6 歲時才會出現，到了 7 歲以後才會有充分的發展。

從以上的文獻可以發現，以往的研究大都是透過實驗情境的設計來控制感覺訊息的來源，以了解不同感覺系統對於人體平衡控制的貢獻。研究結果發現，當某些感覺訊息來源消失時，人體會利用其它的感覺訊息來加以補償以維持平衡控制，或是產生不同的平衡控制型態。其中也發現由於身體條件的限制，也會使得人體的平衡控制型態產生改變。因此，人體的平衡控制是由多個感覺系統訊息加以整合評估(integrative evaluation)後所共同完成(Diener & Dichgans , 1988)，也受許多因素的限制而產生變化，並不是單純的神經成熟觀點所能解釋，而這也正符合動態系統認為動作是由許多不同的次系統所共同決定的觀點。

二、平衡控制的策略

為了維持平衡，人體會將身體各部位肌肉加以組織，形成在特定工作或是環境要求下的姿勢控制策略（strategy）。這些策略主要可以分為三種動作方式（Shumway-Cook、Horak、Yardley & Bronstein，1996）：

（一）踝關節策略（ankle strategy）

當面對較小的干擾時，人體主要是透過踝關節活動來維持平衡。

（二）髖關節策略（hip strategy）

當人體所面對的是較大的干擾時或是站立的支撐面較小時，維持平衡主要是透過髖關節活動，移動身體的質量中心（COM）。

（三）跨步策略（stepping strategy）

當外在干擾的程度大到足以使身體質量中心落在支撐面之外時，人體會透過跨步策略來維持平衡。透過多跨出的一步，人體將支撐面移動到身體質量中心的下方，而使身體重新維持平衡。

第三節 疲勞對動作表現影響的相關研究

經由運動或是工作所引發的疲勞過程相關因素很多 (Bottinelli , 1987), 疲勞的產生可以分為心理、生理或是兩者互相影響所產生的。與生理方面有關的如在運動後肝臟肌肉內的肝糖下降、乳酸代謝產物在肌肉內的堆積及作用肌缺血、缺氧、磷化物的缺乏, 或是無氧醣酵解的乳酸產物導致肌肉與血液中酸鹼值快速下降等, 而造成工作表現的降低 (林正常, 1995)。肌肉疲勞也會使得本體感覺下降 (張曉昀、蔚順華, 1999), 因此也有可能會影響平衡控制機制。此外, 運動性肌肉疲勞也會造成運動後肌力下降、肌肉硬度增加、肌肉酸痛 (黃啟煌, 1997)。對於肌肉疲勞的判定近來則逐漸以肌電圖為研究工具, 透過快速傅立葉轉換 (fast Fourier transformation , FFT) 的頻譜分析 (spectral analysis) 所得到的肌電訊號頻率, 做為評估肌肉疲勞的指標 (黃勝裕, 2000)。

疲勞與工作或是運動表現的關係, 在生理學上有相當多的研究, 大多經由實驗設計的疲勞作業來探討疲勞對人體的影響, 如 Grabiner、Robertson 及 Campbell (1988) 以 6 名平均年齡為 27.8 歲的男性為實驗參與對象, 利用肌電圖測量肘關節等長收縮時的肌肉興奮 (excitation) 力矩 (torque), 並以肘關節屈伸啞鈴為引發疲勞的運

動方式，研究疲勞前後肌肉協同作用的型態（synergy pattern）。研究結果發現經由實驗操弄所引發的疲勞會改變肱二頭肌（biceps brachii）與肱橈肌（brachioradialis）的協同作用型態。

Krogh-Lund 及 Jergensen（1991）以 7 名男性為實驗參加對象，研究 25% 最大自主收縮的疲勞運動，對肌肉纖維中動作電位傳導速度（conduction velocity）肌電圖頻譜的中間頻率（median frequency）的影響。研究結果發現，在 25% 最大自主收縮的疲勞運動期間，肌纖維中動作電位傳導速度及肌電訊號的中間頻率都會降低，而在疲勞運動後也會造成最大肌力的減退。

Horita、Komi、Nicol 及 Kyrolainen（1996）以 10 名平均年齡為 28 歲的健康男性為實驗參加者，探討伸長縮短循環（stretch-shortening cycle）的疲勞運動方式，對在測力板上所進行的跳深（drop jump）時的勁度（stiffness）調整及肌肉表現的影響。結果發現，耗竭的伸長縮短循環疲勞運動會降低 drop jump 的飛行時間（flight time）、增加地面接觸時間（contact time）等動作表現，使膝關節伸肌正向最大動力（knee extensor positive peak power）下降、血乳酸濃度（blood lactate concentration）上升及代表肌肉損傷的肌酸激酵素濃度（creatine kinase concentration）上升及延遲增加。值得注意的是，在疲勞運動後，著地前階段的肌電訊號會增加，顯示中樞神經會因為身體的疲勞

而產生預期性的補償性動作命令，使肌梭的敏感性增加，使動作更為有效。

從以上的文獻可以發現，肌肉的疲勞會造成肌肉工作型態的改變，並且使得肌力下降、代謝產物增加、動作電位傳導速度下降，而耗竭性的疲勞運動更會使得肌肉組織受到損傷。

除了在生理學有許多有關於疲勞對動作表現影響的研究，在動作行為學領域中，有關於疲勞對動作表現與學習的影響，在 1960 年代到 1980 年代引起大量的研究風潮 (Poulton, 1988)，研究的結果則因疲勞作業方式、表現與學習動作的不同，而呈現多樣化。

Williams 和 Singer (1975) 以 48 名女性大學學生為實驗參與對象，探討在不同強度的手部疲勞作業後，追蹤旋轉盤動作(pursuit-rotor task) 的學習與表現。其疲勞運動是將腳踏車測功器 (bicycle ergometer) 改為用手以 60rpm 速度來旋轉，阻力為 90、180、270kgm/min，實驗參加者在疲勞運動後從事追蹤旋轉盤動作，並以在旋轉盤目標上停留的時間為其動作表現，之後在 48 小時後再測驗一次。研究結果發現，雖然不同強度的疲勞作業對於動作表現與學習並未有顯著差異，但是研究者認為從資料中似乎可以證實倒 U 或是倒 J 理論的存在，也就是在最小的運動下由於幾乎沒有疲勞的產生，所以對動作表現幾乎沒有影響，隨著運動強度的增加而產生暖身

(warm-up) 效果逐漸促進表現，之後由於代謝副產物的累積，疲勞開始對表現產生不良的效果。

Dickinson、Medhurst 及 Whittingham (1979) 以 8 名男性與 2 名女性為實驗參加者，分成慣用手及非慣用手兩組以 40rpm 的速度旋轉 Monark 腳踏車測功器 (bicycle ergometer) 為疲勞運動方式，先測量出 100% 的最大自主疲勞運動時間，48 小時後兩組實驗參加者均以慣用手從事 Fitts' 的交互點觸工作 (reciprocal tapping task)，研究者先是測量第一次休息時的表現，之後從事 3 個包含有 20%、40% 及 80% 最大疲勞運動時間階段的疲勞運動及交互點觸工作，24 小時後實驗參加者再次從事二次交互點觸的工作，當成是第二個休息時的表現水準。結果發現疲勞運動會有益於表現，除非疲勞運動與之後從事交互點觸的手是相同的，這種助益的效果將會因疲勞的效果而消失。由於第一次休息時的表現與最後一次休息時的表現相同，所以疲勞運動只會對表現造成影響而不會對學習造成影響。另外，在這個研究的第二個實驗則是以 7 個女性及 15 個男性長跑選手為實驗參加者，實驗的程序與第一個實驗相同，但是疲勞運動是在跑步機上進行的全身性運動。研究結果發現即使在整個身體耗竭運動後，交互點觸的工作表現仍沒有減少，顯示全身性的疲勞運動並不會對交互點觸動作表現產生影響。

Dwyer(1984)以 80 名平均年齡為 22.3 歲的男性為實驗參加者，以每分鐘為 60 步的登階動作為疲勞運動，學習的動作是與疲勞運動有很接近大肌肉部位運動型態的 Bachman ladder climb。第一天計算出 15 秒所爬的階梯數，第二天計算出 30 秒的階梯數。第一天一開始有三次 15 秒練習 30 秒休息的試作，3、4 組在 32 個 15 秒練習的第 8 次與第 16 次練習後開始疲勞運動，而第 2 組則在一開始的三次試作後馬上進行疲勞運動，第 1 組則沒有任何疲勞運動介入作為控制組。5 天後（第二天）再測量 12 次 30 秒練習 30 秒休息的試作，學習分數為第二天的第 1 分鐘與第一天的 1 分鐘階梯數相減，表現分數為疲勞運動前後 1 分鐘登階數相減。研究結果發現，在疲勞運動介入後，會減少動作表現，而在表現期間愈早介入疲勞運動，對於表現及之後的動作學習會有愈大的下降效果。

從以上疲勞對動作表現與學習影響的研究可以發現，疲勞運動所使用的肢段與動作表現所使用的肢段相同時，疲勞會直接影響動作表現，至於身體疲勞是否會對動作學習產生影響，Dwyer（1984）認為疲勞運動必須要在練習過程中愈早介入、與動作學習所使用的運動型態或是使用的肌肉部位愈接近，對於動作學習的影響會愈大。此外，從這些研究的實驗設計可以發現，其所使用的都是較為簡單的儀器，在測量上也都是以在目標上的時間、交互點觸的表現、爬階梯的

速度等結果表現測量的方式，至於動作過程中的動作參數變化過程的測量則並未出現。這樣簡單的測量方式雖然容易操弄，所得到的結果也簡單明瞭，但是這種測量方式的缺點卻是無法獲知動作變化的過程。隨著科技的進步，更精密的測量儀器的產生，使得更深入的測量得以實現（Poulton，1988）。

第四節 兒童平衡控制發展的相關研究

一、靜態平衡（static balance）控制發展

平衡如同其它的動作技能一般，隨著年齡的遞增而發展。平衡發展的相關研究，以往在一般正常情境下，以不同條件靜態平衡動作發展的調查研究結果中可以發現，對於 5 歲以前的兒童而言，單足站立並不是適當的靜態平衡測量方式。這時期兒童靜態平衡測量方式，最好採用雙足站立，隨著年齡增加減少雙足分開的距離。4 歲時的兒童即可以併足站立，到了 7 歲時，兒童才能表現閉眼單足站立動作（Cratty，1986）。此外，大部份的研究結果發現，兒童的靜態平衡控制隨著年齡的增長而進步（Cratty，1986；DeOreo & Wade，1971；Gallahue & Ozmun，2002）。不過值得注意的是，這些研究大都以平衡的時間，或是可以達到什麼難度的平衡動作，為靜態平衡控制的評

量方式。但是其缺點在於即使達到相同的平衡時間，或是表現出相同的動作難度，不同兒童身體的擺動（sway）情形可能並不相同。因此在實驗室中又有使用測力板（force platform）為測量工具，針對人體平衡時壓力中心（COP）的變化，以更深入了解靜態平衡控制時，身體擺動的年齡差異情形。如 Taguchi 及 Tada（1988）以 4 到 29 歲的 60 名健康實驗參與對象，通過平衡穩定測量板（stabilometer platform），測量 1 分鐘開眼與閉眼雙足站立平衡。研究的結果發現，雖然平衡控制隨著年齡的增加而逐漸成熟，然而各參數達到成熟的年齡則略有不同。在身體重心面積（area occupied by the body's center of gravity）方面，開眼時 9 到 12 歲、閉眼時 12 至 15 歲即達到成人水準；在重心軌跡長度（locus length traced by the body's center of gravity）及身體擺動速度（velocity of body sway）方面，不論是開眼與閉眼，到了 12 至 15 歲即達到成人水準；在身體擺動最大幅度（maximum amplitudes of body sway）的表現上，前後方向的擺動幅度 9 至 12 歲組即達到成人水準；但是在左右方向的擺動幅度，則要到 12 至 15 歲組才會達到成人水準。

二、動態平衡 (dynamic balance) 控制發展

對於一般情境動態平衡控制的調查研究，許多研究者以走平衡木 (beam walking) 或是以平衡測量板 (stabilometer) 為研究工具，以了解動態平衡動作的發展情形。而對於幼童動態平衡的測量，一開始通常是以沿著地面上的線行走為方式加以評估。了 4、5 歲左右，兒童開始可以在 4 英吋寬、6 英吋高的平衡木上，以後腳接在前腳 (shuffle step) 的方式前進。之後隨著練習的次數增加及年齡的增長成熟，才能以交換步 (alternate step) 的正常步態前進 (Cratty, 1986)。就整體而言，兒童的動態平衡與靜態平衡控制情形相似，也是隨著年齡的增加而進步 (Seashore, 1949; DeOreo & Wade, 1971; Cratty, 1986)。不過研究結果仍有不一致的地方。例如 Bachman (1961) 以 6 到 26 歲 320 名實驗參加者為研究對象，以平衡測量板的平衡為測量方式，卻發現隨著年齡的增加，兒童的平衡控制有下降的現象。Eckert 及 Rarick (1975) 利用平衡測量板為測量工具，研究結果發現雖然隨著年齡的增加，動態平衡穩定控制有愈好的趨勢，但是這些年齡上的差異情形並未達顯著差異。

除了在一一般情境平衡控制的發展，近年來許多學者也開始從實驗設計方面著手，並以精密的肌電圖、裝置有測力板可以前後移動旋轉的平台，及影片分析技術為測量工具，以了解在不同情境的干擾

下，兒童平衡控制發展的情形。從這些研究中雖然可以發現隨著年齡的增加，兒童的平衡控制愈接近成人的平衡控制型態，然而在動態平衡控制的發展過程當中，卻發現了幾個階段性發展的現象。如 Woollacott 及 Sveistrup (1992) 研究發現，出生到 13 個月大的兒童會經歷拉著東西站立、開始獨立站立與開始獨立行走等動作發展。當兒童面對新的動作時，一開始的動態平衡反應會有短暫退化的現象；然而等到兒童掌握了新的動作型式後，平衡控制又會回復應有的表現。此外，到了 14 個月大的時候，由於兒童在動態平衡時，開始嘗試軀幹伸肌 (trunk extensor)、腓腸肌 (gastrocnemius)、腿後肌腱群 (hamstrings) 結合反應，及腓腸肌、腿後肌腱群結合而軀幹伸肌延後反應，二種不同平衡控制策略，因此平衡反應又出現退化的現象。從這個研究中可以發現，當兒童開始面對不同的動作，或是學習不同的平衡控制策略時，由於造成了工作條件的改變，因此使得原有的平衡控制型態，產生了階段性退化的現象。

另外，Shumway-Cook 和 Woollacott (1985) 以 21 名 15 個月大到 10 歲的兒童為實驗參與對象，通過可以前後移動與旋轉的平台、肌電圖和影片分析技術研究身體的擺動情形。研究結果發現，4 到 6 歲這一段時間是一個姿勢控制的轉換階段 (transition period)，在這個時期中，肌肉反應的開始潛伏時間較長，而且從遠端到近端肌肉反應

有較長的時間延遲，在肌肉反應的協同上有更大的變異性。研究者認為，這是因為這時期的兒童從之前主要依賴視覺輸入為姿勢控制感覺來源，開始轉換為像成人一樣，使用混合支撐表面的身體感覺以及視覺為姿勢控制的感覺來源。而到了 7 歲以後，這種感覺整合的能力可以掌握之後，肌肉反應開始的潛伏時間縮短、反應的變異性下降，如同成人一般的成熟姿勢控制才出現。所以從不成熟到成熟的反應型式的轉換並非是線性的，而是呈現階段性的發展。

而這個時期的階段性退化現象，與身體肢段、軀幹比例及身體質量並無關係 (Shumway-Cook & Woollacott , 1985 ; Woollacott, Debu & Mowatt , 1987)。因此，4 到 6 歲這個時期的兒童，由於感覺訊息來源的個體條件改變，再次使得平衡控制型態，出現階段性退化的現象。

至於動態平衡控制的成熟時間，這類透過改變情境的動態平衡研究大致上認為，兒童在 7 到 10 歲這段時期，平衡控制就會達到成熟 (Shumway-Cook & Woollacott , 1985 ; Woollacott, Shumway-Cook & Williams , 1989 ; Woollacott, Debu & Mowatt , 1987)。然而值得注意的是，Woollacott、Debu 和 Mowatt (1987) 以 25 名 3.5 個月到 9 歲的兒童為實驗參加對象，通過裝有電阻應變片 (strain gauge) 可以前後移動的平台為引發姿勢擺動的設備，並利用肌電圖研究在開眼與

閉眼非預期的前後移動干擾下，不同年齡兒童肌肉反應。研究結果發現，2 到 3 歲的兒童在開眼時，姿勢干擾的情境下，已有與成人相同清楚的腿部肌肉反應組織，遠端的肌肉在近端肌肉反應前即活化，但是這些反應的幅度與時間長度則比成人要大；雖然遠端的肌肉反應開始的潛伏時間與成人相似，但是近端肌肉開始的時間則有很大的延遲，上半身的肌肉反應也不多。另外在向前擺動頸部屈肌雖然出現反應，但是出現的比率比成人來得少，而在向後擺動時的頸部伸肌反應卻沒有出現。當頸部屈肌反應出現時，其肌肉開始反應的潛伏時間要比成人來得長。而 4 到 6 歲的兒童在開眼時，對於非預期前後移動的干擾也有清楚的肌肉反應組織，遠端肌肉反應潛伏時間與 2 到 3 歲兒童、成人相近似，但是近端肌肉反應則有更大的時間延遲；在向前擺動時，頸部肌肉反應的比例則比 2 到 3 歲或是成人還要小，而且反應的變異性也更大，顯示出 4 到 6 歲的兒童其平衡控制呈現退化的現象。而 7 到 10 歲的兒童在慢速移動平台所引發的向前擺動，不論是張眼或是閉眼，其肌肉反應的開始潛伏時間與成人已經很相似，顯示在這一個年齡層的腿部肌肉反應已經成熟。不過值得注意的是，在快速移動的平台下，各部位肌肉開始反應的潛伏時間增長，這種時間特徵與成人並不相同。因此 7 到 10 歲的兒童在干擾更高的快速移動平台環境限制下，已經沒有像成人一樣的反应。

對於以往動態平衡研究產生許多不同的研究結果，Haywood 及 Getchell (2001) 從動態系統觀點認為，以往動態平衡研究的平衡動作情境操弄並不一致，而不同平衡動作的工作與環境限制 (constraints) 並不相同，將可能造成不同的發展趨勢。Haywood (1993) 認為平衡控制並非是一般能力，而是與特定的平衡動作有關，在某一個平衡動作表現良好，並不代表在另外一個平衡動作也可以有相同的表現。此外，Haywood 也認為某些時期動態平衡控制的退化 (regression)，可能是一種質的改變 (qualitative improvements)。兒童為了要能夠更為有效率的表現平衡控制，一開始可能會在表現上有短暫的退化現象；但是等到質的改變完成後，兒童將能更有效率地完成平衡控制。就動作發展的動態系統觀點而言，姿勢平衡控制的發展並不單只是神經成熟的作用，此過程是受環境、工作及個體三個次系統條件所共同影響。當這些條件的因素改變時，會產生平衡控制型態不穩定的短暫退化階段。而經過了這個階段的轉換後，平衡控制型態即發展到另一個穩定的階段。因此，姿勢平衡控制的發展，並非隨著年齡的增長呈線性的進展，而是在不同年齡呈現階段性的發展。而由此也可以發現，動態系統的觀點比反射層級模式的神經成熟觀點，更可以提供兒童平衡控制動作發展過程中，不同平衡控制型態的產生原因。

從以上有關於平衡控制發展相關研究的文獻探討可以發現，成人前平衡控制的發展，會因為所要精熟的動作或是學習的動作控制策略的不同，而出現階段性發展的現象。有關於平衡控制表現成熟的時間，雖然因為實驗情境或是實驗年齡分組的不同，而在研究結果上略有差異，但大約兒童到了 9 歲以後，開始與成人的成熟平衡控制型態相接近，不過值得注意的是，當處於一個更為嚴格的环境限制下時，這種成熟的平衡控制型態仍會消失。

第五節 疲勞對平衡能力之影響的相關研究

有關於疲勞對於平衡控制能力所產生的影響的研究，是透過疲勞運動的介入，來探討疲勞運動前後平衡控制能力的改變情形，然而相關的研究文獻至今仍不多見。

Adlerton 和 Moritz (1996) 以 13 名 18 到 33 歲的健康成人為實驗參加者，以每分鐘 80 次間隔 1 拍上下踮腳尖(tiptoe)為疲勞運動，直到實驗參與者不能再提起腳跟，即利用電阻應變片測力板 (strain gauges force plate) 測量疲勞運動前後靜態開眼單足站立足底壓力中心 (COP) 的變化，以研究小腿肌 (calf-muscle) 的疲勞運動對身體擺動的影響。結果發現疲勞運動後並不會增加姿勢的擺動。研究者認

為，這可能是因為在疲勞運動後，肌梭反射活動 (reflex activity) 或是肌肉勁度 (stiffness) 增加等其它身體機制會運用於姿勢控制上。

Lepers、Bigard、Diard、Gouteyron 和 Guezennec (1997) 以 5 名三項運動選手及 4 名跑步選手為實驗參加對象，通過可以旋轉、裝有電阻應變片 (strain gauge) 的支撐表面與移動的視覺圍繞背景為實驗情境，測量在 25 公里長距離跑步的前後，不同的感覺輸入剝奪與衝突情境下，腳在支撐平台上力量的使用情形，以了解受過良好訓練的三項選手與跑步選手在感覺組織測驗 (the sensory organization test) 的平衡表現。研究結果顯示，在固定的支撐表面以及正常的視覺背景時，運動前後的平衡表現並沒有很大的不同，但是在閉眼與視覺隨著身體擺動而移動的情境時，運動後的表現比運動前的表現要差。此外，在支撐表面會隨著身體擺動而旋轉的情境下，運動後的表現也比運動前的表現要差，顯示在這種情境下，在運動後，實驗參與者並沒有辦法有效運用來自前庭與視覺的訊息。前庭感覺與視覺相比較下，在跑步的疲勞運動後，似乎比在腳踏車測功計上的運動後更易於受到影響；而視覺在二種運動後的改變情形則相同，均受到很大的影響。因此，研究的結論是在運動後姿勢控制的機制受到損害，特別是前庭感覺與視覺適應於跑步時高度刺激的狀態，使得其敏感性下降，造成在跑步運動後，平衡控制的干擾現象。此外，跑步所引起的本體感覺

大量的刺激，新陳代謝產物的累積、肌梭敏感性的下降等，都有可能造成姿勢控制能力的下降。

第六節 本章總結

平衡的控制機制是由視覺、前庭與本體感覺所共同參與完成的，當不同的感覺缺乏或是感覺間產生衝突時，即會經由其它感覺訊息加以補償或是產生不同的姿勢控制型態。在平衡控制的發展上，可以發現平衡控制並非呈線性的發展，而是有不同的動作發展階段，當兒童面對新的動作或是不同的動作控制策略時，會使得平衡控制產生退化現象，因此，不同的工作限制或是環境限制會使得平衡控制表現產生影響。在平衡控制達到成熟的年齡方面，雖然因為實驗情境或是實驗年齡分組的不同而有所差異，但是，根據以往的文獻大致上可以發現，9歲左右的兒童雖然其姿勢控制的型態已經相當接近成人水準，但是在更為嚴格的動作環境要求下或是感覺訊息的剝奪下，這種與成人相似的姿勢控制型態則不再出現。再者，由於過去以成人為實驗參加者的研究發現，身體疲勞的狀態是否會對平衡能力產生不良的影響仍有不同的研究結果，而這樣的探討並未實施於中晚期兒童上。因此把疲勞當作是一種對個體系統更為嚴格的條件要求，以了解中晚

期兒童在身體疲勞的狀態下平衡控制型態的變化，應是一個具實用性
又值得探索的課題。

第參章 研究方法與步驟

本研究視研究問題所需，在研究方法與步驟上可分為：第一節、實驗參加者；第二節、實驗時間與地點；第三節、實驗儀器與設備；第四節、場地佈置；第五節、實驗步驟；第六節、資料的收集與處理方法；第七節、統計方法。

第一節 實驗參加者

本實驗的參加者為 8、10、12 歲男童各 5 名，共 15 名實驗參加者，表 1 為各實驗參加者的基本資料，表 2 為實驗參加者在垂直跳躍反應板上進行疲勞運動時，從運動開始到實驗參加者自覺無力再跳時的跳躍次數、前 5 次平均跳躍高度、後 5 次平均跳躍高度及疲勞指數。在實驗之前，研究者為每位實驗參加者及其家長或是監護人說明實驗的流程與步驟，並簽署「參與研究家長（監護人）同意書」（如附錄 IV），而每位實驗參加者身體均無感覺系統、神經肌肉疾病或是受過嚴重外傷。由於本研究工具之一為平衡穩定測量系統，該系統包含一擺動測量板（sway force plate），為了避免足弓的不同所造成的足底壓

力差異，因此也將有扁平足的兒童排除在實驗參加者之外。最後，所有實驗參加者均未接受與平衡能力相關的特殊運動訓練。

表 1：實驗參加者基本資料

	8 歲組		10 歲組		12 歲組	
	平均數	標準差	平均數	標準差	平均數	標準差
年齡 (歲)	8.1	0.2	10.1	0.3	12.2	0.3
身高 (公分)	126.2	2.2	136.8	1.7	151.1	4.0
體重 (公斤)	26.2	0.7	33.4	1.0	41.5	3.2

表 2：實驗參加者從事疲勞運動的各項參數

	8 歲組		10 歲組		12 歲組	
	平均數	標準差	平均數	標準差	平均數	標準差
跳躍次數 (次)	26	4	29	6	32	10
跳躍時間 (秒)	33.6	7.0	32.9	7.2	35.2	8.6
前 5 次平均跳 躍高度 (公分)	25.5	1.4	28.2	2.0	36.1	4.9
後 5 次平均跳	15.5	2.0	16.9	2.6	21.3	3.2

躍高度(公分)

疲勞指數(%) 60.5 6.1 59.6 6.8 59.3 7.4

第二節 實驗時間與地點

- (一) 實驗前研究時間：中華民國九十一年一月二十日至一月三十日
- (二) 正式實驗時間：中華民國九十一年三月十日至三十日
- (三) 實驗地點：依據實驗需求，在臺南市海東國小內自行佈置一不受外界干擾的實驗室。

第三節 實驗儀器與設備

本研究所需要的實驗儀器與設備，包含了測量部份及資料處理部份：

一、測量部份：

- (一) 垂直跳躍反應板(Quattro Jump Platform, Kistler), 見圖 1(a)。
- (二) 平衡穩定測量系統(Catsys2000, Danish Product Development

Ltd), 包含一個平衡穩定測量板 (sway force plate , 39 ×28cm)

及分析軟體 (Catsys2000 1.13 版), 見圖 1 (b)。

(三) 傾斜計 2 個 , 見圖 1 (c)。

(四) 雙軸關節角度計 2 個 , 見圖 1 (d)。

(五) 單軸關節角度計 1 個 , 見圖 1 (e)。

(六) Biovision 多通道多功能生物訊號處理系統 , 包含 P 600 筆記

型電腦一部、A/D 訊號擷取卡一只、連線盒一只。

二、資料處理部份：

(一) Origin 6.0 版資料分析系統。

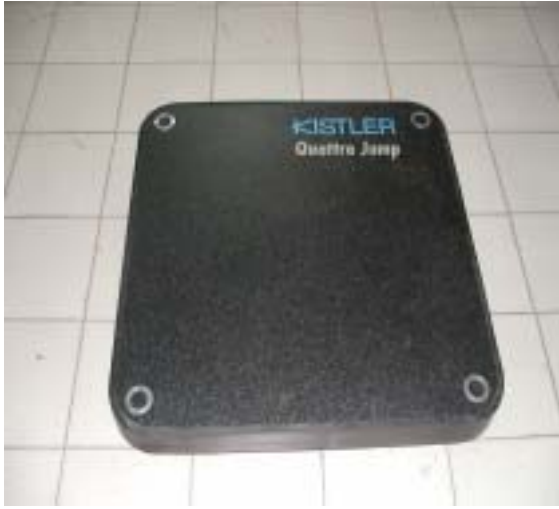
(二) DASYS Lab 6.0 版生物電訊號擷取系統。

(三) AcqKnowledge 3.5 版資料分析系統。

(三) Microsoft Excel 2000 版資料分析系統。

(四) SPSS for Windows 8.0 版統計分析軟體。

(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



圖 1：實驗儀器設備。註：(a)垂直跳躍反應板；(b)平衡穩定測量板；

(c) 傾斜計；(d) 雙軸關節角度計；(e) 單軸關節角度計。

第四節 場地佈置

為了使本實驗可以有效進行，針對實驗設備位置將實驗場地加以分區，並分配各區實驗人員。工作場地區分為：一、報到與基本測量區；二、休息區；三、疲勞作業區；四、開眼單足站立靜態平衡測量區。各區實驗人員工作如下：

一、報到與基本測量區：(一)說明實驗流程與注意事項；(二)測量及登錄實驗參加者基本資料。

二、休息區：未輪到測試的實驗參加者在此區休息以避免影響實驗進行。

三、疲勞作業區：實驗參加者站立於垂直跳躍反應板上從事疲勞運動。疲勞的引發方法是採用 Bosco、Luhtanen 及 Komi (1983) 的跳躍無氧能力測驗的連續垂直跳動作，並在垂直跳躍反應板上做一明顯記號，以使每一次跳躍的著地位置保持在固定點上，實驗參加者須將雙手置於髖關節兩側盡力原地向上跳，在著地時，實驗參加者的膝關節須彎曲 90 度，並馬上再向上跳起。

另外，並以 Quattro Jump 分析軟體的計算疲勞指數 (fatigue index)，以監控實驗參加者是否盡力。從開始連續垂直跳後，實驗者即不斷提供口語上的回饋，直到實驗參加者自覺無力再跳

時即停止。為了避免疲勞運動後使呼吸、心跳增加而影響平衡控制，因此在疲勞運動後安靜休息 5 分鐘即進行開眼單足站立靜態平衡。

四、開眼單足站立靜態平衡測量區：(一) 將傾斜計及關節角度計裝置於實驗參加者各指定部位；(二) 指導實驗參加者在人體平衡穩定測量板 (sway force plate) 上從事開眼單足站立靜態平衡動作。

第五節 實驗步驟

本研究實驗進行步驟流程如下：

一、篩選出 8 歲、10 歲及 12 歲兒童，其身高、體重在各年齡常模平均值上下一個標準差範圍，及非扁平足者為實驗參加者。

二、實驗開始前先取得每一位實驗參加者監護人的實驗同意書。

三、實驗前研究：將正式實驗進行時的整個流程加以確定。

四、實驗參加者在報到後聽取實驗流程與注意事項。

五、實驗參加者進行熱身活動，並聽取規定的疲勞運動與開眼單足站立靜態平衡動作要求。

六、實驗參加者休息 5 分鐘後，開始從事 1 分鐘疲勞運動前開眼單足

站立靜態平衡。

七、實驗參加者到疲勞作業區開始疲勞運動。

八、實驗參加者在休息 5 分鐘後，完成 1 分鐘疲勞運動後的開眼單足
站立靜態平衡。

九、實驗參加者完成實驗後到休息區休息。

實驗步驟的流程圖如圖 2 所示：

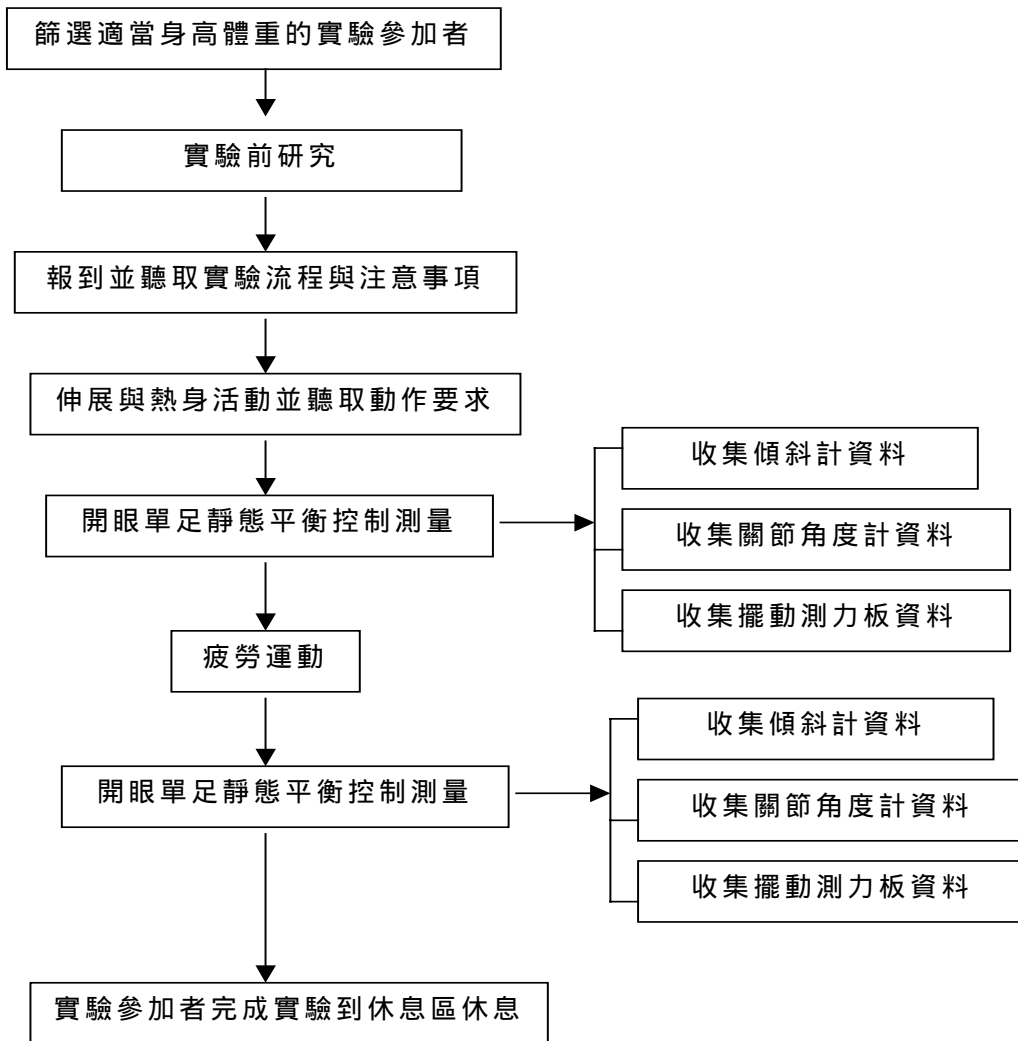


圖 2：實驗步驟流程圖。

第六節 資料的收集與處理方法

本研究資料收集分為動力學與運動學二部份。動力學資料在收集實驗參加者壓力中心 (COP) 的擺動速度、矢狀軸擺動距離、橫軸擺動距離、平均擺動距離、擺動面積各項數據。運動學資料則收集膝關節矢狀面及髖關節、踝關節、軀幹矢狀面與額狀面角位移數據。其中壓力中心資料透過人體平衡穩定測量板 (sway force plate) 收集；關節角度計則置於實驗參加者右側矢狀面髖關節、膝關節與踝關節三處，其旋轉軸中心正對關節中心；傾斜計則置於劍突及右側矢狀面對齊劍突的肋骨處。上述的壓力中心資料為平衡穩定測量系統內部處理後的數值，其它運動學資料是以 Biovision 多通道多功能生物訊號處理系統進行資料收集，採樣頻率為 1000Hz。原始數據再經過殘差分析 (residual analysis)，以選擇低通濾波 (low-pass filter) 的最佳截止頻率 (cutoff frequency)。殘差分析計算公式如公式 (3) (Winter, 1990)：

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(X_i - \hat{X}_i \right)^2} \quad \text{公式 (3)}$$

公式 (3) 中 x_i 為第 i 個樣本原始資料， \hat{x}_i ：第 i 個樣本修勻後資料。經殘差分析畫出曲線圖後，如圖 3 所示，先作 \overrightarrow{ed} 射線延長線與縱軸相交於 a ，並作與橫軸平行 \overline{ab} ，與曲線相交於 b ，再作出與縱軸平行 \overline{bc} ，相交於橫軸上一點 f_c 即為最佳截止頻率。

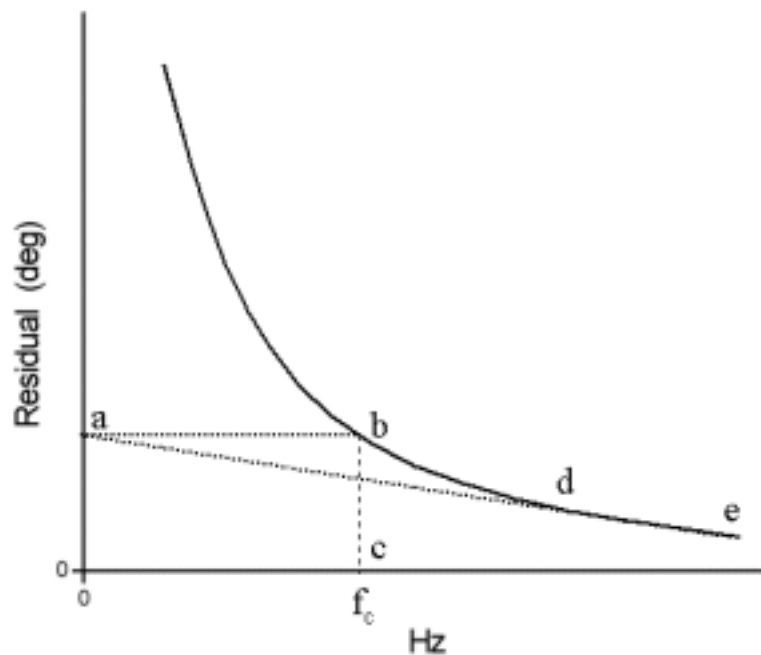
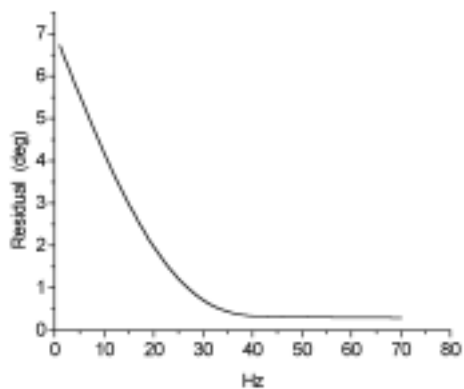


圖 3：殘差分析最佳截止頻率選擇示意圖。(Winter , 1990)

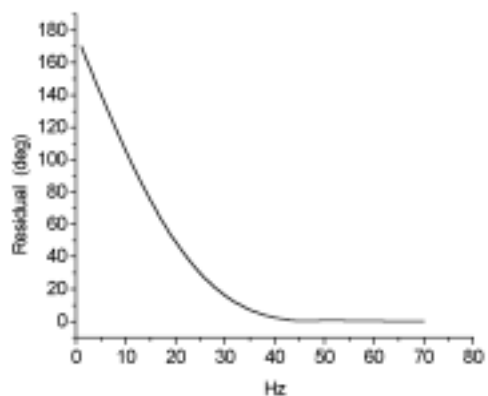
經殘差分析後的結果如圖 4 所示，因此選擇最佳截止頻率：髌及踝關節角位移為 35Hz、膝關節角位移為 42Hz、軀幹傾斜角位移為 40Hz。之後經 AcqKnowledge 3.5 版資料分析系統修勻處理，修勻處理後角位移數據見圖 5。並依此角位移數據求出角速度，加以計算角速度變異性，以了解身體在平衡控制時關節活動與軀幹輕微擺動情

形。各運動學實驗儀器在人體上的配置見圖 6。

(a)



(b)



(c)

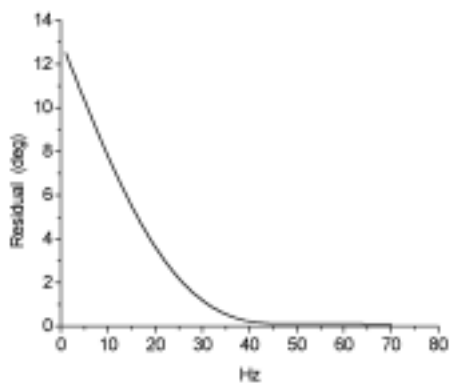
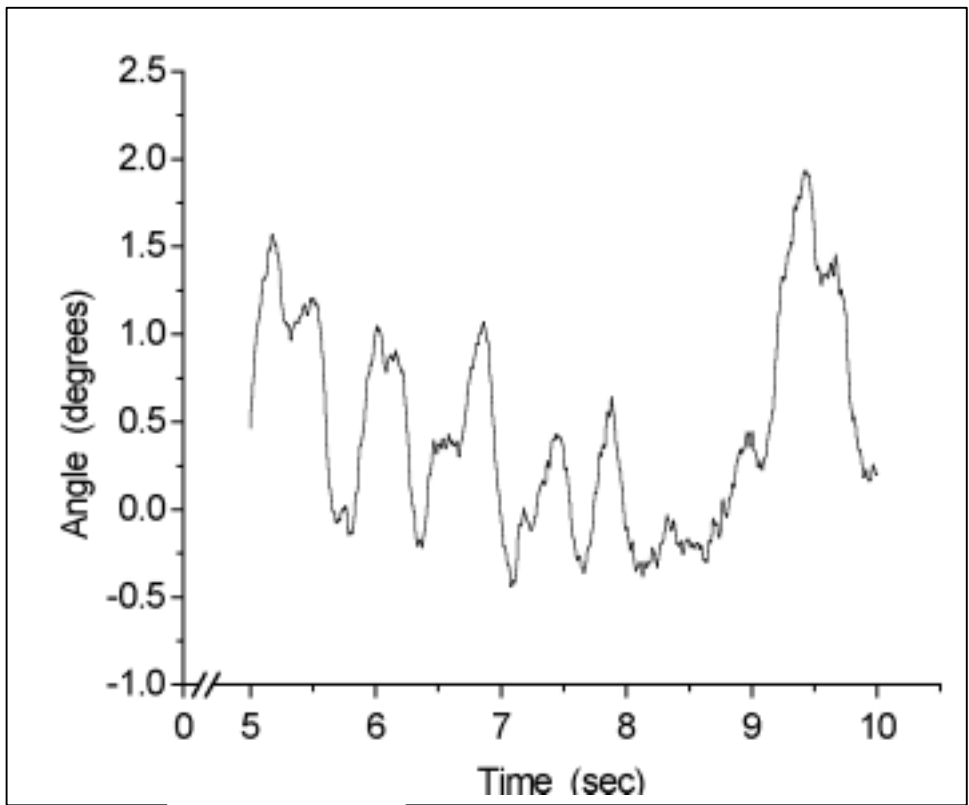


圖 4：殘差分析結果。註：(a) 腕及踝關節角位移；(b) 膝關節角位移；
(c) 軀幹傾斜角位移。



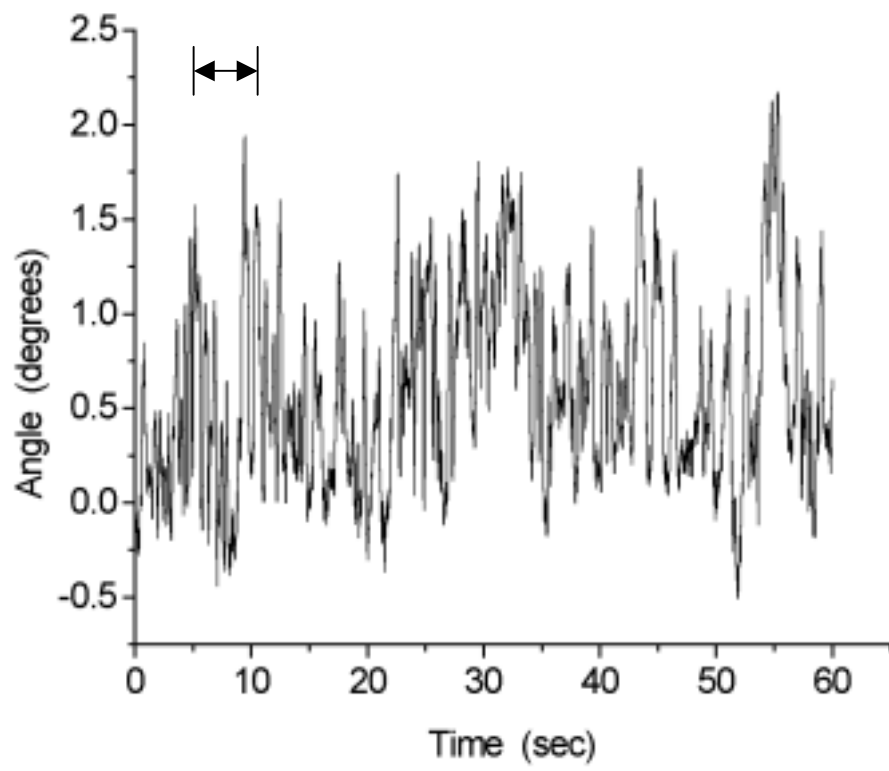


圖 5：實驗參加者平衡時踝關節額狀面角位移數據。

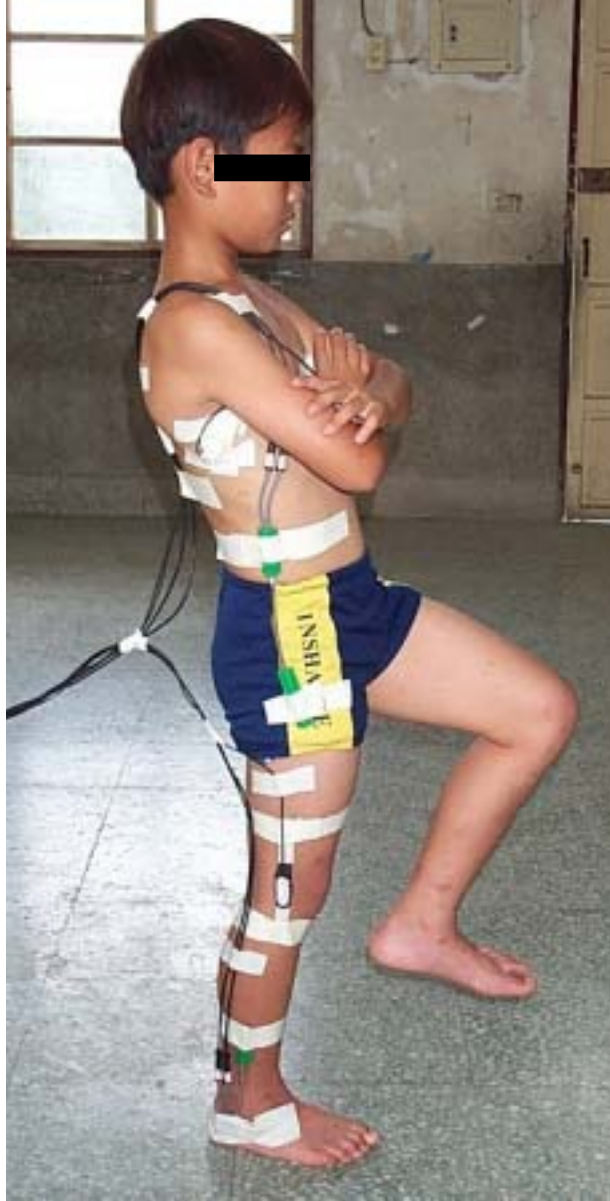


圖 6：傾斜計及關節角度計在實驗參加者的配置圖

第七節 統計方法

分析處理後的各參數資料，利用 SPSS for Windows 8.0 版軟體，將各參數以 3×2 混合設計二因子變異數分析，疲勞因子為重複量數進行統計考驗，比較不同年齡與疲勞前後各參數的差異顯著性。交互作用若達顯著差異，則進行單純主要效果分析，若達顯著水準，則採 Duncan 法進行法事後比較；主要效果若達統計顯著水準，則採 Duncan 法進行事後比較。本研究統計顯著水準 $= .05$ 。

第肆章 結果與討論

本研究主要目的在於探討疲勞前後，不同年齡兒童開眼單足站立靜態平衡控制的特徵差異，實驗所得數據經處理後，結果分為三部分加以說明：第一節、壓力中心動力學特徵之差異；第二節、軀幹角速度變異性之差異；第三節、不同關節角速度變異性之差異；第四節、討論。

第一節 壓力中心動力學特徵之差異

一、壓力中心擺動速度

比較不同年齡組兒童在壓力中心擺動速度的差異，其混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=0.00$ ， $p>.05$ ， $\eta^2=.00$ ， $power=.05$)。年齡因子主要效果也未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=2.30$ ， $p>.05$ ， $\eta^2=.28$ ， $power=.38$)。但是疲勞因子的主要效果則達顯著差異 ($F_{(1,12)}=20.65$ ， $p<.05$ ， $\eta^2=.63$ ， $power=.99$)。比較疲勞前後壓力中心擺動速度平均數發現，疲勞後壓力中心擺動速度 (45.4 ± 9.5 mm/s) 顯著高於疲勞運動前 (39.8 ± 8.3 mm/s)。

二、壓力中心矢狀軸擺動距離

比較各組在壓力中心矢狀軸擺動距離的差異情形，從混合設計二因子變異數分析中顯示出，年齡與疲勞交互作用沒有顯著差異 ($F_{(2,12)}=0.03$, $p>.05$, $\eta^2=.01$, $power=.05$)。此外，年齡因子主要效果也未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=0.26$, $p>.05$, $\eta^2=.04$, $power=.08$)。然而疲勞因子的主要效果分析則顯示，疲勞前後壓力中心矢狀軸擺動距離有顯著差異 ($F_{(1,12)}=5.63$, $p<.05$, $\eta^2=.32$, $power=.59$)，比較平均數發現，疲勞後 (7.9 ± 1.5 mm) 顯著大於疲勞前 (7.1 ± 1.2 mm) 壓力中心矢狀軸擺動距離。顯示不同年齡兒童在疲勞後，矢狀軸壓力中心擺動距離均比疲勞前大。

三、壓力中心橫軸擺動距離

各組疲勞前後壓力中心橫軸擺動距離的平均數與標準差見圖 7，其混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用達顯著差異 ($F_{(2,12)}=4.69$, $p<.05$, $\eta^2=.44$, $power=.67$)，須進一步進行單純主要效果分析。在年齡因子的單純主要效果中，疲勞運動前不同年齡組未達顯著差異 ($F_{(2,24)}=2.79$, $p>.05$)；而在疲勞運動後也未達顯著差異 ($F_{(2,24)}=2.42$, $p>.05$)。之後再分析疲勞因子的單純主要效果，結果發現，8 歲組疲勞運動前後達顯著差異 ($F_{(1,12)}=6.15$, $p<.05$)，

從平均數加以比較顯示出，疲勞運動後 8 歲組壓力中心橫軸擺動距離（ 6.3 ± 0.6 mm）顯著高於疲勞運動前（ 5.9 ± 0.2 mm）。另外，10 歲組疲勞因子單純主要效果（ $F_{(1,12)}=1.29$ ， $p>.05$ ），與 12 歲組疲勞因子單純主要效果（ $F_{(1,12)}=3.09$ ， $p>.05$ ）均未達顯著差異。顯示 10 歲組與 12 歲組兒童的壓力中心橫軸擺動距離，在疲勞前後並沒有不同。

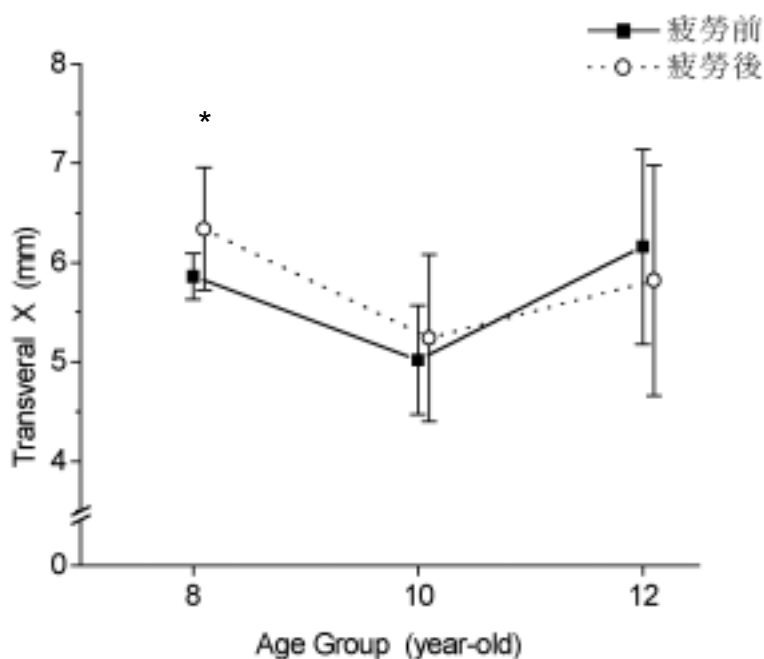


圖 7：壓力中心橫軸擺動距離。註：*為疲勞前後達顯著差異。

四、壓力中心平均擺動距離

壓力中心平均擺動距離經混合設計二因子變異數分析後結果顯

示出,年齡與疲勞交互作用未達顯著差異($F_{(2,12)}=1.38, p>.05, \eta^2=.19, \text{power}=.24$)。年齡因子主要效果未達顯著差異($F_{(2,12)}=0.77, p>.05, \eta^2=.11, \text{power}=.15$)。疲勞因子主要效果未達顯著差異($F_{(1,12)}=2.73, p>.05, \eta^2=.19, \text{power}=.33$)。根據上述統計分析的結果,雖然不論是交互作用或是主要效果均未達顯著差異,但是若就處理效果而言, η^2 比 0.2 大者屬於高處理效果, η^2 介於 0.125 至 0.2 者屬於中處理效果,而 η^2 比 0.125 小者屬於低處理效果。因此從年齡與疲勞交互作用與疲勞因子主要效果的中處理效果看來,顯示疲勞效果可能存在。

五、壓力中心擺動面積

比較各組在壓力中心擺動面積的差異,經混合設計二因子變異數分析後。結果雖然顯示年齡與疲勞交互作用($F_{(2,12)}=3.34, p>.05, \eta^2=.36, \text{power}=.52$)。年齡因子主要效果($F_{(2,12)}=1.50, p>.05, \eta^2=.20, \text{power}=.26$)及疲勞因子主要效果均未達顯著差異($F_{(1,12)}=2.36, p>.05, \eta^2=.16, \text{power}=.29$)。但是不論是交互作用或是主要效果,均具有中高以上的處理效果,其中的差異情形,值得未來進一步深入探究。

第二節 軀幹角速度變異性之差異

一、軀幹矢狀面角速度變異性

軀幹矢狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用 ($F_{(2,12)}=0.00$, $p>.05$, $\eta^2=.00$, $\text{power}=.05$) 及年齡因子主要效果均未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=1.10$, $p>.05$, $\eta^2=.16$, $\text{power}=.20$) 而疲勞因子主要效果則達顯著差異 ($F_{(1,12)}=73.46$, $p<.05$, $\eta^2=.86$, $\text{power}=1.00$)。從平均數比較發現，疲勞運動後軀幹矢狀面角速度變異性 (19.4 ± 8.41 deg/s) 顯著高於疲勞運動前 (15.67 ± 7.61 deg/s)。顯示出不同年齡兒童在疲勞狀態下，在軀幹矢狀面上均產生比疲勞前更多的擺動情形。

二、軀幹額狀面角速度變異性

軀幹額狀面角速度變異性的混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=0.23$, $p>.05$, $\eta^2=.04$, $\text{power}=.08$)。因此再進行主要效果分析，結果顯示出雖然年齡因子主要效果未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=1.49$, $p>.05$, $\eta^2=.20$, $\text{power}=.26$)；然而疲勞因子主要效果則達顯著差異 ($F_{(1,12)}=70.54$, $p<.05$, $\eta^2=.86$,

power=1.00)。疲勞後軀幹額狀面角速度變異性 (15.71 ± 6.91 deg/s) 顯著高於疲勞運動前 (12.38 ± 6.47 deg/s)。顯示出在疲勞後，各年齡組兒童在軀幹額狀面的擺動情形均比疲勞前大。

第三節 不同關節角速度變異性之差異

一、髖關節角速度變異性

(一) 髖關節矢狀面角速度變異性

疲勞前後，不同年齡組兒童髖關節矢狀面角速度變異性的平均數與標準差見圖 8。從混合設計二因子變異數分析結果中可以發現，年齡與疲勞交互作用達顯著差異 ($F_{(2,12)}=8.71$, $p<.05$, $\eta^2=.59$, power=.92)，因此須進一步進行單純主要效果分析。在年齡因子的單純主要效果中，疲勞運動前不同年齡組的兒童，其髖關節矢狀面角速度變異性並未達顯著差異 ($F_{(2,24)}=0.67$, $p>.05$)；然而在疲勞運動後，則出現顯著差異情形 ($F_{(2,24)}=9.68$, $p<.05$)。再進一步進行事後比較發現，在疲勞運動後，8 歲組 (9.17 ± 1.49 deg/s) 顯著高於 10 歲組 (6.08 ± 0.33 deg/s)，而 8 歲組與 12 歲組及 10 歲組與 12 歲組則無顯著差異。此外，在疲勞因子的單純主要效果中，8 歲組疲勞運動前後達顯著差異 ($F_{(1,12)}=13.58$, $p<.05$)，比較平均數發現，8 歲組兒童疲勞運動後

角速度變異性顯著高於疲勞運動前 ($7.37 \pm 1.09 \text{ deg/s}$)。另外，10 歲組疲勞因子單純主要效果 ($F_{(1,12)}=4.12, p>.05$) 及 12 歲組疲勞因子單純主要效果均未達顯著差異 ($F_{(1,12)}=4.47, p>.05$)。

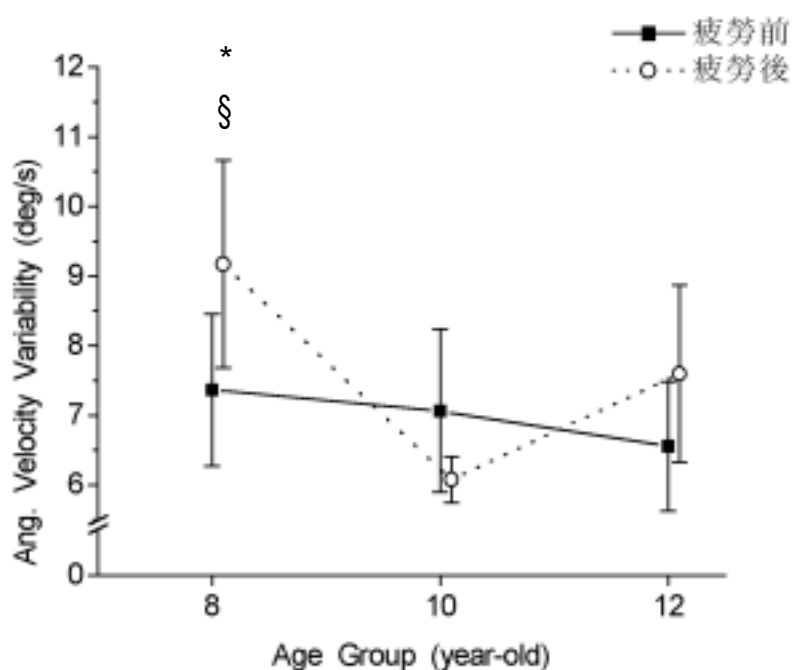


圖 8：髕關節矢狀面角速度變異性。註：*為疲勞後與 10 歲組達顯著差異；§為疲勞前後達顯著差異。

(二) 髕關節額狀面角速度變異性

髕關節額狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=0.03, p>.05, \eta^2=.00, \text{power}=.05$) 因此再進行主要效果分析發現，年齡因子主要效果 ($F_{(2,12)}=2.57, p>.05, \eta^2=.30, \text{power}=.42$) 及疲勞因子主要效果均未達顯著

差異 ($F_{(1,12)}=0.05$, $p>.05$, $\eta^2=.00$, $\text{power}=.06$)。

二、膝關節角速度變異性

經膝關節角速度變異性混合設計二因子變異數分析後，結果顯示雖然年齡與疲勞交互作用 ($F_{(2,12)}=1.89$, $p>.05$, $\eta^2=.24$, $\text{power}=.32$) 及年齡因子主要效果均未達顯著差異 ($F_{(2,12)}=3.14$, $p>.05$, $\eta^2=.34$, $\text{power}=.49$) ; 然而疲勞因子主要效果的分析中顯示，疲勞後膝關節角速度變異性 (11.72 ± 3.53 deg/s) 顯著高於疲勞前膝關節角速度變異性 (10.03 ± 1.87 deg/s) ($F_{(1,12)}=11.13$, $p<.05$, $\eta^2=.48$, $\text{power}=.86$)。

三、踝關節角速度變異性

(一) 踝關節矢狀面角速度變異性

比較各組在踝關節矢狀面角速度變異性的差異，其混合設計二因子變異數分析結果顯示：年齡與疲勞交互作用 ($F_{(2,12)}=1.03$, $p>.05$, $\eta^2=.15$, $\text{power}=.19$) 年齡因子主要效果 ($F_{(2,12)}=2.55$, $p>.05$, $\eta^2=.30$, $\text{power}=.41$) 及疲勞因子主要效果均未達顯著差異 ($F_{(1,12)}=3.79$, $p>.05$, $\eta^2=.24$, $\text{power}=.43$)。

(二) 踝關節額狀面角速度變異性

不同年齡組兒童踝關節額狀面角速度變異性的平均數與標準差

見圖 9。

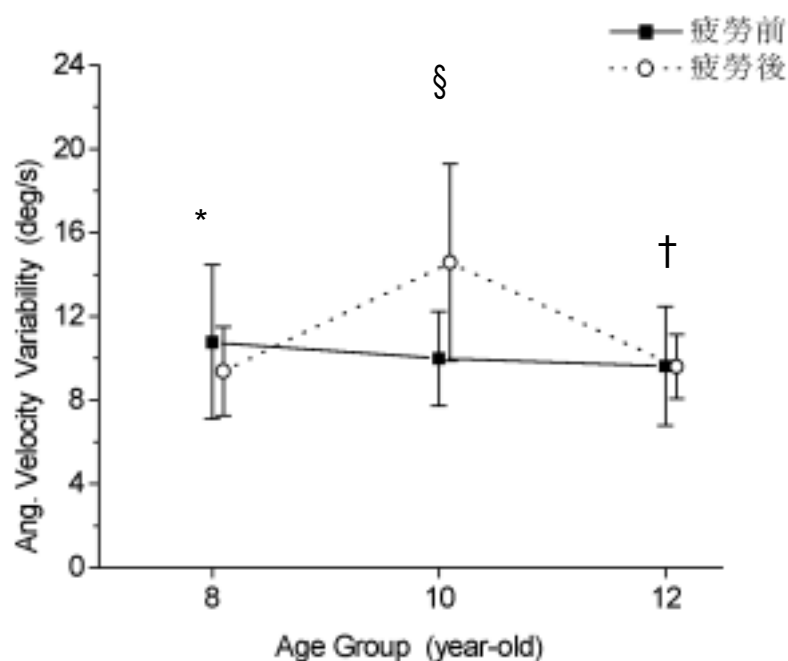


圖 9：踝關節額狀面角速度變異性。* † 為疲勞後與 10 歲組達顯著差異；§ 為疲勞前後達顯著差異。

混合設計二因子變異數分析結果顯示，年齡與疲勞交互作用達顯著差異 ($F_{(2,12)}=4.76$, $p<.05$, $\eta^2=.44$, $power=.68$)，須進一步進行單純主要效果分析。首先，在年齡因子的單純主要效果中，疲勞前各年齡組踝關節額狀面角速度變異性並沒有顯著差異 ($F_{(2,24)}=0.18$, $p>.05$)；然而在疲勞後不同年齡組則有顯著差異產生 ($F_{(2,24)}=4.65$, $p<.05$)。再經由事後比較可以發現，在疲勞運動後，10 歲組 ($14.57 \pm$

4.70 deg/s)顯著高於 12 歲組(9.60 ± 1.54 deg/s)及 8 歲組(9.38 ± 2.12 deg/s), 而 12 歲組與 8 歲組則無顯著差異。其次, 在疲勞因子的單純主要效果中, 10 歲組疲勞後踝關節額狀面角速度變異性顯著高於疲勞前 (9.99 ± 2.25 deg/s)($F_{(1,12)}=10.19, p<.05$) 而 8 歲組疲勞因子單純主要效果 ($F_{(1,12)}=0.94, p>.05$) 及 12 歲組疲勞因子單純主要效果均未達顯著差異 ($F_{(1,12)}=0.00, p>.05$)。

第四節 討論

一、身體疲勞狀態限制對兒童平衡總體表現的影響

本研究採用開眼單足站立為測量動作, 並以力竭性的連續原地垂直跳為疲勞運動。在疲勞運動前, 不論是從軀幹角速度變異性, 或是壓力中心各參數統計分析結果看來, 8 歲至 12 歲的兒童平衡總體表現並無年齡差異產生, 顯示出 8 歲以後的兒童其靜態平衡控制已經達到成熟的時期。這樣的結果與 Taguchi 及 Tada (1988) 的研究結果並不完全相符, 有較為提早的現象, 可能的原因是其所採用的平衡動作為開眼雙足站立, 與本研究開眼單足站立動作並不相同。根據 Haywood 及 Getchell (2001) 從動態系統觀點認為, 不同的平衡動作所形成的工作與環境限制並不相同, 因而可能造成不同的發展趨勢。

而在疲勞運動後，從壓力中心的擺動速度、矢狀軸擺動距離及軀幹角速度變異性分析上可以發現，在疲勞運動後 8 至 12 歲的兒童均產生出較大的身體擺動情形。而就壓力中心擺動的方向性而言，從壓力中心矢狀軸擺動距離與橫軸擺動距離的分析結果中發現，疲勞後各年齡兒童壓力中心前後方向的擺動距離均比疲勞前大；而疲勞後壓力中心左右方向的擺動距離，則只有 8 歲兒童有顯著增加的現象。此外，雖然壓力中心平均擺動距離及擺動面積在疲勞前後雖沒有顯著差異，但是從平均擺動距離 ($\eta^2=.19$) 與擺動面積 ($\eta^2=.16$) 的疲勞因子中高處理效果看來，似乎亦有疲勞的效果存在。上述分析結果顯示出，兒童的平衡控制深受身體疲勞狀態的影響。這樣的研究結果與 Adlerton 和 Moritz (1996) 以健康成人為實驗參加者，以踮腳尖 (tiptoe) 為疲勞運動，發現身體疲勞不會對人體平衡控制產生影響的研究結果並不相同。可能的原因有二，其一是根據 Lepers, Bigard, Diard, Gouteyron 和 Guezennec (1997) 的研究發現，跑步運動比騎腳踏車測功計所產生的身體疲勞，更容易影響平衡控制表現。其認為是因為跑步運動使得前庭感覺、視覺及本體感覺，適應於運動時高度刺激的狀態，至使其敏感性下降，造成在跑步運動後平衡控制的干擾現象，使得運動後姿勢控制的機制受到損害。本研究連續垂直跳疲勞運動，屬於全身性的運動，與踮腳尖的局部肌肉運動並不相同。其對於平衡控制感覺系

統的影響，可能也造成視覺、前庭與軀體感覺系統接受大量刺激，使得這些感覺器官敏感度下降，以至於無法提供中樞神經有效的平衡控制訊息，導致疲勞運動後平衡控制的不穩定。此外，疲勞運動造成腿部肌力下降、代謝產物的堆積（黃啟煌，1997；林正常，1995），均可能是平衡控制下降的原因。其次，Adlerton 和 Moritz 的研究中是以健康成人為實驗參加者，與本研究以 8 至 12 歲兒童為研究對象並不相同，健康成人可能比兒童能夠更為有效的利用身體其它的平衡控制機制，使身體平衡不至於在疲勞時受到影響。

根據 Woollacott、Debu 和 Mowatt (1987) 的研究發現，兒童平衡控制能力到了 7 到 10 歲時，在慢速移動平台所引發的向前擺動，平衡控制能力已經成熟；不過在其研究中也發現，7 到 10 歲的兒童在干擾更高的快速移動平台環境限制下，成熟的平衡控制將不再出現。而本研究從身體疲勞的個體條件限制角度，探討兒童平衡控制表現結果顯示，在身體疲勞這種更高身體條件要求下，兒童平衡控制表現會產生下降的現象，而即使隨著年齡的增長，兒童到了 12 歲時仍受身體疲勞條件的影響，造成在疲勞運動後增加身體擺動的情形。就動態系統觀點而言，動作受工作、環境及個體三個次統的不同而變化，以往對於平衡控制的實驗，主要在於工作與環境條件的探討或是操弄，發現了在不同工作與環境條件下會有不同的平衡控制型態。而

從本研究中，疲勞運動所形成的個體條件差異，也造成平衡控制穩定性的改變。

二、疲勞狀態前後平衡控制策略的年齡效應

本研究設計直接在實驗參加者髖關節、膝關節與踝關節處裝置關節角度計，主要目的在於了解兒童平衡控制型態，是否會因為身體疲勞狀態的不同而有所改變。從各關節角速度變異性的分析結果中可以發現，在身體疲勞狀態下，平衡控制的因應方式，主要在於髖關節矢狀面、膝關節及踝關節額狀面的活動。其中，身體疲勞狀態在髖關節矢狀面與踝關節額狀面的角速度變異性上，更與年齡產生了交互作用。在疲勞狀態前，髖關節矢狀面與踝關節額狀面的角速度變異性，在不同年齡組的兒童並無不同。然而從結果分析中卻發現，在身體疲勞狀態時，8 歲組兒童比 10 歲組兒童使用更多的髖關節矢狀面活動作為平衡控制，而 10 歲組兒童則比 8 歲組兒童及 12 歲組兒童，使用更多的踝關節額狀面關節活動作為平衡控制。而從三個年齡層相較起來，在身體疲勞的狀態下，12 歲組兒童似乎與 8 歲組兒童的平衡控制型態較為接近，增加較多髖關節矢狀面的活動，較少的踝關節額狀面活動；而與 10 歲組兒童增加較多踝關節額狀面活動，較少髖關節矢狀面活動平衡控制型態有較大的不同。尤其從疲勞因子單純主要效果分析結果中更發現，8 歲組兒童在疲勞後，髖關節矢狀面角速度變

異性顯著增加，而 10 歲組兒童在身體疲勞後則為增加踝關節額狀面角速度變異性，似乎反應出在疲勞狀態下，二種不同平衡控制型態的產生。而在膝關節角速度變異性上，疲勞因子主要效果分析顯示，在身體疲勞後的膝關節角速度變異性均比疲勞前要大，顯示出就全部實驗參加者而言，在身體疲勞的狀態下，使用了更多的膝關節活動作為平衡控制。

根據平衡控制策略而言 (Shumway-Cook、Horak、Yardley & Bronstein , 1996)，當人體面對的是較大的干擾或是較小的站立支撐面時，主要是透過髖關節策略來維持平衡；而面對較小的干擾或是較大的站立支撐面時，則主要是透過踝關節策略作為平衡控制。本研究中，8 歲組與 12 歲組兒童在身體疲勞狀態下，有較為接近的關節活動策略，而與 10 歲組兒童出現明顯不同的關節活動。這樣的分析結果，可能的原因是，同樣是力竭性的原地垂直跳運動，其所形成的身體疲勞狀態，可能對不同年齡的兒童造成了不同的平衡干擾；就兒童的體格發展而言，8 歲與 10 歲兒童的體型較為接近，而 12 歲的兒童在身高上開始進入快速成長期 (Haywood & Getchell , 2001)。急速成長的身高可能使得 12 歲組兒童，在疲勞狀態下，更容易產生較大的平衡干擾，因此增加較多的髖關節活動作為平衡控制方式。而 10 歲兒童可能因為身高尚未快速成長，然而在平衡控制上則達到成熟，因

此身體疲勞對其所產生的平衡干擾相對較小，透過增加踝關節活動即可以維持平衡控制。不過就另一方面而言，Haywood (1993) 認為在平衡控制發展的過程中，某些時期表現的退化，可能是正經歷一種質的改變，經過了這段改變時期後，平衡控制將會更有效率。本研究中 12 歲兒童與 8 歲兒童較為接近的平衡控制型態，對於 12 歲兒童而言，或許也可能處於類似質的改變時期，因而使得平衡控制型態有短暫的退化現象。未來的研究若再針對 12 歲以後或是成人實驗參加者，探討在疲勞狀態下平衡控制的型態，並與本研究 12 歲兒童平衡控制型態加以比較，也許可以對這個問題有更深入的了解。

根據動作發展的動態系統觀點認為，動作的發展受工作、環境及個體三個次系統的某些速率限制因子的影響，而呈現階段性突現的改變。而從本研究結果加以觀察，似乎顯示出雖然在疲勞前不同年齡兒童的平衡控制型態並無不同，然而在疲勞個體條件限制下，不同年齡的兒童可能呈現出不同的平衡控制型態。而若與壓力中心各動力學參數及軀幹擺動情形無年齡差異的結果綜合觀之，也可能顯示出，雖然不同年齡兒童總體平衡控制表現，並沒有產生身體擺動的年齡差異現象；然而不同年齡的兒童可能使用了不同的平衡控制方式，以應付身體疲勞所形成的平衡干擾，維持總體平衡控制的穩定性。

然而即便是如此，當面對這些新的研究發現時，尚須研究者日

後深入設計實驗研究，以更進一步確認在疲勞狀態下，不同年齡兒童平衡控制機制的差異。原因在於直接在實驗參加者各關節上，裝置關節角度計測量平衡控制的關節策略，或是以傾斜計作為身體軀幹擺動情形乃是新的嘗試；此外，本研究樣本數目的局限性也可能會影響研究結果。因此，只有當未來更多相似的實驗設計方式與儀器被加以使用，或是擴大研究樣本，使取樣能夠更符合統計要求的相關研究陸續展開後，如果亦證實本研究結果，屆時將能對兒童平衡控制型態有另一番發現，特別是在身體疲勞狀態下，不同年齡兒童所產生的不同平衡控制方式，有更深入與全面的了解。

第五章 結論與建議

第一節 結論

本研究 8 至 12 歲兒童在疲勞運動前後從事開眼單足站立靜態平衡時，各參數的結果如下：

- 一、8 至 12 歲兒童在疲勞運動後，壓力中心擺動速度、矢狀軸擺動距離顯著大於疲勞前。壓力中心橫軸擺動距離方面，只有 8 歲組兒童在疲勞運動後顯著大於疲勞前。此外，壓力中心平均擺動距離及擺動面積方面，不論是交互作用或是主要效果均無顯著差異。
- 二、8 至 12 歲兒童疲勞運動後，軀幹矢狀面、額狀面的角速度變異性均顯著大於疲勞前。
- 三、疲勞運動後，在髖關節矢狀面角速度變異性上，8 歲兒童顯著大於 10 歲兒童，而 8 歲兒童疲勞運動後顯著大於疲勞前。在膝關節角速度變異性上，8 至 12 歲兒童在疲勞運動後均顯著大於疲勞前。此外在踝關節額狀面角速度變異性上，疲勞運動後 10 歲兒童顯著大於 8 歲及 12 歲兒童，而 10 歲兒童疲勞運動後顯著大於

疲勞前。至於髖關節額狀面角速度變異性及踝關節矢狀面角速度變異性，不論是交互作用或是主要效果均未達顯著差異。

上述研究結果顯示，經短時期強度高的全身性運動後，在身體疲勞狀態下，8 至 12 歲兒童在從事開眼單足站立靜態平衡時從壓力中心擺動速度、矢狀軸擺動距離，及軀幹矢狀面、額狀面的角速度變異性均比疲勞狀態前大，顯示在疲勞狀態時 8 至 12 歲的兒童身體會產生更多的擺動，呈現出不穩定的現象。此外，就平衡控制的關節活動上，在疲勞運動前，8 至 12 歲的兒童並沒有明顯不同；然而在疲勞運動後，除了總體而言增加膝關節活動以維持平衡外，8 歲兒童與 12 歲兒童傾向於增加髖關節矢狀面活動以維持平衡；而 10 歲兒童則是呈現較為不同的平衡控制方式，傾向於以增加踝關節額狀面活動為維持平衡控制的方式。就動態系統觀點而言，動作受環境、工作及個體三個次系統的影響，而從本研究結果顯示，當個體受到疲勞條件的限制時，兒童將產生出與疲勞前不同的平衡控制型態；而不同年齡的兒童間，其因應的平衡控制型態可能也並不相同。

第二節 建議

從本研究結果的分析討論之後，有以下幾點建議供未來相關研究參考：

- 一、本研究實驗參加者為 8 至 12 歲的兒童，發現在疲勞運動後，不同年齡兒童出現不同的平衡控制型態。惟由於實驗儀器與以往研究的不同，以及實驗參加者樣本數的局限性，均可能影響研究結果。未來可以進行相似的實驗設計，增加 12 歲以後或是成人為實驗參加者，並使樣本數更符合統計要求，以更進一步驗證本研究結果。
- 二、在從事完短時期強度高的運動後，確實對兒童平衡控制產生影響。未來在體育教學上，對於中晚期兒童而言，在從事高度負荷的運動後，應有適當的休息時間，再進行平衡控制技巧的練習或訓練。

引用文獻

中文部份

林正常 (1995)。從生理學談運動疲勞。 中華體育 , 9 (1), 35-43。

張曉昫、蔚順華 (1999)。肌肉疲勞對本體感覺之影響。 中華體育 ,
12 (5), 69-75。

張曉昫、蔚順華 (1999)。肩關節內外轉肌群肌肉疲勞對肩關節本體
感覺之影響。 大專體育學刊 , 1 (1), 85-96。

梁嘉音、卓俊伶、簡曜輝 (1998)。距離對籃球投籃動作型式的影響。
體育學報 , 25 , 199-208。

曾惠仁、趙文元 (1996)。使用固定測力板以評估姿態控制之價值。
中華民國耳鼻喉科醫學會雜誌 , 31 (2), 141-145。

黃啟煌 (1997)。運動性肌肉疲勞的評估與消除。 大專體育 , 29 , 95-99。

黃勝裕 (2000)。肌肉週邊疲勞之肌電圖判定。 中華體育 , 14 (1),
109-115。

楊梓楣、卓俊伶 (1998)。接球動作型式的環境限制變項探討。 體育
學報 , 25 , 269-278。

外文部份

Adlerton, A. K., & Mortize, U. (1996). Does calf-muscle fatigue affect standing balance. Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports, 6(4), 211-215.

Arnett, M. G., DeLuccia, D., & Gilmartin, K. (2000). Male and female difference and the specificity of fatigue on skill acquisition and transfer performance. Research Quarterly for Exercise and Sport, 71(2), 201-205.

Bachman, J. C. (1961). Motor learning and performance as related to age and sex in two measures of balance coordination. Research Quarterly, 32, 123-137.

Bernstein, N. A. (1967). The coordination and regulation of movements. Oxford: Oxford University.

Bertenthal, B. I., Rose, J. L., & Bai, D. L. (1997). Perception-action coupling in the development of visual control of posture. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 23, 1631-1643.

Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. European Journal of

- Applied Physiology, 50, 273-282.
- Bottinelli, T. (1987). Fatigue, muscular work and motor learning. Physical Educator, 44(3), 372-376.
- Cratty, B. J. (1986). Perceptual and motor development in infants and children. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
- DeOreo, K. L., & Wade, M. G. (1971). Dynamic and static balancing ability of preschool children. Journal of Motor Behavior, 3, 326-335.
- Dickinson, J., Medhurst, C., & Whittingham, N. (1979). Warm-up and fatigue in skill acquisition and performance. Journal of Motor Behavior, 11(1), 81-86.
- Diener, H. C., & Dichgans, J. (1988). On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. Progress in Brain Research, 76, 253-262.
- Dornan, J., Fernie, G. R., & Holliday, P. J. (1978). Visual input: Its importance in the control of postural sway. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 59, 586-591.
- Dwyer, J. (1984). Influence of physical fatigue on motor performance and learning. Physical Educator, 3(41), 130-136.

Eckert, H. M., & Rarick, G. L. (1975). Stabliometer performance of educable mentally retarded and normal children. Research Quarterly, 47, 619-623.

Era, P., & Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. Journal of Gerontology, 40(3), 287-295.

Forsberg, H., & Nashner, L. M. (1982). Ontogenetic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual conditions during stance. The Journal of Neuroscience, 2(5), 545-552.

Gallahue, D. L., & Ozmun, J. C. (2002). Understanding motor development: Infants, children, adolescents, adults (5th ed.). Singapore: McGraw-Hill.

Gesell, A. (1954). The ontogenesis of infant behavior. In L. Carmichael (Ed.), Manual of child psychology (pp. 225-331). New York: Wiley.

Grabiner, M. D., Robertson, R. N., & Campbell, K. R. (1988). Effects of fatigue on activation profiles and relative torque contribution of elbow flexor synergists. Medicine and Science in Sports and Exercise, 20(1), 79-84.

- Harrison, E. L., Duenkel, N., Dunlop, R., & Russell, G. (1994). Evaluation of single-leg standing following anterior cruciate ligament surgery and rehabilitation. Physical Therapy, 74(3), 245-252.
- Hass, G., & Diener, H. C. (1988). Development of stance control in children. In B. Amblard, A. Berthoz, & F. Clarac (Eds.), Posture and gait: Development, adaptation and modulation (pp. 49-58). Amsterdam: Elsevier Science.
- Haywood, K. M. (1993). Life span motor development (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Haywood, K. M., & Getchell, N. (2001). Life span motor development (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., & Koceja, D. (1998). Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. Journal of Athletic Training, 33(4), 319-322.
- Horak, F. B., & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L. B. Rowell & J. T. Shepherd (Eds.), Handbook of physiology: Section 12: Exercise: Regulation and integration of

multiple systems (pp. 255-292). New York: American Physiological Society.

Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C., & Kyrolainen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue: Interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 73(5), 393-403.

Jeong, B. Y. (1991). Respiration effect on standing balance. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72(9), 642-645.

Krogh-Lund, C., & Jergensen, K. (1991). Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. European Journal of Applied physiology, 63(1), 60-69.

Lee, D. N., & Aronson, E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. Perception & Psychophysics, 15(3), 529-532.

Lepers, R., Bigard, A. X., Diard, J. P., Gouteyron, J. F., & Guezennec, C. Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. European

- Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 76(1), 55-61.
- Lishman, J. R., & Lee, D. N. (1973). The autonomy of visual kinaesthesia. Perception, 2, 287-294.
- Magill, R. A. (1998). Motor learning: Concepts and applications (5th ed.). Singapore: McGraw-Hill.
- Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Pyykkö, I. (1990). Significance of proprioceptive input from the human feet in anterior-posterior postural control. Acta Oto-Laryngologica, 110, 182-188.
- Massion, J., & Woollacott, M. H. (1996). Posture and equilibrium. In A. M. Bronstein, T. Brandt, & M. H. Woollacott (Eds.), Clinical disorders of balance, posture and gait (pp. 1-18). New York: Oxford University.
- McGraw, M. B. (1943). The neuromuscular maturation of the human infant. New York: Columbia University.
- Nashner, L. M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. Acta Oto-Laryngologica, 72, 429-436.
- Nashner, L. M., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor

- responses during postural control. Brain Research, 150, 403-407.
- Nashner, L. M., Black, F. O., & Wall, C., III. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: Patients with vestibular deficits. The Journal of Neuroscience, 2(5), 536-544.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, A., & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: Deficits in sensory organization and muscular coordination. Experimental Brain Research, 49(3), 393-409.
- Poulton, E. C. (1988). The journal of motor behavior in the 1960s and the 1980s. Journal of Motor Behavior, 20(1), 75-78.
- Seashore, H. G. (1949). The development of a beam walking test and its use in measuring development of balance in children. Research Quarterly, 18, 246-259.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: Postural control from a developmental perspective. Journal of Motor Behavior, 17(2), 131-147.
- Shumway-Cook, A., Horak, F. B., Yardley, L., & Bronstein, A. M. (1996). Rehabilitation of balance disorders in the patient with vestibular pathology. In A. M. Bronstein, T. Brandt, & M. H. Woollacott (Eds.),

- Clinical disorders of balance, posture and gait (pp. 211-235). New York: Oxford University.
- Taguchi, K., & Tada, C. (1988). Change of body sway with growth of children. In B. Amblard, A. Berthoz, & F. Clarac (Eds.), Posture and gait development, adaptation and modulation (pp. 49-58). Amsterdam: Elsevier Science.
- Williams, J., & Singer, R. N. (1975). Muscular fatigue and the learning and performance of a motor control task. Journal of Motor Behavior, 7(4), 265-269.
- Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement (2nd ed.). New York: John Wiley & Sons.
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span: A systems approach. Physical Therapy, 70(12), 799-807.
- Woollacott, M. H., & Sveistrup, H. (1992). Changes in the sequencing and timing of muscle response coordination associated with developmental transitions in balance abilities. Human Movement Science, 11(1/2), 23-36.
- Woollacott, M. H., Assaiante, C., & Amblard, B. (1996). Development of

balance and gait control. In A. M. Bronstein, T. Brandt, & M. H. Woollacott (Eds.), Clinical disorders of balance, posture and gait (pp. 41-63). New York: Oxford University.

Woollacott, M. H., Debu, B., & Mowatt, M. (1987). Neuromuscular control of posture in the infant and child: Is vision dominant? Journal of Motor Behavior, 19(2), 167-186.

Woollacott, M. H., Debu, B., & Shumway-Cook, A. (1987). Children's development of posture and balance control: Changes in motor coordination and sensory integration. In D. Gould & M. R. Weiss (Eds.), Advances in pediatric sport sciences (pp. 211-233). Champaign, IL: Human Kinetics.

Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Williams, H. G. (1989). The development of posture and balance control in children. In M. H. Woollacott & A. Shumway-Cook (Eds.), Development of posture and gait across the life span (pp. 77-96). Columbia, SC: University of South Carolina.

附錄 I：疲勞前後壓力中心各參數的統計結果

表 3：疲勞前後壓力中心各參數的平均數與標準差

	8 歲組		10 歲組		12 歲組	
	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後
壓力中心擺動速度 (mm/s)						
平均數	45.6	51.1	34.9	40.5	39.1	44.7
標準差	9.5	12.2	6.8	8.4	5.6	4.7
壓力中心矢狀軸擺動距離 (mm)						
平均數	7.3	8.2	6.8	7.5	7.1	8.0
標準差	0.8	2.1	1.4	1.0	1.6	1.4
壓力中心橫軸擺動距離 (mm)						
平均數	5.9	6.3	5.0	5.2	6.2	5.8
標準差	0.2	0.6	0.6	0.8	1.0	1.2
壓力中心平均擺動距離 (mm)						

平均數	10.6	10.4	9.2	9.9	10.1	10.8
標準差	0.7	1.4	1.4	1.3	1.9	2.0
壓力中心擺動面積 (mm ²)						
平均數	1470.0	2489.8	1014.8	1234.2	1777.4	1494.4
標準差	949.2	1760.9	303.5	290.5	603.1	375.7

表 4：壓力中心擺動速度混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	574.71	2	287.36	2.30	.28	.38
誤差 (群內)	1500.17	12	125.01			
疲勞	235.76	1	235.76	20.65*	.63	.99
年齡×疲勞	0.02	2	0.01	0.00	.00	.05
殘差	137.03	12	11.42			

*p<.05

表 5：壓力中心矢狀軸擺動距離混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	1.65	2	0.83	0.26	.04	.08

誤差 (群內)	38.83	12	3.24			
疲勞	5.29	1	5.29	5.63*	.32	.59
年齡×疲勞	0.05	2	0.03	0.03	.01	.05
殘差	11.28	12	0.94			

*p<.05

表 6：壓力中心橫軸擺動距離混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	5.64	2	2.82	2.44	.29	.40
誤差 (群內)	13.88	12	1.16			
疲勞	0.11	1	0.11	1.15	.09	.17
年齡×疲勞	0.88	2	0.44	4.69*	.44	.67
殘差	1.12	12	0.09			

*p<.05

表 7：壓力中心橫軸擺動距離混合設計單純主要效果

變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F
年齡 (A)				
在 b1 (疲勞前)	3.49	2	1.75	2.79
在 b2 (疲勞後)	3.03	2	1.51	2.42
細格內誤差	15.00	24	0.63	
疲勞 (B)				
在 a1 (8 歲組)	0.58	1	0.58	6.15*
在 a2 (10 歲組)	0.12	1	0.12	1.29
在 a3 (12 歲組)	0.29	1	0.29	3.09
殘差	1.12	12	0.09	

*p<.05

表 8：壓力中心平均擺動距離混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	6.09	2	3.05	0.77	.11	.15
誤差 (群內)	47.59	12	3.97			

疲勞	1.37	1	1.37	2.73	.19	.33
年齡×疲勞	1.38	2	0.69	1.38	.19	.24
殘差	5.99	12	0.50			

表 9：壓力中心擺動面積混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	3705250.40	2	1852625.20	1.50	.20	.26
誤差 (群內)	14856728.80	12	1238060.73			
疲勞	761932.03	1	761932.03	2.36	.16	.29
年齡×疲勞	2158611.47	2	1079305.73	3.34	.36	.52
殘差	3874652.00	12	322887.67			

附錄 II：疲勞前後軀幹傾斜角速度變異性參數的統計 結果

表 10：疲勞前後軀幹角速度變異性的平均數與標準差

	8 歲組		10 歲組		12 歲組	
	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後
軀幹矢狀面角速度變異性 (deg/s)						
平均數	19.94	23.76	13.84	17.67	13.23	16.98
標準差	11.89	13.39	3.91	4.85	3.42	3.18
軀幹額狀面角速度變異性 (deg/s)						
平均數	16.35	19.39	11.52	15.18	9.28	12.59
標準差	9.68	10.45	3.89	4.90	2.22	2.16

表 11：軀幹矢狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	276.82	2	138.41	1.10	.16	.20

誤差 (群內)	1508.17	12	125.68			
疲勞	108.26	1	108.26	73.46*	.86	1.00
年齡×疲勞	0.01	2	0.01	0.00	.00	.05
殘差	17.69	12	1.47			

*p<.05

表 12：軀幹額狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	247.08	2	123.54	1.49	.20	.26
誤差 (群內)	992.46	12	82.71			
疲勞	82.87	1	82.87	70.54*	.86	1.00
年齡×疲勞	0.53	2	0.27	0.23	.04	.08
殘差	14.10	12	1.18			

*p<.05

附錄 III：疲勞前後不同關節角速度變異性參數的統計 結果

表 13：疲勞前後不同關節角速度變異性的平均數與標準差

	8 歲組		10 歲組		12 歲組	
	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後	疲勞前	疲勞後
髖關節矢狀面角						
速度變異性						
(deg/s)						
平均數	7.37	9.17	7.07	6.08	6.56	7.60
標準差	1.09	1.49	1.17	0.33	0.93	1.27
髖關節額狀面角						
速度變異性						
(deg/s)						
平均數	8.94	9.11	8.22	8.18	7.45	7.70
標準差	2.62	1.38	1.31	1.18	0.32	1.04
膝關節角速度變異性 (deg/s)						
平均數	11.27	14.35	10.15	11.13	8.69	9.69

標準差	2.19	4.94	1.47	1.85	1.07	1.25
踝關節矢狀面角						
速度變異性						
(deg/s)						
平均數	9.47	10.45	9.11	9.32	6.21	8.46
標準差	1.91	3.55	0.60	2.41	0.35	2.63
踝關節額狀面角						
速度變異性						
(deg/s)						
平均數	10.77	9.38	9.99	14.57	9.63	9.60
標準差	3.68	2.12	2.25	4.70	2.85	1.54

表 14：髁關節矢狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	15.05	2	7.53	4.04*	.40	.60
誤差 (群內)	22.35	12	1.86			

疲勞	2.83	1	2.83	4.74	.28	.52
年齡×疲勞	10.42	2	5.21	8.71*	.59	.92
殘差	7.17	12	0.60			

*p<.05

表 15：髖關節矢狀面角速度變異性混合設計單純主要效果

變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F
年齡 (A)				
在 b1 (疲勞前)	1.66	2	0.83	0.67
在 b2 (疲勞後)	23.81	2	11.91	9.68*
細格內誤差	29.52	24	1.23	
疲勞 (B)				
在 a1 (8 歲組)	8.12	1	8.12	13.58*
在 a2 (10 歲組)	2.46	1	2.46	4.12
在 a3 (12 歲組)	2.67	1	2.67	4.47
殘差	7.17	12	0.60	

*p<.05

表 16：髕關節矢狀面角速度變異性單純主要效果

事後比較摘要表

細格	人數	平均數	A1B2	A2B2	A3B2
8 歲組疲勞後 A1B2	5	9.17	—	*	
10 歲組疲勞後 A2B2	5	6.08		—	
12 歲組疲勞後 A3B2	5	7.60			—

*p<.05

表 17：髕關節額狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	10.66	2	5.33	2.57	.30	.42
誤差 (群內)	24.87	12	2.07			
疲勞	0.12	1	0.12	0.05	.00	.06
年齡×疲勞	0.12	2	0.06	0.03	.00	.05
殘差	27.31	12	2.28			

表 18：膝關節角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
------	--------	-----	----	---	----------	-------

年齡	66.39	2	33.19	3.14	.34	.49
誤差 (群內)	126.83	12	10.57			
疲勞	21.39	1	21.39	11.13*	.48	.86
年齡×疲勞	7.28	2	3.64	1.89	.24	.32
殘差	23.07	12	1.92			

*p<.05

表 19：踝關節矢狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	36.67	2	18.33	2.55	.30	.41
誤差 (群內)	86.46	12	7.21			
疲勞	9.85	1	9.85	3.79	.24	.43
年齡×疲勞	5.36	2	2.68	1.03	.15	.19
殘差	31.21	12	2.60			

表 20：踝關節額狀面角速度變異性混合設計二因子變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F	η^2	power
年齡	40.78	2	20.39	1.52	.20	.26
誤差 (群內)	161.20	12	13.43			

疲勞	8.30	1	8.30	1.62	.23	.22
年齡×疲勞	48.88	2	24.44	4.76*	.44	.68
殘差	61.64	12	5.14			

*p<.05

表 21：踝關節額狀面角速度變異性混合設計單純主要效果

變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	F
年齡 (A)				
在 b1 (疲勞前)	3.39	2	1.69	0.18
在 b2 (疲勞後)	86.28	2	43.14	4.65*
細格內誤差	222.83	24	9.28	
疲勞 (B)				
在 a1 (8 歲組)	4.83	1	4.83	0.94
在 a2 (10 歲組)	52.35	1	52.35	10.19*
在 a3 (12 歲組)	0.00	1	0.00	0.00
殘差	61.64	12	5.14	

*p<.05

表 22：踝關節額狀面角速度變異性單純主要效果

事後比較摘要表

細格	人數	平均數	A1B2	A2B2	A3B2
8 歲組疲勞後 A1B2	5	9.38	—	*	
10 歲組疲勞後 A2B2	5	14.57		—	*
12 歲組疲勞後 A3B2	5	9.60			—

*p<.05

附錄 IV：參與研究家長（監護人）同意書

親愛的家長您好：

我是國立臺灣體育學院體育研究所的研究生，目前進行一項有關於兒童身體疲勞對平衡控制影響的研究，由於貴子弟不論是在身高、體重、年齡或是身體健康情況均非常符合研究的條件，因此想邀請貴子弟參與本次研究。本次研究的地點設於台南市海東國小教師休息室，全部所需的時間為二十五分鐘。測量的動作是在平地上原地垂直跳與開著眼睛單腳站立，所使用的測量儀器與動作完全不會對小朋友造成任何傷害，研究的時間也絕對不會影響貴子弟在學校的上課學習。為了尊重您的權益，您可以自由選擇要不要讓貴子弟參與本次研究，另外即使您同意讓貴子弟參與研究，但是之後您的意願有所改變，仍可以告知本人後隨時退出研究。然而如果您在考量後並不同意貴子弟參與本次研究，也不會對貴子弟有任何的影響。本次研究測量的結果只當作研究之用，另外相關資料的隱私權也將獲得保障。

最後，非常期盼您的協助！由於您的參與將使得本研究可以順利完成，另外對於運動科學也將有非常大的貢獻。如果您對於本次研究或是貴子弟的權益有任何問題，歡迎以電話聯絡國立臺灣體育學院體育研究所研究生林尚武 0936367726。

研究生 林尚武 敬上

本人已經詳細閱讀並瞭解上述內容，我同意我的小孩參與上述研究。

學生姓名：

家長簽名：

日期：

為了使研究可以順利進行，麻煩您填寫下面二個問題：

一、您的小孩是否有以下情況：

感覺系統、神經肌肉疾病、下肢受過嚴重外傷或扁平足。

有，是

_____。

沒有。

二、您的小孩是否曾參加運動團隊、運動類的才藝班？

有，是

_____。

沒有。

感謝您的支持與參與！