

第壹章 緒論

人體所做的任何動作都需要透過協調與控制，然而動作協調與控制受到許多像身體限制或自由度因素的影響，進而影響個人動作表現。本研究旨在探討個體受到關節限制時動作的表現，期望進一步發現個體在關節限制帶來的效應。本章的內容主要根據以下架構進行論述：第一節、問題背景；第二節、研究問題；第三節、研究的假定與限制；第四節、名詞解釋；以及第五節、研究的重要性。

第一節 問題背景

控制與協調問題一直是動作行為學領域所亟欲探知的課題。為釐清動作控制與動作協調的意涵，二十世紀初俄羅斯學者 Bernstein (1967) 首先利用自由度 (degrees of freedom) 和情境參照變異性 (context-conditioned variability) 兩個概念來解讀協調的問題，其將協調視為掌控剩餘自由度，且經由自我組織 (self-organization) 形成可控制系統的過程。Turvey, Fitch, and Tuller (1982) 認為動作自由度適度的減少其實有利於動作控制，其亦認為動作控制並非讓身體固定在某一姿勢上，不變的姿勢反而會導致動作僵化。Newell (1986) 以限制觀點探討協調與控制的關係，此觀點認為個體、環境、與工作三種限制會相互影響，而人體的動作則在因應這三種限制後達到協調與控制的狀態。Beek, Peper, and Stegeman (1995) 以訊息、能量、和物質三個元素來探討各領域與協調之間的關係，說明訊息與能量為神經傳導理論之基礎，生態心理學以訊息與物質為本，而能量與物質

為生物力學之內容項目，各種不同領域對應不同元素以達到協調狀態的概念則稱之為協調動力學 (coordination dynamics)。相較於動作協調，Kugler, Kelso, and Turvey (1980) 利用函數方式將協調、控制與技能分別論述，認為協調是將潛在的自由變項限制到一個行為單位中的函數，控制是將潛在變項結合而對於協調功能的參數化，最後的技能則是對於協調功能參數的最佳化。

經由上述對協調與控制的定義，可知協調為透過個體、環境與工作限制交互影響以掌控剩餘自由度的過程。而動作控制則可定義為人體經過協調過程後，身體各變項交互影響以形成的秩序或常規。

協調與控制議題涵蓋於人一生所產生的各種動作行為之中，不論是細微如同手指按鍵的動作，或是在運動場上奔跑的大肌肉動作，都必須控制以及協調身體各部位動作的表現來達到工作目標。在動作表現的同時，如何控制這麼多身體肌肉、關節與兩者之間交互作用的變項來達到預期的動作？本研究期望應用動態系統觀點對動作協調與控制做進一步的探討。內容主要包含：一、自由度對動作協調與控制的影響，二、限制對動作協調與控制的影響，三、募集與抑制假說對動作協調與控制的影響，四、變異性對動作協調與控制的影響，與五、平衡能力，分別陳述如下。

一、自由度對動作協調與控制的影響

Bernstein (1967) 提出「自由度的問題」探討人體在複雜且擁有大量自由度的系統下，如何減低眾多的自由度，使個體得以較為經濟地執行動作。個體為了達

到動作的控制與協調，則需掌控多餘自由度，使控制的自由度減少與控制因素減低，並且將高自由度改變成相對較低的自由度。

Bernstein (1967) 的自由度觀念通常被用以檢視經過學習後的動作改變。其認為動作經過練習後會先凍結自由度 (freezing the degrees of freedom) 轉而解放自由度 (freeing the degrees of freedom)，最後利用反作用力 (the exploitation of the reactive forces)，此自由度的改變過程可促使動作達到協調與控制；在動作練習之初，個體會先凍結身體肢段或關節來掌控自由度，將身體掌控的變項降低而比較容易達到動作要求，但凍結自由度的過程中，動作會呈現僵硬且不經濟的表現。經過練習後，個體會解放身體肢段或關節的自由度，使動作表現增進，且本階段個體使用不同部位的自由度達成較佳的動作表現。最後動作者利用反作用力以最經濟與最省力的狀態達成動作目標。

對於動作協調的議題，Turvey, Fitch, and Tuller (1982) 承接 Bernstein (1967) 自由度的概念以檢視動作表現。認為動作並非由大腦控制特定肌肉或移動特定關節，而是在動作過程中，人體內各次系統 (sub-systems) 相互連結進而減少多餘自由度以達到動作表現。

在自由度與協調方面，Turvey (1990) 認為協調可分別做宏觀與微觀之探討。宏觀取向描述協調為身體以及肢體的動作模式與環境之間的交互關係；微觀描述身體內的機制，包含細胞與血管的在身體內的活動皆稱為協調。其亦認為個體經由自我組織造成自由度的變化，並且利用較少的自由度以達到複雜動作的表現，

同時提出以下幾個概念來解釋協調與自由度之間的關係，對控制身體之次系統進行說明：

- (一) 動作來自分散式的建構 (distributed construction)，並非中央全權負責，而是由許多次系統共同組合而成。個體內次系統會自我組織而產生動作，無須透過中樞進行控制，腦也無須負擔身體各種細微動作的指令，使動作簡化且易於控制。
- (二) 動作具有不明確的行動計畫 (action plans)，動作的形成可看成一種抽象的概念，說明人體有許多動作單位且不只有一個動作方向。相同的自由度可產出不同的動作，也可以由不同的自由度來達到相同的動作結果，透過動作單位連結的機制，使動作達成其功能或是目標。亦即說明人體的動作計畫不是由特定部位組成，而是由不同自由度或是相同自由度的動作互相協調形成。這樣不明確的動作計畫可使人體以更多元化達成動作目標，也使人體得以因應不同的環境限制來達成工作目的。
- (三) 動作次系統的當區權宜 (local expediencies)：動作系統中各次系統因地制宜，各司其職，其有如地方政府或是聯邦運作的方式，不同部位有自行運作的方法。當目標確定，當區次系統即可自我因應地運作，由自我組織且相對自主的產生動作協調形式，無須經過中樞處理來達到動作目的。
- (四) 引動和微調 (activation and tuning) 分離，人體各次系統皆有基本功能，當某次系統被引動時，即產生其基本功能，以達動作協調，並透過其他次系統的

引動進行微調。

- (五) 執行的忽略 (ignorance) 與相同等級 (equivalence class)，指個體之次系統會自動的產生最佳以及最有效的動作模式，而非以中樞決定最佳動作。且在執行相同動作時，個體會自動忽略可達到相同目標卻費力或不經濟之動作，轉而執行最佳化自由度的動作形式，以達成工作目的。在不同次系統間可以相對自主的方式來掌控肢段自由度以形成動作並且進行微調，並非完全由中央控制形成，也用以說明人體如何掌控多餘的自由度。
- (六) 動作可以透過肌肉的連結而減少力學上的自由度 (mechanical degrees of freedom)，或是以彈簧般的控制模式 (spring model) 來簡化動作所需控制的部分。前者說明人體透過連結來減少過多的自由度和建立新的連結，以達到特殊工作限制的動作。後者說明動作控制就如同彈簧一般，只需確定終點而不需在乎起點為何。例如要拿一個杯子，不需要顧慮手在那裡，只需確定這個動作的終止位置，手部即會以一個因應機制去完成動作。
- (七) 利用真實情境複雜性的特質，產生特別目標與工作特殊的解決能力。說明在某特定環境或特定工作要求下，個體會產生符合當下情境的動作協調，並以簡單的方式解決難度較高的問題，無須經過大腦來做精密的計算。
- (八) 動作系統與環境交互影響並產生互補，使自由度與可變因素減少。例如兩物件之間的互動或連結，這樣的連結不會使動作之間的變項變得更複雜，反而使兩者之間產生互補關係並降低不必要的自由度。

(九) 同時組織向心 (afferentation) 和離心 (efferentation) 訊息後，個體可以在不同次系統變項控制下達到預期的動作表現。就如同知覺 (perception) 和行動 (action) 兩者並非前後或主輔的關係，其乃是同時連結發生且共同相互影響的配連 (coupling) 關係。因此個體在動作過程中會同時組織向心與離心訊息，並且因應現狀微調動作。

由上述機制可知人體自由度為解釋身體動作協調與控制的一種重要方式。然而人體自由度外，尚有學者以限制觀點探討個體的協調與控制，以下從限制觀點進行探討。

二、限制對動作協調與控制的影響

個體與環境之間的關係，對動作的產出是一種重要變項，Bernstein (1967) 認為在不同的情境下不同肌肉會被激活，但不同肌肉被激活後卻又可促使個體產生相同的意圖結果表現。Turvey, Fitch, and Tuller (1982) 論述 Bernstein 三種情境參照的變異性，認為解剖因素、力學因素以及生理因素三種不同情境會影響到個體自由度。若是因為不同的動作需求而使不同肌肉做出相同動作，或是用相同肌肉來做不同動作則可稱為解剖因素；使相同肌肉對應不同的環境下產生不同的動作，或是在可以利用非身體產生的力量，像是地心引力來使動作互補而變得更為經濟則為力學因素；最後一種情境參照因素為生理因素，指動作並不是單獨的受到大腦與神經傳輸的控制，其強調脊椎與大腦之間的相互關係，之間並不是階層與附屬的關係，而是相互協調來執行動作。另外，Bernstein 所陳述之變異性是指

由於不同情境所產生的影響，也是說明變異性是由情境所控制。

Newell (1986) 也以限制的觀點來看動作協調與控制，並將其分為個體限制、環境限制與工作限制，其如同三角形各角之間相互影響的因素。動作表現會受到這三方面的限制來達成協調與控制的架構。以下就三種限制分別陳述：

(一) 個體限制

指個體內不同程度的限制，分為相對時間獨立的個體限制 (relatively time independent organismic) 與相對時間相依的個體限制 (relatively time dependent organismic)，亦可分為結構限制 (structural constraint) 與為功能限制 (functional constraint)。若是以宏觀方式來看身體發展，體重、身高和身形的發展速率較緩慢，為協調發展的結構限制；相對的，如同身體突觸內神經的連接會因為時間改變而產生不同的變化，為協調發展的功能限制。結構限制與功能限制以個體受到的限制與時間之間的關係來區分。Clark (1995) 認為個體限制不只包含身高、體重、身型等身體具體之特質，還需包含認知、心理的和情緒歸因等個人因素，都可稱為個體限制的一部分。

(二) 環境限制

環境限制指個體之外的限制，當個體與環境交互作用下非個體因素所產生的影響即可以稱為環境限制。一般來說，環境限制是那些無法被操弄和相對時間獨立的限制，包含了像地心引力、天氣溫度、自然光和其他環境特徵等等，然而這些環境特徵還是可以在活動時被控制或改變的。Turvey, Fitch, and

Tuller (1982) 亦認為動作型態會受到環境的影響，最後達到適當的表現且呈現協調的狀態。Clark (1995) 定義之環境限制為動作者所處環境與社會文化 (sociocultural) 環境，因此在不同環境下從事相同動作或在不同文化條件下從事相同動作，都會因為環境限制的不同而使動作不盡相同。

(三) 工作限制

工作限制較環境限制更具特定性 (Williams, Davids, & Williams, 1999)，包含工作的目標、規則與使用工具 (Newell, 1986)，例如羽球比賽中手執的球拍、球網高度與規則。

動作發展過程當中個體會受到許多不同的限制，且在受到不同限制後會進而促成動作的產生與發展。除了以自由度多寡與限制觀點來探討動作的改變外，還有其他的假說試圖解釋人體經過練習或學習後的改變狀態，下面就與自由度相對應的假說：募集與抑制假說進行探討。

三、募集與抑制假說對動作協調與控制的影響

Buchanan and Kelso (1999) 對自由度的議題提出募集與抑制假說 (recruitment-suppression hypothesis)，此假說以動作平面的改變為研究主體，探討全身關節角度、關節動作頻率、與動作過程中的動作改變。募集與抑制假說認為如果某特定關節或部位在一個平面上動作改變程度增加可以稱之為募集，而在另一平面上動作改變程度減少可稱之為抑制，意即在直線性的運動中募集關節活動度會使其轉變為橢圓形或是圓弧型的動作，相反的若是抑制關節活動度則會使圓

弧型的動作轉變為直線型的活動。

由於動作募集與自由度解放皆為參與肌肉增加或動作角度增大，而動作抑制與自由度凍結皆為使說明參與肌肉與動作角度減低，因此 Fink, Kelso, Jirsa, and de Guzman (2000) 認為募集與抑制假說可與自由度的凍結與解放假說相互共存，並透過募集與抑制可維持動作穩定性以減少模式轉換。

四、變異性對動作協調與控制的影響

動作的變異性存在於生物體內與生物體間 (Newell & Corcos, 1993)，Bernstein (1967) 利用槌子反覆進行同樣動作，發現動作呈現相似但有變異的軌跡，拿杯子時不會產生完全相同的動作型態，行走於沙地上不會有完全相同的腳印，因此動作的變異性不可避免。

雖然變異是動作過程與結果皆會產生的現象，然而對於變異性的功能至今尚無明確的定論。變異性具有非決定性 (stochastic) 與決定性 (deterministic) 兩種特性，前者為測量數據中不知道來源或是沒有規律的變化，常被視為噪音 (noise)；後者為受到特定因素而產生數據變化的影響，如同速度不同或情境不同所產生的改變。且動作為時間與空間的結合，因此變異性內容包含了空間的 (spatial) 變異、時間的 (temporal) 變異與力量的 (force) 變異三種，探討變異性問題時必須由不同面向進行討論 (Carlton & Newell, 1993)。

以往探討動作表現變異的相關研究，利用動作結果的標準差 (standard deviation, SD) 說明變異性對動作穩定性表現的影響，但人體動作隨著時間的改變

會有不同表現，因此標準差的高低並非確切呈現動作的變異性與穩定性。Slifkin and Newell (1998) 認為探討資料中不同時間點所產生的相關性或是計算近似熵 (approximate entropy, ApEn) 有助釐清動作變異的情形。

Newell and Slifkin (1998) 在探討動作的不變性外尚重視動作的變異性，認為一般動作行為研究將變異視為一種問題，並期望將變異減到最少或甚至消失並不恰當。Müller and Loosch (1999) 認為變異性具有功能性且有助於動作表現。若以動態系統的觀點來看動作控制，可以在高技能表現者身上觀察到他們會利用較多姿勢微調以及多種協調架構來形成動作表現，而低技能者較不會有動作微調的現象。動作失能者的刻板動作研究當中，同樣認為沒有動作的變異性是一種問題 (Cooper & Dourish, 1990)，且認為動作的變異性會提供動作者一些有益的訊息。

以生態學心理學觀點探討站立姿勢的身體擺動，其認為個體會產生身體擺動以知覺身體與環境之間的關係 (Gibson, 1986)，身體擺動並非只是動作平衡的噪音，這種變異反而有助於維持個體穩定性及知覺外在環境。

變異性雖可探討動作過程與結果的穩定性，然而增加動作變異不一定會降低動作表現 (Müller & Loosch, 1999；賴世炯、卓俊伶，2000)。因此動態系統學者亟欲釐清與解釋動作變異性與動作表現之間的關係，且認為變異有其正面影響與另一向度的解釋功能。

五、平衡能力

平衡動作是人類生活中無時無刻都會需要的一種基本能力，Gallahue and

Ozmun (2006) 認為平衡能力是動作適能 (motor fitness) 中重要的一環。動作適能包含協調、平衡、速度、敏捷性與爆發力等能力來使身體適應環境需求。身體適能也可分為動作控制因素 (movement control factors) 與力量產生因素 (force production factors) 兩部分，協調與平衡稱為動作控制因素，對兒童期特別重要；速度、敏捷與爆發等力量產生因素對兒童達成特殊化動作較重要。

除了平衡所需之因素與特性外，身體的平衡尚且需要平衡的策略，平衡策略中主要有三種常見的自動化姿勢策略，包含足踝策略 (ankle strategy)、髖策略 (hip strategy) 與跨步策略 (stepping strategy) 等方式 (胡名霞, 2001)。當重心位移幅度較小時，利用足踝策略可避免失去平衡，而重心位移加大至穩定限度邊緣，使用髖策略為最適當方式，而當重心位移超過穩定限度時，就必須用跨步策略來維持平衡。

平衡分為靜態平衡與動態平衡。靜態平衡為身體維持姿勢穩定於靜態地面，或當沒有移動性活動時保持平衡的能力，例如一邊站立一邊念書而維持平衡的能力。動態平衡則為在會移動的地面或是從事移動性活動時保持平衡的能力，像是在人行道上行走時可以保持平衡的能力 (Magill, 2007)。

Streepey and Angulo-Kinaler (2002) 認為平衡控制能力會因應不同工作難度達成身體之協調與控制，Ko, Challis, and Newell (2001, 2003) 以平衡能力檢測前後平衡動作的動態，發現個體為達到特定工作需求會形成不同的協調模式。此外，由於平衡能力是基本動作能力分類裡的一個重要層面，對雙腳站立的人類來

說，平衡能力更為重要，因此本研究以平衡動作，檢測個體限制、工作限制與環境限制的交互影響。經由自由度改變、限制觀點、動作募集與抑制假說或是動作變異性觀點，加以解釋與預測動作會產生何種協調與控制的機制。期望對個體受到限制與特定工作要求下，動作型態改變與形成機制做更進一步的解釋。

第二節 研究問題

根據上述自由度凍結與解放、限制的概念、動作自由度募集與抑制假說與動作變異性之前提下，個體在維持平衡的工作要求下，身體各部位的關係與變化尚需進一步釐清。基於以上的問題背景，本研究提出之問題如下：

問題一：不同膝關節限制，在不同的練習經驗下，會有不同的前後方向平衡動作結果嗎？

問題二：不同膝關節限制，在不同的練習經驗下，會有不同的前後方向平衡動作過程和變異嗎？

問題三：前後方向的平衡動作練習會造成個體協調模式的改變嗎？

第三節 研究的假定與限制

本研究假定實驗參與者皆能依據實驗要求，盡力於動態平衡儀上表現維持平衡的動作，並無前後平衡的相關動作經驗。實驗限制膝關節以進行動態平衡儀前後平衡的動作，因此不宜做為其他關節受到限制或其他特殊工作型態之參照。並

依動態系統研究手段，假定行為是由組成系統 (component systems) 集合而成，這些組成系統可順應不同功能性與情境而重新集合，行為並不存在於任一情境特殊呈現以外的特定形式 (Thelen & Ulrich, 1991)。

第四節 名詞解釋

本節將針對下列專有名詞做一詳細及深入的解釋，並具體地定義之，包括：

一、自由度；二、限制；三、協調；四、平衡；五、動作變異性之名詞解釋。

一、自由度 (degrees of freedom)

Schmidt and Lee (2005) 認為自由度是動作系統中必須被控制的各種獨立變項。在本研究中自由度的定義是控制平衡動作下各關節改變角度的相關程度，而動作在經過練習後，自由度經由受凍結到被解放，使動作轉變成較為流暢。

二、限制 (constraint)

Newell (1986) 認為限制為局限個體動作的界限或特質，且個體、環境與工作三種限制交互影響使動作達到最佳的控制與協調狀態。由於個體限制為生物體之限制，環境限制為個體以外之限制，工作限制則為與工作目標、規則與使用工具之限制，因此本研究之個體限制為膝關節固定，而平衡動作為本研究之工作限制。

三、協調 (coordination)

Bernstein (1967) 認為動作協調經由凍結自由度、解放自由度與利用反作用三階段後形成之狀態。Kugler, Kelso, and Turvey (1980) 認為協調為將潛在的動作變項限制於一個行為單位 (behavior unit) 中。本研究定義協調為掌控剩餘自由度，並透過個體、環境與工作限制之交互影響的過程。

四、平衡 (balance)

Gallahue and Ozmun (2006) 認為平衡是一種當身體處於不同狀態時維持身體均衡的能力，而平衡能力是所有動作的基礎並且仰賴視覺、本體感覺與聽覺所給予的刺激。平衡分為靜態平衡 (static balance) 與動態平衡 (dynamic balance) 兩種，靜態平衡指身體可以平穩站立在穩定姿勢的能力，動態平衡是指在移動狀態下保持穩定的能力。本研究的工作目的是維持動態平衡儀任一測不碰地，其屬於動態平衡能力。

五、動作變異性 (motor variability)

Newell and Corcos (1993) 認為變異性存在於生物體內與生物體外，且動作變異性具有非決定性 (stochastic) 與決定性 (deterministic) 兩種特性，內容包含了空間的變異、時間的變異與力量的變異三種不同面向，且因此本研究以標準差作為動作變異性的指標，以探討動作過程的變異程度。

六、募集與抑制 (recruitment-suppression)

Buchanan and Kelso (1999) 提出募集與抑制假說，此假說以動作平面的改變為研究主體，探討全身關節角度、關節動作頻率、與動作過程中的動作改變。本研

究定義募集為單一平面上關節角度的增加，抑制為單一平面上關節角度的減少。

七、膝關節限制

本研究之膝關節限制為利用膝關節護具固定動作範圍，實驗參與者的膝關節可在膝關節完全伸直到彎曲 90 度內活動，並非完全固定不可活動。

第五節 研究的重要性

本研究旨在探討動作受到限制下，身體各肢段之控制與表現。先前研究多就個體之凍結與解放自由度進行探討，鮮少加入動作限制之變項，因此本研究針對動作限制對動作表現之影響，探討個體限制對不同的身體關節角度、平衡能力與變異性之間是否有影響。另外，運動時給予膝關節防護性貼紮或配戴護具時，個體是否會因應動作限制而使身體不同部位改變動作型態，以探討膝關節受傷後或曾經受傷者的協調機制，有助於膝關節傷害後的復健與防護。

第貳章 理論基礎與文獻探討

動態系統觀點與研究取向以吸引子 (attractor) 或 Haken-Kelso-Bunz 模式 (Haken, Kelso, & Bunz, 1985) 等概念探討相位轉換、非線性現象或動作型態的改變。此取向學者應用各變項的組成結果或是身體的自我組織來定義協調 (Kelso, 1984; Kelso, 1995)，並利用相對相位 (relative phase) 解釋動作模式與模式的轉移。本研究以動態系統觀點與取向探討動作的協調與控制，主要針對自由度、限制、募集與抑制假說以及變異性等觀點與平衡能力研究進行陳述與探討。本章內容為：第一節、自由度與限制的觀點；第二節、募集與抑制假說觀點；第三節、變異性的觀點；第四節、平衡能力相關研究以及第五節、假說。

第一節 自由度與限制的觀點

學習新動作或技能時，個體經由凍結自由度、解放自由度、與利用反作用力來適應新動作及達到動作協調 (Bernstein, 1967)。Newell (1986) 認為動作為連續的過程，由個體、環境和工作三種限制彼此交互作用以形成動作協調。限制對動作具有減少或控制活動程度的意思，與自由度凍結與解放具有類似意涵，因此 Kugler (1980) 認為限制與自由度互補，並可互相用來定義，因此本節將自由度與限制的文獻一同進行探討。

在自由度的研究中，Southard and Higgins (1987) 利用壁球來進行動作學習與動作控制的研究，發現在練習初期動作者會先降低自由度以控制不熟悉的新動

作，並在經過練習後開始解放自由度使動作表現增進。針對自由度的議題，McDonald, van Emmerik, and Newll (1989) 利用飛鏢投擲來探討自由度的問題，其用慣用手與非慣用手進行飛鏢投擲，發現練習前後上肢肢段相關性會由高相關變為低相關，此說明自由度會由凍結轉變為解放。Vereijken, Whiting, and Newell (1992) 也利用滑雪模擬器 (the ski apparatus) 作連續七天的動作練習，一天練習 20 次來檢證自由度與動作表現之間的關係。此實驗在參與者身上黏貼 11 個 LEDs (light-emitting diodes) 光點檢視身體各肢段的動作參數，並要求實驗參與者練習將身體左右擺動至滑雪模擬器的底端，觀察其動作的頻率、角度與相關性等數據。最後發現動作在練習後，動作擺動幅度較為一致，動作頻率亦增快，且各關節角度的標準差在練習後較高，相關性也由高減低。這樣的研究結果證實動作在練習七天後，動作會先凍結自由度後解放自由度，且動作變得較為流暢與輕鬆，符合 Bernstein (1967) 提出的掌控剩餘自由度階段。

Hong and Newell (2006) 進一步以三向度分析的方式來對滑雪模擬器動作進行檢驗，探討多肢段動作之動態自由度與力學自由度，使用主成分分析法 (principle components analysis, PCA) 及募集與抑制假說對動作進行分析與解釋。此實驗同樣進行連續七天、一天 20 次、每次 30 秒的滑雪模擬器練習以檢視動作的表現，發現在練習過程中動作頻率與最大速度顯著增加，而動作的變異性顯著減少，並且發現在力學自由度有募集與抑制現象。主成分分析結果顯示水平、垂直與前後三個力量向度為主要成分，並發現垂直的力量是影響滑雪模擬動作的主

要力量，水平與前後向度的力量同時提供姿勢的穩定。此研究除了探討自由度對動作表現的影響外，同時利用主成分分析法給予力學的自由度與動態的自由度分析一個新的方向，並以主成分的改變探討動作表現之影響。

Li (2006) 對自由度提出功能性自由度 (functional degrees of freedom) 的新概念，利用數學的方式解釋功能性自由度以及身體各變項和主成分之間的關係。此文章指出少許的自由度卻對動作協調之變項產生重要的影響，因此利用主成分分析法進行動作自由度的探討，並把主要成分視為功能性自由度。功能性自由度提供研究者除探討力學自由度的改變外，尚可利用主成分分析法進行動態自由度的研究，並做為多肢段人體動作以及探討自由度問題的方法之一。

結合自由度與限制觀點的研究，黃麟棋與卓俊伶 (1998) 利用自由度以及限制的概念，探討個體受限制或自由度被凍結對動作表現的影響。以人為操弄自由度因素與間斷動作練習，觀察動作表現的影響。此實驗利用單一受試研究法的 A-B-A 實驗設計進行飛鏢投擲，自變項為限制肩關節與否，依變項為飛鏢投擲的動作結果得分。實驗參加者一開始以自然的姿勢投擲飛鏢 50 次，後固定肩關節情況投擲 100 次，將肩關節限制之自變項撤除，恢復自然姿勢投擲飛鏢 50 次，總共投擲飛鏢 200 次。結果顯示當人為操弄自由度使自由度下降後，平均得分會增加且動作趨於穩定。此研究利用限制的觀點來進行探討，發現在肩關節自由度被固定的情境下，也就是肩關節受到限制下，對於動作表現有增進的現象。

對於限制動作來探討動作表現，Ford, Wagenaar, and Newell (2007) 利用跑步

機來探討個體肢段受到限制後對動作表現的影響。此研究中請實驗參與者在跑步機上用不同速度 (0.22-1.52 m/s) 行走，並且控制其肢段是否受到限制，以檢證限制對於個體協調之間的影響。對個體肢段限制有不限制手臂、限制慣用手以及限制非慣用手三種操弄。結果發現減少走路速度時，有無手部的擺動會改變手與腿部之間的關係，因此如果有上肢失能者，可能因為走路速度較快使上肢與下肢動作不協調進而導致走路較慢於一般人。另外，被限制的上肢會影響不被限制的上肢擺動，並且使胸部、髖部的旋轉動作改變。此研究發現當個體受到限制時，會因工作需求而改變身體協調方式來達到工作目標。

Seifert, Chollet, and Rouard (2007) 使用 Newell 限制的觀點探討限制對於游泳表現、划臂的動作與游泳節奏的影響，觀察不同配速下游泳速度、划臂頻率、划臂長與不同的划臂相位。結果發現 200 公尺的配速是動作改變的關鍵值，說明泳者在不同的工作限制之下會改變動作型態。個體因為速度所產生之水阻的不同以致協調動作改變為環境限制，男女的因肌力與手長不同，使划臂頻率與划臂長度的不同為個體的限制。此篇研究認為在受到個體、工作與環境限制交互影響，實驗參與者的動作協調會改變，並將這些不同的限制稱為此研究的控制參數 (control parameters)。

第二節 募集與抑制假說觀點

動作募集與抑制假說的相關研究中，Buchanan and Kelso (1999) 利用兩個類

似鐘擺的動作來進行探討，其使用觀察動作模式之間的轉換以證實募集自由度可以提供穩定的雙手動作協調模式。此研究進行兩個相關實驗，第一個實驗利用節拍器使參與者進行單手節奏性跟隨的動作，發現隨著節奏加快，手部動作由 2D 的平面動作轉換為 3D 的橢圓形動作，並且發現在原本的頻率上前臂會有受到募集而增加動作頻率。第二個實驗利用兩手來進行鐘擺動作，發現雙手動作不會因為節奏變快而使動作由反相位 (anti-phase) 轉換為同相位 (in-phase)，反而只是些微因為節奏頻率而改變其相位關係。此研究結果發現在動作協調中，動作的募集過程會穩定動作系統且會使動作轉換情形降低。

Fink, Kelso, Jirsa, and de Guzman (2000) 延續募集與抑制自由度的觀念來研究協調，同樣利用雙手鐘擺動作跟隨八種節奏觀察正相位與反相位之間的相位轉換，結果發現很少有相位之間的轉換，因此認為在手部募集自由度後，會使動作模式轉換減低，也就是動作模式會因為募集自由度後變得較為穩定。

Hong and Newell (2006) 利用滑雪模擬器探討動作募集與抑制的現象。此實驗發現於動作之初，頭部與軀幹動作會先增加後再降低，而練習中下肢自由度開始漸漸募集，說明動作一開始以上半身帶動而後以下半身主導動作的產生。主成分分析同樣顯示個體成分的改變，證實動作過程中全身性的募集與抑制現象。

第三節 變異性的觀點

動作表現與變異性相關研究中，Müller and Loosch (1999) 以飛鏢投擲探討功

能性變異性 (Functional variability) 與相同結果路徑動作 (Equifinal path of movement) 的觀點。此研究利用初學者與精熟者探討動作變異性對動作表現的影響，研究發現精熟者飛鏢投擲成績優於初學者的投擲成績，但在動作過程變異上精熟者卻比初學者來的高。因此認為精熟者可以利用功能性的變異性使動作微調以達到較好的動作結果表現。另外，實驗發現參與者在投擲飛鏢時，會調整出手角度與出手速度使動作結果達到一致性，而出手角度與出手速度之間會呈現消長的現象。因此形成動作時，動作變異性有益於動作表現，且互補現象會助於動作表現產生同結果路徑。

賴世炯與卓俊伶 (2000) 相同以飛鏢投擲進行力量變異對飛鏢投擲動作表現的影響，其假設投擲力量越大會使動作變異性越大，而使動作表現越差。實驗結果發現投擲力量並不會顯著的影響動作表現，但對動作穩定性卻有影響，動作力量越大使動作越不穩定。此研究發現動作結果的穩定並不代表動作過程中是穩定的，而動作過程當中的變異性對於動作結果之影響也有待進一步的探討。

Li, Haddad, and Hamill (2005) 探討變異性與穩定性的關係，證實變異性與穩定性並非完全負相關的，變異性高不代表低穩定性，而變異性低也不代表高穩定性。本研究招募五名實驗參與者在跑步機 (treadmill) 上進行六種不同速度的步行，觀察其動作變異性與穩定性之間的關係。實驗以膝關節標準差做為步行變異性的指標，並以膝關節的回復時間作穩定性的指標。結果發現穩定性不會因為速度改變而有所改變，然而變異性會因為速度增加而減小，穩定性與變異性兩者之

間亦無顯著相關。本研究發現變異性與穩定性在步行的研究上是獨立的變項，且需分開進行測量以避免混淆，也發現變異性並非以往所認為的高變異即會產生低穩定性，或低變異及有高穩定性的觀念，說明變異性需更進一步在動作協調與控制研究探討以釐清變異性對動作表現的影響。

第四節 平衡能力相關研究

動態平衡能力研究中，Streepey and Angulo-Kinzler (2002) 將幼兒、兒童、與成人以三種不同方向與兩種不同距離的抓取工作下進行平衡測試。發現兒童組站立的平衡控制與成人類似，但在不同抓取難度中，兒童組與成人的高層次平衡方式不同，反而較類似幼兒組。因此動態平衡能力好壞除了仰賴年齡發展外，尚須考慮工作難度。

Hatzitaki, Zisi, Kollias, and Kioumourtzoglou (2002) 以 15 位 11 至 13 歲兒童探討知覺-動作 (perceptual-motor) 對兒童動態平衡與靜態平衡的影響。此實驗於測力板上進行一連串的單足站立，同時進行知覺和動作的測試，結果發現靜態平衡能力與接受視覺訊號能力有高度相關，在動態平衡情境下，髖部內展與外展動作會與動作反應速度相關。此研究結果說明 11 至 13 歲兒童即可依不同的工作難度選擇不同的平衡因應策略。

平衡能力的探討同樣適用於物理治療領域，Chen and Woollacott (2007) 利用平衡動作探討腦性麻痺 (Cerebral Palsy, CP) 兒童的下肢動力學，以比較正常兒童

與腦性麻痺兒童受到支撐地面干擾後下肢動力學之間的差異。結果發現腦性麻痺組的兒童最大維持平衡速度的能力低於相同年齡或是較低年齡層的正常兒童，且在平衡過程會顯示多重力矩的現象。說明腦性麻痺兒童無法如同一般正常兒童利用適當的肌肉以及活化適當部位以進行平衡，反而會同時活化所有關節維持平衡動作。此實驗結果認為腦性麻痺兒童不只是發展遲緩，姿勢控制之病理學因素也具有重要影響，並證實動作的控制對平衡能力的重要性。

進一步探討平衡板與動作控制的研究，Ko, Challis, and Newell (2001) 利用前後移動的平衡板探討平衡與動作協調的關係。研究結果發現當平衡板的前後移動頻率增快時，個體會利用關節自由度與四種不同的姿勢協調模式調整平衡的姿勢。首先身體由僵硬轉變為腳踝控制，再以腳踝連結髖部產生動作，最後加入膝蓋使動作連結腳踝、膝蓋與髖部形成動作協調模式。另外，直立性姿勢對於動態的支撐平面會產生協調模式的轉變，在平衡板的頻率較快時，個體會解放腳踝自由度，若解放腳踝自由度不足以應付動作需求時，則會募集髖關節與膝關節的自由度以滿足動作需求，並且發現身體動作協調的確會受到個體、工作與環境限制影響。

Ko, Challis, and Newell (2003) 延續上一個研究，同樣利用前後移動的平衡板探討經過練習後的平衡動作協調型態，參與者經過一天平衡板練習並於 24 小時後進行保留測驗。實驗結果發現個體在受到平衡板移動頻率干擾時，為了達到姿勢的平衡，一開始各肢段相關性較低且動作相對獨立。然而經過練習，姿勢各肢

段之間的協調模式變得高度相關，並且開始利用反作用力以及利用慣性力量來使動作更為協調與穩定。然而此研究與 Bernstein (1967) 所提出的凍結與解放自由度並不一致，反而是呈現先解放再凍結的現象，可能是因為個體為符合工作要求，由解放自由度使個體尋求平衡策略，最後才凍結部分關節自由度來維持平衡動作。此實驗結果發現個體平衡動作為達到工作目標而會改變動作協調的型態。

第五節 假說

依上述理論基礎與文獻探討，自由度觀點與限制觀點預測動作者受到關節限制後，個體會因應工作限制而使動作自由度改變並產生募集與抑制現象。因此針對研究問題提出以下假說：

假說一：不同膝關節限制之平衡動作結果無差異，且經動作練習，維持平衡時間會增加，而動態平衡儀碰地次數減少。

假說二：不同膝關節限制會有不同的動作過程，且平衡動作經練習後各關節變異會隨練習天數增加而減低，受膝關節限制組之關節變異較無限制組大，但變異性與動作結果無關係。

假說三：經過平衡動作練習，個體會由凍結自由度轉為解放自由度，而膝關節限制組會減少膝關節，增加頸關節、髖關節、與踝關節活動角度。

第參章 方法

本研究欲透過操弄參與者膝關節限制所獲得的動作參數來進行分析。在方法上包含：第一節、實驗參與者；第二節、實驗儀器與器材；第三節、實驗場地佈置；第四節、實驗設計；第五節、實驗程序以及第六節、資料處理等六部分。

第一節 實驗參與者

本實驗計有男女各 16 名，且年齡介於 18 至 40 歲之健康成人，以性別平衡方式，隨機分配為控制組、限制前腳膝關節組、限制後腳膝關節組，以及限制雙腳膝關節組四組，每組之實驗參加者皆為 4 名男性與 4 名女性。實驗參加者皆無明顯的身體功能缺失或下半身傷害，且行為能力正常，沒有受過動態平衡儀相關之訓練，且於實驗前填寫實驗參與者同意書（附錄一）與進行慣用腳的調查（附錄二）。

第二節 實驗儀器與器材

本實驗為量測人體在動態平衡儀上進行前後平衡實驗時，身體各肢段為因應實驗工作而變化的狀態，因此須測量身體在進行平衡動作時身體各部位之空間參數與實驗參與者之基本資料。為蒐集本實驗探討的變項，採用之儀器、器材與表格如下：

一、數位攝影機一台

二、腳架一個

三、長 105 公分，寬 65 公分，高 25 公分之動態平衡儀一
台（型號：16020，製造公司：Lafayette Instrument Co.）

四、六自由度磁力追蹤儀 (Polhemus LIBERTY)

五、MotionMonitor 軟體

六、六個感應器

七、膝關節護具兩個（圖 1）

八、皮尺兩條

九、慣用腳問卷



圖 1 膝關節護具圖

第三節 實驗場地佈置

本實驗使用六自由度磁力追蹤儀，蒐集實驗參與者肢段參數，並將磁力追蹤儀之傳送器置於體側 30 公分處（圖 2）。各感應器傳回之空間參數，用以計算各肢段與關節之改變，並探討人體的動作表現。除此亦輔以數位攝影機進行實驗參



圖 2 實驗場地佈置圖

與者單側（距離 2 公尺）之拍攝，記錄實驗參與者進行平衡動作時矢狀面關節活動情形。動態平衡儀以保麗龍保護兩側，避免實驗參與者腳部感應器受干擾而影響各肢段數據。

第四節 實驗設計與工作

本實驗為驗證不同限制膝關節情境，連續進行五天測驗以檢視經過練習後動作協調產生的相依實驗效應。因此為探討個體受限制程度不同對動作模式之效應，將實驗參與者分為無限制組、前膝限制組、後膝限制組與雙膝限制組四種分組方式之獨立樣本情境的變化，並檢證不同限制程度對平衡時間、動態平衡儀碰地次數、關節角度改變、關節變異性、主成分改變、與自由度轉變等動作表現之效應。

每組實驗參與者皆在實驗進行時，被要求以前後平衡的站姿立於動態平衡儀之上，並將手固定與身體後方，控制身體達到平衡狀態。連續練習五天，每天試作 20 次，每次試作 30 秒。在每次試作後均給予實驗參與者 40 秒的休息時間，以避免疲勞效應。實驗進行中，不給予任何回饋訊息，且為避免實驗參與者在平衡練習過程中有任何傷害，因此在實驗進行中實驗者皆需站立於參與者左側以提供適時的幫助與保護。

第五節 實驗程序

本研究進行之程序為以下幾個步驟：

- 一、請實驗參與者簽屬參與者須知及同意書（附錄一）。
- 二、調查實驗參與者慣用腳（附錄二）。
- 三、實驗工作需求說明

實驗進行之前，研究者說明實驗流程。每位實驗參與者皆需完成連續五天之前後平衡動作練習。並請每位參與者將雙手固定於身體後側，避免以手部動作對身體平衡的影響。

四、黏貼感應器

感應器黏貼於實驗參與者之頭部枕骨處、頸部第七頸椎、髂前上棘、膝蓋外髁、外踝、第五趾骨莖突共 6 個點，並如圖 3 所示。

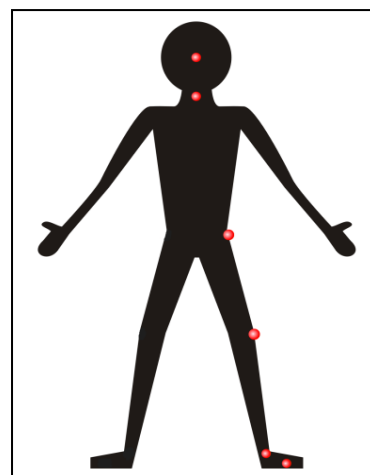


圖 3 感應器黏貼圖（背面）

五、膝關節限制

由於實驗分為雙膝限制組、前膝限制組、後膝限制組與無限制組四組，前三組皆須給予膝關節限制，在實驗進行前，該三組以膝關節護具對膝關節活動角度加以限制之。

第六節 資料處理與分析

本節以資料分析與統計考驗兩部分論述之。

一、資料分析

(一) 身體各關節角度之測量

蒐集每位實驗參與者在進行實驗時，身體各部位之參數進行分析。以頭部與頸部、頸部與髖關節所形成之夾角來計算頸關節角度；肩部與髖部、髖部與膝蓋形成之夾角代表髖關節角度；髖部與膝蓋、膝蓋與腳踝所形成之夾角為膝關節角度；最後以膝蓋與腳踝、腳踝與足底所形成之夾角採計踝關節的關節角度，並根據各關節角度計算其變異量。

(二) 各關節角度之間的關係

將各關節角度進行成對交叉相關 (cross-correlation) 之統計分析，以探討角度之間的關係。利用頸關節與髖關節、頸關節與膝關節、頸關節與踝關節、髖關節與膝關節、髖關節與踝關節以及膝關節與踝關節之交叉相關程度，來檢視關節之間凍結與解放的情形，驗證練習過程是否有動作模式的轉換。同時利用主成分分析法討論關節角度的變化，以練習前後主成分的改變驗證募集與抑制假說。

(三) 平衡秒數與動態平衡儀碰地次數的改變

計算實驗參與者每次平衡試作之動態平衡時間與動態平衡儀任一側碰地面次數，以檢視五天平衡練習的改變。並以動態平衡儀在練習過程之擺

動頻率，探討經練習後個體平衡狀態與穩定性的改變。

二、統計考驗

本研究以不同膝關節限制（控制組、限制前腳膝關節組、限制後腳膝關節組與雙腳膝關節限制組）與不同的天數為自變項，依變項為平衡時間改變、動態平衡儀碰地次數改變、與各關節角度的改變。本研究統計採混合設計二因子變異數分析（two-way ANOVA）進行考驗，檢驗四組間（不同限制組）與天數（五天）平衡時間、動態平衡儀碰地次數、關節角度、關節角度變異性、與成對交叉相關值差異，其中天數為重覆量數。統計顯著水準定為 $\alpha = .05$ ，並輔以效果大小（effect size, η^2 ）之檢驗，用於顯示實驗處理的效果程度。

第肆章 結果與討論

本研究旨在探討個體限制對平衡動作模式之影響，其個體限制採用膝關節限制的方式，觀察個體限制與身體協調與控制關係，本章實驗結果包含：第一節、各項檢測資料；第二節、動作結果表現；第三節、動作過程表現；第四節、綜合討論等四部分，並針對結果進行討論。

第一節 各項檢測資料

本研究參與者為 32 名自願參與實驗的成人，女性與男性參與者各 16 名，隨機分配至四組。平均年齡為 22.16 ± 3.00 歲，平均身高 167.83 ± 7.78 公分，平均體重 60.81 ± 9.42 公斤，平均足長 25.11 ± 1.59 公分。實驗以左腳在前者 13 名，右腳在前者 19 名，經慣用腳問卷調查後發現，慣用腳為左腳者 1 名，慣用腳為右腳者 31 名。

第二節 動作結果表現

本實驗探討膝關節限制對動作的影響，利用連續五天的前後平衡動作練習，觀察不同天數動作的改變。因此將平衡動作中動態平衡儀碰地次數結果進行 4（組別） \times 5（天數）混合設計二因子變異數分析，其中天數因子為重覆量數，發現組別與天數交互作用未達顯著 ($F_{(12,112)} = 0.618, p > .05, \eta^2 = .06$)，四種不同限制組別間差異亦未達顯著 ($F_{(3,28)} = 0.071, p > .05, \eta^2 = .01$)，顯示平衡時間不會

因不同限制而有所差異。練習天數差異達顯著水準 ($F_{(4,112)} = 110.306, p < .05, \eta^2 = .80$)，顯示動態平衡儀碰地次數隨不同天數顯著下降。

再以平衡時間進行 4 (組別) \times 5 (天數) 混合設計二因子變異數分析，其中天數因子為重覆量數，顯示組別與天數交互作用未達顯著 ($F_{(12,112)} = 0.522, p > .05, \eta^2 = .05$)，四種不同限制組別間差異亦未達顯著 ($F_{(3,28)} = 0.283, p > .05, \eta^2 = .03$)，顯示平衡時間不會因限制不同而有顯著差異。練習天數差異達顯著水準 ($F_{(4,112)} = 139.463, p < .05, \eta^2 = .83$)，顯示平衡時間隨不同天數顯著下降。各組動態平衡儀碰地次數與平衡時間改變如圖 4、圖 5 所示，而動態平衡儀碰地次數與平衡時間之變異數分析摘要表見附錄三表 2 與表 3。

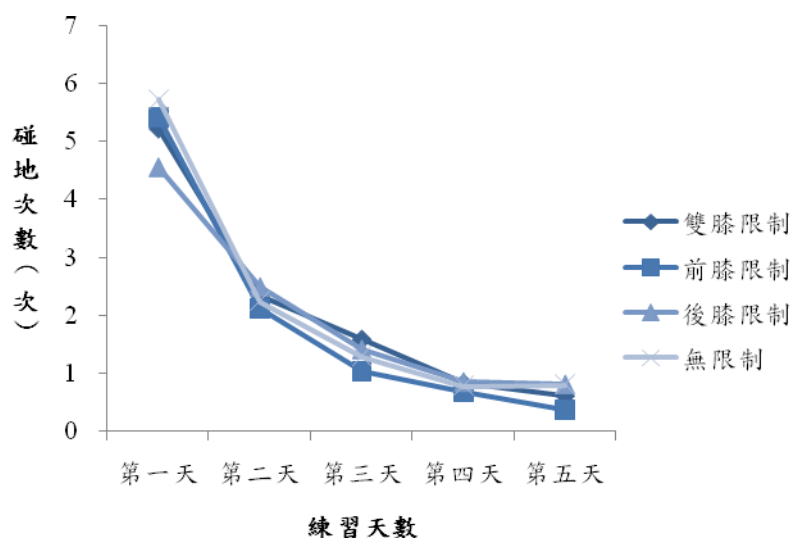


圖 4 動態平衡儀碰地次數變化圖

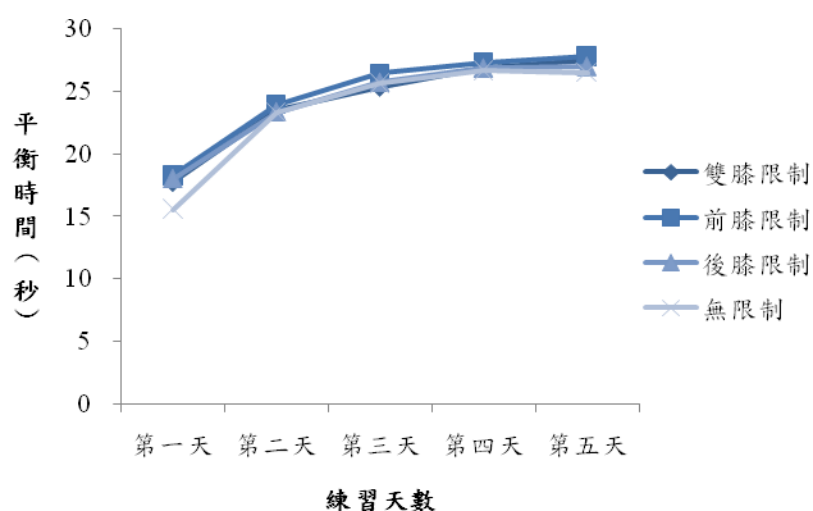


圖 5 平衡時間變化圖

以動作結果表現驗證不同膝關節限制之平衡動作結果之差異性，發現雙膝限制組、前膝限制組、後膝限制組、與無限制組在執行平衡動作時，平衡時間與動態平衡儀碰地次數皆因練習天數的增加而改變，前者與練習天數成正比，後者則與練習天數成反比，組別間差異卻未達顯著。因此由本實驗結果得知，膝關節限制與否不會影響動作結果表現。

當實驗參與者被限制膝關節後再練習前後平衡動作，為了達到前後平衡之工作要求，與平衡 30 秒的工作目標，平衡時間與動態平衡儀碰地次數等動作結果表現，不會因為膝關節限制而有差異，但平衡時間會隨練習天數漸漸增加，且動態平衡儀碰地次數也會隨練習天數漸漸降低。本實驗發現個體受膝關節限制後，動作結果表現不受影響，此結果與黃麟棋與卓俊伶（1998）提出當個體被限制或自由度被凍結會增進動作表現的結果不符。反之，本實驗結果受個體、工作與環境三種限制交互作用下，身體會微調達成新的協調與控制狀態，並符合工作目標

要求，使結果表現不受單一個體限制的影響，符合實驗假說一。

第三節 動作過程表現

本研究假說二與假說三欲驗證膝關節限制與動作過程表現的關係，因此由連續五天的前後平衡動作練習的動作過程，以觀察膝關節限制對各關節變化的影響。採用 4（組別）× 5（天數）混合設計二因子變異數分析，其中天數因子為重覆量數，再由各關節之主成分分析、與各關節之交叉相關值探討不同組別膝關節角度變化在五天中的改變，驗證個體自由度之改變與是否產生募集與抑制的現象。最後再以各關節經連續五天平衡練習，標準差改變，顯示關節變異性對組別與天數的關係。

一、各關節角度混合設計二因子變異數分析

踝關節變異數分析結果顯示四種不同限制組別間並未達顯著 ($F_{(3,28)} = 0.591, p > .05, \eta^2 = .06$)，顯示組別間無顯著差異。但五天差異達到顯著水準 ($F_{(4,112)} = 7.35, p < .05, \eta^2 = .21$)，顯示關節角度在練習天數增加而顯著改變。踝關節變異數分析摘要表見附錄四表 4。

由於踝關節交互效果 ($F_{(12,112)} = 2.227, p < .05, \eta^2 = .193$) 達顯著，需進行單純主要效果分析。天數因子在雙膝限制組 ($F_{(4,112)} = 3.98, p < .05$)、前膝限制組 ($F_{(4,112)} = 5.88, p < .05$) 與後膝限制組 ($F_{(4,112)} = 4.90, p < .05$) 會影響關節角度改變。成對比較中發現雙膝限制組第五天踝關節角度顯著高於第一天關節角度，且

第三天踝關節角度顯著高於第二天；前膝限制組第二天、第三天、與第五天踝關節角度顯著高於第一天；後膝限制組第一天踝關節角度顯著高於第二天，第五天踝關節角度顯著高於第一天，而第三天、第四天與第五天踝關節角度顯著高於第二天；然而，天數因子在無限制組 ($F_{(4,112)} = 0.43, p > .05$) 與關節角度差異則未達顯著。

從組別因子對關節角度的影響，發現練習第一天 ($F_{(3,28)} = 2.37, p > .05$)、第二天 ($F_{(3,28)} = 0.68, p > .05$)、第三天 ($F_{(3,28)} = 0.10, p > .05$)、第四天 ($F_{(3,28)} = 1.93, p > .05$)、與第五天 ($F_{(3,28)} = 0.40, p > .05$) 關節角度皆無顯著差異。成對比較發現第一天，前膝限制組踝關節角度顯著小於後膝限制組、而前膝限制組踝關節角度也顯著小於無限制組；練習第四天，前膝限制組的踝關節角度顯著小於後膝限制組。踝關節單純主要效果變異數分析摘要表見附錄四表 5。

膝關節變異數分析結果顯示四種組別間 ($F_{(3,28)} = 0.082, p > .05, \eta^2 = .01$) 未達顯著，顯示膝關節角度不會因組別不同而有差異。五天間差異亦未達顯著水準 ($F_{(4,112)} = 0.275, p > .05, \eta^2 = .01$)，表示練習天數對膝關節角度改變無顯著影響。組別與天數間交互作用亦未達顯著 ($F_{(12,112)} = 0.835, p > .05, \eta^2 = .08$)。膝關節變異數分析摘要表見附錄五表 6。

髖關節變異數分析結果顯示四種限制組別間未達顯著 ($F_{(3,140)} = 0.603, p > .05, \eta^2 = .06$)，顯示組別間髖關節角度無差異。練習五天間差異 ($F_{(4,112)} = 0.799, p > .05, \eta^2 = .03$) 亦未達顯著水準，表示練習天數對髖關節角度改變無顯著影響。

組別與天數間交互作用亦未達顯著 ($F_{(12,112)} = 0.713, p > .05, \eta^2 = .07$)。腕關節變異數分析摘要表見附錄五表 7。

頸關節變異數分析結果顯示四組間未達顯著 ($F_{(3,140)} = 0.952, p > .05, \eta^2 = .09$)，顯示組別間無顯著差異。受試者練習五天間 ($F_{(4,112)} = 0.773, p > .05, \eta^2 = .03$) 亦未達顯著水準，表示練習天數對頸關節角度改變無顯著影響。組別與天數間交互作用同樣未達顯著 ($F_{(12,112)} = 0.583, p > .05, \eta^2 = .06$)。頸關節變異數分析摘要表見附錄五表 8。

各關節角度變化結果發現，只有踝關節角度變化會因為練習天數而產生改變，且踝關節角度於練習第一天與第四天，前膝限制組膝關節角度顯著小於其他組。其餘頸關節、腕關節與膝關節角度皆不會因為練習或不同組別而產生改變，而前膝限制組於練習過程中，踝關節角度較其餘組別小。結果顯示雙膝關節或單一膝關節自由度被限制時，將募集踝關節自由度，形成新的協調型態，以達到工作要求，符合 Newell (1986) 提出個體會因應限制，產生新的動作型態之限制觀點。

二、各關節主成分分析

本實驗將四組膝關節角度進行主成分分析，探討連續五天平衡動作練習後，各關節角度主成分改變情形，與個體產生之募集與抑制關係。結果顯示雙膝限制組與前膝限制組在第一主成分解釋變異比例中，動作前期（第一天）至動作後期（第五天）大多呈現減少的現象；而後膝限制組與無限制組，動作後期之第一主

成分解釋變異比例多大於動作前期之解釋變異比例。第一主成分解釋變異比例見附錄六，表 9 至表 12。

第一主成分解釋變異量比例的改變，顯示雙膝限制組在練習前期多以髖關節具較大解釋力，練習後期轉為以髖關節與踝關節具較大解釋力；前膝限制組顯示練習前期與練習後期皆以髖關節與踝關節具較大解釋力；後膝限制組與無限制組則顯示練習前期與練習後期皆以髖關節具較大解釋力，見附錄七至十，表 13 至表 16。

最後以主成分百分比改變情形呈現練習前期與練習後期的變化（表 1），結果顯示雙膝限制組與前膝限制組第一主成分百分比減低（從 75.442 % 降低為 65.139 % 與從 66.633 % 降低為 61.715 %）、第二主成分增加（從 19.655 % 增加至 25.515 % 與從 24.613 % 增加至 28.244%）、與第三主成分增加（由 4.435 % 增加至 8.811 % 與由 8.103 % 增加至 9.392 %）。

後膝限制組與無限制組則顯示第一主成分增加（從 63.683 % 增加至 72.119 % 與從 67.041 % 增加至 71.356%）、第二主成分降低（從 26.262 % 降低為 20.592 % 與從 23.127 % 降低為 20.620 %）、與第三主成分降低（從 9.511 % 降低為 7.094 % 與從 9.099 % 降低為 7.705 %）。

表 1 各組練習前期與練習後其主成分百分比改變狀況

組別	第一主成分 百分比 (%)	第二主成分 百分比 (%)	第三主成分 百分比 (%)	累積百分比 (%)
練習初期 (第一天)				
雙膝限制組	75.443	19.655	4.435	99.533
前膝限制組	66.633	24.613	8.103	99.471
後膝限制組	63.683	26.262	9.511	99.456
無限制組	67.041	23.127	9.099	99.267
練習後期 (第五天)				
雙膝限制組	65.139	25.515	8.811	99.464
前膝限制組	61.715	28.244	9.392	99.351
後膝限制組	72.119	20.592	7.094	99.805
無限制組	71.356	20.620	7.705	99.680

以各關節角度進行之主成分分析結果顯示，雙膝限制組與前膝限制組於練習後期，動作型態的改變與後膝限制組與無限制組不同。第一主成分解釋變異量比例的改變中發現雙膝限制組與前膝限制組會增加踝關節之解釋變異量。此結果同樣符合 Newell (1986) 與 Ford 等人 (2007) 提出個體受到工作限制後，會因工作需求進而改變身體協調方式相符。本研究主成分分析結果，發現當膝關節自由度受抑制時，動作協調型態產生轉變，募集其餘關節自由度，最後形成新的協調型式，進一步印證 Buchanan and Kelso (1999) 提出之募集與抑制假說。

三、各關節角度成對交叉相關統計分析

本實驗使用成對交叉相關統計探討各關節相關性的改變，並進一步使用 4(組別) × 5(天數) 混合設計二因子變異數分析，其中天數因子為重覆量數，探討不同組別與練習天數和各關節相關性。

頸關節與腕關節交叉相關變異數分析結果顯示，組別與天數間交互作用

($F_{(12,112)} = 0.477, p > .05, \eta^2 = .05$)、四組不同限制組間 ($F_{(3,28)} = 1.316, p > .05, \eta^2 = .12$) 與天數因子 ($F_{(4,112)} = 1.486, p > .05, \eta^2 = .05$) 皆未達顯著，顯示組別間頸關節與腕關節交叉相關值無顯著差異，且練習天數對頸關節與腕關節交叉相關改變也無顯著影響，結果亦顯示練習過程中頸關節與腕關節交叉相關值於連續五天的練習中皆為低負相關。頸關節與腕關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十一表 17。

頸關節與膝關節交叉相關變異數分析結果顯示，組別與天數間交互作用

($F_{(12,112)} = 1.490, p > .05, \eta^2 = .14$) 與四組不同限制組間 ($F_{(3,28)} = 1.350, p > .05, \eta^2 = .13$) 皆未達顯著水準，顯示組別間無顯著差異。然而，天數因子 ($F_{(4,112)} = 3.749, p < .05, \eta^2 = .12$) 達顯著差異，顯示練習天數對頸關節與膝關節交叉相關改變有顯著影響。然而由平均值發現前膝限制組與無限制組其頸關節與膝關節交叉相關值皆由低負相關轉變為無相關，但雙膝限制組之頸關節與膝關節交叉相關值卻持續維持低負相關的現象。頸關節與膝關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十一表 18。

頸關節與踝關節交叉相關變異數分析結果顯示，組別與天數間交互作用

($F_{(12,112)} = 1.525, p > .05, \eta^2 = .14$) 與四組不同限制組間 ($F_{(3,28)} = 1.609, p > .05, \eta^2 = .15$) 皆未達顯著水準，顯示組別間無顯著差異。然而，天數因子 ($F_{(4,112)} = 4.593, p < .05, \eta^2 = .14$) 達顯著差異，顯示練習天數對頸關節與踝關節交叉相關

改變有顯著影響。平均值同樣顯示前膝限制組、後膝限制組與無限制組其頸關節與踝關節交叉相關值多由負相關轉變為無相關，而雙膝限制組之頸關節與踝關節交叉相關值在五天的練習中持續維持低負相關的現象。頸關節與踝關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十一表 19。

髌關節與膝關節交叉相關變異數分析結果顯示，天數因子 ($F_{(4,112)} = 18.190$ ， $p < .05$ ， $\eta^2 = .39$) 達顯著差異，顯示練習天數對髌關節與膝關節交叉相關改變有顯著影響。四組間 ($F_{(3,28)} = 1.175$ ， $p > .05$ ， $\eta^2 = .11$) 未達顯著水準，顯示組別間無顯著差異。髌關節與膝關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十二表 20。

由於組別與天數交互作用 ($F_{(12,112)} = 2.022$ ， $p < .05$ ， $\eta^2 = .18$) 達顯著，需進行單純主要效果變異數分析。其中天數因子在前膝限制組 ($F_{(4,112)} = 11.207$ ， $p < .05$)、後膝限制組 ($F_{(4,112)} = 4.379$ ， $p < .05$) 與無限制組 ($F_{(4,112)} = 8.069$ ， $p < .05$) 達顯著差異。事後比較考驗發現雙膝限制組五天皆無顯著差異，前膝限制組第一天顯著高於第二、第三、第四與第五天；後膝限制組第一天顯著高於第二、第三、第四與第五天，且第三天顯著小於第五天；無限制組第一天顯著高於第二、第三與第四天。而天數因子在雙膝限制組 ($F_{(4,112)} = 0.690$ ， $p > .05$) 與關節角度差異未達顯著。

從組別因子對關節角度的影響，發現練習第一天 ($F_{(3,28)} = 0.232$ ， $p > .05$)、第二天 ($F_{(4,112)} = 1.242$ ， $p > .05$)、第三天 ($F_{(4,112)} = 1.507$ ， $p > .05$)、第四天 ($F_{(4,112)} = 1.261$ ， $p > .05$) 與第五天 ($F_{(4,112)} = 2.1$ ， $p > .05$)，關節角度皆無顯著差異。事後

比較考驗發現第五天時，雙膝限制組與前膝限制組、雙膝限制組與後膝限制組呈現顯著差異。髌關節與膝關節交叉相關值單純主要效果變異數分析摘要表見附錄十二表 21。

髌關節與踝關節交叉相關變異數分析結果顯示，組別與天數間交互作用 ($F_{(12,112)} = 1.855, p > .05, \eta^2 = .17$) 與四組間 ($F_{(3,28)} = 1.221, p > .05, \eta^2 = .12$) 皆未達顯著水準，顯示組別間未達顯著差異。然而，天數因子 ($F_{(4,112)} = 17.983, p < .05, \eta^2 = .39$) 達顯著差異，顯示練習天數對髌關節與踝關節交叉相關改變有顯著影響。平均值顯示前膝限制組、後膝限制組與無限制組其髌關節與踝關節交叉相關值多由正高相關轉變為正低相關，而雙膝限制組之髌關節與踝關節交叉相關值卻一直呈現正高相關的現象（圖 6）。髌關節與踝關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十三表 22。

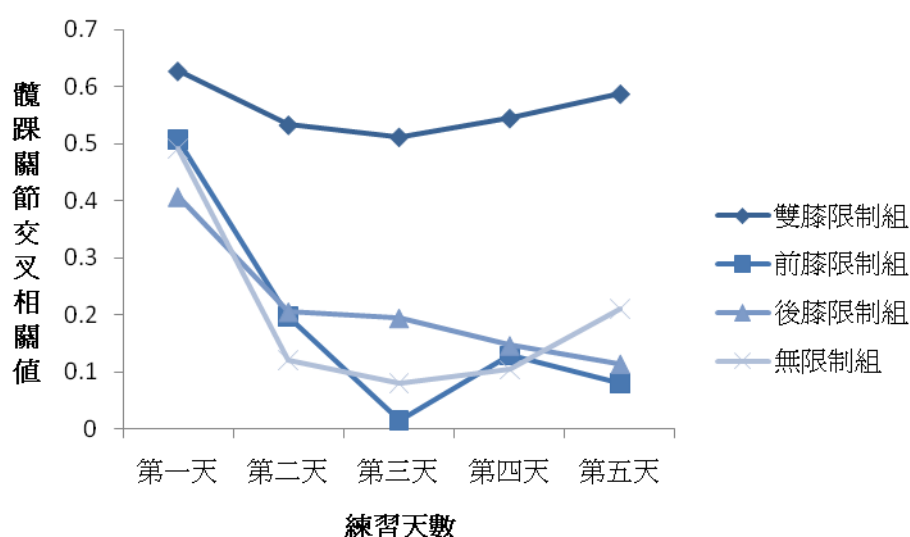


圖 6 髌-踝關節交叉相關值變化圖

膝關節與踝關節交叉相關變異數分析結果顯示，組別與天數間交互作用

($F_{(12,112)} = 1.086$, $p > .05$, $\eta^2 = .10$)、四組間 ($F_{(3,28)} = 1.609$, $p > .05$, $\eta^2 = .15$) 與天數因子 ($F_{(4,112)} = 1.514$, $p > .05$, $\eta^2 = .05$) 皆未達顯著水準，顯示組別間無顯著差異，且練習天數對膝關節與踝關節交叉相關改變無顯著影響。結果亦顯示練習過程中膝關節與踝關節交叉相關值持續維持正高相關，膝關節與踝關節交叉相關值變異數分析摘要表見附錄十三表 23。

交叉相關值顯示個體各關節在練習過程中，關節與關節間連結程度大小，相關值為負表示兩關節角度改變成反比；反之，相關值為正時，兩個關節角度改變成正比。本實驗中，經連續五天的前後平衡動作練習，發現頸關節與髖關節持續呈現低負相關，而膝關節與踝關節持續呈現高正相關。結果表示進行前後平衡動作時，頸關節與髖關節動作較無相關性，而膝關節與踝關節相對關係則較高，並且五天的平衡動作練習對此動作交叉相關值無顯著影響。

從頸關節與膝關節、頸關節與踝關節交叉相關值發現，雙膝限制組相關值由低負相關轉為高負相關的現象，其餘組別相關值皆由低負相關變為接近無相關，表示雙膝限制組於前後平衡時，比其他組別使用更多頸關節協助平衡。髖關節與踝關節交叉相關值，顯示雙膝限制組練習五天中持續呈現高正相關，然而其他三組相關值會因練習而由高正相關轉為低正相關，此結果代表經過平衡動作的練習，髖關節與踝關節大多由凍結自由度轉變為解放自由度，符合 Bernstein (1967) 提出個體學習新技能時，會由凍結自由度轉變為解放自由度。然而在雙膝限制組，髖關節與踝關節結依然呈現凍結的現象，不會因為練習天數的增加而改變，

顯示雙膝限制組髖關節與踝關節對前後平衡動作，仍佔有相當程度的影響。

髖關節與膝關節間交叉相關顯示，雙膝限制組之髖關節與膝關節不會因練習天數增加而降低，並持續呈現高正相關，表示髖關節與膝關節不會因練習而解放自由度。反之，其餘三組經由練習後，髖關節與膝關節間即由凍結自由度轉變為解放自由度。

綜合以上交叉相關結果發現，前膝限制組、後膝限制組與無限制組關節自由度多由凍結自由度轉為解放自由度，與多數研究發現新動作的學習會由凍結自由度轉為解放自由度相符 (Southard & Higgins, 1987; McDonald 等人, 1989; Vereijken 等人, 1992; Hong & Newell, 2006)。然而，雙膝限制組之髖關節與踝關節、膝關節與踝關節在練習過程中持續凍結，頸關節與膝關節、頸關節與踝關節漸漸由解放自由度轉為凍結自由度，顯示雙膝被限制時，個體各關節肩依然相互影響，不會因練習天數增加而使動作解放，此結果符合 Ko 等人 (2003) 研究之發現，個體平衡動作會為了達到工作目標而改變動作協調型態。並且當個體受限制時，會因工作需求而改變協調型態以達到工作目標 (Ford 等人, 2007; Seifert 等人, 2007)，符合研究假說三。

四、各關節變異性混合設計二因子變異數分析

踝關節變異性之變異數分析結果顯示組別與天數間交互作用 ($F_{(12,112)} = 1.160, p > .05, \eta^2 = .11$) 與四組間 ($F_{(3,28)} = 1.035, p > .05, \eta^2 = .10$) 皆未達顯著，顯示組別間無顯著差異。練習五天間差異 ($F_{(4,112)} = 58.113, p < .05, \eta^2 = .68$) 達

顯著水準，表示踝關節變異性經練習後顯著下降。踝關節變異性之變異數分析摘要表見附錄十四表 24。

膝關節變異性之變異數分析結果顯示組別與天數間交互作用 ($F_{(12,112)} = 0.446, p > .05, \eta^2 = .05$) 與四組間 ($F_{(3,28)} = 0.733, p > .05, \eta^2 = .07$) 皆未達顯著，顯示組別間未達顯著差異。天數因子 ($F_{(4,112)} = 27.977, p < .05, \eta^2 = .50$) 達顯著水準，表示膝關節變異性經練習後顯著下降。膝關節變異性之變異數分析摘要表見附錄十四表 25。

腕關節變異性之變異數分析結果顯示組別與天數間交互作用 ($F_{(12,112)} = 0.552, p > .05, \eta^2 = .06$) 與組別間 ($F_{(3,28)} = 0.590, p > .05, \eta^2 = .06$) 皆未達顯著，顯示組別間腕關節變異性未達顯著差異。天數因子 ($F_{(4,112)} = 29.921, p < .05, \eta^2 = .52$) 達顯著水準，表示腕關節變異性經練習後顯著下降。腕關節變異性之變異數分析摘要表見附錄十五表 26。

頸關節變異性之變異數分析結果顯示組別與天數間交互作用 ($F_{(12,112)} = 0.803, p > .05, \eta^2 = .08$) 與四組間 ($F_{(3,28)} = 1.525, p > .05, \eta^2 = .14$) 皆未達顯著，顯示組別間無顯著差異。天數因子 ($F_{(4,112)} = 22.753, p < .05, \eta^2 = .45$) 達顯著水準，表示頸關節變異性經練習後顯著下降。頸關節變異性之變異數分析摘要表見附錄十五表 27。

綜合各關節變異性結果後，發現各關節變異性皆會隨練習天數增加而顯著降低，且膝關節限制與否對於關節變異性無顯著影響。然而，由各關節變異性結果

發現，練習至第五天時，後膝限制組與無限制組的關節變異性皆大於雙膝限制組與前膝限制組。雖然此結果未達顯著水準，但表示膝關節限制程度依然影響各關節的微調，亦指出當無膝關節限制時變異性較高；反之，當膝關節被限制則使變異性變小，此結果符合 Müller and Loosch (1999) 提出之功能變異性，並認為動作變異性有異於動作表現，符合研究假說二。

第四節 綜合討論

本實驗主要以前後平衡動作之前腳為資料蒐集肢段，因此實驗結果得知當限制膝關節後，平衡時前腳之協調與控制型態即會產生改變，其中包含關節角度的轉變、身體主成分的轉變與自由度的轉變。本節先以動作結果表現與動作過程表現各項數據結果，比較膝關節限制與否之平衡時間、動態平衡儀碰地次數、關節角度、關節角度變異性、主成分轉變與成對交叉相關值數據的改變，後以實驗結果探討膝關節限制對個體協調與控制的影響。

雙膝、前膝與後膝限制組經由五天的練習，平衡秒數增加且動態平衡儀碰地次數隨練習下降，動作結果表現與無限制組相似，表示膝關節限制不會影響其平衡動作結果表現。實驗結果符合 Newell (1986) 之限制觀點中，為了達到工作要求，個體、工作與環境限制三者交互作用，並微調身體各次系統，以達成前後平衡動作。因此無論膝關節限制與否，各組最後皆可達到平衡的工作目標，並產生符合當下情境的動作協調。

動作過程方面，踝關節角度與無限制組相較下會隨練習而增加；第一主成分減少（從 75.442 % 降低為 65.139 %）、第二與第三主成分增加（從 19.655 % 增加至 25.515 % 與 4.435% 增加至 8.811%），與無限制組第一主成分增加（63.683% 增加至 72.119%）、第二與第三主成分減少（26.262% 減少至 20.592% 與 9.511% 減少至 7.094%）不同，此結果顯示當個體受限制時，會改變動作過程中的表現。主成分改變的結果與 Buchanan and Kelso (1999) 指出當個體一處被抑制後，會使另一處產生募集的募集與抑制假說相符。受限制組之踝關節角度因練習而漸漸增加，同樣指出當膝關節被抑制後，個體為達成前後平衡目標，即會募集踝關節動作輔助協助平衡。

動作過程之成對交叉相關值相互比較後發現，雙膝限制組四個關節間交叉相關值較高，顯示雙膝限制組於持續於五天的平衡動作中，各關節間相互影響程度較大於其餘組別。而限制單膝關節組別與無限制組別交叉相關值部分由高轉低，顯示自由度漸漸解放，與 Bernstein (1967) 提出由凍結自由度轉為解放自由度的現象相符，但雙膝限制組之自由度卻是持續凍結，並未隨練習天數增加而解放自由度。因此練習過程中，關節限制會影響個體自由度的轉變，進而影響個體協調與控制。

關節角度變異性方面，四組間皆無顯著差異，但由各組變異性數據發現，雙膝限制組各關節之變異性皆小於無限制組。本實驗結果發現限制降低各關節變異性，使個體受限制後的動作表現與 Müller and Loosch (1999) 提出之低技能者相

似。因此變異性降低使個體微調能力下降，與低技能者因無法掌控自由度，只好降低變異性與凍結自由度來維持動作結果表現結果相符。反之，膝關節無限制之組別，各關節變異性較大，並產生解放自由度現象，與 Müller and Loosch 中提及之功能變異性觀點相符。

最後比較本實驗四組的動作過程表現後發現，限制雙膝關節時，關節間持續凍結自由度、各關節變異性變小與身體主成分產生轉變，轉以較多踝關節與髖關節達到平衡狀態。實驗結果不僅符合限制觀點，更可進一步說明募集與抑制假說，當膝關節被抑制時會募集踝關節動作，甚至當雙膝關節皆被限制後，頸關節也為因應平衡工作要求而與膝關節、踝關節相配合，以達前後平衡的工作要求。

此結果若應用於受傷後或復健後欲即刻回場上繼續拼戰之運動員，因為個體上的限制不會影響當下之動作表現，使運動員忽略傷害的嚴重性並產生協調型態的改變。然而當動作持續進行時，個體協調與控制型態需因應限制來達成工作要求，其中可能包含募集其他部位活動度、降低微調能力、或凍結自由度等因應策略，最後導致其他部位的傷害。因此，運動傷害防護與復健領域針對受傷後或復健療程結束後回復場上的運動員，需特別注意其動作型態轉變，以免發生憾事。

第五章 結論與建議

本研究主要在探討限制膝關節與否，對個體協調與控制之影響。實驗所得資料，以混合設計二因子變異數分析檢驗平衡時間、動態平衡儀碰地次數、關節角度、關節變異性與成對交叉相關值，再以主成分分析法將可以影響平衡因子分類，並統計其解釋力。本章針對研究結果發現提出結論，以及對後續相關之研究提出建議。

第一節 結論

透過本研究對膝關節限制之探討，發現個體限制影響動作協調與控制，然而針對研究之發現，提出以下結論：

- 一、 經過前後平衡動作練習，動作結果表現不受膝關節限制的影響。
- 二、 經過前後平衡動作練習，動作過程表現會受膝關節限制影響並產生改變，但關節角度變異性則否。
- 三、 經過前後平衡動作練習，膝關節限制會募集踝關節活動角度形成動作的協調與控制，但僅雙膝限制不會發生自由度的轉變。

第二節 建議

經過本研究對限制觀點與自由度募集與抑制觀點的研究與探討後，對未來欲從事相關研究者，提出以下建議：

- 一、 本研究採取動作限制觀點，針對個體限制與工作限制交互作用進行探討，

然而環境限制對平衡動作影響尚未進行明確的探討；因此，未來結合生態心理學觀點，即可進一步探討外在環境佈置或燈光明暗等環境限制對個體動作之影響。

- 二、本研究針對膝關節探討個體限制之影響，未來若限制其他關節，將有助於找出影響前後平衡之關鍵，並可更深入了解個體限制與動作協調與控制之關係。

參考文獻

- 胡名霞 (2001)。動作控制與動作學習。台北市：金名圖書。
- 黃文昌、邱文信 (2007)。平衡能力之探討。大專體育雙月刊，92，132-139。
- 黃鱗棋、卓俊伶 (1998)。關節自由度對間斷動作表現的影響：個案研究。體育學報，25，229-237。
- 賴世炯、卓俊伶 (2000)。力量變異對飛鏢投擲動作表現的影響。體育學報，29，169-177。
- Beek, P. J., Peper, C. E., & Stegeman, D. F. (1995). Dynamical models of movement coordination. *Human Movement Science, 14*, 573-608.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford, England: Pergamon Press.
- Buchanan, J. J., & Kelso, J. A. S. (1999). To switch or not to switch: Recruitment of degrees of freedom stabilizes biological coordination. *Journal of Motor Behavior, 31*, 126-144.
- Carlton, L. G., & Newell, K. M. (1993). Force variability and characteristics of force production. In K. M. Newell & D. M. Crocos (Eds.), *Variability and motor control* (pp.15-36). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior, 39*(4), 306-316.
- Clark, J. E. (1995). On becoming skillful: Patterns and constraints. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 66*, 173-183.
- Cooper, S. J., & Dourish, C. T. (1990). *Neurobiology of stereotyped behavior*. New York: Clarendon Press
- Fink, P. W., Kelso, J. A. S., Jirsa, V. K., & de Guzman, G. (2000). Recruitment of degrees of freedom stabilizes coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 26*, 671-692.

- Ford, M. P., Wagenaar, R. C., & Newell, K. M. (2007). Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & Posture*, *26*, 135-141.
- Gallahue, D. L., & Ozmum, J. C. (2006). *Understanding motor development: Infant, children, adolescents, adults* (6th ed.). New York: McGraw-Hill.
- Gibson, J. J. (1986). *The ecological approach to visual perception*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Hatzitaki, V., Zisi, V., Kollias, I., & Kioumourtzoglou, E. (2002). Perceptual-motor contributions to static and dynamic balance control in children. *Journal of Motor Behavior*, *34*(2), 161-170.
- Hong, S. L., & Newell, K. M. (2006). Change in the organization of degrees of freedom with learning. *Journal of Motor Behavior*, *38*(2), 88-100.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior*. Cambridge: MIT Press.
- Kelso, J. A. S., & Scholz, J. P. (1985). Cooperative phenomena in biological motion. In Haken (Ed.), *Complex systems: Operational approaches in neurobiology, physical systems and computers* (pp. 124-149). Berlin: Springer-Verlag.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2001). Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. *Human Movement Science*, *20*, 737-764.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, *22*, 47-66.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: 1. Theoretical lines of convergence. In G. E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor behavior* (pp. 3-47). Amsterdam: North-Holland.
- Li, L., Haddad, J. M., & Hamill, J. (2005). Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Human Movement Science*, *24*, 257-267.
- Li, Z. M. (2006). Functional degrees of freedom. *Motor Control*, *10* (4), 301-310.

- Magill, R. A. (2007). *Motor learning and control: Concept and applications* (7th ed.). New York: McGraw-Hill.
- McDonald, R. V., van Emmerik, R. E. A., & Newell, K. M. (1989). The effects of practice on limb kinematics in a throwing task. *Journal of Motor Behavior*, 21(3), 245-264.
- Mechsner, F., Kerzel, D., Knoblich, G., & Prinz, W. (2001). Perceptual basis of bimanual coordination. *Nature*, 414, 69-73.
- Müller, H., & Loosch, E. (1999). Functional variability and an equifinal path of movement during targeted throwing. *Journal of Human Movement Studies*, 36, 103-126.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Amsterdam: Martinus Nijhoff.
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Newell, K. M., & Slifkin, A. B. (1998). The nature of movement variability. In J. P. Piek (Ed.), *Motor behavior and human skill* (pp. 143-160). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82(4), 225-260.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2005). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Seifert, L., Chollet, D., & Rouard, A. (2007). Swimming constraints and arm coordination. *Human Movement Science*, 26, 68-86.
- Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1998). Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, 7(6), 170-177.
- Southard, D., & Higgins, T. (1987). Changing movement patterns: Effects of demonstration and practice. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 58(1), 77-80.

- Streepey, J. W., & Angulo-Kinzler, R. M. (2002). The role of task difficulty in the control of dynamic balance in children and adults. *Human Movement Science, 21*, 423-438.
- Thelen, E., & Ulrich, B. D. (1991). Hidden skills: A dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monographs of the Society for Research in Child Development, 56*(1, Serial No. 223).
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *The American Psychologist, 45*(8), 938-953.
- Turvey, M. T., Fitch, H. L., & Tuller, B. (1982). The Bernstein perspective: I. the problems of degrees of freedom and context-conditioned variability. In J. A. S. Kelso (Ed.), *Human motor behavior: An introduction* (pp.239-252). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Vereijken, B., van Emmerik, R. E. A., Whiting, H. T. A., & Newell, K. M. (1992). Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior, 24*, 133-142.
- Williams, A. M., Davis, K., & Williams, J. G. (1999). *Visual perception and action in sport*. New York: E & FN Spon.

附錄一：參加者須知與同意書

您好：

非常榮幸能邀請您參加關於動作控制與協調的研究，我是國立臺灣師範大學體育系碩士班的研究生，希望能先徵求您的同意並簽名。

本研究主要在探討膝關節自由度限制對個體動作表現的影響。實驗過程共五天，每天約 40 分鐘，需要您在動態平衡儀上進行平衡動作。實驗一開始會由工作人員為您測量身高，接著進行每天 20 次，每次 30 秒的平衡練習。

此類動作屬於簡單的平衡動作，不會對人體健康造成任何傷害。實驗結果將會做個人分析，並對團體結果做比較，您可以自由選擇是否參與此次研究。

在您簽名後或實驗期間，若您改變心意不願參加，可以隨時告知研究者，您可以隨時退出實驗而不受任何限制。同時為了確保您的隱私權，任何關於您的資料均會被妥善保管，別人無從獲知，而且在未來本研究公開發表或出版時亦不會顯現您的資料。

最後，衷心的感謝您熱情的參與！

研究者：劉盈君	TEL：0920-732123
指導老師：楊梓楣 博士	TEL：02-23634466#252
單位：國立台灣師範大學體育學系碩士班	

【參加者同意書】

經過閱讀，並且了解以上陳述，我願意參與上述研究。

姓 名：_____

出生日期：_____

附錄二：慣用腳調查表

問題選項	慣用腳	得分
1. 你用哪隻腳踢球	左腳 (1) 都可以 (2) 右腳 (3)	
2. 當你想要用腳趾檢起小石頭，你會用哪隻腳？	左腳 (1) 都可以 (2) 右腳 (3)	
3. 你會用哪隻腳踩東西？	左腳 (1) 都可以 (2) 右腳 (3)	
4. 你會先由哪隻腳上階梯？	左腳 (1) 都可以 (2) 右腳 (3)	
<u>結果：</u> 11-12 = Strongly Right-footed 9-10 = Mixed Right-footed 8 = Ambi-footed 6-7 = Mixed Left-footed 4-5 = Strongly Left-footed		總得分

Lam, W. H. J. (2002). Are you left-handed? Footedness questionnaire. Retrieved January 11, 2008, from Web site: http://www.jackielam.net/handedness/test_foot.htm

附錄三

表 2 動態平衡儀碰地次數變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	1.439	3	0.48	0.975	.008
天數(重複量數)	455.816	4	113.954	110.306***	.798
組別 × 天數	7.663	12	0.639	0.618	.062
組內(誤差)	303.544	140			
受試者間 S	187.84	28	6.709		
殘差(A × S)	115.704	112	1.033		
全體 Total	1072.006	159			

*** $p < .001$

表 3 平衡時間變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	30.122	3	10.041	0.283	.029
天數(重複量數)	2110.459	4	527.615	139.463***	.833
組別 × 天數	23.714	12	1.976	0.522	.053
組內(誤差)	1418.842	140			
受試者間 S	995.124	28	35.54		
殘差(A × S)	423.718	112	3.783		
全體 Total	3583.137	159			

*** $p < .001$

附錄四

表 4 踝關節變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	497.535	3	165.845	.591	.060
天數(重複量數)	1102.131	3.76	293.101	7.348***	.208
組別 × 天數	1002.094	11.281	88.832	2.227**	.193
組內(誤差)					
受試者間 S	7854.008	28	280.5		
殘差(A × S)	4199.562	105.287	39.887		
全體 Total	14655.33	151.328			

** $p < .01$, *** $p < .001$

表 5 踝關節單純主要效果變異數分析摘要表

單純主要效果	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
天數(相依因子)					
雙膝限制組	315.657	1.986	158.94	3.98*	.02
前膝限制組	938.423	4	234.61	5.88**	.00
後膝限制組	781.239	4	195.31	4.90**	.00
無限制組	68.906	4	17.2265	0.43	.79
誤差(殘差 residual)	4199.562	105.287	39.89		
組別(獨立因子)					
第一天	643.697	3	214.566	2.37	.07
第二天	183.471	3	61.157	0.68	.59
第三天	28.157	3	9.386	0.10	.96
第四天	534.723	3	174.241	1.93	.13
第五天	109.581	3	36.527	0.40	.75
誤差(殘差 residual)	12053.57	133.287	90.43		

* $p < .05$, ** $p < .01$

附錄五

表 6 膝關節變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	6.969	3	2.323	.082	.009
天數(重複量數)	2.614	3.442	.759	.275	.010
組別 × 天數	23.826	10.327	2.307	.835	.082
組內(誤差)					
受試者間 S	791.188	28	28.275		
殘差(A × S)	266.172	96.389	2.761		
全體 Total	1090.769	141.158			

表 7 腕關節變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	995.219	3	331.74	.603	.061
天數(重複量數)	201.406	2.368	85.039	.799	.028
組別 × 天數	539.62	7.105	75.948	.713	.071
組內(誤差)					
受試者間 S	15397.149	28	549.898		
殘差(A × S)	7062.377	66.315	106.498		
全體 Total	24195.77	106.788			

表 8 頸關節變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	1255.695	3	418.565	.952	.093
天數(重複量數)	72.678	3.728	19.495	.773	.027
組別 × 天數	164.505	11.184	14.709	.584	.059
組內(誤差)					
受試者間 S	12313.623	28	439.772		
殘差(A × S)	2633.641	104.383	25.231		
全體 Total	16440.14	150.295			

附錄六：第一主成分解釋變異量比例

表 9 雙膝限制組第一主成分解釋變異量比例表

參與者 天	一	二	三	四	五	六	七	八
1	77.66	77.75	86.74	64.51	50.37	95.69	78.26	72.58
2	48.48	77.93	88.70	42.11	86.78	91.93	65.84	48.20
3	69.41	82.58	60.38	65.27	80.92	89.11	72.47	69.51
4	76.04	66.95	65.64	58.87	61.92	73.02	70.04	61.24
5	52.23	76.51	53.07	81.28	44.56	83.68	69.61	60.21

表 10 前膝限制組第一主成分解釋變異量比例表

參與者 天	一	二	三	四	五	六	七	八
1	65.07	63.92	60.92	80.55	79.06	62.84	65.24	56.45
2	65.98	79.77	89.20	54.16	79.89	70.11	73.49	52.07
3	74.69	90.95	74.30	52.05	72.56	68.57	61.86	66.39
4	50.95	87.78	76.85	54.79	72.11	51.00	81.23	55.97
5	61.39	51.73	53.61	46.40	77.27	71.10	61.30	70.93

表 11 後膝限制組第一主成分解釋變異量比例表

參與者 天	一	二	三	四	五	六	七	八
1	68.02	56.61	58.47	69.91	74.69	60.40	67.38	53.65
2	66.91	59.49	82.45	88.19	85.87	79.47	63.12	73.20
3	84.95	73.33	88.25	77.66	73.66	76.58	65.91	66.91
4	64.85	71.79	45.54	66.05	61.93	78.74	70.76	74.17
5	80.09	88.60	46.76	67.52	55.92	82.75	70.38	84.92

表 12 無限制組第一主成分解釋變異量比例表

參與者 天	一	二	三	四	五	六	七	八
1	55.46	49.59	75.60	56.07	72.51	58.37	75.46	80.12
2	61.34	91.86	65.76	68.76	61.77	73.87	81.68	88.88
3	61.96	71.42	53.09	64.29	53.80	51.75	55.69	68.46
4	70.70	87.89	57.00	45.61	85.22	63.21	68.72	89.63
5	63.68	77.22	61.86	73.20	53.42	69.92	83.69	87.85

附錄七：表 13 雙膝限制組與第一主成分相關性

	第一位				
	第一天	第二天	第三天	第四天	第五天
頸關節			-.501		-.387
髖關節	.956	.774	.686	.800	.587
膝關節	.904	.857	.712	.631	.894
踝關節	.764	.845	.946	.977	.848
	第二位				
頸關節	-.639		-.697		-.631
髖關節	.986	.998	.978	.971	.988
膝關節	.613	.598	.744	.792	.513
踝關節	.546	.650	.781	.638	.318
	第三位				
頸關節	-.818	-.845	.600	-.981	
髖關節	.998	.987	.713		.889
膝關節		.964	.851	.349	.780
踝關節		.881	.914	.627	.748
	第四位				
頸關節		.610	.990	.659	
髖關節	.981	.667		-.471	
膝關節	.567	.573		.738	
踝關節	.470	.677	-.459	.916	1
	第五位				
頸關節		-.856	-.317	.415	-.592
髖關節	.974	.996	.999	.958	.844
膝關節	.705	.892	.740		.709
踝關節		.464		-.653	.482
	第六位				
頸關節	.792	.850	-.830	-.519	.403
髖關節	-.999	-.997	.998	.988	.999
膝關節	.555		.491	-.389	.352
踝關節		.751		.315	
	第七位				
頸關節	-.954		-.403	-.650	
髖關節	.660	.835	.931	.859	.883
膝關節	.707	.850	.932	.847	.944
踝關節	.859	.894	.950	.931	.945
	第八位				
頸關節	-.961		.341		-.376
髖關節	.450	.822	.413	.907	.824
膝關節	.779	.846	.905	.951	.857
踝關節	.749	.858	.985	.929	.935

附錄八：表 14 前膝限制組與第一主成分相關性

	第一位				
	第一天	第二天	第三天	第四天	第五天
頸關節	-.783	-.744	-.810	-.852	.823
腕關節	.992	.972	.978	.851	-.885
膝關節	.556			.466	
踝關節		.380		.301	
	第二位				
頸關節	-.610	.717	.944	.849	
腕關節	-.797	-.988	-.993	-.994	-.500
膝關節	.808	.622	.365	.491	.878
踝關節	.881	.690	.577	.675	.944
	第三位				
頸關節	.695	.711			
腕關節	.986	.992	.988	.414	.968
膝關節	.768	.929	.885	.935	.506
踝關節	.395	.860	.728	.993	.308
	第四位				
頸關節		.422	.740		-.456
腕關節	.989	.915	.848	.994	.949
膝關節	.903	.589	.577		.376
踝關節	.763	.755	.424		.347
	第五位				
頸關節	-.430	-.669			-.807
腕關節	.957	.991	1	.999	.974
膝關節	.900	.666	.610	.413	.675
踝關節	.817	.389			.623
	第六位				
頸關節	-.555	.815	.964	-.498	.879
腕關節	.974	-.992	.618		-.809
膝關節	.781	.381	.440	.877	.628
踝關節	.493		.581	.960	.872
	第七位				
頸關節	-.494	-.878	-.805	-.811	-.532
腕關節	.966	.984	.903	.997	.972
膝關節	.655	.912	.717	.782	.778
踝關節	.595		.580		.315
	第八位				
頸關節	-.340	.503		-.728	-.903
腕關節	.404	.952	.995	.507	.575
膝關節	.327	.430		.616	.366
踝關節	.957			.922	.919

附錄九：表 15 後膝限制組與第一主成分相關性

	第一位				
	第一天	第二天	第三天	第四天	第五天
頸關節	.666	-.684	-.813	-.327	.999
髖關節	.974	.905	.986	.972	
膝關節		.549	.684		
踝關節	.534	.835	.850	.584	
	第二位				
頸關節	.709			.527	-.811
髖關節	.905	.973	.997	.977	.999
膝關節		.670	-.363	-.566	.316
踝關節		.701	-.399	-.706	
	第三位				
頸關節	-.331	-.613	-.477		-.853
髖關節	.981	.994	.998	.993	.551
膝關節	.463	.809	.938		.696
踝關節	.348	.509	.637		.608
	第四位				
頸關節	-.867	-.899	-.774	-.624	-.854
髖關節	.940	.997	.972	.982	.907
膝關節			.569		.600
踝關節			.567		.573
	第五位				
頸關節	-.358				
髖關節	.810	.794	.853	.994	.655
膝關節	.850	.605	.952	.364	.652
踝關節	.925	.991	.909		.872
	第六位				
頸關節	.654			-.350	-.608
髖關節	.902	.976	.992	.999	.994
膝關節		.758	.891		
踝關節	-.498	.735	.799		
	第七位				
頸關節			-.726	-.467	.319
髖關節	.997	.999	.942	.993	-.989
膝關節			.668	.378	
踝關節	-.314		.553	.336	.421
	第八位				
頸關節	.894	.746	-.810	.384	-.906
髖關節	-.685	-.988	.934	-.834	.987
膝關節	.308		.537	.731	.597
踝關節	.350			.948	.358

附錄十：表 16 無限制組與第一主成分相關性

	第一位				
	第一天	第二天	第三天	第四天	第五天
頸關節	.998	-.957	.774	.947	.918
腕關節	-.327	.467	.940	.793	.756
膝關節			.511		-.416
踝關節		.836		-.531	-.631
	第二位				
頸關節	.938	-.789	.508	-.847	.786
腕關節	-.407	.997	-.980	.986	-.983
膝關節		.343	.383	.739	
踝關節			.572	.419	.487
	第三位				
頸關節		-.323	-.602	-.576	-.818
腕關節	.997	.982	.798	.684	.942
膝關節		.700	.878	.950	.608
踝關節	-.369	.406	.766	.862	.350
	第四位				
頸關節	-.909	-.995	-.607	-.356	-.895
腕關節	.394		.958	.674	.942
膝關節	.771	.568	.443	.854	.459
踝關節	.702	.551	.471	.772	.654
	第五位				
頸關節	-.513	-.671		-.658	.436
腕關節	.995	.972	.942	1	-.640
膝關節	.381	.487		.805	.456
踝關節	.465	-.326	-.540		.863
	第六位				
頸關節	.317	-.338	-.796	-.317	.922
腕關節	.971	.994	.851	.991	.848
膝關節	-.400	.530		.710	.612
踝關節	-.505	.473			.489
	第七位				
頸關節		-.601		1	
腕關節	.972	.964	.890		.983
膝關節	.938	.826	.643	.517	.867
踝關節	.959	.874	.716		.799
	第八位				
頸關節	-.632	.848	.501	.818	-.610
腕關節	.992	-.998	-.974	-.998	.999
膝關節					
踝關節	.622		.398	.450	

附錄十一

表 17 頸-腕交叉相關變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	0.950	3	0.317	1.316	.124
天數(重複量數)	0.186	4	0.046	1.486	.050
組別 × 天數	0.179	12	0.015	0.477	.049
組內(誤差)	10.239	140			
受試者間 S	6.738	28	0.241		
殘差(A × S)	3.501	112	0.031		
全體 Total	11.554	159			

*** $p < .001$

表 18 頸-膝交叉相關變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	1.631	3	0.544	1.350	.126
天數(重複量數)	0.502	4	0.126	3.749*	.118
組別 × 天數	0.599	12	0.050	1.490	.160
組內(誤差)	15.025	140			
受試者間 S	11.273	28	0.403		
殘差(A × S)	3.752	112	0.033		
全體 Total	17.757	159			

* $p < .05$

表 19 頸-踝交叉相關變異數分析摘要表

變異來源	SS	df	MS	F	η^2
組別(獨立樣本)	2.013	3	0.671	1.609	.147
天數(重複量數)	0.677	4	0.169	4.593**	.141
組別 × 天數	0.674	12	0.056	1.525	.140
組內(誤差)	15.804	140			
受試者間 S	11.679	28	0.417		
殘差(A × S)	4.125	112	0.037		
全體 Total	19.168	159			

** $p < .01$

附錄十二

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	3.307	3	1.102	1.175	.112
天數(重複量數)	2.118	4	0.530	18.190***	.394
組別 × 天數	0.706	12	0.059	2.022*	.178
組內(誤差)	29.526	140			
受試者間 S	26.266	28	0.938		
殘差(A × S)	3.260	112	0.029		
全體 Total	35.657	159			

* $p < .05$, *** $p < .001$

表 20 髌-膝交叉相關變異數分析摘要表

表 21 髌-膝交叉相關混合設計單純主要效果變異數分析摘要表

單純主要效果	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
天數(相依因子)					
雙膝限制組	0.079	4	0.020	0.690	.60
前膝限制組	1.300	4	0.325	11.207***	.00
後膝限制組	0.509	4	0.127	4.379***	.00
無限制組	0.937	4	0.234	8.069***	.00
誤差(殘差 residual)	3.260	112	0.029		
組別(獨立因子)					
第一天	0.146	3	0.049	0.232	.87
第二天	0.785	3	0.262	1.242	.30
第三天	0.955	3	0.318	1.507	.22
第四天	0.799	3	0.266	1.261	.29
第五天	1.328	3	0.443	2.1	.10
誤差(殘差 residual)	29.526	140	0.211		

附錄十三

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	3.919	3	1.306	1.221	.116
天數(重複量數)	1.978	4	0.494	17.983***	.391
組別 × 天數	0.612	12	0.051	1.855	.166
組內(誤差)	33.036	140			
受試者間 S	29.956	28	1.070		
殘差(A × S)	3.080	112	0.027		
全體 Total	39.545	159			

*** $p < .001$

表 22 腕-踝交叉相關變異數分析摘要表

表 23 膝-踝交叉相關變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	0.163	3	0.054	1.609	.147
天數(重複量數)	0.037	4	0.009	1.514	.051
組別 × 天數	0.079	12	0.007	1.086	.104
組內(誤差)	1.631	140			
受試者間 S	0.948	28	0.034		
殘差(A × S)	0.683	112	0.006		
全體 Total	1.91	159			

附錄十四

表 24 踝關節變異性變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	78.617	3	26.206	1.035	.100
天數(重複量數)	438.217	4	109.554	58.113***	.675
組別 × 天數	26.239	12	2.187	1.160	.111
組內(誤差)		140			
受試者間 S	708.814	28	25.315		
殘差(A × S)	211.141	112	1.885		
全體 Total		159			

*** $p < .001$

表 25 膝關節變異性變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	5.832	3	1.944	0.733	.073
天數(重複量數)	20.658	4	5.165	27.977***	.500
組別 × 天數	0.989	12	0.082	0.446	.046
組內(誤差)		140			
受試者間 S	74.221	28	2.651		
殘差(A × S)	20.675	112	0.185		
全體 Total		159			

*** $p < .001$

附錄十五

表 26 腕關節變異性變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	54.448	3	18.149	0.590	.059
天數(重複量數)	328.492	4	82.123	29.921***	.517
組別 × 天數	18.190	12	1.516	0.552	.056
組內(誤差)		140			
受試者間 S	861.041	28	30.751		
殘差(A × S)	307.399	112	2.745		
全體 Total		159			

*** $p < .001$

表 27 頸關節變異性變異數分析摘要表

變異來源	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	η^2
組別(獨立樣本)	21.501	3	7.167	1.525	.140
天數(重複量數)	33.627	4	8.407	22.753***	.448
組別 × 天數	3.562	12	0.297	0.803	.079
組內(誤差)		140			
受試者間 S	131.598	28	4.700		
殘差(A × S)	41.382	112	0.369		
全體 Total		159			

*** $p < .001$