

## 第二章 文獻探討

本章分成三部份進行國內外步態研究之相關文獻探討：一、有關步態參數資料之研究，透過回顧國內外已有的步態研究，避免重複前人已完成之研究，並從中取得步態參數，作為本研究之參考；二、運用坡度與階梯探討步態之研究，藉由此類研究作為實驗設計之參考；三、步態分析與應用之研究，由於用來分析步態之方法很多，透過參考此類研究，對本實驗選用適合之儀器設備；四、有關視障學生及無障礙環境設計之研究。

### 第一節 關於步態參數資料之研究

楊啟新（1987）利用 40 位正常男性為受試者，進行步態分析，收集其時間空間參數、矢狀面上膝、踝關節運動參數和地面反應力參數。並採用傅立葉分析來處理地面反應力及關節運動資料，經過簡單的統計分析而建立一個屬於中國男性的正常步態資料，其步態週期時間為 1.08 秒、步頻為每分鐘踏步 112 次、步速每秒 139 公分、跨步步長為 146.3 公分、跨步步長為腿長之 1.86 倍、站立期時間佔步態週期時間 58.85%、擺動期時間佔步態週期時間 41.15%。

徐婉靜（1991）以 20 位中國正常女性為研究對象，在地面及原地跑步機上之步行動作進行步態分析，結果發現：不論平地或原地跑步機上之步態，站立期時間佔步態週期時間 63%、擺動期時間佔步態週期時間 37%。

徐婉靜（1992）以 133 名四歲半至六歲半正常的幼童為實驗參與者，分別建立我國五歲和六歲男女童正常步態的基本資料，並以獨立樣本雙因子變異數分析比較五歲和六歲幼童在性別和年齡上是否有差異？結果顯

示：一、我國五歲和六歲幼童的步態週期時間平均為 0.88 秒，站立期和擺動期百分比分別為 60.3% 和 39.7% ，跨步步長約為 80 公分是腿長的 1.6 倍，每分鐘踏步 138 次，步速則為 0.93 公尺／秒。踝關節、膝關節及髖關節活動範圍分別為 30 度、63 度、34 度。站立期最大與最小的垂直地面反應力分別為 111% 體重、80% 體重，最大的向前與向後地面反應力分別為 16% 體重和 18% 體重。二、發現五歲和六歲幼童的步態週期時間、擺動期時間、跨步步長、步頻、最大踝蹠屈角速度及最大踝背屈角速度等參數，在年齡間有顯著差異。而五歲和六歲幼童在性別間，除了站立前期最大向前地面反應力的出現時間有差異外，其餘均相同。由於五歲和六歲幼童的步態在年齡間有較多的差異，因此在評估幼童步態，應多考慮成長因素。

楊志鴻（1994）以精確的動態分析系統和測力板分析四歲至六歲健康小孩及正常年輕人的步態，以分析所得的參數如時間空間參數、關節角度、關節反作用力、關節力矩及關節功率，比較是否有明顯差異。二十七位四至六歲的健康兒童及七位二十二至二十七歲健康年輕男性，所有受測者皆無神經、骨骼、肌肉方面的病史，且兒童皆無早產兒的個案，依年齡分為四個年齡層，以自選速度來行走。就時間空間的參數、關節角度、反作用力、關節力矩、關節功率，以變異數分析（ANOVA）比較各年齡層的差異。在時間空間之參數方面：步頻及步幅時間，在成人和兒童有明顯的差異；就步頻而言，有隨年齡的增加而降低的趨勢；而步幅時間，則有隨年齡的增加而增加的趨勢。在關節角度方面：四至六歲的小孩，比較其各關節角度並無統計上的差異，然而小孩在髖關節部份，比成人有較大的彎曲-伸展、內縮-外展的角度，及較小的旋轉角度；在踝關節部份，其最大的下彎角度（發生在支撐期末期），成人和兒童有明顯的差異（ $p < 0.05$ ）。足部地板反作用力方面：垂直方向而言，在成人及兒童之間有明顯差異。關節力矩：

矢狀面上，發現大人在踝關節使用較大之淨下彎力矩（發生在擺動期初期）；膝關節方面，同樣地，大人使用較大之淨外展力矩（發生在載重期）及淨彎屈力矩（發生在支撐期末期）。髖關節方面，大人有較強的髖關節淨彎屈力矩（發生在擺動期前期）（ $p < 0.05$ ）；冠狀面上，在膝關節方面，大人和兒童間有明顯的差異（載重期至支撐期終期）（ $p < 0.05$ ）；在矢狀面上，大人有較大的離心及向心功率（發生在支撐中期及終期）（ $p < 0.05$ ）。而且，在支撐終期中，有其最大的正向心功率發生的時間，有隨年齡增加而增加的趨勢。結果顯示：一、步態週期中主要的差異發生在髖關節及踝關節，在比較其兒童病理步態上，建立正常兒童的步態參考資料有其需要。二、與國外資料相比較差異並不大。三、關節力矩、功率可以提供更精細步態控制的訊息，以供臨床評估及治療上的參考數據。

黃偉耕（1994）收集 23 位平均五歲兒童的步態資料，分析此年齡層兒童的步態資料，結果發現，體型在兒童步態發展中，是一個重要的參數。此階段男孩與女孩的體型及步態參數均相當接近。另一方面 X 型腿的小朋友，由於兩腳掌間之距離比一般兒童來的來的大，所以需藉由腳掌的內八字（toe in）而平衡站立，和膝關節（knee joint）、髖關節（hip joint）在矢狀面（sagittal plane）的代償作用而得到一個較穩定的步態。藉由此分析的模式，可掌握更多的訊息以彌補靜態測試之不足。

郭藍遠（1995）研究腦性麻痺兒童步行的特徵。使用完整的步態分析設備包括三維空間運動分析系統、測力板和肌電訊號系統等，同時求取步行中，時間空間參數、地面反作用力、下肢各關節的角度、力矩、功率以及各肌肉的活化型態。

官大紳（1995）以三度空間動態分析儀，來建立台灣正常老年人的步態數據常模，並分析腦中風患者的步態特徵及其與臨床表現上的相關性。

收集到九位正常老年人的步態資料，與正常年輕人相比較，顯示有較慢的步行速度（93.8 公分/秒），較短的步幅、單腳支撐期，以及較長的站立期與雙腳支撐期。運動學參數方面，大致和年輕人相差不多，祇在髖關節彎屈、膝關節彎屈及踝關節背屈方面稍微不足；更多的差異則見於骨盆後傾、髖關節內旋、足部外旋、和擺動期時的膝部內翻。二十三位腦中風病人的步態資料，顯示其有更慢的步行速度（41.9 公分/秒），健側肢的站立期延長而擺動期縮短，步態的對稱性也都被破壞；其中站立期與擺動期比值的對稱性與步行速度有明顯的相關性。

陳立元（1995）以十六名正常男性為受測者，接受五種不同的行走方式，測試肌電圖電位及步態分析，獲得以下結論：一、後退行走的確比前進行走費力，無論在平地上或跑步機上或把跑步機上升 10%，更需要讓下肢的一些肌肉，如：股直肌、大腿後肌及脛前肌，用更多的運動單位來用力。二、跑步機上升 10% 的情況下（比原來在跑步機 0% 時），後退行走使股直肌在起始接觸期，徵召更多運動單位來用力，而且最明顯。三、在平地上舒適的速度下，後退行走的對稱性變差，而且雙腳著地時間和著地期均延長，而單腳著地時間變短。四、在跑步機上後退行走的跨步週期變短；而步幅和雙腳著地期時間均增加。五、在重心軌跡方面，在平地上前進行走與在傾斜 10% 的跑步機上後退行走是一致的，皆在中心點；而在跑步機上後退行走和在平地上後退行走，則重心後移；而在跑步機上前進行走，則重心前移。六、足底壓力軌跡，則五種步態均類似。

蘇芳慶、吳慧芬、林啟禎、周有禮（1995）探討慣用腳的和非慣用腳的對稱性及所需的步伐數目。實驗的受測者是 10 位 5~6 歲的兒童，研究中使用表面電極收集資料，以 1kHz 為採樣頻率（sampling rate），並用腳底開關器做為時間的分隔標準。實驗的結果顯示，在慣用腳和非慣用腳對稱性

測試下，發現整個步態週期中非慣用腳肌肉努力程度 (efforts) 大於慣用腳。若將步態週期細分成：站立期及擺動期，進一步發現在臀大肌的擺動期，統計學上有明顯的差異 ( $p < 0.05$ )，表示在步態週期的擺動期，非慣用腳肌肉努力程度大於慣用腳。在所需平均步伐數目的可信度上，研究針對五群肌肉作分析，結果顯示 3 個步伐數的平均就具有相當高的可信度，其可信度和 12 個步伐數的平均是無異。

黃世旭、李淑貞、劉謹緣、李茂昌 (1996) 研究測量國內健康青年人在不同自選速度下的時間及距離、運動學、地面反作用力、及肌電訊號等相關步態參數，以建立一套我國青年人的步態常模。測試的對象為 16 名健康的在學青年，其中男性 11 名、女性 5 名、平均年齡  $22 \pm 2$  歲、身高  $170.4 \pm 7.7$  cm、體重  $60.9 \pm 8.0$  kg。實驗時要求實驗參與者以自行選擇最快、適中 (preferred)、以及最慢三種速度步行，擷取每一種步行速度 10 至 15 筆相關的步態資料進行敘述性的統計分析。結果顯示，所測得的步態參數包括步頻、站立期時間、跨步步長、跨步步長與腿長比例及踏步長對稱性等時間及距離參數、膝關節及踝關節角度與角速度變化參數、地面反作用力各分力參數以及八組肌電訊號參數，個體間變異係數 (inter-subject coefficients of variation) 多小於 50%，顯示在受測者之間一致性很高，應可作為中國青年人的步態常模。

蕭秀姍 (2000) 利用動態分析系統及鞋墊式足底壓力測量系統來定義踝關節固定手術之病人，其在穿鞋行走時的運動學及動力學表現。結果顯示：病人患側之前足，其動作角度範圍要比健側及正常人來的大，這可能為一機轉，來代償患側在矢狀面失去之功能。在整個步態週期中，特別是在站立期，患側前足之動作要比健側及正常人來的屈曲、外翻及外轉。

黃璦珣 (2000) 以單一個案研究方式來研究妊娠婦女的步態。發現孕

婦的背痛，尤其是骨氏髻痛（sacroiliac pain），可見到以下的現象：髋關節的伸展力矩（hip extension moment）增加、膝關節的伸展力矩（knee extension moment）減少、腳踝掌側屈曲力矩（ankle plantar-flexion moment）減少、骨氏髻關節旋轉（sacroiliac joint torsion）加大。

陳嘉玲等人（2000）針對國內不同年齡層之兒童，分析其在步行時的穩定性、對稱性，及在不同步態週期中足底壓力，以期瞭解正常兒童成熟步態的發展過程。共收集 104 位正常學童，年齡 3 歲到 12 歲年齡分為五組。其中 A 組為 3 至 4 歲，B 組為 5 至 6 歲，C 組為 7 至 8 歲，D 組為 9 至 10 歲，E 組為 11 至 12 歲。實驗中使用連續性足底壓力步態分析儀，來評估正常兒童的步態。結果發現，3 至 4 歲的兒童中，只有 50% 的兒童以腳跟先著地（ $p < 0.05$ ），而 5 至 6 歲以後大都能展現以腳跟先著地的步態模式，因此，前、中足之最大垂直作用力相對百分比 A 組，皆較其群組為大，而後足最大垂直作用力相對百分比則相對地較小（ $p < 0.05$ ），足底各部份的最大垂直作用力相對百分比則在 5~6 歲後趨向穩定。對稱性及穩定性皆顯示 3 至 4 歲較其他各組有明顯的差異（ $p < 0.01$ ），直到 5 至 6 歲以後才達到穩定的狀態。至於步行速度、步長、步頻、單腳支撐期及雙腳支撐期則未隨著年齡的增長而改變。結果顯示兒童步態的發展在 5 至 6 歲時達到成熟，這樣的成熟過程和神經系統及肌肉骨骼系統的發展有著密切的關係，並反應在步態對稱性、穩定性及作用力分佈上，尤其是腳跟著地的步態模式。研究結果，不但可提供國內正常兒童步態發展的常模，並可做為兒童在復健時，步態評估及治療的依據。

陳嘉玲等人（2000）建立偏癱中風患者以拐杖助行時之步態資料，收集 15 位中風患者使用拐杖助行之步態資料，利用整合測力板、動態分析系統及配合重感應裝置的拐杖之分析系統，分析中風患者以拐杖助行時之步

行速度、步長、支撐期，及三軸向之作用力，並計算最大垂直作用力，前進作用力（propulsive force）、煞車作用力（braking force）、推進衝量（propulsive impulse）和煞車衝量（braking impulse）。結果發現以拐杖助行之中風患者其步行速度相當緩慢，平均速度為 16 公分/秒(由 4.2 至 35.8 公分/秒)，平均步長為 38.2 公分，三腳支撐期及雙腳支撐期佔了大部分的步態週期，而單腳支撐期只佔了 10.6%的步態週期。中風患者施於拐杖之平均最大作用力佔體重之 12.3% (由 6.9 至 25.3%)，側向剪力平均只佔體重之 0.7%。當其施於健側之推進衝量較大，相對地施於拐杖與患側之煞車衝量也較大。

何金山（2001）研究的步態資料能提供資訊給臨床醫護人員，藉此瞭解相對應的步態參數，以及說明基於生物力學觀點在下肢正常步態所產生的適當功能。觀察學齡前的孩童下肢運動學和動力學是重要的。在觀察異常的步態以前，先做正常步態的研究是必須先作的，因為由此可提供參考標準來判斷病人的步態是否異常。

Satham 和 Mrray（1971）發現有能力不用攙扶就可以走 6 英尺長的小孩，每分鐘速率是 158 步。然而需靠扶持的嬰兒反倒是每分鐘只走 107 步。

Otis（1981）正常人步行速度為每秒 1.33 公尺，站立期時間約為步態週期之 62%，擺動期時間約為步態週期之 38%，當站立期時間及擺動期時間皆縮短，則步行速度提高。

Keogh 和 Sugden（1985）指出，嬰兒每分鐘平均腳步（步頻）是 180 至 200 步，和成人平均步伐每分鐘 140 步對照起來快的多，也就是說：在幼兒時期的每分鐘平均腳步（步頻）經常會隨著年齡增加而減少。

Sutherland（1988）正常成人在平地上步行速度為每秒 1.37 公尺，男性為每秒 1.43 公尺，與正常成人相比較約快 5%，女性為每秒 1.29 公尺，與

正常成人相比較約慢 6%。正常成人跨步步長為 1.41 公尺，男性約為 1.46 公尺，女性約為 1.28 公尺。

Micheal (1991) 以 20 位正常人為受試者探討步態，跨步步長為 1.45 公尺、步行速度為每秒 1.32 公尺、步頻為每分鐘 109 踏步，站立期時間約為步態週期之 60%，擺動期時間約為步態週期之 40%。

以上步態資料之研究，主要以取得各項數據，建立不同實驗參與者步態參數資料，作為與正常人步態之分析比較，或作為病理研究及復健醫學之參考數據；此類研究所得之數據，在此則作為本研究之參考數據。

## 第二節 運用坡度與階梯探討步態之研究

黃國峯 (1997) 第一階段對膝關節以下截肢病患作步態分析，選取六名膝關節以下截肢的病患，穿戴傳統義足、單軸義足和多軸義足，利用動態分析設備來偵測步態週期的特徵。第二階段利用能量測量儀及跑步機分別以每分鐘 1、1.5 和 2 英里的速度及跑步機標別之 0、4 和 8 三個坡度的斜坡，進行能量消耗分析測試，並在測試結果後進行義肢舒適性滿意度之相關性的問卷調查。

林逸錄 (1999) 藉由 EMED-pedar 測力鞋墊來測量 14 位實驗參與者 (平均年齡  $24.7 \pm 3.8$  歲，體重  $68.2 \pm 8.0$  公斤)，在五個不同坡度 (-20%、-10%、0%、10% 及 20%) 的跑步機上走步 (1.33m/sec) 及跑步 (2.66m/sec) 時之地面反作用力及足底壓力，以了解走步與跑步時，跑道的坡度改變對足壓力等相關數值造成之影響及其變化情形。將所得數據經二因子變異數計算分析並繪圖後得到以下結論：一、坡度的改變對於走步及跑時的地面



反作用力與足底壓力的影響很大。在下坡走或跑時，地面反作用力與足底壓力分佈的位置會後移至足中及足跟；而在上坡走或跑時，地面反作用力與足底壓力分佈的位置會前移至足前。二、坡度的大小對於走步及跑步時最大負荷率（MLR）之影響極大，坡度愈小（由 20% 到 -20% ），最大負荷率（MLR）即愈大，尤其對下坡時的全足及足跟兩區域所造成的影響更是不容忽視。

吳汶蘭（2000）以探討踝關節固定術病人專用鞋與傳統一般鞋，在一般步道及階梯行走時之生物力學效應。臨床結果顯示傳統鞋在前足部的運動，不論在平地行走或階梯行走時，矢狀面之活動範圍明顯高於踝關節固定術病人專用鞋。

黃國峯（2002）以膝下截肢病患（below knee amputees），分別穿戴三種不同的義足，使用動態分析系統測量行走平地、斜坡和階梯時的步態，以及新陳代謝測量儀（metabolic measurement cart）測量能量消耗（energy consumption）情形。研究結果顯示：在傳統義足提供站立期的穩定度（stance stability），可用在低活動度（lower-activity level），且足部需較少足背曲（dorsiflexion）的截肢患者。單軸義足允許做少量的足背曲和足蹠曲（plantar-flexion），可使用在早期到晚期站立期（early-to-late stance）足部的背曲，可走斜坡及不平的路面。多軸義足除了可增加踝關節的活動和經由可塑性內骨架來促進義足推進（push-off）的功能，在站立期可產生少量的轉動，因此推薦中度活動度截肢患者使用。依本實驗分析膝關節以下截肢患者在能量消耗方面，比正常人多消耗 42%。在舒適度方面，以多軸義足最為舒適，其次是單軸義足，而以傳統義足在快走時最不舒適。

Dick 和 Cavanagh（1987）的實驗指出，在下坡跑時，著地瞬間的衝擊力不論是垂直或水平方向皆顯著大於在平地上跑步時的數值，但在推蹬期

則無顯著差異。

Buczek 和 Cavanagh (1990) 在自製的下坡跑道中段埋設測力板，以測量下坡跑及平地跑時，垂直和水平的地面反作用力，並輔以攝影機拍攝跑時的動作，來計算在平地跑和下坡跑時之動力學及運動學的數值，進而探討其差異性。發現在下坡跑及平地跑時，最大屈曲速度、最大伸展動量及膝部最大吸收功率並無顯著差異；但是在膝部伸展肌群所作負功、踝關節最大吸收功率及踝部伸展肌群所作負功方面有顯著差異。

Marshall 等人 (1990) 在 1987 年以攝影機拍攝當時世界上海拔落差最大的馬拉松比賽，以瞭解在下坡跑步時的運動學變化情形，拍攝的地點在起跑點算起之 24.9km 及 41.0km 處，坡度分別為-21.8%與-26.8%，並以所得數值與其他學者對-10%及 0%兩個坡度研究數值作比較，結果顯示：這些運動員有較慢的速度，較短的步幅，著地撞擊時腿較直，以及在站立期有較大的最小膝關節角度。

有關坡度與階梯方面的研究，一部份在探討正常人或選手在不同坡度上跑走的情形，探討各項步態參數的變化，另一部份則以探討病人穿著輔具在平地、不同坡度及階梯上行走的步態。本實驗參考此類研究之實驗方法，作為實驗設計之參考。

### 第三節 步態分析與應用之研究

黃冠鳴 (1985) 自 1980 年到 1983 年，以跟骨肌腱斷裂的病案，做應力分析板，電訊放大器，紫外線記錄器等器械被採用來做研究。全部實驗參與者，在各種不同的速度之下 (90 步/分、104 步/分、160 步/分)，

赤腳行走通過應力分析板，一共通過五次，然後訊號將被轉到訊號擴大器及紫外線記錄器，標示資料圖形。在慢速度之下，跟骨肌腱不完全斷裂且沒有開刀的病例，比跟骨肌腱斷裂、開刀一個月以上的病例更接近正常人。在 104 步／分的速度之下，跟骨肌腱斷裂及開刀失敗的病例，其步伐不能趕上速度。

吳慧芬（1996）受測者是 10 位 5~6 歲的兒童，研究中使用表面電極收集資料，以 1kHz 為採樣頻率，並用腳底開關器做為時間的分隔標準。實驗的結果顯示，從擺動末期到站立初期，脛骨前肌、股直肌、股二頭肌及臀大肌有最大的活化高峰值，主要作用是為站立期做準備。而腓腸肌則在站立中期（35~36%）作 push-off，為步態週期中的主要的推進力。脛骨前肌和股直肌由站立末期到擺動期初期出現平均附屬高峰值，主要做一個加速作用。在作用時間上可明顯看出腓腸肌為不成熟的模式（pattern），在站立初期即有肌肉的活化。在股直肌的反應時間上可看出有一加速作用出現，表示研究中的兒童在股直肌上有成熟的作用模式。若將步態週期細分成：站立期及擺動期，進一步發現在臀大肌的擺動期，統計學上有明顯的差異( $p < .05$ )，表示臀大肌在步態週期的擺動期中，非慣用腳肌肉產生能量大於慣用腳。

李盛仁（1997）研究發展多分量力感測器及配合機械人學之原理，將人體腳掌於跟部（heel）與趾部（toe）間視為一自由度之旋轉關節，設計出十字型多分量力感測器兩枚，分別置於鞋型結構之前後兩部份，以實際量測步態運動足部受力大小。鞋型結構於測試步態週期時直接穿於受測者足部，鞋型結構中間有一鉸鏈（hinge）以配合腳掌於步態運動時之旋轉關節。為了計算步態週期時，單腳大腿部位（thigh stick）與小腿部位（shank stick）曲張角度，使用一電位計（potentiometer）設置於膝蓋部位。步態運動時，

多分量力感測器所量測之各分量力與電位計量測角度同步輸入資料擷取系統，進行分析整理達到精準量測步態週期時足部所受之力大小與方向，以應用於雙足步行機器人之研發與製鞋工業開發新型鞋類所需。

李至韋（1999）建立足部的模型，分別以脛骨、後足與前足來定義踝關節與跗骨關節，並先探討赤足時單獨膚貼法與群體膚貼法的差異，此後以群體膚貼法來建立鞋組膚貼法，並且探討鞋子對群體膚貼法的影響，此研究以重複性、相關性及關節活動角度來做分析比較，並且建立正常人於穿鞋時群體膚貼之步態，同時配合足底壓力量測系統，以足底分區來探討在最適合行走時之壓力值。

賴明福（1999）發展多分量力感測器及配合機械人學之原理，將人體足底之跟部（heel）與趾部（toe）間的蹠趾骨視為一自由度之旋轉關節，設計出十字型多分量力感測器四枚，分別置於人體雙足足底之前後部份，形成鞋型感測本體，進而實際量測步態運動足部受力大小。鞋型感測本體於測試步態週期時直接穿於受測者足部。研究結果則可應用於雙足步行機器人之改進研發與製鞋工業開發新型鞋類所需。

鄧立群（1999）使用壓電薄膜材料來進行受力感測元件研發，再利用這些元件製成足底作用力量測鞋，並整合相關硬體完成可攜式之資料蒐集系統，最後透過自行研發的分析軟體提供重要的步態分析參數。

莊訓達（2000）測量 10 位女性實驗參與者（年齡  $20.8 \pm 3.3$  歲，身高  $162.7 \pm 3.7$  公分，體重  $55.1 \pm 4.95$  公斤）穿著四種不同鞋具（體操鞋、一般慢跑鞋、等高式類運動鞋及非等高式類運動鞋），從事最適步行速度及慢跑速度（6.0 mile/hr）運動時的動態足底壓力、人體重心軌跡以及下肢關節角度變化等資料。實驗結果如下：一、無論是在步行或者是慢跑時，等高式類運動鞋較非等高式類運動更易造成足底壓力中心軌跡向中央偏移的現象。

並且一般運動鞋足底壓力的平均分配上，較其他類運動鞋為佳。二、穿著等高式類運動鞋從事慢跑時，有縮小步幅及增加步頻的現象。三、慢跑時踝關節的關節活動度以一般運動鞋為最大；膝關節的關節活動度以非等高式類運動鞋為最大。

林蕙如（2000）研究的主要結果如下：一、巴金森氏症病患在平地以及在跑步機步行時各項步態參數與肌電訊號並無顯著的不同。二、巴金森氏症病患在跑步機步行時，當跑步機加速時，步長及標準化後之步長百分比會有顯著的增加；在跑步機減速時，步長及標準化後之步長百分比會有顯著的減少。三、接受跑步機訓練的病患，訓練後步長、步頻、及平地步行最快速度會增加，步行的著地期百分比會減少，而擺動期百分比會增加。

步態分析參數與應用方面，主要利用各項現代化儀器，分析步態各項數據或統計資料，作為復健或開發新產品為主。本實驗研究將參考此類研究中所使用之步態分析系統及儀器設備，從中選定適合本研究之步態分析系統及儀器設備。

#### 第四節 與視障者行動相關之研究

吳武典、張正芬、盧台華、蔡崇建（1991）探討身心障礙學生對校園環境的感受，以「無障礙校園環境需求問卷」實施於就讀高中職及大專院校視障學生共 45 人，並兼採座談會方式獲取相關意見。結果發現：針對校園無障礙環境之設計需求，視障學生需要倚賴觸、聽覺來協助行動，其中以出入口缺乏點字指標（59%）及建築物有階梯但無斜坡道（46.2%）之需求最為急迫。

杞昭安（1999）探討視障學生定向行動之能力，研究對象為台灣地區三所啟明學校國小至高中職之視障學生共 273 位，結果發現：視障學生的定向行動能力隨教育階段之增加而漸增，在男女間沒有顯著差異，但全盲學生的定向行動能力遠不如弱視學生。

顏杏砭（1992）探討視障學生的生活環境問題，發現全盲學生的空間認知能力，受感官知覺的限制、生活經驗範圍過小及周圍群體的影響，產生個體間的差異性。結果發現：一、空間具體知覺可由學習來修正；二、空間抽象概念方面，先天視障學生的概念形成較困難，後天視障學生則較完整；三、心理地圖方面，先天視障學生的空間組織成平面化，並以路徑作為訊息的串聯，後天視障學生則能藉視覺記憶形成三度空間的形象組織概念。

Ho, Hsia-Mei 等人（2000）探討視障者及正常人在站立時使用長杖對姿勢搖擺（postural sway）的影響，研究對象包括一位先天性視障女性（年齡 26 歲）及三位正常視力女性（年齡介於 26~30 歲）。受試者右手握長杖站立於測力板中央，視力正常者需閉眼。結果發現：無論視障者或正常人使用長杖接觸地面較未使用長杖站立時姿勢搖擺減少，原因在於使用長杖時支撐基底面積增大有關。

Karakostas 和 Tasos（1993）以動力學及運動學的方式，探討視障者與正常人跑步之關係，受試者共七位，包括兩位視障者在五歲前喪失視覺能力、三位視障者在五歲後喪失視覺能力，及兩位視覺能力正常者為對照組，結果發現：五歲後喪失視覺能力之視障者，移動身體能力明顯優於五歲前喪失視覺能力之視障者，主要在於五歲前喪失視覺能力之視障者不良的跑步姿勢，頭及頸部後傾造成重心在身體垂直面後方，需更費力才能把身體往前移動。

藉由與視障者行動相關之研究，探討視障學生行動時身體姿勢的的變化，並瞭解視障生在環境設計上之特別需求。透過這類研究，提供本研究實驗設計之參考。

綜合以上文獻分析探討，國內外學者專家透過各種不同研究設計，使用不同儀器設備，運用在不同受試族群，以建立各項步態資料。透過相關文獻探討，協助本研究選定研究對象、擬定實驗設計、使用儀器設備及選用各項步態參數之分析系統。