

國立交通大學

機械工程學系

博士論文

地面反力與人體慣性參數之誤差

對步態分析結果的影響

Influence of Errors in Ground Reaction Forces and Segmental Inertial
Properties on the Calculated Variables in Human Gait Analysis

研究生：謝宏榮

指導教授：洪景華 教授

曾錦煥 教授

呂東武 教授

中華民國一百年六月

地面反力與人體慣性參數之誤差對步態分析結果的影響
Influence of Errors in Ground Reaction Forces and Segmental Inertial
Properties on the Calculated Variables in Human Gait Analysis

研究生：謝宏榮

Student : Hong-Jung Hsieh

指導教授：洪景華

Advisor : Ching-Hua Hung

曾錦煥

Ching-Huan Tseng

呂東武

Tung-Wu Lu

國立交通大學

機械工程學系

博士論文



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

June 2011

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國一百年六月

地面反力與人體慣性參數之誤差 對步態分析結果的影響

學生：謝宏榮

指導教授：洪景華 教授

曾錦煥 教授

呂東武 教授

國立交通大學機械工程學系

摘要

目前步態分析已被廣泛運用於人體神經骨骼肌肉系統疾病之診斷以及治療的規劃與評估。而步態分析主要利用運動學、人體測計學與測力板資料間接求得人體下肢各關節所承受之作用力。因此，測力板所量測力量與壓力中心是否精準，人體測計學所提供各肢段之質量、質心與慣性矩是否準確，對於步態分析之研究結果有極大的影響。本研究研製一台對固定式測力板作靜態、動態校正的校正器，校正器重量輕、體積小且裝有移動輔助輪，所以可快速移至實驗室作現地校正。校正器固定方式採用吸盤吸附在實驗室地板上因此架設容易，對實驗室建築物無侵入式破壞。校正器在施力點定位與施力大小的控制是採用 PC-based 控制器，所以準確性高且快速。本研究利用靜態校正測試作為類神經網路訓練資料，並將測力板量測力量與壓力中心作修正補償，在垂直力方向其力量誤差平均值百分比在校正前是 0.38%，校正後降為 0.00%；在壓力中心 X、Y 軸方向其位置誤差平均值在校正前 1.37mm、1.15mm，校正後降為 0.02mm、0.04mm。在動態校正方面，在垂直力方向其力量誤差平均值百分比在校正前是 -0.19%，校正後降為 -0.03%；在壓力中心 X、Y 軸方向其位置誤差平均值在校正前 -0.50mm、0.95mm，校正後降為 -0.01mm、-0.11 mm。本研究利用測力板校正器對自行研製可測力量跑步機施以垂直力負載校正，並運用類神經網路校正方法來修正跑步機所量測的力量與壓力中心之誤差。在垂直力方向其力量誤差平均值百分比在校正前是 0.82%，校正後降為 0.01%；在壓力中心 X、Y 軸方向其位置誤差平均值在校正前 1.59mm、0.71mm，校正後降為 0.07mm、-0.06mm。

目前人體測計學不論是利用屍體或侵入性的方法在道德上均不適合兒童，而少數非侵入性方法則因操作不易、設備取得困難、成本過高等因素無法適用於例行臨床步態分析實務與研究。所以本研究利用動作追蹤系統量測各肢段之空間位置及測力板量測力量與壓力中心，再運用最佳化方法來建立個人化人體測計學資料，其中包含各肢段之幾何模擬、各肢段之質量、質心與轉動慣量。本研究受試者選取 12 位健康成人(24±2 yrs; 69±8 kg; 178±5 cm)及 20 位健康兒童(9±3 yrs; 31±10 kg; 130±9 cm)。在靜態量測時，雙腳站立於測力板上，且擺 20 種不同姿勢；在動態測試時，受試者則採屈膝下彎動作。本研究方法將求得人體測計學資料與 Dempster(1955)、Cheng (2000)人體測計學資料文獻值代入本研究中之人體數學模型作比較。在靜態準確性之壓力中心評估方面，成人壓力中心誤差平均值本研究方法小於 5mm 內，而文獻方法在 11mm~19mm 之間；兒童壓力中心誤差平均值本研究方法小於 4mm 內，而文獻方法在 15mm~25mm 之間。在動態準確性之壓力中心評估方面，成人壓力中心誤差平均值本研究方法為 9.4mm 內，而文獻方法在 20.6mm~27.9mm 之間；兒童壓力中心誤差平均值本研究方法為 7.9mm 內，而文獻方法在 24.8mm~31.1mm 之間。在動態準確性之垂直方向地面反作用力評估方面，本研究方法與文獻方法在成人與兒童垂直方向地面反作用力之誤差平均值是相近的。本研究成功發展一套非侵入性、快速、低成本、準確且適合各種體型、性別及年齡的活體個人化測計學資料測量方法，並用以建立我國成人與 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，以供臨床步態及動作分析之需。

關鍵字：地面反作用力、測力板、壓力中心、校正器、測力跑步機、人體測計學

Influence of Errors in Ground Reaction Forces and Segmental Inertial Properties on the Calculated Variables in Human Gait Analysis

Student: Hong-Jung Hsieh

Advisors: Dr. Ching-Hua Hung

Dr. Ching-Huan Tseng

Dr. Tung-Wu Lu

Department of Mechanical Engineering

National Chiao Tung University

Abstract

Clinical gait analysis is the process of using quantitative information, including kinematic, kinetic and anthropometric data to aid in understanding the etiology of gait abnormalities. It has been widely used in the diagnosis of patients with neuromusculoskeletal pathology, subsequent planning and evaluation of treatment. In human motion analysis, the kinetic data are usually obtained from forceplates mounted on the ground. Therefore, in situ calibration of the forceplate is necessary to improve the accuracy of the measured ground reaction force (GRF) and center of pressure (COP). The current study developed a small device (160 x 88 x 43 cm) with a mass of 50 kg, equipped with auxiliary wheels and fixing suction pads for rapid deployment and easy set-up. A PC-based controller enabled quick movement and accurate positioning of the applied force to the calibration point. After correction by an artificial neural network (ANN) trained with the static data from 121 points, the mean errors for the vertical GRF were all reduced from a maximum of 0.38 % to less than 0.00 %. Those for the X and Y components of COP were all reduced from a maximum of about 1.37 and 1.15 mm to less than 0.02 and 0.04 mm, respectively. For dynamic calibration, the mean errors for the vertical GRF were reduced from a maximum of -0.19 % to less than -0.03 %, while those for the X and Y components of COP were reduced from a maximum of -0.50 and 0.95 mm to less than -0.01 and

-0.11 mm. The results suggested that the calibration device with the ANN method will be useful for obtaining more accurate GRF and COP measurements. Thereafter, the device was used to calibrate our newly developed instrumented treadmill to measure GRF on the treadmill during successive cycles of gait. By the same error analysis and neural network methods, the measured GRF and center of pressure (COP) can be calibrated to reduce the errors. The results of calibration indicated that mean errors for the vertical GRF from a maximum of 0.82 % to less than 0.01 %, while those for the X and Y components of COP were reduced from a maximum of 1.59 and 0.71 mm to less than 0.07 and -0.06 mm.

Correct anthropometric data is also needed for accurate calculation of the motion data. Currently, anthropometric data are mostly obtained from studies on adult cadavers because no data exist for the children between 6 to 12 years of age. However, methods using cadavers or invasive techniques are not suitable for children. Noninvasive methods are either too difficult or too expensive to be used routinely in clinical settings. The current study therefore aimed to develop a noninvasive, fast, cost-effective and accurate method for the estimation of the anthropometric data of subjects with different ages. We proposed an optimization-based, non-invasive, radiation-free method for estimating subject-specific body segment inertial properties (BSIPs) by using a motion capture system and two forceplates. Twelve healthy adult subjects (24 ± 2 y/o; 69 ± 8 kg; 178 ± 5 cm) and twenty children (9 ± 3 yrs; 31 ± 10 kg; 130 ± 9 cm) were recruited in this study. Firstly, a three-dimensional custom-made model of the human body was developed for the simulation of the segment geometry; the estimation of the mass, center of mass and second moment of inertia of the segments and the whole body. Then the subject was asked to stand in twenty different postures for static test, and to perform squatting for dynamic test. The static and dynamic tests were used to customize the model to the subject with optimization method, and the subject-specific anthropometric data were the calculated consequently. The performance of the current method was compared to two

commonly used predictive methods (Dempter, 1955 and Cheng ,2000) in terms of the errors of the calculated COP and ground reaction force (GRF) using the corresponding predicted BSIPs. During stationary standing postures, the mean COP errors were less than 4 and 5 mm for the child and adult groups respectively, while those from the existing comparative methods ranged from 11 to 19 mm and 15 to 25 mm for these two groups respectively. During dynamic activities, mean COP errors from the current method were less than 7.9 and 9.4 mm for the child and adult groups respectively, while those from the existing methods ranged from 24.8 to 31.1 mm and 20.6 to 27.9 mm for these two groups respectively. In evaluation of the accuracy in vertical GRF during dynamic test, the mean error of vertical GRF from the current method showed similar values to the existing methods. The results showed that the current method was capable of producing estimates of subject-specific BSIPs that predicted accurately the important variables in human motion analysis during static and dynamic activities. In conclusion, this optimization-based and accurate method was developed for the estimation of the anthropometric data of subjects with different age groups for clinical gait or motion analysis. Being non-invasive and using standard motion laboratory equipment, the current method would be useful for building up the anthropometric data of adults and children in Taiwan.

Keywords: Ground reaction force, forceplate, center of pressure, calibrator,
instrumented treadmill, anthropometry

誌謝

終於完成了博士論文，心中充滿感恩，感恩此段攻讀博士學位期間任何對我助益的人、事、物。首先要感謝恩師 曾錦煥教授與 呂東武教授在課業上不辭辛苦的指導及生活上的照顧，尤其是在 2001~2003 年間跟隨恩師 曾錦煥教授到北、中、南各大專校院舉辦國科會小產學推動說明會，這期間更看到他懇切熱誠待人及做事情認真負責的態度，是足為後學之學習典範。雖他已不在人世，謹將此『最佳化實驗室』師門最後一位畢業生的論文獻給我永遠敬愛的恩師 曾錦煥博士。今能完成博士論文，如沒有 呂東武教授毫不保留給予指導、經費贊助及關懷鼓勵(當我有放棄念頭)，我的博士論文是不可能完成，在此再一次感謝呂東武博士。

感謝我另一位指導教授 洪景華博士，當『最佳化實驗室』師門失去大家長曾老師時，洪老師伸出溫暖雙手接納頓失依靠的我們，並且協助我們師門完成學業。世人總是喜歡錦上添花，但洪老師雪中送炭的真心付出，更讓學生滿懷感激。

感謝論文口試委員明新科技大學機械系蔡忠杓老師、台北醫學大學生理學科陳祥和老師、交通大學機械系楊秉祥老師及國防大學理工學院機電能源航太工程學系林聰穎老師撥冗參加學生博士學位考試，並給予學生論文上指正及寶貴的建議。

我博士論文在實驗部份單靠我一人是不可能完成，所以要非常感謝台大醫工所『骨科工程暨動作分析實驗室』師門秀真、聖昌、徹菖、昱琦及建今的協助。而在交大修課期間感謝學弟嘉宏、大師明達、陽光給予我多方面協助，讓我在高雄也能獲知系上一些訊息。感謝飛統自動化實業有限公司胡正陽經理在本論文製作實驗設備上的協助。

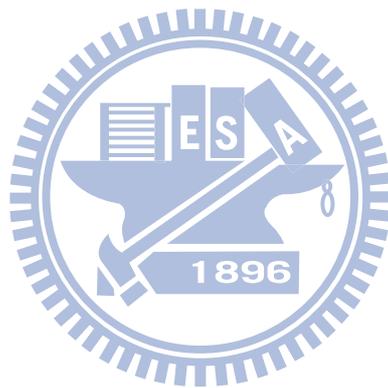
最後，謹以本論文獻給我最敬愛的父母及二位哥哥，感謝他們在我求學過程中不時給予關愛及鼓勵。感謝內人佩佩在我攻讀博士期間照顧兩個年幼的女兒(宛兒與安兒)。

目錄

中文摘要.....	i
英文摘要.....	iii
誌謝.....	vi
目錄.....	vii
表目錄.....	x
圖目錄.....	xiii
符號說明.....	xvii
第一章 緒論.....	1
1.1 動作分析簡介.....	1
1.2 步態分析簡介.....	3
1.3 測力板.....	6
1.4 類神經網路簡介.....	7
1.5 研究動機.....	8
1.6 測力板文獻回顧.....	9
1.7 人體測計學文獻回顧.....	10
1.8 研究目的.....	11
第二章 測力板校正器系統.....	13
2.1 測力板力量力矩擷取與壓力中心計算.....	13
2.2 測力板校正器設計.....	15
2.3 校正器施力計算.....	18
2.4 I/O 介面卡與控制軟體.....	19
2.5 校正器施力準確性評估.....	22
2.6 測力板校正步驟.....	23
2.7 類神經網路校正測力板量測誤差.....	26
2.7.1 類神經網路之拓樸構造.....	26
2.7.2 類神經網路學習參數.....	29
第三章 測力板靜態校正.....	30
3.1 校正器硬體架設.....	30

3.2	靜態力量校正結果.....	31
3.3	靜態力量校正討論.....	39
3.4	靜態壓力中心校正結果.....	40
3.5	靜態壓力中心校正討論.....	44
3.6	類神經網路應用討論.....	45
3.7	GRF 與 COP 對關節受力的影響.....	48
第四章	測力板動態校正.....	50
4.1	已知動態施力下之力量校正.....	50
4.2	已知動態施力下之壓力中心校正.....	54
4.3	未知動態施力下之壓力中心校正.....	55
第五章	測力跑步機之校正.....	63
5.1	測力跑步機的重要性.....	63
5.2	測力跑步機設計.....	64
5.3	測力跑步機量測力量與壓力中心計算.....	67
5.4	靜態校正與驗證實驗步驟.....	69
5.5	靜態力量校正.....	70
5-6	壓力中心校正.....	72
5-7	力量與壓力中心驗證.....	75
第六章	人體測計學資料之建立.....	79
6.1	建立三維人體數學模型.....	79
6.2	實驗材料與方法.....	81
6.3	應用最佳化方法求出人體各肢段之質量.....	83
6.4	人體測計學資料建立與準確性之評估.....	85
6.4.1	個人化人體測計學資料建立與準確性之評估.....	85
6.4.2	成人人體測計學資料建立與準確性之評估.....	91
6.4.3	兒童人體測計學資料建立與準確性之評估.....	94
6.5	人體慣性參數對關節受力的影響.....	98
第七章	結論與未來展望.....	100

7.1 結論.....	100
7.2 未來展望.....	101
參考文獻.....	102

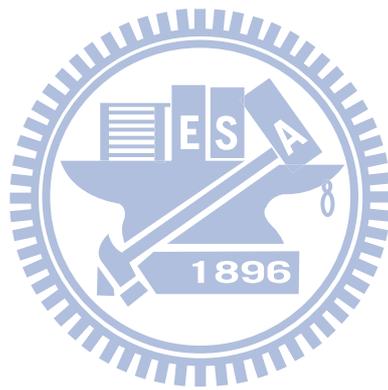


表目錄

表 3-1 測力板量測力量誤差統計.....	31
表 3-2 運用類神經網路修正器將測力板量測力量大小誤差作修正補償.....	32
表 3-3 測力板所量測壓力中心誤差統計.....	40
表 3-4 運用類神經網路修正器將測力板量測壓力中心誤差作修正補償.....	41
表 3-5 以 650N 及 1000N 為類神經網路學習資料其測力板量測 GRF 與 COP 誤差統計.....	45
表 3-6 測力板上 100 個檢驗點校正前力量與壓力中心之誤差統計.....	46
表 3-7 測力板上 100 個檢驗點校正後力量與壓力中心之誤差統計.....	47
表 3-8 測力板在校正前後所量測力量與壓力中心之數值.....	48
表 3-9 測力板校正前後其人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小比 較.....	49
表 4-1 測力板在已知動態遞增施力負載下，其力量實際值與量測值之比較..	51
表 4-2 測力板在已知動態遞減施力負載下，其力量實際值與量測值之比較..	51
表 4-3 測力板在已知動態遞增施力負載下，其力量校正後之比較.....	52
表 4-4 測力板在已知動態遞減施力負載下，其力量校正後之比較.....	52
表 4-5 測力板在已知動態施力負載下，其力量經濾波及曲線擬合後之誤差..	53
表 4-6 測力板在已知動態遞增施力負載下，其壓力中心誤差之比較.....	54
表 4-7 測力板在已知動態遞減施力負載下，其壓力中心誤差之比較.....	54
表 4-8 測力板在已知動態遞增施力負載下，其壓力中心校正後之比較.....	55
表 4-9 測力板在已知動態遞減施力負載下，其壓力中心校正後之比較.....	55
表 4-10 測力板在未知動態施力負載下，其壓力中心誤差之比較.....	56
表 4-11 測力板在未知動態施力負載下，其壓力中心校正後之比較.....	60
表 4-12 校正器以不同動態施力速度作用於測力板其 COP 標準差之比較.....	61
表 4-13 測力板在未知動態施力負載下，在施力開始到達測力板垂直負載第 一高峰點前，其測力板垂直負載在 325N 以上所量測的壓力中心誤..	61
表 4-14 測力板在未知動態施力負載下，從測力板垂直負載最後一個高峰點 到施力結束前期間，其測力板垂直負載在 350N 以上所量測的壓力 中心誤差量.....	62

表 5-1 測力跑步機量測力量誤差統計.....	70
表 5-2 測力跑步機量測力量經校正後之誤差統計.....	71
表 5-3 測力跑步機量測壓力中心誤差統計.....	73
表 5-4 測力跑步機量測壓力中心經校正後之誤差統計.....	73
表 5-5 測力跑步機量測力量與壓力中心誤差統計.....	76
表 5-6 測力跑步機量測力量與壓力中心經校正後之誤差統計.....	76
表 6-1 各肢段對應反光標記位置與計算體積所需幾何參數.....	81
表 6-2 本研究方法個人化各肢段密度與文獻人體測計學之比較.....	87
表 6-3 本研究方法與文獻人體測計學資料在個人化各種姿勢下其人體質心 位置計算值與量測值之誤差比較.....	88
表 6-4 個人化人體測計學靜態動作之準確性評估.....	89
表 6-5 個人化人體測計學動態動作之準確性評估.....	89
表 6-6 12 位成人各肢段佔全身體重百分比(%)之平均值(標準差) 與文獻資 料之比較.....	92
表 6-7 12 位成人各肢段質心位置(%)之平均值(標準差)與文獻資料之比較..	92
表 6-8 12 位成人各肢段旋轉半徑之平均值(標準差)與文獻資料之比較.....	92
表 6-9 12 位成人受試者作靜態動作準確性評估，人體質心位置計算值與量 測值之平均誤差(標準).....	93
表 6-10 12 位成人人體測計學動態動作之準確性評估.....	94
表 6-11 20 位兒童各肢段佔全身體重百分比(%)之平均值(標準差) 與文獻資 料之比較.....	95
表 6-12 20 位兒童各肢段質心位置(%)之平均值(標準差)與文獻資料之比較..	95
表 6-13 20 位兒童各肢段旋轉半徑之平均值(標準差)與文獻人體測計學資料 之比較.	95
表 6-14 20 位兒童受試者作靜態動作準確性評估，人體質心位置計算值與量 測值之平均誤差(標準差).....	96
表 6-15 20 位兒童人體測計學動態動作之準確性評估.....	97
表 6-16 人體靜態站立時在不同的人體測計學資料下比較下肢關節受力差 異.....	98

表 6-17 人體作屈膝下彎動作時在不同的人體測計學資料下比較下肢關節
受力差異..... 99



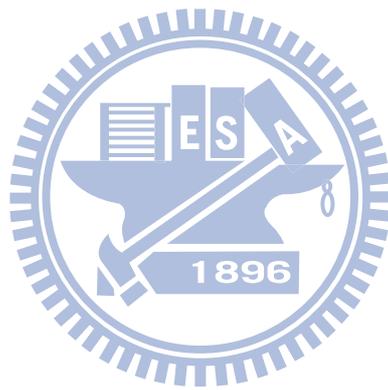
圖目錄

圖 1-1 評估人類動作的三步驟, 測量與描述、分析以及評估[4].....	2
圖 1-2 利用地面反作用力來評估正常與異常步態之間的差異[4].....	2
圖 1-3 步態週期時間示意圖[20].....	4
圖 1-4 三度空間步態分析攝影機[20].....	5
圖 1-5 地板反作用力與張闊肌膜肌(tensor fascia latae)之肌電圖關係.....	5
圖 1-6 測力板(Craik and Oatis, 1995).....	6
圖 1-7 步行中的測力板量測資料[20].....	7
圖 2-1 測力板校正器系統整體示意圖.....	13
圖 2-2 測力板之尺寸(一).....	14
圖 2-3 外力 \bar{F} 作用在距離測力板原點 \bar{P} 的位置.....	14
圖 2-4 校正器結構示意圖(一).....	15
圖 2-5 校正器結構示意圖(二).....	16
圖 2-6 測力板校正器實體照片圖.....	16
圖 2-7 校正器組成元件.....	17
圖 2-8 校正器座標系統.....	18
圖 2-9 校正器施力計算符號說明.....	19
圖 2-10 校正器 I/O 介面運動卡.....	20
圖 2-11 測力板力量擷取 A/D 介面卡.....	20
圖 2-12 校正器控制人機介面.....	21
圖 2-13 測力板力量力矩擷取人機介面.....	21
圖 2-14 標準砝碼.....	23
圖 2-15 測力板校正點與檢驗點示意圖.....	24
圖 2-16 校正器固定平台安裝方式.....	24
圖 2-17 神經元構造圖.....	27
圖 2-18 二層回饋式類神經網路示意圖.....	28
圖 3-1 校正器至針對實驗室測力板作現地校正.....	30
圖 3-2 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之力量誤差.....	32
圖 3-3 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下校正後之力量誤差.....	33

圖 3-4 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之力量誤差.....	33
圖 3-5 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下校正後之力量誤差.....	34
圖 3-6 力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之力量誤差.....	34
圖 3-7 力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下校正後之力量誤差.....	35
圖 3-8 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之水平力(F_x)力量誤差..	36
圖 3-9 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之水平力(F_x)力量誤差..	36
圖 3-10 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之水平力(F_x)力量誤..	37
圖 3-11 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之水平力(F_y)力量誤差	37
圖 3-12 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之水平力(F_y)力量誤差	38
圖 3-13 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之水平力(F_y)力量誤 差.....	38
圖 3-14 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之 COP 誤差向量.....	41
圖 3-15 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下經校正後之 COP 誤差 向量.....	42
圖 3-16 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之 COP 誤差向量.....	42
圖 3-17 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下經校正後之 COP 誤差 向量.....	43
圖 3-18 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之 COP 誤差向量.....	43
圖 3-19 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下經校正後之 COP 誤差 向量.....	44
圖 4-1 砝碼座以 25.0 cm/sec 速度移動來遞減測力板負載.....	51
圖 4-2 砝碼座以 25.0 cm/sec 速度移動來遞增測力板負載.....	51
圖 4-3 砝碼座以 7.5 cm/sec 速度移動來遞增測力板負載.....	53
圖 4-4、砝碼座以 7.5 cm/sec 速度移動來遞減測力板負載.....	53
圖 4-5 測力板在重負載下所量測力量.....	57
圖 4-6 測力板在重負載下之壓力中心 X 軸座標誤差量.....	57
圖 4-7 測力板在重負載下之壓力中心 Y 軸座標誤差量.....	57
圖 4-8 測力板在中負載下所量測力量.....	58
圖 4-9 測力板在中負載下之壓力中心 X 軸座標誤差量.....	58

圖 4-10 測力板在中負載下之壓力中心 Y 軸座標誤差量.....	58
圖 4-11 測力板在輕負載下所量測力量.....	59
圖 4-12 測力板在輕負載下之壓力中心 X 軸座標誤差量.....	59
圖 4-13 測力板在輕負載下之壓力中心 Y 軸座標誤差量.....	59
圖 5-1 測力跑步機整體設計示意圖.....	64
圖 5-2 跑步機機構分解示意圖.....	64
圖 5-3 測力跑步機的各部元件名稱.....	65
圖 5-4 測力跑步機實體照片.....	65
圖 5-5 測力跑步機座標系統定義.....	67
圖 5-6 受試者踏在測力跑步機跑帶示意圖.....	67
圖 5-7 測力跑步機校正器之架設.....	69
圖 5-8 測力跑步機各校正點在垂直力(F_z) 140Kgw 施力下之力量誤差.....	72
圖 5-9 測力跑步機各校正點在垂直力(F_z) 140Kgw 施力下校正後之力量誤差.....	72
圖 5-10 測力跑步機在 140Kgw 垂直負載下其各校正點 COP 誤差向量.....	74
圖 5-11 測力跑步機在 140Kgw 垂直負載下其各校正點 COP 校正後之誤差向量.....	74
圖 5-12 測力跑步機各校正點在驗證負載 115Kgw 施力下之力量誤差.....	77
圖 5-13 測力跑步機各校正點在驗證負載 115Kgw 施力下校正後之力量誤差.....	77
圖 5-14 測力跑步機在驗證負載 115Kgw 作用下其各校正點 COP 誤差向量.....	78
圖 5-15 測力跑步機在驗證負載 115Kgw 作用下其各校正點 COP 校正後之誤差向量.....	78
圖 6-1 人體十六連桿.....	80
圖 6-2 受試者貼反光標記之正視圖(a)、(b)與背視圖(c).....	81
圖 6-3 在靜態量測受測者在軀幹前後各加一塊側向滾輪擋塊.....	83
圖 6-4 受試者肩關節屈曲 30 度.....	86
圖 6-5 受試者肩關節外展 90 度.....	86
圖 6-6 腕關節外展 30 度.....	86
圖 6-7 腕關節伸展 30 度.....	86

圖 6-8 腕關節屈曲 30 度.....	87
圖 6-9 肩關節屈曲 90 度.....	87
圖 6-10 個人化人體測計學在動態動作過程中 GRF 準確性評估.....	90
圖 6-11 個人化人體測計學在動態動作過程中 COP 準確性評估.....	91



符號說明

R：測力板反力(Kgf)

W_x ：施力桿組重量

W_y ：法碼組重量

W：支力臂重量

X：支力臂重心至支力臂旋轉軸距離

X_x ：施力桿至支力臂旋轉軸距離

Y：法碼導柱中心至支力臂旋轉軸距離，

δ ：法碼組之重心偏移量

Load：量測之力量(N)、力矩(N-m)

K：轉換常數(25)

V：經放大器量測之電壓值

P_x ：測力板壓力中心相對測力板座標的 X 軸座標

P_y ：測力板壓力中心相對測力板座標的 Y 軸座標

P_z ：外力在測力板施力點至測力板座標(x,y)之垂直距離

F_x 、 F_y 、 F_z ：由測力板測量元件所測得之外力分量

M_x 、 M_y 、 M_z ：由測力板測得之外力對測力板原點造成的力矩分量

\vec{p} ：相對校正器座標系統的位置向量

R_q ：測力板座標系統與校正器座標系統所對應之座標軸夾角的方向餘弦組成之旋轉矩陣

\vec{p}_q ：相對於測力板座標系統的位置向量

\vec{o}_q ：測力板座標系統的原點相對於校正器座標系統的位置向量

F_x ：施力在 X 軸上之合力

F_y ：施力在 Y 軸上之合力

F_z ：施力在 Z 軸上之合力

F_{xa}, F_{ya}, F_{za} ：力規 a 量測之三軸正向力

F_{xb}, F_{yb}, F_{zb} ：力規 b 量測之三軸正向力

F_{xc}, F_{yc}, F_{zc} : 力規 c 量測之三軸正向力

F_{xd}, F_{yd}, F_{zd} : 力規 d 量測之三軸正向力

\hat{x} : 測力跑步機所量測的壓力中心 X 軸座標

\hat{y} : 測力跑步機所量測的壓力中心 Y 軸座標

A : 指力規 a 中心點沿著 x 軸方向至力規 b 中心點之距離一半

B : 指力規 b 中心點沿著 y 軸方向至力規 c 中心點之距離一半

Z : 指施力平面與力規平面座標之距離

\vec{F}_R : 受測者對測力板之施力。

\vec{M}_R : 受測者對測力板原點之力矩。

\vec{P} : 受測者對測力板施力作用點的位置向量。

M : 受測者質量。

\bar{g} : 重力加速度。

m_i : 受測者第 i 肢段之質量。

\bar{a}_i : 受測者第 i 肢段之加速度。

\bar{r}_c : 測力板原點至受測者質心位置向量。

\bar{r}_i : 受測者質心至第 i 肢段質心之位置向量。

I_i : 受測者第 i 肢段之質心慣性矩。

$\bar{\alpha}_i$: 受測者第 i 肢段之質心角加速度。

\bar{p}_j : 在第 j 個動作下測力板測得受測者壓力中心位置向量

\bar{q}_j : 在第 j 個動作下受測者整體質心位置向量

\bar{q}'_j : 在第 j 個動作下受測者整體質心位置在垂直測力板投影點的位置向量

d^i : 第 i 個肢段密度

V^i : 第 i 個肢段體積

\bar{q}^i_j : 在第 j 個動作下第 i 個肢段的質心位置向量

第一章 緒論

1.1 動作分析簡介

人體做任何動作時是由神經來下達指令，再經由肌肉的收縮來帶動骨骼繞著關節來旋轉，最後綜合各骨骼作動的結果以達到人體欲完成的動作目的。而人體在整個動作過程當中，其人體內的神經、骨骼、肌肉及關節韌帶是須經高度的配合與協調才能完成，但如其中有一環節出現問題，這會影響人體動作功能的表現。所以，人體動作分析 (movement analysis) 的目的是探討人體內神經骨骼肌肉系統的作用原理，並將動作分析的結果應用於正常人與病患在動作力學行為差異性的比較。

而動作分析的結果常以關節受力情形來加以評估，所以瞭解人體在運動的過程中其肌肉收縮的力量大小是有必要的，但目前除了在人工關節上裝有侵入式量測裝置來測量關節受力的特殊情況外[1~3]，仍然無法以現有非侵入式的儀器設備直接測得人體肌肉收縮力量及關節受力情形。因此，目前研究動作分析學者如何運用現有量測設備與生物力學知識理論來精準計算人體關節受力仍是一大課題。

目前最常使用的動作分析方法是藉由人體在運動過程中量測地面之反作用力 (ground reaction force, GRF)、壓力中心(center of pressure, COP) 及人體各肢段間相對運動情形，再以人體結構模型並結合運動學(kinematics)與力動學(kinetics)等力學知識背景而計算出關節所承受之作用力等資料，最後再使用記錄肌肉收縮時產生的肌電訊號之肌電圖 (electromyogram, EMG)，以進一步瞭解人體運動時各肌群(muscle group)收縮作用的情況。

人體動作分析的流程一般分為三大步驟如圖 1-1 所示[4]。第一個步驟是對人體運動的觀察、量測、描述及監測變化。而為了提高測量數據的客觀性，一般可利用精準的量測設備來進行定量測量，其觀察或量測之數據也必須經由數字或文字而描述記錄下來。第二個步驟是針對測量後所記錄之數據加以進行分析。分析是以數學的運算將一組或各種不同來源的資料整合再以動作分析者欲得數據形式呈現。而一般比較複雜的動作分析則會建立人體肢段模型並配合人體測計學 (anthropometry)、運動學、力動學等資料而來進行生物力學分析。第三個步驟是針對評估分析後的結果給予合理的解釋與診斷。一

般診斷人體動作是否正常或異常的評估，最常採用的方法是首先建立正常人動作分析的數據資料庫，再將欲評估之受試者以同樣動作分析而得之數據來加以相互比對如圖 1-2 所示[4]。當然，人體動作分析其病因診斷要更為正確，則必須配合人體動作測量技術的發展與生物力學、解剖學、生理學等專業知識的建立才能達成。

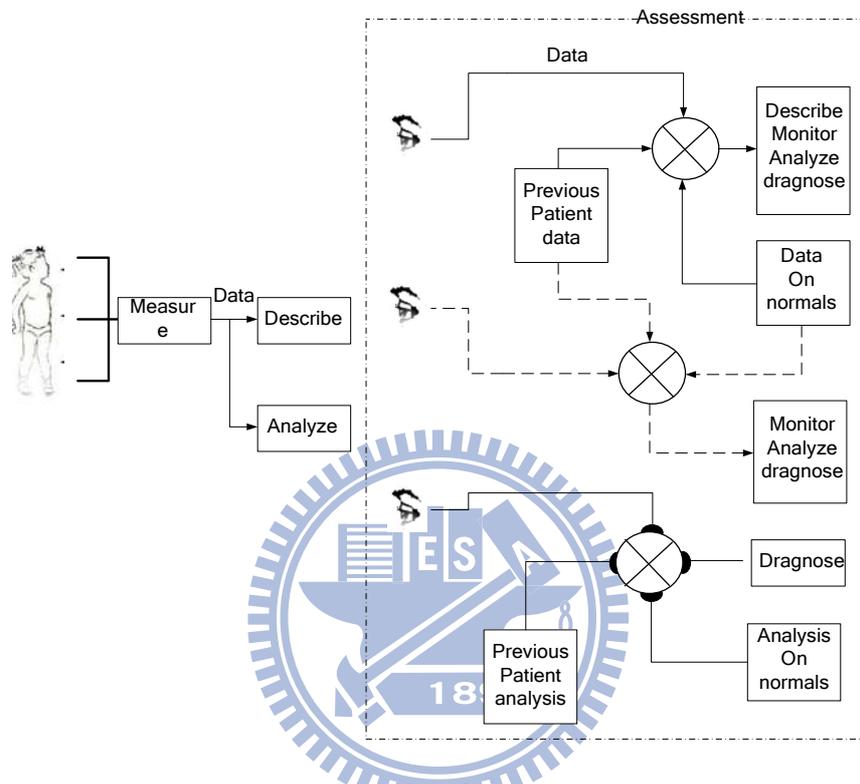


圖 1-1 評估人類動作的三步驟，測量與描述、分析以及評估[4]

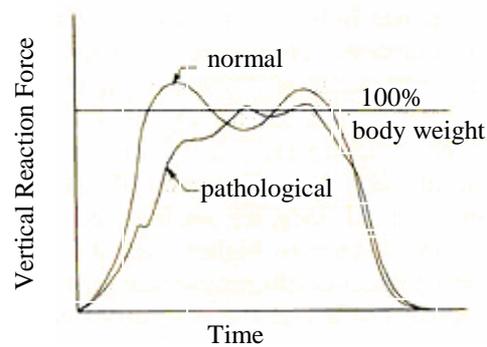


圖 1-2 利用地面反作用力來評估正常與異常步態之間的差異[4]

1.2 步態分析簡介

走路是人日常生活中最頻繁的動作之一，從走路步態的變化中，可以發現許多在臨床上有意義的資訊，來提供醫師或復健師對病情研判。所以步態分析(gait analysis)是以定量研究方法來探討人體步行時，人體各肢段與關節間的運動學與力動學關係。藉由步態週期(gait cycle)中獲得之足部所受地面之反作用力、壓力中心、各肢段間相對運動情形，與關節所承受之作用力等資料，來評估正常人與病患間在力學行為上的差異，進而與人工植入物、輔具設備等醫療技術相配合。目前步態分析應用已非常廣泛，例如在骨科疾病治療前後的偵測及評估[5][6]；在神經學上，它可以用來測量特殊肢體活動、抓握能力及特殊步態來分析神經病變病患的特性及治療效果的追蹤[7~11]；在復健上，它可以作為治療診斷、治療評估及恢復狀態衡量的參考[12~15]；在義肢裝具上，可作為協助設計、測試及義肢或輔具適應情形的輔助[16~19]。

由於每一個人的動作有快慢之分，所以在步態分析中會以每一個人在每一次的動作中化為百分比來加以描述。所以步態週期為步態分析中將動作定成一個週期來探討。依1992年Perry[20]定義一個步態週期可劃分成兩大部分，分別是站立期(stance phase)與擺盪期(swing phase)，如圖 1-3 所示[20]。所以透過正常人與病患等受試者在步態週期進行中針對每個步態時期的功能做探討，其中可以很容易發現相異之處。例如腦性麻痺的病患在觸地初期就經常無法以腳跟觸地，而在每個步態分期過程中關節角度變化也不一樣[21]。因此正常人與病患經由步態分析結果的比較，是很容易發現相異之處，進而可作為病情診斷以及治療的規劃與評估之依據。

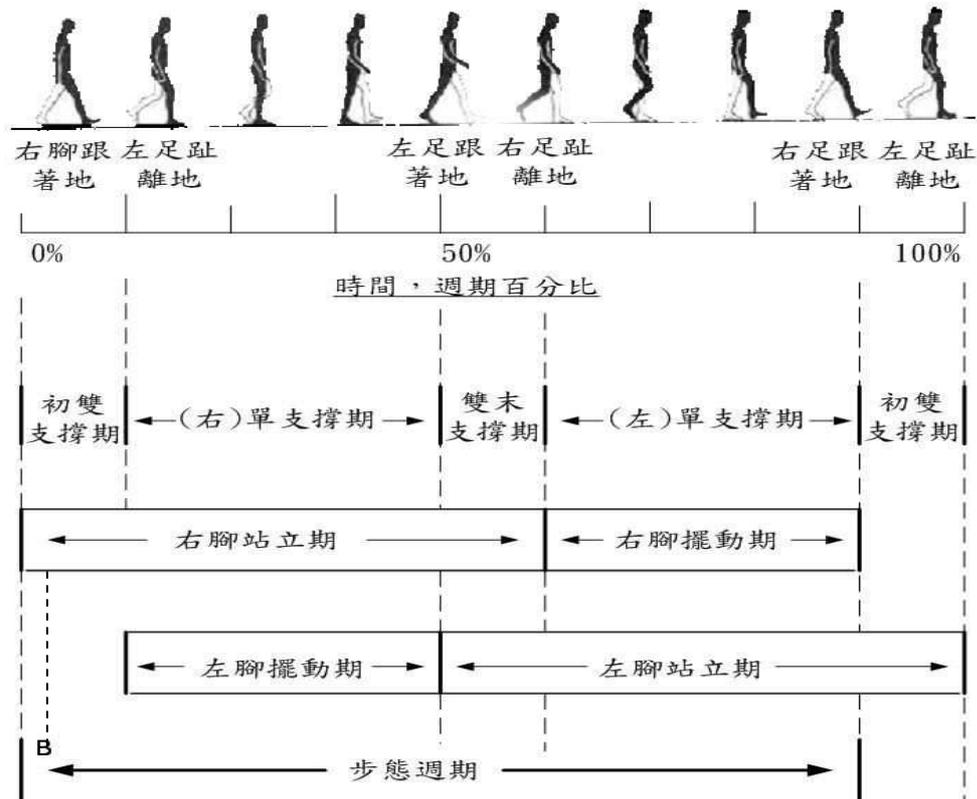


圖 1-3 步態週期時間示意圖[20]

為了計算步態分析中人體關節所承受之作用力，目前研究常透過紅外線攝影機 (infrared video camera)、測力板(force plate)及肌電圖儀等儀器設備而取得計算關節所承受之作用力的相關資料。紅外線攝影機是捕捉貼在人體皮膚上紅外線感光球標記 (markers)在空間中的位置，而每一顆皮膚標記必須至少有兩台紅外線攝影機同時捕捉到空間的位置，才能準確定出每一顆皮膚標記的三維座標位置，如圖 1-4 所示[20]。測力板則是提供人體步態分析中足部踏在地面反作用力及壓力中心的資訊 如圖 1-4 所示 [20]。肌電圖儀是利用當人體肌肉收縮時所產生之電位差變化來獲知肌群運作情形，有助於臨床病因的解釋，如圖 1-5 所示。

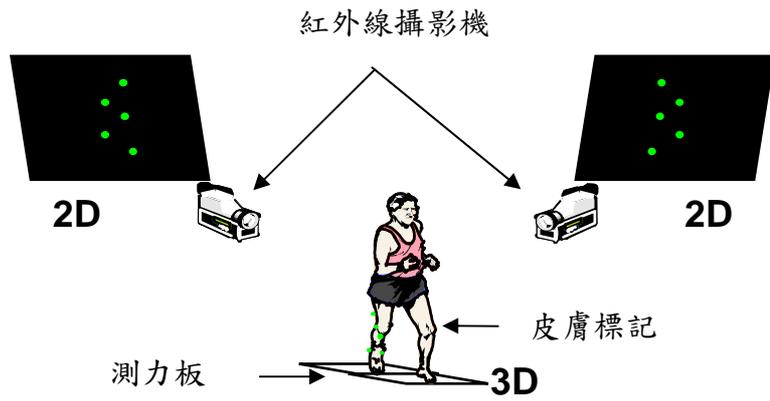


圖 1-4 三度空間步態分析攝影機([20])

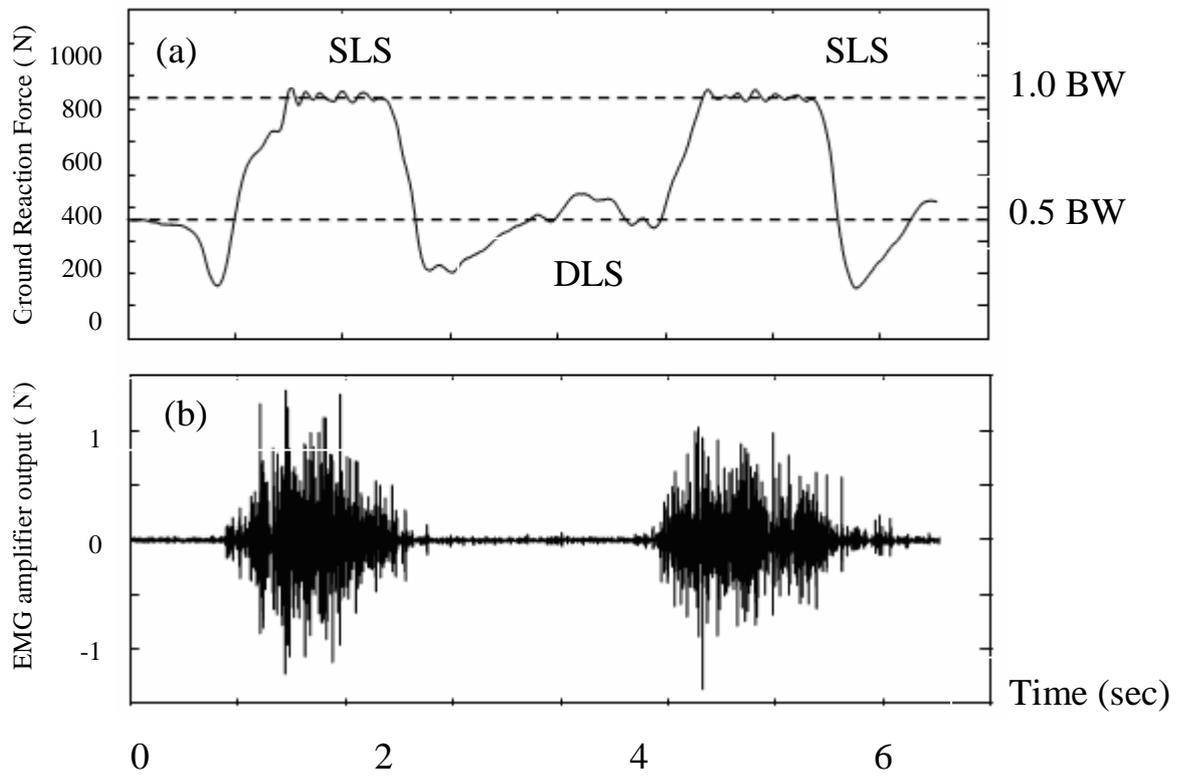


圖 1-5 地板反作用力與張闊肌膜肌(tensor fascia latae)之肌電圖關係

1.3 測力板

由於目前尚無儀器設備可直接量測人體肌肉作用時的力量大小，因此想要瞭解人體運動時肌力大小與作用方式則必須透過作用於人體上的外力來進行推算分析。因此測力板是目前在步態分析實驗中量測足部的地面反作用力及壓力中心最常使用儀器設備如圖 1-6 所示。

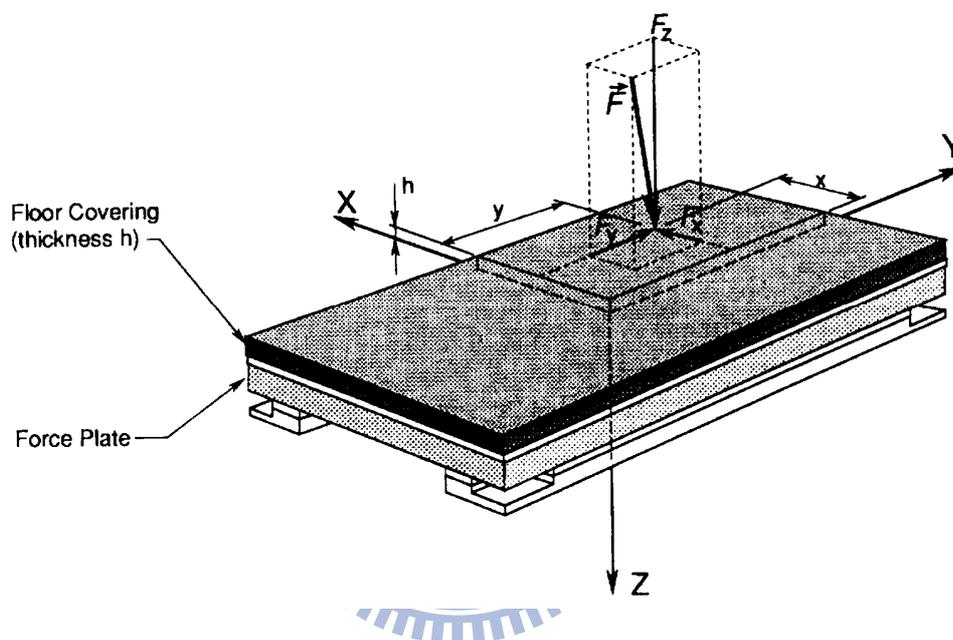


圖 1-6 測力板 (Craik and Oatis ,1995)

一般進行步態分析實驗時，都會要求受試者雙腳必須各踩在一塊測力板上而走過測力板。當足部施力於測力板表面上時，測力板下的各處感測器會量測各方向所受之力量，再經數學式子計算出雙腳分別所受地面反作用力及壓力中心，研究者再透過各肢段間相對運動情形及逆向動力學(inverse dynamics)與人體力學模型進而計算出人體肢段與關節受力大小。目前市面測力板量測力量感測器有應變計 (strain gage) 和壓電材料 (piezoelectric material) 兩種。

應變計型測力板是藉由應變計本身的變形來反求作用力的大小。而此型測力板需要有足夠的作用時間讓應變計變形，因此當測力板受到較輕微或較快速的作用力作用時，將會導致應變計來不及變形而無法量測到正確力量。壓電材料型測力板是使用自然界某

些特殊材料具有變形後會造成內部電流量改變的特性，透過所測得之電流改變量來反推壓電材料所受的作用力。而此型測力板施於壓電材料上的作用力不能持續太久，因壓電材料產生之電流量將會隨時間而減小，而影響量測力量的準確性。

一般人體在作臨床動作分析時，其足部作用於測力板作用力速度是不會太快且也不會持續作用於測力板上，因此 AMTI 所生產應變計型測力板與 Kistler 所生產壓電材料型測力板在臨床動作分析上均可使用。圖 1-7 為步態分析實驗中，測力板所測得之地面反作用力資料。另外，測力板為了降低測量上誤差，在測力板的結構上以材質堅硬且重量重來設計，以提高測力板的剛性(stiffness)[22] 及自然頻率。

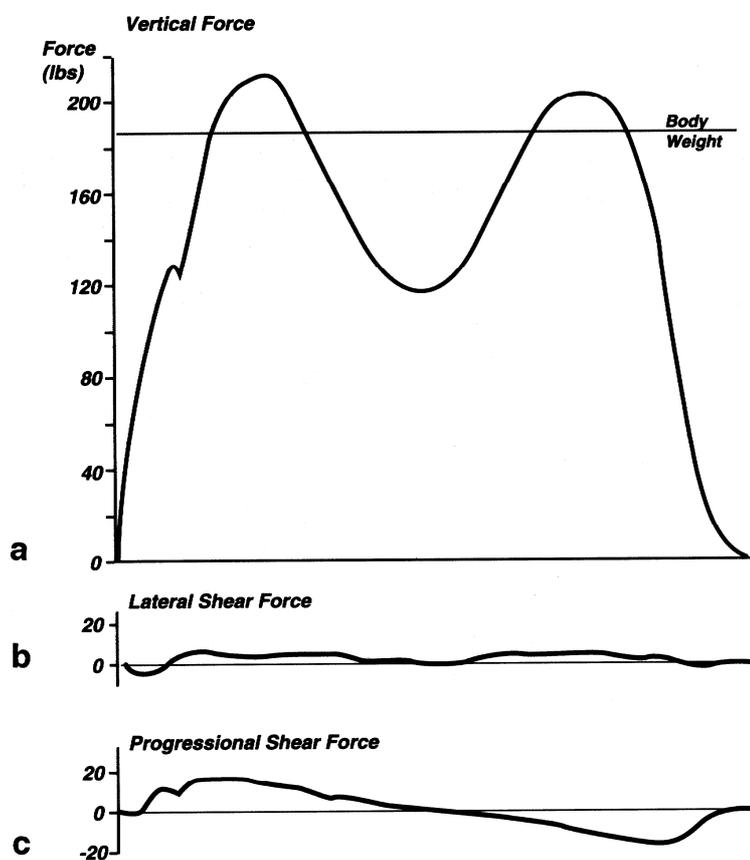


圖 1-7 步行中測力板所量測之地面反作用力資料[20]

1.4 類神經網路簡介

近十年來，由於電腦的計算能力大幅增加，使得人工智慧科學突飛猛進，其中藉由模仿人類細胞學習特性的人工智慧(artificial intelligence)網路，類神經網路(artificial neural

network)正受到熱烈的討論與歡迎重視。類神經網路具備有辨別、分類、學習等功能，且因類神經網路的特殊架構，所以常應用於處理非線性系統鑑別和控制問題上，而且有很好的表現[23~27]。

由於倒傳式類神經網路(backpropagation neural network)的學習效果較其他學習類神經網路為佳，所以在人工智慧與訊號處理中已被廣泛使用[28~30]。至於傳統的回饋式類神經網路由於其學習效果過於緩慢，使得在學習過程往往需要耗費許多時間，才能達到學習效果[31]。一般影響學習速度之學習參數有神經網路的種類、神經網路的層數、神經元(neuron)個數、學習速率(learning rate)、動量 (momentum)、轉移函數(transform function)、權衡值的初始值的範圍，及有無正規化選擇和正規化範圍 (minMax table) 設定，所以如何提供一組最佳學習參數組合，而讓毫無經驗的使用者，不必花費很多時間去揣摩這些學習參數的組合及設定值，可說是當務之急。

1.5 研究動機

步態分析已被廣泛運用於神經骨骼肌肉系統疾病之診斷以及治療的規劃與評估，更是各式骨科植入物、矯具、輔具以及復健器材之研發極為重要的依據與工具。步態分析主要利用運動學與測力板資料而間接求得人體各肢段關節所承受之力量、力矩大小。因此，測力板所量測作用力數據是否精準及作用點計算出的位置是否有所偏誤，對於步態分析之研究結果有極大的影響[32]。一般測力板固定於地面以避免測力板受力時因產生振動而造成量測數據錯誤。測力板出廠前會由製造廠商完成校正後才交由使用者使用。而一般力規(load cell)每經一段時間均須作校正，測力板上的力規感測器也不例外。因此，發展適合在實驗室針對固定的測力板是否準確性的校正器是極為必要。

另外，為了精確計算人體各肢段關節所承受之力量與力矩大小，其正確人體模型建立是必需的[33]。而模型的建立是需要人體各肢段之質量、質心及轉動慣量等參數，而這些資料是須由人體測計學的方法量測與計算所提供。因此，1996年 Kingma[34]指出除了改進實驗器具的精確性可降低實驗誤差，更應該注意人體測計學輸入的資料正確性，因有時人體測計學資料造成的誤差會大於實驗器具量測之誤差，所以在提供人體力學模型人體測計學參數時，應該注意該資料是否符合受試者之資料。目前臨床步態分析

實務與研究所需之人體測計學資料多數來自於成人之研究[35~39]，僅有極少部份研究提供了 0~2 歲幼兒資料 [40]，而 6~12 歲兒童的人體測計學資料則完全付之闕如。即使動作異常如腦性麻痺之兒童（多為 6~12 歲）一直是臨床步態分析之大宗，目前各商業步態分析系統及國內外步態分析實驗室均以成人迴歸資料（如 Dempster's Coefficients）外插而得數學模型所需之輸入參數。此作法主要是因為缺乏 6~12 歲兒童資料，因為不論是利用屍體或侵入性的方法在道德上均不適合兒童，而少數非侵入性方法則因操作不易、設備取得困難、成本過高等因素無法適用於例行臨床步態分析實務與研究。因此急需發展一套可個人化且非侵入性、快速、低成本、準確且適合各種體型、性別及年齡的活體量測資料之測量方法，並用以建立成人與 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，以提供臨床步態及動作分析之需。

1.6 測力板文獻回顧

目前已有多位學者積極研究發展適合在實驗室現地(in situ)直接校正測力板準確性的校正設備[41~44]。1997 年 Gill[43] 等人設計一台對實驗室建築物無侵入式破壞的測力板校正器，以槓桿原理產生靜態垂直力並施以測力板(AMTI)校正點(121 點)上，比較壓力中心實際值、量測值及力量實際施力值、量測值之差異。但 Gill[43] 等人只做靜態垂直力施力於測力板測試，無動態測試，對測力板量測誤差沒有提供校正方法，且校正器重量太重(約重 400Kgw)、體積龐大(1.71×1.54×0.8 m)，搬移費力、費時；校正器施力桿對每一點校正點(121 點)移位採手動控制，因此定位準確性差、移位速度較慢。1996 年 Hall[42]等人設計二台對實驗室建築物有侵入式破壞的測力板(Kistler)校正器，其中一台作靜態垂直力校正，另一台作靜態水平力校正。測力板經靜態垂直力校正、水平力校正後而求得校正矩陣(Cross-sensitivity matrices)。測力板量測之力量、力矩經校正矩陣修正後可得較準確力量量測值及壓力中心位置。Hall[42]等人只做靜態垂直力施力於測力板測試，無動態測試，校正器架設須破壞實驗室建築物且須注意架設安全問題，所以架設時間較長；校正器重量太重、體積龐大，搬移費力、費時；校正器結構必須堅固，以確保施力之穩定性及準確性；校正器在每一校正點作移位時採人力控制，因此定位準確性差、移位速度較慢；校正矩陣是由局部校正點求得，因測力板量測力量及壓力中心位置與對測力板施力點位置有相當大的關係[41][43]，所以求出校正矩陣適用範圍受到限制。1990 年 Bobbert[41] 等人設計一台對實驗室建築物無侵入式破壞的測力板(Kistler)

校正器。對測力板施以靜、動態垂直力，探討壓力中心量測值、實際值差異。靜態壓力中心校正點共 117 點，靜態壓力中心校正方法採多項式方程式。動態壓力中心校正點共 2 點，以大、小幅度動態垂直力施力於測力板，發現測力板在受力在 1000N 以上時壓力中心較穩定，而當測力板受力未段且在 500N 以下時壓力中心較不穩定。Bobbert[41] 等人只做靜、動態垂直力於測力板壓力中心測試，無測力板量測力量校正；校正器在每一校正點作移位時採手動控制，因此定位準確性差、移位速度較慢。

由以上數位學者研究結果可發現發展適合在實驗室針對測力板是否準確性的校正器是有所必要的。但這些校正器裝置 Bobbert[41] 等人只能做靜態、動態量測壓力中心測試校正，Hall[42] 等人、Gill[43] 等人只能做靜態量測力量、壓力中心測試校正，且這些校正器裝置有架設、操控、定位準確、搬移及校正花費時間等問題。

1.7 人體測計學文獻回顧

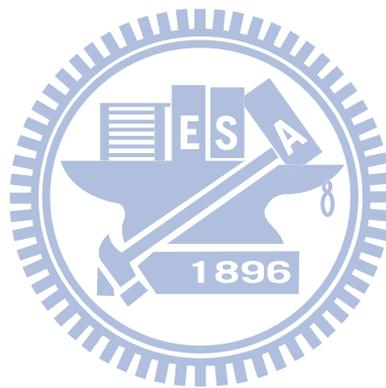
由於東、西方人之體型相差甚大，所以在各國研究學者針對自己國人所做之人體測計資料，包括人體各肢體之質量、質量中心及轉動慣量等資料也不盡相同[35][36][45]。而引用國內外人體測計學資料文獻時，須特別注意人體體型、性別及年齡等差異所造成之誤差，尤其是在文獻研究範圍以外的人所預估之人體作量測學資料[46]。目前西方人人體測計學資料大部分都由屍體直接量取[36][37][47]。此量測方法因屍體取得不易，所以運用於 6~12 歲兒童量測，一般較不能接受。而 2000 年 Cheng[35] 等人利用核磁共振影像(magnetic resonance imaging, MRI)技術掃描人體各肢體斷層之幾何組織，藉由文獻中已知之骨骼、肌肉、內臟及血管等密度，經重疊、累積計算出人體各肢體之質量、質量中心及轉動慣量。而此量測方法可個人化量測人體測計資料，但成本較高、量測時間較久。1980 年 Hatze[48]將成年人人體分成十七段肢體，建立人體測計學資料之數學模型，並由人體直接量測數學模型之幾何輸入參數。由於 Hatze[48]所發展人體測計學資料之數學模型，主要的對象是成年人，因此 1992 年 Schneider[40]等人對此數學模型稍作修正，以量測 0~2 歲幼兒人體測計學資料，並以最佳化方法來調整各肢體之密度，使得修正後之 Hatze 數學模式計算值與實際體重誤差為最小值。而此量測方法對於相同類型體型之人體，可快速運用內插法來量測，但對於數學模型以外之體型、年齡及性別，其運用外插法之量測時會造成相當程度之誤差，因此用此方法量測我國 6~12 歲兒童人體

測計學資料是不可行。1994 年鄭誠功[49]等人建立人體二維動態八連桿生物力學模型，並利用影像運動分析系統及測力板等設備，以人體各肢體之質量比例、重心位置距離遠端佔長度的百分比及轉動慣量為最佳化方法之設計變數，並以生物力學模型計算得腳底的受力與合力位置，和測力板所測量之腳底反力與合力位置的誤差最小為目標函數。此研究方法，準確計算出人體各肢體之質量比例及在矢狀面(sagittal plane)之重心位置和轉動慣量。其受測者量測平均結果與西方從屍體量測值資料只有 4% 左右之差。惟人體運動除於矢狀面外，常包括冠狀面(coronal plane)及橫斷面(transverse plane)之動作分量，是以有考慮三維分析之必要。1995 年 Kingma[50]等人提出當人體四肢保持垂直於測力板位置時，軀幹以三種不同的角度彎曲之站姿下，利用最佳化方法在測力板壓力中心與人體質量中心垂直投影測力板位置之誤差最小為目標函數，求得人體軀幹之質量中心位置。並以測力板反力對人體質量中心做力矩與人體角動量之變化是否一致，作為軀幹質量中心位置之驗證。此研究方法可依個人之體型、性別及年齡來建立個人化之人體測計資料，並且以人體動態方式作準確性之評估。但此研究方法是假設人體四肢肢段在不變的質量、質量中心情形下，以軀幹肢段質心位置為最佳化方法之設計變數，而來決定人體質心位置。雖軀幹肢段質心位置的決定影響人體質心位置甚大，如四肢肢段也能精準計算出各肢段之質量及質心，相信對於臨床步態分析定能提供更精準的人體測計資料。由以上文獻研究方法可知，目前如何建立一套可個人化且非侵入性、快速、低成本、準確且適合各種體型、性別及年齡的活體測計學資料(in vivo anthropometric data)測量方法，並用以建立成人與 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，是目前臨床步態分析極重要且迫切的研究課題。

1.8 研究目的

本研究目的是一是設計、製作一台可對固定式測力板量測力量及壓力中心作靜態、動態校正且具有操作容易、省力、省時、輕量化、精準高、攜帶性方便、架設容易、對實驗室建築物無侵入式破壞等特性的新型測力板校正器，並且利用類神經網路針對非線性系統具有良好的學習適應性之特性，可將測力板量測力量及壓力中心做修正補償。並應用本研究測力板校正器對自行研製測力跑步機作校正，以提供需要作長時間、長距離且連續重複動作的步態分析之用。

本研究目的二是發展一套個人化且非侵入性、快速、低成本、準確且適合各種體型、性別及年齡的活體測計學資料測量方法。利用動作追蹤系統量測各肢段之空間位置及測力板量測力量與壓力中心，再運用最佳化方法來建立個人化人體測計學資料，以建立我國成人及 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，以供臨床步態及動作分析之需。



第二章 測力板校正器系統

本論文測力板校正器系統包含校正器、測力板、I/O 介面及 PC-Based 控制器，如圖 2-1 所示。首先由 PC-Based 控制器下達校正器各運動軸位移、速度指令，經運動卡 (motion Card) 及步進馬達驅動器來控制校正器各運動軸步進馬達旋轉。校正器各運動軸編碼器(encoder)將各運動軸確實位置回傳給 PC-Based 控制器。而測力板所量測到的力量與力矩經放大器及類比/數位轉換卡(AD Card) 回傳給 PC-Based 控制器。本研究測力板校正器系統是與台大醫工所博士班陳聖昌共同開發研究。

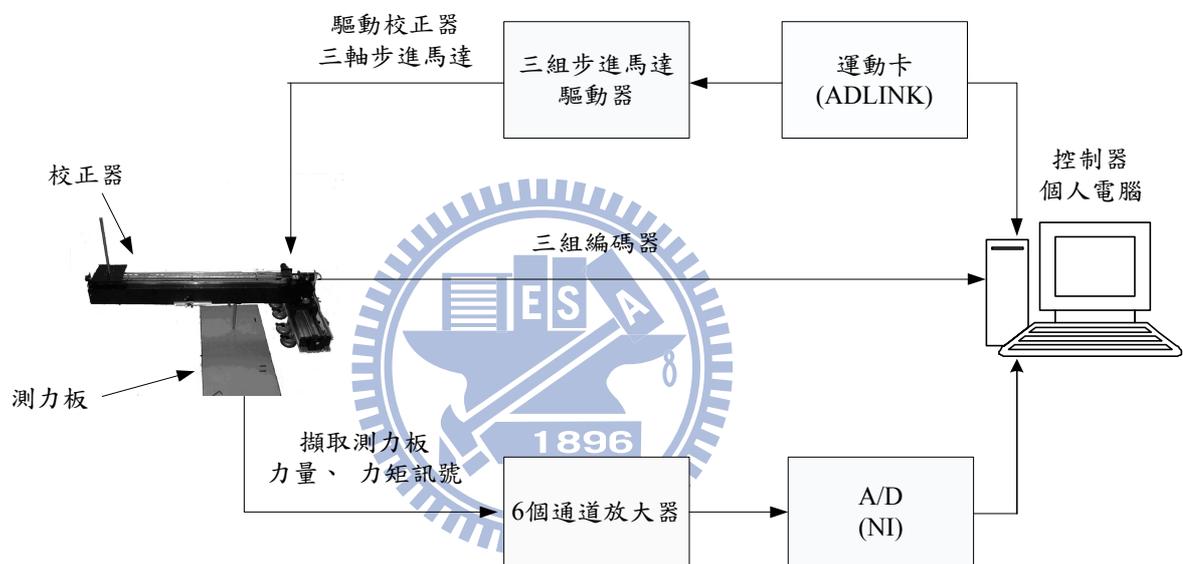


圖 2-1 測力板校正器系統整體示意圖

2.1 測力板力量力矩擷取與壓力中心計算

測力板力量力矩訊號經放大器放大後輸入電腦，放大器對 F_x 、 F_y 、 F_z 及 M_z 增益值(Gain)設定為 4000， M_x 和 M_y 擷取增益值設定為 2000，而輸出電壓值均在 $\pm 10.0V$ 之間。其輸出電壓值與量測力量力矩關係如式子(2.1)所示。

$$\text{Load} = K \times V \quad (2.1)$$

Load：量測之力量(N)、力矩(N-m)

K：轉換常數(力量為 145.602，力矩為 291.204)

V：經放大器量測之電壓值，範圍在±10.0V 之間

本研究測力板的尺寸規格長 508mm、寬 464mm(Advanced Mechanical Technology INC., MA. OR6-7-1000)，屬於應變計測力板。測力板座標系統定義以測力板中心為原點，短軸為 X 軸方向、長軸為 Y 軸方向，如圖 2-2 所示。假設一外力 \vec{F} 作用在距離測力板原點 \vec{P} 的位置如圖 2-3 所示，由測力板測量元件所測得之外力分量及外力對測力板原點造成的力矩分量而求得測力板壓力中心位置，公式如下所示。

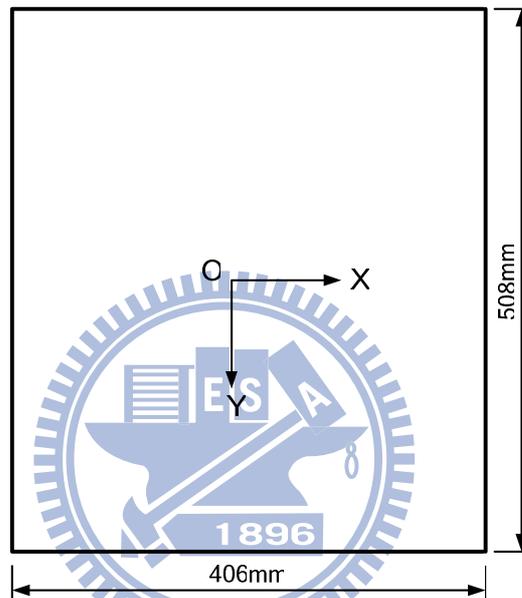


圖 2-2 測力板之尺寸

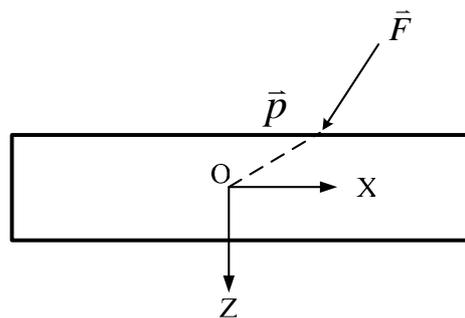


圖 2-3 外力 \vec{F} 作用在距離測力板原點 \vec{P} 的位置

$$P_x = \frac{P_z F_x - M_y}{F_z} \quad (2.2)$$

$$P_y = \frac{M_x + P_z F_y}{F_z} \quad (2.3)$$

P_x ：外力 \bar{F} 作用點的壓力中心相對測力板座標系統的 X 軸座標

P_y ：外力 \bar{F} 作用點的壓力中心相對測力板座標系統的 Y 軸

P_z ：外力在測力板施力點至測力板座標系統 XY 平面之垂直距離

F_x 、 F_y 、 F_z ：由測力板測量元件所測得之外力 \bar{F} 的分量

M_x 、 M_y 、 M_z ：由測力板測量元件所測得之外力對測力板原點造成的力矩分量

2.2 測力板校正器設計

本研究校正器主要由固定平台、一支力臂、一砝碼座及一施力桿組組合而成，如圖 2-4、2-5、2-6 所示。校正器作用力是利用槓桿原理讓砝碼重力經支力臂產生放大作用，此設計可減輕校正器本體重量。校正器固定於實驗室地板採工業級吸盤吸附方式，所以校正器安裝快速且對實驗室建築物無侵入式破壞。校正器各運動軸採步進馬達驅動，速度位置控制採 PC-Bascd 控制器可準確、快速控制施力桿組到達校正點。利用支力臂上方滾珠螺桿組驅動砝碼座位置來對測力板校正點作靜態、動態之施力。

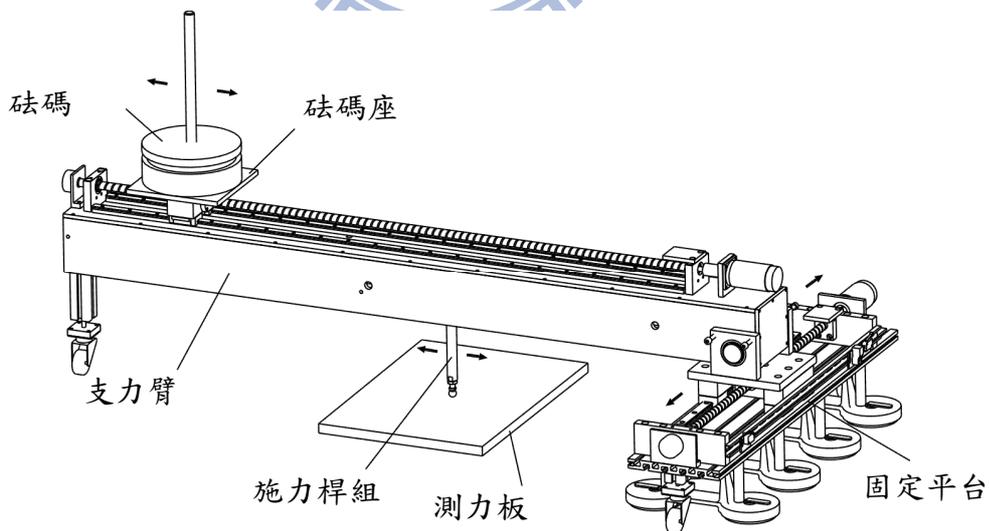


圖 2-4 校正器結構示意圖(一)

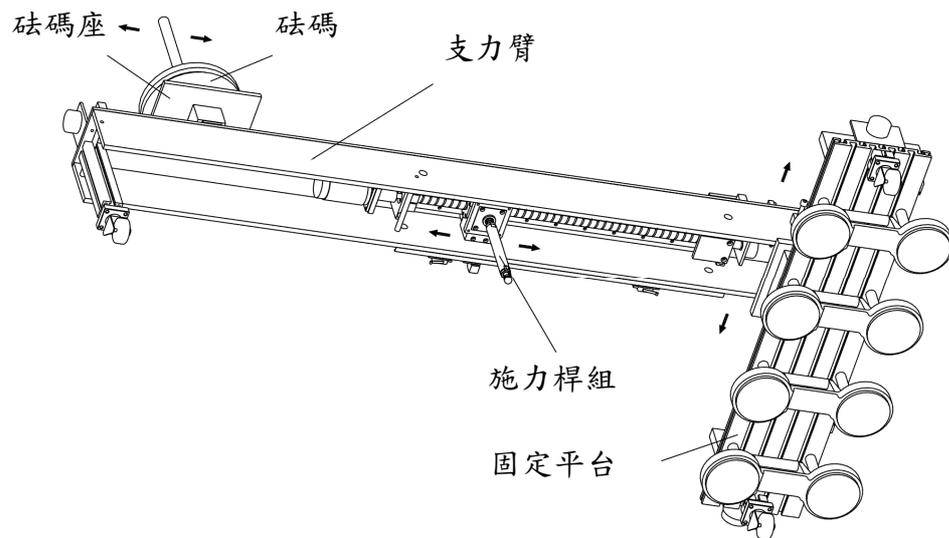


圖 2-5 校正器結構示意圖(二)



圖 2-6 測力板校正器實體照片圖

本研究校正器總重 50Kgw，尺寸長 1.6m、寬 0.88m、高 0.43m，以下針對校正器組成模組之規格、組件及功能作介紹，如圖 2-4、2-5、2-7 所示：

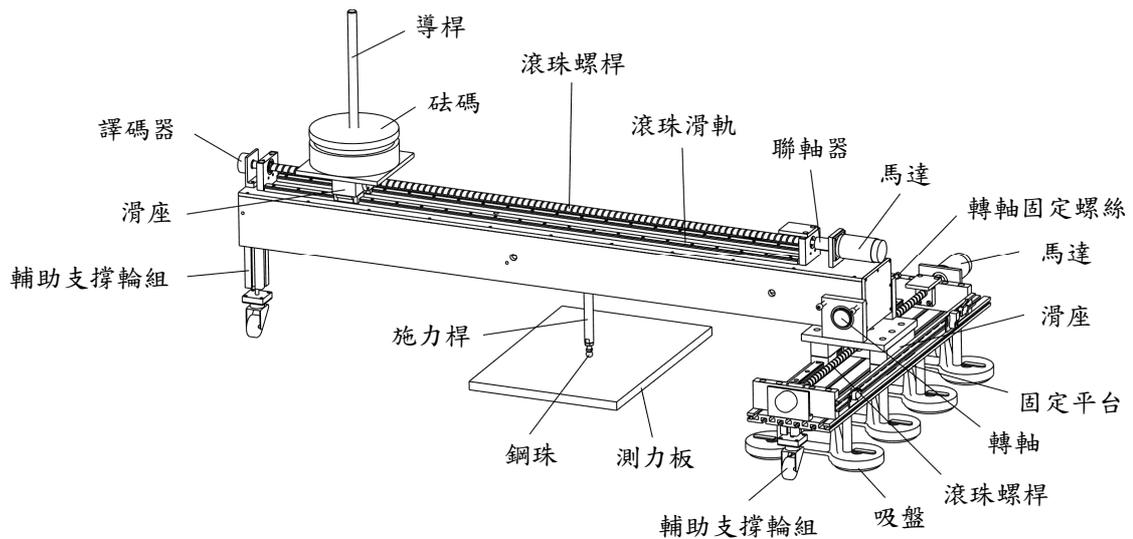


圖 2-7 校正器組成元件

1. 固定平台規格、組件：採用鋁擠型作為平台主體的固定底板，在固定底板底部安裝八個吸盤，吸盤規格(suction lifter, carrying capacity approximate 40Kgw, Bohel, Germany)，吸盤功能是将測力板校正器能快速定位固定於校正現地，且對實驗室建築物無侵入式破壞。固定底板近二端的輔助支撐輪設計是方便於校正器進行搬移。而在固定底板上裝設有一滾珠螺桿組，其功能是移動支力臂，行程為 706mm，該滾珠螺桿組包括一步進馬達(step motor，TECD、二相、6V、1.88A、全步 1.8 度/1Pulse)、一滾珠導螺桿(ball screws，節距 0.5 cm)、二組線性滑軌(linear guideway)、滑座 (slide table) 及一編碼器(encoder, 4000 Pulse/1 rev)。
2. 支力臂規格、組件：其一端以轉軸樞設在該固定平台的滑座 (slide table) 上，而該支力臂另一端則裝設有一輔助支撐輪方便於校正器進行搬移，在該支力臂上、下相對各置設有一滾珠螺桿組，該滾珠螺桿組包括一步進馬達(step motor)、一滾珠導螺桿(ball screws，節距 0.5 cm)、二組線性滑軌(linear guideway)、滑座 (slide table) 及一編碼器(encoder, 4000pluse/1 轉)。支力臂上的滾珠螺桿組功能是移動砝碼座，可移動行程為 1300mm，支力臂下的滾珠螺桿組功能是移動砝碼座施力桿組，可移動行程為 550mm。
3. 砝碼座：安裝於支力臂上方滑座上，在砝碼座中央另設有一導柱，該導柱用以輔助套設砝碼之用。
4. 施力桿組：軸承 (ball bearing)、一施力桿 (loading bar) 及鋼珠。該施力桿一端裝

設萬向軸承(universal bearing)，且萬向軸承定位於該支力臂的下方滑座。而該施力桿另一端裝設鋼珠，且鋼珠與施力桿連接的距離可彈性調整以利架設支力臂與測力板平面保持平行。

2.3 校正器施力計算

首先定義校正器座標系統如圖 2-8 所示，固定平台上滾珠導螺桿軸方向為 X 軸，支力臂上方滾珠導螺桿軸方向為上 Y 軸，支力臂下方滾珠導螺桿軸方向為下 Y 軸。當校正器固定平台復歸機械原點時固定平台上滾珠導螺桿軸(即支力臂上旋轉軸)與支力臂上方滾珠導螺桿軸之交點為校正器座標系統原點。

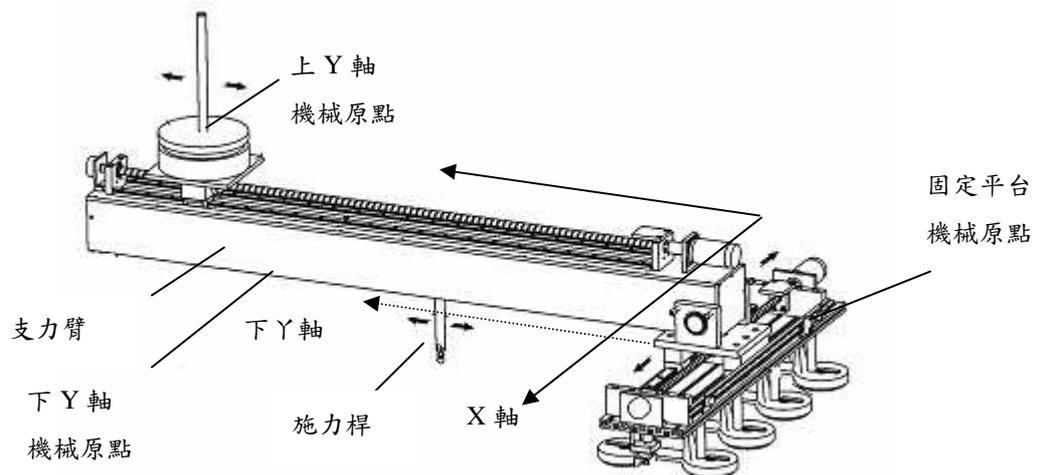


圖 2-8 校正器座標系統

校正器施力計算首先調整施力桿長度使得支力臂與測力板平面平行，平行度以水平儀量測。校正器施力於測力板公式如式子(2.4)所示，其中符號說明如圖 2-9 所示。

$$R = [W \times X + W_x \times X_x + W_y \times (Y + \delta)] / X_x \quad (2.4)$$

R：測力板反力(Kgw)

W_x ：施力桿組重量 1.74Kgw(滑動平台(0.76Kgw)+固定塊(0.37Kgw)+施力桿(0.61Kgw))

W_y ：砝碼組重量(砝碼重量+2.71Kgw(滑動平台+砝碼平台))

W：支力臂重量(扣除施力桿組重量(1.74Kgw)及砝碼組滑動平台+砝碼平台重量(2.71Kgw))

X：支力臂重心至支力臂旋轉軸距離

W*X：由線性迴歸(Linear Regression Equation)求得 1624.5Kgw-cm

Xx：施力桿至支力臂旋轉軸距離，由支力臂下滾珠螺桿組中編碼器取得

Y：砝碼導柱中心至支力臂旋轉軸距離，由支力臂上滾珠螺桿組中編碼器取得

δ ：砝碼組重量(滑動平台+砝碼平台+砝碼)之重心偏移量，由線性迴歸 (Linear Regression Equation)求得-0.238cm

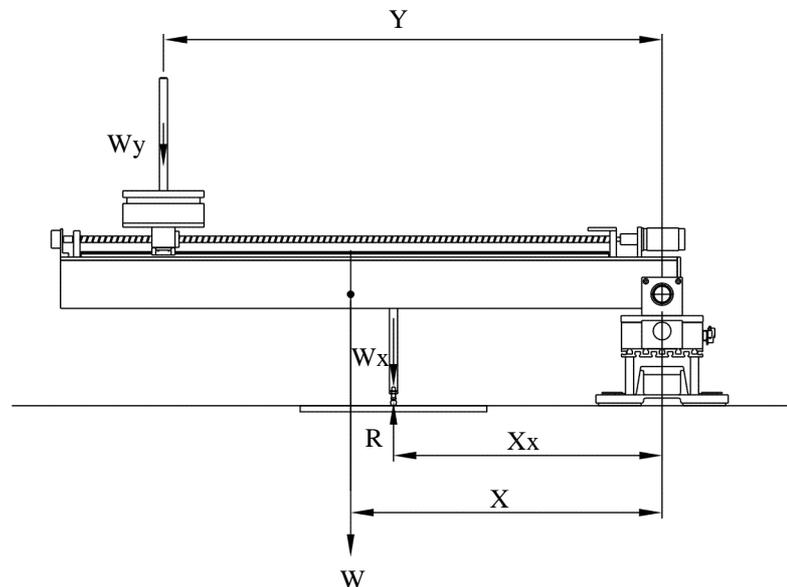


圖 2-9 校正器施力計算符號說明

2.4 I/O 介面卡與控制軟體

校正器 I/O 介面卡採用運動卡(motion card) (ADLINK Technology Inc. , PCI-8134, Motion Control Card)如圖 2-10 所示，測力板力量擷取採 A/D 卡(National Instruments, PCI-6036E, A/D, Single 16 channel, 16bit, $\pm 10V$, 1.25 MS/s 取樣率) 如圖 2-11 所示。



圖 2-10 校正器 I/O 介面運動卡



圖 2-11 測力板力量擷取 A/D 介面卡

校正器各運動軸控制、測力板力量力矩擷取及人機介面程式均以 Visual Basic6.0 程式語言撰寫如圖 2-12 及、2-13 所示。



圖 2-12 校正器控制人機介面



圖 2-13 測力板力量力矩擷取人機介面

以下為人機介面畫面功能說明：

校正器控制人機介面功能

1. 校正器三軸運動軸步進馬達位置控制可選擇手動/自動模式及復歸模式。
2. 在不同控制模式均可設定各軸步進馬達的啟動、最高速度。
3. 各軸步進馬達採 S 形速度曲線(S-curve velocity profile)控制，可避免校正器振盪，運動軸運動較為圓滑快速且定位準確[51][52]。
4. 利用校正器座標系統與測力板座標系統座標轉換，使得校正器座標系統與測力板座標系統安裝時不一定要平行而能使施力桿可快速、準確到達測力板校正點。所以，本研究校正器固定平台安裝可以快速定位。以下為座標轉換公式說明：

$$\bar{p} = R_q \bar{p}_q + \bar{o}_q \quad (2.5)$$

$$R_q = [\hat{x}_q \quad \hat{y}_q] \quad (2.6)$$

\bar{p} ：相對校正器座標系統的位置向量

R_q ：測力板座標系統與校正器座標系統轉換矩陣

\bar{p}_q ：相對於測力板座標系統的位置向量

\bar{o}_q ：測力板座標系統的原點相對於校正器座標系統的位置向量

5. 應用校正器施力於測力板公式，並由已知的預施於測力板力量大小、施力桿位置及砝碼重量(一般選擇單一個砝碼)，進而計算出上 Y 軸砝碼座位置。
6. 具有緊急停止功能。

測力板力量力矩擷取人機介面功能

1. 可選擇單一/連續訊號擷取。
2. 擷取訊號可選擇電壓或力量力矩顯示。
3. 可設定連續訊號擷取時間，並計算出擷取各通道力量力矩訊號平均值及標準差。
4. 可計算出測力板壓力中心位置及與施力桿施力點位置之誤差量。

2.5 校正器施力準確性評估

本研究為了確定校正器施力於測力板的準確性，以下為校正器施力準確性之實驗步驟：

1. 訂製標準砝碼 1、2、5、10、20Kgw：以黃銅製作圓柱體砝碼，並以德和 ADW-40K 電子桌秤檢測(Resolution,1g)，其砝碼重量誤差在±1g 內。



圖 2-14 標準砝碼

2. 以標準砝碼校正測力板：分別將 10、20、30、40、50、60、70、80、90、100Kgw (公差± 1g)砝碼放在測力板中心處，以 Linear Regression Equation 修正。式子(2.7)為砝碼重量(Kgw)與測力板垂直力量測值(N)之關係：

$$\text{砝碼重量(Kgw)} = (\text{測力板量測值(N)} + 0.0442) / 9.7512 \quad (2.7)$$

3. 以測力板校正校正器：將校正器施力桿移至測力板中心處，砝碼座移至距離支力臂旋轉軸 100cm 處，砝碼座分別放置 5、10、15、20、25、30、35、40Kgw 砝碼，以 Linear Regression Equation 修正。式子(2.8)為校正器砝碼座距離支力臂旋轉軸 100cm 處，校正器施力於測力板之計算值與砝碼組重量之關係：

$$\text{校正器施力計算值(Kgw)} = 35.73602 + 2.0877 \times \text{砝碼組重量(Kgw)} \quad (2.8)$$

4. 校正器施力準確性評估：砝碼座移至距離支力臂旋轉軸 90、100、110cm 處，砝碼座分別放置 5、10、15、20、25、30、35、40Kgw 砝碼做驗證，其測力板量測值與校正器施力計算值之誤差平均值 5.2g、標準差 27.57g。

2.6 測力板校正步驟

本研究分別以靜態、動態垂直力施於測力板校正點，並記錄力量力矩、壓力中心之量測值與實際值。以下為靜態、動態校正實驗步驟：

靜態校正實驗步驟

1. 首先將測力板量測力量放大器開機 10 分鐘。
2. 將測力板長、短邊均分 12 等分，其長、短邊等分線交叉點為測力板校正點如圖 2-15 所示，圓點實心為 ANN 學習校正點共 121 點， 三角形空心為 ANN 學習後檢驗點共 100 點。

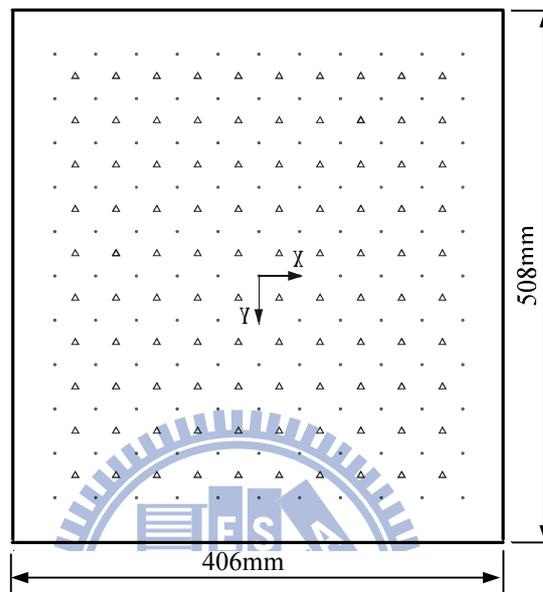


圖 2-15 測力板校正點與檢驗點示意圖

3. 將校正器固定平台移至測力板長邊外側地板後(測力板 X 軸正方向)如圖 2-16 所示， 拆除固定平台兩端輔助支撐輪並按下固定平台吸盤把手，使得校正器固定於測力板旁之地板上。安裝時校正器座標系統與測力板座標系統不一定要平行。

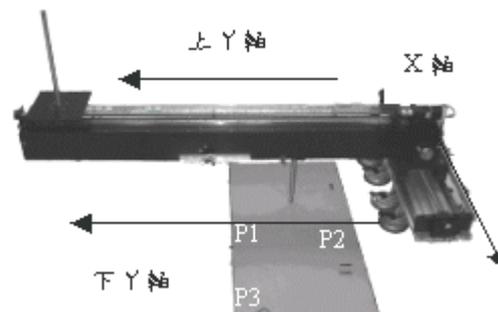


圖 2-16 校正器固定平台安裝方式

4. 調整支力臂端輔助支撐輪高度使得支力臂與測力板平面保持平行。
5. 操作校正器控制人機介面使得校正器固定平台、支力臂上之滾珠螺桿組作機械原點動作。
6. 更換施力桿組上之鋼珠為角錐形的指示棒(指示座標功能)，並利用校正器固定平台、支力臂上之編碼器量測出測力板長、短邊三個端點(P1、P2、P3)相對校正器座標系統之座標，如圖 2.16 所示。
7. 更換施力桿組上之角錐形指示棒為鋼珠後，調整施力桿組高度讓鋼珠與測力板接觸後再將支力臂端輔助支撐輪拆除，此時須再確認支力臂與測力板平面保持平行。
8. 在校正器控制人機介面輸入相關控制參數，如步進馬達速度設定、測力板欲校正點數、施力桿欲移至校正點。
9. 每次更換新的校正點時，測力板須空載，並按下測力板量測力量放大器歸零鈕 (Offest)。
10. 力量訊號擷取頻率每一 channel 120 筆/秒，擷取時間 2 秒，對測力板量測之力量、力矩取平均值(average values)
11. 施力桿施力於測力板校正點順序是先從上而下、由左至右。
12. 操作校正器控制人機介面使得施力桿快速、準確到達測力板校正點。
13. 校正器施力桿在測力板欲校正點分別施力 650N、800N 及 1000N 等垂直力量，並記錄測力板力量、力矩六軸量測值。
14. 為了讓施力桿快速、準確施力於校正點上，砝碼選擇某範圍的整數值(1 ~ 59Kgw)，並操作人機介面使得校正器砝碼座迅速到達施力桿欲產生某力量之位置，而砝碼座至支力臂旋轉軸之距離範圍在 90cm~110cm。
15. 依據測力板力量、力矩六軸量測值計算校正器施力桿壓力中心位置。

動態校正實驗步驟

1. 校正器安裝定位、測力板力量、力矩訊號擷取與靜態校正測試相同。
2. 測力板動態校正點在測力板中心點。
3. 力量訊號擷取頻率每一 channel 1000 筆/秒。
4. 校正器施力桿在校正點施力大小分為已知與未知。

(1) 已知施力大小：施力桿垂直作用於測力板校正點上。透過校正器控制人機介面

使砝碼座從機械原點出發，砝碼座上放置 20Kgw 砝碼，並分別以 7.5cm/sec、25.0cm/sec 速度來回移動 100cm 來改變施力桿施力大小值。

- (2) 未知施力大小：施力桿垂直施力於測力板校正點上，以一位約重 60Kgw 的年輕男人以一支腳完全承重踏在砝碼座上，另一支腳踏在測力板外的平台上(此平台高度與砝碼座高度等高)，以左、右腳輪流方式分別踏在砝碼座與平台上，共 4 次。透過人機介面使得砝碼座移動不同三個位置，而使得施力桿垂直施力分別在 800N~1400N、650N~800N 及 450N~650N 之間。由於施力桿施力於測力板的初、末期階段所量測壓力中心較不穩定[41][53]，所以本研究以施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高峰點後至最後第一高峰點，作為實際壓力中心與量測壓力中心誤差平均值與標準差統計。

2.7 類神經網路校正測力板量測誤差

一般測力板出廠前會由製造廠商完成校正後並提供一組校正矩陣作為測力板量測力量矩校正之用。由於測力板量測力量及壓力中心位置與對測力板施力點位置有相當大的關係[41][43]，而此校正矩陣一般是由局部校正點求得，所以此校正矩陣適用範圍也受到限制。所以，本研究欲以類神經網路針對測力板量測力量、壓力中心作全面性校正。

2.7.1 類神經網路之拓樸構造

類神經網路之拓樸構造是以處理單元 (processing element) 為結點 (vertex)，以加權有向邊 (weighting directed edge) 連接各結點的有向圖 (directed graph)。神經元構造一般如圖 2-17 所示[54]，圖中 y_1, y_2, \dots, y_n 是神經元接受訊號的來源，各訊號經過加權神經鍵後匯聚於神經元中，神經元利用其內的轉移函數整合所有輸入訊號後，得到其輸出值。神經元訊號處理的數學模式為：

$$u_j = \sum_j w_{ij} y_j - \theta_i \quad (2.9)$$

$$u_j = g(u_i) \quad (2.10)$$

其中 u_i 為第 i 個神經元內訊號之整合； w_{ij} 為第 i 個神經元與第 j 個神經元間神經鍵之加權值； θ_i 為第 i 個神經元內的門檻值 (threshold)； a_i 為第 i 個神經元輸出值； $g(x)$ 為轉移函數。顯然，網路上神經鍵之加權值與輸入訊號是線性組合。由於不同的轉移函數對類神經網路學習的影響各有不同，本研究選用目前為止學習效果較佳的轉移函數 [55]。

$$g(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} = \tanh(x) \quad (2.11)$$

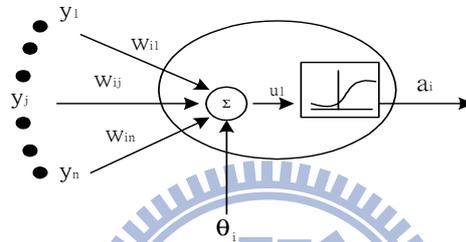


圖 2-17 神經元構造圖

類神經網路中各神經元的連接而成，本研究採用學習效果較佳的回饋式類神經網路。類神經網路是由各神經元按一定的拓樸構造相互連接而成，一個類神經網路一般包含有三類神經元層：(1) 輸入層是接收系統輸入訊號；(2) 隱藏層是透過神經元間神經鍵的加權值將輸入訊號進行學習、記憶等處理；(3) 輸出層為系統輸出訊號。本研究將 N 層類神經網路以 $\langle a_0, a_1, a_3, \dots, a_{N-1}, a_N \rangle$ 表示，其中 a_0 為輸入層神經元數目； a_1, a_3, \dots, a_{N-1} 為隱藏之神經元數目； a_N 為輸出層的神經元數目。

本研究以二層回饋式類神經網路（一層隱藏層及一層輸出層）說明學習法則 [17]，如圖 2-18 所示。由圖 2-18 可知，在第 u ($u=1, 2, \dots, q$) 個模式下隱藏層中第 j 個神經元所接受的訊號總和 h_j^p 及其輸出 v_j^p 可表示為：

$$h_j^p = \sum_k w_{jk} \xi_k^u \quad (2.12)$$

$$v_j^p = g(h_j^u) = g\left[\sum_k w_{jk} \xi_k^u\right] \quad (2.13)$$

其中 ξ_k^p 為第 u 個模式下輸入層第 k 個單元的輸入值。在第 u 個模式下輸出層第 i 個神經

元所接受的訊號總和 h_i^u 及其輸出 o_i^u 可表示為：

$$h_i^u = \sum_j w_{ij} v_j^u = \sum_j w_{ij} g \left(\sum_k w_{jk} \xi_k^u \right) \quad (2.14)$$

$$o_i^u = g(h_i^u) = g \left[\sum_j w_{ij} v_j^u \right] = g \left(\sum_j w_{ij} g \left(\sum_k w_{jk} \xi_k^u \right) \right) \quad (2.15)$$

利用最小平方差定義類神經網路的學習函數為：

$$\begin{aligned} E(w) &= \frac{1}{2} \sum_p \sum_i (\xi_i^u - o_i^u)^2 \\ &= \frac{1}{2} \sum_p \sum_i \left\{ \xi_i^u - g \left(\sum_j w_{ij} g \left(\sum_k w_{jk} \xi_k^u \right) \right) \right\}^2 \end{aligned} \quad (2.16)$$

其中 ξ_i^u 為第 u 個模式下輸出層第 i 個單元的正確輸出值。學習過程中各模式特徵的加權值被調整為：

$$w^{new} = w^{old} + \Delta w \quad (2.17)$$

其中 Δw 為調整值。對於每一個加權值而言，(2.17) 式均為一個連續函數，故可以應用梯度下降法則搜尋各神經鍵之最佳加權值。對於隱藏層加權值之調整可由下式表示：

$$\Delta w_{ij} = -\eta \frac{\partial E}{\partial w_{ij}} = \eta \sum_p (\xi_i^u - o_i^u) g'(h_i^u) v_j^u \quad (2.18)$$

其中 η 為學習速率。對於隱藏層與輸入層之加權值輸入調整可由下式表示：

$$\Delta w_{jk} = -\eta \frac{\partial E}{\partial w_{jk}} = \eta \sum_u \sum_i (\xi_i^u - o_i^u) g'(h_i^u) w_{ij} g'(h_j^u) \xi_k^u \quad (2.19)$$

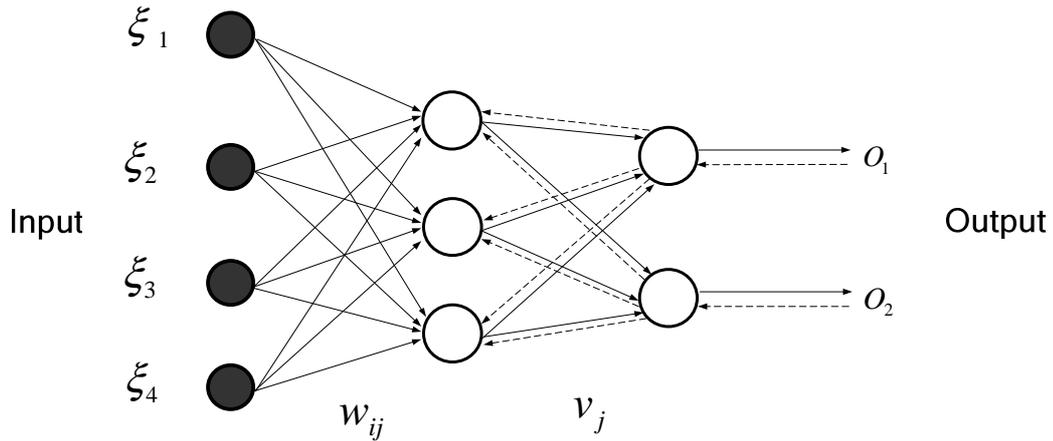


圖 2-18 二層回饋式類神經網路示意圖

2.7.2 類神經網路學習參數

由於傳統的倒傳式類神經網路學習效果過於緩慢，使得在學習過程中往往需要耗費許多時間，才能達到學習的效果，所以本研究引用 1999 年曾錦煥[56][57]等人最佳化學習方法及參數，以增進倒傳式類神經網路的學習速度。其權衡值初始值選擇最佳範圍為 $[-1,1]$ ，黃金區段搜尋選擇初始步長最佳化為 0.1，學習速率最佳化以黃金區段為最佳方法，搜尋方向以近似 2 次微分矩陣之 BFGS 為最佳方法。

本研究類神經網路以測力板量測力量及壓力中心為學習輸入值，以校正器施力桿實際施力大小及位置為輸出值，其類神經網路學習輸入值、輸出值均正規化(Nomorelize)處理。類神經網路學習結構共三層，輸入層有 5 個神經元(測力板量測力量及壓力中心)、第一層隱藏層有 10 個神經元、第二層隱藏層有 8 個神經元、輸出層有 5 個神經元(校正器施力桿實際施力大小及位置)，第一、二層隱藏層中的每一個神經元均加入一個 bias 其值為-1，轉移函數採 $\tanh(x)$ 。校正器施力桿在測力板 121 校正點上分別施力 650N、800N 及 1000N 等垂直力量，共有 363 筆類神經網路學習資料；類神經網路學習收斂條件為目標函數值小於 $5.0e-9$ 或目標函數值在每次疊代過程中其值未降 $1.0e-15$ 以上或每次疊代過程中目標函數一次梯度函數值之方向長度小於 $1.0e-14$ 。

第三章 測力板靜態校正

3.1 校正器硬體架設

本研究校正器因具有輔助輪且校正器重量約 50Kgw，所以可以快速移至實驗室作現地校正。校正器固定採吸盤吸附在實驗室地板，且校正器座標方向架設不一定要與測力板座標方向平行(利用座標轉換，校正器施力桿可快速、準確移至校正點)，更加速校正器固定安裝時間，如以 2 人同時安裝施工(含力量訊號擷取及控制訊號安裝)約可 10 分鐘內完成，如圖 3-1 所示。校正器施力桿移至校正點採 PC-Based 控制器控制，校正器施力採槓桿原理，因此校正器以某固定力量施力於 121 點校正點所花費時間約可 30 分鐘內完成。

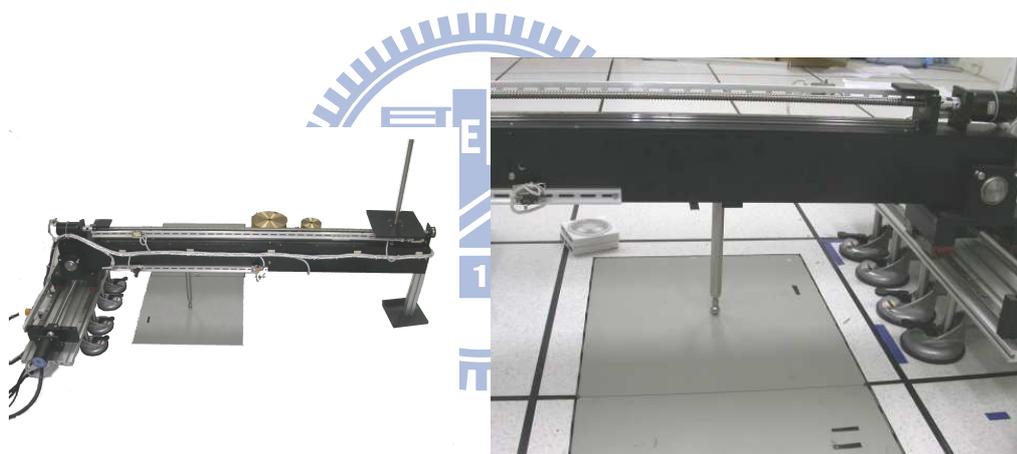


圖 3-1 校正器至針對實驗室測力板作現地校正

校正器架設速度及穩定性對測力板現地校正是非常重要的，如校正器重量過重、尺寸過大[42][43]，甚至要侵入式破壞實驗室建築物[42]，這些對於安裝校正器操作者而言是極須花費大量時間與人力才能完成。本研究校正器重量輕(約 50Kgw)、尺寸小(160*88*43cm)、搬運方便(輔助輪)、固定採可快速定位吸盤方式及具有測力板座標系統對校正器座標系統的座標轉換矩陣，因此本研究校正器校正前準備工作可於 10 分鐘內完全(2 位工作者)，這是其它校正器很難達到的。

校正器施力點準確性也是校正測力板壓力中心品質的重要依據。過去文獻校正器施

力點定位都是在測力板表面給予標記[41~43]，再以手動方式控制校正器施力桿移至校正點上，此作法會增加許多校正時間，且施力點定位準確度不佳。本研究校正器施力點定位採 PC-Based 控制器控制，可快速、準確的讓校正器施力桿移至校正點。所以本研究測力板在每一種負載下校正點 121 點均能在 30 分鐘內完成校正，而 Gill[43]要花費 1 小時。

3.2 靜態力量校正結果

AMTI 測力板上 121 校正點，分別以 650N、800N 及 1000N 做靜態垂直方向施力，測力板所量測力量(F_x , F_y , F_z)誤差統計如表 3-1 所示。測力板所量測垂直力的誤差平均值百分比 (Mean F_z error(%))在 0.38%~0.41%之間，標準差(standard deviation, SD)百分比(S.D. F_z error(%))在 0.44%~0.48%之間。測力板因 cross talk 因素而在測力板產生水平力(F_x , F_y)，測力板所量測水平力(F_x)的誤差平均值百分比在-0.32%~-0.29%之間，標準差百分比均 0.20%。測力板所量測水平力(F_y)的誤差平均值百分比在 0.59%~0.64%之間，標準差百分比在 0.16%~0.18%之間。

表 3-1 測力板所量測力量誤差統計

Vertical load (N)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.38	0.48	-0.29	0.20	0.64	0.18
800	0.39	0.47	-0.31	0.20	0.61	0.17
1000	0.41	0.44	-0.32	0.20	0.59	0.16

測力板所量測力量經類神經網路修正器修正後數據與施力桿實際施力大小作比較，其誤差統計結果如表 3-2 所示。測力板所量測垂直力經類神經網路修正器修正補償後，垂直力(F_z)的誤差平均值百分比均為 0.00%，標準差百分比在 0.13%~0.19%之間，水平力(F_x , F_y)的誤差平均值百分比在-0.01%~0.01%之間，標準差百分比在 0.07%~0.09%之間。

表 3-2 運用類神經網路修正器將測力板量測力量大小誤差作修正補償

Vertical load (N)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.00	0.19	-0.01	0.08	0.01	0.09
800	0.00	0.14	0.01	0.07	0.00	0.07
1000	0.00	0.13	0.00	0.07	0.00	0.07

針對每一校正點在垂直力(F_z)方向取校正器實際施力與測力板量測力量的誤差作比較，如圖 3-2、3-4、3-6 所示。本研究以類神經網路修正器作力量修正補償後，每一校正點在垂直力(F_z)方向取校正器實際施力與測力板量測力量的誤差作比較，如圖 3-3、3-5、3-7 所示。測力板每一校正點在不同負載測試下經類神經網路修正器修正補償前後，其垂直力(F_z)誤差趨勢類似，本研究以垂直力 1000N 施力於測力板為例，如圖 3-6、3-7 所示。在圖 3-6 所示，修正補償前垂直力(F_z)誤差最大值是 17.77N、最小值是 0.17N，在測力板上、下半部、右半部且又靠近測力板邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較大，靠近測力板中心的施力點其實際施力點與量測壓力中心誤差較小。圖 3-7 所示，修正補償後垂直力(F_z)誤差除了靠近測力板邊界校正點量測垂直力(F_z)修正結果較差外，其餘校正點量測垂直力(F_z)修正結果都有明顯改善。

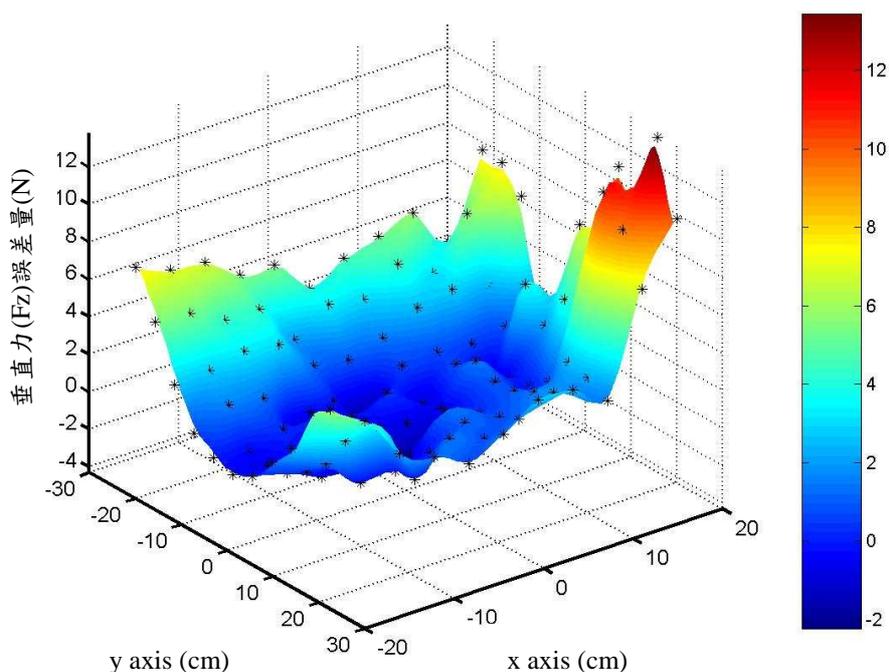


圖 3-2 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之力量誤差

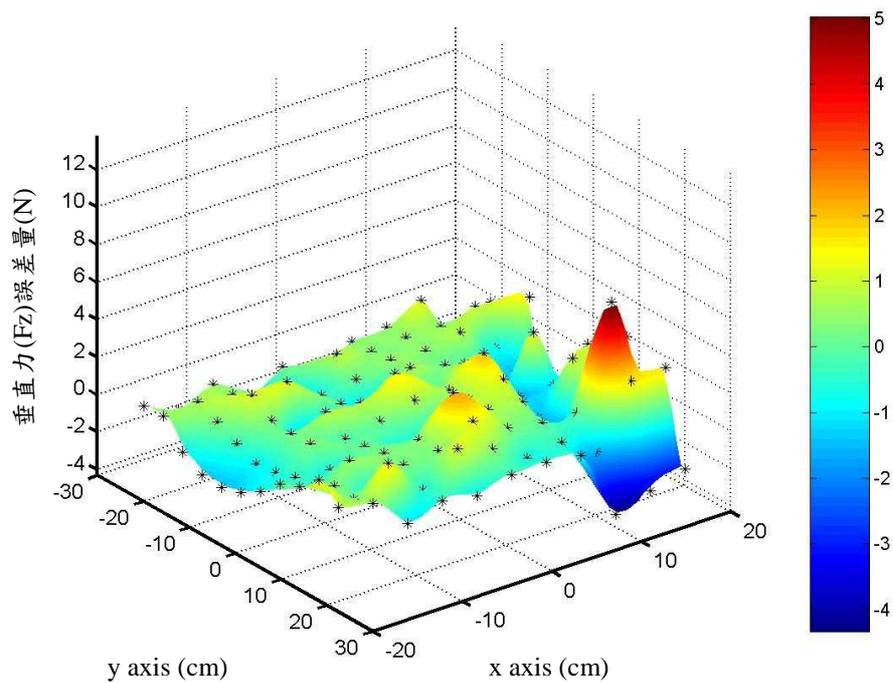


圖 3-3 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下校正後之力量誤差

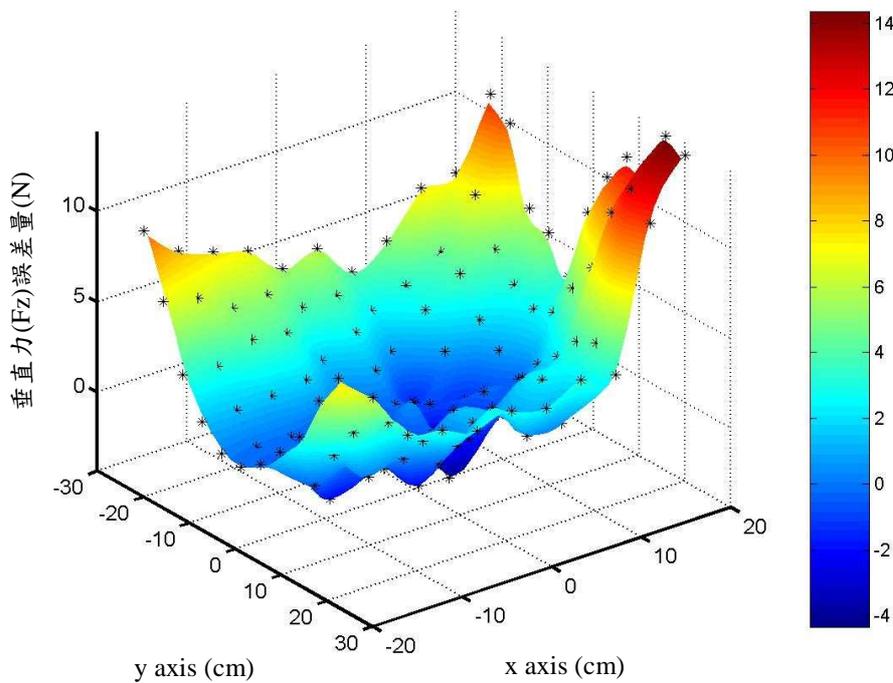


圖 3-4 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之力量誤差

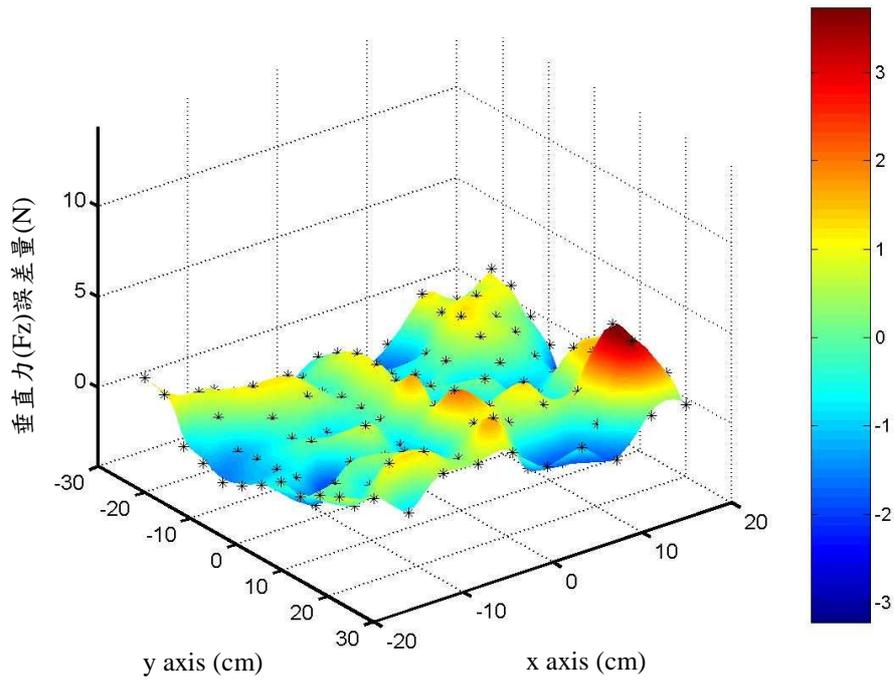


圖 3-5 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下校正後之力量誤差

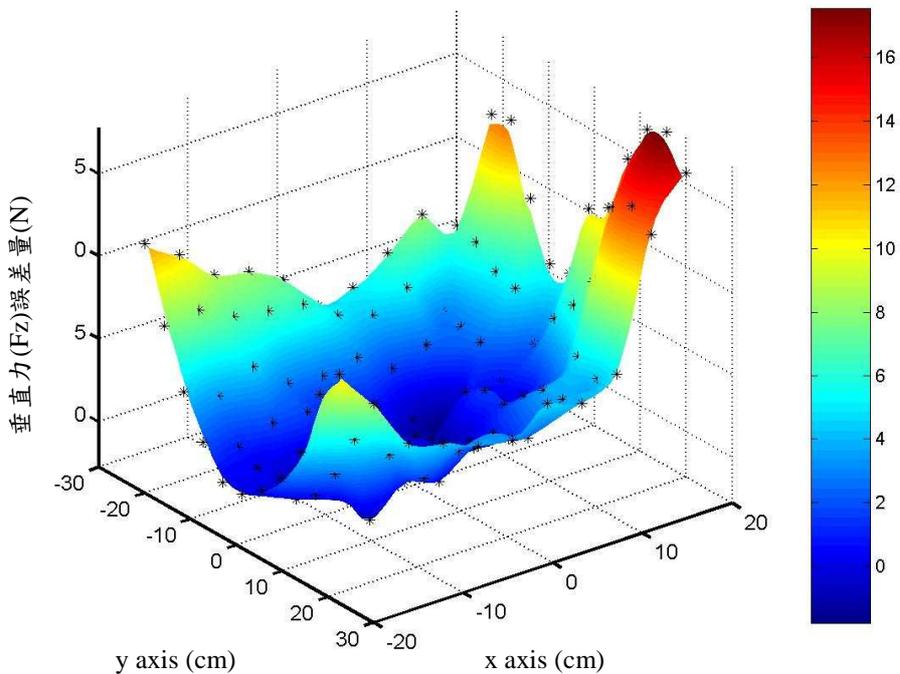


圖 3-6 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之力量誤差

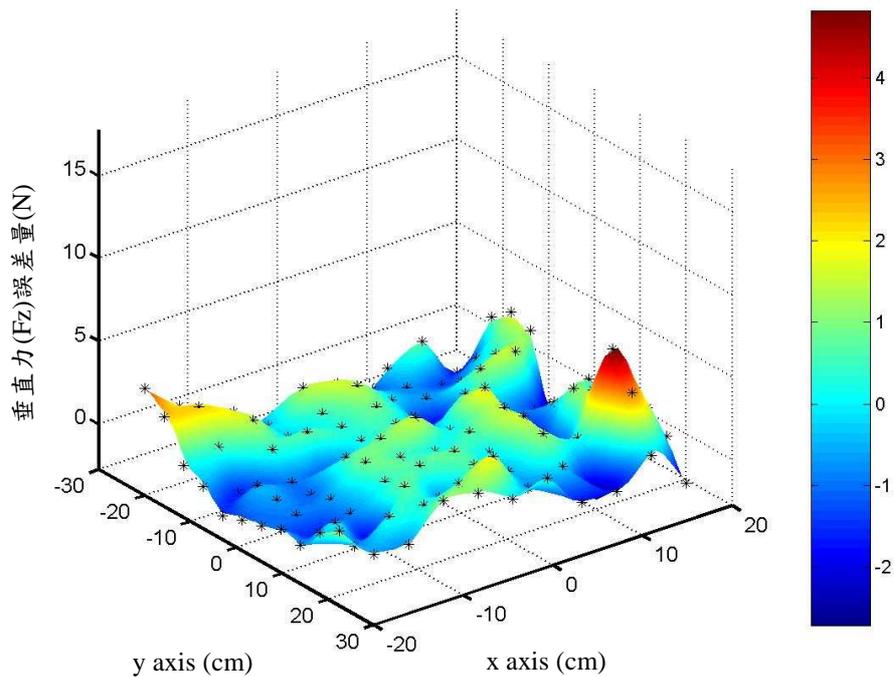


圖 3-7 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下校正後之力量誤差

校正器施力桿在測力板校正點分別施於 650N、800N 及 1000N 等垂直力作靜態施力，測力板因 cross talk 因素而在測力板量測出水平力(F_x , F_y)，而每一校正點在水平力(F_x , F_y)方向取校正器實際施力(0N)與測力板量測力量的誤差作比較，如圖 3-8、3-9、3-10、3-11、3-12、3-13 所示。量測出水平力(F_x , F_y)經類神經網路修正器作量測力量修正補償後，由表 3-2 可知，測力板每一校正點量測水平力(F_x , F_y)大部份均可修正至實際值(0N)。

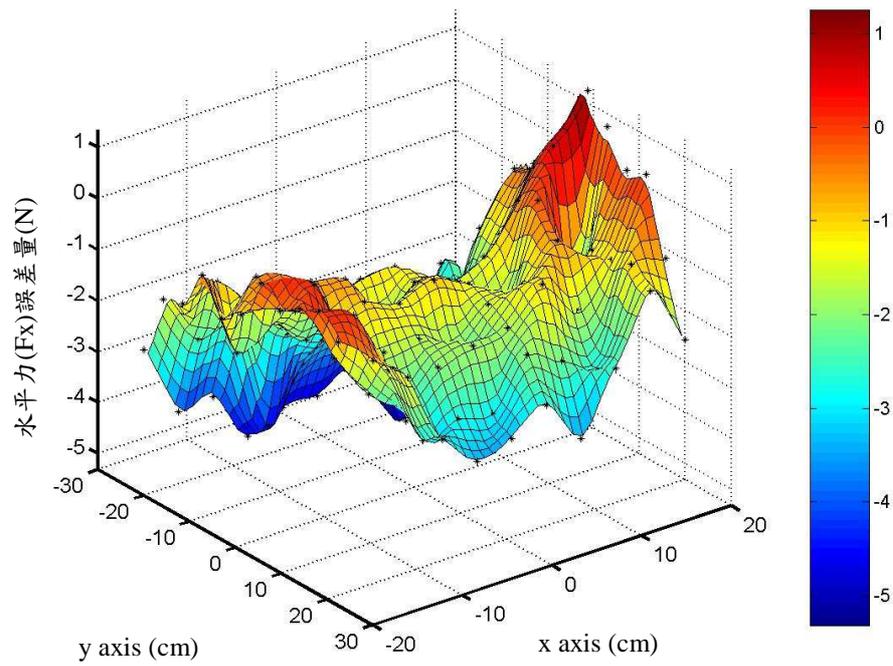


圖 3-8 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之水平力(F_x)力量誤差

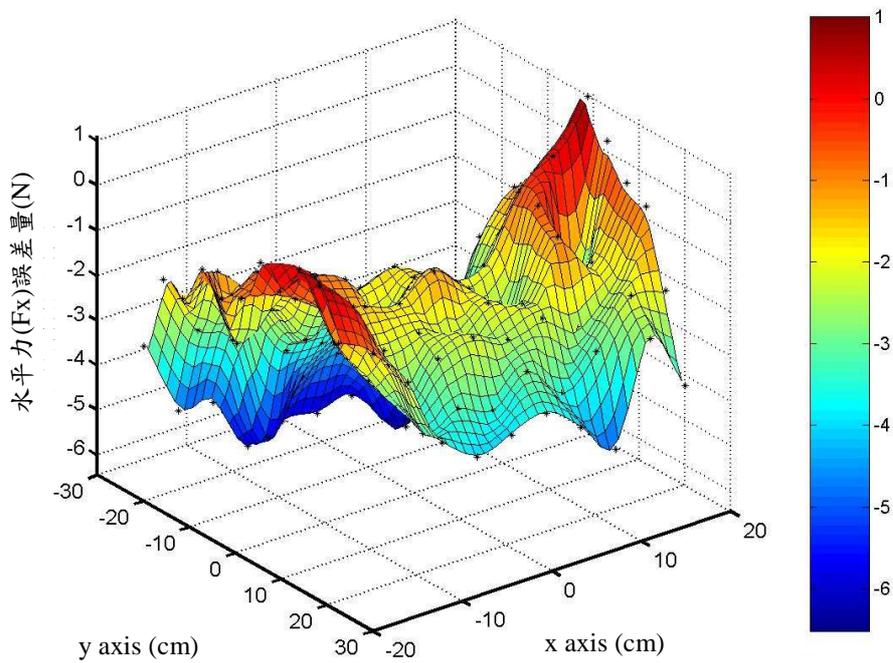


圖 3-9 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之水平力(F_x)力量誤差

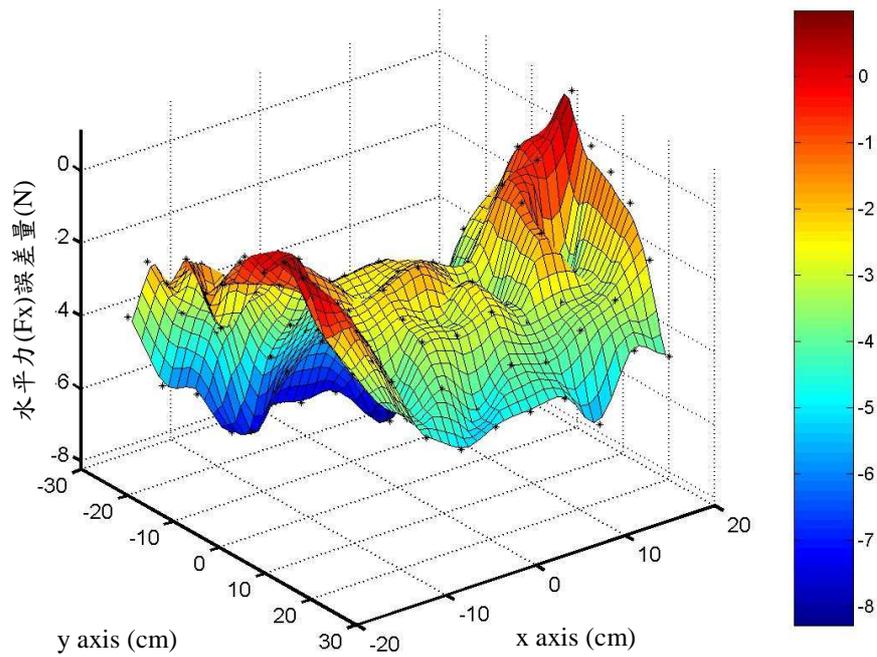


圖 3-10 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之水平力(F_x)力量誤差

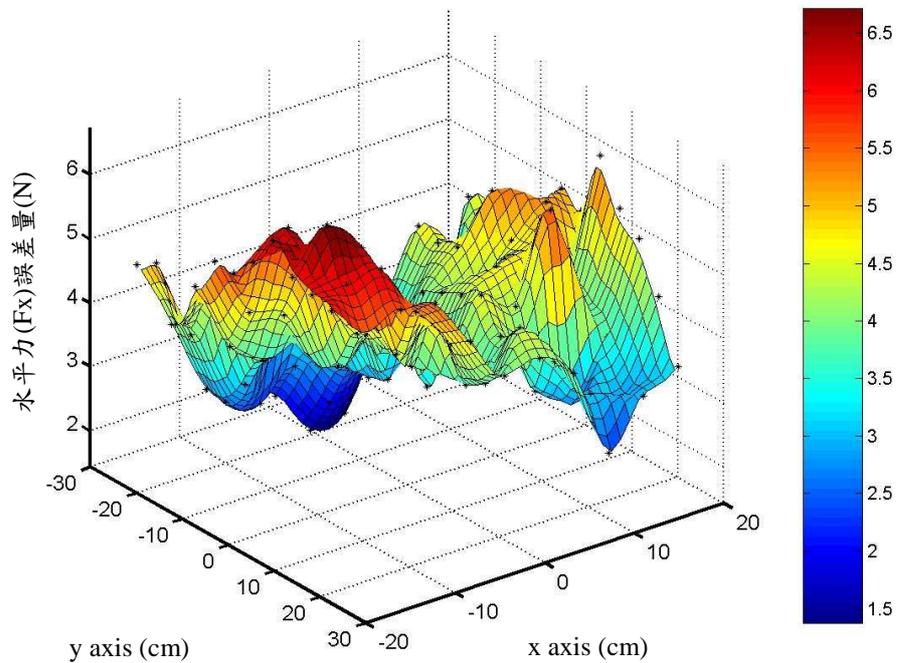


圖 3-11 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之水平力(F_y)力量誤差

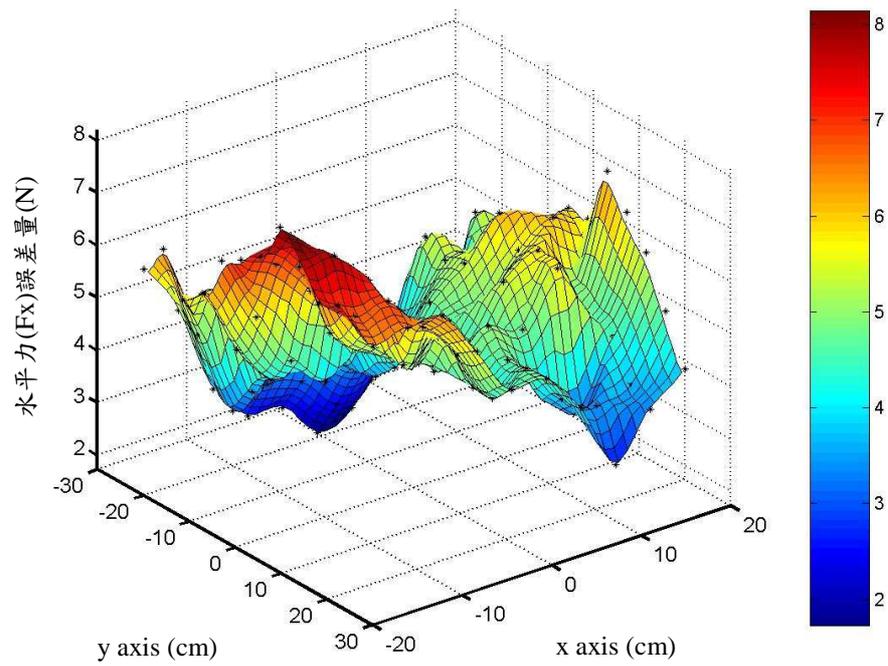


圖 3-12 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之水平力(F_y)力量誤差

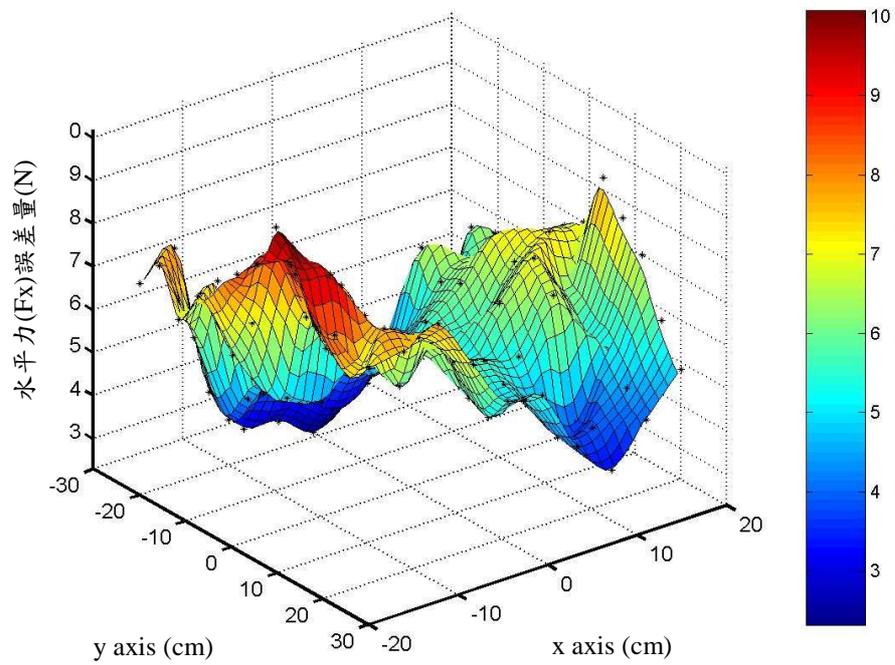


圖 3-13 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之水平力(F_y)力量誤差

3.3 靜態力量校正討論

測力板 121 校正點分別以 650N、800N 及 1000N 垂直力作靜態施力，在每一校正點承受這三種不同的負載下所量測的垂直力之值發現，隨負載增加其實際垂直力與量測垂直力誤差值愈大，又其是靠近測力板邊界四周校正點更為明顯(誤差值相差最大值 7.40N)。但當施力於測力板中心附近處時，負載增加並未顯著影響垂直力量測誤差值(在測力板中心方圓半徑 116mm 內校正點誤差值相差均在 2.0N 以內)。測力板因 cross talk 因素而在測力板量測出水平力(F_x 、 F_y)，在每一校正點承受這三種不同的負載下所量測的水平力(F_x 、 F_y)發現，隨垂直力負載增加其水平力(F_x 、 F_y)也逐漸增加(水平力 F_x 增加量在 3.27N 以內、 F_y 增加量在 3.68N 以內)。

影響量測垂直力(F_z)準確度因素主要是測力板施力點位置。由圖 3-2、3-4、3-6 所示可知，測力板 121 施力點在相同負載條件下其實際垂直力與量測垂直力誤差均不相同(以 1000N 負載為例：實際垂直力與量測垂直力誤差最大值是 17.76N、最小值是 0.17N；以 800N 負載為例：實際垂直力與量測垂直力誤差最大值是 14.43N、最小值是 0.09N；以 650N 負載為例：實際垂直力與量測垂直力誤差最大值是 13.82N、最小值是 0.10N)。在測力板上、下半部、右半部且又靠近測力板邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較大，靠近測力板中心的施力點其實際施力點與量測壓力中心誤差較小。因此一般做步態分析實驗其施力中心儘量會落在測力板中心附近，進而可避免施力點位置因素而影響量測垂直力準確度。

測力板 121 校正點在相同垂直力負載條件下其量測出水平力(F_x)，從圖 3-8、3-9、3-10 可知，在測力板上、下半部且越往測力板邊界其量測出水平力(F_x)值越大。以 1000N 負載為例，水平力(F_x) 誤差絕對值的最大值 8.22N；以 800N 負載為例，水平力(F_x) 誤差絕對值的最大值 6.45N；以 650N 負載為例，水平力(F_x) 誤差絕對值的最大值 5.31N。在測力板上、下半部且越往測力板中心其量測出水平力(F_x)值越小，以 1000N 負載為例，水平力(F_x)誤差絕對值的最小值 0.49N；以 800N 負載為例，水平力(F_x) 誤差絕對值的最小值 0.32N；以 650N 負載為例，水平力(F_x) 誤差絕對值的最小值 0.07N。測力板 121 施力點在相同垂直力負載條件下其量測出水平力(F_y)，從圖 3-11、3-12、3-13 可知，因水平力(F_y) 誤差值變化性較無規律，所以水平力(F_y) 誤差值與測力板施力點位

置較為無關。

經類神經網路修正器作量測垂直力(F_z)修正補償後，從圖 3-3、.3-5、3-7 中可知，除了靠近測力板邊界校正點量測垂直力(F_z)修正結果較差外，其餘校正點量測垂直力(F_z)修正結果都有明顯改善。而靠近測力板邊界校正點一般受試者施力是比較不會施力此處。所以，經類神經網路修正器作量測垂直力(F_z)修正補償後其測力板可施力點範圍大幅度增加，如此對於身心障礙者或動態步態分析實驗就可以不必要求受試者的腳一定要落在測力板中心附近，進而可減少實驗時間且也提高量測受試者施力準確度。

3.4 靜態壓力中心校正結果

AMTI 測力板上 121 校正點，分別以 650N、800N 及 1000N 做靜態垂直施力，測力板所量測壓力中心(P_x 、 P_y)誤差統計如表 3-3 所示，其中 P_x 與 P_y 分別為靜態垂直施力之壓力中心相對測力板座標系統的 X、Y 軸座標。而測力板所量測壓力中心 X 軸座標平均誤差值(P_x Mean error)在 1.32mm~1.37mm 之間與標準差(S.D. error)在 0.9mm~0.94mm 之間，Y 軸座標平均誤差值(P_y Mean error)在 1.10mm~1.15mm 之間與標準差在 0.8mm~0.85mm 之間。

表 3-3 測力板所量測壓力中心誤差統計

Vertical load (N)	P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	1.37	0.94	1.15	0.80
800	1.32	0.92	1.13	0.83
1000	1.35	0.90	1.10	0.85

測力板所量測壓力中心經類神經網路修正器修正後數據與施力桿實際施力大小、位置作比較，其誤差統計結果如表 3-4 所示。壓力中心 X 軸座標平均誤差值在 0.02mm~0.03mm 之間、標準差在 0.27mm~0.3mm 之間，壓力中心 Y 軸座標平均誤差值在 0.02mm~0.04mm 之間、標準差在 0.32mm~0.43mm 之間。

表 3-4 運用類神經網路修正器將測力板量測壓力中心誤差作修正補償

Vertical load (N)	P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.02	0.30	0.04	0.43
800	0.02	0.27	0.02	0.32
1000	0.03	0.28	0.02	0.38

以 AMTI 測力板上 121 校正點分別施以垂直方向 650N、800N 及 1000N 力量，經計算得知施力桿壓力中心，其結果如圖 3-14、3-16、3-18 所示。圖中圓實點為施力桿施力點，箭頭方向分別為施力桿壓力中心實際值與計算值向量，其向量大小分別是施力桿壓力中心實際值與計算值向量大小 5 倍。本研究以類神經網路修正器作壓力中心修正補償，其結果如圖 3-15、3-17、3-19 所示。測力板每一校正點在不同負載測試下其類神經網路修正器修正補償前後其壓力中心誤差趨勢類似，本研究以 1000N 施力於測力板為例，如圖 3-18、3-19 所示。在圖 3-18、3-19 所示，測力板量測壓力中心經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後，其量測壓力中心 X、Y 軸座標誤差有明顯改善。

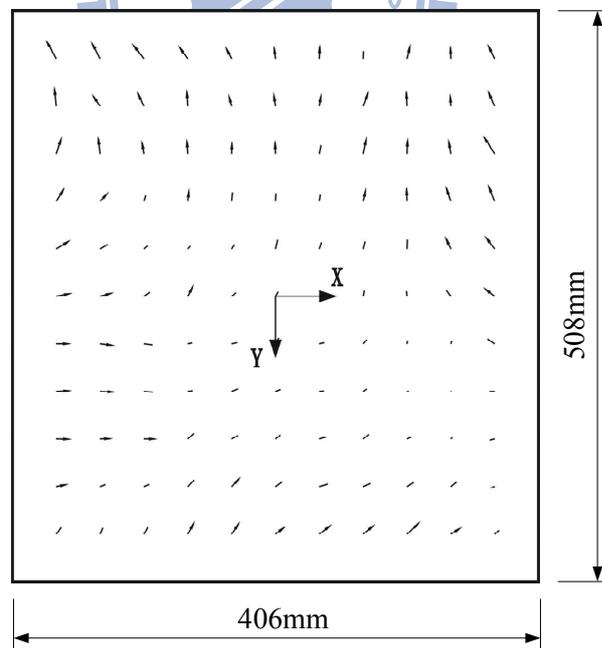


圖 3-14 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下之 COP 誤差向量

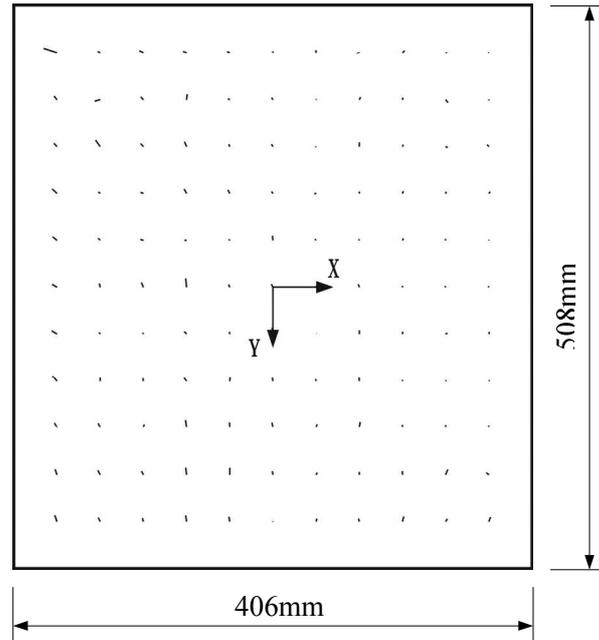


圖 3-15 測力板各校正點在垂直力(F_z) 650N 施力下經校正後之 COP 誤差向量

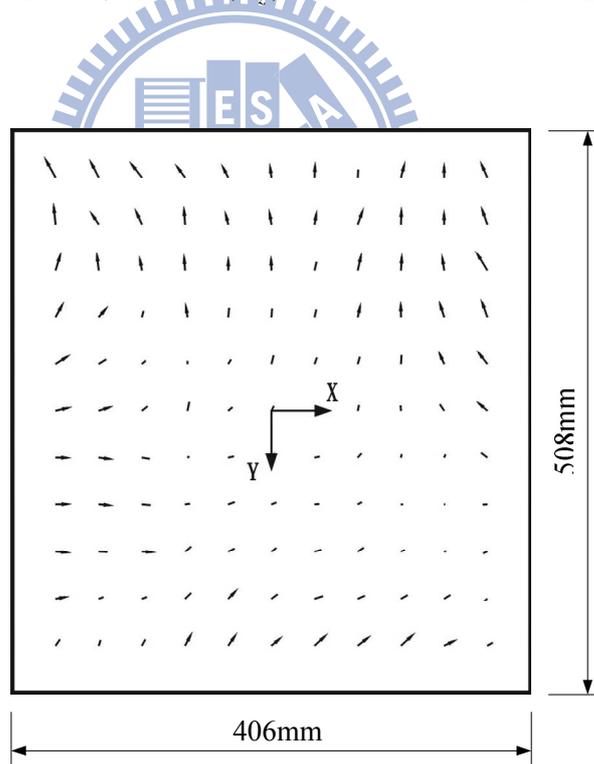


圖 3-16 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下之 COP 誤差向量

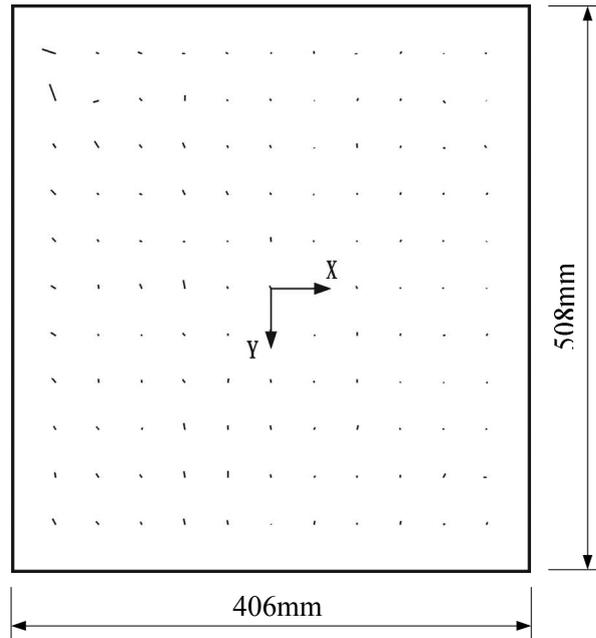


圖 3-17 測力板各校正點在垂直力(F_z) 800N 施力下經校正後之 COP 誤差向量

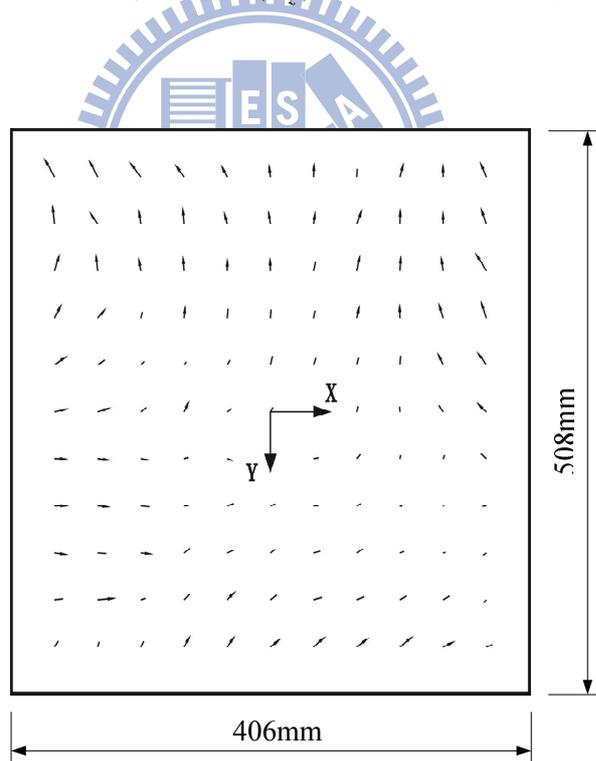


圖 3-18 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下之 COP 誤差向量

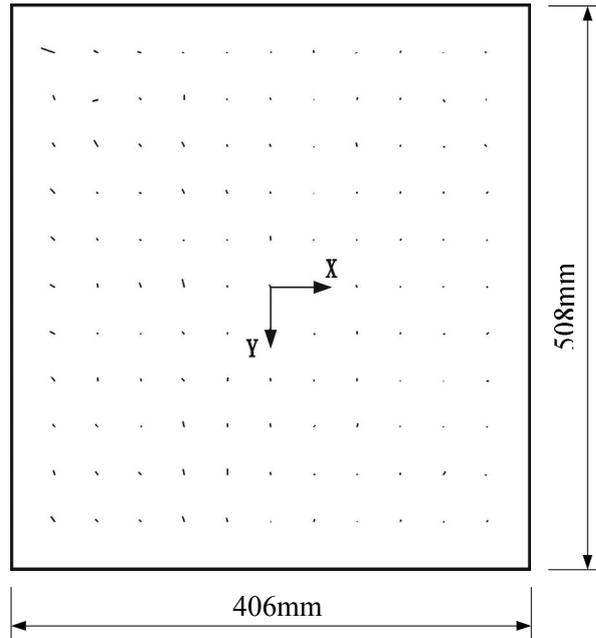


圖 3-19 測力板各校正點在垂直力(F_z) 1000N 施力下經校正後之 COP 誤差向量

3.5 靜態壓力中心校正討論

針對測力板 121 校正點分別以 650N、800N 及 1000N 垂直力作靜態施力，在每一校正點承受這三種不同的負載下所量測的壓力中心幾乎相同。產生量測壓力中心隨負載改變而有差異的校正點都分佈於靠近測力板四周邊界，而 P_x 相對誤差最大是 0.31mm、 P_y 相對誤差最大是 0.28mm。在測力板中心方圓半徑 155mm 內校正點其 P_x 與 P_y 相對誤差都在 0.05mm 以內，Bobbert[41] 等人也有相同結果(負載 1000N 以上時量測壓力中心的差異很小)。所以，施力於測力板中心附近處其量測壓力中心不隨負載大小(650N~1000N) 而改變。而影響量測壓力中心準確度因素主要是測力板施力點位置。由上圖 3-14、3-15、3-16 可知，測力板 121 校正點在相同負載條件下其實際施力點與量測壓力中心誤差均不相同。以 1000N 負載為例，誤差最大絕對距離 3.40mm、最小絕對距離 0.14mm；以 800N 負載為例，誤差最大絕對距離 3.37mm、最小絕對距離 0.13mm；以 650N 負載為例，誤差最大絕對距離 3.30mm、最小絕對距離 0.09mm，Bobbert [41] 與 Gill[43] 等人也有相同結果。在測力板上半部、右半部且又靠近測力板邊界的施力點其實際施力點與量測壓力中心誤差較大，靠近測力板中心的施力點其實際施力點與量測壓力中心誤差較小。因此在步態分析實驗中其施力中心儘量會落在測力板中心附近，進而可避免施力點位置

因素而影響量測壓力中心準確度

經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後，從圖 3-15、3-17、3-19 中可知，測力板座標(-19.33,-21.17)與(-19.33，-16.93)此兩點校正點量測壓力中心修正結果較差外，其餘校正點量測壓力中心修正都有明顯改善，Bobbert[41]等人也有相同結果。而測力板座標(-19.33,-21.17)與(-19.33，-16.93)此兩點校正點都落在測力板邊界附近，一般受試者施力是比較不會施力此處。所以，經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後其測力板可施力點範圍大幅度增加，如此對於身心障礙者或動態步態分析實驗時就可以不必要求受試者的腳一定要落在測力板中心附近，進而可減少實驗花費時間且也提高量測壓力中心準確度。

3.6 類神經網路校正器準確性評估

本研究分別以靜態垂直力 650N、800N、1000N 三種施力等級與 650N、1000N 二種施力等級作為類神經網路修正器修正測力板量測力量、壓力中心誤差的學習資料。此二種不同學習方式經類神經網路修正器學習後，其測力板量測力量、壓力中心誤差的修正結果如表 3-2、3-4、3-5 所示。由表 3-2、3-4、3-5 可知，以靜態垂直力 650N、1000N 測力板量測資料作為類神經網路修正器測試資料，此二種不同學習方式其測力板量測力量、壓力中心誤差的修正結果相近。但如以 800N 測力板量測資料作為類神經網路修正器測試資料，此二種不同學習方式其測力板量測力量誤差的修正結果，垂直力的誤差平均值百分比由 0.00%降為-0.94%，標準差百分比由 0.14%提高為 2.89%。而測力板量測壓力中心誤差的修正結果，X 軸座標平均誤差由 0.02mm 提高為 0.34mm。所以，以靜態垂直力 650N、800N、1000N 三種施力等級作為類神經網路修正器修正測力板量測力量、壓力中心誤差的學習資料較為合適。

表 3-5 以 650N 及 1000N 為類神經網路學習資料其測力板量測 GRF 與 COP 誤差統計

Vertical load (N)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)		P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.00	0.02	0.00	0.08	0.00	0.07	0.01	0.20	0.03	0.34
800(內插)	-0.94	2.89	0.00	0.13	-0.01	0.07	0.34	0.30	0.04	0.40
1000	0.00	0.01	0.00	0.07	0.00	0.07	0.02	0.21	0.01	0.33

本研究以測力板修正力量、壓力中心之類神經網路修正器對測力板上 100 個檢驗點作準確性評估，其檢驗點如圖 2-15 所示。圖 2-15 中圓點實心為測力板力量、壓力中心類神經網路修正器的學習校正點(共 121 點)，而三角形空心點為檢驗點。檢驗點分別以 650N、800N 及 1000N 做靜態垂直力施力，測力板所量測力量(F_x , F_y , F_z)與壓力中心(P_x , P_y)誤差統計如表 3-6 所示。測力板所量測垂直力的誤差平均值百分比在 0.30%~0.32%之間，標準差百分比在 0.33%~0.36%之間。測力板因 cross talk 因素而在測力板產生水平力(F_x , F_y)，測力板所量測水平力(F_x)的誤差平均值百分比在 -0.32%~-0.28%之間，標準差百分比均為 0.15%。測力板所量測水平力(F_y)的誤差平均值百分比在 0.58%~0.64%之間，標準差百分比在 0.11%~0.12%之間。而測力板所量測壓力中心 X 軸座標平均誤差在 1.32mm~1.33mm 之間與標準差在 0.74mm~0.78mm 之間，Y 軸座標平均誤差在 1.05mm~1.08mm 之間與標準差在 0.70mm~0.75mm 之間。測力板上 100 個檢驗點所量測力量的誤差平均值百分比與標準差百分比均在測力板類神經網路學習校正點的量測範圍內；而測力板上 100 個檢驗點所量測壓力中心的平均誤差與標準差均在測力板類神經網路學習校正點的量測範圍內。

表 3-6 測力板上 100 個檢驗點校正前力量與壓力中心之誤差統計

Vertical load (N)	F_z		F_x		F_y		P_x		P_y	
	error(%)		cross_talk(%)		cross_talk(%)		error(mm)		error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.30	0.35	-0.28	0.15	0.64	0.12	1.33	0.78	1.08	0.70
800	0.31	0.36	-0.31	0.15	0.61	0.11	1.32	0.75	1.07	0.73
1000	0.32	0.33	-0.32	0.15	0.58	0.11	1.32	0.74	1.05	0.75

測力板檢驗點所量測力量與壓力中心經類神經網路修正器修正後之誤差統計結果如表 3-7 所示。其垂直力的誤差平均值百分比在 0.0%~0.01%之間，標準差百分比在 0.08%~0.09%之間，水平力(F_x , F_y)的誤差平均值百分比在 -0.01%~0.01%之間，標準差百分比在 0.04%~0.05%之間；其壓力中心 X 軸座標平均誤差在 0.02mm~0.03mm 之間、標準差在 0.23mm~0.24mm 之間，壓力中心 Y 軸座標平均誤差在 0.03mm~0.04mm 之間、標準差在 0.23mm~0.24mm 之間。測力板上 100 個檢驗點所量測力量經類神經網路修正器修正後，其誤差平均值百分比與標準差百分比均在測力板類神經網路學習校正點的校正後範圍內；而測力板上 100 個檢驗點所量測壓力中心經類神經網路修正器修正後，其

平均誤差與標準差均在測力板類神經網路學習校正點的校正後範圍內。

表 3-7 測力板上 100 個檢驗點校正後力量與壓力中心之誤差統計

Vertical load (N)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)		P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
650	0.01	0.09	-0.01	0.04	0.01	0.05	0.03	0.23	0.04	0.24
800	0.00	0.09	0.01	0.04	0.01	0.04	0.03	0.24	0.03	0.23
1000	0.00	0.08	0.00	0.04	0.00	0.04	0.02	0.23	0.03	0.24

本研究針對測力板 121 點校正點所量測力量、壓力中心誤差同時以類神經網路修正器作修正補償後得到很好的校正結果，雖 Bobbert[41] 等人以對稱方程式(symmetric function)來修正測力板所量測壓力中心誤差，但忽略壓力中心誤差除了施力點位置因素影響外，施力大小(當施力點不在測力板中心附近時)也會影響壓力中心誤差，且 Bobbert[41] 受測測力板為 Kistler 型，其測力板壓力中心誤差呈現對稱規律性變化，所以可以用二次式對稱方程式來修正壓力中心誤差，而本研究 AMTI 型測力板所量測出壓力中心變化呈現不規律性，此結果也與 Gill[43] 等人相同，所以不適用此方法。而 Hall[42] 等人校正矩陣來修正量測力量、力矩是利用屬於線性矩陣校正法，如以此方法來校正力量、壓力中心呈現非線性誤差的測力板其錯誤是可預期的，且此校正方法校正點只有局部幾點，其適用範圍也受到限制。所以，採取類神經網路修正器不僅可同時全面性修正量測力量、壓力中心的非線性誤差變化，針對不同類型測力板也能適用。

3.7 GRF 與 COP 對關節受力的影響

本節將針對受測測力板在校正前後所量測力量與壓力中心結果，來探討人體做步態分析時對踝關節(Ankle joint)、膝關節(Knee joint)及髖關節(Hip joint)計算受力大小的影響，並以關節承受力矩大小作比較。受試者為一位 73 歲女性、身高 158cm、體重 64kg、患有帕金森氏症疾病，其受試者動作是雙手自然下垂、雙腳腳跟相距 15cm、腳掌外展 15 度、靜態自然站立於測力板上。受試者站在測力板有三次不同位置，而測力板在校正前、後所量測的力量與壓力中心數值如表 3-8 所示。

表 3-8 測力板在校正前後所量測力量與壓力中心之數值

	位置 1		位置 2		位置 3	
	校正前	校正後	校正前	校正後	校正前	校正後
F_x (N)	-6.24	-7.83	-5.69	-7.13	-7.89	-9.27
F_y (N)	-24.49	-21.96	-19.55	-17.32	-21.75	19.57
F_z (N)	338.67	341.47	288.87	291.32	286.02	288.42
P_x (mm)	102.63	103.55	106.20	107.15	123.44	124.55
P_y (mm)	-114.29	-112.17	-122.78	-120.53	-116.67	-114.5

本研究將測力板在校正前、後所量測的力量與壓力中心位置代入人體下肢數學模型 [33]，計算人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小其結果如表 3-9 所示。一般臨床人體關節所受力矩是以力矩大小/受試者重量與肢段長度(%BW×LL)來表示，本研究為了利於判斷關節所受力矩大小的差異，直接以力矩大小(單位 N-m) 作比較。由表 3-9 可知各關節方向在測力板校正前、後其計算出所承受力矩有很大的差距，例如踝關節在外翻/內翻(Ev/Iv , evertor/invertor) 方向其校正前、後最大誤差 0.47(N-m)，在內轉/外轉(IR/ER , internal/external rotator) 方向其校正前、後最大誤差 1.07(N-m)；膝關節在外展/內收(Ab/Ad , abductor/adductor) 方向其校正前、後最大誤差 3.19(N-m)，在內轉/外轉方向其校正前、後最大誤差 0.45(N-m)，在屈曲/伸展(Flx/Ex, flexor/extensor) 方向其校正前、後最大誤差 0.53(N-m)；髖關節在外展/內收方向其校正前、後最大誤差 5.10(N-m)。因此，受試者做步態分析時其測力板所量測力量與壓力中心當有誤差時則會造成病情的誤判或治療上錯誤的評估，又其是當需要一個長時間療程，測力板如未提供準確量測值則在治療上的評估則會大大打折扣。

本研究受測測力板在校正前所有校正點壓力中心 X、Y 軸(P_x 、 P_y)平均誤差分別為 1.37mm 與 1.15mm，校正後 P_x 、 P_y 平均誤差分別為 0.03mm 與 0.04mm。而在計算人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小已有明顯差異。如採用 Bobbert(1990)未校正前測力板(壓力中心誤差在±20mm 內， P_x 、 P_y 平均誤差分別為 3.5mm 與 6.3mm)或是校正後測力板(壓力中心誤差在±10mm 內， P_x 、 P_y 平均誤差分別為 1.3mm 與 1.6mm)，而所計算出的人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小其錯誤是可預期的。所以針對實驗室內的測力板做現地校正是有其必要性。

表 3-9 測力板校正前後其人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小比較

		Ankle(N-m)			Knee(N-m)			Hip(N-m)		
		Ev/Iv	IR/ER	DF/PF	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ex	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ext
位置 1	校正前	0.91	0.45	17.10	6.09	0.89	0.85	21.2	1.81	8.31
	校正後	0.44	-0.62	17.64	2.91	0.44	1.38	16.1	1.57	9.31
位置 2	校正前	0.44	1.01	15.32	2.37	0.36	0.14	13.45	1.28	7.72
	校正後	0.15	0.28	15.8	0.66	0.08	0.39	11.01	1.15	8.66
位置 3	校正前	0.63	0.66	18.2	2.58	0.42	3.61	12.47	1.69	7.32
	校正後	0.32	-0.06	18.7	0.93	0.14	3.82	10.06	1.44	8.10

註：Ev/Iv：外翻/內翻(evertor/invertor)

IR/ER：內轉/外轉(internal/external rotator)

DF/PF：背屈/蹠屈(dorsiflexor/plantarflexor)

Ab/Ad：外展/內收(abductor/adductor)

Flx/Ext：屈曲/伸展(flexor/extensor)



第四章 測力板動態校正

人體在步態分析實驗時其人體的動作大部份為動態，所以測力板在動態施力下其所量測的力量與壓力中心的誤差是有校正之必要性。本研究將校正器動態施力於測力板分為已知動態施力與未知動態施力兩種方式，並探討測力板在動態校正前後其力量與壓力中心誤差之比較。

4.1 已知動態施力下之力量校正

為了改變校正器施力於測力板的已知力量大小，本研究將砝碼座分別以 7.5 cm/s 和 25cm/s 速度在支力臂上之滾珠螺桿組來回移動 100cm，校正器施力桿垂直施力由 523N 遞增至 987N，再由 987N 遞減至 523N。砝碼座剛起動及停止前時會有一段加、減速度而造成支力臂振動，而砝碼座離施力點越遠時其支力臂振動越明顯(與校正器結構有關)，此區域校正器施力桿實際施力於測力板並不能單由砝碼座位置而得，因支力臂的振動造成實際施力估算的不準確，如圖 4-1、4-2 所示，所以本研究選擇以測力板實際受力值在 650N~800N 間來探討，因此測力板負載期間砝碼座以等速度移動且砝碼座位置在施力點附近，支力臂較無振動，校正器施力桿實際施力於測力板可由砝碼座位置經公式換算而得，而校正器施力桿施力於測力板的實際值與量測值比較，如表 4-1、4-2 所示。由表 4-1、4-2 可知砝碼座以不同速度移動而來遞增或遞減測力板負載其水平力 X 軸方向的實際值與量測值誤差量平均值在 -3.73N~-3.13N 之間、標準差在 0.55N~0.57N 之間，水平力 Y 軸方向的實際值與量測值誤差量平均值在 2.70N~-2.82N 之間、標準差在 0.51N~0.64N 之間。而砝碼座以不同速度移動而來遞增測力板負載其垂直軸方向的實際值與量測值誤差量平均值在 2.56N~-4.62N 之間、標準差在 3.51N~-4.83N 之間，砝碼座以不同速度移動而來遞減測力板負載其垂直軸方向的實際值與量測值誤差量平均值在 -1.92N~-1.56N 之間、標準差在 4.23N~4.55N 之間。

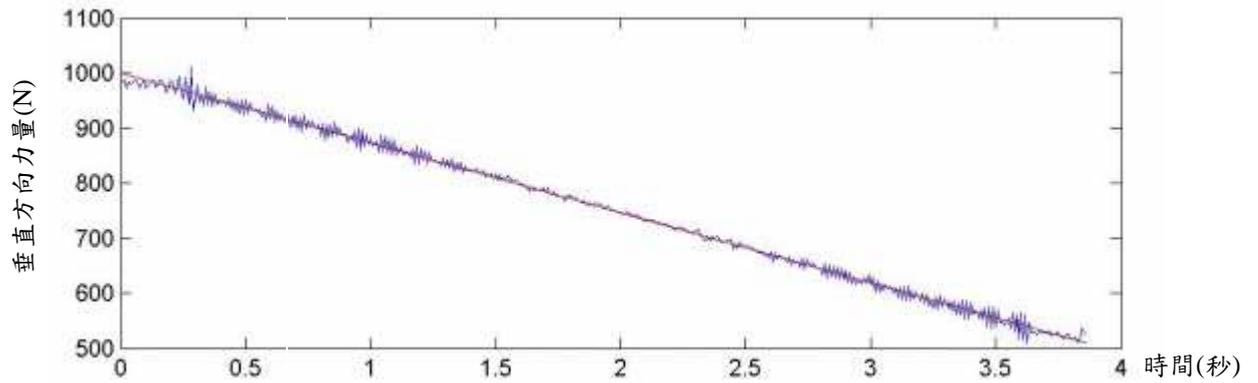


圖 4-1 砝碼座以 25.0 cm/sec 速度移動來遞減測力板負載

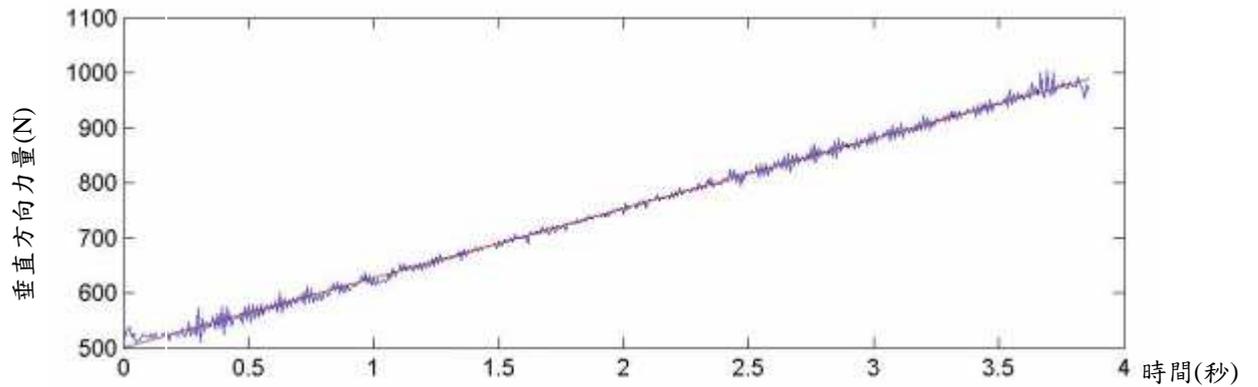


圖 4-2 砝碼座以 25.0 cm/sec 速度移動來遞增測力板負載

表 4-1 測力板在已知動態遞增施力負載下，其力量實際值與量測值之比較

砝碼座 移動速度 (cm/sec)	負載由 650N 遞增至 800N					
	X 軸水平力誤差量(N)		Y 軸水平力誤差量(N)		垂直力誤差量(N)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-3.27	0.55	2.82	0.64	2.56	3.51
25	-3.73	0.57	2.70	0.57	4.62	4.83

表 4-2 測力板在已知動態遞減施力負載下，其力量實際值與量測值之比較

砝碼座 移動速度 (cm/sec)	負載由 800N 遞減至 650N					
	X 軸水平力誤差量(N)		Y 軸水平力誤差量(N)		垂直力誤差量(N)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-3.13	0.55	2.79	0.54	-1.56	4.55
25	-3.49	0.57	2.75	0.51	-1.92	4.23

本研究以靜態模式類神經網路力量修正器作為量測動態力量修正補償，其修正結果如表 4-3、4-4 所示。由表 4-3、4-4 可知，類神經網路力量修正器修正前後其動態水平、垂直軸方向力量的標準差並無明顯變化，但動態水平力 X 軸誤差量平均值已降為 -2.40N~-1.73N 之間，動態水平力 Y 軸誤差量平均值已降為 -1.47N~-1.36N 之間。動態垂直軸方向遞減負載下誤差量平均值已降為 -0.58N~-0.11N 之間。但動態垂直軸方向遞增負載下誤差量平均值反而提昇在 3.85N~5.56N 之間。

表 4-3 測力板在已知動態遞增施力負載下，其力量校正後之比較

砝碼座 移動速度 (cm/sec)	負載由 650N 遞增至 800N					
	X 軸水平力誤差量(N)		Y 軸水平力誤差量(N)		垂直力誤差量(N)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-1.73	0.52	-1.36	0.63	3.85	3.50
25	-2.40	0.53	-1.47	0.56	5.56	4.79

表 4-4 測力板在已知動態遞減施力負載下，其力量校正後之比較

砝碼座 移動速度 (cm/sec)	負載由 800N 遞減至 650N					
	X 軸水平力誤差量(N)		Y 軸水平力誤差量(N)		垂直力誤差量(N)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-1.77	0.47	-1.40	0.51	-0.11	4.54
25	-1.91	0.54	-1.45	0.49	-0.58	4.31

由於本研究 AMTI 測力板採用應變計變形來量測力量，所以當測力板受到較快速的力作用時將導致應變計來不及變形而無法測得正確資料。從表 4-1、4-2 可知，負載由 650N 遞增至 800N 時垂直力誤差量平均值均為正值，而負載由 800N 遞減至 650N 時垂直力誤差量平均值均為負值，證明負載變化速度快慢是會影響 AMTI 測力板量測力量值。

一般步態分析對於量測力量會以濾波及曲線擬合(curve fitting) 作處理，所以本研究對砝碼座以不同速度移動而來遞增或遞減測力板負載所量測力量作濾波及曲線擬合，其結果如表 4-5 所示。由表 4-1、4-2、4-5 可知在相同砝碼座移動速度下垂直方向力量量測值在濾波及曲線擬合前後其誤差量平均值非常相近，且實際負載曲線與濾波及

曲線擬合後量測負載曲線幾近平行(垂直力誤差量的標準差很小), 如圖 4-3、4-4 所示。此現象說明了量測負載曲線作濾波及曲線擬合處理後已將一些訊號雜訊去除, 且砝碼座等速移動因此量測負載曲線呈線性變化, 而實際負載曲線與量測負載作濾波及曲線擬合後曲線的差距是為 AMTI 測力板應變計來不及變形的結果, 而此差距隨砝碼座移動速度增加則越明顯。

表 4-5 測力板在已知動態施力負載下, 其力量經濾波及曲線擬合後之誤差

砝碼座 移動速度 (cm/sec)	負載由 650N 遞增至 800N 垂直力誤差量(N)		負載由 800N 遞增至 650N 垂直力誤差量(N)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5cm/sec	2.67	0.14	-1.30	0.29
25 cm/sec	4.60	0.73	-1.96	0.34

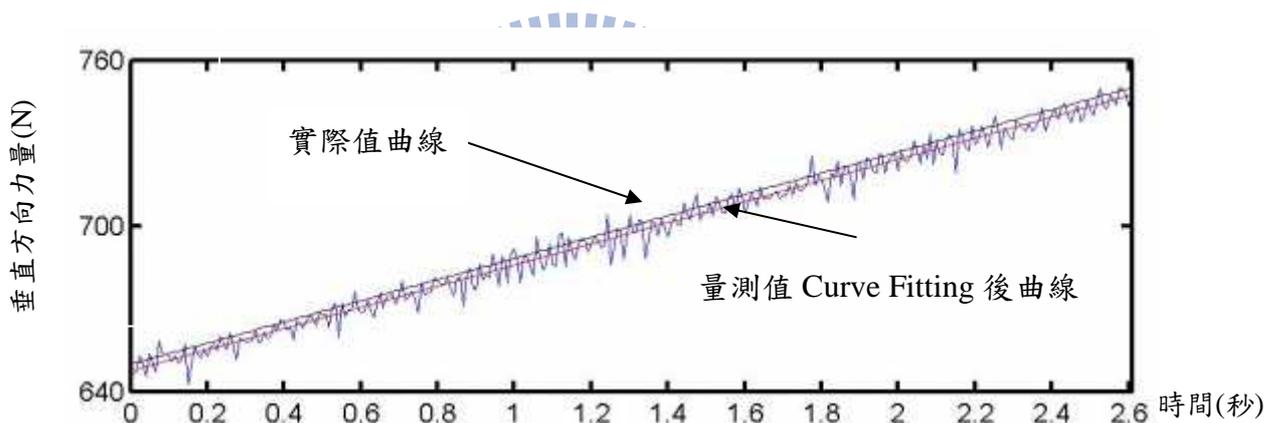


圖 4-3 砝碼座以 7.5 cm/sec 速度移動來遞增測力板負載

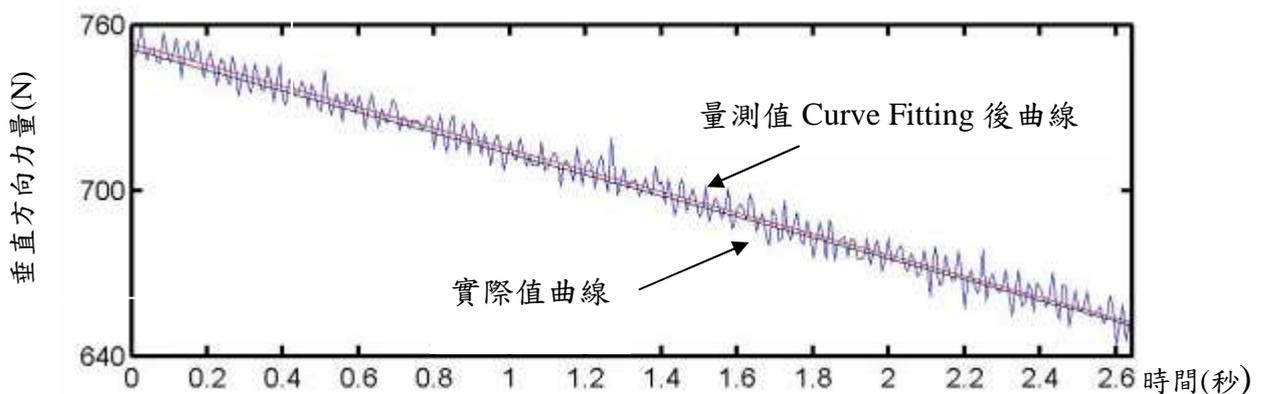


圖 4-4、砝碼座以 7.5 cm/sec 速度移動來遞減測力板負載

4.2 已知動態施力下之壓力中心校正

在已知動態施力實際值情況下，校正器施力桿垂直作用於測力板的中心校正點上，砝碼座上放置砝碼 20Kgw 分別以 7.5、25.0cm/sec 速度在支力臂上之滾珠螺桿組來回移動 100cm，施力桿垂直施力由 523N 遞增至 987N，再由 987N 遞減至 523N。砝碼座以不同速度變化下其測力板壓力中心(P_x 、 P_y)誤差量平均值與標準差的結果，如表 4-6、4-7 所示。量測壓力中心 X 軸座標誤差量平均值在 -0.56mm~-0.50mm 之間、標準差在 0.67mm~0.71mm 之間，量測壓力中心 Y 軸座標誤差量平均值在 0.88mm~0.95mm 之間、標準差在 0.58mm~0.64mm 之間。所以砝碼座以不同速度移動而來遞增或遞減測力板負載，其所量測壓力中心 X、Y 軸座標誤差量平均值與標準差並不隨砝碼座不同速度移動而顯著改變。

表 4-6 測力板在已知動態遞增施力負載下，其壓力中心誤差之比較

砝碼座移動速度 (cm/sec)	負載由 523N 遞增至 987N 壓力中心誤差量			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-0.56	0.70	0.88	0.59
25	-0.55	0.71	0.90	0.59

表 4-7 測力板在已知動態遞減施力負載下，其壓力中心誤差之比較

砝碼座移動速度 (cm/sec)	負載由 987N 遞減至 523N 壓力中心誤差量			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-0.50	0.67	0.95	0.58
25	-0.53	0.68	0.90	0.64

砝碼座以不同速度移動而來遞增或遞減測力板負載，其所量測壓力中心 X、Y 軸座標，如與靜態壓力中心作比較(測力板中心點(0,0)做靜態壓力中心測試其 X 軸座標誤差量為 -0.46mm、Y 軸座標誤差量為 0.81mm)，其動態壓力中心 X 軸座標誤差量平均值與靜態壓力中心 X 軸座標誤差量的誤差在 -0.10mm~-0.04mm 之間，而動態壓力中心 Y 軸座標誤差量平均值與靜態壓力中心 Y 軸座標誤差量的誤差在 0.07mm~0.14mm。因測力板中心點(0,0)動態、靜態壓力中心 X、Y 軸座標誤差量的比較是非常相近，所以本研究

以靜態模式類神經網路壓力中心修正器作為量測動態壓力中心修正補償，其修正結果如表 4-8、4-9 所示。

表 4-8 測力板在已知動態遞增施力負載下，其壓力中心校正後之比較

砝碼座移 動速度 (cm/sec)	負載由 523N 遞增至 987N 壓力中心誤差量			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	0.07	0.72	-0.06	0.60
25	0.10	0.72	-0.07	0.61

表 4-9 測力板在已知動態遞減施力負載下，其壓力中心校正後之比較

砝碼座移 動速度 (cm/sec)	負載由 987N 遞減至 523N 壓力中心誤差量			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
7.5	-0.01	0.69	-0.11	0.59
25	0.03	0.69	-0.05	0.65

由表 4-8、4-9 可知，類神經網路壓力中心修正器修正前後其動態壓力中心 X、Y 軸座標的標準差並無明顯變化，但動態壓力中心 X 軸座標誤差量平均值已降為-0.02mm~0.10mm，而 Y 軸座標誤差量平均值已降為-0.12mm~-0.06mm。所以動態壓力中心 X、Y 軸座標修正可採用靜態模式類神經網路壓力中心修正器來修正。

4.3 未知動態施力下之壓力中心校正

在未知動態施力實際值情況下，校正器施力桿垂直作用於測力板的中心校正點上，測力板在重、中及輕負載下之量測力量與壓力中心 X、Y 軸誤差量如圖 4-5~4-13 所示。由於施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高峰點(peak)前與測力板垂直負載最後一個高峰點至施力桿施力結束前其測力板量測壓力中心極為不穩定，因此本研究擷取施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高峰點至最後一個高峰點之訊號，其實際壓力中心與量測壓力中心誤差平均值與標準差統計結果，如表 4-10 所示。在重負載中(800N~1400N)其壓力中心 X 軸誤差量平均值在-0.64mm~-0.59mm 之間、Y 軸誤差量平

均值在 0.97mm~1.10mm 之間，在中負載中(650N~800N)其壓力中心 X 軸誤差量平均值在-0.64mm~-0.61mm 之間、Y 軸誤差量平均值在 0.75mm~0.96mm 之間，在輕負載中(450N~650N)其壓力中心 X 軸誤差量平均值在-0.88mm~-0.53mm 之間、Y 軸誤差量平均值在 0.70mm~0.95mm 之間。在不同負載中其壓力中心 X 軸誤差量平均值大約集中在 -0.6mm，而 Y 軸誤差量平均值分佈較廣在 0.8mm~1.0mm 之間。

表 4-10 測力板在未知動態施力負載下，其壓力中心之比較

次數	重負載壓力中心(800N~1400N)				中負載壓力中心(650N~800N)			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)		X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
1	-0.64	0.58	1.01	0.41	-0.64	0.61	0.79	0.60
2	-0.59	0.50	1.00	0.64	-0.62	0.69	0.95	0.84
3	-0.60	0.59	0.97	0.47	-0.61	0.62	0.75	0.72
4	-0.63	0.54	1.10	0.44	-0.63	0.64	0.85	0.59

表 4-10(續)

次數	輕負載壓力中心(450N~650N)			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
1	-0.87	1.15	0.95	0.89
2	-0.88	0.95	0.70	0.90
3	-0.53	1.37	0.82	0.85
4	-0.60	0.94	0.79	0.75

重負載：負載在 800N~1400N 之間

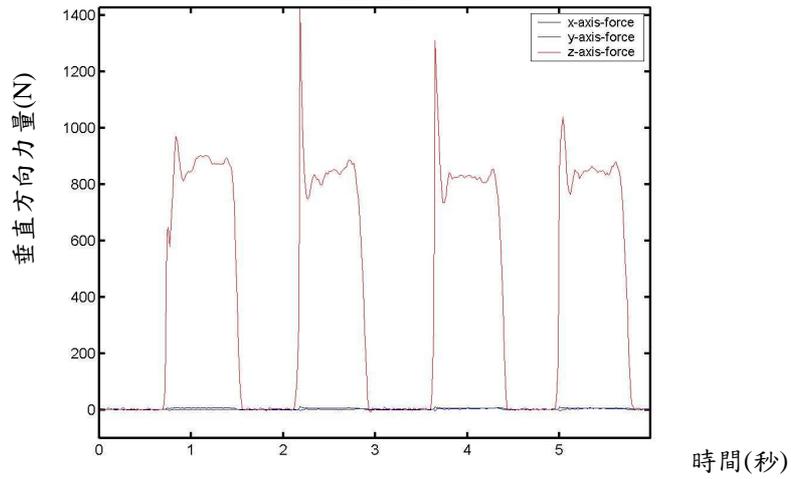


圖 4-5 測力板在重負載下所量測力量

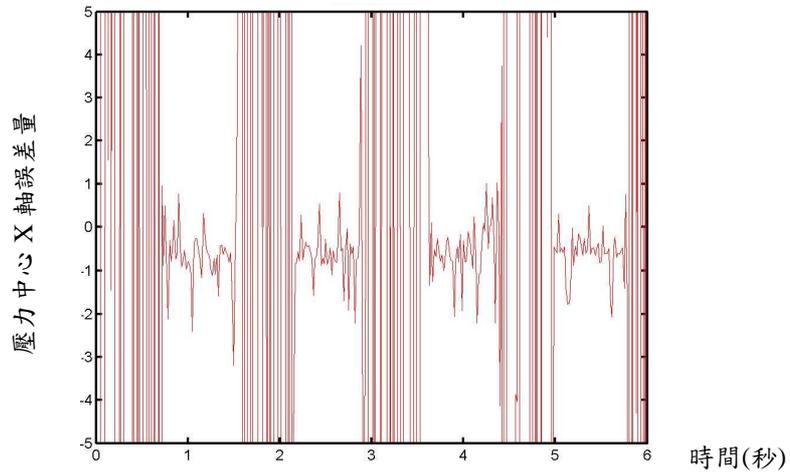


圖 4-6 測力板在重負載下之壓力中心 X 軸誤差量

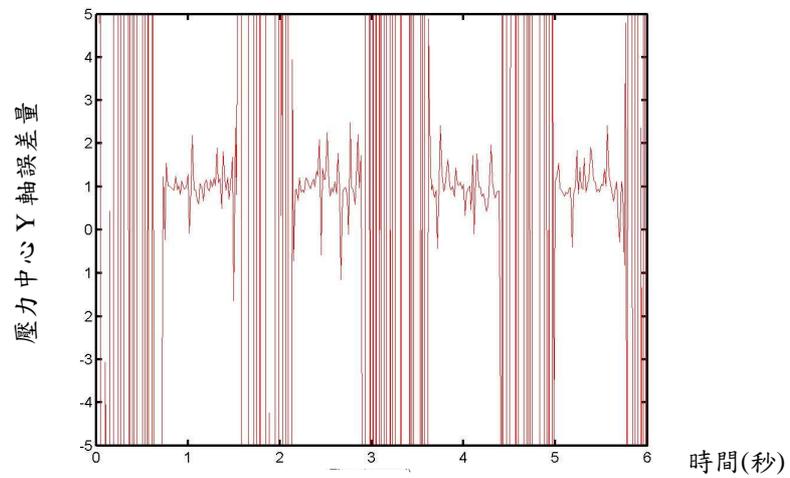


圖 4-7 測力板在重負載下之壓力中心 Y 軸誤差量

中負載：負載在 650N~800N 之間

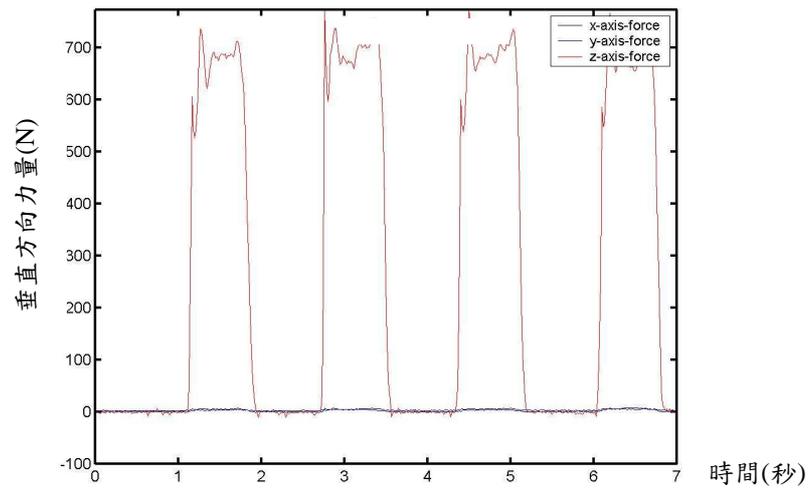


圖 4-8 測力板在中負載下所量測力量

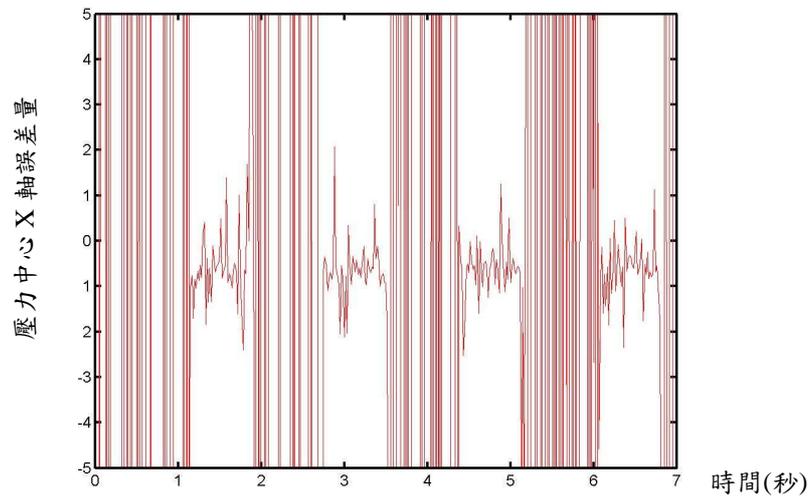


圖 4-9 測力板在中負載下之壓力中心 X 軸誤差量

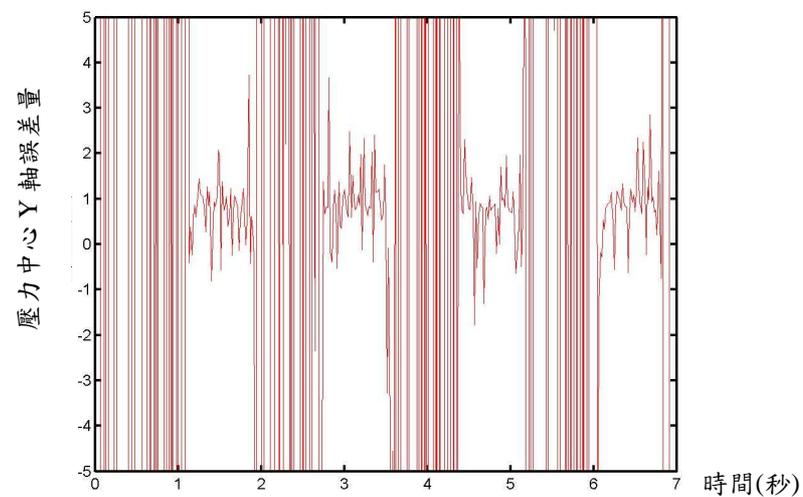


圖 4-10 測力板在中負載下之壓力中心 Y 軸誤差量

輕負載：負載在 450N~650N 之間

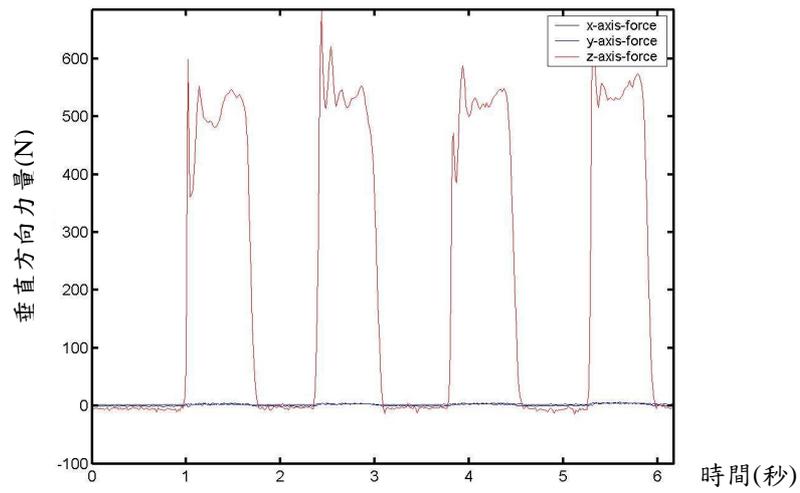


圖 4-11 測力板在輕負載下所量測力量

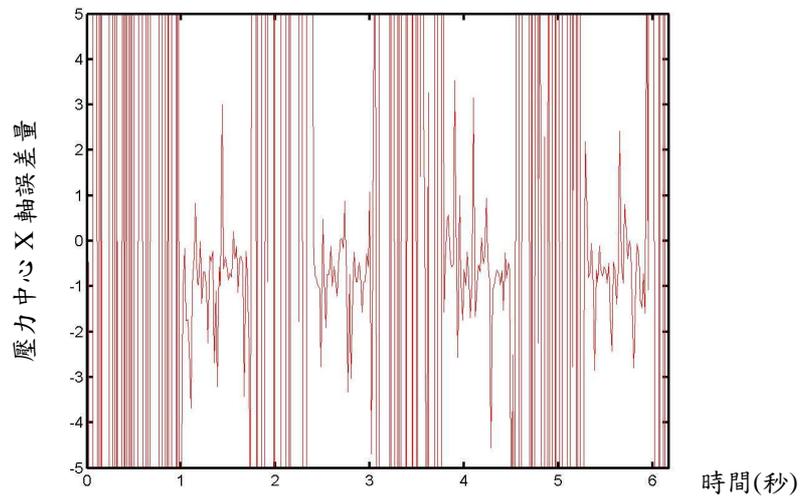


圖 4-12 測力板在輕負載下之壓力中心 X 軸誤差量

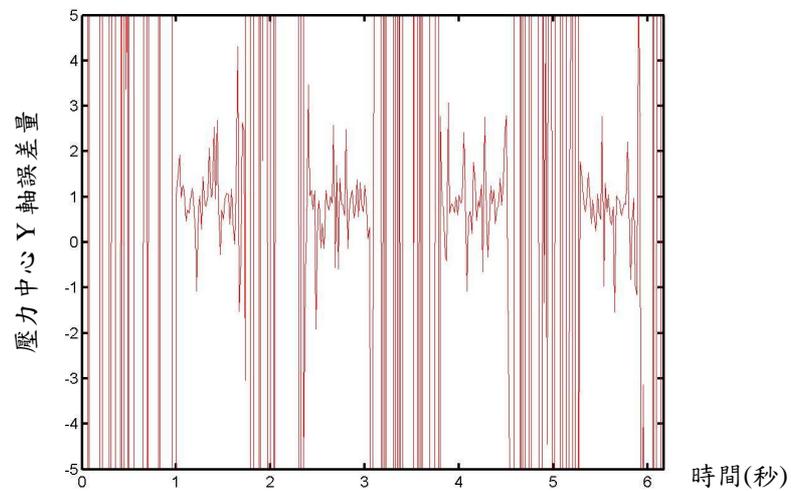


圖 4-13 測力板在輕負載下之壓力中心 Y 軸誤差量

Bobbert[41]等人測力板動態測試採木製平台校正器，當受測者施力於木製平台校正器是比較容易產生振動，因此在動態測試中量測壓力中心 X、Y 軸誤差會有 $\pm 20\text{mm}$ 振幅的誤差量。而本研究校正器以鋁合金為主體、施力桿採不銹鋼(SUS303)，所以當受測者施力於校正器上時，其施力立即傳遞至測力板，且校正器因不易產生振動而影響量測壓力中心準確度。本研究動態測試中量測壓力中心 X、Y 軸誤差量標準差如表 4-10 所示，其中重負載標準差最大值為 0.64mm、中負載標準差最大值為 0.84mm、輕負載標準差最大值為 1.37mm (每一種負載模式共測試 4 次)。

本研究以靜態模式類神經網路壓力中心修正器作為量測動態壓力中心修正補償，而修正範圍為垂直施力於測力板達 350N 以上，其修正結果如表 4-11 所示。由表 4-11 可知，類神經網路壓力中心修正器修正前後其動態壓力中心 X、Y 軸座標的標準差並無明顯變化，但在不同負載中其壓力中心 X 軸誤差量平均值已降為 $-0.21\text{mm} \sim 0.10\text{mm}$ 之間、Y 軸誤差量平均值已降為 $-0.08\text{mm} \sim 0.33\text{mm}$ 之間。

表 4-11 測力板在未知動態施力負載下，其壓力中心校正後之誤差比較

次數	重負載壓力中心(800N~1400N)				中負載壓力中心(650N~800N)			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)		X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D	Mean	S.D
1	0.10	0.58	0.33	0.41	0.04	0.76	-0.08	0.59
2	0.08	0.53	0.30	0.61	0.02	0.63	0.08	0.79
3	0.07	0.65	0.02	0.51	0.04	0.59	-0.01	0.80
4	0.06	0.54	0.13	0.41	0.00	0.63	-0.19	0.74

表 4-11(續)

次數	輕負載壓力中心(450N~650N)			
	X 軸誤差量 (mm)		Y 軸誤差量 (mm)	
	Mean	S.D	Mean	S.D
1	-0.21	1.07	0.19	0.79
2	-0.19	0.88	-0.02	0.94
3	0.11	1.24	0.11	0.88
4	-0.03	0.95	-0.27	0.85

本研究依 Nachiappan[53]等人方法針對測力板中心點作動態壓力中心測試分析，其結果如表 4-12 所示。在施力範圍 90N~160N、90N~200N、113N~160N 及 113N~200N 在施力速度 11.86、22.61N/sec 下，其標準差均在 3mm 以上，但在施力速度 34.48N/sec 下，除了在 90N~160N 有達到 3mm 以上，其餘施力範圍均在 3mm 以下，而施力範圍 90N~300N、113N~300N 在以上三種不同施力速度下其標準差均在 3mm 以下。因此在同一處動態壓力中心測試，其壓力中心標準差會隨著擷取施力範圍及施力速度而有所改變。由於 Nachiappan[53]等人以手施以力量於校正點上，其施力範圍及施力速度較不易控制，所以要以壓力中心標準差某定值(3mm)以上作為測力板是否校正之依據是有可能造成誤判。本研究校正器因可準確控制施力範圍及施力速度，所以提供使用者針對測力板是否須作校正的重要評估依據。

表 4-12 校正器以不同動態施力速度作用於測力板其 COP 標準差之比較

施力速度 N/sec	校正器施力於測力板，其各施力範圍之標準差值(mm)					
	90N~160N	90N~200N	90N~300N	113N~160N	113N~200N	113N~300N
11.86	3.71	3.46	2.95	3.39	3.19	2.61
22.61	3.56	3.24	2.66	3.27	3.07	2.48
34.48	3.33	2.98	2.45	2.53	2.37	1.98

校正器施力桿施力於測力板在重、中及輕負載測試中發現，在施力開始到達測力板垂直負載第一高峰點前，其測力板負載在 325N 以上所量測的壓力中心均落在施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高峰點至最後一個高峰點所量測壓力中心範圍內，其量測誤差值如表 4-13 所示。

表 4-13 測力板在未知動態施力負載下，在施力開始到達測力板垂直負載第一高峰點前，其測力板垂直負載在 325N 以上所量測的壓力中心誤差量

極值	重負載壓力中心 (800N~1400N)		中負載壓力中心 (650N~800N)		輕負載壓力中心 (450N~650N)	
	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)
最大值	0.91	-0.22	0.04	0.91	-0.22	0.04
最小值	-1.34	-1.00	-3.17	-1.34	-1.00	-3.17

施力桿施力於測力板在重、中及輕負載測試中發現，從測力板垂直負載最後一個高峰點到施力結束前期間，其測力板垂直負載在 350N 以上所量測的壓力中心均落在施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高峰點至最後一個高峰點所量測壓力中心範圍內，其量測值如表 4-14 所示。

表 4-14 測力板在未知動態施力負載下，從測力板垂直負載最後一個高峰點到施力結束前期間，其測力板垂直負載在 350N 以上所量測的壓力中心誤差量

極值	重負載壓力中心 (800N~1400N)		中負載壓力中心 (650N~800N)		輕負載壓力中心 (450N~650N)	
	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)	X 軸誤差量 (mm)	Y 軸誤差量 (mm)
最大值	1.02	2.47	1.21	2.86	1.07	1.40
最小值	-2.21	-0.17	-2.40	-0.64	-3.42	-1.42

本研究動態施力開始增加階段和施力結束前階段其壓力中心誤差極不穩定，且所量測的壓力中心大都落在施力桿開始施力到達測力板垂直負載第一高點至最後高點所量測壓力中心範圍外，此現象與 Bobbert[41]等人文獻中其測力板動態測試結果相同。所以測力板受動態施力如何在施力增加階段和施力結束前階段對量測壓力中心提高準確性是未來研究重要課題。

第五章 測力跑步機之校正

測力跑步機(instrumented treadmill)具有長時間、長距離量測人體步態連續且重複過程中地面反作用力及壓力中心的功能。所以本章將介紹利用本研究自行研製校正器對可測力量跑步機施以垂直負荷的負載，並運用類神經網路校正方法來修正跑步機所量測的地面反作用力和壓力中心之誤差。

5.1 測力跑步機的重要性

跑步機運動訓練常見於臨床心肺以及骨科復健治療，更是運動員體適能訓練的重點項目[58]，因此，瞭解跑步機運動訓練對人體肌肉骨骼系統之影響是非常的重要。由於傳統跑步機無法量測跑步者步態施力點及施力大小，因此，傳統跑步機數據資料對於肢體醫療或運動人員之神經骨骼肌肉是無法量化評估的。而人體分別在可測力量跑步機上與具有測力板的地面作步態行走分析，其在人體所量測各肢段運動學與力動學的參數數據是非常相近的[59]。

所以本研究可測力量跑步機除了提供一般性的跑步機功能(例如緊急停止功能、速度調節功能、坡度調節功能及避震功能)，而在跑步機內設有施力踏板、定位座及測力座，並運用四個精密力規配合萬向關節而量測出使用者於跑步運動時的步態施力點及施力大小，若再結合三維動作分析系統記錄使用者於跑步運動時的肢體運動學，便可透過逆向動力學獲得人體內力。因此本研究測力跑步機可應用於評估病患的異常步態，以助於診斷造成異常步態的可能機制[60]，也可用於評估義肢輔具介入或以人工植入物等醫療技術進行矯正治療後的療效，其評估結果也可作為進一步研發義肢輔具或人工植入物的參考依據。若將本研究應用於運動訓練評估時，則可瞭解運動員於跑步運動時骨骼與肌肉彼此間如何協調力所達成，並進一步提供避免運動傷害發生的建議。因此本研究在臨床醫療診斷與評估以及運動醫學相關領域皆具有相當的應用價值。

5.2 測力跑步機設計

本研究測力跑步機整體設計示意圖如圖 5-1 所示，其測力跑步機整體機構設計由下而上分為測力座、定位座及跑步機台等三部份，如圖 5-2 所示，而測力座、定位座及跑步機台的各部元件名稱如圖 5-3 所示。測力跑步機實體照片如圖 5-4 所示



圖 5-1 測力跑步機整體設計示意圖

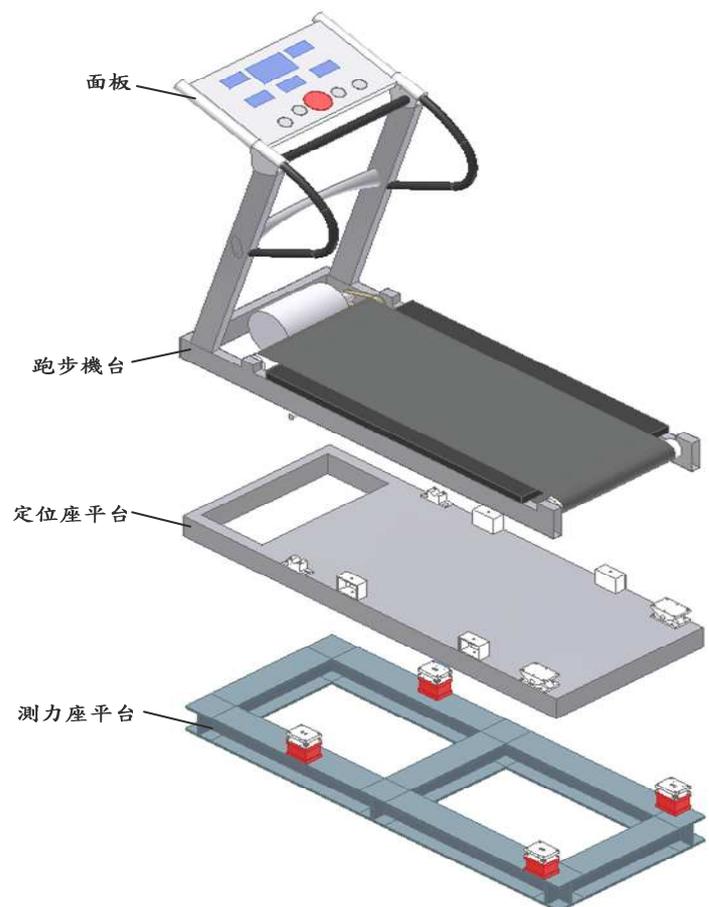


圖 5-2 跑步機機構分解示意圖

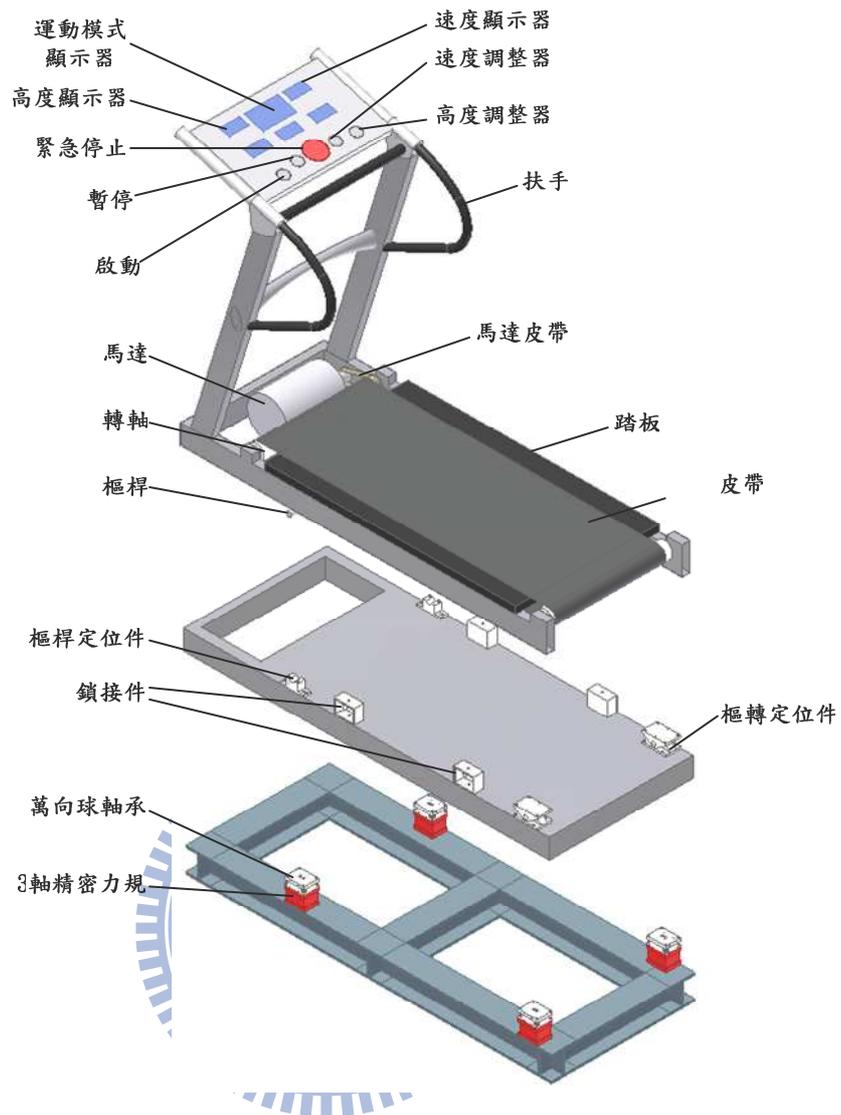


圖 5-3 測力跑步機的各部元件名稱



圖 5-4 測力跑步機實體照片

以下針對測力跑步機組成模組之規格、組件及功能作介紹：

1. 測力跑步機是以膨脹螺絲將測力座平台固定於實驗室地面上(同時可在地面塗上 AB 膠，防止震動及共振)，其上方表面裝設四個可檢測三軸正向力量變化的精密力規 (FUTEK tri-axial sensor MTA400, advanced sensor technology, inc., USA)，如圖 5-3 所示。該精密力規上、下皆裝設一塊絕緣片以防止電感干擾測量。四個精密力規彼此對應位於該測力座之四個相對角，而且在各精密力規上方各固定一個球型萬向關節，而在球型萬向關節上方再裝設一個安裝件。
2. 測力跑步機的定位座平台裝設在測力座上方，並鎖固在測力座的安裝件上。而定位座一端製設有 2 個樞轉定位件，而定位座在樞轉定位件的相對端製作滑軌，且於樞轉定位件及滑軌之間裝設有向上凸伸之支撐件，該支撐件的頂端開設有一 U 型凹槽，另於樞轉定位件及滑軌之間佈設有四個鎖接件。
3. 測力跑步機台裝設在定位座上方，其上設有一升降輪組、一馬達皮帶組及一施力板，測力跑步機台底部一端固定在定位座的樞轉定位件上方，且測力跑步機台於相對樞轉定位件的另一端設有升降輪組，該升降輪組以向內凸伸之輪子抵靠在該定位座的滑軌上，且該升降輪組依控制讓輪子升降改變向內凸伸距離，而測力跑步機台在樞轉定位件與升降輪組之間橫向固定有一根樞桿，樞桿對應容置於該定位座之支撐件的 U 型凹槽內；施力板裝設在測力跑步機台對應跑步路徑的表面處，另馬達皮帶組之馬達配合轉桿帶動跑帶，且該跑帶迴轉環繞在該施力板之外。

以下為測力跑步機規格：

1. 測力跑步機大小：183*80*188 公分。
2. 跑帶範圍：52*135 公分。
3. 測力跑步機在無負載下之重量：290 公斤。
4. 可負載：200 公斤。
5. 電動機：額定功率 2.5 馬力(DC 110V)。
6. 速度控制：採脈衝寬度調整(Pulse Width Modulation, PWM)回饋控制。
7. 速度範圍：1~16Km/h 。

8. 坡度範圍：0~10 度，採電動方式調整。

5.3 測力跑步機量測力量與壓力中心計算

測力跑步機座標系統定義以測力座上四個相對角力規中心為原點，短軸為 X 軸方向、長軸為 Y 軸方向，如圖 5-5 所示。力規 a 中心點沿著 X 軸方向至力規 b 中心點距離為 67 公分，力規 b 中心點沿著 Y 軸方向至力規 c 中心點距離為 117 公分，施力平面與力規平面座標之距離為 41.2 公分。在測力跑步機循環跑帶內定位一塊施力踏板，藉由施力踏板吸收受試者足部循環跑動時的落點施力，如圖 5-6 所示。再由測力座上四個相對角精密的三軸正向力力規，並配合萬向球軸承承受力距為零的機械特性，經由計算可得受試者壓力中心(施力點)及施力大小。

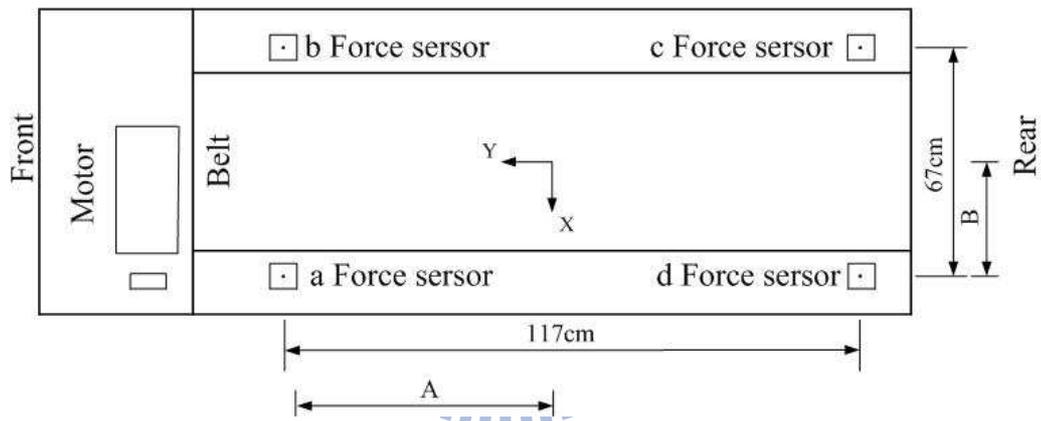


圖 5-5 測力跑步機座標系統定義

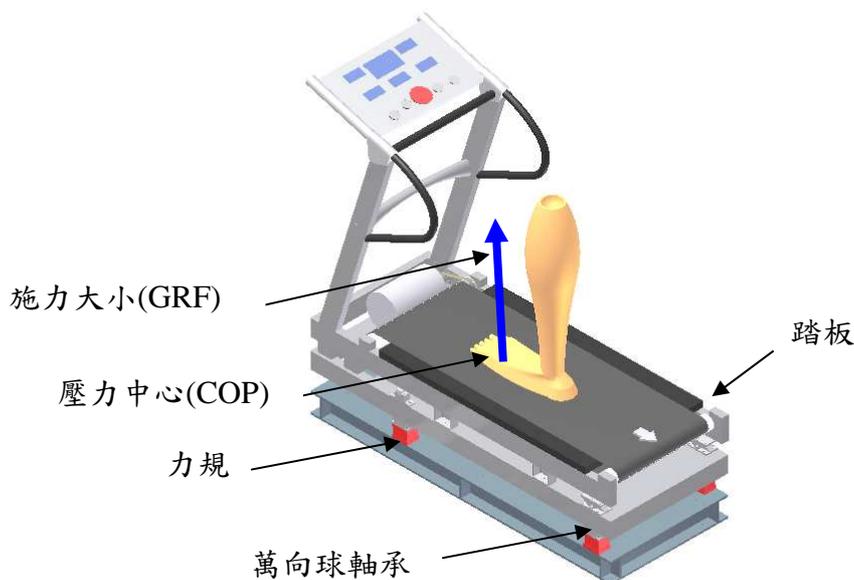


圖 5-6 受試者踏在測力跑步機跑帶示意圖

量測施力大小：

$$F_x = F_{xa} + F_{xb} + F_{xc} + F_{xd} \quad (5.1)$$

$$F_y = F_{ya} + F_{yb} + F_{yc} + F_{yd} \quad (5.2)$$

$$F_z = F_{za} + F_{zb} + F_{zc} + F_{zd} \quad (5.3)$$

F_x ：施力在 X 軸上之合力

F_y ：施力在 Y 軸上之合力

F_z ：施力在 Z 軸上之合力

F_{xa}, F_{ya}, F_{za} ：力規 a 量測之三軸正向力

F_{xb}, F_{yb}, F_{zb} ：力規 b 量測之三軸正向力

F_{xc}, F_{yc}, F_{zc} ：力規 c 量測之三軸正向力

F_{xd}, F_{yd}, F_{zd} ：力規 d 量測之三軸正向力

壓力中心座標：

$$\hat{x} = \frac{Z \cdot F_x - A \left[(F_{zb} + F_{zc}) - (F_{za} + F_{zd}) \right]}{F_z} \quad (5.4)$$

$$\hat{y} = \frac{Z \cdot F_y + B \left[(F_{za} + F_{zb}) - (F_{zc} + F_{zd}) \right]}{F_z} \quad (5.5)$$

\hat{x} ：測力跑步機所量測的壓力中心 X 軸座標

\hat{y} ：測力跑步機所量測的壓力中心 Y 軸座標

A：指力規 a 中心點沿著 x 軸方向至力規 b 中心點之距離一半

B：指力規 b 中心點沿著 y 軸方向至力規 c 中心點之距離一半

Z：指施力平面與力規平面座標之距離

5.4 靜態校正與驗證實驗步驟

本研究運用測力跑步機上的力規所量測力量、壓力中心與校正器提供實際值的關係，作為測力跑步機量測力量、壓力中心修正器類神經網路的學習資料。以下為靜態校正實驗步驟：

1. 將校正器固定於測力跑步機旁的地面上如圖 5-7 所示。安裝時校正器座標系統與測力跑步機座標系統需要平行。



圖 5-7 測力跑步機校正器之架設

2. 更換施力桿組上之鋼珠為角錐形的指示棒(指示座標功能)，並量測出測力跑步機四端點相對校正器座標系統之座標，以決定校正器座標系統與測力跑步機座標系統座標轉換關係。
3. 靜態實驗從測力跑步機座標系統原點沿著 X 軸正負方向每 4 公分劃一條水平線，同樣地從測力跑步機座標系統原點沿著 Y 軸正負方向每 4.14 公分劃一條垂直線。而 X 軸正負方向的水平線與 Y 軸正負方向的垂直線其交叉點為測力跑步機校正點，共 189 點。在人機介面輸入測力跑步機欲校正點的相關參數值。
4. 校正器施力桿在測力跑步機欲校正點分別施力 65Kgw、90Kgw、115Kgw 及 140Kgw 等垂直力量，並記錄測力跑步機上四組力規的力量量測值。
5. 力量訊號擷取頻率每一 channel 1000Hz，擷取時間 2 秒，並且使用濾波器(四階 Butterworth low-pass)以 10Hz 加以濾波，再對濾波過後的測力跑步機所量測之力量取平均值(average values)。

6. 由測力跑步機上四組力規的力量量測值計算出壓力中心與施力大小。
7. 類神經網路以測力跑步機上四組力規所量測力量大小(F_x , F_y , F_z)及壓力中心(P_x , P_y)為學習輸入值，以校正器施力桿實際施力大小及位置為輸出值。類神經網路學習結構共三層，輸入層有 5 個神經元、第一層隱藏層有 10 個神經元、第二層隱藏層有 8 個神經元、輸出層有 5 個神經元，第一、二層隱藏層中的每一個神經元均加入一個 bias 其值為-1，轉移函數採 $\tanh(x)$ 。
8. 本研究針對測力跑步機 189 點校正點分別施以靜態垂直力 65Kgw、90Kgw、及 140Kgw 作為類神經網路學習資料，並以各校正點施以靜態垂直力 115Kgw 作為驗證成效之評估。

5.5 靜態力量校正

測力跑步機上 189 校正點，分別以 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 做靜態垂直力施力，測力跑步機所量測力量(F_x , F_y , F_z)誤差統計如表 5-1 所示。測力跑步機所量測垂直力的誤差平均值百分比在 0.51%~0.82%之間，標準差百分比在 0.31%~0.34%之間。測力跑步機因 cross talk 因素而在測力跑步機產生水平力(F_x , F_y)，測力跑步機所量測水平力(F_x)的誤差平均值百分比在-0.44%~-0.24%之間，標準差百分比在 0.29%~0.31%之間；水平力(F_y)的誤差平均值百分比在-0.05%~0.21%之間，標準差百分比在 0.34%~0.42%之間。

表 5-1 測力跑步機量測力量誤差統計

Vertical load (Kgw)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	0.51	0.31	-0.44	0.30	0.21	0.34
90	0.67	0.34	-0.24	0.31	0.00	0.42
140	0.82	0.33	-0.25	0.29	-0.05	0.42

測力跑步機上四組力規所量測力量經類神經網路修正器修正後與校正器施力桿實際施力大小作比較，其誤差統計結果如表 5-2 所示。校正器施力桿垂直負載 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 為類神經網路修正器學習資料。

表 5-2 測力跑步機量測力量經校正後之誤差統計

Vertical load (Kgw)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y ross_talk(%)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	0.00	0.14	-0.04	0.16	-0.01	0.15
90	0.00	0.12	-0.05	0.15	-0.05	0.18
140	0.01	0.10	-0.03	0.13	-0.00	0.18

測力跑步機上四組力規所量測垂直力經類神經網路修正器修正補償後，垂直力的誤差平均值百分比在 0.00%~0.01%之間，標準差百分比在 0.10%~0.14%之間，水平力(F_x)的誤差平均值百分比在-0.05%~-0.03%之間，標準差百分比在 0.13~0.16%之間；水平力(F_y)的誤差平均值百分比在-0.05%~0.00%之間，標準差百分比在 0.15%~0.18%之間。

測力跑步機每一校正點在不同負載測試下其經類神經網路修正器修正補償前後其垂直力(F_z)誤差趨勢類似，且誤差量隨著垂直負載增加而增加。所以本研究以 140Kgw 垂直施力於測力跑步機為例，其校正前後測力跑步機上校正點的力量誤差如圖 5-8、5-9 所示。由圖 5-8 可知，垂直力(F_z)修正補償前誤差最大值是 2.348Kgw、最小值是 0.344Kgw，在測力跑步機前半部且又靠近邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較大，在測力跑步機後半部且又靠近邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較小。由圖 5-9 可知，垂直力(F_z)修正補償後誤差除了靠近測力跑步機前半部邊界校正點量測垂直力(F_z)修正結果較差外(誤差 0.68Kgw)，其餘校正點量測垂直力(F_z)修正結果都有明顯改善。而靠近測力跑步機邊界校正點一般受試者施力是比較不會施力此處。量測出水平力(F_x , F_y)經類神經網路修正器作量測力量修正補償後，由表 5-2 可知，測力跑步機每一點校正點量測水平力(F_x , F_y)都可以大部份修正至實際值。

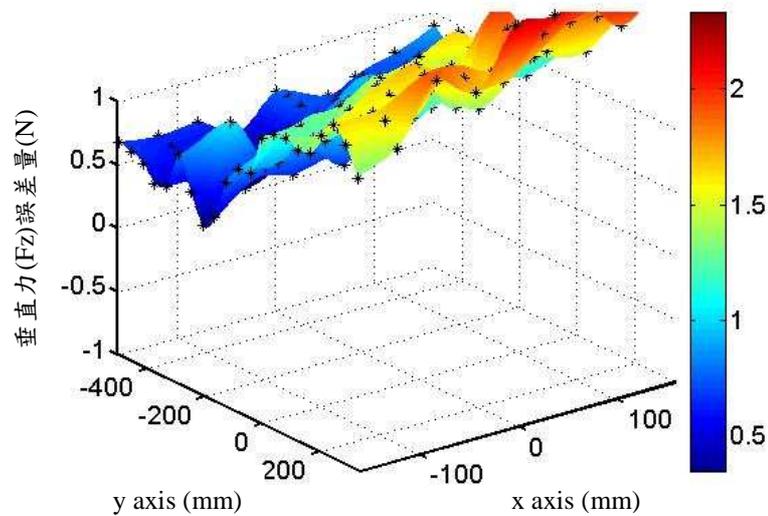


圖 5-8 測力跑步機各校正點在垂直力(F_z) 140Kgw 施力下之力量誤差

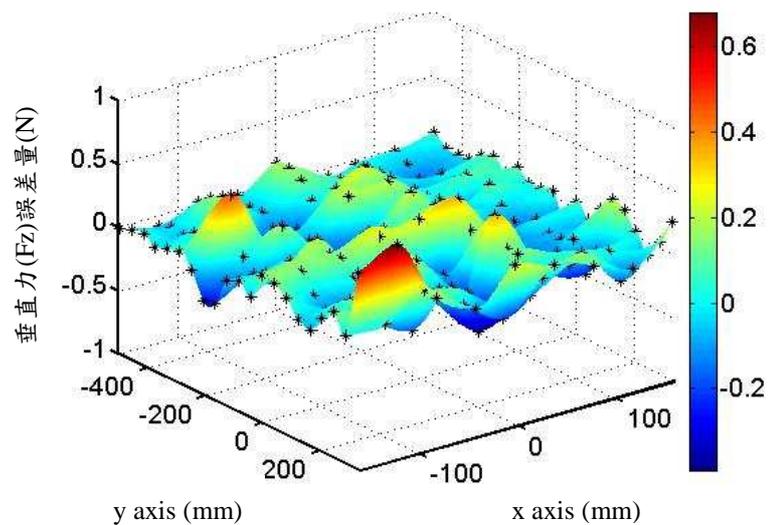


圖 5-9 測力跑步機各校正點在垂直力(F_z) 140Kgw 施力下校正後之力量誤差

5-6 壓力中心校正

測力跑步機上 189 校正點，分別以 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 做靜態垂直力施力，測力跑步機所量測壓力中心(P_x , P_y)誤差統計如表 5-3 所示。測力跑步機所量測壓力中心 X 軸座標平均誤差在 1.46mm~1.59mm 之間、標準差在 1.01mm~1.03mm 之間，Y 軸座標平均誤差在 0.57mm~0.71mm 之間、標準差在 1.73mm~1.87mm 之間。

表 5-3 測力跑步機量測壓力中心誤差統計

Vertical load (Kgw)	P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	1.46	1.01	0.71	1.87
90	1.52	1.02	0.63	1.82
140	1.59	1.03	0.57	1.73

測力跑步機上四組力規所量測壓力中心經類神經網路修正器修正後與校正器施力桿實際施力位置作比較，其誤差統計結果如表 5-4 所示。校正器施力桿垂直負載 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 為類神經網路修正器學習資料

表 5-4 測力跑步機量測壓力中心經校正後之誤差統計

Vertical load (Kgw)	P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	0.04	0.49	-0.03	0.60
90	-0.01	0.49	0.00	0.67
140	0.07	0.48	-0.06	0.59

測力跑步機量測壓力中心經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後，其量測壓力中心 X、Y 軸座標誤差有明顯改善，如表 5-4 所示。壓力中心 X 軸座標平均誤差在 -0.01mm~0.04mm 之間、標準差在 0.48mm~0.49mm 之間，壓力中心 Y 軸座標平均誤差在 -0.06mm~0.00mm 之間、標準差在 0.59~0.67mm 之間。

測力跑步機每一校正點在不同負載測試下其經類神經網路修正器修正補償前後其壓力中心誤差趨勢類似，本研究以 140Kgw 施力於測力跑步機為例，如圖 5-10、5-11 所示。圖 5-10 中圓實點為施力桿施力點，箭頭方向為施力桿壓力中心實際值與計算值向量，其向量大小是施力桿壓力中心實際值與計算值向量大小 5 倍。

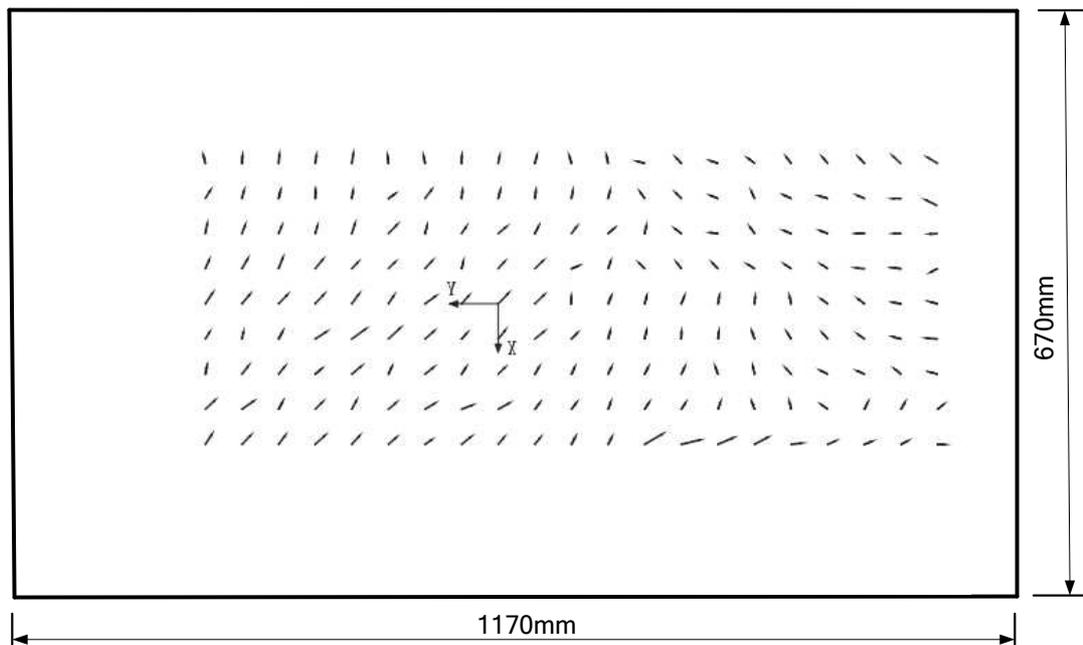


圖 5-10 測力跑步機在 140Kgw 垂直負載下其各校正點 COP 誤差向量

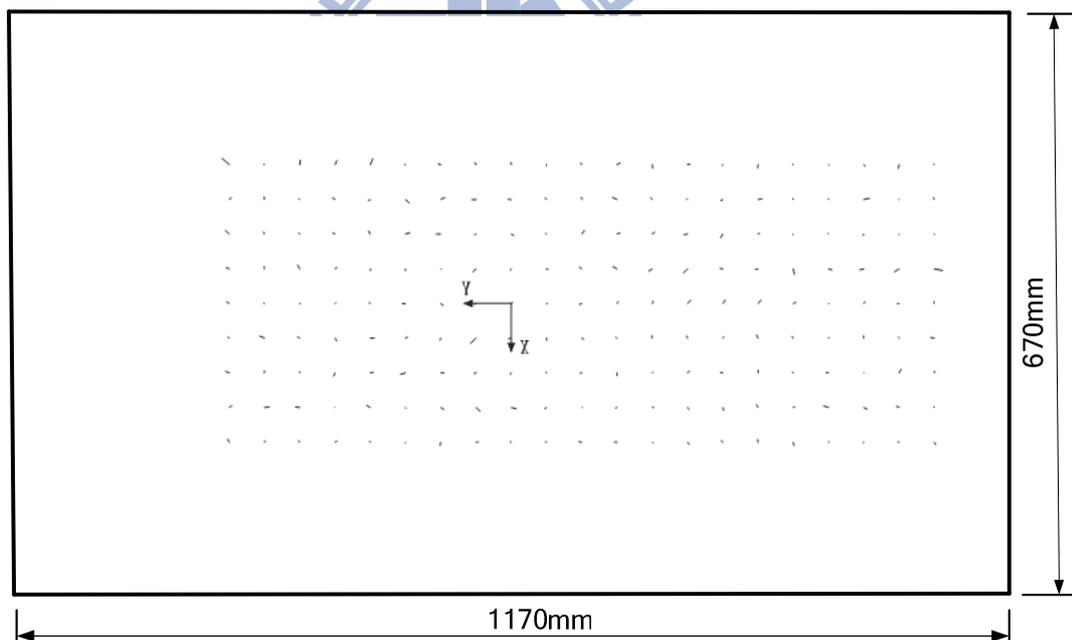


圖 5-11 測力跑步機在 140Kgw 垂直負載下其各校正點 COP 校正後之誤差向量

針對測力跑步機 189 校正點分別以 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 垂直力作靜態施力，而在每一校正點承受此三種不同的負載下所量測的壓力中心作比較，其壓力中心 P_x 相對誤差最大值是 1.29mm、壓力中心 P_y 相對誤差最大值是 1.90mm，且絕大部份校正點的壓力中心 (P_x, P_y) 的相對誤差都在 0.5mm 內，Bobbert[41] 等人也有相同結果(負載

1000N 以上時量測壓力中心差異很小)。雖然此壓力中心的相對誤差比測力板(P_x 相對誤差最大值是 0.31mm、 P_y 相對誤差最大值是 0.28mm) 來得大，但測力跑步機與測力板所量測壓力中心平均誤差與標準差(表 5-3、表 3-3) 已非常相近。由於本研究測力跑步機是在完成沒有校正前提下所量測，而測力板是由製造廠商提供校正矩陣情況下所量測，並且本研究測力跑步機量測範圍是測力板的 3.32 倍(測力跑步機量測範圍 117×67cm，而測力板是 50.8×46.4cm)，因此本研究測力跑步機在壓力中心校正前已經有相當準確性，這是本研究測力跑步機在四組力規上各安裝萬向球軸承所承現的效果。目前市面測力板量測受試者步態施力點之計算公式是假設測力板四個力規感測器處其受到彎矩(Bending Moments) 為零條件下求出，所以當測力板材料強度不夠或尺寸太大(EI 值) 時，均會造成壓力中心量測誤差[22]。

測力跑步機影響量測壓力中心準確度是施力點的位置，本研究以 140Kgw 施力於測力跑步機為例，如圖 5-10 所示。測力跑步機 189 校正點在相同負載(140Kgw) 條件下其實際施力點與量測壓力中心誤差均不相同，其校正前誤差最大絕對距離 5.16mm、最小絕對距離 0.57mm，而校正後誤差最大絕對距離 2.24mm、最小絕對距離 0.15mm。而此經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後，除了邊界校正點修正結果較差外，其餘校正點量測壓力中心修正都有明顯改善。

5-7 力量與壓力中心驗證

本研究針對測力跑步機上 189 校正點施以垂直負載 115Kgw 作為驗證測試資料。測力跑步機所量測力量(F_x , F_y , F_z) 與壓力中心(P_x , P_y) 誤差統計如表 5-5 所示。測力跑步機所量測垂直力的誤差平均值百分比是 0.78%，標準差百分比 0.32%。測力跑步機因 cross talk 因素而在測力跑步機產生水平力(F_x , F_y)，測力跑步機所量測水平力(F_x) 的誤差平均值百分比-0.24%，標準差百分在 0.30%，測力跑步機所量測水平力(F_y) 的誤差平均值百分比-0.03%，標準差百分比 0.43%。壓力中心 X 軸座標平均誤差值 5.15ftm、標準差 1.03mm，壓力中心 Y 軸座標平均誤差值 0.61mm、標準差在 1.76mm。

表 5-5 測力跑步機量測力量與壓力中心誤差統計

Vertical load (Kgw)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)		P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	0.51	0.31	-0.44	0.30	0.21	0.34	1.46	1.01	0.71	1.87
90	0.67	0.34	-0.24	0.31	0.00	0.42	1.52	1.02	0.63	1.82
115	0.78	0.32	-0.24	0.30	-0.03	0.43	1.57	1.03	0.61	1.76
140	0.82	0.33	-0.25	0.29	-0.05	0.42	1.59	1.03	0.57	1.73

本研究以校正器施力桿垂直負載 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 為學習資料的類神經網路修正器來修正垂直負載 115Kgw 之力量與壓力中心誤差，其驗證結果如表 5-6 所示。在力量補償方面垂直力的誤差平均值百分比 0.01%，標準差百分比 0.11%，水平力(F_x)的誤差平均值百分比在-0.03%，標準差百分比在 0.15%；水平力(F_y)的誤差平均值百分比-0.01%，標準差百分比在 0.18%。

表 5-6 測力跑步機量測力量與壓力中心經校正後之誤差統計

Vertical load (Kgw)	F_z error(%)		F_x cross_talk(%)		F_y cross_talk(%)		P_x error(mm)		P_y error(mm)	
	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.	Mean	S.D.
65	0.00	0.14	-0.04	0.16	-0.01	0.15	0.04	0.49	-0.03	0.60
90	0.00	0.12	-0.05	0.15	-0.05	0.18	-0.01	0.49	0.00	0.67
115	0.01	0.11	-0.03	0.15	-0.01	0.18	0.03	0.48	-0.04	0.62
140	0.01	0.10	-0.03	0.13	-0.00	0.18	0.07	0.48	-0.06	0.59

驗證負載 115Kgw 在校正前後其測力跑步機上校正點的力量誤差如圖 5-12、5-13 所示。由圖 5-12、5-13 可知，垂直力(F_z)修正補償前誤差最大值是 1.69Kgw、最小值是 0.13Kgw，垂直力(F_z)修正補償誤差最大值是 0.47Kgw、最小值是 0.00Kgw。在測力跑步機前半部且又靠近邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較大，在測力跑步機後半部且又靠近邊界的實際垂直力與量測垂直力誤差較小，此結果與垂直負載 65Kgw、90Kgw 及 140Kgw 相同。由圖 5-9 可知，垂直力(F_z)修正補償後誤差除了靠近測力跑步機前半部邊界校正點量測垂直力(F_z)修正結果較差外(誤差 0.47Kgw)，其餘校正點量測垂直力(F_z)修正結果都有明顯改善。

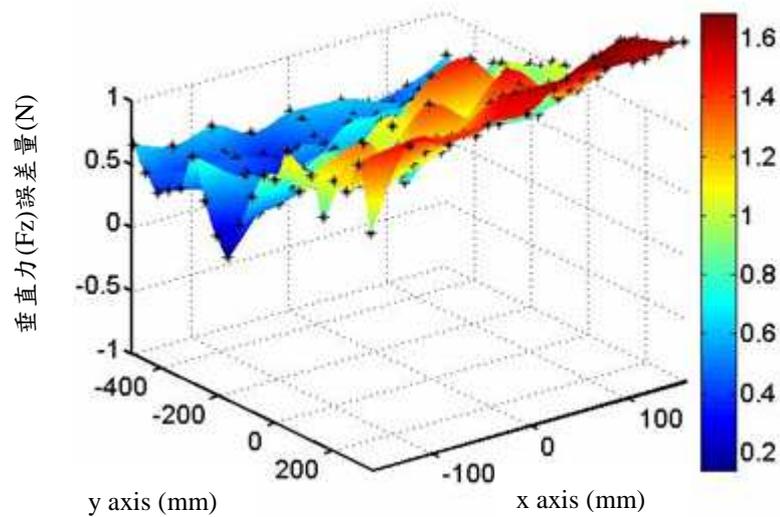


圖 5-12 測力跑步機各校正點在驗證負載 115Kgw 施力下之力量誤差

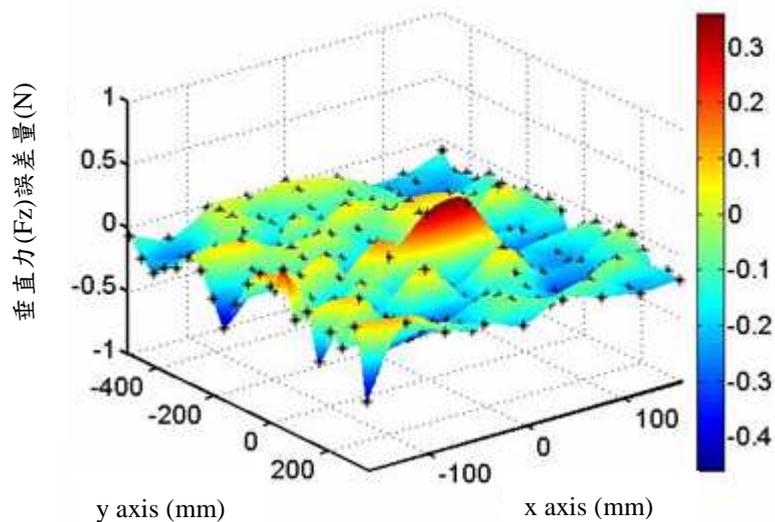


圖 5-13 測力跑步機各校正點在驗證負載 115Kgw 施力下校正後之力量誤差

驗證負載 115Kgw 在校正前後測力跑步機所量測壓力中心(P_x , P_y)誤差統計如表 5-5、5-6 所示。壓力中心 X 軸座標校正前平均誤差值 1.57mm、標準差 1.03mm，壓力中心 Y 軸座標校正前平均誤差值 0.61mm、標準差 1.76mm。壓力中心 X 軸座標校正後平均誤差值 0.03mm、標準差 0.48mm，壓力中心 Y 軸座標校正後平均誤差值在-0.04mm、標準差 0.62mm。

驗證負載 115Kgw 在校正前後其測力跑步機上各校正點的壓力中心誤差如圖

5-14、5-15 所示。由圖 5-14、5-15 可知其校正前誤差最大絕對距離 5.29mm、最小絕對距離 0.58mm，而校正後誤差最大絕對距離 2.32mm、最小絕對距離 0.09mm。而此經類神經網路修正器作量測壓力中心修正補償後，其校正點量測壓力中心修正都有明顯改善。

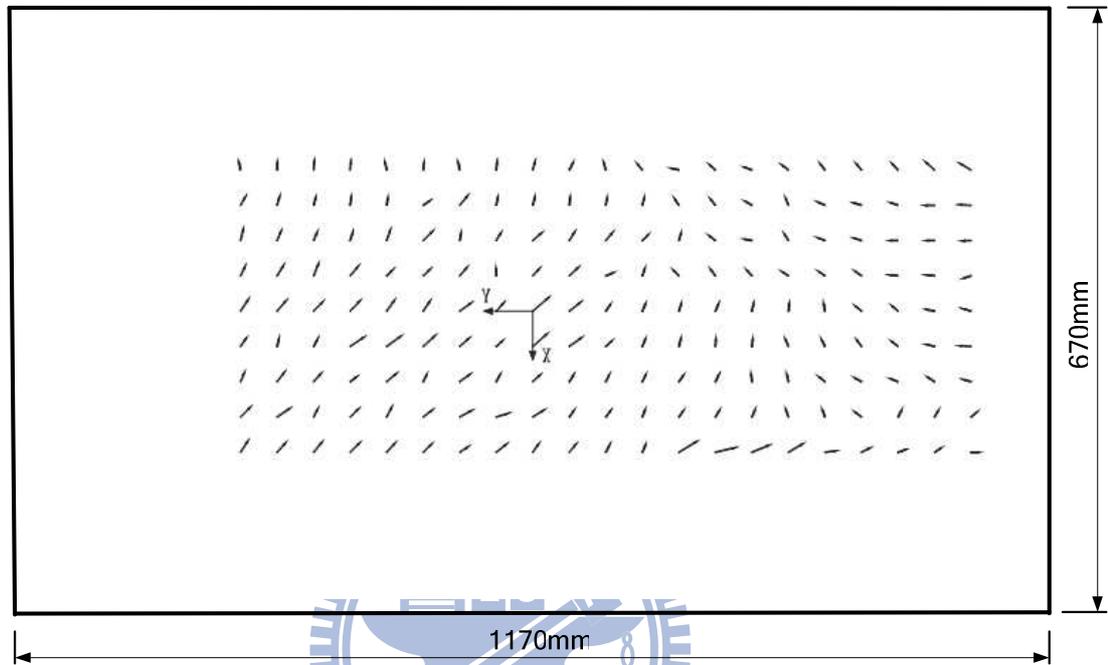


圖 5-14 測力跑步機在驗證負載 115Kgw 作用下其各校正點 COP 誤差向量

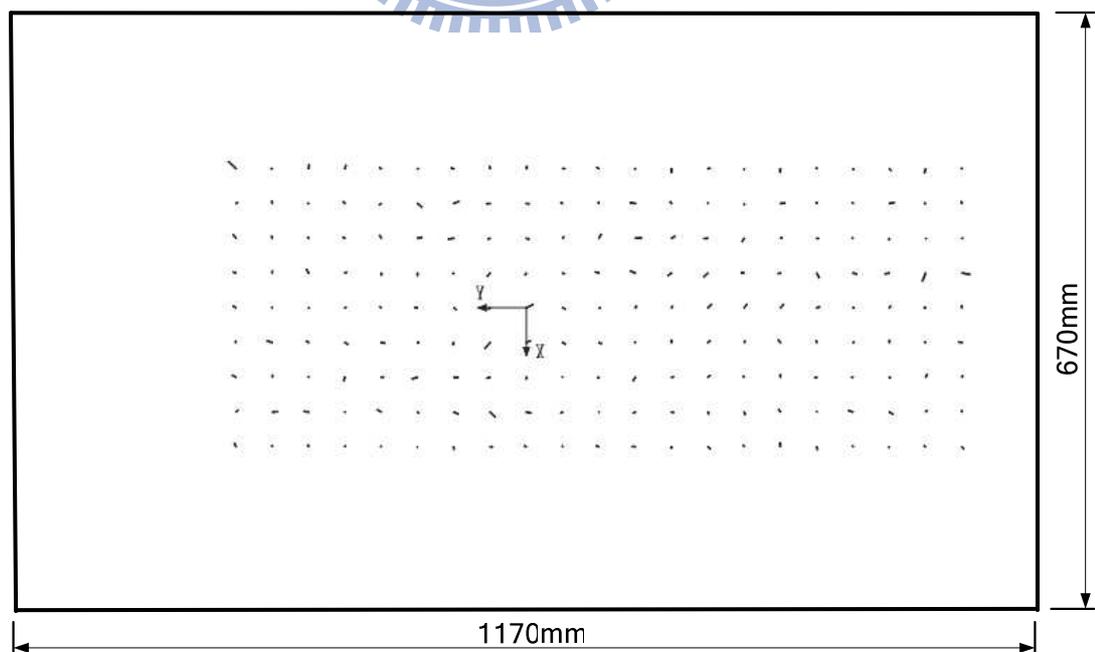


圖 5-15 測力跑步機在驗證負載 115Kgw 作用下其各校正點 COP 校正後之誤差向量

第六章 人體測計學資料之建立

本研究將人體測計學資料之建立分三個階段進行。首先是建立可個人化的三維人體數學模型，包括各肢段之幾何模擬、各肢段之質量、質心與轉動慣量之計算以及結合逆向動力學分析以求得各關節與腳底之反力與力矩。其次是該模型的驗證，在部分靜態動作提供該模型之個人化及求得各肢段質量、質心與轉動慣量所需資料。個人化後之模型便可用以分析受試者之另一部分靜態動作及動態動作，求得腳底反力及其作用點並與測力板所測比對以驗證該模型及相關方法。建立完成數學模型並以獨立實驗資料驗證後，本研究第三部分即利用驗證後之數學模型及方法進一步針對成人及兒童進行研究，建立我國成人及兒童該年齡層的人體測計學資料庫，以供臨床步態分析及相關臨床用途之需。本研究建立個人化人體測計學資料之方法是與台大醫工所博士班陳聖昌共同開發研究。

6.1 建立三維人體數學模型

由於人體是屬於非均勻、非線性的複合構造體，所以建立一個良好且準確的人體數學模型，不但要符合實際人體動作情形，且要是一個能廣泛使用，便於計算之模型[49]。本研究將人體分成頭、頸、軀幹、骨盆、左手、右手、左前臂、右前臂、左上臂、右上臂、左足、右足、左小腿、右小腿、左大腿、右大腿等十六連桿，如圖 6-1 所示。各肢段均假設為均質剛體，頭模擬成球體，頸、前臂、上臂、小腿及大腿為圓形截頭體 (frustum)，手、足、骨盆及軀幹則為橢圓截頭體。各肢段的幾何參數包括各幾何形狀之長度、半徑、周長等實際由受試者量得，如此可使該模型精確反應各受試者之體型 (個人化)。依各肢段之形狀，給定其密度即可計算出各肢段之質量及轉動慣量。在各種量測姿勢中，人體各肢段質量、質心位置(對局部座標而言)及重心位置的轉動慣量視為定值。

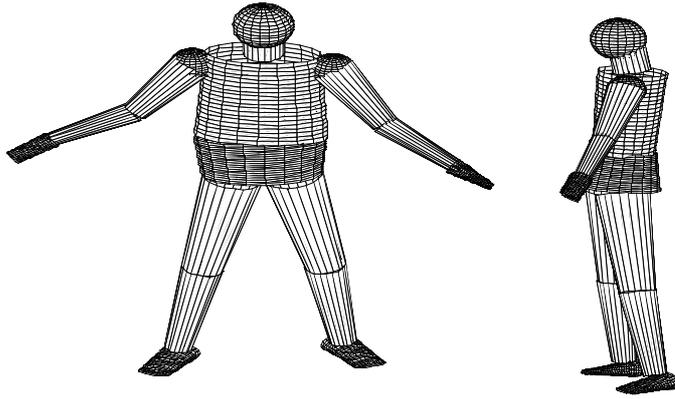


圖 6-1 人體十六連桿

利用動作分析系統之運動資料和人體測計學資料來計算人體對測力板施力 \vec{F}_R 、力矩 \vec{M}_R 及作用點 \vec{P} 。其計算式子如下：

$$\vec{F}_R = -M\vec{g} + \sum_{i=1}^{16} m_i \vec{a}_i \quad (6.1)$$

$$\vec{M}_R = \vec{r}_c \times (-M\vec{g}) + \sum_{i=1}^{16} (\vec{r}_i \times m_i \vec{a}_i) + \sum_{i=1}^{16} I_i \vec{\alpha}_i \quad (6.2)$$

$$= \vec{P} \times \vec{F}_R \quad (6.3)$$

\vec{F}_R ：受測者對測力板之施力。

\vec{M}_R ：受測者對測力板原點之力矩。

\vec{P} ：受測者對測力板施力作用點的位置向量。

M ：受測者質量。

\vec{g} ：重力加速度。

m_i ：受測者第 i 肢段之質量。

\vec{a}_i ：受測者第 i 肢段之加速度。

\vec{r}_c ：測力板原點至受測者質心位置向量。

\vec{r}_i ：受測者質心至第 i 肢段質心之位置向量。

I_i ：受測者第 i 肢段之質心轉動慣量。

$\bar{\alpha}_i$ ：受測者第 i 肢段之質心角加速度。

6.2 實驗材料與方法

本研究受試者選取 12 位健康成人(24±2 yrs; 69±8 kg; 178±5 cm)及 20 位健康兒童(9±3 yrs; 31±10 kg; 130±9 cm)，性別、體型不拘。實驗部分已於國立臺灣大學醫學工程學研究所動作分析實驗室進行。向受試者說明實驗目的、方法並取得同意書後，請受試者著短衣褲並露出各肢段特定骨標記，以雙面膠黏貼紅外線反光球於各肢段特定骨標記，如圖 6-2、表 6-1 所示。計算各肢段體積所需人體幾何參數是以量尺量測各肢段幾何形狀之長度、半徑、周長等資料如表 6-1 所示。

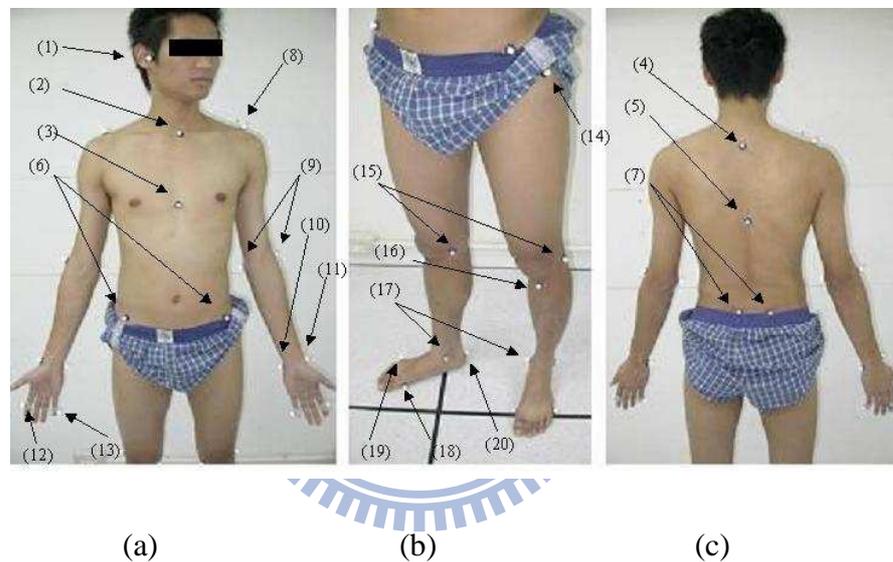


圖 6-2 受試者貼反光標記之正視圖(a)、(b)與背視圖(c)。

表 6-1 各肢段對應反光標記位置與計算體積所需幾何參數

肢體名稱	反光標記位置	計算人體各肢段體積所需幾何參數
頭部	下顎骨側突(1)	球體：直徑為左右下顎骨側突(1)距離。
頸		等圓形截頭體：量取頸部周長及頸部長度。
軀幹	胸鎖乳突(2)、劍突(3)、第一節胸椎(4)、第七節胸椎(5)、腸骨前髂上棘(6)、腸骨後髂上棘(7)	橢圓截頭體：近側橢圓形截面長軸為左右肩胛骨喙突(8)距離、短軸為胸鎖乳突(2)至第一節胸椎(4)距離；遠側橢圓形截面長軸為左右腸骨前髂上棘(6)距離、短軸為劍突(3)至第七節胸椎(5)厚度；近、遠側橢圓形截面長度為胸鎖乳突(2)至左右腸骨前髂上棘(6)連線中點之距離。
臀		橢圓截頭體：近側橢圓形截面長軸為左右腸骨前髂上

		棘(6)距離、短軸為劍突(3)至第七節胸椎(5)厚度；遠側橢圓形截面長軸為左右大轉子突(14)間距離、短軸為劍突(3)至第七節胸椎(5)厚度；近、遠側橢圓形截面長度為腸骨前髁上棘(6)與腸骨後髁上棘(7)幾何中心至左右大轉子突(14) 連線距離。
上 臂	肩胛骨喙突(8)、 肱骨內外上髁(9)	圓形截面體：近側圓形截面直徑為肩胛骨喙突(8)處截面直徑；遠側圓形截面直徑為肱骨內外上髁(9)距離；近、遠側圓形截面長度為肩胛骨喙突(8)至肱骨外上髁(9)距離。
前 臂	尺骨莖突(10)、橈 骨莖突(11)	圓形截面體：近側圓形截面直徑為肱骨內外上髁(9)距離；遠側圓形截面直徑為尺骨莖突(10)至橈骨莖突(11)距離；近、遠側圓形截面長度為肱骨外上髁(9)至橈骨莖突(11)距離。
手 部	手食指(12)、手小 指(13)	橢圓截面體：近側橢圓形截面長軸為尺骨莖突(10)至橈骨莖突(11)距離、短軸為手腕掌側與背側距離；遠側橢圓形截面長軸為手食指(12)至手小指(13)距離、短軸長度採定值 1.5 公分；近、遠側橢圓形截面長度為尺骨莖突(10)與橈骨莖突(11)連線中點至手食指(12)與手小指(13)連線中點之距離。
大 腿	大轉子突(14)、股 骨內外上髁(15)	圓形截面體：近側圓形截面直徑為大轉子突(14)處截面直徑；遠側圓形截面直徑為股骨內外上髁(15)距離；近、遠側圓形截面長度為大轉子突(14)至股骨外上髁(15)距離。
小 腿	脛骨粗隆(16)、踝 內外側突起(17)	圓形截面體：近側圓形截面直徑為脛骨粗隆(16)處截面直徑；遠側圓形截面直徑為踝內外側突起(17)距離；近、遠側圓形截面長度為脛骨粗隆(16)至踝內外側突起(17)連線中點之距離。
足 部	第一 跖 骨 頭 (18)、第五跖骨頭 (19)、根骨突(20)	橢圓截面體：近側橢圓形截面長軸為左右踝內外側突起(17)間距離、短軸為根骨突(20)到地面高度之兩倍距離；遠側橢圓形截面長軸為第一跖骨頭(18)至第五跖骨頭(19)距離、短軸長度採定值 2.5 公分；近、遠側橢圓形截面長度為第一跖骨頭(18)、第五跖骨頭(19)中點至根骨突(20)距離。

受試者動作採靜、動態兩種方式。靜態量測時，雙腳站立於測力板上(AMTI, Mass., U.S.A.)，每一動作擷取訊號 5 秒鐘。靜態動作採雙腳直立上肢自然下垂、左右手依序做肩關節向前屈曲(flexion)和外展(abduction)、肘關節向前屈曲；左右腳依序做髖關節向前

屈曲、向後伸展(extension) 和外展(abduction)、膝關節屈曲及以上動作之混合。並於軀幹前後各加一塊側向滾輪擋塊（滾輪直徑三公分），如圖 6-3 所示，各擋塊以不鏽鋼支架固定於測力板外之地上，並可因受試者及動作調整其位置。該支撐僅提供微小水平力以防止受測者身體前後晃動，故不影響測力板所測地面垂直反力，且不防礙攝影機拍攝皮膚標記位置。動態測試時，受試者則採屈膝下彎動作。受試者靜、動態測試時，以乙套具有七架高解析度紅外線攝影機之三維動作分析系統(Vicon 512, Oxford Metrics, U.K.)，量取其各肢段之皮膚標記軌跡，以決定各肢段之空間位置。測力板亦同步量測足部之反作用力與力矩。



圖 6-3 在靜態量測受測者在軀幹前後各加一塊側向滾輪擋塊

本研究以 Matlab 撰寫程式，根據紅外線攝影機量得受測者各肢段反光球資料而計算出受測者在各種姿勢下各肢段質心位置、質心速度、質心加速度及各肢段之角度、角速度、角加速度。並從測力板量測取得在各種姿勢下之力矩及足部反力，計算出受測者在測力板壓力中心位置。

6.3 應用最佳化方法求出人體各肢段之質量

當人體的各肢段形狀設定後如給定其各肢段密度，即可計算出各肢段之質量、質心位置及重心位置的轉動慣量。所以本研究以各肢段密度為設計變數($d^i, i = 1$ to 16)。但因軀幹組織是呈現非均勻(inhomogeneous)的複合構造體[61]，因此不能以軀幹形狀形心

位置作為質心位置，所以本研究再以軀幹質心位置為設計變數(d^{17} 、 d^{18} 、 d^{19})，讓軀幹的形心位置作稍微的改變，而使得軀幹質心位置更加準確。本研究最佳化方法的目標函數為受測者在靜態動作時人體數學模式計算出人體質心位置(COM)在垂直測力板投影點，與測力板量測之壓力中心位置(COP)誤差之最小化，而靜態姿勢共取 12 個動作。其目標函數計算式子如下：

$$\min f(d^1, d^2, \dots, d^{19}) = \sum_{j=1}^{10} (\bar{q}_j'(d^1, d^2, \dots, d^{19}) - \bar{p}_j)^T (\bar{q}_j'(d^1, d^2, \dots, d^{19}) - \bar{p}_j) \quad (6.4)$$

$$\bar{q}_j = \frac{\sum_{i=1}^{15} d^i V^i \bar{q}_j^i + d^{16} V^{16} \bar{q}_j^{16}(d^{17}, d^{18}, d^{19})}{M} \quad (6.5)$$

\bar{p}_j ：在第 j 個動作下測力板測得受測者壓力中心位置向量

\bar{q}_j ：在第 j 個動作下受測者整體質心位置向量

\bar{q}_j' ：在第 j 個動作下受測者整體質心位置在垂直測力板投影點的位置向量

d^i ：第 i 個肢段密度

V^i ：第 i 個肢段體積

\bar{q}_j^i ：在第 j 個動作下第 i 個肢段的質心位置向量

M ：受測者質量

以下為設計變數的約束條件。

$$\sum_{i=1}^{16} d^i V^i = M \quad (6.6)$$

$$d_l^i \leq d^i \leq d_u^i \quad i = 1 \text{ to } 19 \quad (6.7)$$

$$\text{std}(d^i) \leq S \quad i = 1 \text{ to } 16 \quad (6.8)$$

式子(6.5) 為受測者各肢段質量的總合等於受測者總體質量量測值。式子(6.6) 為設計變數各肢段密度及軀幹質心位置之範圍限制，其中因人體器官組織其密度均不相同，如肺臟(lung)是 0.563 g/cm^3 [61]、骨密質(cortical bone)是 1.892 g/cm^3 [36]，所以各肢段密度

(d^i , $i=1$ to 16)範圍在 0.5 與 1.9 g/cm³ 之間。而軀幹質心位置與形心位置偏移量(d^{17} 、 d^{18} 、 d^{19})在-0.2 與 0.2m 之間。式子(6.7) 為各肢段密度的標準差要小於 0.05。本研究最佳化方法是採用二次循序演算法(SQP, sequential quadratic programming algorithm)。

6.4 人體測計學資料建立與準確性之評估

本研究利用受測者一部分靜態動作所求得各肢段質量、質心位置與轉動慣量，以及相關實驗量測幾何參數將個人人體測計學資料建立後，為了確認個人人體測計學資料的準確性，本研究將受測者分別以靜、動態等動作來評估準確性，並與 2000 年 Cheng[35] 等人及 1955 年 Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究人體數學模型做比較。

6.4.1 個人化人體測計學資料建立與準確性之評估

本研究方法首先對一位 23 歲健康男性做人體測計學資料之實驗，經 20 次不同靜態姿勢動作和屈膝下彎動作的量測，如圖 6-4~6-9 所示。其中靜態動作選取 12 種姿勢作為人體數學模型之個人化資料，並求出人體各肢段之質量、質心位置與轉動慣量，而靜態動作另八種姿勢及屈膝下彎動作做為個人靜、動態測計學資料之準確性評估。本實驗經最佳化方法在合理範圍內收斂，並與 Cheng[35]等人及 Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究中之人體數學模型做比較。在靜態準確性之評估方面，計算全身質心位置(COM)，並比較 COM 垂直測力板投影點與測力板測得壓力中心(COP)之差異；在動態準確性之評估方面，比較計算人體對測力板作用點及施力與測力板量測的壓力中心及垂直方向力量之差異。



圖 6-4 受試者肩關節屈曲 30 度



圖 6-5 受試者肩關節外展 90 度



圖 6-6 髖關節外展 30 度



圖 6-7 髖關節伸展 30 度



圖 6-8 髖關節屈曲 30 度



圖 6-9 肩關節屈曲 90 度

經實驗及最佳化方法求出個人化人體各肢段之最佳化密度(d^i , $i = 1$ to 16)如表 6-2 所示，軀幹形心位置向後移動 0.26cm(向前為正)、向下移動 6.96cm(向上為正)、及向右移動 0.66(向右為正) 為質心位置(d^{17} 、 d^{18} 、 d^{19})。

表 6-2 本研究方法個人化各肢段密度與文獻人體測計學之比較

身體肢段	本研究方法		Dempster
	左	右	
頭	1.0628		1.11
頸	1.0571		1.11
軀幹	0.9560		1.01
臀	1.0305		1.01
上臂	1.1157	1.0309	1.07
前臂	1.1186	1.0189	1.13
手	1.081	1.0366	1.16
大腿	1.1021	1.0256	1.05
小腿	1.1643	1.0276	1.09
足部	1.0866	1.0479	1.1

本研究方法在各靜態姿勢動作之人體質心位置之計算值與量測值，其平均誤差值為 2.59mm，標準差為 1.07mm，而 Cheng[35] 等人平均誤差值為 13.19mm，標準差為 6.01mm，Dempster[37] 平均誤差值為 15.25mm，標準差為 4.49mm，如表 6-3 所示。而對靜態動作準確性評估時，本研究方法人體質心位置之計算值與量測值之平均誤差值為 3.25mm，標準差為 0.78mm，而 Cheng[35] 等人平均誤差值為 15.27mm，標準差為 5.26mm，Dempster[37] 之平均誤差值為 16.98mm，標準差為 4.81mm，如表 6-4 所示。由於本研究方法是採人體靜態量測方式，所以依靜力學理論可知，人體質心位置在垂直測力板投影點與測力板測得壓力中心之差異越小，其各肢段所得之質量、質量中心越準確。所以，在本研究方法所得之質量、質量中心與文獻 Cheng[35] 等人、Dempster[37] 所提供之質量、質量中心，而在 COM 與 COP 之平均誤差值及標準差之比較，可明顯看出本研究方法所得之各肢段之質量、質量中心較為準確。

表 6-3 本研究方法與文獻人體測計學資料在個人化各種姿勢下其人體質心位置計算值與量測值之誤差比較 單位：mm

靜態動作	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
雙腳站立雙手自然下垂	2.2	10.2	12.8
右肩關節屈曲 90°	2.6	9.6	12.4
左肩關節屈曲 90°	3.9	22.4	25.1
右膝關節屈曲 45°	1.4	17.9	17.3
左膝關節屈曲 45°	0.6	17.7	16.3
右肩關節外展 45°	3.7	11.9	14.2
左肩關節外展 45°	4.3	9.4	12.0
右肘關節屈曲 90°	1.7	18.1	20.4
左肘關節屈曲 90°	2.5	13.0	15.1
右腕關節外展 30°	3.6	19.3	18.6
左腕關節外展 30°	2.7	12.3	11.5
頭部彎曲 30°	1.9	6.5	7.4
平均誤差	2.59	13.19	15.25
標準差	1.07	6.01	4.49

表 6-4 個人化人體測計學靜態動作之準確性評估 單位：mm

靜態動作	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
軀幹屈曲 30°	4.2	14.8	17.2
右腕關節屈曲 45°	2.4	19.2	18.4
右腕關節伸展 30°	2.9	19.7	18.6
左腕關節屈曲 45°	1.8	18.5	17.8
右肩關節屈曲 45°	4.0	8.1	11.2
左肩關節屈曲 45°	3.7	22.9	27.4
右肩關節外展 90°	3.2	9.8	12.7
左肩關節外展 90°	3.8	9.2	12.6
平均誤差(mm)	3.25	15.27	16.98
標準差(mm)	0.78	5.26	4.81

本研究以屈膝下彎動作為動態動作準確性評估，計算出人體對測力板作用點及施力與測力板量測的壓力中心及垂直方向力量之差異，其在動態動作準確性評估過程中人體對測力板作用點計算值與量測值之誤差以均方根誤差值(root mean square error) 表示，而人體對測力板在垂直方向施力其計算值與量測值之誤差以均方根誤差值/受測者重量(%BW)表示，本研究再與 Cheng[35]等人、Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究中之人體數學模型做比較，如圖 6-10、6-11 與表 6-5 所示。在動態動作準確性評估中人體對測力板作用點計算值與量測值之誤差本研究方法為 8.8mm，而 Cheng[35]等人、Dempster[37]分別為 23.3mm 與 33.4mm，很明顯看出本研究方法所得之各肢段之質量、質量中心及轉動慣量較為準確。由於屈膝下彎動作較為緩和所以人體各肢段產生慣性力較小，因此本研究方法與 Cheng[35]等人、Dempster[37]在人體對測力板垂直方向施力其計算值與量測值之誤差相近。

表 6-5 個人化人體測計學動態動作之準確性評估

屈膝下彎動作	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
COP 誤差(mm)	8.8	23.3	33.4
垂直方向測力板反力(%BW)	3.4	3.6	3.6

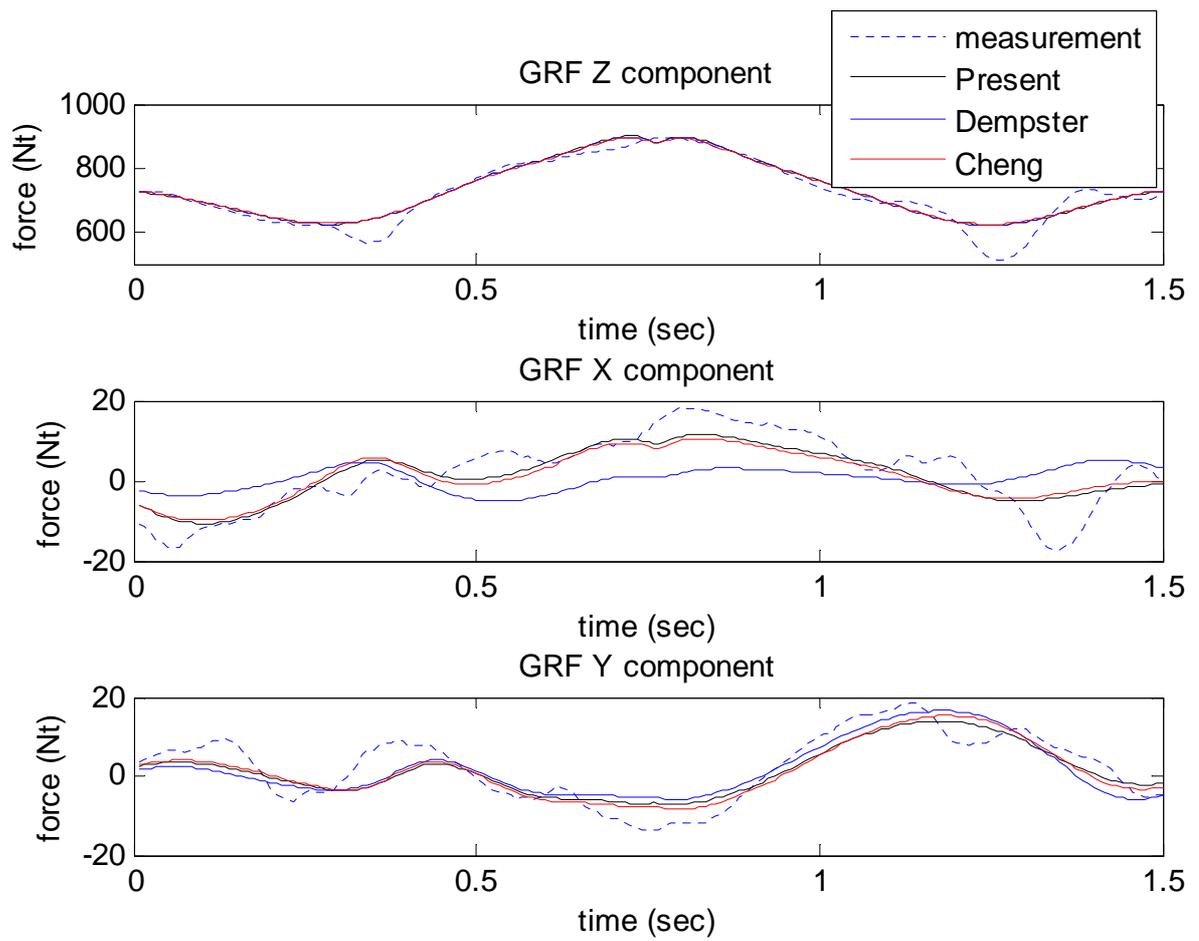


圖 6-10 個人化人體測計學在動態動作過程中 GRF 準確性評估

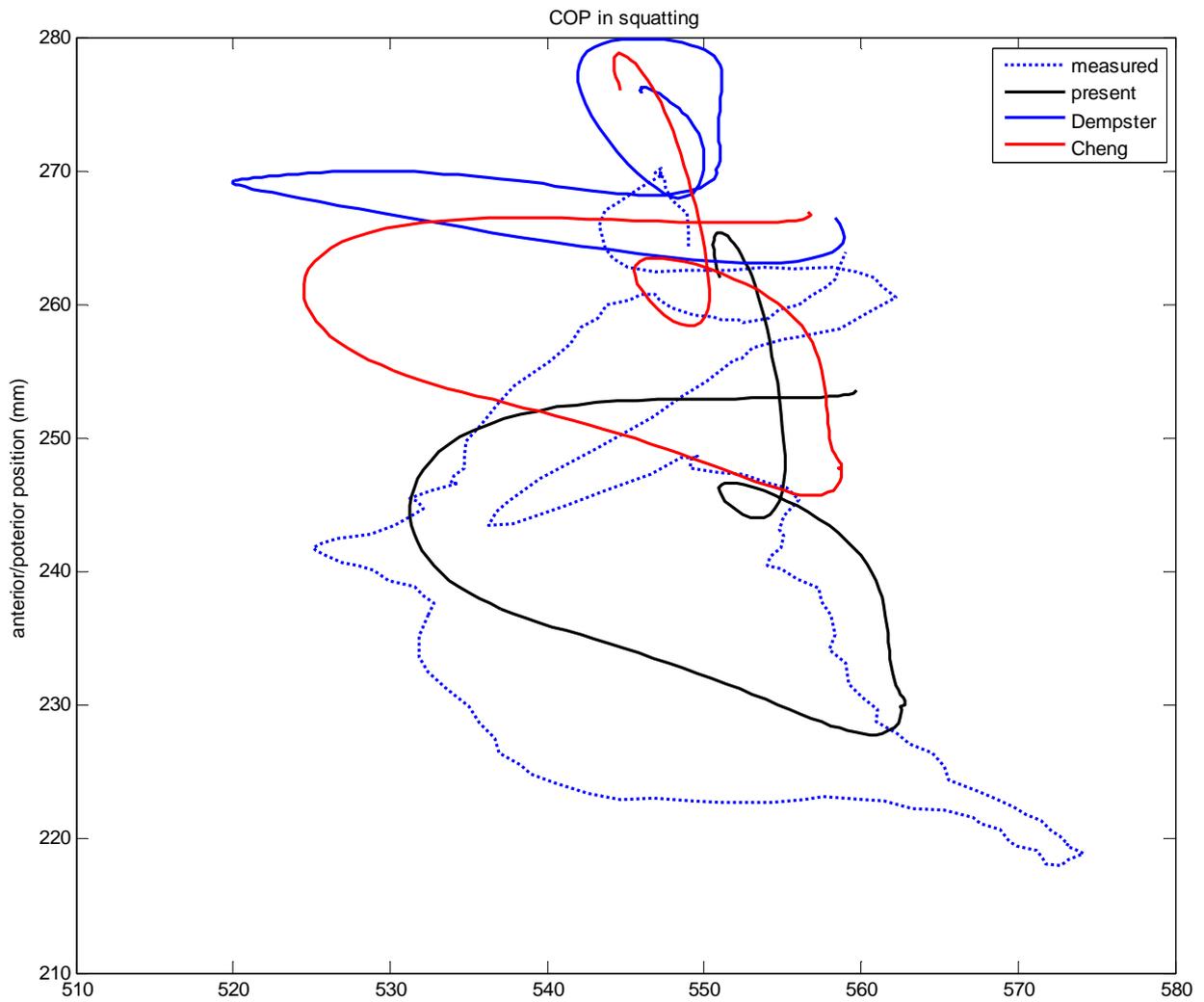


圖 6-11 個人化人體測計學在動態動作過程中 COP 準確性評估

6.4.2 成人人體測計學資料建立與準確性之評估

本研究 12 位成人受試者(24 ± 2 yrs; 69 ± 8 kg; 178 ± 5 cm) 作個人化人體測計學資料建立後，針對 12 位成人受試者個人化人體測計學資料作平均值與標準差之統計，並與 Cheng[35]等人及 Dempster[37]人體測計學資料文獻值相比較。本研究方法成人人體各肢段佔全身體重百分比如表 6-6 示，成人人體各肢段之質心位置(至肢段近端處距離其值以佔肢段長度比例) 如表 6-7 示，成人人體各肢段對質心位置轉動慣量之旋轉半徑(其值以佔肢段長度比例) 如表 6-8 所示。

表 6-6 12 位成人各肢段佔全身體重百分比(%)之平均值(標準差)與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	7.13 (0.59)	35.32 (1.72)	11.17 (0.94)	3.73 (0.28)	1.33 (0.09)	0.57 (0.06)	11.41 (1.04)	4.48 (0.37)	1.66 (0.16)
Cheng (2000)	7.25 (0.6)	43.5 (3.5)		3.77 (0.5)	1.41 (0.3)	0.62 (0.32)	12.8 (1.8)	4.14 (0.3)	1.88 (0.2)
Dempster (1955)	8.1	35.5	14.2	2.8	1.6	0.6	10	4.65	1.45

表 6-7 12 位成人各肢段質心位置(%)之平均值(標準差)與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	87.42 (2.40)	69.31 (5.02)	49.00 (0.68)	43.80 (0.90)	42.95 (0.71)	49.67 (0.60)	43.79 (0.76)	43.25 (0.78)	48.55 (0.42)
Cheng (2000)	49.60 (1.8)	60.20 (2.4)		43.40 (5.6)	47.30 (7.0)	42.00 (9.6)	44.70 (3.5)	44.20 (1.2)	54.00 (3.8)
Dempster (1955)	100	63.00	10.50	43.60	43.00	50.60	43.30	43.30	50.00

表 6-8 12 位成人各肢段旋轉半徑之平均值(標準差)與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	0.32 (0.004)	0.34 (0.009)	0.32 (0.004)	0.30 (0.008)	0.30 (0.007)	0.32 (0.005)	0.30 (0.008)	0.30 (0.009)	0.33 (0.010)
Cheng (2000)	0.27	0.32		0.31	0.32	0.32	0.26	0.37	0.34
Dempster (1955)	0.50	*	*	0.32	0.30	0.30	0.32	0.30	0.48

*: 無提供資料

為了驗證本研究方法所得之質量、質心位置之可靠性，本研究針對 12 位成人受試者以未經最佳化方法之靜態動作姿勢(軀幹屈曲 30°、髖關節屈曲 45°及肩關節外展 90°)作準確性評估。12 位成人受試者在每一靜態動作姿勢下計算全身質心位置，並比較其質心位置垂直測力板投影點與測力板量測的壓力中心之誤差，而以誤差平均值與標準差統計表示。本研究方法再與 Cheng[35]等人及 Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究人體數學模型做比較，如表 6-9 所示。由表 6-9 知，本研究方法 COM 與 COP 之平均誤差值在 2.72mm~4.68mm 之間、標準差在 1.23mm~1.52mm 之間，Cheng[35] COM 與

COP 之平均誤差值在 11.05mm~17.62mm 之間、標準差在 4.04mm~7.39mm 之間，Dempster[37]COM 與 COP 之平均誤差值在 14.65mm~19.62mm 之間、標準差在 5.58mm~7.12mm 之間。所以，12 名成人受試者在靜態動作準確性評估上本研究方法所得之質量、質量中心與文獻 Cheng[35]、Dempster[37]所提供之質量、質量中心更為準確。

表 6-9 12 位成人受試者作靜態動作準確性評估，人體質心位置計算值與量測值之平均誤差(標準差) 單位：mm

靜態動作	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
軀幹屈曲 30°	2.72 (1.23)	17.62 (7.39)	19.62 (5.58)
髖關節屈曲 45	4.68 (1.52)	15.30 (5.31)	15.04 (5.78)
肩關節外展 90°	3.3 (1.44)	11.05 (4.04)	14.65 (7.12)

本研究針對 12 位成人受試者以屈膝下彎動作作為動態動作準確性評估，計算出人體對測力板作用點及施力與測力板量測的壓力中心及垂直方向力量之差異。每一位成人受試者在動態動作準確性評估過程中人體對測力板作用點計算值與量測值之誤差以均方根誤差值(root mean square error)表示，而人體對測力板在垂直方向施力其計算值與量測值之誤差以均方根誤差值/受測者重量 (%BW)表示。12 位成人受試者動態動作準確性評估統計，是以誤差平均值與標準差統計表示，如表 6-10 所示。本研究再與 Cheng[35]、Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究中之人體數學模型做比較。由表 6-10 可知，本研究方法 COM 與 COP 之平均誤差值是 9.4mm、標準差 2.95mm，Cheng[35] COM 與 COP 之平均誤差值是 20.6mm、標準差 5.31mm，Dempster[37] COM 與 COP 之平均誤差值是 27.9mm、標準差 13.37mm。所以，12 名成人受試者在動態動作準確性評估上本研究方法所得之質量、質量中心及轉動慣量與文獻 Cheng[35]、Dempster[37]所提供人體測計學資料更為準確。

由於屈膝下彎動作較為緩和所以人體各肢段產生慣性力較小，因此本研究方法與 Cheng[35]、Dempster[37]在人體對測力板垂直方向施力其計算值與量測值之誤差相近。

表 6-10 12 位成人人體測計學動態動作之準確性評估

	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
COP 誤差(mm)	9.4 (2.95)	20.6 (5.31)	27.9 (13.37)
垂直方向測力板反力 (%BW)	3.1 (0.75)	3.2 (0.78)	3.2 (0.78)

6.4.3 兒童人體測計學資料建立與準確性之評估

目前臨床步態分析實務與研究所需之人體測計學資料多數來自於成人之研究 [35~39]，僅有極少部份研究提供了 0~2 歲幼兒之資料[40]，而 6~12 歲兒童的人體測計學資料則完全付之闕如。即使動作異常如腦性麻痺之兒童（多為 6~12 歲）一直是臨床步態分析之大宗，目前各商業步態分析系統及國內外步態分析實驗室均以成人迴歸資料（如 Dempster's Coefficients）外插而得數學模型所需之輸入參數。此作法主要是因為缺乏 6~12 歲兒童資料，因為不論是利用屍體或侵入性的方法在道德上均不適合兒童，而少數非侵入性方法則因操作不易、設備取得困難、成本過高等因素無法適用於例行臨床步態分析實務與研究。所以應用本研究人體數學模型及最佳化方法來建立我國 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，以供臨床步態及動作分析之需。

本研究針對 20 位健康兒童(9±3 yrs; 31±10 kg; 130±9 cm)做人體測計學資料之實驗，經 20 次不同靜態姿勢及屈膝下彎動作量測。其中靜態動作選取 12 種姿勢作為人體數學模型之個人化資料，並求出人體各肢段之質量、質心位置與轉動慣量，而靜態動作另 8 種姿勢及屈膝下彎動作做為個人靜、動態量測學資料之準確性評估。

本研究 20 位兒童受試者作個人化人體測計學資料建立後，針對這 20 位兒童受試者個人化人體測計學資料作平均值與標準差之統計，並與 Cheng[35]等人及 Dempster[37]人體測計學資料文獻值相比較。本研究方法兒童人體各肢段佔全身體重百分比如表 6-11 所示，兒童人體各肢段之質心位置(至肢段近端處距離其值以佔肢段長度比例) 如表 6-12 所示，兒童人體各肢段對質心位置轉動慣量之旋轉半徑(其值以佔肢段長度比例) 如表 6-13 所示。由表 6-6 可知本研究方法、Cheng[35]等人及 Dempster[37]其成人頭頸佔全身體重百分比分別為 7.13%、7.25%、8.1%，而本研究兒童頭頸佔全身體重百分比為 9.81%；

而成人軀幹佔全身體重百分比本研究方法為 35.32%、Dempster[37]為 35.5%，而本研究兒童軀幹佔全身體重百分比為 28.87%。由此可知，如以成人人體測計學資料作為兒童人體慣性的輸入參數，則兒童臨床步態分析的結果其誤差是可預期的。

表 6-11 20 位兒童各肢段佔全身體重百分比(%)之平均值(標準差) 與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	9.81 (1.54)	28.87 (1.72)	15.96 (2.2)	2.54 (0.22)	1.32 (0.10)	0.46 (0.07)	12.00 (1.44)	4.83 (0.50)	1.51 (0.27)
Cheng (2000)	7.25 (0.6)	43.5 (3.5)		3.77 (0.5)	1.41 (0.3)	0.62 (0.32)	12.8 (1.8)	4.14 (0.3)	1.88 (0.2)
Dempster (1955)	8.1	35.5	14.2	2.8	1.6	0.6	10	4.65	1.45

表 6-12 20 位兒童各肢段質心位置(%)之平均值(標準差)與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	84.32 (2.70)	49.46 (0.91)	49.27 (0.69)	44.91 (1.19)	43.83 (0.59)	52.53 (0.14)	43.59 (1.69)	43.66 (1.05)	42.93 (0.06)
Cheng (2000)	49.60 (1.8)	60.20 (2.4)		43.40 (5.6)	47.30 (7.0)	42.00 (9.6)	44.70 (3.5)	44.20 (1.2)	54.00 (3.8)
Dempster (1955)	100	63.00	10.50	43.60	43.00	50.60	43.30	43.30	50.00

表 6-13 20 位兒童各肢段旋轉半徑之平均值(標準差)與文獻資料之比較

方法	頭頸	軀幹	臀	上臂	前臂	手	大腿	小腿	足
本研究 方法	0.30 (0.00 7)	0.36 (0.01 5)	0.57 (0.02 6)	0.28 (0.00 6)	0.28 (0.00 6)	0.29 (0.00 9)	0.28 (0.00 7)	0.27 (0.00 6)	0.29 (0.00 5)
Cheng (2000)	0.27	0.32		0.31	0.32	0.32	0.26	0.37	0.34
Dempster (1955)	0.50	*	*	0.32	0.30	0.30	0.32	0.30	0.48

*: 無提供資料

為了驗證本研究方法所得之兒童人體各肢段質量、質心位置之可靠性，本研究針對 20 位兒童受試者以未經最佳化方法之靜態動作姿勢(軀幹屈曲 30°、髖關節屈曲 45°及肩關節外展 90°)作準確性評估。20 位兒童受試者在每一靜態動作姿勢下計算全身質心位

置，並比較其質心位置垂直測力板投影點與測力板量測的壓力中心之誤差，而以誤差平均值與標準差統計表示。本研究方法再與 Cheng[35]等人及 Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究人體數學模型做比較，如表 6-14 所示。由表 6-14 可知，本研究方法 COM 與 COP 之平均誤差值在 2.07mm~3.89mm 之間、標準差在 1.61mm~1.92mm 之間，Cheng[35]等人 COM 與 COP 之平均誤差值在 15.05mm~18.47mm 之間、標準差在 5.30mm~8.07mm 之間，Dempster[37] COM 與 COP 之平均誤差值在 17.88mm~24.33mm 之間、標準差在 7.03mm~9.06mm 之間。所以，20 位兒童受試者在靜態動作準確性評估上本研究方法所得之質量、質量中心與文獻 Cheng[35]等人、Dempster[37]所提供之質量、質量中心更為準確。

表 6-14 20 位兒童受試者作靜態動作準確性評估，人體質心位置計算值與量測值之平均誤差(標準差) 單位：mm

靜態動作	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
軀幹屈曲 30°	3.89 (1.61)	18.47 (8.07)	24.33 (7.03)
髖關節屈曲 45°	2.07 (1.92)	15.05 (6.83)	17.88 (9.06)
肩關節外展 90°	2.58 (1.87)	17.17 (5.30)	21.81 (7.67)

本研究針對 20 位兒童受試者以屈膝下彎動作為動態動作準確性評估，計算出人體對測力板作用點及施力與測力板量測的壓力中心及垂直方向力量之差異。每一位成人受試者在動態動作準確性評估過程中人體對測力板作用點計算值與量測值之誤差以均方根誤差值(root mean square error)表示，而人體對測力板在垂直方向施力其計算值與量測值之誤差以均方根誤差值/受測者重量 (%BW)表示。20 位兒童受試者動態動作準確性評估統計，是以誤差平均值與標準差統計表示，如表 6-15 所示。本研究再與 Cheng[35]等人、Dempster[37]人體測計學資料文獻值代入本研究中之人體數學模型做比較。

由表 6-15 可知，本研究方法 COM 與 COP 之平均誤差值是 7.9mm、標準差 3.23mm，Cheng[35]等人 COM 與 COP 之平均誤差值是 24.8mm、標準差 6.72mm，Dempster[37] COM 與 COP 之平均誤差值是 31.1mm、標準差 16.28mm。所以，12 名兒童受試者在動態動作準確性評估上本研究方法所得之質量、質量中心及轉動慣量與文獻 Cheng[35]等

人、Dempster[37]所提供人體測計學資料更為準確。

由於屈膝下彎動作較為緩和所以人體各肢段產生慣性力較小，因此本研究方法與 Cheng[35]等人、Dempster[37]在人體對測力板垂直方向施力其計算值與量測值之誤差相近。

表 6-15 20 位兒童人體測計學動態動作之準確性評估

	(本研究方法)	Cheng (2000)	Dempster(1955)
COP 誤差(mm)	7.9 (3.23)	24.8 (6.72)	31.1 (16.28)
垂直方向測力板反力誤差 (%BW)	2.7 (0.79)	2.9 (0.81)	2.9 (0.82)

6.5 人體慣性參數對關節受力的影響

本研究以最佳化方法求得個人化人體測計學資料(各肢段質量、質心、轉動慣量)，而在靜、動態之 COP 誤差準確性評估都比文獻資料 Cheng[35]等人、Dempster[37]來得準確，如表 6-4、6-5 所示。接下來本研究將探討不同的人體測計學資料對於人體做步態分析時踝關節、膝關節及髖關節在計算受力大小的影響，並以關節承受力矩大小差異作比較。

受試者為 23 歲健康男性，靜態動作採雙腳直立、上肢自然下垂，動態動作採屈膝下彎動作。人體足部地面反作用力與壓力中心以測力板量測值為標準，再根據本研究方法、Cheng[35]等人及 Dempster[37]所提供人體測計學資料與各肢段間相對運動情形來計算出人體靜、動態動作時對測力板作用點及施力大小的計算值。最後，將 GRF 與 COP 量測值與計算值及人體測計學資料代入人體結構數學模型[33]，推算出人體踝關節、膝關節及髖關節所承受力矩大小並比較差異。靜態動作以關節承受力矩誤差作比較，如表 6-16 所示。動態動作以關節承受力矩均方根誤差作比較，如表 6-17 所示。本研究以臨床計算人體關節承受力矩大小/受試者重量與肢段長度來表示(%BW×LL)。

由 Cheng[35]等人、Dempster[37]人體測計學資料並不能正確提供本研究受試者人體量慣性參數，因此在人體足部地面反作用力與壓力中心計算值與量測值已有相當大的誤

差(如表 6-4、6-5、6-9、6-10、6-14、6-15)，所以在人體下肢關節座標系統的三個座標軸方向所承受力矩估算其誤差也最大。例如，人體靜態站立時踝關節在背屈/蹠屈(DF/PF, dorsiflexor/plantarflexor)方向其最大誤差為 2.68(%BW×LL)，膝關節在屈曲/伸展(Flx/Ext, flexor/extensor)方向其最大誤差為 2.02(%BW×LL)，髖關節在屈曲/伸展(Flx/Ext, flexor/extensor)方向其最大誤差為 1.77(%BW×LL)。而人體以屈膝下彎動作時踝關節在 DF/PF 方向其均方根誤差最大值為 4.62(%BW×LL)，膝關節在 Flx/Ext 方向其均方根誤差最大值為 3.56(%BW×LL)，髖關節在 Flx/Ext 方向其均方根誤差最大值為 3.34(%BW×LL)。而本研究所提供最佳化方法求得個人化人體測計學資料，在人體靜、動態動作下下肢各關節所承受力矩估算其均方根誤差均為最小。因此，受試者做步態分析時其人體測計學資料引用錯誤則會造成病情的誤判或治療上錯誤的評估。本研究是以測力板所量測人體足部地面反作用力與壓力中心為真實值，因此測力板量測的 GRF 與 COP 數值一定要有相當精確度，而本研究在第二、三、四章已針對實驗室內測力板做現地靜、動態校正介紹，所以本研究測力板量測精確度是無疑慮的。

表 6-16 人體靜態站立時在不同的人體測計學資料下比較下肢關節受力差異

	Ankle(%BW×LL)			Knee(%BW×LL)			Hip(%BW×LL)		
	Ev/Iv	IR/ER	DF/PF	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ex	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ex
本研究方法	1.29	0.35	1.26	0.99	0.21	1.03	0.98	0.16	1.02
Cheng	1.37	0.54	2.26	0.98	0.29	2.02	0.98	0.22	1.77
Dempster	1.51	0.52	2.68	1.22	0.31	1.75	1.05	0.24	1.59

註：Ev/Iv：外翻/內翻(evertor/invertor)

IR/ER：內轉/外轉(internal/external rotator)

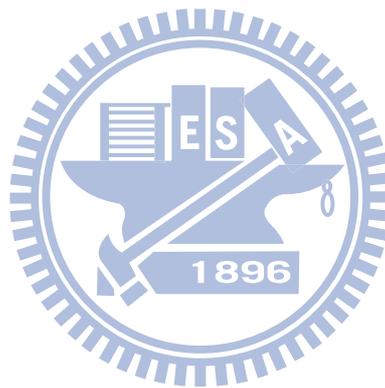
DF/PF：背屈/蹠屈(dorsiflexor/plantarflexor)

Ab/Ad：外展/內收(abductor/adductor)

Flx/Ext：屈曲/伸展(flexor/extensor)

表 6-17 人體作屈膝下彎動作時在不同的人體測計學資料下比較下肢關節受力差異

	Ankle(%BW×LL)			Knee(%BW×LL)			Hip(%BW×LL)		
	Ev/Iv	IR/ER	DF/PF	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ex	Ab/Ad	IR/ER	Flx/Ex
本研究方法	1.19	0.37	2.31	0.90	0.20	1.88	0.97	0.17	1.88
Cheng	1.50	0.56	4.50	1.10	0.23	3.56	1.20	0.26	3.14
Dempster	1.55	0.43	4.62	1.25	0.26	3.48	0.99	0.29	3.34



第七章 結論與未來展望

7-1 結論

測力板所量測足部地面作用力數據是否精準、計算出的壓力中心位置是否偏差及人體測計學資料是否符合受試者時，這對於步態分析中計算關節受力的研究結果的確有極大的影響。本研究在測力板現地校正與人體測計學精準評估對於人體步態分析中計算關節受力的結果準確性有很大提昇，以下是本研究針對測力板校正器設製與應用及人體測計學建立方法具體的貢獻：

測力板校正方面

本研究成功發展一套新型測力板校正器(中華民國新型專利 M273324)，其校正器具有輕量化、攜帶性方便、現場架設省力、省時、快速定位且對實驗室建築物無侵入式破壞、施力點定位及施力大小操控簡易精準，並可對固定式測力板量測力量與壓力中心做靜態、動態測試等特色。利用本研究校正器對施力範圍及施力速度可控制性高的功能，提供測力板使用者可靠性高的數據作為是否校正的依據。運用類神經網路修正器可全面性修正靜態量測力量、壓力中心的非線性誤差變化，讓測力板受力範圍及量測準確性增加。並以靜態校正資料的類神經網路修正器來修正測力板動態量測力量及壓力中心。

測力跑步機方面

本研究自行研製測力跑步機在整體結構設計上的創新及穩定性(中華民國發明專利 I259275)，提供了三度空間臨床步態分析上最重要的量測外來力量的儀器設備。本研究測力跑步機運用四組可量測三軸正向力精密力規，並配合萬向球軸承承受力距為零的機械特性來量測力量與壓力中心。並運用自行研製校正器與類神經網路來全面性修正量測力量、壓力中心的非線性誤差變化，讓測力跑步機受力範圍及量測準確性增加。雖本研究測力跑步機步態施力點量測範圍是 AMTI 測力板的 3.32 倍，其壓力中心誤差測試比較已非常相近，這說明本研究測力跑步機結構設計技術的貢獻。

人體測計學方面

本研究成功發展一套可個人化非侵入性、快速、低成本、準確且適合各種體型、性別及年齡的活體測計學資料測量方法，而來建立個人化的三維人體數學模型，包括各肢段之幾何模擬、各肢段之質量、質心與轉動慣量。而在靜、動態動作準確性評估上本研究方法所得之質量、質心及轉動慣量與文獻 Cheng[35]等人、Dempster[37]所提供之人體測計學資料更為準確。本研究利用個人化活體測計學資料也成功建立我國成人及 6~12 歲兒童人體測計學資料庫，包括各肢段質量、質量中心及轉動慣量等資料，以供臨床步態及動作分析之需。

7-2 未來展望

本研究測力跑步機只針對在靜態垂直負載下作用力量、壓力中心的校正及驗證，未來可對測力跑步機的跑帶在不同速度動態運轉下，校正器分別以靜、動態方式來驗證校正結果。測力跑步機在動態運轉下因振動而造成力量量測的誤差，相對地也造成壓力中心計算的誤差，未來可對測力跑步機馬達傳動跑帶的機構再加以設計，而使得測力跑步機在動態運轉下更加平穩。

本研究個人化人體測計學資料在數學模型各肢段模擬簡化成特定形狀之剛體，因此各肢段質心位置之估算容有一定程度之誤差。為評估該誤差範圍，未來受試者另可接受全身立體攝影掃瞄以建立其立體幾何形狀，進而計算其體積與質心位置(假設均質)，並與數學模型計算所得比較。此資料可用以進一步檢討是否修正本研究建立之全身數學模型，或是改變實驗量測參數之定義與數量，以使得人體各肢體之體積及質心位置更為精準。

參考文獻

- [1] English, T.A., and Kilvington, M., “Invivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output,” J Biomed. Engng, vol. 1, pp. 111-115, 1979.
- [2] Brown, R.H., Burstein, A.H., and Frankel, V.H., “Telemetering in vivo loads from nail plate implants,” Journal of Biomechanics, Vol. 15, pp. 815-823, 1982.
- [3] Kotzar, G.M., Davy, D.T., Goldberg, V.M., Heiple, K.G., Berilla, J., Heiple, K.G., Jr., Brown, R.H., and Burstein, A.G., “Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery,” J Orthop Res, Vol. 9, pp. 621-633, 1991.
- [4] Winter, D. H., “Biomechanics and motor control of human movement,” John Wiley & Sons, America, 1990.
- [5] Kaufman, KR., Hughes, C., Morrey, BF., Morrey, M., An, KN., “Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis,” Journal of Biomechanics, Vol. 34, pp. 907-915, 2001.
- [6] Manetta, J., Franz, LH., Moon, C., Perell, KL., Fang, M., “Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain,” Gait and Posture, Vol. 16, pp. 249-254, 2002.
- [7] Abu-Faraj, ZO., Harris, GF., et al., “Surgical rehabilitation of the planovalgus foot in cerebral palsy,” IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng., Vol. 9, pp. 202-214, 2001.
- [8] Boyd, RN., Pliatsios, V., et al., “Biomechanical transformation of the gastroc-soleus muscle with botulinum toxin A in children with cerebral palsy,” Dev Med Child Neurol, Vol. 42, pp. 32-41, 2000.
- [9] Femery, V., Moretto, P., et al., “Spasticity and dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiplegic spastic children,” Ann Readapt Med Phys, Vol. 44, pp. 26-34, 2001.

- [10] Garcia Ruiz, P.J., Pascual Pascual, I., et al., "Progressive response to botulinum A toxin in cerebral palsy," *Eur J Neurol*, Vol. 7, pp. 191-3, 2000.
- [11] Sanchez-Carpintero, R., Narbona, J., "Botulinum toxin in spastic infantile cerebral palsy: results in 27 cases during one year," *Rev Neurol*, Vol. 25, pp. 531-535, 1997.
- [12] Sutherland, D.H., "The evolution of clinical gait analysis: Part II Kinematics," *Gait and Posture*, Vol. 16, pp. 159-179, October, 2002.
- [13] Sutherland, D.H., "The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG," *Gait and Posture*, Vol. 14, pp. 61-70, 2001.
- [14] Peat, M., Quannbury, A.O., et al., "Electromyographic temporal analysis of gait: Hemiplegic locomotion," *Arch. Phys.Med. Rehabil*, Vol. 57, pp. 421-425, 1976.
- [15] 周穗萍、莊天佑。下肢癱瘓患者的步行訓練。臨床醫學 Vol. 45 pp. 377-379 , 2000 。
- [16] Boonstra, AM., Fidler, V., Spits, GM., "Comparison of gait using Multiflex versus a Quantum foot in knee disarticulation amputees," *Prosthe Orthot Int.*, Vol. 17, pp. 90-94, 1993.
- [17] Culham, EG., Peat, M., Newell, E., "Below-knee amputation: a comparison of the effect of the SACH foot and single axis foot on electromyographic patterns during locomotion." *Prosthe Orthot Int.*, Vol. 10, pp. 15-22, 1986.
- [18] Mizuno, N., Aoyama, T., "Nakajima A. Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below-knee amputees," *Prosthet Orthot Int .*, Vol. 16, pp. 174-182, 1992.
- [19] Snyder, RD., Powers, CM., Fontaine, C., "The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dyvascular below-knee amputees," *J Rehab Res Develop*, Vol. 32, pp. 309-315, 1995.

- [20] Perry JP. Gait analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ: Slack, 1992.
- [21] Johnson, G.R., "Outcom measures of spasticity. European Journal of Neurology," vol. 9(suppl. 1) pp. 10-16, 2002.
- [22] Schmiedmayer, H.B., Kastner, J., "Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates," J. Biomechanics, Vol. 32, pp. 1237-1242, 1999.
- [23] Freeman, J.A., Skapura, D.M., "Neural networks-Algorithm," Applications and Programming Techniques, Addison-Wesleg, 1991.
- [24] Taylor, M., Lisboa, P.(ed.) "Techniques and Application of Neural Networks," Ellis Horwood, 1994.
- [25] Haykin, S., "Neural Networks: A comprehensive foundation," Prentice-Hall, 1994.
- [26] Fausett, L. V., "Fundaamentals of Neural Network : Architectures, algorithms, and application," prentice, Hall, NJ, 1994.
- [27] Hunt, H.J., "Neural Networks for control systems a survey," Automatica, Vol. 28, pp. 1083-1112, 1992.
- [28] Werbos, P., "Generallization of Backpropagation with Application to a Recurrent Gas Market Model," Neural Networks, Vol. 1, pp. 339-356, 1988.
- [29] Hecht-Nielsen, R., "Theory of the Backpropagation Neural Network," Proc.Int.Joint conf. Neural network , Washington D.C., pp. 593-606, 1989.
- [30] Cheng, S.X., Yu, X.H., "Training Algorithm for Backpropagation Neural Network with Optimal Descent Factor ," Electronics Letters, Vol. 26, pp. 1698-1700, 1990.
- [31] Rumelhart, D.E., Hinton, G.E., and Williams, R.J., "Learning representation errors,"

Naturem 323, pp. 533-536, 1986.

- [32] Cappozzo, A., Leo, T., Pedotti, A., "A general computing method for the analysis of human locomotion.," *Journal of Biomechanics*, Vol. 8, pp. 307-320, 1975.
- [33] Lu, T.-W., "Geometric and mechanical modelling of the human locomotor system," D.Phil. Thesis, Department of Engineering Science, University of Oxford, U.K, 1997.
- [34] Kingma, I., Toussaint, H. M., De Looze, M.P., Van Dieen, J. H., "Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 693-704, 1996.
- [35] Cheng, C.K., Chen, H.H., Chen, C.S., Chen, C.L., Chen, C.Y., "Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging," *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, pp. 559-566, 2000.
- [36] Clauser, C.E., McConville, J.T., Young, J.W., "Volume and center of mass of segments of the human body," Technical Report (TR-55-159), Wright-patterson Air Force Base, OH., 1969.
- [37] Dempster, W.T., "Space requirement of the seated operator," WADC-TR-55-159, Aerospace Medcal Research Laboratories, Ohio, U. S. A., 1955.
- [38] Hinrichs, R.N., "Adjustments to the segment center of mass proportions of mass proportions of Clauser et al., (1969)," *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, pp. 949-951, 1990.
- [39] Erdmann, W.S., "Geometric and inertial data of the trunk in adult males," *J. Biomechanics*, Vol. 30, pp. 679-688, 1997.
- [40] Schneider, K., Zernicke, R.F., "Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments," *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, pp. 145-148, 1992.

- [41] Bobbert, MF., Schamhardt, HC., “Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 7, pp. 705-710, 1990.
- [42] Hall, MG., Fleming, HE., Dolan, MJ., Millbank, SFD., Paul, JP., “Static in-suit calibration of force plates,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 659-665, 1996.
- [43] Gill, HS., O’Connor, JJ., “A new testing rig for force platform calibration and accuracy tests,” *Gait Posture*, Vol. 5, pp. 228-232, 1997.
- [44] James Middleton, Peter Sinclair, Ray Patton, “Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 357-360, 1999.
- [45] Park, S.J., Kim, C.B., Park, S.C., “Anthropometric and biomechanical characteristics on body segments of Koreans,” *Applied Human Science*, Vol. 18(3), pp. 91-99, 1999.
- [46] Hinrichs, R.N., “Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, pp. 621-624, 1985.
- [47] Chandler, R.F., Clauser, C.E., Mconville, J.P., Reynolds, H.M. and Young, J.W., “Investigation of inertial properties of the human body,” AMRL-TR-74-137, Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio, U. S. A., 1975.
- [48] Hatze, H., “A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, pp. 833-843, 1980.
- [49] 鄭誠功、曾永輝、陳宏彰、李威龍，”應用最佳化方法預估人體測量學資料”，*中華醫學工程學刊*，第十四卷，第四期，pp. 287-300，1994。
- [50] Kingma, I., Toussaint, H.M., Commissaris, Dianne A.C.M., Hoozemans, Marco J.M., Ober, M.J., “Optimizing the determination of the body center of mass,” *Journal of*

- Biomechanics, Vol. 28, pp. 1137-1142, 1995.
- [51] Jeon, J. W., Ha, Y. Y., “A generalized approach for the acceleration and deceleration of industrial robots and CNC machine tools,” IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 47, pp. 133-139, 2000.
- [52] Meckl, P., Arestides, P., Woods, M., “Optimized S-curve motion profile for minimum residual vibration,” Proceedings of the American Control Conference, Philadelphia, Pennsylvania, pp. 2627-2631, June 1998.
- [53] Nachiappan, C., Giannis, G., Anna, I., “Do strain gauge force platforms need in suit correction ?,” Gait Posture, Vol. 16, pp. 233-237, 2002.
- [54] McCulloch , W.S., Pitts, W., “A Logical Calculus of Ideas Immanent in Nervous Activity,” Bulletin of mathematical Biophysics, Vol. 5, pp.115-133, 1943.
- [55] Robert, H.W., Neuro computing, Addison-Wesley Publishing Co., Menle Park, CA , U.S.A., 1990.
- [56] 曾錦煥，謝宏榮，“類神經網路學習參數最佳化在油壓伺服閥位置控制之應用”第14屆全國技職技研討會，pp.237-246，1999。
- [57] 曾錦煥，謝宏榮，“回饋式類神經網路學習參數最佳化”第11屆全國自動化科技研討會，pp.1511-1518，1999。
- [58] Dill, D.B., “oxygen used in horizontal and grade walking and running on the treadmill,” Journal of applied physiology 20, pp.19-22, 1965.
- [59] Riley, P.O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K.W. & Kerrigan, D.C. “A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects,” Gait and Posture , Vol. 26, pp.17-24, 2007.
- [60] Frederic, D., Massimo, P., David, R., Christine, D., “A force measuing treadmill in

clinical analysis,” *Gait Posture*, Vol. 20, pp. 299-303, 2004.

[61] Erdmann W. S. and Gos T., “Density of trunk tissues of young and medium age people,”
J Biomech, Vol. 23, pp. 945-947, 1990.

