

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

長短腿個體在步態中立期時股骨與髖關節力學形態之研究 (重點研究計畫) 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 95-2221-E-040-002-
執行期間：95年08月01日至96年07月31日
執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：陳建宏
共同主持人：洪瑞斌、鄔詩賢
計畫參與人員：博士班研究生-兼任助理：紀偉民、林孝哲

處理方式：本計畫可公開查詢

中華民國 96年10月26日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

長短腿個體在步態中立期時股骨與髖關節力學形態之研究

Study on the Force Patterns of Femur and Hip Joint at Midstance Phase during Gait in Subjects with Leg Length Discrepancy

計畫編號：NSC95-2221-E-040-002-

執行期限：95年8月1日至96年7月31日

主持人：陳建宏

中山醫學大學物理治療學系

共同主持人：洪瑞斌

國立勤益科技大學自動化工程系

共同主持人：鄒詩賢

國立中興大學機械工程研究所

參與人員：紀偉民、林孝哲

國立中興大學生機所、機械所

一、中文摘要

本文主旨為研究不對稱步態個體在平地步行時的生物力學特徵。本研究先推導出個體兩側髖關節之關節力矩及關節功率之複擺數學模型，並比較兩側髖關節在不對稱步態下單腳站立期關節作用力、力矩及功率。利用該數學模型以及動作分析系統實際分析一位正常個體以及三位長短腿個體。結果顯示，兩個具有結構性長短腿個體之長腿側髖關節作用力約為短腿側的1.3倍；一個具有外展肌無力症之功能性長短腿個體，其長腿側之關節力矩和功率在冠狀面上的分量比短腿側顯著地大出2倍以上。初步認為，臨床上應可由冠狀面上的關節力矩和功率作為評估外展肌群在單腳站立期活動的量化依據。

關鍵詞：不對稱步態、關節力矩

Abstract

The aim of this study was to clarify the biomechanical characteristics of asymmetrical gait subjects during level walking. This work firstly derived an inverted double pendulum mathematical model to calculate the joint forces, moments, and powers of bilateral hips. Besides, bilateral comparison of joint forces, moments and powers during single-leg stance could be carried out.

Using the derived model and a motion analysis system, one normal subject and three subjects with leg length discrepancy (LLD) were analyzed. Results reveal that, hip resultant force on long leg side was 1.3 times higher than opposite side in the two structural LLD patients, and the hip joint moments and powers on the frontal plane on long leg side were obviously twice larger than opposite side proposed in the functional LLD subjects who had trendelenburg symptoms. Employment of hip joint moments and powers on the frontal plane may be used to estimate the action of the abductors.

Keywords: Asymmetric gait, Joint moment

二、緣由與目的

肢體的不等長(anisomelia)，例如，下肢長短不齊(長短腿 leg length discrepancy, LLD)被認為是相當常見而且惱人的問題[1, 2]。其發生率約佔人口數之40%-70%[3-5]，而腿長差異 (leg length difference)超過20mm的比例則約為千分之一[6]。

下肢主要功能為平衡及行走，長短不齊時就有跛行現象[7]，且因長期踮腳尖及骨盆傾斜的關係，而有脊椎側彎[8, 9]及背部肌肉未能完全放鬆而容易疲乏[3]之後遺症。甚至因為長腿側之髖臼與股骨頭接觸面積減少以及外展肌群(abductors)張力的增加，而使長腿側髖關節力增加[10]。

學曾發現[11]，具有腿長差異的跑者比無腿長差異的跑者自述髖部疼痛的數目超過2倍，認為長腿側髖關節易罹患退化性關節炎(OA)。

Morscher[10]的研究結果也支持上述結果。他發現長腿側的髖關節有大量的壓力由此傳遞，主要歸因於股骨頭與髖臼的接觸面積減少，及髖部附近的外展肌附著點間距離增加。

Brand等人[12]採用模擬長短腿，使腿長差異為35mm和65mm時，長腿側髖關節作用力分別增加6%和12%。Gurney等人[13]發現長腿側的股四頭肌(quadriceps)肌電圖中有較高的活動，因為長腿需要承受較大的地面反力。Visuri等人[14]也認為，確實有較大的力量轉移到長腿。他們發現過長的人工植入物會使得髖關節病變，最後使人工股骨柄完全鬆脫。所以，過高的髖關節接觸力是一個加速髖關節退化的重要因子[15-17]。

長短腿個體的步態特徵自含了短腿側有較少的站立時間和較少的步距，且其步行速度降低、步行節奏增加[18, 19]。D'Amico[18]以電子動態繪圖分析器(electrodynographic)分析17個病人的步態發現，長腿平均節奏隨1.25(s/step average)，而短腿則為1.15(s/step average)，兩側步態明顯不對稱。

長短腿個體步行時上身軀體重心在左右橫向上的偏移量不對稱，使得髖關節外展肌群作用時

所產生的肌肉張力、肌肉力矩有左右二側不相等的現象，最終造成二側髖關節受力的不相等[10]，且長腿側髖關節容易發生疼痛、關節炎、應力粉碎等現象[3]。此外，長期伴有長短腿現象的個體，其髖關節在步態中下肢各關節之矢狀面和冠狀面上的淨力矩分量會有所差異[20]。

本研究使用人體動作分析系統測得人體肢段標記點的三度空間座標，結合數學模型以及數值計算方法，比較長短腿患者於步行時兩側髖關節所受的作力力和力矩大小，並進一步研究在不對稱的步態下兩腿髖關節在矢狀面、冠狀面上力矩分量和功率表現，藉由此物理量瞭解臨床上不正步態中髖部肌肉作力的特徵。

三、材料與方法

理論分析

利用倒複擺模型(inverted double pendulum)將一單擺貼附在髖關節以模擬膝關節的擺動[21, 22]。由站立腿動力學效應求得地面垂直力型態。

單腳站立初期，其對側腿(contralateral leg)即將進入擺盪期。學者[23, 24]認為站立腿膝關節的屈曲(flexion)和踝關節的屈曲(plantarflexion)是造成地面垂直作力有雙峰現象的主要力學效應。

圖1顯示倒複擺被用來模擬步行時的單腳站立期。擺動腿並沒有顯示在模型中，且雙腳站立期(double-leg stance)並沒有被考慮進去。關於關節力矩和肢段的運動學(kinematics)，Winter[25]以正常個體測得肢段的座位移和座速度，即時測量人體肢段的尺寸求得人體的動力學參數，利用方程式求得小腿、大腿、上半身相應的座加速度。

複擺模型有二個自由度，質量 m_3 表示頭部、手臂、軀幹和擺動腿，且相對於大腿(m_2)可以自由旋轉。上半身質量 m_3 相對於髖關節也存在轉動慣量。從分離體圖(free-body diagram)和牛頓第二運動定律可以獲得複擺模型的動力學方程式為：

$$\begin{aligned} T_1 - T_2 = & (I_1 + m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2) \ddot{\theta}_1 \\ & + (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 \\ & + (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 \\ & + (m_2 r_1 + m_2 l_1 + m_3 l_1) g \cos \theta_1 \end{aligned} \quad (A1)$$

$$\begin{aligned} T_2 - T_3 = & (I_2 + m_2 r_2^2 + m_3 l_2^2) \ddot{\theta}_2 \\ & + (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_1 \\ & - (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1^2 \\ & + (m_2 r_2 + m_3 l_2) g \cos \theta_2 \end{aligned} \quad (A2)$$

$$T_3 = I_3 \ddot{\theta}_3 \quad (A3)$$

此處 T_1 、 T_2 和 T_3 分別表示作力在踝、膝、髖關節的淨力矩，相斥地， m_1 、 m_2 、 m_3 為小腿、

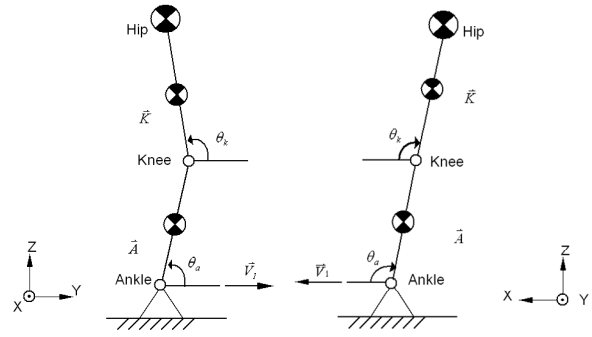


圖1 複擺模擬分析圖。矢狀面(左)及冠狀面(右)

大腿和上半身的質量，而 I_1 、 I_2 、 I_3 為小腿、大腿和上半身的轉動慣量。 l_1 、 l_2 為小腿和大腿的長度。 r_1 、 r_2 分別為質量中心到踝、膝關節的距離。 θ_1 、 θ_2 分別為小腿和大腿相對於水平線的夾角。 θ_3 為髖關節所支撐的上半身相對於地面水平線的轉動角度。髖關節力矩(T_3)對於上半身(m_3)提供一座加速度，其等於大腿肢段座加速度所作力的反力矩，如方程式(A2)和(A3)所示。

方程式(A1)和(A2)可以進一步簡化為

$$T_1 - T_2 = m_{11} \ddot{\theta}_1 + m_{12} \ddot{\theta}_2 + c_{11} \dot{\theta}_1^2 + c_{12} \dot{\theta}_2^2 + g_1 g \quad (A4)$$

$$T_2 - T_3 = m_{21} \ddot{\theta}_1 + m_{22} \ddot{\theta}_2 + c_{21} \dot{\theta}_1^2 + c_{22} \dot{\theta}_2^2 + g_2 g \quad (A5)$$

上式相關係數如下：

$$\begin{aligned} m_{11} = & I_1 + m_1 r_1^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2, \\ m_{12} = & (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \cos(\theta_1 - \theta_2), \\ m_{21} = & (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \cos(\theta_1 - \theta_2), \\ m_{22} = & I_2 + m_2 r_2^2 + m_3 l_2^2, \\ c_{11} = & 0, \\ c_{12} = & (m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \sin(\theta_1 - \theta_2), \\ c_{21} = & -(m_2 l_1 r_2 + m_3 l_1 l_2) \sin(\theta_1 - \theta_2), \\ c_{22} = & 0, \\ g_1 = & (m_2 r_1 + m_2 l_1 + m_3 l_1) \cos \theta_1, \\ g_2 = & (m_2 r_2 + m_3 l_2) \cos \theta_2 \end{aligned} \quad (A6)$$

方程式(A3)、(A4)和(A5)可以解得小腿、大腿和上半身的淨肌肉力矩。功率的部分則是將力矩乘上座速度即可求得。

本研究採用Frankel[26]之方式，由最遠端的關節開始推算求解三維反動力學。在全域參考座標系統(global reference system)以關節力矩和關節座速度之點積(dot product)計算關節功率。對功率曲線下面積對時間做積分可得到所做的功。

Winter[20]指出正常個體下肢對髖關節所作的功主要是分配在矢狀面上(約佔髖關節全部功的74%)，而次要的是在冠狀面上(23%)。圖2所示功率圖中的標誌如下，H=髖關節、K=膝關節、A=

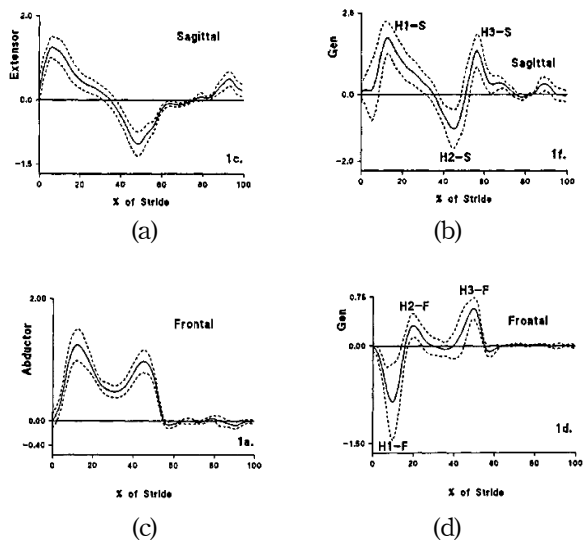


圖 2 髖關節力矩、力矩功率圖[20]

踝關節、S=矢狀面、F=冠狀面、T=橫斷面。例如 H1-S 表示髖關節在矢狀面上功率曲線圖中的一個點。一個步幅中全部的功為正功(positive work)和負功(negative work)絕對值之和(sum)。關節力矩和功率圖係將一個步幅的時間標準化(normalized)。

由圖 2 可知，單腳站立期時矢狀面上有較大的 H1-S 產生用以控制軀幹(trunk)和避免支撐腿垮掉(collapse)，H2-S 表示吸收能量使大腿的伸張(extension)減速(decelerate)，H3-S 屈曲肌下拉(flexor pull-off)產生額外的能量至擺動腿，如圖 2(b)。站立側髖關節產生較大的外展肌力矩有利於上半身保持在站立側髖關節的中間(medial)，如圖 2(a)。髖關節功率圖是髖節外展肌控制骨盆的結果；H1-F 吸收能量為了控制承擔重量時骨盆下垂的動作，然後 H2-F 和 H3-F 產生後骨盆抬起，如圖 2(d)。

上述關節力矩曲線圖的特徵為正常步態下肌肉作用型態和扮演角色功能在冠狀面和矢狀面上的證據。如預期，功的主要部分表現在矢狀面，雖然平移運動的目的是為了產生把身體向前推進的運動，此時支持身體對抗重力。髖關節為了控制骨盆和軀幹被發現在冠狀面上有大量的功，舉例來說，H1-F 和 H2-F 曲線圖對髖關節炎(OA)、關節病變(arthroplasty)的病人而言是一個重要的量化指標。

實驗描述

1. 實驗設備

- (1) 動作分析系統：使用 VICON MX 動作分析系統(VICON MX, Oxford Metrics Limited., UK)，搭配 6 台 60 Hz 的紅外線攝影機。
- (2) 資料收集分析：反光球移動資料以 generalized cross-validation spline smoothing (GCVSPL)法[27]，取 6Hz 截止頻率濾掉雜訊。再經由自行

撰寫的程式來計算出下肢各個關節的關節角度、關節力矩及長短腿步態特徵之相關資料。

- (3) 三維測力板系統：使用 AMTI 三維測力板系統(OR6-6, Watertown, MA, USA)。以 960 Hz 收集受測者水平步行時地面反作用力及力矩。
- (4) 反光球：為直徑 2.5 公分的球形物。實驗時，有 33 顆反光球貼在受測者身上的特定位置。除上述設備外，平面步道為 9 米。

2. 受測者

為了驗證本研究之數學模型和分析方式是否適用於不對稱性體之步態，本研究初步以：

- (1) 結構性長短腿患者二人：個案 1，男性，28 歲，患側(右)股骨頸因車禍骨折而短縮，腿長差異約 2 cm；個案 2，男性，18 歲，患側(左)因幼年時期股骨骨折導致左側股骨增生以致於較長，腿長差異約有 2 cm。
 - (2) 功能性長短腿患者一人：個案 3，男性，55 歲，患側(右)因小兒麻痺而有肌肉萎縮的現象，患者自述右腿短左腿長，右腿墊高 1.5 cm 後覺得平衡舒適。
- 上述三位長短腿體皆是左腿較右腿長。
- (3) 正常體一人：個案 4，男性，25 歲。

3. 實驗流程

本研究採用 Helen Hayes Hospital 所發展的修正型標記貼法[28]，下肢特定解剖位置貼上 15 顆反光球。將人體動作分析系統所測得標記點的三度空間座標代入複擺數學模型，可求得髖關節在矢狀面和冠狀面的力矩及功率。再將力矩代入髖關節受力的數學模型解出髖部各肌束之張力值和髖關節所受的作力。實驗流程如圖 4 所示。

四、結果

三位不對稱步態體(左腿均為長腿)，長腿側髖關節受均較短腿側大，如表 1 所示。在正常體(個案 4)上則呈現兩側對稱。

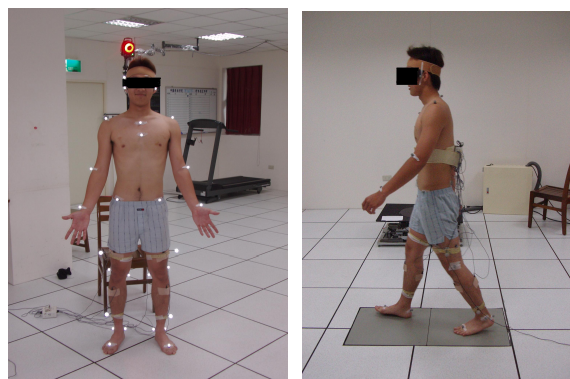


圖 3 修正型 Helen Hayes 標記貼法—前視圖(左)及側視圖(右)[28]。

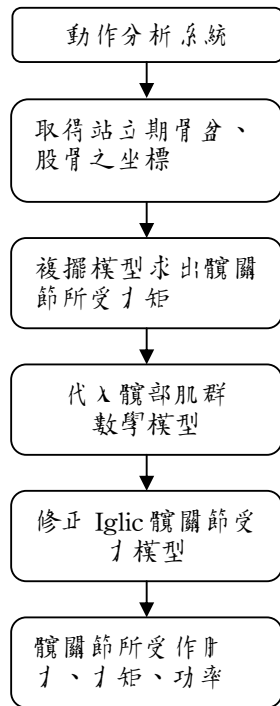


圖 4 髖關節才學型態研究流程圖

表 1 二側髖關節所受作用力比

Subject	Left	Right	Left/Right	
SLLD	1	1.75Wb	1.35	
	2	2.5Wb	1.32	
FLLD	3	1.85Wb	1.42	
Normal	4	2.6Wb	2.45Wb	1.06

註：Wb 為體重、SLLD 為結構性長短腿、FLLD 為功能性長短腿、Normal 為正常個體。

個案 1 和個案 2 為結構性長短腿個體，其長腿側髖關節所承受的作用才分別約為短腿側的 1.3 倍。而個案 3 為功能性長短腿患者，由髖關節在冠狀面上之功率圖得知短腿側之外展肌群功率顯著較低，推估其具有臀中肌無力之現象。

個案 3 在單腳站立期時長腿側在冠狀面上的髖關節才矩和才矩功率約為短腿側的 2 倍(圖 5)。

圖 5~6 為個案 3 髖關節在冠狀面上之才矩、功率圖，將步行五次之數據平均後畫出黑色曲線圖，紅色線段長度為一倍標準差的範圍。關節才矩(Nt-m)除以體重(Kg)將其標準化，關節功率(Watt)也以體重(Kg)將其標準化。對圖 6 中冠狀面上之關節功率曲線對時間積分，可得曲線下面積，即關節所作之功。但是從圖 6 中，可以顯著地看出 H1-F、H2-F 和 H3-F 峰值右側值明顯較左側值低，顯示其髖關節外展肌較弱。

五、討論

髖部外展肌強度不足或是由於關節退化造成的步態偏差所引起的股骨頭疼痛[29]，一個可能的病態之步態型態為傳德蘭伯格(Trendelenburg)步態。其中於在荷重期和末期(terminal stance)時髖部外展肌無法產生一個充分的外展肌才矩。此形態很容易觀察得到當弱側站立期時健側骨盆側邊會下垂，如圖 7。此形態的另一種描述方法是弱側髖部在站立期時會過度的內收(adduction)。

另一種病態步態型態為外展肌無力或股骨頭疼痛所造成的側傾(lateral lurch)。在此形態中，軀幹會移向荷重期的支撐腿並持續至終撐腿。此一期。觀察起來如巨軀幹過度的橫向位移至支步態偏差的結果會減少所需的髖部外展才矩，即將軀體重心靠向髖部外展-內收的旋轉軸。

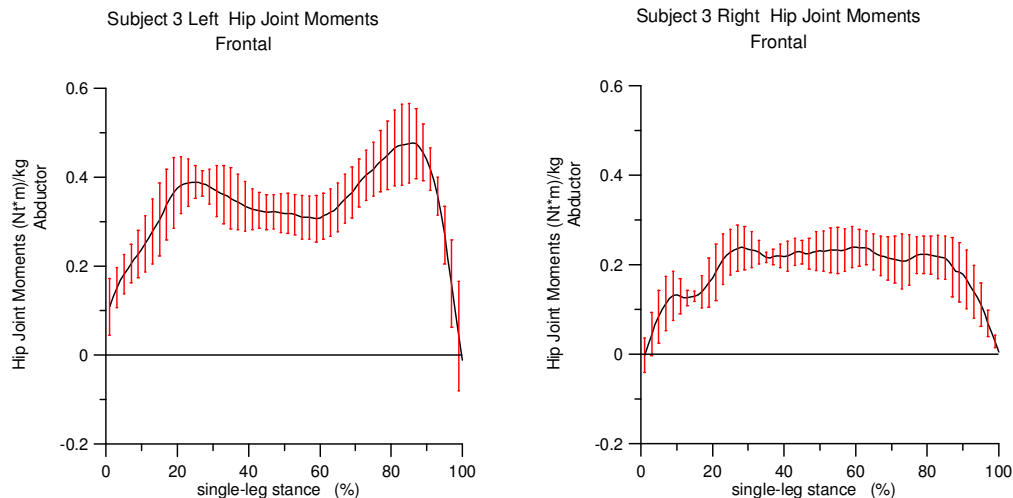


圖 5 個案 3 (FLLD) 左右二側髖關節關狀面才矩分量(外展-內收)

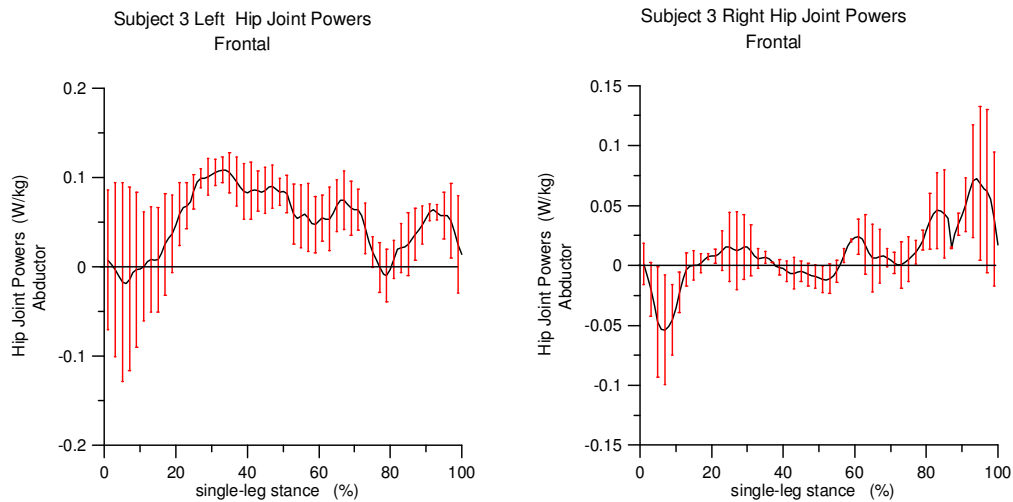


圖 6 個案 3 (FLLD) 左右二側髖關節關節狀面力矩功率分量(外展-內收)

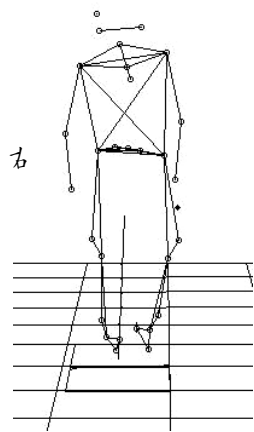


圖 7 個案 3 所呈現之不對稱步態。明顯可以看出患側支撐期時，上身側傾，骨盆對側下垂。

此二種步態偏差都有效的在髖關節外展時跨過髖關節降低壓力，因此可緩和關節疼痛，佛德蘭伯格步態型態對髖部外展肌無力而言是一個簡單的力學結果。側傾是髖部外展肌無力的一個代償作用。

六、結論

本計畫之數學模式與分析可應用在分析包含對稱與不對稱個體之髖部肌群所產生的力矩、淨力矩的作用情形。從三位個體之分析上，初步認為，臨床上應可由冠狀面上的關節力矩和功率作為評估外展肌群在單腳站立期活動的量化依據。

七、未來展望與自我評估

本年度計畫係推導出不對稱步態之分析理論和分析方式。在完成本年度計畫之末期，從二

位結構性長短腿、一位功能性長短腿、及一位正常個體之實驗驗證，證實本年度的研究目標已達成。後續將可繼續依此數學模式及分析方法針對相關主題進行研究。例如，由即時的人體動作配合關節力矩圖或功率圖分析肌群作用情形，做為物理治療上肌肉訓練的依據；亦可應用在病患穿戴輔具後、或經人工髖/膝關節手術後之步態分析，瞭解其步態特徵及各關節受力情形，以及分析穿戴部位之受力狀況。

八、致謝

本研究計畫承蒙國科會經費補助(計畫編號 NSC95-2221-E-040-002-)以及中國醫藥大學吳鴻文教授在動作分析系統使用上之協助，特此致謝。

九、參考文獻

- [1] Friberg O (1983) Spine, 8(6): pp. 643-651.
- [2] Rush WA, and Steiner A (1946) Am J Roentgenol 55: pp. 616-623.
- [3] Gurney B (2002) Gait and posture, 15: pp. 195-206.
- [4] Subotnick SI (1981) J Orthop Sports Phys Ther 3: pp. 11-15.
- [5] Woerman AL and Binder-MacLeod SA (1984) J Orthop Sports Phys Ther, 5: pp. 30-239.
- [6] Guichet JM, Spivak JM, Trouilloud P, Grammont PM (1991) Clin Orthop Relat Res, 272: pp. 235-241.
- [7] Liu XC, Fabry G, Molenaers G, Lammens J, and Moens, P (1998) Journal of pediatric orthopedics, 18(2): pp. 187-189.
- [8] Clarke GR (1972) Rheum Phys Med, 11: pp. 385-390.
- [9] Papioannou T, Stokes I, and Kenwright J (1982) J Bone Joint Surg Am, 64(1): pp. 559-562.
- [10] Morscher E (1977) Prog Orthop Surg 1: pp.

- 9-19.
- [11] Brunet ME, Cook SD, Brinker MR, and Dickinson JA (1990) *J Sports Med Phys Fitness*, pp. 307-315.
 - [12] Brand RA, and Yack HJ (1996) *Clin. Orthop.*, pp. 172-180.
 - [13] Gurney AB, Mermier CM, Robergs RA, Gibson A , and Rivero DP(2001) *J. Bone Joint Surg. Am.*, pp. 907-915.
 - [14] Visuri T, Lindholm TS, Antti-Poika I, and Koskenvuo M (1993) *Italian journal of orthopaedics and traumatology*, 19(1): pp. 107-111.
 - [15] Hadley NA, Brown TD, and Weinstein SL (1990) *J. Orthop. Res.*, pp. 504-513.
 - [16] Maxian TA, Brown TD, and Weinstein SL (1995) *J Biomech*, 28(2): pp. 59-166.
 - [17] Brand RA (1997) *J Am Acad Orthop Surg*, 5: pp. 282-291.
 - [18] D'Amico JC, Dinowitz HD, and Polchaninoff M (1985) *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, pp. 639-643.
 - [19] Bhav A, Paley D, and Herzenberg JE (1999) *J. Bone Joint Surg. Am*, pp. 529-534.
 - [20] Eng JJ, and Winter DA (1995) *J Biomech*, 28(6): pp. 753-758.
 - [21] Duan XH, Allen RH, and Sun JQ (1997) *Med Eng Phys*, 19(6): pp. 518-524.
 - [22] Pandy MG (2003) *Philosophical transactions of the Royal Society of London*, 358(1437): pp. 1501-1509.
 - [23] Winter DA (1987) *The biomechanics and motor control of human gait*, Waterloo Press, Waterloo, Ontario.
 - [24] Perry J (1992) *Gait analysis: normal and pathological function.*, SLACK, Inc., NJ.
 - [25] Winter DA (1990) *Biomechanics and motor control of human movement* Wiley, New York
 - [26] Frankel BJ (1950) *Trans.ASME*, 72: pp. 27-36.
 - [27] Woltring HJ (1986) *Adv. Eng. Software*, pp. 104-113.
 - [28] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, and Wootten ME (1990) *J Orthop Res*, 8(3): pp. 383-392.
 - [29] Nordin VH, Frankel M (2001) *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, Lippincott Williams & Wilkins, U.S.A.