

國立臺灣師範大學運動與休閒學院體育學系

碩士論文

Department of Physical Education

College of Sports and Recreation

National Taiwan Normal University

Master's Thesis

國軍新式個裝對於步態之影響

The effect of wearing new personal military combat suit on



周原禾

CHOU, Yuan Ho

指導教授: 李恆儒 博士

Advisor: Lee, Heng-Ju, Ph.D.

中華民國 110 年 1 月

January 2021

國軍新式個裝對於步態之影響

2021 年 1 月

研究生:周原禾

指導教授:李恆儒

摘要

緒論: 近年來，國軍開發了一套完整的新式個裝，目前有關此套各裝對於我國軍人在步態上的影響尚未可知，因此需更進一步探討，藉此了解我國軍人在穿著此套個裝時可能會遇到的問題。**方法:** 10 名中華民國國軍為本實驗參與者，國軍新式個裝加上步槍的總重為 20 公斤，每一位受測者分別需進行控制組（沒穿）以及實驗組（有穿）的試驗，所有試驗皆在實驗室內鑲嵌著測力板的 10 公尺走道上以自選速度行走，資料在每一組均收取五次，組間休息五分鐘。實驗使用七台紅外線高速攝影機 (Vicon 200Hz)，收取運動學資料，四顆無線肌電電極 (Noraxon 2000Hz)，收取四條肌肉肌電資料，一塊測力板 (AMTI 1000Hz)，收取動力學資料，統計方法為成對樣本 T 檢定，統計考驗的顯著水準之 α 值定義為 .05。**結果:** 實驗組在著地期有較大的髖伸直、內收角度以及膝屈曲、外展角度，並且在軀幹都呈現較為前傾的情況。力矩方面，實驗組有較大的髖屈曲以及外展力矩，膝關節有較大的伸直以及外展力矩，踝關節有較大的蹠屈力矩。肌電方面，實驗組在著地前期，股直肌活化程度較高，在推進前期，股直肌、臀大肌、豎脊肌的活化程度較高，在步態參數方面，步幅以及步頻並無顯著差異，但在著地期的時間則是實驗組有顯著差異的長。質心運動方面，實驗組有較大的垂直方向位移量以及動位能峰值時間差。**結論:** 由於整體重量加上在個裝中的戰鬥腰帶及軍靴限制了下肢關節在步態上的活動程度，導致下肢關節的負荷增加，未來對於腰帶以及軍靴的佩戴上可以稍作改良，並且在軍事訓練上可以多加強下肢的肌肉力量。

關鍵詞: 軍事裝備、生物力學、負重、能量

The effect of wearing new personal military combat suit on gait

January,2021

Author: CHOU, Yuan-Ho

Advisor: LEE, Heng-Ju

Abstract

Introduction: Recently the R.O.C. Ministry of Defense has developed the new personal military combat suit. The effect of wearing new combat suit on soldiers remain unknown. Therefore, this study aimed to investigate the effect of wearing the new personal military combat suit on gait, and figure out the problems that soldiers may encounter. **Methods:** There were ten male participated soldiers in this study. The whole suit with firearms weigh 20 kg. All groups were walkthrough 10m walkway, which contain the force plate. Each participant has to attend both control (no wear) and experimental (wear) group. Seven cameras (Vicon 200Hz) were used to capture the three-dimensional kinematics data, four surface wireless EMG (Noraxon 2000Hz) were used to capture the muscle activity, one force plate (AMTI 1000Hz) to capture kinetic data. A paired T-test were conducted to determine the effect of new combat suit on gait. **Result:** The experimental group has more hip and knee range of motion, and the trunk show more forward-leaning during the stance phase. Flexion moment and abduction moment is significant increase in hip joint. Extension moment and abduction moment is significant increase in knee joint. Plantar flexion moment is significant increase in ankle. There is a significant increase in stance time with experimental group, but cadence and stride length have no significant different. On the other hand, the experimental group shows more muscle activity on the lower limb and trunk during the pre-swing phase. At last, the experimental group have more displacement on center of mass on the vertical plane and the time between potential energy and kinetic energy peak value. **Conclusion:** The weight of combat suit, the belt and the boots restrict the movement of lower limbs on gait. As a result, it increases the loading on the

lower extremity. The improvement of the belts and boots is the problem needs to be solved in further. In order to improve the loading problem, lower extremity training is critical for the soldiers.

Key words: military load carriage, biomechanics, load carriage, energy



目 次

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
目次.....	iv
表次.....	vi
圖次.....	vii

第一章 緒論..... - 1 -

第一節 問題背景.....	- 1 -
第二節 研究目的.....	- 2 -
第三節 研究假設.....	- 2 -
第四節 研究範圍與限制.....	- 3 -
第五節 關節角度定義.....	-3-

第貳章 文獻探討..... - 6 -

第一節 身體負重對於步態的影響.....	- 6 -
第二節 軍事負重的相關實驗.....	- 7 -
第三節 質心運動.....	-8-
第四節 文獻總結.....	- 9 -

第參章 研究方法..... - 10 -

第一節 研究對象.....	- 10 -
第二節 研究設備及工具.....	- 10 -

第三節 實驗設計.....	- 22 -
第四節 實驗實施程序.....	- 23 -
第五節 資料處理.....	- 24 -
第六節 統計分析.....	- 26 -
第肆章 結果.....	-27-
第一節 運動學資料.....	-27-
第二節 動力學資料.....	-29-
第三節 地面反作用力以及步態參數.....	-31-
第四節 質心運動.....	-31-
第五節 肌電資料.....	-32-
第伍章 討論.....	-34-
第一節 負重所帶來的影響.....	-34-
第二節 結論與建議.....	-36-
引用文獻	-37-
受試者實驗須知	-40-
受測者同意書	-41-

表次

表 3-1 反光球名稱與其解剖學位置.....	-16-
表 4-1 髖、膝、踝、軀幹矢狀面以及額狀面關節角度最大值.....	-27-
表 4-2 髖、膝、踝矢狀面以及額狀面關節內力矩最大值.....	-30-
表 4-3 地面反作用力以及步態參數.....	-31-
表 4-4 質心運動.....	-31-



圖次

圖 1-1 髖關節屈曲及伸展 (左)，內收及外展 (右).....	-3-
圖 1-2 膝關節屈曲及伸直 (左)，內收及外展 (右).....	-4-
圖 1-3 踝關節蹠屈、背屈 (左)，內翻及外翻 (右).....	-4-
圖 1-4 軀幹屈曲、伸直.....	-5-
圖 3-1 紅外線攝影機.....	-11-
圖 3-2 NORAXON無線肌電.....	-11-
圖 3-3 測力板 (Force plate).....	-12-
圖 3-4 Vicon Nexus 2.8套裝分析軟體.....	-13-
圖 3-5 Visual 3D影像分析軟體.....	-13-
圖 3-6 國軍新式戰鬥個裝.....	-14-
圖 3-7 國軍新式戰鬥個裝(全身).....	-14-
圖 3-8 反光球名稱與其位置.....	-16-
圖 3-9 束脊肌黏貼位置.....	-18-
圖 3-10 臀大肌黏貼位置.....	-19-
圖 3-11 股直肌黏貼位置.....	-19-
圖 3-12 內側腓腸肌黏貼位置.....	-20-
圖 3-13 豎脊肌徒手肌力測試.....	-20-
圖 3-14 臀大肌徒手肌力測試.....	-21-
圖 3-15 股直肌徒手肌力測試.....	-21-
圖 3-16 內側腓腸肌徒手肌力測.....	-22-
圖 3-17 實驗流程圖.....	-23-

圖 4-1. 著地前期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖.....-32-

圖 4-2. 站立中期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖.....-33-

圖 4-3. 推進前期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖.....-33-



第一章 緒論

第一節 問題背景

作戰時，一位軍人身上所攜帶的裝備以及武器越多，單兵的作戰能力以及效率就越高，在 18 世紀以前這些額外的裝備大多會有輔助的運輸工具幫忙運輸，例如：手拉車、馬、或者是隨營的非戰鬥工作人員，因此軍人配帶的裝備總重量並不會超過 15 公斤。然而，21 世紀初時，為了提升單兵的作戰能力，軍人身上攜帶的資源量越來越多，個人裝備的重量因此提高 (Knapik, Reynolds, & Harman, 2004)。負重的增加，軍人在出任務時身體上的負荷因此升高，導致軍人常發生骨骼及肌肉上的傷害，其中最常見的前三項分別為：下背痛、踝關節傷害以及膝關節傷害 (Orr & Pope, 2016)。

過去研究中指出只要身上負重超過 10% 的身體體重，站姿就會呈現駝背的姿勢，而在步態上軀幹會較為前傾，矢狀面的踝關節、髖關節活動度都會變大，下肢的肌肉活化強度也會提高，且重量增加的越多，變化就越大 (Devroey, Jonkers, De Becker, Lenaerts, & Spaepen, 2007)。在其他的相關文獻中也顯示在不同的負重重量下會影響步態的時空間參數以及下肢關節角度，負重越重會導致步長越短、步頻加快且著地時間增加，而膝關節的矢狀面關節活動度則會減少，並且較為屈曲 (Birrell & Haslam, 2009)。在過去文獻中就有發現，在步態中，膝關節的角度較屈曲或較外展，就容易產生膝關節慢性傷害 (Fox, Ferber, Saunders, Osis, & Bonacci, 2018)，且因負重造成身體前傾的代償動作會增加下背痛發生的機率 (Chow, Kwok, Au-Yang, Holmes, Cheng, Yao, & Wong, 2005)，從上述的文獻中可以知道，負重會造成身體上的改變，而這些改變就可能造成身體受到傷害的風險增加。

另外，裝備的設計以及穿著於身上時的舒適度，有可能降低負重對身體上的影響，過去研究裡也有提到裝備的不合身也是造成受傷風險的原因之一 (Orr & Pope, 2016)，因此，我國國軍近期開發了一套戰鬥個裝，此套個裝除了提升整體裝備的防彈功能以及

將低了整體重量之外，還擁有符合人體工學的設計，總體重量約莫 24 公斤，而這套裝備對於目前我國軍人在穿戴方面上的影響尚未可知。

先前負重對於軍人在步態上產生影響的相關文獻，主要在於矢狀面關節角度以及地面反作用力上的差異，並且大多都是歐美國家所做的研究，西方人的身體條件對於東方人是有所不同，而不同的裝備及重量分部亦會影響不一樣的負重策略（鐘維軒、李尹鑫、林宗慶、相子元，2012），因此本研究主要是為了瞭解這套新式個裝對於我國國軍在步態上關節角度以及關節力矩上的影響，以及利用觀察質心運動模式去了解我國軍人的負重的策略，最後希望實驗的結果能夠提供國軍裝備製造上的建議，以及能夠讓國軍了解到我國軍人在負重行軍時可能造成的影響，並能夠在體能訓練上或是訓練課程上加以提升或改進。



本研究目的在於探討穿著國軍新式個裝對於下肢步態的矢狀面以及額狀面的關節角度、關節力矩、下肢和軀幹的肌電強度、地面反作用力以及質心運動的影響。期望在未來能夠給出改善裝備設計、配重或是軍事訓練上的建議。

第三節 研究假設

根據問題背景中過去研究所做出的研究假設

1. 步態參數方面：有穿著軍事個裝的條件下，著地時間以及步幅會較長，步頻較快。
2. 運動學方面：有穿著軍事個裝的軀幹在著地期會有較大的傾斜角度，而髖關節、膝關節以及踝關節在著地期的矢狀面關節活動度較大。

3. 肌電誘發強度方面：有穿著軍事個裝的狀況下，臀大肌、股直肌以及腓腸肌的肌電活化強度會比較高而豎脊肌會較低。

第四節 研究範圍與限制

- 1 此研究結果只能推論於中華民國國軍，並不能代表其他國家之軍人。
- 2 本研究所使用裝備為 106 年國軍所開發的新式戰鬥個裝，因此無法了解穿著其他裝備下所帶來的結果。
- 3 本研究因槍砲管制關係，因此並無使用真實的步槍以及實彈。

第五節 關節角度定義

1. 髖關節屈曲 (flexion) 、伸直 (extension) 以及內收 (adduction) 、外展(abduction)

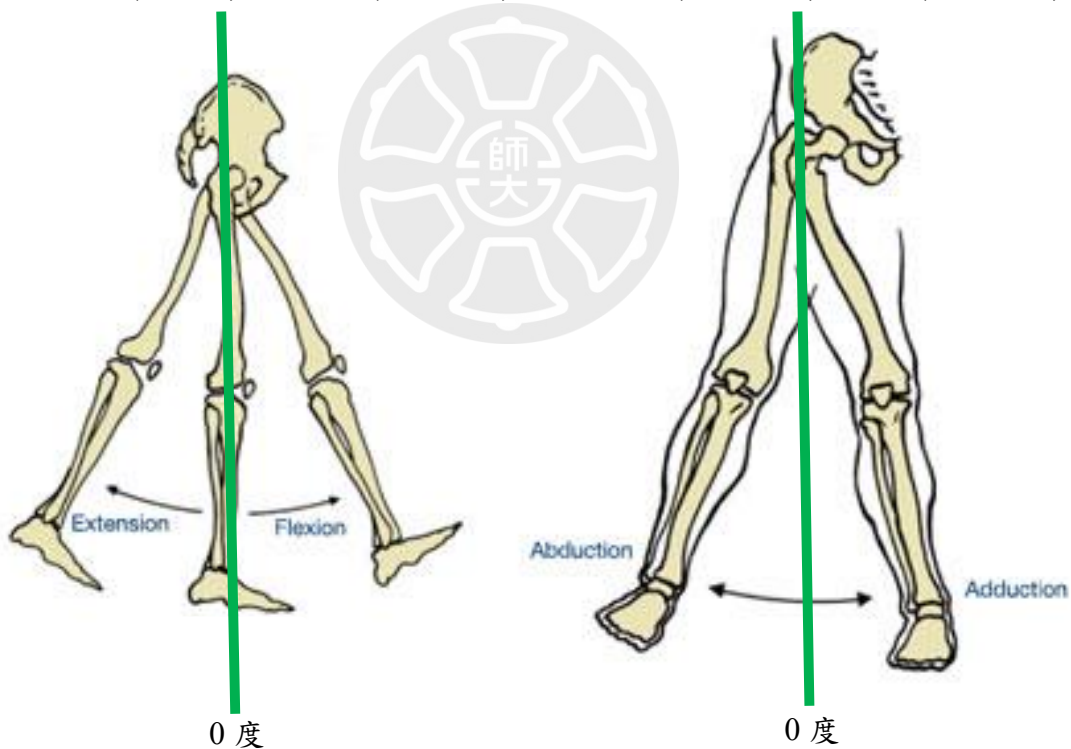


圖 1-1 髖關節屈曲及伸展 (左)，內收及外展 (右)

2. 膝關節屈曲 (flexion) 以及伸直 (extension) 以及內收 (adduction)、外展(abduction)

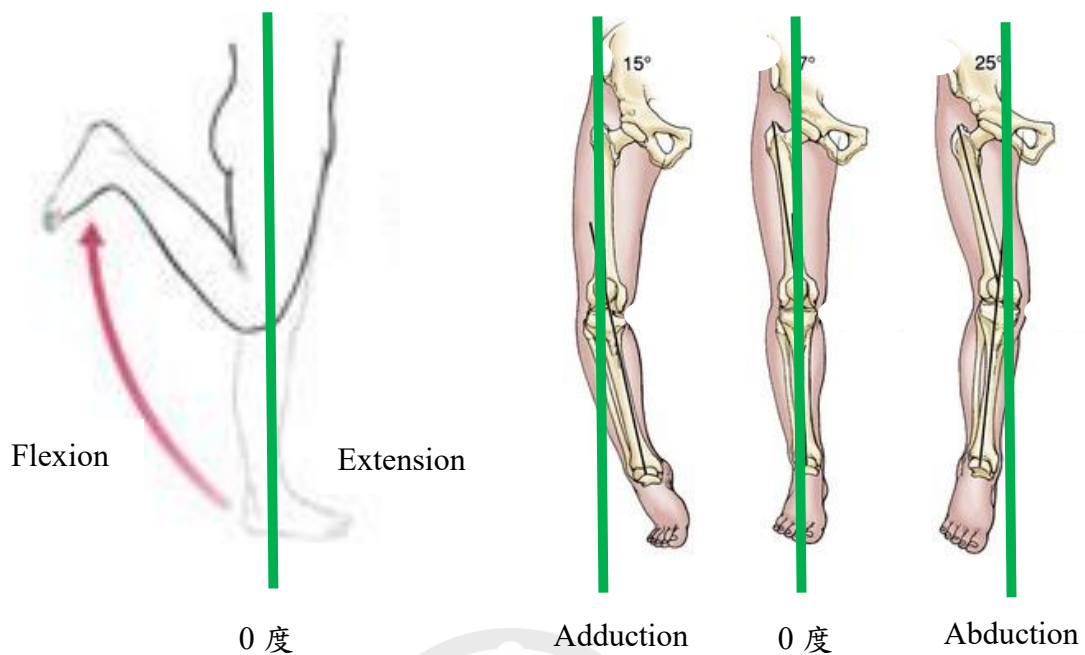


圖 1-2 膝關節屈曲及伸直 (左)，內收及外展 (右)

3. 踝關節蹠屈 (plantar flexion)、背屈 (dorsiflexion) 以及內翻 (inversion)、外翻(eversion)

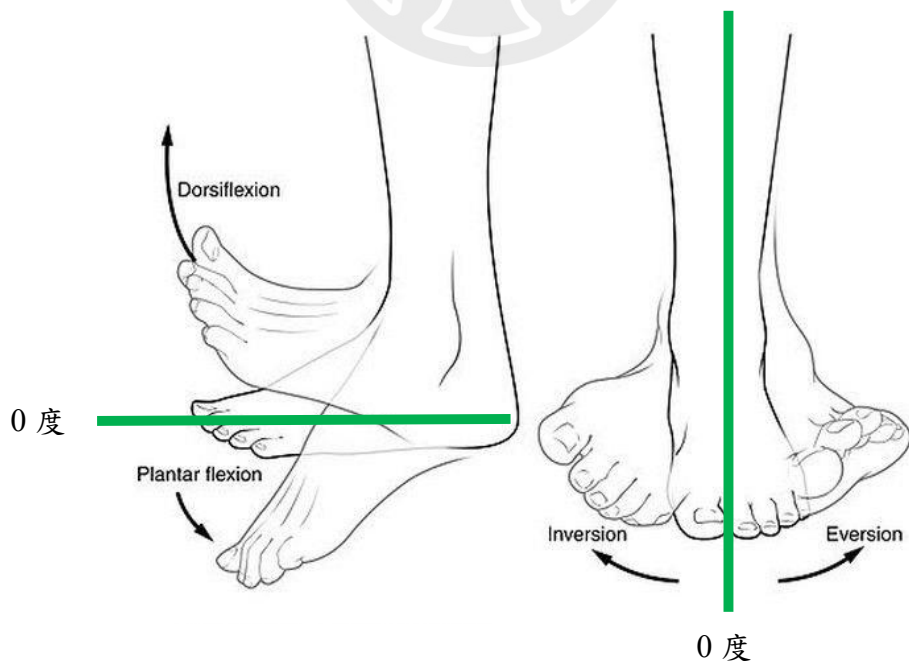


圖 1-3 踝關節蹠屈、背屈 (左)，內翻及外翻 (右)

4. 軀幹角度屈曲 (flexion) 以及伸直 (extension)

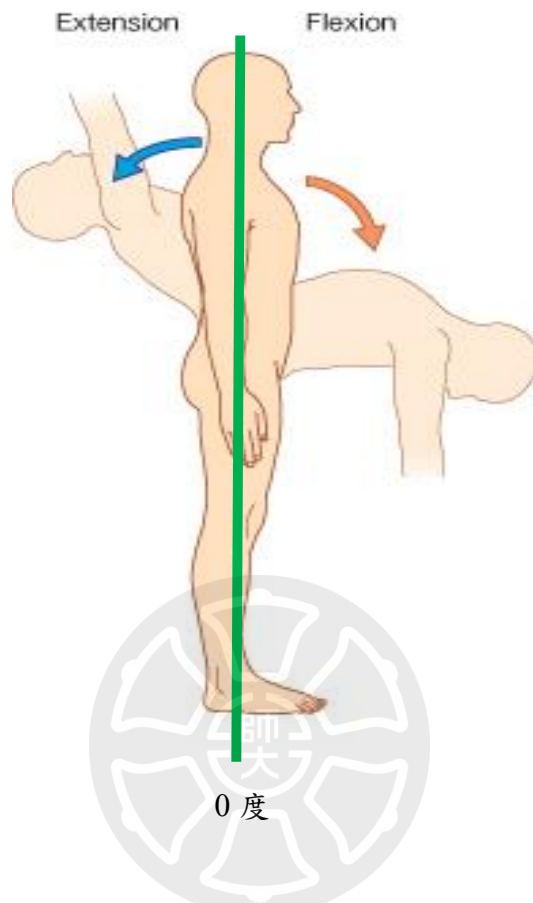


圖 1-4 軀幹屈曲、伸直

第貳章 文獻探討

第一節 身體負重對於步態的影響

一般人在日常生活中出門時，時常會需要攜帶一些隨身用品又或是工具等，英國脊椎治療協會（British Chiropractic Association）在 2011 年就調查發現英國男性背包平均重量是 6.2 kg，女性手提包平均重 2.36 kg，而女性有一半以上因背包、手提包太重和姿勢不當而身體疼痛，引發疾病，從上述的資料就可以知道，身上在多個額外負重就可能造成姿態不一樣的改變。

那到底在身體上增加負重重量對於人體的改變有那些呢，過去研究就統整了 54 篇有關於後背包對於人體在走路步態上的影響，結果顯示大部的文獻中都有提到負重會造成髖關節及踝關節矢狀面的關節活動度增加 (Liew, Morris, & Netto, 2016)，以及垂直和前後側的地面反作用力增加。過去研究指出在不同的負重重量下 (0%, 5%, 10% and 15% 的自身體重) 對於走路步態的影響，結果發現脖子的伸直角度在 5% 以及 10% 自身體重的重量會讓伸直角度略微增加，而在胸椎屈曲角度上來說增加負重重量就會增加屈曲角度 (Devroey et al., 2007)。在身體肌肉誘發強度方面，腹斜肌以及腹直肌在 10% 和 15% 的自身體重負重下有顯著的上升。先前研究指出在不同的重量下 (5%, 10%, 15%) 對於男性學童的步態影響，結果顯示身體屈曲的角度隨著重量的增加而增加，斜方肌以及豎脊肌在 15% 自身體重中都比 10% 以及 5% 的多 (Chen & Mu, 2018)。過去研究指出在不同的背包重量下 (0%, 7.5%, 10%, 12.5% and 15.0% 的自身體重) 對於女性青少年在步頻、步長、單腳承重期以及走路速率上會隨著重量增加而減少，而雙腳承重期會隨著重量增加而增加 (Chow et al., 2005)。

從上述的結果可以發現，負重會改變步態的身體關節角度、肌肉的誘發強度、地面的反作用力以及步態時空間上的參數，而這些改變有些就容易造成受傷風險的增加，

例如負重增加會造成地面反作用力的增加，長期下來可能就會造成下肢疲勞性骨折，還有軀幹會隨著負重增加而伴隨著屈曲角度增加，這也可能會造成下背痛的產生。

第二節 軍事負重的相關實驗

雖然先前已有些許文獻在研究有關負重對於人體的影響，但所收的受測者並非軍人，軍人除了負重的重量會與其他族群不同以外，軍人的身體素質、軍事裝備，以及因平常都需要在負重的狀況下進行行軍訓練所以對於負重上的適應也會有所不同，過去研究的內容裡就有提到有好的負重技巧及適應的人可能會跟沒有的人在研究結果上有所差別 (Liew et al., 2016)。

先前文獻中指出在不同的軍事裝備負重下(0Kg、4.2Kg、4.4Kg、6.8Kg、8.6Kg、10.7Kg、11.2Kg、14.9Kg、17.5Kg)，下肢的生物力學以及步態參數的改變，結果顯示在步態參數方面，各個重量相對於無負重都會增加步幅以及步頻，但在各個重量之間並無顯著的變化差距 (Majumdar, Pal, & Majumdar, 2010)。關節角度的方面，各個重量相對於無負重，在腳跟著地時期，踝關節的背屈角度、膝關節以及軀幹的屈曲角度會有顯著的增加，在著地中期則是發現踝關節的背屈角度以及軀幹的屈曲角度是有顯著的增加，在腳尖離地時期發現到髖關節的伸直角度以及軀幹的屈曲角度有顯著的增加，最後在矢狀面關節活動度上發現，只有髖關節以及踝關節在負重增加之後會有顯著的增加。過去研究指出在不同的重量 (8kg、16kg、24kg、32kg) 對於軍人在行走時下肢的關節角度以及步態參數上的影響，結果發現在重量增加時步幅變短，膝關節的矢狀面關節活動度變小，髖關節及踝關節則是沒有顯著上的差異 (Birrell & Haslam, 2009)。過去研究中，探討在行走 12.8 公里前後，有無負重 (35.5Kg) 對於下肢步態的生物力學機制以及肌電的影響，結果顯示在有負重的條件下，有較長的著地時間、較大的踝關節矢狀面活動度，以及著地瞬間有較大的膝關節的屈曲角度和踝背屈角度，在肌電方面，股外側肌以及腓腸肌在有負重的條件下肌電量都較高，至於在行走 12.8 公里前後之間測量的結果是沒

有顯著的差距 (Rice, Fallowfield, Allsopp, & Dixon, 2017)。

由上述的文獻中可以知道負重對於軍人會造成踝關節背屈以及膝關節屈曲的增加，而這樣的改變伴隨著肌電量的增加進而加速了疲勞的產生，最後關節在缺乏肌肉力量的保護之下可能會導致傷害的發生。雖然從上述的文獻中可以知道，負重對於軍人在步態上會產生影響，但是其結果並不一致，像是步幅，在其中一篇過去文獻中指出會增加，但是對於另一篇文獻中的結果卻是下降，還有在關節角度方面也有不一樣的結果產生，其原因可能在於不同的文獻中所使用的裝備、重量及實驗方法的不同，因此就會是導致不一樣的結果 (Majumdar et al., 2010)。

第三節 質心運動

人體在走路過程中，身體質心會產生垂直方向的位移量以及額狀面的位移量，一般來說在垂直的位移量大約為 2~3 公分，而額狀面的位移量為 4 公分左右，當刻意的去產生過多或過少的位移都導致多餘的能量消耗 (Ortega & Farley, 2005)。

一個良好的步態模式能夠讓人在行走時流失較少的能量，因此可以藉由觀察身體質心的運動，去推測能量在步態間的傳遞是否正常及流暢 (Tesio, Lanzi, & Detrembleur, 1998)。從過去文獻中，可以知道在走路的過程中，人體藉由下肢肌肉的作用對於身體質心做功，產生的能量會經由雙腳一步一步傳下去，這樣的方式讓質心在運動的軌跡上看起來像是一個單擺運動。藉由位能轉變成動能再由動能轉變成位能是單擺運動在傳遞能量的模式，過去的文獻就藉由觀察每一個時間點的垂直方向位置以及水平方向的速度 (兩者分別乘上身體質量便能轉變成位能以及動能) 兩者之間的峰值時間差來觀察有腦性麻痺的小孩以及健康小孩之間步態能量的轉換模式，結果發現到，有腦性麻痺的小孩在動位能之間的峰值時間點差距較大，代表在步與步之間的能量因為某些原因而導致轉換效率變差 (Bennett et al., 2005; Kuo, Donelan, & Ruina, 2005)。

第四節 文獻總結

軍人時常需要在行軍、執行任務或訓練時攜帶武器裝備或是補給，從上述的文獻中可以知道，身體多了一些額外的負重，就會改變行走時的步態參數、關節角度以及肌電反應，長時間下來，這些改變可能產生更高的受傷風險。

先前文獻主要都聚焦在軍人和矢狀面上的影響，對於額狀面以及質心運動的相關研究相對較少，並且也無國軍近期所開發的新式戰鬥個裝對於軍人影響的相關研究，因此本篇主要在探討國軍新式各裝對於下肢步態的影響，其測量參數包括關節角度、關節力矩、肌電、步態參數以及質心運動，希望能夠了解軍人在穿著此套個裝時可能會遇到問題，找出這套裝備能夠改進的地方，並給予改善的建議。



第參章 研究方法

第一節 研究對象

本研究主要從國軍招募有意願的 10 名受測者 (身高: 169.7 ± 3.7 公分, 體重: 68.4 ± 10.4 公斤, 年齡: 24 ± 3.2 歲, 服役年資: 4 ± 2 年) 參與此次實驗。受測者必須在過去一年內沒有受過下肢骨骼肌肉的傷害及施作相關手術的病史, 同時也沒有相關神經系統疾病的病史。在進行實驗前, 所有受測者都清楚知道實驗的目的及流程, 同意後簽署同意書。

第二節 研究設備及工具

運動學資料使用 Visual 3D 內建的反光球模型 (Visual 3D model), 黏貼 33 顆反光球於身體重要關節處, 定義出 13 個人體肢段, 藉由七台 Vicon 紅外線攝影機, 以擷取頻率 200Hz 來收集反光球的三度空間座標。動力學資料藉由實驗室中間擷取頻率 1000Hz 的力板 (AMTI) 收取, 肌電資料使用無線肌電 (NORAXON) 收取, 擷取頻率設定為 2000Hz。

藉由 Vicon Nexus 2.8 套裝分析軟體來同步擷取反光球三度空間資料及肌電資料。

一、 實驗儀器

(一) VICON 動作分析系統 (Vicon Vantage V5, Germantown, oxford, UK)

使用 7 台 Vicon 紅外線攝影機 (圖), 以擷取頻率 200Hz 收取運動學相關資料。



圖 3-1 紅外線攝影機

(二) 無線肌電 (NORAXON, Ultium-EMG sensor system)

使用 4 個表面肌電訊號感測器，分別黏貼於 4 條目標肌肉的肌腹，收集在有無裝備的條件下走路，肌肉活化情形，擷取頻率設為 2000Hz



圖 3-2 NORAXON 無線肌電

(三) 六軸測力板 (AMTI, Optima-BMS)

安裝在實驗室中間，以擷取頻率 1000Hz 收取動力學的相關資料。



圖 3-3 測力板 (Force plate)

(四) Vicon Nexus 2.8 套裝分析軟體

搭配 Vicon 紅外線攝影機，並結合無線肌電以及測力板同步進行資料擷取。

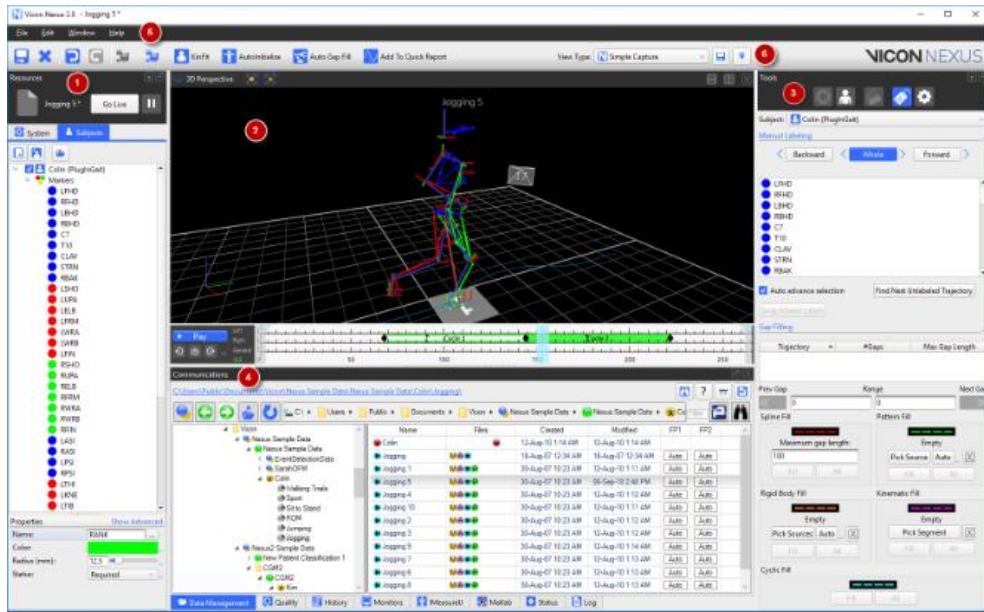


圖 3-4 Vicon Nexus 2.8 套裝分析軟體

(五) Visual 3D 影像分析軟體 (Visual 3D standard v6)

用以同步並處理 Vicon 攝影機 (200Hz) 、NORAXON 無線肌電 (2000Hz) 以及 AMTI 測力板 (1000Hz) 所收取的資料，藉以取得運動學、肌電以及動力學參數，進行相關資料分析。

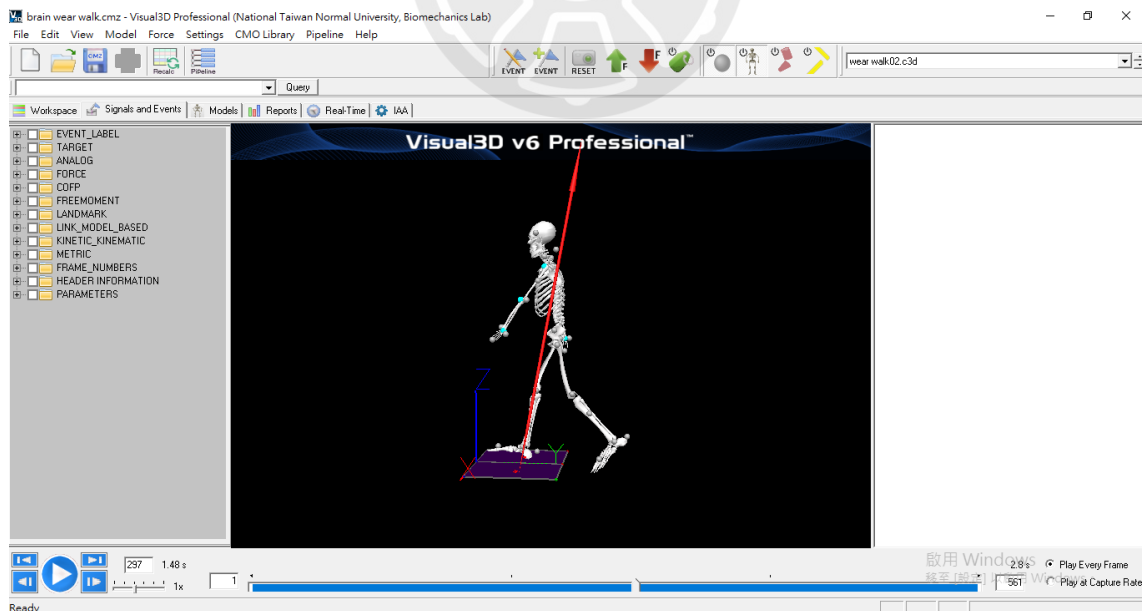


圖 3-5 Visual 3D 影像分析軟體

(六) 酒精棉片及膠帶等耗材

(七) T91 步槍模型 (4Kg)

(八) 新式戰鬥個裝 (16.27Kg)



圖 3-6 國軍新式戰鬥個裝



圖 3-7 國軍新式戰鬥個裝(全身)

二、 反光球黏貼位置

本實驗使用 Visual 3D 內建的反光球貼法來黏貼特定的關節位置，被動式反光球 (Passive markers, 1.27 公分) 使用 33 顆，其黏貼位置為，兩側耳屏 (Tragus)，頸椎第 7 節 (C7)，兩側肩峰 (Acromial process)，兩側肱骨，兩側肱骨外上髁 (Lateral epicondyle)，兩側尺骨莖突 (Ulnar styloid process)，兩側橈骨莖突 (Radius styloid process)，兩側第二指骨 (Second metacarpophalangeal joint)，兩側髌棘 (Iliac crest)，兩側大轉子 (Greater trochanter)，兩側股骨外上髁 (Lateral femoral epicondyles)，兩側股骨內上髁 (Medial femoral epicondyles)，兩側小腿外側，兩側外踝 (Lateral malleolus)，兩側內踝 (Medial malleolus)，兩側跟骨 (Calcaneus)，兩側第二趾骨 (Second metatarsal head)。相對應反光球的名稱及解剖學位置如表及圖所示



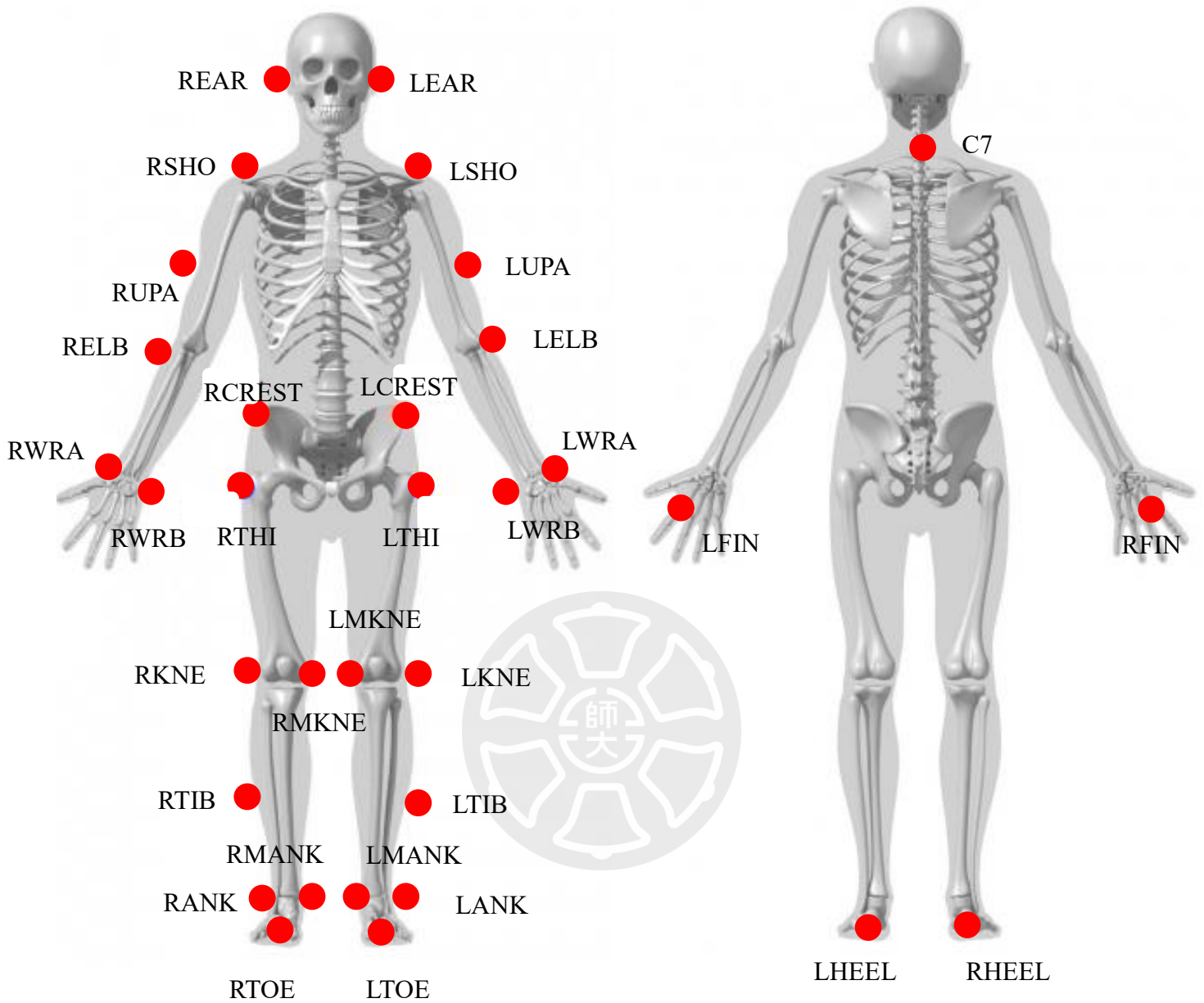


圖 3-8 反光球名稱與其位置

表 3-1 反光球名稱與其解剖學位置

反光球名稱	解剖學位置	註解
EAR*	耳屏 (Tragus)	
C7	頸椎第七節 (Seventh cervical vertebra)	

UPA*	肱骨	肱骨外側任一點
SHO*	肩峰 (Acromion process)	
ELB*	肱骨外上髁 (Lateral epicondyle)	
WRA*	橈骨莖突 (Radius styloid process)	
WRB*	尺骨莖突 (Ulnar process)	
FIN*	第二指骨 (Second metacarpophalangeal joint)	
CREST*	髂棘	位於大轉子上方髂棘處
THI*	大轉子 (Greater trochanter)	
KNE*	股骨外上髁 (Lateral femoral epicondyle)	
MKNE*	股骨內上髁 (Medial femoral epicondyle)	
TIB*	腓骨頭 (Fibula)	腓骨頭外側任一點
ANK*	外踝 (Lateral malleolus)	
MANK	內踝 (Medial malleolus)	
Toe*	第二趾骨 (second metatarsal head)	
Heel*	跟骨 (calcaneus)	

備註:*代表包含左右兩側

三、 表面肌電黏貼位置

實驗中表面肌電黏貼位置為右側的豎脊肌 (Erector Spinae Muscles, ES)、臀大肌 (Gluteus maximus, GM)、股直肌 (Rectus femoris, RF)、內側腓腸肌 (Medial gastrocnemius, MG) 共使用 4 條肌電訊號, 參考 SENIAM (surface EMG for non-

invasive assessment of muscles) 所建議黏貼位置。

(一) 豎脊肌 (Erector Spinae Muscles , ES)

肌電 EMG 黏貼於 L2 右邊兩指幅的豎脊肌肌腹上



圖 3-9 束脊肌黏貼位置

(二) 臀大肌 (Gluteus maximus , GM)

肌電 EMG 黏貼於大轉子及薦椎連線 50%的肌腹位置

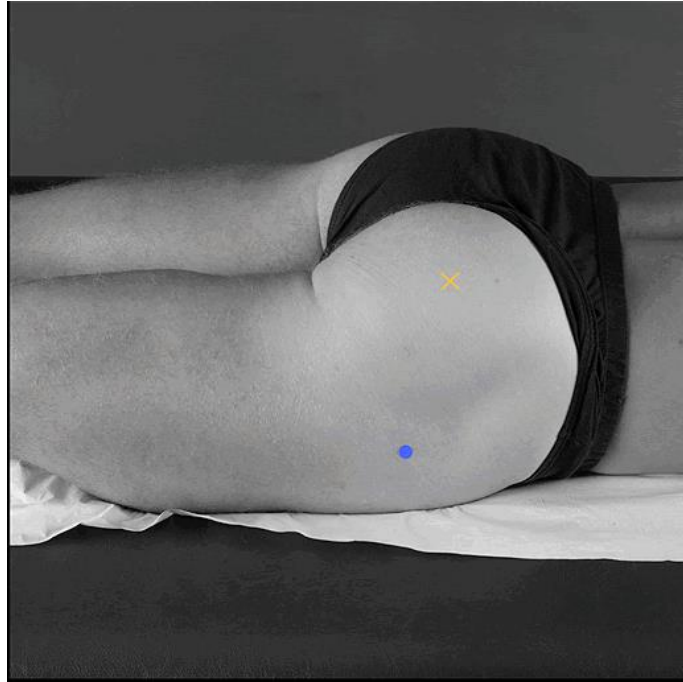


圖 3-10 臀大肌黏貼位置

(三) 股直肌 (Rectus femoris , RF)

肌電 EMG 黏貼於髂前上棘(ASIS)與髕骨正上緣連線 50%的肌腹位置



圖 3-11 股直肌黏貼位置

(四) 內側腓腸肌 (Medial gastrocnemius , MG)

肌電 EMG 黏貼於腓腸肌內側肌肉最隆起的位置



圖 3-12 內側腓腸肌黏貼位置

四、 最大自主收縮測量方式

測量最大自主收縮的方式是參考徒手肌力測試(manual muscle test, MMT)

(一) 豎脊肌 (Erector Spinae Muscles, ES)

受測者採取俯臥，固定受測者下肢，實施下壓阻力於背部，請受測者手背於頭部後方，並作出拱背的動作以去抵抗阻力。

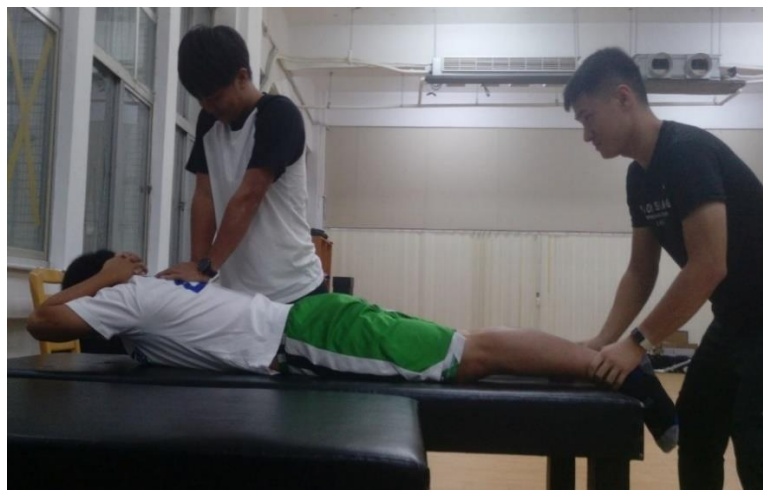


圖 3-13 豎脊肌徒手肌力測試

(二) 臀大肌 (Gluteus maximus, GM)

受測者採取俯臥，膝蓋屈曲 90 度，實施阻力於後大腿上方，請受測者將腳往

上方踢以去抵抗阻力。



圖 3-14 臀大肌徒手肌力測試

(三)股直肌 (Rectus femoris, RF)

受測者採取坐姿，實施阻力於小腿遠端，請受測者膝蓋伸直往前踢，以抵抗阻力。



圖 3-15 股直肌徒手肌力測試

(四)內側腓腸肌 (Medial gastrocnemius, MG)

受測者採取躺姿，實施阻力於腳底，請受測者將腳尖往下踩，以抵抗阻力。



圖 3-16 內側腓腸肌徒手肌力測試

第三節 實驗設計

所有的實驗都是在國防大學管理學院軍事人因工程研究中心所完成，受測者族群主要為國內的男性軍職人員，每位受測者都需要在兩種不同的負重方式情況下以自選速度在實驗室內行走約 10 公尺的距離，並在行走的過程中經過放置在地面中的一塊測力版，兩種不同的負重模式分為實驗組(有穿戴國軍新式個裝及持有步槍)，以及控制組(沒有穿戴國軍新式個裝也無持有步槍)。

受測者在每組進行測試前會在地面上以自選速度走約 15 分鐘，以去熟悉身上的重量以及最舒服的步行速度，開始測驗後受測者需要眼睛看著前方，以最自然及舒服的狀態下往前走，每種條件下需收取試驗五次，並取出完整的三次進行分析，完整的試驗定義為右腳需完整的踩在測力板上，並且無刻意的改變走路方式，避免為了刻意去踩踏測力板，在熟悉重量結束後以及試驗開始前會測量該名受測者的起始位置，受測者是以隨機分配去決定哪一種條件的測試要先做。

第四節 實驗實施程序

一、 實驗流程圖

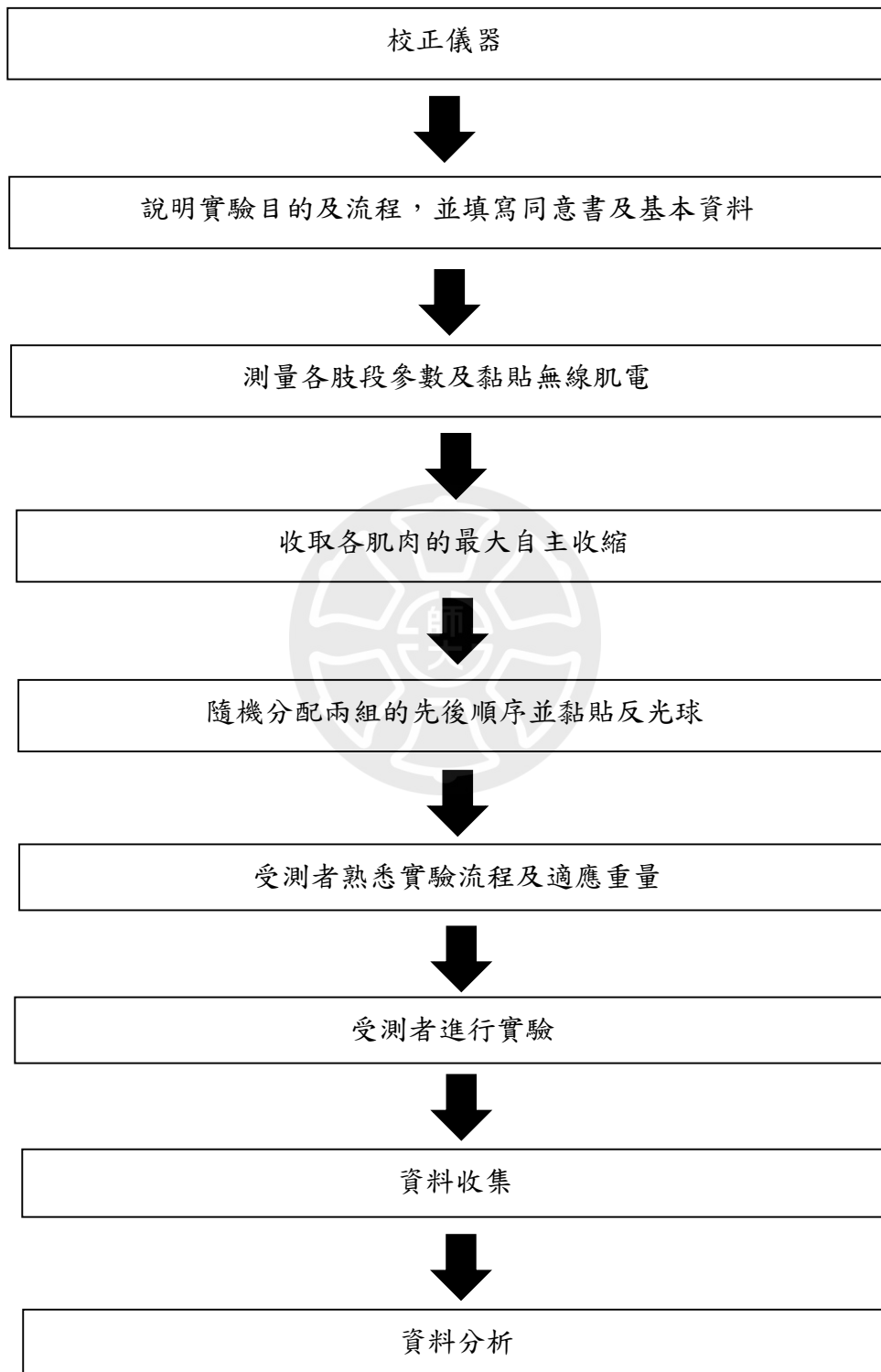


圖 3-17 實驗流程圖

二、 實驗步驟

- (一) 儀器設備設置與校正 (Vicon 攝影機, NORAXON 無線肌電, AMTI 測力版)
- (二) 說明實驗目的, 並填寫實驗同意書及基本資料, 說明實驗流程及進行方式。
- (三) 測量各肢段參數
- (四) 黏貼四條肌肉 (豎脊肌、股直肌、臀大肌、腓腸肌內側頭) 之無線肌電。
- (五) 使用 Vicon 系統收取各肌肉最大自主收縮
- (六) 隨機分派兩組實驗的先後順序後開始黏貼 33 顆反光球。
- (七) 在每組實驗前會先在地面上走約 15 分鐘以去適應重量, 之後再測量起始位置, 該起始位置是受測者能夠以自然的步態讓右腳順利的踩到實驗室中央的一塊測力板。
- (八) 以 Vicon 系統同步收取反光球、無線肌電以及測力板之資料, 分別以控制組 (不穿及未持有步槍) 以及實驗組 (有穿及持有步槍) 收取五次成功試驗, 兩種條件的測試之間休息五分鐘。
- (九) 收取完資料後使用 Vicon 系統將各資料用 C3D 檔做匯出, 再使用 Visual 3D 分析軟體進行同步分析。

第五節 資料處理

一、 運動學分析

本實驗使用 Visual 3D 套裝軟體進行運動學分析, 反光球的軌跡以 10Hz 的 Butterworth 低通濾波來過濾掉多餘的雜訊, 分析右腳踩到測力板的那一個步態週期, 並觀察下肢三個關節在著地期和擺盪期矢狀面以及額狀面的關節活動度、最大角度, 以及質心在垂直方向的位移量、額狀面方向的位移量, 還有質心運動中,

動能位能峰值的時間差。

- (a.) 動能位能峰值的時間差：動能是由質心在水平方向的速度平方後乘上 $1/2$ 的自身質量而得，而位能為質心在垂直方向的位移乘上自身質量所得，在一個步態週期中，能量間轉換的效率是整體步態是否耗能的原因，因此當動能及位能之間轉換的時間差越小代表此步態更為流暢，計算方式為，在一個步態週期中，產生最小動能的時間點減去產生最大位能的時間點 (Winter, 2009)。
- (b.) 關節活動度：關節的移動範圍，計算方式為，在同一平面但不同方向的动作角度最大值相加而得，例如：髖關節矢狀面關節活動度為髖關節伸直最大角度加上髖關節屈曲最大角度。

二、力板資料

本實驗使用 Visual 3D 套裝軟體進行力板資料分析，原始資料經由 10Hz 的 Butterworth 低通濾波來過濾掉多餘的雜訊，再以自身體重做標準化處理，分析右腳踩到測力板的那一個步態週期，並分析在垂直地面反作用力的第一峰值、第二峰值以及整個著地期的垂直衝量。

三、關節力矩分析

本實驗使用 Visual 3D 套裝軟體進行關節力矩分析，原始資料經由 10Hz 的 Butterworth 低通濾波來過濾掉多餘的雜訊，再以自身體重做標準化處理，分析右腳踩到測力板的那一個步態週期，並分析在著地前期、站立中期以及推進前期下肢三個關節的矢狀面還有額狀面最大力矩。

四、肌電資料分析

本研究分析肌肉右側的豎脊肌 (Erector Spinae Muscles)、股直肌 (Rectus femoris)、臀大肌 (Gluteus maximus) 以及內側腓腸肌 (Medial gastrocnemius)，利用 Visual 3D 套裝軟體進行肌電資料分析。原始資料經過帶通濾波 50Hz~450Hz (Band pass filter) 濾掉多餘的雜訊，再進行全波整流翻正 (full wave rectification)，最後使用 50 個窗格做均方根 (Root mean square) 的平滑處理，各筆資料以各肌

肉的最大自主收縮做標準化程序，分析右腳踩到測力板那一個步態週期，並分析在著地前期、站立中期以及推進前期，四條肌電肌肉的平均活化程度。

五、步態分期

以力板以及位於腳跟光點的資料進行分期 (Chambers, 2002)

(一)著地期：右腳腳跟著地 (測力板值大於 20N) 到右腳腳尖離地 (測力板值小於 20N)。

(二)擺盪期：右腳腳尖離地 (測力板值小於 20N) 到右腳腳跟著地。

(三)著地前期：右腳腳跟著地 (測力板值大於 20N) 到左腳腳尖離地。

(四)站立中期：左腳腳尖離地到左腳腳跟著地。

(五)推進前期：左腳腳跟著地到右腳腳尖離地 (測力板值小於 20N)。



使用 SPSS for Window 23.0 版，以成對樣本 T 檢定 (Paired Sample t test)，比較我國軍人在控制組 (不穿) 以及實驗組 (有穿) 兩情境之下對於運動學、動力學、步態參數以及肌電訊號之差異，統計考驗的顯著水準之 α 值設為 .05。

第肆章 結果

第一節 運動學資料

如表4-1所示，腕關節的部分，實驗組在著地期以及擺盪期中有顯著較大的伸直角度 ($20.63 \pm 6.25 > 13.36 \pm 5.06$, $10.13 \pm 6.05 > 5.88 \pm 4.67$)、內收角度 ($7.11 \pm 1.75 > 5.40 \pm 1.56$, $1.88 \pm 1.75 > 0.01 \pm 1.99$) 以及矢狀面關節活動度 ($40.29 \pm 6.91 > 35.01 \pm 5.98$)。膝關節的部分，實驗組在著地期時有顯著較大的屈曲角度 ($46.01 \pm 4.87 > 42.38 \pm 3.91$)、外展角度 ($4.11 \pm 2.81 > 3.71 \pm 2.65$)、矢狀面關節活動度 ($45.95 \pm 3.89 > 42.84 \pm 3.09$) 以及額狀面關節活動度 ($4.50 \pm 1.32 > 3.78 \pm 1.08$)，而在擺盪期也有顯著較大的屈曲角度 ($65.38 \pm 4.35 > 63.01 \pm 4.58$)。踝關節的部分，實驗組在著地期有顯著較大的內翻角度 ($0.56 \pm 0.23 > 0.30 \pm 0.14$) 以及額狀面關節活動度 ($1.25 \pm 0.36 > 0.94 \pm 0.36$)，在擺盪期有顯著較大的蹠屈角度 ($0.71 \pm 0.8 > 0.28 \pm 0.65$)。在軀幹角度方面，實驗組不管是在著地期還是擺盪期，身體都較為前傾 ($10.61 \pm 5.79 > 4.55 \pm 4.83$, $9.86 \pm 5.75 > 3.86 \pm 5.29$)，但在矢狀面關節活動度上，控制組都比實驗組顯著較大 ($7.52 \pm 3.45 > 5.61 \pm 1.16$, $5.5 \pm 1.60 > 4.09 \pm 1.04$)。

表4-1 腕、膝、踝、軀幹矢狀面以及額狀面關節活動度，以及角度最大值(°)

依變項		實驗組	控制組	<i>p</i>
腕關節				
屈曲最大值 (°)	著地期	19.66 ± 5.71	21.63 ± 8.23	.405
	擺盪期	19.85 ± 4.70	21.87 ± 6.07	.362
伸直最大值 (°)	著地期	20.63 ± 6.25	13.36 ± 5.06	.006*
	擺盪期	10.13 ± 6.05	5.88 ± 4.67	.05*
內收最大值 (°)	著地期	7.11 ± 1.75	5.40 ± 1.56	.005*
	擺盪期	1.88 ± 1.75	0.01 ± 1.99	.004*
外展最大值 (°)	著地期	2.02 ± 1.94	3.52 ± 2.88	.019*

	擺盪期	3.47 ± 1.76	4.57 ± 2.80	.078
矢狀面	著地期	40.29 ± 6.91	35.01 ± 5.98	.001*
關節活動度 (°)	擺盪期	29.98 ± 4.91	27.76 ± 4.78	.031*
額狀面	著地期	9.14 ± 2.37	8.92 ± 2.40	.615
關節活動度 (°)	擺盪期	5.35 ± 2.28	4.58 ± 2.16	.158
膝關節				
屈曲最大值 (°)	著地期	46.01 ± 4.87	42.38 ± 3.91	.000*
	擺盪期	65.38 ± 4.35	63.01 ± 4.58	.001*
伸直最大值 (°)	著地期	0.05 ± 3.47	0.46 ± 3.11	.447
	擺盪期	1.17 ± 4.42	2.73 ± 2.70	.142
內收最大值 (°)	著地期	0.39 ± 2.23	0.06 ± 3.07	.141
	擺盪期	0.29 ± 2.51	0.21 ± 2.79	.694
外展最大值 (°)	著地期	4.11 ± 2.81	3.71 ± 2.65	.031*
	擺盪期	4.61 ± 2.66	4.63 ± 2.70	.078
矢狀面	著地期	45.95 ± 3.89	42.84 ± 3.09	.003*
關節活動度 (°)	擺盪期	66.56 ± 3.31	65.74 ± 3.46	.440
額狀面	著地期	4.50 ± 1.32	3.78 ± 1.08	.022*
關節活動度 (°)	擺盪期	4.90 ± 2.09	4.85 ± 1.94	.868
踝關節				
蹠屈最大值 (°)	著地期	2.76 ± 0.8	2.46 ± 0.49	.149
	擺盪期	0.71 ± 0.8	0.28 ± 0.65	.043*
背屈最大值 (°)	著地期	1.63 ± 0.68	1.76 ± 0.92	.410
	擺盪期	1.94 ± 1.02	2.79 ± 1.65	.016*
內翻最大值 (°)	著地期	0.56 ± 0.23	0.30 ± 0.14	.013*
	擺盪期	0.22 ± 0.22	0.17 ± 0.11	.441
外翻最大值 (°)	著地期	0.69 ± 0.45	0.64 ± 0.36	.566
	擺盪期	0.96 ± 0.55	0.93 ± 0.51	.738

矢狀面	著地期	4.39 ± 0.99	4.22 ± 0.83	.283
關節活動度 (°)	擺盪期	2.65 ± 0.86	3.08 ± 1.39	.146
額狀面	著地期	1.25 ± 0.36	0.94 ± 0.36	.000*
關節活動度 (°)	擺盪期	1.18 ± 0.49	1.10 ± 0.46	.242
軀幹				
屈曲最大值 (°)	著地期	10.61 ± 5.79	4.55 ± 4.83	.03*
	擺盪期	9.86 ± 5.75	3.86 ± 5.29	.033*
矢狀面	著地期	5.61 ± 1.16	7.52 ± 3.45	.018*
關節活動度 (°)	擺盪期	4.09 ± 1.04	5.5 ± 1.60	.002*

註：*代表統計達顯著差異 ($p < .05$)

第二節 動力學資料

如表4-2所示，髖關節的部分，實驗組在站立中期以及推進前期都有顯著較大的髖屈曲力矩 ($0.96 \pm 0.23 > 0.73 \pm 0.1 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$, $1.03 \pm 0.24 > 0.76 \pm 0.15 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)，且在站立中期時有顯著較大的髖內收力矩 ($1.19 \pm 0.16 > 0.89 \pm 0.16 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)。膝關節的部分，實驗組在著地前期有顯著較大的膝屈曲力矩 ($0.3 \pm 0.08 > 0.24 \pm 0.06 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)，而在站立中期有顯著較大的膝伸直力矩以及膝外展力矩 ($0.62 \pm 0.34 > 0.43 \pm 0.26 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$, $0.55 \pm 0.14 > 0.42 \pm 0.09 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)。踝關節的部分，實驗組在著地前期有顯著較大的踝背屈力矩 ($0.23 \pm 0.09 > 0.14 \pm 0.06 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)，而在站立中期以及推進前期則是有顯著較大的踝跖屈力矩 ($1.59 \pm 0.2 > 1.24 \pm 0.09 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$, $1.60 \pm 0.19 > 1.23 \pm 0.08 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{BW}^{-1}$)。

表4-2 髖、膝、踝矢狀面以及額狀面關節內力矩最大值 (N*m*BW⁻¹)，正的值代表髖關節屈曲和內收、膝關節伸直和內收、踝關節背屈和內翻力矩

依變項		實驗組	控制組	<i>p</i>
髖關節				
矢狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	-0.59 ± 0.17	-0.49 ± 0.12	.053
	站立中期	0.96 ± 0.23	0.73 ± 0.1	.002*
	推進前期	1.03 ± 0.24	0.76 ± 0.15	.001*
額狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	0.08 ± 0.07	0.07 ± 0.13	.875
	站立中期	-1.19 ± 0.16	-0.89 ± 0.16	.000*
	推進前期	0.08 ± 0.04	0.10 ± 0.05	.264
膝關節				
矢狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	-0.30 ± 0.08	-0.24 ± 0.06	.023*
	站立中期	0.62 ± 0.34	0.43 ± 0.26	.004*
	推進前期	0.27 ± 0.10	0.24 ± 0.09	.137
額狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	0.07 ± 0.05	0.04 ± 0.07	.245
	站立中期	-0.55 ± 0.14	-0.42 ± 0.09	.002*
	推進前期	0.04 ± 0.02	0.03 ± 0.01	.496
踝關節				
矢狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	0.23 ± 0.09	0.14 ± 0.06	.01*
	站立中期	-1.59 ± 0.2	-1.24 ± 0.09	.000*
	推進前期	-1.60 ± 0.19	-1.23 ± 0.08	.000*
額狀面力矩 最大值 (N*m*BW ⁻¹)	著地前期	0.03 ± 0.02	0.01 ± 0.03	.100
	站立中期	0.12 ± 0.07	0.10 ± 0.05	.320
	推進前期	-0.10 ± 0.08	-0.09 ± 0.08	.626

註：*代表統計達顯著差異 ($p < .05$)

第三節 地面反作用力以及步態參數

如表4-3所示，實驗組有顯著較大的地面反作用力第一峰值 ($1.41 \pm 0.1 > 1.11 \pm 0.07 \text{ N} \cdot \text{BW}^{-1}$)、第二峰值 ($1.37 \pm 0.07 > 1.05 \pm 0.03 \text{ N} \cdot \text{BW}^{-1}$) 以及著地期衝量 ($154.94 \pm 17.15 > 114.77 \pm 9.42 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{BW}^{-1}$)，並且在步態參數方面有顯著較長的著地期時間 ($0.78 \pm 0.09 > 0.72 \pm 0.06 \text{ s}$)，然而在步幅及步頻上則是沒有差異 ($p > .05$)。

表4-3 地面反作用力 ($\text{N} \cdot \text{BW}^{-1}$) 以及步態參數

依變項	實驗組	控制組	<i>p</i>
地面反作用力 第一峰值 ($\text{N} \cdot \text{BW}^{-1}$)	1.41 ± 0.1	1.11 ± 0.07	.000*
地面反作用力 第二峰值 ($\text{N} \cdot \text{BW}^{-1}$)	1.37 ± 0.07	1.05 ± 0.03	.000*
著地期衝量 ($\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{BW}^{-1}$)	154.94 ± 17.15	114.77 ± 9.42	.000*
步幅 (m)	1.24 ± 0.11	1.23 ± 0.12	.776
步頻 (step/min)	50.82 ± 5.88	52.02 ± 4.47	.276
著地期時間 (s)	0.78 ± 0.09	0.72 ± 0.06	.015*

註：*代表統計達顯著差異 ($p < .05$)

第四節 質心運動

如表4-4所示，實驗組的質心垂直位移量顯著較大 ($3.91 \pm 0.79 > 3.36 \pm 0.67 \text{ cm}$)，且在動能及位能峰值之間的時間差中也有顯著較控制組大 ($0.04 \pm 0.01 > 0.02 \pm 0.01 \text{ s}$)，但在水平方向的質心位移量並沒有顯著差異 ($p > .05$)。

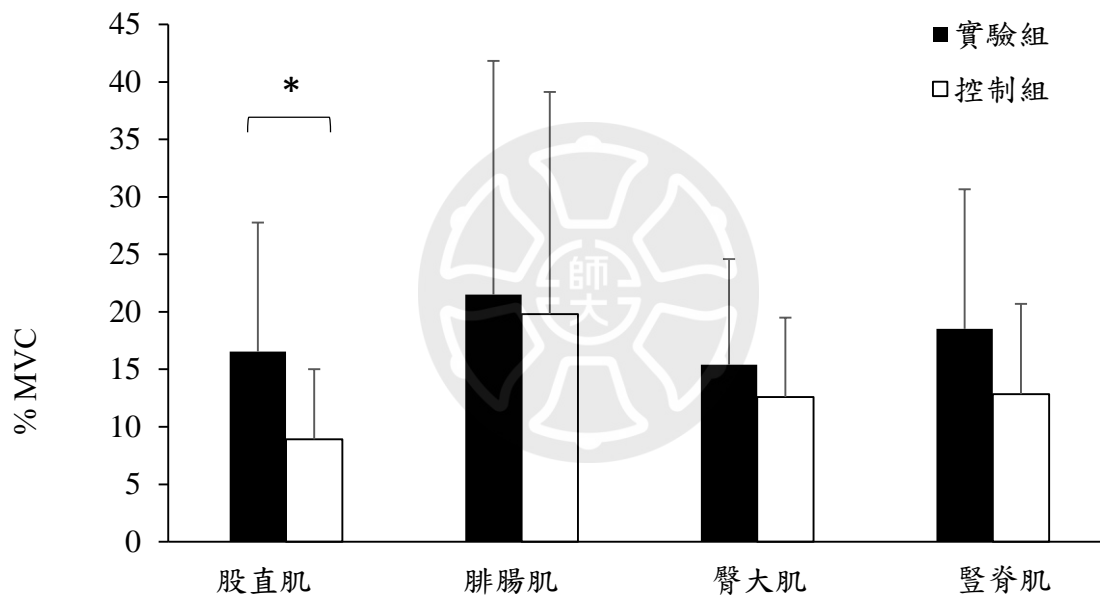
表4-4 質心運動

依變相	實驗組	控制組	<i>p</i>
垂直方向位移 (cm)	3.91 ± 0.79	3.36 ± 0.67	.002*
水平方向位移 (cm)	4.92 ± 1.29	4.46 ± 1.32	.570
動位能峰值時間差 (s)	0.04 ± 0.01	0.02 ± 0.01	.001*

註：*代表統計達顯著差異 ($p < .05$)

第五節 肌電資料

由圖 4-1、圖 4-2、圖 4-3 所示，實驗組在著地前期的股直肌肌電活化程度有顯著較高 ($16.53 \pm 11.21 > 8.91 \pm 6.11$ % MVC)，而在推進前期，股直肌 (24.29 ± 20.86 , 13.37 ± 13.68 % MVC)、臀大肌 ($28.43 \pm 15.83 > 17.33 \pm 11.38$ % MVC)、豎脊肌 ($15.81 \pm 7.24 > 8.81 \pm 2.93$ % MVC) 的肌電活化程度也有顯著較高，而在站立中期時，各肌肉之活化程度皆沒有顯著差異 ($p > .05$)。



*表示達顯著差異 $p < .05$ 。

圖 4-1. 著地前期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖。

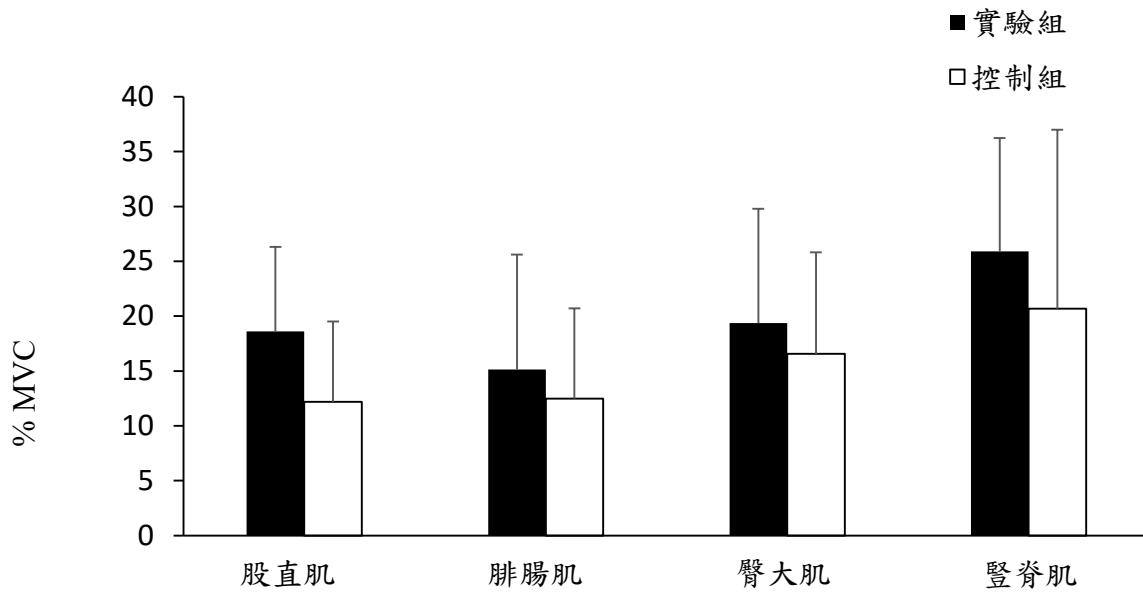
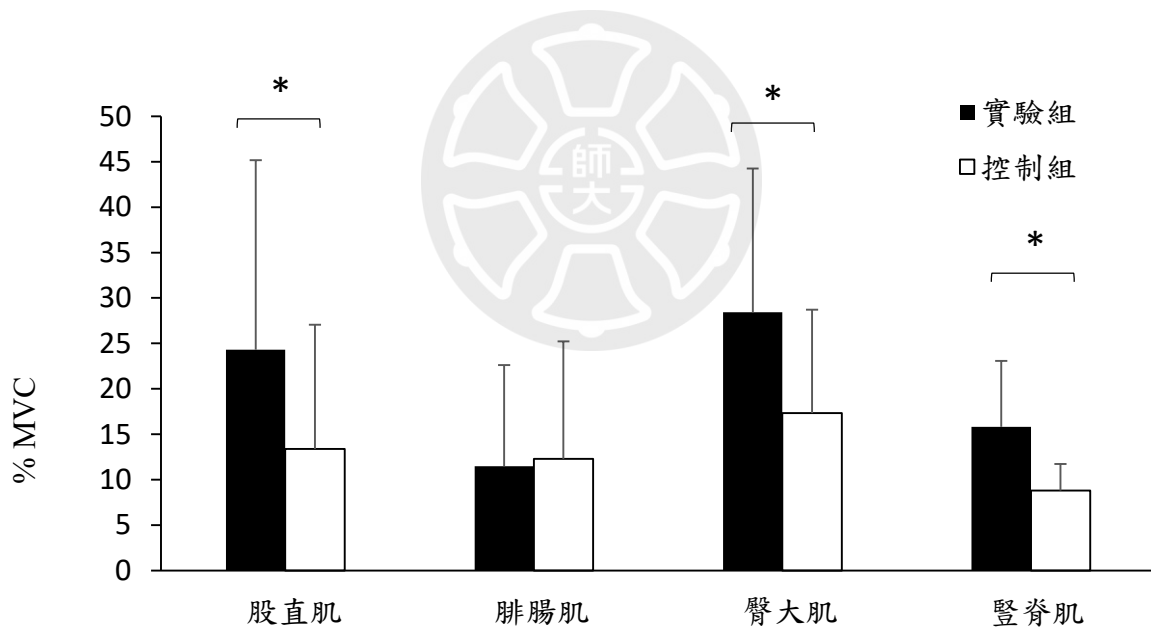


圖 4-2. 站立中期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖。



*表示達顯著差異 $p < .05$ 。

圖 4-3. 推進前期時各肌肉之肌電在實驗組及控制組上的差異圖。

第五章 討論

本研究探討我國軍人在穿著新式個裝以及攜帶步槍下對於步態的影響，主要分以下兩部分進行討論。

第一節 負重所帶來的影響

過去的研究告訴我們，當身上的負重增加，身體為了產生穩定，會運用不同的步態策略，有些研究顯示負重會減少步頻、步速以及步長 (Birrell & Haslam, 2009; Chow et al., 2005)，有些則是顯示會增加步頻及步幅 (Attwells, Birrell, Hooper, & Mansfield, 2006; Talarico, Haynes, Douglas, & Collazo, 2018)，而本篇研究的結果顯示，我國軍人對於步幅與步頻並不會做出改變，只會增加在步態中著地期的時間，導致這些結果不同的原因可能來自於本實驗結果中，實驗組在踝關節的矢狀面角度與控制組並無顯著差異，過去文獻中提到，在負重行走時，身體會運用較多的踝關節蹠屈角度推進，以及，運用較多的踝關節背屈角度著地緩衝，導致步幅及步頻的增加 (Majumdar et al., 2010)，而在本篇的研究中，可能是由於軍靴較為堅硬的設計限制了踝關節的矢狀面角度，導致在著地期踝關節矢狀面角度並無顯著差異，因此產生不同結果。對於踝關節而言，雖然在矢狀面關節角度上以及腓腸肌肌電上實驗組與控制組並無差異，但在關節力矩上，卻有較大的背屈力矩，以及較大的蹠屈力矩，這樣的結果代表著，踝關節無法藉由關節的活動以及腓腸肌的作用去緩衝著地時以及推進時的地面反作用力，反而是藉由其他週邊的軟組織去承受。

另外，在本研究結果發現，軍人在穿著新式個裝後會在著地期產生較大的髌關節以及膝關節矢狀面關節活動度，其原因是由於身上的負荷增加，在著地期承受重量時，身體為了緩衝力量而增加了膝關節屈曲的角度，而在推進時，為了向前推進，而產生較多的髌關節伸展角度，同時在力矩方面，由於髌關節在關節角度上有較多的伸展角度，因此髌關節的屈肌為了不讓角度更加的伸展而增加屈曲方向的力矩，同樣的在膝關節的

部分，也因為膝關節在著地期有較多的屈曲角度，導致膝關節伸肌為了阻止角度更為屈曲而增加伸直方向力矩，此研究結果與先前研究相符 (Loverro, Hasselquist, & Lewis, 2019)，最後在肌電的結果上也可以發現，股直肌在著地前期的活化程度有顯著高於控制組，在推進前期的時候，臀大肌的活化程度也有顯著高於控制組，對於膝關節而言，這樣的姿勢在長期累積下，當周遭的肌群產生疲勞或無力時，有可能會讓膝關節產生像是髌骨股骨疼痛症候群 (PFPS) 以及膝蓋軟骨炎等慢性傷害 (Fox et al., 2018; Wills, Saxby, Lenton, & Doyle, 2019)。

本研究也發現到在額狀面角度部分，膝關節的關節活動度較大，而髌關節在活動度方面並沒有差異，這與過去的文獻上有所差異，從人體解剖的角度而言，髌關節的額狀面活動能力較膝關節佳，因此在負重的情況下，為了增加額狀面的穩定能力，髌關節的活動度就會增加 (Birrell & Haslam, 2009)，然而在本篇研究卻是由膝關節所扮演這項角色，這項原因可能為新式個裝中的戰鬥腰帶，由於腰帶以及負重的增加限制了骨盆的活動度，進而影響了髌關節在額狀面的活動 (Chow et al., 2005; Liew, Morris, & Netto, 2016)，因此增加了膝關節在額狀面的代償動作，除此之外，本研究也發現到，實驗組在著地時有較大的髌關節內收角度，且同時膝關節有較大的外展角度，這樣的力學模式，加上膝關節在額狀面的力矩上也產生較大的外展力矩，導致膝關節前十字韌帶容易產生損害 (Seymore, Fain, Lobb, & Brown, 2019)。

在軀幹方面，本研究的結果發現，軍人在穿著個裝時軀幹角度會有較前傾的情形，這表示在這套個裝的重量分佈上是比較偏向後側，因此為了維持整體的質心於正中位置，必須採用軀幹前傾的姿勢來調整質心的位置，同時，我們可以發現到實驗組在整體的豎脊肌活化程度都有較高的趨勢，長期累積下來，穿著個裝行走便可能產生下背的問題。

最後對於質心運動的部分，在本篇研究中發現，實驗組有較大的動位能峰值時間差，並且也有較大的垂直方向質心位移量，但在水平方向的位移量並無差異。此結果顯示出實驗組有較耗能的步態，並且主要影響的原因在於質心垂直方向的位置，也就表示，為了維持往前的水平速度，產生了較多的垂直位移量，從肌電的結果來看也可以發

現在推進前期的時候，也就是提高質心垂直方向位置的時候，股直肌、臀大肌還有豎脊肌整體的活化程度都上升。

第二節 結論與建議

戰鬥個裝是軍人在出任務時身上必備的基本裝備，因此了解軍人在穿戴此套個裝時產生的身體改變，就能夠更進一步的改進訓練模式以及裝備設計。本研究的結果顯示，穿戴此套 20 公斤的戰鬥個裝導致膝關節在著地期有較大的屈曲以及外翻角度，並同時產生較大的伸直以及外翻力矩，因此提高了膝關節周圍的軟組織負荷，另外，整套個裝整體重量分佈較為後側，導致身體產生向前傾的代償動作，以及為了維持質心往前水平速度而產生了較高的下肢肌肉以及下背肌肉的誘發程度，從上述而言，可見整套個裝對於下肢的負荷較大，未來或許可以在訓練上針對軍人在下半身的肌力訓練做加強，以達到預防下肢骨骼肌肉的傷害，尤其可以加入有負重的阻力訓練，阻力訓練除了能夠加強肌肉力量以外，也能夠加強周遭組織對抗應力的能力，過去文獻中也有提到，軍人在經過十周的阻力訓練過後，降低了行軍時的膝關節力矩，並延長了整體的行軍時間 (Wills et al., 2019)。

此外，從裝備上而言，軍靴較堅硬的設計對於踝關節在矢狀面角度的限制，導致踝和足部周圍的軟組織負荷提高，以及戰鬥腰帶限制了髖關節的額狀面活動度，以致於膝關節代償作用產生，未來或許能夠對此加以改良，或者也可以針對不同的裝備以及重量下，探討對於步態的差異，以去尋找合適的替代方案及穿戴方式。

引用文獻

- 鐘維軒、李尹鑫、林宗慶、相子元 (2012)。以四肢負重法模擬中老年女性下肢動作研究。 *體育學報* , 45(3) , 191-202。 doi: 10.6222/pej.4503.201209.0703
- [Chung, W. H., Lee, Y. S., Lin, T. C., & Shiang, T. Y. (2013). A kinematical study of lower limbs of elderly women by load bearing simulation. *Physical Education Journal* , 45(3), 191-202.]
- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics* , 49(14), 1527-1537. doi: 10.1080/00140130600757237.
- Bennett, B. C., Abel, M. F., Wolovick, A., Franklin, T., Allaire, P. E., Kerrigan, D. C. (2005). Center of mass movement and energy transfer during walking in children with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* , 86(11), 2189-2194. doi: 10.1016/j.apmr.2005.05.012.
- Birrell, S. A., & Haslam, R. A. (2009). The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters. *Ergonomics* , 52(10), 1298-1304. doi: 10.1080/00140130903003115.
- Chen, Y. L., & Mu, Y. C. (2018). Effects of backpack load and position on body strains in male schoolchildren while walking. *Plos One* , 13(3). doi: 10.1371/journal.pone.0193648
- Chow, D. H., Kwok, M. L., Au-Yang, A. C., Holmes, A. D., Cheng, J. C., Yao, F. Y., & Wong, M. S. (2005). The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics* , 48(6), 642-656. doi: 10.1080/00140130500070921.
- Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis. *JAAOS- Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* , 10(3), 222-231. doi: 10.5435/00124635-200205000-00009
- Devroey, C., Jonkers, I., De Becker, A., Lenaerts, G., & Spaepen, A. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics* , 50(5), 728-742.

doi: 10.1080/00140130701194850.

Fiolkowski, P., Horodyski, M., Bishop, M., Williams, M., & Stylianou, L. (2006). Changes in gait kinematics and posture with the use of a front pack. *Ergonomics*, 49(9), 885-894. doi: 10.1080/00140130600667444.

Fox, A., Ferber, R., Saunders, N., Osis, S., & Bonacci, J. (2018). Gait kinematics in individuals with acute and chronic patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50(3), 502-509. doi: 10.1249/MSS.0000000000001465.

Knapik, J. J., Reynolds, K. L., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military Medicine*, 169(1), 45-56. doi: 10.7205/milmed.169.1.45.

Kuo, A. D., Donelan, J. M., Ruina, A. (2005). Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 33(2), 88-97. doi: 10.1097/00003677-200504000-00006.

Lee, J., Yoon, Y.-J., & Shin, C. S. (2017). The effect of backpack load carriage on the kinetics and kinematics of ankle and knee joints during uphill walking. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(6), 397-405. doi: 10.1123/jab.2016-0221.

Liew, B., Morris, S., & Netto, K. (2016). The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: A systematic review and preliminary meta-analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 614-629. doi: 10.1123/jab.2015-0339.

Loverro, K. L., Hasselquist, L., & Lewis, C. L. (2019). Females and males use different hip and knee mechanics in response to symmetric military-relevant loads. *Journal of Biomechanics*, 95, 109280. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.024.

Majumdar, D., Pal, M. S., & Majumdar, D. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, 53(6), 782-791. doi: 10.1080/00140131003672015.

Orr, R. M., & Pope, R. (2016). Gender differences in load carriage injuries of Australian army soldiers. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17(1), 488. doi: 10.1186/s12891-016-1340-0.

Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases

metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(6), 2099-2107.
doi.org/10.1152/jappphysiol.00103.2005.

Rice, H., Fallowfield, J., Allsopp, A., & Dixon, S. (2017). Influence of a 12.8-km military load carriage activity on lower limb gait mechanics and muscle activity. *Ergonomics*, 60(5), 649-656. doi.org/10.1080/00140139.2016.1206624.

Seymore, K. D., Fain, A. C., Lobb, N. J., & Brown, T. N. (2019). Sex and limb impact biomechanics associated with risk of injury during drop landing with body borne load. *PloS One*, 14(2), e0211129. doi.org/10.1371/journal.pone.0211129.

Talarico, M. K., Haynes, C. A., Douglas, J. S., & Collazo, J. (2018). Spatiotemporal and kinematic changes in gait while carrying an energy harvesting assault pack system. *Journal of Biomechanics*, 74, 143-149. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.035.

Tesio, L., Lanzi, D., & Detrembleur, C. (1998). The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. I. Normal subjects at low and intermediate walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 13(2), 77-82. doi: 10.1016/s0268-0033(97)00080-6.

Wills, J. A., Saxby, D. J., Lenton, G. K., & Doyle, T. L. (2019). Ankle and knee moment and power adaptations are elicited through load carriage conditioning in males. *Journal of Biomechanics*, 97, 109341. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109341.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley-InterScience.

受試者實驗須知

首先感謝您參加本研究！本研究題目為：「**國軍新式個裝對於步態之影響及性別差異**」，目的主要探討不同性別在不穿以及有穿國軍新式個裝的條件下對於下肢運動學、動力學以及肌電訊號的影響。

為了避免其他因素的影響，使實驗得以順利進行，敬請遵守下列事項：

一、請據實填寫基本資料。

二、事先了解實驗流程。

三、在實驗前確實做好暖身，避免受傷。

四、請穿著貼身運動衣、運動短束褲(至少大腿一半)，方便反光球和肌電黏貼，**黏貼肌電與反光球時會觸碰到身體**

五、實驗過程中如果有不適，請立即告知研究者。

再次感謝您的熱情參與！

受試者同意書

本人已詳細閱讀受試者實驗須知內容，且經過研究者解說後，已完全瞭解實驗內容、步驟，以及實驗期間可能發生的狀況。本人同意參加此實驗「國軍新式個裝對於步態之影響及性別差異」，且在實驗期間會全力配合，並盡自己最大努力來完成此實驗。

實驗名稱：國軍新式個裝對於步態之影響及性別差異

受試者保護說明

- 一、您將具有隱私權和匿名的權力。
- 二、實驗者在實驗內容和實驗目的有告知您的責任。
- 三、您可以隨時要求解答有關實驗的各種問題。
- 四、您有隨時退出實驗的權力。

受試者：_____（簽名）

日期：_____

因為您熱情的協助，使本研究得以順利完成，真誠感謝您的支持與配合！