

國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學系



碩士論文

Department of Biomedical Engineering
College of Medicine and College of Engineering
National Taiwan University

Master Thesis

扁平足與健康長跑者心肺疲勞時對下肢之影響
Effects of Cardiovascular Fatigue on Lower Limbs
during Long-Distance Running with and without Flat-
Foot

陳郁翔

Yu-Hsiang Chen

指導教授：呂東武 博士

Advisor: Tung-Wu Lu, D.Phil.

中華民國 111 年 9 月

September, 2022

致謝

在這兩年多的研究生涯中，需要感謝許多夥伴以及師長的協助與指導，若是沒有他們的陪伴與幫助，則這篇論文將難以完成。

首先必須感謝我的指導教授，在兩年多的碩士生涯中，您幽默的言語及嚴謹的研究作風，實在讓我獲益良多。我想碩士的學歷所需要的訓練正是如此。

在老師之外，也要感謝協助指導我的學長姊們，若是沒有你們的幫助，我想我不會在碩士論文提案前掌握足夠的實驗技巧，也不會那麼容易找到適合的題目。感謝你們與老師的耐心，才讓我有足夠的時間進步。

最後要感謝我的家人與老同學，研究期間，正是有家人的陪伴與支持，以及與這批老同學的交流，才得以紓解壓力。



中文摘要

雙足直立的奔跑在人類透過不停演化的過程中就是主要的移動以及運動的方法。近年來，隨著運動風氣盛行，長跑此項運動也越加受到歡迎。然而，隨著長跑的被歡迎程度逐年上升，其受傷的比例也隨之增長，而受傷風險也會隨著跑者的疲累程度而增加。因此偵測疲勞成了減少運動傷害並提升訓練效益的重要方法。

此外，足型則是另一項被認為與運動疲勞及受傷風險有相關性的因素，因為低足弓被認為對於長跑是一種較不具優勢的足部形狀，並經常被認為有較高的受傷風險。過去文獻曾探討關於低足弓跑者相較普通足弓跑者的運動表現或行使日常功能的研究，然而其研究結果指出足型對於運動表現仍須釐清。不過，另一篇綜合性文獻系統性的收集了過去積累的相關研究，並以統計學方式作出了總結，其認為就其所收集的研究總體而言，高低足弓相較於普通足弓高度，在長跑時有更高的受傷風險。

過往關於扁平足之力學影響之研究通常是利用負重或是長跑達成肌肉疲勞，以測得受試者在疲勞前與疲勞後行走時下肢之生物力學。此類研究多為針對扁平足患者於行走時肌肉疲勞之影響，而未有探究扁平足患者於長跑時心肺疲勞之影響。

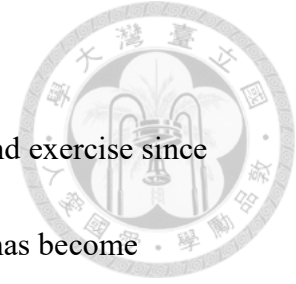
本研究旨在藉由比較扁平足長跑者於心肺疲勞前後之下肢生物力學、運動學與平衡狀態，以及比較一般足弓之長跑者於心肺疲勞前後之下肢生物力學、運動學與平衡狀態，探討扁平足長跑者與健康長跑者於心肺疲勞時之下肢生物力學、運動學與平衡狀態之異同。從統計結果可知，扁平足跑者相較於正常跑者而言，在心肺疲勞時有更大的關節受力，此結果表示扁平足跑者心肺疲勞時

可能較正常跑者更快達致肌肉骨骼系統之疲勞，進而造成較高之過度使用傷害發生率。



關鍵詞：跑步生物力學、心肺疲勞

Abstract

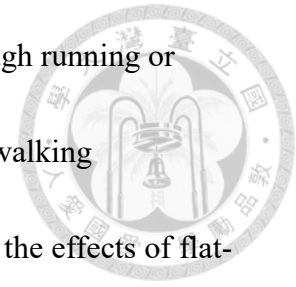


Bipedal Running has been a major method of transportation and exercise since humanity evolved from apes [1]. In recent years, distance running has become increasingly popular among the choices of exercise as exercise becomes a trend. However, with increasing popularity comes increasing rates of injuries, and the risk of injury increases as the runner becomes fatigued [2, 3]. The detection of fatigue is thus a major step towards preventing injuries and the promotion of training efficiency.

Foot shape is another factor concerning fatigue and risk of injury in sporting, as the low arch height is considered a less advantageous foot shape in distance running, and is often connected to a higher risk of injury [4, 5]. There was also research investigating the performance in sports or daily activities of low arch runners compared to normal arch runners; however, their conclusion was conflicting and needs further clarification [4-8]. Nevertheless, in another review paper, the accumulated research about this relationship was collected systematically and concluded statistically, and the conclusion drawn from the research collected was that lower and higher arch height did cause a higher risk of injury in distance running [9].

Past studies about the effects of fatigue on flat-foot patients were mostly

concerning walking biomechanics and attaining fatigue status through running or loading. These studies aimed at researching the effects of flat-foot walking biomechanics during muscular fatigue, and few researchers studied the effects of flat-foot running biomechanics during cardiovascular fatigue.



This research aims to investigate the differences in biomechanics of flat-foot long-distance runners and healthy long-distance runners through a comparison of lower limbs kinematics, kinetics, and balance of flat-foot runners before and after cardiovascular fatigue, and a comparison of lower limbs kinematics, kinetics, and balance of healthy runners before and after cardiovascular fatigue. Statistical results show that lower limb joints of flat-foot runners suffer more stress than normal runners during cardiovascular fatigue, and this may indicate that flat-foot runners will reach musculoskeletal failure faster than normal runners, thus resulting in higher overuse injury rate.

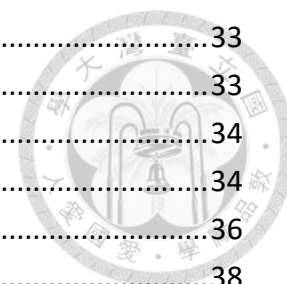
Keywords: running biomechanics; cardiovascular fatigue

目錄



致謝.....	I
中文摘要.....	II
Abstract.....	IV
目錄.....	VI
圖目錄.....	VIII
表目錄.....	IX
第一章 緒論.....	1
第一節 研究背景.....	1
第二節 足弓對於長跑者之影響.....	3
第三節 疲勞對扁平足之影響.....	6
第四節 研究目的.....	7
第二章 材料與方法.....	8
第一節 受試者.....	8
一、 正常足弓受試者.....	10
二、 低足弓受試者.....	10
第二節 實驗儀器.....	12
一、 動作捕捉系統.....	12
二、 測力跑步機.....	12
三、 無線心率傳輸帶組.....	13
四、 3D 足型量測系統.....	14
第三節 實驗流程.....	16
一、 系統校正與同步化.....	16
二、 受試者準備及校正.....	18
三、 長跑疲勞試驗.....	21
第四節 資料分析.....	22
一、 運動學分析.....	22
(一) 剛體定義.....	22
(二) 座標系統.....	22
二、 逆向動力學分析.....	24
(一) 角速度和角加速度.....	24
(二) 下肢逆向動力學.....	26
三、 身體質量中心模型.....	28
四、 步態分析.....	29
(一) 時空參數：.....	29
(二) 運動學與力動學參數：.....	29
(三) 身體質量中心 (COM) 與足底壓力中心 (COP) 參數：.....	29

第三章	研究結果.....	33
第一節	運動學比較.....	33
第二節	力動學比較.....	34
一、	關節受力.....	34
二、	關節力矩.....	36
第三節	COP-COM 變數比較	38
一、	身體傾角與身體傾角變化率.....	38
第四節	其他參數比較.....	40
第四章	結果討論.....	42
第一節	資料收集及處理.....	42
第二節	統計結果.....	44
第三節	研究限制.....	46
第五章	結論.....	47
第一節	未來計畫與發展.....	47
參考文獻.....		48



圖目錄

圖一-1 過度使用傷害與組織受壓之強度與頻率之關係圖.....	2
圖一-2 足部的三種足弓之架構.....	5
圖一-3 絞盤機制之運作概念圖.....	5
圖二-1 動作捕捉系統定位物體之原理示意圖.....	12
圖二-2 測力跑步機之設計圖.....	13
圖二-3 Polar H10 無線心率傳輸帶組.....	14
圖二-4 3D 足型評估系統.....	14
圖二-5 FAST 系統取得之足部 3D 參數.....	15
圖二-6 Vicon 系統附帶之 L 形校正架與其定義之座標軸.....	17
圖二-7 紅外線反光球放置位置之示意圖.....	19
圖二-8 IA 及 RCIA 之示意圖.....	31
圖二-9 跑步時一個步態週期中的重要步態事件與分期.....	32
圖三-1 扁平足組心肺疲勞前後之關節角度比較.....	34
圖三-2 健康組心肺疲勞前後之關節角度比較.....	34
圖三-3 扁平足組心肺疲勞前後之關節受力比較.....	35
圖三-4 健康組心肺疲勞前後之關節受力比較.....	35
圖三-5 扁平足組心肺疲勞前後之關節力矩比較.....	37
圖三-6 健康組心肺疲勞前後之關節力矩比較.....	37
圖三-7 扁平足組心肺疲勞前後之身體傾角與身體傾角變化率之比較.....	39
圖三-8 健康組心肺疲勞前後之身體傾角與身體傾角變化率之比較.....	39

表目錄

表二-1 感覺盡力程度評級表.....	9
表二-2 定義下肢之紅外線反光球黏貼點位置表.....	20
表三-1 扁平足組疲勞前後之時空參數比較.....	41
表三-2 健康組疲勞前後之時空參數比較.....	41





第一章 緒論

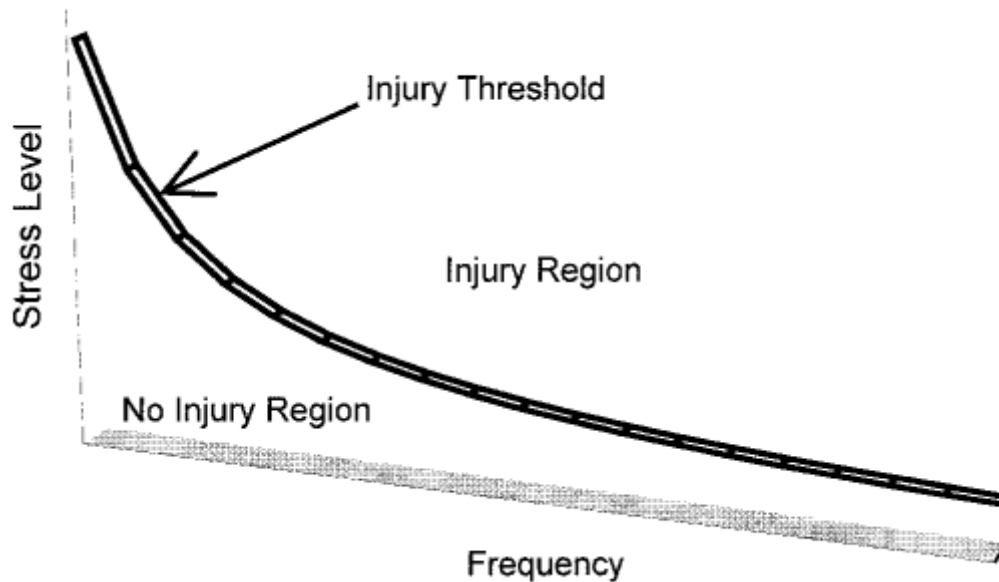
本章旨在說明本研究背景，首先探討長跑與常見運動傷害之關聯，接著描述足弓高低之運動學以及其造成之傷害風險，然後經由文獻回顧探討來說明常見之扁平足疲勞研究方向，最後說明本研究目的與研究動機。

第一節 研究背景

跑步是人類運動中常見程度僅次於走路之下肢運動。在台灣，有固定運動習慣的人士之中，約有 14% 是慢跑或快走的參與者 [10]，而隨著慢跑的參與人數及里程之增加，受傷的案例和風險也隨之增高。過去許多研究表明，從事長跑者，根據受傷的定義不同，有 27%~70% 跑者都遭受過過度使用傷害 (Overuse Injury)，其中以膝蓋與足部傷害為多，分別可占到下肢傷害案例中的 50% 和 40% [11]。膝蓋部分常見之過度使用傷害包含髕骨股骨疼痛症候群 (Patellofemoral Pain Syndrome, PFPS)、髂胫束症候群 (Iliotibial Band Syndrome, ITBS)、半月板損傷 (Meniscal Injuries) 及髕骨肌腱炎 (Patellar Tendinitis) 等；而足部過度使用傷害則以足底筋膜炎 (Plantar Fasciitis) 及阿基里斯腱炎 (Achilles Tendinitis) 最為常見 [11, 12]。

過度使用傷害的受傷因子被區分為訓練、生物力學以及解剖學三大類，而此三大類因子又可綜合歸納為訓練過度，亦即訓練的強度、頻率或重複次數超過組織復原能力 [13]。以生物力學之觀點觀之，過度使用傷害的受傷機制與人體組織的疲勞程度相關，過強過密集的重複衝擊，而缺乏提供組織復原或強化的時間，就會導致破壞累積，直到最後造成影響活動的過度使用傷害 [14]。此外亦有研究表明，短期高強度運動造成之疲勞，並不影響下肢對衝擊力的吸收能力 [15]，可見長跑之重複性破壞造成之疲勞，就是過度使用傷害的最重要因素

[13, 14]。



圖一-1 過度使用傷害與組織受壓之強度與頻率之關係圖 [14]

此圖中之受傷閾值線上方即為會受傷之受壓強度與頻率，下方則為不會導致受傷之受壓強度與頻率。根據沃爾夫定律(Wolff's Law) [16]，生物組織之強度會根據力學刺激的程度而增強，或者因為缺乏力學刺激而減弱，在此圖中即會分別造成受傷閾值線之上升或者下降。



第二節 足弓對於長跑者之影響

足弓之高低也可能是造成過度使用後容易產生運動傷害發生之重要因素。人體之足弓可區分為內側縱弓 (Medial Longitudinal Arch, MLA)、外側縱弓 (Lateral Longitudinal Arch, LLA) 以及橫弓 (Transverse Arch, TA) (圖一-2), 其中內側縱弓之高度最高, 一般被認為是足部落地時吸收衝擊力之主要結構, 也是研究足弓高低時之主要參數。亦有研究指出內部縱弓的演化是為了硬化前後足之結構強度, 以使行走時腓腸肌和比目魚肌之肌肉可以將身體重量更有效地向前推動。

足弓吸收緩衝以及進行推進之功能可以透過足底筋膜 (Plantar Aponeurosis) 以及其他足部軟組織之絞盤機制 (Windlass Mechanism) 來解釋, 此機制 1954 年由 Hicks 等提出, 其認為由於足底筋膜自跟骨基部延伸至腳趾的基部, 橫跨腳掌面, 而形成了類似絞盤之結構 (圖一-3)。當腳趾上抬時, 就會拉動足底筋膜, 導致內側縱弓彎曲變高, 並且拉近跟骨與腳趾之間的距離, 如此可使得內側縱弓吸收足部觸地時之衝擊力, 也可於足部離地時提供內側縱弓之結構強度, 而使下肢之施力得以轉為身體之推進力 [17]。

1987 年 Robbins 等人指出, 北美的穿鞋跑者之過度使用傷害發生率反而較全世界其他窮困地區之赤足跑者為高, 並以此延伸出足弓面對堅硬地面衝力時會自我調整足弓高低來吸收衝力以適應不同地面之假設 [18]。2005 年, Aydog 等人也指出用來描述足弓高低之足弓指數 (Arch Index) 會受到特定訓練或重複運動之影響 [19]。過往研究亦指出跑者與高山滑雪者中扁平足之發生率較高, 以及足球與網球選手之橫弓的不正常高度 [20, 21]。由前述研究可知, 足弓會隨著不同運動之訓練以及接觸之地面而有所調整, 一般認為這是為了吸收不同情境造成

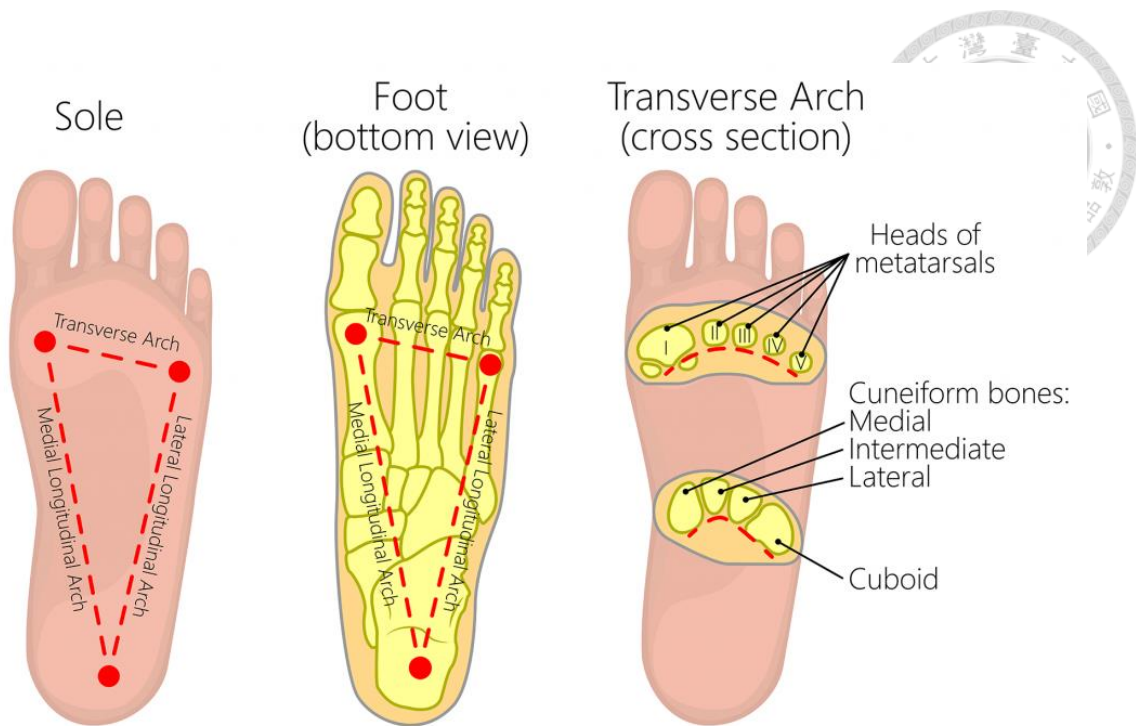
的不同衝擊力，而跑步時所受衝擊力之峰值為行走時之兩倍，大約是兩到三倍之體重，此時足部吸收衝擊力之能力對於受傷之風險就至關重要 [22-25]。



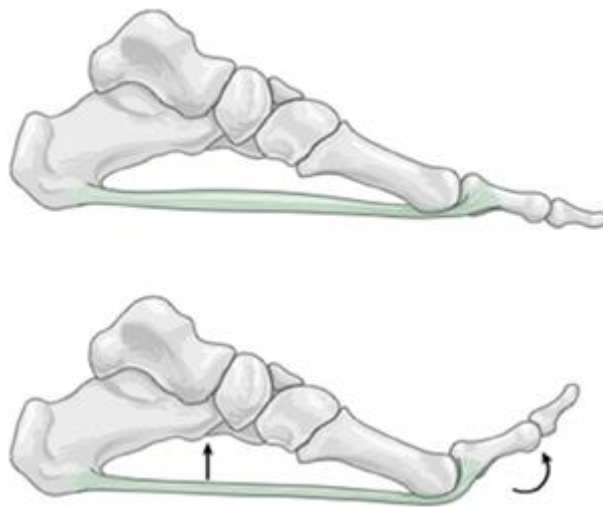
跑步時足弓高低亦會隨著步態週期而變化，自站立期的腳跟落地起，足部將開始旋前活動，即前足外展、後足外翻且足部背屈，此時會造成足弓降低，直到站立期中期，足部又會從吸收衝擊力轉為推進身體，則足部會開始旋後活動，以提供推進身體時足部所需之剛性，此時則會造成足弓抬升。根據統計，在推進階段若是足部仍在作旋前活動，就有較高之受傷風險 [11]。

從前述可推知，若足弓較高或較低者，旋前活動的持續時間可能亦與常人不同，且可能因此造成吸收衝擊的能力不足，從而造成較高之受傷風險 [11]，加上絞盤機制之理論指明了足弓高度變化於吸收衝擊力之用途，因此足弓過高或過低常被學界認為是有較高受傷風險的足部結構。過去也有許多研究指出，遭受過度使用傷害之族群中，足弓高度異於常人之比例確實較高 [4, 5]；然而亦有研究指出其研究中並未發現過度使用傷害之族群相較未受傷害之族群有足弓高度不同之差異 [6-8]。

此類研究的迥異結論可能肇因於對受傷定義、足弓高低之定義或者量化方式之不同，而經過 Tong 等人對於過去研究案例的統整，足弓過高或過低相較於普通足弓高度多出約 20 % 的受傷風險 [9]。此低度相關性可能肇因於足部結構的複雜性，使足弓高度造成的運動學與力動學差異可由足部乃至小腿之其他結構代償，而不會因為足弓的些許高度差異而造成嚴重之受傷風險，但過往文獻之統計上已可以肯定扁平足長跑者的受傷風險相較普通足弓高度之長跑者為高。



圖一-2 足部的三種足弓之架構



圖一-3 絞盤機制之運作概念圖

腳趾背屈時就會觸發絞盤機制，使得腳趾拉動足底筋膜，而抬升足弓高度，並縮小腳跟與腳趾之間的距離



第三節 疲勞對扁平足之影響

過往文獻對於扁平足患者在疲勞時之下肢生物力學之研究，主要是在於步行方面。2016年，Sanjari 等人以測力板量測扁平足患者與健康受試者於疲勞前後步行時之壓力中心變化[26]，其疲勞程序透過多組連續側跳造成疲勞，並以 Borg 感覺盡力量表為疲勞之判定標準。2017年，Farahpour 等人以動作捕捉系統與測力板量測扁平足患者與健康受試者於疲勞前後步行時之膝蓋運動力學及力動學，發現扁平足組在外展-內收方向之膝蓋關節力矩在疲勞前較之健康組為大，然而達致疲勞後，兩組之間則無顯著差異；其實驗過程之疲勞程序則是透過長跑，並以 Borg 感覺盡力量表為疲勞之判定標準[27]。2019年，Azizi 等人以動作捕捉系統與測力板量測扁平足患者於疲勞前後步行時之平衡狀態，發現疲勞時身體質量中心在額狀面的晃動較大[28]。2020年，Ebrahim 等人則是測量扁平足跑者與健康跑者在疲勞前後之時空參數[29]。2021年，Fatemeh 等人則是以測力板量測扁平足跑者在不同之肌貼貼紮手法下對疲勞時足部壓力與地面反作用力之差異[30]。

由前述文獻可知，對扁平足下肢生物力學與運動學之分析，多為比較疲勞前與疲勞後步行時之下肢生物力學[31, 32]，而無比較扁平足與健康跑者疲勞前後之下肢生物力學與平衡。即使實驗流程中具有長跑的部分，但實際測量時或是受限於測力板之配置，而必須讓受試者以步行方式進行量測。

第四節 研究目的

本研究之目的是透過分別比較扁平足跑者心肺疲勞前後之下肢生物力學、運動學與平衡之變化，以及健康跑者心肺疲勞前後之下肢生物力學、運動學與平衡之變化，來探討扁平足跑者相較健康跑者在心肺疲勞時所受影響之異同。





第二章 材料與方法

本章旨在描述實驗的相關內容，包含受試者、實驗儀器設備與使用、實驗流程，以及實驗結束後資料分析、統計分析結果。本研究所招募之受試者為 12 位成年受試者，其中 7 位為扁平足患者(年齡 25.29 ± 2.31 歲，身高 171.21 ± 6.70 公分，體重 72.99 ± 10.12 公斤)，5 位為健康受試者(年齡 23.60 ± 1.85 歲，身高 176.80 ± 2.64 公分，體重 70.10 ± 5.45 公斤)。

首先，受試者將會在進行長跑疲勞測試之前利用 3D 足型評估系統量測足型。在評估足型過後，受試者將會在一台加裝四顆三軸力規之測力跑步機上參與長跑疲勞試驗。

實驗之量測與分析與一般動作分析實驗一致，包含架設立體攝影系統來追蹤反光標記之位置，以及整合力板平台以量測跑步時之地面反作用力。每次步態週期中的步態時相以及步態事件都會透過量測到之運動學和地面反作用力來找出。惟測力跑步機之系統與動作捕捉系統之軟體並無整合，必須另外透過扳機之電訊號達成兩套系統之間之同步。

受試者之運動資料以動作捕捉系統附帶之軟體標記好黏貼於受試者骨突點之反光球後，會以其輸出 C3D 檔案，並以自行撰寫之 Matlab 程式與本實驗室學長姐所撰寫之 Matlab 分析程式分析受試者之運動學、力動學及 COM-COP 資料。

本實驗之心肺疲勞判斷標準，在實驗過程中是由 Borg 感覺盡力程度評級表判定實驗結束之時間點，實驗結束後則會以無線心率傳輸帶組量測之資料作為標準。

第一節 受試者

本研究已收取之受試者為 5 位足弓正常之健康成年受試者以及 7 位低足弓之健康成年受試者。實驗進行前，實驗人員會與受試者或是受試者之法定代理人說明實驗內容及其權利，確認實驗內容及簽署實驗同意書後，再進行實驗。

受試者會被要求在步態實驗室中的一套測力跑步機 (Instrumented Treadmill, IT) 上進行連續不斷之長跑，直到實驗人員依據受試者回報之狀況判定受試者達 Borg 感覺盡力程度評級表 (Rating of Perceived Exertion Scale, RPE) 與心率之疲勞標準後數分鐘方可放慢速度或停止。

表二-1 感覺盡力程度評級表

Borg Scale	Perceived Exertion
6	No exertion at all
7	Extremely light
8	
9	Very light
10	
11	Light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard / Heavy
16	
17	Very hard
18	
19	Extremely hard
20	Maximal exertion

感覺盡力評級表是透過運動員的自身感覺估計運動強度，其評級與心率顯著相關，臨床上會將其評級乘以十作為心率之估計值，以評估運動員之疲勞狀態，並搭配心率量測之儀器以在後續作準確評估。



一、 正常足弓受試者

納入條件：

- (一) 六個月內無神經肌肉骨骼疾病
- (二) 年齡介於 20-30 歲
- (三) 3D 足型評估系統認定為普通足弓 (足弓指數: 0.21-0.31)
- (四) 無嚴重肥胖 (BMI < 30)
- (五) 體重低於 85 公斤
- (六) 無超過一年之長跑訓練

排除條件：

- (一) 六個月內患有神經肌肉骨骼疾病
- (二) 年齡小於 20 歲或大於 30 歲
- (三) 3D 足型評估系統認定為高足弓或低足弓 (足弓指數 ≥ 0.31 或 ≤ 0.21)
- (四) 嚴重肥胖 (BMI ≥ 30)
- (五) 體重大於 85 公斤
- (六) 有超過一年之長跑訓練
- (七) 無法完成實驗

二、 低足弓受試者

納入條件：

- (一) 六個月內無神經肌肉骨骼疾病
- (二) 年齡介於 20-30 歲
- (三) 3D 足型評估系統認定為低足弓 (足弓指數: ≥ 0.31)
- (四) 無嚴重肥胖 (BMI < 30)
- (五) 體重低於 85 公斤
- (六) 無超過一年之長跑訓練



排除條件：

- (一) 六個月內患有神經肌肉骨骼疾病
- (二) 年齡小於 18 歲或大於 45 歲
- (三) 3D 足型評估系統認定並非低足弓 (足弓指數 < 0.31)
- (四) 嚴重肥胖 ($BMI \geq 30$)
- (五) 體重高於 85 公斤
- (六) 有超過一年之長跑訓練
- (七) 無法完成實驗

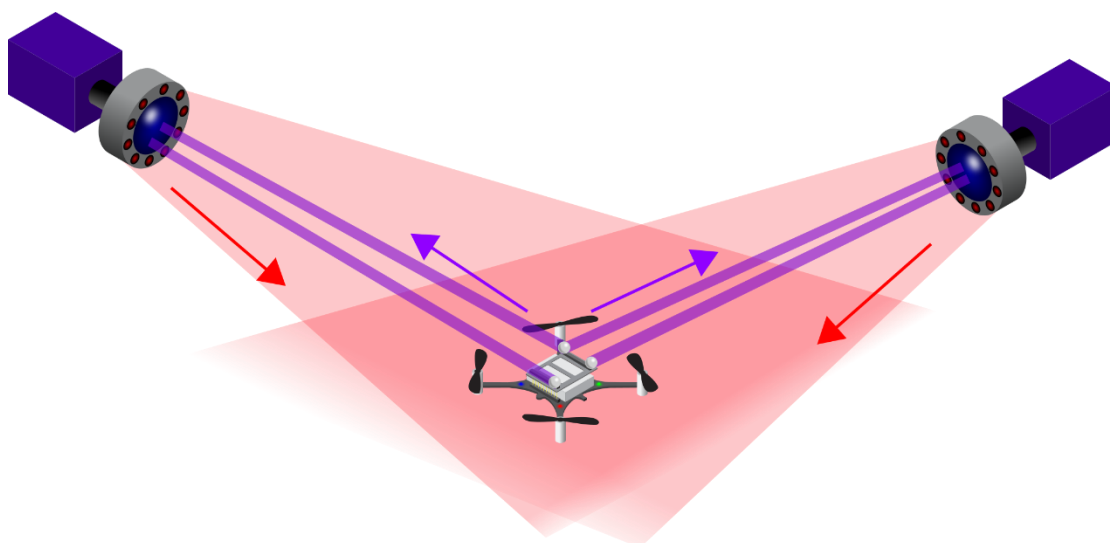


第二節 實驗儀器

一、 動作捕捉系統

在本研究中，動作捕捉系統將會用以提供肢段運動學資訊之黃金標準。使用之儀器設備為 Vicon MX (Vicon MX System, Oxford Metrics Group, UK) 系統。此套系統是以紅外線攝影機取得身體各肢段在三維空間中運動之情況，其共具備八台紅外線攝影機，啟動時將自攝影機發射紅外光至黏貼於受試者皮膚上定位置之反光球 (直徑 14mm)，並藉由反光球反射之紅外線來測算反光球與攝影機之距離，而後於系統中以任兩台攝影機所測得之攝影機與反光球之距離來推算反光球於三維空間中之位置。

經過同步化與數位化之處理後，會將 Vicon 系統取得之資料儲存為 .c3d 之檔案格式，以供後續分析使用。



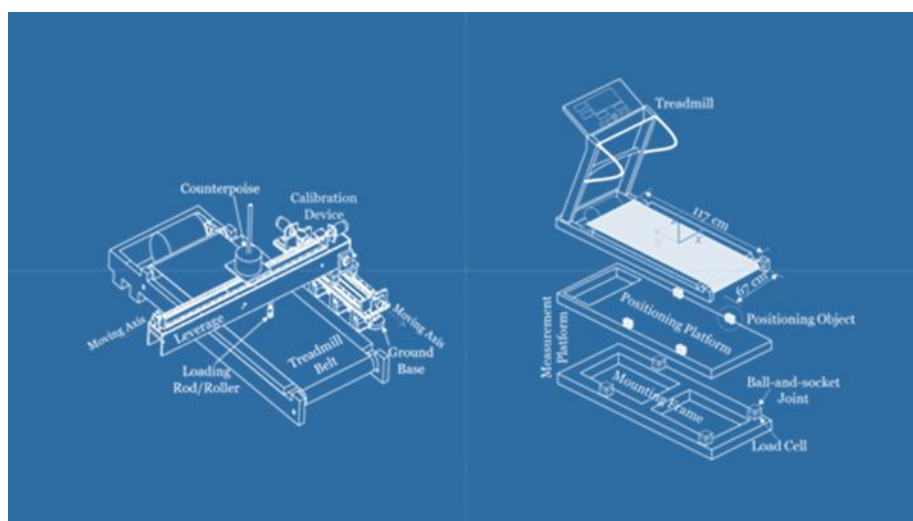
圖二-1 動作捕捉系統定位物體之原理示意圖

二、 測力跑步機

本研究使用之測力跑步機由一套測力板和一套跑步機組成，用以量測跑步時之反作用力或壓力中心 (圖二-2)。測力之平台架設在一塊固定位置用的底座

上，兩者的連接處以四顆三軸力規 (測力上限：12000 磅；Futech Inc., Japan) 分別與球窩接頭連結 (圖二-2)。此四顆力規共計有 12 軸之訊號，會在放大訊號後透過類比數位轉換器 (PCI-6036E, 16 channels, 16 bit, National Instruments, USA) 傳送到一台個人電腦上，整套流程會透過一套以 Visual Basic 為基礎自行研發的軟體來控制。

測力跑步機與動作捕捉系統可透過板機之電訊號與 Vicon 系統同步獲取資料。測力跑動機所量得之地面反作用力可於後續資料分析時透過逆向動力學推算力動學資訊與 COP 相關之參數。



圖二-2 測力跑步機之設計圖

三軸力規被分別放置於跑步機底架的四個角落，與支撐跑步機之球窩接頭相連。測力跑步機內置一套座標系統，其原點位於跑步機表面的幾何中心，正 X 軸平行於跑步機兩側邊緣，正 Y 軸平行於跑步機前後邊緣，而 Z 軸則以此兩軸透過右手定則定義得出。

三、 無線心率傳輸帶組

本研究使用之心率量測儀器為無線心率傳輸帶組 (Polar H10, Polar Electro Oy,

Finland) (圖二-3)，其可對跑者之心跳頻率進行即時監測並以藍芽方式上傳資料至手機。



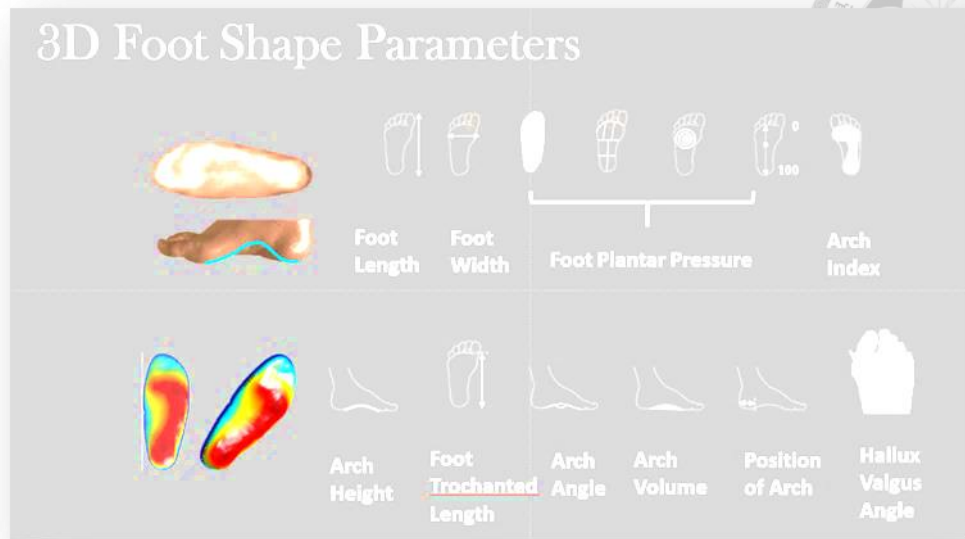
圖二-3 Polar H10 無線心率傳輸帶組

四、 3D 足型量測系統

本研究在實驗進行時會先以實驗室學長開發之 3D 足型量測系統(FAST, Enford International Co., Taiwan)對受試者足型進行評估，以對受試者作分組。



圖二-4 3D 足型評估系統



圖二-5 FAST 系統取得之足部 3D 參數



第三節 實驗流程

提案中的所有實驗都會在標準步態實驗室進行。在實驗進行時，會給受試者貼上 46 顆反光球以讓儀器追蹤其身體肢段的活動。根據過往研究，以立體攝影術為基礎進行動作分析時，軟組織中的最大誤差主要來自黏貼的步驟，為了最小化黏貼反光球時的誤差，並最大化不同操作者黏貼骨凸點時的可靠度，本實驗會交由同一位操作者來對所有受試者黏貼反光球。

實驗中會利用一套具備八台攝影機之動作捕捉系統來量測受試者身上之紅外線反光球之 3 度空間軌跡，其取樣頻率採取 120 赫茲。受試者跑步時之地面反作用力會以本實驗室自行研發之測力跑步機來量測，其取樣頻率會選用 2160 赫茲。不過，測力跑步機的量測精度會受到許多因素影響，其中包括測力跑步機之底座、力規之老化以及跑步機跑帶之迴轉速度，因此後續須以軟體校正獲取之資料。

受試者跑步時之所有反光球之 3 度空間軌跡資料會與地面反作用力作時間上的同步。測力跑步機與動作捕捉系統空間上之同步會由動作捕捉系統附帶的 L 型校正架達成，時間上同步則會由一可同時向兩套系統傳輸電訊號之扳機達成。

資料之收取將以常見之檔案格式進行，即 .c3d 檔及 .csv 檔，並在之後存入電腦以進行後續資料分析。

一、系統校正與同步化

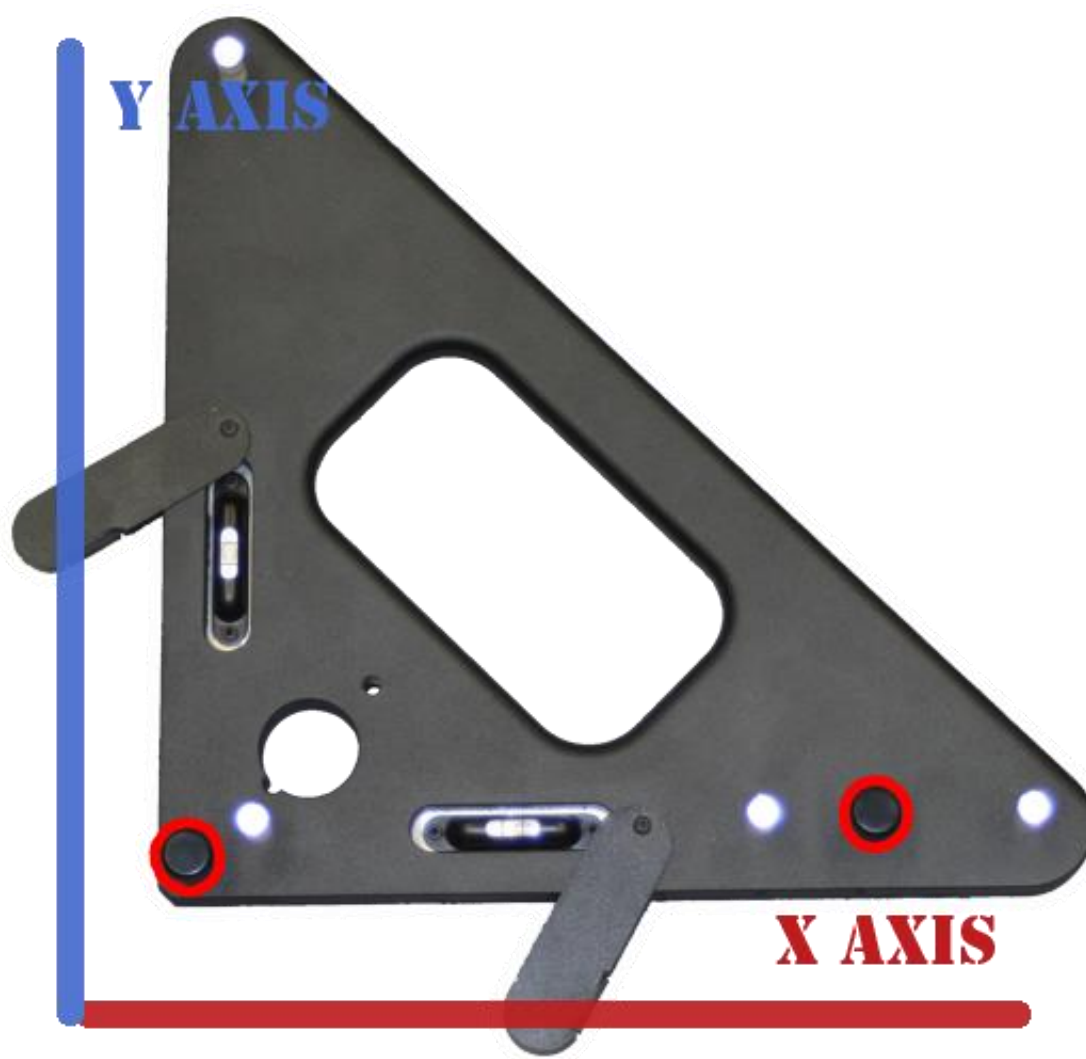
實驗開始之前，須先進行動作捕捉系統之校正，將紅外線反光球擺放至想要收取資料的空間範圍中，進行攝影機的位置調整以及內部參數之調整，使得各攝影機在拍攝過程中可以清楚地收集反光球的位置和減少雜訊資料。接著以貼著紅外線反光球的校正棒在需要收集資料的空間範圍內揮動，此階段稱為動態校正，



目的為對攝影機測得之距離根據其在畫面上的位置進行扭曲校正，其校正值須小於 0.5mm，否則會影響測得之反光球位置之精度。

接下來會以貼著反光球之 L 型校正架 (L-frame) (圖二-6) 擺放於實驗室中之固定位置，此階段稱為靜態校正，目的為定義實驗室之座標系統。此階段完成後可定義出所有攝影機於實驗室座標系統中之座標。

測力跑步機於此座標系統中之位置會由黏貼於跑步機四個角落之反光球標定。



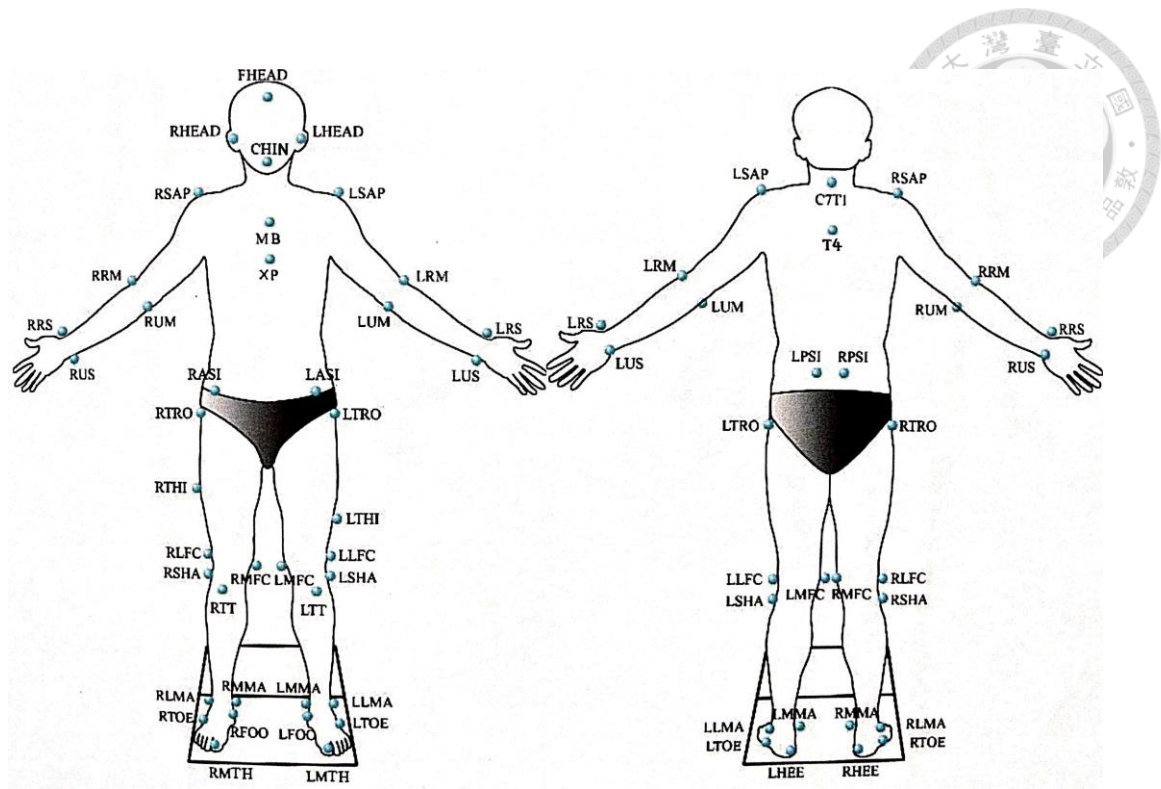
圖二-6 Vicon 系統附帶之 L 形校正架與其定義之座標軸



二、 受試者準備及校正

完成系統校正後，實驗人員將量測受試者之個人資料，如身高、體重、腳長和基本資料。之後實驗人員會將受試者身上貼上四十六顆反光球，其位置在受試者之骨凸點，分別為頭部（額頭、聽道和頷部）、軀幹（C7 和肩峰）、上肢（肱骨內上踝、肱骨外上踝、尺骨莖突和橈骨莖突）、胸骨（鎖切跡、劍突和 T4）、骨盆（前上髁棘和後上髁棘）、大腿（大轉子、大腿外側、股骨內上踝和股骨外上踝）、小腿（腓骨頭、脛骨粗隆、腓骨外側踝和脛骨內側踝）和足部（舟狀骨粗隆、腳後跟、第五跖骨粗隆和第二跖趾關節），黏貼位置如圖二-7 所示。

上述裝置固定完畢後，實驗人員會請受試者站立於測力跑步機上並擺出標準解剖姿勢，靜止不動數秒並收取資料。資料收取完畢後會利用 Vicon 軟體之三圍重建功能，以確認受試者皮膚上所有反光球都能被兩台以上攝影機拍攝到。此流程稱為「受試者校正」(Subject Calibration)，用於後續分析時，定義受試者各肢段之局部座標系統，並在反光球因被遮蓋而無法拍攝到時依照剛體之假設來提供可能之位置。



圖二-7 紅外線反光球放置位置之示意圖

左圖為正面方向，右圖為背面方向，每個身體肢段在每一瞬間之位置資訊可由至少三顆黏貼在上的反光球定義出。

表二-2 定義下肢之紅外線反光球黏貼點位置表

Segments	Bony Landmark		Anatomical Position
Pelvis	RASI	LASI	Right / Left Anterior Superior Iliac Spine
	RPSI	LPSI	Right / Left Posterior Superior Iliac Spine
Thigh	RTRO	LTRO	Right / Left Greater Trochanter
	RTHI	LTHI	Right / Left Thigh
	RLFC	LLFC	Right / Left Lateral Femoral Epicondyle Center
	RMFC	LMFC	Right / Left Medial Femoral Epicondyle Center
Shank	RFIB	LFIB	Right / Left Head of Fibula
	RTT	LTT	Right / Left Tibia Tuberosity
	RLMA	LLMA	Right / Left Lateral Malleolus
	RMMA	LMMA	Right / Left Medial Malleolus
Foot	RHEE	LHEE	Right / Left Heel
	RFOO	LFOO	Right / Left Navicular Tuberosity
	RTOE	LTOE	Right / Left Tuberosity of 5 th Metatarsal Bone
	RMTH	LMTH	Right / Left Foot Metatarsophalangeal



三、 長跑疲勞試驗

在長跑疲勞試驗開始前，會使用 3D 足型評估系統 (FAST, Enford International Co., Taiwan) 來評估受試者之足部參數 (圖二-1、圖二-2)。足型評估結束後，受試者首先靜立於測力跑步機上分別以動作捕捉系統收取受試者校正及以測力跑步機量測受試者體重。測量結束後，會先決定受試者適合之跑速。

試驗開始前，會讓受試者會以自選的速度開始步行，實驗人員會以 15 級之 Borg 感覺盡力程度評級表的來評估受試者感受到之費力程度，並且作為估計其心率之依據。接下來跑步機之速度會以每兩分鐘增加 1 公里時速的方式提升，直到受試者感受到的感覺盡力程度評級表達到 13，此速度視為受試者長跑時可長期維持之最大速度。受試者短暫休息後，會以此穩定速度進行跑步，直到感覺盡力程度評級表達到 19，或者達到最大心率的 90%，此時視為跑者已達疲勞狀態。到達此狀態後，還會繼續量測 2 分鐘才停止量測，然後讓受試者以自選之速度緩和動作。



第四節 資料分析

實驗中取得之運動學及力動學資料將是後續分析之基礎。其中會首先由運動學分析找出步態事件的大概時間，而後再以同步測得之測力跑步機力學資料為實際步態事件之時間。分析資料時對測力跑步機測得之 COP 資料是以 2 階之 Butterworth Filter 進行過濾，其採用之截止頻率為 10 赫茲[33]。步態事件之判斷標準，在初始著地時為受試者體重之 9%，在足部離地時則為受試者體重之 7%[34]；此外，由於跑步機之跑帶於空轉時亦會向三軸力規施加力，故實驗完畢後亦須以受試者實驗時相同之速度收取空機運轉時之力學資訊，以供後續資料分析時修正系統性偏差。

一、 運動學分析

(一) 剛體定義

剛體之定義為具有固定大小和形狀，不會產生形變之物體。依此定義，剛體上任兩點間距離必保持不變，不受外力或運動影響，因此剛體之慣性矩與質量中心也並不會隨著運動而改變。在動作分析之領域中，由 Elftman 於 1939 年提出令身體各肢段皆為剛體之理論，至今仍然廣泛地運用在各相關研究之中。

(二) 座標系統

在本提案中，下肢的動態分析將以由臀部、大腿、小腿和足部所構成，加上軀幹組成一八連桿之機構進行計算。在各肢段中皆有各自之直角座標系統，其中正 X 軸指向前方，正 Y 軸指向上方，正 Z 軸指向右方，此類肢段中之座標系統稱為局部座標系統。

為了減少皮膚移動所造成反光球標記點之誤差，將藉由最小平方法來最小化標記點與參考形狀之變形誤差，並且將肢段之位置以旋轉矩陣表示 [35]。至於

關節的旋轉運動，將使用 Z-X-Y 之旋轉順序之卡登角來表示。此表示方法較能與臨床常用之運動描述相對應，且其順序無法隨意更換，否則會因旋轉順序之不同而導致角度上之差異。髖關節之旋轉中心是以功能型方法決定 [36]；膝關節之旋轉中心位於股骨的內上踝與外上踝兩點之中點；踝關節之旋轉中心則是位於腓骨外側踝和脛骨內側踝兩點之中點 [37]。

由下例可知，設 R_z 為對 z 軸進行 γ 度旋轉之旋轉矩陣：

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

R_x 為對 x 軸進行 α 度旋轉之旋轉矩陣：

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

R_y 為對 y 軸進行 β 度旋轉之旋轉矩陣：

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

則依前述 Z-X-Y 之旋轉順序可得旋轉矩陣 R：

$$R = R_z \cdot R_x \cdot R_y \quad (2.4)$$



以前述定義代入 R：

$$R = \begin{bmatrix} C\gamma \cdot C\beta & -S\gamma \cdot C\alpha + C\gamma \cdot S\beta \cdot S\alpha & S\gamma \cdot S\alpha + C\gamma \cdot S\beta \cdot C\alpha \\ S\gamma \cdot C\beta & C\gamma \cdot C\alpha + S\gamma \cdot S\beta \cdot S\alpha & -C\gamma \cdot S\alpha + S\gamma \cdot S\beta \cdot C\alpha \\ -S\beta & C\beta \cdot S\alpha & C\beta \cdot C\alpha \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

再利用以下公式可算出所求之卡登角：

$$\gamma = \tan^{-1} \left(\frac{\vec{x} \cdot \vec{Y}}{\vec{x} \cdot \vec{X}} \right) \quad (2.6)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{\vec{y} \cdot \vec{Z}}{\vec{z} \cdot \vec{Z}} \right) \quad (2.7)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{\vec{x} \cdot \vec{Z} \cdot \sin\alpha}{\vec{y} \cdot \vec{Z}} \right) \quad (2.8)$$

雖然上述尤拉角之敘述方式與臨床相同，但三角函數及其反函數有無解之情況存在，此情況即為環架鎖定 (Gimbal Lock)。

二、 逆向動力學分析

在動作分析中無法透過非侵入式之量測方法來量測關節內受力與力矩，因此常見之方法為利用力板測得之地面反作用力透過逆向動力學之計算，來推得關節之相關數據。

(一) 角速度和角加速度

在逆向動力學的分析中需要有肢段之角速度及角速度資料，因此需要四元數 Q 來進行計算，其值可由前述旋轉矩陣 R 得出：



$$Q = \begin{bmatrix} e_0 \\ e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

其中，

$$e_0^2 = \frac{\text{trace}(R)+1}{4} \quad (2.10)$$

$$e_1 = \frac{r_{32}-r_{23}}{4e_0} \quad (2.11)$$

$$e_2 = \frac{r_{13}-r_{31}}{4e_0} \quad (2.12)$$

$$e_3 = \frac{r_{21}-r_{12}}{4e_0} \quad (2.13)$$

$$E = \begin{bmatrix} -e_1 & e_0 & -e_3 & e_2 \\ -e_2 & e_3 & e_0 & -e_1 \\ -e_3 & -e_2 & e_1 & e_0 \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

$$G = \begin{bmatrix} -e_1 & e_0 & e_3 & -e_2 \\ -e_2 & -e_3 & e_0 & e_1 \\ -e_3 & e_2 & -e_1 & e_0 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

其中 $\text{trace}(R)$ 是指旋轉矩陣 R 的跡， r_{ij} 代表的是 R 矩陣中第 i 列第 j 行之值。

之後可由下列公式求得角速度及角加速度：



$$\omega_l = 2G\dot{Q} \quad (2.16)$$

$$\alpha_l = 2G\ddot{Q} \quad (2.17)$$

ω_l 和 α_l 分別是相對於局部座標系統之角速度及角加速度。

(二) 下肢逆向動力學

在多肢段的逆向動力學分析中可以將每個肢段視為一自由體來計算，在每個肢段之局部座標系統中，質量中心 (Center of Mass, COM) 相對於該肢段之角動量變率可由下方之公式求得：

$$\dot{\vec{H}}_i = J_i \cdot \dot{\vec{\omega}}_i + \vec{\omega}_i \times (J_i \cdot \vec{\omega}_i) \quad (2.18)$$

J_i 指的是肢段的慣性張量，包含質量慣性矩 I_{xx} 、 I_{yy} 、 I_{zz} ，其值可由以下方程式表示：

$$J_i = \begin{bmatrix} I_{xx} & -I_{xy} & -I_{xz} \\ -I_{yx} & I_{yy} & -I_{yz} \\ -I_{zx} & -I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

如果肢段上之局部座標系統之軸恰好與其主軸重合，則慣性內積會消失，而上述之兩公式可整合為以下矩陣：

$$\begin{bmatrix} \dot{\vec{H}}_x \\ \dot{\vec{H}}_y \\ \dot{\vec{H}}_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{xx}\dot{\omega}_x + (I_{zz} - I_{yy})\omega_y\omega_z \\ I_{yy}\dot{\omega}_y + (I_{xx} - I_{zz})\omega_z\omega_x \\ I_{zz}\dot{\omega}_z + (I_{yy} - I_{xx})\omega_x\omega_y \end{bmatrix} \quad (2.20)$$



自由體之力平衡方程式是依據牛頓定律 (Newton's Laws) 中的線性運動方程式：

$$\sum \vec{F}_i = m_i \vec{a}_i \quad (2.21)$$

其中 $\sum \vec{F}_i$ 為肢段上之外力之合力，而 \vec{a}_i 為肢段質量中心之線性加速度。

再由前述尤拉定律之角運動方程式，可得 COM 相對於肢段局部座標系統之力矩平衡方程式：

$$\sum \vec{M}_i = F_i \vec{H}_i \quad (2.22)$$

其中 $\sum \vec{M}_i$ 為肢段上相對於 COM 之外力矩之合力矩，而 F_i 指的是肢段的旋轉矩陣。

在人體的逆向動力學分析中，上述的步驟皆是由最遠端的肢段計算到最近的肢段，也就是說是由足部一直計算至軀幹，因此在計算肢段中心的合力以及合力矩時，可以用以下之公式表示：

$$\vec{F}_{di} + \vec{F}_{pi} + m_i \vec{g} = m_i \vec{a}_i \quad (2.23)$$

$$\vec{M}_{di} + \vec{M}_{pi} + \vec{r}_{di} \times \vec{F}_{di} + \vec{r}_{pi} \times \vec{F}_{pi} = F_i \vec{H}_i \quad (2.24)$$

其中 \vec{F}_{di} 為肢段遠端之外力， \vec{F}_{pi} 為肢段近端之外力， \vec{r}_{di} 與 \vec{r}_{pi} 分別為肢段質量中心

指向肢段遠端和近端之平移向量， \vec{M}_{di} 與 \vec{M}_{pi} 則分別為肢段遠端和近端之力矩。

在自地面推算至近端肢段的過程中，前述公式中僅有近端之外力 \vec{F}_{pi} 與力矩 \vec{M}_{pi} 為未知，其他參數皆為已知，故可改寫為下列公式以便於計算：

$$\vec{F}_{pi} = m_i \vec{a}_i - m_i \vec{g} - \vec{F}_{di} \quad (2.25)$$

$$\vec{M}_{pi} = F_i \vec{H}_i - \vec{M}_{di} - \vec{r}_{di} \times \vec{F}_{di} - \vec{r}_{pi} \times \vec{F}_{pi} \quad (2.26)$$

在本提案中，內力矩皆定義為相對於遠端肢段，如小腿之內力矩是相對於足部座標。

三、 身體質量中心模型

本提案中身體質量中心模型是以十二連桿之機構來代表整個身體，包含軀幹、頭-頸部、上肢、前臂-手部、骨盆、大腿、小腿和足部所形成之剛體結構，全身之質量中心 (COM) 是由各身體肢段之質量中心作加權平均而得，其公式如下：

$$\overline{COM} = \frac{\sum_{i=1}^{12} m_i \overline{COM}_i}{\sum_{i=1}^{12} m_i} \quad (2.27)$$

其中 m_i 為第 i 個身體肢段之質量， \overline{COM}_i 為第 i 個身體肢段在空間中之位置向量。此模型對應之反光球標記位置如圖二-8 所示。



四、 步態分析

(一) 時空參數：

跑步步態之時空參數包含：步幅 (Stride Length)、步行時間 (Stride Time)、步速(Gait Velocity) 和步寬 (Stride Width)。步幅及步行時間分別是以同側腳兩次觸地時的距離及時間，而步速則由步幅平行於行進方向之分量除以步行時間得出，步寬則是兩腳腳跟分別觸地時之最低點間距，其垂直於行進方向之分量。

(二) 運動學與力動學參數：

身體肢段之關節內力矩以及內力皆以逆向動力學計算，而各肢段之慣性相關數據，包含：質量、質量中心以及質量慣性矩則皆由 Dempster 係數計算得出 [38]。

跑步時所有運動學與力動學參數數據，包含髖關節、膝關節和踝關節之關節角度、關節內力與內力矩皆會計算於一次步態週期內，且會將這些數據以三個平面之分量表示，此三個平面分別為矢狀面、額狀面與水平面，而步行週期對應之步行時間則由測力跑步機量得之資料來進行定義。

在關節內力及內力矩部分，會因為每位受試者不同的體重而有所差異，為了在統計數據上可以統一範圍，所以會將關節內力對體重進行標準化，而關節內力矩則對體重與腳長（前上髁棘至脛骨內側踝之距離）標準化。

(三) 身體質量中心 (COM) 與足底壓力中心 (COP) 參數：

身體質量中心的位置為全身身體肢段的加權平均值，肢段有：頭部和頸部、軀幹、骨盆、手臂、前臂、大腿、小腿和足部 [39, 40]；足底壓力中心為測力跑步機表面之反作用力作用點，其位置為 $\vec{p} = (p_x, p_y, p_z)$ ，可由反作用力 $\vec{F} =$



(F_x, F_y, F_z) 以及相對於測力跑步機座標系統原點的力矩 $\vec{M} = (M_x, M_y, M_z)$ 計算得知，可由下列的公式表示：

$$\vec{M} = \vec{p} \times \vec{F} \quad (2.28)$$

其中，

$$p_x = \frac{p_z F_x - M_y}{F_z} \quad (2.29)$$

$$p_y = \frac{M_x + p_z F_y}{F_z} \quad (2.30)$$

而 p_z 為測力跑步機所提供之數據，其座標系統之原點皆定義為表面幾何中心以及距離表面 p_z 的位置，當 COP 轉換到實驗室的座標系統時，由於在實驗室座標系統的原點和 COP 皆在地面上，COP 的 z 分量會變成 0，即 $\vec{p} = (p_x, p_y, 0)$ 。

COM 以及 COP 在相對於行進方向線內/外側的位置代表在一次步態週期中 COM 在內/外側的移動的範圍，其正值是往對側肢段的方向 [41]。至於 COM 和 COP 的前後位置則平行於行進方向線，其正值是在位置的前方且在腳跟觸地時為 0，在 COM 的垂直位置是相對於地面，COM 的速度和加速度會以平滑化且微分 COM 的軌跡來做為計算 [42]。在矢狀面以及額狀面中，COM-COP 向量的傾角，即身體傾角 (Inclination Angle, IA) 可以下列的公式表示 [43]：

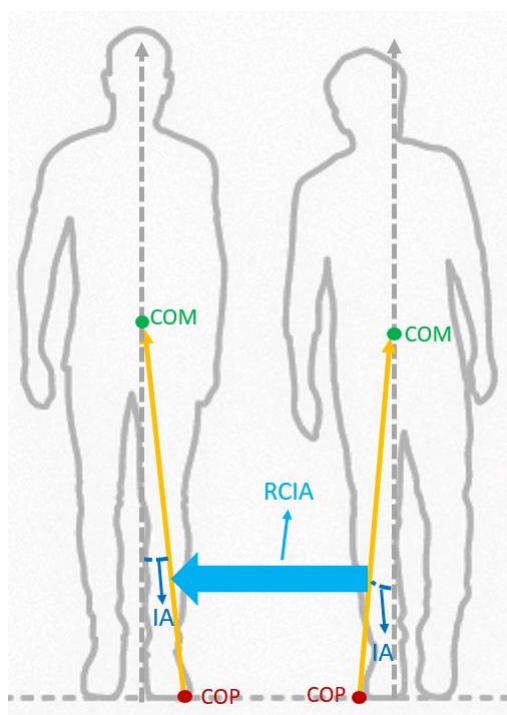
$$\vec{t} = \left(\frac{\vec{P}_{COM_COP} \cdot \vec{Z}}{|\vec{P}_{COM_COP}|} \right) \quad (2.31)$$

$$\text{Sagittal IA} = \sin^{-1} t_y \quad (2.32)$$



$$\text{Frontal IA} = \begin{cases} -\sin^{-1}(t_x), & \text{如果是右腳} \\ \sin^{-1}(t_x), & \text{如果是左腳} \end{cases} \quad (2.33)$$

其中 \vec{P}_{COM_COP} 是由 COP 指向 COM 的向量，且 \vec{Z} 為實驗室座標系統之垂直軸的單位向量。IA 的變化率 (Rates of Change of Inclination Angle, RCIA) 會以平滑化且微分 IA 的軌跡作為計算，對於前腳而言，在矢狀面中，IA 的正值表示 COM 在 COP 的前方；至於在額狀面，IA 的正值代表 COM 在遠離 COP 位置且朝向對側腳，IA 越大則 COM-COP 在垂直方向上的向量越大，這也代表需要以更大的能量才能將 COM 拉回至 COP 的上方，或者有較大的 RCIA 來減少 IA 的量值，此 COM 的位置及速度控制理論由 Pai 學者提出 [44]。

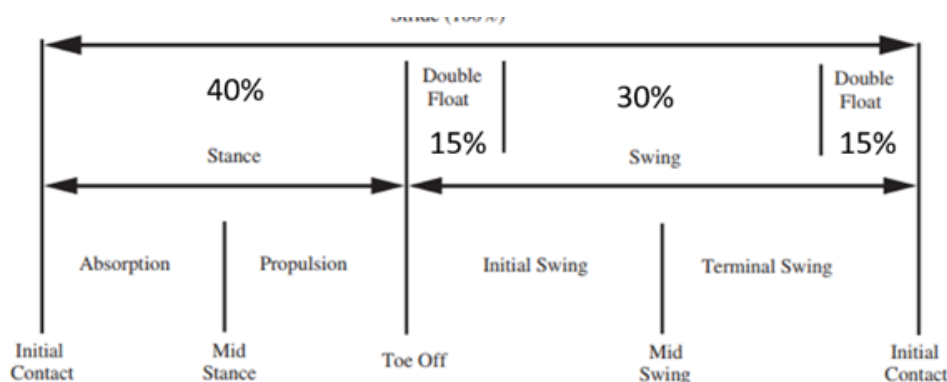


圖二-8 IA 及 RCIA 之示意圖

跑步之步態週期可以區分為支撐期、擺盪期和飄浮期。支撐期前半段與吸收衝力有關（此時足部旋前），而後半段則與推進有關（此時足部旋後）。在圖二-12 中可見，支撐期又被區分為兩個次分期，分別自初始著地至支撐中期，以及自

支撐中期至離地瞬間；另一種支撐期的分期方式則將支撐期區分為(1)自初始著地至足部平放、(2)足部平放至腳跟離地、(3)腳跟離地至腳趾離地。至於擺盪期則可以進一步區分為擺盪初期和擺盪末期，飄浮期的時間點則發生在擺盪初期剛開始，以及擺盪末期的尾聲。

因為對疲勞常見定義為肌肉群之控制力下降，身體平衡能力因此可能作為判斷疲勞與否之依據，故而在跑步之步態週期中，支撐期時腳部自觸地到離地之間的 IA 和 RCIA 的值必須被納入計算，比較其中三項步態事件時之數值變化，以及整個支撐期時之峰值。



圖二-9 跑步時一個步態週期中的重要步態事件與分期

依序為初始著地 (Initial Contact, IC)、離地 (Toe-off, TO)、飄浮初期 (First Floating, FF)、擺盪 (Swing, SS)、飄浮末期 (Terminal Floating, TF) 以及下一次初始著地 (next Initial Contact, nIC)。

第七節 統計分析

在統計分析部分，由於兩組受試者之人數皆未滿 12 人，故採取無母數分析 (Non-parametric Analysis) 之方法以比較扁平足組及健康組之組內於心肺疲勞前後之運動學、力動學及 COM-COP 之變化。



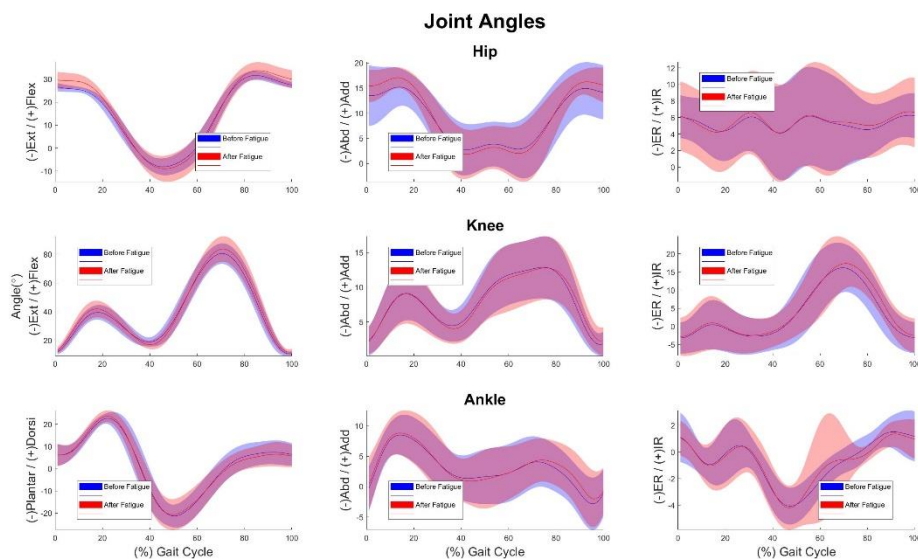
第三章 研究結果

第一節 運動學比較

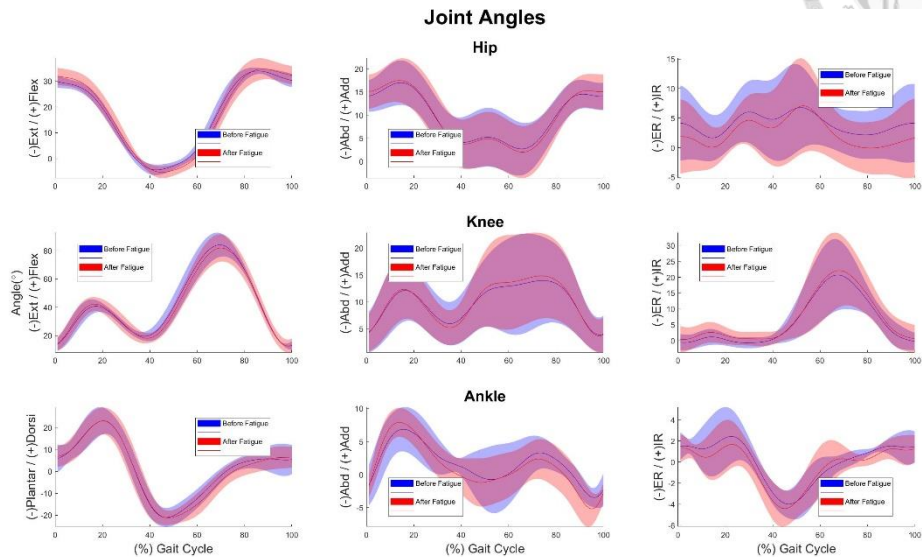
在關節角度之計算中會將每位受試者所得之結果以其受試者校正時所得之結果為基準，如圖片中所標示，縱向為不同部位之關節角度，橫向則為不同之關節軸向，其由上而下之順序為髖關節、膝關節及踝關節，由左而右之順序則為矢狀面、額狀面及水平面。

扁平足組心肺疲勞前後之 9 項關節角度變化，在支撐期之最大值、最小值及平均值，以及擺盪期之最大值、最小值及平均值而言，均無顯著差異。

健康組心肺疲勞前後之 9 項關節角度，在支撐期之最大值、最小值及平均值，以及擺盪期之最大值、最小值及平均值而言，也均無顯著差異。



圖三-1 扁平足組心肺疲勞前後之關節角度比較



圖三-2 健康組心肺疲勞前後之關節角度比較

第二節 力動學比較

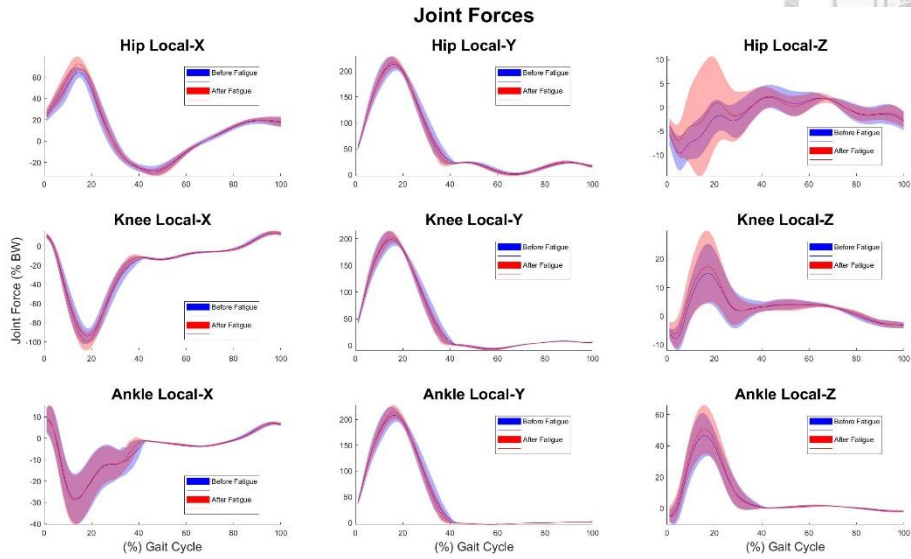
一、 關節受力

在關節受力之計算中會將每位受試者所得之結果以其體重進行正規化處理，並以體重之百分比(%BW)表示之，方向上則以各關節局部座標系統之 X 軸、Y 軸、Z 軸表示。

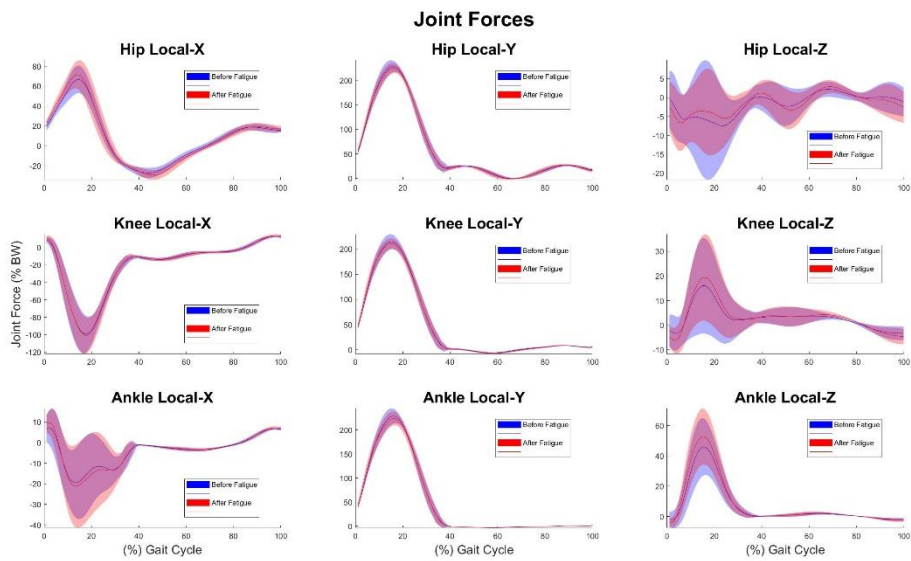
扁平足組心肺疲勞前後之 9 項關節受力，在髖關節之 X 軸方向及踝關節之 Z 軸方向上，心肺疲勞後之最大值皆顯著大於心肺疲勞前，其 p-value 皆為 0.0469；而在髖關節之 X 軸方向上，心肺疲勞後之最小值則顯著小於心肺疲勞前，其 p-value 為 0.0156。其餘方向上之最大值、最小值、支撐期及擺盪期之平均值均無顯著差異。

健康組心肺疲勞前後之 9 項關節受力，在所有方向上之最大值、最小值、支

撐期及擺盪期之平均值均無顯著差異。



圖三-3 扁平足組心肺疲勞前後之關節受力比較



圖三-4 健康組心肺疲勞前後之關節受力比較

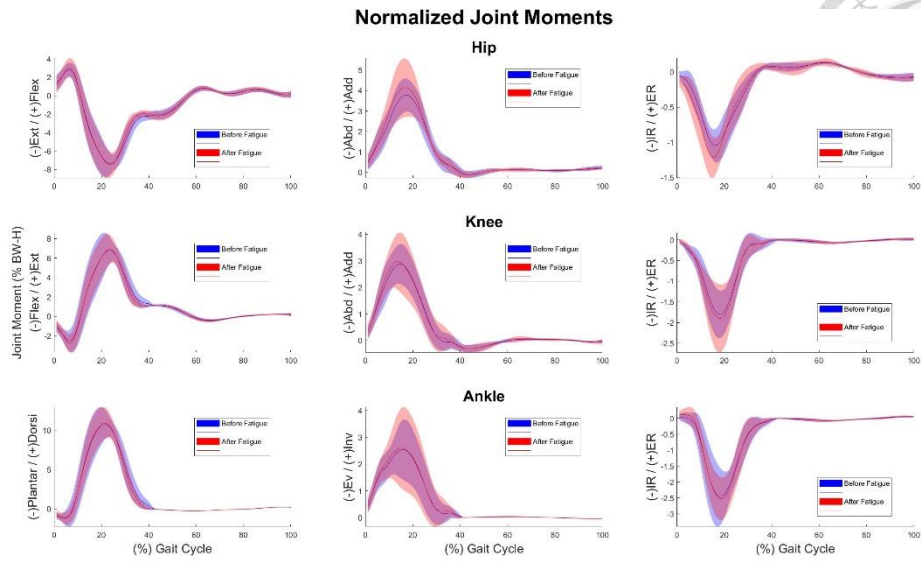
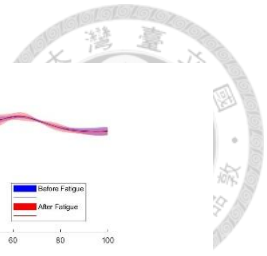


二、 關節力矩

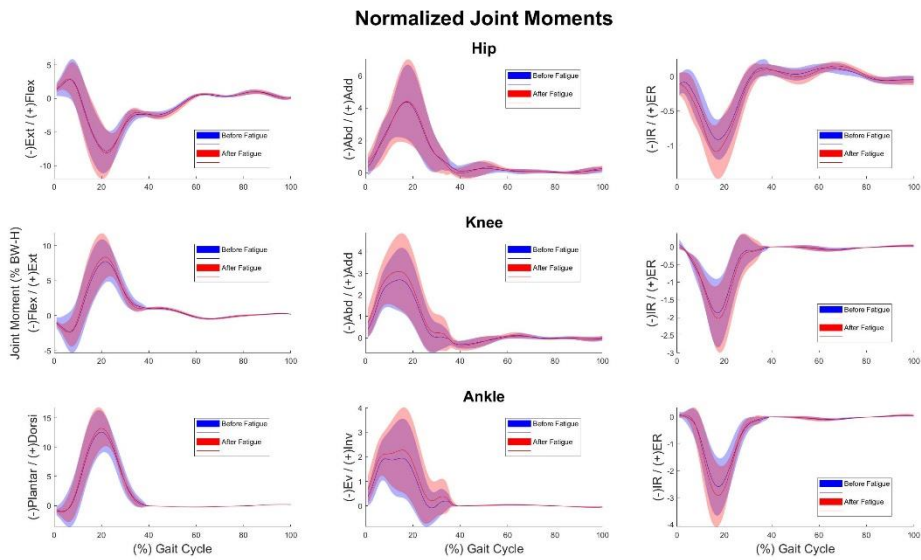
在關節力矩之計算中會將每位受試者所得之結果以其體重及身高進行正規化處理，並以體重乘以身高之百分比(%BW-H)表示，方向上則分別為各關節局面座標之矢狀面、額狀面及水平面。

扁平足組心肺疲勞前後之 9 項關節力矩，在踝關節之內旋-外旋方向上，心肺疲勞後之最大值顯著大於心肺疲勞前之最大值，其 p-value 為 0.0496；在踝關節之外展-內收方向上，心肺疲勞後之最小值顯著小於心肺疲勞前之最小值，其 p-value 為 0.0156。其餘方向上之最大值、最小值、支撐期及擺盪期之平均值均無顯著差異。

健康組心肺疲勞前後之 9 項關節力矩，在所有方向上之最大值、最小值、支撐期及擺盪期之平均值均無顯著差異。



圖三-5 扁平足組心肺疲勞前後之關節力矩比較



圖三-6 健康組心肺疲勞前後之關節力矩比較



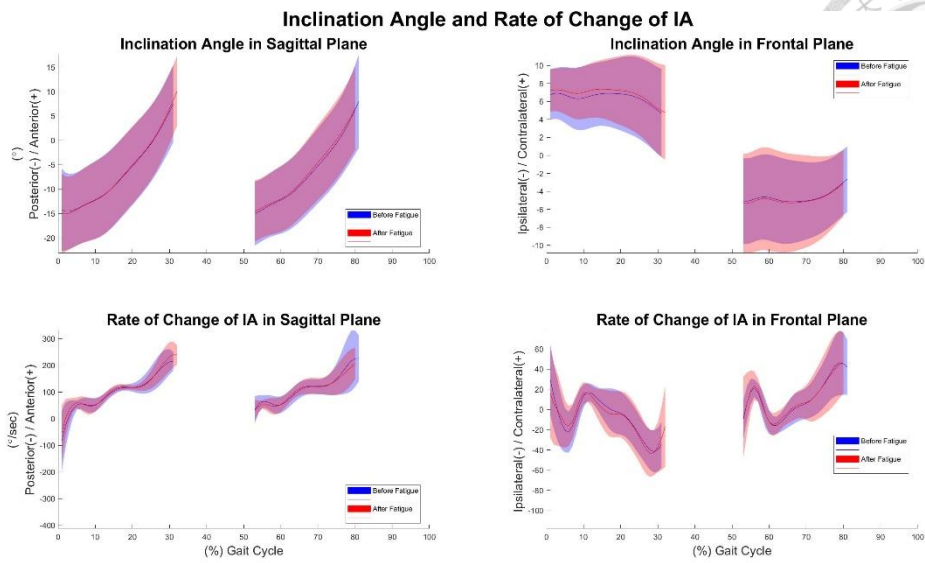
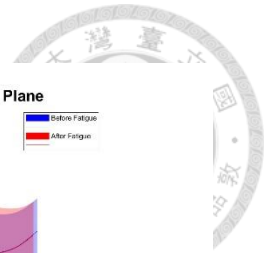
第三節 COP-COM 變數比較

一、 身體傾角與身體傾角變化率

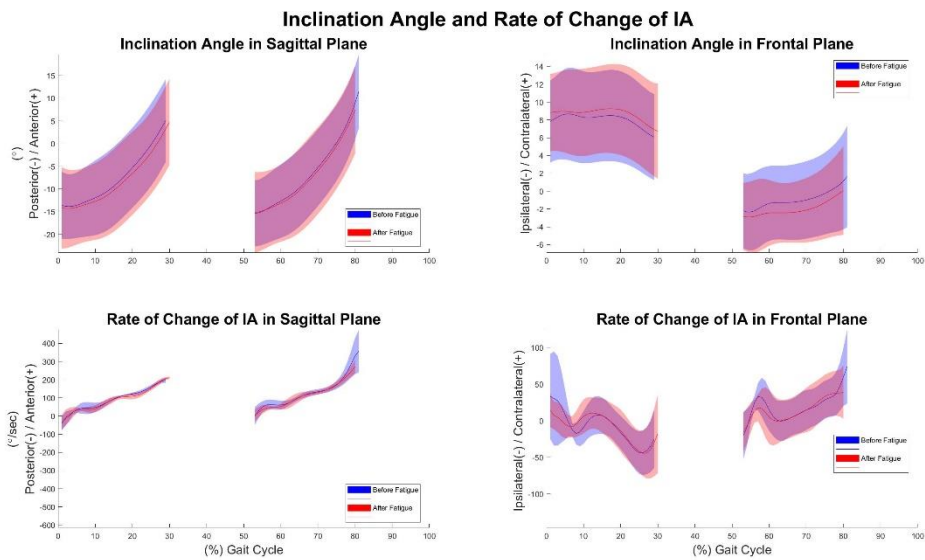
在身體傾角及身體傾角之變化率方面，如下圖，區分為矢狀面及額狀面兩種方向，其中額狀面方向正負值之計算，為方便辨識，是以其中一腳為標準，故步態週期中前後兩次支撐期取得之身體傾角及身體傾角變化率之數值曲線大略為正負相反。

扁平足組在矢狀面與額狀面方向上，心肺疲勞後之身體傾角最小值皆顯著小於心肺疲勞前之最小值，在額狀面上，心肺疲勞後之身體傾角最大值亦顯著大於心肺疲勞前之最大值；將其最大值與最小值之差值亦以無母數分析作比較，則在矢狀面及額狀面方向上，心肺疲勞後之身體傾角差值皆顯著高於心肺疲勞前，在額狀面方向上之身體傾角變化率差值亦顯著高於心肺疲勞前；至於步態週期中兩腳之支撐期取得之身體傾角平均值及身體傾角變化率平均值，在心肺疲勞前後並無顯著差異。

健康組方向，在矢狀面方向上，心肺疲勞後之身體傾角最小值顯著小於心肺疲勞前之最小值，心肺疲勞後之身體傾角變化率最大值亦顯著大於心肺疲勞前之最大值；在額狀面方向上，心肺疲勞後之身體傾角最大值顯著大於心肺疲勞前之最大值，心肺疲勞後之身體傾角變化率最小值亦顯著小於心肺疲勞前之最小值。一樣將其身體傾角最大值與最小值之差值以無母數分析比較，則在矢狀面及額狀面方向上，心肺疲勞後之身體傾角差值皆顯著高於心肺疲勞前；而步態週期中兩腳之支撐期取得之身體傾角平均值及身體傾角變化率平均值，在心肺疲勞前後並無顯著差異。



圖三-7 扁平足組心肺疲勞前後之身體傾角與身體傾角變化率之比較



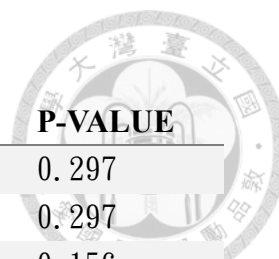
圖三-8 健康組心肺疲勞前後之身體傾角與身體傾角變化率之比較



第四節 其他參數比較

如下表，在時空參數的變化方面，不論扁平足組或是健康組在心肺疲勞前後皆無顯著差異。在運動學方面，扁平足組的膝關節內外旋時及內外翻時之最大轉速在心肺疲勞後都有顯著提升。

而在達到疲勞時間之差異上，扁平足組是 11.57 ± 11.33 分鐘，健康組是 17.6 ± 9.13 分鐘，兩組間並無顯著差異。



表三-1 扁平足組疲勞前後之時空參數比較

參數	疲勞前	疲勞後	P-VALUE
步頻	82.68±6.91(SPM)	81.25±6.01(SPM)	0.297
步幅長	182.36±27.85(cm)	185.25±26.52(cm)	0.297
步長	92.21±13.78(cm)	93.72±13.64(cm)	0.156
步寬	20.89±9.10(cm)	30.56±12.36(cm)	0.219
膝關節額狀面最大轉速	43.46±14.41(rad/sec)	40.81±7.34(rad/sec)	0.813
膝關節水平面最大轉速	68.54±17.61(rad/sec)	81.73±19.83(rad/sec)	0.0313
膝關節矢狀面最大轉速	251.89±26.03(rad/sec)	263.71±20.87(rad/sec)	0.0156

表三-2 健康組疲勞前後之時空參數比較

參數	疲勞前	疲勞後	P-VALUE
步頻	80.64±5.08(SPM)	81.02±5.13(SPM)	1
步幅長	193.69±18.20(cm)	201.61±18.96(cm)	0.813
步長	98.26±9.47(cm)	102.80±10.71(cm)	0.625
步寬	22.36±9.01(cm)	23.88±7.20(cm)	0.813
膝關節額狀面最大轉速	48.45±20.19(rad/sec)	54.00±17.76(rad/sec)	0.313
膝關節水平面最大轉速	88.96±41.99(rad/sec)	93.92±35.66(rad/sec)	0.625
膝關節矢狀面最大轉速	238.98±22.20(rad/sec)	248.63±20.99(rad/sec)	0.625



第四章 結果討論

第一節 資料收集及處理

在資料收集方面，如前所述，皮膚滑動誤差為下肢運動學計算中最重要之誤差。在本實驗中，由於考量未來可能應用方向，實驗時受試者皆穿著同廠牌同款式之運動鞋進行長跑疲勞試驗，故而足部之反光球實際黏貼位置多為運動鞋上，其滑動誤差必然比赤足時更大；且在內外踝上之反光球，有可能因為足跟著地時鞋緣之推擠而造成更大之誤差。此外，在實際跑動過程中，部分受試者因為跑步姿勢之影響，會反覆撞擊內踝之反光球，造成反光球脫落或斷裂，而使擺盪期時雙腳交錯時之運動學資訊有所誤差，或是於後續收取之試驗計算 COM 及身體傾角時有所誤差，甚至因為多顆反光球脫離造成後續試驗無法比較。

測力跑步機方面，跑步機之跑帶運轉時亦會對其三軸力規造成施力，從而影響實際量得之數值，且測力跑步機之三軸力規，經過本實驗較長之實驗時程後，亦會有電疲勞造成之系統誤差，故而必須在實驗完後立即使跑步機以受試者實驗時相同速度進行空機運轉以收取後續校正用之數據。此外，由於不同受試者所適用之跑速不同，故而實驗時採取之跑速會有所不同，而跑速亦是可能影響後續資料分析結果的因素。

而受試者方面，儘管本研究收取之受試者皆為近一年內未有進行長跑訓練者，但部分受試者之心肺疲勞速度亦明顯較其他受試者為快，導致部分實驗中心肺疲勞之時間並未與實驗開始時間有太大差距。自此類受試者所獲得之結果是否足以代表長跑造成之心肺疲勞時的結果則較有疑慮。此外，Fast 系統量得之左右腳之足弓指數有所不同，在一些受試者中會出現一腳符合扁平足之標準，另一腳則符合一般足弓高度之標準的情況，如此類型的受試者，在分類上應歸屬扁平足

組或是健康組，也是可能影響結論之因素，未來或許可以區分左右腳與慣用腳的方式進行更細之分組。



而在資料處理方面，實驗中受試者每一步所測得之垂直力皆有所不同，故而以體重之固定比率作為步態事件之判定亦會在決定步態事件之時間點上造成少許誤差。



第二節 統計結果

由前述統計結果可見，除了身體傾角相關之數值外，在關節角度、關節受力、關節力矩等方面，健康組在各方向上皆無顯著差異；而扁平足組在關節受力及關節力矩方面則在個別方向上有顯著差異，顯示扁平足跑者在心肺疲勞時，可能更快展露出下肢受力之不同，並因為受到較高之關節內力而更快達致肌肉骨骼系統之疲勞。然而考量統計方法之限制，可能影響健康組疲勞前後統計差異部明顯的因素，則是由於健康組受試者人數相較扁平足組更為少，故在各方面之比較皆無法找到顯著差異處。扁平足組儘管以無母數分析之方法計算時有顯著差異之處，然而其受試者人數不滿 12 人，故而並無法確保其統計結果可代表真正母體分布之結果，若是有更多受試者並改以 paired-t test 分析，則其顯著差異處是更多亦或減少，尚待未來收取更多受試者後驗證。

而前述統計結果中，較多顯著差異者為身體傾角方面之變化，從最大值最小值及兩者差值的顯著差異處來看，心肺疲勞時跑者之身體平衡相較於剛開始跑動時，是有較廣的散佈，說明大部分跑者在心肺疲勞時，其步伐確實較為不穩，而扁平足跑者平衡不穩之程度又較健康跑者明顯；從疲勞前後步寬之變化亦可看出這種差異。

由統計理論與實際計算時之經驗可知，由於兩組受試者人數都不足 12 人，故而只要有 1 人於心肺疲勞後之身體傾角之分布較廣，就足以影響無母數分析時所得之結果，故此結果是否確實代表扁平足跑者心肺疲勞時會較健康跑者平衡更為不穩，或者僅為個別受試者疲勞後之身體傾角有較大的晃動，則有待後續收取更多受試者之實驗資料後方可確認。

而在扁平足跑者關節受力方面，從統計之結果對照實際曲線觀察，可見關節

力矩有所差異之時間點分別是腳跟著地後一小段時間，以及腳尖離地前一小段時間，這說明扁平足跑者在心肺疲勞時，可能在足部落地時及離地時之運動學上有所變化；前述膝關節最大轉速之變化，可能也是在反映這部分差異。





第三節 研究限制

儘管本研究確實有發現扁平足長跑者在心肺疲勞前後之受力狀況相較健康跑者有較為明顯之變化，且在兩組長跑者中皆有發現心肺疲勞前後身體平衡控制有較大晃動的趨勢，然而其中也存在一些研究上的限制。

首先關於受試者方面，本研究目前所收取之受試者，不論扁平足組亦或健康組，皆為 20~30 歲之間之成年男性，且近期無受過長跑訓練，故而其統計結果在不同年齡段、性別以及種族上未必具有代表性。為了研究時量測足型方便以及跑步機可載荷之馬力上限，故而採用之受試者納入條件中，亦考量到 BMI 與體重等因素，是已在體態較重者方面，本研究之結果也未必具有代表性。此外，本實驗之跑者皆穿著運動鞋進行實驗，故而其結果亦無法代表裸足之情況[45, 46]。

第二部分是關於跑步機與一般室外跑步之差異[47]，本研究透過跑步機使受試者在實驗結束前維持等速跑動，然而跑步機透過跑帶帶動跑者所造成之跑步生物力學，與實際應用時於室外跑步必然有所差異，最明顯的是受試者明顯疲勞時，其腳步依然會受跑帶所帶動，然而其實際施力卻可能已有降低；而室外跑步情況下，沒有跑帶帶動的力量輔助，跑者則未必得以維持等速。



第五章 結論

本研究旨在找出扁平足跑者在心肺疲勞前後下肢運動學、力動學及平衡上之變化，並將之與健康跑者在心肺疲勞前後之結果作比較。本研究透過測力跑步機的設計，得以連續監測受試者跑步時之步態變化，並成功在統計結果上找出扁平足跑者相較健康跑者在心肺疲勞時之下肢生物力學差異。

第一節 未來計畫與發展

由於目前收取之受試者數量較少，故而在統計結果之檢定力上較為不足，未來將會收取更多實驗，並在受試者人數充足後改採 paired-t test 進行統計分析，以強化現有統計分析結果之檢定力，並確認結果是否與目前之結論相同。


目前之受試者納入條件，是否應該多尋找平日有其他運動習慣之受試者，以避免之前實驗中部分受試者心肺功能較弱，而極快達到心肺疲勞標準之情況，也是值得考量之因素。

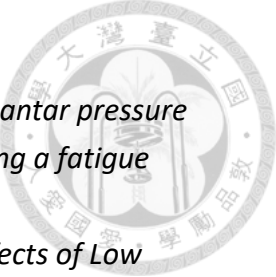
此外，本研究目前尚無考量實驗時不同跑速之因素[48, 49]，未來應可統計並比較不同跑速下測力跑步機測得之力學資料，以及各方向之關節受力之變化，以確認不同跑速對關節受力的影響。

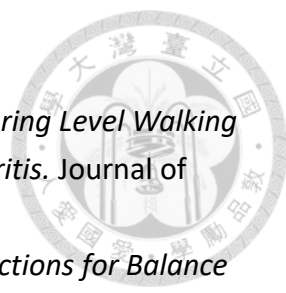
未來在此研究基礎上，期望能夠運用在穿戴式裝置上，以對於跑者之疲勞狀態進行偵測。除此之外，若是未來收取足夠受試者後，統計結果顯示健康跑者及扁平足跑者在心肺疲勞前後之下肢生物力學有明顯不同，則可以此基礎偵測跑者是扁平足患者之概率，並促使其去醫院或是尋找相關檢驗機構作進一步檢查。

參考文獻

1. Millet, G.Y., *Can Neuromuscular Fatigue Explain Running Strategies and Performance in Ultra-Marathons?* Sports Medicine, 2011. **41**(6): p. 489-506.
2. García-Pinillos, F., et al., *Does Fatigue Alter Step Characteristics and Stiffness during Running?* Gait & Posture, 2020. **76**: p. 259-263.
3. Mizrahi, J., O. Verbitsky, and E. Isakov, *Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures.* Annals of Biomedical Engineering, 2000. **28**(4): p. 463-469.
4. Donatelli, R., *Abnormal Biomechanics of the Foot and Ankle.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1987. **9**(1): p. 11-16.
5. Kaufman, K.R., et al., *The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries.* The American Journal of Sports Medicine, 1999. **27**(5): p. 585-593.
6. Esterman, A. and L. Pilotto, *Foot Shape and Its Effect on Functioning in Royal Australian Air Force Recruits. Part 1: Prospective Cohort Study.* Military Medicine, 2005. **170**(7): p. 623-628.
7. Michelson, J.D., D. Durant, and E. McFarland, *The Injury Risk Associated with Pes Planus in Athletes.* Foot & Ankle International, 2002. **23**(7): p. 629-633.
8. Razeghi, M. and M.E. Batt, *Foot Type Classification: A Critical Review of Current Methods.* Gait & Posture, 2002. **15**(3): p. 282-291.
9. Tong, J.W. and P.W. Kong, *Association between Foot Type and Lower Extremity Injuries: Systematic Literature Review with Meta-Analysis.* Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2013. **43**(10): p. 700-714.
10. 張育愷, 王俊智, and 祝堅恆, *身體活動流行病學研究設計之概述.* 中華體育季刊, 2012. **26**(3): p. 283-290.
11. Ferber, R., A. Hreljac, and K.D. Kendall, *Suspected Mechanisms in the Cause of Overuse Running Injuries: A Clinical Review.* Sports Health, 2009. **1**(3): p. 242-246.
12. Rolf, C., *Overuse Injuries of the Lower Extremity in Runners.* Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 1995. **5**(4): p. 181-190.
13. Hreljac, A., R.N. Marshall, and P.A. Hume, *Evaluation of Lower Extremity Overuse Injury Potential in Runners.* Medicine and Science in Sports and Exercise, 2000. **32**(9): p. 1635-1641.
14. Hreljac, A., *Impact and Overuse Injuries in Runners.* Medicine and Science in Sports and Exercise, 2004. **36**(5): p. 845-849.
15. Abt, J.P., et al., *Running Kinematics and Shock Absorption Do Not Change after Brief Exhaustive Running.* The Journal of Strength & Conditioning Research,

- 
2011. **25**(6): p. 1479-1485.
16. Wolff, J., *The Law of Bone Remodelling*. 2012: Springer Science & Business Media.
 17. Hicks, J., *The Mechanics of the Foot: II. The Plantar Aponeurosis and the Arch*. *Journal of Anatomy*, 1954. **88**(Pt 1): p. 25.
 18. Robbins, S.E. and A.M. Hanna, *Running-Related Injury Prevention through Barefoot Adaptations*. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 1987. **19**(2): p. 148-156.
 19. Aydog, S., et al., *Differences in Sole Arch Indices in Various Sports*. *British Journal of Sports Medicine*, 2005. **39**(2): p. e5-e5.
 20. Klingele, J., H. Hoppeler, and R. Biedert, *Statistical Deviations in High-Performance Athletes*. *Schweizerische Zeitschrift fur Sportmedizin*, 1993. **41**(2): p. 55-62.
 21. Volkov, B., *Influence of Considerable Athletic Training on the Foot Condition of Young Athletes at A Boarding School with A Cross-Section of Sports*. *Arkhiv Anatomii, Gistologii i émbriologii*, 1977. **72**(6): p. 32-34.
 22. Keller, T.S., et al., *Relationship between Vertical Ground Reaction Force and Speed during Walking, Slow Jogging, and Running*. *Clinical Biomechanics*, 1996. **11**(5): p. 253-259.
 23. Zadpoor, A.A. and A.A. Nikooyan, *The Relationship between Lower-Extremity Stress Fractures and the Ground Reaction Force: A Systematic Review*. *Clinical Biomechanics*, 2011. **26**(1): p. 23-28.
 24. Creaby, M.W. and S.J. Dixon, *External Frontal Plane Loads May Be Associated with Tibial Stress Fracture*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2008. **40**(9): p. 1669-1674.
 25. Bennell, K., et al., *Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2004. **36**(3): p. 397-404.
 26. Sanjari, M.A., et al., *Fatigue Effect on Linear Center of Pressure Measures during Gait in People with Flat Feet*. *Asian Journal of Sports Medicine*, 2016. **7**(4).
 27. Farahpour, N., K. Sharifmoradi, and S. Azizi, *Effect of Fatigue on Knee Kinematics and Kinetics During Walking in Individuals With Flat Feet*. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, 2017. **7**(3): p. 141-148.
 28. Azizi, S., N. Farahpour, and K. Sharifmoradi, *The Effect of Fatigue on Dynamic Stability of Patients with Flat Foot during Walking*. *Journal for Research in Sport Rehabilitation*, 2019. **7**(13): p. 1-8.
 29. Dorr Taj, E., et al., *Effect of Fatigue on Spatial and Temporal Parameters of Gait in Normal and Flexible Flat Foot*. *Studies in Sport Medicine*, 2020. **12**(27): p. 17-

- 
- 34.
30. Aghakeshizadeh, F., et al., *The effect of taping on maximum plantar pressure and ground reaction force in people with flat foot after applying a fatigue protocol*. 2021.
31. Jafarnezhadgero, A., M. Majlesi, and M. Madadi-Shad, *The Effects of Low Arched Feet on Lower Limb Joints Moment Asymmetry during Gait in Children: A Cross Sectional Study*. *The Foot*, 2018. **34**: p. 63-68.
32. Fan, Y., et al., *Natural Gaits of the Non-Pathological Flat Foot and High-Arched Foot*. *PloS One*, 2011. **6**(3): p. e17749.
33. Day, E.M., et al., *Low-pass Filter Cutoff Frequency Affects Sacral-mounted Inertial Measurement Unit Estimations of Peak Vertical Ground Reaction Force and Contact Time during Treadmill Running*. *Journal of Biomechanics*, 2021. **119**: p. 110323.
34. Riley, P.O., et al., *A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running*. *Medicine and science in sports and exercise*, 2008. **40**(6): p. 1093.
35. Lu, T.-W. and J. O'connor, *Bone Position Estimation from Skin Marker Coordinates Using Global Optimisation with Joint Constraints*. *Journal of Biomechanics*, 1999. **32**(2): p. 129-134.
36. Cole, G., et al., *Application of the Joint Coordinate System to Three-Dimensional Joint Attitude and Movement Representation: A Standardization Proposal*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1993. **115**(4A): p. 344-349.
37. Leardini, A., et al., *Validation of a Functional Method for the Estimation of Hip Joint Centre Location*. *Journal of Biomechanics*, 1999. **32**(1): p. 99-103.
38. Chen, S.-C., et al., *A Method for Estimating Subject-Specific Body Segment Inertial Parameters in Human Movement Analysis*. *Gait & Posture*, 2011. **33**(4): p. 695-700.
39. Lu, T.-W., H.-L. Chen, and T.-M. Wang, *Obstacle Crossing in Older Adults with Medial Compartment Knee Osteoarthritis*. *Gait & Posture*, 2007. **26**(4): p. 553-559.
40. Dempster, W.T., W.C. Gabel, and W.J. Felts, *The Anthropometry of the Manual Work Space for the Seated Subject*. *American Journal of Physical Anthropology*, 1959. **17**(4): p. 289-317.
41. Chen, H.-L., et al., *Biomechanical Strategies for Successful Obstacle Crossing with the Trailing Limb in Older Adults with Medial Compartment Knee Osteoarthritis*. *Journal of Biomechanics*, 2008. **41**(4): p. 753-761.
42. Woltring, H.J., *A Fortran Package for Generalized, Cross-Validatory Spline Smoothing and Differentiation*. *Advances in Engineering Software* (1978), 1986.

- 
- 8(2): p. 104-113.
43. Hsu, W.-C., et al., *Control of Body's Center of Mass Motion during Level Walking and Obstacle-Crossing in Older Patients with Knee Osteoarthritis*. *Journal of Mechanics*, 2010. **26**(2): p. 229-237.
44. Pai, Y.-C. and J. Patton, *Center of Mass Velocity-Position Predictions for Balance Control*. *Journal of Biomechanics*, 1997. **30**(4): p. 347-354.
45. Sanno, M., *Running into Fatigue: The Effects of Footwear on Kinematics, Kinetics, and Energetics*. 2021.
46. Vercruyssen, F., et al., *Effects of Footwear and Fatigue on Running Economy and Biomechanics in Trail Runners*. *Med Sci Sports Exerc*, 2016. **48**(10): p. 1976-84.
47. Orendurff, M.S., et al., *A Little Bit Faster: Lower Extremity Joint Kinematics and Kinetics as Recreational Runners Achieve Faster Speeds*. *Journal of biomechanics*, 2018. **71**: p. 167-175.
48. de David, A.C., F.P. Carpes, and D. Stefanyshyn, *Effects of Changing Speed on Knee and Ankle Joint Load during Walking and Running*. *Journal of sports sciences*, 2015. **33**(4): p. 391-397.
49. Strohrmann, C., et al., *Monitoring Kinematic Changes with Fatigue in Running Using Body-Worn Sensors*. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2012. **16**(5): p. 983-990.