

國立臺灣大學共同教育中心
運動設施與健康管理碩士學位學程



碩士論文

Master Program of Sport Facility Management and Health Promotion
Center for General Education
National Taiwan University
Master's Thesis

不同年齡族群單、雙腳坐站測試與肌肉量、下肢肌力
之相關性：橫斷性研究

Correlation of single- and double-leg sit-to-stand test
with muscle mass and lower-limb strength across
different age groups: A cross-sectional study

謝宜均

Yi-Jun Xie

指導教授：相子元 博士

共同指導教授：林信甫 博士

Advisor: Tzyy-Yuang Shiang, Ph.D., Hsin-Fu Lin, Ph.D.

中華民國一一五年一月

January 2026

誌 謝

本論文得以順利完成，首先衷心感謝我的兩位指導教授—相子元院長與林信甫主任，在研究歷程中給予無微不至的指導與支持。從研究主題的構思、實驗設計、受試者招募，到論文整體架構與論述邏輯，兩位教授皆提供極具建設性且清晰的建議，使本研究得以逐步完善，並在學術深度與實務意義上更加周延，在此致上最誠摯的感謝。同時感謝周建智院長協助推荐，讓我可以加入相老師的實驗室。

感謝 MX 物理治療所無償提供研究場地、實驗器材與協助招募受試者，使本研究得以順利執行。特別感謝一涵學長、紅豆學姊與恩綺學姊在研究過程中的大力支持與體諒，讓實驗安排與執行更加順暢。

衷心感謝 TY 實驗室的大家庭。感謝尹鑫學長總是提出關鍵且深具啟發性的提問，穎厚學長不厭其煩的提醒與叮嚀，思宏溫暖且持續的鼓勵，煒昇教導我器材的操作與突發狀況中的即時支援，威瑀協助拍攝，紹廷學弟的犧牲擺拍，以及力維在研究與滑雪的路上彼此砥礪、互相扶持。同時也感謝台大健管所的同學與學弟妹們，因為有你們的陪伴與協助，實驗與研究工作才能順利推進。

在論文撰寫過程中，多虧有修蘇虹菱老師的學術論文寫作課。老師逐字逐句細心修改本文內容，協助釐清語意、提升論文表達的精確度，並在過程中給予溫暖的鼓勵與分享寫作歷程中的點滴辛酸，使原本艱辛的寫作過程多了一份理解與趣味。

最後，也是最重要的，謹向所有願意參與本研究的受試者致上最深的感謝。無論是星期二團體運動課的在職班學長姐、社區的里長與里民，或是身旁親友們，在明知實驗過程費時且相當耗力的情況下，仍願意全力配合完成所有測試。每一位受試者的投入與付出，都是本論文能夠完成、並對運動科學與健康促進領域有所貢獻的關鍵。謹以此論文，向所有協助與支持本研究的人致上最誠摯的感謝。

中文摘要



目的：台灣邁入超高齡化社會，預防與延緩失能成了重要的議題。40 歲過後的中年人，肌肉量大約每年以 1% 的速度流失，肌力每 10 年平均減少 8%，出現行動緩慢、吃力，影響往後的功能性表現、行動能力與生活品質。中年人應提早預防肌力退化，但缺乏合適的檢測工具。坐站測試 (sit-to-stand, STS) 為評估下肢功能性肌力的重要工具，然而傳統雙腳坐站測試缺乏針對較年輕族群的驗證，可能不足以挑戰高功能族群，能否篩檢中年人早期肌力衰退仍有待釐清。故本研究旨在比較不同年齡族群 5 次雙腳與單腳坐站測試之表現差異，並探討坐站表現指標與肌肉量、下肢肌力之相關性與預測能力。**方法：**本研究採橫斷式觀察設計，招募 50 位 20 到 69 歲健康、可獨立坐站的受試者 (39 位女性，平均年齡 44.8 ± 14.3 歲)，每 10 歲為區間分為五組 (20、30、40、50 及 60 歲組)。受試者接受身體組成、5 次雙腳坐站、5 次單腳坐站和下肢徒手最大肌力測試。坐站過程中除採計完成次數和時間外，另以測力板量測尖峰地面反作用力 (peak ground reaction force, peak GRF) 與發力率 (rate of force development, RFD) 等動力學指標。**結果：**所有年齡組皆可完成 5 次雙腳坐站，而單腳坐站完成次數隨年齡增加而下降。雙腳坐站完成時間與 RFD 隨年齡增加而衰退，但組間無顯著差異，而雙腳坐站 peak GRF (含經體重標準化) 隨年齡顯著下降且具有顯著組間差異。單腳坐站的完成時間和 peak GRF (含經體重標準化) 皆呈現顯著年齡組間差異，但單腳 RFD 與年齡無顯著相關。分析與肌肉量相關性，單、雙腳坐站完成時間與肌肉量皆無顯著相關；反之，單、雙腳 peak GRF 與 RFD 均與多項肌肉量指標呈中度至高度正相關，當中單腳 peak GRF 與骨骼肌質量指數 SMI 的相關性最高 ($\rho = .818, p < .001$)。迴歸分析顯示，peak GRF 對肌肉量指標具有高度且顯著的線性預測力，且單腳 peak GRF 之解釋力優於雙腳 (雙腳 $R^2 = .621-.654$ ；單腳 $R^2 = .679-.755$)。下肢徒手肌力與單、雙腳坐站完成時間呈低至中度負相關，雙腳坐站之 peak GRF (含經體重標準化) 與下肢肌力呈中至高度正相

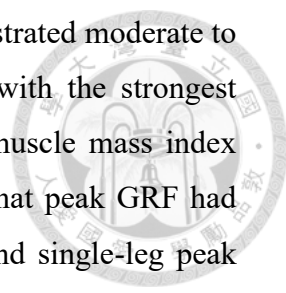
關，但單腳坐站之 peak GRF 與肌力相關性較弱，惟其 RFD 與所有下肢肌力變項呈高度正相關。迴歸預測方面，單腳 RFD 可有效預測髖伸直肌力 ($R^2 = .529$ ， $q < .001$)，雙腳坐站則無任何指標可達到解釋 $\geq 50\%$ 肌力變異的模型。結論：本研究顯示，雙腳與單腳坐站測試各具評估優勢，時間指標在較年輕族群的辨識能力有限，若要提升中年早期肌肉功能衰退的篩檢，應加入測力板的動力學指標。Peak GRF (尤其單腳) 最能反映並預測肌肉量，而單腳 RFD 可預測下肢徒手肌力。建議未來在功能評估與臨床篩檢中，結合不同坐站型式與力學指標，以提升社區與臨床對早期肌肉功能衰退之偵測效能。

關鍵字：力弱症、中年族群、測力板、地面反作用力、發力率

Abstract

Purpose: As Taiwan enters a super-aged society, preventing and delaying disability has become a critical public health issue. After the age of 40, muscle mass declines at an approximate rate of 1% per year, while muscle strength decreases by an average of 8% per decade, leading to slower movement, increased physical effort, and subsequent impairments in functional performance, mobility, and quality of life. Early prevention of muscle strength decline in midlife is therefore essential; however, appropriate screening tools remain limited. The sit-to-stand (STS) test is widely used to evaluate functional lower-limb strength, yet the conventional double 5-times STS has been insufficiently validated in younger and higher-functioning populations and may not be challenging enough for high-functioning individuals. Its ability to detect early strength decline in midlife remains unclear. Therefore, this study aimed to compare performance differences in 5-times single- and double-leg STS tests across different age groups and to examine the associations and predictive capacity of STS performance indicators for muscle mass and lower-limb manual muscle strength.

Methods: This cross-sectional observational study recruited 50 healthy adults aged 20-69 years (39 females; mean age 44.8 ± 14.3 years), who were stratified into five age groups by decade (20s, 30s, 40s, 50s, and 60s). Participants underwent assessments of body composition, five-times double-leg STS, five-times single-leg STS, and maximal lower-limb manual muscle test using handheld dynamometry. During the STS tasks, completion repetitions, time and kinetic parameters were recorded, including peak ground reaction force (peak GRF) and rate of force development (RFD) were measured using force plates. **Results:** All age groups were able to complete five repetitions of the double-leg STS, whereas the number of completed repetitions during the single-leg STS declined with increasing age. Double-leg STS completion time and RFD showed age-related declines but did not differ significantly between age groups. In contrast, double-leg STS peak GRF (both absolute and body-weight-normalized) declined significantly with age and demonstrated significant between-group differences. For the single-leg STS, completion time and peak GRF (absolute and normalized) showed significant age-group differences, whereas single-leg RFD was not significantly associated with age. Regarding associations with muscle mass, completion time for both double- and single-leg STS was not significantly associated with any muscle mass index;



conversely, both double- and single-leg peak GRF and RFD demonstrated moderate to strong positive correlations with multiple muscle mass indices, with the strongest association observed between single-leg peak GRF and skeletal muscle mass index (SMI) ($\rho = .818, p < .001$). Regression analyses further showed that peak GRF had strong and significant linear predictive power for muscle mass, and single-leg peak GRF explained more variance than double-leg (double-leg $R^2 = .621$ - $.654$; single-leg $R^2 = .679$ - $.755$). Lower-limb manual muscle test showed weak-to-moderate negative correlations with double- and single-leg STS completion time. Double-leg STS peak GRF (absolute and normalized) showed moderate to strong positive correlations with lower-limb muscle strength, whereas single-leg peak GRF exhibited weaker associations. Notably, single-leg RFD demonstrated strong positive correlations with all lower-limb muscle strength. In regression models, single-leg RFD significantly predicted hip extensor strength ($R^2 = .529, p < .001$), whereas no double-leg STS indicator explained $\geq 50\%$ of the variance in strength. **Conclusions:** This study demonstrates that double- and single-leg STS offer complementary assessment advantages, and time-based indicators have limited discriminatory ability in high-functioning individuals. To enhance screening for early muscle functional decline in midlife, force plate should be incorporated. Peak GRF, particularly single-leg STS, best reflects and predicts muscle mass, while single-leg RFD predicts lower-limb strength. Future functional assessments and screening may benefit from integrating different STS modalities with kinetic measures to improve the early detection of muscle functional deterioration in community and clinical settings.

Keywords: dynapenia, middle-aged adults, force plate, ground reaction force, rate of force development

目次



誌謝	i
中文摘要	ii
Abstract	iv
目次	vi
圖次	viii
表次	x
第一章 緒論	1
第一節 研究背景	1
第二節 研究目的	6
第三節 研究假設	6
第二章 文獻探討	7
第一節 雙腳坐站測試	7
第二節 不同年齡雙腳坐站測試表現差異	9
第三節 測力板	12
第四節 單腳坐站測試	16
第三章 研究方法	19
第一節 實驗對象	19
第二節 實驗設計與流程	19
第三節 量測指標與器材	20
第四節 統計分析	27
第四章 結果	28
第一節 受試者基本資料	28
第二節 比較不同年齡組之雙腳與單腳坐站測試表現差異	30
第三節 雙腳與單腳坐站測試與肌肉量相關性	36

第四節	雙腳與單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性	36
第五節	簡單線性迴歸分析	40
第五章	討論	46
第一節	不同年齡雙腳坐站差異	46
第二節	不同年齡單腳坐站差異	49
第三節	雙腳與單腳坐站測試與肌肉量相關性	52
第四節	雙腳與單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性	53
第五節	各項坐站測試指標對肌肉量、肌力指標之預測效力	56
第六章	結論	61
	參考文獻	63
	附錄	76
	附錄一、倫理委員會審查核可證明	76
	附錄二、研究參與者知情同意書	77

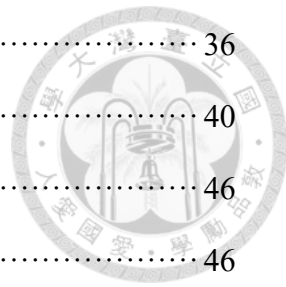


圖 次



圖 1 肌力與肌肉量隨年齡衰退比例	2
圖 2 從坐到站時機點與分期	13
圖 3 地面反作用力 GRF 以及壓力中心 CoP 的變化	14
圖 4 實驗流程	20
圖 5 身體組成儀器 TANITA	21
圖 6 KFORCE 測力板與椅子	22
圖 7 KINVENT PHYSIO 軟體	22
圖 8 動態暖身	23
圖 9 雙腳坐站動作	23
圖 10 GRF-時間曲線與發力率 RFD 計算方式示意圖	24
圖 11 單腳坐站動作	25
圖 12 KFORCE PUSH 手持式測力計	25
圖 13 下肢徒手最大肌力測試	26
圖 14 不同年齡雙腳與單腳坐站測試平均完成次數長條圖	30
圖 15 雙腳與單腳坐站測試完成時間年齡散佈圖	32
圖 16 不同年齡雙腳與單腳坐站測試平均完成時間長條圖	32
圖 17 雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力年齡散佈圖	33
圖 18 不同年齡雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力長條圖	33
圖 19 雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力與體重比值年齡散佈圖	34
圖 20 不同年齡雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力與體重比值長條圖	34
圖 21 雙腳與單腳坐站測試發力率年齡散佈圖	35
圖 22 不同年齡雙腳與單腳坐站測試發力率長條圖	35
圖 23 雙腳尖峰地面反作用力預測全身肌肉量之簡單線性迴歸	41
圖 24 單腳尖峰地面反作用力預測全身肌肉量之簡單線性迴歸	41

圖 25 雙腳尖峰地面反作用力預測四肢骨骼肌量之簡單線性迴歸	42
圖 26 單腳尖峰地面反作用力預測四肢骨骼肌量之簡單線性迴歸	42
圖 27 雙腳尖峰地面反作用力預測骨骼肌質量指數之簡單線性迴歸	43
圖 28 單腳尖峰地面反作用力預測骨骼肌質量指數之簡單線性迴歸	43
圖 29 雙腳尖峰地面反作用力預測雙腳肌肉量之簡單線性迴歸	44
圖 30 單腳尖峰地面反作用力預測慣用腳肌肉量之簡單線性迴歸	44
圖 31 單腳發力率預測髁伸直尖峰肌力之簡單線性迴歸	45

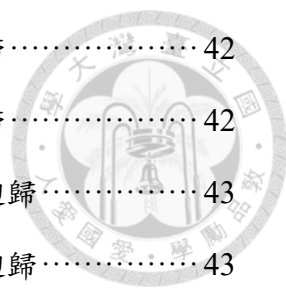


表 次



表 1 5 次雙腳坐站平均秒數	8
表 2 肌少症概率計算結果	16
表 3 各年齡分組人數與性別	28
表 4 受試者之基本資料、身體組成與徒手最大肌力	29
表 5 不同年齡組之雙腳與單腳坐站測試表現	31
表 6 全體雙腳、單腳坐站測試與肌肉量相關性分析	37
表 7 全體雙腳、單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性分析	38
表 8 坐站測試與年齡、肌肉量、下肢徒手最大肌力相關性熱點圖	39
表 9 簡單線性迴歸分析	40

第一章 緒論



第一節 研究背景

台灣於 2025 年邁入超高齡化社會，即超過 20%的人口大於 65 歲。人口結構的快速老化導致扶養比逐漸上升，不僅增加社會與家庭的經濟壓力，也對醫療與長期照護系統帶來前所未有的挑戰。如何預防與延緩失能成為當前的重要議題，特別是在延長健康平均餘命的同時，提升老年人口的生活品質與自主性，這不僅涉及醫療保健策略的制定與實施，也需要在公共政策、健康促進以及社會支持體系等多方面投入資源，以因應超高齡社會的多重需求。

多項橫斷性與縱貫性研究顯示，肌肉量與肌力在成年後持續下降。研究指出，40 歲過後肌肉質量大約每年以 1% 的速度流失，60 歲後則會加速流失，到 80 歲時總肌肉面積減少約 40%，其中約 39% 歸因於肌纖維數量減少 (Wilkinson et al., 2018)。縱向研究亦顯示，約 75 歲時女性每年流失 0.64-0.70% 的肌肉量，男性則為 0.80-0.98% (Mitchell et al., 2012)。在同一研究樣本中比較肌肉量與肌力變化可發現，肌力則是以更快的速度 (女性每年 2.5-3%、男性 3-4%) 流失，為肌肉量的 2-5 倍 (Mitchell et al., 2012)。另一篇研究也支持肌力的衰退幅度比肌肉量劇烈，40 歲後每 10 年肌力平均減少 8%；超過 70 歲，流失速度更快，每 10 年平均減少高達 15% (Melton et al., 2000)。肌力與肌耐力的下降會導致行動緩慢、日常活動愈加吃力，並進一步影響功能性表現、行動能力與生活品質，同時提高老年跌倒、失能甚至死亡的風險。

「肌少症」一詞自 1980 年代提出以來，經過多年發展，其在老化研究、臨床評估以及公共衛生領域中的重要性已被廣泛認可。肌少症的定義是與年齡相關的進行性肌肉量與肌力流失，其主要表現為肌無力與行動功能表現下降。診斷標準包含肌肉質量與肌肉功能，肌肉質量以最為標準的雙能量 X 光吸光式測定儀 (Dual energy x-ray absorptiometry, DXA) 或是較常見的生物電阻抗分析 (Bioelectrical Impedance Analysis, BIA) 測量；而肌肉功能通常以肌力與身體活動

表現來定義，被廣泛使用的原因在於功能性指標被證實較單純的肌肉質量更能有效預測臨床相關結果 (Cruz-Jentoft et al., 2019)。肌少症風險因子包含高齡、靜態生活模式、營養不佳、肥胖、糖尿病、吸菸等 (Yuan & Larsson, 2023)。據估計，肌少症占全球老年人口的 10%至 16% (Yuan & Larsson, 2023)。在台灣 65 歲及以上的年長者中，肌少症的盛行率男性為 12.7%，女性為 13.3% (Lin et al., 2013)。

然而，近年研究指出，僅以肌肉量界定老化相關的肌少症可能不足；相較之下，「力弱症」(dynapenia) 比單純的肌肉量減少更能有效預測晚年失能、行動功能下降與死亡。因為肌肉量與肌力的衰退軌跡並不一致 (如圖 1)，促使「肌肉品質」概念在 2008 年被提出 (Clark & Manini, 2008)，即每單位肌肉橫斷面積所能產生的力量。

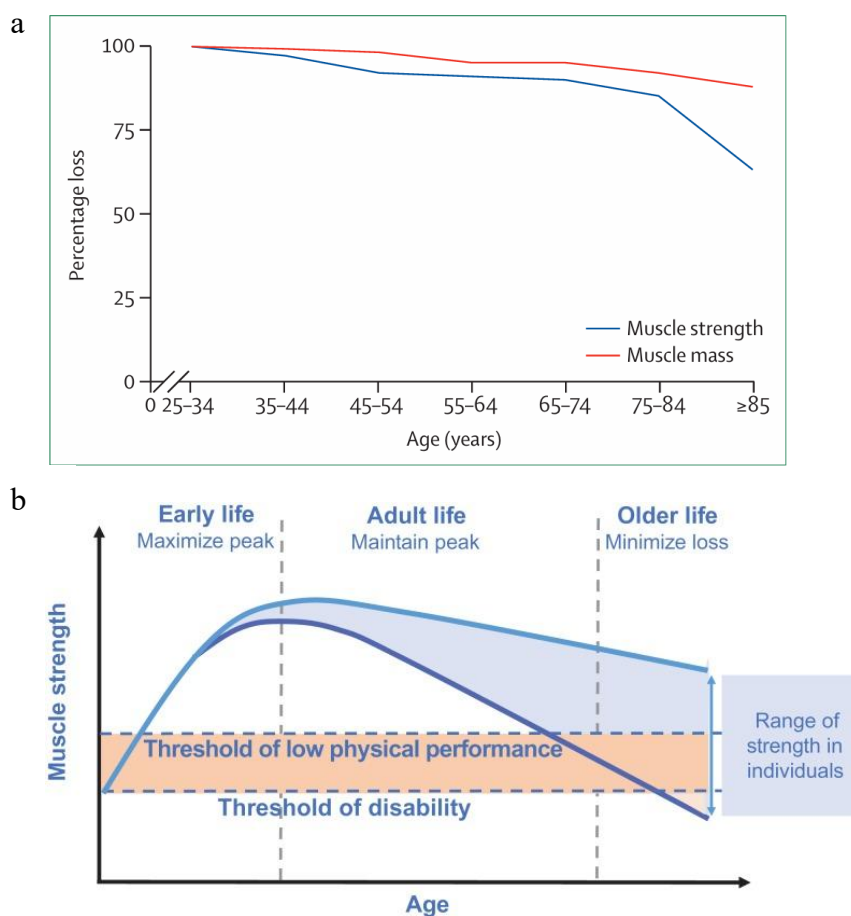


圖 1

肌力與肌肉量隨年齡衰退比例

a 圖呈現肌力與肌肉量隨著年紀增長流失的百分比，藍線為肌力；紅線為肌肉

量 (Cruz-Jentoft et al., 2019)。b 圖呈現因為在年輕時肌力程度與中年肌力維持程度的不同，導致在晚年肌力衰退程度有所差距，加速退化至低功能表現甚至失能 (Cruz-Jentoft et al., 2019)。

力弱症指的是與年齡相關的肌力或爆發力下降，由多重因素 (如神經及肌肉系統) 導致，但目前尚未有明確定義與診斷標準。儘管傳統觀點將肌力視為肌肉量的結果，但證據顯示肌力下降僅有 6-8% 可由肌肉面積下降解釋，顯示其中大部分衰退源自神經控制能力下降、動作單元減少與肌肉收縮品質降低 (Manini & Clark, 2012; Mitchell et al., 2012)。力弱症常見型態包含：提舉重物困難、行走速度變慢、活動耐受度下降、日常動作變得吃力、易疲勞、步態不穩、平衡能力下降等。值得注意的是，這些問題多在中年即開始出現，與肌少症相比，力弱症往往早於明顯的肌肉量流失 (Lee, 2025)。

力弱症的盛行率在全球各地差異甚大，約介於 10-84.6% 之間 (Chang et al., 2025)，原因在於不同族群、年齡層、診斷標準與臨界值的選擇，皆會顯著影響盛行率的估計值。在美國 65 歲以上族群，有 16-18% 的女性和 8-10% 的男性表現出明顯肌力不足的症狀 (Manini & Clark, 2012)。在韓國力弱症盛行率約 3.4-25.1%，且在女性與高齡者中特別常見 (Lee, 2025; Noh & Park, 2020)。同樣的結果也出現在巴西的研究中，24.5-38.2% 的高齡族群有力弱症，並且有高達 52.4% 的女性被認定肌力不足 (Neves et al., 2018; Santos et al., 2022)。在台灣，其盛行率約為 28.6-31.3% (Chang et al., 2025)。因此理解老化對骨骼肌的影響，需同時考量肌肉品質的變化，因為肌力是獨立於肌肉量的生理功能，不同於僅以肌肉量為核心的肌少症，應朝向肌力衰退的領域深入研究，探索肌力不足在臨床與公共衛生領域的重要性。

根據 Bergquist 等人 (2019) 對 60-70 歲年長者平衡與肌力測試的系統性文獻回顧，常見的臨床肌力檢測大致可分為三大類方法：(1) 一次反覆最大肌力 (one-repetition maximum, 1RM) 測試、(2) 最大等長肌力 (maximal isometric strength, MIS) 測試、以及 (3) 功能性肌力/爆發力 (functional muscle power) 測試，

以下將逐一介紹。

1RM 測試包括最常使用的上肢肌力測試—握力測試，下肢則有腿推機、膝伸直等器械 (weight machines) 測試，或是深蹲 (squat)、硬舉 (dead lift) 等自由重量 (free weights) 測試。過去已有眾多研究握力與老化的關係，發現握力隨年齡增長而下降 (Sari, et al., 2025)，不僅影響日常活動功能，亦可作為肌少症診斷標準、全身肌力、功能退化 (McGrath et al., 2021)、心血管健康 (Li et al., 2025)、住院預後 (Andrews et al., 2022)、認知衰退 (Cui et al., 2021) 及全因死亡率 (Ling et al., 2010; Xiong et al., 2023) 的指標。但是高齡女性握力與下肢肌力及功能性表現之間僅呈現微弱或低度相關 (Rodacki et al., 2020)。因此有學者表示，相較於單獨的握力測試，坐站測試 (sit-to-stand test, STS) 是一個更穩固且具有代表性的肌力指標，應作為評估肌力減退的主要工具 (Coelho-Júnior et al. 2023)。下肢的部分，有研究針對高齡者進行 1RM 膝伸肌測試，再以體重標準化後，發現可有效識別肌少症風險 (女性 38.1 公斤、男性 56.1 公斤為風險臨界值)(Abdalla et al., 2020)。但是也有學者指出，訓練狀態與經驗可能影響 1RM 測試結果，建議需要有相關訓練與學習 (Barbalho et al., 2018)。

最大等長肌力測試是指受試者在特定關節角度下，進行無任何肢體運動的最大自主等長收縮肌力測試，又可稱 maximum voluntary isometric contraction (MVIC)。關鍵特徵包括：(1) 無運動特性：肌肉進行收縮但關節角度不變；(2) 最大努力：受試者被指示「盡力地」推或拉；(3) 標準化時間：通常持續 3-5 秒；(4) 力量直接測量：通過力感應器 (force sensor) 或測力計 (dynamometer) 直接測量尖峰力量 (peak force)(Drake et al., 2017; Meldrum et al., 2007)。下肢常見的等長測試如深蹲 (isometric squat)、中段上拉 (isometric mid-thigh pull, IMTP) 等。物理治療臨床上使用的徒手肌力測試 (manual muscle test, MMT)，在過程中受試者需盡可能抵抗施測者施加在肢段末端的阻力，若搭配手持式測力計 (hand-held dynamometry, HHD) 即可測得最大等長肌力。優點是方便快捷，不受環境限制，且對於沒有先前測試經驗的老年人相較安全 (Swales et al., 2023)；但缺點是施測

者需花費較大體力，且較耗費時間。

功能性肌力測試則透過模擬日常活動的動作，藉由完成時間或次數反映功能性肌力。上肢方面可使用 30 秒手臂彎舉測驗 (30s arm curl test)；下肢方面最常被使用的是各種不同形式的坐站測試其中又以 5 次或 30 秒坐站最為常見。此外坐站測試不僅能評估下肢功能性力量，還具有預測作用，與老年人跌倒、失能和死亡風險增加有顯著相關性 (Cesari et al., 2009)。更詳細的文獻回顧將在第二章說明。

中年時期 (介於 40 至 65 周歲) 養成運動習慣是預防肌少症或力弱症的重要保護因素，並且對於維持老年肌肉力量和身體機能表現具有顯著效果 (Akune et al., 2014)。該研究追蹤千名 ≥ 65 歲社區長者，發現「回溯自陳的中年運動習慣」與較低肌少症風險顯著相關 (OR = .53, 95% CI: .31- .90)，並且中年運動習慣與晚年握力、步行速度及單腳站立時間呈顯著正相關 ($p < .001$ 、 $p < .001$ 、 $p = .005$)，顯示中年建立規律運動行為可能有助於維持晚年肌力與身體功能、降低肌少症風險 (Akune et al., 2014)。除此之外，肌肉量約自 40 歲左右開始下降，並在 50 歲後更為明顯。因此，若能在更早的中年時期就開始建立運動習慣 (特別是阻力訓練與身體活動) 並長期持續，透過提高肌肉儲備以延緩功能衰退，將帶來更大的累積性保護效果。然而，迄今為止預防策略的重點主要集中在老年階段才透過增加身體活動量等方式改善風險因子；若能在更年輕時就及早介入，或許可以有效預防疾病或不良事件的發生。此觀點也同樣受到學者認同，鼓勵中年人建立健康生活模式，增加身體活動，以促進晚年骨骼肌健康 (Cruz-Jentoft et al., 2019)。此外，早期診斷和合適的介入也將有助於降低失能的風險與醫療資源的成本 (Filippin et al., 2015)。

不過目前尚缺乏能夠早期檢測出中年人肌力與功能性表現衰退的最佳工具。有學者指出，坐站測試是一項更穩固且具有代表性的肌力指標，因為該任務涉及多種力量的產生 (如等長、動態與爆發力)，並需要多個主要肌群的協調活化，同時還包含平衡的元素，也更貼近日常生活活動，應作為評估肌力減退的主要

工具 (Coelho-Júnior et al. 2023)。儘管如此，由於缺乏針對較年輕族群的驗證，雙腳坐站測試可能不足以挑戰高功能的老年人或中年人，產生天花板效應 (ceiling effect)。天花板效應是指測試對高能力者無法有效區分其表現，大多數人都能輕鬆完成測試，使得難以觀察表現水準差異，無法精確檢測出其行動能力的改善或退化。故使用此測試篩檢中年人早期肌力衰退，可能會受到限制 (Bergquist et al., 2019; Hayek et al., 2024; Yamada et al., 2015)。

第二節 研究目的

本研究旨在探討不同年齡族群在 5 次雙腳與 5 次單腳坐站測試的表現差異，以評估傳統雙腳坐在較高功能族群中的辨識能力，並檢驗單腳坐站是否能提供更具有挑戰性的功能性測試。此外，本研究將進一步探討 5 次單、雙腳坐站測試各項指標與肌肉量、下肢徒手最大肌力之相關性，並以簡單線性迴歸檢驗各坐站指標對肌肉量與肌力指標之預測能力，以評估坐站測試作為中年早期肌肉功能衰退篩檢工具的可行性。

第三節 研究假設

- 一、5 次單、雙腳坐站測試指標 (次數、時間與測力板動力學指標) 能區分不同年齡族群之功能性表現。
- 二、5 次單、雙腳坐站測試指標與肌肉量、下肢徒手最大肌力具顯著相關性，其中動力學指標 (peak GRF、RFD) 相較於時間指標，與肌肉量及肌力之關聯性更強。
- 三、5 次單腳坐站測試指標相較於雙腳具有更佳的預測能力，可作為中年人早期肌肉功能衰退之檢測工具。

第二章 文獻探討

本研究旨在比較不同年齡族群於 5 次單腳與雙腳坐站測試之表現差異，並探討單腳坐站測試與肌肉量、下肢最大肌力的相關性。本章將會分為四節，首先介紹雙腳坐站測試，再來比較不同年齡雙腳坐站測試的差別，接著是測力板在坐站測試的應用，最後說明單腳坐站測試及其中高齡族群之研究。

第一節 雙腳坐站測試

雙腳坐站測試 (double-leg or bilateral sit-to-stand test) 不僅能評估下肢功能性力量，還具有預測作用，因坐站測試表現不佳，與老年人跌倒、失能和死亡風險增加有顯著相關性 (Cesari et al., 2009; Kera et al., 2020)。坐站測試常用的方法分為兩種：(1) 30 秒或 10 秒內盡可能完成最多次數，次數越多能力越佳；(2) 測量完成 5 次或 10 次坐站所需時間，時間越短能力越佳。相較之下，以固定次數進行的測試 (如 5 次或 10 次坐站測驗) 可提供較高的時間測量精確性，適合用於偵測表現上的細微變化。然而，對於下肢肌力較弱或功能受限的個體而言，完成規定次數的測驗則可能過於困難。在這種情況下，時間制的測驗方式 (如 30 秒或 10 秒坐站測驗) 可能更為合適，因為參與者可依自身能力完成動作。這類評估方式，對於體弱或臨床族群而言，提供了更具包容性與可行性的下肢功能評估方法。

5 次雙腳坐站測試 (5X sit-to-stand test, 5XSTS) 已被當作是肌少症判斷行動功能的指標之一，目前判斷的切點為完成時間大於或等於 12 秒即屬於低行動功能，需進一步評估並介入以預防跌倒。過去研究統整出社區長者 5 次雙腳坐站正常表現的估計參考值，60 到 69 歲為 11.4 秒、70 到 79 歲為 12.6 秒、80 到 89 歲為 14.8 秒 (Bohannon, 2006)。進一步測試更年輕族群的表現 (如表 1a)，發現 19 到 49 歲平均秒數為 6.2 ± 1.3 ，50 到 59 歲為 7.1 ± 1.5 ，60 到 69 歲為 8.1 ± 3.1 ，70 到 79 歲為 10.0 ± 3.1 ，80 到 89 歲為 10.6 ± 3.4 ，由此可知年齡與 5 次雙腳坐

站有顯著正相關 ($r = .528, p = .001$)；而 5 次雙腳坐站時間與自述身體功能則呈顯著負相關 ($r = -.474, p = .001$)，即時間越長，身體功能越差 (Bohannon et al., 2007)。在隨後的研究中，Bohannon 等人 (2010) 進一步細分年輕族群 (如表 1b)，結果再次驗證了 5 次雙腳坐站完成時間隨年齡顯著延長的趨勢。

表 1

5 次雙腳坐站平均秒數

a

年齡分組 (n)	平均值 ± 標準差	最小值 – 最大值
所有受試者 (94)	7.6 ± 2.7	4.0 – 16.0
19 – 49 歲 (39)	6.2 ± 1.3	4.1 – 11.5
50 – 59 歲 (15)	7.1 ± 1.5	4.4 – 9.1
60 – 69 歲 (18)	8.1 ± 3.1	4.0 – 15.1
70 – 79 歲 (16)	10.0 ± 3.1	4.5 – 15.5
80 – 89 歲 (6)	10.6 ± 3.4	7.8 – 16.0

b

年齡分組 (n)	平均值 ± 標準差 (95% CI)	最小值 – 最大值
14 – 19 歲 (25)	6.5 ± 1.2 (6.0 – 7.0)	4.7 – 9.7
20 – 29 歲 (36)	6.0 ± 1.4 (5.6 – 6.5)	3.9 – 11.2
30 – 39 歲 (22)	6.1 ± 1.4 (5.5 – 6.8)	4.1 – 10.4
40 – 49 歲 (15)	7.6 ± 1.8 (6.6 – 8.6)	5.6 – 13.2
50 – 59 歲 (20)	7.7 ± 2.6 (6.5 – 8.9)	4.2 – 12.1
60 – 69 歲 (25)	7.8 ± 2.4 (6.8 – 8.7)	4.7 – 15.1
70 – 79 歲 (24)	9.3 ± 2.1 (8.4 – 10.1)	5.5 – 13.3
80 – 85 歲 (14)	10.8 ± 2.6 (9.3 – 12.3)	5.8 – 17.6
14 – 85 歲 (181)	7.5 ± 2.4 (7.1 – 7.8)	3.9 – 17.6
50 – 85 歲 (83)	8.7 ± 2.6 (8.1 – 9.3)	4.2 – 17.6

資料來源：Bohannon et al., 2007; Bohannon et al., 2010

5 次雙腳坐站在健康的年長者中具有極佳的施測者內部信度 (intra-rater reliability)，其組內相關係數 (ICC) 範圍為 .914- .933；施測者間信度 (inter-rater reliability) 的 ICC 為 .990，顯示評估者之間具有高度一致性；再測信度 (test-retest reliability) 亦極佳，ICC 範圍為 .988- .995 (Teo et al., 2013)，因此長久以來

5 次雙腳坐站多被應用於年長族群的功能性檢測。但是在年輕族群中僅呈現中等程度的內部信度，ICC 範圍為 .644- .879 (Teo et al., 2013)。



第二節 不同年齡雙腳坐站測試表現差異

雙腳坐站測試已廣泛應用於老年族群的功能性評估，尤其在評估下肢肌力與日常活動能力方面具有良好的信效度。不過隨著越來越多研究聚焦於早期衰退的偵測與預防性介入，近年來也出現對此測驗適用性的質疑。過去一篇系統性文獻回顧 (Bergquist et al. 2019)，統計 60 到 70 歲的「年輕老年人」族群最常使用的肌力測試就是坐站測試 (共 128 篇研究)，其中以 5 次雙腳坐站 (61 篇文章，共 81,289 名受試者) 及 30 秒坐站測試 (30s STS)(51 篇文章，共 7,493 名受試者) 最為常見。然而，由於此測驗在年輕老年人與中年人中缺乏驗證數據，為了能夠充分檢測肌力，測驗本身必須具有足夠的挑戰性，以及早偵測肌力衰退。以一般功能水準較高的年輕老年人而言，5 次雙腳坐站是否具備足夠敏感度來偵測早期、細微的能力衰退，找出其潛在風險因子仍值得商榷。因此現階段尚無法建議將 5 次雙腳坐站作為此特定族群中臨床表現的良好指標 (Bergquist et al. 2019)。為了深入探討此測驗對不同年齡族群的適切性，以下將從肌肉協同作用 (muscle synergies)、動力學 (kinetics) 等面向比較不同年齡層在執行雙腳坐站測試時的表現差異，進一步說明其在中年人及高功能老年人中的潛在限制。

肌肉協同作用是一種神經控制的功能性單元，通常高階神經中樞會將多個肌肉整合成群組，並透過調控每個群組的參數，同步調整該群組內所有肌肉的活化程度。每個肌肉協同作用可以被視為一個低階的前饋控制器 (feedforward controller)，其產生的關節力矩與整體的生物力學或動力學相關。有些年長者在踝關節屈曲與軀幹彎曲以抬高臀部的動作中，肌肉協調能力不足，這種動作功能缺損的可能原因之一是「恐懼回避行為 (fear avoidance action)」。具體來說，在第 2 階段動量轉移期年長者必須將身體質心 (center of mass, CoM) 從臀部轉移

到腳部，這個過程可能讓他們感到有跌倒的風險，因此年長者在彎腰產生動量時的協同作用較年輕人弱 (An et al., 2013)。除此之外，與年輕人相比，老年人站起來後需要額外的肌肉協調來穩定姿勢以避免跌倒，形成老年人獨有的特別協同模式，在最終穩定期老年人出現活化比目魚肌 (soleus)、腓腸肌 (gastrocnemius)、股二頭肌 (biceps femoris) 和臀大肌 (gluteus maximus) 等後側肌群，是為了避免向前的動量過大使 CoM 超出支撐基底 (Base of Support, BoS) 而向前摔倒 (An et al., 2013)。

學者 Hanawa 等人 (2017) 從生物力學與肌肉協同作用的角度探討年輕人與老年人不同速度坐站動作的差異，發現老年人 CoM 前傾的角度與 CoM 最大垂直動量 (公斤·公尺/秒) 皆比年輕人小。但不論年齡，一旦速度加快，CoM 前傾角度都會變小，CoM 最大垂直動量則變多且提早上揚。當中前傾的水平動量來自於脛前肌 (tibialis anterior) 使踝關節背屈，而垂直動量來自於股直肌 (Rectus Femoris, RF) 與股外側肌 (Vastus Lateralis, VL) 以伸直膝關節。根據結果可以推測，老年人協調坐站動作中重要肌群的能力較差，導致整體協調動作不同於年輕族群 (Hanawa et al., 2017)。

另一方面，以單一肌群來比較，使用 Biodex 測力儀分析不同年齡層膝關節伸直肌力與 5 次雙腳坐站測試的相關性，發現膝伸直肌力、年齡以及性別均與 5 次雙腳坐站時間呈顯著相關 (Bohannon et al., 2010)。在多元迴歸模型中，膝伸直肌力對 5 次雙腳坐站表現的解釋力最強，年齡亦具有顯著貢獻，身高與體重的解釋效果較不一致，至於性別則未能顯著解釋預測模型。因此建議應納入年齡、體重與身高等因素加以考量 (Bohannon et al., 2010)。

再從動力學的角度來看，使用測力板 (force plate) 比較年輕與老年人單次坐站動作的差異，發現兩者的坐站時間沒有顯著差異，但老年人的速度、功率 (power)、尖峰垂直地面反作用力 (ground reaction force, GRF)、發力率 (rate of force development, RFD) 與股四頭肌肌電圖上升率都比年輕人差，到達尖峰垂直 GRF 所需的時間也比年輕人多 (Smith et al., 2020)。細探原因發現，尖峰垂直

GRF、RFD 與老年人坐站時間、功率最為相關，而在年輕族群則僅有中度相關。大多數坐站動作中的動力學參數會隨著年齡增加而下降，因為膝關節和髖關節伸直肌群肌力的衰弱，以及老年人在執行動作時採用了不同的動作策略所致。透過更細部的分期加以分析後發現，後期 RFD 的下降幅度大於早期 RFD，早期 RFD 比後期 RFD 與坐站表現之間的關聯性更高，因此可考慮著重於加強早期 RDF (例如向前動量) 的動作策略，提升年長者的坐站表現 (Smith et al., 2020)。

相較於大部分的研究都是分析站立階段，有一篇文獻則是分析不同年齡族群坐下階段的差異。該研究 (Kondo et al., 2022) 在椅墊上也配置測力板，以分析坐下時椅面的 GRF。結果發現除了腳下的 GRF 較大外，年長女性的椅面 GRF 也顯著高於年輕女性。在動作過程中，軀幹角度與踝關節角度之間存在顯著差異，年長女性偏向使用更大的軀幹屈曲角度，以及較小的踝關節角度完成坐下動作。此外，年長女性坐下時椅面 GRF 與踝關節角度之間呈現顯著負相關，也就是說踝關節角度越小，坐下時會對椅面產生更大的衝擊力，甚至出現跌坐的情況。此種踝關節策略的特徵類似於單一節段的倒擺體擺動 (single-segment-inverted pendulum)，這種現象反應出年長者在動態穩定性中踝關節策略的範圍較窄，並可能透過髖關節策略來擴大穩定範圍。換句話說，若 CoM 需要超過踝關節策略所能控制的範圍之外才能坐下的話，年長女性就會採用增加軀幹前傾的髖關節策略，並產生較大的椅面 GRF。

最後以肌電圖方面切入，學者 Kondo 將站立到臀部碰觸到椅面平均分為 3 個階段，比較年輕與年長組的差異。發現初期年長組的脛前肌活性顯著高於年輕組；中期年長組的股外側肌與脛前肌活性皆顯著高於年輕組；最後末期階段，年輕組的豎脊肌 (paravertebral muscle, PVM) 活性則顯著高於年長組。肌電圖分析結果同樣支持倒擺體擺動推論，因為肌肉活動反映了身體各部位角度的變化。在初期與中期，由於年長組是利用髖關節策略將 CoM 後移，脛前肌與股外側肌需要產生較大的張力來抵抗 CoM 向後的移動。另一方面，年輕組在末期多裂肌活性較高，因為他們主要以踝關節策略主導動作，並在末期使用髖關節策略。

但兩組在坐下時間與速度則沒有顯著差異 (Kondo et al., 2022)。

綜合以上，5 次雙腳坐站測試雖廣泛用於老年人功能性評估，但對功能尚佳的中年人或年輕老年人缺乏足夠的驗證依據。透過肌肉協同作用、生物力學與動力學分析，得知老年人在執行坐站動作時會出現特有的動作策略與肌肉活化模式，使得肌力、穩定性與協調性產生年齡差異，顯示現有測試對不同年齡層之適切性仍有討論的空間。

第三節 測力板

坐站動作涉及多種肌力模式，需要多個主要肌群的協調活化，同時還包含平衡的元素。坐站動作可分為兩個部分 (起身階段與坐下階段)，首先，起身階段可細分為 4 個時機點和 4 個階段 (如圖 2)：4 個時機點為起始、離座 (lift-off)、踝關節最大背屈 (dorsiflexion) 與髌關節完全伸直。4 個階段則是指 (1) 從起始到離座稱作屈曲動量期 (flexion momentum)，軀幹向前產生屈曲動量，進而使臀部離開椅面；(2) 動量轉移期 (momentum transfer)，軀幹持續屈曲，直到踝關節最大背屈；(3) 再來進入伸直期 (extension)，從踝關節最大背屈到髌關節完全伸直；(4) 最後的穩定期 (stabilization) 則從髌關節完全伸直，到達到姿勢穩定並終止動作 (Schenkman et al. 1990)。坐下階段可分為 7 個階段：(1) 軀幹開始向前傾、(2) 膝關節開始屈曲、(3) CoM 開始垂直下降、(4) 軀幹向前傾至最大角度、(5) 膝關節屈曲達最大角度、(6) CoM 下降結束 (臀部觸碰椅面)、(7) 軀幹最終後傾並終止動作 (恢復期)(Kerr et al., 1994)。

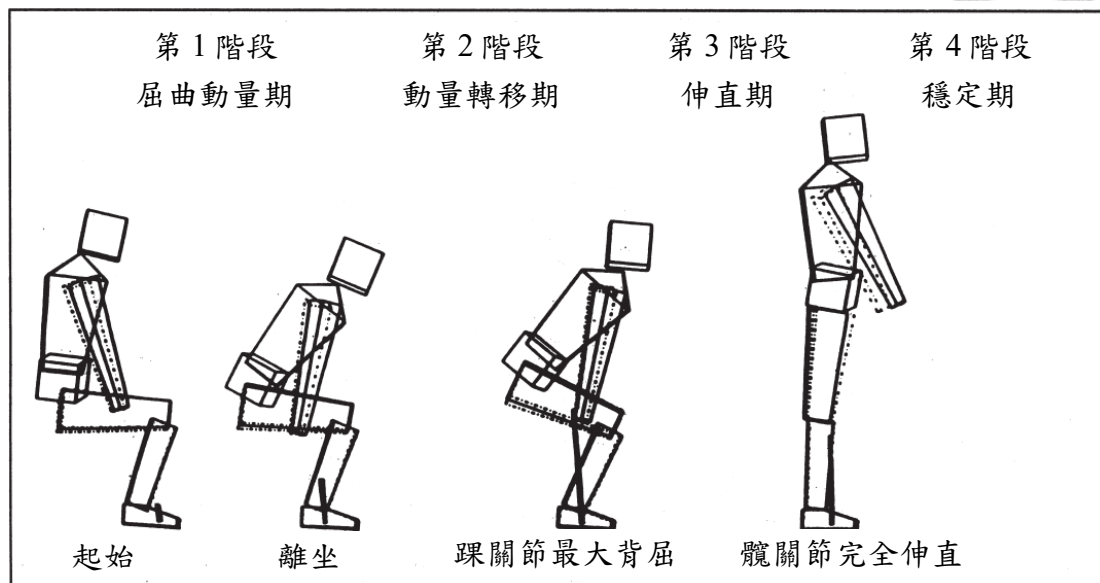


圖 2

從坐到站時機點與分期

起身可分為四個主要階段：屈曲動量期、動量轉移期、伸直期與穩定期 (Schenkman et al., 1990)。

近年來隨著運動科學的發展，檢測工具日新月異，讓運動學 (kinematics) 與動力學的檢測器材越來越精準也更為輕巧，發展出許多檢測器材來檢視動作過程中微小的變化，不只評估次數或時間，更可以彌補主觀分析動作品質的不足。測力板就是一項重要的工具，可用於分析人體在各種動作中的力學表現，包含 GRF 的大小與壓力中心 (Center of Pressure, CoP) 的位置，這對於了解人體如何協調力量與 CoM，進而完成各種動作具有重要意義。將測力板應用於坐站動作，即可以觀察動作過程中不同階段 GRF 以及 CoP 的變化 (如圖 3)，進一步分析力量與 CoM 的變化。

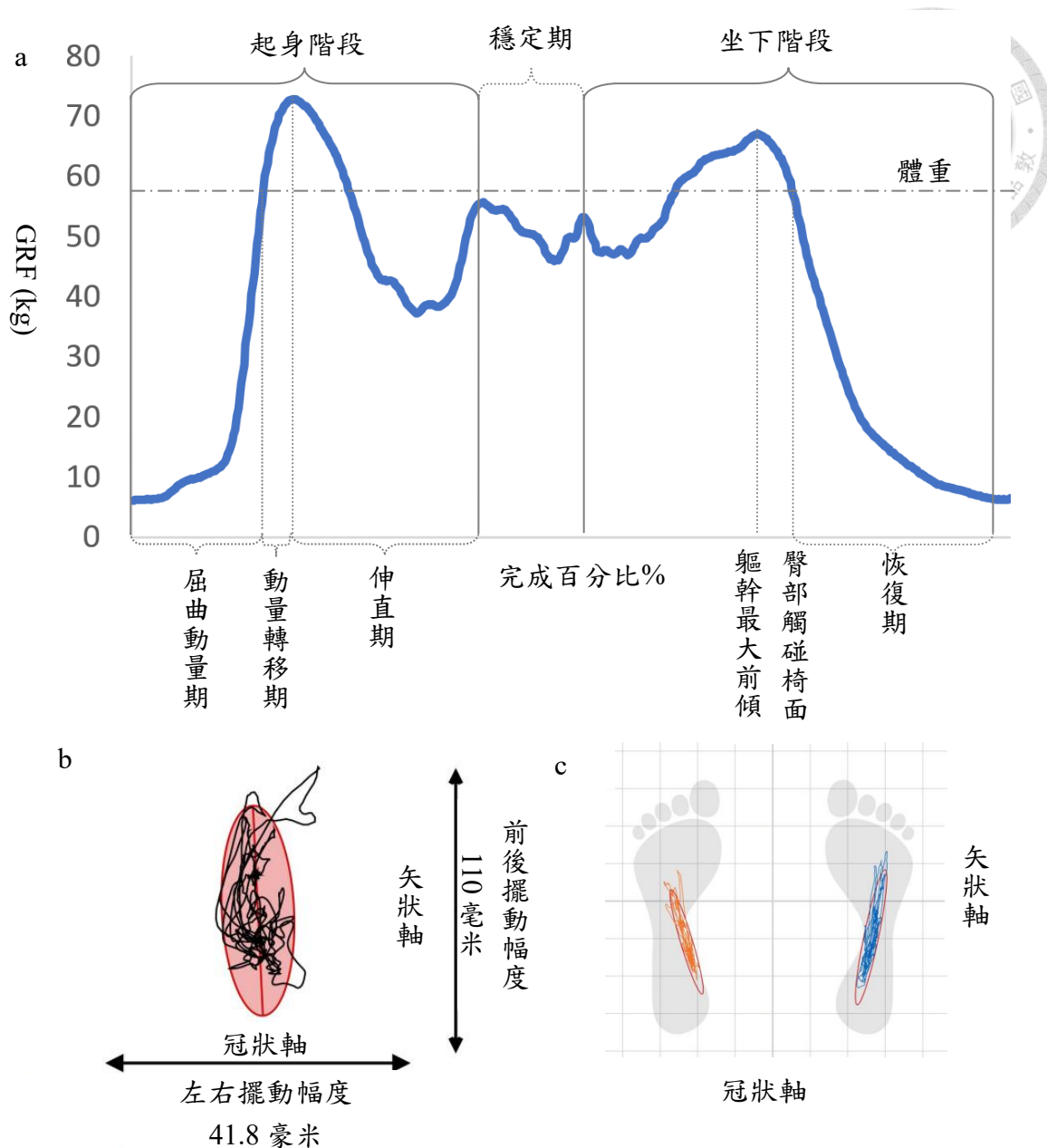


圖 3

地面反作用力 GRF 以及壓力中心 CoP 的變化

a 圖為 GRF 在不同分期時的曲線，b 圖為整體 CoP 在水平面上前後左右擺動軌跡與範圍，c 圖為左右腳分別 CoP 軌跡與範圍。

過去即有運用測力板驗證社區高齡者「坐站過程之 GRF 參數能否反映下肢動態肌力與功率」，並將其與時間參數比較。該研究 (Tsuji et al., 2015) 納入 19 名男性與 28 名女性健康高齡者 (平均年齡 69.0 ± 2.9 歲)，於坐站動作中以測力板擷取五項 GRF 指標 (包含 peak GRF、RFD 與時間等參數)，並以等速肌力儀

量測膝與踝關節之肌力與功率。結果顯示，RFD ($\Delta 90$ ms)/體重與等速膝伸直/屈曲之平均功率在兩性皆呈顯著相關 (partial $r = .39-.54$)；而時間結果皆未與等速肌力或功率指標呈顯著關聯。結果顯示相較於僅以完成時間反映功能表現，動力學指標 (特別是 RFD 相關指標) 更能敏感地反映下肢動態肌力與功率特性，支持以測力板量測 GRF 作為評估下肢肌力之方法學依據，可望應用在臨床預防性照護中，作為評估年長者下肢肌力與功率的新興測試工具。

同樣是日本的研究，皆是使用測力板偵測坐站動作與跌倒相關性。Yamada 與 Demura (2009) 招募 60 名可獨立完成坐站之高齡女性 (平均年齡 68.9 ± 3.8 歲) 與 30 名年輕女性 (平均年齡 20.7 ± 2.6 歲) 以測力板量測坐站過程的 GRF，發現「髖部離座 (hip lift-off)」及「膝髖伸直 (knee-hip joint extension)」等動作期相關的 GRF 用力表現參數，與身體活動及跌倒風險呈顯著相關 ($|r| = .26-.41$)；且高齡者在各動作期的 GRF 特徵與年輕族群存在顯著差異，呈現較為無力且速度變慢的現象，測力板是評估高齡者活動能力與跌倒風險的實用工具。

另外，一篇大型前瞻性觀察性隊列研究 (Kera et al., 2020) 招募 456 位日本社區老年人，量測坐站測試之 GRF 相關參數 (最大 GRF、體重校正最大 GRF、RFD、體重校正 RFD 以及所需時間)，將各 GRF 參數的最低五分位數視為「高風險」組，並於隔年追蹤一年內跌倒情形，以評估其對未來跌倒的預測力。結果顯示，在所有參數中僅體重校正最大 GRF 在跌倒者顯著較低，且在調整性別、年齡、生活型態與共病後，體重校正最大 GRF 仍與一年內跌倒風險顯著相關；其中最低組相較於最高組，其跌倒風險約增加 2.72 倍 (95% CI: 1.11-6.68)。因此測力板取得之 GRF (特別是體重校正的最大 GRF) 具備用於預測社區長者未來跌倒發生的潛力。

Kera 等學者也使用測力板比較健康與患有肌少症的 627 位老年人，發現坐到站動作中的 GRF 與肌少症密切相關，可以反映出與肌少症相關的下肢肌力低下 (Kera et al., 2022)。透過分析 GRF 與下肢肌力之間的關係，發現患有肌少症的老年人會表現出較慢且無力的坐到站動作，導致其 GRF 低於健康老年人。再

加上 GRF 不須額外的變數且獲取容易，因此可將所測得之 GRF 發展出一套篩檢肌少症的公式 (如公式 1-3)。當預測概率設定為約登指數 (Youden Index，是用來衡量一個分類模型或診斷工具整體辨識能力的指標) 的最大值時，男性的敏感性與特異性分別為 89.7%和 80.5%，而女性則分別為 95.0%和 60.9%。使用公式計算肌少症概率的結果如表 2。該研究結果對肌少症的早期檢測具有重要貢獻，未來有望發展出一套使用測力板檢測肌少症的方法。

$$\text{Men's score} = 0.1103637 \times \text{age}(\text{year}) - 0.1226515 \times F(\text{kgf}) - 0.3377678 \quad (\text{constant}) \quad (1)$$

$$\text{Women's score} = 0.0902132 \times \text{age}(\text{year}) - 0.1510567 \times F(\text{kgf}) - 0.5249030 \quad (\text{constant}) \quad (2)$$

$$\text{Predicted probability } P = 1 / (1 + \exp(-1 \times \text{score})) \quad (3)$$

F 為測力板測得之最大 GRF，Predicted probability P 為預測機率，exp 是自然指數函數，constant 為常數 (Kera et al., 2022)。

表 2

肌少症概率計算結果

利用包含最大 GRF 的公式進行肌少症概率計算 (Kera et al., 2022)。

變數	男性 (95% CI)	女性 (95% CI)
概率臨界值 Cutoff (預測機率值)	0.1023494	0.0627165
敏感性 Sensitivity (%)	89.7 (72.7 – 97.8)	95.0 (81.8 – 99.2)
特異性 Specificity (%)	80.5 (74.8 – 85.4)	60.9 (55.3 – 66.1)
陽性預測值 Positive Predictive Value (%)	36.6 (30.2 – 43.6)	22.9 (20.3 – 25.7)
陽性似然比 Positive Likelihood Ratio	4.60 (3.44 – 6.15)	2.43 (2.08 – 2.83)
陰性似然比 Negative Likelihood Ratio	0.13 (0.04 – 0.38)	0.08 (0.02 – 0.32)

第四節 單腳坐站測試

單腳坐站測試 (single-leg or unilateral sit-to-stand test) 是一項較新且更具挑戰性的測試，從生物力學的角度來看，單腳坐站比雙腳坐站需要更大的下肢肌力、更長的時間和更良好的平衡能力。接下來將回顧過去單腳測試的驗證性研

究，以檢視此測試的可信度。

過去研究 (Thongchoomsin et al., 2020) 使用慣用腳 5 次單腳坐站測試於測量年輕成人下肢肌力，發現單腳坐站完成時間的再測信度極佳 ($ICC = .96$, $95\% CI = .925-.979$, $p < .001$)，與等速測力儀 (isokinetic dynamometry Biodex system) 測量的下肢向心肌力相比，具有中到高度的負相關 ($r = -.425$ 至 $-.711$)，且比雙腳坐站完成時間具有更良好的效標同時效度 (criterion-concurrent validity)。學者 Thongchoomsin 表示 5 次單腳坐站測試具有高度的信度和效度，可用於評估下肢肌肉的功能性力量，且相較於雙腳坐站，單腳更適合評估雙腳之間的力量不平衡。

也有研究 (Waldhelm et al., 2020) 比較兩種不同檢測方式：(1) 30 秒內盡可能完成最多次數，次數越多能力越佳；(2) 測量完成 5 次坐站所需時間，時間越短能力越佳，試圖找出較能識別高功能性個體股四頭肌無力的測試方法。發現在單腳坐站過程中，股四頭肌的肌肉活性顯著高於股二頭肌、臀大肌與臀中肌。此外 5 次單腳坐站測試者間信度為 .99，而再測信度為 .87- .94，與 30 秒單腳坐站測試皆具有良好至極佳的信度。當中 5 次單腳坐站的時間花費小於 10 秒，是更為節省時間的測試方法。

然而，過去多針對年輕族群實施這項測驗，對於中老年人是否合適，以及是否同樣具有與肌力的相關性，仍有待更進一步之探討。過去有關中老年人測試單腳坐站的文獻不多，一篇研究 (Kishigami et al. 2022) 招募了 67 位 60 到 77 歲的老年女性，根據是否能夠完成單腳坐站測試分為兩組，透過核磁共振檢查大腿肌肉橫斷面積，發現當橫斷面積除以體重的三分之二次方時，未能站立組的股四頭肌、股二頭肌長頭以及內收肌的肌肉橫斷面積顯著低於能站立組，由此可知內收肌、股二頭肌長頭以及股四頭肌減少與老年女性無法從 40 公分高的椅子上單腳站起有關。未來可以進一步擴展到男性或是不同年齡層，使用單腳坐站測試推測肌肉橫斷面積，以取代昂貴的核磁共振檢查。

另一篇大型研究 (Arai et al., 2020) 追蹤 1800 位老年人 2 年，總共回收 399

位受試者資料。發現有跌倒經驗的人，從 40 公分高的座椅上單腳起身的困難程度顯著高於未有跌倒經驗者，反觀 5 次雙腳坐站的時間卻沒有顯著差異。使用多元邏輯迴歸分析 (multiple logistic regression)，單腳起身的勝算比 (odds ratio) 為 2.20，因此單腳坐站相較於 5 次雙腳坐站更可以做為評估老年人未來跌倒風險的重要預測因子。

年紀增長除了肌肉量、肌力會流失外，關節也會退化。當中，膝關節關節炎 (knee osteoarthritis, knee OA) 是典型退化性疾病，會引發疼痛進而減少身體活動，導致肌力衰退，甚至惡化為肌肉萎縮。在膝關節穩定扮演重要腳色的股四頭肌，若因 knee OA 肌力下降導致膝關節不穩定，將再次增加膝關節的負荷，成為惡性循環。過去研究 (Thorstensson, 2004) 通過測量單腳坐站的最大次數，預測五年後中年慢性膝關節疼痛患者中，惡化為影像學 knee OA 的情況。結果發現單腳坐站次數較少 (中位數 17 次比 25 次) 與較高的 knee OA 發生率 (odds ratio 2.6, 95% CI: 1.1-6.0) 相關，由此可知下肢功能表現降低是 knee OA 的早期徵兆，可在影像學顯示病變特徵之前進行篩檢，預測未來 knee OA 的發生。

透過以上文獻可以更加瞭解雙腳與單腳坐站測試在肌肉量與肌力評估中的應用，以及不同年齡族群坐站動作的差異，再結合新興檢測科技日漸準確的發展，都將為下肢功能性力量評估提供更穩健的理論基礎。單腳坐站測試相較於雙腳坐站更加具有挑戰性，能夠評估雙側下肢肌力不平衡，也更適合評估中高功能表現的個體，可能可以做為早期篩檢中年人肌力減弱的工具。然而，目前單腳坐站測試的研究多針對年輕成年人，對於中年與老年族群的適用性與相關性尚需更多實證研究支持。因此，本研究將比較不同年齡層單、雙腳坐站測試的差異，探討不同坐站測試是否適用於中年族群，以及單、雙單腳坐站表現與肌肉量、下肢徒手最大肌力之相關性與預測力。

第三章 研究方法



本章分為四節，首先第一節介紹實驗對象；再來第二節為實驗設計與流程；接著第三節將依序說明量測指標與器材；最後第四節為統計分析。

第一節 實驗對象

本研究招募 57 位健康、認知功能正常之受試者，年齡介於 20 到 69 歲，45 位女性 12 位男性，招募方式為在社區 (大安區古莊里、古風里、龍泉里、龍坡里) 和國立臺灣大學布告欄發布公告。每位自願參與之受試者經線上問卷調查篩選後，若符合下列任一條件均予排除：(1) 需依靠輔具才能行走、(2) 需用手輔助或無法獨立坐站、(3) 嚴重骨骼肌肉、心肺、代謝、神經系統疾病、(4) 未控制的高血壓、糖尿病或心血管疾病、(5) 酗酒、抽菸或毒品成癮、(6) 近期發燒或感染、(7) 其他根據美國運動醫學會指引不適合從事運動的疾病。

第一次檢測前，先說明並講解實驗目的、流程與配合事項，確認受試者同意並皆簽署書面知情同意書 (如附件二)。所有實驗程序皆通過國立臺灣大學行為與社會科學研究倫理委員會 (案號 202412HMO37) 之核准 (如附件一)，並依據《赫爾辛基宣言》(Declaration of Helsinki) 所述之倫理原則進行。

本研究使用 G*power 3.1.9.7 軟體進行檢定力分析，設定顯著水準 $\alpha = .05$ ，檢定力 (power) = 0.8，以及中等效果量 (effect size, $d = 0.5$) 計算組間獨立樣本，計算所得所需總樣本數為 50 位；比較兩連續變數之間的相關性，計算所得所需總樣本數為 26 位。

第二節 實驗設計與流程

本研究採橫斷式觀察設計 (cross-sectional, observational design)，將受試者編號後使用線上表單蒐集個人基本資料，包含：性別、生日、身高，之後以十歲為區間 (20-29、30-39、40-49、50-59、60-69 歲) 將受試者分為 5 組，以檢視肌

力的年齡相關趨勢。測試當日先進行身體組成檢測，接著實施標準化的動態暖身，後續依序評估 5 次雙腳坐站測試、5 次單腳坐站測試，最後測量下肢徒手最大肌力，實驗流程如圖 4。所有評估皆由同一位檢測者執行，測試之間提供充分休息，且無受試者回報不適。

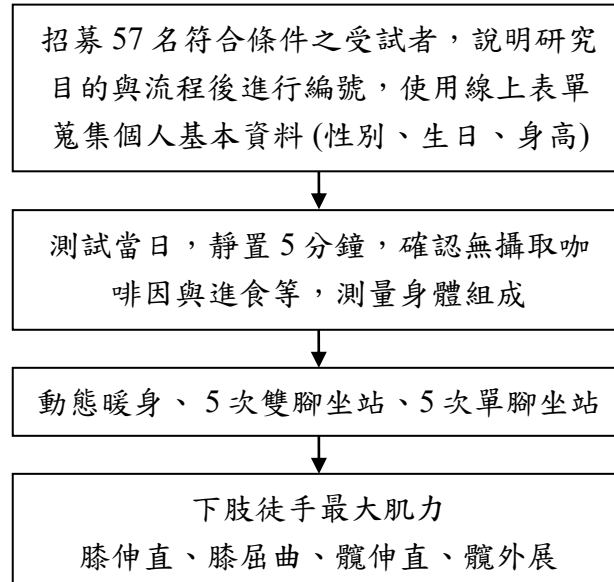


圖 4
實驗流程

第三節 量測指標與器材

一、身體組成

身體組成以生物電阻抗分析 (bioelectrical impedance analysis, BIA)，該儀器利用金屬電極將非常微弱且安全的電流通過人體，取得電阻值進行體組成分析運算。透過脂肪、蛋白質與水分等不同成分的電阻不同，進而分析身體組成。使用器材為 TANITA (MC-780MA, Japan) (圖 5)，最小單位 (increment) 為 0.1 公斤，標準估計誤 (standard error of estimate, SEE) 為 1.58 公斤。受試者先休息靜置五分鐘，並確認在測量前至少四小時未飲酒、攝取咖啡因、進食或從事劇烈運動。測量時需赤腳站立，取下身上所有金屬裝置，並統一扣除衣服重量 0.5 公斤，取得之參數包括：體重 (body weight, BW, kg)、身體質量指數 (body mass index, BMI)、預測全身肌肉量 (predicted muscle mass, PMM, kg)、右腳肌肉量

(right leg predicted muscle mass, RLPMM, kg)、左腳肌肉量 (left leg predicted muscle mass, LLPMM, kg)、右手肌肉量 (right arm predicted muscle mass, RAPMM, kg)、左手肌肉量 (left arm predicted muscle mass, LAPMM, kg)，後將四肢肌肉量相加得出四肢骨骼肌量 (appendicular skeletal muscle mass, ASM, kg)，再將 ASM 除以身高平方 (m^2) 得出骨骼肌質量指數 (skeletal muscle mass index, SMI, kg/m^2)。

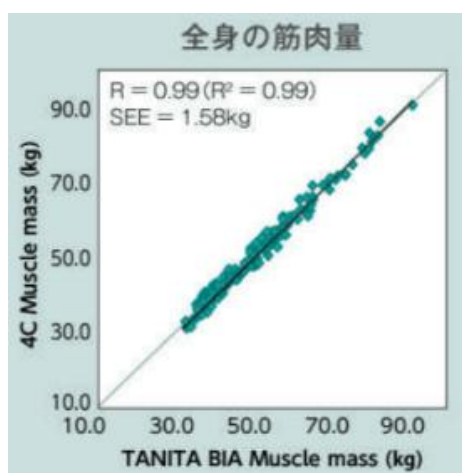


圖 5

身體組成儀器 TANITA

TANITA 肌肉量數據與黃金標準四組分模型 (4-compartment model, 4C) 相關性和標準估計誤差 (SEE)。資料來源 TANITA 台灣總代理 (https://www.tanita.com.tw/blogs/%E4%BC%81%E6%A5%AD%E7%94%A8%E5%B0%88%E6%A5%AD%E5%9E%8B%E7%94%A2%E5%93%81/95912?srltid=AfmBOorCxs92Te5orvP5GblwDWDc_gmPLURf4mGLbtWWX-cUgyIY3VRE)。

二、5 次雙腳坐站測試

5 次雙腳坐站測試為常用的身體活動功能表現測試，可以當作下肢肌力、身體功能下降與跌倒風險的預測指標 (蕭淑芬等，2020)。測試工具包含：一張 40 公分高摺疊椅，一個碼錶，一組測力板 (Kforce plate, France)(圖 6)。以取樣頻率 250 赫茲紀錄，透過藍芽傳輸至平板 (iPad, USA)，使用 KINVENT Physio 軟體分析 (圖 7) 尖峰地面反作用力 (peak GRF, kg)，數值取至小數點後第一位，誤差值內小於 0.5%，信度水平 (reliability levels) ICC = .993 (Bagchi et al., 2024)。



圖 6
Kforce 測力板與椅子

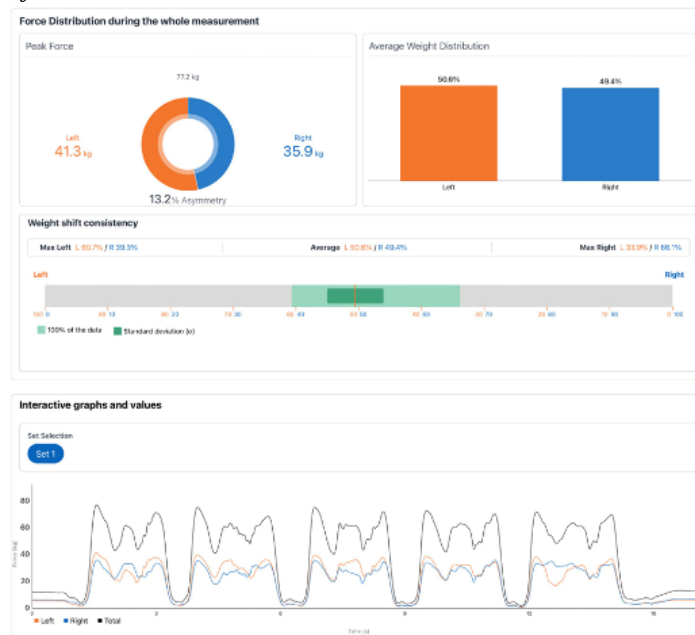


圖 7
KINVENT Physio 軟體

施測前先進行動態暖身，如鐘擺式腿部擺動 (pendulum leg swings, 圖 8) 等下肢暖身 10 分鐘。接著請受試者拖鞋站在測力板上，將測力板放置在與肩同寬的寬度，再請受試者坐下，調整測力板前後距離，使髖關節與膝關節屈曲約 90 度。請受試者雙手交叉於才進入正式測驗。三秒倒數後開始正式測試，受試者用最快速度站起直到膝蓋全打直，再坐下使臀部碰到椅面，且背部不倚靠椅背 (如圖 9)，重複 5 遍，須保持平衡，以碼錶紀錄總花費時間 (秒) 至小數點後第一位。胸前練習動作 2 次，確認受試者清楚了解施測方法後，才進入正式測驗。三秒倒數後開始正式測試，受試者用最快速度站起直到膝蓋全打直，再坐下使臀部碰到椅面，且背部不倚靠椅背，重複 5 遍，須保持平衡，以碼錶紀錄總花

費時間(秒)至小數點後第一位。

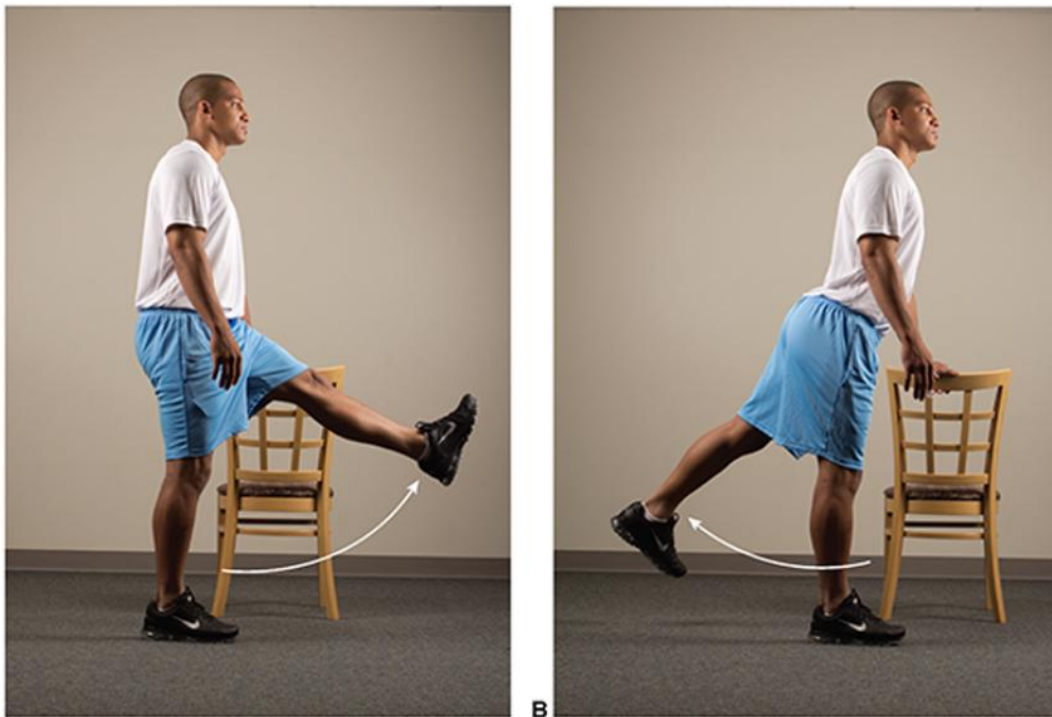


圖 8

動態暖身

鐘擺式腿部擺動 (pendulum leg swings) 手放在椅背上以保持平衡。抬起左腿，將腿向前 A 與向後 B 擺動。由小幅度開始，逐漸增加擺動幅度。完成後換另一側進行 (Copyright © 2022 American College of Sports Medicine)。

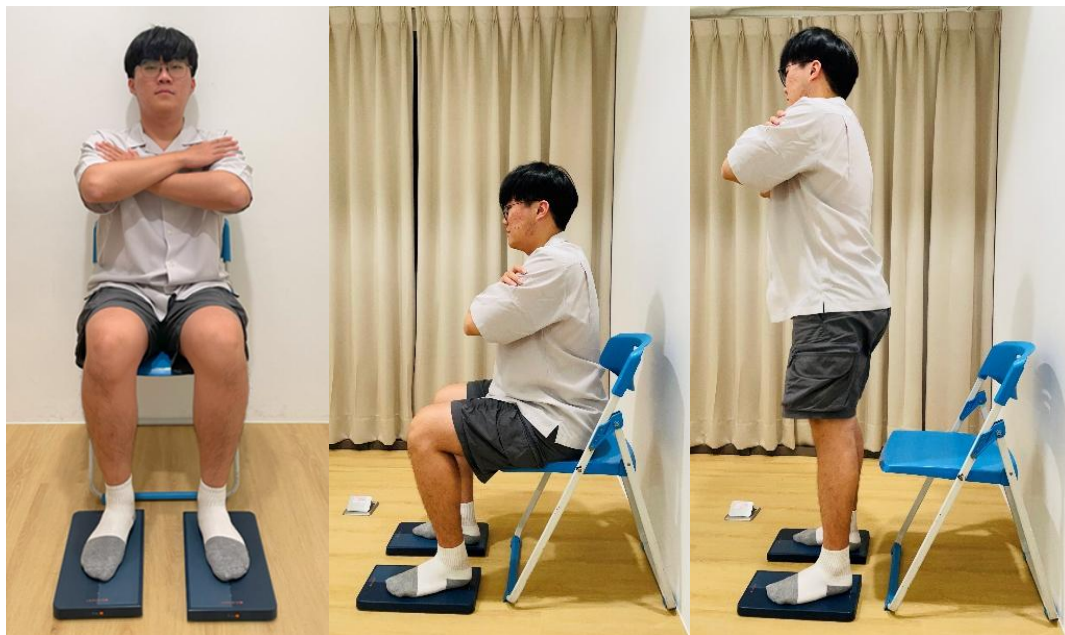


圖 9

雙腳坐站動作

取得 peak GRF 資料後，計算以體重標準化 (peak GRF/BW, %) 和發力率 (rate of force development, RFD, N/sec)。RFD 透過以下公式計算，公式所納入之參數包括：基準 baseline GRF 為 peak GRF 前最低 GRF 值 (kg)(如圖 10)；重量加速度為 9.8 m/s^2 ； Δt 代表從 baseline GRF 上升至 peak GRF 之時間 (秒)。以原始測力板 GRF 數據繪製曲線，人工辨識 baseline GRF，避免自動偵測所產生之誤差。

$$\text{RFD} = \frac{(\text{peak GRF} - \text{baseline GRF}) \times 9.8}{\Delta t} \quad (4)$$

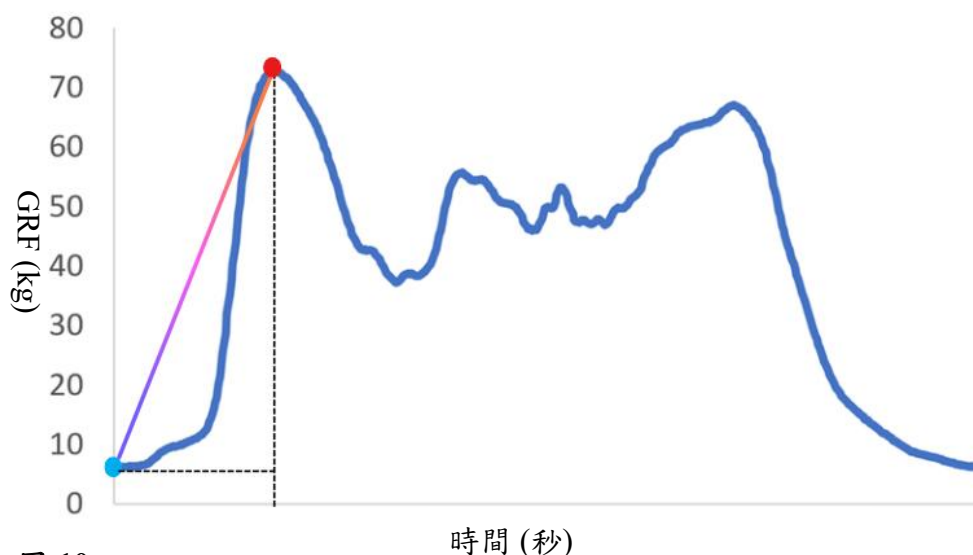


圖 10

GRF-時間曲線與發力率 RFD 計算方式示意圖

曲線中藍點為 baseline GRF，紅點為 peak GRF，兩點之時間差 (Δt) 用於計算 RFD。

三、5 次單腳坐站測試

測試流程同 5 次雙腳坐站測試，差異在於測試前先採用踢球測試確認受試者慣用腳 (Van Melick et al., 2017)。過程中慣用腳全程放在測力板上不移動，另一腳懸空 (如圖 11)。若 (1) 非慣用腳接觸地面、(2) 雙腿互相碰觸、(3) 雙手離開交叉抱胸姿勢或 (4) 軀幹或上肢出現過度代償動作，即結束測試，給予第二次機會，若仍無法完成，則停止測試，紀錄成功次數與其花費時間。



圖 11
單腳坐站動作

四、下肢徒手最大肌力 MMT

使用手持式測力計 (Kforce push, France)(圖 12) 測量尖峰力量 (peak force, PF, kg)，取樣頻率 500 赫茲，透過藍芽連線至平板 (iPad, USA)，使用 KINVENT Physio 軟體分析，數值取至小數點後第一位，誤差值小於 0.5%，施測者內與施測者間信度 ICC = .939 (Almeida et al., 2023)。徒手肌力測試施測者內與施測者間信度皆達到極佳水準，ICC (95% CI) 分別為 .90- .99 (.85- .99) 與 .89- .99 (.55- .995)，絕對量測標準誤 (standard error of measurement, SEM) 與最小可偵測變化量 (minimal detectable change, MDC) 分別介於 0.14-3.20 Nm 與 0.38-8.87 Nm (Morin et al., 2023)。本實驗施測者內 ICC 為 .917 (.892- .937)，SEM 為 1.906 公斤，MDC 在信心水準 $z = 95$ 時為 5.282 公斤。



圖 12
Kforce push 手持式測力計

在坐站動作中，股四頭肌、股二頭肌和臀大肌扮演最大協同活化的腳色，使髖關節與膝關節伸展 (extension)，而臀中肌則在單腳動作中負責穩定的功能 (Al Amer et al., 2025; Gavin et al., 2018)。故肌力測試主要針對以下 4 個動作 (如圖 13)，依序為：(1) 坐姿膝伸直 (knee extension, knee ext)，主要作用肌群為股四頭肌；(2) 臥姿膝屈曲 (knee flexion, knee flex)，主要作用肌群為股二頭肌；(3) 臥姿膝屈 90 度髖伸直 (hip extension, hip ext)，主要作用肌群為臀大肌；(4) 側臥髖外展 (hip abduction, hip abd)，主要作用肌群為臀中肌。測試皆從右腳開始，倒數 3 秒後，受試者需用最大力氣抵抗施測者在肢段末端給予的阻力，動作維持 5 秒，間隔 30 秒休息以避免疲乏，重複 3 次，取最佳成績紀錄作為該肌群之代表數值。

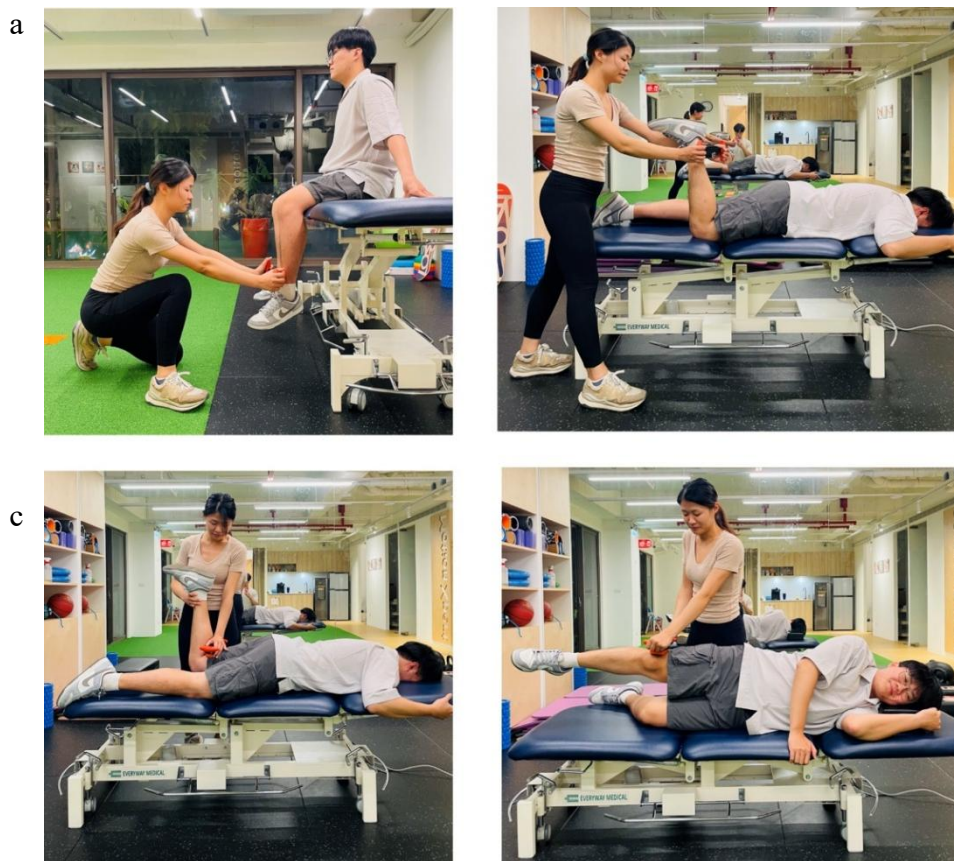


圖 13

下肢徒手最大肌力測試

a 為坐姿膝伸直，b 為俯臥膝屈曲，c 為俯臥膝屈 90 度髖伸直，d 為側臥髖外展。

第四節 統計分析

使用 Microsoft Excel 及 IBM SPSS Statistics 25.0 version 進行數據統整與分析。不同年齡組間差異以多組獨立樣本無母數分析 (Kruskal-Wallis H test)，事後比較採用 Dwass-Steel-Critchlow-Fligner 方法。5 次單、雙腳坐站測試表現與肌肉量、下肢徒手最大肌力之間的相關性，則以斯皮爾曼等級相關係數 (Spearman rank correlation) 評估，相關係數 ρ 絕對值小於 0.4 為低度相關 (weak)；0.40-0.59 為中度相關 (moderate)；0.60-0.79 屬高度相關 (strong)；0.80-1.0 則是非常相關 (very strong)(Evans, 1996)。

為探討坐站測試指標對肌肉量及肌力的預測能力，將以簡單線性迴歸 (simple linear regression) 檢驗各坐站測試指標 (自變項 X) 對肌肉量與肌力指標 (應變項 Y) 之預測能力，建立迴歸模型為 $Y = B_0 + B_1X$ ，採用最小平方法 (ordinary least squares, OLS) 估計參數，並以雙尾 t 檢定檢驗迴歸係數 B_1 是否顯著不為 0，分析結果報告以下指標：(1) 未標準化迴歸係數 (B_1)、標準誤 (standard error, SE)，作為估計精確度指標；(2) t 值，用以判斷統計顯著性；(3) 標準化迴歸係數 (standardized coefficient, β)，以利比較效應量 (effect size)；(4) 模型整體的解釋力與適配度分別以決定係數 (R^2) 及 F 檢定 ($F(1, n-2)$) 進行評估。考量本研究進行多組檢定，將以 Benjamini-Hochberg 法進行錯誤發現率校正 (BH-FDR)，以 q 值呈現校正後顯著性。所有檢定皆採雙尾檢定，顯著水準設定為 $\alpha = .05$ 。

第四章 結果

本章節將根據前章所介紹之研究方法，分析受試者 5 次雙腳與單腳坐站測試表現，統整後依序介紹基本資料、不同年齡組間之表現差異、坐站測試與肌肉量、下肢徒手最大肌力之間的相關性，最後說明簡單線性迴歸分析結果。

第一節 受試者基本資料

實驗共招募 57 人，排除資料遺失與偏離值 7 人後，最終納入 50 人進行後續分析，女性 39 人，男性 11 人，各組人數與性別如表 3。

表 3
各年齡分組人數與性別

分組	年齡	人數	女性	男性
20 歲組	20-29	10	8	2
30 歲組	30-39	10	7	3
40 歲組	40-49	10	7	3
50 歲組	50-59	10	9	1
60 歲組	60-69	10	8	2
總計		50	39	11

受試者之基本資料、身體組成與徒手最大肌力以平均 \pm 標準差呈現在表 4。經 Shapiro-Wilk 常態性檢定，不符合常態分佈 ($p < .05$) 的變項在表格中以†標註。年齡組間比較，發現身高、體重、BMI、PMM、RLPMM、LLPMM、雙腳 PMM、慣用腳 PMM、ASM、SMI 未有顯著差異。雖然各肌肉量指標之年齡組間差異未達統計顯著，但描述性統計(表 4)顯示 30 歲組肌肉量指標最佳，40 歲組次之。慣用腳比例與 4 項下肢徒手最大肌力則皆呈現顯著組間差異 ($p < .05$)，多數受試者慣用腳為右腳(39 人)。肌力部分，最佳為 30 歲組，除了膝屈曲外皆比 20 歲組更為有力，而 50 歲組最無力，60 歲組次之。

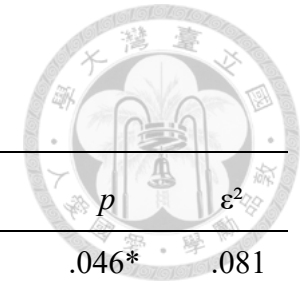


表 4

受試者之基本資料、身體組成與徒手最大肌力

變項名稱	全體 (F/M = 39/11)	20 歲組 (F/M = 8/2)	30 歲組 (F/M = 7/3)	40 歲組 (F/M = 7/3)	50 歲組 (F/M = 9/1)	60 歲組 (F/M = 8/2)	全體範圍	<i>p</i>	ϵ^2
慣用腳(右/左)	39/11	8/2	5/5	8/2	10/0	8/2	–	.046*	.081
年齡†	44.8 ± 14.3	24.9 ± 1.91	35.1 ± 3.1	44.9 ± 2.9	55.1 ± 3.1	64.1 ± 3.6	22 – 69	–	–
身高 (cm)	163.2 ± 6.9	165.0 ± 6.0	165.9 ± 6.7	164.9 ± 6.6	160.6 ± 7.7	159.8 ± 6.4	147.5 – 180	.268	.106
體重 (kg)†	60.6 ± 11.1	56.9 ± 11.03	67.0 ± 12.7	63.9 ± 12.9	56.3 ± 5.4	58.8 ± 9.7	40 – 88.6	.205	.121
BMI (kg/m ²)†	22.6 ± 3.3	20.8 ± 2.9	24.2 ± 2.9	23.4 ± 4.0	21.9 ± 2.4	23.0 ± 3.3	17.8 – 30.2	.152	.137
PMM (kg)†	40.5 ± 8.0	39.3 ± 7.0	44.5 ± 10.2	42.7 ± 9.8	37.6 ± 4.7	38.4 ± 6.0	30.8 – 61.2	.406	.082
RLPMM (kg)†	7.7 ± 1.5	7.6 ± 1.2	8.6 ± 1.9	8.2 ± 1.9	7.2 ± 1.1	7.2 ± 1.1	5.6 – 11.9	.257	.109
LLPMM (kg)†	7.7 ± 1.6	7.6 ± 1.2	8.6 ± 2.0	8.2 ± 1.9	7.1 ± 1.1	7.2 ± 1.1	5.6 – 12.5	.345	.091
雙腳 PMM†	15.5 ± 3.1	15.2 ± 2.4	17.1 ± 3.9	16.5 ± 3.8	14.3 ± 2.2	14.4 ± 2.2	11.2 – 24.4	.333	.009
慣用腳 PMM†	7.8 ± 1.6	7.6 ± 1.2	8.6 ± 2.0	8.2 ± 1.9	7.2 ± 1.1	7.2 ± 1.1	5.6 – 12.5	.300	.100
ASM (kg)†	19.1 ± 4.0	18.7 ± 3.2	21.2 ± 5.2	20.2 ± 4.8	17.6 ± 2.6	17.7 ± 2.7	14 – 29.8	.317	.096
SMI (kg/m ²)†	7.1 ± 0.9	6.8 ± 0.8	7.6 ± 1.2	7.4 ± 1.2	6.8 ± 0.5	6.9 ± 0.6	5.9 – 9.9	.409	.081
Knee ext PF (kg)	32.9 ± 15.2	41.9 ± 11.7	45.7 ± 16.5	30.3 ± 10.1	21.1 ± 6.0	25.7 ± 14.7	10.3 – 73.1	< .001***	.419
Knee flex PF (kg)†	13.5 ± 5.2	18.2 ± 4.6	16.0 ± 6.3	11.8 ± 3.1	9.9 ± 2.3	11.5 ± 4.4	6.6 – 28.5	.002**	.351
Hip ext PF (kg)†	23.9 ± 9.4	28.8 ± 7.3	33.0 ± 10.5	22.6 ± 7.4	16.3 ± 4.8	18.9 ± 5.3	6.5 – 52.0	< .001***	.513
Hip abd PF (kg)†	24.0 ± 9.9	30.5 ± 6.1	32.8 ± 12.5	21.7 ± 6.9	16.9 ± 3.7	18.2 ± 6.5	10.5 – 52.6	< .001***	.516

註：平均 ± 標準差， ϵ^2 為效果量 effect size，BMI 身體質量指數，PMM 預測全身肌肉量，RLPMM 右腳肌肉量，LLPMM 左腳肌肉量，ASM 四肢骨骼肌量，SMI 骨骼肌質量指數，knee ext 膝伸直，knee flex 膝屈曲，hip ext 髖伸直，hip abd 髖外展，PF 尖峰力量，†為 Shapiro-Wilk 常態性檢定 $p < .05$ ，* $p < .05$ ，*** $p < .001$ 。

第二節 比較不同年齡組之雙腳與單腳坐站測試表現差異

雙腳與單腳坐站測試平均完成次數如圖 14 所示，可以觀察到所有年齡組別皆能完成 5 次雙腳坐站，但單腳則隨著年齡增加完成次數隨之遞減。與年齡相關性分析，單腳次數為顯著中等負相關 ($\rho = -.409, p = .003$)。20 歲組所有人都可以完成 5 次單腳坐站；30 歲組有 9 人完成 5 次，1 人完全 0 次；40 歲組有 8 人完成 5 次，1 人完成 3 次，1 人完成 0 次；50 歲組 7 人完成 5 次，1 人完成 4 次，2 人完成 0 次；而 60 歲組僅有 6 人順利完成 5 次，1 人完成 4 次，3 人完成 0 次，但未達統計上的顯著差異 ($p = .200, \varepsilon^2 = .122$)。

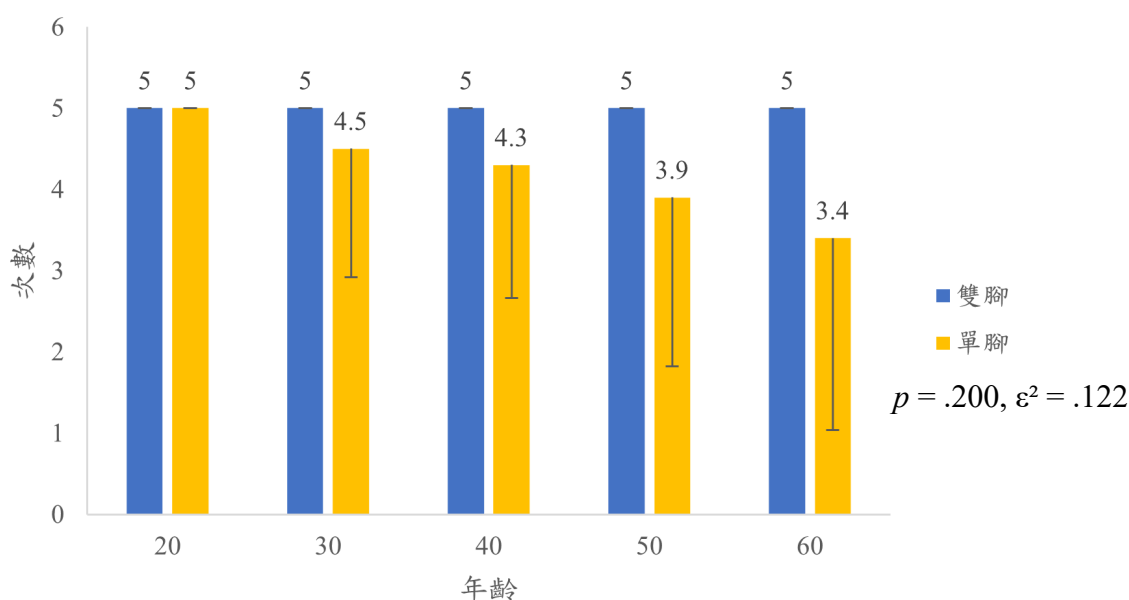


圖 14

不同年齡雙腳與單腳坐站測試平均完成次數長條圖

長條圖上數據代表平均值，誤差線代表標準差。藍色長條為雙腳測試，黃色長條為單腳測試。 ε^2 為效果量。

再從完成時間來看，全體雙腳的完成時間介於 3.7 至 12.7 秒之間，平均為 6.6 ± 2.0 秒；單腳則介於 5.1 至 12.6 秒之間，平均為 9.1 ± 1.6 秒 (如表 5)。雙腳與單腳坐站測試的完成時間皆呈現隨年齡增長而延長的趨勢 (如圖 15)，與年齡相關性分析，雙腳為顯著低度相關 ($\rho = .280, p = .049$)，單腳為顯著中度相關 ($\rho = .404, p = .010$)。各年齡組間比較如圖 16 所示，雙腳組間未達顯著差異 ($p = .076, \varepsilon^2 = .173$)，而單腳則有顯著組間差異 ($p = .026, \varepsilon^2 = .284$)。事後比較發現，

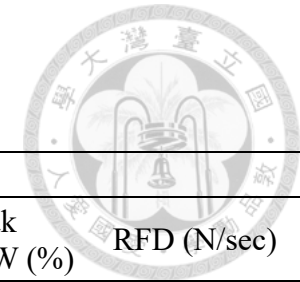


表 5

不同年齡組之雙腳與單腳坐站測試表現

變項名稱	雙腳					單腳					
	次數	時間 (秒)	Peak GRF (kg)	Peak GRF/BW (%)	RFD (N/sec)	次數	時間 (秒)	Peak GRF (kg)	Peak GRF/BW (%)	RFD (N/sec)	
全體	n 50	50	50	50	50	50	40	40	40	40	
	mean ± SD	5 6.6 ± 2.0	90.9 ± 22.7	149.4 ± 18.9	2974.1 ± 1127.6	4.2 ± 1.8	9.1 ± 1.6	74.1 ± 15.4	120.3 ± 7.7	1527.2 ± 641.0	
	範圍	5 3.7 – 12.7	53.3 – 151.1	116.1 – 197.2	844.0 – 6088.9	0 – 5	5.1 – 12.6	44.9 – 123.3	110.6 – 147.5	724.6 – 3962.7	
20 歲組	n 10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	
	mean ± SD	5 5.8 ± 0.8	89.5 ± 19.8	157.0 ± 11.4	3364.2 ± 1249.1	5 ± 0.0	8.0 ± 1.5	69.4 ± 13.8	122.0 ± 4.0	1575.8 ± 473.7	
30 歲組	n 10	10	10	10	10	10	9	9	9	9	
	mean ± SD	5 5.5 ± 1.5	109.2 ± 22.8	164.0 ± 22.8	3639.7 ± 1041.1	4.5 ± 1.6	8.7 ± 1.4	86.0 ± 17.1	125.9.1 ± 11.8	1891.3 ± 1025.1	
40 歲組	n 10	10	10	10	10	10	8	8	8	8	
	mean ± SD	5 7.1 ± 1.8	97.3 ± 28.1	150.6 ± 20.3	2962.2 ± 1193.5	4.3 ± 1.6	9.4 ± 1.6	77.2 ± 16.1	117.8 ± 3.3	1530.4 ± 611.0	
50 歲組	n 10	10	10	10	10	10	7	7	7	7	
	mean ± SD	5 7.5 ± 2.0	77.5 ± 10.6	137.5 ± 8.5	2363.7 ± 890.5	3.9 ± 2.1	10.5 ± 1.4	66.2 ± 6.7	116.4 ± 7.0	1200.4 ± 250.9	
60 歲組	n 10	10	10	10	10	10	6	6	6	6	
	mean ± SD	5 7.4 ± 2.9	81.2 ± 16.1	138.0 ± 14.7	2540.6 ± 881.2	3.4 ± 2.4	9.4 ± 0.8	69.1 ± 13.7	116.7 ± 5.6	1276.9 ± 231.0	
	p	–	.076	.012*	.005**	.096	.200	.026*	.031*	.032*	.220
	ε ²	–	.173	.262	.307	.161	.122	.284	.272	.270	.147

註：mean ± SD 平均 ± 標準差，ε²為效果量，peak GRF 尖峰地面反作用力，peak GRF/BW 為以體重標準化，RFD 為發力率，* p < .05；** p < .01。

50 歲組之單腳平均完成時間 (10.5 ± 1.4) 顯著慢於 20 歲組 (8.0 ± 1.5) ($p = .049$)。

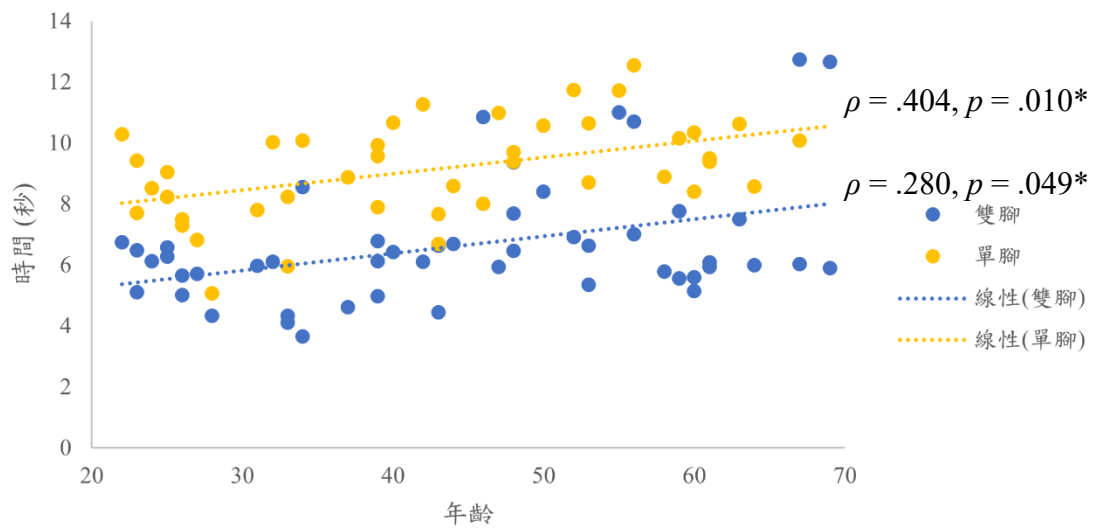


圖 15
雙腳與單腳坐站測試完成時間年齡散佈圖
 ρ 為相關係數，* $p < .05$ 。

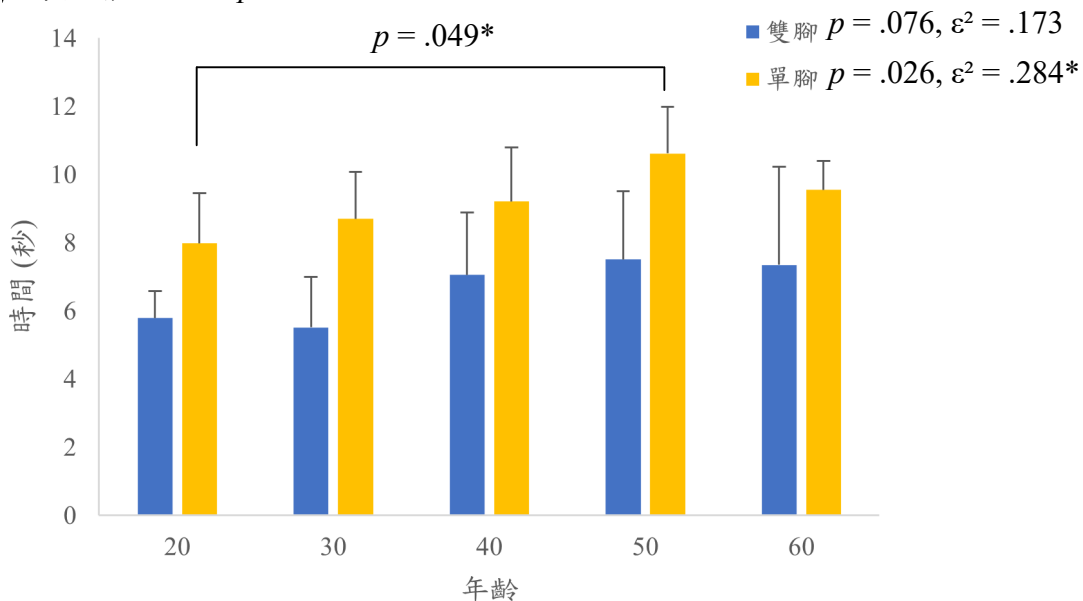


圖 16
不同年齡雙腳與單腳坐站測試平均完成時間長條圖
 ϵ^2 為效果量，20 歲組單腳平均完成時間顯著快於 50 歲組，* $p < .05$ 。

根據測力板測得之尖峰地面反作用力 peak GRF，全體雙腳介於 53.3 至 151.1 公斤之間，平均為 90.9 ± 22.7 公斤；單腳則介於 44.9 至 123.3 公斤之間，平均為 74.1 ± 15.4 公斤 (如表 5)。雙腳 peak GRF 呈現隨年齡增加而下降 (如圖 17)，與年齡相關性分析，雙腳為顯著低度負相關 ($\rho = -.312, p = .027$)，單腳則無顯著相關 ($\rho = -.050, p = .757$)。各年齡組間比較如圖 18 所示，雙腳與單腳皆

達統計顯著差異 (雙腳 $p = .012$, $\epsilon^2 = .262$; 單腳 $p = .031$, $\epsilon^2 = .272$)，事後分析顯示 50 歲組顯著低於 30 歲組 (雙腳 $p = .005$; 單腳 $p = .022$)。

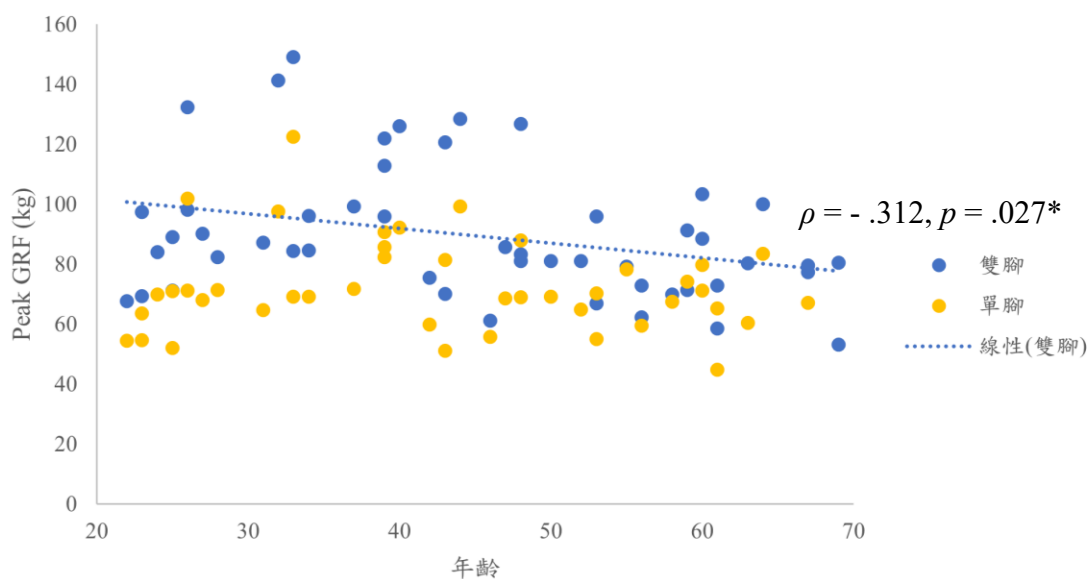
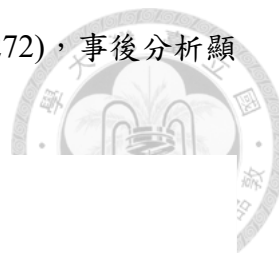


圖 17

雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力年齡散佈圖

Peak GRF 為尖峰地面反作用力， ρ 為相關係數，* $p < .05$ 。

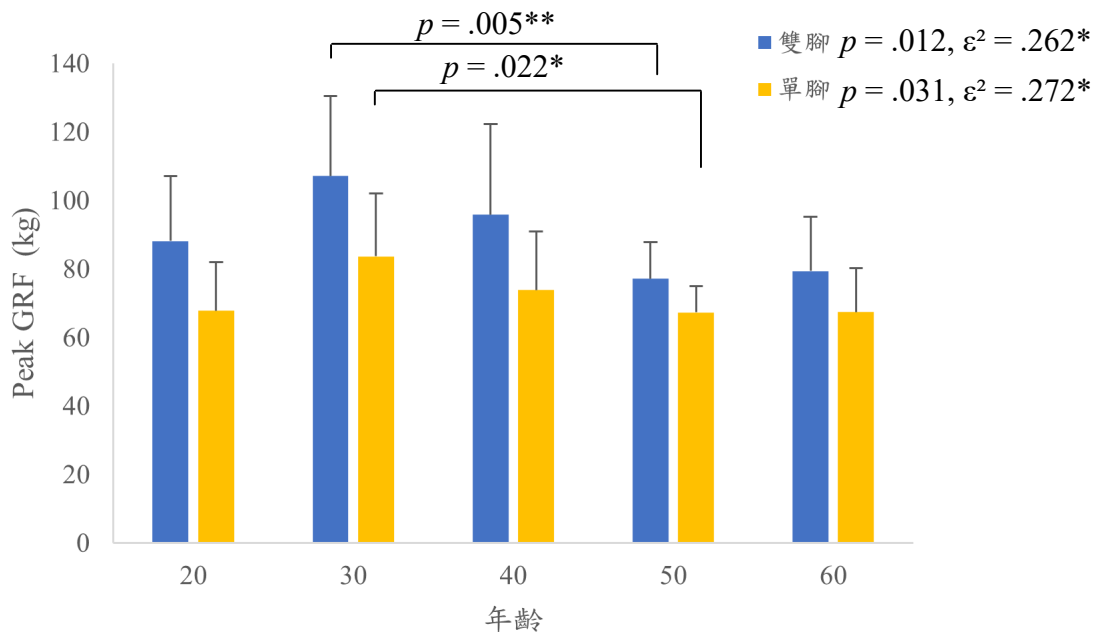


圖 18

不同年齡雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力長條圖

Peak GRF 為尖峰地面反作用力， ϵ^2 為效果量，30 歲組雙腳與單腳 peak GRF 顯著高於 50 歲組，* $p < .05$ ，** $p < .01$ 。

分析 peak GRF 與體重比值，可以發現全體雙腳介於 116.1 至 197.2 % 之間，平均為 149.4 ± 18.9 %；單腳則介於 110.6 至 147.5 % 之間，平均為 120.3 ± 7.7 %。

(如表 5)。無論雙腳或單腳 peak GRF/BW 皆呈現隨年齡增加而下降之趨勢 (如圖 19)，與年齡相關性分析，雙腳與單腳皆為顯著中度負相關 (雙腳 $\rho = -.541, p < .001$ ；單腳 $\rho = -.400, p = .011$)。各年齡組間比較如圖 20 所示，雙腳與單腳 peak GRF/BW 皆達統計顯著差異 (雙腳 $p = .005, \varepsilon^2 = .307$ ；單腳 $p = .032, \varepsilon^2 = .270$)，事後分析顯示 50 歲組雙腳 peak GRF/BW 顯著低於 20 歲組 ($p = .010$)。

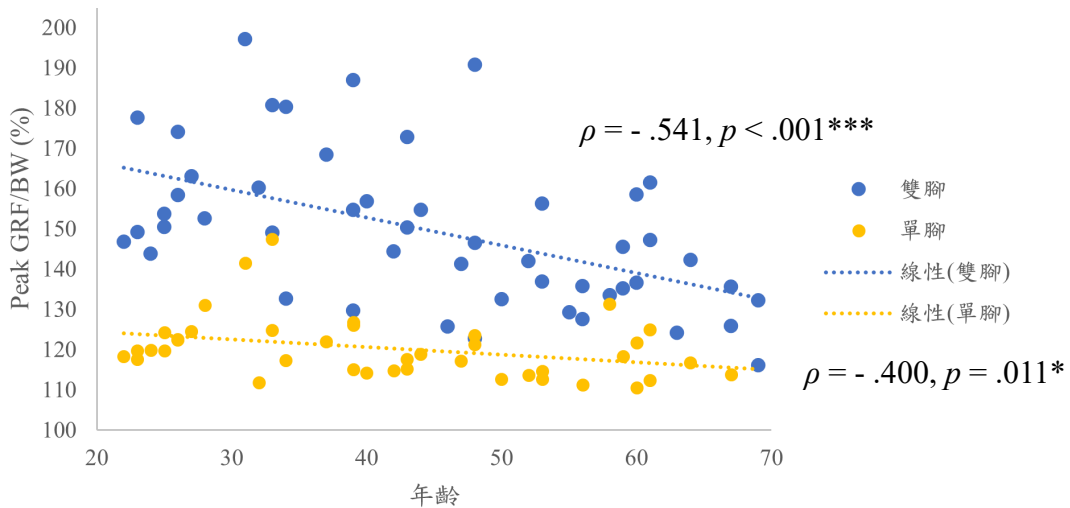


圖 19

雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力與體重比值年齡散佈圖

Peak GRF/BW 為尖峰地面反作用力以體重標準化， ρ 為相關係數，* $p < .05$ ，*** $p < .001$ 。

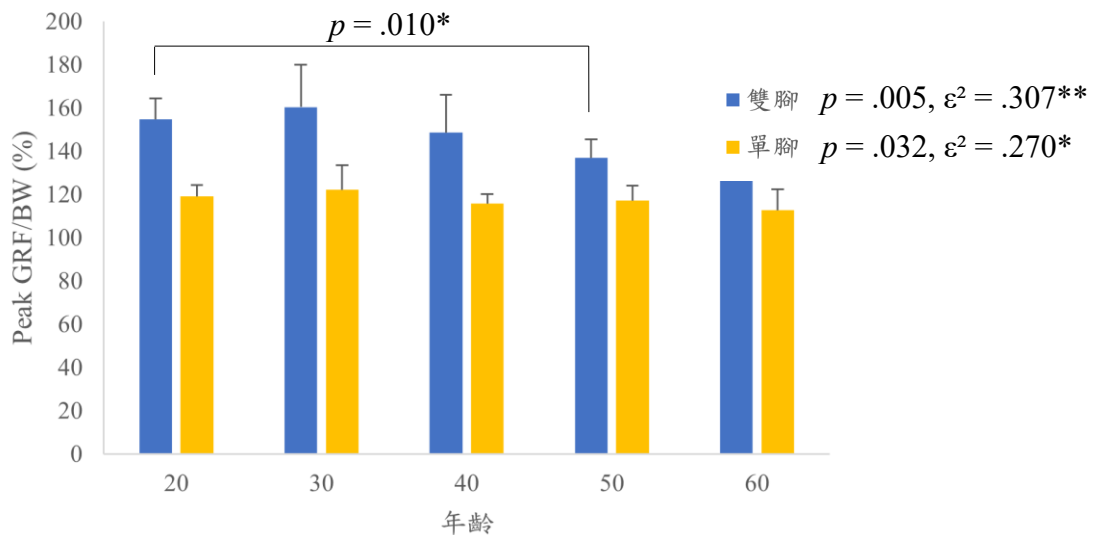


圖 20

不同年齡雙腳與單腳坐站測試尖峰地面反作用力與體重比值長條圖

Peak GRF/BW 為尖峰地面反作用力以體重標準化， ε^2 為效果量，20 歲組雙腳與單腳 peak GRF/BW 顯著高於 50 歲組，* $p < .05$ ，** $p < .01$ 。

最後是發力率 RFD，全體雙腳介於 844.0 至 6088.9 N/sec 之間，平均為 2974.1 ± 1127.6 N/sec；單腳則介於 724.6 至 3962.7 N/sec 之間，平均為 1527.2 ± 641.0 N/sec (如表 5)。雙腳 RFD 呈現隨年齡增加而下降之趨勢 (如圖 21)，與年齡相關性分析，雙腳為顯著低度負相關 ($\rho = -.335, p = .017$)，單腳則無顯著相關 ($\rho = -.275, p = .086$)。各年齡組間比較如圖 22 所示，雙腳與單腳 RFD 皆未有統計顯著組間差異 (雙腳 $p = .096, \varepsilon^2 = .161$ ；單腳 $p = .220, \varepsilon^2 = .147$)。

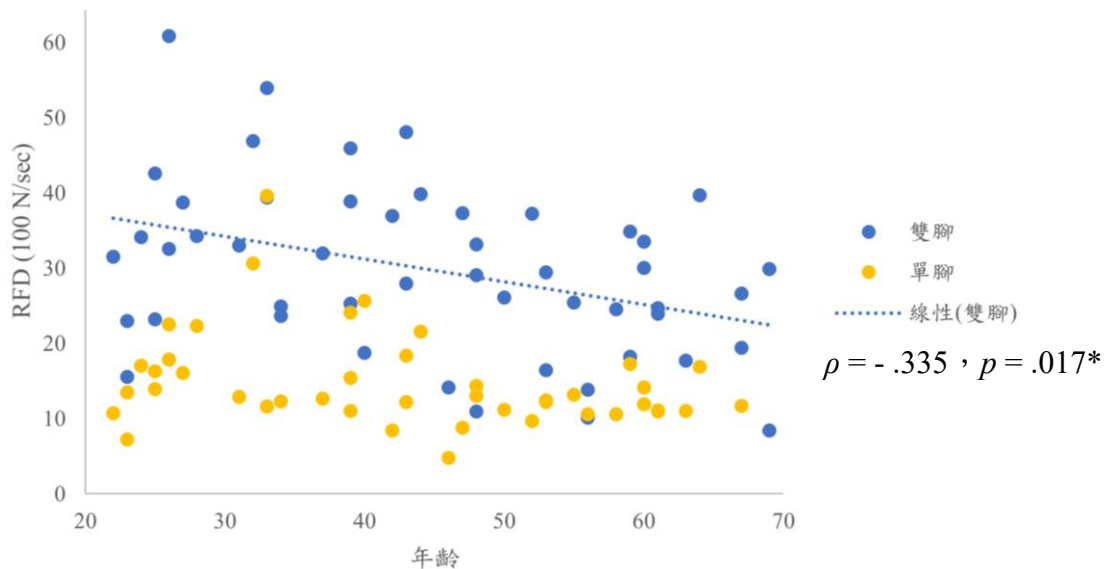


圖 21
雙腳與單腳坐站測試發力率年齡散佈圖
RFD 為發力率， ρ 為相關係數，* $p < .05$ 。

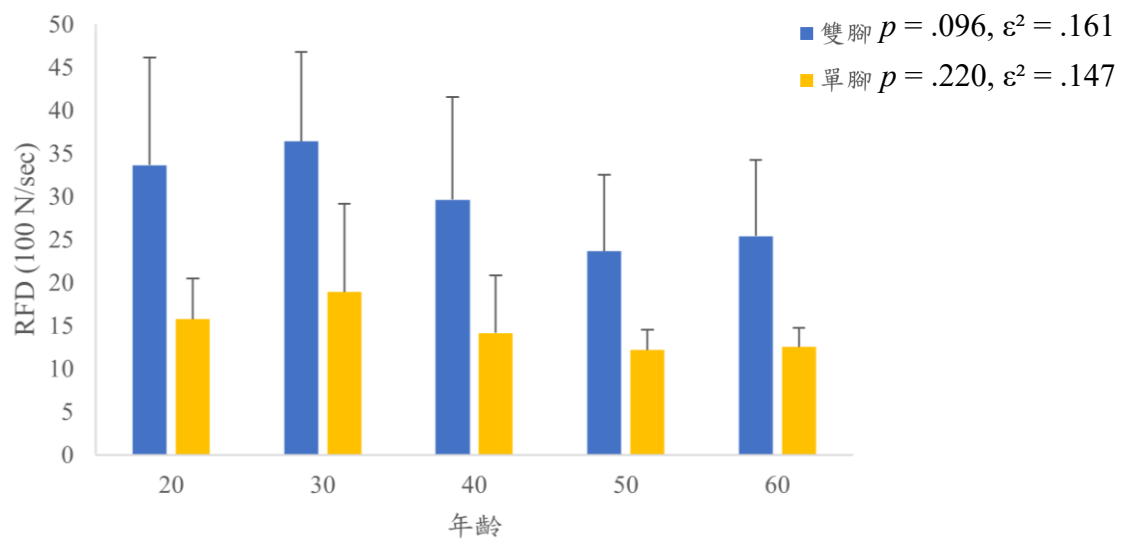


圖 22
不同年齡雙腳與單腳坐站測試發力率長條圖
RFD 為發力率， ε^2 為效果量。

第三節 雙腳與單腳坐站測試與肌肉量相關性

進一步將所有雙腳、單腳坐站測試指標與肌肉量進行相關性分析，結果如表 6。可以發現雙腳、單腳坐站測的完成時間與肌肉量均未呈現顯著相關 ($p > .05$)，但單腳完成次數與部分肌肉量參數有顯著低度相關 ($\rho = .272-.334, p < .05$)。尖峰地面反作用力 peak GRF 與各肌肉量指數皆呈現顯著高度相關，其中，單腳 peak GRF 與骨骼肌質量指數 SMI 是非常相關 ($\rho = .818, p < .001$)。雙腳 peak GRF/BW 僅與部分 (雙腳肌肉量及四肢骨骼肌量 ASM) 有低度相關；單腳 peak GRF/BW 則與各肌肉量指數無顯著相關。單、雙腳 RFD 與肌肉量均呈現顯著中度相關，單腳 RFD 與骨骼肌質量指數 SMI 有顯著高度相關 ($\rho = .652, p < .001$)。

第四節 雙腳與單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性

雙腳、單腳坐站測試指標與下肢徒手最大肌力相關性分析結果如表 7。雙腳時間與下肢肌力呈顯著中度負相關 ($\rho = -.405$ 至 $-.550, p < .01$)，單腳次數、時間與下肢肌力皆呈顯著低至中度負相關 ($\rho = -.374$ 至 $-.518, p < .01$)，當中雙腳時間與膝伸直 ($\rho = -.550, p < .001$) 及單腳時間與髖外展 ($\rho = -.518, p < .001$) 相關性最佳。雙腳 peak GRF、peak GRF/BW 與下肢肌力皆呈顯著中至高度正相關 ($\rho = .471-.650, p < .001$)，而單腳呈低至中度相關 ($\rho = .332-.526, p < .05$)，此外無論雙腳還是單腳 peak GRF 皆與膝伸直的相關性最強 (雙腳 $\rho = .620, p < .001$ ；單腳 $\rho = .526, p < .001$)。最後，雙腳、單腳的 RFD 與下肢肌力皆呈顯著中至高度相關 (雙腳 $\rho = .477-.633, p < .001$ ；單腳 $\rho = .601-.635, p < .001$)，當中雙腳 RFD 與膝伸直 ($\rho = -.633, p < .001$) 及單腳則與髖外展 ($\rho = -.644, p < .001$) 相關性最佳。

總結以上相關性分析結果，以熱點圖 (heat map) 統整呈現如表 8，數值為關係數 ρ ，並以顏色深淺表示相關程度。

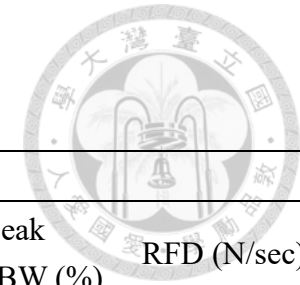


表 6

全體雙腳、單腳坐站測試與肌肉量相關性分析

變項名稱	雙腳								單腳									
	時間 (秒)		Peak GRF (kg)		Peak GRF/BW (%)		RFD (N/sec)		次數		時間 (秒)		Peak GRF (kg)		Peak GRF/BW (%)		RFD (N/sec)	
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p
PMM (kg)	-.162	.261	.747	< .001***	.277	.051	.542	< .001***	.273	.055	.025	.879	.785	< .001***	.079	.628	.579	< .001***
RLPMM (kg)	-.145	.314	.708	< .001***	.322	.022*	.509	< .001***	.284	.045*	.013	.936	.733	< .001***	.124	.445	.590	< .001***
LLPMM (kg)	-.141	.330	.705	< .001***	.305	.032*	.507	< .001***	.281	.048*	.012	.942	.730	< .001***	.104	.522	.584	< .001***
雙腳 PMM (kg)	-.134	.353	.701	< .001***	.303	.032*	.507	< .001***	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
慣用腳 PMM (kg)	-	-	-	-	-	-	-	-	.272	.056	.042	.798	.721	< .001***	.110	.501	.565	< .001***
ASM (kg)	-.131	.363	.694	< .001***	.296	.037*	.525	< .001***	.285	.045*	.015	.924	.725	< .001***	.106	.514	.578	< .001***
SMI (kg/m ²)	-.157	.276	.696	< .001***	.232	.105	.559	< .001***	.334	.018*	-.042	.795	.818	< .001***	.120	.461	.652	< .001***

註：PMM 預測全身肌肉量，RLPMM 右腳肌肉量，LLPMM 左腳肌肉量，ASM 四肢骨骼肌量，SMI 骨骼肌質量指數，peak GRF 尖峰地面反作用力，peak GRF/BW 為以體重標準化，RFD 發力率， ρ 相關係數，* $p < .05$ ，** $p < .01$ ，*** $p < .001$ 。

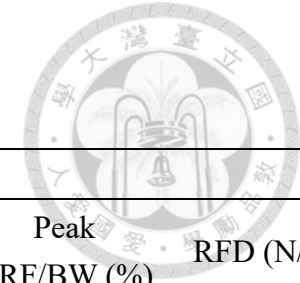


表 7

全體雙腳、單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性分析

變項名稱	雙腳				單腳													
	時間 (秒)		Peak GRF (kg)		Peak GRF/BW (%)		RFD (N/sec)		次數		時間 (秒)		Peak GRF (kg)		Peak GRF/BW (%)		RFD (N/sec)	
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p
Knee ext PF (kg)	-.550	<.001***	.620	<.001***	.614	<.001***	.633	<.001***	.414	.003**	-.374	.018*	.526	<.001***	.423	.007**	.635	<.001***
Knee flex PF (kg)	-.405	.004**	.541	<.001***	.624	<.001***	.477	<.001***	.377	.007**	-.481	.002**	.349	.027*	.310	.051	.641	<.001***
Hip ext PF (kg)	-.432	.002**	.553	<.001***	.611	<.001***	.557	<.001***	.505	<.001***	-.495	.001**	.436	.005**	.343	.030*	.601	<.001***
Hip abd PF (kg)	-.471	<.001***	.471	<.001***	.650	<.001***	.555	<.001***	.429	.002**	-.518	<.001***	.332	.036*	.517	<.001***	.644	<.001***

註：PF 尖峰力量，knee ext 膝伸直，knee flex 膝屈曲，hip ext 髖伸直，hip abd 髖外展，peak GRF 尖峰地面反作用力，peak GRF/BW 為以體重標準化，RFD 發力率， ρ 相關係數，* $p < .05$ ，** $p < .01$ ，*** $p < .001$ 。

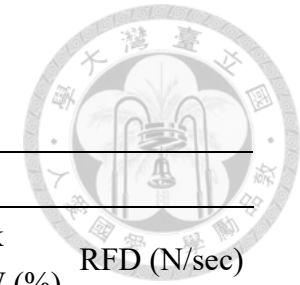


表 8

全體雙腳、單腳坐站測試與年齡、肌肉量、下肢徒手最大肌力相關性熱點圖

變項名稱	雙腳 ρ 相關係數				單腳 ρ 相關係數				
	時間 (秒)	Peak GRF (kg)	Peak GRF/BW (%)	RFD (N/sec)	次數	時間 (秒)	Peak GRF (kg)	Peak GRF/BW (%)	RFD (N/sec)
年齡	.280	-.312	-.541	-.335	-.409	.404	-.050	-.400	-.275
PMM (kg)	-.162	.747	.277	.542	.273	.025	.785	.079	.579
RLPMM (kg)	-.145	.708	.322	.509	.284	.013	.733	.124	.590
LLPMM (kg)	-.141	.705	.305	.507	.281	.012	.730	.104	.584
雙腳 PMM (kg)	-.134	.701	.303	.507	—	—	—	—	—
慣用腳 PMM (kg)	—	—	—	—	.272	.042	.721	.110	.565
ASM (kg)	-.131	.694	.296	.525	.285	.015	.725	.106	.578
SMI (kg/m ²)	-.157	.696	.232	.559	.334	-.042	.818	.120	.652
Knee ext PF (kg)	-.550	.620	.614	.633	.414	-.374	.526	.423	.635
Knee flex PF (kg)	-.405	.541	.624	.477	.377	-.481	.349	.310	.641
Hip ext PF (kg)	-.432	.553	.611	.557	.505	-.495	.436	.343	.601
Hip abd PF (kg)	-.471	.471	.650	.555	.429	-.518	.332	.517	.644
		相關係數 ρ 絕對值	小於 0.4 低度相關	0.40-0.59 中度相關	0.60-0.79 高度相關	0.80-1.0 非常相關			

註：PMM 預測全身肌肉量，RLPMM 右腳肌肉量，LLPMM 左腳肌肉量，ASM 四肢骨骼肌量，SMI 骨骼肌質量指數，PF 尖峰力量，knee ext 膝伸直，knee flex 膝屈曲，hip ext 髖伸直，hip abd 髖外展，peak GRF 尖峰地面反作用力，peak GRF/BW 為以體重標準化，RFD 發力率。



第五節 簡單線性迴歸分析

本研究進行多組簡單線性迴歸分析，由於檢定組合眾多且多數模型達統計顯著，為使結果更聚焦於具實質意義之預測能力，本研究設定以模型解釋力作為篩選準則：肌肉量模型 $R^2 \geq .60$ 、肌力模型 $R^2 \geq .50$ 、且 $q < .05$ 者，篩選後之迴歸結果彙整如表 9。尖峰地面反作用力 (peak GRF) 與肌肉量指標之間具有高度且顯著的線性關聯，其中單比雙腳預測 PMM、ASM 和 SMI 的解釋力都更佳 (雙腳 $R^2 = .621-.654$ ；單腳 $R^2 = .679-.755$)，顯示單腳 peak GRF 對不同肌肉量指標均具有較高解釋力。在肌力指標方面，單腳 RFD 可預測髖伸直肌力 ($B_1 = .010$, $SE = .002$, $R^2 = .529$, $p < .001$)，顯示單腳爆發性發力能力與髖伸直尖峰肌力存在中度至高度的線性關聯；雙腳坐站則無任何指標可以解釋至少 50% 的肌力變異。整體而言，peak GRF (特別是單腳) 對肌肉量指標 (PMM、ASM、SMI) 具有最強的線性預測力，而單腳 RFD 與髖伸直肌力呈現顯著且具實質解釋力的關聯。各指標散布圖與迴歸趨勢線如圖 23 至圖 31，並標註迴歸模型方程式。

表 9
簡單線性迴歸分析

肌肉量/ 肌力指標	坐站測試指標	n	B_1	SE	t	q 值	β	R^2	F(1, n-2)
PMM (kg)	雙腳 peak GRF	50	.285	.030	9.529	<.001	.809	.654	90.794
	單腳 peak GRF	40	.481	.044	10.826	<.001	.869	.755	117.194
ASM (kg)	雙腳 peak GRF	50	.139	.016	8.688	<.001	.791	.625	80.000
	單腳 peak GRF	40	.232	.024	9.734	<.001	.845	.714	94.751
SMI (kg/m ²)	雙腳 peak GRF	50	.033	.004	8.250	<.001	.788	.621	78.649
	單腳 peak GRF	40	.055	.005	10.491	<.001	.862	.743	110.069
雙腳 PMM (kg)	雙腳 peak GRF	50	.108	.012	9.000	<.001	.790	.624	79.660
慣用腳 PMM (kg)	單腳 peak GRF	40	.089	.010	8.962	<.001	.824	.679	80.327
Hip ext PF (kg)	單腳 RFD	40	.010	.002	6.530	<.001	.727	.529	42.645

註：PMM 預測全身肌肉量，ASM 四肢骨骼肌量，SMI 骨骼肌質量指數，hip ext PF 髖伸直尖峰肌力，peak GRF 尖峰地面反作用力，RFD 發力率， B_1 未標準化迴歸係數，SE 標準誤，t 統計量，q 值校正後顯著性， β 標準化迴歸係數， R^2 決定係數，F(1, n-2) 為 F 檢定。

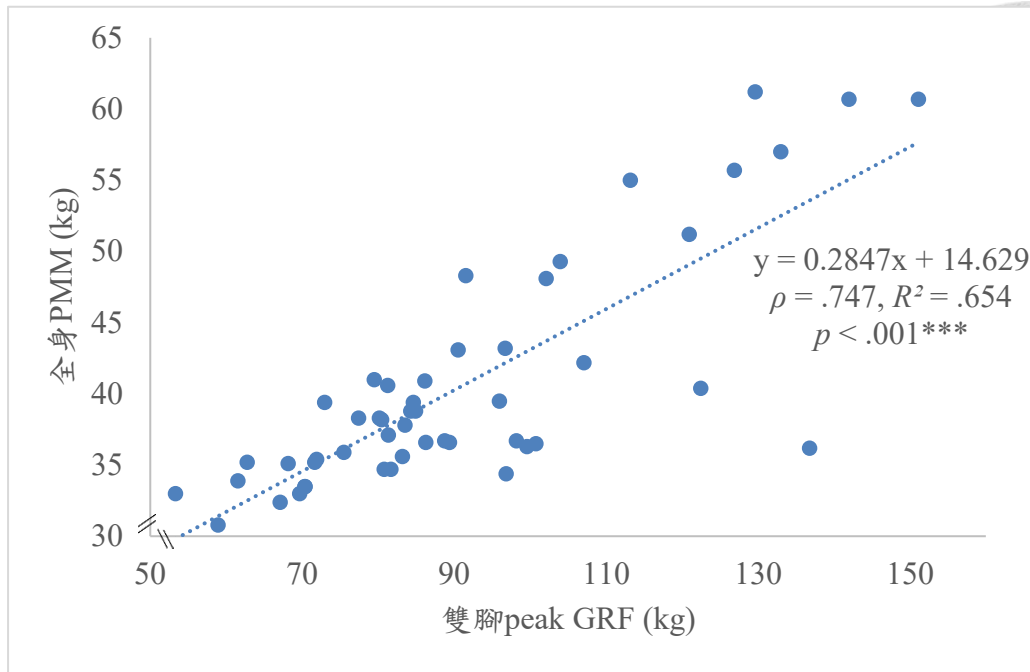


圖 23
 雙腳尖峰地面反作用力預測全身肌肉量之簡單線性迴歸

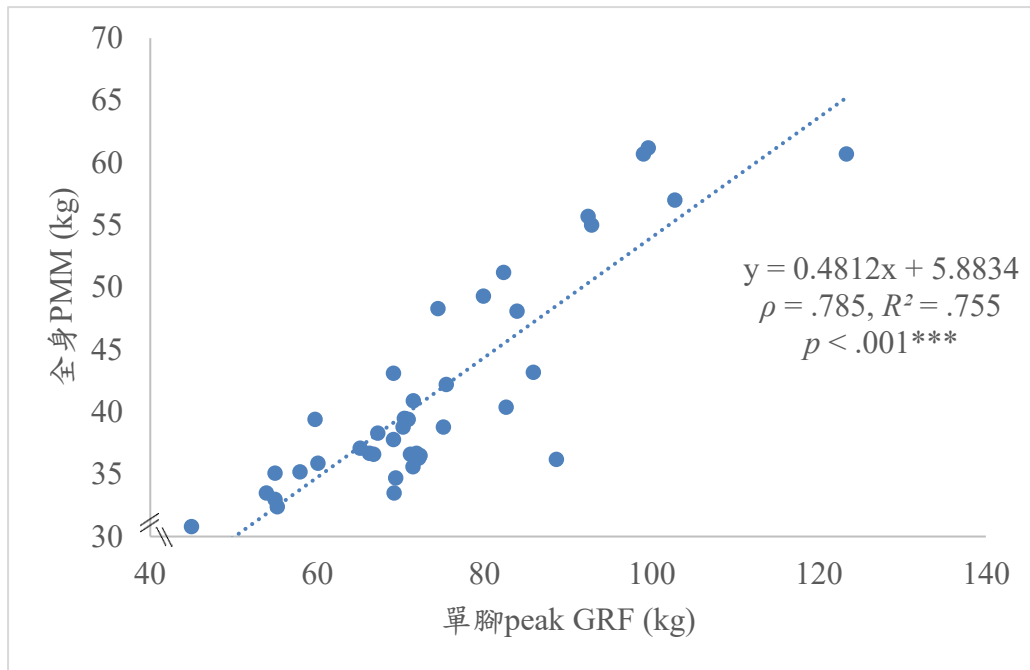


圖 24
 單腳尖峰地面反作用力預測全身肌肉量之簡單線性迴歸

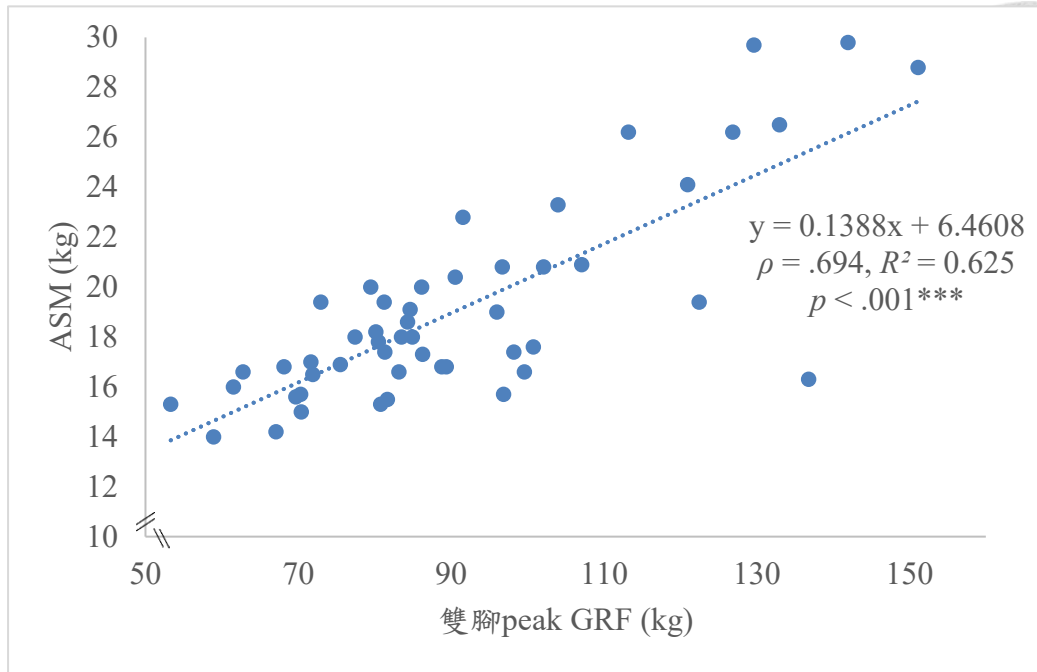


圖 25

雙腳尖峰地面反作用力預測四肢骨骼肌量之簡單線性迴歸

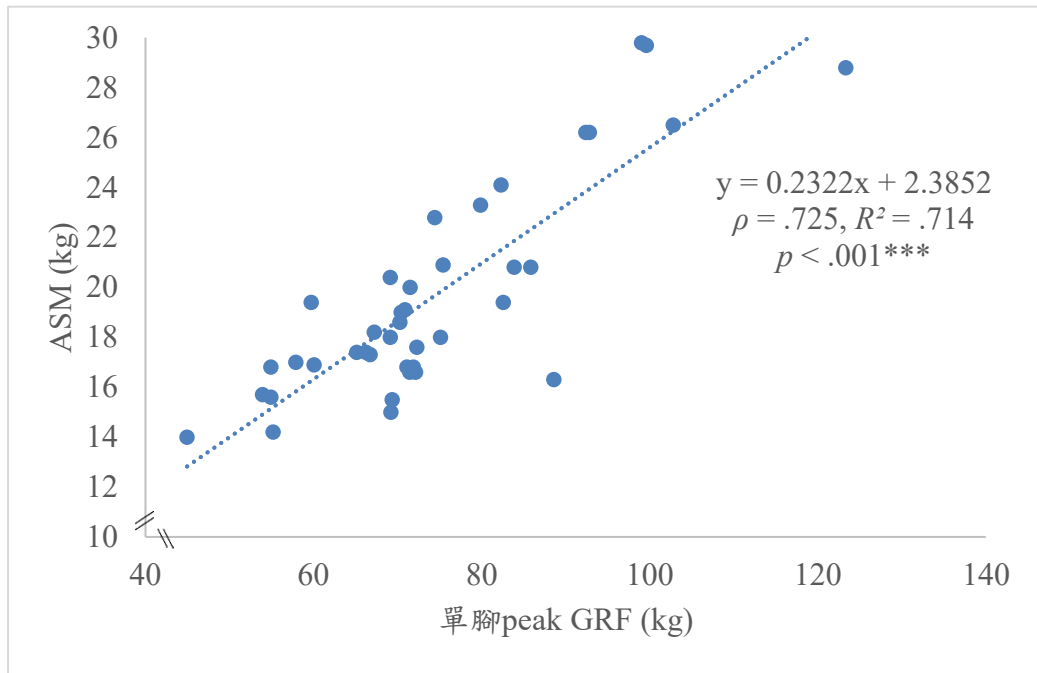


圖 26

單腳尖峰地面反作用力預測四肢骨骼肌量之簡單線性迴歸

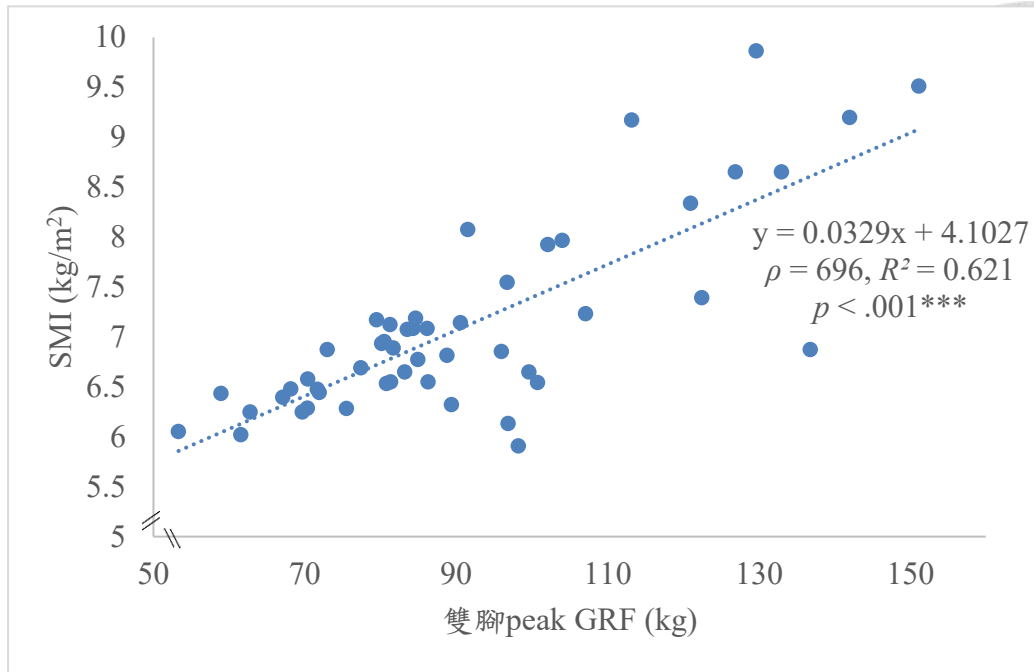


圖 27
雙腳尖峰地面反作用力預測骨骼肌質量指數之簡單線性迴歸

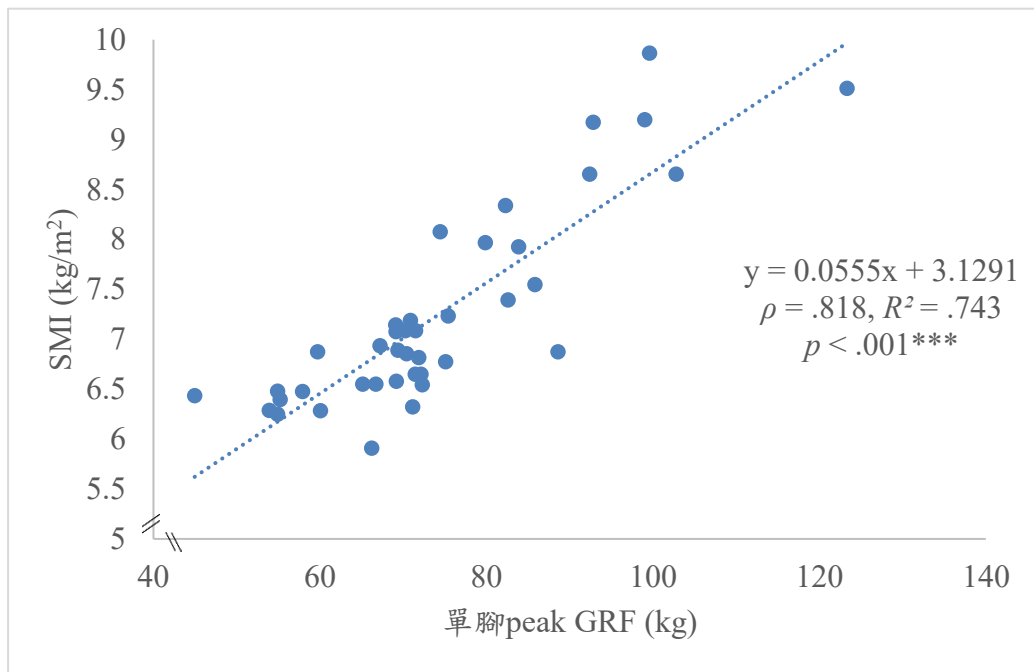


圖 28
單腳尖峰地面反作用力預測骨骼肌質量指數之簡單線性迴歸

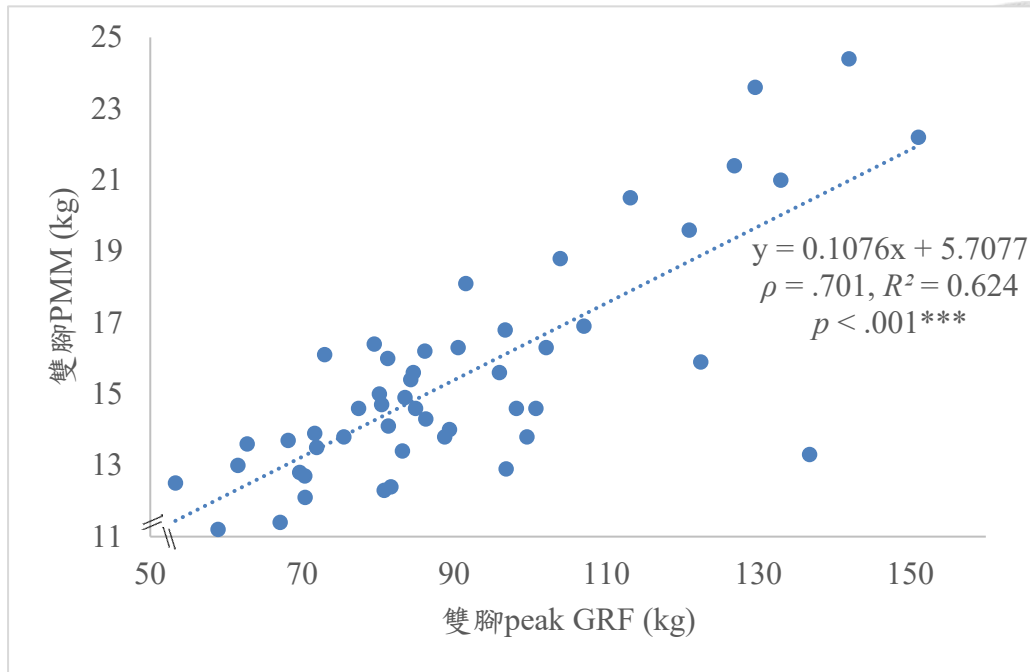


圖 29
 雙腳尖峰地面反作用力預測雙腳肌肉量之簡單線性迴歸

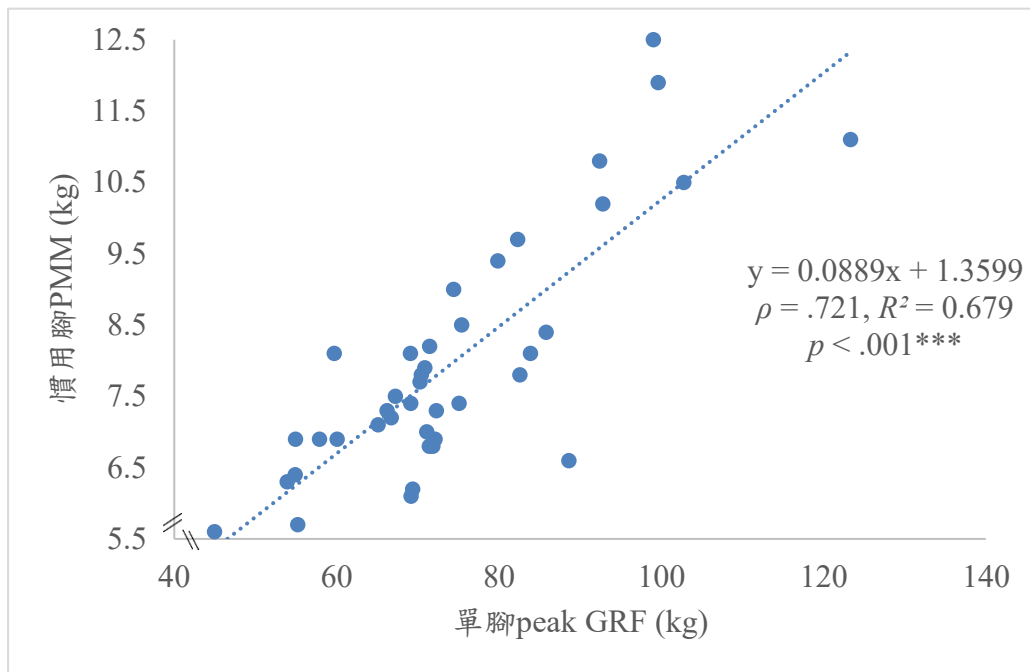


圖 30
 單腳尖峰地面反作用力預測慣用腳肌肉量之簡單線性迴歸

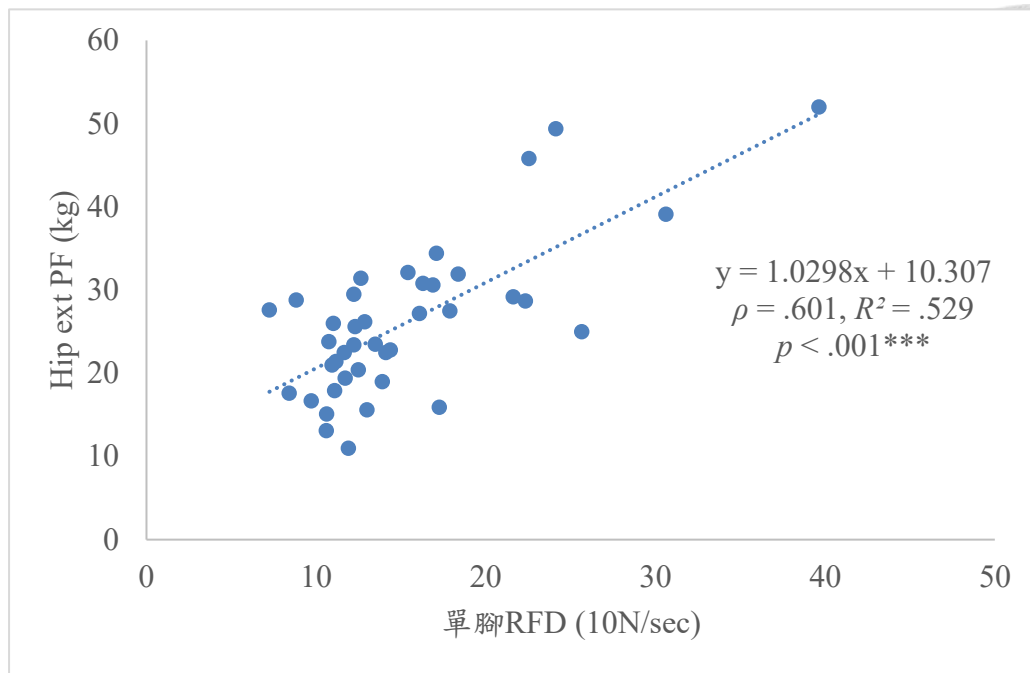


圖 31
 單腳發力率預測髖伸直尖峰肌力之簡單線性迴歸

第五章 討論



本研究比較不同年齡 5 次單腳與雙腳坐站表現差異，並探討其與肌肉量及下肢徒手最大肌力之間的相關性。研究主要結果顯示：(1) 年齡差異：雙腳坐站「時間」與年齡僅呈低度相關且組間差異有限；相較之下，測力板的 peak GRF (含經體重標準化) 呈現更明顯的隨年齡下降趨勢，且具有顯著年齡組間差異。單腳坐站方面，次數隨年齡增加而遞減，且完成時間呈現顯著變化並具組間差異；而單腳 peak GRF 需經體重標準化後，其與年齡較為相關。(2) 與肌肉量相關：無論單腳或雙腳，「時間」與肌肉量指標皆無顯著相關；相對地，peak GRF 與 RFD 與肌肉量呈中度至高度正相關，其中單腳 peak GRF 與 SMI 的相關性最高。進一步以簡單線性迴歸檢驗預測力後，peak GRF 對肌肉量 (PMM、ASM、SMI) 具有最強且穩健的線性預測力，且單腳 peak GRF 的解釋力優於雙腳。(3) 與肌力相關：單腳次數、單雙腳時間、雙腳 peak GRF 與單雙腳 RFD 皆能反映下肢徒手肌力，在迴歸模型中僅單腳 RFD 對髖伸直肌力達到 $\geq 50\%$ 的預測力；而雙腳坐站各項指標均未達到 $\geq 50\%$ 解釋肌力變異的模型。整體而言，肌肉量的辨識主要依賴 peak GRF (尤其單腳)，而肌力則更能由單腳 RFD 預測。

根據以上結果，本章節將再深入針對 (1) 不同年齡雙腳坐站差異、(2) 不同年齡單腳坐站差異、(3) 雙腳與單腳坐站測試與肌肉量相關性及 (4) 雙腳與單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性、(5) 各項坐站測試指標對肌肉量、肌力指標之預測效力，與過去文獻相互比較進行討論，最後說明本研究限制與未來建議。

第一節 不同年齡雙腳坐站差異

本研究結果顯示，不同年齡組之 5 次雙腳坐站測試在完成時間上未呈現顯著組間差異，與年齡僅呈現低度正相關，顯示雖然時間隨年齡略有延長，但差

異幅度有限。此結果與先前文獻的觀察一致 (Bohannon et al., 2010)，同樣支持 5 次雙腳坐站時間會隨年齡增加而延長。但本研究年齡組間變異較小，且參與者整體體能良好，使整體成績比 Bohannon 等學者之受試者表現更佳，導致統計分析後組間差異不顯著。過去亦有研究 (Smith et al., 2020) 指出，若受試者均具良好下肢功能時，單次雙腳坐站時間可能無法有效區分年輕與高齡者能力差距，除非年長者已經有明顯的衰弱 (frailty) 或病理狀況，否則他們通常能以與年輕人相似的總時間完成動作。因為動作時間很短，數據的變異量很小，導致統計上很難區分出顯著差異 (Smith et al., 2020)。但過去研究比較 (Cheng et al. 2014) 比較 20-30 歲之間年輕人、未跌倒高齡組 (平均年齡 75.23 ± 6.43 歲) 與曾跌倒高齡組 (平均年齡 77.50 ± 7.79 歲)，發現 5 次雙腳坐站測試完成時間有顯著差異，年輕人平均 6.09 ± 2.20 秒；未跌倒高齡組 15.65 ± 3.30 秒；曾跌倒高齡組 19.82 ± 4.46 秒。此研究受試者平均年齡與本研究相比甚遠，推測因此導致結果有所差距。

在動力學表現方面，雙腳 peak GRF 與年齡有低度負相關，且組間達統計顯著差異；進一步將 peak GRF 以體重標準化後 (peak GRF/BW)，與年齡有中度負相關，組間差異同樣達統計顯著。此結果符合多篇文獻結果，高齡者在坐站中的 peak GRF 皆顯著低於年輕族群 (Cheng et al., 2014; Sadeh et al., 2023; Smith et al., 2020)。過去研究 (Cheng et al., 2014) 所測得之年輕人最大垂直地面反作用力為 138.79 ± 24.20 N/BW，高齡未跌倒組為 117.51 ± 8.57 N/BW ($p < 0.01$)，將其年輕人組 (平均 23.67 ± 1.80 歲) 與本研究 20-30 歲組相互比較，可以發現本研究測得之 peak GRF 數值更佳，可能因所使用之器材不同所致，若關注於不同年齡組間比較之結果則為一致，皆支持老化會使地面反作用力衰退。研究亦發現老化會使站起過程中垂直地面反作用力變小、發力率變慢，以及垂直動量 (momentum) 降低 (Sadeh et al., 2023)。過去許多研究皆表示使用測力板監測 peak GRF、RFD 或功率 (power) 指標，能在「時間還沒變慢」之前，提早發現功能的衰退，更真實地反映神經肌肉系統的老化 (Shen et al., 2017; Smith et al.,

2020; Tateoka et al., 2024)。因此根據本研究結果，建議使用測力板監測隨年齡衰退的雙腳坐站表現，以放大敏感度，及早發現中年功能性表現之衰退。

值得注意的是，本研究原預期 20 歲組應呈現最佳坐站表現，但結果卻顯示 30 歲組在多數徒手肌力項目為各組最佳，肌肉量亦略高於 20 歲組。因而導致坐站表現 (特別是測力板動力學指標，如 peak GRF 與 RFD) 不如原來年齡的假設，而是更貼近肌肉量與肌力的狀態，使得 30 歲組表現不遜於甚至優於 20 歲組。此結果亦提示：年齡並非唯一決定因素，不同的運動習慣、訓練背景與身體組成差異，可能導致年輕人表現未必最好；未來研究可納入身體活動量或阻力訓練經驗作為變項，以釐清其影響。

最後，RFD 雖未呈現顯著組間差異，但仍出現與年齡的低度負相關，顯示年齡增加伴隨爆發能力下降。此趨勢與過去研究結果一致，在橫斷研究中與坐站相關的下肢 RFD 與功率已被證實會隨年齡下降，且與雙腳坐站表現相關，因此本研究的相關結果與先前文獻方向一致 (Alcazar et al., 2021; Campitelli et al., 2021; Smith et al., 2020)。高齡者的 RFD、功率和股四頭肌肌電圖活化速率皆低於年輕族群，反映衰老過程中神經驅動與肌肉收縮速度降低 (Smith et al., 2020)。另一項研究 (Alcazar et al., 2021) 則分析不同年齡 30 秒雙腳坐站平均功率，發現 30-39 歲與 50-59、60-69、70-79、80-84 和 ≥ 85 歲組有顯著差異，20 到 30 歲先呈現上升趨勢，30 到 55 歲些微下降，55 到 80 歲大幅下降，80 歲之後下降趨緩，整體趨勢與本研究 RFD 相同。此外坐站功率與行動能力受限程度呈強烈的負相關，即功率越低行動能力受限程度越高，可見爆發力對於功能性表現的重要性，未來可再納入能力較差之受試者，比較不同能力 RFD 表現。


整體而言，本研究顯示單純依賴「5 次雙腳坐站測試完成時間」可能不足以辨識不同年齡層之功能差異；相較之下，測力板導出的雙腳 peak GRF 與 peak GRF/BW 更能清楚辨識年齡間的差異。因此，若研究或臨床評估目標在於早期偵測功能性表現下降，5 次雙腳坐站搭配測力板的動力學指標，可能比僅記錄時間更具敏感度與解釋力。

第二節 不同年齡單腳坐站差異

本研究首次將單腳坐站測試施測在多個不同年齡族群，結果顯示 5 次單腳坐站測試在多項表現指標上呈現明顯的年齡相關變化，反映此測試較能敏感偵測下肢功能的衰退。首先，在完成次數方面，單腳坐站的平均次數隨年齡遞減，並呈現中度負相關。雖然組間比較未達統計顯著，但從中年開始有人無法完成任何一次單腳坐站，到較高齡組中有多位受試者無法完成，顯示下肢單側功能在中高齡族群中已有明顯退化。


在完成時間方面，5 次單腳坐站時間隨年齡顯著延長，且組間差異達顯著，反映單腳坐站動作對平衡、肌力與動作控制的要求提高，使其更能區分不同年齡層的功能差異。這與過往研究一致，健康年輕成人(平均年齡 28.07 ± 5.39 歲)之 5 次單腳坐站平均所需時間 (11.87 ± 1.46 秒) 顯著長於 5 次雙腳坐站 (7.55 ± 0.73 秒)，這是由於以單腳執行坐站任務時，受試者需付出更大的費力程度 (effort) 來支撐並升降大部分的體重，因此導致執行時間顯著延長 (Thongchoomsin et al., 2020)。其他研究也同樣使用 5 次單腳測試於年輕族群，不過測得之時間有些許不同，平均約 7.94 ± 2.09 到 9.14 ± 3.79 秒 (Waldhelm et al., 2020) 與 9.9 ± 2.7 到 11.5 ± 3.3 秒 (Otto-Yáñez et al., 2025)，推測與使用的椅子高度有關 (分別使用 45.7 公分與 46 公分高的椅子)。過去研究指出，椅子高度會影響完成時間 (Kuo, 2013; Ng et al., 2015; Zumbrennen et al., 2022)。本研究雖採用相同高度之椅子施測，為使每位受試者髌、膝關節屈曲角度皆約為 90 度，另以坐墊進行高度微調。而坐墊的材質與軟硬度可能也會影響坐站表現，過去研究 (Hayek et al., 2024) 比較標準椅與軟沙發兩種不同椅面，對於不同年齡坐站表現的影響，發現沙發可以使中年功率下降的差異更為明顯；此外，中年與年輕組在坐到站所費時間與最大垂直速度的差異僅在沙發條件才被偵測到，因此不同坐面條件 (高度、材質/軟硬) 可以放大年齡差異，值得後續研究並驗證。

過去針對老年人單腳相關測試，多使用單腳靜止站立時間 (One-leg standing



time)。過去常模數據顯示單腳站立時間與年齡呈現顯著負相關，18 至 39 歲的年輕族群大多能達到 45 秒；到了 60 至 69 歲平均時間顯著下降至 32.1 秒，80 歲以上的高齡長者甚至平均僅能維持 9 秒，凸顯了本體感覺 (proprioception) 與前庭系統 (vestibular system) 退化的現象 (Springer et al., 2007)。日本一篇研究 (Igarashi et al., 2023) 招募 66 名平均 80.9 歲的長者，比較單一測試指標 (僅檢測 5 次雙腳坐站時間) 與複合指標 (加入單腳站立時間)，判斷行動能力的準確度與臨界值。結果指出，僅評估坐站測試雖然有參考價值，但若能結合單腳平衡測試，能顯著提升預測高齡者行動力的準確度，這是因為行動能力不僅需要足夠的肌力行走，更需要良好的動態與靜態平衡能力來適應環境變化 (Igarashi et al., 2023)。除了日本的研究外，台灣本土大型研究 (Yeh et al., 2024) 亦證實了此觀點。該研究分析兩萬多名台灣長者數據，指出下肢肌力表現與平衡控制高度相關，學者表示不應將「坐站測試」與「單腳站立」視為各別能力指標，而應視為互補的評估模組，以更全面地預測長者的跌倒風險與行動能力。本研究結果支持既往文獻的觀察，以單腳坐站表現作為全面性功能測試，其時間表現更能反映年齡相關的早期功能退化。不過單腳坐站表現還涉及肌力與平衡的交互作用，本研究未同步測量單腳平衡表現，因此無法確立平衡能力下降與單腳坐站時間延長之間的關係，此機制仍待後續研究進一步釐清。

在力量指標方面，單腳 peak GRF 與年齡雖無顯著相關，但組間有顯著差別；以體重標準化後，與年齡呈現中度負相關，組間差異亦顯著。先前研究 (Makaracı et al., 2023) 使用單次單腳坐站測試 30 位定期接受訓練的男性大學生 (平均 21.4 ± 1.7 歲)，慣用腳 peak GRF/BM 平均為 $75.3 \pm 5.4\%$ ，其結果與本研究相似。然而單腳 peak GRF 的年齡差異不如雙腳明顯，這可能歸因於單腳站立動作對姿勢控制的高度需求，使得「力量」並非唯一的決定因素。高齡者的坐站表現不僅取決於下肢肌力，更顯著受到感覺整合能力、平衡感、反應速度及心理狀態 (如跌倒恐懼) 的影響；當受試者在單腳支撐的不穩定狀態下發力時，為了維持平衡，神經系統可能會限制最大肌力的輸出 (Lord et al., 2002)。另外針



對坐站功率與平衡能力的研究亦發現，身體平衡能力與坐站時的功率輸出呈現顯著正相關，顯示平衡控制是限制力量表現的關鍵約束條件，受試者在單腳站立時的軀幹加速度 (trunk acceleration) 越大，代表穩定性越差，其坐站爆發力的表現就越低 (Monteiro et al., 2025)。由於快速的站起動作需要精確的 CoP 前後位移控制；若神經系統偵測到平衡威脅 (如軀幹晃動過大)，身體會優先將肌肉資源用於姿態穩定 (postural stabilization)，而非產生向上的垂直推力 (Piano et al., 2020)。因此，在單腳測試中，部分受試者 (尤其是高齡者) 可能並非「沒有力量」，而是受限於平衡控制的機械約束 (mechanical constraints) 而無法完全釋放其肌力儲備，這可能解釋了為何單腳的力量指標 (peak GRF) 未能如雙腳測試般呈現清晰的年齡線性衰退。此外，高齡者為了代償本體感覺退化並增加關節穩定性，會不自主地傾向增加主動肌與拮抗肌的「共同收縮 (co-activation)」 (Sadeh et al., 2023)。這種以穩定為優先的神經肌肉控制策略，雖然能防止跌倒，卻會因拮抗肌的阻力而抵銷部分垂直推力，導致測得的單腳 peak GRF 數值未能單純反映肌肉的生理衰退，進而掩蓋了年齡間差異。

最後，單腳 RFD 與年齡無顯著相關，年齡組間也未達顯著差異。過去 Ruiz-Cárdenas 等人 (2018) 針對 14 位女性 (平均年齡 62.1 ± 5.16 歲) 分別測試雙邊腿推最大等長肌力，發現雙腿前 100 毫秒 RFD 的雙邊差異與坐站時間呈中度相關，爆發力初期的雙側差異則可能限制年長女性的坐站表現，並與日常活動程度有關。本研究單腳 RFD 結果無顯著隨年齡衰退，但神經肌肉驅動速率可能會隨年齡逐漸下降，進而導致單腳爆發力隨年齡下降 (Orssatto et al., 2022; Thompson et al., 2014; Varesco et al., 2019)。但其機制包括最大肌力、平衡控制、協調與代償策略等多重因素，因此在高難度單腳條件下，年齡效應可能優先反映在「是否能完成單腳坐站與完成次數」，而非短時間內的爆發力指標，建議未來可針對單腳坐站慣用腳與非慣用腳 RFD 的差異加以深入探討。

綜合已上，本研究顯示 5 次單腳坐站較雙腳具有更高的敏感度，可偵測不同年齡層間的功能差異。特別是完成次數與時間在中高齡受試者中已有明顯退

化。由於單腳坐站需同時結合肌力、平衡、動作協調與神經控制能力，因此更能反映下肢動作能力的綜合性衰退。未來研究可進一步結合動作影像分析、平衡協調與神經肌肉控制策略，深入探討單腳坐站動作品質在不同年齡層的變化。



第三節 雙腳與單腳坐站測試與肌肉量相關性

本研究顯示，無論雙腳或單腳，peak GRF、RFD 與肌肉量皆呈現一致且顯著的高度相關，尤其單腳坐站 peak GRF 與骨骼肌質量指數 (SMI)，由此可知單側負重、平衡需求更高的任務中，力量輸出能力更能反映個體的相對肌肉量水準。相較之下，雙腳與單腳坐站的完成時間與肌肉量皆未呈現顯著相關，推測以「時間」作為主要指標時，可能容易受到動作策略、協調與神經控制方式影響，而不一定能直接代表肌肉量差異 (Alcazar et al., 2018; Lord et al., 2002; Monteiro et al., 2025; Park & Shin, 2024; Sadeh et al., 2023)。換言之，在肌肉量仍處於輕度退化或功能尚可補償的階段，僅以運動學 (完成時間) 評估可能不足以辨識早期的肌肉衰退；反之，使用測力板測得之動力學指標 (如地面反作用力、發力率) 更能體現肌肉結構與功能的生理表徵，因而具更高敏感度。

過去研究以超音波測量股四頭肌厚度時，發現肌肉厚度與 10 次雙腳坐站時間、GRF、RFD 皆呈顯著相關 ($r = -.49$ 至 $-.36$) (Yoshiko et al., 2021)，顯示「局部肌肉」與坐站表現具有關聯。然而，該研究僅量測大腿肌群的肌肉厚度，可能不足以全面反映各肌群在動作中的貢獻。本研究採用生物電阻抗分析 (BIA) 估算肌肉量，該方法所推估之肌肉量包含不同部位 (如小腿等肌群)，結果易受水分分布、體脂比例與量測姿勢等因素影響，可能降低其與完成時間這類綜合性動作表現之線性關係。儘管如此，過去已有系統性回顧與統合分析，針對老年族群坐站速度較慢者與較快者相比，其死亡風險比 (hazard ratio) 為 1.96，顯示高齡者坐站動作較慢者與較高的死亡風險相關 (Cooper et al., 2010)。不過其潛在機制仍未完全釐清，坐站時間亦高度依賴動作控制策略 (如軀幹前傾程度、動

作節奏等)、平衡需求與協調能力，使得「相同肌肉量」者可能因採取不同動作策略而呈現相近或不同的完成時間，進一步稀釋時間與肌肉量之關聯。因此，以時間作為唯一坐站測試指標時，應謹慎解讀其與肌肉量之關係。

在 peak GRF/BW 方面，本研究亦觀察到雙腳與 RLPMM、LLPMM 和 ASM 僅呈輕度相關性，單腳則無顯著相關。此結果可能與「體重」本身包含非肌肉成分(尤其脂肪量)有關；當以 BW 作為分母時，體脂較高者可能使相對力量值被稀釋，即使其肌肉量並不低，也可能出現較低的 peak GRF/BW，導致該指標在反映「純肌肉量」時受干擾。因此，peak GRF/BW 可能較適合作為整體負重能力或功能性肌力指標，而非單純肌肉量的替代指標。

綜合而言，本研究支持：在坐站測試中，測力板所量測之 peak GRF 與 RFD 相較於完成時間更能反映肌肉量差異，且單腳坐站(特別是 peak GRF 與 SMI 的高度關聯)具有更高的辨識能力。未來研究可進一步使用 DXA、肌肉品質(例如脂肪浸潤)與動作影像分析，以更完整釐清肌肉量、肌肉品質與坐站表現之交互關係。

第四節 雙腳與單腳坐站測試與下肢徒手最大肌力相關性

根據本研究結果，雙腳坐站完成時間與所有下肢肌力變項皆呈顯著負相關，顯示肌力愈高者，完成坐站所需時間愈短。與過去研究(Bohannon et al., 2010)發現，雙腳坐站完成時間與經體重標準化後的膝伸直等長肌力，具有中度且顯著負相關($r = -.634, p < .001$)的結果一致。支持時間指標在雙腳穩定支撐條件下，能有效反映膝伸直肌力水準。由於雙腳坐站屬於相對穩定的動作任務，對平衡與控制的需求較低，使得完成時間較直接受到主要伸肌群(膝伸直肌群)肌力的影響。雙腳坐站的 peak GRF、peak GRF/BW 與 RFD 與膝伸直肌力皆呈高度正相關，顯示測力板所量測之動力學指標能直接反映下肢肌力。此結果與 Tsuji 等人(2015)研究結果一致，社區健康高齡者(平均年齡 69.0 ± 2.9 歲) 5 次

雙腳坐站的 peak GRF/BW 與 RFD 與膝、踝關節等速肌力及功率具有顯著相關，且相較於時間更能反映實際肌力狀況。也有學者採用 30 秒雙腳坐站測試 (30s STS) 於平均 67.3 ± 5.5 歲的高齡族群，發現預測 30s STS 重複次數的模型中， $90^\circ/s$ 向心收縮的膝伸直肌峰值發力率 (peak RTD) 為具有顯著貢獻的預測因子 (Crockett et al., 2013)。因此本研究結果支持：雙腳坐站搭配力板分析為評估下肢肌力的有效工具。

相較之下，單腳坐站完成次數與時間皆與所有下肢肌力呈顯著相關，且其中完成時間與髖外展肌力之相關性最高，顯示單腳坐站動作對髖關節穩定肌群的需求顯著增加，可透過此方式評估髖外展肌力表現。West 等人 (2023) 發現前十字韌帶重建 (anterior cruciate ligament reconstruction, ACLR) 術後患者 (平均年齡 30 ± 6 歲)，單腳坐站的最大反覆次數與股四頭肌等速肌力顯著相關，顯示單腳功能測試可以方便、快速的評估下肢肌力，並比較雙腳之間的肌力差異，無需使用特殊設備儀器，適合應用在臨床場域。Daira 等人 (2025) 針對 33 位平均 25.4 ± 3.4 歲的年輕人測試是否能單腳從 20 公分高箱子站起，發現膝伸直與膝屈曲的肌力至關重要。Thongchoomsin 等人 (2020) 研究亦發現，年輕族群 (平均年齡 28.07 ± 5.39 歲) 5 次單腳坐站時間與髖屈曲、髖伸直、膝屈曲、膝伸直、踝背屈 (dorsi-flexion) 與踝跖屈 (plantar-flexion) 等速肌力之相關性皆高於雙腳坐站時間，顯示單腳任務在挑戰單側支撐與動作控制時，更能突顯肌力差異。與本研究結果不同的原因，可能是因為族群年齡不同，本研究包含中高齡族群，可能因老化導致其他能力衰退，使得單腳坐站時間反應下肢肌力的能力沒有顯著優於雙腳坐站時間。

本研究單腳 peak GRF 與 peak GRF/BW 與部分肌群僅呈現輕度相關，顯示單腳力量輸出可能受到平衡策略、動作協調與神經控制因素的顯著影響，而非單純由下肢肌力所決定。Makaracı 等人 (2023) 之研究針對平均年齡 21.4 ± 1.7 歲的男性運動員，發現單腳坐站時間與單腳反向跳 (countermovement jump, CMJ) 速度相關，表明單腳坐站時間可以反應下肢爆發力，但單腳 GRF/BW 與跳躍高

度、速度、功率與肌力之間並無顯著關聯。顯示在單腳坐站時，地面反作用力指標較難單獨代表肌力表現。

最後，單腳 RFD 與所有下肢肌力變項皆呈高度正相關，尤其是髖外展肌力，顯示相較於雙腳 peak GRF 與 RFD，單腳 RFD 可能更能反映單側下肢爆發力的水準。過去研究 (Pfeifle et al., 2021) 針對 24 位單側膝關節關節炎 (knee OA)、擬接受全膝關節置換之患者 (平均年齡 65 ± 7 歲)，比較使用單側或雙側等長肌力測試，發現患側膝伸直等長肌力 (maximum voluntary isometric contraction, MVIC) 與發力率指標皆顯著低於健側，且不論採用單側或雙側任務進行評估，其等長肌力與爆發力結果並無顯著差異，顯示肌力與爆發力表現不受評估任務為單側或雙側所影響。此結果與本研究之發現有所不同，本研究顯示，透過測力板測得之單腳 RFD 相較於雙腳 RFD 更能反應下肢肌力，尤其是髖外展肌力。此差異可能與測試任務性質不同有關：前述研究採用的是靜態等長收縮測試，而本研究所使用之單腳坐站屬於動態、具高度功能性且需同時整合平衡控制與快速力量輸出的動作任務，因而更能突顯單側下肢在實際功能表現中的爆發力需求，特別是與骨盆穩定及單腳支撐密切相關的髖外展肌群。然而，本研究在雙腳坐站測試中，係將左右腳之地面反作用力合併計算雙腳 RFD，未能進一步比較左右腳各別之差異，此作法可能低估雙腳坐站中單側爆發力的不對稱性。未來研究可考慮於雙腳坐站測試中，分別分析左右腳之 RFD 輸出，並進一步比較單腳與雙腳任務下，單側爆發力表現的差異，以更完整釐清不同坐站任務對下肢肌力與爆發力評估之影響。此外，結合動作影像分析或骨盆穩定性指標，亦有助於深入探討髖外展肌群在單腳坐站爆發力表現中的關鍵角色。

綜合上述結果，本研究顯示：雙腳坐站測試中，時間與測力板指標能有效反映下肢肌力，且測力板衍生之動力學指標具有更高代表性；而單腳坐站測試中，完成次數與 RFD 對下肢肌力更為敏感，單腳完成時間可反映與髖外展肌力，但 peak GRF 與 peak GRF/BW 可能受平衡與動作控制策略影響較大，與下肢肌力相關性較低。因此，在臨床或研究應用上，若目標為評估整體下肢肌力，建

議採用 5 次雙腳坐站搭配測力板分析；若欲評估單側肌力或爆發力，5 次單腳坐站結合 RFD 指標可能更具實用價值。



第五節 各項坐站測試指標對肌肉量、肌力指標之預測效力

本研究以簡單線性迴歸檢驗 5 次單、雙腳坐站測試指標對肌肉量與下肢徒手最大肌力的預測效力。結果顯示坐站測試中的動力學指標相較於傳統的時間指標，更能預測肌肉量及肌力狀況，支持以測力板作為中年早期肌肉功能衰退之篩檢工具。

在肌肉量預測方面，peak GRF 呈現最一致且最強的預測效力。無論以 PMM、ASM 或 SMI 作為應變項，peak GRF 皆可解釋超過六成的肌肉量變異，且校正後依然顯著，顯示坐站過程中的尖峰地面反作用力與身體肌肉量具有穩健的線性關聯。過去即有研究使用測力板檢測肌少症患者坐站表現，發現 627 位老年人中，以「最大 GRF」建立的多元邏輯迴歸預測公式可達男性 0.906 (敏感度 89.7%，特異度 80.5%)、女性 0.858 (敏感度 95.0%，特異度 60.9%) 的預測力 (Kera et al., 2022)。本研究進一步發現坐站測試的 GRF 對於較年輕族群同樣可以預測肌肉量，可做為早期篩檢之有力工具。同樣是日本的大型研究，將 1462 名 46-89 歲受試者根據肌少症診斷標準 (握力、行走速度與骨骼肌質量指數 SMI) 分類，發現尖峰垂直地面反作用力與 RFD 皆與 3 個診斷標準相關，經過 ROC 曲線分析，計算曲線下面積 (area under the curve, AUC) 與準確度後，RFD 具有較高的區辨效度 (AUC = .841，準確度 83.3%)，顯示坐站動作中的力學指標可作為預測肌少症的有用指標 (Ota et al., 2024)。相較於本研究結果中 peak GRF 對肌肉量指標的解釋力皆高於 RFD，此差異可能與 RFD 的計算方法不一致有關。然而，該研究未明確說明其 RFD 的計算方式，使本研究無法進一步釐清差異來源並進行比較。

不僅如此，單腳 peak GRF 對肌肉量指標的解釋力均優於雙腳 peak GRF。

此結果可能反映單腳坐站在支撐面縮小、平衡需求增加的情境下，受試者更難以透過雙側分擔或動作代償來完成任務，使量測到的 peak GRF 更能預測受試者肌肉質量，因而對肌肉量指標展現更高的辨識與預測能力。與本研究相關性分析結果相互呼應，比雙腳 peak GRF，單腳與肌肉量各指標皆有更高的相關性，顯示以單腳坐站搭配測力板量測 peak GRF，可能是未來用於反映骨骼肌質量狀態的潛力指標。

在肌力預測方面，單腳 RFD 可有效預測下肢徒手最大肌力，尤其是髖伸直，且比雙腳坐站的任何指標都還要更具預測力。過去已有研究使用測力板檢測雙腳坐站的動力學指標與肌力關聯 (Tsuji et al., 2015)，本研究加入單腳坐站進行比較，彌補了過去研究的缺口。RFD 反映爆發力與神經肌肉招募效率，單腳坐站在高平衡需求下，可能更加挑戰受試者的肌力表現，因此單腳 RFD 對下肢徒手肌力的解釋力比雙腳來的更佳。此結果也呼應本研究相關性分析之發現，單腳 RFD 與多項下肢肌力指標呈高度正相關，更能捕捉功能性動作中與肌力表現相關的神經肌肉徵招表現。

儘管本研究在相關性分析中觀察到雙腳坐站之動力學指標與多項下肢徒手肌力呈中度至高度相關，但在簡單線性迴歸分析中，雙腳坐站並未出現任何可解釋 $\geq 50\%$ 肌力變異的模型，此差異可能源於以下因素。首先，本研究採用 Spearman 等級相關反映兩變項之單調關係，而線性迴歸模型的 R^2 則表示自變項 X 在模型中可解釋應變項 Y 變異的比例。因此，即使相關係數較高，若資料關係非線性、異質性高或受離群值/策略差異影響， R^2 仍未必相對應地提高。其次，本研究之下肢徒手肌力採用「最佳成績」作為代表值，雖可反映受試者可達到的最大表現，但亦可能使肌力數值偏向個體的「上限能力」，提高組內變異並弱化其與功能性任務表現之線性一致性。換言之，雙腳坐站作為一項需整合多肌群協同、動作策略及神經控制的功能性任務，其表現更可能反映「日常可重複完成的整合能力」，而非最佳肌力表現，因此在迴歸模型中要以功能性指標解釋「最佳肌力」的個體差異時，線性解釋力可能受限。最後，本研究對迴歸結果

採用解釋力門檻篩選以聚焦呈現，使部分具有統計顯著但解釋力中等 ($R^2 < .50$) 的模型未納入主表。因此，雙腳坐站仍可作為反映肌力趨勢的功能性測驗，但若研究或臨床目的在於建立具辨識力的「單一預測指標」，單腳坐站的 RFD 更具預測優勢。

綜合以上結果，本研究支持在中年早期肌肉功能衰退的篩檢情境下，若目標為肌肉量，應優先考慮以測力板量測 peak GRF (尤其單腳) 作為候選指標；若目標為肌力，則單腳的 RFD 提供了具實質解釋力的預測資訊。未來研究可在更大的樣本與不同族群中進行外部驗證，並納入平衡能力、身體活動量或阻力訓練經驗等潛在混雜因子，或以多元迴歸/交叉驗證方式建構更穩健的預測模型，以提升坐站測試動力學指標在臨床與社區應用中的推廣性與準確性，評估其作為中年族群早期篩檢工具的可行性。

研究限制與未來建議

本研究仍存在若干限制，首先，本研究整體樣本中男性比例偏低，可能限制結果在男性族群之推論性。未來研究可進一步提高男性受試者比例，或採用品別分層招募設計，以更精確比較不同性別在單、雙腳坐站表現差異。過去研究 (Daira et al., 2025) 比較不同性別單腳從 20 公分高箱子站起，發現男性成功與失敗組在髖內收與髖屈曲力量並無顯著差異；女性成功組的髖內收力量顯著高於失敗組。推測女性特別需要較佳的髖內收肌力來補償相對較低的股四頭肌力量，不同性別可能存在不同的動作策略與肌群依賴，因此建議未來需進一步分析不同性別與單、雙腳坐站動作的差異。

其次，本研究坐站測試時僅固定受試者足部位置 (雙腳與肩同寬) 及起始關節角度 (髖關節與膝關節屈曲 90 度)，惟未進一步明確限制座椅深度 (即臀部相對於椅面前緣或椅背之位置)。過去研究大多聚焦在座椅高度與足部擺位對坐站表現之影響，對於座椅深度之探討則相對不足。當受試者坐於較深位置時，測力板較接近座椅，使受試者可採用較多膝屈曲策略，使身體質心 CoM 之位移以

垂直方向為主；相對而言，採用坐深較淺的方式，為保持髖與膝關節屈曲 90 度，測力板與座椅距離較遠，起立時軀幹前傾角度亦可能隨之增加，導致 CoM 前後水平位移可能也因此變大。由於本研究未將座椅深度納入控制變項，上述潛在影響未能於本研究中進一步驗證。未來可結合動作影像或測力板 CoP 軌跡分析，以更微觀比較座深對坐站動作的影響。

第三，本研究之單腳坐站測試僅針對慣用腳進行評估，未納入非慣用腳之比較。然而，既有研究指出下肢慣用側與非慣用側在肌力、協調與穩定性上可能存在差異 (Makaracı et al., 2023)。過去研究比較慣用腳與非慣用腳單腳坐站表現與下肢爆發力的相關性，發現慣用腳爆發力與 5 次單腳坐站測試、30 秒單腳坐站測試以及單腳跳距離 (hop for distance, HFD) 之間皆未呈現顯著相關；而非慣用腳爆發力與 30 秒單腳坐站測試 ($r = .43, p < .01$) 及 HFD ($r = .44, p < .01$) 呈現低度正相關，且與 5 次單腳坐站測試呈現低度負相關 ($r = -.42, p = .01$) (Bentzen et al., 2025)。未來研究可同時評估雙側單腳坐站表現，進一步探討雙側不對稱性 (asymmetry) 在不同年齡層差別，及其與肌力、肌肉量之相關性，以提升單腳坐站測試在臨床篩檢與功能性肌力評估上的實用價值。

第四，本研究未同步量測平衡能力與動作控制協調功能。由於單腳坐站屬於高度挑戰平衡與姿勢穩定的功能性任務，其表現除受下肢肌力影響外，亦可能受到本體感覺、前庭功能與神經肌肉控制策略的限制。因此，本研究無法釐清平衡能力在其中所扮演的中介角色。未來研究可結合單腳靜態平衡測試、動態平衡指標、壓力中心 (CoP) 軌跡或動作協調評估，以更全面解析單腳坐站表現背後的神經肌肉機制。

第五，在肌肉量測量方法方面，本研究採用生物電阻抗分析 (BIA) 估算肌肉量，該方法可能受到體水分狀態、姿勢與脂肪分布影響，進而影響肌肉量估算的精確度。雖然 BIA 具有操作便利與臨床可行性之優點，但相較於雙能量 X 光吸光式測定儀 (DXA) 或超音波影像，仍存在測量誤差。未來研究可考慮採用 DXA 或肌肉超音波，進一步評估肌肉橫斷面積、肌肉厚度與肌肉品質，以更精

確探討肌肉結構與坐站力學表現之關係。

第六，本研究之下肢肌力評估以手持式測力計 (HHD) 測量徒手最大肌力，雖具有良好信度與臨床實用性，但無法反映動態收縮或不同角速度下的肌力與爆發力表現。此外，儘管測試過程中提供一致且充分的口頭鼓勵，以促使受試者達到最大自主用力 (maximal voluntary effort)，仍無法完全確保所有受試者於每次測試中皆達到最大自主用力程度。未來研究可結合等速肌力儀，評估不同收縮型態 (向心、離心) 與角速度下的肌力與發力率，並加入踝關節肌群的測試，進一步完整釐清下肢肌力與單、雙腳坐站動力學指標之關係。

最後，也有其他研究使用智慧型手機偵測坐站動作指標。Cerrito 等人 (2015) 以健康高齡者為對象 (平均年齡 73.5 ± 10.4 歲)，開發手機應用程式，利用手機三軸加速度計與旋轉向量感測器，取得坐站期間的加速度，將垂直加速度換算成力與功率曲線，以估算尖峰 GRF、RFD、尖峰功率，並以測力板同步量測的 GRF 作為黃金參考標準，發現手機估算的 peak force 信效度佳 ($ICC = .88$, $r = .86$)，但 RFD 信度明顯較差 ($ICC = .43$)。Hayek 等人 (2024) 則是使用手機加速度計，比較不同年齡坐站表現差異，發現相較於僅用總時間評分，容易出現天花板效應，以手機慣性量測單元 (inertial motion units, IMU) 擷取的坐站參數，可更敏感地偵測中年期的細微功能退化。建議未來可進一步發展以智慧型手機為基礎之量測方法，發展出更為便捷且可靠的篩檢工具。

綜合而言，未來研究可透過納入非慣用腳比較、平衡與動作控制指標、更精準的肌肉量測量工具，以及多樣化的肌力評估方式，進一步深究單腳與雙腳坐站測試在不同年齡與性別族群的表現差異，以提升作為早期肌力衰退與功能下降篩檢工具的解釋力與臨床應用價值。


第六章 結論

本研究旨在比較不同年齡族群 5 次單腳與雙腳坐站測試之表現差異，並進一步探討坐站表現指標與肌肉量、下肢徒手最大肌力之相關性，以評估其作為中年族群下肢肌力衰退早期檢測工具之可行性。透過結合完成次數、完成時間，以及測力板所量測之地面反作用力 (GRF) 與發力率 (RFD)，本研究從運動學與動力學兩個層面，全面分析 5 次單腳與雙腳坐站動作在不同年齡階段所呈現之變化。

研究結果顯示，在完成次數方面，所有年齡組皆可完成 5 次雙腳坐站；相較之下，單腳坐站完成次數隨年齡增加而逐漸下降，顯示單腳坐站次數較能反映年齡相關的功能衰退趨勢。在完成時間方面，雙腳與單腳坐站時間皆隨年齡增加而延長，其中單腳坐站時間呈現顯著組間差異，且 50 歲組顯著慢於 20 歲組，顯示單腳坐站時間較能顯示年齡差異。

在動力學指標方面，雙腳坐站之 peak GRF 與 peak GRF/BW 皆隨年齡增加而顯著下降，並呈現顯著組間差異，顯示力量輸出能力的退化在中年階段已可被偵測。相較之下，單腳 peak GRF 與年齡之相關性較不明顯，顯示單腳力量輸出可能更易受到平衡策略與動作控制因素影響。

在與肌肉量的相關性方面，本研究發現單、雙腳坐站之 peak GRF 與 RFD 與肌肉量指標皆呈顯著正相關，尤其單腳 peak GRF 與骨骼肌質量指數 (SMI) 呈高度正相關。進一步的簡單線性迴歸結果顯示，peak GRF 對肌肉量具有穩健且實質意義的線性預測力，且單腳 peak GRF 的解釋力整體優於雙腳。相對地，單、雙腳坐站完成時間皆未與肌肉量呈現顯著關聯，顯示時間指標可能較易受到動作策略與協調能力影響，而不一定能直接反映肌肉量差異。因此，若研究或臨床目的為辨識肌肉量狀態，建議優先採用測力板量測 peak GRF (特別是單腳坐站) 作為指標。



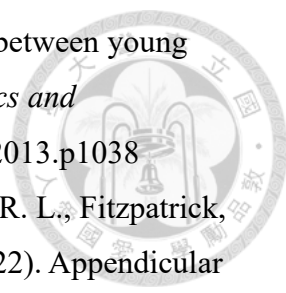
在與肌力相關性方面，坐站測試中之動力學指標相較於時間指標，更能反映下肢肌力表現。雙腳坐站的 peak GRF (含經體重標準化) 與膝伸直肌力呈現高度正相關，然而在迴歸預測分析中，雙腳坐站並未出現可解釋 $\geq 50\%$ 肌力變異的單一指標模型。相較之下，單腳坐站因平衡與動作控制需求提高，使 peak GRF 與部分肌力變項之相關性降低，但其 RFD 與多項下肢肌力呈現高度正相關，且在迴歸分析中，單腳 RFD 可有效預測下肢肌力，顯示在單側功能性任務中，爆發力較地面反作用力更能反映單側下肢肌力水準。

綜合而言，本研究顯示雙腳與單腳坐站測試各具評估優勢。相較於過去僅以 5 次雙腳坐站完成時間評估下肢功能，對較高功能族群 (如中年人) 存在天花板效應而難以區辨能力差異；本研究建議搭配測力板分析動力學指標，放大年齡與能力差異。而 5 次單腳坐站的完成次數與時間即可區分年齡差別；若再結合測力板量測地面反作用力與發力率，可更有效反映肌肉量與下肢肌力。因此，依評估目的選擇合適的坐站測試型式，並結合測力板分析，將有助於提升下肢功能評估的精確性與實用性。整體而言，本研究支持將單腳與雙腳坐站測試視為互補的功能評估工具，未來可進一步應用於中年族群早期功能衰退篩檢、復健成效追蹤及運動介入效果評估，為老化相關下肢功能研究與臨床應用提供重要實證基礎。

參考文獻



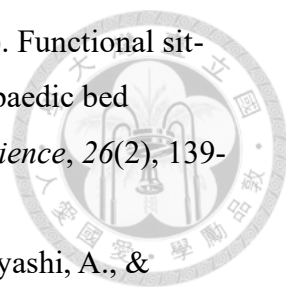
- 蕭淑芬、林家弘、王亭貴、古世基、陳佳慧 (2020)。淺談坐到站—評估病人身體活動功能的重要指標。 *台灣老年醫學暨老年學會雜誌*, 15(1), 1-10。
[https://doi.org/10.29461/TGGa.202002_15\(1\).0001](https://doi.org/10.29461/TGGa.202002_15(1).0001)
- Abdalla, P. P., dos Santos Carvalho, A., dos Santos, A. P., Venturini, A. C. R., Alves, T. C., Mota, J., de Sousa Oliveira, A., Ramos, N. C., Marini, J. A. G., & Machado, D. R. L. (2020). Cut-off points of knee extension strength allometrically adjusted to identify sarcopenia risk in older adults: A cross-sectional study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 89, 104100.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2020.104100>
- Akune, T., Muraki, S., Oka, H., Tanaka, S., Kawaguchi, H., Nakamura, K., & Yoshimura, N. (2014). Exercise habits during middle age are associated with lower prevalence of sarcopenia: the ROAD study. *Osteoporosis International*, 25(3), 1081-1088. <https://doi.org/10.1007/s00198-013-2550-z>
- Al Amer, H. S., Sabbahi, M. A., Alrowayeh, H. N., Bryan, W. J., & Olson, S. L. (2025). Electromyographic analysis of thigh muscle activity in arthritic knees during sit-to-stand and stand-to-sit movements: Effects of seat height and foot position. *Healthcare*, 13(8), 920. <https://doi.org/10.3390/healthcare13080920>
- Alcazar, J., Aagaard, P., Haddock, B., Kamper, R. S., Hansen, S. K., Prescott, E., Ara, I., Alegre, L. M., Frandsen, U., & Suetta, C. (2021). Assessment of functional sit-to-stand muscle power: Cross-sectional trajectories across the lifespan. *Experimental Gerontology*, 152, 111448.
<https://doi.org/10.1016/j.exger.2021.111448>
- Alcazar, J., Losa-Reyna, J., Rodriguez-Lopez, C., Alfaro-Acha, A., Rodriguez-Mañás, L., Ara, I., García-García, F. J., & Alegre, L. M. (2018). The sit-to-stand muscle power test: An easy, inexpensive and portable procedure to assess muscle power in older people. *Experimental Gerontology*, 112, 38-43.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.08.006>
- Almeida, M. B., Oliveira, C., Ornelas, G., Soares, T., Souto, J., Póvoa, A. R., Ferreira, L. M. A., & Ricci-Vitor, A. L. (2023). Intra-rater and inter-rater reliability of the kinvent hand-held dynamometer in young adults. *Medical Sciences Forum*, 22(1), 12. <https://doi.org/10.3390/msf2023022012>

- 
- An, Q., Ikemoto, Y., & Asama, H. (2013). Muscle synergy analysis between young and elderly people in standing-up motion. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 25, 1038-1049. <https://doi.org/10.20965/jrm.2013.p1038>
- Andrews, J. S., Gold, L. S., Reed, M. J., Garcia, J. M., McClelland, R. L., Fitzpatrick, A. L., Hough, C. L., Cawthon, P. M., & Covinsky, K. E. (2022). Appendicular lean mass, grip strength, and the development of hospital-associated activities of daily living disability among older adults in the health ABC study. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 77(7), 1398-1404. <https://doi.org/10.1093/gerona/glab332>
- Arai, T., Fujita, H., Maruya, K., Morita, Y., Asahi, R., & Ishibashi, H. (2020). The one-leg portion of the stand-up test predicts fall risk in aged individuals: A prospective cohort study. *Journal of Orthopaedic Science*, 25(4), 688-692. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.06.014>
- Bagchi, A., Raizada, S., Thapa, R., Valentina, S., & Ceylan, H. (2024). Reliability and accuracy of portable devices for measuring countermovement jump height in physically active adults: A comparison of force platforms, contact mats, and video-based software. *Life*, 14, 1394. <https://doi.org/10.3390/life14111394>
- Barbalho, M., Gentil, P., Raiol, R., Del Vecchio, F. B., Ramirez-Campillo, R., & Coswig, V. S. (2018). High 1RM tests reproducibility and validity are not dependent on training experience, muscle group tested or strength level in older women. *Sports (Basel)*, 6(4). <https://doi.org/10.3390/sports6040171>
- Bentzen, A., Jørgensen, S. L., Mortensen, L., Mechlenburg, I., & Foldager, F. (2025). Assessment of unilateral lower limb muscle power: Are unilateral functional tests correlated with nottingham power rig in healthy adults? *International Journal Of Sports Physical Therapy*, 20(3), 344-353. <https://doi.org/10.26603/001c.129458>
- Bergquist, R., Weber, M., Schwenk, M., Ulseth, S., Helbostad, J. L., Vereijken, B., & Taraldsen, K. (2019). Performance-based clinical tests of balance and muscle strength used in young seniors: a systematic literature review. *BMC Geriatrics*, 19(1), 9. <https://doi.org/10.1186/s12877-018-1011-0>
- Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Perceptual and Motor Skills*, 103(1), 215-222. <https://doi.org/10.2466/pms.103.1.215-222>
- Bohannon, R. W., Bubela, D. J., Magasi, S. R., Wang, Y. C., & Gershon, R. C. (2010). Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span.

Isokinetics and Exercise Science, 18(4), 235-240. <https://doi.org/10.3233/ies-2010-0389>

- Bohannon, R. W., Shove, M. E., Barreca, S. R., Masters, L. M., & Sigouin, C. S. (2007). Five-repetition sit-to-stand test performance by community-dwelling adults: A preliminary investigation of times, determinants, and relationship with self-reported physical performance. *Isokinetics and Exercise Science*, 15(2), 77-81. <https://doi.org/10.3233/ies-2007-0253>
- Campitelli, A., Paulson, S., Vincenzo, J., Glenn, J. M., Gills, J. L., Jones, M. D., Powers, M., & Gray, M. (2021). Sit-to-stand power across the lifespan: A cross-sectional analysis. *Journal of Aging and Physical Activity*, 30(4), 678-688. <https://doi.org/10.1123/japa.2021-0066>
- Cerrito, A., Bichsel, L., Radlinger, L., & Schmid, S. (2015). Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. *Gait & Posture*, 41(2), 409-413. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Newman, A. B., Simonsick, E. M., Harris, T. B., Penninx, B. W., Brach, J. S., Tykavsky, F. A., Satterfield, S., Bauer, D. C., Rubin, S. M., Visser, M., & Pahor, M. (2009). Added value of physical performance measures in predicting adverse health-related events: results from the health, aging and body composition study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 57(2), 251-259. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.02126.x>
- Chang, C. C., Lai, T. F., Chen, J., Liao, Y., Park, J. H., & Chang, Y. J. (2025). Age difference in the association between nutritional status and dynapenia in older adults. *Nutrients*, 17(4). <https://doi.org/10.3390/nu17040734>
- Cheng, Y. Y., Wei, S. H., Chen, P. Y., Tsai, M. W., Cheng, I. C., Liu, D. H., & Kao, C. L. (2014). Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status? *Gait & Posture*, 40(3), 403-407. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.064>
- Clark, B. C., & Manini, T. M. (2008). Sarcopenia \neq dynapenia. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 63(8), 829-834. <https://doi.org/10.1093/gerona/63.8.829>
- Coelho-Júnior, H. J., Calvani, R., Picca, A., & Marzetti, E. (2023). Are sit-to-stand and isometric handgrip tests comparable assessment tools to identify

- dynapenia in sarcopenic people? *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 114, 105059. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2023.105059>
- Cooper, R., Kuh, D., Hardy, R., & Group, M. R. (2010). Objectively measured physical capability levels and mortality: systematic review and meta-analysis. *BMJ (Clinical research ed.)*, 341, c4467. <https://doi.org/10.1136/bmj.c4467>
- Crockett, K., Ardell, K., Hermanson, M., Penner, A., Lanovaz, J., Farthing, J., & Arnold, C. (2013). The relationship of knee-extensor strength and rate of torque development to sit-to-stand performance in older adults. *Physiotherapy Canada*, 65(3), 229-235. <https://doi.org/10.3138/ptc.2012-04>
- Cruz-Jentoft, A. J., Bahat, G., Bauer, J., Boirie, Y., Bruyère, O., Cederholm, T., Cooper, C., Landi, F., Rolland, Y., Sayer, A. A., Schneider, S. M., Sieber, C. C., Topinkova, E., Vandewoude, M., Visser, M., & Zamboni, M. (2019). Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing*, 48(1), 16-31. <https://doi.org/10.1093/ageing/afy169>
- Cui, M., Zhang, S., Liu, Y., Gang, X., & Wang, G. (2021). Grip strength and the risk of cognitive decline and dementia: A systematic review and meta-analysis of longitudinal cohort studies. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 13, 625551. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2021.625551>
- Daira, M., Kagaya, Y., Kamijo, F., Motojima, N., Hosaka, A., & Morohoshi, H. (2025). Differences in hip and knee muscle strength between successful and unsuccessful performances of the single leg sit to stand test from a 20-cm-high box in healthy young adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 37(10), 524-529. <https://doi.org/10.1589/jpts.37.524>
- Drake, D., Kennedy, R., & Wallace, E. (2017). The validity and responsiveness of isometric lower body multi-joint tests of muscular strength: a systematic review. *Sports Medicine Open*, 3(1), 23. <https://doi.org/10.1186/s40798-017-0091-2>
- Evans, J. D. (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Thomson Brooks/Cole Publishing Co. <https://doi.org/10.2307/2291607>
- Filippin, L. I., Teixeira, V. N. d. O., da Silva, M. P. M., Miraglia, F., & da Silva, F. S. (2015). Sarcopenia: a predictor of mortality and the need for early diagnosis and intervention. *Aging Clinical and Experimental Research*, 27(3), 249-254. <https://doi.org/10.1007/s40520-014-0281-4>

- 
- Gavin, J. P., Immins, T., Burgess, L. C., & Wainwright, T. W. (2018). Functional sit-to-stands evoke greater neuromuscular activation than orthopaedic bed exercises in healthy older adults. *Isokinetics and Exercise Science*, 26(2), 139-148. <https://doi.org/10.3233/ies-182115>
- Hanawa, H., Kubota, K., Kokubun, T., Marumo, T., Hoshi, F., Kobayashi, A., & Kanemura, N. (2017). Muscle synergies underlying sit-to-stand tasks in elderly people and their relationship with kinetic characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37, 15-20. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.08.004>
- Hargens, T., Edwards, E. S., Musto, A. A., Piercy, K., & American College of Sports Medicine. (2022). *ACSM's Resources for the Personal Trainer (Sixth ed.)*. Wolters Kluwer. <https://acsm.org/education-resources/books/resources-personal-trainer/>
- Hayek, R., Gutman, I., Baranes, G., Nudelman, Y., & Springer, S. (2024). Smartphone-based sit-to-stand analysis for mobility assessment in middle age. *Innovation in Aging*, 8(10), igae079. <https://doi.org/10.1093/geroni/igae079>
- Igarashi, T., Shioura, K., Tani, Y., Odawara, H., Inoue, K., Hoshino, R., Matsuoka, H., & Mitomo, K. (2023). Validation of cutoff values of the modified five-repetition sit-to-stand and one-leg stand tests to discriminate life-space mobility in community-dwelling older adults needing support or care. *Japanese Journal of Community-based Comprehensive Physical Therapy*, 2, 52-58. <https://doi.org/10.57351/jjccpt.JJCCPT22009>
- Kera, T., Kawai, H., Takahashi, J., Hirano, H., Watanabe, Y., Fujiwara, Y., Ihara, K., Kim, H., & Obuchi, S. (2020). Association between ground reaction force in sit-to-stand motion and falls in community-dwelling older Japanese individuals. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 91, 104221. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2020.104221>
- Kera, T., Kawai, H., Takahashi, J., Hirano, H., Watanabe, Y., Fujiwara, Y., Ihara, K., Kim, H., & Obuchi, S. (2022). Development of a screening formula for sarcopenia using ground reaction force during sit-to-stand motion. *Gait & Posture*, 93, 177-182. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.02.001>

- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A., & Mollan, R. A. B. (1994). Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait & Posture*, 2(3), 182-190. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90006-X](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90006-X)
- Kishigami, K., Kanehisa, H., Qi, S., Arimitsu, T., Miyachi, M., Iemitsu, M., & Sanada, K. (2022). Relationship between thigh muscle cross-sectional areas and single leg stand-up test in Japanese older women. *PLoS One*, 17(6), e0269103. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0269103>
- Kondo, S., Ueda, Y., Komatsu, K., Ono, R., Sato, N., Matsuura, T., & Katoh, S. (2022). Characteristics of the stand-to-sit motion in healthy older women: Evaluation of sitting impact by measurement of ground reaction forces. *The Journal of Medical Investigation*, 69(3.4), 278-286. <https://doi.org/10.2152/jmi.69.278>
- Kuo, Y. L. (2013). The influence of chair seat height on the performance of community-dwelling older adults' 30-second chair stand test. *Aging Clinical and Experimental Research*, 25(3), 305-309. <https://doi.org/10.1007/s40520-013-0041-x>
- Lee, D.-Y. (2025). Prevalence and associated factors of dynapenia, pre-sarcopenia, and sarcopenia in Korean adults: A cross-sectional epidemiological study. *Medicina*, 61(4), 575. <https://doi.org/10.3390/medicina61040575>
- Li, L., Xu, J., Huang, L., Tu, X., Lin, T., Yue, J., Ge, N., & Wu, C. (2025). The synergy between life's essential 8 and muscle strength on cardiovascular disease risk. *Frontiers in Medicine*, 12, 1628066. <https://doi.org/10.3389/fmed.2025.1628066>
- Lin, C. C., Lin, W. Y., Meng, N. H., Li, C. I., Liu, C. S., Lin, C. H., Chang, C. K., Lee, Y. D., Lee, C. C., & Li, T. C. (2013). Sarcopenia prevalence and associated factors in an elderly Taiwanese metropolitan population. *Journal of the American Geriatrics Society*, 61(3), 459-462. <https://doi.org/10.1111/jgs.12129>
- Ling, C. H., Taekema, D., de Craen, A. J., Gussekloo, J., Westendorp, R. G., & Maier, A. B. (2010). Handgrip strength and mortality in the oldest old population: the Leiden 85-plus study. *Canadian Medical Association Journal*, 182(5), 429-435. <https://doi.org/10.1503/cmaj.091278>
- Liu, D., Wang, S., Liu, S., Wang, Q., Che, X., & Wu, G. (2024). Frontiers in sarcopenia: Advancements in diagnostics, molecular mechanisms, and

therapeutic strategies. *Molecular Aspects of Medicine*, 97, 101270.

<https://doi.org/10.1016/j.mam.2024.101270>

Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *The Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(8), M539-M543.

The Journals of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 57(8), M539-M543.

<https://doi.org/10.1093/gerona/57.8.M539>

Makaracı, Y., Nas, K., Ruiz-Cárdenas, J. D., Gündüz, K., Aydemir, M., & Orange, S. T. (2023). Test-retest reliability and convergent validity of piezoelectric force plate measures of single-leg sit-to-stand performance in trained adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 37(12), 2373-2380.

<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000004489>

Manini, T. M., & Clark, B. C. (2011). Dynapenia and aging: An update. *The Journals of Gerontology: Series A*, 67A(1), 28-40.

<https://doi.org/10.1093/gerona/67a10>

McGrath, R., Tomkinson, G. R., Clark, B. C., Cawthon, P. M., Cesari, M., Al Snih, S., Jurivich, D. A., & Hackney, K. J. (2021). Assessing additional characteristics of muscle function with digital handgrip dynamometry and accelerometry: Framework for a novel handgrip strength protocol. *Journal of the American Medical Directors Association*, 22(11), 2313-2318.

<https://doi.org/10.1016/j.jamda.2021.05.033>

Meldrum, D., Cahalane, E., Conroy, R., Fitzgerald, D., & Hardiman, O. (2007). Maximum voluntary isometric contraction: Reference values and clinical application. *Amyotrophic Lateral Sclerosis*, 8(1), 47-55.

<https://doi.org/10.1080/17482960601012491>

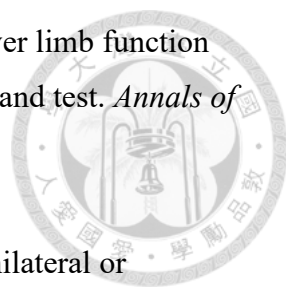
Melton, L. J., 3rd, Khosla, S., Crowson, C. S., O'Connor, M. K., O'Fallon, W. M., & Riggs, B. L. (2000). Epidemiology of sarcopenia. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(6), 625-630.

<https://doi.org/10.1080/13685530008500329>

Mitchell, W. K., Williams, J., Atherton, P., Larvin, M., Lund, J., & Narici, M. (2012). Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Frontiers in Physiology*, 3, 260.


<https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00260>

- Monteiro, P. H. M., Valenciano, P. J., Mendes, P. H. S., & Teixeira, L. A. (2025). Association of 30-s sit-to-stand power test outcome with body balance in physically active older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 33(4), 370-378. <https://doi.org/10.1123/japa.2023-0373>
- Morin, M., Hébert, L. J., Perron, M., Petitclerc, É., Lake, S. R., & Duchesne, E. (2023). Psychometric properties of a standardized protocol of muscle strength assessment by hand-held dynamometry in healthy adults: a reliability study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 24(1), 294. <https://doi.org/10.1186/s12891-023-06400-2>
- Neves, T., Ferriolli, E., Lopes, M. B. M., Souza, M. G. C., Fett, C. A., & Fett, W. C. R. (2018). Prevalence and factors associated with sarcopenia and dynapenia in elderly people. *Journal of Frailty, Sarcopenia and Falls*, 3(4), 194-202. <https://doi.org/10.22540/jfsf-03-194>
- Ng, S. S., Cheung, S. Y., Lai, L. S., Liu, A. S., Jeong, S. H., & Fong, S. S. (2015). Five times sit-to-stand test completion times among older women: Influence of seat height and arm position. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47(3), 262-266. <https://doi.org/10.2340/16501977-1915>
- Noh, H. M., & Park, Y. S. (2020). Handgrip strength, dynapenia, and mental health in older Koreans. *Scientific Reports*, 10(1), 4004. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60835-4>
- Orssatto, L. B. R., Borg, D. N., Pendrith, L., Blazeovich, A. J., Shield, A. J., & Trajano, G. S. (2022). Do motoneuron discharge rates slow with aging? A systematic review and meta-analysis. *Mechanisms of Ageing and Development*, 203, 111647. <https://doi.org/10.1016/j.mad.2022.111647>
- Ota, K., Yoon, J., Shibuya, K., Miyashita, M., Miyama, T., & Okura, T. (2024). Ground reaction force in sit-to-stand movement predict sarcopenia. *Innovation in Aging*, 8(Supplement_1), 1248-1248. <https://doi.org/10.1093/geroni/igae098.3992>
- Otto-Yáñez, M., Jiménez-Zúñiga, S., Pérez, A., Torres-Castro, R., de Freitas Fregonezi, G. A., Resqueti, V. R., Arbillaga-Etxarri, A., & Vilaró, J. (2025). Reliability and feasibility of the one-leg sit-to-stand test, a measurement tool for unilateral lower limb strength in healthy adults. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 1-10. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2025.2508162>

- 
- Park, T. S., & Shin, M.-J. (2024). Comprehensive assessment of lower limb function and muscle strength in sarcopenia: Insights from the sit-to-stand test. *Annals of Geriatric Medicine And Research*, 28(1), 1-8.
<https://doi.org/10.4235/agmr.23.0205>
- Pfeifle, J., Hasler, D., & Maffiuletti, N. A. (2021). Should we use unilateral or bilateral tasks to assess maximal and explosive knee extensor strength in patients with knee osteoarthritis? A cross-sectional study. *Journal of Clinical Medicine*, 10(19). <https://doi.org/10.3390/jcm10194353>
- Piano, L., Geri, T., & Testa, M. (2020). Raising and stabilization phase of the sit-to-stand movement better discriminate healthy elderly adults from young subjects: a pilot cross-sectional study. *Archives of Physiotherapy*, 10, 7.
<https://doi.org/10.1186/s40945-020-00078-8>
- Rodacki, A. L. F., Boneti Moreira, N., Pitta, A., Wolf, R., Melo Filho, J., Rodacki, C. L. N., & Pereira, G. (2020). Is handgrip strength a useful measure to evaluate lower limb strength and functional performance in older women? *Clinical Interventions in Aging*, 15, 1045-1056. <https://doi.org/10.2147/cia.S253262>
- Ruiz-Cárdenas, J. D., Rodríguez-Juan, J. J., Jakobi, J. M., Ríos-Díaz, J., Marín-Cascales, E., & Rubio-Arias, J. A. (2018). Bilateral deficit in explosive force related to sit-to-stand performance in older postmenopausal women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 74, 145-149.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.10.023>
- Sadeh, S., Gobert, D., Shen, K. H., Foroughi, F., & Hsiao, H. Y. (2023). Biomechanical and neuromuscular control characteristics of sit-to-stand transfer in young and older adults: A systematic review with implications for balance regulation mechanisms. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 109, 106068. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.106068>
- Santos, L.; Silva, R.R.; Santana, P.S.; Valença Neto, P.F.; Almeida, C.B.; Casotti, C.A. (2022). Factors associated with dynapenia in older adults in the Northeast of Brazil. *Journal of Physical Education*, 33, e3342
<https://doi.org/10.4025/jphyseduc.v33i1.3342>
- Sari, N. K., Stepvia, S., Ilyas, M. F., Setiati, S., Harimurti, K., & Fitriana, I. (2025). Handgrip strength as a potential indicator of aging: insights from its

- association with aging-related laboratory parameters. *Frontiers in Medicine*, 12, 1491584. <https://doi.org/10.3389/fmed.2025.1491584>
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-648; discussion 648-651. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.10.638>
- Schettino, L., Luz, C. P., de Oliveira, L. E., de Assunção, P. L., da Silva Coqueiro, R., Fernandes, M. H., Brown, L. E., Machado, M., & Pereira, R. (2014). Comparison of explosive force between young and elderly women: evidence of an earlier decline from explosive force. *Age (Dordr)*, 36(2), 893-898. <https://doi.org/10.1007/s11357-013-9612-1>
- Shen, S., Abe, T., Tsuji, T., Fujii, K., Ma, J., & Okura, T. (2017). The relationship between ground reaction force in sit-to-stand movement and lower extremity function in community-dwelling Japanese older adults using long-term care insurance services. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(9), 1561-1566. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1561>
- Smith, T. M., Hester, G. M., Ha, P. L., Olmos, A. A., Stratton, M. T., VanDusseldorp, T. A., Feito, Y., & Dalton, B. E. (2020). Sit-to-stand kinetics and correlates of performance in young and older males. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 91, 104215. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2020.104215>
- Springer, B. A., Marin, R., Cyhan, T., Roberts, H., & Gill, N. W. (2007). Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 30(1), 8-15. <https://doi.org/10.1519/00139143-200704000-00003>
- Swales, B., Ryde, G. C., Fletcher, I., & Whittaker, A. C. (2023). The reliability and suitability of strength assessments in frail and pre-frail older adults: recommendations for strength testing in older populations. *BMC Geriatrics*, 23(1), 820. <https://doi.org/10.1186/s12877-023-04552-3>
- Tateoka, K., Tsuji, T., Shoji, T., Tokunaga, S., & Okura, T. (2024). The relationship between acceleration in sit-to-stand and falls in community-dwelling older adults: cross-sectional study. *Journal of Physical Therapy Science* 36(2), 74-80. <https://doi.org/10.1589/jpts.36.74>

- Teo, T. W., Mong, Y., & Ng, S. S. (2013). The repetitive five-times-sit-to-stand test: its reliability in older adults. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 20(3), 122-130. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2013.20.3.122>
- Thompson, B. J., Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Herda, A. A., & Cramer, J. T. (2014). Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. *Age (Dordr)*, 36(2), 839-849. <https://doi.org/10.1007/s11357-013-9605-0>
- Thongchoomsin, S., Bovonsunthonchai, S., Joseph, L., & Chamnongkich, S. (2020). Clinimetric properties of the one-leg sit-to-stand test in examining unilateral lower limb muscle strength among young adults. *International Journal of Clinical Practice*, 74(9), e13556. <https://doi.org/10.1111/ijcp.13556>
- Thorstensson, C. A., Petersson, I. F., Jacobsson, L. T., Boegård, T. L., & Roos, E. M. (2004). Reduced functional performance in the lower extremity predicted radiographic knee osteoarthritis five years later. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 63(4), 402-407. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.007583>
- Tsuji, T., Tsunoda, K., Mitsuishi, Y., & Okura, T. (2015). Ground reaction force in sit-to-stand movement reflects lower limb muscle strength and power in community-dwelling older adults. *International Journal of Gerontology*, 9(2), 111-118. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2015.05.009>
- van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., & van Cingel, R. E. H. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*, 12(12), e0189876. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Varesco, G., Espeit, L., Feasson, L., Lapole, T., & Rozand, V. (2019). Rate of force development and rapid muscle activation characteristics of knee extensors in very old men. *Experimental Gerontology*, 124, 110640. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.110640>
- Waldhelm, A., Gubler, C., Sullivan, K., Witte, C., Buchheister, D., & Bartz-Broussard, J. (2020). Inter-rater and test-retest reliability of two new single leg sit-to-stand tests. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(3), 388-394. <https://doi.org/10.26603/ijspt20200388>
- West, T. J., Bruder, A. M., Crossley, K. M., Girdwood, M. A., Scholes, M. J., To, L. K., Couch, J. L., Evans, S. C. S., Haberfield, M. J., Barton, C. J., Roos, E. M., De

- 
- Livera, A., & Culvenor, A. G. (2023). Does the one-leg rise test reflect quadriceps strength in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction? *Physical Therapy in Sport*, 63, 104-111.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.07.008>
- Wilkinson, D. J., Piasecki, M., & Atherton, P. J. (2018). The age-related loss of skeletal muscle mass and function: Measurement and physiology of muscle fibre atrophy and muscle fibre loss in humans. *Ageing Research Reviews*, 47, 123-132. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2018.07.005>
- Xiong, L., Zeng, Z., Wang, S., Liao, T., Wang, X., Wang, X., Yang, G., Li, Y., Li, L., Zhu, J., Zhao, P., Yang, S., Kang, L., & Liang, Z. (2023). The association of handgrip strength with all-cause and cardiovascular mortality: results from the National Health and Nutrition Examination Survey database prospective cohort study with propensity score matching. *Frontiers in Nutrition*, 10, 1183973. <https://doi.org/10.3389/fnut.2023.1183973>
- Yamada, T., & Demura, S. (2009). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 48(1), 73-77. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2007.10.006>
- Yamada, T., & Demura, S. (2015). Effectiveness of sit-to-stand tests for evaluating physical functioning and fall risk in community-dwelling elderly. *Human Performance Measurement*, 12, 1-7. <https://doi.org/10.14859/hpm.12.1>
- Yamaguchi, Y., Zhu, M., Moaddel, R., Palchamy, E., Ferrucci, L., & Semba, R. D. (2023). Relationships of GDF8 and 11 and their antagonists with decline of grip strength among older adults in the Baltimore longitudinal study of aging. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 78(10), 1793-1798. <https://doi.org/10.1093/gerona/glad135>
- Yeh, P. C., Syu, D. K., Ho, C. C., & Lee, T. S. (2024). Associations of lower-limb muscle strength performance with static and dynamic balance control among older adults in Taiwan. *Frontiers in Public Health*, 12, 1226239. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2024.1226239>
- Yoshiko, A., Ogawa, M., Shimizu, K., Radaelli, R., Neske, R., Maeda, H., Maeda, K., Teodoro, J., Tanaka, N., Pinto, R. S., & Akima, H. (2021). Chair sit-to-stand performance is associated with diagnostic features of sarcopenia in older men

and women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 96, 104463.

<https://doi.org/10.1016/j.archger.2021.104463>

Yuan, S., & Larsson, S. C. (2023). Epidemiology of sarcopenia: Prevalence, risk factors, and consequences. *Metabolism*, 144, 155533.

<https://doi.org/10.1016/j.metabol.2023.155533>

Zumbrunnen, V., Riegler, T. F., Haile, S. R., & Radtke, T. (2022). The impact of seat height on 1-min sit-to-stand test performance in COPD: a randomised crossover trial. *ERJ Open Research*, 8(3), 00033-2022.

<https://doi.org/10.1183/23120541.00033-2022>



附錄



附錄一、倫理委員會審查核可證明

國立臺灣大學 行為與社會科學研究倫理委員會

Research Ethics Committee
National Taiwan University
No. 1, Sec. 4, Roosevelt Rd., Taipei, Taiwan 10617, R.O.C
Phone: 3366-9956 Fax: 2362-9082

審查核可證明

核可日期：2025年2月25日

倫委會案號：202412HM037

核可證明有效期限：2025年2月25日起至2025年8月31日

計畫名稱：探討實體與線上肌力訓練對中年人身體組成、下肢肌力與功能性表現的影響

校/院/系/計畫主持人：國立臺灣大學/共同教育中心/運動設施與健康管理碩士學位學程/林信甫教授

計畫文件版本日期：【研究計畫書，2025年2月9日】、【知情同意書，2025年2月20日】、
【招募文宣，2025年2月9日】

上述計畫業經2025年2月25日國立臺灣大學行為與社會科學研究倫理委員會同意，符合研究倫理規範。本委員會的運作符合本校行為與社會科學研究倫理準則與規範及政府相關法律規章。

本案需經研究經費補助單位核准同意後，該計畫始得執行。

計畫主持人最遲應於本核可證明到期前的6週，提出持續審查申請表，本案需經持續審查，方可繼續執行。在計畫執行期間，若有計畫變更或嚴重不良反應事件，計畫主持人須依國內及本校相關法令規定通報本委員會。

行為與社會科學研究倫理委員會主任委員

洪貞玲

Ethical Review Approval
National Taiwan University

Date of approval: February 25, 2025

NTU-REC No.: 202412HM037

Validity of this approval: from February 25, 2025 to August 31, 2025

Title of protocol: Effects of Group and Remote Strength Training on Body Composition, Lower Limb Strength, and Functional Performance in Middle-Aged Adults

University/ College/ Department/ Principal Investigator : National Taiwan University/Center for General Education/The Master Program of Sport Facility and Health Promotion/ Professor HSIN-FU LIN

Version date of documents : 【Research Protocol, February 9, 2025】，【Informed Consent Form, February 20, 2025】，【Recruitment Advertising, February 20, 2025】

The protocol has been approved by Research Ethics Committee of National Taiwan University and has been classified as expedited on February 25, 2025. The committee is organized under, and operates in accordance with, Social and Behavioral Research Ethical Principles and Regulations of National Taiwan University and governmental laws and regulations.

Approval by funding agency is mandatory before project implementation.

Continuing Review Application should be submitted to Research Ethics Committee no later than six weeks before current approval expired. The investigator is required to report protocol amendment and Serious Adverse Events in accordance with the National Taiwan University and governmental laws and regulations.

Chairperson Chen-Ling Hung
Research Ethics Committee

附錄二、研究參與者知情同意書

國立臺灣大學行為與社會科學研究倫理委員會 研究參與者知情同意書



歡迎您參與本研究！此份文件名為「研究參與者知情同意書」，它將詳述您本研究之相關資訊及您的權利。在研究開始進行及您簽署本同意書之前，研究主持人或研究人員會為您說明研究內容，並回答您的任何疑問。

研究計畫名稱

中文：探討實體與線上肌力訓練對中年人身體組成、下肢肌力與功能性表現的影響

英文：Effects of Group and Remote Strength Training on Body Composition, Lower Limb Strength, and Functional Performance in Middle-Aged Adults

研究機構名稱：國立台灣大學運動設施與健康管理碩士學位學程

經費來源：自籌

研究計畫主持人：林信甫 **職稱：**教授

研究計畫協同主持人：謝宜均 **職稱：**學生

※研究計畫聯絡人：謝宜均 **電話：**

一、研究目的：

40歲過後的中年人，每年肌肉大約以1%的速度流失，60歲後會加速流失，肌肉質量流失速度加快，肌力、肌耐力也跟著下降，每年肌力減弱約3-4%，出現行動緩慢、吃力，影響往後的功能性表現、行動能力與生活品質，甚至增加老年跌倒風險及死亡率。在較年輕時（中年或更早期）進行干預，改變生活方式（如定期身體活動及優化飲食）較容易實施。鼓勵透過增加身體活動等方式，及早建立健康生活模式，以促進晚年骨骼肌肉健康。中年人應提早預防肌力退化，本研究旨在探討單腳5次坐站與身體組成、下肢肌力的相關性，比較實體與線上阻力運動課程，對中年人身體組成、下肢肌力與5次雙腳坐站、5次單腳坐站的影響。

二、參與研究之條件與限制：

1. 納入條件（參加本試驗/研究的條件）：

40到65歲，認知功能正常，過去沒有規律運動習慣或正在從事任何體能訓

練。

2. 排除條件 (若您有下列任一情況，您將無法參加本試驗/研究)：
需依靠輔具才能行走、需用手輔助、無法獨立坐站、嚴重心肺、代謝、神經系統疾病或下肢重大創傷、未控制的高血壓、糖尿病、心血管疾病、酗酒抽菸、重度骨質疏鬆 (T-score \leq -2.5)、近期發燒或感染或其他根據美國運動醫學會指引不適合從事運動的疾病。

三、研究方法與程序：

預計招募 32 位符合條件且自願參與的受試者。首先您將填寫線上表單 (性別、生日、身高、疾病受傷史、運動習慣) 以確認是否符合實驗條件，之後在師子王智慧運動進行前測 (測試總共 30 分鐘)，依序包含：

1. 身體組成：透過 TANITA (圖一) 生物電阻分析估算身體組成，利用微電流通過人體，取得電阻值進行體組成分析運算，以測量出體內組成，當您站上 TANITA 時，會透過金屬電極將非常微弱且安全的電流通過全身，約 30 秒即完成分析。



圖一、TANITA 體組成分析儀



圖二、測力板

2. 5次雙腳坐站測試：先行暖身，使用40cm高摺疊椅，髖膝屈曲90度，雙手抱胸，雙腳放置在測力板(圖二)上，練習2次，再進行正式測驗，以最快速度站起直到膝蓋全打直，再坐下屁股碰椅子(圖三)，重複5遍，以碼錶紀錄花費時間。



圖三、雙腳坐站

3. 5次單腳坐站測試：慣用腳全程放在力板上不移動，另一腳懸空，過程中腳垂地或手離開，即結束測試，給予第二次機會，若仍無法完成，則停止測試，紀錄成功次數與其花費時間。

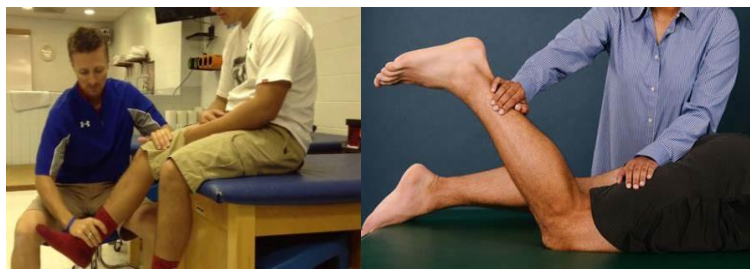


圖四、單腳坐站

4. 下肢最大肌力：使用手持式肌力測量儀（圖五），測試4個動作（坐姿膝伸直、趴姿膝屈曲、趴姿膝屈90度髖伸直、側臥髖外展），先用右腳最大力氣抵抗5秒，休息30秒後重複3次，再換左腳測試，採最佳成績紀錄。



圖五、手持肌力測量



坐姿膝伸直

趴姿



趴姿膝屈 90 度髖伸直

側臥髖外展

再隨機分派到兩組，接受實體或線上肌力訓練課程，課程內容均由專業教練設計，一周接受一次 1 小時課程，課程內容包含 15 分鐘暖身，35 分鐘運動，10 分鐘伸展緩和。線上組透過 email 或 line 等線上通訊方式，每兩週寄送由專業教練設計符合美國運動醫學會指引建議、適合無運動習慣中年人之肌力訓練課表，同樣包含暖身、主要肌力訓練運動與伸展緩和，採漸進增強式原則，透過文字與圖片說明姿勢與運動次數與時間。

經過 8 周後，實施後測：身體組成 TANITA、5 次雙腳坐站測試、5 次單腳坐站測試、下肢最大肌力（依序測試）與自評參與度。檢測及介入過程中皆確保受試者無任何不適，並透過簡訊、line 或 email 與受試者保持聯繫。

四、參與研究時之禁忌、限制及應以配合事項：

實驗期間盡量維持原來生活作息，保持平時飲食習慣、用藥及充足的睡眠，避免食用其他營養品，勿接受其他實驗或其他計畫性的運動訓練，請勿參加任何形式的激烈運動(如突然進行大量跑步或者非平日習慣之勞動工作)，勿接受減重減肥等療程。

五、研究潛在風險、發生率及救濟措施：

您可能在檢測或肌力訓練過程中發生肌肉痠痛等不適，過程中皆會不斷詢問受試者目前感受，如果您有任何非預期或不適的狀況，請立即告知研究人員，視嚴重程度給予休息或暫停實驗，若有緊急狀況發生，師子王智慧運動備有自動體外心臟去顫器(AED)，啟動緊急醫療標準程序，以保護您的安全。線上組透過通訊軟體每兩周主動給予關懷，也會用書面文字及口頭提醒正確的動作與運動次數與時間。運動過程中不勉強自身體力，彈性調整運動次數與時間，若有不適請立即尋求緊急聯絡人謝宜均(電話或line通訊軟體)給予評估，即刻休息並暫停實驗。若休息後不適仍持續發生，請與研究人員保持聯絡，儘可能先至附近醫院就醫，並主動告知醫護人員有加入臨床試驗實驗者。若非緊急狀況，研究人員將會提供相關醫療資訊，就近至三軍總醫院汀州分院做進一步檢查與休息，若狀況恢復，經醫生核准可後，可以繼續進行實驗，若狀況未改善您可以在任何情況下退出本實驗。

六、研究效益與對研究參與者之益處：

1. 研究之科學效益：探討中年人功能性檢測與肌肉量的相關性，提供未來開發新式評估方法實證根據，並比較實體或線上肌力訓練課程對中年人改善肌力、增加肌肉量的成效。
2. 對研究參與者之益處：透過檢測後的報告書了解自身目前身體組成、肌力狀況，並透過實體或線上肌力運動介入改善肌力，培養運動習慣。

七、研究可能衍生的商業利益及其拓展應用之約定：

無任何商業應用及利益的可能性。

八、研究材料保存期限、運用規劃及機密性：

- (○) 本研究取得您的個人資訊，將以紙本資料置於上鎖之檔案櫃、電子檔案存在設有密碼與適當防毒軟體之專屬電腦與平板，僅研究團隊人員擁有鑰匙及密碼方式保護，保存期限至2025年08月31日，屆期時將以碎紙機銷毀紙本資料，電子檔以永久刪除處理。
- (○) 研究材料運用規劃：本研究所取得之身體組成與力學資料，將由研究人員

進一步統計分析，經資料分析後銷毀。

- (○) 研究計畫主持人將依法把任何可辨識您身分之紀錄與您個人隱私之資料視同機密處理，絕對不會公開。將來發表研究結果時，您的身份將被充分保密。凡簽署了知情同意書，即表示您同意各項原始紀錄可直接受監測者、稽核者、研究倫理委員會及主管機關檢閱，以確保研究過程與數據，符合相關法律和各種規範要求；上述人員承諾絕對維繫您身分之機密性。

九、損害補償或保險：

- (○) 本研究依計畫執行，除可預期之不良事件：訓練肌群肌肉痠痛、姿勢不良導致肩頸、腰、背疼痛或單腳站立姿勢重心不穩而跌倒外，若因參與本研究而發生不良事件或損害，由國立臺灣大學運動設施與健康管理學程計畫主持人負補償責任且協助轉介醫院，過程中您不必負擔治療不良反應或損害之必要醫療費用。但本受試者同意書上所記載之可預期不良反應，不予補償。
- (○) 如依本研究所訂臨床試驗/研究計畫，因而發生不良反應或損害，將協助轉介醫院，過程中您不必負擔治療不良反應或損害之必要醫療費用。
- (○) 本研究不提供其他形式之補償。若您不願意接受這樣的風險，請勿參加實驗。
- (○) 您不會因為簽署本同意書，而喪失在法律上的任何權利。
- (○) 本研究未投保人體試驗責任保險。
- (○) 研究潛在風險、發生率及救濟措施內容：
 - 肌肉痠痛：發生率50%，休息暫停運動，72小時內冰敷，之後給予熱敷，若痠痛超過1周建議先就近就醫。
 - 姿勢不良導致肩頸、腰、背疼痛：發生率10%，休息暫停運動，並檢視動作姿勢是否不佳，72小時內冰敷，之後給予熱敷，若疼痛超過1周建議先就近就醫。
 - 單腳站立姿勢重心不穩：發生率50%，改採退階動作，較為簡單安全，且支撐性較高。
 - 跌倒：發生率1%，過程中給予監督與保護，線上組課表減少單腳動作，並提醒是受試者量力而為，若發生跌倒事件，休息暫停運動，並檢視是否受傷，傷處給予冰敷，若疼痛超過1周建議先就近就醫。

十、研究之退出方式及處理：

您可自由決定是否參加本研究，研究過程中不需要任何理由，可隨時撤回同意或退出研究。如果您拒絕參加或退出，將不會引起任何不愉快，也不影響日後研究團隊對您的關懷程度或對您的評價，更不會損及您的任何權利。當試驗/研究執行中有重要的新資訊(指和您的權益相關或是影響您繼續參與意願)，會通知您並進一步說明，請您重新思考是否繼續參加，您可自由決定。若您決定撤回同意或退出研究，可透過電話或通訊軟體或口頭通知聯絡人謝宜均(電話或 line 通訊軟體)，計畫主持人將會無條件予以退出，退出前已得到的資料由研究參與者決定是否授權研究者繼續使用，或直到 2025 年 08 月 31 日研究計畫結束一並銷毀。研究計畫主持人或監督單位，也可能於必要時中止該研究之進行。

十一、研究參與者權利：

- (○) 本研究已經過國立臺灣大學行為與社會科學研究倫理委員會審查，審查內容包含利益與風險評估、研究參與者照護及隱私保護等，並已獲得核准。委員會係依規範運作，並通過中央目的事業主管機構查核認證之審查組織。若您於研究過程中有任何疑問，或認為權利受到影響、傷害，可直接與國立臺灣大學研究倫理中心聯絡，電話號碼為：(02)3366-9956、(02)3366-9980。
- (○) 研究計畫主持人或研究人員已經妥善地向您說明了研究內容與相關資訊，並告知可能影響您參與研究意願的所有資訊。若您有任何疑問，可向研究人員詢問，研究人員亦須具實回答。
- (○) 研究計畫主持人已將您簽署之一式兩份同意書其中一份交給您留存。

十二、研究計畫主持人/研究人員簽名

研究計畫主持人或研究人員已詳細解釋有關本研究計畫中上述研究方法的性質與目的，以及可能產生的危險與利益。

研究人員簽名：_____

日期： 年 月 日

十三、研究參與者簽名同意

本人已詳細瞭解上述研究方法及其可能的益處與風險，有關本研究計畫的疑問，已獲得詳細說明與解釋。本人同意成為本研究計畫的自願研究參與者。

研究參與者簽名：_____

日期： 年 月 日

