體育學報
中華民國體育學會
第 54 卷第 2 期，頁 147～160 (2021. 6.)
DOI:10.6222/pej.202106_54(2).0004

划船機氣壓坐墊對軀幹晃動與核心肌群之影響

張鳳儀[1]、錢桂玉[2]、王恩慈[3]、張曉昀[4]、陳韋翰[3,5]
[1]臺灣 澎湖縣 國立澎湖科技大學通識教育中心
[2]臺灣 桃園市 國立體育大學運動科學研究所
[3]臺灣 臺北市 國立臺灣師範大學運動競技系
[4]臺灣 桃園市 國立體育大學運動保健學系
[5]臺灣 臺北市 臺北市立大學運動器材科技研究所

摘　要

緒論：划船是一項全身性且適合全民的健身運動。於划船機上添加不穩定表面或許可提高軀幹晃動並徵召更多的核心肌群以穩定身體姿勢，藉此促進動作控制與核心訓練。因此，本研究目的是要探討，於划船機上添加不同氣壓程度之坐墊對划船動作過程之軀幹晃動程度以及核心肌群活化的影響。**方法：**29 位休閒運動者 (14 男、15 女，23.1 ± 7.8 歲) 隨機次序坐在三種坐墊氣壓 (0、80、140 mmHg) 上，隨機進行三種划頻 (18、30、36 strokes per minute [spm]) 連續 10 下之划船運動。使用 Delsys 無線感測系統，分析第 5-9 下划船過程中，下背 (L5) 及上背 (T1) 在三軸方向的均方根角速度，以及腹直肌、腹外斜肌與豎脊肌之肌肉活化 (EMGrms)。**結果：**經完全相依設計二因子變異數分析顯示，坐墊氣壓與划頻之間在各項依變數中皆無交互作用。坐墊主要效果顯示，拉槳期的下背水平 (縱軸) 與側向 (矢狀軸) 晃動在坐墊氣壓 140 mmHg 時，顯著大於無氣壓坐墊 ($p < .05$)。上背晃動及所有核心肌群活化皆無隨坐墊氣壓顯著變化。划頻主要效果顯示，上、下背各軸向晃動在拉槳及回槳期皆隨划頻增加而顯著變大 (18 spm < 30 spm < 36 spm, $p < .05$)；拉槳期所有肌肉及回槳期腹直肌活化，在划頻 36 spm 及 30 spm 皆顯著大於 18 spm ($p < .05$)。**結論：**坐在氣壓坐墊上進行划船機運動時，可增加拉槳動作時下背的晃動，但其坐墊不穩定的程度不致於引起更多核心肌群的活化以維持平衡。相較於坐墊的影響，隨著划頻的增加，軀幹的晃動與核心肌肉活化會隨之提高，可做爲調整划船運動對核心肌群負荷的控制因子。

關鍵詞：平衡、不穩定表面、姿勢控制

通訊作者：陳韋翰　臺北市立大學運動器材科技研究所　TEL: 02-28718288 轉 6514
111 臺北市士林區忠誠路二段 101 號　E-mail: gn01800083@gmail.com

壹、緒　論

核心肌群涵蓋軀幹及骨盆部位，如腹直肌、腹外斜肌、豎脊肌等表層肌群以及腹橫肌、腹內斜肌與多裂肌等深層肌群等，對於控制動態或靜態的姿勢穩定、連結身體上、下肢的力量傳遞扮演重要角色 (Kibler, Press, & Sciascia, 2006)。核心肌群的訓練對於健康促進、復健以及運動員表現皆被獲得重視 (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010) 並被認爲有助於預防運動傷害的發生 (Akuthota & Nadler, 2004)。當核心穩定性不足時會導致近端的不穩定，從而限制下肢對於功能性動作的控制能力與負荷吸收，進而增加下肢傷害以及下背痛的風險 (Huxel Bliven & Anderson, 2013; Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004)。透過核心肌群的鍛鍊已被證實可改善身體平衡 (Bullo et al., 2015)、減緩下背痛 (lower back pain) 與活動度 (Carpes, Reinehr, & Mota, 2008)，並有助於改善運動表現 (Deane, Chow, Tillman, & Fournier, 2005; Saeterbakken, Van den Tillaar, & Seiler, 2011)。

划船機是全身性的運動，其動作涉及全身性肌群包括大腿、核心以及上臂肌群等，尤其在執行拉槳的動作時，隨著大腿推蹬發力，核心肌群需參與收縮以穩定軀幹姿勢，使力量能穩定的傳遞到上肢執行拉槳動作 (Hase, Kaya, Zavatsky, & Halliday, 2004)。因此，划船運動是一項對核心與大腿肌群有益的運動模式 (Asaka et al., 2010)，它被發現可預防大腿伸肌因老化而萎縮 (Yoshiga, Higuchi, & Oka, 2002)，並且研究顯示長期從事划船運動的老年人，相較於無訓練的同齡者有較佳的核心與大腿肌力 (Asaka et al., 2010)。

於不穩定表面上進行訓練，已被證實可促進招募更多的核心肌群來維持動作過程中軀幹與骨盆的穩定 (Behm & Colado, 2012; Imai et al., 2010)。研究顯示，相較於坐在穩定表面上執行動作，坐在抗力球 (swiss ball) 上進行捲腹 (curl-up) 動作時會較大的腹外斜肌活化 (Imai et al., 2010)；而坐在抗力球上進行槓鈴上舉 (barbell presses) 時則會較大的豎脊肌肌肉活化 (Kohler, Flanagan, & Whiting, 2010)。然而並非所有情況在不穩定平面上執行運動都會增加核心的活化。研究顯示，高度阻力訓練者站在不穩定設備 (如 Dyna Discs 及 BOSU balls) 上執行動作訓練並不會顯著增加下半身與軀幹的肌肉活化 (Wahl & Behm, 2008)。亦有研究發現，坐在面積較小 (直徑 15 cm、厚度 5 cm) 的不穩定氣壓坐墊上 (SitFit) 雖然會增加脊椎活動度，但不影響表層軀幹的肌肉活化 (O'Sullivan et al., 2006)。因此，在不穩定表面上進行運動時，其不穩定表面的結構、執行的動作以及個體的運動能力都可能影響核心肌群活化會如何改變 (Imai et al., 2010; Kohler et al., 2010; O'Sullivan et al., 2006; Wahl & Behm, 2008)。本研究試圖探討於划船機上添加不穩定的氣壓坐墊，類似在抗力球上做捲腹動作的概念 (Imai et al., 2010)，是否同樣會對動作中的軀幹晃動以及核心肌群有所影響。

過去研究曾探討在不同表面下進行划船運動對肌電與生理反應的影響，如地面划船機與水面上划船的差異 (Bazzucchi et al., 2013; Fleming, Donne, & Mahony, 2014)。研究發現，相較於在划船機上進行短時間不同強度 (75%、85%、95% 最大攝氧量)划船，水面上划船在拉槳初期 (10% 划槳週期) 具有較高的股直肌活化，而強度在 75% 最大攝氧量下也有較高的豎脊肌活化情形 (20% 划槳週期)(Fleming et al., 2014)；另一項研究則發現，相較於在划船機上執行 1000 公尺模擬賽，選手在水面上划船時爲應付水面不穩定環境的變化，導致完賽時間較長、整體上、下肢肌群活化較低、雖能量消耗程度相似，但卻有較高的肌肉疲勞現象 (Bazzucchi et al., 2013)。顯示在水面環境下，運動者需額外地應付其不穩定因素的變化而造成划船動作上的差異。雖然水面上划船具有不可

取代性，但由於划船機不受天候與環境的影響，故在訓練上仍具有重要應用價值，而若能在划船機上添加不穩定訓練環境，或許有助於動作控制或姿勢穩定訓練，而有助於應付水面上划船時的不穩定環境。然而很少有研究，比較穩定與不穩定划船機的影響。據我們所知，只有一項研究比較了在划船機下方增加前後滑軌 (允許前後滑動) 或半圓板平台 (允許額狀面傾斜) 的影響 (Šarabon, Kozinc, Babič, & Marković, 2019)。該研究結果表明，划船機在額狀面不穩定平台下，會使運動員花費更多的能量 (心率增加) 來保持划船機的平衡，並降低其運動表現 (2000 m 模擬賽時間變長)(Šarabon et al., 2019)。然而這項研究是透過改裝划船機底座來增加不穩定性 (Šarabon et al., 2019)，但若目的只是要增加坐姿的不穩定性，或許透過添加不穩定的坐墊於座椅上就可達成，並且容易應用於大眾。然而此做法是否會對軀幹晃動及核心肌群有所影響尚不清楚。因此，本研究希望探討在划船機上增加不穩定的氣壓坐墊時，是否會增加划船運動時身體的晃動與核心肌群的活化，進而增加訓練的動作控制需求與核心訓練強度。

貳、方　法

一、實驗設計

本研究爲隨機重複量數實驗設計。所有受試者於風阻式划船機 (Oxford II, Horizon Fitness, Inc., Taiwan) 上進行測驗，阻力設定爲最輕，分別完成 3 種坐墊氣壓 (0 mmHg、80 mmHg、140 mmHg) 及 3 種划頻 (18 spm、30 spm、36 spm)，共 9 次測試。氣壓的設定是根據該坐墊所配置的氣壓計可量測之範圍而定 (0-200 mmHg)，分別取 0%、40% 與 70% 之最大氣壓範圍；划頻的選擇則參考自過去研究，選其最慢 (18 spm)、次快 (30 spm) 與最快 (36 spm) 之設定 (Attenborough, Smith, & Sinclair, 2012)。每一條件皆連續划 10 槳，並依照節拍器之節奏，進行拉槳與回槳動作(各一拍)。分析第 5-9 下穩定動作之拉槳期與回槳期下背 (L5) 與上背 (T1) 的晃動程度以及腹直肌、腹外斜肌與豎脊肌之肌肉活化情形。由於第 1-4 下爲加速期且動作節奏相對較不穩定，以及最後第 10 下回槳期缺乏連貫性，故取動作最穩定的第 5-9 下進行分析。

二、實驗參與者

本研究受試者爲 29 位休閒運動者 (14 男、15 女，23.1 ± 7.8 歲、167.2 ± 7.9 公分、65.4 ± 14.5 公斤)。受試者納入條件：一、測試前一年內未曾有過任何下肢傷害、骨折、脫臼或脫位、肌腱炎或任何神經病變的病史；二、運動頻率爲每週 3 天以上；三、無下背痛徵狀且中文版歐式下背痛失能量表分數須爲 0 分。本研究之參與者在實驗前，均填寫同意書並了解實驗流程，本研究程序經國立成功大學人類研究倫理審查委員會審查通過 (No:108-384)。

三、氣壓坐墊

本研究以可控制充氣磅數之器材 pressure biofeedback unit (PBU)(stabilizer, chattanooga, United kingdom) 爲坐墊放置於原本划船機座椅上，以製造難易度不同的不穩定面之坐姿環境 (如圖 1)。PUB 經常被使用以評估核心肌肉功能 (von Garnier et al., 2009)。PUB 是一個方便調整氣壓的空氣墊，其結構爲三個互相連結充氣的塑膠腔室、一個氣管以及一個氣壓計所組成，大小爲 16.7 × 24 cm，氣壓計可量測之範圍爲 0-200 mmHg。本研究設定 PUB 在受試者乘坐時的氣壓分別爲該器材氣壓計可量測範圍的 0% (0 mmHg，穩定表面)、40% (80 mmHg) 以及 70% (140 mmHg) 作爲不同坐墊氣壓之測驗條件。

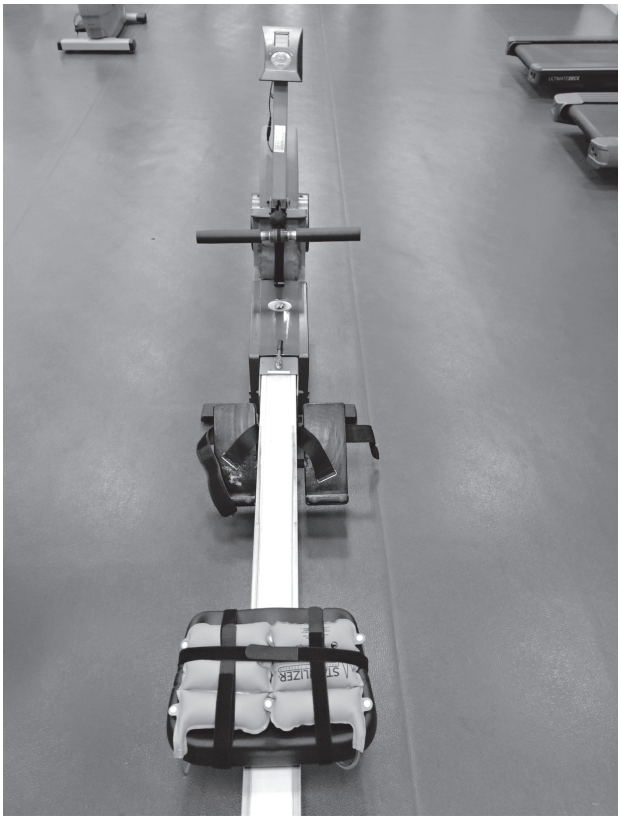


圖 1. **使用** pressure biofeedback unit (PBU) **製造不穩定坐姿環境**

四、實驗程序

在正式測驗前，所有受試者進行划船機動作與節奏的練習，以熟練划槳技巧與不同節奏速度，直到受試者能依照節拍執行正確划槳動作後才安排正式測試。正式測驗當天，受試者首先進行 7 分鐘的暖身，包括 2 分鐘肩、踝、腕關節活動。6 分鐘全身伸展，包括頸部、背部與腿部。暖身結束進行實驗儀器固定，分別於下背 (腰椎第五節，L5)、上背 (胸椎第一節，T1) 黏貼 Delsys Trigon™ 慣性感測器 (Delsys Inc., Boston, MA, USA) 收集角速度與加速度訊號 (取樣頻率：148 Hz)，配置方向於圖 2 所示；於左側腹直肌、腹外斜肌及豎脊肌肌腹黏貼 Delsys Trigon™ EMG 感測器 (Delsys Inc., Boston, MA, USA) 收集肌電訊號 (取樣頻率 1111 Hz)。EMG 感測器黏貼於皮膚前，會先將黏貼處皮膚刮毛並用酒精棉片清潔，去除皮膚毛髮及油脂。豎脊肌貼在腰椎第三節脊凸旁的肌腹上、腹直肌貼在肚臍旁肌腹處、腹外斜肌貼於髂前上脊上方，髂骨脊和肋骨中間，平行於肌肉纖維 (張曉昀、陳星宇、薛雅馨，2015)。

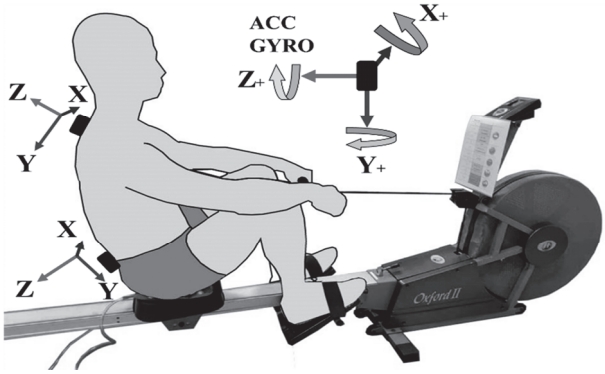


圖 2. **慣性感測器配置於** T1 **以及** L5。X **軸朝向橫軸、**Y **軸朝向縱軸、**Z **軸朝向於矢狀軸**。

最大等長收縮 (maximum voluntary isometric contraction, MVIC) 測驗，依序對腹直肌、腹外斜肌與豎脊肌進行測驗，每個肌肉各測驗兩次，每次 5 秒，取最大值供 EMG 標準化處理。腹直肌測驗，仰躺於診療床上屈膝 (約 90 度) 固定腳踝，雙手交叉抱胸，受試者縮下巴並將頭、肩膀微抬離床面，全力捲腹對抗施加在胸部的靜態力量；腹外斜肌測試，仰躺於診療床上屈膝 (約 90 度) 固定腳踝，雙手交叉抱胸，受試者縮下巴並將頭、肩膀微抬離床面，全力捲腹並往右轉對抗施加在左胸的靜態力量，使左肩靠近左膝；豎脊肌測驗，趴臥於診療床上並固定腳踝，雙手互握放在頭上，全力將頭、肩膀及胸部往上伸展將上半身抬高對抗施予上背部的靜態阻力 (張曉昀、陳星宇、薛雅馨，2015)。

划船動作測驗，以隨機方式抽出划頻與坐墊壓力測試條件的順序後，調整坐墊壓力，請受試者於划船機上進行測驗，阻力設定爲最輕。每一條件皆連續划 10 槳，並依照節拍器之節奏，進行拉槳與回槳動作 (各一拍)。研究者會在實驗時以手勢引導受試者保持動作節奏。測試完畢休息 3 分鐘後，繼續下個測試條件的測試，所有測驗於當天執行完畢。

五、數據分析

動作分期，本研究以受試者上背感測器所收集的加速度資料進行動作分期，分爲拉槳期與回槳期 (圖 3)。受試者每次拉槳前會將身體向前延伸到最大，此時上背 (T1) 感測器之 z 軸 (身體矢狀軸方向) 加速度 g 值，因身體前彎而使 Z 軸越趨近於重力方向而變大，當身體後仰拉槳時此加速度 g 值則迅速下降，因此當身體前彎到最大時會形成一個波峰；本實驗將該上背之 Z 軸峰值定義爲拉槳起始點，並定義兩峰值的一半時間點爲拉槳結束點。拉槳起始點 (Z 軸峰值) 至結束點 (Z 軸兩峰值中間) 爲拉槳期，結束點至起始點爲回槳期。

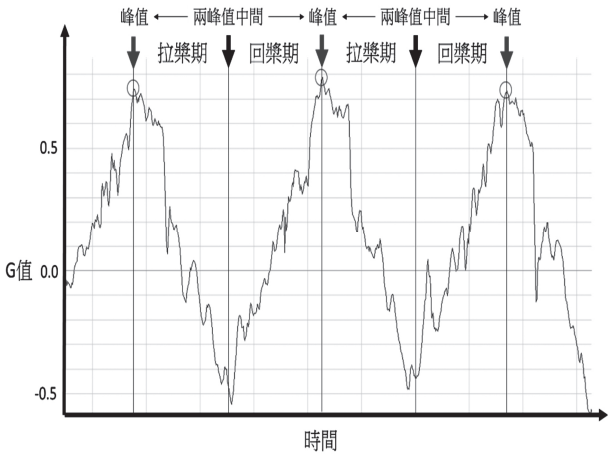


圖 3. **以上背 (T1) Z 軸加速度訊號進行動作分析**

軀幹晃動分析，計算下背 (L5) 與上背 (T1) 各軸向角速度在拉槳期與回槳期之均方根值 (root mean square, RMS)。X 軸趨近於身體的橫軸，反映身體矢狀面的前後晃動；Y 軸趨近於身體的水平軸，反映身體水平面的轉動；Z 軸趨近於身體的矢狀軸，反應身體側向 (額狀面) 的晃動。肌電訊號分析，對所有 EMG 訊號進行 20-450 Hz 帶通濾波，全波整流翻正，RMS (50 ms) 平滑處理，計算划槳期與回槳期之平均值，並與 MVIC 測驗中各肌肉用力 5 秒之中間三秒的 EMGrms 最大值進行標準化，單位爲 %MVIC。

EMG 訊號異常排除說明，由於部分黏貼於受試者軀幹上之 Delsys 感測器，因心電訊號 (Butler, Newell, Hubley-Kozey, & Kozey, 2009)、汗水、脂肪較厚或其它因素導致特定肌電訊號受干擾或訊號異常，且考慮到本研究中肌肉活化程度皆很低 (> 15% MVIC)，爲避免影響實驗結果故排除上述受影響的 EMG 數據，僅保留所有肌群 EMG 訊號皆良好的受試者納入後續 EMG 分析，合計有 16 位受試者 (6 男、10 女)。

六、統計方法

使用完全相依設計二因子變異數分析，評估坐墊氣壓與划頻對各依變數的主要效果與交互作用情形。若違反球形檢定時則採用 Greenhouse-Geisser 的校正係數。若主要效果或交互作用達顯著水準，則以 LSD 法進行事後比較。統計結果呈現淨 Eta 平方 (partial eta-squared, η_p^2) 表示效果量大小以及觀察檢定力 (observed power, OP)。所有顯著顯水準設爲 $\alpha = .05$。

參、結　果

研究結果顯示，坐墊氣壓與划頻之間在各項依變數中皆無交互作用 (表 1、2、3)。拉槳期下背的水平與側向晃動呈現顯著的主要效果 (表 1)，事後比較結果顯示，坐墊氣壓 140 mmHg 顯著大於無坐墊氣壓 ($p < .05$)。上背各軸向晃動與所有核心肌群活化在坐墊氣壓的主要效果上皆未達顯著水準。划頻主要效果上，下背與上背各軸向晃動在拉槳期以及回槳期皆達顯著水準 (表 1、2)。事後比較結果顯示，晃動程度皆隨划頻而顯著增加 (18 spm < 30 spm < 36 spm, $p < .05$)。核心肌肉活化方面 (表 3)，所有核心肌群活化在拉槳期具有划頻的主要效果，划頻 30 spm 與 36 spm 皆顯著高於 18 spm ($p < .05$)；而腹直肌在回槳期也存在划頻的主要效果，划頻 30 spm 與 36 spm 顯著高於 18 spm ($p < .05$)。

表 1

不同划船機坐墊氣壓與划頻對下背 (L5) 晃動之影響 (單位：度/秒；N = 29)

		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
前後 (X 軸)	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	14.52 ± 6.33	14.82 ± 6.91	15.04 ± 6.85	14.79 ± 6.62	坐墊	2.739	0.085	0.089	0.467
	30 bpm	18.35 ± 7.33	18.74 ± 7.66	18.31 ± 9.41	18.47 ± 8.09[a]	划頻	19.413	0.000*	0.409	0.999
	36 bpm	21.20 ± 9.31	22.80 ± 9.97	23.81 ± 12.79	22.60 ± 10.72[ab]	坐*划	1.561	0.190	0.053	0.469
	平均	18.02 ± 8.14	18.79 ± 8.81	19.05 ± 10.52						
回槳期	18 bpm	10.45 ± 4.14	11.46 ± 5.24	11.54 ± 6.43	11.15 ± 5.31	坐墊	1.704	0.191	0.057	0.343
	30 bpm	14.51 ± 5.88	14.25 ± 6.04	14.74 ± 7.21	14.50 ± 6.33[a]	划頻	35.256	0.000*	0.557	1.000
	36 bpm	16.34 ± 6.92	17.07 ± 7.52	17.15 ± 7.14	16.85 ± 7.13[ab]	坐*划	0.657	0.623	0.023	0.209
	平均	13.77 ± 6.21	14.26 ± 6.68	14.48 ± 7.23						
		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
水平 (Y 軸)	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	5.99 ± 1.05	6.02 ± 1.20	6.03 ± 1.11	6.01 ± 1.11	坐墊	3.323	0.043*	0.106	0.606
	30 bpm	6.88 ± 1.47	6.92 ± 1.48	7.20 ± 1.91	7.00 ± 1.62[a]	划頻	44.271	0.000*	0.613	1.000
	36 bpm	8.01 ± 2.24	8.50 ± 2.51	8.69 ± 2.44	8.40 ± 2.39[ab]	坐*划	1.223	0.305	0.042	0.373
	平均	6.96 ± 1.84	7.15 ± 2.08	7.31 ± 2.18[#]						
回槳期	18 bpm	6.16 ± 0.86	6.19 ± 1.03	6.24 ± 1.03	6.20 ± 0.96	坐墊	0.188	0.829	0.007	0.078
	30 bpm	7.19 ± 1.74	7.21 ± 1.97	7.05 ± 1.93	7.15 ± 1.86[a]	划頻	33.660	0.000*	0.546	1.000
	36 bpm	7.97 ± 2.07	7.81 ± 2.12	8.09 ± 2.09	7.96 ± 2.07[ab]	坐*划	1.230	0.304	0.042	0.313
	平均	7.11 ± 1.78	7.07 ± 1.87	7.12 ± 1.88						
		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
側向 (Z 軸)	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	2.77 ± 1.01	2.67 ± 1.03	2.89 ± 1.20	2.77 ± 1.08	坐墊	3.425	0.040*	0.109	0.620
	30 bpm	3.73 ± 1.35	3.85 ± 1.29	3.86 ± 1.30	3.81 ± 1.30[a]	划頻	46.233	0.000*	0.623	1.000
	36 bpm	4.60 ± 2.24	4.50 ± 1.84	4.99 ± 2.51	4.70 ± 2.20[ab]	坐*划	1.284	0.286	0.044	0.322
	平均	3.70 ± 1.77	3.67 ± 1.61	3.91 ± 1.96[#]						
回槳期	18 bpm	2.27 ± 0.67	2.27 ± 0.61	2.40 ± 0.72	2.31 ± 0.66	坐墊	0.278	0.718	0.010	0.088
	30 bpm	3.02 ± 1.15	2.95 ± 1.02	3.02 ± 0.90	3.00 ± 1.01[a]	划頻	66.083	0.000*	0.702	1.000
	36 bpm	3.61 ± 0.95	3.59 ± 1.13	3.53 ± 1.11	3.58 ± 1.05[ab]	坐*划	0.581	0.677	0.020	0.188
	平均	2.97 ± 1.08	2.94 ± 1.08	2.98 ± 1.02						

註：*表示 $p < .05$；a 表示顯著大於划頻 18bpm；b 表示顯著大於划頻 30bpm；#表示顯著大於 0 mmHg。

表 2

不同划船機坐墊氣壓與划頻對上背 (T1) 晃動之影響（單位：度/秒；N = 29)

前後 (X 軸)	划頻	坐墊氣壓 0 mmHg	坐墊氣壓 80 mmHg	坐墊氣壓 140 mmHg	平均	完全相依二因子變異數分析結果	*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	17.53 ± 7.04	17.46 ± 6.90	17.56 ± 8.25	17.52 ± 7.34	坐墊	1.137	0.328	0.039	0.240
	30 bpm	22.58 ± 8.35	22.26 ± 8.88	22.67 ± 10.22	22.50 ± 9.08[a]	划頻	28.634	0.000*	0.506	1.000
	36 bpm	29.87 ± 14.95	28.24 ± 11.89	27.71 ± 12.32	28.61 ± 13.00[ab]	坐*划	0.968	0.428	0.033	0.298
	平均	23.33 ± 11.73	22.66 ± 10.34	22.65 ± 11.09						
回槳期	18 bpm	10.57 ± 4.00	11.33 ± 5.37	11.01 ± 6.46	10.97 ± 5.32	坐墊	0.516	0.566	0.018	0.123
	30 bpm	15.87 ± 6.96	15.31 ± 7.97	15.43 ± 7.03	15.54 ± 7.25[a]	划頻	27.215	0.000*	0.493	1.000
	36 bpm	20.47 ± 10.24	20.71 ± 10.97	19.66 ± 9.89	20.28 ± 10.26[ab]	坐*划	0.960	0.432	0.033	0.296
	平均	15.64 ± 08.47	15.78 ± 9.18	15.36 ± 8.61						

水平 (Y 軸)	划頻	坐墊氣壓 0 mmHg	坐墊氣壓 80 mmHg	坐墊氣壓 140 mmHg	平均	完全相依二因子變異數分析結果	*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	8.47 ± 4.58	8.88 ± 6.06	8.70 ± 5.24	8.68 ± 5.26	坐墊	0.525	0.594	0.018	0.132
	30 bpm	12.06 ± 6.23	11.36 ± 4.39	11.87 ± 5.65	11.76 ± 5.42[a]	划頻	33.802	0.000*	0.547	1.000
	36 bpm	14.99 ± 7.05	14.11 ± 8.81	14.53 ± 7.02	14.54 ± 7.59[ab]	坐*划	0.978	0.394	0.034	0.231
	平均	11.84 ± 6.54	11.45 ± 6.93	11.70 ± 6.41						
回槳期	18 bpm	5.19 ± 1.53	5.33 ± 1.88	5.34 ± 2.89	5.29 ± 2.15	坐墊	0.423	0.657	0.015	0.115
	30 bpm	8.00 ± 3.88	7.70 ± 3.09	7.69 ± 3.40	7.80 ± 3.43[a]	划頻	60.230	0.000*	0.683	1.000
	36 bpm	9.93 ± 4.14	9.45 ± 3.12	9.74 ± 3.68	9.71 ± 3.63[ab]	坐*划	0.442	0.778	0.016	0.150
	平均	7.71 ± 3.88	7.49 ± 3.21	7.59 ± 3.76						

側向 (Z 軸)	划頻	坐墊氣壓 0 mmHg	坐墊氣壓 80 mmHg	坐墊氣壓 140 mmHg	平均	完全相依二因子變異數分析結果	*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	4.78 ± 2.16	4.92 ± 2.55	5.16 ± 2.90	4.96 ± 2.53	坐墊	0.063	0.939	0.002	0.059
	30 bpm	6.92 ± 3.06	6.88 ± 2.15	7.03 ± 2.55	6.94 ± 2.58[a]	划頻	46.750	0.000*	0.625	1.000
	36 bpm	8.59 ± 3.01	8.66 ± 3.77	8.23 ± 2.75	8.50 ± 3.17[ab]	坐*划	1.131	0.346	0.039	0.346
	平均	6.76 ± 3.16	6.82 ± 3.25	6.81 ± 2.99						
回槳期	18 bpm	3.74 ± 1.22	3.84 ± 1.09	3.82 ± 1.35	3.80 ± 1.21	坐墊	1.463	0.242	0.050	0.261
	30 bpm	5.95 ± 2.92	6.20 ± 2.21	5.86 ± 1.93	6.00 ± 2.36[a]	划頻	51.486	0.000*	0.648	1.000
	36 bpm	7.97 ± 3.93	7.83 ± 3.17	7.35 ± 2.87	7.72 ± 3.33[ab]	坐*划	1.357	0.253	0.046	0.412
	平均	5.89 ± 3.36	5.95 ± 2.82	5.68 ± 2.57						

註：*表示 $p < .05$；a 表示顯著大於划頻 18bpm；b 表示顯著大於划頻 30bpm；#表示顯著大於 0 mmHg。

表 3

不同划船機坐墊氣壓與划頻對核心肌肉活化之影響（單位：MVIC%；N = 16)

		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
腹直肌	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	4.24 ± 3.24	4.19 ± 3.86	3.69 ± 2.93	4.04 ± 3.30	坐墊	0.820	0.416	0.052	0.154
	30 bpm	5.82 ± 4.48	6.31 ± 4.43	6.18 ± 3.92	6.10 ± 4.20[a]	划頻	12.611	0.001*	0.457	0.966
	36 bpm	6.80 ± 4.49	6.81 ± 4.55	6.40 ± 3.96	6.67 ± 4.25[a]	坐*划	0.683	0.606	0.044	0.209
	平均	5.62 ± 4.16	5.77 ± 4.35	5.42 ± 3.77						
回槳期	18 bpm	2.03 ± 1.57	2.06 ± 1.32	2.03 ± 1.52	2.04 ± 1.44	坐墊	0.533	0.592	0.034	0.130
	30 bpm	2.71 ± 2.70	2.98 ± 2.85	2.61 ± 1.90	2.76 ± 2.47[a]	划頻	4.835	0.015*	0.244	0.758
	36 bpm	2.66 ± 2.00	2.89 ± 1.88	2.78 ± 1.71	2.78 ± 1.83[a]	坐*划	0.205	0.790	0.013	0.077
	平均	2.46 ± 2.12	2.64 ± 2.11	2.47 ± 1.71						
		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
腹外斜肌	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	8.77 ± 3.93	8.43 ± 4.19	8.49 ± 4.02	8.56 ± 3.96	坐墊	0.638	0.535	0.041	0.147
	30 bpm	11.21 ± 5.52	12.75 ± 7.44	11.47 ± 5.76	11.81 ± 6.20[a]	划頻	11.623	0.000*	0.437	0.989
	36 bpm	13.57 ± 6.80	12.84 ± 6.69	12.79 ± 6.88	13.07 ± 6.65[a]	坐*划	1.633	0.178	0.098	0.473
	平均	11.18 ± 5.77	11.34 ± 6.47	10.92 ± 5.84						
回槳期	18 bpm	6.24 ± 2.90	6.56 ± 3.12	6.55 ± 3.31	6.45 ± 3.05	坐墊	1.063	0.358	0.066	0.218
	30 bpm	7.72 ± 4.06	8.17 ± 4.07	7.62 ± 3.67	7.84 ± 3.86	划頻	3.201	0.055	0.176	0.568
	36 bpm	7.88 ± 3.83	8.46 ± 4.34	8.88 ± 6.03	8.41 ± 4.74	坐*划	0.616	0.595	0.039	0.162
	平均	7.28 ± 3.63	7.73 ± 3.89	7.68 ± 4.51						
		坐墊氣壓				完全相依二因子變異數分析結果				
豎脊肌	划頻	0 mmHg	80 mmHg	140 mmHg	平均		*F*	*p*	η_p^2	OP
拉槳期	18 bpm	9.16 ± 10.94	8.45 ± 8.51	9.30 ± 11.27	8.97 ± 10.10	坐墊	1.155	0.301	0.071	0.174
	30 bpm	11.86 ± 10.57	10.06 ± 5.51	12.79 ± 15.83	11.57 ± 11.26[a]	划頻	7.451	0.008*	0.332	0.815
	36 bpm	11.66 ± 6.00	11.81 ± 6.89	13.97 ± 13.28	12.48 ± 9.17[a]	坐*划	0.800	0.421	0.051	0.151
	平均	10.89 ± 9.32	10.11 ± 7.06	12.02 ± 13.45						
回槳期	18 bpm	6.18 ± 3.96	7.27 ± 10.55	8.45 ± 10.88	7.30 ± 8.90	坐墊	1.146	0.302	0.071	0.172
	30 bpm	11.35 ± 14.36	8.91 ± 6.29	13.83 ± 25.96	11.37 ± 17.25	划頻	3.551	0.066	0.191	0.481
	36 bpm	9.15 ± 7.55	10.15 ± 9.07	10.40 ± 11.18	9.90 ± 9.20	坐*划	0.724	0.425	0.046	0.131
	平均	8.89 ± 9.68	8.78 ± 8.71	10.89 ± 17.26						

註：*表示 $p < .05$；a 表示顯著大於划頻 18bpm。

肆、討　論

本研究主要發現，於坐墊氣壓 140 mmHg 上進行划船機運動時，拉槳期下背的水平旋轉與側向左右晃動會顯著大於坐墊無氣壓狀態，但核心肌群並沒有隨坐墊氣壓而改變。此外，隨著划頻的增加，上、下背各軸向晃動及核心肌群皆會隨之而增加。顯示於划船機上添加氣壓坐墊，雖可增加下背的晃動程度，但不影響核心肌群的活化；而隨著動作頻率的增加，會提升軀幹晃動程度以及核心肌群的活化程度。

本研究結果顯示，坐墊氣壓在 0 mmHg 與 80 mmHg 之間不影響下背的晃動程度，但當坐墊氣壓達 140 mmHg 時，則顯著增加拉槳動作時下背的水平與側向晃動。顯示坐墊氣壓的大小會增加划船運動時，坐姿骨盆的自由度使下背晃動增加。然而，雖然坐墊氣壓 140 mmHg 會增加下背晃動，但增加的幅度有限，僅增加水平 5.0% 與側向 5.7% 的晃動。而這樣的晃動幅度並不足以產生不穩定的情形，使核心肌肉爲了維持姿勢穩定而徵招更多運動單元參與收縮。這樣的結果，也出現在過去的研究中，相較於坐在穩定平面上，坐在抗力球上會增加捲腹動作時腹外斜肌活化約 40% MVIC (Imai et al., 2010) 以及槓鈴上舉時豎脊肌肌肉活化約 15.6% EMGrms (Kohler et al., 2010)，然而當坐在面積較小 (直徑 15 cm、厚度 5 cm) 的不穩定氣壓坐墊上 (SitFit) 時，雖然會增加脊椎的擺動 (16.6%) 但不影響軀幹的肌肉活化 (O'Sullivan et al., 2006)；該研究氣壓坐墊的尺寸與本研究坐墊相仿 (16.7 × 24 cm)。表示並非所有動作在不穩定表面上執行都會增加核心肌群的活化 (Imai et al., 2010; Kohler et al., 2010; O'Sullivan et al., 2006; Wahl & Behm, 2008)，而不穩定表面的尺寸可能是影響因素之一。

本研究發現，雖然氣壓坐墊增加了下背的晃動情形，但並未影響上背的晃動。這裡反映出划船運動下的身體平衡機制，即當下背的活動度增加時，人體可透過腰椎的調節來保持上半身的穩定性 (Olivier, Faugloire, Lejeune, Biau, & Isableu, 2017)。過去研究顯示，上半身 (胸部) 的晃動程度會因爲平衡難度的提高 (雙腳站、單腳站、單腳站平衡板)、缺乏視覺回饋 (閉眼) 或隨年齡的增長而變大 (Reynard, Christe, & Terrier, 2019)。本研究中，上背的晃動程度並沒有隨著坐墊氣壓以及下背晃動增加而變大，這也反映了氣壓坐墊所造成的不穩性，對受試者身體平衡的影響很小；僅增加了下背的晃動，在腰椎的調節下，受試者的身體仍保持穩定，而不需徵召額外的核心肌群參與穩定的工作；如同先前研究發現，坐在 SitFit 氣壓坐墊上時，會增加腰椎的活動，但不影響核心肌肉的活化 (O'Sullivan et al., 2006)。

過去研究顯示划船機在半圓板平台下 (額狀面不穩定)，會使運動員花費更多的能量 (心率增加) 來保持划船機的平衡，並降低其運動表現 (2000 m 模擬賽時間變長) (Šarabon et al., 2019)。這一點在本研究中也發現相似的情形，氣壓坐墊增加下背側向左右晃動 (額狀面不穩定)。因此，要增加划船的不穩定性，可針對額狀面進行設計；而要達成這樣的不穩定設計，其一是可透過改裝划船機底座來增加不穩定性，但這只能實現於特定的划船機上，較難普及於大部分的划船機上；其二則是如本研究中，於坐墊上增加不穩定性的設備。然而從前述討論可知，氣壓坐墊雖增加下背晃動，但未能使核心肌群活化增加，推測可能原因是氣墊的尺寸太小 (16.7 × 24 cm)，且表面材質不具有彈性因此導致不穩定的效果有限。因此，未來研究或產品設計上，建議可增加氣墊尺寸或改變材質來達到提高姿勢不穩定以及核心肌群的活化。

研究顯示划船運動隨著划頻增加會提高功率的輸出 (power output)，核心肌群的活性也會因此而增加 (Turpin, Guével, Durand, & Hug, 2011)；本研究亦有一樣的結果，隨划頻增加核心肌群的活化亦會增加。從 Turpin 等 (2011) 的研究可知，隨著划頻與功率的增加，下肢、軀

幹及上肢肌群皆會隨之而提高活化，說明核心肌群爲保持身體的姿勢並有效的傳遞下肢的力量到上肢，會相應的提高活化程度，徵召更多運動單元參與收縮。顯示划船運動可透過動作頻率的調整，提高或降低核心肌群的使用程度，可做爲調整訓練強度的因子。然而，需要注意的是快速度且高反覆划船動作對下背產生的負荷，當核心肌群無法維持身體姿勢而導致拉槳時脊椎彎曲程度變大時，應降低動作速度，避免產生過度的下背負荷而引起傷害發生 (Caldwell, McNair, & Williams, 2003)。

本研究限制有兩點，首先本研究由於部分受試者 EMG 訊號，因心跳 (Butler et al., 2009)、汗水、腹部脂肪較厚或其它因素影響，導致某些肌群之肌電訊號受干擾或異常，故予以排除；僅保留所有肌群訊號皆良好的受試者納入 EMG 分析，合計有 16 位 (6 男、10 女)；儘管人數減少到 16 位，但達統計顯著性的結果 (划頻主要效果) 仍具有高度的統計檢定力 (power > 0.80)。其次是，本研究僅以年輕男女性爲對象，探討在低阻力划船運動下氣壓坐墊對軀幹晃動與核心肌群之影響，其坐墊不穩性的效果可能對有運動習慣且年輕的族群影響不大；建議未來研究可探討不穩定划船機對老年人的影響，以促進高齡者的核心與大腿肌力。

本研究結論，於划船機上添加氣壓坐墊，可增加划船機運動時坐姿的活動度，使下背水平旋轉與側向左右晃動增加，但所增加的不穩定程度不足以引起更高的核心肌群活化以維持平衡。相較於坐墊的影響，提高划頻除了會顯著增加軀幹晃動，亦會增加核心肌群的活化。因此，從事划船運動時可透過划頻來調整核心肌群訓練的強度，但若要透過改變坐墊來增加核心肌群的活化，使用與坐墊尺寸相仿的氣壓坐墊可能是無效的，需要使用不穩定性程度更高的設備。

致謝

本研究爲科技部補助專題研究計畫 (計畫編號：MOST 109-2637-H-346-001) 之部分成果，特此感謝。

引用文獻

張曉昀、陳星宇、薛雅馨 (2015)。棒球選手擊球之軀幹肌群肌電活化：個案研究。*華人運動生物力學期刊，12*(1)，8-15。doi: 10.3966/207332672015041201002

[Chang H. Y., Chen, H. Y., & Hsueh, Y. H. (2015). The trunk muscles electromyographic activation of the baseball hitter during batting: Case report. *Chinese Journal of Sports Biomechanics, 12*(1), 8-15.]

Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*, 86-92. doi: 10.1053/j.apmr.2003.12.005

Asaka, M., Usui, C., Ohta, M., Takai, Y., Fukunaga, T., & Higuchi, M. (2010). Elderly oarsmen have larger trunk and thigh muscles and greater strength than age-matched untrained men. *European Journal of Applied Physiology, 108*(6), 1239-1245. doi: 10.1007/s00421-009-1337-6

Attenborough, A. S., Smith, R. M., & Sinclair, P. J. (2012). Effect of gender and stroke rate on joint power characteristics of the upper extremity during simulated rowing. *Journal of Sports Sciences, 30*(5), 449-458. doi: 10.1080/02640414.2011.616949

Bazzucchi, I., Sbriccoli, P., Nicolò, A., Passerini, A., Quinzi, F., Felici, F., & Sacchetti, M. (2013). Cardio-respiratory and electromyographic responses to ergometer and on-water rowing in elite rowers. *European Journal of Applied Physiology, 113*(5), 1271-1277. doi: 10.1007/s00421-012-2550-2

Behm, D., & Colado, J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy, 7*(2), 226. doi: 10.1055/s-0030-1262808

Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 35*(1), 91-108. doi: 10.1139/H09-127

Bullo, V., Bergamin, M., Gobbo, S., Sieverdes, J., Zaccaria, M., Neunhaeuserer, D., & Ermolao, A. (2015). The effects of Pilates exercise training on physical fitness and wellbeing in the elderly: A systematic review for future exercise prescription. *Preventive Medicine, 75*, 1-11. doi: 10.1016/j.ypmed.2015.03.002

Butler, H. L., Newell, R., Hubley-Kozey, C. L., & Kozey, J. W. (2009). The interpretation of abdominal wall muscle recruitment strategies change when the electrocardiogram (ECG) is removed from the electromyogram (EMG). *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19*(2), 102-113. doi: 10.1016/j.jelekin.2007. 10.004

Caldwell, J. S., McNair, P. J., & Williams, M. (2003). The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clinical Biomechanics, 18*(8), 704-711. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00117-7

Carpes, F. P., Reinehr, F. B., & Mota, C. B. (2008). Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 12*(1), 22-30. doi: 10.1016/j.jbmt.2007.05.001

Deane, R. S., Chow, J. W., Tillman, M. D., & Fournier, K. A. (2005). Effects of hip flexor training on sprint, shuttle run, and vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 19*(3), 615-621. doi: 10.1519/14974.1

Fleming, N., Donne, B., & Mahony, N. (2014). A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *Journal of Sports Sciences, 32*(12), 1127-1138. doi: 10.1080/02640414.2014.886128

Hase, K., Kaya, M., Zavatsky, A. B., & Halliday, S. E. (2004). Musculoskeletal loads in ergometer rowing. *Journal of Applied Biomechanics, 20*(3), 317-323. doi: 10.1123/jab.20.3.317

Huxel Bliven, K. C., & Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health, 5*(6), 514-522. doi: 10.1177/1941738113481200

Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 40*(6), 369-375. doi: 10.2519/jospt.2010.3211

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine, 36*(3), 189-198.

Kohler, J. M., Flanagan, S. P., & Whiting, W. C. (2010). Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research, 24*(2), 313-321. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c8655a

Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 36*(6), 926-934. doi: 10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3

O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., ... Tsang, S. (2006). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 36*(1), 19-25. doi: 10.2519/jospt.2006.36.1.19

Olivier, A., Faugloire, E., Lejeune, L., Biau, S., & Isableu, B. (2017). Head stability and head-trunk coordination in horseback riders: The contribution of visual information according to expertise. *Frontiers in Human Neuroscience, 11*(11). doi: 10.3389/fnhum.2017.00011

Reynard, F., Christe, D., & Terrier, P. (2019). Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks. *PloS One, 14*(1), 0211051. doi: 10.1371/journal.pone.0211051

Saeterbakken, A. H., Van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 25*(3), 712-718. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181cc227e

Šarabon, N., Kozinc, Ž., Babič, J., & Marković, G. (2019). Effect of rowing ergometer compliance on biomechanical and physiological indicators during simulated 2,000-metre race. *Journal of Sports Science and Medicine, 18*(2), 264.

Turpin, N. A., Guével, A., Durand, S., & Hug, F. (2011). Effect of power output on muscle coordination during rowing. *European Journal of Applied Physiology, 111*(12), 3017-3029. doi: 10.1007/s00421-011-1928-x

Von Garnier, K., Köveker, K., Rackwitz, B., Kober, U., Wilke, S., Ewert, T., & Stucki, G. (2009). Reliability of a test measuring transversus abdominis muscle recruitment with a pressure biofeedback unit. *Physiotherapy, 95*(1), 8-14.

Wahl, M. J., & Behm, D. G. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research, 22*(4), 1360-1370. doi: 10.1519/JSC.0b013e318175ca3c

Yoshiga, C. C., Higuchi, M., & Oka, J. (2002). Rowing prevents muscle wasting in older men. *European Journal of Applied Physiology, 88*(1-2), 1-4. doi: 10.1007/s00421-002-0714-1

投稿日期：109 年 12 月

通過日期：110 年 01 月

Physical Education Journal
Society of Physical Education, Taipei, Taiwan
Vol. 54, No. 2, pp. 147～160 (2021. 6.)

Effects on trunk sway and core muscle activity when using a rowing machine with an air seat cushion

Feng-Yi Chang[1], Kuei-Yu Chien[2], En-Tzu Wang[3], Hsiao-Yun Chang[4] and Wei-Han Chen[3,5]

[1]Department of Center for General Education, National Penghu University of Science and Technology, Penghu County, Taiwan

[2]Graduate Institute of Sports Science, National Taiwan Sport University, Taoyuan City, Taiwan

[3]Department of Athletic Performance, National Taiwan Normal University, Taipei City, Taiwan

[4]Department of Athletic Training and Healthy, National Taiwan Sport University, Taoyuan City, Taiwan.

[5]Graduate Institute of Sports Equipment Technology, University of Taipei, Taipei City, Taiwan

Abstract

Introduction: Rowing is a whole-body exercise that is suitable for the general public. Adding an unstable surface to the rowing machine could increase trunk sway, resulting in increased core muscle activity to maintain body posture, promoting enhanced postural control and core training. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effects of seats with different air pressures on trunk sway and core muscle activity during rowing machine use. **Methods:** Twenty-nine individuals who engage in recreational exercise (14 men, 15 women, mean age: 23.1 ± 7.8 years) were randomly assigned to three seat cushion conditions (0, 80, 140 mmHg air pressure) and performed ten strokes with three frequencies (18, 30, and 36 strokes per minute [spm]) in random order. The Delsys Trigno wireless sensing system was used to measure the root-mean-square angular velocity in three axis directions in the upper back (L5) and lower back (T1), as well as the muscle activity (EMGrms) of the rectus abdominis, external oblique, and erector spinae muscles. **Results:** The results, analyzed by two-way repeated-measures analysis of variance (ANOVA), showed no interaction effect between the seat cushion air pressure and stroke frequency conditions. A main effect of seat cushion was identified for horizontal (longitudinal axis) and lateral (sagittal axis) sway of the lower back, with significantly larger sway during the pull phase for the seat cushion with 140 mmHg pressure compared with 0 mmHg pressure (p <.05). Upper back sway

and core muscle activity showed no change with different seat cushion air pressure levels. A main effect of stroke frequency was identified for the sway in the upper and lower back, which increased with stroke frequency (18 spm < 30 spm < 36 spm) during both the pull and return phases (p <.05). The muscle activity observed in all monitored muscles during the pull phase and the rectus abdominis during the return phase was increased during stroke frequencies of 36 spm and 30 spm compared with those at 18 spm (p <.05). **Conclusion:** Sitting on an air seat cushion to perform rowing machine exercises increased lower back sway during the pull phase, but the unstable seat cushion did not result in increased core muscle activity to maintain balance. Compared with the effects of the seat cushion, trunk sway and core muscle activity were more strongly affected by stroke frequency, which can be used to adjust the load on core muscles as a controlling factor.

Key words: balance, unstable surface, postural control