

MODELLO E LIVELLO DI ATTIVAZIONE MUSCOLARE SU UN NUOVO CICLOERGOMETRO

Roberto Aguado-Jiménez¹, Miriam González-Izal¹, Jon Navarro¹, Esteban Gorostiaga¹, Mikel Izquierdo¹
Centro Studi, Ricerca e Medicina dello Sport del Governo di Navarra¹

INTRODUZIONE

La ditta Goicontini SL, ha disegnato un prototipo di cicloergometro, che rispetto al design convenzionale, modifica sia la posizione dell'asse di pedalata sia la lunghezza della biella. Nelle biciclette convenzionali possiamo vedere che la posizione dell'asse di pedalata si trova tra 240 e 260 mm davanti alla verticale della sella e che la biella ha una lunghezza non superiore a 200 mm. Nel prototipo analizzato invece, la posizione dell'asse di pedalata si trova tra 185 e 200 mm dietro alla verticale della sella e la lunghezza delle bielle è di 300 mm.

Il design di tale ergometro parte dal presupposto che la posizione posteriore dell'asse di pedalata e una maggiore lunghezza della biella possano produrre un movimento simile a quello effettuato durante la corsa. Se tale ipotesi viene confermata potrebbe essere usato per sostituire la corsa in quei casi in cui è sconsigliata per evitare l'impatto prodotto dalla falcata.

METODI

Per verificare le ipotesi del designer, è stato fatto uno studio di comparazione tra il prototipo del cicloergometro, e un cicloergometro convenzionale, e allo stesso tempo entrambi sono stati confrontati con l'attività sviluppata su un tapis roulant. Per poter confrontare gli effetti dei tre ergometri sui soggetti, è stato deciso di uniformare il lavoro effettuato su ciascuno regolandolo a $2,4 \text{ w/kg}^{-1}$ di massa corporea. Nel caso dei cicloergometri, il carico di lavoro veniva controllato mediante un piatto strumentalizzato modello SRM, il quale era collegato a un computer e forniva informazioni in tempo reale sul lavoro effettuato. Rispetto al calcolo del lavoro eseguito sul tapis roulant si è ricorso al calcolo del lavoro verticale effettuato:

$$\text{Lavoro} = [\text{Peso (kg)} * \text{Forza Gravità (m/s}^{-2}\text{)} * \text{Velocità (m/s}^{-1}\text{)} * \text{Inclinazione (\%)}]$$

Il lavoro eseguito sul tapis roulant è stato realizzato a due velocità diverse, allo scopo di verificare se vi fosse qualche similitudine con la pedalata effettuata sul prototipo.

Studio di Convalida

Previamente è stato fatto un test di ripetitività e di validità del sistema di resistenza che il prototipo aveva incorporato per il controllo del carico, mediante un sistema di 8 magneti. Tale studio venne eseguito in due fasi, una fase di convalida meccanica e una di convalida umana.

Convalida meccanica. Con un motore da 1200 watt è stato adeguato un ingranaggio supplementare all'asse della ruota metallica posteriore. Esso è stato fissato mediante una catena normale al piatto secondario di pedalata del sistema SRM. In questo modo è stato possibile eseguire un ampio numero di ripetizioni in cui è stato fatto girare il piatto di pedalata tra 20 e 150 rpm allo scopo di determinare se esistevano delle differenze in uno stesso giorno dopo diverse ripetizioni, e anche tra giorni diversi.

Convalida umana. Grazie alla partecipazione di 4 soggetti, sono stati analizzati gli effetti che le diverse resistenze del prototipo avevano sul registro della potenza del lavoro registrata dal software di SRM a diverse cadenze. Lo scopo era quello di verificare se esistessero delle differenze tra i diversi risultati ottenuti dai soggetti studiati.

Soggetti

Al presente studio hanno partecipato 9 soggetti volontari (7 uomini e 2 donne; 72 ± 10 kg peso corporeo; 29 ± 3 anni), con condizioni fisiche diverse. Essi sono stati informati previamente riguardo al protocollo da seguire, e anche delle possibili conseguenze e rischi che avrebbe comportato la realizzazione dei test proposti.

Protocollo

Lo studio consisteva in 4 test di 3 minuti, eseguiti in ciascuno degli ergometri scelti: pedalata sul prototipo del cicloergometro a 50 rpm (PCE), pedalata sul cicloergometro normale a 50 rpm (SRM), corsa a 7 km all'ora⁻¹ sul tapis roulant con un'inclinazione del 12,5% (7 km), e una corsa a 17 km all'ora⁻¹ sul tapis roulant con un'inclinazione del 5% (17 km). La sequenza di tali test è stata randomizzata allo scopo di evitare qualsiasi possibile influsso degli uni sugli altri. Prima di iniziare i test, i soggetti hanno eseguito un riscaldamento a 100 watt su un cicloergometro normale con una cadenza libera durante 10 minuti..

Variabili

Con l'obiettivo di stabilire delle similitudini e differenze tra i prototipi descritti, sono state analizzate diverse variabili durante ciascun test:

Carico del Lavoro: determinato a partire da un carico costante di $2,4 \text{ w/kg}^{-1}$ di massa corporea.

Frequenza Cardiaca (HR): registrata durante tutta la durata di ciascun test, è stata analizzata ogni 15 secondi mediante un cardiofrequenziometro (Polar®. Finlandia)

Segnali elettromiografici (EMG): sono stati registrati tra il minuto 2:00 e 2:30 con una frequenza di 1 kHz. I muscoli registrati sono stati in ciascun caso quelli della gamba destra: Vasto Laterale (VL), Retto Femorale (RF) Psoas Iliaco (PS), Vasto Interno (VM), Gluteo Maggiore (GM), Semimembranoso (SM), Gastrocnemio (G) e Soleo (S). Mediante l'analisi dell'elettromiografia è stato determinato il voltaggio di attivazione media (**MAV**) di ciascun muscolo. Tale valore è stato calcolato a partire dal rapporto EMG/Tempo durante ciascuna contrazione e viene rappresentato come percentuale del valore massimo raggiunto in una contrazione isometrica massima (flessione o estensione del ginocchio). È stata altresì determinata la pendenza dei EMG (**RER**) nei 75 ms iniziali, calcolata come l'incremento di $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{Tempo}$, ed è altresì rappresentata come percentuale del MAV durante una contrazione isometrica massima. Per finire, è stata analizzata la frequenza mediana di attivazione (**MDF**) calcolata come la frequenza di attivazione muscolare più ripetuta in ciascuna contrazione.

Modello di contrazione muscolare: venne analizzato per tutti i protocolli, allo scopo di determinare la sequenza in cui si contrae ciascun muscolo analizzato in ciascun test eseguito.

Frequenza del movimento: contrazioni per minuto di ciascun muscolo analizzato

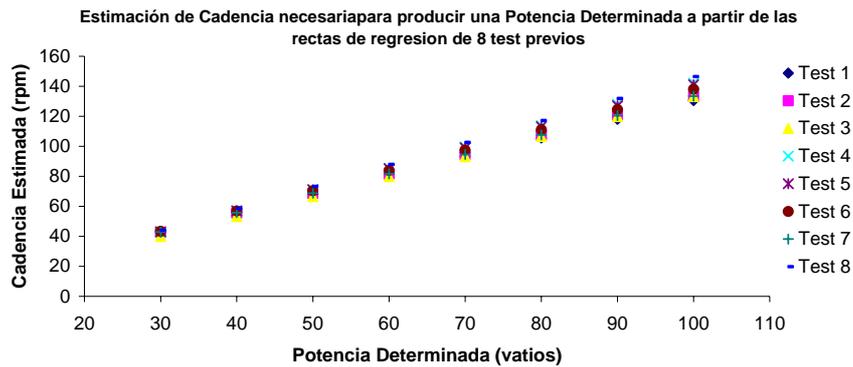
Durata media della contrazione: tempo medio in cui è mantenuto contratto ciascun muscolo analizzato durante il test.

Livello del movimento: analizzato a partire dall'angolazione esistente nelle articolazioni dell'anca e del ginocchio tra una flessione e un'estensione massima realizzata su ciascun ergometro. Tale analisi è stata eseguita esclusivamente sui due cicloergometri.

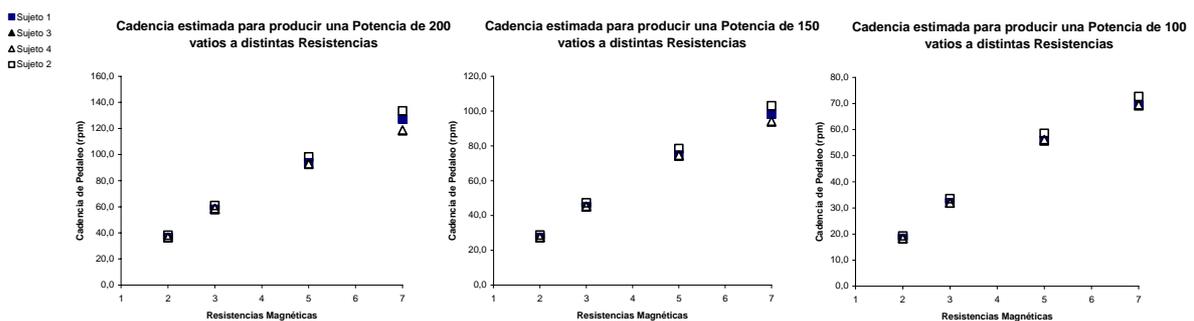
RISULTATI

Studio della Convalida

Convalida meccanica. Per la convalida dell'ergometro sono stati eseguiti 8 test di misurazione cadenza-potenza, ciascuno in modo incrementale con una resistenza magnetica di 7 (minima resistenza). A partire da ciascun test è stata determinata la retta di regressione che metteva in relazione entrambi i parametri, essendo la media del coefficiente di correlazione $R=0,99\pm 0,1$. Dopo aver determinato la retta di regressione sono stati calcolati i valori teorici di cadenza per ottenere potenze di 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 e 100 w in base a ciascun test eseguito precedentemente, ottenendo dei risultati di 43 ± 1 , 56 ± 2 , 70 ± 2 , 83 ± 3 , 97 ± 3 , 110 ± 4 , 124 ± 5 e 137 ± 6 rpm rispettivamente.



Convalida umana. La retta di regressione ottenuta a partire dai valori di cadenza-potenza, calcolati nelle diverse posizioni delle resistenze magnetiche del PCE hanno mostrato un coefficiente di correlazione medio di $R=0,94\pm0,4$. Le cadenze previste a partire da tali rette di regressione, per determinare potenze di lavoro, sono state calcolate con resistenze 7, 5, 3 e 2 (da una maggiore a una minore distanza dai magneti fino alla ruota) essendo per 100 w (71,1 \pm 2; 57,4 \pm 2; 32,7 \pm 1; 18,8 \pm 1 rpm rispettivamente), per 150 w (98,6 \pm 6; 76,5 \pm 3; 46,3 \pm 1; 28,1 \pm 1 rpm rispettivamente) e per 200 w (126,1 \pm 10; 95,6 \pm 4; 59,8 \pm 2; 37,4 \pm 1 rpm rispettivamente)

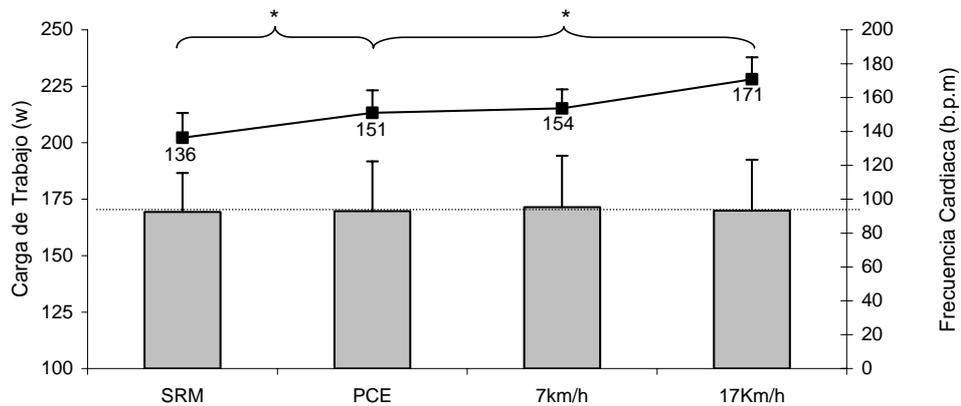


Misurazioni durante il protocollo

Carico di lavoro: **CL** sul PCE (170 \pm 22w) non era diverso dal SRM (169 \pm 17w), né dai 7Km (171 \pm 23w) e nemmeno dai 17Km (170 \pm 23w).

Frequenza Cardiaca: **HR** sul PCE (151 \pm 13bpm) era maggiore rispetto al SRM (136 \pm 15bpm) ($p<0.05$) e minore rispetto ai 17Km (170 \pm 23w) ($p<0.05$), non era tuttavia diversa da quella ottenuta a 7Km (154 \pm 11bpm).

Carga de trabajo en diferentes ergómetros 2,4 w·kg⁻¹

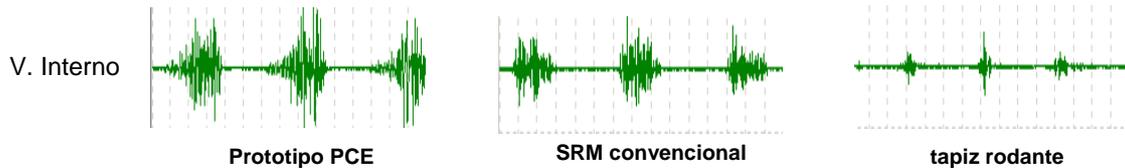


Evolución de la Frecuencia Cardíaca medida en el PCE, SRM, a 17KM y a 7KM en un test con un mismo carga de trabajo (2,4 w/kg⁻¹ de masa corporea)

(*) Frecuencia cardíaca diferente del PCE (p<0.05)

Señales electromiográficas (EMG):

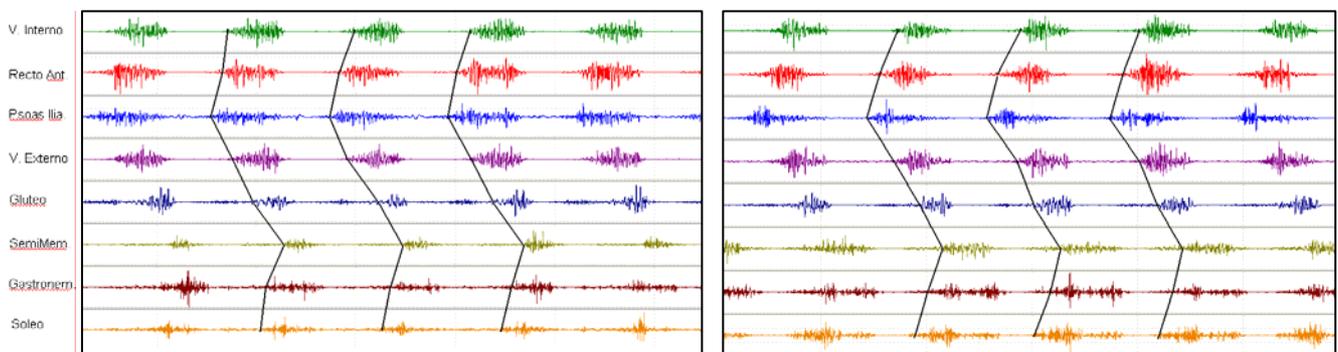
MAV: en el músculo extensor de la rodilla y flexor de la cadera en el PCE era del 45% mayor que el SRM (p<0.05) y un 49% mayor que en 7KM, en el músculo flexor plantar en el PCE todavía era aproximadamente el 106% menor que el SRM y aproximadamente el 307% inferior que en 17KM



RER: en el músculo flexor plantar era del 34% menor que el SRM (p<0.05) y del 290% que en 17KM, siendo en el PCE del 126% menor en el músculo extensor de la rodilla y flexor de la cadera.

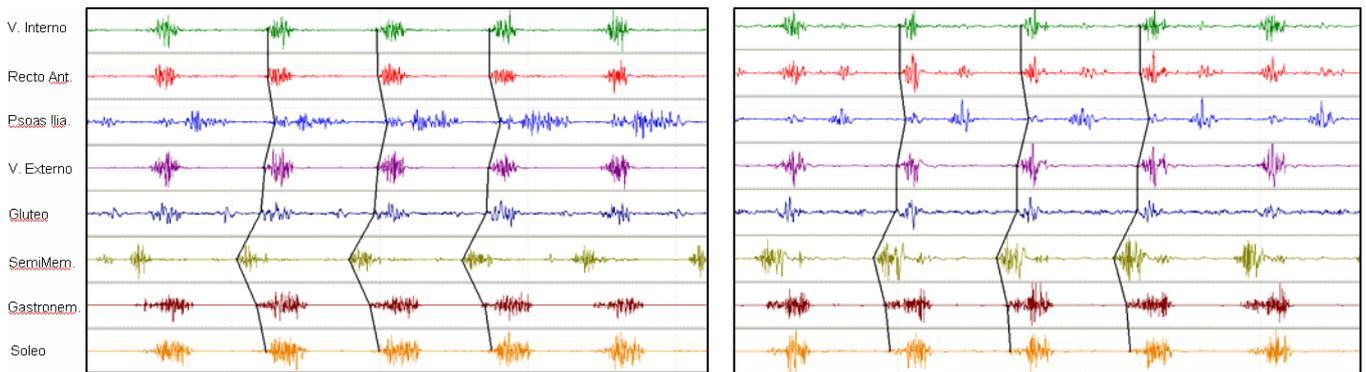
MDF: no se observan diferencias entre los tests.

Modelo de contracción muscular: No se han encontrado diferencias entre SRM y PCE, aunque ambos eran diferentes respecto a los modelos descritos en ambos tests durante la carrera.



Modelo de Activación Pedalada
PROTOTIPO PCE

Modelo de Activación Pedalada
CONVENZIONALE SRM



Modello di Attivazione Corsa a
7km all'ora 12.5% inclinazione

Modello di Attivazione Corsa a
17km all'ora 5% inclinazione

Frequenza del movimento: analizzata nel VL sul SRM, PCE, a 7km e a 17km, era rispettivamente di $49 \pm 0,9$; $49 \pm 0,8$; $76,2 \pm 2,9$; e $89,6 \pm 4,6$ contrazioni al minuto.

Durata media della contrazione: misurata nei muscoli estensori del ginocchio si osserva che sul PCE era maggiore rispetto al SRM in RF, PI e VL ($34,7 \pm 5,6$; $44,1 \pm 1,0$; $25,6 \pm 4,4$ vs $27,1 \pm 1,8$; $35,9 \pm 1,4$; $24 \pm 3,2$ s/min⁻¹) ($p < 0,05$), tali valori erano maggiori rispetto a quelli ottenuti durante i protocolli di corsa in tutti i muscoli ($p < 0,05$)

Livello del movimento: misurato nell'articolazione del ginocchio, osserviamo che sul PCE era di 111° (44° - 155°) mentre sul SRM era di 51° (84° - 135°). Misurato nell'articolazione dell'anca osserviamo che sul PCE era di 83° (62° - 145°) mentre sul SRM era di 41° (65° - 104°)



SRM CONVENZIONALE Massima estensione dell'anca (104,0°) e ginocchio



PROTOTIPO PCE Massima estensione dell'anca (145,2°) e ginocchio (154,4°)



SRM CONVENZIONALE Massima flessione dell'anca (65,5°) e ginocchio



PROTOTIPO PCE Massima flessione dell'anca (62,2°) e ginocchio (43,9°)

CONCLUSIONI

Uno stesso carico di lavoro esercitato sul PCE e a 7km comporta una frequenza cardiaca simile mentre tale intensità sul SRM comporta un ritmo cardiaco più basso e più alto a 17km. Il ritmo cardiaco più alto sul PCE rispetto al SRM potrebbe essere dovuto alla maggiore durata della contrazione nei muscoli estensori del ginocchio probabilmente per effetto di un maggiore livello del movimento come conseguenza dello spostamento posteriore dell'asse di pedalata e dell'aumento della lunghezza della biella.

Tale studio dimostra che pedalare sul PCE provoca un'attivazione dei muscoli estensori del ginocchio e del flessore dell'anca simile alla corsa a 17 km all'ora⁻¹, e un'attivazione più alta rispetto alla pedalata su un cicloergometro normale. L'attivazione dei muscoli flessori plantari della caviglia sul PCE era tuttavia più bassa rispetto a un cicloergometro normale o rispetto alla corsa ad alta velocità. Le diverse risposte osservate si possono spiegare, in parte, per le differenze nell'attivazione muscolare.

Si sta vagliando la possibilità di studiare l'effetto del prototipo per l'allenamento e la riabilitazione, grazie alla sua elevata attivazione muscolare, anche di quei muscoli che risultano di difficile attivazione su un cicloergometro normale.

CONSIGLI

Studio di convalida

1. Dopo aver analizzato i risultati si vaglia la possibilità di cambiare il sistema di spostamento dei magneti, data la necessità, in alcuni casi, di manipolarlo per risistemarlo nella sua posizione corretta.

Analisi del movimento

1. L'ampio percorso dei muscoli della gamba, per effetto della lunghezza della biella, potrebbe provocare lesioni nei muscoli flessori dell'anca.
2. È possibile che una biella di minore lunghezza provochi degli effetti simili.
3. Sarebbe opportuno disegnare l'elevazione della sella che non riduca la distanza tra la verticale della sella e l'asse di pedalata, affinché tutti gli utenti possono disporre di caratteristiche biomeccaniche simili.