MODELE ET NIVEAU D'ACTION MUSCULAIRE DANS UN NOUVEAU CYCLOERGOMETRE

Roberto Aguado-Jiménez[1], Miriam González-Izal[1], Jon Navarro[1], Esteban Gorostiaga[1], Mikel Izquierdo[1]
Centre d'études, de Recherche et Médecine du Sport du Gouvernement de Navarre.

INTRODUCTION

L'entreprise Goicontini SL, a conçu un prototype de cycloergomètre, qui à la différence du concept conventionnel, modifie la position de l'axe du pédalier, ainsi que la longueur de la bielle. En ce qui concerne la position de l'axe du pédalier, nous observons dans les byciclettes conventionnelles que leur position est entre 240 et 260 mm en avant de l'axe vertical du siège et que la bielle a une taille qui n'excède pas 200 mm. Concernant le prototype analysé, la position de l'axe du pédalier se situe entre 185 et 200 mm en arrière de l'axe vertical du siège, la longueur de ses bièles étant de 300 mm.
Le concept de cet ergomètre supposait qu'un emplacement postérieur de l'axe des pédales, ainsi qu'une bielle plus grande, permettrait de s'approcher du modèle de mouvement effectué lors d'une course et par conséquent y ressembler. Si ce modèle se confirme, on proposerait son utilisation comme alternative à la course dans les cas où l'on déconseille l'impact provoqué par la foulée.

METHODES

Afin de mener à bien la vérification des suppositions précitées par le concepteur, une étude de comparaison du prototype de cycloergomètre a été mise en place, avec un autre cycle conventionnel, au moment où tous les deux étaient comparés avec l'activité effectuée sur un tapis roulant. Pour pouvoir comparer les effets des trois ergomètres chez les sujets, il faut équilibrer le travail réalisé dans chacun d'entre eux à 2,4 $w \cdot kg^{-1}$ de masse corporelle. Dans le cas des cicloergomètres, la charge de travail a été controlée au moyen de l'installation d'une assiette instrumentalisée modèle SRM, connectée à un ordinateur pour apporter l'information en temps réel sur le travail réalisé. Quant au calcul du travail réalisé sur le tapis roulant, celui-ci a été déterminé par l'intermédiaire du calcul de travail vertical réalisé:
Travail = [Poids (kg) * Force Gravité ($m \cdot s^{-2}$) * Vitesse ($m \cdot s^{-1}$) * Inclinaison (%)]
Le travail effectué sur le tapis roulant a été réalisé a deux vitesses différentes afin de vérifier s'il existait des similitudes entre certaines d'entre elles et le pédalier du prototype.

Etude de Validation

On a préalablement effectué un test de répétitivité et de validité du système de résistance que le prototytpe avait inclus pour le contrôle de la charge, par l'intermédiaire de 8 aimants. Cette étude s'est effectuée en deux phases, une de validation mécanique et une autre de validation humaine.

Validation Mécanique. Par l'intermédiaire d'un moteur de 1200 watts, un engrenage supplémentaire a été adapté à coté de l'axe de la roue métallique postérieure. Par l'intermédiaire d'une chaîne conventionnelle, cet engrenage a été rattaché à une assiette secondaire de pédales du système SRM. De cette façon, un un plus grand nombre de répétitions a pu être réalisé pendant lesquelles l'assiette du pédalier tournait entre 20 et 150 rpm afin de déterminer s'il existait des différences après plusieurs répétitions le jour même et sur plusieurs jours.

Validation Humaine. C'est sur quatre participants que les effets des différentes résistances dont disposait le prototype ont été analysées, et avaient sur le registre de puissance de travail enregistré à travers le logiciel de SRM à différentes cadences, afin de vérifier s'il existait des différences entres les divers résultats des différents sujets.

Sujets

Un total de 9 personnes ont participé à cette étude (7 hommes et 2 femmes; 72±10 kg poids corporel; 29±3 ans), de différentes conditions physiques, volontaires, et préalablement informés sur le protocole à suivre, ainsi que les possibles conséquences et risques que pourrait entrainer la réalisation des tests proposés.

Protocole

L'étude consistait à la réalisation de 4 tests de 3 minutes, effectués dans chacun des ergomètres sélectionnés: Pédalage sur le prototype de cicloergomètre à 50 rpm (PCE), pédalage sur le cicloergomètre conventionnel à 50 rpm (SRM), course à 7 $km \cdot h^{-1}$ sur le tapis roulant avec une inclinaison de 12,5 % (7km), et une course à 17 $km \cdot h^{-1}$ sur le tapis roulant avec une inclinaison de 5% (17km). L'ordre de ces tests était aléatoire afin d'éviter quelconque effet possible des uns sur les autres.

Avant le début des tests, les participants ont effectué un échauffement à 100 watts sur le cicloergomètre conventionnel à une cadence libre pendant 10 minutes.

Variables

Ayant pour objectif d'établir des similitudes et des différences entre les protocoles décrits, différentes variables ont été analysées pendant l'éxécution de chacun d'entre eux :
Charge de Travail: Déterminée à partir d'une charge constante de 2,4 $w \cdot kg^{-1}$ de masse corporelle.
Fréquence cardiaque (**HR**): Enregistrée pendant la totalité de chacun des tests ; elle a été analysée toutes les 15 secondes avec un cardiofréquenciomètre (Polar®. Finlandia)

Signaux électromyographiques (EMG): Ils ont été enregistrés entre la minute 2:00 et 2:30 sur une fréquence de 1kHz. Les muscles analysés ont été dans tous les cas ceux de la jambe droite: le Vaste Latéral (VL), le Recto Fémoral (RF) le Psoas Iliaco (PS), le Vasto Interne (VM), l Fessier Supérieur (GM), la Semi-membraneuse (SM), la Gastronémie (G) et le Soleus (S). A travers l'analyse de l'électromyographe, le voltage d'action moyenne (MAV) de chaque muscle a été determiné. Cette valeur a été calculée a partir de la variante EMG/Tiempo dans chacune des contractions et est représentée comme pourcentage de la valeur maximum atteinte dans une contraction isométrique maximale (flexion ou extension du genoux). La pente a également été déterminée de EMG (RER) dans les 75 premières ms, calculée comme l'augmentation de $\Delta EMG/\Delta Tiempo$, et est également représentée comme pourcentage de la MAV dans une contraction isométrique maximale. Enfin, la moyenne de la fréquence d'action (MDF) a été analysée et calculée comme la fréquence d'action musculaire la plus répétée lors de chaque contraction.

Modèle de contraction musculaire: Celui-ci a été analysé pour tous les protocoles, afin de déterminer l'ordre dans lequel se contracte chaque muscle analysé lors de chacun des tests effectués.
Fréquence de Mouvement : Contraction par minute de chacun des muscles analysés.
Durée Moyenne de la Contraction: Temps moyen de contraction de chacun des muscles analysés pendant le test.
Cathégorie du mouvement: Analysé à partir de l'angle existant dans les articulations de la hanche et du genou entre une flexion et une extension maximale requise sur chaque ergomètre. Cette analyse a été menée à bien exclusivement sur les deux cicloergomètres.

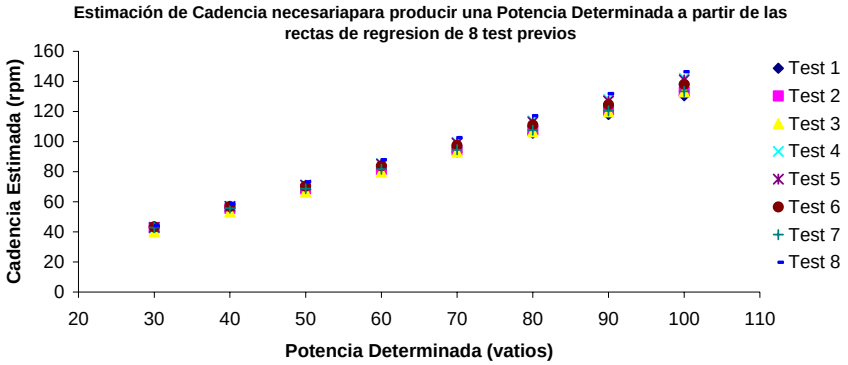
RESULTATS

Etude de Validation

Validation Mécanique. Pour la validation de l'ergomètre, 8 tests de mesure cadence-puissance ont été effectués, chacun d'entre eux de manière cumulée avec une résistance magnétique de 7 (résistance minimum). A partir de chaque test la droite de régression qui mettait en relation les deux paramètres a été déterminée,

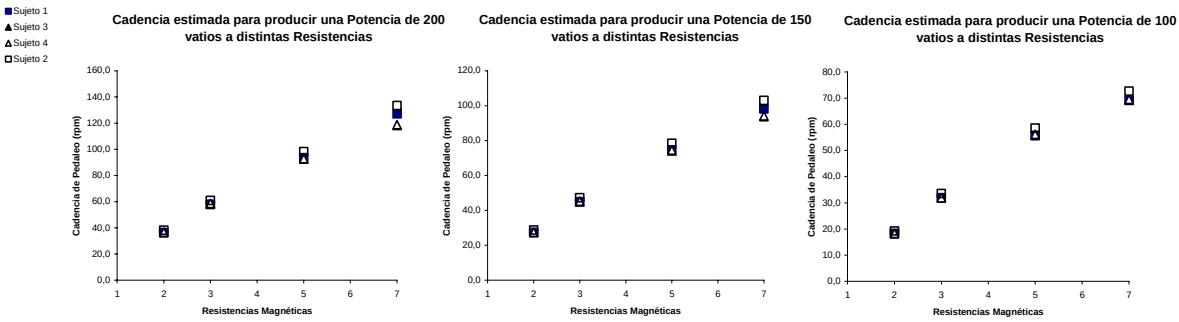
puisqu'il s'agit de la moyenne du quotient de corrélation R=0,99±0,1. Une fois la droite de régression conque, les valeurs théoriques de cadence ont été calculées pour obtenir des puissances de 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 w selon chacun des tests préalablement effectués, avec pour résultats respectifs de 43±1, 56±2, 70±2, 83±3, 97±3, 110±4, 124±5 y 137±6 rpm.

Estimation de Cadence nécessaire pour produire une Puissance Déterminée à partir des droites de régression de 8 tests préalables.



Puissance Déterminée (en watts)

Validation Humaine. La droite de régression obtenue à partir des valeurs de cadence-puissance, calculées sur les différentes positions des résistances magnétiques du PCE ont démontré un coefficient de corrélation moyen de R=0,94±0,4. Les cadences estimées à partir des ces droites de régressions, pour déterminer les puissances de travail ont été calculées avec des résistances 7, 5, 3 y 2 (de la plus grande à la plus petite distance des aimants de la roue) étant pour 100 w (71,1±2; 57,4±2; 32,7±1;18,8±1 rpm respectivement), pour 150 w (98,6±6; 76,5±3; 46,3±1; 28,1±1 rpm respectivement) y pour 200 w (126,1±10; 95,6±4; 59,8±2; 37,4±1 rpm respectivement)

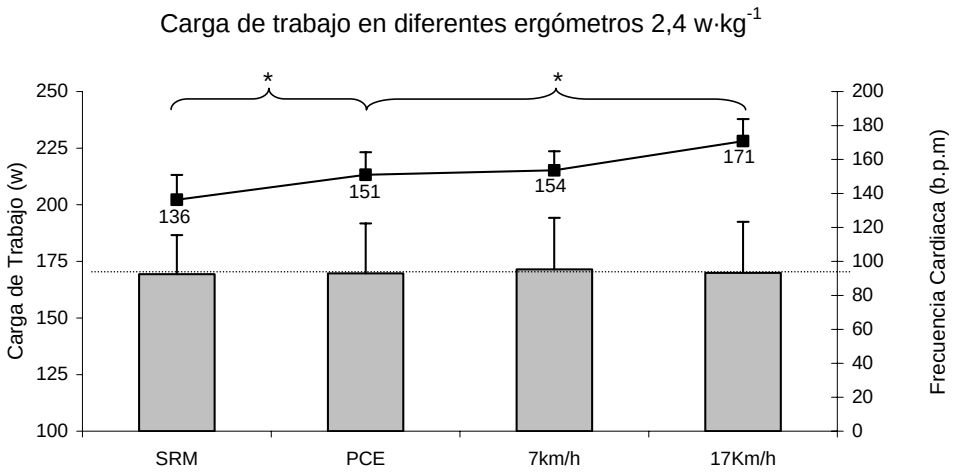


Mesures pendant le Protocole

Charge de Travail : **CT** sur PCE (170±22w) n'a pas été différent de SRM (169±17w), il n'a pas été différent de 7Km (171±23w) ni de 17Km (170±23w).

Fréquence Cardiaque : **HR** en PCE (151±13bpm) a été plus grand que dans SRM (136±15bpm) (p<0.05) et plus petit que sur 17Km (170±23w) (p<0.05), même s'il ne s'est pas montré différent à celle obtenue sur 7Km (154±11bpm).

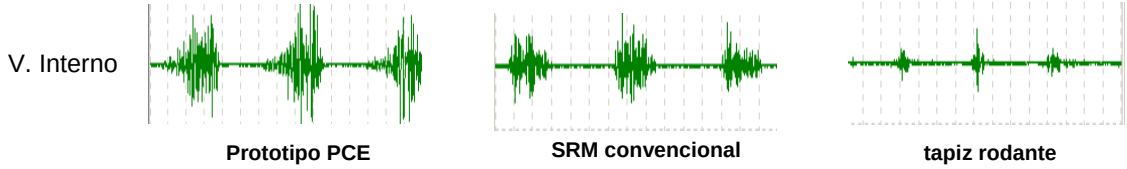
Charge de travail sur divers ergomètres 2,4 w·kg^{-1}.



Evolution de la Fréquence Cardiaque mesurée sur PCE, SRM, 17 KM et 7 Km dans un test de charge de travail équivalent (2,4 w·kg^{-1}de masse corporelle)

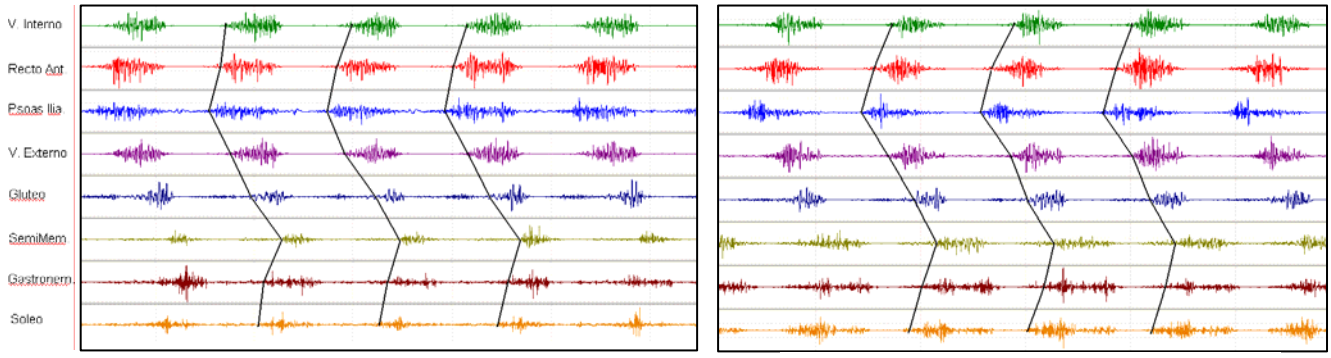
(*) Fréquence cardiaque Différente de PCE (p<0.05)

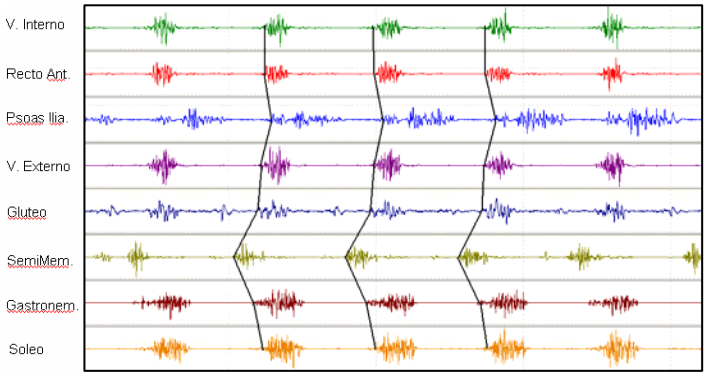
Signaux électromyographiques (EMG) :
MAV : Dans la musculature des muscles extenseurs du genou et du fléchisseur de la hanche sur PCE, il a été de 45% supérieur que sur SRM et de 49 % supérieur que sur 7Km, bien que dans la musculature du fléchisseur plantaire sur PCE, il a été de 106 % inférieur que sur SRM et de 307 % inférieure que sur 17 Km(p<0.05)



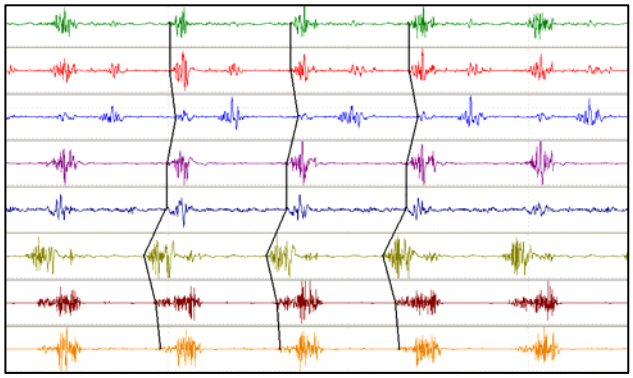
RER : Dans la musculature du fléchisseur plantaire, il a été inférieur de 34 % que sur SRM (p<0.05) et de 290 % sur 17 Km, le PCE étant de 126 % inférieur dans la musculature de l'extenseur du genou et du fléchisseur de la hanche.
MDF : Aucune différence n'a été observé lor des tests.

Modèle de contraction musculaire : Aucune différence n' été trouvée entre SRM et PCE, même si les deux ont été différents des modèles décrits lors des deux tests de course.





Modèle activation course
7km/h 12,5% Inclinación

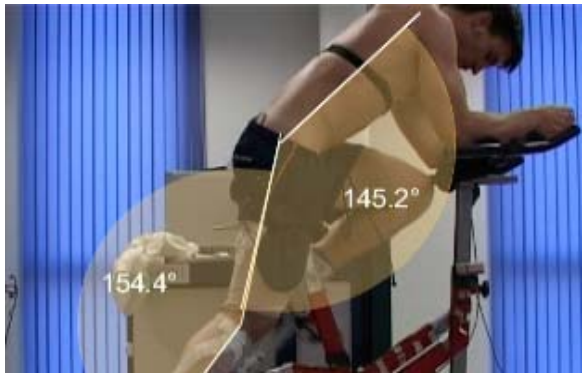


Modèle activation course
17km/h 5% Inclinación

Fréquence de mouvement : Analysée dans le VL sur SRM, PCE, 7km et 17km, elle a été respectivement de 49±0,9; 49±0,8; 76,2±2,9; et 89,6±4,6 contractions par minute.

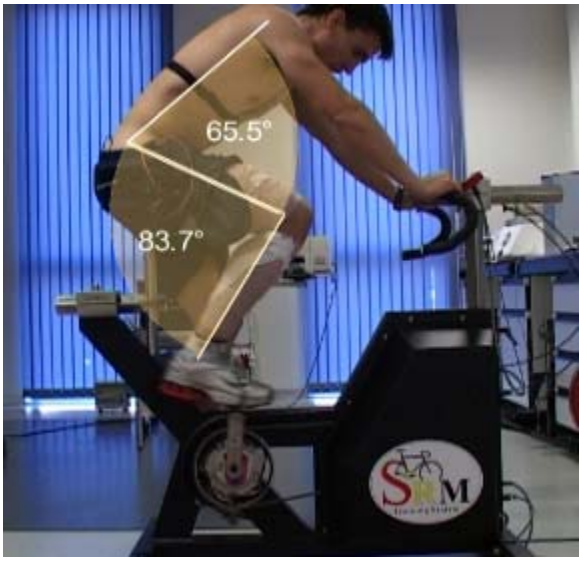
Durée moyenne de la Contraction : Mesurée sur les muscles extenseurs du genou , on observe que sur PCE elle a été plus grande que sur SRM dans RF, PI y VL (34,7±5,6; 44,1±1,0; 25,6±4,4 vs 27,1±1,8; 35,9±1,4; 24±3,2 $s \cdot min^{-1}$) ($p<0.05$), ces valeurs ont été plus grandes que celles obtenues pendant les protocoles de courses dans tous les muscles ($p<0.05$)

Cathégorie de Mouvement : Mesuré sur l'articulation du genou, nous observons que sur PEC elle a été de 111º (44º-155º) alors que sur SRM elle a été de 51º (84º-135º). Mesuré sur l'articulation de la hanche, nous observons que sur PEC elle a été de 83º (62º-145º) alors que sur SRM elle a été de de 41º (65º-104º)

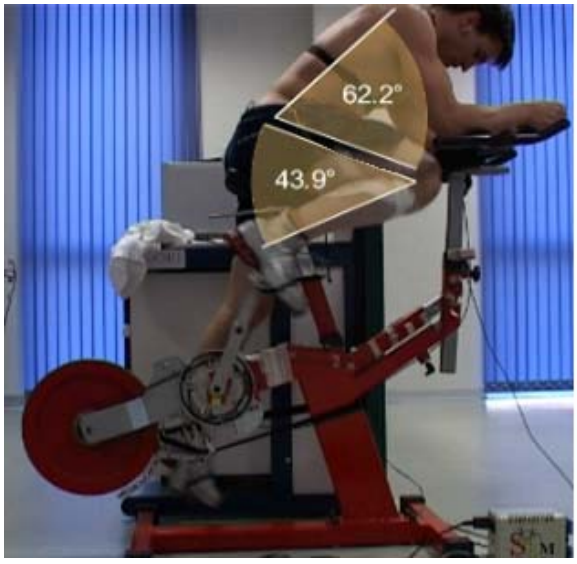


SRM CONVENTIONNEL Maximal
Extension de la hanche (104,0º) et du genou

PROTOTYPE PCE Extension maximale de la hanche (145,2º) et genou (154,4º)



CONVENCIONAL SRM Maxima
flexión de cadera (65,5º) y rodilla (83,7º)



PROTOTIPO PCE Maxima flexión de
cadera (62,2º) y rodilla (43,9º)

SRM CONVENTIONNEL Maximale
Flexion de la hanche (65,5º) et du genou (83,7º)

PROTOTYPE PC Maximale flexion de la hanche (62,2°) et du genou (43,9°)

CONCLUSIONS

Une même charge de travail exercée sur PCE et sur 7 km produit une fréquence cardiaque similaire alors que cette intensité sur SRM produit un rythme cardiaque plus bas et plus élevé sur 17km. Le rythme cardiaque le plus élevé sur PCE comparé à SRM pourrait être dû à la durée plus grande de la contraction sur les muscles extenseurs du genou probablement produits par un rang plus grand de mouvement comme conséquence du recul de l'axe du pédalier et d'un allongement de la bielle.

Cette étude démontre que pédaler sur PCE produit une activation des muscles extenseurs du genou et du fléchisseur de la hanche similaire à celle d'une course à $17km \bullet h^{-1}$, et une action plus élévée que pédaler sur un cycloergomètre conventionnel. Cependant, l'activation des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville en pédalant sur PCE était plus basse que de pédaler sur un cycloergomètre conventionnel ou pendant la course à haute vitesse. Les diverses réponses observées ont pu s'expliquer en partie par les différences de l'action musculaire.

On envisage la possibilité d'étudier l'effet du prototype à des fins d'entrainement et de rééducation, étant donné sa haute action musculaire, y compris des muscles qui sont difficiles à activer sur un cycloergomètre conventionnel.

RECOMMANDATIONS

Etude de Validation

1. Une fois les résultats analysés, on propose la possibilité de changer le système de déplacement des aimants, car il doit être manipulé à certaines occasions pour pouvoir le placer dans sa position correcte.

Analyse du Mouvement

1. Le grand trajet de la musculature de la jambe, provoqué par la longueur des bielles pourrait produire des lésions dans la musculature du fléchisseur de la hanche
2. Il est possible qu'une bielle de longueur inférieure produise des effets similaires.
3. Il faudra concevoir une élévation de la selle qui ne reduira pas la distance parcourue entre la verticale du siège et l'axe de pédalage, afin que tous les utilisateurs puissent disposer de caractéristiques biomécaniques similaires.