MUSTER UND INTENSITÄT DER MUSKELAKTIVIERUNG BEI EINEM NEUEN FAHRRADERGOMETER

Roberto Aguado-Jiménez[1], Miriam González-Izal[1], Jon Navarro[1], Esteban Gorostiaga[1], Mikel Izquierdo[1]
Zentrum für Sportstudien, Sportforschung und Sportmedizin der Landesregierung von Navarra[1]

EINFÜHRUNG

Das Unternehmen Goicontini SL hat einen Prototyp für ein Fahrradergometer entwickelt, das im Vergleich zum herkömmlichen Design eine veränderte Position der Pedalachse und eine veränderte Länge der Tretkurbel aufweist. Bei herkömmlichen Fahrrädern befindet sich die Pedalachse 240 bis 260 mm vor der Vertikalen des Sattels, und die Länge der Tretkurbel beträgt maximal 200 mm. Bei dem getesteten Prototyp hingegen liegt die Pedalachse 185 bis 200 mm hinter der Vertikalen des Sattels, und die Länge der Tretkurbellänge beträgt 300 mm.
Dem Design dieses Ergometers liegt die Annahme zugrunde, dass eine Verlagerung der Pedalachse nach hinten und die Verlängerung der Tretkurbel zu einem Bewegungsmuster führen, das eher demjenigen während der Laufbewegung gleicht. Wenn sich dieses Bewegungsmuster bestätigt, dann würde sich die Verwendung dieses Designs in den Fällen empfehlen, in denen von einer Belastung durch große Schritte abgeraten wird.

METHODEN

Zur Überprüfung der vom Designer aufgestellten Hypothesen wurde eine vergleichende Studie zwischen dem Prototyp des neuen Fahrradergometers und einem herkömmlichen Fahrradergometer entwickelt, die zudem einen Vergleich beider Geräte mit der auf einem Laufband durchgeführten Aktivität vorsah. Um die Effekte der drei Ergometer auf die Probanden vergleichen zu können, wurde für die Arbeitsbelastung an allen Geräten ein Wert für die Körpermasse von 2,4 $w \cdot kg^{-1}$ festgelegt. Bei den Fahrradergometern wurde die Belastung mittels einer SRM-Instrumententafel kontrolliert, die an einen Computer angeschlossen wurde und die Belastung in Echtzeit anzeigte. Die Bestimmung der Belastung auf dem Laufband erfolgte anhand der Berechnung der vertikalen Belastung:
Belastung = [Gewicht (kg) * Schwerkraft ($m \cdot s^{-2}$) * Geschwindigkeit ($m \cdot s^{-1}$) * Neigung (%)]
Die Belastung auf dem Laufband wurde bei zwei verschiedenen Geschwindigkeiten gemessen, um zu überprüfen, ob eine der beiden Geschwindigkeiten Ähnlichkeiten mit der Belastung bei der Pedalbewegung auf dem Ergometer-Prototypen aufweist.

Validierungsstudie

Als Vorbereitung wurde eine Wiederholbarkeits- und Validierungsprüfung des Widerstandsystems durchgeführt, dass im Prototyp mit Hilfe von 8 Magneten die Belastung kontrollieren sollte. Diese Studie wurde in zwei Phasen durchgeführt, zum Einen in Form einer mechanischen Validierung, zum Anderen in Form einer Validierung durch Probanden.

Mechanische Validierung. Über einen 1200-Watt-Motor wurde ein zusätzliches Zahnrad an der Achse des hinteren Metallrads befestigt. Dieses Zahnrad wurde über eine herkömmliche Kette mit dem zweiten Kettenrad des SRM-Systems verbunden. Auf diese Weise konnten zahlreiche Wiederholungen mit einer Drehgeschwindigkeit des Kettenrads zwischen 20 und 150 U/min durchgeführt werden. Das Ziel bestand darin herauszufinden, ob sich am selben Tag nach mehreren Wiederholungen bzw. zwischen mehreren verschiedenen Tagen Unterschiede ergeben würden.

Validierung mit Probanden. Mit Hilfe von 4 Probanden wurden die Auswirkungen der verschiedenen Widerstände des Prototypen auf die Belastungswerte analysiert, die von der SRM-Software bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten gemessen wurden. Auf diese Weise sollten mögliche Unterschiede in den Resultaten der verschiedenen Probanden festgestellt werden.

Probanden

An dieser Studie nahmen insgesamt 9 Probanden (7 Männer und 2 Frauen; 72±10 kg Körpergewicht; 29±3 Jahre) mit unterschiedlicher physischer Kondition teil. Die freiwilligen Probanden wurden vorab über das Ablaufprotokoll und über mögliche Folgen und Risiken der zu absolvierenden Testreihe informiert.

Protokoll

Die Studie umfasste die Durchführung von 4 Tests à 3 Minuten, die jeweils an einem der gewählten Ergometer durchgeführt wurden: Tretbewegung auf dem Prototyp-Fahrradergometer mit 50 U/min (PCE), Tretbewegung auf dem herkömmlichen Ergometer mit 50 U/min (SRM), Lauf mit 7 $km \cdot h^{-1}$ auf dem Laufband bei einer Neigung von 12,5 % (7 km) und Lauf mit 17 $km \cdot h^{-1}$ auf dem Laufband bei einer Neigung von 5 % (17 km). Die Reihenfolge der Tests wurde per Zufallsverfahren festgelegt, um mögliche Auswirkungen eines Tests auf andere auszuschließen.
Vor Beginn der Tests durchliefen die Probanden eine zehnminütige Aufwärmphase bei 100 Watt auf dem herkömmlichen Fahrradergometer mit nicht festgelegter Geschwindigkeit.

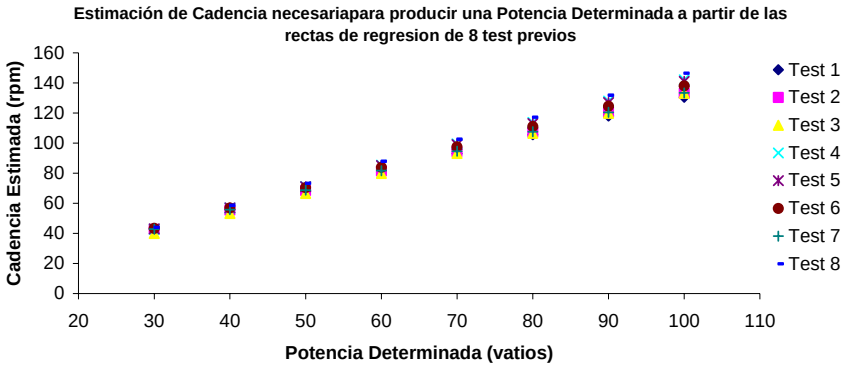
Variablen

Zur Ermittlung von Gemeinsamkeiten und Unterschieden zwischen den beschriebenen Protokollen wurden während der einzelnen Testreihen verschiedene Variablen analysiert:
Arbeitsbelastung: Die Bestimmung erfolgte auf Basis einer konstanten Belastung von 2,4 $w \cdot kg^{-1}$ Körpermasse.
Herzschlag (**HR**): Die Werte wurden während sämtlicher Tests aufgezeichnet und alle 15 Sekunden mittels eines Herzschlagmessgeräts (Polar®, Finnland) analysiert.
Elektromyographische Signale (EMG): Die Signale wurden zwischen Minute 2:00 und 2:30 mit einer Frequenz von 1 kHz aufgezeichnet. Bei allen Tests wurden Werte der Muskulatur im rechten Bein aufgezeichnet: Vastus Lateralis (VL), Rectus Femoris (RF) Psoas Iliacus (PS), Vastus Internus (VM), Gluteo Major (GM), Semimembranaceus (SM), Gastrocnemius (G) und Soleus (S). Durch Analyse der Elektromyographie wurde die mittlere Aktivierungsspannung (**MAV**) der einzelnen Muskeln ermittelt. Dieser Wert wurde auf Basis des EMG/Zeit-Integrals der einzelnen Muskelkontraktionen berechnet und als Prozentsatz des während einer maximalen isometrischen Kontraktion (Beugen oder Strecken des Knies) erzielten Höchstwerts dargestellt. Darüber hinaus wurde die EMG-Steigung (**RER**) während der ersten 75 ms ermittelt. Dieser Wert wurde als Erhöhung der Beziehung $\Delta EMG/\Delta Zeit$ berechnet und ebenfalls als Prozentsatz der mittleren Aktivierungsspannung (MAV) bei einer maximalen isometrischen Kontraktion dargestellt. Schließlich wurde die mittlere Aktivierungshäufigkeit berechnet. Als Grundlage diente die häufigste bei jeder Kontraktion wiederkehrende Muskelaktivierungsfrequenz.
Muskelkontraktionsmuster: Dieses Muster wurde für alle Protokolle analysiert um zu ermitteln, in welcher Reihenfolge sich die einzelnen, während der verschiedenen durchgeführten Tests analysierten Muskeln kontrahieren.
Bewegungsfrequenz: Kontraktionen pro Minute der einzelnen analysierten Muskeln.
Mittlere Kontraktionsdauer: Durchschnittlicher Zeitraum, über den die einzelnen, während der Tests analysierten Muskeln kontrahiert bleiben.
Bewegungsbereich: Die Analyse erfolgte ausgehend von dem vorhandenen Winkel zwischen Hüftgelenken und Knie zwischen einer bei den verschiedenen Ergometern erforderlichen maximalen Beugung und Streckung. Diese Analyse wurde ausschließlich bei den beiden Fahrradergometern durchgeführt.

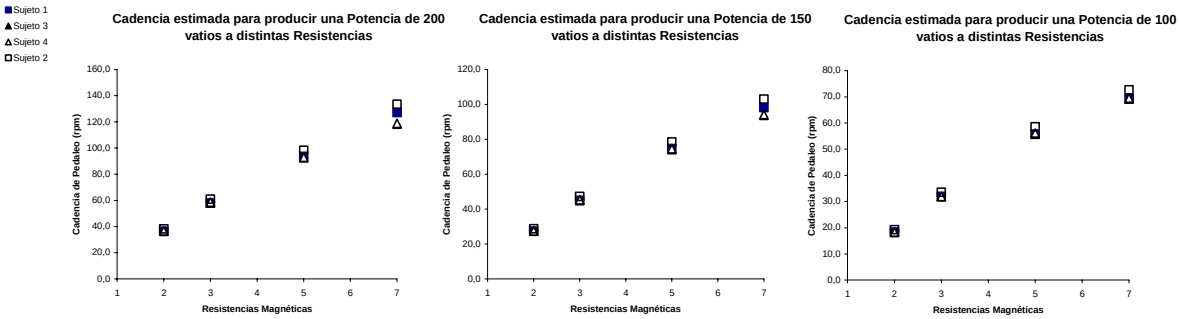
RESULTATE

Validierungsstudie

Mechanische Validierung. Für die Validierungsprüfung der Ergometer wurden 8 Testmessungen des Verhältnisses Geschwindigkeit-Leistung durchgeführt, und zwar in inkrementaler Form mit einem magnetischen Widerstand von 7 (Mindestwiderstand). Für jeden Test wurde die Regressionsgerade ermittelt, welche die Beziehung zwischen den beiden Parametern veranschaulich. Der mittlere Korrelationskoeffizient betrug $R=0,99\pm0,1$. Ausgehend von der Regressionsgerade wurden die theoretischen Geschwindigkeitswerte ermittelt, die zur Erzielung einer Leistung von 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 und 100 Watt, je nach den zuvor absolvierten Tests, erforderlich sind. Dabei wurden folgende Resultate erzielt: 43±1, 56±2, 70±2, 83±3, 97±3, 110±4, 124±5 und 137±6 U/min.



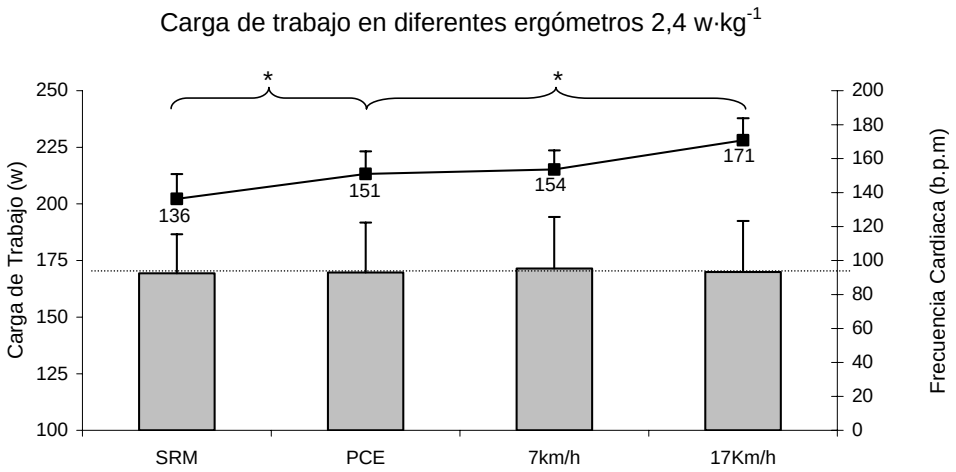
Validierung mit Probanden. Die als Grundlage zur Ermittlung der Regressionsgerade dienenden Werte für das Verhältnis Geschwindigkeit-Leistung, die an den verschiedenen Positionen der magnetischen Widerstände des PCE berechnet wurden, ergaben einen mittleren Korrelationskoeffizienten von R=0,94±0,4. Die auf Basis dieser Regressionsgeraden geschätzten Geschwindigkeiten zur Bestimmung der Arbeitsbelastungen wurden mit Widerstandswerten von 7, 5, 3 und 2 (bei abnehmendem Abstand der Magneten zum Rad) berechnet. Ermittelt wurden die Geschwindigkeitswerte für 100 W (71,1±2; 57,4±2; 32,7±1;18,8±1 U/min), für 150 W (98,6±6; 76,5±3; 46,3±1; 28,1±1 U/min) und für 200 W (126,1±10; 95,6±4; 59,8±2; 37,4±1 U/min).



Während des Protokolls vorgenommene Messungen

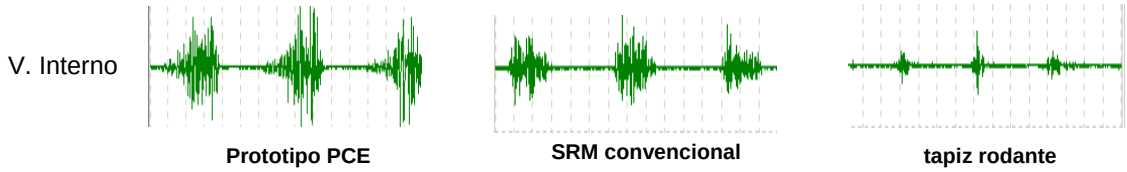
Arbeitsbelastung: Der Wert für **CT** am PCE (170±22 W) wies weder Unterschiede zum SRM (169±17 W) noch zu den Laufbandtests mit 7 km (171±23 W) oder 17 km (170±23 W) auf.

Herzschlag: Der Wert für **HR** am PCE (151±13 bpm) war höher als am SRM (136±15 bpm) (p<0,05) und niedriger als am Laufband mit 17 km (170±23 W) (p<0.05). Es ergab sich jedoch kein Unterschied zu dem Wert am Laufband mit 7 km (154±11 bpm).



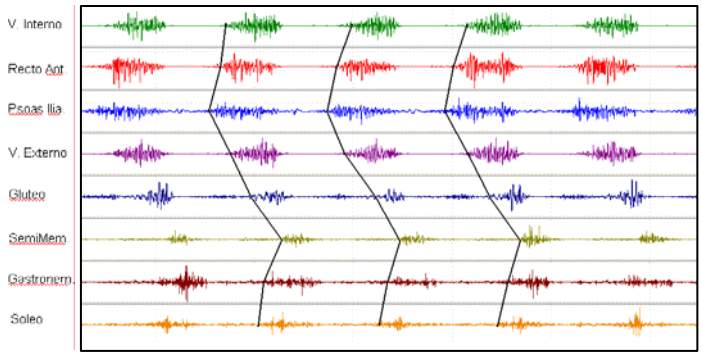
Evolución de la Frecuencia Cardiaca medida en PCE, SRM, 17KM y 7Km en un test de igual carga de trabajo (2,4 w·kg^{-1}de masa corporal)
(*) Frecuencia cardiaca Diferente de PCE ($p<0.05$)

Elektromyographische Signale (EMG):
MAV: Für die Streckmuskulatur des Knies und die Beugemuskulatur der Hüfte war dieser Wert am PCE um 45 % höher als am SRM ($p<0,05$) und um 49 % höher als am Laufband mit 7 km. Für den Plantarbeugemuskulatur war der Wert am PCE jedoch um 106 % niedriger als SRM und um 307 % niedriger als am Laufband mit 17 km.

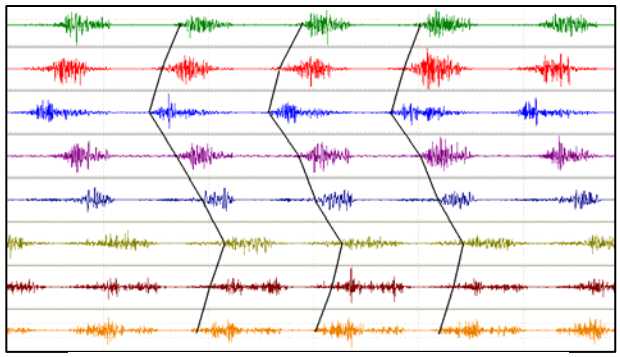


RER: Für die Plantarbeugemuskulatur war dieser Wert um 34 % niedriger als am SRM ($p<0,05$) und um 290 % niedriger als am Laufband mit 17 km. Am PCE war dieser Wert für die Streckmuskulatur des Knies und die Beugemuskulatur der Hüfte um 126 % niedriger.
MDF: Es wurden keine Unterschiede zwischen den einzelnen Tests festgestellt.

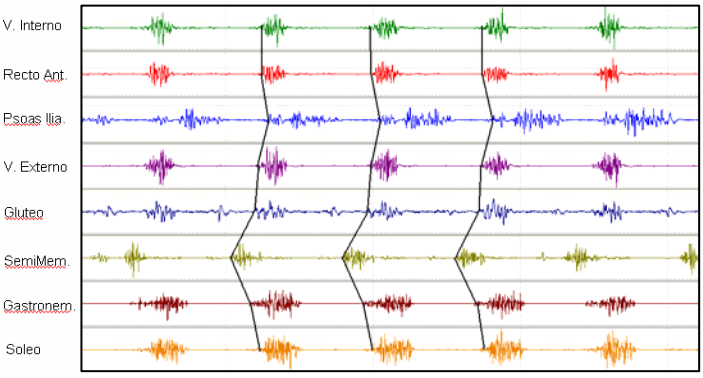
Muskelkontraktionsmuster: Es wurden keine Unterschiede zwischen SRM und PCE festgestellt, allerdings unterschieden sich beide von den beschriebenen Mustern für die beiden Lauftests.



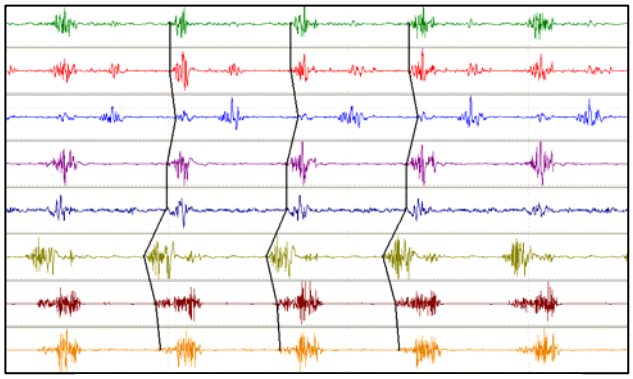
Aktivierungsmuster Pedalbewegung
PROTOTYP PCE



Aktivierungsmuster Pedalbewegung
HERKÖMMLICHES SRM



Aktivierungsmuster Laufbewegung 7 km/h, 12,5 % Neigung



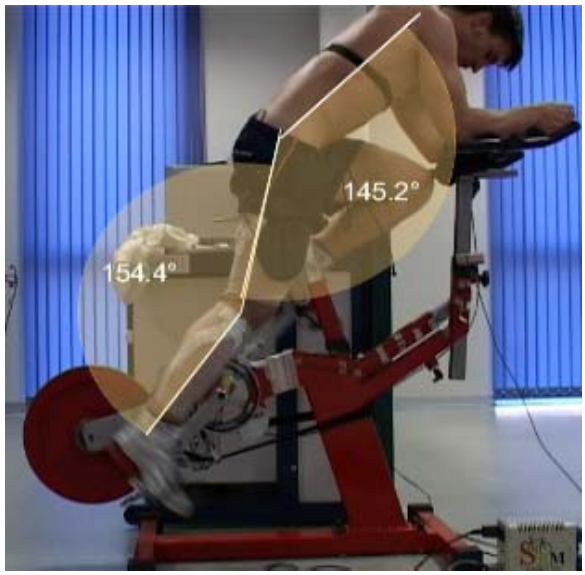
Aktivierungsmuster Laufbewegung 17 km/h, 5 % Neigung

Bewegungsfrequenz: Analysiert am VL während Tests an SRM, PCE, 7 km und 17 km. Ergebnisse: 49±0,9; 49±0,8; 76,2±2,9; und 89,6±4,6 Kontraktionen pro Minute.

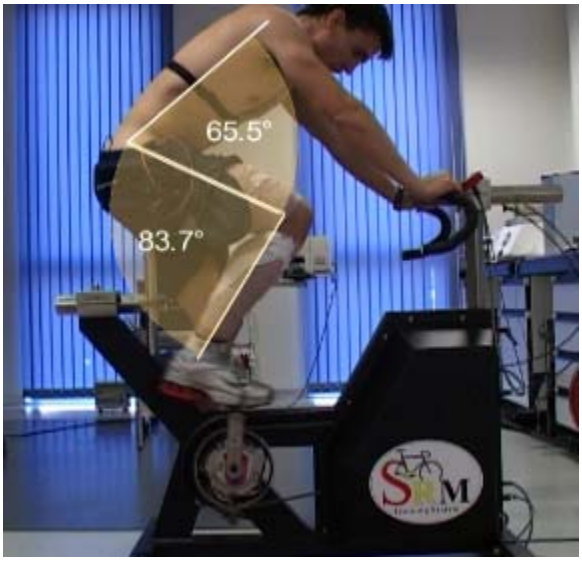
Mittlere Kontraktionsdauer: Die Messungen in Kniebeugemuskeln ergaben beim PCE höhere Werte als beim SRM für die Muskeln RF, PI und VL (34,7±5,6; 44,1±1,0; 25,6±4,4 im Vergleich zu 27,1±1,8; 35,9±1,4; 24±3,2 $s \cdot min^{-1}$) ($p<0,05$). Diese Werte waren höher als diejenigen, die während der Laufprotokolle an allen Muskeln gemessen wurden ($p<0,05$).

Bewegungsbereich: Die Messungen am Kniegelenk ergaben beim PEC 111º (44º-155º) und beim SRM 51º (84º-135º). Die Messungen am Hüftgelenk ergaben beim PEC 83º (62º-145º) und beim SRM 41º (65º-104º).

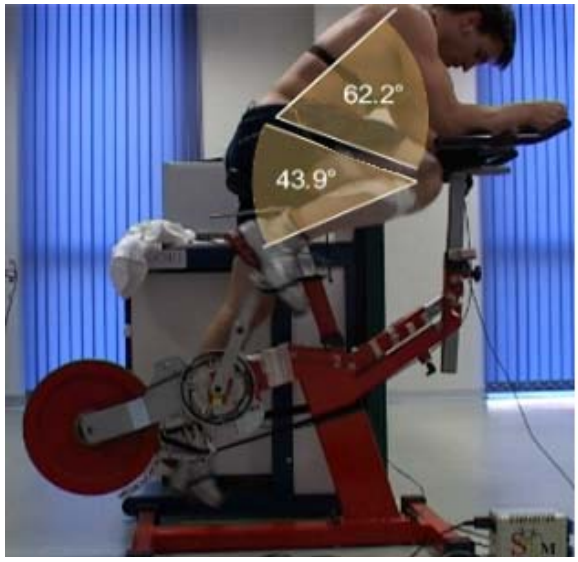
HERKÖMMLICHES SRM, Maximale Streckung von Hüfte (104,0º) und Knie (134,9º)



PROTOTYPO PCE, Maximale Streckung von Hüfte (145,2º) und Knie (154,4º)



HERKÖMMLICHES SRM, Maximale Beugung von Hüfte (65,5º) und Knie (83,7º)



PROTOTYPO PCE, Maximale Beugung von Hüfte (62,2º) und Knie (43,9º)

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Dieselbe Arbeitsbelastung erzeugt beim PCE und beim Laufband mit 7 km einen ähnlichen Herzschlag, während diese Belastung beim SRM den langsamsten und beim Laufband mit 17 km den schnellsten Herzschlag produziert. Die Ursache für den schnelleren Herzschlag beim PCE im Vergleich zum SRM könnte in der längeren Kontraktionsdauer der externen Kniemuskeln liegen, die möglicherweise aus einem durch die Verlagerung nach der Pedalachse nach hinten und der Verlängerung der Tretkurbel bedingten größeren Bewegungsbereich resultiert.

Die Studie zeigt, dass die Pedalbewegung am PCE eine ähnliche Aktivierung der Kniestreckmuskulatur und der Hüftbeugemuskulatur wie das Laufen mit 17 $km \bullet h^{-1}$ und eine höhere Aktivierung als die Pedalbewegung auf einem herkömmlichen Fahrradergometer zur Folge hat. Die Aktivierung der Plantarbeugemuskeln am Knöchel war jedoch bei der Pedalbewegung am PCE geringer als bei der Pedalbewegung an einem herkömmlichen Ergometer oder beim Laufen mit hoher Geschwindigkeit. Die verschiedenen beobachteten Ergebnisse dürften teilweise auf Unterschiede in der Muskelaktivierung zurückzuführen sein.

Auf Grund der starken Muskelaktivierung selbst bei Muskeln, die auf einem herkömmlichen Fahrradergometer nur schwer zu aktivieren sind, bietet sich die Möglichkeit an, die Nützlichkeit des Prototyps für Trainings- und Rehabilitationszwecke zu studieren.

EMPFEHLUNGEN

Validierungsstudie

1. Die Ergebnisanalyse legt nahe, das Verlagerungssystem der Magneten zu ändern, da es zuweilen manipuliert, d. h. wieder in die richtige Position gerückt werden muss.

Bewegungsanalyse

1. Die ausladende Bewegung der Beinmuskulatur, die durch die Länge der Tretkurbeln entsteht, könnte zu Verletzungen in der Hüftbeugemuskulatur führen.
2. Es ist möglich, dass eine kürzere Länge ähnliche Auswirkungen hat.
3. Es sollte eine Erhöhung des Sattels eingeplant werden, ohne dass sich der Abstand zwischen der Vertikalen des Sattels und der Pedalachse verringert, damit alle Benutzer über ähnliche biomechanische Charakteristika verfügen können.

FICHERO PARA LAS ILUSTRACIONES

	Español	**Alemán**
Página 4, ilustr. 1	**Estimación de Cadencia necesariapara producir una Potencia Determinada a partir de las rectas de regresion de 8 test previos**	**Schätzung der erforderlichen Geschwindigkeit für die Erzeugung einer festgelegten Leistung auf Basis der Regressionsgraden von 8 vorangehenden Tests**
	Cadencia Estimada (rpm)	**Geschätzte Geschwindigkeit (U/min)**
	Potencia Determinada (vatios)	**Festgelegte Leistung (Watt)**
	Test 1	Test 1
Página 4, ilustr. 2	**Cadencia estimada para producir una Potencia de 200 vatios a distintas Resistencias**	**Geschätzte erforderliche Geschwindigkeit zur Erzeugung einer Leistung von 200 Watt bei verschiedenen Widerständen**
	Sujeto 1	Proband 1
	Resistencias Magnéticas	**Magnetische Widerstände**
	Cadencia estimada para producir una Potencia de 150 vatios a distintas Resistencias	**Geschätzte erforderliche Geschwindigkeit zur Erzeugung einer Leistung von 150 Watt bei verschiedenen Widerständen**
	Cadencia estimada para producir una Potencia de 100 vatios a distintas Resistencias	**Geschätzte erforderliche Geschwindigkeit zur Erzeugung einer Leistung von 100 Watt bei verschiedenen Widerständen**
Página 5, ilustr. 1	Carga de trabajo en diferentes ergómetros 2,4 w·kg-1	Belastung an verschiedenen Ergometern, 2,4 w·kg-1
	Carga de Trabajo (w)	Belastung (w)
	Evolución de la Frecuencia Cardiaca medida en PCE, SRM, 17KM y 7Km en un test	Entwicklung des mittleren Herzschlags am PCE, SRM, 17 km und 7 km bei einem Test mit

	de igual carga de trabajo (2,4 w·kg- 1de masa corporal) (*) Frecuencia cardiaca Diferente de PCE (p<0.05)	gleicher Belastung (2,4 w·kg-1 Körpermasse) (*) Herzschlag verschieden vom PCE (p<0,05)
	Frecuencia Cardiaca (b.p.m)	Herzschlag (bpm)
Página 5, ilustr. 2	V. Interno	V. Internus
	Prototipo PCE	**Prototyp PCE**
	SRM convencional	**Herkömmliches SRM**
	tapiz rodante	**Laufband**