



Universidad
Zaragoza



Facultad de
Ciencias de la Salud
y del Deporte - Huesca
Universidad Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Pulsómetro Polar OH1: estudio sobre su validez mediante un protocolo con distintos ejercicios e intensidades

Polar OH1 heart rate monitor: study of its validity using a protocol with different exercises and intensities.

Autor

Jaime Serrano Sevilla

Directora

Nuria Garatachea Vallejo

Dpto. Fisiatría y Enfermería. Área de Educación Física y Deportiva

Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte

Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Fecha de presentación: 17/09/2018

RESUMEN

Objetivo: determinar la validez del nuevo pulsómetro Polar OH1. **Metodología:** 23 sujetos realizaron un protocolo de 70 minutos formado por un periodo de reposo sentado, una prueba en cicloergómetro, un circuito de fuerza con cuatro ejercicios diferentes y una prueba en tapiz rodante. Cada sujeto llevó colocados dos pulsómetros Polar OH1, uno en el antebrazo y otro en la parte superior del brazo, y una banda pectoral Polar H7 que fue utilizada como dispositivo de referencia. Los datos de los Polar OH1 eran registrados en el propio dispositivo, mientras que los datos de la banda Polar H7 eran registrados por otro dispositivo Polar V800 colocado en la muñeca del sujeto. Se realizó un análisis estadístico de los datos, calculando el porcentaje de precisión de los Polar OH1 (%OH1) como el porcentaje de casos donde el valor de Polar OH1 estaba dentro del intervalo de ± 5 ppm (pulsaciones por minuto) respecto del valor del Polar H7. También se han representado los diagramas de Bland-Altman para estudiar la concordancia entre los dispositivos. **Resultados:** las pruebas de cicloergómetro y tapiz rodante, junto con el periodo de reposo muestran porcentajes de precisión superiores al 95%, frente al circuito de fuerza, cuya precisión es inferior al 70%. En los diagramas de Bland-Altman los límites de concordancia (LC) no superan valores de ± 5 ppm salvo en el caso del circuito de fuerza, con LC: -11,36 y 17,9 para el Polar OH1 del bíceps; y LC: -11,30 y 20, 07 para el Polar OH1 del antebrazo. **Conclusiones:** el Polar OH1 muestra niveles adecuados de precisión en las pruebas de reposo, cicloergómetro y tapiz rodante; pero no para el circuito de fuerza, lo que pudo ser causado por la contracción de los músculos del brazo al sujetar las mancuernas, impidiendo el óptimo posicionamiento del sensor.

ABSTRACT

Objective: to determine the validity of the new Polar OH1 heart rate monitor.

Methods: 23 subjects performed a 70-minute protocol consisting of a seated rest period, a cycloergometer test, a strength circuit with four different exercises and a treadmill test. Each subject wore two Polar OH1 heart rate monitors, one on the forearm and one on the upper arm, and an H7 Polar chest band that was used as a reference device. The Polar OH1 data was recorded on the device itself, while the Polar H7 band data was recorded by another Polar V800 device placed on the subject's wrist. A statistical analysis of the data was performed, calculating the Polar OH1 accuracy percentage (%OH1) as the percentage of cases where the Polar OH1 value was within ± 5 ppm (beats per minute) of the Polar H7 value. The Bland-Altman diagrams have also been represented to study the concordance between the devices. **Results:** the cycloergometer and treadmill tests, together with the rest period, show percentages of accuracy greater than 95%, compared to the strength circuit, whose accuracy is less than 70%. In the Bland-Altman diagrams the limits of agreement (LOA) do not exceed values of ± 5 ppm except in the case of the force circuit, with LOA: -11,36 and 17,9 for the bicep Polar OH1; and LOA: -11,30 and 20, 07 for the forearm Polar OH1. **Conclusions:** Polar OH1 shows adequate levels of precision in the rest tests, cycloergometer and treadmill; but not for the strength circuit, which could have been caused by the contraction of the arm muscles when holding the dumbbells, preventing the optimal positioning of the sensor.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	5
1.1. La importancia del control de la frecuencia cardiaca	5
1.2. Historia y evolución de los pulsómetros	7
1.3. ¿Cómo funcionan los dispositivos de medida empleados?	10
1.4. Objetivos.....	12
2. METODOLOGÍA.....	16
2.1. Sujetos.....	16
2.2. Diseño experimental	16
2.3. Determinación del tipo de piel.....	21
2.4. Determinación de los pliegues cutáneos	22
2.5. Análisis estadístico de los datos	23
3. RESULTADOS	25
4. DISCUSIÓN.....	34
5. CONCLUSIONES.....	44
6. BIBLIOGRAFÍA.....	45
7. ANEXOS.....	51

ABREVIATURAS:

DE: desviación estándar

ECG: electrocardiograma

FC: frecuencia cardiaca

FCM: frecuencia cardiaca máxima

Kg: kilogramos

Km/h: kilómetros/hora

LC: límites de concordancia

Lpm: latidos por minuto

MEE: media de error estándar

PPG: fotopleletismografía

Ppm: pulsaciones por minuto

W: watos

Palabras clave: Polar OH1, fotopleletismografía, precisión, actividad física.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. La importancia del control de la frecuencia cardiaca.

En la actualidad, cada vez se es más consciente del papel tan importante que desempeña el ejercicio físico en la salud. Numerosos estudios han encontrado evidencias sobre los beneficios que puede proporcionar la práctica de ejercicio físico: prevención de la mortalidad prematura de cualquier causa, disminución del riesgo de padecer cardiopatía isquémica, cáncer de colon y mama, enfermedad cerebrovascular...¹ Aunque todavía falta mucho por conocer, cada día se avanza hacia un entendimiento más profundo de las respuestas fisiológicas que desencadena en el organismo la práctica de ejercicio físico. Un mayor conocimiento de dicha relación causa-efecto nos va a permitir una mejor utilización del ejercicio físico como herramienta promotora de salud.

Uno de los sistemas del cuerpo humano que se ve afectado por el ejercicio es el sistema cardiovascular. Este sistema está constituido por el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre, y su función principal es el aporte y remoción de gases, nutrientes, hormonas... de los diferentes órganos y tejidos corporales. Los resultados de una evaluación del sistema cardiovascular en reposo son muy diferentes a los obtenidos cuando se realiza haciendo ejercicios dinámicos o estáticos. Entre las respuestas agudas que experimenta el sistema cardiovascular frente al ejercicio dinámico se encuentran un aumento del gasto cardiaco, frecuencia cardiaca, volumen sistólico y presión sistólica, y una disminución de la resistencia periférica y de la presión diastólica². De entre todos estos parámetros mencionados, el que nos interesa, dadas las características del estudio que hemos realizado, es la frecuencia cardiaca. Pero, ¿qué es la

frecuencia cardiaca? La frecuencia cardiaca (FC) se define como el número de contracciones del corazón por unidad de tiempo, normalmente un minuto.

La monitorización de la FC desempeña un papel relevante tanto en el ámbito de la salud como en el rendimiento deportivo, ya que permite valorar la intensidad del esfuerzo. Es un método no invasivo que permite conocer la FC de forma rápida y de mayor precisión que si se mide de forma manual sin instrumentos. Su uso como forma de control de intensidad tiene varias funciones: mantener un determinado ritmo de trabajo, seleccionar una intensidad específica de la frecuencia cardiaca máxima (FCM) (ya que en función del porcentaje de FCM al que trabajemos se conseguirán unas adaptaciones u otras), tener mayor control sobre la carga de entrenamiento y ayudar a determinar la duración del ejercicio que se realice.

También se ha encontrado que utilizar dispositivos portátiles durante el ejercicio y recibir feedback sobre la FC está asociado con un aumento de la actividad diaria y del porcentaje de tiempo dedicado a la práctica de actividad física moderada-vigorosa, así como un aumento de la pérdida de peso^{3,4}.

Además, las personas que controlan su FC durante el ejercicio consiguen un descenso significativo de su FC durante el periodo de recuperación, en comparación con otras personas que no monitorizan su FC⁵.

Esto es algo a tener en cuenta, ya que se ha descubierto que un descenso lento de la FC al comienzo del periodo de recuperación está asociado con un incremento general de la mortalidad⁶.

Queda patente que el control de la FC puede ser una herramienta muy útil tanto en el ámbito del entrenamiento deportivo como en el de la salud.

1.2. Historia y evolución de los pulsómetros

El primer instrumento empleado para medir el pulso fue un reloj de agua o “clepsydre”, utilizado por Herófilo de Calcedonia en el siglo IV a. C. Este instrumento es considerado el primer cronómetro de la historia ya que, dejando que un fluido caiga de forma constante de un recipiente a otro, permite conocer el tiempo empleado mediante la medición del volumen de fluido trasvasado⁷. Tenemos que dar un importante salto en el tiempo, concretamente hasta el siglo XVII, donde Santorio Santorio inventó otro instrumento para medir el pulso: el *pulsilogium*⁸. Este pulsómetro permite determinar con mucha precisión el pulso de un individuo, y es considerado el primer instrumento de precisión de la historia de la medicina. El *pulsilogium* está formado por una bola de plomo sujeta por un hilo de seda. Su funcionamiento consistía en ir ajustando la longitud del péndulo hasta que el periodo de las oscilaciones coincidiese con los latidos del corazón. En función de la altura a la que se hacía el nudo o se colocaba la mano, se correspondía con una FC u otra⁸.

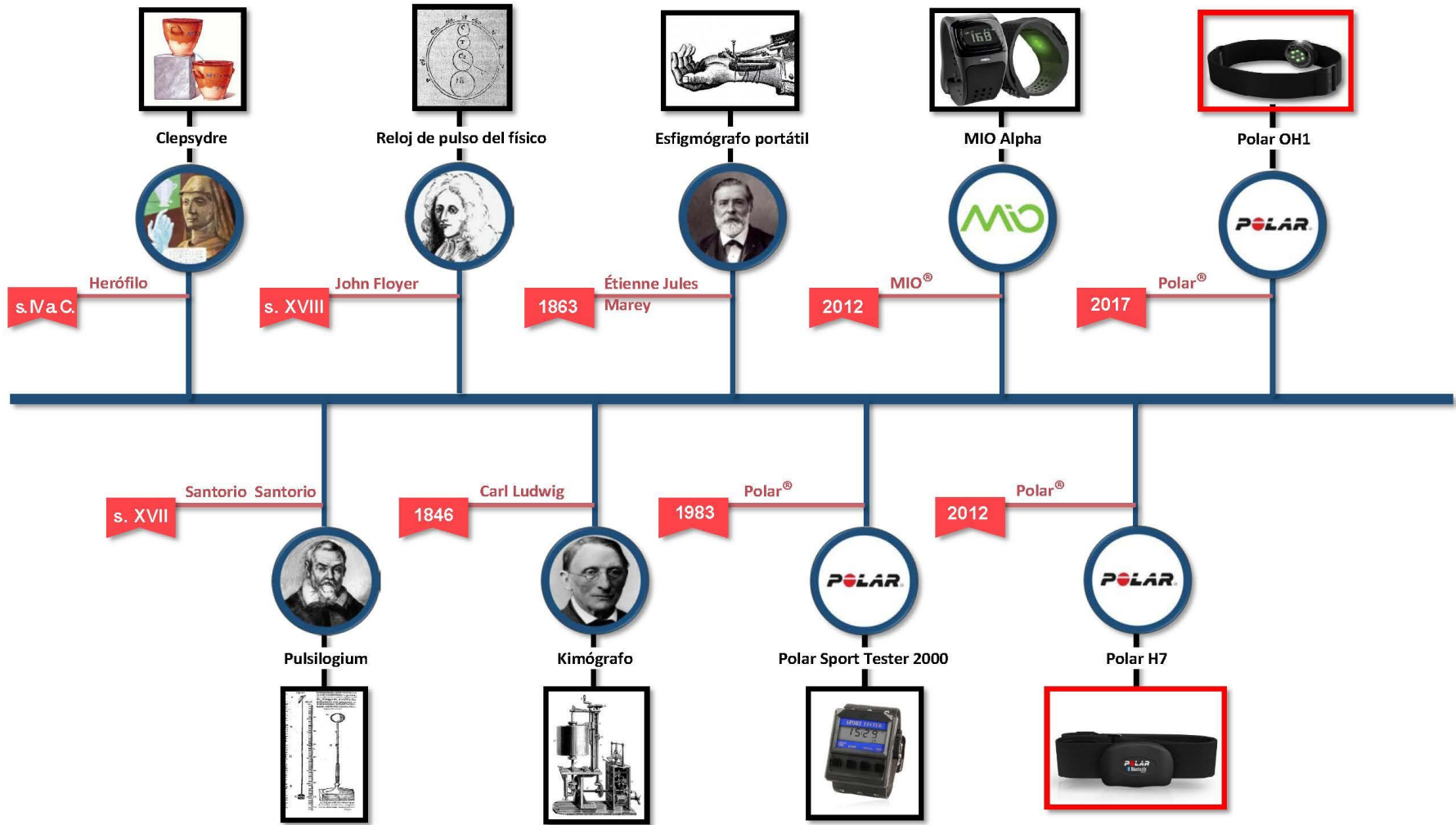
A principios del s XVIII, la mejora en la precisión de los instrumentos para medir el tiempo permitió al físico inglés John Floyer inventar lo que él llamo “El reloj de pulso del físico”. Este es un reloj portátil con una segunda manecilla y un botón que detenía su movimiento, permitiendo conocer el pulso.

A partir de comienzos del s XIX se van sucediendo cada vez más instrumentos que permiten determinar el pulso de forma más cómoda y precisa. En 1837 Hérisson desarrolla el primer *esfigmómetro* y, en 1846, Carl Ludwig inventa el *kimógrafo*, con el que es capaz de registrar oscilaciones periódicas en amplitud

y tiempo de la presión arterial que varían durante la respiración. En 1854 Karl von Vierordt fabrica el primer *esfigmógrafo*, que marca el fin de las medidas invasivas. Pocos años después, Étienne-Jules Marey mejora dicho dispositivo convirtiéndolo en portátil⁹.

A principios del siglo XX, Willem Einthoven desarrolló el primer electrocardiograma utilizando un galvanómetro de cuerda¹⁰. Los avances relativos al registro de la actividad eléctrica producida por el corazón permitieron que en 1983 la empresa Polar lanzara al mercado el primer monitor de FC inalámbrico, llamado "Sport Tester PE 2000"¹¹. Este pulsómetro es el precursor del pulsómetro "Polar V800" con el sensor de FC "H7", que hemos empleado en este estudio. Por otro lado, en 1938 Hertzman desarrolló una técnica de medida óptica que permitía detectar los cambios en el volumen de sangre del lecho vascular de los tejidos. Esta técnica de medida es conocida como *fotopleletismografía*¹². Esta técnica, empleada principalmente en instrumentación destinada a la medicina, ha ido evolucionando y su uso se ha ido expandiendo hasta llegar al ámbito deportivo. A finales del año 2012, la empresa MIO lanza al mercado el pulsómetro "MIO Alpha", que es el primer monitor de FC de muñeca que utiliza sensores ópticos. A partir de ahí, todas las empresas que fabrican monitores deportivos de FC tienen algún modelo que utiliza la fotopleletismografía como forma de detectar el pulso. En el caso de nuestro estudio, utilizamos también el pulsómetro "Polar OH1", que se basa en dicha técnica de medición.

Figura 1. Evolución de los distintos dispositivos de monitorización de la FC.



1.3. ¿Cómo funcionan los dispositivos de medida empleados en este estudio?

Polar V800 con sensor de FC Polar H7

El sensor de FC Polar H7¹³ consta de una **correa elástica** regulable en cuya parte delantera se encuentra una banda de plástico que contiene unos **electrodos**, encargados de detectar las señales eléctricas generadas por el corazón y responsables del movimiento cardiaco (pulso cardiaco). Esa señal de FC llega hasta un **conector**, situado en la parte exterior delantera de la correa, que es el encargado de enviarla a un dispositivo receptor. En nuestro caso, hemos elegido el reloj deportivo “Polar V800” como dispositivo de recepción, aunque podrían haber servido otros relojes deportivos e incluso “smartphones” que tuvieran la aplicación “Polar Beat”.

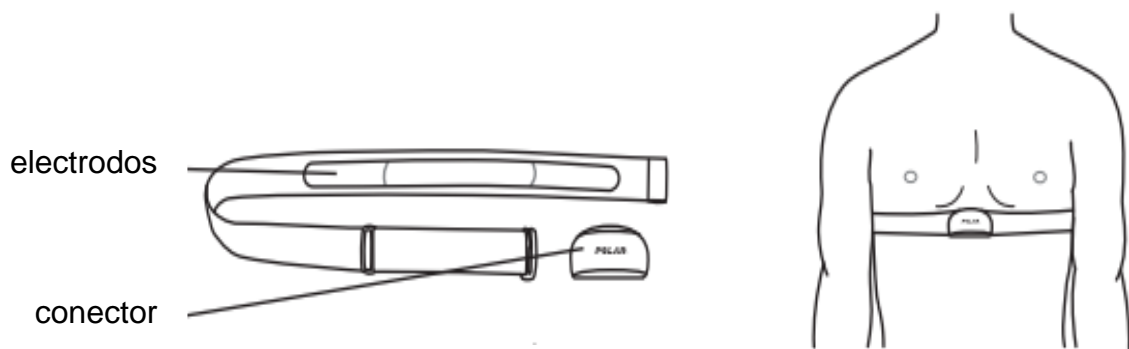


Figura 2. Elementos que componen la banda Polar H7 y su correcta colocación.

Polar OH1

El pulsómetro Polar OH1 es un sensor óptico de frecuencia cardíaca que se puede colocar tanto en la parte media del brazo como en el antebrazo. Tiene la capacidad de almacenar los datos en una memoria interna, que permite posteriormente descargarlos en otros dispositivos.

Como se ha mencionado previamente en la evolución histórica de los pulsómetros, el dispositivo Polar OH1 es capaz de detectar la frecuencia cardíaca mediante fotopletismografía. ¿Cómo utiliza el dispositivo Polar OH1 dicha técnica de medida? Este dispositivo cuenta con 6 LEDs que emiten luz verde, y un fotodetector que recoge la luz reflejada. La luz reflejada tiene dos componentes: un componente estable (d.c.), que es la luz que reflejan los tejidos, huesos... y un componente pulsátil (a.c.), que es la luz reflejada por la sangre. Los cambios en el volumen de sangre debidos al bombeo del corazón van a ocasionar fluctuaciones en la luz reflejada, que se traduce en la posibilidad de determinar la frecuencia cardíaca.

El pulsómetro Polar OH1 está compuesto por:



Figura 3. Componentes del pulsómetro óptico Polar OH1.

La forma de colocar el pulsómetro Polar OH1 que indica la guía de instrucciones¹⁴, y que nosotros hemos utilizado en nuestro protocolo, es la siguiente:

1. Coloca el sensor en el soporte de brazaletes con las lentes hacia arriba.
2. Ponte el brazaletes de forma que el sensor, en la parte inferior del brazaletes, esté pegado con firmeza a la piel.
3. Colócate el OH1 alrededor del brazo o el antebrazo.



Figura 4. Colocación del pulsómetro óptico Polar OH1 según el manual de usuario oficial.

Este sensor es capaz de enviar datos a tiempo real a través de conexión Bluetooth a otros productos Polar o a dispositivos móviles donde los datos pueden observarse con las aplicaciones de Polar como Polar Beat o Polar Flow.

1.4. Ventajas e inconvenientes de los dispositivos ópticos

A lo largo de las últimas décadas, el mundo deportivo se ha ido abasteciendo cada vez más con nuevos dispositivos de medida que facilitan el registro de variables muy importantes en el control del entrenamiento. Los monitores de FC que utilizan bandas pectorales fueron introducidos en los años ochenta, y su precisión ha sido validada en distintos estudios^{11,15,16}. Aunque estos dispositivos han sido favorecidos por deportistas de élite dada su precisión, presentan

algunos inconvenientes que hacen que no estén muy extendidos entre el público en general. Entre dichos inconvenientes podemos encontrar: incomodidad, sensación de opresión al respirar, rozaduras, problemas con el enganche...

Por otro lado, la reciente incorporación de los dispositivos portátiles ópticos está teniendo una gran acogida dada su comodidad y la no necesidad de llevar la cinta de pecho. Además, estos dispositivos presentan ventajas respecto a las bandas pectorales en ciertas actividades, como por ejemplo el "Yoga", ya que en determinadas poses de yoga el sensor de la cinta de pecho puede perder contacto con la piel, indicando valores de FC de cero¹⁷.

Sin embargo, la mejora en comodidad viene de la mano de una menor precisión a la hora de determinar la FC. Hasta la fecha, casi todos los sensores que se basan en la fotoplethismografía se llevan en la muñeca, lo que puede causar un deterioro de la señal de PPG debido a los huesos y otros tejidos situados en el área de medición.

Entre las principales causas de error de los monitores ópticos se encuentran los defectos de movimiento, causados por el movimiento físico del sensor y el ruido causado por los tejidos subcutáneos^{18,19}, una mala alineación entre el sensor óptico y la piel, el color de la piel, la luz ambiente y la mala perfusión tisular²⁰. Rafolt y Gallasch²¹ descubrieron que los defectos de movimiento en un dispositivo portátil pueden estar influidos por la repetida acción de la gravedad sobre dicho dispositivo, aumentando y disminuyendo la tensión del sensor sobre la piel por el movimiento de la extremidad.

En otras investigaciones²²⁻²⁵ se sugiere que las limitaciones de la PPG a la hora de medir la FC son causadas por el continuo aumento y disminución de la presión

del sensor del dispositivo contra la piel. Si el sensor está muy ceñido a la piel puede provocar ruido, debilitando la señal de PPG. Una compresión del dispositivo provoca dificultades para que la señal de PPG pueda brillar sobre la piel, y recibir una señal clara de los cambios del volumen sanguíneo. Un segundo problema se encuentra en los cambios en la perfusión sanguínea a medida que la temperatura aumenta al incrementar la intensidad del ejercicio. Maeda et al.²⁶ encontraron que temperaturas de la piel inferiores a 20 °C o superiores a 38 °C conducen a un debilitamiento de la señal de PPG para medir la FC.

1.5 Objetivo del estudio

En este estudio **el objetivo principal es determinar el grado de precisión que tiene el nuevo pulsómetro “Polar OH1”**, que ha salido al mercado recientemente. Para ello, realizaremos un protocolo donde compararemos los datos obtenidos con dicho dispositivo frente a los datos registrados mediante el sensor de frecuencia cardíaca H7, situado en una banda pectoral.

Hemos utilizado como referencia el sensor H7, ya que su validez ha sido comprobada en diversos estudios²⁷⁻²⁹

Horton et. al.³⁰ han realizado un estudio en el que comparan el reloj deportivo con sensor óptico Polar M600 con un ECG. En dicho estudio encuentran que el Polar M600 presenta buena fiabilidad para actividades como ciclismo, andar, trotar y correr cuando se realizan a una intensidad estable. Sin embargo, no es fiable para cambios de intensidad y para ejercicios que involucren la utilización de mancuernas.

Nuestra hipótesis para este estudio es que el Polar OH1, al ir colocado con una banda en el antebrazo o en el bíceps, va a experimentar menor movimiento que otros dispositivos ópticos que van situados en la muñeca. Por ello, esperamos encontrar una mayor precisión que la que presentan otros pulsómetros ópticos de muñeca en actividades en las que involucren la utilización de mancuernas.

Otro de los objetivos es determinar si existe diferencia en las medidas de la frecuencia cardíaca que ofrece el Polar OH1 en función del lugar donde esté colocado. Como se ha visto previamente, en el manual de Polar OH1 se nos indica que podemos colocar el pulsómetro tanto en el antebrazo como en el bíceps. Por ello, **el segundo objetivo es determinar si existen diferencias entre el Polar OH1 colocado en el bíceps o en el antebrazo.**

2. METODOLOGÍA

2.1. Sujetos

En este estudio han participado un total de 25 sujetos caucásicos, 14 varones y 11 mujeres, cuyas edades están comprendidas entre los 22 y los 31 años. Los parámetros físicos de los participantes se presentan en la tabla 1. Un 80% de los participantes en el estudio está realizando, o ha realizado el grado de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte en la Facultad de Huesca. El 20% restante lo componen estudiantes del grado de Odontología y del grado de Ciencias Ambientales.

Por un problema durante la recogida de datos, dos sujetos tuvieron que ser excluidos del estudio, quedando compuesta la muestra finalmente por 13 varones y 10 mujeres.

Todos los participantes decidieron participar voluntariamente en el estudio y, antes de realizar el protocolo, todos los participantes firmaron un consentimiento informado y contestaron satisfactoriamente a las preguntas del cuestionario PAR-Q.

2.2. Diseño experimental

Para llevar a cabo el protocolo diseñado se ha hecho uso del laboratorio biomédico de la Facultad de Ciencias de la Salud y el Deporte, situado en las instalaciones del Pabellón Río Isuela.

Cada uno de los sujetos realizó el siguiente protocolo experimental, conformado por tres actividades principales (cicloergómetro, circuito con mancuernas y tapiz rodante) separadas entre sí por intervalos de recuperación. Antes de comenzar

el protocolo se procedió a colocar los 3 dispositivos según indica el manual de uso asociado a cada dispositivo. La duración total del protocolo fue de 70 minutos. A continuación, se detallan todas las partes del protocolo:

Reposo: durante los 5 primeros minutos el sujeto permanecía sentado en una silla y sin hablar.

Cicloergómetro:

- **Calentamiento** de 5 minutos de duración, en el que el sujeto debía mover una carga ligera (entre 50 y 100 W) para activar la musculatura y prepararla para un esfuerzo de mayor intensidad. El criterio utilizado para seleccionar la carga de calentamiento fue mediante la escala modificada de Borg, en la que el sujeto debía encontrarse entre el 1 y el 3 para considerar la carga como adecuada. Hay que remarcar que la mayoría de los sujetos ya había trabajado previamente con dicha escala y, los que nunca habían trabajado con ella, recibieron una explicación previa antes de comenzar el protocolo. Además, se seleccionó la escala modificada de Borg, que va de 0 a 10, por ser más intuitiva que la original (que va del 6 al 20). Además de la percepción subjetiva del sujeto, la percepción externa del estado del sujeto observada por el investigador, también servía para corroborar si la carga elegida era la correcta o no. Destacar que uno de los sujetos era ciclista profesional, y la carga de calentamiento que se seleccionó para él fue de 175W.
- **Intervalos en cicloergómetro:** los sujetos realizaron un protocolo piramidal de 21 minutos, formado por 7 estadios de 3 minutos cada uno. El primer estadio comenzaba a la misma potencia que el calentamiento,

y en los tres estadios siguientes se aumentaba en 25W la potencia del estadio anterior, alcanzando el máximo de potencia en el estadio 4. En los estadios 5, 6 y 7 se vuelve a disminuir en 25 W la potencia de cada uno, hasta terminar en la potencia de calentamiento. Un ejemplo del protocolo piramidal seguido en el cicloergómetro sería el siguiente: E1 – 75W; E2 – 100W; E3 – 125W; E4 – 150W; E5 – 125W; E6 – 100W; E7 – 75W

El cicloergómetro utilizado es un “Ergoline GmbH”, modelo “ergoselect 100P”

Se les indicaba a los participantes que durante la prueba de cicloergómetro podían elegir la cadencia de pedaleo que más cómoda les resultara, siempre que se encontrara entre las 60 y las 90 rpm (revoluciones por minuto). Esto no afectaba a la intensidad de cada estadio, ya que el cicloergómetro utilizado mantiene la carga seleccionada independientemente de la frecuencia de pedaleo.



Figura 5. Sujetos durante la parte de cicloergómetro.

Circuito con mancuernas: un circuito que constaba de cuatro ejercicios ejecutados con mancuernas: encogimiento de hombros, sentadillas con mancuernas, curl de bíceps y zancadas con mancuernas. Cada ejercicio tenía una duración de 30 segundos y se realizaban los cuatro seguidos. Tras la realización de la primera serie, se dejaban 2 minutos de reposo en los que los sujetos se sentaban en una silla, y pasado ese tiempo se volvía a realizar una segunda serie de todos los ejercicios. Se les daba indicaciones a los sujetos para que realizasen las series a la velocidad que ellos consideren cómoda.

Los sujetos podían elegir entre 4 pares de mancuernas, cuyos pesos eran 3,5kg; 6,5kg; 8,5kg y 11kg. Durante la explicación inicial del protocolo se preguntaba a los sujetos si conocían o habían practicado alguna vez los ejercicios de pesas que se les iba a pedir, y en caso de que no los conozcan, se les enseñaba la forma correcta de ejecutar dichos ejercicios.

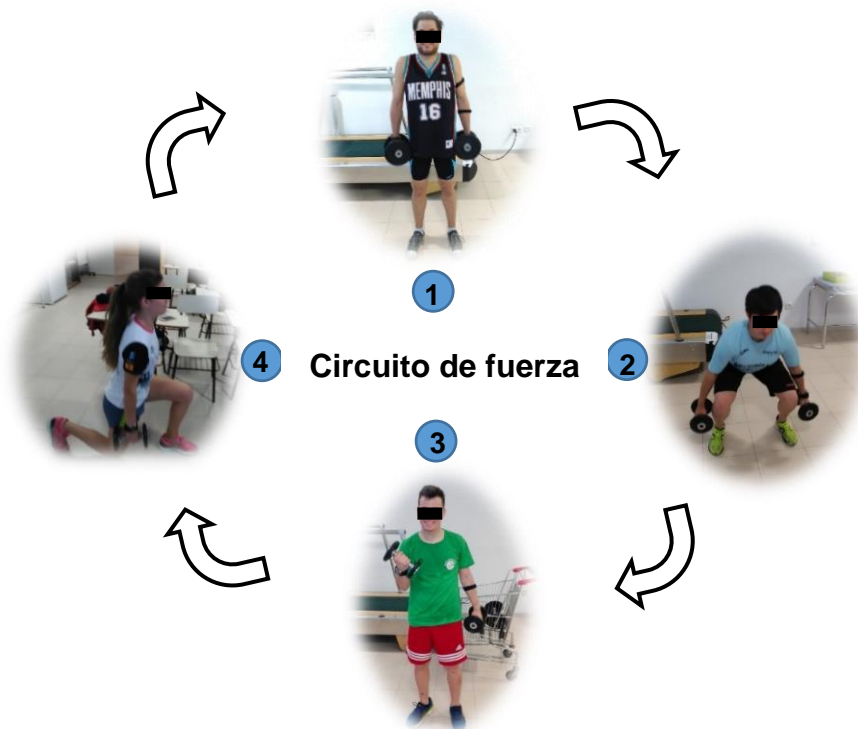


Figura 6. Los 4 ejercicios que componen el circuito de fuerza. 1: encogimiento de hombros, 2: sentadillas, 3: curl de bíceps, 4: zancadas

Intervalos en tapiz rodante: consistía en otro protocolo piramidal con una duración de 15 minutos, dividido en 5 intervalos de 3 minutos cada uno. El primer y último estadio se realizaban andando, a 4km/h. El segundo y cuarto estadio se realizaban trotando a una velocidad de 8km/h. El estadio central era el de mayor intensidad, ya que se realizaba corriendo. La velocidad se seleccionaba preguntando a los sujetos cuánto tiempo tardaban en recorrer 1 km. En el caso de que el sujeto lo desconociese, la velocidad variaba entre 10 y 11 km/h para las mujeres y entre 12 y 13 km/h para los hombres.

Esta parte se realizaba en un tapiz rodante “ERGelek EG2”.

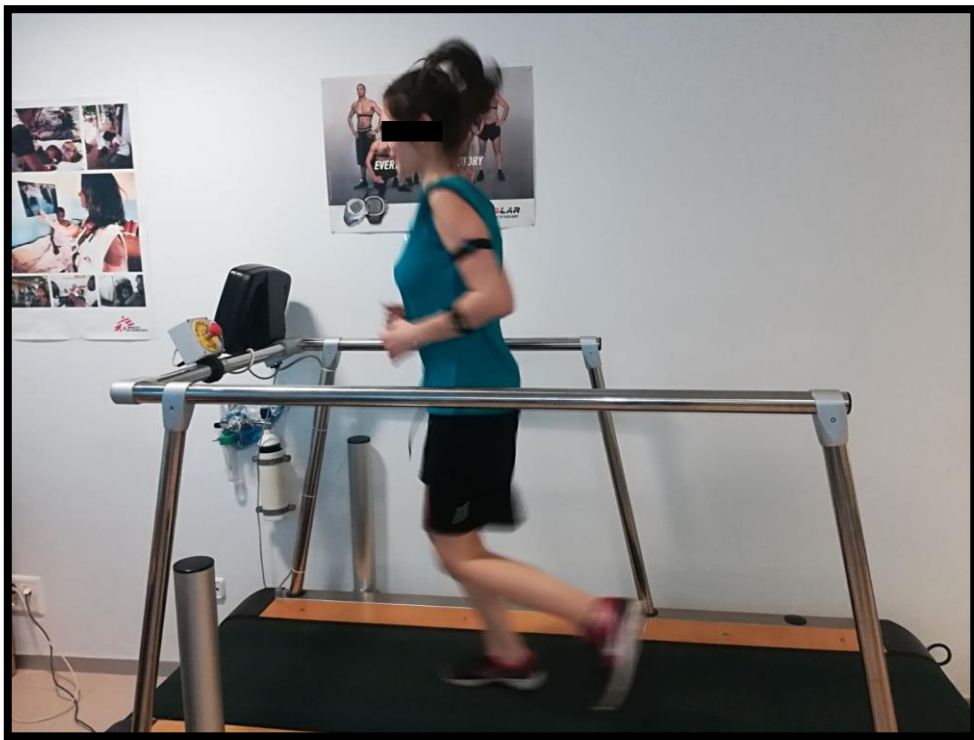


Figura 7. Sujeto durante el protocolo en tapiz rodante.

Recuperación: después de los intervalos en el cicloergómetro, tapiz rodante y circuito con mancuernas, los sujetos disponían de 5 minutos de recuperación, sentados en una silla, pero sí que tenían permitido hablar.

Cambio de actividad: antes de empezar el ejercicio en cicloergómetro, el circuito de mancuernas, o el ejercicio en tapiz rodante, los sujetos disponían de un minuto para realizar ajustes en las máquinas (ajustar cinchas en los pedales, o la altura del sillín en el cicloergómetro...)

Información protocolo	<i>Mujeres (n = 10)</i>			<i>Hombres (n = 13)</i>		
	Media	DE		Media	DE	
<i>Peso mancuerna (kg)</i>	3,50	±	0,00	6,50	±	1,58
<i>Cicloergómetro</i>						
- <i>Potencia calentamiento (W)</i>	47,50	±	14,19	88,46	±	24,19
- <i>Potencia Estadio 1 (W)</i>	47,50	±	14,19	90,38	±	29,82
- <i>Potencia Estadio 2 (W)</i>	72,50	±	14,19	115,38	±	29,82
- <i>Potencia Estadio 3 (W)</i>	97,50	±	14,19	140,38	±	29,82
- <i>Potencia Estadio 4 (W)</i>	122,50	±	14,19	165,38	±	29,82
<i>Tapiz rodante</i>						
- <i>Velocidad andando (km/h)</i>	4,00	±	0,00	4,00	±	0,00
- <i>Velocidad trotando (km/h)</i>	7,50	±	0,67	8,00	±	0,00
- <i>Velocidad corriendo (km/h)</i>	10,33	±	1,18	14,06	±	1,32

Tabla 1. Valores medios del peso de las mancuernas y las intensidades seleccionadas por los participantes del estudio. DE (desviación estándar).

2.3. Determinación del tipo de piel

Puesto que el color de la piel puede ser un factor a tener en cuenta a la hora de trabajar con dispositivos que se basan en PPG, antes de comenzar el protocolo se determinaba el color de la piel de cada uno de los sujetos. Para ello, se ha hecho uso de la escala de Fitzpatrick, en la que se diferencian 6 tonos de piel,

correspondiendo el tipo 1 con un tono marfil, y el tipo 6 con un tono marrón muy oscuro.

Para que cada participante pudiera determinar su tipo de piel, se les facilitaba una serie de imágenes correspondientes a cada tipo de tonalidad; así como una descripción de cada tipo de piel (ver anexo).

En la tabla 2 aparecen los valores medios del color de piel de los participantes del estudio.

2.4. Determinación de los pliegues cutáneos

Antes de realizar el protocolo experimental se determinaba el peso y la talla de los sujetos. Para ello se ha utilizado una báscula electrónica “A&D instruments LTD”, modelo FG-150K-EC, y un tallímetro de pared ADE.

También se han tomado medidas de los pliegues del bíceps, tríceps y antebrazo. Todas las medidas se realizaban en el brazo no dominante, ya que en el manual de uso de los pulsómetros “Polar V800” y “Polar OH1” se recomendaba colocarlos en la extremidad superior no dominante. Por ello, se decidió tomar las medidas en el lugar donde se iba a colocar el dispositivo.

Para tomar las medidas del pliegue bicipital y tricipital se determinaba el punto medio de la línea acromion-radial. El pliegue del bíceps se tomaba en ese punto en la cara anterior del brazo, mientras que el pliegue del tríceps se tomaba en ese mismo punto en la parte posterior del brazo.

El pliegue del antebrazo se tomaba en el punto que corresponde al tercio proximal de la distancia entre el punto radiale y la tabaquera anatómica. Para

determinar dicha distancia se colocaba el codo a 90° con el anverso de la mano hacia arriba. Una vez localizado el punto, el pliegue se tomaba en sentido longitudinal y con el brazo relajado.

El instrumental utilizado fue un plicómetro y una cinta antropométrica, ambos de la marca GIMA.

Las medidas de los pliegues aparecen en la tabla 2.

Información de los sujetos	<i>Mujeres (n = 10)</i>			<i>Hombres (n = 13)</i>		
	Media	DE		Media	DE	
<i>Edad (años)</i>	24,00	±	3,06	24,69	±	3,40
<i>Peso (kg)</i>	62,23	±	7,81	71,07	±	6,04
<i>Altura (cm)</i>	167,23	±	5,87	176,95	±	8,32
<i>Pliegue bíceps (mm)</i>	7,05	±	2,10	4,39	±	2,31
<i>Pliegue tríceps (mm)</i>	12,70	±	2,52	7,31	±	3,17
<i>Pliegue antebrazo (mm)</i>	7,00	±	2,21	3,77	±	1,18
<i>Fototipo</i>	2,80	±	0,92	3,15	±	0,69
<i>IMC (kg/m²)</i>	22,21	±	2,17	22,70	±	1,07

Tabla 2. Parámetros físicos de los participantes del estudio.

2.5. Análisis estadístico de datos

Los datos recogidos tanto por los dos Polar OH1 como por el Polar V800 fueron volcados en el ordenador a través de la aplicación “Polar Flow”, y aparecían directamente en nuestro perfil de usuario de la página web <https://flow.polar.com/>. Dicha página ofrece una visión general de las frecuencias cardíacas y su evolución a lo largo del protocolo realizado. No obstante, para realizar un análisis en mayor profundidad, los datos fueron exportados y analizados con el programa “IBM SPSS Statistics 23”.

Tanto la banda de pecho Polar H7 como los pulsómetros Polar OH1 proporcionan medidas de la FC cada 1 segundo. Para que los datos de los tres

dispositivos estuvieran sincronizados, durante el protocolo primero se conectaba la cinta de pecho Polar H7 con el monitor Polar V800, y cuando habían transcurrido 30 segundos, se conectaban simultáneamente los dos Polar OH1. Era importante tener en cuenta el tiempo inicial que tarda un pulsómetro en localizar el pulso, por lo que, para que justo a los 30 segundos los Polar OH1 comenzaran a registrar la FC, era necesario activarlos unos segundos antes.

Cada 10 segundos del fichero de datos se calcula el valor medio de la FC para cada uno de los tres dispositivos.

En el análisis estadístico de los datos se han empleado diferentes métodos. Por un lado, se calcula el porcentaje de precisión (%OH1) tanto para el pulsómetro colocado en el bíceps como para el que está en el antebrazo. Este parámetro se define como el porcentaje de valores de la FC que se encuentran dentro de un rango de ± 5 ppm (incluyendo los límites) respecto del valor de referencia obtenido de la cinta de pecho Polar H7. Se ha escogido este rango porque ya ha sido utilizado y aceptado en estudios previos^{30,31}. Además de dicho parámetro, también aparece en la Tabla 3 la “diferencia media”, obtenida como la media de las diferencias entre los valores de la cinta Polar H7 y los valores de ambos Polar OH1. Los valores de la diferencia media pueden ser positivos o negativos. Un valor positivo indica una subestimación de la frecuencia por parte del pulsómetro Polar OH1 respecto de la cinta de pecho Polar H7; mientras que un valor negativo indica una sobreestimación de la frecuencia. En la misma tabla también aparece calculada la desviación estándar (DE) y la media de error estándar (MEE).

Para determinar el grado de concordancia entre el Polar OH1 y la cinta Polar H7 se emplea el método de diagramas de Bland Altman, en el que se calculan la

diferencia media, la desviación estándar y los límites de concordancia (LC) superior e inferior. La diferencia media aparece representada en las figuras 9 y 10 mediante una línea negra continua, y los límites superior e inferior mediante una línea discontinua roja. Este método para evaluar concordancia fue publicado en 1983 por Altman y Bland³², y desde entonces su método se ha convertido en el estándar de oro para evaluar la concordancia, llegando a ser el sexto artículo más citado en Estadística³³.

3. RESULTADOS

En la figura 8 aparece representada la evolución de la FC a lo largo de los 70 minutos que dura el protocolo. Cada línea de un color se corresponde con el promedio de los datos recogidos a todos los sujetos por cada uno de los tres dispositivos empleados. En dicha figura podemos apreciar muy bien diferenciadas las distintas partes del protocolo, separadas entre sí por descansos que permiten la recuperación del sujeto. A simple vista nos puede llamar la atención que, aunque durante la mayor parte del protocolo las tres líneas coinciden en su trazado, hay algún tramo en el que hay marcadas diferencias. Concretamente en el tercer y cuarto estadio de la prueba de cicloergómetro podemos observar que la línea naranja, que se corresponde con el Polar OH1 colocado en el bíceps, va por debajo de las otras dos líneas. Esto nos llamó la atención, ya que en el resto de la prueba de cicloergómetro los valores del Polar OH1 del bíceps habían sido muy precisos. Revisando los datos de dicha prueba descubrimos que uno de los sujetos presentaba unos valores que se alejaban mucho del resto de sujetos y de sus propios valores durante todos los otros estadios. Las diferencias de FC al compararlas con las recogidas por el Polar H7 alcanzaban las 80 ppm. El hecho de que fueran unas diferencias tan elevadas, junto con que sólo le ocurre a un sujeto durante dos estadios y luego vuelve el dispositivo vuelve a registrar valores más acordes con la tendencia que estaba siguiendo en los estadios anteriores nos hace pensar que fue un fallo momentáneo del dispositivo. Por ello, aunque se han dejado dichos valores en la representación gráfica para que quede patente el error de dicho dispositivo, los hemos omitido en los cálculos posteriores, ya que consideramos

que dichos datos no son representativos del comportamiento de dicho dispositivo.

Esto queda reflejado en la tabla 3, en la columna correspondiente al número de datos utilizados en el análisis (n), ya que en el apartado general de cicloergómetro, y también en los apartados del estadio 3 y 4, aparecen dos valores diferentes de n . El primero corresponde a los datos recogidos del Polar OH1 colocado en la parte superior del brazo, y el segundo corresponde a los datos del Polar OH1 colocado en el antebrazo.

También se pueden observar diferencias en la parte relativa al circuito con pesas, ya que ninguna de las dos líneas correspondientes a los Polar OH1 se ajustan con mucha precisión a la línea de referencia de la banda de pecho Polar H7. En este caso las diferencias no son causadas por un comportamiento anormal del dispositivo, sino que creemos que pueden ir asociadas a la actividad en sí, ya que involucra el uso de las extremidades superiores.

Si miramos con más detalle podemos apreciar algunos “lags”, como sucede en el estadio de correr de la prueba de cicloergómetro, donde se observa que las líneas de ambos Polar OH1 están ligeramente por debajo de la línea del Polar H7. Esto mismo ocurre en el estadio siguiente, en el que se produce un descenso de la intensidad y las líneas correspondientes a los dos Polar OH1 se sitúan ligeramente por encima de la línea del Polar H7. Esto nos da a entender que el tiempo de reacción para adaptarse a los cambios de FC es algo mayor en los dispositivos ópticos utilizados, que en la banda pectoral utilizada.

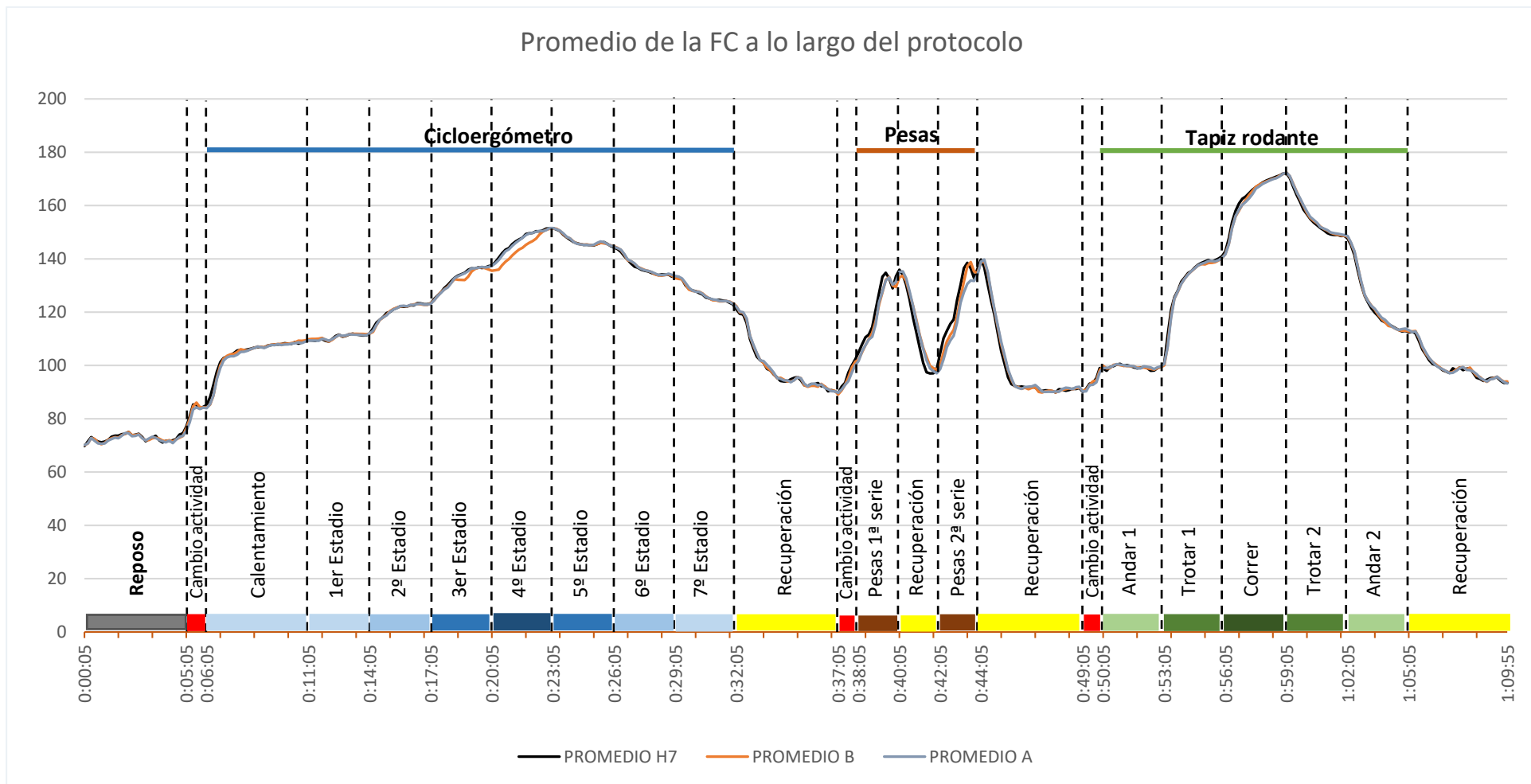


Figura 8. Promedio de la FC durante el protocolo. “Promedio B” es el obtenido del Polar OH1 colocado en el bíceps, y “Promedio A” es el del Polar OH1 situado en el antebrazo. En las pruebas de cicloergómetro (color azul) y tapiz rodante (color verde), cuanto más oscuro es el color en la parte inferior de la gráfica, mayor es la intensidad correspondiente a dicho estadio.

En la Tabla 3 se presentan los resultados obtenidos al comparar los datos recogidos con los dos pulsómetros Polar OH1 con los datos proporcionados por la banda de pecho Polar H7. En la parte izquierda de la tabla aparecen en letra negrita las partes principales del protocolo y, debajo de cada una, aparecen los subapartados que constituyen cada parte. La tabla está dividida por la mitad, dedicando la parte izquierda a los resultados del Polar OH1 colocado en el bíceps, y la parte derecha a los resultados del Polar OH1 colocado en el antebrazo.

En la segunda columna de cada uno de los dos Polar OH1 está representado el porcentaje de precisión de cada uno de esos dispositivos respecto al dispositivo de referencia Polar H7. Se puede observar que, en el caso del polar OH1 colocado en el antebrazo, hay tres secciones principales con una precisión superior al 95%; mientras que en el caso de Polar OH1 colocado en el bíceps hay dos secciones que superan el 95%, aunque la sección de tapiz rodante tiene un porcentaje de precisión del 94,64%. El resto de secciones se encuentran por debajo del 90%, siendo la parte del circuito con pesas la que presenta el porcentaje de precisión más bajo, tanto para el Polar OH1 colocado en el bíceps, como el colocado en el antebrazo (68,6% y 63,7% respectivamente).

La precisión más elevada se observa en ambos casos durante la prueba de cicloergómetro (98,04% y 98,92%), siendo la parte del calentamiento la que presenta el porcentaje más bajo y que va aumentando durante los sucesivos estadios, alcanzando un máximo del 99,5%.

	<i>n</i>	%OH1 <i>Biceps</i>	<i>Dif. media</i> <i>OH1B (lpm)</i>	<i>DE (lpm)</i>	<i>MEE</i>	%OH1 <i>Antebrazo</i>	<i>Dif. media</i> <i>(OH1A)</i>	<i>DE</i>	<i>MEE</i>
Reposo	690	96,20%	0,24	2,07	0,07	96,40%	0,36	1,9	0,07
<i>Cambio</i>	549	82,10%	0,43	4,25	0,18	81,40%	1,14	4,68	0,2
Cicloergómetro	3567-3588	98,04%	0,09	1,77	0,03	98,02%	0,13	1,77	0,03
<i>Calentamiento</i>	1104	96,20%	0,12	2,23	0,07	95,70%	0,4296	2,44	0,07
<i>2º EST</i>	414	99,50%	0,17	1,43	0,07	99%	0,15	1,38	0,07
<i>3er EST</i>	406-414	98,77%	0,24	1,36	0,07	98,80%	0,24	1,39	0,07
<i>4º EST</i>	399-414	99,00%	0,36	1,22	0,06	99,50%	0,33	1,2	0,06
<i>5º EST</i>	414	99,50%	-0,08	1,11	0,05	98,80%	-0,15	1,3	0,06
<i>6º EST</i>	414	98,80%	-0,28	1,46	0,07	99%	-0,38	1,34	0,07
<i>7º EST</i>	414	97,60%	0,02	2,03	0,1	99%	-0,17	1,3	0,06
<i>Recuperación</i>	245	89,60%	-0,64	4,46	0,09	87,80%	-0,76	3,54	0,07
Circuito pesas	552	68,66%	2,82	7,54	0,32	63,77%	4,34	8,02	0,34
<i>P1</i>	138	67,40%	3,74	6,72	0,57	64,50%	4,81	8,65	0,74
<i>P2</i>	138	67,40%	3,71	7,12	0,6	60,90%	5,28	7,22	0,61
<i>P3</i>	138	65,20%	3,97	7,83	0,67	55,80%	5,91	8,37	0,71
<i>P4</i>	138	74,60%	-0,13	7,74	0,66	73,90%	1,37	7	0,6
Tapiz rodante	2070	94,64%	0,11	2,31	0,05	95,22%	0,03	2,27	0,05
<i>Andar1</i>	414	91,80%	-0,13	2,62	0,13	93,70%	-0,23	2,33	0,11
<i>Trotar1</i>	414	93,50%	0,84	2,52	0,12	95,70%	0,72	2,23	0,11
<i>Correr</i>	414	94,90%	0,89	2,18	0,11	92,50%	1,21	2,51	0,12
<i>Trotar2</i>	414	97,10%	-0,61	1,62	0,08	97,10%	-0,8	1,61	0,08
<i>Andar2</i>	414	95,90%	-0,44	2,01	0,1	97,10%	-0,77	1,8	0,09
<i>Reposo</i>	690	96,20%	0,24	2,07	0,07	96,40%	0,36	1,9	0,07
<i>Cambio</i>	549	82,10%	0,43	4,25	0,18	81,40%	1,14	4,68	0,2

Tabla 3. “N” es el número de datos utilizados en el análisis estadístico, %OH1 Biceps (dispositivo colocado en el bíceps) y %OH1 Antebrazo (dispositivo colocado en el antebrazo) es el porcentaje de las medidas tomadas por los PolarOH1 que se encuentran dentro del intervalo ± 5 lpm respecto del valor tomado por la banda Polar H7. OH1B=OH1 Biceps, OH1A=OH1 Antebrazo, Dif media = $(\sum(PH7-POH1))/n$, DE= Desviación estándar, MEE=Media del Error Estándar

Por último, en las figuras 9 y 10 aparecen representados los diagramas de Bland Altman para las medidas de reposo, cicloergómetro, pesas y tapiz rodante

Podemos observar que en los diagramas de Bland Altman del cicloergómetro, reposo y tapiz rodante, los LC no superan el intervalo de ± 5 ppm, que es el que otros estudios^{30,31} (al igual que nosotros) han aceptado como adecuado para poder sustituir un pulsómetro por otro. Los resultados muestran que, tanto para la comparación de los dos Polar OH1 con la cinta de pecho H7 como la comparación de los dos Polar OH1 entre sí, los LC se encuentran dentro del rango establecido de ± 5 ppm. Concretamente es la prueba de cicloergómetro la que presenta unos LC más estrechos, seguida de la parte de reposo y por último la de tapiz rodante. Los

Por otro lado, observamos que el diagrama correspondiente a la parte del circuito de pesas presenta unos LC muy superiores a los considerados como adecuados. En el caso del Polar OH1 colocado en el antebrazo se llega a alcanzar un LC superior de 20,07 ppm.

Si ahora nos fijamos en los valores promedio de las diferencias de medidas, el valor que más se acerca a 0 se da en la prueba de cicloergómetro al comparar el Polar OH1 colocado en el antebrazo con el Polar H7 (0,02 ppm). En el otro extremo, el promedio que más se aleja de 0 es 4,34 ppm, también al comparar el Polar OH1 del antebrazo con el Polar H7, pero esta vez en el ejercicio del circuito de pesas. Durante los ejercicios con mancuernas se registran los valores más elevados de los promedios en los 3 diagramas de Bland Altman para sus respectivos pulsómetros.

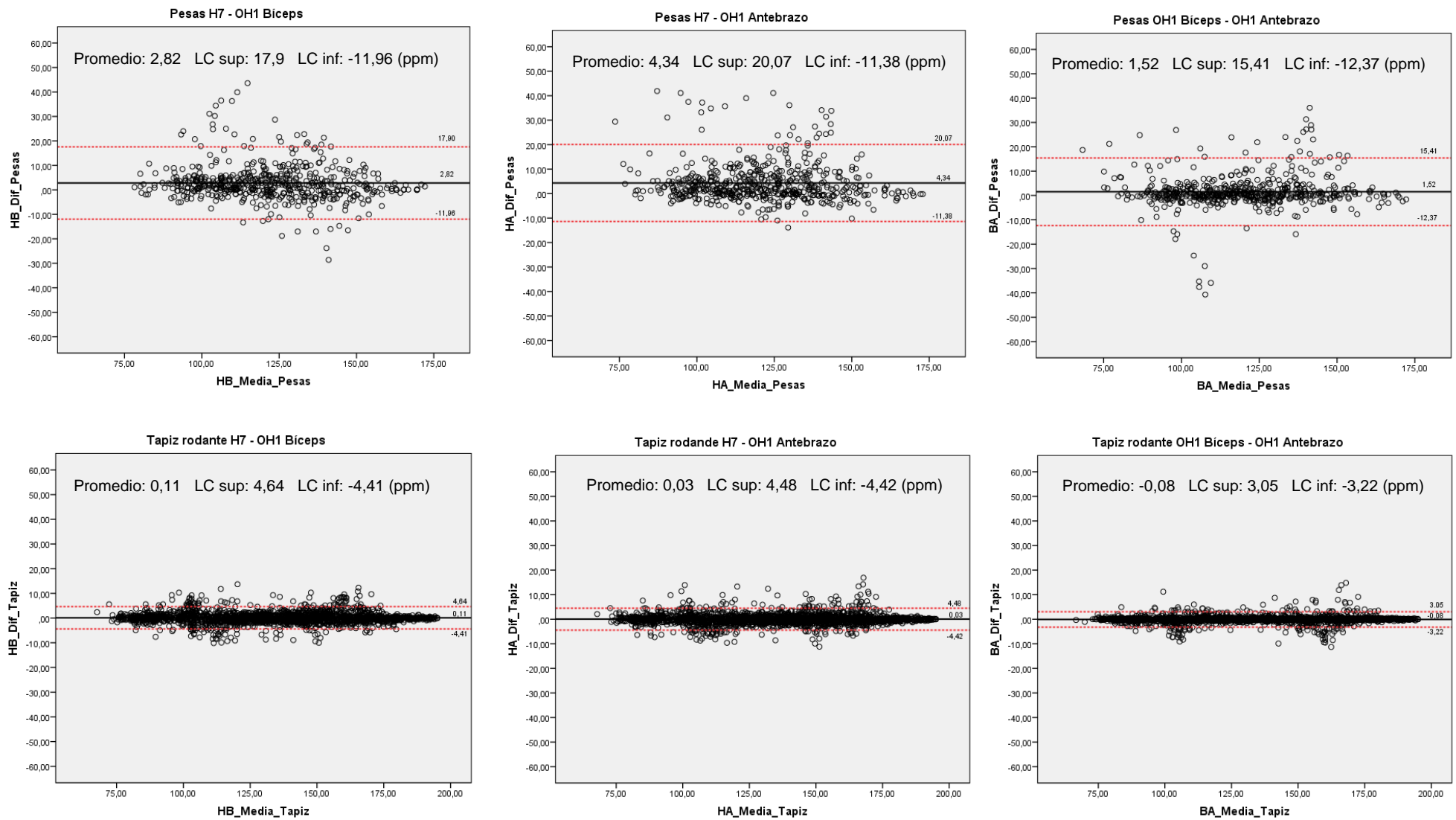


Figura 9. Diagramas de Bland-Altman para el circuito de fuerza y la prueba de tapiz rodante. En el eje “Y” se representa la diferencia entre la medida de referencia y la medida del dispositivo estudiado. HB=PolarH7-PolarOH1Bíceps, HA=PolarH7-PolarOH1Antebrazo, BA=PolarOH1Bíceps-PolarOH1Antebrazo

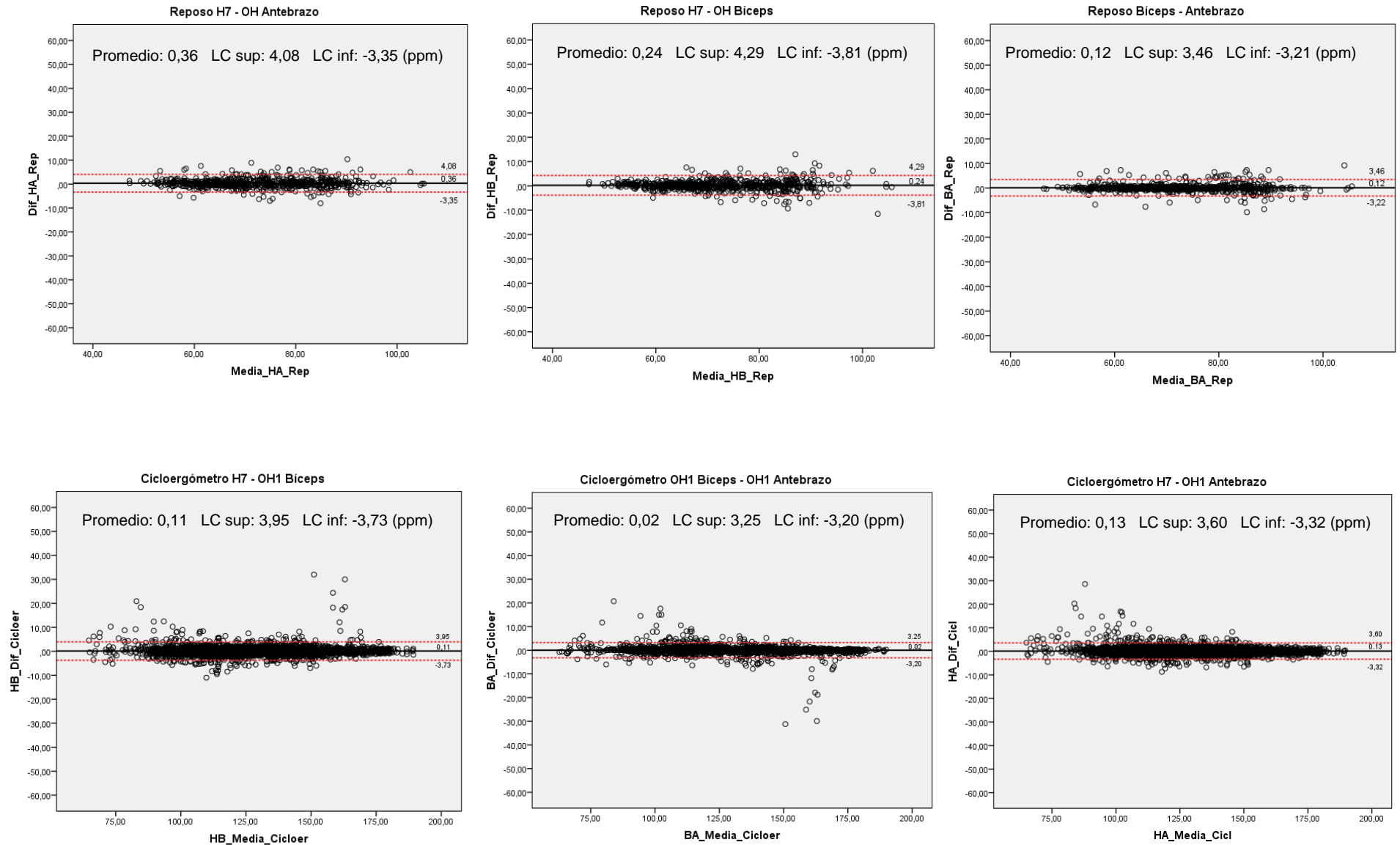


Figura 10. Diagramas de Bland-Altman para la parte de reposo y la prueba cicloergómetro. En el eje “Y” se representa la diferencia entre la medida de referencia y la medida del dispositivo estudiado. HB=PolarH7-PolarOH1Bíceps, HA=PolarH7-PolarOH1Antebrazo, BA=PolarOH1Bíceps-PolarOH1Antebrazo

4. DISCUSIÓN

A pesar de los beneficios que reporta a los usuarios la utilización de dispositivos portátiles que permiten registrar parámetros fisiológicos, una de las mayores preocupaciones de los usuarios es si el feedback que están recibiendo es fiable.

A pesar de la falta de evidencia que respalde sus afirmaciones, las compañías siguen produciendo y vendiendo monitores portátiles como mejoras tecnológicas para promocionar la condición física y la salud. Por lo tanto, paralelamente al avance de la tecnología de los dispositivos portátiles, corresponde a la comunidad científica probar dichos dispositivos para validarlos y asegurar su correcto funcionamiento.

En este estudio se busca comparar el pulsómetro Polar OH1, tanto en su colocación en el antebrazo como en la parte superior del brazo, con el dispositivo de referencia Polar H7. Gracias a la colaboración de 25 participantes se ha podido probar el funcionamiento de dichos dispositivos durante diferentes actividades (reposo, andar, correr, bicicleta y circuito de pesas), y a distintas intensidades.

Como se ha mostrado en el apartado de resultados, los dispositivos Polar OH1 han mostrado una elevada precisión durante las pruebas de tapiz rodante, cicloergómetro y reposo, con porcentajes superiores al 95%.

Revisando otros estudios que se han realizado comparando dispositivos ópticos, se encuentra que dichos dispositivos muestran una importante variabilidad en cuanto a la precisión, y en algunos casos con márgenes de error del 25%^{29,34-38}.

Además, parece ser que hay dos tendencias entre los estudios revisados: por un

lado, se encuentran varios estudios que obtienen los mejores resultados para actividades en reposo o de baja intensidad (como caminar); y, por otro lado, los estudios que obtiene una mayor precisión para intensidades elevadas.

Los resultados del estudio de Gillinov et al.²⁸ muestran que los dispositivos ópticos portátiles siguen presentando menor precisión que los monitores que reciben la FC de una banda pectoral con electrodos. Todos los dispositivos tuvieron un buen comportamiento en reposo, pero sólo alguno tuvo una precisión aceptable en la prueba de bicicleta estática, y ninguno la tuvo en la prueba de elíptica. Esto último se cree que va ligado a los errores causados por el movimiento de la extremidad superior. Además, la precisión de los dispositivos varía según el tipo de actividad.

En el estudio realizado por Stahl et al.³⁹ se muestran resultados favorables para los 6 dispositivos portátiles ópticos seleccionados (Scosche Rhythm, Mio Alpha, Fitbit Charge HR, TomTom Runner Cardio, Microsoft Band and Basis Peak) analizados tanto en reposo como andando y corriendo en tapiz rodante. No obstante, el mayor error ocurre cuando se trabaja con las intensidades más bajas.

Resultados similares son hallados en los estudios de Parak et al.⁴⁰ y Dooley et al.⁴¹, ya que en ambos estudios los errores más grandes se dan en los estadios correspondientes a actividad física de intensidad ligera y moderada.

Sin embargo, en dos estudios muy recientes en los que se comparan respectivamente 6 y 7 dispositivos portátiles de muñeca con un ECG, se encuentra que la precisión de dichos dispositivos desciende al aumentar la intensidad^{27,42}.

De la misma forma, en el estudio llevado a cabo por Jo y sus compañeros⁴³, se determina que los dispositivos Basis Peak y Fitbit Charge HR tienen una mejor precisión durante el reposo y la actividad de intensidad ligera, frente a intensidades moderadas o vigorosas.

En el caso de nuestro estudio, los dispositivos Polar OH1 han presentado buen comportamiento tanto a intensidades bajas como a intensidades altas y muy altas. No obstante, el valor más bajo observado en la prueba de tapiz rodante y de cicloergómetro se corresponde en ambos casos con el primer estadio (salvo en el caso del Polar OH1 de antebrazo, que el primer estadio del tapiz rodante se corresponde con el segundo valor más bajo, siendo el más bajo el que corresponde al tercer estadio). Una posible explicación es que esta menor precisión se deba al cambio de pasar del estado de reposo al de activo durante los primeros minutos. En el caso de la prueba de tapiz rodante, el primer estadio, al igual que el último, corresponde a una intensidad de 4km/h que los sujetos realizan andando. Sin embargo, en el primer estadio, el número de medidas registradas que se encuentran dentro del intervalo de ± 5 ppm respecto del Polar H7 es de un 91,8% y 93,7%(Polar OH1 bíceps y antebrazo, respectivamente) y para el último estadio la precisión es de 95,9% y 97,1%. Este último estadio tiene lugar después de llevar realizando 12 minutos de actividad física, con la correspondiente activación del sistema circulatorio. Algo similar ocurre en la prueba de cicloergómetro. Por lo tanto, parece ser que, **aun presentando una precisión aceptable, dichos dispositivos muestran unos valores algo más bajos en el primer estadio de actividad, durante los primeros minutos de adaptación del organismo a la realización de la actividad.**

Algo que es común para la gran mayoría de los estudios donde comparan dispositivos ópticos es la variabilidad de la precisión del dispositivo en función de la actividad que se realice. En nuestro estudio también ocurre, ya que la precisión de los dispositivos Polar OH1 a la hora de realizar el circuito de fuerza es muy inferior a la encontrada en las otras pruebas. Concretamente, el porcentaje de datos que se encuentran dentro del intervalo de ± 5 ppm respecto del Polar H7 desciende a un 68,66% y 63,77% para el Polar OH1 de bíceps y antebrazo. Nuestro circuito de fuerza consta de 4 ejercicios diferentes con mancuernas, siendo el ejercicio de curl de bíceps el que presenta la menor precisión (65,2% y 55,8%), frente al ejercicio de zancadas, que presenta los valores más elevados (74,6% y 73,9%). Coincide que el ejercicio con menor precisión es, de los cuatro ejercicios, el que implica un mayor movimiento de las extremidades superiores. En los otros tres ejercicios restantes, aunque los participantes sujetan las pesas durante todo el ejercicio, no se produce un movimiento de flexión de codo ni de hombro. Por tanto, a priori podemos pensar que cuanto mayor es el movimiento de las extremidades superiores, menor es la precisión del dispositivo. Sin embargo, esto no puede ser del todo cierto, ya que, por ejemplo, en el tercer estadio de tapiz rodante, donde se corre a velocidad muy elevada, la precisión mostrada por los dispositivos es de 94,9% y 92,5%. Al correr a velocidad elevada se está produciendo un continuo vaivén de las extremidades superiores, a una frecuencia mayor que incluso en la prueba de curl de bíceps. Una diferencia clara entre las dos actividades es el hecho de que en el circuito de fuerza el participante sujeta una mancuerna con cada mano, a diferencia de cuando está corriendo. Por ello, coincidiendo con las posibles causas asociadas a la disminución de la precisión de los dispositivos ópticos indicadas anteriormente

en la introducción, creemos que la contracción de los músculos del antebrazo y del brazo pueden interferir en la correcta emisión y recepción de la señal de PPG. Creemos que esta contracción muscular del brazo, junto con el movimiento de flexo-extensión, son la consecuencia de que el ejercicio de curl de bíceps tenga la menor precisión entre todos los ejercicios de fuerza. Además, hay una diferencia de casi un 10% entre el Polar OH1 colocado en el bíceps y el colocado en el antebrazo. Parece ser que la contracción muscular que tiene lugar durante la ejecución del curl de bíceps produce un mayor desajuste en el antebrazo que en la parte superior del brazo. También, el hecho de que el perímetro del antebrazo sea inferior al de la parte superior del brazo, y la disposición paralela de los músculos flexores de los dedos, pueden modificar la superficie del antebrazo, interfiriendo con la correcta colocación del sensor óptico. **Por todo ello, consideramos que en actividades que involucren acciones de prensa con la mano, el dispositivo se coloque en la parte superior del brazo. No obstante, más investigación es necesaria en este aspecto.**

Esta disminución de la precisión asociada a los ejercicios que involucran acciones con las extremidades superiores es común a varios estudios^{14,18,27}.

En el estudio de Spierer et al.¹⁸ se comparan dos monitores ópticos de muñeca (Omron HR500U y Mio Alpha), encontrando que los errores más notables ocurren en las pruebas de subir escaleras, bici estática y levantar una pesa de poca masa (1-2 kg). La prueba de levantar la pesa es la que presenta el mayor error, y se sugiere que este error puede deberse a que durante el movimiento de la pesa se produce una desviación en la posición de la muñeca, que pasa de posición neutra a extensión. Esto mismo ocurre en la bicicleta estática o al subir las escaleras. Este cambio en la posición de la muñeca puede alterar la posición

del fotopleletismógrafo, interfiriendo con la recogida de las medidas. También, al sujetar una barra con las manos se produce una contracción isométrica de los músculos del antebrazo, pudiendo modificar la proximidad del monitor respecto de la muñeca y alterar la posición del sensor. Finalmente, el estudio desaconseja el uso de monitores ópticos portátiles en actividades donde el contacto del dispositivo con la piel puede perderse debido a contracciones isométricas.

Buscando dispositivos similares al Polar OH1, encontramos que la marca Scosche ha sacado al mercado hace unos años la banda de brazo Scosche Rhythm+, que se basa en la PPG y también se coloca en el antebrazo. Hemos encontrado una serie de estudios donde se compara dicho dispositivo con otros dispositivos ópticos^{28,39,40}.

En el estudio de Gillinov²⁸, aunque este dispositivo tuvo una concordancia aceptable en situación de reposo, en tapiz rodante y en bici estática, obtuvo el peor resultado de todos los monitores en la prueba de elíptica sin brazos, y el segundo peor en la de elíptica con brazos.

En otro estudio realizado por Parak et al⁴⁰., donde también se comparaba el dispositivo Scosche Rhythm, se encontró que dicho dispositivo tenía una mejor precisión en actividades como bicicleta estática, correr y movimientos de mano (cubo de Rubik), frente a otras actividades de menor intensidad como estar en reposos o andar.

Lo mismo ocurre en el estudio de Stahl et al.³⁹, donde en la prueba de correr en tapiz rodante el error disminuye al aumentar la intensidad. No obstante, a diferencia del caso anterior, en este estudio el Scosche Rhythm también muestra buena precisión en situación de reposo. Una posible explicación es que al

aumentar la intensidad de la actividad aumenta la perfusión sanguínea, lo que produce una disminución del error.

En cuanto a la concordancia entre los dispositivos, hay que tener en cuenta varias cosas: la concordancia promedio y la concordancia individual.

En el caso de nuestro estudio podemos observar en los diagramas de Bland Altman que la diferencia promedio en los casos de reposo, cicloergómetro y tapiz rodante no supera los 0,4 ppm. Las diferencias se han obtenido restando el valor del Polar OH1 al Polar H7 y, en el caso de la comparación de los dos Polar OH1, el valor del Polar OH1 bíceps menos el del Polar OH1 antebrazo. En el caso del circuito de fuerza el valor promedio de las diferencias se aleja más de 0, siendo 4,34 ppm el valor más alejado. En todos los casos menos en uno tenemos valores promedios positivos, lo que nos indica que las medidas registradas por los Polar OH1 subestiman en término medio (y por muy poco) las proporcionadas por el Polar H7. En el caso del circuito de fuerza, que es donde aparecen los valores más alejados, nos podría parecer que una diferencia de 3 o 4 ppm respecto del valor de referencia es aceptable. Sin embargo, no hay que olvidarse que se trata de un valor promedio, y que no puede ir desligado de la concordancia para individuos.

Para conocer la concordancia para individuos calculamos los LC, dentro de los cuales quedan comprendidos el 95% de los casos. Como se muestra en el apartado de resultados, los LC de la parte de reposo, cicloergómetro y tapiz rodante entran dentro del intervalo de ± 5 ppm, que hemos establecido previamente como un criterio de validez. Sin embargo, en el caso del circuito de fuerza, los LC presentan valores mucho más alejados entre sí, haciendo que no cumplan dicho criterio de validez.

Los valores de concordancia promedio y concordancia para individuos obtenidos en nuestro estudio para las pruebas de cicloergómetro, tapiz rodante y reposo concuerdan con los encontrados en el estudio de Schubert et al.¹⁷, en el que se analiza el funcionamiento del Polar OH1 durante la práctica de sesiones de Yoga. En dicho estudio, los datos obtenidos del Polar OH1 comparándolos con un Polar H7 mostraron un valor promedio de -0,76 ppm con LC de -5,35 a 3,85 ppm. Podemos observar que existe una notable mejoría frente a otros estudios que utilizan monitores ópticos de muñeca, como en el caso de Wallen et al.⁴⁵, donde el monitor Apple Watch muestra unos valores de -1,3 ppm (LC: -9,9 a 7,3 ppm) y el FitBit Charger HR muestra -9,3 ppm (-26 a 7,4 ppm). Otros LC muy elevados también se observan en otros estudios, como en el de Guillinov et al.²⁸ en el que el Scosche Rhythm+ muestra unos LC entre -31 a 38 ppm o el de Horton et al.³⁰, en el que salvo para el reposo, en el resto de actividades (recuperación, bicicleta estática, tapiz rodante y pesas) los LC superan ± 10 ppm., llegando a unos LC de -39,6 a 27,2 ppm en la prueba de pesas.

Fortalezas del estudio

Una de las fortalezas de este estudio es la variedad de pruebas que se realizan durante el protocolo. Gracias a esto, es posible observar el comportamiento del dispositivo en diferentes situaciones y actividades, ofreciendo una visión más amplia frente a otros estudios donde sólo se evalúa una o dos actividades diferentes.

Otro punto fuerte del estudio es que durante el protocolo se establecían intensidades específicas, que iban desde intensidad ligera a vigorosa. Esto es una ventaja ya que la mayoría de actividades o ejercicios físicos generalmente se encuentran dentro de unas determinadas intensidades. Por ejemplo, en las

personas mayores tienen una mayor aceptación las actividades que involucran intensidad ligera o moderada, siendo la actividad de caminar la que destaca entre todas ellas. De la misma forma, hay actividades que predominan según las características de la población. Por ello, consideramos de vital importancia evaluar el comportamiento de los dispositivos para diferentes actividades, ya que un determinado dispositivo podrá ser fiable para determinadas actividades e intensidades, pero para otras no.

Limitaciones del estudio

La muestra de participantes no fue muy amplia y estaba muy acotada en cuanto a edad y estado de forma física, ya que todos los participantes eran jóvenes de menos de 31 años y en buen o muy buen estado de forma física. Los resultados del estudio no se pueden extrapolar a otra población de distinta edad o condición física, ya que podrían existir variaciones. No se pudo reclutar a participantes en base a la fotosensibilidad de su piel, por lo que no pudimos obtener una muestra balanceada de pieles con tonos de valores extremos según la escala de color de piel de Fitzpatrick.

Otra posible limitación es la utilización de la banda pectoral Polar H7 como método de referencia, en vez de utilizar un ECG. En dos estudios realizados previamente en los que se busca validar pulsómetros de banda pectoral, concretamente el Polar Vantage XL y Accurex II en el estudio de Terbizan et al.¹⁶ y el reloj Smarthealth en el estudio de Lee et al.⁴⁶, se encuentra que la precisión de dichos dispositivos disminuye al aumentar la intensidad (sobre todo al llegar a 9,6km/h), asociada a un incremento en el movimiento del tronco superior. Aunque el sensor Polar H7 ha sido validado, en el estudio de Bourdreaux et al.²⁷ el MAPE (error medio de porcentaje absoluto) obtenido tanto para bicicleta como

corriendo es inferior al 10%, pero cuanto mayor es la intensidad, mayor es el error. En el estudio de Gillinov et al.²⁸ se comprueba que el Polar H7 es válido tanto para bici como para correr, pero el protocolo sólo alcanza intensidades máximas de 9,6km/h corriendo y 125W en bici. Dado que, en nuestro estudio, buena parte de la muestra son deportistas, se alcanzan velocidades de 16 km/h en tapiz rodante e intensidades superiores a 200W en el cicloergómetro. Vista la tendencia hacia un decremento de la precisión a intensidades elevadas, y ya que, según nuestro conocimiento, el Polar H7 no ha sido validado en dicho rango de intensidades, este podría ser un factor que limitase nuestro estudio. No obstante, esto es sólo una reflexión, dado que no sólo no se observa en nuestros datos una menor precisión a intensidades elevadas, sino que la precisión es tan buena o mejor que en intensidades inferiores.

El estudio ha sido llevado a cabo en un laboratorio, y por tanto los resultados quizás no puedan ser generalizados para actividades que se den en el exterior. No obstante, es necesario validar dichos dispositivos en un ambiente controlado para poder comparar e identificar otros factores que puedan experimentarse en el exterior.

Que sepamos, este es el primer estudio que trabaja con el polar OH1 con distintas actividades y a diferentes intensidades, y uno de los pocos que estudios que ha trabajado con pulsómetros ópticos que se colocan en el antebrazo y en la parte superior del brazo.

5. CONCLUSIÓN

The OH1 Polar heart rate monitor has shown high levels of accuracy in both forearm and bicep placement in cycloergometer and treadmill tests, but insufficient accuracy during the strenght circuit. The accuracy decrease is believed to be related to the movement of the upper extremities, combined with changes in the position of the sensor due to muscle contraction. Further research is needed to continue to expand knowledge related to optical measurement devices.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Bayego, ES, Vila, GS, Martínez, IS. Prescripción de ejercicio físico: indicaciones, posología y efectos adversos. *Med Clin.* 2012;138(1):18-24.
2. Gracia, DC. Sistema cardiovascular y ejercicio. *Iatreia.* 1991;5(1):57-65
3. McManus, A. M., Masters, R. S., Laukkanen, R. M., Clare, C. W., Sit, C. H., & Ling, F. C. (2008). Using heart-rate feedback to increase physical activity in children. *Preventive medicine*, 47(4), 402-408.
4. Coughlin SS, Stewart J. Use of consumer wearable devices to promote physical activity: a review of health intervention studies. *J Environ Health Sci.* 2016;2(6):1–10.
5. Blanchard, E. B., Scott, R. W., Young, L. D., & Edmundson, A. E. D. (1974). Effect of knowledge of response on the self-control of heart rate. *Psychophysiology*, 11(3), 251-264.
6. Cole, C. R., Blackstone, E. H., Pashkow, F. J., Snader, C. E., & Lauer, M. S. (1999). Heart-rate recovery immediately after exercise as a predictor of mortality. *New England journal of medicine*, 341(18), 1351-1357.
7. Billman GE. Heart rate variability—a historical perspective. *Front Physiol.* 2011;2:86.
8. de Grijs, R, Vuillermin, D. Measure of the Heart: Santorio Santorio and the Pulsilogium. ArXiv preprint arXiv:1702.05211. 2017.
9. Wikipedia.org [Actualizado 18 Jul 2018; citado 20 Jul 2018] Disponible en: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Sphygmographe>
10. Barold SS. Willem Einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Card Electrophysiol Rev.* 2003;7(1):99-104.

11. Laukkanen RM, Virtanen PK. Heart rate monitors: state of the art. *J Sports Sc.* 1998;16(sup1):3-7.
12. Hertzman AB. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *Am. J. Physiol.* 1938;124:328-340.
13. Polar Electro Oy [Actualizado 2016; citado 22 julio 2018] Disponible en: https://support.polar.com/e_manuals/H7_Heart_Rate_Sensor/Polar_H7_Heart_Rate_Sensor_accessory_manual_Espanol.pdf
14. Polar Electro Oy [Actualizado 2017; citado 22 julio 2018] Disponible en: https://support.polar.com/e_manuals/OH1/Polar_OH1_user_manual_Espanol/Content/Resources/Printed_documentation/manual.pdf
15. Leger L, Thivierge M. Heart rate monitors: validity, stability, and functionality. *Phys Sportsmed.* 1998;16(5):143-151.
16. Terbizan DJ, Dolezal BA, Albano C. Validity of seven commercially available heart rate monitors. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 2002;6(4):243–7.
17. Schubert MM, Clark A, Annie B. The Polar® OH1 Optical Heart Rate Sensor is Valid during Moderate-Vigorous Exercise. *Sports Med IntOpen.* 2018;2(3):67-70.
18. Spierer DK, Rosen Z, Litman LL, Fujii K. Validation of photoplethysmography as a method to detect heart rate during rest and exercise. *J Med Eng Technol.* 2015;39(5):264-271.
19. Temko, A. Accurate heart rate monitoring during physical exercises using PPG. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2017;64(9):2016-2024.

20. Alzahrani A, Hu S, Azorin-Peris V, et al. A multi-channel optoelectronic sensor to accurately monitor heart rate against motion artefact during exercise. *Sensors (Basel)*. 2015;15(10):25681–702.
21. Rafolt D, Gallasch E. Influence of contact forces on wrist photoplethysmography prestudy for a wearable patient monitor. *Biomed Tech (Berl)*. 2004;49(1–2):22–6.
22. Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring applications and limitations. *Sports Med*. 2003;33(7):517–38.
23. Jeong C, Yoon H, Kang H, Yeom H. Effects of skin surface temperature on photoplethysmograph. *J Healthc Eng*. 2014;5(4):429–38.
24. Butler MJ, Crowe JA, Hayes-Gill BR, Rodmell PI. Motion limitations of non-contact photoplethysmography due to the optical and topological properties of skin. *Physiol Meas*. 2016;37(5):N27–37.
25. Wong C, Zhang ZQ, Lo B, Yang GZ. Wearable sensing for solid biomechanics: a review. *IEEE Sens J*. 2015;15(5):2747–60.
26. Maeda Y, Sekine M, Tamura T. The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. *J Med Syst*. 2011;35(5): 829–34.
27. Boudreaux BD, Hebert EP, Hollander DB, Williams BM, Cormier CL, Naquin MR. Validity of Wearable Activity Monitors during Cycling and Resistance Exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(3):624-633.
28. Gillinov S, Etiwy M, Wang R, Blackburn G, Phelan D, Gillinov AM, Desai M. Y. Variable Accuracy of Wearable Heart Rate Monitors during Aerobic Exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2017;49(8):1697-1703.

29. Wang R, Blackburn G, Desai M, Phelan D, Gillinov L, Houghtaling P, Gillinov M. Accuracy of wrist-worn heart rate monitors. *JAMA Cardiol.* 2017;2(1):104-106.
30. Horton JF, Stergiou P, Fung TS, Katz L. Comparison of Polar M600 Optical Heart Rate and ECG Heart Rate during Exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(12):2600-2607.
31. Delgado-Gonzalo R, Parak J, Tarniceriu A, Renevey P, Bertschi M, Korhonen I. Evaluation of accuracy and reliability of PulseOn optical heart rate monitoring device. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,* 2015;37:430-433
32. Altman DG, Bland JM. Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *Statistician.* 1983;32:307–317.
33. Hamilton C, Stamey J. Using Bland– Altman to Assess Agreement between Two Medical Devices–Don’t Forget the Confidence Intervals! *J Clin Monit Comput.* 2007;21(6);331-333.
34. Case MA, Burwick HA, Volpp KG, Patel MS. Accuracy of smartphone applications and wearable devices for tracking physical activity data. *JAMA.* 2015;313(6):625–6.
35. Lee JM, Kim Y, Welk GJ. Validity of consumer-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(9):1840–8.
36. Murakami H, Kawakami R, Nakae S, et al. Accuracy of wearable devices for estimating total energy expenditure: comparison with metabolic chamber and doubly labeled water method. *JAMA InternMed;*176(5):702–3.
37. Patel MS, Asch DA, Volpp KG. Wearable devices as facilitators, not drivers, of health behavior change. *JAMA.* 2015;313(5):459–60.

38. Swan M. Emerging patient-driven health care models: an examination of health social networks, consumer personalized medicine and quantified self-tracking. *Int J Environ Res Public Health*. 2009;6:492–525.
39. Stahl, S. E., An, H. S., Dinkel, D. M., Noble, J. M., & Lee, J. M. (2016). How accurate are the wrist-based heart rate monitors during walking and running activities? Are they accurate enough?. *BMJ open sport & exercise medicine*, 2(1), e000106.
40. Parak, J., & Korhonen, I. (2014, August). Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 3670-3673). IEEE.
41. Dooley, E. E., Golaszewski, N. M., & Bartholomew, J. B. (2017). Estimating accuracy at exercise intensities: a comparative study of self-monitoring heart rate and physical activity wearable devices. *JMIR mHealth and uHealth*, 5(3).
42. Shcherbina, A., Mattsson, C. M., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J. W., Hastie, T., ... & Ashley, E. A. (2017). Accuracy in wrist-worn, sensor-based measurements of heart rate and energy expenditure in a diverse cohort. *Journal of personalized medicine*, 7(2), 3.
43. Jo, E., Lewis, K., Directo, D., Kim, M. J., & Dolezal, B. A. (2016). Validation of biofeedback wearables for photoplethysmographic heart rate tracking. *Journal of sports science & medicine*, 15(3), 540.
44. Parak, J., & Korhonen, I. (2014, August). Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 3670-3673). IEEE.

45. Wallen MP, Gomersall SR, Keating SE, Wisloff U, Coombes JS. Accuracy of heart rate watches: implications for weight management. PLoS One 2016; 11: e0154420

46. Lee, C. M., & Gorelick, M. (2011). Validity of the Smarthealth watch to measure heart rate during rest and exercise. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 15(1), 18-25.

ANEXOS

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Estudio para la validación del sensor “Polar OH1”

Este documento es entregado a usted con el propósito de explicarle en qué consiste esta investigación. Léalo con cuidado y pregunte todo lo que desee antes de firmarlo. Usted recibirá una copia de este documento de consentimiento informado.

Mediante este documento, se le está invitando a usted a participar en un estudio de investigación. Este estudio trata sobre la validación del dispositivo “Polar OH1”, un sensor óptico de frecuencia cardíaca compuesto por 6 LEDs y que fue puesto a la venta durante el mes de septiembre del año 2017. Para comprobar la precisión de dicho dispositivo se ha diseñado un protocolo en el que se comparará el dispositivo “Polar OH1” con el “Polar V800”, considerado como dispositivo de referencia.

Se le invita a usted a participar en el estudio, ya que se ha determinado que el perfil de los participantes sea de personas jóvenes entre 20 y 25 años y en buen estado de forma física.

El número de participantes que van a colaborar en el estudio será aproximadamente de 20 personas.

Su participación durará aproximadamente 72 minutos, que es el tiempo que se tarda en realizar el protocolo establecido por cada individuo.

Su participación en este estudio es voluntaria. Su decisión de participar o no, no afectará sus derechos como estudiante. Con su decisión, usted no renuncia a sus derechos o a la potestad de hacer algún reclamo legal. Si usted decide participar en este estudio, es libre de cambiar de opinión y retirarse en el momento que usted así lo quiera.

Procedimientos del estudio

Si usted decide participar en este estudio, a usted se le realizarán los siguientes procedimientos:

1. Firma del presente **consentimiento informado**.
2. Cumplimentación del “Physical Activity Readiness Questionnaire” (**PAR-Q**)
3. Determinación del tipo de piel del participante mediante la utilización de la **escala de tipos de piel de Fitzpatrick**.
4. **Presentación de las instalaciones** (laboratorio) donde se va a realizar el protocolo diseñado para el estudio.

5. Explicación pormenorizada del **protocolo que se va a llevar a cabo**, así como de los instrumentos que se van a utilizar en dicho protocolo: Polar OH1, Polar V800, tapiz rodante, cicloergómetro, y mancuernas.
6. El protocolo tiene una duración total de 76 min y consta de 3 pruebas principales:
 - **Prueba en cicloergómetro:** el participante comenzará a pedalear con la misma potencia a la que ha realizado el calentamiento (50-100W), y cada 3 minutos se aumentará la potencia en 25W hasta un máximo de 3 veces, y luego se disminuirá dicha potencia cada 3 minutos en el orden inverso (ejemplo: Potencia 1: 100W, Potencia 2: 125W, Potencia 3: 150W, Potencia 4: 175W, Potencia 5: 150W, Potencia 6: 125W, Potencia 7: 100W). Esta prueba suma un total de 21 minutos.
 - **Circuito con peso:** con una mancuerna en cada mano, el participante realizará cada uno de los siguientes ejercicios durante 30 segundos: encoger los hombros, sentadillas, curl de bíceps y zancadas. Una vez terminada la serie de ejercicios, se hará un descanso de 2 minutos y se volverá a realizar.
 - **Prueba en tapiz rodante:** el participante realizará una sesión de 15 minutos, dividida en 5 estadios de 3 minutos cada uno: andar (4km/h), trotar (8km/h), correr (según el sujeto, Borg 14-16), trotar (8km/h), andar (4km/h).

Además, se realizará un calentamiento en cicloergómetro de 5 minutos de duración al comenzar la sesión, y se realizarán descansos de 5 minutos después de cada prueba.

Posibles riesgos y molestias

Al ser un estudio que implica un cierto grado de compromiso motor y cardiorrespiratorio, es posible que puedan aparecer alteración en la tensión arterial, frecuencia cardiaca irregular... No obstante, todas las pruebas son submáximas y no es necesario que el participante llegue al agotamiento, ni mucho menos. Se realizará un control de la propia percepción subjetiva del esfuerzo por parte del participante mediante la utilización de la escala de Borg.

Beneficios por la participación en el estudio

Al tratarse de un estudio de investigación orientado a generar conocimiento, es probable que usted no obtenga ningún beneficio por su participación, más allá del beneficio que suponga para su salud realizar el protocolo diseñado. Además, usted contribuirá al avance del conocimiento y del beneficio social.

Usted no recibirá ninguna compensación económica por su participación.

Libertad para dar el consentimiento

El permiso que usted da para participar en esta investigación es voluntario. Es usted libre de parar los ejercicios en cualquier punto si lo desea. He leído este formulario y entiendo los procedimientos de la prueba que voy a realizar y sus posibles riesgos y molestias. Sabidos dichos riesgos y molestias, y habiéndome dado la oportunidad de plantear preguntas que han sido contestadas satisfactoriamente, doy mi consentimiento para participar en dicho estudio.

Fecha

Firma del paciente

Fecha

Firma del testigo

Fecha

Firma del investigador responsable

ESCALA DE FOTOTIPOS DE FITZPATRICK

Fototipo de piel	Definición del típico fototipo de piel	Reacción de la piel con sobreexposición a la luz UV	Comentarios sobre el fototipo de piel
I	Cabello pelirrojo, rubio. Ojos azules, verdes. Piel muy clara.	Siempre se quema. No se broncea.	Pálido, a veces con pecas. Generalmente admite que se quema.
II	Cabello claro a intermedio. Ojos claros a intermedios. Piel clara a intermedia.	Generalmente se quema. Raramente se broncea.	Debería ser la primera consideración en la tipificación de la piel clara (aparte del evidente tipo de piel 1). Generalmente no reconoce que se quema pero admite adquirir tonos rosados y necesita proteger la piel del sol.
III	Cabello de color intermedio. Ojos intermedios a oscuros. Piel intermedia a oliva.	Se quema moderadamente. Generalmente se broncea.	Generalmente no reconoce que se quema ligeramente si la exposición es moderada. Comentará que "teniendo cuidado, puede conseguir un buen bronceado".
IV	Cabello oscuro. Ojos oscuros. Piel de oliva oscura a moreno claro.	Se quema levemente. Moreno moderado.	Generalmente considera que se broncea con facilidad. Con exposiciones "moderadas" en climas septentrionales rara vez sufre quemaduras. Se sorprende cuando se quema "ligeramente" al visitar lugares con mayor intensidad.
V	Cabello oscuro. Ojos oscuros. Piel morena.	Rara vez se quema. Moreno oscuro.	Se quema cuando no ha estado expuesto al sol durante meses o al exponerse a niveles muy altos de intensidad solar (+100 en la escala SUNSOR – un día de verano soleado en España).
VI	Cabello oscuro. Ojos oscuros. Piel muy oscura.	No se quema. No hay cambio en el color.	Estos individuos tienen una pigmentación muy buena que les brinda una protección excepcional a la luz ultravioleta.



PROTOCOLO PARA LA COMPARACIÓN DEL POLAR OH1 CON EL POLAR V800

Nombre participante:

Edad:

Peso:

Altura:

Brazo dominante:

Pliegue bíceps:

Pliegue antebrazo:

Peso mancuernas:

Carga calentamiento:

Fototipo:

Temperatura laboratorio:

Humedad relativa:

Hora de comienzo:

Hora de finalización:

5' reposo: sentado en silla con un brazo sobre el otro, sin hablar.

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Cambio de actividad

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

5' calentamiento en cicloergómetro: carga 50-100W según sujeto

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Intervalos en cicloergómetro (21'): Partir de la carga de calentamiento y aumentar 25W cada 3', cuatro veces, y luego disminuirla hasta la carga inicial.

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Recuperación 5': sentado en una silla, se permite hablar

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Cambio de actividad

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Circuito con mancuernas (2'+2'reposo+2'): 30" elevación de hombros, 30" sentadillas, 30" curl de bíceps, 30" zancadas

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones
	reposo			

Recuperación 5': sentado en una silla, se permite hablar

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Cambio de actividad

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Intervalos en tapiz rodante (15'): 3' andando (4km/h), 3' trotando (8km/h), 3' corriendo (Borg 7-8) y bajar.

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones

Recuperación 5': sentado en una silla, se permite hablar

Hora	Intensidad	Frec.	Borg	Observaciones