

APLICACIÓN DE UN SISTEMA ERGOMÉTRICO PARA VALORACIÓN BIOMÉDICA Y ENTRENAMIENTO DE DEPORTISTAS USUARIOS DE SILLA DE RUEDAS

Julio Martos (), Gabriel Brizuela (*), Enrique Sanchis. (**)**

(**) Departamento de Ingeniería Electrónica - Universidad de Valencia

(*) Departamento de Educación Física y Deportiva - Universidad de Valencia

En el presente trabajo se describe un ergómetro específico para silla de ruedas, realizado con elementos de alta tecnología y, al mismo tiempo, de fácil disponibilidad en el mercado. Se ha diseñado presentando un conjunto de características que lo hacen cómodo de utilizar tanto por expertos como no iniciados y con funciones que permiten utilizarlo en multitud de áreas y aplicaciones. Se describe la aplicación a la determinación del umbral anaeróbico de deportistas discapacitados, habiendo encontrado que mediante el uso del ergómetro se pueden utilizar las mismas técnicas que para deportistas capaces.

Palabras Clave: Ergómetro - Sillas de rueda

INTRODUCCIÓN

La valoración de los deportistas en condiciones de laboratorio es un objetivo de fisiólogos y biomecánicos desde hace décadas. Para ello, es necesario disponer de sistemas ergométricos que permitan controlar las condiciones de ejecución de las pruebas, realizar simultáneamente las medidas, visualizarlas y/o almacenarlas para su análisis y permitiendo que el gesto deportivo se reproduzca lo más fielmente posible.

Siguiendo estas premisas, se han diseñado un gran número de ergómetros específicos para diferentes deportes, entre ellos podemos destacar ergómetros para remo, para esquí de fondo, o los más populares cicloergómetros y tapices rodantes, ampliamente difundidos incluso como máquinas de entrenamiento en los gimnasios.

En cambio, en el ámbito del deporte adaptado son casi inexistentes los sistemas ergométricos que permitan realizar la valoración de los deportistas en condiciones muy similares a las de pista, es decir, montados en su propia silla de ruedas, sin alteración del gesto de impulso y controlando en tiempo real y de forma flexible las condiciones del desarrollo de la prueba. La solución más accesible y adoptada frecuentemente es la utilización de cicloergómetros manuales (de mesa), configurando sus bielas en paralelo modo que se dé la embolada de forma simultánea y no alterna, consiguiendo un gesto algo más parecido al de la propulsión en la silla.

En otros trabajos (Goosey y Campbell, 1998) se han empleado tapices rodantes motorizados y algunos autores recomiendan su utilización (Vanlandenwijck y cols. 2001). Otras alternativas utilizadas se basan en rodillos sobre los que se monta la silla, con un sistema de frenado por fricción (Ghelsen y cols., 1997) y algunos otros llevados a cabo con dinamómetros basados en motores eléctricos o alternadores, que generan una carga dinámica (Forchheimer y Lundberg, 1986; Thacker y cols., 1980), destacando el desarrollado por la Universidad de California State, controlado por PC, capaz de simular diferentes escenarios y de medir simultáneamente el par aplicado, la velocidad y la potencia (Cooper, 1989; Niesing y cols. 1990).

El objetivo del presente trabajo ha sido desarrollar un sistema ergométrico que reúna un conjunto de características que permita su utilización en todo tipo de valoraciones fisiológicas y biomecánicas de usuarios de sillas de ruedas, sean o no deportistas y sin necesidad de personal especializado para su programación y control. Entre ellas podemos destacar:

- Accesibilidad autónoma para deportistas discapacitados.

- Modos de funcionamiento a par constante, a potencia constante y a velocidad constante.
- Medición precisa de la velocidad, la potencia y la frecuencia cardiaca de forma integrada.
- Comunicación con PC para control, almacenamiento y tratamiento de datos en entorno amigable (Interfaz Gráfica de Usuario).
- Integración en redes de telecomunicaciones para ofrecer servicios de telemedicina y teleasistencia.
- Coste razonable.

DESCRIPCIÓN DEL ERGÓMETRO

El ergómetro se basa en una pareja de rodillos sobre los que apoyan las ruedas propulsoras de la silla, un alternador encargado de aplicar el par de frenado necesario y un sistema microcontrolado que realiza el control, la adquisición y la presentación de los datos.

El diseño y construcción del ergómetro se basó en el desarrollo de cuatro subsistemas, un sistema mecánico, un sistema de control, un sistema de almacenamiento y análisis y un periférico opcional, como se muestra en la figura 1.



Fig. 1. Arquitectura general del ergómetro.

Sistema mecánico

El sistema mecánico está formado por un bastidor rectangular de perfiles de aluminio de alta resistencia, un par de rodillos de acero, una serie de anclajes, un sistema electromecánico de frenado y un motor para autocalibración y compensación de pérdidas. El conjunto se completa con cojinetes y soportes de hierro, carenados y rampas de aluminio y diferentes tipos de anclajes para las sillas.

La disposición de dos rodillos en paralelo facilita la ubicación de la silla en el ergómetro, ofreciendo estabilidad y facilitando el anclaje de la silla. El rodillo situado delante de las ruedas motrices se denomina rodillo de absorción, ya que es el que tiene acoplado el transductor, opone el par resistente y permite el giro de las ruedas motrices sin desplazamiento de la silla. Por la forma de realizar el gesto de impulso la carga mecánica se transmite sobre él y se asegura que no existirán deslizamientos.

El gesto de impulso discontinuo sobre las ruedas motrices se puede dividir en dos fases:

- Fase de impulso: periodo durante el cual el usuario ejerce fuerza sobre el aro de las ruedas motrices.
- Fase de recuperación: periodo durante el cual el usuario no ejerce fuerza sobre el aro de las ruedas motrices.

Para que el usuario tenga la misma sensación en el ergómetro que en pista se ha incluido un volante de inercia al rodillo de absorción que mantiene el giro de las ruedas durante la fase de recuperación.

Sistema de control

Se baso en un microcontrolador de altas prestaciones que integra la mayor parte de los subsistemas necesarios. El procesamiento se realiza en tiempo real muestreando las señales a una frecuencia máxima de 1KHz, integrando los datos para actualizar el valor de la potencia entregada y la velocidad conseguida cada segundo. También se ha incluido la medición de la frecuencia cardíaca, integrando en el sistema la presentación simultánea de los tres parámetros biomecánicos: potencia (W), velocidad (m/s) y frecuencia cardíaca (latidos/min).

La configuración de las condiciones de la prueba se realizan mediante un teclado de 16 teclas y un presentador alfanumérico LCD, en un entorno amigable guiado por menús. La figura 2 presenta una imagen de la consola de control desarrollada.



Fig. 2. Consola de control y visualización.

Los valores adquiridos son enviados por un puerto serie RS-232 y pueden ser leídos por un PC para su almacenamiento en un fichero y su análisis, tanto en tiempo real como "off line"

Sistema de almacenamiento y análisis

Es el sistema encargado de gestionar los datos capturados, tratarlos, representarlos y almacenarlos para el posterior análisis, así como la programación de las sesiones de prueba y la gestión de los usuarios.

Un programa realizado en entorno Visual recoge los valores medidos de potencia, velocidad y frecuencia cardíaca, representándolos en pantalla al mismo tiempo que se almacenan en un fichero de texto, junto con otros datos relevantes, usuario, fecha, hora, tipo de protocolo, etc. que son solicitados al usuario al inicio de la sesión. El fichero de datos puede ser importado por aplicaciones informáticas habituales como Excel o Statgraphics. En la figura 3 se presenta el interfaz de usuario del sistema de almacenamiento y análisis.



Fig. 3. Interfaz de usuario del sistema de almacenamiento y análisis

Periférico terminal táctil

Basado en un Interfaz Hombre-Máquina (HMI) se ha implementado una versión de la consola de programación y control con funciones de accesibilidad ampliadas. Permite tanto la programación de los protocolos como la adquisición y visualización de los datos de forma gráfica y numérica. Facilita la accesibilidad mediante un interfaz de usuario intuitivo y dotado de controles de gran tamaño. La figura 4 presenta algunas de las pantallas diseñadas para el terminal táctil.



Fig. 4 Pantallas del interfaz táctil

Modos de funcionamiento

Se han diseñado cuatro modos de funcionamiento para el desarrollo de los protocolos de prueba:

Pendiente constante: En este modo, se ajusta el par resistente para que simule el desplazamiento por una rampa de pendiente deseada.

Potencia constante: El par resistente se ajusta de modo que exija al usuario la entrega de una potencia fijada independientemente de la velocidad alcanzada.

Velocidad constante: En este modo, se controla el par resistente para obligar al usuario a mantener la velocidad deseada.

Modo pasivo: El ergómetro mueve las ruedas a una velocidad programada mediante un motor auxiliar.

Un protocolo se construye como una secuencia cualquiera de etapas, de duración configurable, de alguno de los modos de funcionamiento diseñados. Además, para los tres primeros modos se puede incluir una compensación del par resistente a la rodadura que facilite el gesto de impulso del usuario.

RESULTADOS

En estos momentos se dispone de un prototipo de ergómetro en el cual se ha comprobado el cumplimiento de las especificaciones, se han ensayado los distintos modos de funcionamiento y se ha estudiado la estabilidad del sistema y la fiabilidad de las medidas realizadas. En la figura 5 se presenta una imagen del ergómetro desarrollado.



Fig. 5. Prototipo de ergómetro desarrollado

Con este ergómetro se ha realizado un estudio de valoración funcional de deportistas de élite, buscando determinar el umbral anaeróbico aplicando una metodología habitual en deportistas no adaptados.

Para ello se han realizado dos tipos de pruebas, pruebas en pistas y pruebas sobre el ergómetro. Las primeras determinaron que los métodos incrementales en pista habituales no son adecuados para los atletas discapacitados, pues se obtiene una curva velocidad-frecuencia cardiaca sin zona lineal ni zona de meseta, como puede observarse en las curvas de la figura 6.

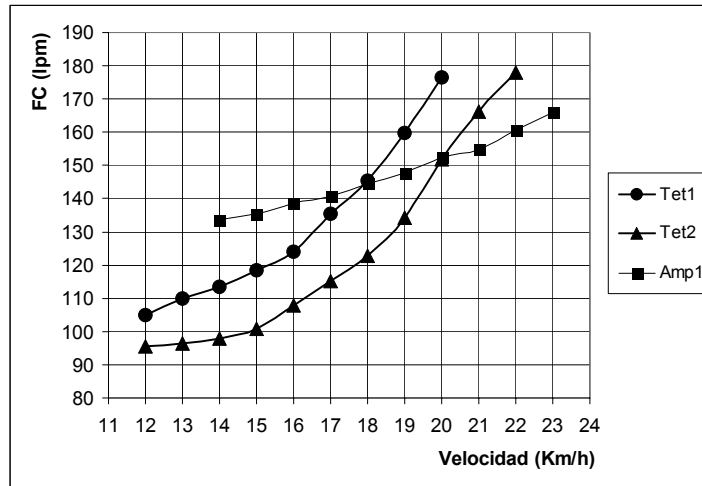


Fig. 6. Patrones velocidad-frecuencia cardiaca para pruebas en pista

Sobre el ergómetro se han realizado protocolos incrementales en potencia a velocidad constante, logrando patrones de respuesta con zona lineal y apuntando la aparición de una zona de meseta. El patrón potencia-frecuencia cardiaca obtenido se presenta en la figura 7.

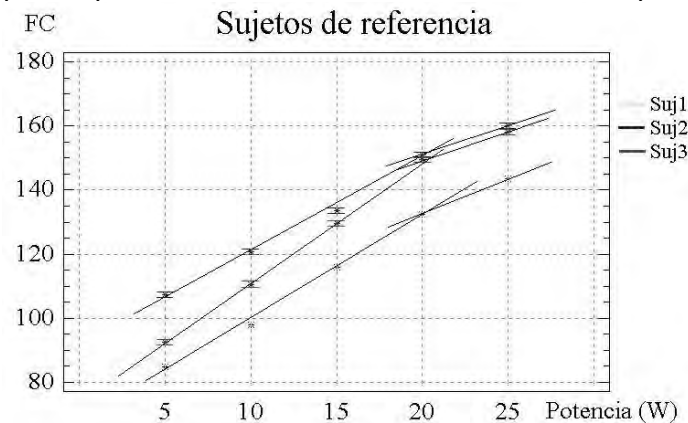


Fig. 7. Patrón potencia frecuencia cardiaca sobre el ergómetro

CONCLUSIONES

En primer lugar, se ha podido comprobar que con tecnología de fácil disponibilidad y coste reducido, es posible construir un sistema ergométrico de alta calidad y prestaciones, que permita acercar técnicas de valoración y entrenamiento, basadas en nuevas tecnologías, a las personas con discapacidad motora.

En segundo lugar, se ha demostrado como, mediante ayudas tecnológicas, es posible aplicar los mismos métodos de valoración habituales en deportistas no adaptados, a los deportistas en silla de ruedas. Lo que redundará en una total integración social y en la eliminación de barreras entre los deportistas.

Finalmente, este desarrollo podría convertirse en una valiosa herramienta, no sólo para quienes entrenen o pretendan valorar deportistas de rendimiento, sino para todos aquellos

centros en donde se lleven a cabo tareas de rehabilitación y valoración funcional de personas discapacitadas, usuarios de sillas de ruedas.

BIBLIOGRAFÍA

Cooper, R.A. (1989) *Simulating wheelchair racing*. En: Proceedings of the 12th Annual RESNA Conference: 450-451. Washington DC. RESNAPRESS.

Forchheimer, F.; Lundberg, A. (1986) *Wheelchair ergometer: Development of a prototype with electronic braking*. Scand. J. Rehabil. Med. 18, 2: 59-63

Ghelsen, G.; Davis, R.; Bahamonde, R. (1990) *Intermittent velocity and wheelchair performance characteristics*. Adapted Physical Activity Quarterly, 7: 219-230.

Goosey, V.; Campbell, I. (1998) *Pushing economy and propulsion technique of wheelchair racers at three speeds*. Adapted Physical Activity Quarterly, 15: 36-50.

Niesing, R.F.; Eijskoot, F.; Kranse, R. y cols. (1990) *A computer controlled wheelchair ergometer*. Med. Biol. Eng. Comput. 28: 329-338.

Thacker, J.G.; O'Reagen J.R.; Aylor, J.H. (1980) *A wheelchair dynamometer*. Trans. ASME. 102: 718-722

Vanlandenwijck, Y; Theisen, D.; Daly, D. (2001) *Wheelchair propulsion biomechanics. Implication for wheelchair sports*. Sports Med. 31, 5: 339-367.