

# Diseño y construcción de un pedal de bicicleta basado en sensores piezorresistivos para determinar la fuerza resultante

Juan Sebastian Osorio Valencia <sup>1,✉</sup>, Sebastián Gómez Cardona<sup>1</sup>, Sebastián Restrepo Mejía<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Programa de Ingeniería Biomédica EIA-CES. Líneas de Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación y Bioinstrumentación, Señales e Imágenes Médicas.

Recibido 12 de agosto de 2007. Aceptado 30 de octubre de 2007

---

**Resumen**— En el ciclismo colombiano, las pautas de entrenamiento se ajustan a partir de datos cualitativos basados en la observación directa al deportista. Esta investigación busca mejorar ese proceso por medio de la implementación de pedales instrumentados para obtener datos cuantitativos del rendimiento del ciclista. En este artículo se presenta el diseño y construcción de un prototipo de dispositivo dinamométrico que permite la captura de datos de fuerza en el pedal durante el gesto del pedaleo. El dispositivo funciona con base en un sensor de fuerza piezorresistivo (FlexiForce®) acoplado a un arreglo mecánico específico y a un sistema de acondicionamiento de señal que entrega un voltaje proporcional a la fuerza ejercida, cuyo registro y análisis se realiza por medio de LabVIEW™. El dispositivo permite visualizar la fuerza del pedaleo en tiempo real.

**Palabras clave**—Biomecánica del ciclismo, Dinamometría, Fuerza del pedaleo, Sistema instrumental.

**Abstract**— In the Colombian cycling, the training guidelines are adjusted from qualitative data based on the direct observation of the sportsman. The aim of this research was to improve this process by the implementation of instrumented pedals to collect quantitative data of the performance of the cyclist. In this article we present the design and construction of a prototype of a dynamometric device that allows the acquisition of force data in the pedal. The device works based in a piezoresistive force sensor (FlexiForce®) connected to a specific mechanical adjustment and a signal conditioning system that gives a proportional voltage to the exerted force, whose registry and analysis are made in LabVIEW™. The device allows the visualization of the pedaling force in real time.

**Keywords**—Cycling biomechanics, Dynamometry, Pedaling force, Instrumentation system.

---

## I. INTRODUCCIÓN

Un problema de especial interés en la biomecánica del ciclismo es aumentar el rendimiento del ciclista por medio de diversos factores, que van desde la posición que adopta el deportista en la bicicleta hasta la ubicación de componentes como pedales, sillín, marco, entre otros [1-4]. Por lo tanto, se buscan soluciones a partir de estudios que relacionan la fuerza ejercida por el ciclista y la eficiencia obtenida [1-2, 5-6]. Uno de estos estudios se basa en conocer cómo el ciclista distribuye la fuerza durante toda

la fase de pedaleo, identificando la mayor fuerza ejercida y los intervalos en que se puede optimizar el ejercicio.

El ciclismo es un deporte muy dependiente de aspectos mecánicos del cuerpo humano y de la bicicleta, por lo tanto, es necesario conocer la interacción hombre-máquina para optimizar el rendimiento individual del deportista [1]. En Colombia no se encontraron dispositivos que permitan conocer de forma cuantitativa esta interacción. Por ello, se presenta la necesidad de diseñar y construir un dispositivo

que permita conocerla en parte, al brindar la fuerza resultante ejercida por el ciclista en la fase de pedaleo.

La distribución de la fuerza que ejerce el ciclista en el pedal está determinada por el tipo de zapatilla que se use [2] y la actividad que se realice, como puede ser ciclismo de ruta o ciclomontañismo. En la Fig. 1 se puede ver un patrón de distribución de la presión en la plantilla durante el gesto de pedaleo, su magnitud está directamente afectada por la fuerza aplicada en el pedal. Casi toda la presión está concentrada entre la cabeza del primer metatarsal y el hallux, y poca presión se ejerce en el mediopié y retropié [2]. Se encuentra también en la literatura que la fuerza efectiva en el pedaleo es la componente vertical de la fuerza ejercida por el ciclista con respecto a la biela de la bicicleta [1-2, 5]. En la Fig. 2 se puede observar una representación de esta componente, la cual debe ser mejorada para optimizar el rendimiento del ciclista, es decir, procurar que se ejecute una fuerza lo más vertical posible a la biela durante toda la fase de pedaleo. De acuerdo con esto, una primera aproximación a la fuerza efectiva es hallar la fuerza resultante en el pedal. Con esta información se empieza a buscar un prototipo de pedal dinamométrico que pueda determinar la fuerza resultante, concentrándola en un solo punto del pedal y registrando su valor por medio de un transductor adecuado.

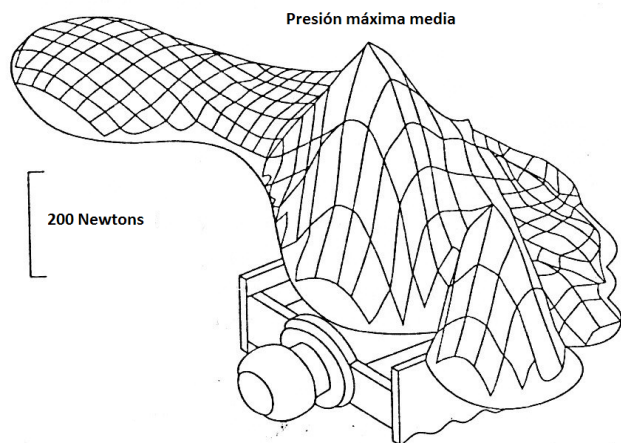


Fig. 1. Distribución de fuerzas en la planta del pie. Adaptado de [1].

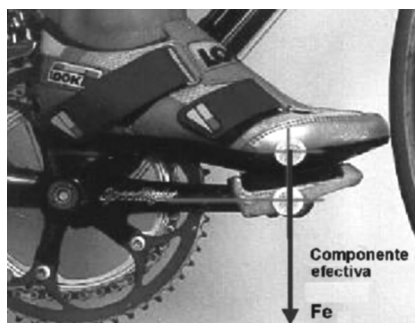


Fig. 2. Componente de la fuerza efectiva en el pedal. Adaptado de [3].

En la literatura se encuentran diferentes tipos de pedales dinamométricos, los cuales pueden identificar no sólo la fuerza vertical o normal a la biela sino también la horizontal y la tangencial [7-13]. Para la determinación de dichas fuerzas se han empleado principalmente galgas extensiométricas [7-10] y transductores piezoeléctricos [11-13]. En el presente artículo se propone un tipo de pedal dinamométrico más económico que funciona con base en sensores de fuerza piezorresistivos y permite visualizar en tiempo real la fuerza resultante ejercida en el pedal.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

### A. Materiales

Para la construcción del dispositivo se utilizaron diferentes programas de modelación con el fin de seleccionar los materiales y proponer las dimensiones para un adecuado funcionamiento del dispositivo. En cuanto al acondicionamiento y visualización de la señal se utilizaron componentes electrónicos e instrumentación virtual. En general, los programas y materiales necesarios son los siguientes:

Software: LabVIEW™ 7.1, con el *driver* NI-VISA versión 4.0, Sistema operativo Windows XP- Edición Profesional, Solid Edge V15, ALGOR V16.

Hardware: computador personal (disco duro: 40 Gb, Procesador: AMD Athlon XP, RAM: 512 Mb), microcontrolador PIC 16F877A, MAX 232, amplificador operacional LM358, FlexiForce® A201 de 0-100 lb (445 N), interruptor magnético (*Reed switch*), máquina universal con celda de carga *Interface* con capacidad para 1000 lb (4455 N).

### B. Métodos

En la Fig. 3 se muestra el diagrama de bloques propuesto para el funcionamiento del dispositivo. El bloque del sensor está formado por el pedal dinamométrico, el cual contiene el FlexiForce® y el interruptor magnético. El FlexiForce® fue utilizado en estudios anteriores para una aplicación similar donde se comprobó su alta linealidad [14-17]; en el presente estudio se usa para registrar la fuerza ejercida en el pedal, y el interruptor magnético se usa para identificar el paso del pedal por el marco de la bicicleta y de esta forma sincronizar la recepción de datos. El interruptor se activa por el campo magnético generado por un imán ubicado en el marco.

El siguiente paso (etapa de acondicionamiento en la Fig. 3) consiste en la amplificación y filtrado de la señal. Ya que se utilizó el sensor FlexiForce®, donde el parámetro de variación es la resistencia, se hace uso de un amplificador inversor (ver Fig. 4), donde el valor de resistencia calculado permite registrar en un rango de fuerza de 0 a

500 N [1-2, 5], suministrando un valor de voltaje proporcional a la fuerza ejercida. Este voltaje también está determinado por la resistencia de referencia, que en este caso es de 39 K $\Omega$ ms, con el fin de obtener el máximo valor de fuerza que puede proporcionar el sensor, en este caso de 445 N ó 100 lb.

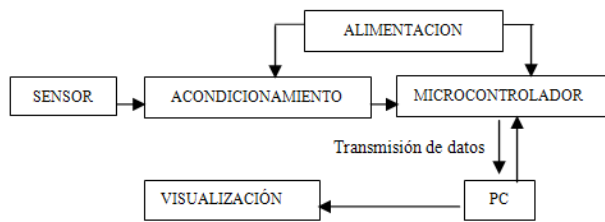


Fig. 3. Diagrama de bloques del dispositivo implementado [2].

El filtrado de la señal se hizo utilizando un filtro pasabajas [18] con una frecuencia de corte de 20 Hz, con la finalidad de captar la señal completa sin interferencia. Este valor se calcula teniendo en cuenta un valor máximo de 150 r. p. m. de un ciclista de ruta [2], la frecuencia máxima de las componentes sinusoidales que pueden representar la señal generada como serie de Fourier y el “aliasing” que se puede generar por el ruido presente en la señal al realizar la conversión análogo-digital.

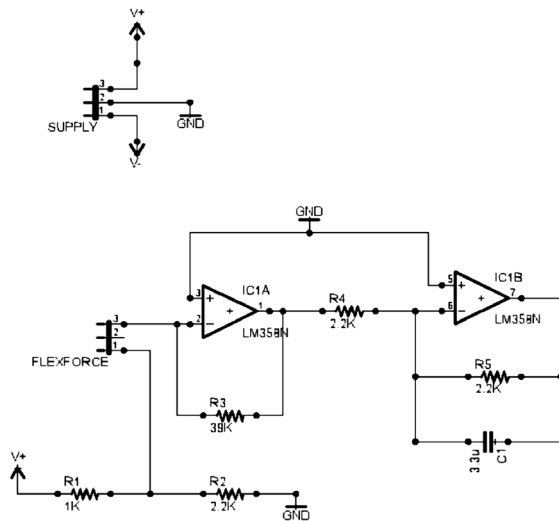


Fig. 4. Diagrama para la conexión del FlexiForce®.

En la Fig. 4 se muestra el esquema para la conexión del FlexiForce® al sistema de acondicionamiento, con una conversión de la señal a valores de voltaje y un posterior filtrado.

Es necesario tener en cuenta que los amplificadores operacionales LM358 tienen una alimentación de -5 V y +5 V. Por lo tanto, se implementó un divisor de voltaje formado por las resistencias R1 y R2 de la Fig. 4, para alimentar al FlexiForce® y evitar la saturación de los amplificadores.

La salida del sistema de acondicionamiento se conectó a la entrada analoga de un microcontrolador PIC16F877A, para realizar la conversión análogo-digital de la señal y su posterior envío al computador.

- Programación Conversión A-D / Serial

Luego del acondicionamiento de la señal se realizó la conversión análogo-digital y la transmisión serial por medio del microcontrolador. El programa realizado se basó en un trabajo previo de visualización de una señal en tiempo real [16]. Los parámetros de configuración para el transmisor (microcontrolador) y el receptor (PC) son: una velocidad de transmisión de 57600 bps, ninguna paridad, un ancho del dato de 8 bits y un bit de parada. Para trabajar con los niveles presentes a la entrada del puerto serial del computador, los cuales cumplen con el protocolo RS-232, se utiliza el mismo hardware para la comunicación serial implementado en ese trabajo previo.

- Visualización de la señal utilizando LabVIEW™

Se utiliza LabVIEW™ 7.1 como el programa para la visualización de los datos suministrados por el microcontrolador. La aplicación se diseñó de tal manera que sincroniza el envío de dos registros que contienen el resultado de la conversión A/D. Estos registros son procesados de forma independiente para poder convertirlos en un único valor de voltaje entre 0 V y 3,5 V (dado por la saturación de los amplificadores). Después se lleva la señal a un filtrado digital con el objeto de asegurar que los datos recibidos sí correspondan al rango de la señal del FlexiForce®. Este filtrado se realiza por medio del VI “FIR Windowed Filter PtByPt”, configurado como filtro pasabajas con frecuencia de corte de 20 Hz. Una vez filtrada la señal, el paso siguiente es graficar punto a punto en el dominio del tiempo el voltaje obtenido, para lo cual se utiliza un visualizador XY donde X es el número del dato y Y la amplitud de la onda captada (en voltios).

- Calibración del FlexiForce®

Para la calibración del sensor se usó la maquina universal mencionada en la sección Materiales siguiendo el siguiente protocolo: 1) Acondicionamiento del sensor, se aplica una fuerza correspondiente al 110% de la fuerza máxima que soporta el sensor (recomendado por el fabricante) por un tiempo no mayor que un minuto y dos repeticiones; 2) Se aplican diez fuerzas diferentes (cada 10% de la fuerza máxima, hasta alcanzar el 100%), con tres repeticiones cada una, y se obtiene el valor del voltaje correspondiente, con el objetivo de construir una curva de calibración.

- Construcción del pedal

El diseño se obtiene a partir de la evaluación e integración de diferentes alternativas presentes en una matriz de

comparación, en la cual se tuvieron en cuenta los criterios de diseño definidos según los objetivos del proyecto. Entre los criterios se encontraban comodidad, reproducibilidad, sensibilidad y especificidad, economía, sencillez en la construcción, entre otros.

El prototipo se puede ver en la Fig. 5. Consta de dos láminas de aluminio (material escogido debido a que cumple con los criterios de rigidez y bajo peso), un “botón” en una de las láminas para la transmisión de la fuerza, tornillos que fijan la placa inferior al pedal y otros que unen la placa superior a la inferior pero que se comportan como pasadores en la superior para permitir su movimiento. El “botón” es un cilindro con un área transversal de más o menos el 70% del área del sensor, recubierto con una cinta para proteger al sensor ubicado entre las dos placas a modo de emparedado.

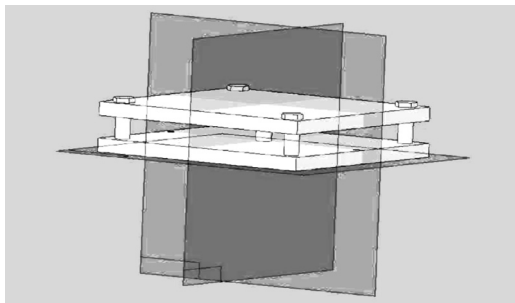


Fig. 5. Prototipo del dispositivo mecánico. Modelación en Solid Edge.

- Simulación en ALGOR del comportamiento del prototipo.

Para verificar que el diseño y materiales usados en el pedal no tuviesen una deformación que alterara los valores registrados por el sensor, se construyó un modelo CAD en Solid Edge y se hizo un análisis por elementos finitos con la condición de carga más desfavorable durante el gesto de pedaleo, de aproximadamente 500 N [1-3]. Se hallaron los esfuerzos máximos y los desplazamientos. Este análisis se realizó por medio de Algor y se utilizó una malla de superficie sólida con un tamaño del 40%. Hay que tener en cuenta que sólo se modela una placa, la inferior, ya que es la que recibe la mayor parte de la fuerza y, por lo tanto, es la que puede fallar con mayor facilidad.

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El prototipo construido, además de los elementos que realizan el acondicionamiento de la señal, consta de un cable serial y de un cable que conecta el sistema de procesamiento con el sistema mecánico o pedal. El dispositivo es de fácil transporte y de poco peso. Se presenta en la Fig. 6 una fotografía del prototipo construido, en esta

se puede observar el pedal, la caja que contiene el circuito, y la respectiva alimentación y conexión de éste con el computador.



Fig. 6. Prototipo final.

Los desplazamientos máximos obtenidos en el análisis por elementos finitos del modelo CAD del prototipo se presentan en la Fig. 7, a una escala del 20%. El máximo desplazamiento, con una fuerza aplicada de 500 N, no superó los 0,02 mm, por lo tanto, se verificó que el pedal no presentará una deformación significativa que pudiera alterar los valores registrados por el sensor.



Fig. 7. Desplazamientos de la placa inferior luego de efectuarse una fuerza de 500 N. Para observar apropiadamente el código de colores de esta figura, consulte la versión electrónica de este trabajo, disponible en: <http://revistabme.eia.edu.co/>

En cuanto a la calibración se puede apreciar en la Fig. 8 que la curva es lineal en el rango de fuerzas de interés, con un coeficiente de correlación lineal de 0,997. La alta linealidad del sistema en el amplio rango de fuerzas probado asegura un adecuado desempeño del dispositivo para los diferentes escenarios para los que fue desarrollado.

El funcionamiento es acorde con los objetivos planteados, registrando y visualizando la fuerza resultante que ejerce el ciclista al pedal durante toda la fase de pedaleo por medio de la interfaz implementada en LabVIEW™ (Fig. 9). Además, los datos generados pueden almacenarse en el computador para un posterior análisis. En la Fig. 10 se muestran los datos de la fuerza resultante ejercida por un ciclista al pedal derecho de una bicicleta estática durante toda la revolución de la biela, empezando en el punto muerto superior, punto en el cual el pie se encuen-

tra en la parte más alta [2, 5]. En esta prueba se alcanzó una fuerza resultante máxima de 312 N. Relacionando la gráfica de fuerza obtenida en este primer estudio con una gráfica reportada en la literatura (Fig. 11), se puede observar la semejanza que hay entre ambas, presentándose una curva ascendente al inicio de la fase de pedaleo y un cambio a descendente antes de la mitad de la fase. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la gráfica obtenida en este estudio no relaciona la fuerza aplicada con el ángulo de recorrido de la biela, por consiguiente puede haber una variación en la representación verdadera de la señal. Es importante anotar que los deportistas de dicho estudio eran corredores de persecución élite, a diferencia de los corredores aficionados que participaron en las pruebas mostradas en el presente trabajo. Estos deportistas por no tener asimilada la técnica adecuada, pueden presentar un cambio en la forma de aplicación de la fuerza, de ahí que se observe un comportamiento diferente de la curva en la primera mitad de la fase del pedaleo.

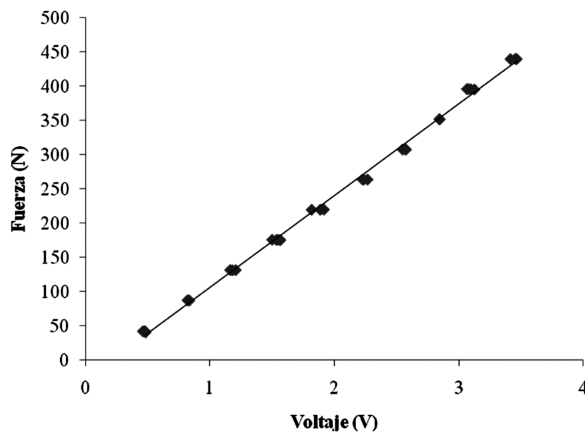


Fig. 8. Curva de Calibración del FlexiForce®. A partir de la regresión lineal se obtiene un valor de  $R^2$  de 0,997.



Fig. 9. Interfaz gráfica en LabVIEW™.

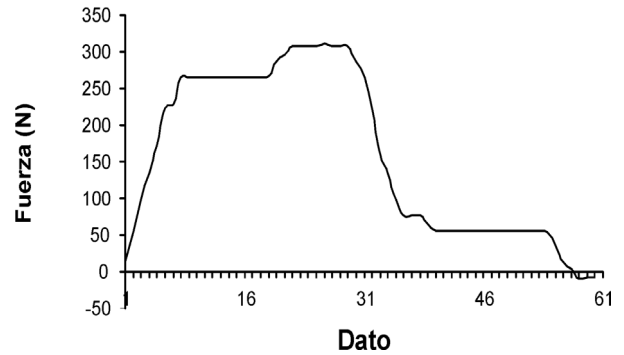


Fig. 10. Fuerza resultante aplicada en el pedal derecho de una bicicleta estática durante una revolución de la biela. Información obtenida con el prototipo en una prueba con un ciclista aficionado que no tiene una cadencia ni una potencia promedio específica.

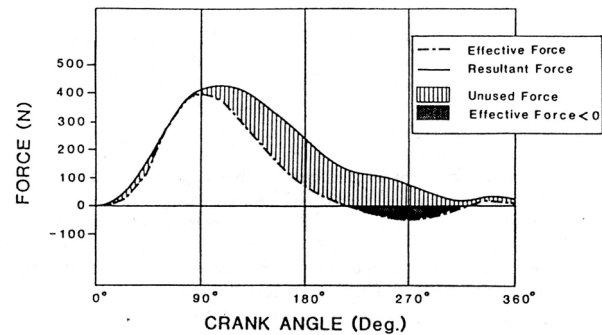


Fig. 11. Fuerza resultante (línea continua) y efectiva (línea discontinua) ejercidas en el pedal derecho y graficadas contra el ángulo de la biela de un corredor de persecución elite a 100 r. p. m. y 400 W [5].

Una nueva etapa del proyecto consiste en expresar la fuerza aplicada con respecto al ángulo de la biela con la vertical (como lo hace normalmente este tipo de dispositivos) [7-13]. Asimismo, para poder hallar la fuerza efectiva, se deben conocer el ángulo entre el eje del pedal y la vertical y el ángulo entre el vector de la fuerza resultante y el pedal [5]. Una forma de hallar estos ángulos y encontrar la fuerza efectiva sería por medio de una sincronización entre un goniómetro dinámico [19] o un software biomecánico para análisis de movimiento [20] y el prototipo desarrollado.

El prototipo, en relación con los pedales dinamométricos que se encuentran en la literatura, representa un grado de sencillez mayor y se diferencia de ellos por trabajar con sensores piezorresistivos de alta linealidad y fácil calibración.

La finalidad del pedal dinamométrico es mejorar el gesto de pedaleo para aumentar el rendimiento del ciclista. Con ayuda de un análisis de movimiento, en el cual se tengan en cuenta las variables estáticas y dinámicas del individuo, se puede mejorar la técnica en todos sus aspectos [2]. Además, por medio de un adecuado gesto del

pedaleo es posible prevenir las enfermedades causadas por defectos técnicos, e incluso, ayudar en la terapia de ciclistas que han sufrido tales lesiones [15].

#### IV. CONCLUSIÓN

El dispositivo permite la toma de datos y la visualización en tiempo real, ofreciendo de esta forma un método de calificación efectivo e inmediato. Algunos resultados obtenidos son semejantes a los reportados en la literatura [1-2, 5-11]. Se plantea la posibilidad del desarrollo de un dispositivo adecuado para identificar la fuerza efectiva ejercida por el ciclista con diferentes ángulos de la biela y relacionarla con un patrón característico o propio del individuo.

La implementación de sistemas dinamométricos exclusivos, similares al prototipo propuesto, permitirán el estudio de la técnica de pedaleo individual y su eficacia, sus posibles defectos, el contrapedaleo y las diferencias entre la acción de la pierna derecha y la izquierda, esto en el contexto del ciclismo colombiano [3- 4, 12, 14-15]. Además, sería posible determinar la posición más adecuada del ciclista sobre su bicicleta, estableciendo la altura y posición óptimas del sillín y de éste respecto al manillar. Finalmente, con el sistema de visualización desarrollado se puede percibir en tiempo real la técnica de pedaleo y sus posibles errores, lo que permite diseñar sesiones de entrenamiento específicas que mejoren dicha técnica mediante la realimentación visual al deportista.

#### AGRADECIMIENTO

Los autores agradecen al ingeniero mecánico Andrés Torres por el interés y dedicación prestados durante la realización del proyecto. A los ingenieros Yesid Montoya y Juan Carlos Ramírez y al médico Fabio Pineda por la asesoría que brindaron. Finalmente a Hernán Yarce y Jairo Miguel Vergara por su valiosa colaboración.

#### REFERENCIAS

- [1] GEPEC. Aspectos biomecánicos do ciclismo. Consultado el 1 de febrero de 2007 en: <http://www.ufsm.br/gepec/gepecbiomec.html>.
- [2] Gregor R. J. and Conconi F. Road Cycling. Handbook of Sports Medicine and Science. USA, Blackwell Science Ltd., 2000. Chapter 2, 18-40.
- [3] Bressel E., Cronin J. Bicycle seat interface pressure: reliability, validity, and influence of hand position and workload. *Journal of Biomechanics*, 38, 1325-1331, 2005.
- [4] Bressel E., Reeve T., Parker D., Cronin J. Influence of bicycle seat pressure on compression of the perineum: a MRI analysis. *Journal of Biomechanics*, 40, 198-202, 2007.
- [5] Burke E. R. Science of cycling. Champaign, Illinois. Human Kinetics Publishers, Inc. Chapter 5, 91-121.
- [6] Davis R. R. and Hull M. L. Measurement of pedal loading in cycling: II. Analysis and results. *Journal of Biomechanics*, 14, 857-872, 1981.
- [7] Hull M. L. and Davis R. R. Measurement of pedal loading in cycling: I. Instrumentation. *Journal of Biomechanics*, 14, 843-856, 1981.
- [8] Rowe T., Hull M. L. and E. L. Wang. A Pedal Dynamometer for Off-Road Cycling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(2), 160-164, 1998.
- [9] Boyd T., Hull M. L. and Wooten D. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 29(8), 1105-1110, 1996.
- [10] De Lorenzo D. S. and Hull M. L. A hub dynamometer for measurement of wheel forces in off-road bicycling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(1), 132-137, 1999.
- [11] Broker J. P. and Gregor R. J. A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. *International Journal of Sports Biomechanics*, 6, 394-403, 1990.
- [12] Childers W. L., Kistenberg R., Gregor R. J. Pedaling asymmetry in uni-lateral transtibial amputee cyclists and effect of prosthetic foot stiffness. 12<sup>th</sup> World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics. Vancouver, Canada, July 29 - August 3, 2007.
- [13] Stapelfeldt B., Mornieux G., Oberheim R., Belli A., Gollhofer A. Development and Evaluation of a New Bicycle Instrument for Measurements of Pedal Forces and Power Output in Cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 28, 326-332, 2007.
- [14] Bressel E. The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clinical Biomechanics*, 16, 431-437, 2001.
- [15] Dickson, T. B. Preventing overuse cycling injuries. *Physician & Sports Medicine*. 13, 116-123, 1965.
- [16] Osorio J. S., Cuesta L. F. y Gómez F. Diseño y construcción de un fonocardiógrafo digital con visualización en LabVIEW<sup>TM</sup>. *Revista Ingeniería Biomédica*, 1, 42-46, mayo 2007.
- [17] García L. F., Díaz C. A., Torres A. y Torres R. A. Sistemas de plantillas instrumentadas Piezomed destinadas a la valoración del calzado. IV Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, CLAIB 2007. Isla Margarita, Venezuela. 24-28 de septiembre.
- [18] C. S. Chua, S. M. Hin. Digital Blood Pressure Meter. Motorola Application Note AN1571, 1997.
- [19] García F., Villa A. y Restrepo M. Development of a Dynamic Goniometer with an Incremental Encoder. *Revista Ingeniería Biomédica*, 1, 28-32, mayo 2007.
- [20] Díaz C. A., Torres A., Ramírez J. I., García L. F. y Álvarez N. Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED. *Revista EIA*, 5, 85-92, junio 2006.