

## Sistema de obtención de cadencia en tiempo real para pruebas de discriminación de intervalos en pacientes con Párkinson

A. Cervantes<sup>1</sup>\*, D. Rangel<sup>1</sup>,

<sup>1</sup>Laboratorio de Instrumentación y Desarrollo, Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada (CFATA)  
Universidad Nacional Autónoma de México campus Juriquilla, Querétaro, Qro.

\* [andresev18@comunidad.unam.mx](mailto:andresev18@comunidad.unam.mx); [ranged@fata.unam.mx](mailto:ranged@fata.unam.mx)

**Resumen**— Actualmente el Laboratorio de Instrumentación y Desarrollo de CFATA, en conjunto con el Laboratorio Universitario de Biomecánica y el Instituto de Neurobiología (INB) en la UNAM Campus Juriquilla, colaboran en proyectos de instrumentación electrónica en pruebas realizadas por INB para diversas investigaciones. En este caso específico el proyecto se enfoca en la investigación dedicada a la enfermedad de párkinson por parte de alumnos de doctorado de INB. El Laboratorio de Instrumentación tiene como objetivo en este proyecto, monitorear una de las pruebas aplicadas a los pacientes con Parkinson, la cual es realizada en el Laboratorio de Biomecánica (INB), donde el monitoreo consiste en delimitar los rangos de error permitidos para el desempeño de un paciente durante una prueba de marcha. Esto con el fin de estandarizar un protocolo de aplicación de la prueba y garantizar la funcionalidad de los datos obtenidos, para de este modo evitar desfases en el procedimiento de evaluación de los pacientes.

**Palabras clave**—Instrumentación, Biomecánica, Marcha

### I. INTRODUCCIÓN

Dentro de las especializaciones de la ingeniería mecánica, destacan múltiples disciplinas que generan aplicaciones de impacto a nivel industrial, automotriz y médico en el país. Enfocándonos en la relación que tiene la ingeniería mecánica y la medicina especialmente, podemos encontrar a la biomecánica, área que integra principalmente conceptos de algebra lineal al comportamiento motriz del cuerpo humano.

En los últimos años el desarrollo ingenieril ha sido pieza fundamental para el desarrollo de la investigación biomecánica y la aplicación de la misma a nivel mundial. Este desarrollo ingenieril hace referencia a equipos de captura de movimiento, sistemas de captura de señales electromiográficas, sensores inerciales, plataformas de fuerza, temporizadores de precisión, podómetros, etc. México cuenta con distintos laboratorios especializados en biomecánica que tienen muchos de los equipos ya mencionados, que son de lo más avanzado tecnológicamente. Dichos laboratorios desarrollan investigación de alto nivel en el área clínica y deportiva.

Lamentablemente México no es uno de los principales desarrolladores a nivel internacional de instrumentación enfocada en la biomecánica, por lo que todos sus laboratorios son equipados casi en su totalidad con productos de muy alto costo, provenientes de otro país, teniendo muy poca generación de instrumentación propia. Aun teniendo especializaciones en ingeniería biomédica, México aún no logra hacer esa completa conexión entre los desarrolladores y

especialistas en el área, con los laboratorios especializados en biomecánica, siendo esta cuestión la que busca abordar este proyecto.

En la Universidad Nacional Autónoma de México Campus Juriquilla, se encuentra uno de los laboratorios de biomecánica mejor equipados de Latinoamérica, el cual cuenta con un sistema de captura de movimiento BTS dx3000 de 12 cámaras de alta precisión, 2 plataformas de fuerza en tres dimensiones, sistema de electromiografía inalámbrico y software de análisis e interpretación de datos, por lo que es con este laboratorio con el que se busca implementar proyectos de instrumentación y desarrollo tecnológico en el área. Dichos proyectos se desarrollan en pro de las principales líneas de investigación y diagnóstico del laboratorio de biomecánica, los cuales facilitan y amplían las variables que el laboratorio busca obtener o que tiene dificultades en medir.

La prueba que se instrumentó fue seleccionada debido al impacto del tema de investigación que ésta aporta y por las dificultades que se presentaron en el análisis de datos de la misma, esto último, debido a que el sistema de captura trabajaba a una frecuencia de muestreo de 250 Hz, donde detecta la posición de más de 10 marcadores en sus tres coordenadas a lo largo de un minuto aproximadamente, por lo que una prueba no funcional representa un gran número de datos perdidos, al igual que un desfase en el seguimiento del entrenamiento y la evaluación de los pacientes.

Actualmente existen un gran número de dispositivos comerciales encargados de realizar tareas similares a las buscadas en este proyecto. Debido a la problemática específica a resolver, la cual es obtener datos confiables de cadencia en una prueba de discriminación de intervalos, se decidió construir sistema propio que otorgara únicamente los resultados buscados, a diferencia de plantillas como la elaboradas por la empresa Tekscan que conllevan un proceso más elaborado o otros desarrollos similares encontrados en la literatura [8] [9].

### II. METODOLOGÍA

#### *Prueba Discriminación de Intervalos*

La prueba consiste en una serie de estímulos auditivos que recibe un paciente de Parkinson, el cual debe relacionarlos con el ritmo de marcha en sitio que realiza. Posteriormente, el estímulo auditivo es quitado y el paciente requiere continuar el ritmo de marcha más cercano posible al ritmo del estímulo escuchado anteriormente, aquí es donde el sistema de este proyecto entra en funcionamiento, dado que comienza a medir los tiempos de la marcha en tiempo real, para que estos sean comparados con el rango esperado según la prueba. Si se visualiza un dato que se desvía mucho del tiempo esperado, la prueba requiere reiniciarse porque los datos ya no pueden ser estadísticamente comparados.

La cadencia se define como el número promedio de pasos por minuto o el tiempo promedio entre ciclos de marcha, en este caso nos basaremos en la segunda definición. La convención para medir los ciclos de marcha es a partir del choque de talón, ya sea de un pie o de ambos, según el estudio que se quiera realizar. Debido a esto, se eligió utilizar un sensor que pudiera detectar el ciclo justo en el momento previamente mencionado, en este caso, un sensor de presión (fuerza).

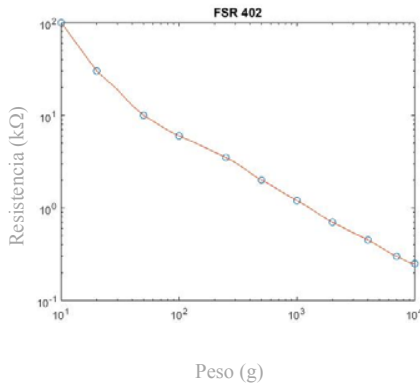


Fig. 1.- Gráfica de caracterización de sensor FSR 402 (peso vs resistencia).

**Caracterización Sensor**

El sensor determinado para usarse en el sistema fue el FSR 402 de “Interlink Electronics”, esto debido a que es un sensor de buena calidad y de costo accesible. Para la correcta utilización del FSR 402, inicialmente se tuvieron que determinar los rangos de fuerza que soporta específicamente el sensor a utilizar y hacer la relación fuerza contra resistencia que desempeña el sensor (Fig. 1).

Una vez conociendo el comportamiento del sensor, se comenzó a vincular su respuesta con una interfaz gráfica en Matlab para comprobar el funcionamiento a los pesos buscados. Posteriormente se comenzó a incorporar la comunicación inalámbrica.

**Comunicación por radio frecuencia**

Se buscó realizar la comunicación más simple posible para ahorrar el mayor tiempo de procesamiento, por lo que no se incluyó ningún decodificador ni codificador para los módulos de radiofrecuencia, así los emisores no cuentan con ninguna dirección. De este modo el receptor únicamente va a recibir flacos en alto o bajo determinados por el estado de la entrada del emisor inalámbrico, el emisor determina como alto a partir de 3.3 volts. El circuito para el módulo de comunicación fue desarrollado en base a las especificaciones del receptor y el emisor respectivamente (Tablas 1 y 2).

*Receptor:*

Voltaje de Operación	5 v
Frecuencia Receptora	433.92 MHz
Medidas	30x14x7 mm

Tabla 1.- Características de receptor RF 433MHz.

*Emisor:*

Voltaje de Operación	3.5 - 12 v
Límite de emisión	20 – 100 m (dependiendo del voltaje)
Modo de operación	AM
Tasa de emisión	4 KB/seg
Potencia de Transmisión	10 mW
Frecuencia de señal de emisión	433 MHz

Tabla 2.- Características de emisor RF 433MHz.

La distancia de funcionamiento para la comunicación depende principalmente del voltaje de alimentación en el emisor, por lo que se realizaron pruebas de funcionamiento a 3.5, 5 y 9 volts, para determinar qué voltaje nos otorgaba un buen funcionamiento con 5 metros de radio. Después de las pruebas, se determinó utilizar 5 volts debido a que este voltaje presentó respuestas confiables y a esta distancia.

**Sistema Portátil**

Para desarrollar las plantillas que se utilizaron como soporte del sistema, colocación de los sensores y sea portado por la persona en el pie, se discutió su diseño con colegas de CIATEC León, donde son especialistas en el desarrollo de hormas y análisis ortopédicos. A partir de ellos pudimos establecer las medidas estándar y plantillas CAD para desarrollar nuestro propio modelo. Al modelo de plantilla estándar se le agregó una zona alta en el área del talón para el carril de los cables del sistema, también se le aumentaron 4 mm en la suela para incluir un espacio donde se colocó el sensor piezoresistivo. El diseño se elaboró en SolidWorks.

Una vez acabado el diseño (Fig. 2), se pasó a desarrollar un primer boceto con impresión 3D. Este primer boceto se fabricó a una escala de 1 a 0.3 con polímero ABS, esto con la finalidad de que el equipo utilizado fuera viable para los trazos buscados.

Posteriormente se pasó a construir la plantilla en una impresora Robo 3D, utilizada para la impresión de termoplásticos termo deformables, a la cual se le tuvieron que modificar un par de piezas y la mayoría de las características de funcionamiento del software. Esto debido a que las plantillas requerían ser de un material elástico y a la vez resistente para las pruebas. El proceso de la impresión de las dos plantillas es complejo, pero finalmente se consiguió imprimir las dos plantillas con material TPE en la escala normal.

Así mismo, se agregaron las telas elásticas con velcro para sostener el sistema en el pie y tobillo, para después comenzar con las primeras pruebas de funcionamiento del sistema.

**Interfaz de usuario**

La plataforma mediante la cual se mandan los datos obtenidos es vía puerto serial, el receptor con la computadora fue con una tarjeta Arduino Mega [7]. Dado que se utilizó dicha plataforma para la comunicación, se decidió elaborar la interfaz gráfica por medio de Matlab, esto debido a que existe una eficiente comunicación entre Arduino y Matlab mediante ciertas bibliotecas. Del mismo modo, se decidió utilizar Matlab por las herramientas que contiene para crear una interfaz de usuario y las funciones de procesamiento digital de señales.

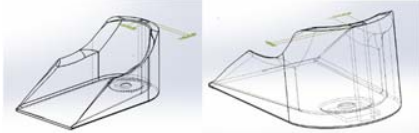


Fig. 2.- Imagen de diseños de plantillas en SolidWorks.

El objetivo principal de la interfaz es poder identificar los pulsos emitidos por el receptor, medir el tiempo entre cada dos pulsos, promediar todos los tiempos registrados y contabilizar los pulsos detectados para posteriormente guardarlos en una tabla junto con los tiempos registrados, todo esto en tiempo real. El programa para el funcionamiento de la interfaz se hizo por medio de un diseño de máquinas de estado, en la cual el pulso emitido por el receptor es la principal entrada a considerar. Dado que el receptor de radio frecuencia envía una señal de 5 volts cuando recibe un flanco en alto del emisor, se determinó un umbral de 4 volts para considerar un pulso en el sistema, cada que el programa recibe dos señales en alto del receptor, despliega el tiempo transcurrido entre ellas en un bloque numérico. Otra entrada importante a considerar es la de otro botón externo en la interfaz el cual concluye la prueba y detiene la medición. Por último, al concluir la medición, la interfaz (Fig. 3) muestra una gráfica “Promedio” vs “Pulsos”, donde se aprecia visualmente si alguno de los pulsos generados se desvía de la distribución de los demás datos.

### III. RESULTADOS

#### Validación

Para determinar la confianza de los datos obtenidos con el sistema, se realizaron pruebas piloto de marcha en sitio en el Laboratorio Universitario de Biomecánica, estas pruebas fueron realizadas sobre las plataformas de fuerza del laboratorio con las plantillas puestas en el sujeto, por lo que se esperaba encontrar resultados temporales de la marcha muy similares y que los datos adquiridos por las plataformas siguieran una misma distribución que los datos otorgados por las plantillas. En la (Fig. 4) podemos ver la gráfica de una prueba corta de 8 pasos mostrando los 7 tiempos medidos por cada sistema entre cada paso.

Para analizar si los datos seguían una misma distribución, se utilizó la prueba chi-cuadrada, en la cual podemos verificar que tanto las distribuciones se asemejan. Los resultados de esta prueba mostraron que ambas distribuciones siguen una misma distribución con  $p < 0.001$ . El error promedio por medición entre sistemas fue de 13.1 milisegundos.

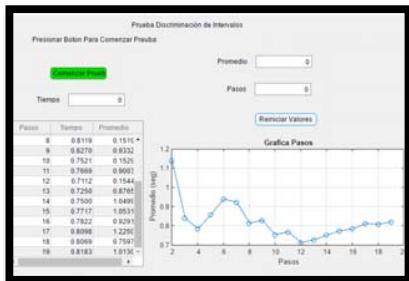


Fig. 3.- Imagen de interfaz gráfica en etapa de visualización de resultados.

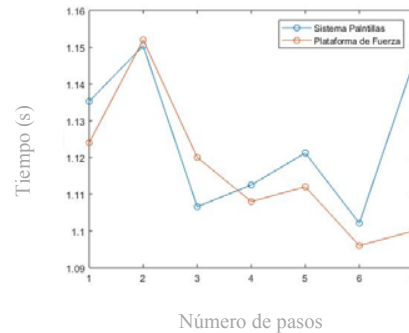


Fig. 4.- Gráfica de tiempos medidos por ambos sistemas en prueba de marcha en sitio.

#### Resultados de pruebas

Estos datos únicamente son visualizados durante e inmediatamente después de la prueba para confirmar su validación, a partir de la validación, todos los datos reportados en las pruebas son los registrados por el equipo del Laboratorio Universitario de Biomecánica.

La resolución temporal alcanzada por el sistema fue de 0.1 milisegundos.

#### Uso de las plantillas

El acomodo de las plantillas (Fig. 5) fue óptimo y funcionó correctamente para las pruebas, dado que cumplieron con estabilidad y no interfirieron físicamente con el sujeto de modo que no hubiera repetibilidad durante las pruebas.

### IV. DISCUSIÓN

Podemos ver que entre los datos obtenidos por las plataformas de fuerza calibradas y el sistema, siguen una distribución similar y que los datos no se alejan más de 0.02 segundos del valor validado. Este resultado nos sirve como parámetro para determinar si la prueba no se salió de un rango esperado, pero no nos permite aun sustituir las plantillas por las plataformas debido a que se busca una precisión de 10 milisegundos en los resultados de las pruebas para poder ser reportados.



Fig. 5.- Colocación de sistema terminado en sujeto de pruebas piloto.

En la figura 4 podemos apreciar en los valores de tiempo obtenidos en los pasos 8, 10 y 12 no son datos confiables sino más bien errores del sistema, dado que no se dieron pasos con intervalos de 0.15 segundos claramente. Este error puede ser causado por el bajo umbral que existe en el sensor, lo cual puede provocar que cualquier otra mínima presión genere el pulso, o una interferencia en el receptor de radiofrecuencia que mandó una señal no deseada.

Este sistema es funcional, aunque podrían afinarse algunos detalles de su diseño. Uno de ellos es el diseño de la plantilla, en la cual, viendo la aplicación de la misma, puede tener un menor requerimiento de conducción de cables y contener todo el sistema en una menor área y de este modo suprimir la tobillera que se agregó. Otro aspecto que pudo tener más optimización fue la etapa de determinación del procesamiento de la señal, dado que en un principio surgió la hipótesis de necesitar un procesador digital para poder interpretar las señales, lo cual al final fue una etapa que no se requirió debido a que se terminó optando por un circuito simple para optimizar tiempo.

Como se mencionó anteriormente el tiempo es la variable más importante que medir en este sistema, debido a esto se buscó el mínimo tiempo de retraso y se omitió cualquier tipo de medición de otra variable, no se consideró la magnitud de presión en el sensor, sino más bien se puso un umbral bajo para que la señal se generara lo antes posible.

## V. CONCLUSIÓN

El sistema otorga los resultados buscados desde un principio, dado que este sistema fue diseñado para auxiliar las pruebas y únicamente otorgar variables de temporales en tiempo real, todo esto sin interferir en el desempeño del paciente durante la prueba. Todos estos objetivos fueron alcanzados, aunque el sistema aún puede tener varias mejoras que potencialicen su funcionamiento.

Las pruebas de discriminación de intervalos tuvieron una notable mejora en su flujo de aplicación debido a este sistema, aunque ya amplía la modalidad en los que puede ser efectuada. Principalmente este proyecto les permite a las pruebas de discriminación de intervalos un margen más amplio para la ubicación de su aplicación, lo cual puede disminuir costos de traslado de pacientes al laboratorio y costos del mismo uso del laboratorio. Del mismo modo este sistema requiere de un menor procesamiento de datos que el que ocupa el equipo del Laboratorio de Biomecánica, esto se traduce en ahorro de tiempo y recursos para la obtención de resultados.

## TRABAJO FUTURO

En medida que el sistema sea utilizado como recurso auxiliar en las pruebas de discriminación de intervalos, se comprobarán los resultados del total de los pacientes analizados obtenidos por ambos sistemas, de este modo se tendrán datos de un suficiente número de sujetos de distintas características, y así lograr una completa validación del sistema y plantear su futuro uso como sistema independiente.

## RECONOCIMIENTOS

Se hace un grato reconocimiento a el Laboratorio Universitario de Biomecánica, a todo su personal académico y estudiantil por el apoyo brindado durante todo el desarrollo de este proyecto, por permitirnos el uso de sus equipos e instalaciones y por la apertura a la colaboración entre instituciones de esta universidad. Este tipo de proyectos en colaboración, contribuyen de gran manera a la formación interdisciplinaria de los estudiantes, en este caso especial, de los estudiantes en la Licenciatura en Tecnología del Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada de la UNAM campus Juriquilla.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Martínez-Novaa, J. C. Cuevas-García, R. Sánchez Rodríguez, J. Pascual-Huertab, E. Sánchez-Barradoc. (April 2008). Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 52, 94-98.
- [2] Ronald L. Mahany. (1992-11-09). Radio frequency communication network having adaptive parameters. *Norand Corp*, 213, 11-16.
- [3] Kent N. Bachus, Alyssa L. DeMarco, Kyle T. Judd, Daniel S. Horwitz, Darrel S. Brodke. (June 2006). Measuring contact area, force, and pressure for bioengineering applications: Using Fuji Film and TekScan systems. *Medica Engineering and Physics*, 28, 483-488.
- [4] Gerard V Zammit, Hylton B Menz and Shannon E Munteanu. (June 2010). Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. *Journal of Foot and Ankle Research*, 3, 11.
- [5] Samuel Clark Ligon, Robert Liska, Jürgen Stampfl, Matthias Gurr, and Rolf Mülhaupt. (July 30, 2017). *Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing*. *Chemical Reviews*, 117 (15), 10212-10290.
- [6] Abdul Hadi Abdul Razak, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab. (23 July 2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 12(7), 9884-9912.
- [7] Noble, Joshua (15 de julio de 2009). *Programming Interactivity: A Designer's Guide to Processing, Arduino, and openFrameworks* (1ª edición). O'Reilly Media. p. 768. ISBN 0596154143.
- [8] Kenneth J., C. (2000). Comparison of an in-shoe Pressure Measurement Device to a Force Plate: Concurrent Validity of Center of Pressure Measurements. *Gait & Posture*, (12), 128-133.
- [9] J. Morris Bamberg, S., Y. Benbasat, A., Moxley Scarborough, D., E. Krebs, D., & A. Paradiso, J. (2008). Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *IEEE Transactions on Information Technology In Biomedicine*, 12(4), 413-423. doi: 10.1109/TITB.2007.899493.