

Dispositivo de inclinación con acelerómetro para control *On/Off* en pacientes con una discapacidad motriz profunda

Moisés García Villanueva y Juan Carlos Silva Chávez

Facultad de Ingeniería Eléctrica, UMSNH

Resumen

El grupo de personas con diferentes niveles de discapacidad motriz ha recibido poca atención por los desarrolladores de tecnología. La finalidad del desarrollo de un dispositivo de ayuda es proporcionar accesibilidad y con ello mejorar la calidad de vida de dichas personas. Este trabajo describirá el diseño y operación de un prototipo de control de ambientes, basado en la inclinación para operar interruptores y que puede ser utilizado por pacientes con discapacidad motriz severa. La base para el interruptor es un acelerómetro construido en un chip de bajo costo. El interruptor responde a una rotación relativamente rápida de los componentes activos que pueden ser colocados sobre una diadema que será posicionada en la cabeza. Se ha realizado el diseño del dispositivo de forma que tiene un gran rango de ajuste. El dispositivo se ajusta automáticamente para los cambios en la actitud del dispositivo que resultan de una postura cambiante del paciente. Mostramos que el dispositivo puede funcionar en una amplia gama de actitudes. Se describen tres pruebas básicas de operación que muestran que el prototipo se utilizó con éxito como un interruptor de inclinación de cabeza.

Palabras clave: Discapacidad, dispositivos médicos, domótica, acelerómetro.

Abstract

The group of people with different levels of motor disabilities has received little attention by technology developers. The purpose of developing a support device is to provide accessibility and thereby improve the quality of life of these people. This paper describe the design and operation of an environment control prototype, based on the inclination to operate switches and that can be operated by patients with severe motor disabilities. The base for the switch is an accelerometer built on a single low-cost chip. The switch responds to a relatively fast rotation of the active components that can be placed on a headband that will be used on the head. The design of the device has been made with a large adjustment range. The device is automatically adjusted for changes in the attitude of the device resulting from a changing patient posture. We show that the device can operate in a wide range of attitudes. Three basic operation tests are described that show that the prototype was successfully used as a head tilt switch.

Keywords: Disability, medical devices, home automation, accelerometer.

1. Introducción

Los pacientes que experimentan una pérdida importante de su función motriz como resultado de condiciones tales como lesión cerebral traumática o enfermedad moto neuronal, regularmente utilizan dispositivos de conmutación simple como ayuda para lograr una cierta autonomía. Los dispositivos se utilizan para atraer la atención (por ejemplo, activando un dispositivo de guardia), para operar un dispositivo de comunicación o para ayudar a controlar el ambiente del paciente (por ejemplo, encendiendo una luz o un televisor) (Wellings y Unsworth, 1997). La capacidad de comunicarse y la influencia del entorno circundante es de gran beneficio para los pacientes y sus cuidadores (Thornett, 1990). Cuando la pérdida de control motriz es particularmente profunda, a menudo es difícil encontrar un movimiento de escala y confiabilidad suficientes para permitir que el paciente opere un simple dispositivo de conmutación (Dymond y Potter, 1996; Perring et al., 2003).

Definiendo a la Domótica como: "Concepto de vivienda que integra todos los automatismos en materia de seguridad, bienestar, gestión de la energía, comunicaciones, etc., que pueden estar integrados por medio de redes interiores y

exteriores de comunicación, ya sea mediante cables o inalámbricamente” (Sánchez y Moreno, 2018).

La domótica es una solución que hace posible que las personas con discapacidad mejoren su autonomía, así como su bienestar y calidad de vida; permite desde un simple temporizador, encender y apagar una luz o cualquier aparato a una hora determinada hasta los más complejos sistemas capaces de interactuar con cualquier elemento eléctrico de la casa.

Lograr que las personas con discapacidades motrices de cualquier grado logren una autonomía personal a través de mecanismos que, con un único mando, “pulsando sólo una tecla”, sea posible contar con alarmas para avisar al equipo profesional, cosas tan cotidianas como contar con ayuda para las cosas importantes como ir al baño, aseo, acostarse o levantarse de la cama, entre otras necesidades, cuando estos apoyos son imprescindibles todos los días del año. Para ello se puede combinar un equipo profesional con las ayudas técnicas instaladas, con el único fin de que las personas que lo requieren puedan decidir sobre su propia existencia y libre desarrollo de la personalidad son los principales objetivos que cualquier ser humano persigue.

Idealmente un interruptor accionado por la cabeza no debe requerir un montaje de la cama o de la silla, debe ser pequeño y discreto, ser simple de instalar y funcionar de manera confiable donde quiera que se coloque el paciente.

En el presente trabajo se muestra una aplicación de un acelerómetro que busca ser de ayuda para pacientes con discapacidades motrices severas, que les proporcione una capacidad de comunicarse y la influencia del entorno circundante que será de gran ayuda para los pacientes y sus cuidadores.

2. Antecedentes

Las tecnologías de apoyo o tecnologías de asistencia (también conocidas como AT, del inglés *assistive technologies*) es un término que define a cualquier producto (incluyendo dispositivos, equipos, instrumentos, tecnología y software) que es usado para mitigar la discapacidad de las personas. La tecnología de apoyo que activa un interruptor, es utilizada principalmente por personas con una discapacidad o limitación física severa (Williams, 2016). Para apoyar a estas personas, la tecnología debe identificar los movimientos, para ello se requiere de una plataforma de hardware como la Unidad de Medida Inercial (acelerómetro), que logra medir la

aceleración y rotación de un objeto. Los acelerómetros son instrumentos muy sensibles que registran la aceleración del suelo en la escala de las fuerzas de gravedad (g). En esencia, un acelerómetro es un transductor que convierte un valor de g de aceleración (A) en un voltaje equivalente (García et. al., 2016). Son dispositivos ampliamente utilizados en una gran cantidad de aplicaciones industriales y de uso diario, debido a su simplicidad de aplicación y configuración, así como su bajo costo. Actualmente se ha extendido su uso a aplicaciones domóticas y de análisis en la medicina, como por ejemplo para usuarios gravemente afectados de parálisis cerebral, cuando con una sola capacidad motriz residual (de grado de funcionalidad muy reducida) deben poder controlar un sistema de encendido/apagado de una alarma, comunicación o electrodoméstico; a partir de un conmutador controlado con el pie, la cabeza, o cualquier otra parte de su anatomía, por otro lado una de las más importantes aplicaciones médicas desarrolladas en varias investigaciones relacionadas con el estudio de los desórdenes del movimiento en personas, tienen por objetivo analizar la movilidad en pacientes enfermos de Parkinson a partir de la utilización de diferentes técnicas como son: la utilización de acelerómetros y de placas de fuerza (técnicas de medición directa) (Godfrey et al., 2008, Morris et al., 2001, Weiss et al., 2010) y el análisis óptico del movimiento (técnica de medición indirecta) (Nikfekar et al. 2002). La utilización de la medición directa utilizando acelerómetros se ha convertido en la opción preferida, ya que estos responden adecuadamente tanto al margen de frecuencias, como al rango de amplitudes del movimiento en las tres direcciones y también permiten medir la inclinación del cuerpo en los planos frontal, sagital y transversal del cuerpo humano, lo que los hace mejores dispositivos respecto a otros que no tienen capacidad de medir características estáticas (Mak y Hui-Chan, 2002; Nikfekar et al. 2002).

3. Desarrollo del prototipo

En esta sección se presenta el diseño e implementación del dispositivo interruptor, el cual, como elemento principal, utiliza un acelerómetro de inclinación para la operación de un interruptor (IAJA) que se puede montar fácilmente en la cabeza y que cumple la mayoría de los requerimientos para un uso eficaz. El dispositivo se constituye básicamente por un sistema de comunicación (emisor, receptor). En el lado del emisor, para determinar la señal de comunicación a enviar, se emplea un acelerómetro de un solo chip, de bajo costo, el cual es sensible a una aceleración de 5 mg , con un rango de $2g$ (donde g es la aceleración gravitatoria en la tierra)

(Arduino, 2017). Mientras que el receptor se encarga de guardar y accionar el estado *On/Off* del interruptor de control, mediante un circuito integrado de bajo costo, como puede ser un *Flip-Flop*.

Los acelerómetros pueden clasificarse según el número de ejes en los que detectan la aceleración en: (uniaxiales, biaxiales y triaxiales). Desde el punto de vista de procesamiento de señales, los acelerómetros triaxiales permiten registrar 3 señales diferentes correspondientes a 3 ejes ortogonales entre sí (X, Y, Z) (ver la Figura 1).

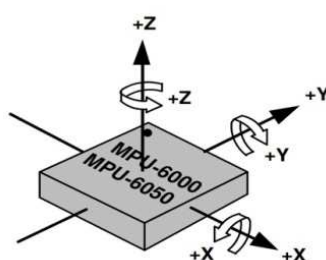


Figura 1: Planos de movimiento en ejes ortogonales. (InvenSense Inc., 2013)

El sistema implementado utiliza la salida analógica de un acelerómetro triaxial, es sensible a la aceleración estática (gravedad) y por lo tanto las salidas analógicas cambian a medida que cambia la actitud del dispositivo. También responde sólo ligeramente al movimiento y a la vibración. Aunque el chip del acelerómetro tiene salidas para la aceleración en 3 direcciones ortogonales, usamos solamente 2 de estas salidas, por lo que el sistema resultante responde sólo a la rotación en un plano. La Figura 2 ilustra la disposición del dispositivo y el plano de movimiento que se considera para el accionamiento del dispositivo.

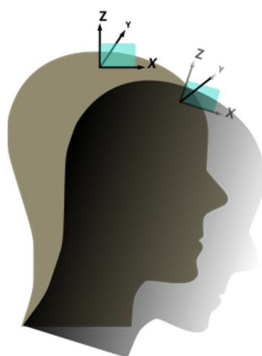


Figura 2: Plano de movimiento, considerando los dos ejes de mayor aceleración.

La Figura 3 muestra las señales que se pueden registrar para los tres ejes del acelerómetro (X, Y, Z), estos valores corresponden a la posición vertical del acelerómetro como se indica en la Figura 2, tomando como referencia el plano X-Z.

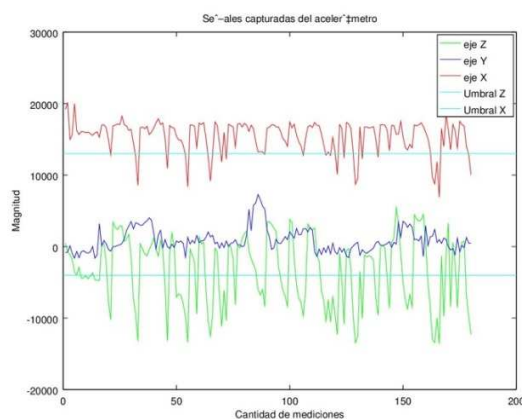


Figura 3: Magnitud de las señales capturadas del acelerómetro en los tres ejes. En la figura se indican los valores de umbral para emitir la señal On/Off.

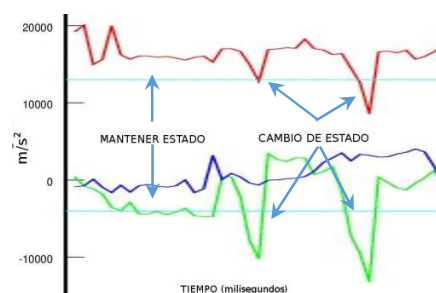


Figura 4: Comparación de las señales de umbral y medidas, para indicar el cambio de estado.

El diseño de este dispositivo se realizó para que responda al movimiento frontal de la cabeza (plano X-Z), detectado por el acelerómetro. La señal de salida es suavizada y amortiguada para eliminar la aceleración dinámica de vibraciones y pequeños movimientos. Esta señal amortiguada se compara con una tensión de umbral de referencia para activar un relé de salida localizado en el receptor, cuando la tensión de salida excede los valores de umbral en el eje X y Z (que corresponden al plano), como se muestra en la Figura 4 en los puntos en donde se indica el cambio de estado. Por otro lado, se mantiene el estado cuando una o ninguna de las dos

tensiones excede el valor de umbral. La captura de los datos se realiza cada 1000 ms.

Los valores de tensión de umbral que se establecieron fueron obtenidos mediante inspección de las señales capturadas durante pruebas al dispositivo.

Ahora bien, una vez que el módulo emisor se encarga de detectar el movimiento, éste debe enviar la señal que indica la acción de encendido o apagado. Esta es recibida por el módulo receptor a través de un sistema de comunicación, la Figura 5 muestra el diagrama esquemático del módulo emisor que se compone por el acelerómetro de un solo chip (MPU6050, -InvenSense Inc, 2013-), un módulo de procesamiento y adquisición de datos (arduino Nano -Arduino, 2017-) y un emisor infrarrojo.

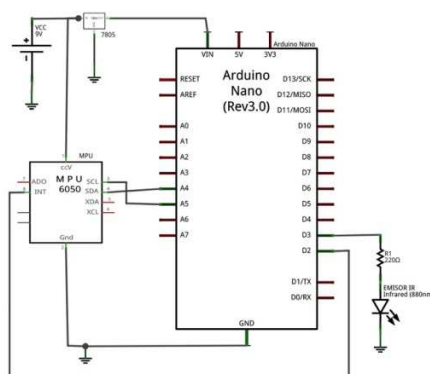


Figura 5: Diagrama esquemático del emisor.

Existen diferentes mecanismos de comunicación que pueden ser utilizados, por su simplicidad y bajo costo, el dispositivo emisor implementado es un led infrarrojo que proporciona los comandos al dispositivo que se desea accionar, que se caracteriza por emitir radiación electromagnética, con altos niveles de seguridad e invisible al ojo humano, ya que su longitud de onda es mayor a la del espectro visible, utilizando el protocolo *SIRC* (Bergams, 2009).

La configuración utilizada es un clásico *PULL UP* que en la terminal de salida, Pin 03 en la Figura 5, proporciona un estado alto (*HIGH*) cuando el fototransistor se encuentra en reposo (cerrado) y un estado bajo cuando está excitado (abierto). Estos estados son proporcionados por la comparación de la señal nivelada (umbral) que se compara con la señal directa del acelerómetro, el resultado de esta comparación proporciona una tensión de diferencia y genera que el emisor infrarrojo

pase a su estado abierto. Por lo tanto, un ajuste lento de la actitud del dispositivo no conduce a un accionamiento del conmutador, porque la diferencia entre la tensión directa y nivelada del acelerómetro nunca excede el valor umbral.

El módulo receptor capta la señal que indica el encendido o apagado del equipo controlado. El diseño permite un sistema que se nivela en forma automática ante los cambios lentos en la actitud del dispositivo, por ejemplo, de movimientos comunes de la cabeza o ajustes en la postura del paciente. La Figura 6 muestra el diagrama esquemático del receptor, en donde la señal de salida corresponde a la acción sobre el relé o actuador. La función del *Flip-Flop* es mantener el estado anterior en su salida (señal de salida que acciona al relé), en el momento que el receptor (IR1) es activado por el módulo emisor, la señal de entrada en el *Flip-Flop* hace cambiar el estado de su señal de salida.

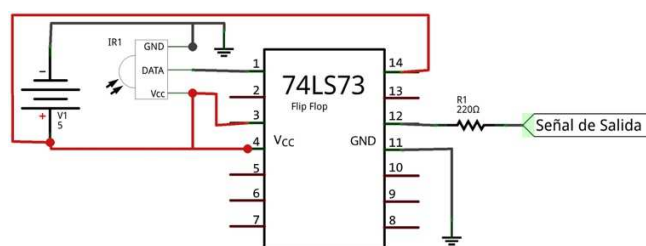


Figura 6: Diagrama esquemático del receptor.

4. Umbral de activación del dispositivo

Para la operación del dispositivo fue necesario identificar el umbral de activación bajo diferentes condiciones de uso. Se plantearon tres casos básicos de comportamiento de un individuo para el análisis de datos, los cuales consideran las principales posturas y movimientos que puedan presentarse en un individuo con algún grado de discapacidad motriz y que permite identificar el rango correcto de operación del dispositivo. El dispositivo se colocó sobre una diadema de auriculares, que a su vez fue colocada en la cabeza de un individuo para realizar los experimentos.

Caso 1. Individuo desplazándose.

El primer escenario considera a pacientes con discapacidad de brazo, hombro y mano (Jester, 2005). Puede desplazarse de un punto a otro dentro de su habitación y desea activar el interruptor. La prueba consistió en capturar la información del

dispositivo cuando el paciente se desplaza, observándose que las señales obtenidas de los ejes X y Z no excedan en forma simultánea sus valores de umbral, debido a que el sistema amortigua las vibraciones dadas por el mismo movimiento. En la Figura 7 se puede observar que no hay accionamiento simultáneo de los ejes del plano de estudio, solamente en el eje X se excede el valor de umbral, hecho que nos señala el desplazamiento frontal sin cambio de altitud. Con esta prueba se garantiza que no habrá activación del interruptor en forma involuntaria durante un desplazamiento del individuo.

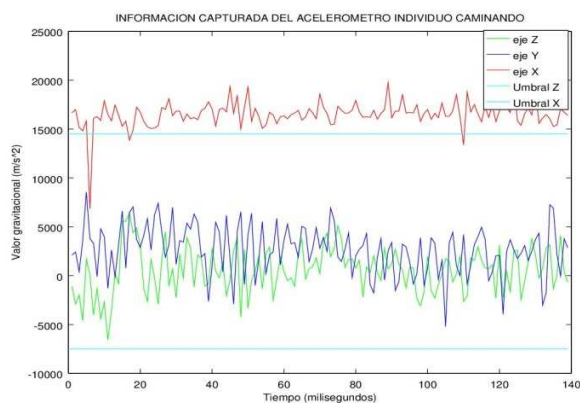


Figura 7: Información capturada del acelerómetro cuando el paciente se encuentra en un desplazamiento.

Caso 2. Individuo acostado.

La prueba es dirigida a individuos con plejías (Guajardo et. Al., 2018). Consistió en capturar la información del dispositivo cuando el paciente se encuentra recostado y se hacen inclinaciones sucesivas de la cabeza para lograr cambios de estado. En este caso se realizaron dos series de seis movimientos de cabeza hacia el frente. Cada serie tuvo una duración de aproximadamente 4 segundos, véase en la Figura 8, que alrededor de los 4 segundos el reposo se manifiesta por unas señales estables para los tres ejes. Previo y posterior al periodo de reposo entre cada serie, las señales de los planos X-Z tienen 6 impulsos que rebasan el valor de umbral establecido para cada uno de ellos, resultando en la activación del interruptor y en la cantidad de movimientos de cabeza que realizó el individuo.

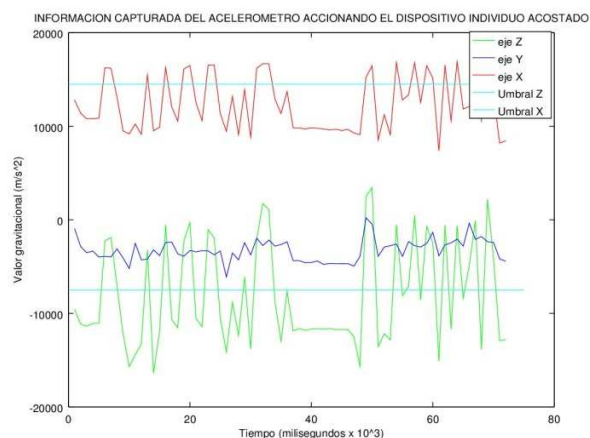


Figura 8: Información capturada del acelerómetro cuando el paciente se encuentra recostado.

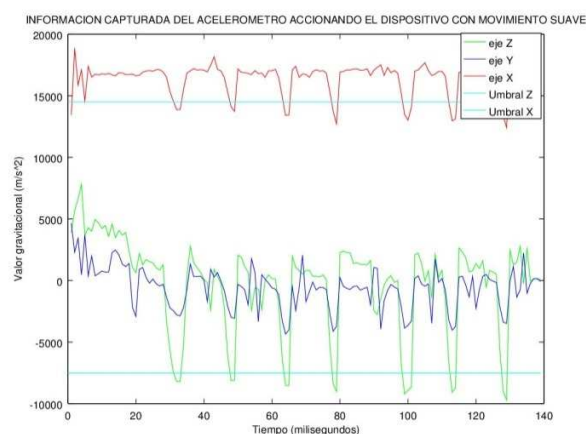


Figura 9: Información capturada del acelerómetro cuando el paciente se encuentra sentado y hace movimientos de activación lentos.

Caso 3. Sentado con movimientos para activar.

La prueba está dirigida a individuos con algún grado de parécía (Agnelo, 2016). Consistió en mantener a un individuo sentado, de tal forma que el acelerómetro mantuviese una posición previa a activar el interruptor, es decir, no necesariamente deberá estar a 90 grados respecto del plano de la superficie. Posterior a ello se realizó una serie de movimientos de la cabeza hacia el frente para activar el interruptor durante un periodo de 15 segundos, tiempo en el cual el individuo

alcanzó a realizar 7 movimientos suaves. La Figura 9 muestra que los movimientos suaves proporcionan una señal de activación clara, al sobrepasar el valor de umbral las señales correspondientes a los ejes X-Z. Se observa cómo se discriminan los movimientos que no corresponden a una activación.

4.1 Rendimiento del dispositivo

El rendimiento del interruptor se ha evaluado a la máxima y mínima sensibilidad. Las rotaciones rápidas más pequeñas de los componentes de conmutación activos requeridos para activar el conmutador se midieron para la gama completa de ángulos de reposo inicial de la unidad. La orientación de la placa de circuito impreso que contiene los componentes activos no es crítica para la eficacia del dispositivo como un conmutador. La placa de circuito puede orientarse dentro de un rango de 90° y 120° para sensibilidad mínima y máxima, respectivamente y seguir siendo un interruptor efectivo. Los ángulos de giro mínimos requeridos para activar el interruptor son 21° y 4° para sensibilidad mínima y máxima, respectivamente; la ubicación óptima para la placa de circuito está descansando horizontalmente en la cabeza del paciente.

Los resultados indican que el interruptor no es excesivamente sensible a donde la placa del circuito se coloca en la cabeza del paciente. Siempre y cuando el plano de rotación de los componentes activos esté situado cerca del plano de rotación utilizado por el paciente (típicamente para el movimiento de cabeza), el dispositivo funcionará bien.

5. Discusión y conclusiones

El dispositivo desarrollado (ver figura 10) es un interruptor accionado por la cabeza que no requiere un montaje en la cama o la silla utilizada por el paciente. Es pequeño y discreto, es de simple instalación y funciona confiablemente donde quiera que se coloque sobre el paciente, sin realizar invasiones o afectaciones internas.

El interruptor de inclinación con acelerómetro de auto-ajuste es un avance importante sobre un interruptor de inclinación de mercurio. Se puede posicionar sobre una amplia gama de ángulos. Sólo responde a los movimientos deliberados en lugar de pequeños temblores o cambios lentos en la postura, como se requiere en pacientes con discapacidad de moderada a severa. También tiene ventajas sobre otros interruptores convencionales, ya que el dispositivo desarrollado no

requiere ninguna presión para operar y ningún montaje fijo complejo. La pequeña huella del dispositivo activo y la operación de presión cero también pueden ser ventajosas en otras aplicaciones de conmutación (por ejemplo, operación mediante fijación a un dedo). Hay limitaciones en su uso, ya que es propenso a la activación accidental del movimiento normal de la cabeza si está posicionado dentro del umbral de activación, por lo que se requiere realizar un ajuste fino de la sensibilidad para minimizar el disparo. El usuario debe ser consciente de la función del interruptor y ser capaz de controlar el movimiento de la cabeza con razonable precisión, sin temblores excesivos. Los cuidadores necesitan saber cómo funciona el interruptor para asegurarse de que el paciente pueda operar con éxito el dispositivo.

Aunque el conmutador tiene limitaciones menores, creemos que tiene muchas aplicaciones potenciales como reemplazo de los dispositivos de conmutación convencionales.

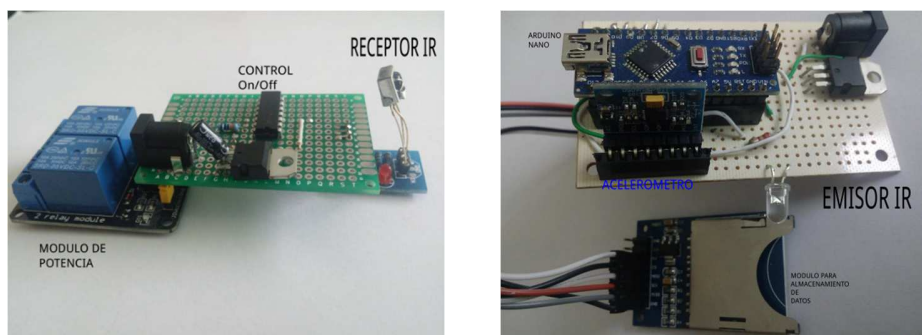


Figura 10. Imágenes del prototipo.

El dispositivo, al poder medir las variaciones de aceleración en los tres ejes, se puede implementar en pruebas clínicas de detección de enfermedades como el párkinson, en donde se realizan pruebas clínicas de postura (LeMoyne et. al., 2009). Otra aplicación que puede ser implementada con facilidad, es la de obtener modelos de postura y desplazamiento de un individuo que permitan el diagnóstico de daños en articulaciones, columna, postura, etcétera.

Agradecimientos

Agradecemos a la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, por el apoyo y facilidades para llevar a cabo este trabajo.

Referencias

- [1] Arduino (2017). Getting Started With Arduino Nano. Recuperado de: <https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoNano>
- [2] Dymond, E., y Potter, R. (1996). Controlling assistive technology with head movements—a review. *Clinical rehabilitation*, 10(2), 93-103.
- [3] Godfrey, A. C. R. M. D. O. G., Conway, R., Meagher, D., y ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering y physics*, 30(10), 1364-1386.
- [4] InvenSense Inc. (2013). MPU 6000 and MPU 6050 Product Specification Revision 3.4. Sunnyvale, CA. U.S.A. Recuperado de: https://store.invensense.com/datasheets/invensense/MPU-6050_DataSheet_V3%204.pdf
- [5] Mak, M. K., y Hui-Chan, C. W. (2002). Switching of movement direction is central to parkinsonian bradykinesia in sit-to-stand. *Movement Disorders*, 17(6), 1188-1195.
- [6] Morris, S., Morris, M. E. y Iansek, R. (2001). Reliability of measurements obtained with the Timed “Up y Go” test in people with Parkinson disease. *Physical therapy*, 81(2), 810-818.
- [7] Nikfekar, E., Kerr, K., Attfield, S., y Playford, E. D. (2002). Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. *Movement disorders*, 17(2), 274-282.
- [8] Perring, S., Summers, A., Jones, E. L., Bowen, F. J., y Hart, K. (2003). A novel accelerometer tilt switch device for switch actuation in the patient with profound disability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(6), 921-923.
- [9] Thornett, C. E. E. (1990). Designing special switches and control systems for multiply handicapped young people—a problem-led approach. *Journal of medical engineering & technology*, 14(3), 87-91.
- [10] Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgov, M., Maidan, I., Giladi, N., y Hausdorff, J. M. (2010). Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up y Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? *Medical engineering & physics*, 32(2), 119-125.
- [11] Wellings, D. J., y Unsworth, J. (1997). Fortnightly review. Environmental control systems for people with a disability: an update. *BMJ: British Medical Journal*, 315(7105), 409.

- [12] Sánchez, C. M. G., & Martín, F. M. (2018). Una Panorámica De La Inteligencia Artificial Aplicada A La Domótica.
- [13] García López, O., Herráez Barroso, P., & Jiménez Gutiérrez, A. (2016). Comparación de la Medida de Actividad Física Mediante Cuestionario Ipaq-L y Acelerómetro 'Mywellness Key' en Trabajadores-G-SE. *Kronos*, 15(2).
- [14] Bergams, S. (2019). Sony SIRC protocol. SB-projects. <https://www.sbprojects.net/knowledge/ir/sirc.php> Última actualización: Junio de 2019.
- [15] Williams, E. S. (2016). Design of an Assistive Technology Adaptive Switch using an Inertial Measurement Unit.
- [16] LeMoyne, R., Coroian, C., & Mastroianni, T. (2009, April). Quantification of Parkinson's disease characteristics using wireless accelerometers. In 2009 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (pp. 1-5). IEEE.
- [17] Jester A., Harth A., Wind G. (2005). Disabilities of the arm, shoulder and hand (DASH) questionnaire: determining functional activity profiles inpatients with upper extremity disorders. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*; 30B (1): 23–28.
- [18] Guajardo, E. S., Durán, C., Escalera, M., Mora, B., Pacheco, Á., & de los Ángeles Pérez, M. (2018). Discapacidad motora y resiliencia en adultos. In *Estudios del desarrollo humano y socioambiental* (pp. 236-252). Corporación Universitaria Reformada.
- [19] Agnelo, D. C. D. D. (2016). Guia de estudo terapêutico: manual de tipos de órteses de membros inferiores AFO para pacientes hemiplégicos.