



Lámpsakos

ISSN: 2145-4086

Universidad Católica Luis Amigó

Camargo Casallas, Luz Helena; Pinzón O., Omar Alexander; Flórez D., Diego Francisco

Dispositivo electrónico para la medición de fuerza en falanges distales

Lámpsakos, núm. 18, 2017, Julio-Diciembre, pp. 28-33

Universidad Católica Luis Amigó

DOI: <https://doi.org/10.21501/21454086.2349>

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=613964505004>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org



# Dispositivo electrónico para la medición de fuerza en falanges distales

*Electronic device for measuring of force in distal phalanges*

**Luz Helena Camargo Casallas, PhD.**

Universidad Distrital Francisco José de Caldas  
Bogotá, Colombia  
[lhciamargoc@udistrital.edu.co](mailto:lhciamargoc@udistrital.edu.co)

**Omar Alexander Pinzón O.**

Universidad Distrital Francisco José de Caldas  
Bogotá, Colombia  
[oapinzon@correo.udistrital.edu.co](mailto:oapinzon@correo.udistrital.edu.co)

**Diego Francisco Flórez D.**

Universidad Distrital Francisco José de Caldas  
Bogotá, Colombia  
[dflorezd@correo.udistrital.edu.co](mailto:dflorezd@correo.udistrital.edu.co)

(Recibido el 31-01-2017, Aprobado el 18-05-2017, Publicado el 03-07-2017)

Estilo de Citación de Artículo:

L. H. Camargo, O. A. Pinzón, D. F. Flórez, "Dispositivo electrónico para la medición de fuerza en falanges distales", Lámpsakos, no. 18, pp 28-33, 2017  
DOI: <http://dx.doi.org/10.21501/21454086.2349>

**Resumen** – El adormecimiento y debilidad en las manos son padecimientos perjudiciales para la salud que son tratados por especialistas en esta área. La medición de cambios en la fuerza constituye información importante para asistir terapias de rehabilitación. En este trabajo se diseñó un dispositivo electrónico que mide simultáneamente la fuerza de las cinco falanges distales de la mano, para ser empleado como apoyo en fisioterapia. Para ello se utilizaron sensores resistivos de fuerza, se diseñó una interfaz de visualización y un teclado táctil capacitivo. Se obtuvo un dispositivo que permite medir la fuerza ejercida por las cinco falanges distales de manera simultánea o selectiva en uno o más dedos de la mano, en tiempo real de acuerdo con el interés del especialista y proporciona para cada falange de la mano tres indicadores de desempeño: la fuerza promedio, la fuerza máxima y el déficit a partir del test de presión mantenida.

**Palabras claves:** Comunicación inalámbrica, dispositivo electrónico, falanges, medición de fuerza.

**Abstract** – Numbness and weakness in the hands are health-damaging conditions that are treated by specialists in this area. The measurement of changes in the force is important information for assisting rehabilitation therapies. In this work an electronic device was designed, that measure simultaneously the force of the five distal phalanges of the hand, to be used as a support in

physiotherapy. For that, force-sensing resistors were used, additionally a display interface was designed, and a capacitive touch pad was also used. A device was obtained that allows to measure the force exerted by the five distal phalanges simultaneously or selectively on one or more fingers of the hand, in real time according to the interest of the specialist and provides for each phalanx of the hand three performance indicators: the average force, the maximum force and the deficit of the grip test maintained.

**Keywords:** Electronic device, measuring force, phalanges, wireless communication.

## 1 INTRODUCCIÓN

El adormecimiento y la debilidad en las manos suele surgir debido a daño o enfermedad en los nervios. De la anatomía de la mano se destacan el flexor y el extensor largo común de los dedos y los extensores y flexores del dedo pulgar, los cuales intervienen directamente en el movimiento de las falanges distales [1, 2]. Entre las causas más comunes de adormecimiento y debilidad en manos están las neuropatías, neuropatías diabéticas, neuropatías alcohólicas, artritis reumatoide, distrofia muscular, síndrome de túnel del carpo, entre otras causas [3].

Existen métodos de rehabilitación que utilizan equipos electrónicos, mecánicos e hidráulicos como agujas de Kirschner y dinamómetros [4, 5]. Se ha propuesto el uso de sensores de resistencia sensibles a la fuerza (Force Sensitive Resistor, o FSR por sus siglas en inglés) para mediciones de la fuerza en manos, por ejemplo, G.L. Beauregard en 1991 presenta un método de medición de fuerza en manos mediante el uso de sensores FSR y una placa metálica a la que se hacía vibrar, en este método de medición se registra la fuerza aplicada hasta hacer detener la vibración, el autor propuso que este método de medición podría usarse en fisioterapia [6]. Más tarde, Ossa Jiménez en 2009 estudio la medición de fuerza durante las brazadas de natación [7], y Mejía en 2010 estudio la medición de fuerza en el uso de un escalpelo en cirugías [8].

La rehabilitación contribuye a recuperar la fuerza en los tendones flexores para poder realizar movimientos comunes como empuñamientos, durante una jornada más amplia sin producir debilidad y adormecimiento.

Para los estudios dinamométricos de presión que analizan la fuerza muscular generada durante la prensión estos analizan la fuerza de toda la mano. Entre estos dispositivos se encuentran el dinamómetro Jamar que permite analizar la fuerza ejercida en diferentes posiciones del cierre de la mano [9]. Otro dispositivo es el “BTE Work Simulator” que permite reproducir gestos de actividades laborales para evaluar esfuerzo, sin embargo, es complejo, no portátil y tiene un costo elevado [10].

Para la rehabilitación y tratamiento de pacientes con debilitamiento y adormecimiento en manos, no se encontraron reportes de dispositivos que consideren independientemente las cinco falanges distales de la mano, la fuerza objetivo y el tiempo de cada sesión, mediciones que pueden fortalecer el proceso de rehabilitación, fácil uso, portable y de bajo costo.

El objetivo de este trabajo es presentar la construcción un dispositivo que obtenga datos simultáneos de la fuerza de las cinco falanges distales de la mano, para ser empleado como apoyo en fisioterapia.

## 2 METODOLOGÍA

Este proyecto abordó el diseño de un prototipo para rehabilitación de las falanges distales de la mano a través del uso de sensores FSR. Se incluye el acondicionamiento de la señal, la conversión analógica - digital, la programación del

microcontrolador, el almacenamiento de datos, la comunicación inalámbrica y el diseño de software para PC [10].

### 2.1 Acondicionamiento de la señal

El acondicionamiento analógico se realizó de acuerdo con las especificaciones del sensor FSR A-201 [13, 14], en tres etapas que incluye capturar, linealizar y amplificar la señal del sensor FSR.

### 2.2 Programación del microcontrolador

Se desarrolló un firmware mediante la programación en el microcontrolador. Para este propósito se eligió el microcontrolador PIC18F4620 [15]. De este firmware forman parte la pantalla LCD gráfica de 128X64 pixeles, un teclado táctil capacitivo, una memoria SD CARD y un módulo de comunicación Bluetooth, el manejo de estos dispositivos se realizó de acuerdo con las especificaciones y manuales de uso. En la Tabla 1 se presenta la asignación de funciones a cada uno de los pines del microcontrolador.

**TABLA 1 ASIGNACIÓN DE FUNCIONES PARA LOS PINES DEL MICROCONTROLADOR.**

#### Asignación de pines PIC18F4620

Pines de alimentación y Reloj	
VDD y RST	5 Voltios
VSS	Tierra
OSC1	Oscilador mediante Cristal
OSC2	Oscilador mediante Cristal

#### Pines provenientes del Acondicionamiento Análogo

AN0-AN4	Salidas de los acondicionamientos de los 5 sensores FSR
---------	---

#### Pines para la LCD Gráfica

RD(0...7)	D(0...7) Bus de datos LCD gráfica
RE2	Enable de la LCD
RE0	CS1 (Panel izquierdo de la LCD)
RE1	CS2 (Panel Derecho de la LCD)
RC0	RS/DI

#### Pines de la memoria MICROSD

RC2	CS (previo divisor de voltaje)
RC3	CLK_SPI (previo divisor de voltaje)
RC4	DO (previo divisor de voltaje)
RC5	DI (previo divisor de voltaje)

#### Pines del teclado táctil

RB(1...4)	Pines A,B,C y D
RB0, RB5	DA y OE respectivamente

#### Pines para las alarmas visuales y sonoras

RC1	PWM
RA4	CLK del registro de desplazamiento
RB6	Reset del registro de desplazamiento
RB7	DATOS

#### Pines conexión Bluetooth

RC5, RC6	Tx y Rx hacia el módulo Bluetooth respectivamente
----------	---

## 2.3 Visualización e interfaz

La visualización se realizó mediante el uso de Paneles LCD [16, 18] que permiten mostrar hasta 128x64 pixeles, mucho más que un Panel común de 2 renglones.

La entrada de usuario se implementó con un teclado matricial de 16x16 teclas [17] que permite escribir numéricamente y usar hasta 6 teclas adicionales para el uso específico del dispositivo.

## 2.4 Almacenamiento de datos

Para mejorar las funciones de portabilidad del prototipo se diseñó un sistema de respaldo para el almacenamiento de datos mediante una tarjeta Micro SD. Es una tarjeta de memoria basada en tecnología Flash la cual está diseñada como soporte de memoria en pequeños dispositivos electrónicos modernos [19]. La ventaja de utilizar tarjetas SD es que son económicas, poseen gran capacidad de almacenamiento, son fácilmente portables y es posible acceder a la información desde notebooks, PC, e impresoras [19], adicionalmente permiten trabajar mediante protocolos: SPI y MMC (Multi-Media-Card), se utilizó el modo SPI [19, 20].

El dispositivo debe almacenar en la memoria SD la información de las pruebas: datos básicos para la configuración del dispositivo, datos personales como nombre, edad, género, número y datos de las pruebas que incluyen: fuerza objetivo, fuerza máxima, fuerza promedio, número de intentos, tiempos de preparación, prensión y descanso de cada sesión, déficit de fuerza y sensores que intervienen, con este fin se selecciona una memoria con capacidad de 1GB y se divide en tres bloques, Fig. 1.

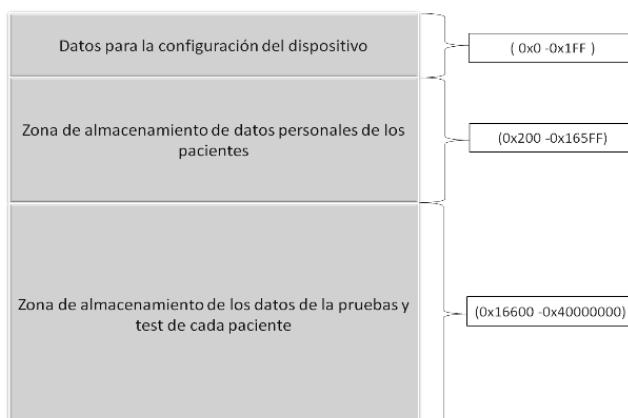


Fig. 1. División de la memoria SD Card. Fuente: Elaboración propia.

## 2.5 Comunicación inalámbrica

Se desarrolló un circuito que permite la comunicación inalámbrica entre el prototipo y un computador. Se eligió el módulo HC-05 Bluetooth debido a su alta velocidad de comunicación y a su bajo costo en comparación a los módulos XBEE, por sus características de portabilidad (351 milímetros cuadrados de área y menos de 3mm de espesor) y máxima potencia de salida del transceptor de 4 dBm que corresponde a un módulo Bluetooth clase 2, con alcance de 10 metros, tasa de transmisión de 1.3Mbps y frecuencia de operación de 2.4 GHz (Banda ISM (Banda reservada para uso en Industria, Ciencia y Medicina)). Para la aplicación a desarrollar se usaron los pines presentados en la Tabla 2 [21], [22].

**TABLA 2** CONFIGURACIÓN DE PINES DEL MÓDULO BLUETOOTH HC-05 [21, 22].

Nombre Pin	Número de pin	Descripción
GND	13	Polarización tierra 0 Voltios
3.3 V	12	Polarización 3.3 Voltios
RESETB	11	Reinicia si la señal está en bajo, debe tener una duración mínima de 5ms para activar el reset.
UART_RX	2	Dato de entrada UART
UART_TX	1	Dato de salida UART

Para utilizar el prototipo desde el computador se diseñó un sistema de comunicación inalámbrico utilizando la tecnología de comunicaciones Bluetooth, Posteriormente se diseñó un software para dirigir las sesiones desde PC. El software se desarrolló en la plataforma de Microsoft Visual Studio 2010 y se escribió en el lenguaje de programación de Visual Basic.

## 2.6 Adquisición de datos

El dispositivo permite determinar la fuerza máxima, la fuerza promedio y el déficit para las falanges distales de la mano.

La fuerza máxima se refiere al valor más alto de fuerza desarrollada entre los distintos intentos realizados, representa la máxima capacidad prensil. La fuerza promedio es la fuerza promedio de prensión realizada en cada posición, obtenida a través de la media aritmética de fuerza máxima alcanzada entre los distintos intentos solicitados [11]. El déficit se expresa mediante un estudio comparativo entre un miembro sano y uno lesionado.

El dispositivo permite seleccionar los sensores y por lo tanto falanges que requieran ser evaluados, se empleó el test en el que se solicitó al usuario que se

preparara, luego que ejecutara la fuerza prensil y que descansara, este proceso se repite en tres intentos, Fig. 2, lo que disminuye que la medición sea influenciada por la fatiga [23], sea reproducible, y presente mínimas diferencias en los valores alcanzados minimizando la influencia de la fatiga o del entrenamiento [24].

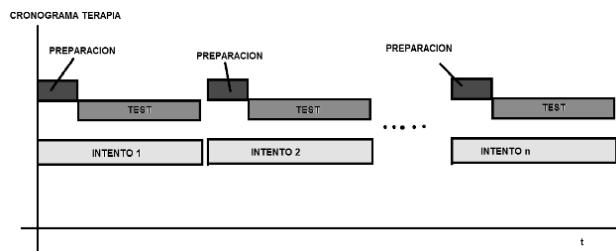


Fig. 2. Test de presión mantenida Fuente: Adaptado de M. Mayordomo [10].

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 Acondicionamiento de la señal

El circuito de acondicionamiento del prototipo permite obtener mediciones de los cinco sensores FSR A-201 de hasta un máximo de 25 lb, valor adecuado para la medición de la fuerza en manos [13]. La adquisición simultánea de datos se le realizó a una tasa de muestreo de 5 muestras por segundo para cada canal de conversión analógica digital, esta tasa se considera adecuada para la medición de señales de fuerza de acuerdo con los tiempos de reacción motora visuales y auditivos [25, 26].

#### 3.2 Almacenamiento de los datos

El dispositivo permite administrar información de aproximadamente 1000 usuarios, proporcionando a cada usuario 1 Megabyte para almacenamiento de las sesiones de prueba y test en la memoria de la SD, información que permite registrar los datos de los usuarios y realizar seguimientos.

#### 3.3 Comunicación inalámbrica

El sistema de comunicación inalámbrica se realiza de manera automática entre el PC y el dispositivo, permite la transmisión de datos almacenados en la memoria SD y la transmisión de las señales provenientes de los cinco canales de conversión analógica digital, para dirigir sesiones de presión mantenida desde el computador.

#### 3.4 Dispositivo

El dispositivo desarrollado se aprecia en la Fig. 3. Se verificó el funcionamiento de la interfaz, la comunicación inalámbrica entre el prototipo y el PC, el almacenamiento en la memoria SD y en el PC. El dispositivo proporciona información de la fuerza ejercida mediante la interfaz gráfica la cual va acompañada de un estímulo sonoro el cual aumenta su frecuencia a medida que aumenta la fuerza ejercida.

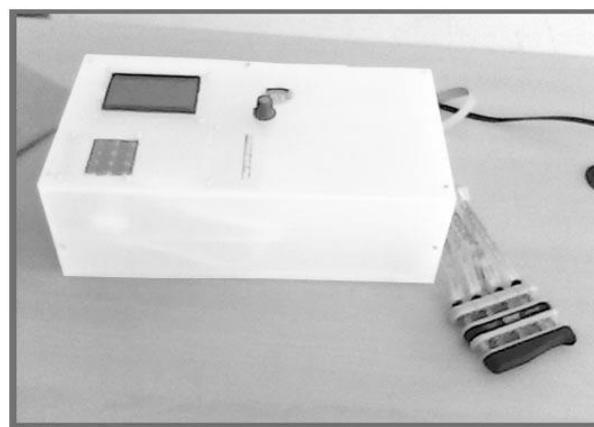


Fig. 3. Prototipo final. Se observan los sensores FSR y el ejercitador de manos.

#### 3.5 Adquisición de datos

El dispositivo permite calcular y almacenar tres indicadores de desempeño de las sesiones de presión mantenida los cuales son: fuerza promedio, fuerza máxima y déficit, en tiempo real, que son representadas en gráficos de barra. Estos datos indican el desempeño [5].

Cuenta con un menú principal que permite el acceso a una sesión, configurar las unidades de medida, activar alarmas visuales y auditivas, iniciar una conexión Bluetooth y acceder al historial. La Fig. 4 presenta el menú principal.



Fig. 4. Interfaz de menú. Fuente: Elaboración propia.

Para visualizar la evolución de la prueba, el dispositivo presenta por medio del incremento en la longitud de las barras, el incremento en la fuerza promedio ejercida por los dedos involucrados en una terapia. El dispositivo tiene la opción de presentar las cinco barras independientes que representan la fuerza ejercida por cada uno de los dedos de forma simultánea y en tiempo real, Fig. 5.

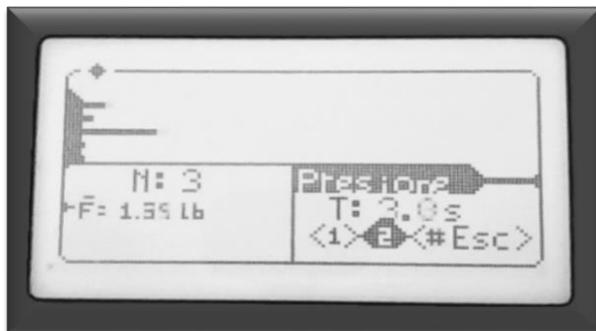


Fig. 5. Visualización de la fuerza ejercida por las cinco falanges. Fuente: Elaboración propia.

Las Fig. 6 y 7 presentan el funcionamiento del dispositivo para sesiones dirigidas desde el computador. Se aprecian los datos de la fuerza ejercida por cada falange y los indicadores de desempeño.

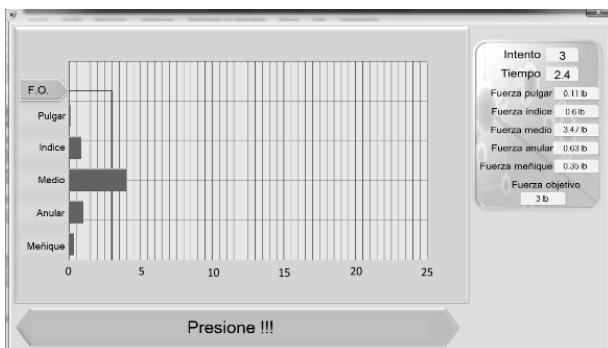


Fig. 6. Fuerza realizada durante una sesión dirigida. Fuente: Elaboración propia.

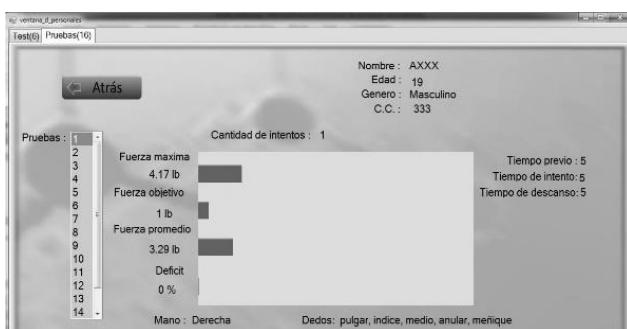


Fig. 7. Indicadores de desempeño durante una sesión dirigida. Fuente: Elaboración propia.

## 4 CONCLUSIONES

El prototipo permite realizar testeos de prensión mantenida de los cuales calcula tres indicadores de desempeño: la fuerza promedio, la fuerza máxima y el déficit, además de obtener de manera indirecta información acerca del desempeño de fuerza en falanges distales de la mano.

El dispositivo puede ser usado en la medición de fuerza de los músculos flexores de la mano, permite medir la fuerza ejercida en uno o más dedos de la mano simultáneamente.

Este dispositivo permite realizar la valoración muscular, almacenamiento de datos y seguimiento en la rehabilitación del usuario con posibilidad de retroalimentación.

## AGRADECIMIENTOS

Este proyecto fue financiado con recursos del Centro de Investigación y Desarrollo Científico CIDC de la Universidad Distrital Francisco José de Caldas, convocatoria N°5-2013, Código: 2-7-368-3.

## REFERENCIAS

- [1] G.J. Tortora y B. Derrickson, "Principios de anatomía y fisiología / Principles of Anatomy and Physiology", Editorial Médica Panamericana, 11a Ed., Buenos Aires, Argentina. 2006. ISBN: 978968798877.
- [2] C. Marco, Ch. Cipriani, B. Jehenne, Donati Marco., y M. Carrozza, "Bio-inspired mechanical design of a tendon-driven dexterous prosthetic hand", 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina. Ago. – Sep, 2010.
- [3] S.J. Carp." Peripheral Nerve Injury an Anatomical and Physiological Approach for Physical Therapy Intervention", Editorial F. A. Davis Company, Philaphia, USA, ISBN=0803645155, 2015.
- [4] P. J. Delgado, A. Fuentes, P. Martínez de Albornoz y J. M. Abad. "Reducción indirecta y fijación percutánea en fracturas del radio distal". *Patología del Aparato Locomotor*, Fundación MAPFRE. Vol. 5. Supl II. pp. 56-63. 2007. Mar. 2016. [Online] Disponible en: [http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/patologia/v5sII/pdf/02\\_09.pdf](http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/patologia/v5sII/pdf/02_09.pdf)
- [5] J. Morenas, R. Sabido y M. Leyton. "Descripción de la carga mecánica soportada por los dedos en distintos agarres de escalada deportiva en expertos". *Revista Kronos*. X. Vol. 18. pp. 85-91. Mar. 2010. [Online] Disponible en: [http://abacus.universidadeuropea.es/bitstream/handle/11268/3153/Kronos\\_18\\_10.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://abacus.universidadeuropea.es/bitstream/handle/11268/3153/Kronos_18_10.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

- [6] G.L. Beauregard y J.R. LA Course. "The variability of applied finger pressure during perception threshold testing of carpal tunnel syndrome". N.H. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 13, No. 4. Durham, New Hampshire, United States, 1991.
- [7] D. O. Jiménez y M. C. Granados. "Diseño y construcción de un medidor de la fuerza durante la brazada de natación en estilo libre". *Revista ingeniería Biomédica*, Vol. 3, núm. 6, pp. 56-63, jul.-dic. 2009. ISSN: 1909-9762.
- [8] E. Mejía, J. Mejía, J. Delgado, O. Avilés. y D. Amaya. "Dispositivo transductor para la medición de fuerza y velocidad en una tarea de corte con escalpelo." *Revista EIA Escuela de Ingeniería de Antioquia*, Vol. 7, núm. 14, pp. 147-160, dic. 2010. ISSN: 1794-1237
- [9] Bechtol CO. "The use of a dynamometer with adjustable handle spacings". *Revista J Bone Joint Surg Am*, Vol. 36, pp. 820-830. 1954.
- [10] M. Mayordomo "Análisis de dinamómetros de la mano: Valores Normativos de la Población Española", Memoria presentada para optar para el grado de Doctor. Universidad Complutense de Madrid. Madrid España. 2011. ISBN: 978-84-694-2683-8.
- [11] G. Fidias y O. Arias. "El proyecto de investigación: guía para su elaboración" Ed. Episteme, Tercera Edición, pp. 15-22. Caracas, Venezuela. 1999. ISBN: 980-07-3868-1.
- [12] T. D. Cook y CH. S. Reichardt, "Métodos cualitativos y cuantitativos en investigación evaluativa", Ediciones Morata, S. L., 1<sup>a</sup> ed., pp.3-4, Madrid, España, 1986. ISBN: 84-7112-310-X
- [13] Tekscan Flexoforce® Incorporated. "Sensors User Manual". pp. 8-15, South Boston, USA, 2009. 19 Ene. 2016. [Online] Disponible en: [http://www.advanticsys.com/shop/documents/1322665340\\_Flexoforce\\_A201-100l.pdf](http://www.advanticsys.com/shop/documents/1322665340_Flexoforce_A201-100l.pdf)
- [14] L. Carrión, D. Ochoa y J. Valverde. "Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (fsr) con LABVIEW". Cuenca- Ecuador. Marzo 2009. [Online] Disponible en: [http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robótica/nap/nap\\_fsr.pdf](http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robótica/nap/nap_fsr.pdf)
- [15] Microchip Technology Inc. "PIC18F4620 Data Sheet 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology". Feb. 2014. [Online] Disponible en: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/115982/MICROCHIP/PIC18F4620.html>
- [16] Sigma Electrónica LTDA, Longtech Optics.
- [17] Sigma Electrónica LTDA. "General Specification of AK-1607". Ago. 2008. [Online] Disponible en: <http://www.sigmaelectronica.net/manuals/TECLADO-16.pdf>
- [18] Crystalfontz America, Incorporated. "Graphic LCD module specificationas", feb. 2009. [Online] Disponible en: [http://www.crystalfontz.com/products/document/1153/CFAG12864BTMIV\\_v2.0.pdf](http://www.crystalfontz.com/products/document/1153/CFAG12864BTMIV_v2.0.pdf)
- [19] A. Casanova. "Memorias SD/MMC Realizando una librería a nivel de Hardware". Revista UCONTROL Electrónica en general pics en particular. Número 9. Año 3. pp. 30-41. ago. 2010. [Online] Disponible en: <http://www.4shared.com/web/preview/pdf/LAE4639R>
- [20] C. Henao y D. Cardona. "Manejo de una memoria sd/mmc con un pic16f87x". *Revista Scientia et technica*, Universidad tecnológica de Pereira. Año XVI. Núm. 44. Abr. 2010. ISSN: 0122-1701
- [21] iTead Studio. "HC-05 –Bluetooth to Serial Port Module". Jun. 2010. [Online] Disponible en: [http://biblioteca.geekfactory.mx/Bluetooth\\_Bee\\_Pro/datasheet\\_hc-05.pdf](http://biblioteca.geekfactory.mx/Bluetooth_Bee_Pro/datasheet_hc-05.pdf)
- [22] F. M. Archundia Papacetzi. "Wireless Personal Area Network (WPAN) & Home Networking". Capítulo 3, "El estandar Bluetooth IEEE 802.15.1". Dic. 2003. [Online] Disponible en: [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/le/m/archundia\\_p\\_fm/capitulo\\_3.html](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/le/m/archundia_p_fm/capitulo_3.html)
- [23] V. Mathiowetz, K. Weber, G. Volland, N. Kashman, "Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations". *J. Hand Surg.* Vol 9A, pp. 222-226. 1984.
- [24] Ch. Lagerström, B. Nordgren. "Methods for measuring maximal isometric grip strength during short and sustained contractions, including intra-rater reliability". *Upsala J. Med. Sci.* Vol 101, pp. 273- 286. 1996.
- [25] T. Pérez, J. Soto Rey y R. Gonzales, "Estudio del tiempo de reacción ante estímulos sonoros y visuales". *Motricidad. European Journal of Human Movement.* Vol. 27. pp. 149-162. Nov. 2011. [Online] Disponible en: [http://oa.upm.es/12070/1/INVE\\_MEM\\_2011\\_109221.pdf](http://oa.upm.es/12070/1/INVE_MEM_2011_109221.pdf)
- [26] J. Daza Lesmes. "Test de movilidad articular y examen muscular de las extremidades". Editorial Médica Panamericana. pp. 122. Bogotá D.C. 1996. ISBN 9789589181232.