

Control de un sistema mecatrónico mediante señales mioeléctricas

CASTILLO-QUIROZ, Gregorio†, VELAZQUEZ-APARICIO, Mahali, OLVERA-SOLIZ, Moisés y GONZAGA-LICONA, Elisa

Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico Superior de Huauchinango-ITSH-TecNM, Av. Tecnológico No 80, Huauchinango, Puebla, México

Recibido 7 de Enero, 2017; Aceptado 15 de Marzo, 2017

Resumen

En este trabajo de investigación se presenta la implementación de un sistema para la detección, adquisición y acondicionamiento de señales mioeléctricas, obtenidas específicamente del bíceps braquial, que serán empleadas en el control de la posición angular de un aeropéndulo, con el fin de usar las señales electromiográficas en la manipulación de sistemas mecatrónicos. Para la adquisición de estas señales se utilizaron electrodos superficiales adheribles a la piel, una tarjeta electrónica que amplifica y filtra las señales de posibles ruidos electrostáticos y una tarjeta Arduino como receptor de esta información, posteriormente se creó un algoritmo en LabVIEW para el acoplamiento de la señal y así transmitirla a un programa en Matlab Simulink que se encarga de interpretar y posicionar el aeropéndulo de acuerdo a la magnitud de la señal electromiográfica. Obteniendo como resultado la interpretación de la señal que genera la contracción y relajación del bíceps braquial, en el posicionamiento angular del aeropéndulo.

Señales mioeléctricas, Arduino, Simulink, Sistemas Mecatronicos

Abstract

In this work we present the implementation of a system for the detection, acquisition and conditioning of myoelectric signals, specifically obtained from the biceps brachii, which will be used in the control of the angular position of an aeropendulum, with the final purpose that use the signals Electromyography in the manipulation of mechatronic systems. To acquire these signals, skin-surface electrodes were used, a commercial card that amplifies and filters the signals of possible electrostatic interference and an Arduino card as receiver of this information, after that an algorithm was created in LabVIEW for the coupling of the Signal and thus transmit it to a program in Matlab Simulink that is responsible for interpreting and positioning the aeropendulum according to the magnitude of the electromyographic signal. Obtaining as a result the interpretation of the signal that generates the contraction and relaxation of the biceps brachii, in the angular positioning of the aeropendulum.

Myoelectric signals, Arduino, Simulink, Mechatronics System

Citación: CASTILLO-QUIROZ, Gregorio, VELAZQUEZ-APARICIO, Mahali, OLVERA-SOLIZ, Moisés y GONZAGA-LICONA, Elisa. Control de un sistema mecatrónico mediante señales mioeléctricas. Revista de Innovación Sistemática. 2017. 1-1:46-54

† Investigador contribuyendo como primer autor

Introducción

En el cuerpo humano se generan diferentes señales bioeléctricas presentes en tejidos, células, nervios, glándulas, entre otros. Que permiten el funcionamiento de órganos tales como el cerebro, el corazón, los ojos y los músculos. Estas señales reciben nombres característicos dependiendo del órgano en el que se originan. Para los órganos mencionados, las señales reciben el nombre de electroencefalografías, electrocardiográficas, electrooculográficas y electromiográficas, respectivamente (Flóres, 2007). El estudio de estas señales ha dado como resultado sistemas que prevén enfermedades degenerativas en los músculos, además de que gracias al avance de la tecnología se han creado dispositivos que resuelven problemas de sistemas biológicos, entre ellos se encuentran los diferentes tipos de prótesis mioeléctricas y sistemas de control de posición instrumental médico.

Hoy en día, gran parte de la población nacional tiene alguna discapacidad motora por causas como accidentes, enfermedades o problemas congénitos. Tomando en cuenta las necesidades de las personas con problemas motores, es que surge el interés de estudiar el proceso de adquisición de las señales mioeléctricas.

Mediante la obtención de estas señales, adquiridas superficialmente de los músculos de una de las extremidades, se podrá controlar la posición angular de los grados de libertad de un sistema mecatrónico, como consecuencia de la contracción y relajación voluntaria del músculo a estudiar. Con el fin de contribuir a futuros proyectos centrados en el uso de las señales electromiográficas con aplicaciones en prótesis, siendo este trabajo la base teórica y práctica de su obtención.

El desarrollo de este trabajo de investigación está dividido en las secciones que a continuación se describen:

Materiales

Se describen las características de los componentes utilizados en la construcción del prototipo.

Metodología

Se describen los pasos que se siguieron para el desarrollo de la investigación.

Resultados

En esta sección se analizan los resultados obtenidos para determinar si se ha logrado el objetivo.

Conclusiones

Se habla de los objetivos logrados satisfactoriamente y de cómo contribuye este trabajo en diversas aplicaciones relacionadas con el uso de señales mioeléctricas.

Agradecimientos

Se agradece a las personas e instituciones que permitieron el desarrollo de esta investigación.

Materiales

Para la elaboración de este trabajo se precisó de electrodos superficiales de cloruro de plata, sensores musculares MyoWare, tarjeta programable Arduino, dos laptops o CPU's, un aeropéndulo, los programas LabView, Matlab y la IDE de Arduino, jumpers y cables USB, en la Figura 1 se muestran los elementos más indispensables para el tratamiento de este tipo de señales.



Figura 1 Elementos electrónicos

Electrodos superficiales

Se utilizaron electrodos húmedos de cloruro de plata, entre la placa de metal y la piel estos contienen una sustancia electrolítica o gel conductor, esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente. Las características eléctricas se mencionan en la Tabla 1.

Característica	Especificación
Impedancia ACZ I (antes de la simulación de desfibrilación)	220 Ohm
Voltaje de compensación de CC (antes de la simulación de desfibrilación)	0,2 mV
SDR (potencial restante después de la simulación de desfibrilación)	11 mV
Pendiente (disminución potencial después de la simulación de desfibrilación)	0,2 mV / s
COIN (inestabilidad de desplazamiento combinado y ruido interno)	4 μ V
Tolerancia de corriente de polarización (tensión de compensación de CC después de la carga de CC)	6 mV

Tabla 1 Especificaciones eléctricas del electrodo

Sensores musculares

El sensor muscular que se utilizó mide, filtra, rectifica, y amplifica la actividad eléctrica de un músculo, y produce una señal de salida analógica, que fácilmente pueda ser leído por un microcontrolador.

Las características del mismo se encuentran en la Tabla 2.

Parámetro	Mín	TYP	Max
Voltaje de Suministro	+2.9V	+3.3v o +5v	+5.7v
Potenciómetro de Ganancia Ajustable	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Voltaje de la señal de salida: EMG (centrado alrededor de + Vs / 2)	0 V 0V	-- --	+Vs +Vs
Impedancia de Entrada	--	110 G Ω	--
Corriente de Suministro	--	9 mA	14 mA

Tabla 2 Especificaciones eléctricas del sensor

Tarjeta programable Arduino

La tarjeta Arduino fue utilizada como una tarjeta de adquisición de datos, para recabar la información proveniente del sensor.

Aeropéndulo

El aeropéndulo es un sistema que basa sus movimientos angulares en un motor montado en un extremo del eje de un péndulo, el cual cuenta con una hélice para generar un impulso al eje rotatorio del péndulo.

Metodología

El desarrollo de esta investigación se llevó a cabo mediante el diseño experimental, debido a las diversas variables que intervienen en el sistema para cumplir con su objetivo principal. Este proyecto se realizó en los siguientes pasos:

Detección de señales electromiográficas en los músculos del brazo

La piel del ser humano es un tejido conductor que está formado de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, teniendo como resultado, la interacción entre el electrodo y la piel mucho ruido. Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen en dos principalmente: electrodos secos y electrodos húmedos. Los electrodos húmedos son los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor, esto es con el fin de minimizar el ruido que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente, por esa razón se decidió que se utilizara este tipo de electrodos para este proyecto.

Para la obtención de las señales, se utilizó un sensor muscular y electrodos superficiales húmedos, este sensor necesita de tres electrodos, dos de ellos son adyacentes a la placa y el tercero es una extensión del sensor y sirve como referencia de la señal. La señal fue obtenida del bíceps braquial, el sensor fue colocado como se muestra en la Figura 2.

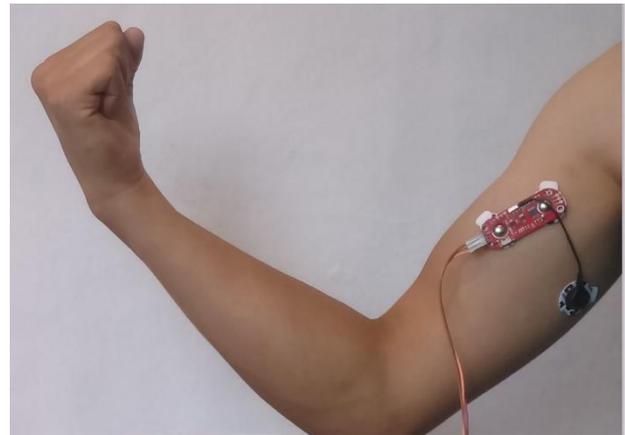


Figura 2 Ubicación del sensor muscular en el brazo de prueba

Creación de la interfaz de LabVIEW

La interfaz que se creó permite acoplar la señal obtenida del sensor y visualizarla en pantalla, para ello se utilizó un ciclo *while loop* que mantiene la lectura de la señal del músculo actualizada de manera constante, también se colocó un indicador de voltaje para visualizar la amplitud de la señal en cualquier instante de tiempo. La interfaz de LabVIEW creada se observa en la Figura 3.

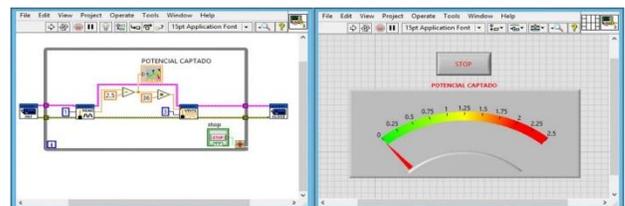


Figura 3 Interfaz de LabVIEW

Modelo Matemático del Aeropéndulo

El sistema del Aeropéndulo, como el que se muestra en la Figura 4, es de orden superior, no lineal. Es un excelente sistema para llevar a cabo pruebas para diversas técnicas de control y las teorías de control moderno. Por otra parte, también puede simular muchos fenómenos en la naturaleza, tales como robots, objetos voladores en el espacio, simuladores 3D, equipos teleoperados, exoesqueletos, etc.

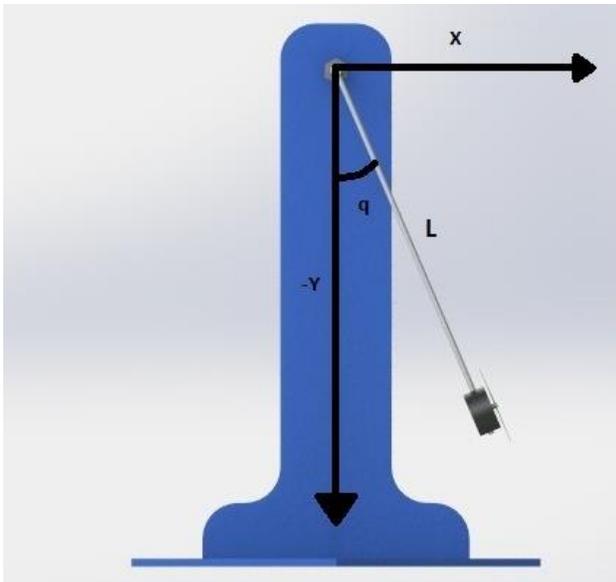


Figura 4 Diagrama del cuerpo libre del aeropéndulo

Para obtener el modelo matemático del sistema se requiere aplicar la ecuación de Euler-Lagrange. La ecuación que describe al aeropéndulo tomaría la siguiente forma:

$$m L^2 \ddot{q} = -m g L \sin(q) - b \dot{q} + T \quad (1)$$

Donde mg es el peso del motor, L es la longitud del motor del Aeropéndulo, b es el coeficiente de fricción y T es la fuerza de empuje de la hélice.

Después de un análisis de linealización de la ecuación (1). Nuestra función de transferencia la entrada será la fuerza de empuje y la salida será el ángulo que forma la barra móvil con la vertical. Por lo tanto la función de transferencia quedará de la forma:

$$G(s) = (k L) / (m L^2 s^2 + b s) \quad (2)$$

Creación de la interfaz de Matlab

Los sistemas de control son diseñados para mantener la estabilidad en un sistema. Los sistemas para tener un comportamiento óptimo necesitan de compensadores o de controladores.

Entre los compensadores más utilizados son los de adelanto, atraso, atraso adelante. En este estudio aplicaremos un compensador de atraso que funciona de manera inversa a como lo hace un compensador de adelanto. Como es de esperarse aumentará el tiempo de respuesta en estado transitorio, sin embargo se obtendrá mejor precisión en estado estable y suprime los efectos de ruido en altas frecuencias. Por el lado de controladores se aplicará la técnica del Regulador Cuadrático Óptimo Lineal (LQR) que ofrece una ley de control simple, muy robusta tanto en tiempo continuo o en tiempo discreto.

El Aeropéndulo, contiene un sistema electrónico que puede controlarse desde Matlab, para su control cuenta con un diagrama de bloques en Simulink, del cual se utilizó solamente el compensador de retardo, también se realizó un sistema de control LQR, para comparar las respuestas a los cambios de amplitud de la señal. Para la comunicación con la tarjeta Arduino se agregó el toolbox correspondiente. Estos diagramas de control se pueden observar en las Figuras 5 y 6.

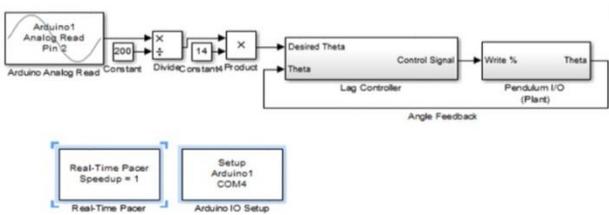


Figura 5 Diagrama de bloques del compensador de retardo

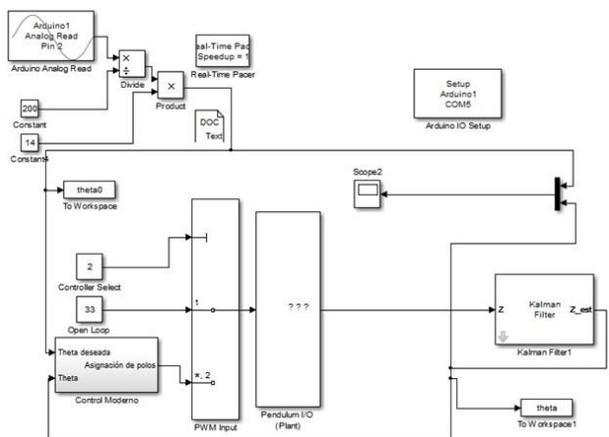


Figura 6 Diagrama de bloques del controlador LQR

Resultados

Se realizó en el software LabVIEW, un algoritmo adecuado para acoplar las señales captadas por el sensor, ya que las medidas que se obtenía de este, partían de los 2 voltios y la requerida debía partir de 0 voltios, de esta manera, cuando el músculo estaba en reposo el ángulo del aeropéndulo era nulo. Se realizó con satisfacción en el software Matlab, el algoritmo que además de la comunicación con la tarjeta del aeropéndulo, permite recibir la información necesaria para el posicionamiento angular del mismo, mediante un puerto distinto.

Además se localizó de manera certera el área superficial del músculo del brazo y la colocación favorable del sensor, donde este capta con mayor amplitud las señales electromiográficas, realizando las lecturas del sensor de manera correcta, y la interpretación de estas, en el Aeropéndulo como se muestra en la Figura 7

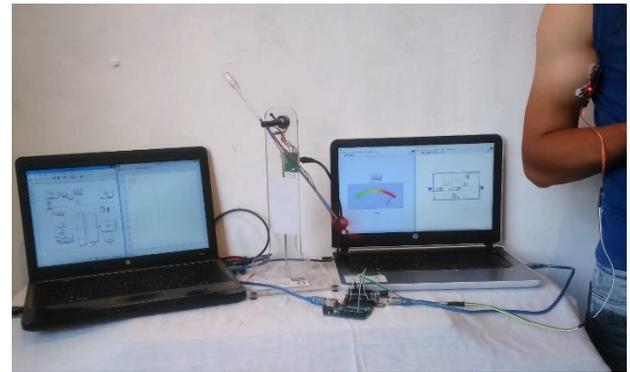


Figura 7 Prototipo final

En la prueba realizada con el compensador de retardo se tuvo un comportamiento como el del Gráfico 1, la línea azul corresponde al voltaje obtenido del sensor y la morada describe el comportamiento de la respuesta del aeropéndulo, se observa que el sistema cumple con posicionar al aeropéndulo en base a la flexión del brazo.

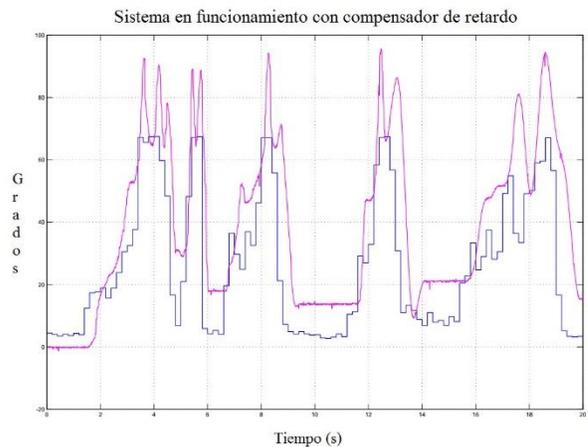


Gráfico 1 Respuesta del compensador de retardo

Se obtuvo el Gráfico 2 que muestra el comportamiento del sistema con el controlador LQR, en esta se visualiza que la respuesta es más suave ante los cambios de voltaje.

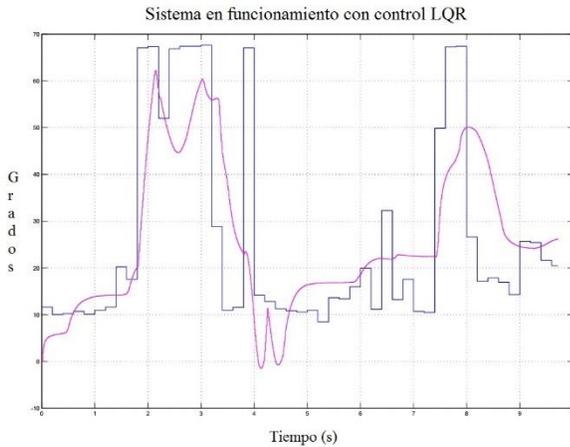


Gráfico 2 Respuesta del controlador LQR

El control LQR resultó muy efectivo consiguiendo una estabilidad con un error menor del 5% en 1.8 segundos tal como se muestra en el Gráfico 3.

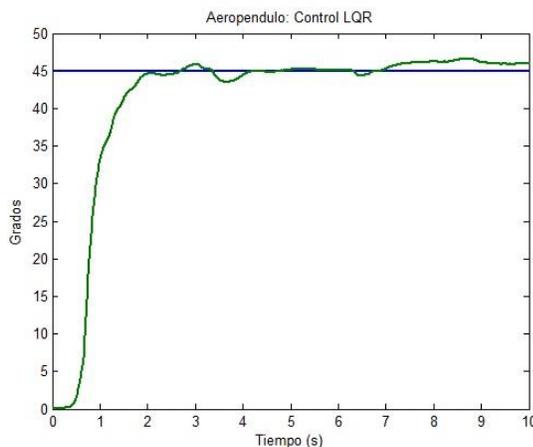


Gráfico 3 Respuesta del controlador LQR ante una posición deseada de 45 grados

En el Gráfico 4 se aprecia el comportamiento de la posición angular del aeropéndulo con respecto a la intensidad de voltaje obtenido del sensor, el cual es previamente amplificado.

También podemos observar el incremento en grados de la posición angular del aeropéndulo por cada variación de voltaje en intervalos de 0.1 volts.

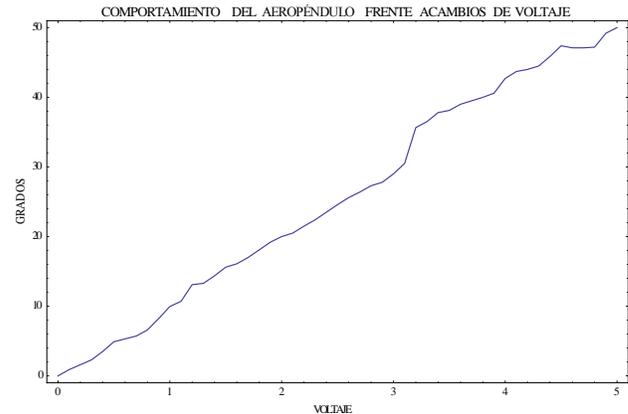


Gráfico 4 Comportamiento del sistema frente a cambios de voltaje

En este análisis se aplicó un compensador de retardo y un controlador LQR sobre el aeropéndulo y se constató que los dos tuvieron éxito en las respuestas del sistema. El controlador LQR mostró una mejor respuesta y rendimiento. Para el diseño del compensador y del controlador LQR se basaron en el sistema lineal (ver ecuación 2), pero el sistema del aeropéndulo es no lineal (ver ecuación 1) por lo que se recomienda para mejorar la respuesta y hacer más efectivo el sistema es usar la herramienta de control Fuzzy, con este control no es necesario conocer el modelo matemático de la planta, sólo consiste en conocer las reglas de control que lo gobiernan el sistema, lo cual es fácil de deducir.

Agradecimiento

Los autores desean expresar su agradecimiento a la carrera de Ingeniería Mecatrónica del Instituto Tecnológico Superior de Huauchinango por el apoyo y las facilidades para el desarrollo de este trabajo.

Conclusiones

Se demostró satisfactoriamente que se puede hacer uso de las señales mioeléctricas para el control de un sistema de un grado de libertad como lo es el aeropéndulo, con el fin de reproducir las acciones que son realizadas por un músculo.

Este sistema podría contribuir en la aplicación de las señales mioeléctricas en una prótesis inteligente y ayudar a gente con problemas como es la pérdida de una extremidad, sin embargo las aplicaciones se pueden extender y contribuir a otras necesidades, ejemplos de estas pueden ser simuladores 3D, equipos tele operados, exoesqueletos, entre otras.

Referencias

- Roger Álvarez Fiallo, D. C. (05 de Diciembre de 2016). Instituto Superior de Medicina Militar "Dr. Luis Díaz Soto". Obtenido de http://bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35_4_06/mil08406.htm
- Dudley S. Childress. Historical aspects of powered limb prostheses. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, Vol, 9 Num 1, 1985-American Academy of Orthotists and Prosthetists,1985
- Dunlop, G.R. "A distributed controller for the Canterbury hand", ICOM2003. International Conference on Mechatronics. Professional Engineering Publishing, London, UK, 2003
- Harris, M., P. Kyberd "Design and development of a dextrous manipulator", ICOM2003. International Conference on Mechatronics. Professional Engineering Publishing, London, UK, 2003.
- González, J. M. (2004). *ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES*. Revista Digital Universitaria, 8-15.
- Terrazas, K. C., & Rodriguez, M. d. (2016). *SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES MIOELÉCTRICAS*. Ciudad Juárez: La Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.
- Bryant Fernando Salas Flórez, Y. A. (2007). Análisis de Señales Mioeléctricas orientadas a la Robótica. En Y. A. Bryant Fernando Salas Flórez, Análisis de Señales Mioeléctricas orientadas a la Robótica (pág. 12). Bogotá: Universidad de la Salle, Facultad de Ingeniería de diseño y automatización electrónica.
- S.A., C. O. (Agosto de 2016). El sistema Nervioso: Documental completo.
- Tresguerres, J. A. (2005). *Fisiología Humana*. México: McGraw-Hill Interamericana.
- Barone, L. R. (s.f.). *Anatomía y Fisiología del cuerpo humano*. Buenos Aires-Rep. Argentina: Cultural Librería Americana S.A. -MMIV, Grupo Clasa.
- Loyola, L. F. (2008). Tejido Nervioso. En L. F. Loyola, *Histología* (pág. 241). Lima, Perú: Departamento de Ciencias Morfológicas.
- Edgar Leandro Cota Maman, A. C. (Agosto de 2016). *Sistema Nervioso Parte 1*. Lima, San Marcos, Perú.
- John E. Hall, A. C. (2011). Fisiología de la membrana, el nervio y el músculo. En A. C. John E. Hall, *Tratados de Fisiología médica* (págs. 61-62). Jackson Mississippi: ELSEVIER.

Navarro, R. B. (s.f.). Electromiografía. En Instrumentación Biomédica (págs. 2-6). Universidad de Alcalá Departamento de Electrónica.

Miyara, F. (2004). Filtros Ideales. En F. Miyara, Filtros Activos (págs. 8-12). Argentina: Universidad Nacional de Rosario.

V., E. i. (Septiembre de 2016). Equipos Interferenciales. Obtenido de www.interferenciales.com.mx

Ebay. (Septiembre de 2016). Obtenido de www.ibay.com

MyoWare. (2015). MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) DATA SHEET. Advancer Technologies.

Enicov, E. T., & Campa, G. (Octubre de 2016). PROYECTO AEROPENDULUM. Obtenido de PROYECTO AEROPENDULUM: <http://aeropendulum.arizona.edu/>

MathWorks. (18 de Noviembre de 2016). Simulink. Obtenido de MathWorks: <https://www.mathworks.com/products/simulink/>

Instruments, N. (noviembre de 2016). National Instruments. Obtenido de <http://www.ni.com/labview/esa/>

Arduino. (01 de Diciembre de 2016). Obtenido de Arduino: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>

Torrente Artero, Óscar (2013), Arduino, Curso práctico de formación, Alfaomega, México.

Humana, F. (Septiembre de 2016). Biología Humana. Obtenido de Biología Humana: <https://www.blogger.com/profile/08882214844849646299>

Neurofisiológicos, E. (Septiembre de 2016). Electromiograma / EMG. Obtenido de Electromiograma / EMG: <http://estudios-neurofisiologicos.com/que-es-un-emg/>

Adafruit. (Octubre de 2016). Obtenido de <https://www.adafruit.com/product/2773>

Andrés Tovar Pérez, P. (Abril de 2017). Biomecánica, Biomecatrónica. Obtenido de Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia: <http://www.ing.unal.edu.co/eventos/mmp/docs/conferencias/Biomecnic.pdf>

Alda, F. L. (abril de 2017). B.log.ia 2.0. Obtenido de B.log.ia 2.0: <http://b-log-ia20.blogspot.mx/2016/06/>

Player, S. (Abril de 2017). Células del sistema nervioso. Obtenido de <http://slideplayer.es/slide/154867/>