/05/

# SISTEMA DE REHABILITACIÓN DE CODO BASADO EN UNA ÓRTESIS ROBÓTICA CONTROLADA POR UNA INTERFAZ GRÁFICA DESARROLLADA EN PYTHON

ELBOW REHABILITATION SYSTEM BASED ON A ROBOTIC ORTHOSIS CONTROLLED BY A GRAPHICAL INTERFACE DEVELOPED IN PYTHON

#### Eduardo Francisco García Cabezas

Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de investigación de la Facultad de Mecánica (Ecuador).

edugarciac\_87@hotmail.com

#### Jhonny Marcelo Orozco Ramos

Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de investigación de la Facultad de Mecánica (Ecuador). ingjmorozco@gmail.com

#### Gloria Elizabeth Miño Cascante

Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de investigación de la Facultad de Mecánica (Ecuador).

gloriamino@yahoo.es

## Carlos Oswaldo Serrano Aguiar

Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de investigación de la Facultad de Mecánica (Ecuador). concar\_10@hotmail.com

## Ángel Geovanny Guamán Lozano

Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Grupo de investigación de la Facultad de Mecánica (Ecuador).

angel\_lzn@hotmail.com

Recepción: 11/01/2018. Aceptación: 02/02/2018. Publicación: 29/06/2018

## Citación sugerida:

García Cabezas, E. F., et al. (2018). Sistema de rehabilitación de codo basado en una órtesis robótica controlada por una interfaz gráfica desarrollada en Python. 3C TIC: Cuadernos de desarrollo aplicadas a las TIC, 7(2), 104-123. DOI: http://dx.doi.org/10.17993/3ctic.2018.60.104-123/

# **RESUMEN**

El presente trabajo describe la construcción de un equipo asistente para el proceso de rehabilitación del codo con el fin de ayudar a la recuperación de personas que han sufrido algún tipo de traumatismo asociado o no a una lesión ósea. Suele causar rigidez en la articulación y consta de una órtesis robótica previamente diseñada en SolidWorks adaptable a la estructura del miembro superior que facilita la movilización y estiramiento del codo, flexo-extensión. El sistema de control de la órtesis está fundamentado en el uso de un microcontrolador ATmega2560 asociado mediante comunicación serial a una Raspberry Pi3, la generación de su movimiento está gobernado por un actuador eléctrico, un servomotor HS-755HB. La rutina de flexo-extensión es ajustable por medio de una interfaz gráfica desarrollada en Python visible y manipulable en una pantalla táctil resistiva de 3.2 pulgadas TFT LCD montada sobre la Raspberry Pi3. Con la implementación del sistema se tiene como resultado evidente la órtesis compuesta por piezas impresas en 3D en material PLA seleccionado por ser resistente y de bajo costo, tomando como referencia el punto generado cuando el brazo se lo ubica a nivel del hombro y a su vez perpendicular al antebrazo, se logran movimientos máximos en sentido horario de 90° y antihorario de 40° respecto a la referencia que pueden ser regulados acorde al caso del paciente. En conclusión, se logró consolidar un equipo compacto con un sistema de control robusto y una interfaz de alto nivel para interactuar con el usuario.

## **ABSTRACT**

The present work describes the construction of an assistant team for the rehabilitation process of the elbow in order to help the recovery of people who have suffered some type of trauma associated or not with a bone injury. Usually it causes stiffness in the joint and consists of a robotic orthosis previously designed in SolidWorks adaptable to the structure of the upper limb that facilitates mobilization and elbow stretch, flexo-extension. The control system of the orthosis is based on the use of an ATmega2560 microcontroller associated by means of serial communication to a Raspberry Pi3, the generation of its movement is governed by an electric actuator, a servomotor HS-755HB. The flex-extension routine is adjustable by means of a graphical interface developed in Python visible and manageable in a 3.2-inch TFT LCD resistive touch screen mounted on the Raspberry Pi3. With the implementation of the system, the orthosis composed of 3D printed parts in PLA material selected for being resistant and low cost is evident, taking as reference the point generated when the arm is located at shoulder level and at the same time perpendicular to the forearm, maximum movements are achieved clockwise of 90° and anti-clockwise of 40° with respect to the reference that can be regulated according to the case of the patient. In conclusion, it was possible to consolidate a compact team with a robust control system and a high level interface to interact with the user.

# PALABRAS CLAVE

Órtesis, Rehabilitación, Raspberry, Python, Codo.

# **KEY WORDS**

Orthosis, Rehabilitation, Raspberry, Python, Elbow.

# 1. INTRODUCCIÓN

Aproximadamente, el 15% de la población a nivel mundial sufren a causa de un tipo de discapacidad, se habla acerca de 1.100 millones de personas, cada una de ellas tiene limitaciones para desarrollar diferentes actividades con su cuerpo, por tal motivo son discriminados y limitados (Paz, 2017). Por esta razón, la tecnología y la ciencia están abordando el tema y buscando soluciones. Los exoesqueletos y órtesis en la actualidad han sido de mucha ayuda para las personas ya que permite la movilidad humana.

La órtesis de miembros superiores se utiliza con frecuencia en pacientes con problemas neurológicos, tales como EVC, TEC, parálisis cerebral, lesiones medulares y de nervios periféricos.

Las órtesis son dispositivos biomecánicos que se adaptan externamente, sobre cualquier región anatómica, para mejorar la funcionalidad del sistema o musculo (G, 2005). Básicamente, los problemas se generan en el músculo esquelético debido a traumas, deportes, o accidentes. La órtesis de miembros superiores se utiliza con frecuencia en pacientes con problemas neurológicos, tales como EVC, TEC, parálisis cerebral, lesiones medulares y de nervios periféricos.

Cuando se investiga la tecnología del exoesqueleto, en un gran porcentaje los inventores se han centrado en las siguientes áreas: rehabilitación, aplicaciones militares y la manipulación de cargas pesadas o movimientos repetitivos de diversas industrias (Bluter, 2016).

El exoesqueleto se deriva de (exo) que significa afuera y (esqueletos) esqueleto, en los animales es una estructura externa que permite sostener órganos internos. En la actualidad, el exoesqueleto tiene una aplicación médica, los mismos se los diseña mecánicos o robot porque tienen un armazón externo que permite moverse a su portador y realizar diferentes actividades, lo cual en muchos casos está programado o tiene sensores que permiten actuar al exoesqueleto en una fracción de segundo que permite la movilidad a personas que tiene limitación de movimientos (Muñoz, 2017). La evolución del exoesqueleto gira de la mano con la evolución de la batería, motores y diferentes sistemas de almacenamiento de alta densidad, conjuntamente del diferente desarrollo de los materiales (Bowdler, 2014).

El primer exoesqueleto aprobado y el más apropiado para el ser humano por su estructura fue el de ReWalk Robotics, ya que permite que las personas con problemas motrices puedan caminar

nuevamente sin tener la apariencia de un robot. El sistema del exoesqueleto tiene un sistema con Windows y envía señales de control (Tecnomag, 2014).

Son varias las actividades que el ser humano realiza en su desempeño cotidiano, laboral y de entretenimiento, y todas están ligadas al desarrollo de movimientos continuos y síncronos de las partes que componen su cuerpo. Toda actividad por más simple que ésta sea, relaciona un nivel de riesgo en su ejecución, puede generarse un accidente que presente un tipo de lesión que puede o no ser visible instantáneamente, pasajera o permanente.

El codo es la articulación que une el brazo y el antebrazo y está estructurado por tres huesos: el húmero, el radio y el cubito. Existe una articulación, sus superficies articulares forman tres articulaciones en una: radio-cubital, radiohumeral y cúbito-humeral. Se presenta diferentes lesiones que afectan directamente a la articulación de codo, sean propias de la misma articulación o propias de los huesos que la forman pero muy relacionadas con el movimiento articular (EMO).

Las lesiones que se pueden adquirir son: esguinces y roturas ligamentosas, luxaciones de codo, fractura de tercio medio inferior de humero y olecranon. Para la rehabilitación de las lesiones se debe controlar la movilidad del codo, se deben recuperar simultáneamente la amplitud articular y la fuerza muscular, tanto en flexo-extensión como en pronosupinación (Vazquez, 2012).

El sistema de rehabilitación propuesto consta de una órtesis adaptable a la articulación del codo. Es un dispositivo biomecánico que se adapta externamente, sobre la región anatómica del brazo y antebrazo para mejorar la funcionalidad del sistema o músculo mediante actividades de repetición de movimientos (Aguirre, 2015).

Actualmente, se encuentran en el mercado diversos sistemas embebidos que facilitan el desarrollo a nivel de prototipo de soluciones integrales a problemas que se presentan en el desarrollo de la vida cotidiana, así como también a nivel industrial. Por ejemplo, tarjetas de la plataforma Arduino, son placas hardware libre que incorporan un microcontrolador reprogramable y una serie de pineshembra que están unidos internamente a las patillas de E/S del microcontrolador. Estas permiten conectar de forma muy sencilla y cómoda diferentes sensores y actuadores (Llinares, 2013). Otro de los módulos revolucionarios es la Raspberry PI, una placa computadora de bajo costo, se podría decir que es un ordenador de tamaño reducido desnudo de todos los accesorios que se pueden eliminar sin que afecte al funcionamiento básico. Está formada por una placa que soporta varios componentes necesarios en un ordenador común y es capaz de comportarse como tal (Artero, 2013).

El impacto que surge de su uso para la generación de soluciones es que al ser de la gama Open Source son implementaciones de bajo costo poniendo de esta manera el acceso de tecnología a bajo costo para poblaciones de limitadas de recursos.

# 2. DISEÑO

#### 2.1. DISEÑO DE LA ÓRTESIS

Se planteó realizar el diseño de una órtesis adaptable al brazo y antebrazo de una persona, secciones del miembro superior cuyo desplazamiento requiere ser controlado para la ejecución de protocolos o rutinas de rehabilitación del codo. Como estrategia inicial para el desarrollo del diseño se realizó la toma de medidas antropométricas de estas fracciones corporales de una muestra de 200 jóvenes estudiantes de la Carrera de Ingeniería Industrial de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Se generó una distribución normal de los datos, considerando de esta manera trabajar en el diseño con una media de las medidas adquiridas.

Para el modelado de la órtesis de codo se empleó como herramienta para el diseño asistido por computador el software SolidWorks, donde se planteó el diseño de sus partes manteniendo total similitud a la estructura ósea del brazo y antebrazo humano, creando la base para un exoesqueleto. La facilidad que presenta el software para el ensamble general de las piezas permitió generar una estructura completa y realizar la simulación de sus movimientos para verificar la funcionalidad del diseño y garantizar que no incomode al paciente, su fácil colocación y una apariencia estéticamente aceptable.

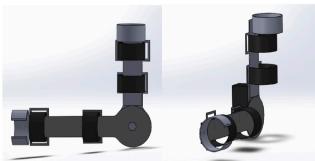


Gráfico 1. Diseño 3D de la órtesis de codo.

Fuente: autores.

El diseño de la órtesis de codo se la planteó tomando en cuenta ciertas consideraciones: el modelo estaría elaborado para un brazo derecho, tendría un grado de libertad que represente la articulación del codo, sería de fácil colocación y cómodo para el paciente. El gráfico 1 muestra el diseño en 3D de la órtesis.

Para interpretar el movimiento en el espacio en función del tiempo se plantea el análisis matemático de la cinemática directa de la órtesis, donde según un sistema de coordenadas tomado como referencia se determina la relación entre la posición y la orientación del efector final partiendo de los valores conocidos de la articulación y los parámetros geométricos de los eslabones planteados en la Tabla 1.

Tabla 1. Medias eslabones órtesis.

Eslabón	Medida (cm)	
Brazo	18.8	
Antebrazo	25	

Fuente: autores.

Para el análisis cinemático directo se utiliza el Método sistematizado de Denavit – Hartenberg, que establece la selección de un sistema de coordenadas para cada eslabón y sintetizar la obtención de las matrices de cambio de base  $^{i-1}A_i$  entre el sistema asociado al eslabón i-1 y al eslabón i. ( )

Tabla 2. Matriz D-H.

Eslabón	$a_{i}$	$a_i(mm)$	$\boldsymbol{\theta}_{i}$	$d_i(mm)$
1	90	0	$\theta_{_{1}}$	0
2	90	188	$ heta_{\scriptscriptstyle 2}$	0
3	-90	250	$\theta_{_{3}}$	0

Fuente: autores.

Esta relación entre dos eslabones rígidos consecutivos unidos por una articulación a través de una matriz  $^{i-1}A_i$  está dada en función de 4 parámetros, como se denota en la Tabla 2 ( $\infty$ , a,  $\theta$ , d) asociados a 4 movimientos consecutivos, rotación y traslación en z, seguidos de la traslación y rotación en x (De Lima, 2016).

Generando las matrices de los eslabones de acuerdo a la aplicación del método adoptado para el análisis se obtiene:

$$\mathbf{A}_{1} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_{1} & \mathbf{0} & -\mathbf{b}_{1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{b}_{1} & \mathbf{0} & \mathbf{a}_{1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & -1 & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix}$$
 (1)

$$\mathbf{A}_{2} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_{2} & 0 & -\mathbf{b}_{2} & 1.88.\mathbf{a}_{2} \\ \mathbf{b}_{2} & 0 & \mathbf{a}_{2} & 1.88\mathbf{b}_{2} \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
 (2)

$$\mathbf{A}_{3} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_{3} & 0 & -\mathbf{b}_{3} & 2.5\mathbf{a}_{3} \\ \mathbf{b}_{3} & 0 & \mathbf{a}_{3} & 2.5\mathbf{b}_{3} \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
 (3)

Multiplicando las matrices generadas se obtiene la matriz base  $T_n$  entre los eslabones asociados desde la base al extremo de la órtesis. La matriz base para el dedo índice se plantea (De Lima, 2016):

$$T = A_1 * A_2 * A_3 * A_4 * A_5 * A_6$$
 (4)

Inicialmente, se plantea la solución genérica de la matriz global de transformación se obtiene de la siguiente manera (De Lima, 2016):

$$T = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & E_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & E_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & E_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
 (5)

Donde la matriz T contiene la matriz rotacional y el vector de posición escalado.

#### 2.2. PLANTEAMIENTO DE PRESTACIONES DEL SISTEMA

El sistema completo relaciona una parte mecánica y una de control eléctrico/electrónico. Se trazan requisitos específicos a cumplirse para el óptimo funcionamiento del sistema.

#### a. Parte Mecánica

- La estructura debe permitir la flexo extensión del codo. Tomando como punto de referencia la posición inicial del brazo a la altura del hombro y colocado el antebrazo perpendicular del mismo. El desplazamiento a cumplirse en flexión será de 40° y la extensión de 90°.
- Modelo cómodo y ligero.

#### b. Parte de Control

- Ejecución de acciones pre programadas sobre el actuador de la órtesis.
- Disponer de una interfaz gráfica que permita el seteo de parámetros de configuración.

#### 2.3. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

#### A. Ensamble de la Órtesis robótica



**Gráfico 2.** Elementos reciclados utilizados en la construcción de la órtesis. **Fuente:** autores.

En este punto cabe resaltar que para la implementación de la órtesis se consideró el uso de varias partes obtenidas del reciclaje como son láminas de aluminio, un juego de engranajes y un motor tomados de una impresora y un disco duro obsoletos. Se los muestra en el Gráfico 2.



**Gráfico 3.** Partes de la órtesis en láminas de Aluminio & Ensamble. **Fuente:** autores.

Para la construcción de la órtesis robótica, se parte de la solidificación del diseño realizado en SolidWorks, donde las piezas fueron trabajadas en láminas de aluminio. Se seleccionó este tipo de material por su facilidad de manipulación y tratamiento al momento de realizar el corte y ensamble

de las piezas, generando una apariencia estéticamente buena y un alto grado de comodidad en el usuario de la órtesis. En el gráfico 3 se muestra las piezas cortadas y el ensamble de las mismas.

El movimiento de la órtesis por diseño se lo presentó mediante el uso de un actuador eléctrico. En este caso, un servomoto de la marca HITEC, modelo HS-755HB que para su funcionamiento hace uso de la modulación por ancho de pulso (PWM) en un rango manipulable de 500 a 2400 µs; con una alimentación de 4.8 voltios este actuador generan un torque de hasta 11 Kg-cm.

El gráfico 4 indica la posición del servo para la inducción del movimiento en la articulación del codo, que facilitará el movimiento del mismo para la ejecución de los protocolos de rehabilitación que se asignen, dentro de la flexo – extensión del codo.





**Gráfico 4.** Ubicación Actuador Eléctrico. **Fuente:** autores.

El Gráfico 5 denota el conjunto de pasos ejecutados para el ensamble de la órtesis de codo una vez construidas todas las piezas.



**Gráfico 5.** Ensamble de la órtesis. **Fuente:** autores.

# B. Sistema de control por secuencias pre programadas

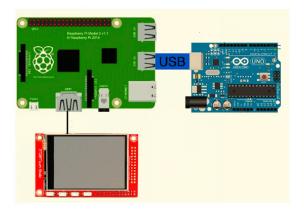
Para el control de la órtesis robótica se empleó un microcontrolador ATMEGA 2560 montado sobre el sistema embebido Arduino MEGA, encargado de gestionar las señales de PWM para el control del servomotor.

Se determinan secuencias de movimientos para la órtesis robótica definiendo los grados de flexo – extensión estipulados por el fisioterapeuta en los rangos establecidos que podrán ser seteados a nivel de programador o de usuario por medio de una interfaz gráfica a desarrollarse también como bondad del sistema integrado. La secuencia de estos movimientos se la puede ajustar por tiempos específicos o por número de repeticiones.

## C. Configuración de dispositivos

Raspberry Pi es un ordenador de placa reducida de bajo costo, y se podría considerar como un minicomputador diseñado para ejecutar varias versiones del sistema operativo GNU/Linux open Source para la presente implementación se utiliza Raspbian (Siegle, 2015).

La solución planteada para el control de la órtesis se basa en el uso de hardware de código abierto como Arduino y Raspberry Pi desarrollados para el uso en diferentes aplicaciones permitiendo presentar soluciones más económicas con las mismas prestaciones y rendimiento que una solución creada por una compañía especializada (Siegle, 2015).



**Gráfico 6.** Elementos sistema de control. **Fuente:** autores.

Dentro del sistema planteado se emplea Arduino para la generación de las señales de control de para el servomotor, considerando dicha acción como nexo de interacción de la interfaz gráfica con el entorno real. Para la mencionada interfaz se utiliza como recurso la Raspberry Pi3 empleada en conjunto con una pantalla táctil TFT de 4" para visualización de la interfaz de con los parámetros de configuración. El Gráfico 6 muestra el diagrama de relación de los dispositivos que componen el sistema donde se establece el tipo de comunicación entre ellos, en este caso vía puerto serial.

**Gráfico 7.** Programación en Python & Arduino. **Fuente:** autores.

La habilitación de la comunicación serial dentro de la Raspberry se la ejecuta por medio del comando sudo apt-get install python-serial. Una vez levantado este servicio se procede con la creación de un bloque de programación sobre Python, se accede a este por medio de la codificación nano <nombre\_programa> en la que se influye un identificador para el programa de extensión .py, incluyendo en el mismo operaciones de lectura y escritura de las variables del sistema.

Para el desarrollo de la interfaz gráfica se utilizó Python y dentro de este se aplicaron los recursos de la librería Tkinter perteneciente a la biblioteca gráfica Tcl/Tk, la misma que se encuentra disponible para varios lenguajes de programación.

Al igual que con otros módulos se procede con la habilitación del servicio, la forma de hacerlo variará entre la versión de Python que se tenga en este caso para el proyecto se utilizó la 3.6, para lo cual se empleó el comando *import tkinter*.

# 3. RESULTADOS

Como resultado del análisis cinemático operando, las matrices de cambio de base se obtienen las componentes rotacionales globales (R11, R12, R13, R21, R22, R23, R31, R32, R33) de la matriz base:

Tabla 3. Matriz Rotacional.

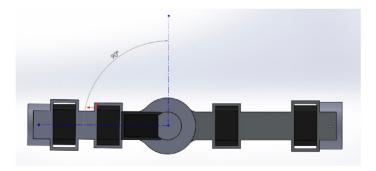
R <sub>11</sub>	R <sub>12</sub>	R <sub>13</sub>
a <sub>1</sub> a <sub>2</sub> a <sub>3</sub> + b <sub>1</sub> b <sub>3</sub>	a <sub>1</sub> b <sub>2</sub>	-a <sub>1</sub> a <sub>2</sub> b <sub>3</sub> + a <sub>3</sub> b <sub>1</sub>
R <sub>21</sub>	R <sub>22</sub>	R <sub>23</sub>
a2a3b1- a1b3	$b_1b_2$	-a <sub>2</sub> b <sub>1</sub> b <sub>3</sub> -a <sub>1</sub> a <sub>3</sub>
R <sub>31</sub>	R <sub>32</sub>	R <sub>33</sub>
-a₃b₂	a <sub>2</sub>	b <sub>2</sub> b <sub>3</sub>

Se hallan también los componentes del vector de posición escalado.

$$P_{X} = 2,5a_{1}a_{2}a_{3} + 2,5b_{1}b_{3} + 1,88a_{1}a_{2}$$
(1)

$$Py = 2,5a_2a_3b_1-2,5a_1b_3+1,88a_2b_1$$
 (2)

$$Pz = -2.5a_3b_2 - 1.88b_2$$
 (3)



**Gráfico 7.** Movimiento Extensión. **Fuente:** autores.

La órtesis resultó ligera y resistente adaptable a la estructura del brazo y antebrazo de acuerdo a la media de 18,8 y 25 centímetros de las medidas antropométricas tomadas de la muestra. En base al diseño mecánico y la programación se establece un rango de 130° de flexo-extensión distribuidos 40° en flexión y 90° en extensión, acciones relevantes para la rehabilitación de la articulación del codo.

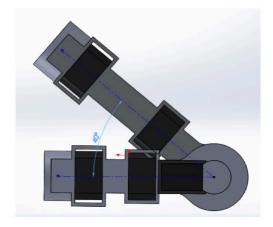


Gráfico 8. Movimiento Flexión.

Fuente: autores.

Se obtuvo un óptimo resultado, la órtesis cumple con su función al incitar el movimiento en la articulación a rehabilitarse, no encuentra inconvenientes a pesar de la diferencia de masa corporal que los pacientes presentan.

Para ejecutar las pruebas de la órtesis robótica en acción, se trabajó con pacientes de distintas edades en las cuales se seleccionó un niño mayor de 10 años, un joven y una persona adulta que no sobrepase la edad de 85 años. Esto se debe a que esta edad no es recomendada para rehabilitación debido a que ya empieza el deterioro óseo, y tampoco se recomienda a quienes se encuentren en desarrollo óseo. Se pudieron evidenciar valores específicos de acuerdo a la edad, o lo que es lo mismo, la longitud del brazo considerando un promedio base de 10 repeticiones por paciente. Se obtuvo un óptimo resultado, la órtesis cumple con su función al incitar el movimiento en la articulación a rehabilitarse, no encuentra inconvenientes a pesar de la diferencia de masa corporal que los pacientes presentan.



**Gráfico 9.** Pruebas en pacientes. **Fuente:** autores.

Colocada la prótesis, se ubica en una posición inicial que puede variar visualmente, se puede colocar con o sin apoyo en el brazo.



**Gráfico 10.** Pruebas en pacientes. **Fuente:** autores.

En el Gráfico 10 se observa la órtesis en funcionamiento en base a los parámetros configurados desde la interfaz gráfica mostrada en el Gráfico 11, donde se encuentra seleccionado el modo de funcionamiento como repeticiones del protocolo de rehabilitación por tiempo con ángulos específicos de 15 ° y 75° para flexión y extensión.

ORTESIS DE CODO PARAMETROS DE FUNCIONAMIENTO				
Tiempo(MIN)	Flexión (°)			
# Repeticiones	Extensión (°)			
INIC	10			

**Gráfico 10.** Interfaz gráfica. **Fuente:** autores

## 4. CONCLUSIONES

En trabajos futuros se plantea adherir al sistema un módulo para estipular el dolor en el paciente y lograr una auto-calibración para los límites de flexo-extensión que permita desarrollar de acuerdo al tipo de lesión.

El diseño fue creado de acuerdo a la necesidad de muchas personas al momento de realizar un proceso de rehabilitación para la articulación del codo por diferentes tipos de traumatismos en rutinas de flexo extensión para que no estén ligados a la presencia de un fisioterapeuta. Considerando que sea un modelo útil para una amplia población, se la construyó fundamentada en un estudio de campo que permitió determinar una media de medidas antropométricas. Resalta el hecho de utilizar materiales reciclados que permiten reducir costos de producción de la órtesis robótica, que resulta ser un sistema completo al constar de una forma de control manipulable en rangos estipulados denotando la inserción de tecnología con sistemas robustos de control para campos de sistemas inteligentes de rehabilitación. En trabajos futuros se plantea adherir al sistema un módulo para estipular el dolor en el paciente y lograr una auto-calibración para los límites de flexo-extensión que permita desarrollar de acuerdo al tipo de lesión.

# 5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Artero, O. T. (2013). ARDUINO Curso básico de formación, México: Alfa omega.

Bluter, T. (2016). La Tecnología del exoesqueleto. Professional Safety, 32.

Bowdler, N. (2014). Exoesqueletos: se vienen los "super humanos". MUNDO.

**De Lima, H.** (2016). Análisis Cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior. Universidad Politécnica de Madrid, Madrid.

**EMO.** (s.f.). Órtesis de miembro superior. ORTEC. España.

G, D. C. (2005). Órtesis de Miembros Superiores. Recuperado de http://www.arcesw.com/o\_m\_s.pdf

García, A. (2015). Qué es Arduino y para qué se utiliza. PANAMAHITEK.

Escuela Técnica Superior de Informática UPV. (2013). Raspberry Pi. Recuperado de http://histinf.blogs.upv.es/2013/12/18/raspberry-pi/

Llinares A. y Nadal, G. (2015). Sistemas embebidos.

Muñoz, A. (2017). Que es un exoesqueleto. Computer Hoy.

Paz, M. (2017). Exoesqueleto: La revolución de la movilidad humana. MarcoPaz.mx

**Siegle, J.** (2015). Neural ensemble communities: open source approaches to hardware for large-scale electrophysiology. *Current Opinion in Neurobiology*.

**Tecnomag.** (2014). El primer exoesqueleto robótico aprobado comercialmente. *TecnoMagazine*.

Vazquez, C. (2012). Neurorrehabilitacion. PANAMAERICANA.