

# **Diseño y Construcción de un Prototipo Funcional Controlado por Computadora para la Rehabilitación de Codo y Muñeca**

**GABRIELA MOYA**

**STEPHANIE VÁSQUEZ**

Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE

Sangolquí, ECUADOR

[gaby.pmc@gmail.com](mailto:gaby.pmc@gmail.com)

[vastephanie@hotmail.com](mailto:vastephanie@hotmail.com)

## **RESUMEN**

En el presente proyecto, se han considerado las medidas antropomórficas del brazo del ser humano, tomando en cuenta los movimientos y ángulos correspondientes al codo y la muñeca con la finalidad de realizar un prototipo de rehabilitación destinado a la primera y segunda fase de rehabilitación para que el paciente logre la movilidad completa de sus articulaciones. La implementación de este prototipo consta de cuatro adaptaciones, una por movimiento, tarjeta electrónica con función de interfaz de sensores y tarjeta de control y una interfaz gráfica mediante la cual el fisioterapeuta puede ingresar el ciclo de rehabilitación personalizado para las necesidades de cada paciente.

## **ABSTRACT**

In this project, we have considered the anthropomorphic dimensions from the human arm, taking into account the movements and angles from the elbow and wrist looking forward to developing a rehabilitation prototype for first and second phases of rehabilitation for the patient achieve his complete mobility from articulations. The implementation of this project consists of four different adaptations, one for each movement, sensors' interface electronic board and control board, and a graphical user's interface where the physiotherapist is able to setup a personalized rehabilitation cycle responding the patient needs.

## **1 INTRODUCCION**

La rehabilitación tiene como finalidad lograr que el paciente realice sus funciones y actividades cotidianas mediante un conjunto de procedimientos en los que el paciente va mejorando la movilidad progresivamente e incrementando la fuerza de su articulación, músculo o tejido afectado ya sea por un accidente o por una enfermedad. Con conocimiento de que la robótica terapéutica permite acelerar el proceso de rehabilitación, se consideró para este proyecto un prototipo controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca de una persona adulta, el cual realizará movimientos pasivos al

paciente para alcanzar la movilidad completa de la articulación del codo o la muñeca dentro de la primera y segunda etapa de rehabilitación.

Para la seguridad del paciente, hemos considerado que el ingreso de datos para la rehabilitación sea de la zona a tratar (codo o muñeca), brazo (izquierdo o derecho), movimiento (flexión-extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción aducción de la muñeca), ángulos límites de cada movimiento ( $0^{\circ}$ - $130^{\circ}$ ,  $-90^{\circ}$ - $90^{\circ}$ ,  $-70^{\circ}$ - $70^{\circ}$ ,  $-30^{\circ}$ - $15^{\circ}$  respectivamente) y velocidad (baja, media, alta) de acuerdo al proceso de rehabilitación del paciente. Las variables a controlar en el proceso

de rehabilitación son el ángulo y sentido de giro, y la posición, las cuales serán controladas por medio de la comunicación de Matlab – Arduino.

Mediante la comunicación Matlab- Arduino es posible la transferencia de datos, envío- recepción de señales y la ejecución de comandos de Arduino desde Matlab, por lo que simplifica el control de las variables envueltas en el programa. Además incluye una interfaz gráfica desarrollada en Matlab Guide para que el fisioterapeuta pueda realizar fácilmente el ingreso de datos para el proceso de rehabilitación.

## 2 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA

Para realizar el diseño se consideraron los movimientos con sus ángulos de movilidad respectivos, y las medidas del brazo que intervienen en el movimiento, como se muestra en la Figura 1.

MOVIMIENTO	ANGULO DE MOVILIDAD	RANGO DE MEDIDAS	DESCRIPCIÓN
Flexión- Extensión del codo	130 ° - 0°	21 -27.4cm 6.4 - 8.6 cm	Longitud del antebrazo (entre ejes del codo y muñeca) y distancia del
Pronación- Supinación del codo	-90 ° - +90°	21 – 27.4 cm 6.4 - 8.6 cm	doblez de la muñeca al centro del mango
Flexión- Extensión de la muñeca	-70 ° - +70°	6.4 - 8.6 cm	Distancia del doblez de la muñeca al centro del mango
Abducción - Aducción de la muñeca	-30 ° - +15°	6.4 - 8.6 cm	

Figura 1. Consideraciones antropomórficas para el diseño del prototipo.

La arquitectura del sistema de rehabilitación se basa en el diagrama mostrado en la Figura 2, donde el ingreso se hace a través de la interfaz de usuario para que luego esta información sea transmitida al controlador Arduino y envíe la señal correspondiente al actuador y los mecanismos teniendo en cuenta la información proveniente de los sensores de las variables a controlar y así realizar la rehabilitación al paciente.

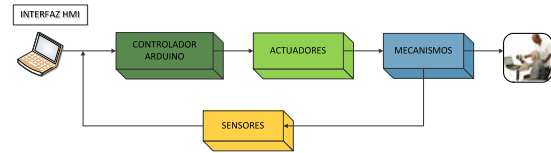


Figura 2. Esquema General del sistema.

El prototipo está destinado para una persona adulta quien pueda rehabilitar su brazo izquierdo o derecho, por lo que el diseño de este prototipo toma en cuenta las medidas mínimas de mujeres y máximas de hombres para que sea adaptable a todo tipo de paciente, estas medidas se muestran en la Figura 1, en el rango de medidas.

### Diseño Mecánico

El sistema mecánico fue dividido en cuatro áreas para facilitar el diseño de cada una de ellas.



Figura 3. Diseño Mecánico

Para la selección del actuador que generará los movimientos correspondientes, se calculó el torque para cada uno de ellos. De este cálculo se obtuvo como resultado para la flexión-extensión del codo de 10.15Nm, pronación-supinación del codo de 4.19Nm, flexión-extensión de la muñeca de 1.25Nm y 1.37Nm para la abducción-aducción de la muñeca. El cálculo de torque se realizó considerando las masas de la mano (0.73Kg) y de la mano y antebrazo (3.13Kg), por esta razón el servomotor Torxis i00600 con un torque de 11.3Nm resulta ser el más apropiado para esta aplicación.

El diseño mecánico está mostrado en la Tabla 1, donde se indica la forma de cada pieza que consta en el prototipo y una breve descripción de la funcionalidad de cada una de ellas.

### Diseño Electrónico

El diseño del sistema electrónico cuenta con dos partes fundamentales. Una tarjeta de interfaz de sensores y una tarjeta de control encargada de la

ejecución de todas las acciones del actuador. El esquema del diseño electrónico se muestra en la Figura 4.

Sistema de Soporte y Desplazamiento	
	Canal principal y Secundario, Soportes para antebrazo y muñeca
Sistema de Acople del Actuador	
	Base y Disco acoplados al servomotor Torxis i00600
Mecanismos de Acople	
	Flexión - Extensión del codo
	Pronación - Supinación del codo
	Flexión - Extensión de la muñeca
	Abducción-Aducción de la Muñeca
Cubierta del Prototipo	
	Cubierta Frontal
	Cubierta Posterior

Tabla 1. Partes correspondientes al diseño mecánico.

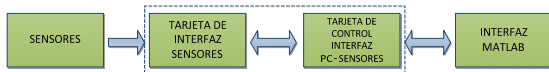


Figura 4. Esquema Electrónico

En la tarjeta de interfaz de sensores tenemos el acondicionamiento de señal de los sensores de posición angular, sentido de giro y finales de carrera. Mientras que para la tarjeta de control se optó por tarjetas de programación Arduino, la cual fue seleccionada por el número de E/S que fueron necesarias para el presente proyecto.

La tarjeta con la que se trabajó fue una Arduino UNO R3, cuenta con 14 pines de E/S digital además que permiten salida PWM necesario para el control del servomotor Torxis.

### Programación

La programación de la interfaz de usuario permite el ingreso de datos de rehabilitación, selección de movimiento, consideración de límites angulares de cada movimiento, calibración del motor y verificación de estado de sensores. Por lo tanto, la

programación se divide en dos procesos particulares, el de mantenimiento y el de rehabilitación como se muestra en la Figura 5.

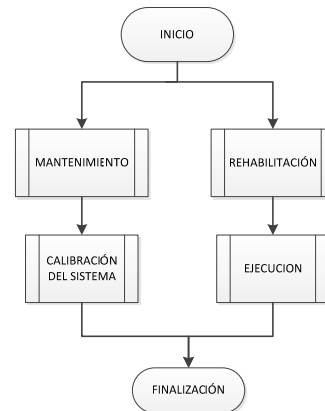


Figura 5. Diagrama de flujo de la programación.

El usuario puede escoger el proceso a ejecutar, ya sea mantenimiento donde se realiza la calibración del motor y la verificación del estado de los sensores, para esto la Figura 6 muestra la interfaz de usuario para el proceso de mantenimiento.

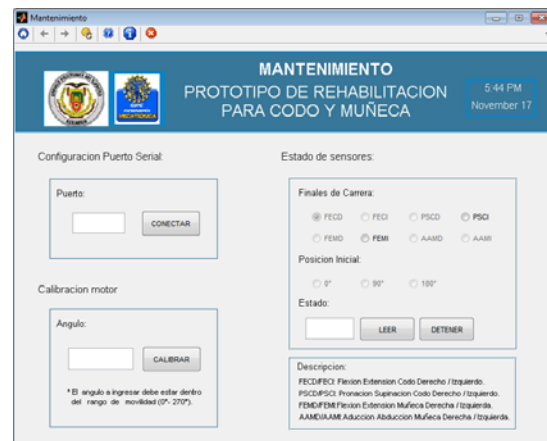


Figura 6. Pantalla de mantenimiento.

Para el proceso de rehabilitación, el usuario sigue los pasos indicados a continuación:

1. Zona a rehabilitar (Codo o Muñeca).
2. Brazo a rehabilitar (Izquierdo o Derecho).
3. Movimiento a realizar (Flex-Ext, Pro-Sup, Flex- Ext, Abd-Ad).

4. Ingreso de ciclo de trabajo (Ángulo mínimo y máximo del paciente, número de series y repeticiones, velocidad).
5. Puerto Serial para comunicación.
6. Confirmación de ciclo de trabajo.
7. Ejecución del proceso.

La pantalla de la interfaz de usuario para el proceso de rehabilitación se muestra en la Figura 7 donde se encuentra un proceso en ejecución.



Figura 7. Pantalla de ejecución del proceso de rehabilitación seleccionado.

### 3 VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO

Se sometió al prototipo a varios escenarios de pruebas, de las cuales se obtuvo los siguientes resultados.

Desfase Angular	No de Pruebas	Error
0°	11	0
1°	7	1.35
2°	8	1.65
3°	4	3.31

Tabla 2. Desfase Angular pruebas motor.

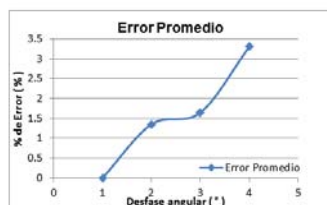


Figura 8. Tendencia error vs desfase angular

De 30 pruebas de movilidad el motor tuvo un desfase máximo con respecto al ángulo ingresado de 3° lo que representa un error del 3.3%.

Las pruebas de rehabilitación se las realizó con un paciente que presentaba un diagnóstico de post fractura de codo y muñeca, se realizaron varias sesiones de rehabilitación, en la tabla 3 podemos observar los ejercicios realizados con sus respectivos ángulos alcanzados por sesión.

Sesión	Muñeca		Codo	
	Flexión	Extensión	Pronación	Supinación
Día 1	-50	45	-70	45
Día 2	-65	65	-90	55
Día 3	-70	70	-90	65
Día 4	-70	70	-90	68
Día 5	-70	70	-90	70
Día 5	-70	70	-90	73

Tabla 3. Pruebas de rehabilitación a paciente.

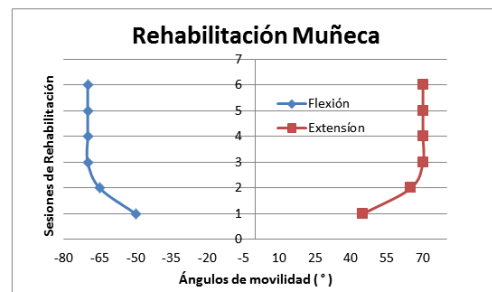


Figura 9. Ángulos de movilidad del paciente por sesión.

### 4 CONCLUSIONES

El prototipo es capaz de efectuar los movimientos propuestos de flexión-extensión, pronación-supinación de codo y flexión-extensión, aducción- abducción de muñeca, dentro de los límites antropomórficos establecidos en los requerimientos del presente proyecto realizándolos de tal manera que el paciente al recibir la terapia de rehabilitación efectúa movimientos pasivos para lograr alcanzar la movilidad completa de la articulación afectada dentro de la primera y segunda fase de rehabilitación para un paciente de edad adulta.

Para evitar señales erróneas por parte de los sensores, se diseñaron circuitos de acondicionamiento para los sensores de fin de carrera y de sentido de giro respectivamente, tal que se obtengan señales apropiadas para ser enviadas a la tarjeta de control.

Mediante la utilización del módulo gráfico de Matlab, llamado Guide, se desarrolló una amigable interfaz gráfica, la cual por medio de la programación pertinente se controla las señales enviadas y recibidas por parte de la tarjeta de control para asegurar el correcto ingreso de datos por parte del usuario, control de sentido y ángulo de giro del servomotor, control de estado de sensores de fin de carrera, y visualización del proceso de rehabilitación.

Con el objetivo de comprobar la adaptabilidad prestada por el presente proyecto de realizaron una serie de pruebas con personas sanas de diferentes estaturas y géneros notando que puede ser utilizada por cualquier persona adulta debido a que el sistema de desplazamiento y los soportes permiten acomodarse a cada paciente sin ningún problema.

Analizando las pruebas de campo del prototipo con una paciente con diagnóstico de fractura de codo y muñeca se observó una mejoría en la movilidad de ambas articulaciones mediante varias sesiones de rehabilitación, por lo que se concluye que el presente proyecto cumple con los objetivos propuestos ya que se comprobó que la paciente tuvo una mayor movilidad permitiéndole alcanzar progresivamente ángulos cada vez más cercanos a los límites angulares de los movimientos de pronación-supinación de codo y de flexión-extensión de muñeca que fue capaz de realizar utilizando el presente prototipo de rehabilitación debido a su lesión.

## **5 REFERENCIAS**

William, D. (2001). A robot for Wrist Rehabilitation. Springfield.

Wruí, P. (10 de Mayo de 2013). *Guía de diseño en movimientos repetitivos*. Obtenido de Red Cavier:

<http://ergonomiavenezuela.org/guia-de-diseno-en-movimientos-repetitivos/>

Tilley, A. (1993). *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*, The Whitney Library of Design. New York.

Norton, R. (1999). *Diseño de Maquinas*. México: Prentice Hall.

Arduino UNO R3 (2013). Obtenido de: <http://arduino.cc/>