

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO

**“SISTEMA SERVO-MECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN
DE CODO Y MUÑECA”**

AUTORES:

Ortiz Rodríguez Christian Jonnathan

Padilla García Carlos Fernando

TUTOR:

Ing. Freddy Leonardo Bueno Palomeque, Msc.

Cuenca - Ecuador

2019

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Christian Jonnathan Ortiz Rodríguez con documento de identificación N° 0106236086 y Carlos Fernando Padilla García con documento de identificación N° 0106568538, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“SISTEMA SERVO-MECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, mayo del 2019



Ortiz Rodríguez Christian Jonnathan
C.I.: 0106236086



Padilla García Carlos Fernando
C.I.: 0106568538

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “**SISTEMA SERVO-MECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA**”, realizado por Christian Jonnathan Ortiz Rodríguez y Carlos Fernando Padilla García, obteniendo el *Proyecto Técnico*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, mayo del 2019

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Freddy Bueno Palomeque', with a long horizontal stroke extending to the right.

Ing. Freddy Leonardo Bueno Palomeque, Msc.

C.I.: 0103217659

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Christian Jonnathan Ortiz Rodríguez con documento de identificación N° 0106236086 y Carlos Fernando Padilla García con documento de identificación N° 0106568538, autores del trabajo de titulación: **“SISTEMA SERVO-MECÁNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, mayo del 2019



Ortiz Rodríguez Christian Jonnathan
C.I: 0106236086



Padilla García Carlos Fernando
C.I: 0106568538

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por darme la capacidad, sabiduría, fuerza y guiarme en el camino para llegar a esta etapa de la vida.

Infinitas gracias a la Universidad que me abrió sus instalaciones que me formo como profesional, y a la vez como un buen ser humano.

Agradezco al Ing. Leonardo Bueno que con su paciencia y conocimiento hizo posible la culminación de este proyecto de titulación, y a todas las personas que de una u otra forma formaron parte de mi vida estudiantil.

Christian Jonnathan Ortiz Rodríguez.

En primer lugar le doy gracias infinitas a Dios por darme fuerza y valor para permitirme llegar a este momento tan especial en mi vida.

Quiero agradecer a la Universidad Politécnica Salesiana por todos los conocimientos adquiridos aquí y de manera especial a nuestro Tutor Ing. Mcs. Leonardo Bueno Palomeque, por todo el apoyo brindado en el desarrollo del Proyecto, ya que sin su apoyo no hubiera sido posible culminar con el mismo.

Carlos Fernando Padilla García.

DEDICATORIAS

Dedico a mis padres por todo el esfuerzo y sacrificio que me han brindado para poder llegar a estas instancias de mis estudios, por el apoyo incondicional y la confianza en cada momento de mi vida, a la vez dedicado a toda mi familia y amigos quienes me han apoyado con su fortaleza y buenos ánimos y quienes han formado parte de mi vida profesional.

Christian Jonnathan Ortiz Rodríguez

A Dios, por darme la vida y permitirme culminar con esta etapa. A mi Madre pilar fundamental en mi vida, por el apoyo brindado durante todo este largo trayecto. A mi Padre, a pesar de ya no estar presente físicamente siento que nunca me dejo solo, aunque nos faltaron muchas cosas por vivir juntos, sé que este momento hubiera sido tan especial para tí como para mí. A mi esposa e hija que forman parte importante en mi vida y finalmente a mis hermanos por el apoyo incondicional brindado durante los momentos más difíciles.

Carlos Fernando Padilla García.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS	I
DEDICATORIAS	II
ÍNDICE GENERAL	III
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	VI
RESUMEN	VII
INTRODUCCIÓN.....	VIII
ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO	IX
JUSTIFICACIÓN.....	X
OBJETIVOS	XI
CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE	1
1.2 MOVIMIENTO DEL MIEMBRO SUPERIOR	4
1.2.1 FLEXIÓN Y EXTENSIÓN.....	5
1.2.2 DESVIACIÓN RADIAL Y CUBITAL DE LA MANO (ABDUCCIÓN, ADUCCIÓN).....	6
1.3 MECANISMOS ELECTROMECAÑICOS	7
1.4 ETAPAS DE LA REHABILITACIÓN	12
1.5 TIPOS DE MOVIMIENTOS EN REHABILITACIÓN	13
CAPÍTULO 2: MARCO METODOLÓGICO	14
2.1 DISEÑO DEL PROTOTIPO COMO UN SISTEMA DE SOPORTE PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA	14
ESQUEMA DEL CIRCUITO A IMPLEMENTAR.....	14
2.1.1 SIMULACIÓN DEL DISEÑO MECÁNICO	15
2.1.2 DISEÑO Y SIMULACIÓN DEL MECÁNISMO	15
2.2 SERVO MOTOR	20
2.2.1 SELECCIÓN DEL TIPO DE SERVO MOTOR	20
2.3 CONTROLADOR ELECTRÓNICO.....	21
2.3.1 MICROCONTROLADOR	21
2.4 HMI NEXTION	21
2.4.1 CONFIGURACIÓN DE LA PANTALLA NEXTION 2.4 TFT	22
2.5 ALIMENTACIÓN	26
2.6 CIRCUITO DE CONEXIÓN DEL SISTEMA COMPLETO.....	26
CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	28
3.1 PRUEBAS AL VACIO.....	28
3.2 PRUEBAS CON CARGA	30
3.3 PROCESO DE REHABILITACIÓN CON SUJETO DE PRUEBA	32

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	35
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	38
APÉNDICES	40
APÉNDICE A: DIMENSIONES DEL PROTOTIPO.....	40
APÉNDICE B: CONSTRUCCIÓN DE FUENTE DE ALIMENTACIÓN	42
APÉNDICE C: MANUAL DE USUARIO PARA EL PROTOTIPO SERVO MECÁNICO DE REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA	46
APÉNDICE D: ALGORITMO IMPLEMENTADO	52

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Partes que conforman la extremidad superior [3].	1
Figura 1.2 Partes del brazo [7].	3
Figura 1.3 Posición Cero y Planos que dividen el cuerpo [4].	4
Figura 1.4 Movimiento de Flexión – Extensión del Codo [4].	5
Figura 1.5 Movimiento de Pronación – Supinación del Codo [4].	5
Figura 1.6 Flexión y Extensión de la muñeca [10].	6
Figura 1.7 Movimientos de Abducción y Aducción [10].	6
Figura 1.8 Exoesqueleto Armeo Power [12].	8
Figura 1.9 Armeo Spring de Hocoma [12].	8
Figura 1.10 Armeo Boom de Hacoma [12].	9
Figura 1.11 Módulo de rehabilitación de IMT [13].	10
Figura 1.12 Exoesqueleto ALEx de Kinetek [13].	11
Figura 1.13 Exoesqueleto pasivo “Track-Hold” de Kinetek [14].	12
Figura 2.14 Partes que conforma el sistema de rehabilitación.	14
Figura 2.15 Partes que conforman el prototipo.	15
Figura 2.16 Diseño de base y soporte del motor y caja de protección del circuito. ...	16
Figura 2.17 Diseño del Servo motor.	16
Figura 2.18. Acople de riel, torres y sujetadores sobre base.	18
Figura 2.19 Diseño del mango de sujeción.	18
Figura 2.20 Eje giratorio con pantalla LCD, Paro de Emergencia.	18
Figura 2.21 Prototipo para Flexión – Extensión de Muñeca.	19
Figura 2.22 Acople para aducción y abducción en muñeca.	19
Figura 2.23 a) Partes que componen el Servo-Motor SUPER500, b) Características generales del servo-Motor [16].	20
Figura 2.24 a) Arduino Mega, b) Especificaciones del Arduino Mega [17].	21
Figura 2.25 a) HMI NEXTION, b) Características generales que tiene la pantalla Nextion en la parte interna de su tarjeta de control [18].	22
Figura 2.26 Página principal.	22
Figura 2.27 Configuración nueva página llamada ejercicio.	23
Figura 2.28 Configuración página de valores.	23

Figura 2.29 Configuración de la página de función.....	24
Figura 2.30 Diagrama de flujo del proceso de control.....	25
Figura 2.31 Circuito de implementación del sistema electrónico.	27
Figura 3.32 (a) Medición de ángulos positivos, (b) Medición de ángulos negativos con Software Kinovea.	29
Figura 3.33 Medición obtenida con Software Kinovea a $\pm 80^\circ$ con Carga.....	31
Figura 3.34 Rehabilitación de Muñeca (Abducción - Aducción).....	32
Figura 3.35 Rehabilitación de Muñeca (Flexión - Extensión).	33
Figura 3.36 Rehabilitación de Codo (Flexión - Extensión).	33

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1.1 Consideraciones antropomórficas para el diseño [4][10][11].....</i>	<i>7</i>
<i>Tabla 2.1 Dimensiones consideradas de mano y muñeca [15].....</i>	<i>17</i>
<i>Tabla 3.1 Datos obtenidos con prototipo trabajando al vacío</i>	<i>28</i>
<i>Tabla 4.2 Cálculo del Error Absoluto en el Sistema, utilizando el software Kinovea</i>	<i>30</i>
<i>Tabla 5.3 Datos obtenidos del prototipo trabajando con carga</i>	<i>30</i>
<i>Tabla 6.4 Cálculo del Error Absoluto en el Sistema</i>	<i>32</i>

RESUMEN

El presente documento describe el diseño e implementación de un sistema servo mecánico para la rehabilitación de codo y muñeca, de personas con una lesión por fractura tratada quirúrgicamente o por un dislocamiento en sus articulaciones del miembro superior. El prototipo interactúa con el usuario mediante una interfaz gráfica que le permite al fisioterapeuta configurar cuantas repeticiones de una actividad son necesarias y el tiempo de rehabilitación, con la finalidad de que el control del sistema electrónico garantice el proceso de rehabilitación seleccionado por el profesional de la salud y lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de la articulación afectada. Se ha tomado en cuenta como un punto clave para diseñar el prototipo la biomecánica y antropometría del brazo, para crear un modelo que sea ajustable a diferentes características corporales y a diferentes edades. Los movimientos que el sistema realiza son: flexión – extensión para el codo y la muñeca y abducción - aducción para la muñeca, en ambos brazos. La interfaz gráfica es amigable al usuario y para el profesional de la salud, este sistema podrá cumplir una tarea simple pero que ayudará de forma progresiva a los pacientes que padezcan estas afecciones.

Las pruebas del sistema forma parte esencial a la hora de evaluar el prototipo en su funcionalidad. Se realizaron pruebas con una fisioterapeuta, quien ayudo a verificar el correcto funcionamiento. A la vez se realizaron pruebas de control del sistema con carga y sin carga, a partir de las cuales se determinó el porcentaje de error utilizando el software Kinovea. Los ángulos positivos registraron un 4,40% de error mientras que para ángulos negativos presentaron un porcentaje del 1,39% en las pruebas sin carga. En las pruebas con carga se obtuvo un porcentaje de error de 8.74% en ángulos positivos y un 5.39 % en ángulos negativos. Estos resultados muestran que el sistema puede ser empleado para programar tareas de rehabilitación de codo y muñeca.

INTRODUCCIÓN

El codo y la muñeca desempeñan funciones primordiales en los movimientos del brazo. Cuando sufren lesiones, estas son atendidas en los hospitales y pueden ser intervenidas quirúrgicamente y luego de un proceso largo de inmovilización, requieren terapia para una recuperación satisfactoria. En la actualidad debido al gran número de pacientes que requieren de una rehabilitación inmediata, y por la falta de equipos en un centro hospitalario la mayoría de esta población carece de un servicio adecuado de rehabilitación, razón por la cual se han propuesto diferentes prototipos de rehabilitación debido a que ofrecen mayor precisión en los movimientos y facilitan el trabajo de los fisioterapeutas.

La rehabilitación tiene como objetivo lograr que un paciente recupere la movilidad en la zona que haya sido afectada por algún tipo de traumatismo, ocasionado por accidentes, caídas o haciendo deporte, mediante procedimientos en los que el paciente va mejorando paulatinamente, aumentando la fuerza y la movilidad de la zona afectada. Para realizar la tarea de rehabilitación del codo y la muñeca tanto en niños como en adultos se necesitan realizar movimientos repetitivos con el paciente para así recuperar la movilidad y la fuerza de la articulación afectada. Tanto el número de repeticiones como el rango de los ángulos de movilidad dependerán del plan de rehabilitación del fisioterapeuta a cargo de este proceso. Existe otra evaluación que se basa en definir el ángulo máximo soportado por el sujeto y a partir del cual se programan las repeticiones.

La tecnología médica ha provocado el desarrollo de sistemas robóticos destinados a la rehabilitación y asistencia de personas que sufran cierto nivel de discapacidad o daño en sus funciones motrices, especialmente para el miembro superior, razón por la cual el enfoque de este proyecto es la creación de un sistema de rehabilitación para codo y muñeca. Los parámetros de control necesarios en este proceso son el número de repeticiones y el ángulo hasta el cual puede alcanzar la articulación afectada, las cuales serán controladas mediante la comunicación en una pantalla. Este tipo de comunicación hace posible que los datos ingresados en la interfaz gráfica sean transmitidos mediante un microcontrolador.

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

En el Ecuador la incidencia de lesiones depende de muchos factores entre ellos el entorno social y cultural de los afectados. Teniendo en cuenta que los hombres presentan mayor riesgo de accidentes que las mujeres por lo que se encuentra a exposiciones de alto riesgo mecánico en los lugares de trabajo. Según las estadísticas presentadas por el Grupo de investigación del Seguro General de Riesgos de Trabajo del Ecuador, datos que han sido recolectados entre los años 2014 a 2016, tomando en cuenta el miembro superior se obtiene un aproximado de 550 personas que ha sufrido cierta lesión [1].

Un estudio realizado por la Universidad de Guayaquil en el año 2015 determina la frecuencia de lesiones de miembro superior es el 21% entre los 6 y 11 años de edad. En el periodo de crecimiento casi la mitad de niños tienen la posibilidad de sufrir cierta fractura con un porcentaje del 42% mientras que las niñas un 27%. El tipo de accidentes más comunes es el deporte en niños mayores de 11 años y las caídas casuales [2].

En la literatura se describe ejemplos de dispositivos para rehabilitación de codo y muñeca como el Inmotion Arm y Track-Hold, que son sistemas de rehabilitación comerciales y que han mostrado eficiencia como la tecnología médica.

Con el avance de tecnología es posible proponer una herramienta de soporte capaz de mejorar la movilidad del codo y muñeca proporcionando movimientos pasivos para que el paciente recupere sus funciones de manera progresiva.

Un fisioterapeuta es quien analiza el grado de lesión, según esto se puede configurar un número determinado de repeticiones de rehabilitación que el paciente debe someterse.

JUSTIFICACIÓN

El prototipo propuesto tiene como finalidad personalizar el proceso de rehabilitación de acuerdo a las recomendaciones médicas a la vez como soporte tecnológico electrónico del proceso de rehabilitación de las extremidades superiores en las articulaciones del codo y la muñeca, buscando que el paciente pueda volver a realizar sus funciones y actividades cotidianas lo más pronto posible. El uso de herramientas tecnológicas electrónicas en el campo de la medicina ha revolucionado de manera que ayuda a los pacientes a utilizar dispositivos que son portátiles y que pueden ser usados en sus hogares, garantizando una recuperación satisfactoria en personas que han sufrido accidentes o enfermedades que afectan a su extremidad superior. El paciente de igual forma podría contar con el dispositivo en su casa para realizar la rehabilitación, significando esto ahorro de recursos porque se evita viajes prolongados a un centro especialista.

Hoy en día existe la dificultad de encontrar este tipo de rehabilitador de la extremidad superior para realizar la terapia en nuestro país, ya que comúnmente son importados y esto hace que el costo sea elevado, en ese caso podemos crear un prototipo en nuestro país más económico y de iguales beneficios para el paciente, considerando los requerimientos de los especialistas.

OBJETIVOS

Objetivo General

- Construir un sistema servo-mecánico como herramienta de soporte para la rehabilitación de codo (flexión-extensión) y muñeca (abducción-aducción y flexión-extensión).

Objetivos Específico

- Reconocer los grados de libertad en las articulaciones superiores de codo y muñeca en niños y adultos y la tecnología electrónica aplicada a los procesos de rehabilitación de estas articulaciones.
- Diseñar un prototipo de sistema servo-mecánico considerando los requerimientos médicos en un proceso de rehabilitación.
- Desarrollar e implementar una interfaz gráfica para el usuario y fisioterapeuta que permita la fácil configuración de los procesos de rehabilitación.
- Realizar pruebas de funcionamiento en un laboratorio para evaluar el control que ejerce el sistema sobre los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca y flexión-extensión del codo.

CAPÍTULO 1: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA O ESTADO DEL ARTE

1.1 BIOMECÁNICA DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR

La biomecánica es la ciencia encargada del estudio de la estructura mecánica del cuerpo humano, aplicando las leyes del movimiento. La biomecánica es una mezcla de ciencias tales como la mecánica, anatomía, fisiología y otras más que se emplean para el estudio del cuerpo. El miembro superior o extremidad superior, es considerado como un mecanismo de cadena abierta, que consta de cuatro partes como se indica en la Figura 1.1 [3].



Figura 1.1 Partes que conforman la extremidad superior [3].

El miembro superior es una de las extremidades con mayor movilidad del cuerpo humano. Gracias a sus articulaciones el mismo puede sujetar y manipular objetos a través de la mano; adicionalmente, el conjunto de huesos que conforman cada una de las partes antes mencionadas varían en tamaño y forma [5].

La parte del brazo, está compuesto por un solo hueso largo y en proporción más ancho que los demás conocido con el nombre de *Húmero*; el antebrazo a su vez consta de dos huesos que son el *Radio* y el *Cúbito*, este par de huesos coinciden en un punto donde forman la articulación del codo; esta unión es la que ayuda al movimiento y se las conocen como *humerocubital*, *humeroradial* y *radiocubital superior* [3].

El antebrazo es una de las cuatro porciones que conforma el miembro superior, este se halla limitado por su parte superior con el brazo mediante la articulación del codo y por su parte inferior con la mano mediante la articulación de la muñeca. Esta parte de la extremidad consta de dos huesos: *Radio* (hueso externo) y *Cúbito* (hueso interno) (ver Figura 1.2). El *Radio* se articula con el hueso del brazo, el *Húmero*, con el *Cúbito* y además con los huesos de la mano *escafoides* y *semilunar* [3][6].

El *Cúbito* o *Ulna* como se lo conoce, se articula con el hueso del brazo (*Húmero*) y con el mismo *Radio*, contribuye en la formación de la articulación del codo, pero no en el de la muñeca. La Mano es una estructura de mucha importancia para los seres humanos, ya que es una herramienta con la que contamos para realizar casi todo tipo de actividades. La mano se encuentra formada por diversas estructuras, tiene un esqueleto complejo el mismo que consta de 27 huesos distribuidos en tres zonas como son, *Carpó*, *Metacarpó* y *Dedos* [6].

CARPO

Es la zona de la mano conocida como la muñeca, está compuesta por ocho huesos que se distribuyen en dos filas, la primera fila o fila superior que se articula con los huesos del antebrazo (*Radio* y *Cúbito*), consta de cuatro huesos, *Escafoides*, *Semilunar*, *Piramidal* y *Pisiforme*; el primero de mayor tamaño ubicado en la fila que sigue la dirección del dedo pulgar, suele fracturarse con frecuencia en los traumatismos de la mano.

La siguiente fila o fila inferior se articula con los huesos metacarpianos, consta de igual manera de cuatro huesos, *Trapezio*, *Trapezoide*, *Hueso grande* y *Hueso ganchoso* la disposición de estos huesos (como se indica en la Figura 1.2 [8])

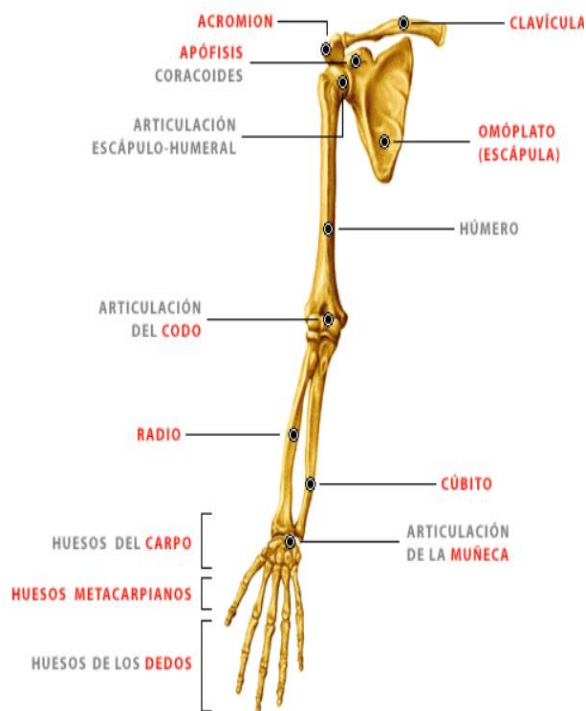


Figura 1.2 Partes del brazo [7].

METACARPO

La estructura ósea de la parte metacarpiana se conforma de cinco huesos, conocidos como metacarpianos. Este tipo de huesos tienen una forma delgada y alargada con unos pequeños abultamientos en sus extremos que sirven para articularse con los otros huesos. Son numerados contando desde el dedo pulgar, que corresponde al primer metacarpiano, el segundo corresponderá al índice y así hasta terminar en el dedo meñique con el quinto metacarpiano [9].

DEDOS

Formados por los huesos conocidos como falanges, todos los dedos a excepción del pulgar tienen tres falanges; en el pulgar solamente hay dos, éstas se denominan de la siguiente manera [8][9].

Falange proximal: estos huesos se articulan con los metacarpianos correspondientes.

Falange media: está en la zona intermedia de los dedos índice, medio, anular y meñique, como podemos ver en la imagen anterior el pulgar carece de falange media.

Falange distal: ubicada en el extremo de los dedos se articula con la falange media solamente, si observamos nuestras manos este hueso corresponde a la parte donde se ubican las uñas [6][8].

1.2 MOVIMIENTO DEL MIEMBRO SUPERIOR

Los movimientos que presenta el (codo y la muñeca), se los puede representar sobre planos alrededor de los ejes longitudinales, conocido como planimetría, su función es de medir y dar una referencia de los movimientos articulares, todo esto partiendo de una posición anatómica y de referencia cero.

Si hablamos de posición anatómica en el cuerpo humano, se hace referencia a un sujeto que se encuentra mirando hacia adelante, las palmas de las manos pegadas en sus muslos, el tronco extendido y las extremidades inferiores rectas. Con esta posición lo que permite es medir el rango en el cual se mueven las articulaciones, esta medición se la realiza en los tres planos que dividen el cuerpo humano (sagital, transversal y frontal) se muestra en la Figura 1.3 [3][4].

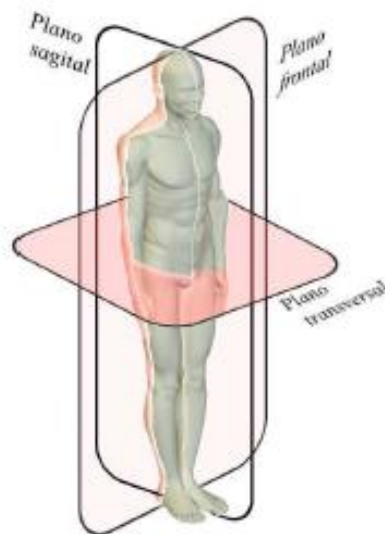


Figura 1.3 Posición Cero y Planos que dividen el cuerpo [4].

Partiendo de la posición inicial cero se pueden medir los rangos de movimiento para cada articulación, en el caso del codo, que une el brazo con el antebrazo, se cuenta con dos grados de libertad (flexión y extensión – pronación y supinación). En el primer caso el rango de movilidad esta entre 0° a 145° como máximo, como se muestra en la Figura 1.4 [3][4].

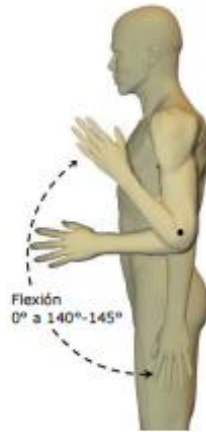


Figura 1.4 Movimiento de Flexión – Extensión del Codo [4].

Para el segundo caso (pronación - supinación), cuando la palma de la mano mira hacia arriba se da la pronación en un rango desde 0° a 90°, y en supinación cuando la palma de la mano mira al suelo en un rango aproximado de 0° a 85° como se muestra en la Figura 1.5 [4]

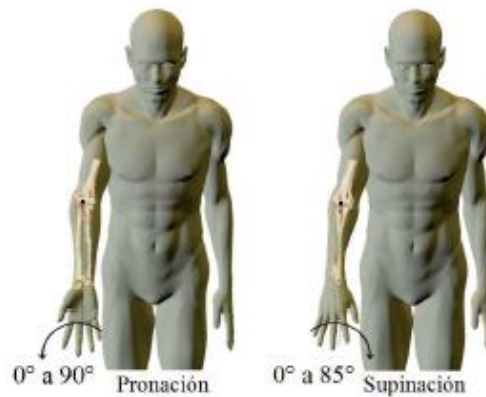


Figura 1.5 Movimiento de Pronación – Supinación del Codo [4].

1.2.1 FLEXIÓN Y EXTENSIÓN

Para el caso de la muñeca se presentan tres grados de libertad (flexión- extensión, aducción – abducción y pronación - supinación), el último movimiento no se toman como referencia de estudio debido a su bajo apoyo en la recuperación en el proceso de rehabilitación del paciente, en el primer caso los rangos de movimientos varían de 70° a 80° (extensión), y desde 60° a 79° (flexión) como se detalla en la Figura 1.6 [10].

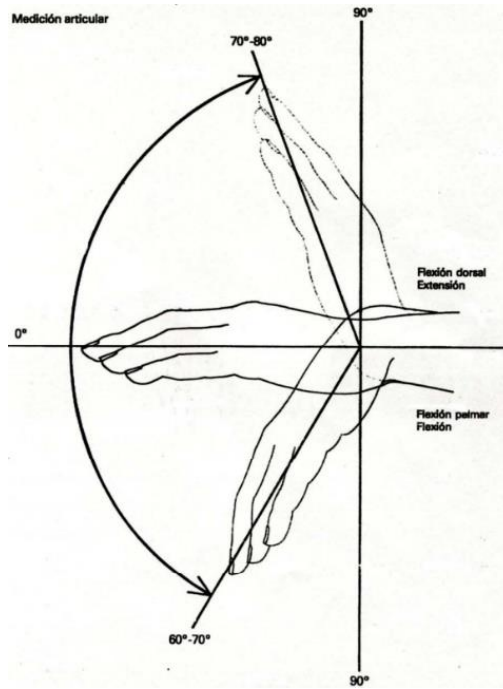


Figura 1.6 Flexión y Extensión de la muñeca [10].

1.2.2 DESVIACIÓN RADIAL Y CUBITAL DE LA MANO (ABDUCCIÓN, ADUCCIÓN)

En el primer caso el movimiento de la mano se acerca al dorso del antebrazo, este a la vez tiene una movilidad máxima entre 70° a 75° (abducción), de la misma manera con variaciones por los diferentes casos como por edad o sexo. Por otra parte, se realiza el movimiento hacia el borde cubital de la mano, se acerca al borde cubital del antebrazo oscilando hasta un rango de 30° a 35° (aducción) se observa en la Figura 1.7 [10][11].

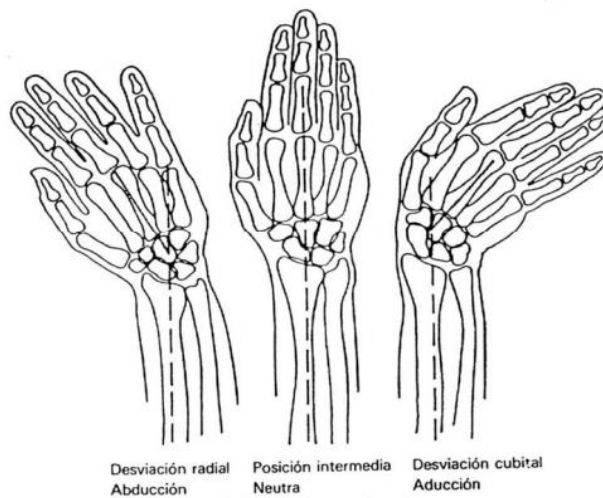


Figura 1.7 Movimientos de Abducción y Aducción [10].

Tabla 1.1 Consideraciones antropomórficas para el diseño [4][10][11]

MOVIMIENTO	ÁNGULO DE MOVILIDAD
Flexión - Extensión del codo	0° a 145°
Flexión - Extensión de la muñeca	-79° a 78°
Abducción – Aducción de la muñeca	-35° a 75°

1.3 MECANISMOS ELECTROMECAÑICOS

En la actualidad pueden encontrarse varios modelos de exoesqueletos robóticos para rehabilitación del miembro superior. Durante la búsqueda de modelos similares al planteado en este proyecto es sorprendente la gran cantidad de prototipos encontrados tanto en fases de investigación y desarrollo, en comparación al bajo número de aquellos que podemos encontrar comercialmente.

EL ARMEO POWER

Está diseñado para personas que han perdido por completo o tienen movilidad limitada del brazo, causada por un desorden nervioso, espinal, muscular o relacionado al hueso. Este dispositivo permite la ejecución de ejercicios específicos que incrementan la fuerza muscular progresivamente, ayuda además al personal médico para evaluar la fuerza muscular y el rango de movimiento podemos observar en la Figura 1.8 [12].



Figura 1.8 Exoesqueleto Armeo Power [12].

Otro tipo de dispositivo creado por la misma empresa Hocoma es el Armeo Spring, utilizado en una fase de rehabilitación intermedia, indicado para los pacientes que comienzan a recuperar la movilidad del brazo en el caso de alguna lesión causada en algún tipo de accidente. También es adaptable para el uso pediátrico en el rango de 12 a 14 años de edad, lo que le hace un dispositivo muy versátil de fácil uso y ajustable, como se observa en la Figura 1.9 [12].



Figura 1.9 Armeo Spring de Hocoma [12].

ARMEO BOOM

Se usa en las fases más avanzadas de rehabilitación de miembro superior, este dispositivo es de uso ambulatorio diseñado exclusivamente para el uso en los hogares; consta de un sistema de suspensión en cabestrillo que ayuda a compensar el peso del brazo, este requiere muy poca intervención del especialista para valorar sus avances, se observa en la Figura 1.10 [12].



Figura 1.10 Armeo Boom de Hacoma [12].

Todos estos dispositivos creados por esta empresa cuentan con una interfaz de usuario desarrollada sobre Windows, la misma que consta de varios ejercicios orientados a cumplir según el tipo de tratamiento planteado por el médico. Además, la interfaz contiene juegos para estimular al paciente al uso de sus miembros superiores, estos juegos pueden ser fácilmente adaptados a las habilidades motoras y cognitivas de cada paciente.

Existe otra empresa muy importante que desarrolla este tipo de dispositivos y es IMT (Interactive Motion Technologies), fundada en 1998, actualmente tienen en el mercado tres dispositivos de rehabilitación de miembros superiores [13].

INMOTION ARM

Sirve para la rehabilitación del codo y del hombro, es un robot que se ve como una plataforma plana que está limitado a movimientos horizontales con compensación de gravedad, como se muestra en la Figura 1.11.



Figura 1.11 Módulo de rehabilitación de IMT [13].

WEREABLE ROBOTICS KINETEK

Es una de las empresas más actuales al momento de la fabricación de dispositivos de rehabilitación creada en Italia, desarrollan y producen sistemas robóticos portables y exoesqueletos de rehabilitación, asistencia y aumento de fuerza para personas con lesiones en su miembro inferior. Actualmente dentro del mercado tienen dos dispositivos los cuales son:

AleX

Es una máquina desarrollada que tiene tres modos de operación.

1. Pasivo: el paciente mueve el brazo usando el exoesqueleto y éste mide el rango de movimiento en cada una de las articulaciones.
2. Activo: el dispositivo guía el brazo del paciente durante la realización del movimiento.

3. Asistido: el exoesqueleto ayuda al paciente a realizar el movimiento si no detecta ninguna intención en un plazo mayor a tres segundos, podemos observar en la Figura 1.12



Figura 1.12 Exoesqueleto ALEx de Kinetek [13].

TRACK-HOLD

El otro dispositivo desarrollado por esta empresa, es pasivo y solamente funciona mediante compensación de gravedad, la cual puede ser adaptable añadiendo o quitando el contrapeso que posee el sistema. Los movimientos del paciente son medidos a través de sensores que posee integrados el sistema, es muy utilizado en centros de rehabilitación y dependiendo de la situación económica del paciente también se lo puede adquirir para tenerlo en su hogar. Tiene un software asociado para motivar al paciente a realizar los ejercicios que le impone y además mide su progreso, se observa en la Figura 1.13 [14].



Figura 1.13 Exoesqueleto pasivo “Track-Hold” de Kinetek [14].

1.4 ETAPAS DE LA REHABILITACIÓN

PRIMERA ETAPA

El paciente tiene su brazo o articulación inmovilizado e inflamado, producto de la intervención quirúrgica por algún tipo de lesión causada en este; la única manera de realizar la rehabilitación en esta etapa es aplicando directamente en la zona afectada compresas calientes, parafina, ultrasonido y se comienza a realizar los primeros movimientos de su articulación [15].

SEGUNDA ETAPA

La articulación se encuentra desinflamada y tiene mayor movilidad, en esta fase se pretende que la articulación tenga movilidad completa.

TERCERA ETAPA

Dentro de la tercera etapa el paciente logra la movilidad completa de la articulación, a la vez se realizan ejercicios que implica fuerza voluntaria por parte del paciente. Dependiendo a la parte afectada (codo - muñeca), se realizan trabajos de flexión – extensión y aducción – abducción, utilizando cierta cantidad de peso para fortificar los músculos que actúan en estos movimientos [15].

1.5 TIPOS DE MOVIMIENTOS EN REHABILITACIÓN

MOVIMIENTOS PASIVOS

En este tipo de movimiento actúa directamente una fuerza externa sobre la articulación afectada, sin que el paciente intervenga oponiéndose al movimiento. Son utilizados cuando la articulación se encuentra en la primera etapa de rehabilitación, este método puede ser la única alternativa de poder movilizar el miembro afectado.

MOVIMIENTOS ACTIVOS

En esta fase los movimientos son ejecutados por voluntad del paciente, cuando la persona ya puede mover su articulación, esto ayuda a restablecer las funciones motoras que se mantenían inactivas durante su recuperación.

MOVIMIENTOS ACTIVOS ASISTIDOS

Directamente el paciente necesita la ayuda de un fisioterapeuta para recuperar la movilidad en su articulación afectada, mediante ejercicios de fuerza y masajes para el fortalecimiento de los músculos que actúan en dichos movimientos.

MOVIMIENTO RESISTIDO

Aquí el paciente tiene que realizar trabajos con peso directamente aplicado a la zona afectada, el fisioterapeuta será quien designe las tareas a realizar [15].

CAPÍTULO 2: MARCO METODOLÓGICO

2.1 DISEÑO DEL PROTOTIPO COMO UN SISTEMA DE SOPORTE PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA

ESQUEMA DEL CIRCUITO A IMPLEMENTAR

El prototipo planteado consta de las etapas indicadas en la Figura 2.14 en donde se presenta el funcionamiento del sistema para realizar la rehabilitación.

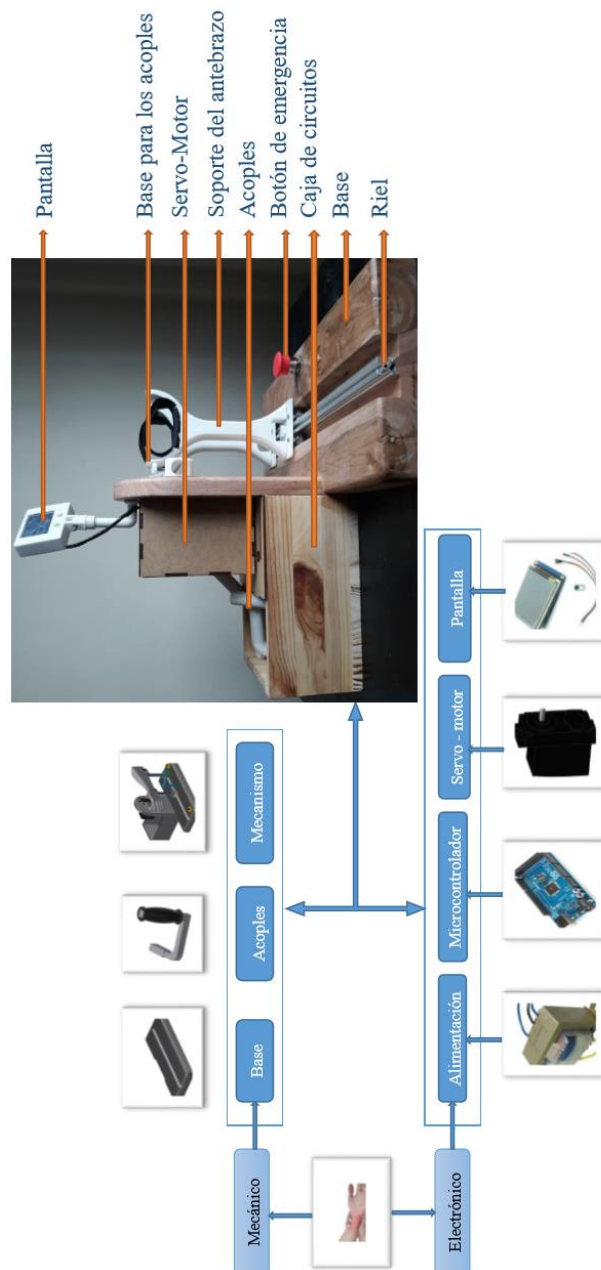


Figura 2.14 Partes que conforma el sistema de rehabilitación.

2.1.1 SIMULACIÓN DEL DISEÑO MECÁNICO

Permite simular el movimiento que podría tener el prototipo, además podríamos dimensionar el prototipo al conocer cuál sería su tamaño al final de la construcción (se observa en la Figura 2.15).

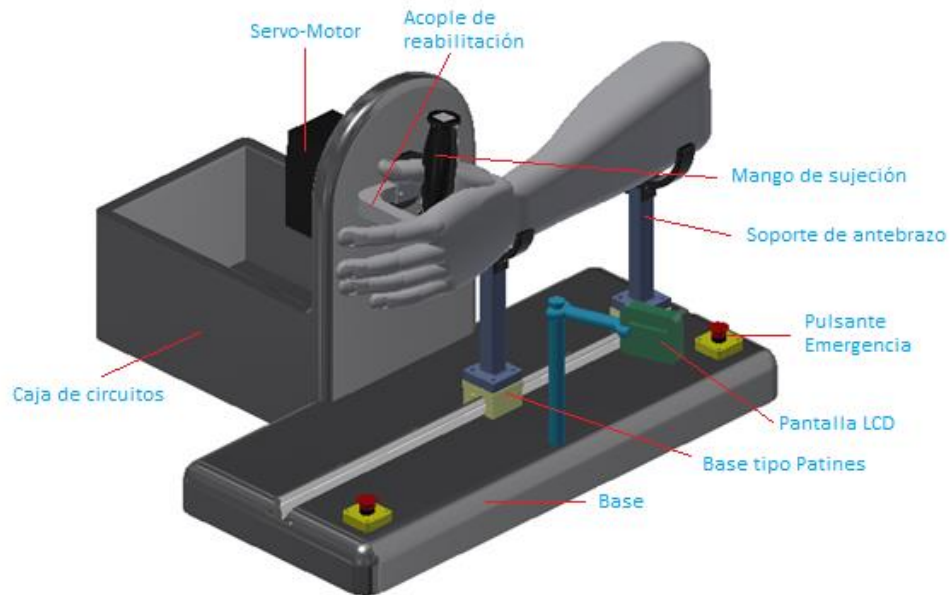


Figura 2.15 Partes que conforman el prototipo.

2.1.2 DISEÑO Y SIMULACIÓN DEL MECÁNISMO

El modelo consta de una base de madera, la cual tiene dimensiones de 55cm largo y 25 cm de ancho, en su parte media se encuentra una ranura, la misma servirá de apoyo para introducir un riel tipo deslizante, que permite el ajuste de las torres que sostienen al brazo del paciente. La Figura 2.16 muestra el segmento de la base del modelo. La base tiene dimensiones considerables tomadas desde un punto de vista antropométrico del miembro superior de la persona, se ha tratado de estandarizarlo a un tamaño en donde se pueda ajustar a cualquier tipo de brazo ya sea de niños o de adultos, tomamos en cuenta además en donde va estar apoyado el prototipo que en consecuencia será una mesa donde el paciente se sienta cómodo. A la vez, se realizó el diseño de la base de soporte para el anclaje del motor y de la caja para protección

del sistema electrónico que comandará al momento de realizar la rehabilitación como se ve en la Figura 2.16

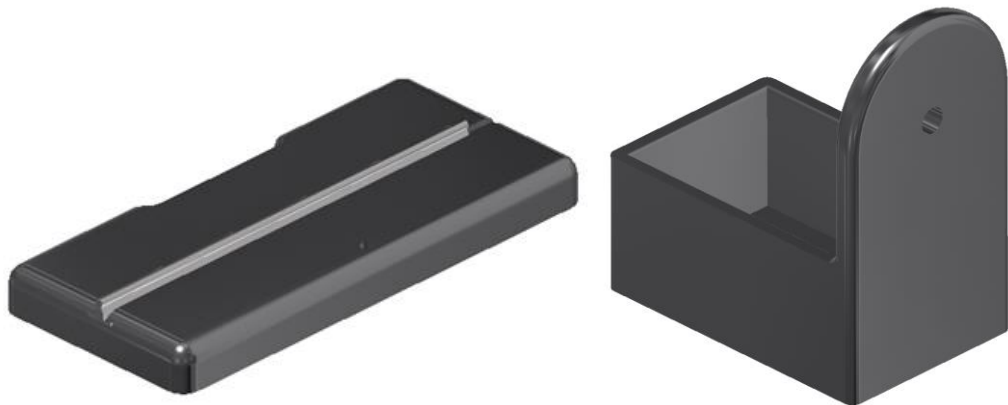


Figura 2.16 Diseño de base y soporte del motor y caja de protección del circuito.

Para obtener un diseño que permita realizar la simulación correcta del sistema de rehabilitación, es necesario el diseño de la figura que represente el motor que se va a utilizar con todas sus dimensiones según su Datasheet como se observa en la Figura 2.17.

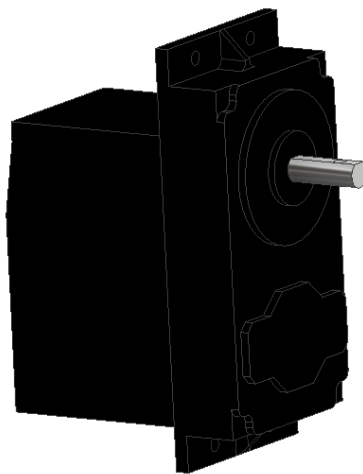


Figura 2.17 Diseño del Servo motor.

Al momento de colocar la base deslizante sobre la base se puede acoplar tanto los soportes móviles de antebrazo y muñeca, mediante unos acoples justamente para ese tipo de riel que se muestran en la Figura 2.18. Las bases de apoyo donde se asentará el antebrazo y la muñeca están diseñadas en base a las medidas de la circunferencia de la muñeca y antebrazo que se muestra en la tabla 2.1 [15].

Tabla 2.1 Dimensiones consideradas de mano y muñeca [15]

Rango[cm]	Mínimo	Máximo
Circunferencia de la muñeca	13.46 cm	19.81 cm
Ancho de la muñeca	5.08 cm	7.62 cm
Grosor o espesor de la muñeca	3.05 cm	5.08 cm
Longitud del dorso	6.35 cm	8.64 cm
Longitud de la mano	15.24 cm	21.34 cm
Ancho de la mano	6.86 cm	9.91 cm
Grosor o espesor de la mano	2.36 cm	3.81 cm
Distancia del dobléz de la muñeca al centro del mango	6.35 cm	8.64 cm
Longitud del puño	9.65 cm	14.22 cm
Ancho del puño	7.62 cm	10.41 cm
Diámetro optimo el mango	3.18 cm	3.81 cm
Dimensiones del antebrazo		
Longitud antebrazo (entre ejes del codo y muñeca)	21.08 cm	27.43 cm
Diámetro antebrazo	6.1 cm	8.13 cm

Con los datos obtenidos en la tabla anterior se toma en cuenta para dimensionar las bases donde se asienta el antebrazo y muñeca quedando definida de la siguiente forma.

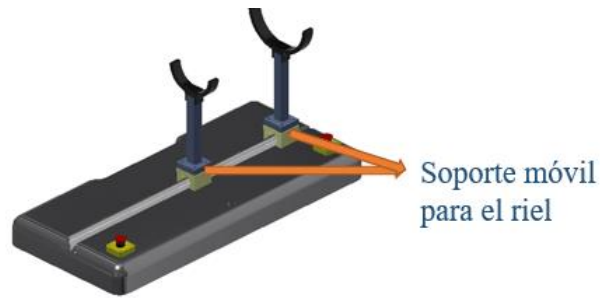


Figura 2.18. Acople de riel, torres y sujetadores sobre base.

Del mismo modo que se realiza la construcción de los acoples anteriores, Se diseña el mango de sujeción para la muñeca, el cual consta de varias piezas que lo conforman, para obtener el modelo final que se muestra en la Figura 2.19



Figura 2.19 Diseño del mango de sujeción.

Además de las piezas anteriormente mencionadas se construyó un eje giratorio en donde se encuentre una pantalla LCD táctil, esto con el objetivo de que el paciente comande desde ahí el tipo de rehabilitación que desea realizar, este diseño se muestra en la Figura 2.20, de color azul.

Un detalle importante a considerar son los pulsantes de pausa que tenemos en la base del prototipo, estos ayudarán al paciente a detener el proceso de rehabilitación en cualquier momento. Se tiene dos, uno para la mano derecha y otro para la izquierda; dependiendo de cual sea el brazo afectado el paciente podrá manipular con la mano que tenga libre estos pulsantes que se muestran en la Figura 2.20

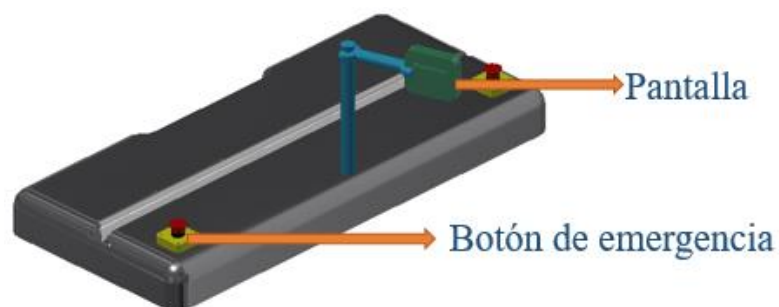


Figura 2.20 Eje giratorio con pantalla LCD, Paro de Emergencia.

El diseño tiene tres acoples destinados a realizar las funciones de flexión - extensión (codo y muñeca), y otro elemento que se adapta para realizar la función de aducción – abducción (en muñeca). En la Figura 2.21 se muestra el dispositivo para realizar el proceso de flexión y extensión en la muñeca.

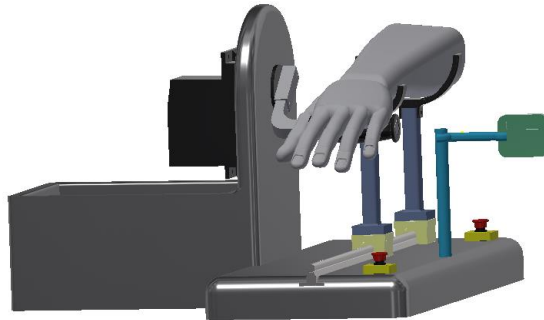


Figura 2.21 Prototipo para Flexión – Extensión de Muñeca.

A continuación, en la Figura 2.22 se muestra otro acople que permite la aducción y abducción en la muñeca, estos acoples son móviles y de fácil integración en el sistema para la rehabilitación.

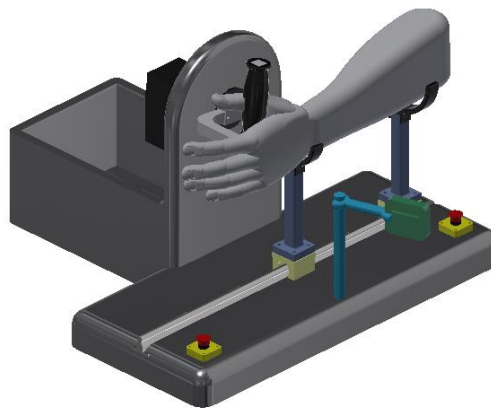


Figura 2.22 Acople para aducción y abducción en muñeca.

Para el proceso de rehabilitación del codo (flexión y extensión), el acople es similar al de la muñeca, solamente se tiene una barra más alargada que se introduce en la ranura que está sujeta al motor.

2.2 SERVO MOTOR

Es un motor de reducido tamaño, que permite trabajar en un rango determinado de operación. Además, posee un motor al que se puede reducir la velocidad y es capaz de obtener un alto torque gracias que utiliza una caja de engranaje [15].

2.2.1 SELECCIÓN DEL TIPO DE SERVO MOTOR

Para el proceso de elección del motor se analizaron los modelos y características de cada uno de los servos motores que se encuentra en el mercado. El objetivo fue utilizar el que mejor se adapte al funcionamiento del prototipo, dependiendo de los requerimientos que necesitamos para nuestro sistema de rehabilitación. El trabajo que se considera es de baja velocidad en donde el proceso de rehabilitación se realiza con movimientos lentos [16].

Según el diseño de nuestro prototipo lo óptimo es utilizar un servomotor de alto torque, a la misma vez servirá para facilitar el acople en nuestro sistema de rehabilitación. Hemos visto óptimo utilizar el servomotor SUPER500, de alto torque. Este servomotor incluye un circuito digital que le permite obtener alta precisión, y es muy utilizado por su fácil control, velocidad y posición. En la Fig. 2.23 se observa cómo está estructurado [16].



(a)

Características.	Detalles.
Alimentación	12-24 VDC
Peso que levanta	500Kg
Sin corriente de carga	<500MA
Velocidad Angular	0.5s/60°
Ángulo de giro	0° - 300°
Tipo de control	PWM, analógico

(b)

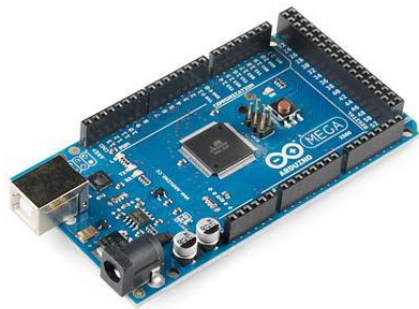
Figura 2.23 a) Partes que componen el Servo-Motor SUPER500, b) Características generales del servo-Motor [16].

2.3 CONTROLADOR ELECTRÓNICO

Al escoger un microcontrolador se tiene en consideración requerimientos necesarios para el funcionamiento del prototipo, esta plataforma debe ser de bajo coste y versátil. El conocer el entorno de programación es muy necesario para poder hacer uso de sus características.

2.3.1 MICROCONTROLADOR

Para el sistema electrónico de control se escogió una tarjeta Mega de Arduino, que cuenta con un microcontrolador ATmega2560, 54 pines digitales que se pueden utilizar tanto como entrada/salida, 16 entradas analógicas, un oscilador de cristal de 16 MHz, conexión a USB y botón de reseteo se observa en la Figura 2.24 [17].



a)

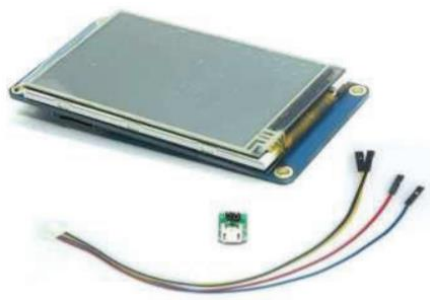
CARACTERISTICAS	DETALLE
Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de funcionamiento.	5V
Voltaje recomendado de entrada	7-12 V
Pines E/S digitales	54 (15 para PWM)
Pines Analógicos.	16
Corriente DC Por E/S PIN	40mA
Corriente DC para 3.3V PIN	50mA
Memoria Flash	256 Kb, menos 4Kb usados para arranque

b)

Figura 2.24 a) Arduino Mega, b) Especificaciones del Arduino Mega [17].

2.4 HMI NEXTION

Es una potente pantalla Human Machine Interface TFT (Thin Film Transistor) de 2.4', es capaz de proporcionar una interfaz de control y visualización entre un humano y proceso, es una de las soluciones que reemplaza a la tradicional LCD que se encuentra en el mercado. Nextion incluye una serie de tarjetas TFT, a la vez posee un software propio del editor de Nextion, para la comunicación se realiza mediante un puerto serial, podemos observar en la Figura 2.25 [18].



a)

CARACTERISTICAS	DETALLE
Interfaz para tarjeta SD	Tarjeta 32 G Micro TF/SD
Espacio de almacenamiento de datos flash	16MB
EEPROM	1.024 bytes
RAM	3.584 bytes
Buffer de instrucciones	1.024 bytes
Resolución.	400 x 240 pixeles

b)

Figura 2.25 a) HMI NEXTION, b) Características generales que tiene la pantalla Nextion en la parte interna de su tarjeta de control [18].

2.4.1 CONFIGURACIÓN DE LA PANTALLA NEXTION 2.4 TFT

Para realizar la configuración de la interfaz de control del proceso de rehabilitación, se realiza mediante el uso del editor Nextion, el cual cuenta con los componentes necesarios para el diseño adecuado de la interfaz, que a su vez deberá estar configurado con sus respectivos botones en el microcontrolador para la recepción de comandos, a la vez podemos agregar texto, botones, imágenes etc.

Hemos declarado la primera página como HOME que es la principal para poder empezar con la rehabilitación como se indica en la Figura 2.26



Figura 2.26 Página principal.

Al pulsar el botón EMPEZAR se ingresa a la siguiente página donde se obtiene otros comandos.

En la segunda página se adiciona dos botones en la parte superior, el botón del lado izquierdo es para atrás y del lado derecho es para avanzar, a la vez configuramos el brazo afectado para la rehabilitación tanto izquierdo como derecho y los tipos de movimientos que puede realizar, se muestra en la Figura 2.27



Figura 2.27 Configuración nueva página llamada ejercicio.

Se incluyó una tercera página en la que se ingresa el número de repeticiones, según el grado de lesión para determinar el ángulo correspondiente teniendo en cuenta el origen que empieza el proceso de rehabilitación, se pulsa el botón de EMPEZAR para que empiece los respectivos movimientos se observa en la Figura 2.28



Figura 2.28 Configuración página de valores.

La siguiente página se puede verificar el movimiento que realiza, el número de repeticiones que realiza y en que ángulo se encuentra. Al presionar el botón de STOP podemos parar la rehabilitación ya sea por falla técnica o por algún problema que se encuentre en el proceso que se desarrolla, con el botan HOME regresamos a la primera página para poder realizar otro tipo de rehabilitación, como podemos observar en la Figura 2.29



Figura 2.29 Configuración de la página de función.

Flujograma de funcionamiento de rehabilitador

Se detalla dentro de un flujograma como esta constituida la programación con la que trabaja el sistema, todo esto en función a las características mostradas en la programación de la pantalla. En la Figura 2.30 que se muestra a continuación se puede entender de mejor manera cómo se realiza el proceso de rehabilitación.

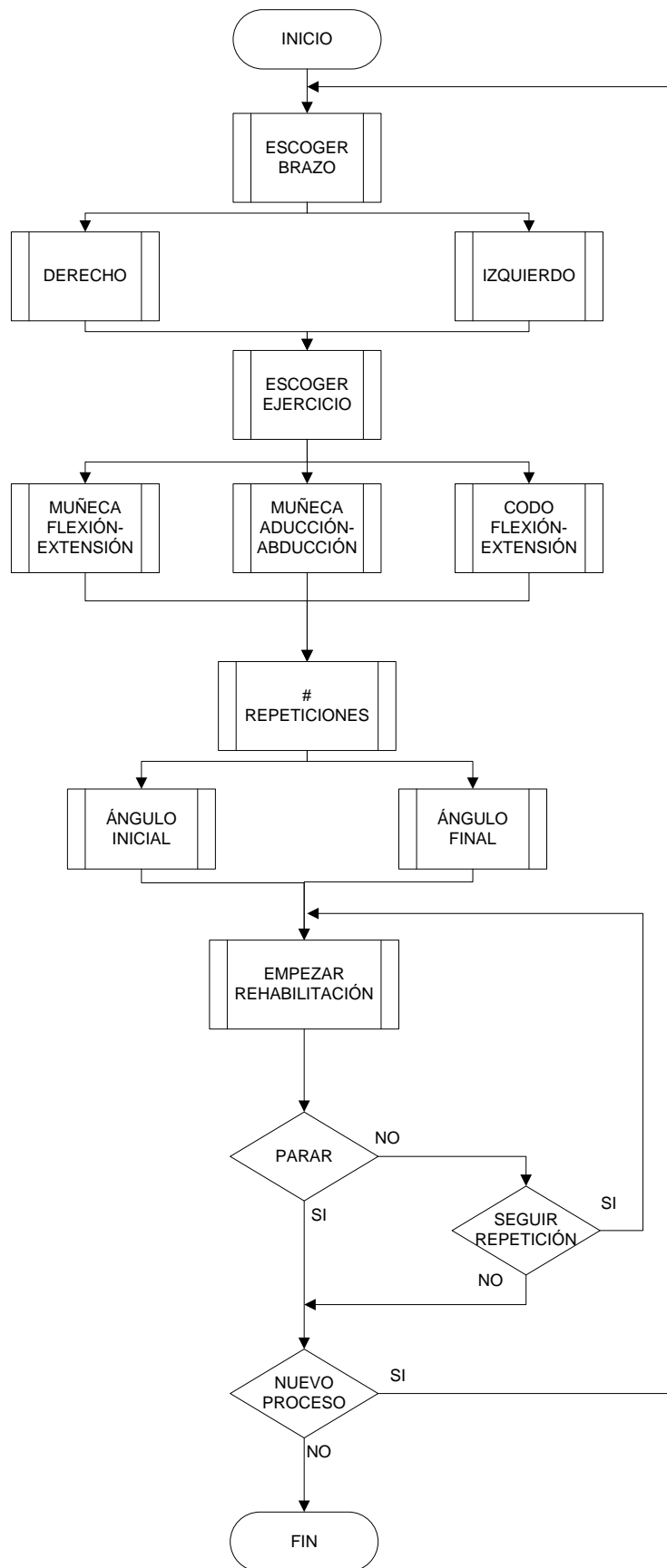


Figura 2.30 Diagrama de flujo del proceso de control.

El prototipo fue diseñado de tal forma que el usuario pueda escoger entre el codo o la muñeca de cualquier brazo dependiendo a la lesión en el paciente, cuando se escoge uno de ellos podemos ingresar el número de repeticiones para cada ejercicio. En el caso de la muñeca siempre tenemos dos ángulos de ingreso (inicial y final), es decir uno positivo y otro negativo. Para el codo, dependiendo del brazo que vaya a rehabilitar uno de los ángulos siempre será cero debido a que el movimiento en el codo es de 0° a 130° .

2.5 ALIMENTACIÓN

Se realiza los cálculos para un transformador de voltaje para una fuente de 110 VCA de entrada, a la vez obtenemos dos salidas como es de 15V - 7A y 12V - 2A, este tipo de transformadores son usados en circuitos eléctricos de reducción. En el Anexo B se encuentra el cálculo del transformador empleado en el trabajo.

Rectificación

Debemos transformar corriente alterna a corriente continua, se realiza la transformación utilizando un circuito basado en diodos semiconductores a esto es lo que se llama rectificación de corriente.

Filtrado

Luego que la señal este rectificadas obtenemos una onda no precisamente continua, por lo que necesitamos una tensión constante, el cual mediante capacitor se puede eliminar la ondulación y así poder lograr tener una tensión más pura posible.

Regulador

Para poder estabilizar la tensión en el circuito es necesario utilizar un regulador L7815, donde podemos obtener en este caso una tensión nominal para el motor que es de 12V – 24V.

2.6 CIRCUITO DE CONEXIÓN DEL SISTEMA COMPLETO

Se realizó el diseño general de conexión de todo el sistema electrónico mostrado en la Figura 2.31, el cual muestra el circuito completo del prototipo conectado.

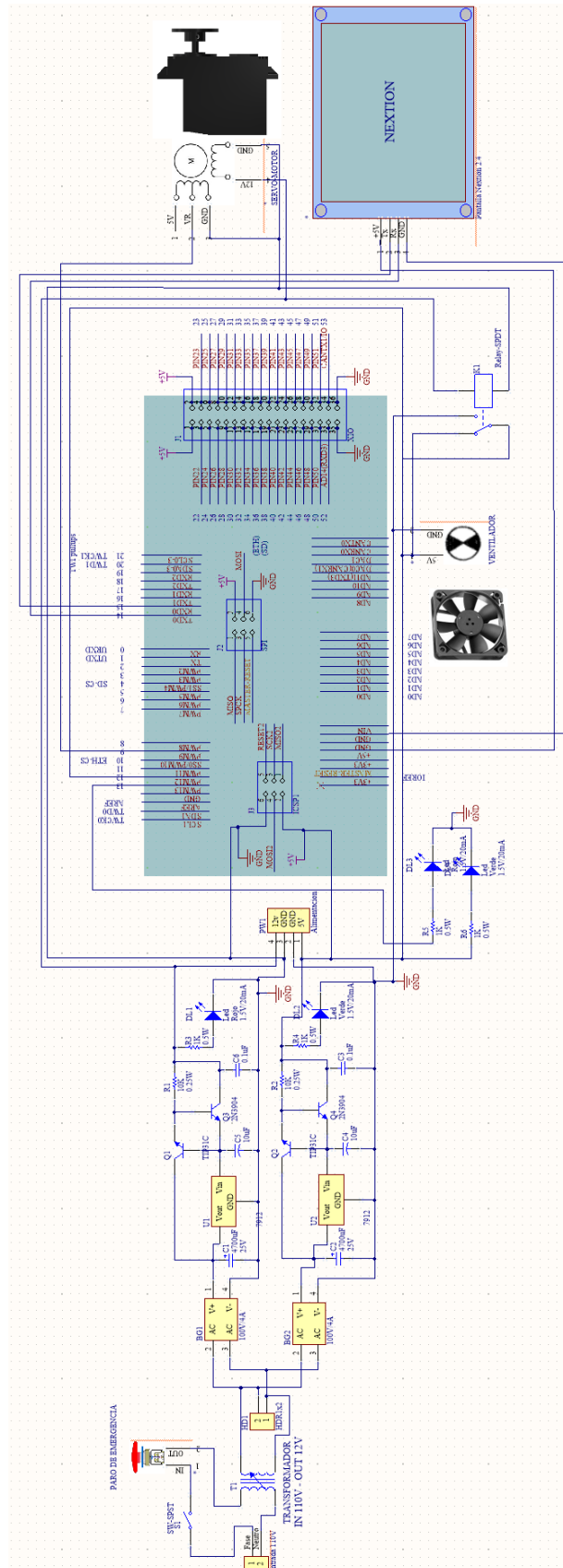


Figura 2.31 Circuito de implementación del sistema electrónico.

CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

La implementación y el análisis de los resultados están basados en dos partes principales: la primera fue realizar pruebas con el prototipo al vacío sin carga alguna y medir sus ángulos; en la segunda prueba realizada se adicionó una carga al sistema sometiendo al motor a trabajar con un peso de 6 libras similar al de un antebrazo y mano juntas [19], de una persona normal; con la ayuda del Software Kinovea, se analizó cada una de las repeticiones que realiza el dispositivo con y sin carga, verificando si llega o no al ángulo de ingreso programado. Adicional a estas pruebas se verificó el funcionamiento con un sujeto de prueba, para poder visualizar cada una de las tareas asignadas en el dispositivo, que se describirán a continuación.

3.1 PRUEBAS AL VACIO

El Sistema trabajó sin carga alguna, el motor realizó las pruebas comenzando con ángulos de (20° a -20°), y aumentando en diez grados, hasta llegar a (90° a -90°); para poder verificar las mediciones se utilizó Kinovea, programa con el cual se obtuvieron los datos que se muestran en la Tabla 3.1. para cada uno de los ángulos ingresados se dieron un número de diez repeticiones.

Tabla 3.1 Datos obtenidos con prototipo trabajando al vacío

Ángulos Positivos												
Ang. Ingreso	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
0° 20°	17	18	18	18	19	17	17	18	17	19	17,8	0,788
0° 30°	27	27	28	27	29	27	28	29	28	29	27,9	0,875
0° 40°	37	38	37	38	37	39	37	39	38	39	37,9	0,875
0° 50°	49	48	48	49	48	50	49	50	48	49	48,8	0,788
0° 60°	59	59	58	57	58	59	58	59	56	58	58,1	0,994
0° 70°	69	68	68	67	69	68	67	69	68	67	68,0	0,816
0° 80°	80	78	78	79	79	80	78	79	78	80	78,9	0,875
0° 90°	88	87	88	88	89	87	87	88	89	89	88,0	0,816

Ángulos Negativos												
Ang. Ingreso	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
0° -20°	-20	-20	-20	-21	-19	-20	-19	-20	-19	-20	19,8	0,632
0° -30°	-30	-30	-30	-29	-30	-29	-30	-30	-29	-30	29,7	0,483
0° -40°	-39	-40	-39	-40	-40	-40	-39	-40	-40	-39	39,6	0,516
0° -50°	-50	-51	-53	-51	-51	-51	-50	-51	-53	-50	51,1	1,100
0° -60°	-61	-61	-60	-61	-62	-63	-61	-62	-61	-62	61,4	0,843
0° -70°	-70	-71	-72	-71	-71	-72	-71	-70	-71	-71	71,0	0,666
0° -80°	-80	-80	-79	-79	-80	-79	-79	-80	-79	-78	79,3	0,674
0° -90°	-91	-91	-92	-91	-92	-91	-90	-91	-92	-91	91,2	0,632

En las tablas mostradas se puede ver cada uno de los ángulos ingresados y sus respectivas mediciones, en la Figura 3.32 podemos observar de qué manera se realizó las mediciones sin carga y las mediciones con Kinovea, para obtener los ángulos positivos se obtiene a partir del punto de origen hacia arriba (a) y en (b) obtenemos la medición de los ángulos negativos que parte del origen hacia abajo, esto se repite para todas las mediciones realizadas.

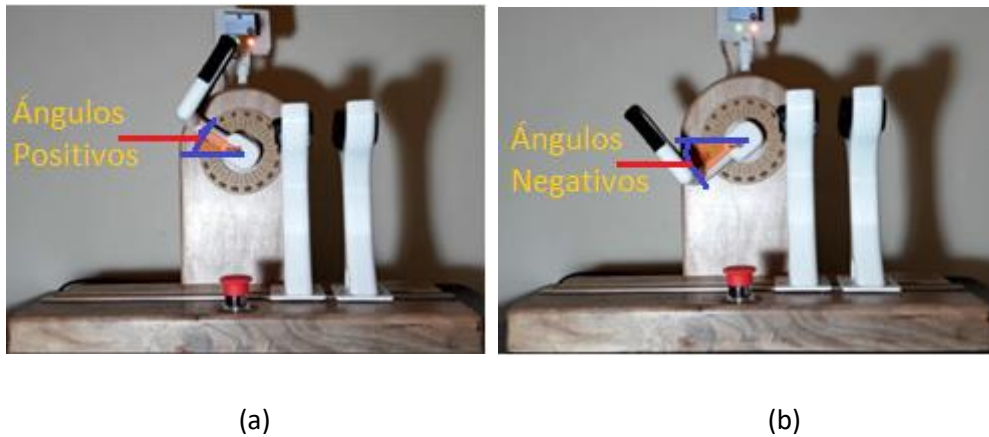


Figura 3.32 (a) Medición de ángulos positivos, (b) Medición de ángulos negativos con Software Kinovea.

Los resultados arrojados en las mediciones los podemos realizar una sumatoria para calcular el promedio de cada una de las repeticiones, así como su error absoluto, mostrados en la Tabla 3.2.

Tabla 4.2 Cálculo del Error Absoluto en el Sistema, utilizando el software Kinovea

Valor Asignado	Valor Promedio medido (ángulos positivos)	Valor Promedio Medido (ángulos negativos)	% Error (ángulos positivos)	% Error (ángulos negativos)
De 20° a -20°	17,80	19,80	11,00	1,00
De 30° a -30°	27,90	29,70	7,00	1,00
De 40° a -40°	37,90	39,60	5,25	1,00
De 50° a -50°	48,80	51,10	2,40	2,20
De 60° a -60°	58,10	61,40	3,16	2,333
De 70° a -70°	68,00	71,00	2,85	1,428
De 80° a -80°	78,90	79,30	1,37	0,875
De 90° a -90°	88,00	91,20	2,22	1,33
		TOTAL	4,40	1,39

Lo datos obtenidos en la Tabla 3.2, nos muestran que tan eficiente es nuestro sistema al momento de realizar un trabajo sin carga, de los diez valores medidos en las repeticiones obtenemos promedio y el error absoluto de cada caso. Al final obtuvimos un promedio del error que se ve reflejado en dos partes, la primera, para los ángulos positivos se tuvo un error aproximado del 4.40%, y la segunda para el caso de los datos negativos obtuvimos un error del 1.39%, con estos valores se puede notar que el motor llega con mayor facilidad hacia un ángulo negativo.

3.2 PRUEBAS CON CARGA

Al prototipo se colocó una masa con un peso de 6 libras, considerado el peso de un brazo y mano en una persona normal, se emplearon los mismos ángulos de ingreso para obtener las mediciones de manera similar al apartado anterior, los datos obtenidos en estas pruebas se ven reflejados en la Tabla 3.3, tanto para ángulos positivos y negativos.

Tabla 5.3 Datos obtenidos del prototipo trabajando con carga

Ángulos Positivos												
Ang. Ingreso	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
0° 20°	16	17	15	17	17	16	17	15	17	15	16,2	0,918
0° 30°	24	27	24	24	25	24	26	25	27	24	25,0	1,201
0° 40°	36	35	35	36	37	35	36	35	37	35	35,7	0,823
0° 50°	48	46	46	47	45	46	48	47	45	46	46,4	1,074
0° 60°	57	56	56	57	55	56	57	57	56	57	56,4	0,699
0° 70°	66	67	68	68	67	66	67	67	68	66	67,0	1,290
0° 80°	78	77	78	76	77	77	78	78	76	77	77,2	0,788
0° 90°	89	87	88	89	87	88	87	89	86	87	87,7	1,059

Ángulos Negativos												
Ang. Ingreso	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
0° -20°	-20	-20	-20	-21	-19	-20	-19	-20	-19	-20	22,1	0,737
0° -30°	-30	-30	-30	-29	-30	-29	-30	-30	-29	-30	32,9	0,994
0° -40°	-39	-40	-39	-40	-40	-40	-39	-40	-40	-39	42,1	1,140
0° -50°	-50	-51	-53	-51	-51	-51	-50	-51	-53	-50	52,7	1,059
0° -60°	-61	-61	-60	-61	-62	-63	-61	-62	-61	-62	62,9	0,737
0° -70°	-70	-71	-72	-71	-71	-72	-71	-70	-71	-71	71,9	0,875
0° -80°	-80	-80	-79	-79	-80	-79	-79	-80	-79	-78	81,5	1,080
0° -90°	-91	-91	-92	-91	-92	-91	-90	-91	-92	-91	91,9	0,875

El sistema con peso para realizar las pruebas, se muestra en la Figura 3.33, además podemos ver una de las mediciones con un ángulo de ingreso de (80° a -80°) mediante Kinovea, de manera similar se realizaron las demás mediciones con los diferentes ángulos de ingreso.

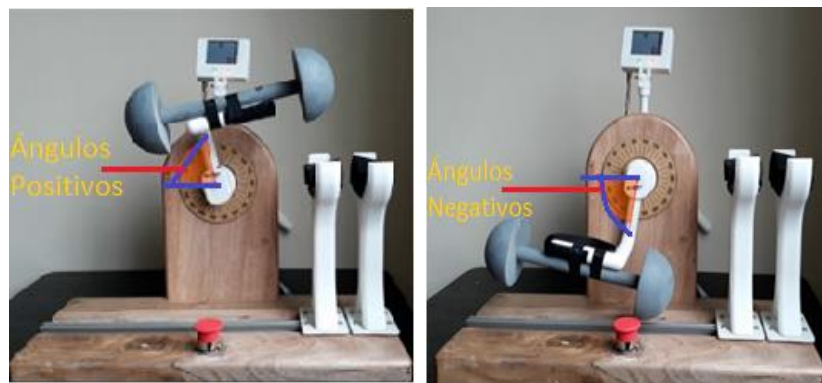


Figura 3.33 Medición obtenida con Software Kinovea a $\pm 80^\circ$ con Carga.

Con el peso atribuido al sistema el motor se ve claramente afectado, ya que las mediciones obtenidas varían más que las anteriores realizadas sin carga, para ratificar esto se muestra en la Tabla 3.4 el error absoluto obtenido del promedio de cada repetición, claramente es mayor que cuando el sistema se encuentra trabajando sin carga.

Tabla 6.4 Cálculo del Error Absoluto en el Sistema

Valor Asignado	Valor Promedio medido (ángulos positivos)	Valor Promedio Medido (ángulos negativos)	% Error (ángulos positivos)	% Error (ángulos negativos)
20° -20°	16,20	22,10	19,00	10,50
30° -30°	25,00	32,90	16,66	9,66
40° -40°	35,70	42,10	10,75	5,25
50° -50°	46,40	52,70	7,20	5,40
60° -60°	56,40	62,90	6,00	4,83
70° -70°	67,00	71,90	4,28	2,714
80° -80°	77,20	81,50	3,50	1,87
90° -90°	87,70	91,90	2,55	2,11
		TOTAL	8,74	5,29

El error que se muestra en cada una de las repeticiones aumentó tanto para valores positivos y negativos, dando un promedio de 8.74% en ángulos positivos y 5.29% para los negativos, para la tarea propuesta el sistema sigue siendo eficiente, ya que, al observar los valores medidos en cada una de las repeticiones, no son ángulos que demuestren tener un error importante.

3.3 PROCESO DE REHABILITACIÓN CON SUJETO DE PRUEBA

A continuación, se muestra el proceso de rehabilitación colocando el brazo de un sujeto, para indicar cada uno de los movimientos programados en el sistema, en la Figura 3.34, se ha colocado el acople que sirve como apoyo de la mano en el proceso de rehabilitación en muñeca con movimientos de abducción – aducción, donde el brazo se encuentra sobre las dos bases sujetas a las mismas para evitar el deslizamiento del antebrazo.

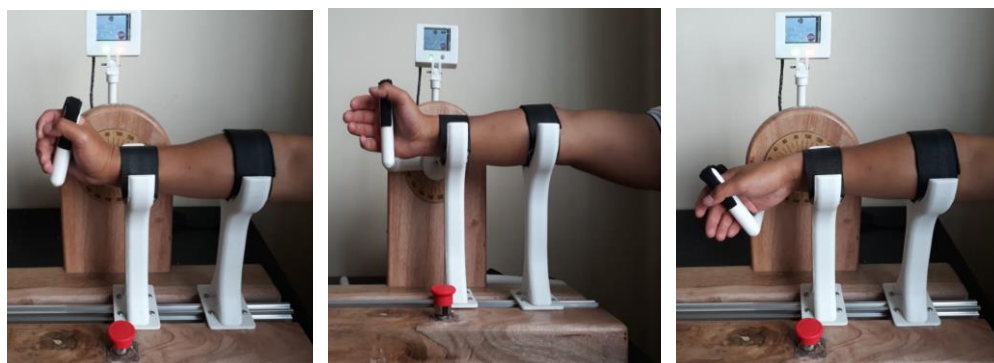


Figura 3.34 Rehabilitación de Muñeca (Abducción - Aducción).

De la misma manera que el anterior ejercicio mostrado y cambiando el acople de sujeción, se realiza la rehabilitación de muñeca, con movimientos de Flexión – Extensión, el rango de movilidad lo definirá un experto en el área ya que no todos los pacientes tendrán la misma movilidad que el sujeto de prueba mostrado en las Figura 3.35. Este tipo de ejercicios se los puede realizar para los dos brazos en un paciente, para el caso de sufrir una lesión en el brazo izquierdo solamente se cambia de posición los apoyos y el acople.



Figura 3.35 Rehabilitación de Muñeca (Flexión - Extensión).

Para el caso de rehabilitación en codo, se tiene programado una tarea que es Flexión – Extensión, tomando en cuenta que este proceso parte de un ángulo de 0° hasta 145° , el acople diseñado para esta tarea tiene como función sujetar el antebrazo para evitar el movimiento involuntario de muñeca, se muestra en la Figura 3.36.

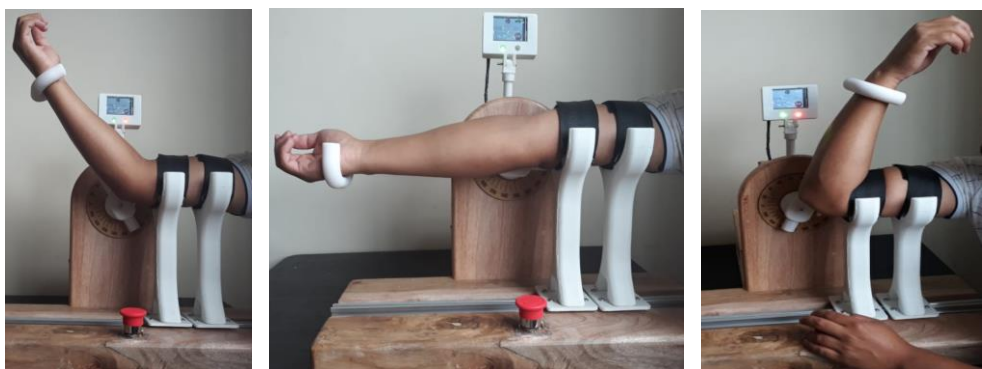


Figura 3.36 Rehabilitación de Codo (Flexión - Extensión).

Las figuras mostradas representan el funcionamiento del dispositivo; en caso que sea un paciente quien lo utilice debe ser guiado por un experto en el área que lleve la rehabilitación sin causar molestias a la parte afectada para lograr una recuperación efectiva.

El prototipo está diseñado para ser usado por personas de cualquier tipo de contextura ya que el servo-motor es capaz de levantar pesos de gran magnitud. El prototipo es ajustable para sujetos de menor estatura como es el caso de los niños, ya que los acoples pueden ser deslizados según la necesidad que tenga el paciente. Los soportes para el apoyo del antebrazo fue diseñado para pacientes con diferentes características antropométricas..

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

En el desarrollo de este proyecto se ha completado el diseño y construcción de un sistema de rehabilitación con cuatro grados de libertad, para soporte en el proceso de rehabilitación a pacientes afectados con lesiones en su miembro superior, este sistema está diseñado para brindar soporte a niños y adultos, que con un solo motor se puede realizar varias tareas.

Este proyecto se ha llevado a cabo durante varios ciclos de la carrera, con una mejora y evolución constante. Gracias a los conocimientos adquiridos en la Universidad se ha podido concretar la idea que nació de una simple programación de servos para dar movilidad al primer diseño. Al comenzar con el diseño final del prototipo; se tenía un modelo diferente al actualmente planteado, debido a problemas que se mostraron en el modelo inicial, el cual, al no tener una base técnica robusta, surgieron dificultades de deslizamientos en la parte del antebrazo lo cual impidió continuar con su implementación, las versiones previas de este modelo no se muestran, básicamente nos centramos en el diseño final.

Uno de los problemas más evidentes al momento de la implementación del sistema, fue poder controlar el motor, cuando se energizaba el sistema, el motor buscaba el punto de alta impedancia por esta razón giraba un cierto rango y regresaba a la posición inicial. Este problema fue un riesgo muy grande al momento que un paciente tenga colocado el brazo sobre los soportes ya que puede ocasionar una lesión grave, la solución más práctica fue colocar un relé electrónico, así el motor se encuentra sin energía hasta que reciba la señal enviada desde la pantalla y comience a trabajar.

El prototipo fue diseñado para ser adaptable según las características antropométricas del brazo, además es un modelo ajustable para diferentes pacientes ya sean adultos o niños. Para realizar una rehabilitación se debe colocar obligadamente el brazo sobre los soportes y ser sujetados para evitar movimientos en otras partes del brazo.

La fuente de alimentación es muy importante, ya que energiza a todo el sistema. Se construyó la fuente de 15V – 5A y de 12V 3A para poder alimentar todo el sistema, debido a que el motor trabaja a partir de 12V y la tarjeta AVR requiere de un voltaje de hasta 12V; debido al efecto Joule en todo circuito va existir calentamientos por lo que se colocó un ventilador que ayudará al sistema a mantener una temperatura estable.

Para realizar las pruebas se contó con el centro de rehabilitación HABILITAR, dirigido por la Fisioterapeuta Lilia Toalongo, quien fue la que acompañó el desarrollo de las pruebas, constatando el correcto funcionamiento del prototipo y sugiriendo diferentes mejoras para aumentar el agarre del paciente al momento de una rehabilitación. Las pruebas efectuadas con y sin carga nos ayudaron a encontrar el error del sistema, observando que cuando está sometido a trabajar con un peso el sistema tiende a tener más error, pero aun así no deja de cumplir con el proceso.

El coste de implementación de todo el sistema se ha detallado en la Tabla 4.1, los precios de los componentes que conforman el prototipo en su totalidad, además de la mano de obra de los dos participantes del proyecto.

Tabla 4. 1 Costo de implementación del Prototipo

ITEM	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (USD)	COSTO TOTAL
Microcontrolador	U	1	20	20
Servo Motor	U	1	280	280
Ventilador	U	1	4	4
Transformador	U	1	15	15
Pantalla Touch	U	1	32	32
Circuito Rectificador	U	1	10	10
Relé	U	1	3.5	3.5
Maqueta madera	U	1	40	40
Acoples Plástico	U	8	15	120
Material SIM 3D	Kg	1	55	55
Riel	m	0.6	5.4	5.4
Pulsante de Emergencia	U	1	3.8	3.8
Cajas de protección	U	2	4.6	9.2
Patines	U	8	2	16
Extras	U	1	30	30
Mano de Obra	h	200	5	1000
			Total	1.622

RECOMENDACIONES

El sistema cuenta con un botón de paro general en un caso de emergencia. Se recomienda hacer uso del mismo, este pulsante corta toda la alimentación del prototipo, adicional a esto en la pantalla se tiene programado también un (STOP), que suspende el proceso, pero no apaga el sistema. Con esto podemos brindar seguridad a un paciente en un caso de sentir mucho dolor en una rehabilitación.

La colocación de los acoples en el sistema se debe hacer de forma manual, los sujetadores del brazo deberán siempre estar asegurados para evitar movimientos innecesarios, como se diseñó los acoples para ser adaptables se tiene que buscar la distancia correcta para cada paciente. Los acoples que se utilizan en el sistema son tanto para brazo derecho como para el izquierdo dependiendo al ejercicio que se vaya a realizar; se escogerá el adecuado para cumplir con la rehabilitación. Cuando se inicie un programa de sesiones en un paciente, antes de usar el sistema, el fisioterapeuta será quien dirija el rango de movilidad y configure los ángulos en el programa del Prototipo.

Se recomienda colocar el prototipo a una altura adecuada donde el paciente se sienta cómodo, o en tal caso tener una silla que se adapte a la altura de cada paciente para así evitar molestias en el brazo al momento que inicie una sesión.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. Gómez, P. Merino, O. Tapia, C. Espinoza, and M. Echeverría, “Epidemiología de accidentes de trabajo en Ecuador basado en la base de datos de la Seguridad Social en los años 2014 - 2016,” *Scientifica (Cairo)*, vol. 15, no. 2, p. 5, 2017.
- [2] DR. Manuel Alencastro Oviedo MSc. Paul Gregorio Mite Anastacio, “Prevalencia de fracturas en menores de 10 años atendidos en el hospital francisco de Icaza Bustamante 2011 y propuesta de un programa educativo preventivo con protocolo de atención emergente” vol. 151, pp. 10–17, 2015.
- [3] Macao. Israel, Nacipucha, Juan,; “Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo”, “Universidad de cuenca facultad de ingeniería,” 2016.
- [4] Lugo Villeda, M. A. (2013). Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación, (May 2013), 218.
- [5] Gutiérrez R, Vanegas F, Avies O. prototipo exoesqueletico para rehabilitación de miembro
- [6] M. Aarón et al., “Prototipo de mano robótica antropométrica sub-actuada Sub-actuated anthropometric robotic prototype hand,” *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia N.º*, vol. 65, pp. 46–59, 2012. superior, (April 2018).
- [7] R. Esqueleto, “Sistema Esquelético: Funciones. Huesos: Estructura Y Clasificación.”
- [8] Cárdenas, A., & Reyes, C. (2014). Valoración de resultados funcionales en pacientes de 17 a 60 años con fracturas de metacarpianos tratados quirúrgicamente con placas de minifragmentos durante el período de enero 2012 a abril 2014 por la subespecialidad miembro superior del servicio de or, 91. Retrieved from <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/4677/1/T-UCE-0006-43.pdf>
- [9] Sánchez, A., Agut, A., Chico, A., Closa, J. M., Rial, J., & Velasco, A. (2006). Desarrollo de una Escala de valoración radiológica del grado de Osteoartrosis para las articulaciones de la rodilla y el codo en el perro - ESCALA “BIOARTH.” *Clin. Vet. Peq. Anim.*, 26(3), 269–275.
- [10] Rodríguez Martínez, C., Hernández, M., Antonio, M., López, Á., & Hechavarría, B. (2004). Lesiones traumáticas en los miembros superiores por armas blancas. *Archivo Médico de Camagüey*, 8(5). Retrieved from <http://www.redalyc.org/pdf/2111/211117850005.pdf>
- [11] Piedad, L., & Fandiño, M. (2005). Trauma de extremidades en la ciudad de Santa Marta. *Universidad de Magdalena*, 2, 102–108. Retrieved from

<http://investigacion.unimagdalena.edu.co/revistas/index.php/duazary/article/download/291/258>

- [12] Lam, P., Hebert, D., Boger, J., Lacheray, H., Gardner, D., Apkarian, J., & Mihailidis, A. (2008). A haptic-robotic platform for upper-limb reaching stroke therapy: Preliminary design and evaluation results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5(1), 15.
- [13] H. Clarkson, J. Hurabielle, K. Doy, J. Marlowe (2003, febrero. 12). *Proceso evaluativo musculoesquelético*. 1ed [Online]. Disponible: https://books.google.com.ec/books?id=HMbD4LFAbsC&printsec=frontcover&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
- [14] C. Taboadela. (2007, noviembre. 07). *Geniometría*. 1ed [Online]. Disponible: <http://amlar-res.com/wp-content/uploads/2012/03/Goniometria.pdf>
- [15] M. Cáceres, P. Gabriela, V. Gabela, and S. Carolina, “Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca ” 2014. [Online]. <http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/8564/1/T-ESPE-047739.pdf>
- [16] JMT SUPER500 500KG! CM de alto Torque Metal Servo 12 V-24 V DC de entrada apoyo PWM Servo con BEC 5 V para DIY grandes brazo Robot. [Online]. <http://kolperoas.tk/item/32835104781?fbclid=IwAR27ahXnS-jO93fAS4XRwzbSsyDe-SacXFkDpNuXAbbFwQoyVuT1gcF9KE>
- [17] González José Carlos, “Desarrollo de un servidor web con Arduino para monitorización y control de sensores y actuadores”, and F. Losilla, “Diciembre / 2013 ”.
- [18] Topón Guallichico Jenny Mariela. “Diseño e implementación de un prototipo para un sistema electrónico temporizado en puertas y ventanas, empleando módulos arduino, para el restaurante” “el pailón de mushuñan” PROYECTO Valenzuela, “Escuela Politécnica Nacional,” p. 145, 2016.
- [19] J. Rodrigo and S. Uribe, “Análisis Biomecánico De Espalda Y Brazos Para El Desarrollo De Herramientas Potátiles,” vol. 61, no. 2, pp. 4701–4708, 2008.

APÉNDICES

APÉNDICE A: DIMENSIONES DEL PROTOTIPO

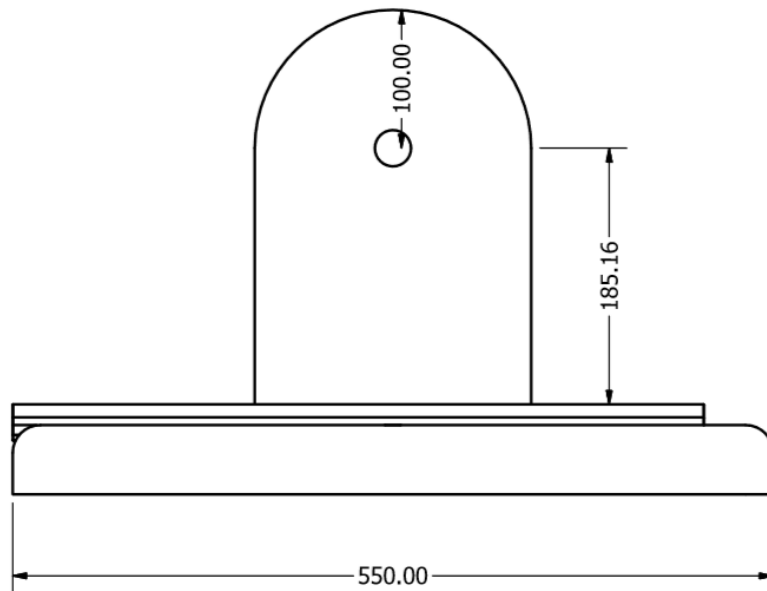


Figura A 1 Vista Frontal del Prototipo.

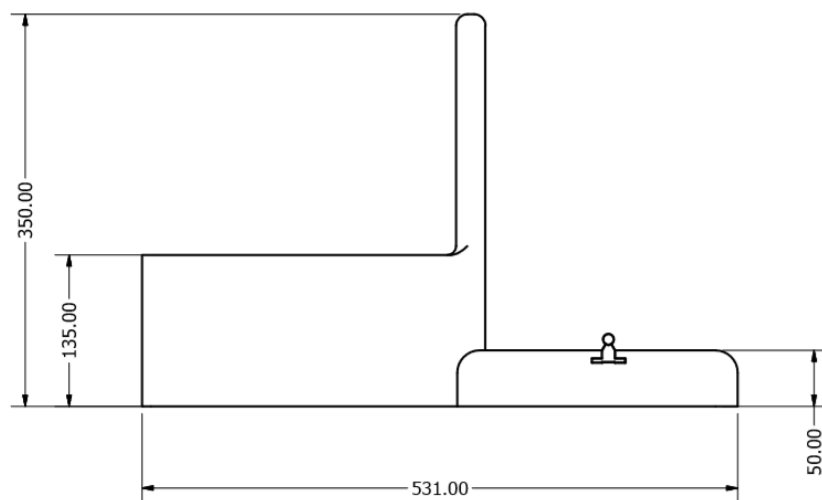


Figura A 2 Vista Lateral Izquierda del Prototipo.

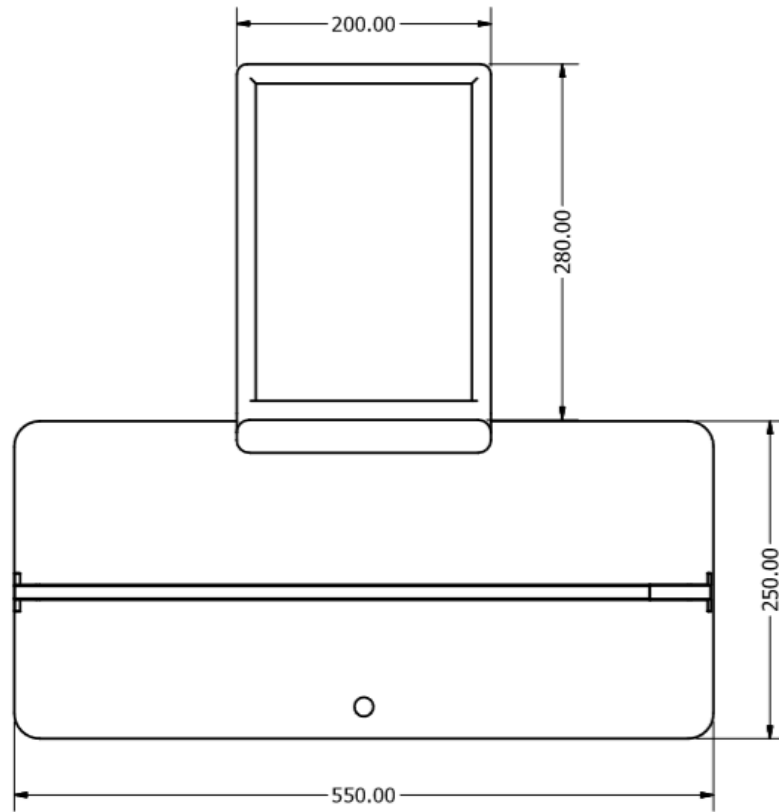


Figura A 3 Vista Superior del Prototipo.

APÉNDICE B: CONSTRUCCIÓN DE FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Para la construcción del transformador se debe tener en cuenta ciertos aspectos como calcular el número de vueltas que es necesario para el bobinado primario como secundario.

Bobinado en el primario.

$$V_{\text{primario}} = 110V$$

Fórmula para calcular el número de vueltas en el primario.

$$N_p = \frac{V_p * 10^8}{4.44 * \beta * S_T * f} \quad \text{Ecuación 1}$$

N_p = Número de vueltas en el primario

β = Longitud del campo magnético

β = 9750 Calibre regular

S_T = Sección transversal

f = Frecuencia

Se calcula la potencia del secundario tomando en cuenta que la misma potencia será en el primario.

$$V_{\text{secundario}} = 15V$$

$$I_s = 7A$$

$$P_s = P_p = (15)(7) = 105 \text{ watts}$$

Se procede a calcular la sección transversal.

$$S_T = 7 \sqrt{\frac{P_s}{f}} \quad \text{Ecuación 2}$$

$$S_T = 7 \sqrt{\frac{105}{60}} = 9.26 \text{ cm}^2$$

Corriente en el primario.

$$I_P = \frac{P}{V_P} \quad \text{Ecuación 3}$$

$$I_P = \frac{105W}{110V} = 0.95A$$

Aplicando la fórmula se realiza el cálculo del número de vueltas en el primario.

$$N_p = \frac{(110)(10^8)}{(4.44)(9750)(9.26)(60)}$$

$$N_p = 457 \text{ Vueltas.}$$

Cálculo del número de vueltas en el secundario.

$$N_p = \frac{(15)(10^8)}{(4.44)(9750)(9.26)(60)}$$

$$N_p = 62 \text{ Vueltas.}$$

Selección del calibre de cable para el adecuado funcionamiento del transformador.

$$I_S = 5A \quad - \quad \text{Calibre 16}$$

$$I_p = 0.95A \quad - \quad \text{Calibre 24}$$

Para la construcción del transformador también debemos tener en cuenta el núcleo de hierro el que nos permite proteger los bobinados, a la vez hace que fluya la fuerza electromagnética del primario hacia el secundario como podemos observar en la Figura B.1.



Figura B.1 Transformador reductor.

Luego de realizar los respectivos cálculos y diseños de todo el circuito de transformación de corriente alterna a continua procedemos a realizar la plantilla para un circuito impreso donde obtenemos la rectificación, filtrado y regulador de voltaje. Utilizando el software de Altium realizamos el respectivo diseño Schematic donde utilizamos todos los componentes necesarios para el circuito, se observa en la Figura B.2.

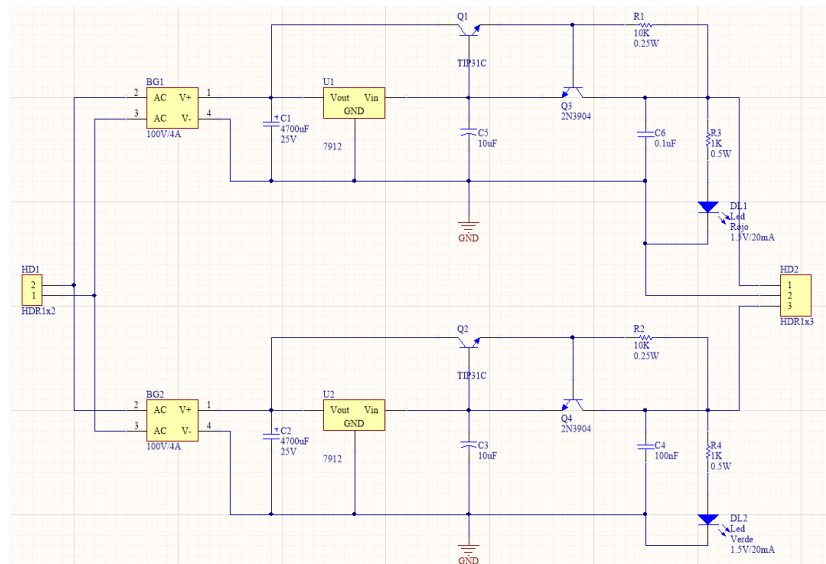


Figura B.2 Circuito Esquemático de la fuente de alimentación del sistema.

Mediante el software se genera las pistas de cobre la ubicación de los componentes y se considera el tamaño de la placa, se observa en la Figura B.3.

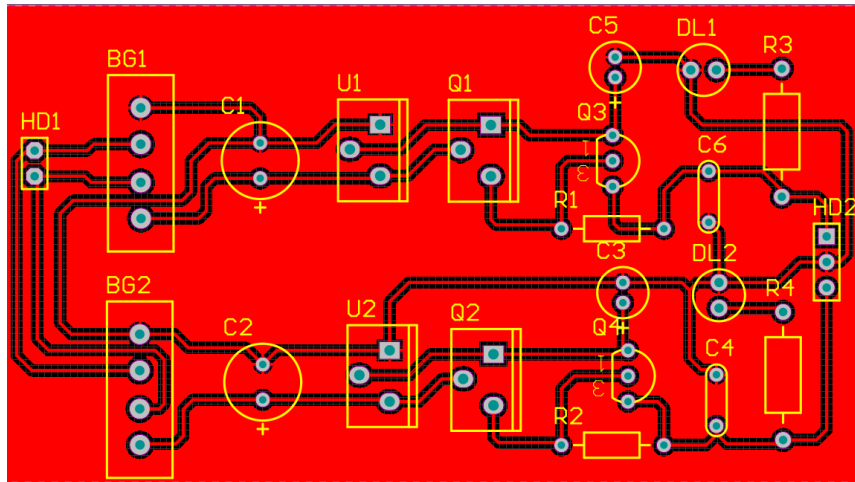


Figura B.3 PCB pistas de cobre.

APÉNDICE C: MANUAL DE USUARIO PARA EL PROTOTIPO SERVO MECÁNICO DE REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA

GENERALIDADES DEL PROTOTIPO

El prototipo Servo – Mecánico está diseñado para trabajar directamente sobre el miembro superior (muñeca y codo) y es de fácil adaptación para personas adultas y para niños.

Componentes del prototipo:

- Cuenta con un motor tipo servo de 4.903,33N que ayuda en el proceso de rehabilitación.
- Posee una interfaz en una pantalla Touch de fácil manejo.
- Cuenta con acoples intercambiables que se montan y desmontan dependiendo del tipo de ejercicio.

Botón de encendido

Es un pulsante tipo Switch (ON - OFF), de 110 a 220 Voltios que se encuentra ubicado en la parte derecha del prototipo como se muestra en la siguiente Figura C.1. La alimentación que recibe el sistema es 110 VCC.



Figura C.1 Ubicación del botón de encendido

Soportes para brazo

Son los soportes donde se asienta ya sea el brazo o antebrazo según la tarea de rehabilitación que se esté realizando, se trata de dos torres con forma curva en su parte superior cada una con un radio diferente, la de mayor radio siempre va en la parte de atrás del brazo la otra se coloca siempre cerca a la muñeca y son intercambiables tanto para derecho o izquierdo, se muestra en la Figura C.2.



Figura C.2 Soporte para el brazo

Uso de la Interfaz

Se trata de una pantalla touch de 2.4' que en su programación consta de cuatro paginas para realizar la rehabilitación.

La pantalla de inicio consta de un solo botón que nos ayuda a iniciar el proceso y abrir la siguiente pantalla, se observa en la Figura C.3.



Figura C.3 Página Principal

En esta página se puede escoger el brazo y el ejercicio a realizar, la pantalla solamente pasara a la siguiente si se eligen los dos ítems, como se observa en la Figura C.4.



Figura C.4 Página para seleccionar el brazo y el tipo de ejercicio.

Aquí se programa las repeticiones con las que se va a trabajar y además los ángulos tanto inicial como final, tomando en cuenta que un ángulo inicial podemos ingresar un valor positivo y en el otro caso el ángulo será negativo o viceversa, se muestra en la Figura C.5.



Figura C.5 Configuración de numero de repeticiones, Ingreso de ángulos.

En la Figura C.6 tenemos la página final se muestra el conteo de cada una de las repeticiones, como varia el ángulo y se tiene un botón de paro en caso de tener alguna molestia en el proceso de rehabilitación.



Figura C.6 Verificación de número de repeticiones

Modo de uso del Prototipo con un Paciente.

Para ubicar el brazo afectado (derecho e izquierdo) en el sistema de rehabilitación, podemos observar en la Figura C.7. Para los movimientos de Flexión – Extensión de la muñeca. Posee dos acoples, tanto para brazo derecho como para el izquierdo como se observa en la parte superior de la Figura C.7.

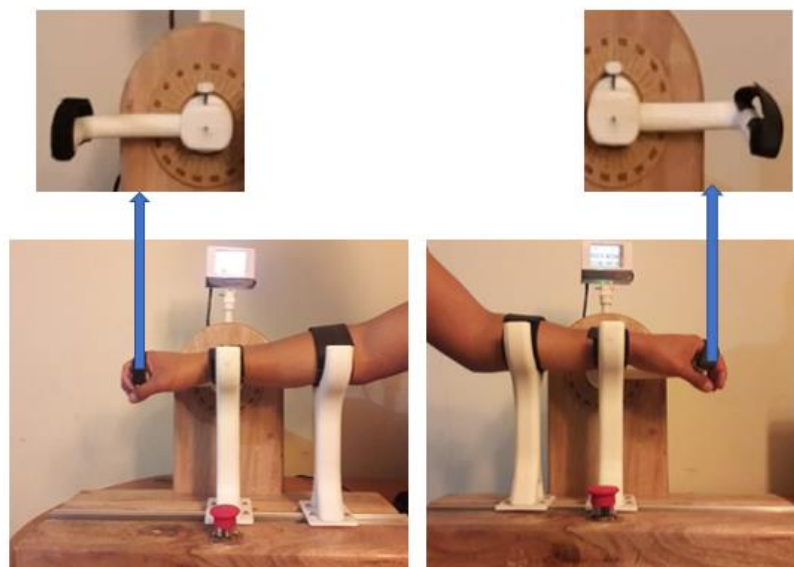


Figura C.7 Modo de uso del prototipo para brazo derecho e izquierdo,

Acoples para los movimientos Flexión – Extensión

Para el correcto modo de ubicación del brazo afectado (derecho e izquierdo) en el sistema de rehabilitación, podemos observar en la Figura C.8. Posee dos acoples, tanto para brazo derecho como para el izquierdo, Para los movimientos de Abducción – Aducción de la muñeca. como se observa en la parte superior de la Figura C.8.

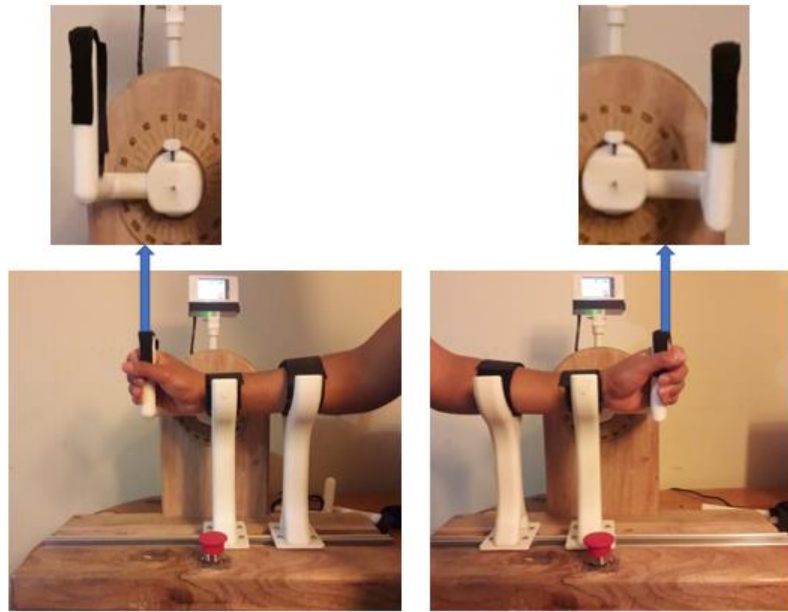


Figura C.8 Modo de uso del prototipo para brazo derecho e izquierdo,
Acoples para los movimientos de Abducción – Aducción

Para el caso del codo se toma en cuenta la forma correcta de ubicar el brazo afectado (derecho e izquierdo), podemos observar en la Figura C.9. Para los movimientos de Flexión – Extensión del codo. Posee dos acoples, tanto para brazo derecho como para el izquierdo como se observa en la parte superior de la Figura C.9.

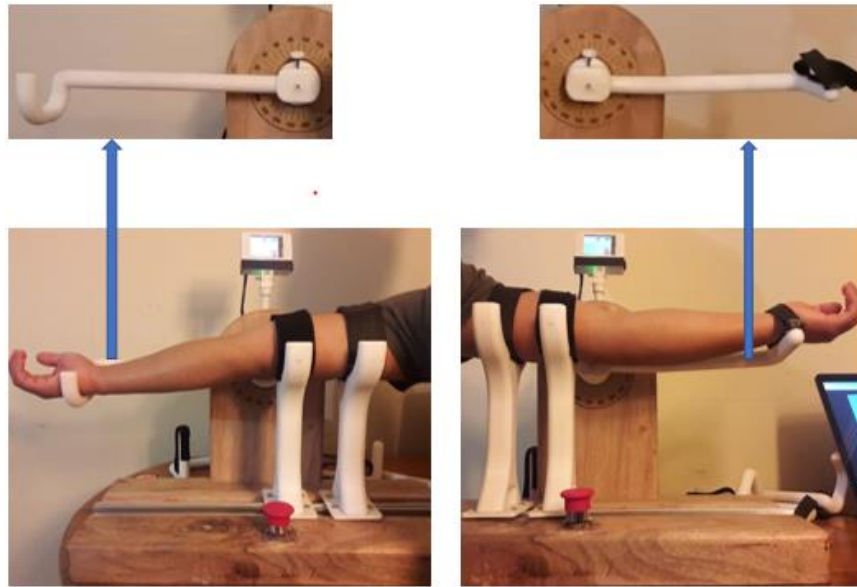


Figura C.9 Modo de uso del prototipo para brazo derecho e izquierdo,
Acoples para los movimientos Flexión – Extensión

Botón de Paro Emergencia.

Corta por completo toda la energía del sistema con lo cual ayuda a prevenir algún tipo de lesión por dolor o en caso de mala configuración en la pantalla, se observa en la Figura C.10.



Figura C.10 Botón de emergencia

APÉNDICE D: ALGORITMO IMPLEMENTADO

Algoritmo 1: Control del sistema de rehabilitación.

```
#include <Servo.h>
#include <NexTion.h>

Servo servo;
//VARIABLES
float qi,qf,q1i,q1f,retraso,tf,a,c,d,q1; //Para trayectoria
int repeticiones;
int angInicial;
int angFinal;
int angReposo=100;
int brazo=1; //1 Derecho | 0 Izquierdo
int ejercicio=1; // 1 MUNECA FLEX/EXT | 2 MUN ABDU/ADU | 3 CODO FLEX/EXT
int funcion=0; // 1 FUNCIONANDO | 0 NO FUNCIONANDO
int tiempo=10;
int relacion=29;

//PAGINA HOME
NexButton b0 = NexButton(0, 2, "b0");//EMPEZAR

//PAGINA EJERCICIO
NexButton b1 = NexButton(1, 3, "b1");//BRAZO IZQ
NexButton b2 = NexButton(1, 4, "b2");//BRAZO DER
NexButton b3 = NexButton(1, 6, "b3");//MUNECA FLEX/EXT
NexButton b4 = NexButton(1, 7, "b4");//CODO FLEX/EXT
NexButton b5 = NexButton(1, 8, "b5");//MUN ABDU/ADU
NexButton b6 = NexButton(1, 9, "b6");//VALORES
//NexButton b7 = NexButton(1, 1, "b7");//HOME

//PAGINA VALORES
NexButton b8 = NexButton(2, 4, "b8");//- REPETICIONES
NexButton b9 = NexButton(2, 5, "b9");//+ REPETICIONES
NexButton b10 = NexButton(2, 7, "b10");//+ ANG INICIAL
NexButton b11 = NexButton(2, 8, "b11");//- ANG INICIAL
NexButton b12 = NexButton(2, 10, "b12");//+ ANG FINAL
NexButton b13 = NexButton(2, 11, "b13");//- ANG FINAL
NexButton b14 = NexButton(2, 1, "b14");//EJERCICIO
NexButton b15 = NexButton(2, 2, "b15");//FUNCION
NexText t1 = NexText(2, 8, "t1"); //REPETICIONES
NexText t3 = NexText(2, 13, "t3"); //ANG INICIAL
NexText t5 = NexText(2, 14, "t4"); //ANG FINAL
```

```

//PAGINA FUNCION
NexButton b16 = NexButton(3, 5, "b16");//REPETICIONES
NexText t6 = NexText(3, 2, "t5"); //REPETICIONES
NexText t7 = NexText(3, 4, "t6"); //ANGULO
NexButton b17 = NexButton(3, 7, "b17");//REPETICIONES
NexGauge z0 = NexGauge(3, 4, "z0");

```

```

//EVENTOS DE BOTONES
NexTouch *nex_listen_list[] =

```

```

{
    &b0,
    &b1,
    &b2,
    &b3,
    &b4,
    &b5,
    &b6,
    &b8,
    &b9,
    &b10,
    &b11,
    &b12,
    &b13,
    &b14,
    &b15,
    &b17,
    NULL
};

```

```

/*//PRESIONAR B8
void b8PushCallback(void *ptr)
{
    repeticiones++;
    Serial.print("n0.val=");
    Serial.print(repeticiones);
    Serial.write(0xff);
    Serial.write(0xff);
    Serial.write(0xff);
}
*/

```

```

//SOLTAR B0
void b0PopCallback(void *ptr)
{

```

```
brazo=1;
ejercicio=1;
}

//SOLTAR B1
void b1PopCallback(void *ptr)
{
    brazo=0;
}

//SOLTAR B2
void b2PopCallback(void *ptr)
{
    brazo=1;
}

//SOLTAR B3
void b3PopCallback(void *ptr)
{
    ejercicio=1;
}

//SOLTAR B4
void b4PopCallback(void *ptr)
{
    ejercicio=3;
}

//SOLTAR B5
void b5PopCallback(void *ptr)
{
    ejercicio=2;
}

//SOLTAR B6
void b6PopCallback(void *ptr)
{
    angInicial=0;
    angFinal=0;
    repeticiones=0;
}

//SOLTAR B8
void b9PopCallback(void *ptr)
```

```

{
  repeticiones++;
  Serial.print("n0.val=");
  Serial.print(repeticiones);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B9
void b8PopCallback(void *ptr)
{
  repeticiones--;
  Serial.print("n0.val=");
  Serial.print(repeticiones);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B10
void b10PopCallback(void *ptr)
{
  angInicial+=5;
  Serial.print("n1.val=");
  Serial.print(angInicial);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B11
void b11PopCallback(void *ptr)
{
  angInicial-=5;
  Serial.print("n1.val=");
  Serial.print(angInicial);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B12
void b12PopCallback(void *ptr)
{

```

```

angFinal+=5;
Serial.print("n2.val=");
Serial.print(angFinal);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B13
void b13PopCallback(void *ptr)
{
  angFinal-=5;
  Serial.print("n2.val=");
  Serial.print(angFinal);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}

//SOLTAR B14
void b14PopCallback(void *ptr)
{
  ejercicio=1;
  brazo=1;
}

//SOLTAR B15
void b15PopCallback(void *ptr)
{
  funcion=1;
}

//SOLTAR B17
void b17PopCallback(void *ptr)
{
  funcion=0;
}

void setup() {
  Serial.begin(9600);

  pinMode(12, OUTPUT);

```

```

digitalWrite(12,0);
//b8.attachPush(b8PushCallback); // Button press
b0.attachPop(b0PopCallback); // Button press
b1.attachPop(b1PopCallback); // Button press
b2.attachPop(b2PopCallback); // Button press
b3.attachPop(b3PopCallback); // Button press
b4.attachPop(b4PopCallback); // Button press
b5.attachPop(b5PopCallback); // Button press
b6.attachPop(b6PopCallback); // Button press
b8.attachPop(b8PopCallback); // Button press
b9.attachPop(b9PopCallback); // Button release
b10.attachPop(b10PopCallback); // Button press
b11.attachPop(b11PopCallback); // Button release
b12.attachPop(b12PopCallback); // Button press
b13.attachPop(b13PopCallback); // Button release
b14.attachPop(b14PopCallback); // Button press
b15.attachPop(b15PopCallback); // Button release
b17.attachPop(b17PopCallback); // Button release

```

```

servo.attach(9);
delay(25);
digitalWrite(12,0);
servo.write(angReposo);
delay(tiempo*2);
digitalWrite(12,1);
}

```

```

void punto(byte anguloInicio, byte anguloFinal, float tiem) {
  q1i = anguloInicio;
  q1f = anguloFinal;
  retraso = 0.02;
  tf = tiem;

  for (float i = 0; i <= tf; i = i + retraso) {
    if (funcion==0){break;}
    nexLoop(nex_listen_list);
    trayectoria(i);
    delay(retraso * 1000);
  }
}

```

```

void trayectoria(float t) {
  qi = float (q1i);

```



```

qf = float (q1f);

a = qi;
c = 3.00 * ((qf - qi) / (tf * tf));
d = 2.00 * ((qi - qf) / (tf * tf * tf));
q1 = a + c * t * t + d * t * t * t;
if (funcion==1){
  servo.write(byte(round(q1)));
  int ang;
  ang=(round(q1)-100)*90/relacion;
  Serial.print("n4.val=");
  Serial.print(ang);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
  Serial.write(0xff);
}
}

void loop() {
  delay(30);
  if(funcion==1){
    Serial.print("vis b16,0");
    Serial.write(0xff);
    Serial.write(0xff);
    Serial.write(0xff);
    digitalWrite(12,0);
    int ang1,ang2;
    if(angInicial>0){
      ang1=angReposo+(angInicial*relacion/90);
    }
    else{
      ang1=angReposo-(angInicial*relacion/90);
    }
    if(angFinal<0){
      ang2=angReposo+(angFinal*relacion/90);
    }
    else{
      ang2=angReposo-(angFinal*relacion/90);
    }
    //BRAZO DERECHO
    if(brazo==1){
      punto(byte(angReposo),byte(ang1), float(tiempo));
      for (int nr = 1; nr <= repeticiones ; nr++) {
        if (funcion==0){break;}
        Serial.print("n3.val=");

```

```

Serial.print(nr);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
punto(byte(ang1),byte( ang2), float(tiempo));
punto(byte(ang2),byte( ang1), float(tiempo));
}
punto(byte(ang1),byte( angReposo), float(tiempo));
}

//BRAZO IZQUIERDO
else{
punto(byte(angReposo),byte(ang2), float(tiempo));
for (int nr = 1; nr <= repeticiones ; nr++) {
if (funcion==0){break;}
Serial.print("n3.val=");
Serial.print(nr);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
punto(byte(ang2),byte( ang1), float(tiempo));
punto(byte(ang1),byte( ang2), float(tiempo));
}
punto(byte(ang2),byte( angReposo), float(tiempo));
}

Serial.print("vis b16,1");
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
Serial.write(0xff);
servo.write(angReposo);
digitalWrite(12,1);
funcion=0;
}

nexLoop(nex_listen_list);
}

```