

**DISEÑO DE UNA PLATAFORMA CON RETROALIMENTACIÓN VIBRATORIA  
PARA EL APOYO EN REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES**



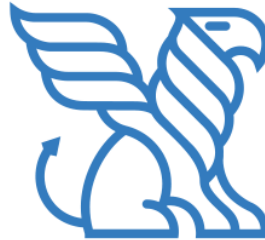
**Uniautónoma**  
DEL CAUCA

**Trabajo de grado para optar al título de *ingeniero en electrónica***

**JUAN CARLOS HERNÁNDEZ PAZ  
JULIÁN DAVID ORTEGA SOLARTE**

**CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTONOMA DEL CAUCA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA  
POPAYAN 2020**

**DISEÑO DE UNA PLATAFORMA CON RETROALIMENTACIÓN VIBRATORIA  
PARA APOYO EN REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES**



**Uniautónoma**  
DEL CAUCA

**Trabajo de grado para optar al título de *ingeniero en electrónica***

**DIRECTOR**

**Mg. GEOVANNY ALBERTO CATAMUSCAY MEDINA**

**CODIRECTOR**

**Mg. DAVID ESCOBAR VALENCIA**

**CORPORACIÓN UNIVERSITARIA AUTONOMA DEL CAUCA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA  
POPAYAN 2020**

## NOTA DE ACEPTACIÓN

El director y los jurados del trabajo de grado titulado “**Diseño de una plataforma con retroalimentación vibratoria para el apoyo en rehabilitación de extremidades superiores**”, realizado por los estudiantes **Juan Carlos Hernández Paz** y **Julián David Ortega Solarte**. Una vez revisado el informe final y aprobado la sustentación, autorizan para que se hagan los trámites concernientes para optar por el título profesional de **Ingeniero Electrónico**.

---

Mg. ING **GEOVANNY ALBERTO CATAMUSCAY MEDINA**  
Director de trabajo de grado

---

**Jurado 1**

---

**Jurado 2**

**Popayán, Marzo 20 de 2020**

## CONTENIDO

<b>AGRADECIMIENTOS</b> .....	10
<b>RESUMEN</b> .....	11
<b>ABSTRACT</b> .....	12
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	13
<b>DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA</b> .....	14
<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	16
<b>1.1 OBJETIVOS</b> .....	<b>17</b>
1.1.1 Objetivo general .....	17
1.1.2 Objetivos específicos.....	17
<b>1.2 ENFOQUE METODOLÓGICO</b> .....	<b>17</b>
<b>1.3 ESTRUCTURACIÓN DEL DOCUMENTO</b> .....	<b>18</b>
<b>2. CONTEXTO GENERAL</b> .....	<b>19</b>
<b>2.1 SISTEMAS HÁPTICOS</b> .....	<b>19</b>
<b>2.2 LESIÓN MEDULA ESPINAL (LME) / TRAUMA RAQUIMEDULAR (TRM)</b> .....	<b>21</b>
2.2.1 Tipos de lesión medular.....	22
2.2.2 Nivel y grado de afectación según la escala de ASIA. ....	23
2.2.3 Medición de la Sensibilidad de Acuerdo con la Escala de ASIA. ....	23
2.2.4 Medición de la Función Motora según Daniels de Acuerdo con la Escala de ASIA. ....	24
2.2.5 Clasificación de la (ASIA) según Ashworth para un TRM. ....	24
2.2.6 Clasificación y examen de la función motora y sensitiva.....	25
<b>2.3 COMPONENTE FISIOLÓGICO</b> .....	<b>26</b>
<b>2.4 COMPONENTES ELECTRÓNICOS</b> .....	<b>27</b>
<b>HARDWARE</b> .....	<b>27</b>
2.4.1 Motorreductores. ....	28
2.4.2 Joystick KY-023.....	29
2.4.3 Controlador Arduino. ....	29
2.4.4 Vibradores. ....	31
2.4.5 Sensor Ultrasónico HC-SR04. ....	32
2.4.6 Módulo L298N. ....	32
2.4.7 Fuente de alimentación. ....	33
2.4.8 Modulo driver HCMODU0083.....	34
<b>SOFTWARE</b> .....	<b>34</b>
2.4.9 LabVIEW. ....	34
<b>3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA</b> .....	<b>35</b>
<b>3.1 COMPONENTE ELECTRÓNICO</b> .....	<b>36</b>
3.1.1 Sistema eléctrico de estimulación vibratoria. ....	37
3.1.2 Sistema de movimiento en dos dimensiones. ....	43

3.1.3	Sistema háptico con joystick.....	48
3.1.4	Sistema de detección de distancia.....	52
<b>3.2</b>	<b>COMPONENTE MECÁNICO.....</b>	<b>58</b>
3.2.1	Sistema mecánico de estimulación vibratoria. ....	61
3.2.2	Sistema mecánico de movimiento en dos dimensiones. ....	62
3.2.3	Sistema mecánico para joystick.....	71
3.2.4	Sistema mecánico de detección de distancia. ....	73
3.2.5	Sistema mecánico para el apoyo de dispositivos eléctricos y electrónicos. ....	75
<b>3.3</b>	<b>COMPONENTE SOFTWARE.....</b>	<b>75</b>
3.3.1	Diagrama de Flujo software de control manual. ....	76
3.3.2	Diagrama de Flujo software de control Automático. ....	78
<b>3.4</b>	<b>RECURSOS Y PRESUPUESTO .....</b>	<b>83</b>
<b>3.5</b>	<b>CONSUMO ELÉCTRICO DE LA PLATAFORMA .....</b>	<b>85</b>
<b>4.</b>	<b>EVALUACIÓN Y VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA MEDIANTE UNA PRUEBA DE REHABILITACIÓN ESTÁNDAR PARA EXTREMIDADES SUPERIORES.....</b>	<b>86</b>
4.1	ETAPA 1: SELECCIÓN DE POBLACIÓN .....	87
4.2	ETAPA 2: PREPARACIÓN DE LA POBLACIÓN .....	88
4.3	ETAPA 3: EJECUCIÓN DE PRUEBAS .....	90
4.4	CRITERIO ESTADÍSTICO DE VALIDACIÓN.....	90
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>101</b>
<b>6.</b>	<b>TRABAJOS FUTUROS.....</b>	<b>103</b>
	<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>104</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Clasificación general de los dispositivos hápticos .....	20
<b>Figura 2.</b> Plataformas hápticas comerciales.....	21
<b>Figura 3.</b> Tipos de lesión medular .....	22
<b>Figura 4.</b> Nervios Raquídeos.....	25
<b>Figura 5.</b> Receptores y fibras nerviosas de la piel .....	26
<b>Figura 6.</b> Reacción de los mecanoreceptores ante estímulos .....	27
<b>Figura 7.</b> Motor DC con caja reductora .....	29
<b>Figura 8.</b> Joystick.....	29
<b>Figura 9.</b> Controlador Arduino .....	31
<b>Figura 10.</b> Motovibradores .....	31
<b>Figura 11.</b> HC-SR04 sensor ultrasónico.....	32
<b>Figura 12.</b> Módulo driver L298N.....	33
<b>Figura 13.</b> Fuente Alimentación 12V, 5V y 3,3V DC.....	33
<b>Figura 14.</b> Driver HCMODU0083 .....	34
<b>Figura 15.</b> Logo LabVIEW.....	34
<b>Figura 16.</b> Componentes plataforma háptica.....	36
<b>Figura 17.</b> Sistema eléctrico prototipo.....	37
<b>Figura 18.</b> Esquemático hardware del sistema de vibración.....	38
<b>Figura 19.</b> Driver HCMODU0083 .....	39
<b>Figura 20.</b> Estructura Motor ERM.....	43
<b>Figura 21.</b> Esquemático hardware del sistema de movimientos en ejes x, y .....	44
<b>Figura 22.</b> Pines de alimentación driver L298N.....	45
<b>Figura 23.</b> Estructura Motor Reductor Pololu 1103.....	48
<b>Figura 24.</b> Esquemático hardware del sistema joystick KY-023 .....	50
<b>Figura 25.</b> Estructura Módulo Joystick KY-023.....	52
<b>Figura 26.</b> Esquemático hardware de toma de distancia .....	53
<b>Figura 27.</b> Angulo de incidencia y alcance sensor HC-SR04 .....	55
<b>Figura 28.</b> Modo de disparo sensor ultrasónico.....	55
<b>Figura 29.</b> Operación de un sensor ultrasónico.....	56
<b>Figura 30.</b> Sensor Ultrasónico HC-SR04.....	57
<b>Figura 31.</b> Estructura Vibro-motor ERM .....	61
<b>Figura 32.</b> Vista superior del sistema de estimulación vibratoria .....	62
<b>Figura 33.</b> Renders plataforma ergonómica vista lateral .....	63
<b>Figura 34.</b> Renders plataforma ergonómica vista superior .....	64
<b>Figura 35.</b> Estructura para postura correcta del paciente .....	66
<b>Figura 36.</b> Plataforma movimiento en dos dimensiones .....	67
<b>Figura 37.</b> Renders plataforma en dos dimensiones .....	68
<b>Figura 38.</b> Sistema de varillas para soporte y desplazamiento.....	69
<b>Figura 39.</b> Acople para eje de motor y varilla roscada.....	70
<b>Figura 40.</b> Rodachines y carril de avance .....	71

<b>Figura 41.</b> Estructura para unión de los ejes .....	71
<b>Figura 42.</b> Renders plataforma para apoyo de brazo y joystick .....	72
<b>Figura 43.</b> Estructura para Joystick .....	73
<b>Figura 44.</b> Dimensiones sistema de detección de distancia .....	73
<b>Figura 45.</b> Estructura para el sistema de toma de distancias .....	74
<b>Figura 46.</b> Estructura para rebotar la señal del sensor ultrasónico .....	74
<b>Figura 47.</b> Estructura para el apoyo eléctrico y electrónico .....	75
<b>Figura 48.</b> Diagrama de flujo control manual.....	77
<b>Figura 49.</b> Pantalla de control manual.....	78
<b>Figura 50.</b> Diagrama de flujo control automático .....	79
<b>Figura 51.</b> Diagrama de flujo en línea y cuadro .....	81
<b>Figura 52.</b> Diagrama de flujo en triangulo y diagonal .....	82
<b>Figura 53.</b> Pantalla de control automático .....	83
<b>Figura 54.</b> Goniómetro para la medida de grados en articulación .....	86
<b>Figura 55.</b> Goniometría en hombro, codo y muñeca .....	89
<b>Figura 56.</b> Usuarios en etapa de preparación .....	89
<b>Figura 57.</b> Usuarios en etapa de Ejecución.....	90
<b>Figura 58.</b> IMC entre rangos de edad.....	91
<b>Figura 59.</b> ROM codo y antebrazo .....	97
<b>Figura 60.</b> ROM del Hombro .....	98
<b>Figura 61.</b> ROM de la Muñeca .....	98
<b>Figura 62.</b> Resultado en porcentaje de la muestra total .....	100

## LISTA DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Medición sensibilidad escala ASIA .....	24
<b>Tabla 2.</b> Medición función motora escala ASIA según Daniels .....	24
<b>Tabla 3.</b> Clasificación ISA para un TRM según Ashworth.....	25
<b>Tabla 4.</b> Parámetros diseño prototipo estimulación vibratoria.....	37
<b>Tabla 5.</b> Desempeño Vibro motores .....	40
<b>Tabla 6.</b> Parámetros de diseño prototipo movimientos x, y.....	43
<b>Tabla 7.</b> Características de Desempeño Motorreductores .....	46
<b>Tabla 8.</b> Parámetros de diseño joystick KY-023 .....	49
<b>Tabla 9.</b> Características de Desempeño mandos de accionamiento .....	51
<b>Tabla 10.</b> Parámetros de diseño Ultrasónico HCSR04 .....	53
<b>Tabla 11.</b> Características de Desempeño sensor ultrasónico HC-SR04 .....	54
<b>Tabla 12.</b> Recursos y presupuesto .....	84
<b>Tabla 13.</b> Consumo eléctrico de la plataforma.....	85
<b>Tabla 14.</b> Datos demográficos de la muestra .....	87
<b>Tabla 15.</b> Resultados de datos del IMC .....	91
<b>Tabla 16.</b> ROM para articulaciones del miembro superior .....	93
<b>Tabla 17.</b> ROM para goniometría de articulaciones del miembro superior.....	94
<b>Tabla 18.</b> Prueba de Kolmogorov a los datos obtenidos.....	95
<b>Tabla 19.</b> Calificación de la muestra al sistema de estimulación vibratoria .....	99



## LISTA DE ANEXOS

<b>Anexo 1.</b> Tabla de valores de los ROM para codo y antebrazo en mujeres .....	109
<b>Anexo 2.</b> Tabla de valores de los ROM del Hombro en mujeres .....	110
<b>Anexo 3.</b> Tabla de valores de los ROM de la muñeca en mujeres .....	111
<b>Anexo 4.</b> Tabla de valores de los ROM de codo y antebrazo en hombres .....	112
<b>Anexo 5.</b> Tabla de valores de los ROM del hombro en hombres.....	113
<b>Anexo 6.</b> Tabla de valores de los ROM de la muñeca en hombres .....	114
<b>Anexo 7.</b> Código labview para el control manual.....	115
<b>Anexo 8.</b> Código labview para el control automático .....	118
<b>Anexo 9.</b> Diseño de sistema de varillas para soporte y desplazamiento .....	133
<b>Anexo 10.</b> Diseño de acople para eje de motor y varilla roscada .....	133
<b>Anexo 11.</b> Diseño de rodachines y carril de avance .....	134
<b>Anexo 12.</b> Diseño de estructura para unión de ejes en x, y.....	134
<b>Anexo 13.</b> Diseño de cajas para rebotar la señal de los sensores ultrasónicos.....	135
<b>Anexo 14.</b> Diseño con adición para mejora de caja en motor con dirección x .....	135
<b>Anexo 15.</b> Diseño para soporte de los dispositivos eléctricos y electrónicos.....	136
<b>Anexo 16.</b> Validación de la plataforma por un Fisioterapeuta.....	137

## **AGRADECIMIENTOS**

Ante todo, agradecer a Dios por permitirme tener la salud suficiente para estar aquí llevando a cabo mis estudios, agradezco infinitamente a mis padres y hermana quienes me apoyaron durante todo el transcurso de mi preparatoria a educación superior, de igual manera a mi novia y demás familiares quienes estuvieron brindándome ese apoyo emocional e incondicional para seguir creciendo en el ámbito laboral, personal y social.

*Juan Carlos Hernández Paz*

Gracias, primero que todos a Dios por bendecirme con mi familia y libre albedrío, sin Dios nada sería posible, agradezco a mis padres que me apoyan en todo lo que hago, por darme la oportunidad de estudiar y aprender con tanto esfuerzo de su parte, todo su trabajo y dedicación se verán recompensados viéndome como un hombre independiente y exitoso, para devolverles algo de todo lo que me dieron, a mi familia que son un gran apoyo para mí y por último a la Corporación Autónoma Del Cauca y a sus docentes que fueron acompañamiento y guía en todo el recorrido de aprendizaje.

*Julián David Ortega Solarte*

Agradecemos al director de grado del proyecto Ing. Mg Geovanny Alberto Catamusca Medina, por su permanente apoyo, al guiarnos durante todo el proceso de construcción de la plataforma prototipo, brindándonos su conocimiento y aptitudes constantemente.

*Autores*

## RESUMEN

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo la implementación de una plataforma con movimientos en los ejes x, y, con retroalimentación vibratoria, para el apoyo en rehabilitación de usuarios con parálisis parcial de miembros superiores, aplicado a una muestra de estudio con personal que se encuentra en condiciones normales de salud al tratarse de un prototipo. Este documento presenta el diseño y construcción de una estructura, la cual se validará en una prueba de rehabilitación estándar basada en movimientos de flexo-extensión para la evaluación de los rangos de movilidad y el comportamiento de las trayectorias realizadas por el usuario.

***Palabras claves: retroalimentación vibratoria, flexo-extensión, parálisis, rango de movilidad, trayectoria.***

## ABSTRACT

This research work aims to implement a platform with movements in the x and y axes, with vibration feedback, to support the rehabilitation of users with partial paralysis of the upper limbs, applied to a study sample with personnel who are found in normal health conditions as it is a prototype. This document presents the design and construction of a structure, which will be validated in a standard rehabilitation test based on flexo-extension movements for the evaluation of the ranges of mobility and the behavior of the trajectories performed by the user.

***Keywords: vibratory feedback, flexo-extension, paralysis, range of mobility, trajectory.***

## INTRODUCCIÓN

Estados como el sedentarismo, el estrés, el tabaquismo y algunos factores de tipo genéticos tienden a alterar de manera transitoria o definitivamente el funcionamiento de una o varias partes del encéfalo. De igual manera existen diferentes aspectos que pueden generar estados de discapacidad, tales como accidentes cerebrovasculares, trastornos congénitos o enfermedades como el Ictus o el Parkinson, los cuales constituyen un problema de salud a nivel mundial [1]. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) este tipo de factores constituyen uno de los principales elementos de discapacidad en la población mundial [2].

Un elevado porcentaje de quienes sobreviven a este tipo de inconvenientes tienden a desarrollar parálisis que encaminan en secuelas neurológicas permanentes que afectan la calidad de vida [3], sufriendo alteraciones en las funciones del cuerpo que interfieren en el movimiento y la locomoción.

No obstante, para reducir o disminuir los efectos antes mencionados se realiza un proceso de rehabilitación cuyo éxito está determinado por tres factores, siendo estos, la intervención temprana, la realización de ejercicios orientados a la ejecución de tareas y la frecuencia e intensidad con que estos se realicen. Diversos estudios sugieren que el entrenamiento repetitivo y de larga duración usando sistemas de realimentación sensorial que ayuda a la recuperación física y funcional [4].

El desarrollo de este proyecto busca diseñar una plataforma háptica con retroalimentación vibratoria para apoyar el proceso de rehabilitación en usuarios con parálisis parcial en miembro superior, causado por un trauma Raquimedular (TRM) que este en una escala de Ashworth [5] modificada entre 1 y 2 y que presenten una condición según la escala de Daniels [5] entre 3 y 5. Con validación a personas que se encuentran en condiciones normales de salud y presenten una condición "5" según Daniels.

## DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Tanto a nivel internacional como nacional, existen esfuerzos dirigidos al desarrollo de equipos destinados al campo de la medicina terapéutica enfocados en el tratamiento de pacientes en estado de parálisis parcial en extremidades superiores [6]. En Colombia se cuenta con gran cantidad de equipos de rehabilitación terapéutica, dirigidos a ayudar a pacientes que sufrieron algún tipo de lesión, las cuales impiden o generan movimientos involuntarios en sus fibras musculares, por tanto, es de gran importancia la contribución de tecnologías dedicadas al cuidado y tratamiento de la salud física de los pacientes, lo cual se ha desarrollado de manera progresiva, obteniendo resultados eficientes en procesos de rehabilitación [7].

Según el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) indica que al año 2010, en Colombia existen (2.296.366) personas que presentan una discapacidad asociada a una rehabilitación ordenada por dificultades para el desarrollo de actividades cotidianas [8], de manera específica en el departamento del Cauca existen aproximadamente (67.015) personas que sufren de estas mismas condiciones [8].

Por tal motivo, las personas que padecen de estas lesiones parciales presentan una pequeña limitación al realizar tareas como alimentarse, asearse, adquirir posiciones corporales dentro de los rangos normales o relacionarse con otras personas y su entorno; por tanto, tienen un grado de complejidad ya que no cuentan con el uso total de sus capacidades cognitivas. Algunas de las razones por las cuales una persona tiene discapacidad, son: malformaciones congénitas que usualmente les ocurren a los infantes, accidentes cerebro vasculares [9], Parkinson [10], Ictus [11], Trauma Raquimedular (TRM) que incluyen las lesiones traumáticas que afectan las diferentes estructuras de la columna vertebral [12], entre otras.

Para enfrentar estas condiciones de discapacidad, se cuenta tanto, con el desarrollo tecnológico de sistemas de rehabilitación terapéutica como de otros métodos, los cuales son: la crio terapia, electroterapia, cinesiterapia que es la base de la rehabilitación, terapias en piscinas y otros más [13]. Por tal motivo, la tecnología es vista como una herramienta importante para la evolución de estos procesos, tiene capacidades mayores cuando se refiere a sistemas con aplicaciones hápticas [14].

Para los TRM en Suramérica existe un estimado de incidencia de 25 casos al año por millón de habitantes, sin embargo, estos datos no han sido reportados oficialmente, por lo cual, los hombres con edades comprendidas entre los 25 y 35 años son la franja de edad más afectada [12]. El accidente de tránsito es el principal causante en más de la mitad de los casos, seguido de los accidentes laborales y deportivos [12]. Los TRM afectan los miembros superiores e inferiores; al referirse a los miembros superiores estas Lesiones Medulares (LM) afectan todos los músculos del brazo dependiendo del grado de la lesión, entre los cuales se encuentran los grupos musculares como los bíceps, tríceps, braquiorradial, deltoides, flexores y extensores de la mano, vasto externo y romboide.

El presente prototipo pretende apoyar el proceso de rehabilitación de un TRM, el cual es causado por un asunto patológico que resulta de la alteración temporal o permanente de la función motora, teniendo en cuenta que la alteración funcional también varía según el grado de malformación [15]; Por tal motivo, el apoyo en rehabilitación se enfocará en lesiones medulares incompletas o parciales en su función motora, abarcando las extremidades superiores. Estos se encuentran inervados dentro del rango cervical (C6 a C8) y torácica (T1 a T4) de grado D la cual tiene una función motora conservada por debajo de la lesión con un grado de fuerza mayor o igual a 3 donde se involucran los músculos desde el romboide hasta la muñeca [16] [17].

Teniendo en cuenta esta problemática, en el presente trabajo de investigación se plantea una inmersión vibro-táctil aplicada a un movimiento de flexo-extensión (adelante-atrás) de hombro y codo con posición de codo a 90° (grados) [18], el cual dependiendo de la evolución del usuario, permitirán pasar a una segunda etapa de validación, la cual consiste en evaluación de rangos de movilidad [19] y evaluación de goniometría [20] que permita respaldar la realización de trayectorias realizadas por el usuario y previamente programadas, las cuales apoyen a la rehabilitación del mismo en sus extremidades superiores debido a problemas de movilidad parcial. De acuerdo a lo anterior se plantea la siguiente hipótesis de investigación

¿Cómo apoyar el proceso de rehabilitación en pacientes con parálisis parcial en miembro superior causado por un TRM que este en una escala de Ashworth modificada entre 1 y 2 o de grado D y que presenten una condición según la escala de Daniels entre 3 y 5, con validación a personas que se encuentren en condiciones normales de salud y presenten una condición “5” según Daniels?

## JUSTIFICACIÓN

En la región Caucana se busca un enfoque en las tecnologías para el área de fisioterapia llevando a cabo técnicas de rehabilitación para pacientes que tienen problemas de movilidad en extremidades superiores [21], se pretende brindar una ayuda interactiva tanto al paciente como al profesional encargado por medio de este sistema, a través de una interfaz de usuario para la representación virtual de los movimientos generados en la plataforma, asistencia de movilidad y manipulación de objetos, aportando un desarrollo tecnológico basado en los conocimientos previos alcanzados en el programa de Ingeniería Electrónica de la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, en los cuales se ha enfatizado en la utilización de diversos sistemas o desarrollos electrónicos para incorporarlos a cualquier problemática que se requiera.

Debido a la necesidad de apoyar procesos en las ciencias de la salud, existe una diversidad de procedimientos, metodologías y técnicas encaminadas a la rehabilitación de pacientes con problemas de movilidad [22]. Desde esta perspectiva se plantea el desarrollo de un prototipo orientado al apoyo en procesos de rehabilitación empleando técnicas vibratoriales sobre una región del cuerpo humano.

De esta manera, la plataforma háptica permite al usuario experimentar sensaciones no visibles, permite además tener un cierto comportamiento al tacto estimulando la extremidad del usuario durante el ejercicio por medio de vibradores. Esta plataforma requiere el uso de motores que permiten al usuario tener un desplazamiento en eje x, y en sus extremidades superiores y además, vibradores que estimularán durante el movimiento, lo cual para este caso, es un enfoque que permite apoyar a procesos de rehabilitación para usuarios que tienen problemas de movilidad [23] [24]. Dado que existen sistemas similares, el presente prototipo permite además de estimular durante todo el movimiento en dos grados de libertad, permite también obtener el comportamiento de trayectorias y tiempos de ejecución, aportando así, en conjunto, una mejor evolución en la rehabilitación del usuario.

De igual forma, la realización de este proyecto se llevó a cabo con el fin de agrupar todos los conocimientos obtenidos en el programa, comprometiéndonos como Ingenieros en desarrollar un trabajo que además de brindar una ayuda a usuarios en estado de rehabilitación, deje un valor investigativo para la futura ejecución y mejoramiento del prototipo propuesto.



## **1.1 OBJETIVOS**

### **1.1.1 Objetivo general**

Diseñar una plataforma de dos grados de libertad con retroalimentación vibratoria para el apoyo en rehabilitación de extremidades superiores a usuarios adultos con problemas de movilidad parcial.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

- Diseñar el sistema mecánico de la plataforma enfocado en el apoyo del usuario, a partir de modelos de diseño similares.
- Desarrollar el sistema electrónico para la generación de movimientos y retroalimentación vibratoria en el usuario.
- Validar el comportamiento de la plataforma prototipo mediante una prueba de rehabilitación estándar para extremidades superiores.

## **1.2 ENFOQUE METODOLÓGICO**

La metodología planteada es una adaptación del “modelo integral para un profesional en ingeniería” [25], donde se define un conjunto de fases iterativas con comportamiento incremental orientadas al cumplimiento de los objetivos propuestos en el trabajo de investigación.

Este enfoque metodológico, está compuesto por fases iterativas e incrementales, las cuales establecen actividades que estructuran cada componente temático; los componentes temáticos permiten alcanzar los objetivos específicos planteados a través de la ejecución de actividades de adquisición, profundización y creación de conocimiento.

El enfoque metodológico contiene las actividades encaminadas al entendimiento, la organización y planificación del estudio en el área temática seleccionado.

Los componentes temáticos definidos para el proyecto son:

- a. Componente Háptico: Componente encargado de definir los parámetros y las variables en tiempo y trayectoria según las especificaciones de la discapacidad que tendría el usuario.

- b. Componente Diseño: Componente orientado en las arquitecturas, distribución y movimiento en dos grados de libertad aplicado a la plataforma de apoyo.
- c. Componente Electrónico: Componente centrado en la validación de las variables y parámetros a través del sistema electrónico a seleccionar.

### 1.3 ESTRUCTURACIÓN DEL DOCUMENTO

El desarrollo del proyecto aborda temas concretos con la finalidad de profundizar en el conocimiento de sistemas hápticos aplicados a la rehabilitación de extremidades superiores.

El presente documento se secciona con cinco capítulos divididos de la siguiente manera:

**Capítulo 1:** Presenta un resumen general del proyecto, el planteamiento del problema y la justificación correspondiente, el objetivo principal y los objetivos específicos.

**Capítulo 2:** Muestra todo contenido temático de las bases teóricas y contextos generales para el desarrollo del proyecto.

**Capítulo 3:** Describe los procesos, el diseño y la implementación de los sistemas electrónicos hardware, actuadores, software y posteriormente la construcción de la plataforma o chasis; de igual forma los costos y el consumo energético del prototipo.

**Capítulo 4:** Secciona las etapas del proceso de validación, se describe y expone los resultados de las pruebas realizadas mediante el test de goniometría.

**Capítulo 5:** Presenta las conclusiones del trabajo de investigación.

## 2. CONTEXTO GENERAL

### 2.1 SISTEMAS HÁPTICOS

El estudio de los dispositivos hápticos hace alusión directa a la ciencia del tacto, la cual relaciona la acústica “el oído” y la óptica “la vista”. Este concepto proviene del griego haptō / haptēsthai, interpretado como tocar, por medio del cual se realiza la descripción y el análisis de todo lo relacionado al sentido del tacto [26] y se obtiene generalmente a través de las extremidades de los dedos, las manos o los brazos del usuario, al manipular un sistema háptico.

Los sistemas hápticos se complementan con otros sentidos, entre ellos el sentido de la vista, por medio del cual se perciben las diferentes características físicas, a través de un objeto con el cual se interactúa [26] [27], Gibson en el año 1966, definió el sistema háptico [28] como “la percepción del individuo del mundo adyacente a su cuerpo mediante el uso de su propio cuerpo”.

En los últimos años, el desarrollo tecnológico en los dispositivos hápticos, permiten al usuario obtener una realimentación de fuerza proveniente de un mundo virtual. Estos mecanismos permiten tocar, sentir o manipular objetos presentes en un medio virtual a través de un ordenador, complementando el sentido del tacto con la experiencia visual. Por medio de este entorno el usuario envía y recibe información a través del mecanismo háptico, para finalmente recibir retroalimentación de fuerza por medio de un dispositivo como el joystick o sensaciones físicas en alguna parte del cuerpo [29].

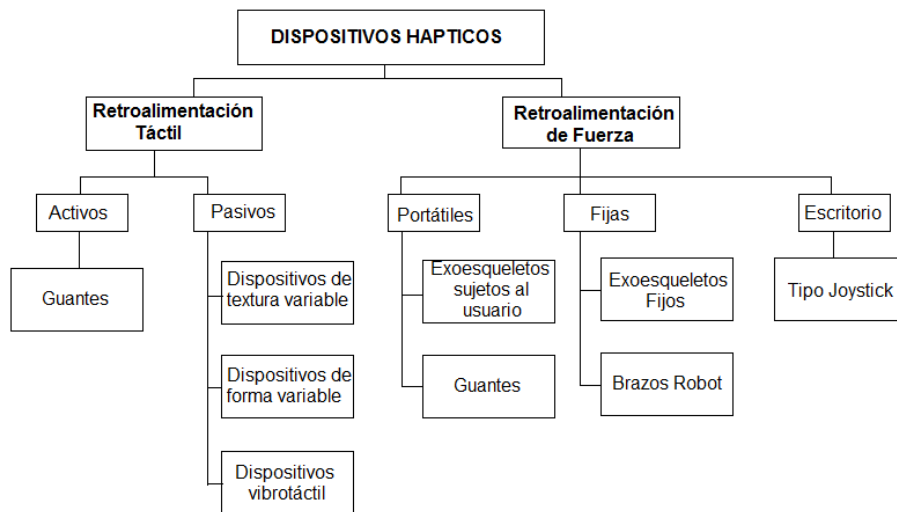
El sistema propioceptivo como táctil y vestibular componen todo el sistema de información háptico. A través del sistema propioceptivo se informa al organismo la posición en la que se encuentran los músculos, siendo un sentido del propio cuerpo, que a diferencia del exteroceptivo por los que se percibe el mundo exterior. El sistema táctil se percibe principalmente por medio de la piel indicando calor, presión y textura. El sistema vestibular, por su parte se encuentra ligado principalmente a la percepción de la posición de la cabeza [30].

Sin embargo la percepción háptica, incorpora otros sistemas como lo son, la cinestesia [31], relacionada directamente al movimiento y la sensación, la posición de las partes del cuerpo y percepción del equilibrio, por otra parte, la cenestesia [31] vinculado directamente con las sensaciones del estado del propio cuerpo,

tales como las sensaciones provenientes de los órganos a través de receptores ubicados en los músculos, tendones y articulaciones.

Existen diferentes dispositivos hápticos, los cuales se clasifican dentro de dos grandes grupos, de la siguiente manera, Figura 1:

**Figura 1.** Clasificación general de los dispositivos hápticos



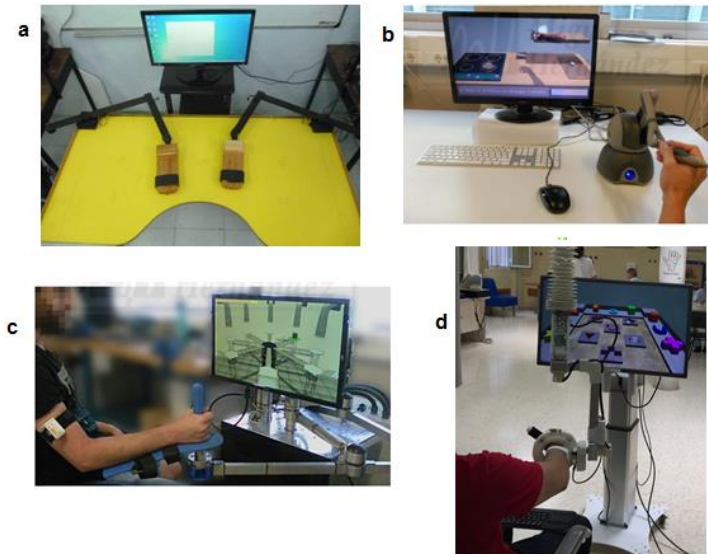
Fuente: Elaboración propia

En la actualidad los sistemas basados en plataformas hápticas para rehabilitación de extremidades superiores en pacientes reales y más comunes en el mercado son los siguientes:

- a. Robot Planar
- b. Phantom Omni
- c. PUPArm
- d. HELPER.

Su representación como plataforma se ilustra en la figura 2.

**Figura 2. Plataformas hápticas comerciales**



Fuente: Elaboración propia

## **2.2 LESIÓN MEDULA ESPINAL (LME) / TRAUMA RAQUIMEDULAR (TRM)**

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) la lesión de la médula espinal (LME) es un estado que trastorna la vida. La afectación mundial de las LME, tanto traumática como no traumática, al año 2012 se presenta entre 40 y 80 casos por millón de habitantes, por lo cual, cada año, entre 250.000 y 500.000 personas se ven afectados por una LME [32], mayormente en la edad adulta temprana y, en menor medida, la tercera edad. Aunque en las estadísticas se presenta mayor afectación en los hombres jóvenes. Históricamente, hasta el 90 por ciento de las LME fueron de origen traumático [32].

La LME es un daño presente en la médula espinal provocado por un traumatismo (TRM) ya sea por un accidente de tránsito, caídas, violencia o por una enfermedad no traumática o degenerativa como la tuberculosis. La LME afecta a las personas que sufren caídas desde una altura considerable, como también a las víctimas de conflictos armados y a los adultos mayores que la adquieren como consecuencia de la porosidad en los huesos o de un tumor [33].

Al referirse a una LME traumática, se habla directamente de un TRM, nombre asignado a un grupo de lesiones de distintas estructuras musculares vasculares, meníngeas y medulares de la columna vertebral [34].

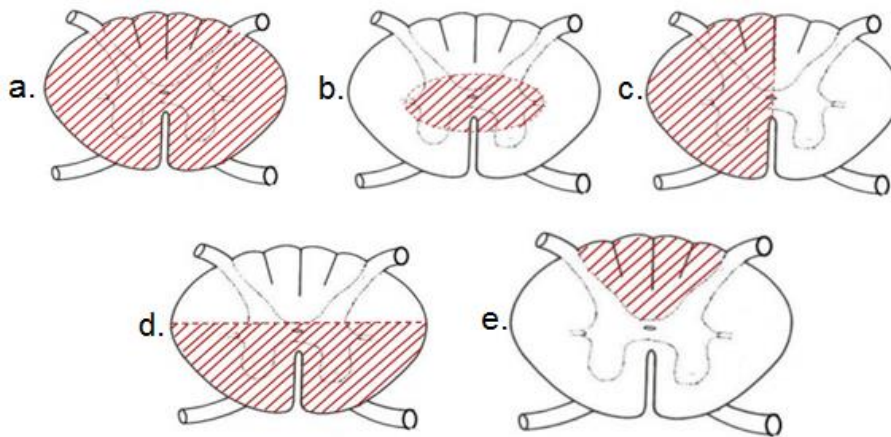
La LME tiene 2 clasificaciones generales:

- Lesión primaria: En las primeras horas de afectación se presenta principalmente inflamación, cambios vasculares y neuroquímicos [34].
- Lesión secundaria: Después de 4 horas sin recibir tratamiento se agrava al presentarse inflamación no controlada, descenso de la presión arterial de oxígeno, hinchazón, muerte de las células por hemorragia. [34].

### 2.2.1 Tipos de lesión medular.

En la figura 3 se muestran los tipos de lesión medular y su nivel de afectación.

**Figura 3.** Tipos de lesión medular



Fuente: Tomado de [34]

a. Lesión medular completa Figura 3: Se presenta parálisis y pérdida de todas las modalidades sensitivas.

Lesión medular incompleta Figura 3: Todos los signos se presentan por debajo del segmento medular, sin presentarse parálisis total o pérdida total de la sensibilidad. Dentro de la lesión medular incompleta se tienen algunos síndromes de afectación.

- b. Síndrome medular central Figura 3: Se encuentra disfuncionalidad en brazos, manos y piernas, mayor en brazos.
- c. Síndrome de hemisección medular (Brown-Séquard) Figura 3: Se presenta lesión unilateral de la médula espinal, para lo cual hay pérdida de la función motora o parálisis ipsilateral, pérdida de la propiocepción ipsilateral y de la sensibilidad profunda contralateral.
- d. Síndrome medular anterior Figura 3: Se afecta principalmente la movilidad con déficit motor, hay pérdida de la sensibilidad (dolor y temperatura), parálisis con preservación de la propiocepción.
- e. Síndrome medular posterior Figura 3: Hay pérdida de la propiocepción y déficit de sensibilidad profunda.

Finalmente, el síndrome de cauda equina y cono medular: se presenta debido a fracturas lumbares bajas, hay déficit muscular de miembros inferiores (glúteos y muslo), pérdida de la sensibilidad y falta de reflejos [34].

### **2.2.2 Nivel y grado de afectación según la escala de ASIA.**

Ahora bien, Los modelos internacionales para la clasificación neurológica y funcional de la LME describen el nivel y el grado de la lesión, a través de una inspección neurológica de la función motora y sensitiva, y se conoce como la Escala de Medición de la Discapacidad de la Asociación Americana de Lesión Medular (ASIA), o Escala de ASIA, aprobada en el año 1992 por la Sociedad Medica Internacional de Paraplejia (IMSOP). Posteriormente se llevaron a cabo una serie de revisiones en el año 1996, en el año 2000 y, la última, en el año 2006 [15].

Por medio de la escala ASIA, se realiza el registro de elementos necesarios, llevando a cabo una evaluación de la función motora dividida en 10 miotomas, y posteriormente dar término al formato de registro. Estos miotomas están comprendidos desde C5 hasta T1 y a partir de L2 hasta S1 y finalmente 28 dermatomas comprendidos desde C2 hasta S5 de la función sensitiva [15].

Para la función sensitiva, se examinan dos aspectos de la sensibilidad: la sensibilidad al pinchazo y la sensibilidad ligera Tabla 1.

### **2.2.3 Medición de la Sensibilidad de Acuerdo con la Escala de ASIA.**

**Tabla 1.** Medición sensibilidad escala ASIA

<b>0</b>	Ausente
<b>1</b>	Dañada (apreciación parcial o alterada, incluyendo hiperestesia)
<b>2</b>	Normal
<b>NT</b>	No Testable

Fuente: Tomado de [15]

Para la evaluación de la función motora, el registro necesario requiere la exploración de la fuerza del musculo clave derecho e izquierdo y se gradúa según una escala de seis puntos, tabla 2:

#### **2.2.4 Medición de la Función Motora según Daniels de Acuerdo con la Escala de ASIA.**

**Tabla 2.** Medición función motora escala ASIA según Daniels

<b>0</b>	Parálisis total
<b>1</b>	Contracción visible o palpable
<b>2</b>	Movimiento activo, completando el arco de movilidad eliminando la fuerza de gravedad
<b>3</b>	Movimiento activo, completando el arco de movilidad contra la fuerza de gravedad
<b>4</b>	Movimiento activo, completando el arco de movilidad contra una resistencia moderada
<b>5</b>	Movimiento activo, completando el arco de movilidad contra resistencia total
<b>NT</b>	No Testable

Fuente: Tomado de [15]

Para los pacientes que presentan un diagnóstico de TRM, la Asociación Americana de Injuria Espinal (ASIA), los clasifica según su grado de complejidad, tabla 3.

#### **2.2.5 Clasificación de la (ASIA) según Ashworth para un TRM.**



**Tabla 3.** Clasificación ISA para un TRM según Ashworth

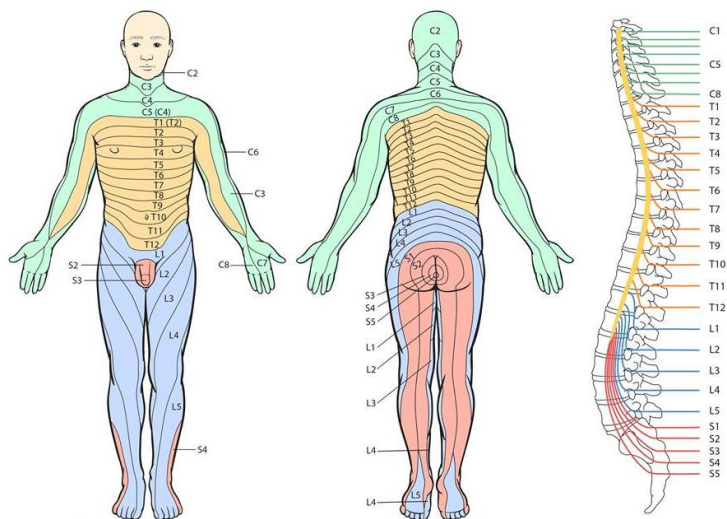
<b>Grado A</b>	Lesión Completa	Compromiso motor y sensitivo que incluye S4 – S5.
<b>Grado B</b>	Lesión Incompleta	La sensibilidad está conservada incluyendo S4-S5. No hay función motora.
<b>Grado C</b>	Lesión Incompleta	Función motora conservada por debajo de la lesión hasta un grado de fuerza menor de 3.
<b>Grado D</b>	Lesión Incompleta	Función motora conservada por debajo de la lesión con un grado de fuerza mayor de 3.
<b>Grado E</b>	Normal	Función motora y sensitiva conservada.

Fuente: Tomado de [16]

### 2.2.6 Clasificación y examen de la función motora y sensitiva.

Los nervios espinales se originan de la médula espinal (figura 4), dispuestos por segmentos en 12 pares de nervios torácicos (T1 al T12), 8 pares de nervios cervicales (C1 al C8), 5 pares de nervios lumbares (L1 al L5), 5 pares de nervios sacros (S1 al S5), y un nervio coccígeo C0 [17].

**Figura 4.** Nervios Raquídeos



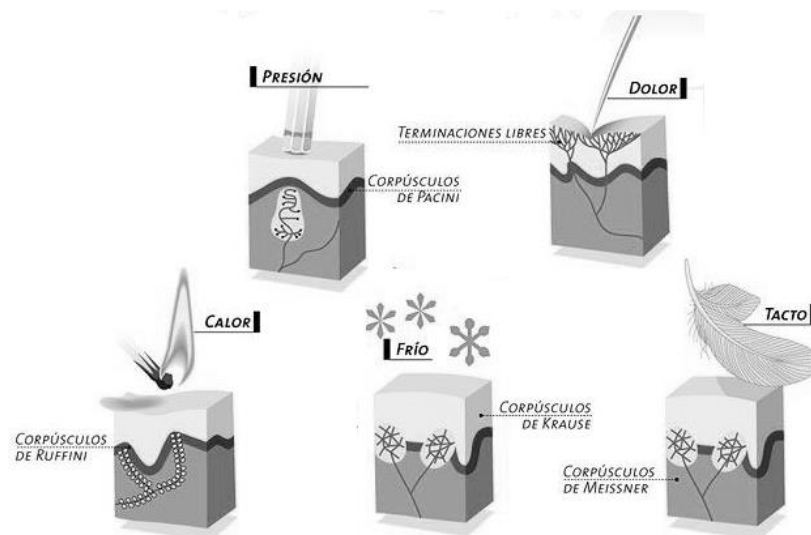
Fuente: Tomado de [35]

## 2.3 COMPONENTE FISIOLÓGICO

A través de los mecanismos sensoriales es posible percibir cualidades tales como aspereza, temperatura, dureza, forma, presión, etc. somos capaces tanto de sentir como ejercer fuerzas. El sentido del tacto habita principalmente en el órgano de la piel, donde finalizan distintas clases de receptores nerviosos encargados de transformar la información proveniente de exterior por medio de los estímulos para finalmente ser tratada e interpretada por el cerebro [36].

El sistema háptico adquiere información a partir de la percepción táctil a través de los mecanorreceptores, figura 5, por medio de los diferentes tipos de receptores nerviosos [36].

**Figura 5.** Receptores y fibras nerviosas de la piel



Fuente: Tomado de [36]

**Corpúsculos de Meissner:** Estos receptores se sitúan en la superficie de la dermis, encargados de la recepción de las sensaciones de tacto y vibraciones y con sensibilidad mayor ante excitaciones de entre 20 y 50 Hz de frecuencia [36].

**Corpúsculos de Ruffini:** Estos receptores se sitúan en las zonas más profundas de la dermis y su función es detectar cambios en la temperatura. Abarcan buena parte de la mano [36].

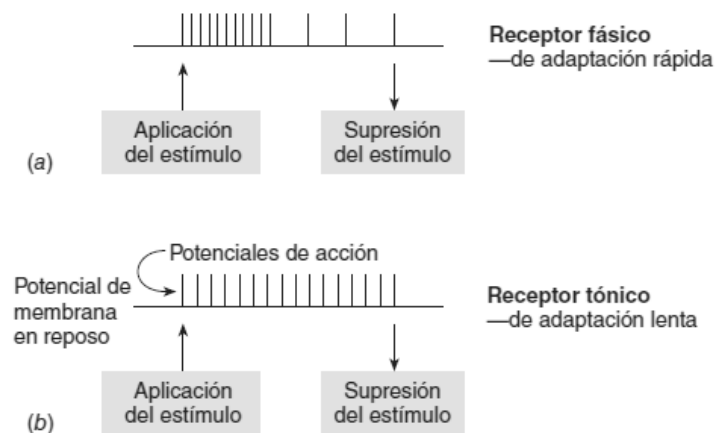
Corpúsculos de Krause Merkel: Estos receptores se sitúan en los límites de la epidermis por medio del cual se obtienen las sensaciones de frío [36].

Corpúsculos de Pacini: Estos receptores se sitúan en la dermis, entre los corpúsculos de Ruffini y Meissner. Responden a fuertes vibraciones y presiones de naturaleza mecánica con altas frecuencias de entre 60 y 400 Hz [36].

Generalizando, los mecanoreceptores son estructuras de adaptación rápida con un tamaño comprendido entre 0,5 y 2 mm de largo y 0,7 mm de diámetro [37].

La reacción de los mecanoreceptores y su adaptación ante los estímulos se muestran en la Figura 6.

**Figura 6.** Reacción de los mecanoreceptores ante estímulos



Fuente: Tomado de [38]

## 2.4 COMPONENTES ELECTRÓNICOS

### HARDWARE

Uno de los campos de investigación de la medicina es el campo háptico que en relación al entorno social, permite entrar en contacto con múltiples objetos, informando cómo el humano percibe el mundo haciendo discriminaciones muy detalladas sobre diferentes superficies y texturas, cambios de temperatura, el estado de un objeto como sólido o líquido, etc. [39].

El presente trabajo de investigación tiene una relación directa con la percepción háptica de usuarios con discapacidades parciales en sus extremidades superiores, que para el presente proyecto al tratarse de una plataforma prototipo y según la escala de Daniels, tabla 2, los usuarios de la muestra presentan una condición (5) con un arco de movilidad completo en contra de una resistencia total, es decir son personas con condiciones de salud normales, por lo cual, se describen a continuación los principales componentes electrónicos que harán parte de este proyecto. Algunos componentes generales y básicos que se utilizaron, son:

- 1. Motores**
- 2. Joystick**
- 3. Controladores**
- 4. Vibradores**

#### **2.4.1 Motorreductores.**

Los reductores o motores reductores son dispositivos de acción, apropiados para aplicaciones que tengan necesidades como disminuir la velocidad de giro de forma segura o incrementar el torque, para cumplir estas condiciones cuentan con un sistema de engranajes circulares dentados que se adaptan a una gran variedad de motores, disminuyendo así el área de trabajo ya que anteriormente se utilizaban transmisiones de potencia con bandas o cadenas, complicando el proceso y haciéndolo más peligroso [40].

Los motores reductores tienen un amplio rango de aplicaciones, se pueden utilizar en toda clase de maquinaria de tipo industrial, como en hornos, elevadores, herramientas manuales (eléctricas), cámaras de seguridad, puertas, entre muchos otros [40].

El uso y empleo de estos motores tiene una serie de beneficios en relación con otros motores o sistemas de transmisión de potencia, como [40]:

- Tiene la posibilidad de variar su velocidad y transmisión de potencia de salida dependiendo del sistema mecánico.
- Cuenta con una vida útil más larga por sus bajas velocidades (RPM).
- Reducción de espacio requerido.
- Alta resistencia y fiabilidad.
- No tiene límite en el número de arranques.
- Dispositivos más robustos y rígidos en el montaje.

**Figura 7.** Motor DC con caja reductora



Fuente: Elaboración Propia

#### **2.4.2 Joystick KY-023.**

Un joystick es una especie de palanca que puede ser de varios materiales, la cual está unida a dos potenciómetros, los cuales según su posición varían su valor resistivo dependiendo de su posición vertical u horizontal, este dispositivo se encarga de transformar variaciones de resistencia en variaciones eléctricas, lo cual lo hace un dispositivo ampliamente usado en aplicaciones de video juegos, control de maquinaria entre muchas otras [41].

**Figura 8.** Joystick



Fuente: Tomado de [41]

#### **2.4.3 Controlador Arduino.**

Arduino es una compañía Italiana que desarrolla hardware y software de fuente abierta (open-source) permitiendo llevar a cabo el desarrollo de proyectos,

combinando la electrónica y software de programación en sistemas embebidos. Son bastante útiles en la enseñanza y el aprendizaje.

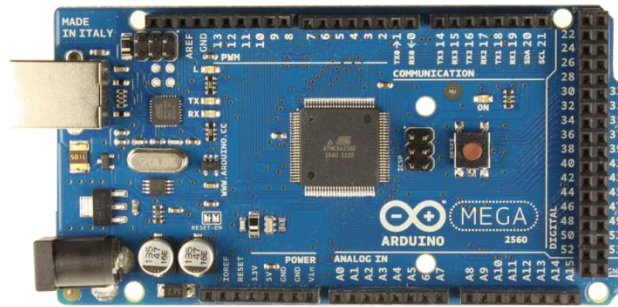
Las placas hardware se diseñan bajo control de microprocesadores, generalmente de la gama Atmel AVR, entre las más comunes están Atmega168, Atmega328, Atmega1280, ATmega8, embebidos bajo una configuración reducida, con la posibilidad de conectar placas de expansión (shields) por medio de sus puertos de entradas/salidas digitales y analógicas. Los microcontroladores son programados con software libres como lo son Arduino Programming Language y el Arduino Development Environment basados en Wiring y Processing respectivamente [42].

Arduino es una herramienta basada en la plataforma Wiring, la cual tiene como objetivo, brindar una forma fácil y económica de programar y generar prototipos con electrónica tanto a estudiantes como a profesionales para llevar a cabo el desarrollo de proyectos que interactúan con el entorno mediante una gran variedad de sensores y actuadores. Por medio de arduino es posible establecer una comunicación con distintos programas de computador como por ejemplo: LabVIEW, Macromedia Flash, MATLAB, entre otros [42].

Arduino al ser una empresa de software libre, permitió a distintos fabricantes de sensores, actuadores, placas de expansión (Shields), etc, que los dispositivos pudieran ser compatibles con su configuración hardware y software, permitiendo así, recibir información del entorno.

Arduino cuenta con una gran variedad de controladores hardware, entre ellos, la tarjeta Arduino Mega 2560, este hardware maneja una tensión de trabajo de 5V dc con corriente por pin de entrada y salida de 20 mA. Cuenta con 54 pines de entrada / salida digital, de los cuales 16 son pines son entradas analógicas, 14 son salidas PWM, 10 puertos de comunicación y 4 puertos UARTs (puertos serie de hardware), tiene una memoria flash de 256 kb y un oscilador de cristal de 16 MHz. La comunicación se realiza mediante conexión USB por puerto serial y un puerto de alimentación con tensión de entrada recomendada de 7 a 12 V dc [42].

**Figura 9.** Controlador Arduino



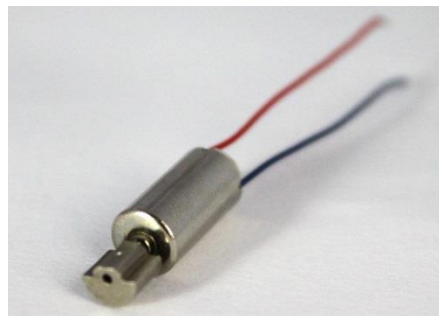
Fuente: Tomado de [42]

#### 2.4.4 Vibradores.

Los Vibradores eléctricos tienen un diseño basado en una masa excéntrica, que al girar en torno a un eje de un motor, genera una vibración, transmitiendo una fuerza centrífuga que depende de la velocidad, magnitud y posición de la masa [43].

Los motores vibradores tienen numerosas aplicaciones, mayormente en la industria mecánica. Sin embargo, en el campo de la electrónica se les aplica para diferentes circunstancias, como por ejemplo, telefonía celular, equipos de terapia de relajación, videojuegos, entre otros.

**Figura 10.** Motovibradores



Fuente: Elaboración propia

#### 2.4.5 Sensor Ultrasónico HC-SR04.

El sensor ultrasónico HC-SR04 es un dispositivo que pertenece a la familia Arduino. Su funcionamiento no solo se limita a detectar si un objeto está presente, sino que también brinda información de la distancia a la que se encuentra el objeto. A través de los transductores (emisor y receptor de ultrasonido) permite obtener lecturas estables y precisas sin contacto. El funcionamiento no se ve afectado por la luz solar [44].

**Figura 11.** HC-SR04 sensor ultrasónico



Fuente: Elaboración propia

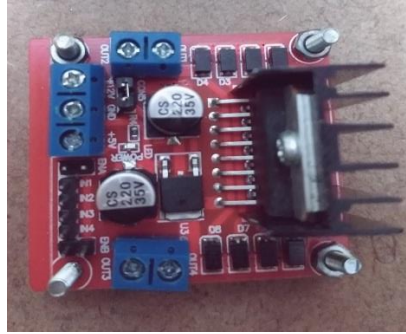
#### 2.4.6 Módulo L298N.

El módulo L298N es ampliamente utilizado para aplicaciones con motores DC, permitiendo realizar el sentido de giro a través del integrado puente H doble. Cuenta con dos salidas independientes para el control de velocidad de los motores, por medio de los pines de configuración ENA y ENB y control de sentido, por los pines IN1, IN2, IN3 e IN4. Posee elementos de protección (diodos) y un regulador 7805 que alimenta con 5V dc la parte lógica del módulo.

Hasta el momento este módulo ha sido la mejor opción para el control de desplazamiento ya que es capaz de suministrar el voltaje y amperaje necesario para la generación de movimientos implementados a través de los actuadores [44].



**Figura 12.** Módulo driver L298N



Fuente: Elaboración propia

#### 2.4.7 Fuente de alimentación.

La fuente de alimentación con salidas de potencial de 3.3V a 14A, 5V a 12A y 12V DC a 16A, tiene como objetivo principal proporcionar un valor de tensión adecuado para el funcionamiento de los dispositivos electrónicos que conforman la plataforma. Esta fuente se encarga de convertir la entrada de tensión alterna de la red en una tensión continua. Para el presente proyecto se utilizará un voltaje de 3.3V DC para la alimentación de los motores de vibración, según las características especificadas en la tabla 5, para una tensión de trabajo de 3,3Vdc a 160mA, a través del módulo controlador de la figura 19. De igual forma, se utilizará 12V DC para la alimentación de los motores reductores de desplazamiento y según las características especificadas en la tabla 7, para una tensión de trabajo de 12Vdc a 5A Max, con corriente nominal de 3A, y a través del módulo controlador de la figura 22, alimentado con una tensión de 12Vdc a 36mA.

**Figura 13.** Fuente Alimentación 12V, 5V y 3,3V DC.

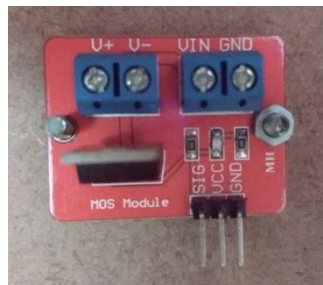


Fuente: Elaboración propia

### 2.4.8 Modulo driver HCMODU0083.

Este módulo (HCMODU0083) es un dispositivo hardware de potencia para el transistor MOSFET IFR520 utilizado para amplificar o conmutar señales electrónicas. El módulo permite activar grandes cargas de CC de hasta 5A a través de un pin digital (SIG) controlado desde un microprocesador. Su funcionamiento radica en controlar por ON/OFF el encendido o apagado de un motor de CC. Cuenta con pines para alimentar la carga desde una fuente de alimentación externa y un indicador led para visualizar la activación.

**Figura 14.** Driver HCMODU0083



Fuente: Elaboración propia

## SOFTWARE

### 2.4.9 LabVIEW.

LabVIEW es una herramienta de programación gráfica por bloques, creada para llevar a cabo el diseño, desarrollo y codificación de interfaz gráfica para sistemas de ingeniería, permitiendo la adquisición de datos de una gran cantidad de sensores compatibles [42].

#### Aplicaciones [42]:

- Adquisición de Datos y Procesamiento de Señales
- Control de Instrumentos
- Automatización de Sistemas de Pruebas y Validación
- Sistemas Embebidos de Monitoreo y Control
- Enseñanza Académica

**Figura 15.** Logo LabVIEW



Fuente: Tomado de [42]

### 3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

En este capítulo se materializa el diseño y construcción de un sistema mecánico con movimientos en x, y, un sistema de retroalimentación vibratoria y el sistema de adecuación de señales para el movimiento de la plataforma y un componente software para el control del sistema en general.

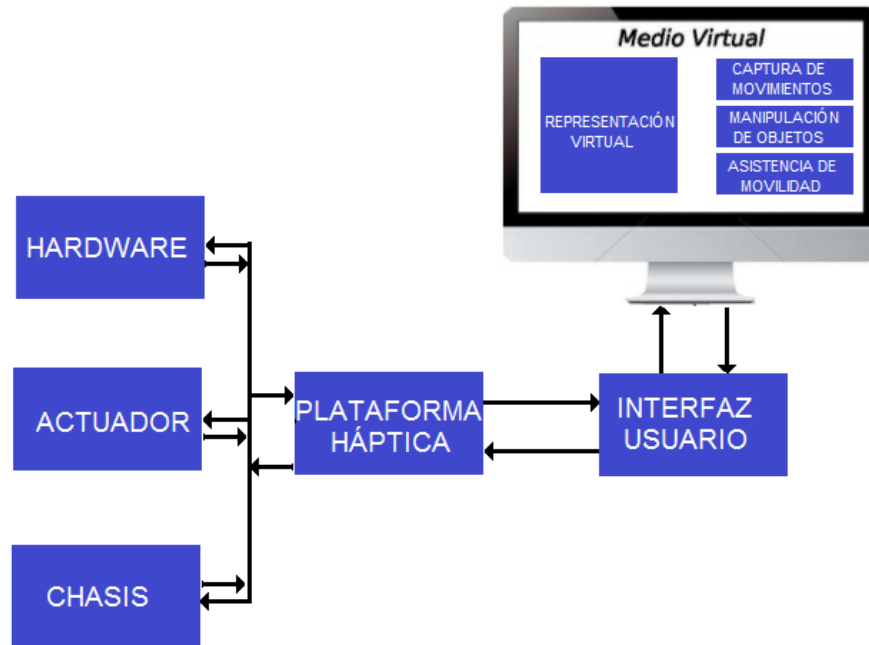
En el diseño se tiene en cuenta la información o variables físicas del entorno, para lo cual los factores que influyen en el diseño, se encuentran ligados a una inmersión vibro táctil en la que se encuentra el usuario al ser capaz de tocar, sentir y manipular dichas variables. Es por este motivo, que se decidió desarrollar una plataforma que trabaje con estímulos hápticos.

Otro factor importante, es que la plataforma permitirá al usuario poder sentarse y adquirir una postura correcta, donde según la figura 33 y 34, se especifica que la plataforma se basa en unas medidas estándar para dar cumplimiento a una norma y lograr una ergonomía correcta; en la cual se tiene un apoyo para descansar el brazo y realizar la ejecución de los movimientos e interactuar con el dispositivo háptico joystick. A la plataforma se le dotará de dos actuadores situados en dirección x, y, para ejecución del desplazamiento y para la toma de las medidas de los rangos de movimiento, de igual forma tres actuadores para la estimulación vibro táctil, situados sobre la plataforma de apoyo de brazo y poder generar estímulos al miembro superior. La plataforma debe tener un tamaño único utilizable por cualquier persona. Se pretende que la plataforma sea apta tanto para mujeres como para hombres.

Una interfaz amigable permitirá interactuar con el usuario al tener una representación virtual de la plataforma y movimientos, también permitirá tener una asistencia de movilidad y captura de datos. La plataforma se basa en modelos similares ya realizados [14].

El método de trabajo se basa en una estructura que se muestra en el diagrama de la figura 16.

**Figura 16.** Componentes plataforma háptica



Fuente: Elaboración propia

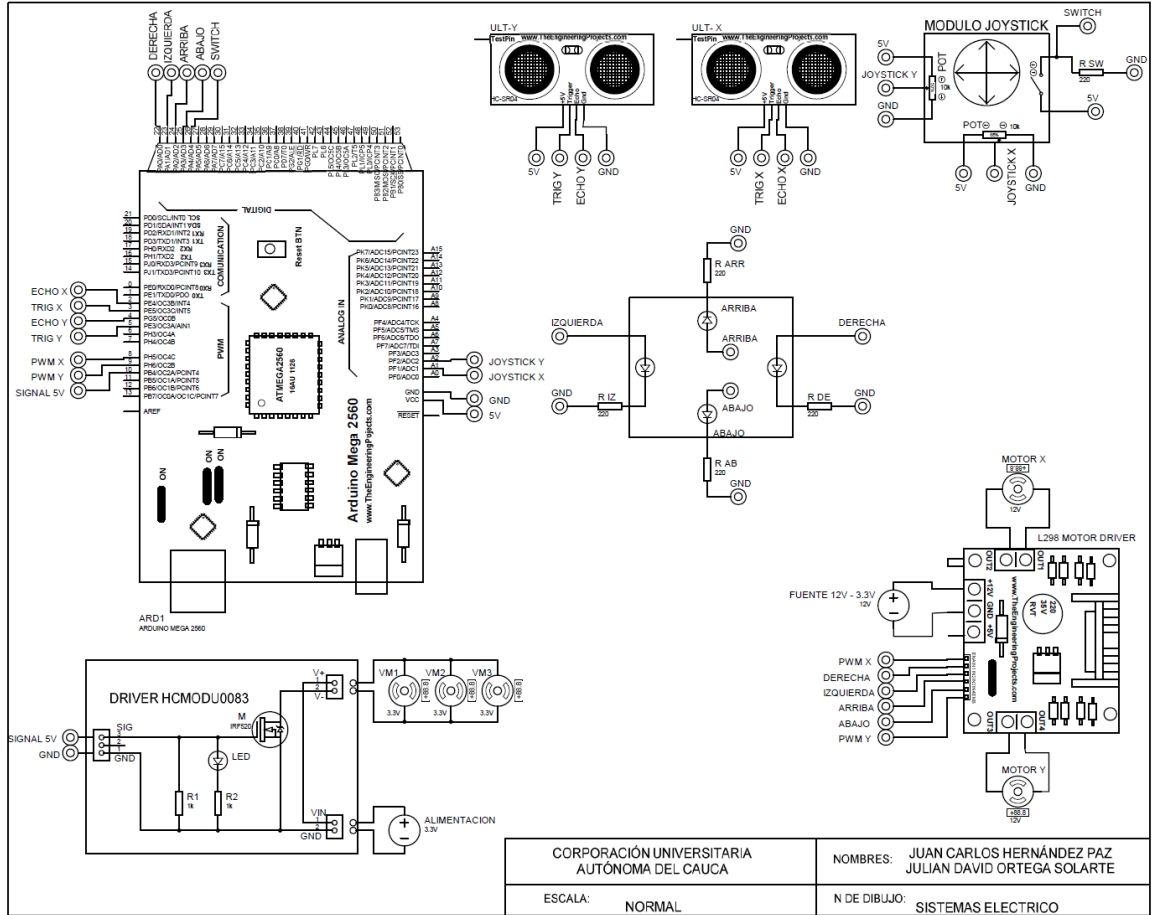
### 3.1 COMPONENTE ELECTRÓNICO.

De acuerdo al diagrama de la figura 16, se realiza la descripción detallada de los parámetros de los componentes eléctricos hardware (módulos driver, fuente de alimentación, sensores, dispositivo joystick), actuadores (Motor reductor DC, motor vibrador), chasis o plataforma mecánica y finalmente, una interfaz para la representación virtual de los movimientos generados por el usuario; toda esta estructura conforma el sistema de estimulación vibratoria y adecuación de señales para el control de movimientos en los ejes x, y.

En la figura 17, se plantea un diseño operado bajo tarjeta Arduino mega 2560, un driver L298 para control de los motores que realizan los movimientos en las dos dimensiones, un driver HCMODU0083 para la realización de la estimulación por vibración y un joystick KY-023 para la manipulación de los movimientos realizados por el usuario.

Dentro de los componentes electrónicos, se describe el sistema Hardware y Actuador del sistema, figura 17.

Figura 17. Sistema eléctrico prototipo



Fuente: Elaboración propia

### 3.1.1 Sistema eléctrico de estimulación vibratoria.

Para el sistema de estimulación vibratoria, se plantea el siguiente diseño, controlado bajo Driver HCMODU0083. En la tabla 4, se realiza una descripción detallada de los parámetros.

Tabla 4. Parámetros diseño prototipo estimulación vibratoria

Componente	Descripción
Hardware	Driver On/Off para encendido o apagado de los vibro motores.

Actuador	Actuador situado en plataforma con ubicación de tres (3) vibro motores para estimulación del antebrazo y percepción de movimiento.
Chasis	Implementación en madera con recubrimiento de espuma para apoyo del brazo.
Software	Control activación de vibro motores, generación de movimiento.

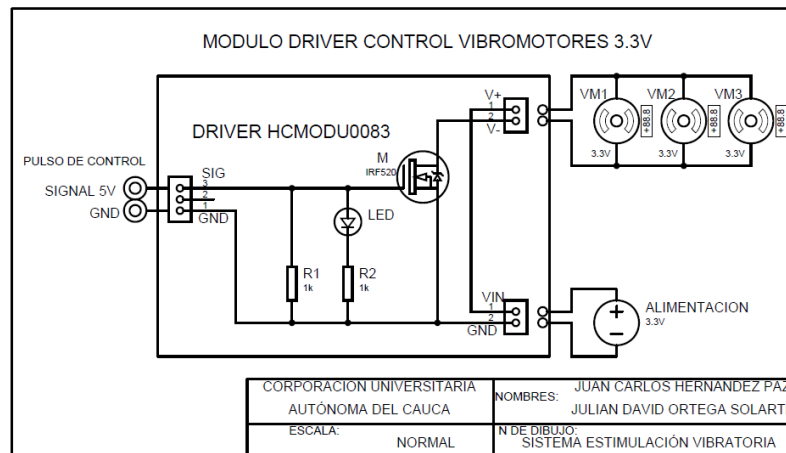
Fuente: Elaboración propia

Es de saber que la terapia con vibro motores puede ser aplicada directamente sobre el músculo, sobre el tendón o bien sea adaptados en una plataforma para la estimulación de varios grupos de músculos. Esta terapia se utiliza habitualmente con el objetivo de disminuir la espasticidad en patologías neurológicas, fundamentalmente para mejorar la fuerza y/o la potencia muscular.

### Componente Hardware

Teniendo en cuenta la tabla 4, en la figura 18, se implementa un sistema hardware prototipo para el control del sistema de estimulación por vibración.

**Figura 18.** Esquemático hardware del sistema de vibración



Fuente: Elaboración propia

El driver de la figura 19, bajo control de disparo por MOSFET IRF520, permite alimentar cargas de 0 a 24Vdc, <5A por los pines VIN y GND. Mediante la señal de disparo por el pin (SIG 5V) el driver permite el flujo de corriente por el pin (V-).

Este módulo se utiliza en aplicaciones para el encendido o apagado de luz led, motores de corriente continua, válvulas selenoides y en pequeñas bombas. Según la descripción de las características técnicas de los vibromotores, tabla 5, se elige como mejor opción este módulo driver, debido a que soporta cargas lo suficientemente grandes en comparación al actuador de vibración con requerimiento de 3,3 Vdc y 160mA que se describe y elige como mejor opción a continuación. Este módulo permite además variar el voltaje de salida, en caso de llegar a ser necesario controlar la velocidad del actuador.

En la figura 19 se puede apreciar el driver utilizado para el control del motor ERM.

**Figura 19.** Driver HCMODU0083



Fuente: Elaboración propia

Dando cumplimiento al esquemático de la tabla 4, se describe a continuación las fases de diseño del sistema de vibro motores.

### **Fuente de alimentación y activación de motores**

El sistema de control On/Off se alimenta desde el Driver HCMODU0083 con un pulso de 5 voltios (V) por el pin (SIGNAL 5V), este pulso se envía desde la tarjeta Arduino Mega 2560, la cual se encuentra conectada por el puerto serial del computador.

La alimentación de salida del Driver HCMODU0083, se realiza desde una fuente de voltaje con salidas 12V y 3.3V DC. Para este módulo (figura 19) se requiere los 3.3V DC conectados al pin VIN y GND respectivamente. Las tierras de la Arduino y la fuente deben estar compartidas.

La activación de los motores se ejecuta cuando la plataforma se encuentra en movimiento, desde las salidas pin V+ y V-, ya sea en modo automático o en modo manual con un joystick.

### Componente Actuador

Existen varios tipos de vibro motores, por lo cual se realiza en la tabla 5, una matriz detallada de los parámetros de cada tipo de vibro motor con sus respectivas características. Se tienen en cuenta los más comerciales implementados en sistemas hápticos.

**Tabla 5.** Desempeño Vibro motores

	<b>ERM</b>	<b>LRA</b>	<b>Módulo Piezoeléctrico</b>	<b>EAP</b>
Desempeño	Bueno	Muy Bueno	Excelente	Excelente
Aceleración	~1g a 2g	~ 1g a 2g	~ 3g a 7g (y más)	~ 3g a 7g (y más)
Tamaño aproximado	11 x 4.5 mm	10 x 3.6 mm	3.5 x 3.5 x 42 mm	45 x 38 x 0.8 mm
Consumo de energía	130 - 160 mA RMS, 3V	65 - 70 mA RMS, 3V	300 mA RMS, 3V	Depende del fabricante
Tiempo de respuesta mecánico	~30 a 50 ms	~30 a 50 ms	<5ms	< 5ms
Fidelidad de sensación	Media	Media	Alta	Alta
Ruido audible	Moderado a ruidoso	Moderado a ruidoso	Silencioso	Silencioso
Rango de frecuencia	90 a 200 Hz (fuerza no uniforme)	150 a 200 Hz (frecuencia única 175Hz)	175 a 300 Hz utilizables	90 a 125 Hz (pico resonante), 50 a 200 Hz utilizables
Dirección de vibración	Dos direcciones	Una dirección	Depende del fabricante	Depende del fabricante
Costo	Bajo	Bajo	Alto	Muy Alto

Fuente: Tomado de [45] [46]



Los motores vibradores ERM (Masa de rotación excéntrica), se utilizan mayormente en aplicaciones donde no hay contacto directo con la piel, generando estímulos fuertes de vibración, por lo cual, proporcionan una de las alternativas de actuador más rentables para dispositivos hápticos, donde el usuario interactúa con una interfaz de usuario para recibir información de un dispositivo mecánico a través de un entorno virtual.

Los actuadores ERM tienen medidas de 11 mm de longitud con un diámetro de 4,5 mm, ocupando poco espacio en un dispositivo, lo que los hace apropiados para la plataforma. El consumo de corriente varía entre 130 a 160 mA con una tensión de trabajo de 1,5 a 3,3 Vdc. Las frecuencias de vibración varían entre 90 a 200 Hz, aunque tienden a ser mucho más débiles a bajas frecuencias. Tienen una constante de tiempo de respuesta mecánica relativamente alta, alrededor de 50 ms, y una excelente durabilidad.

Los motores de moneda LRA (Actuador de resonancia Lineal), son muy económicos con medidas de 3,6 mm de alto y 10 mm de diámetro. Sin embargo, a diferencia de los ERM, la mayoría de los motores de moneda son extremadamente lentos, tienen poca durabilidad y no son adecuados para aplicaciones hápticas. Sin embargo, los piezoeléctricos debido a la velocidad de respuesta casi instantánea de 1 ms y a la aceleración máxima de 7g, los hace mucho más adecuados para generar estímulos de vibración, pero el costo de estos actuadores es bastante elevado.

Los motores ERM y LRA pueden producir una fuerte vibración y retroalimentación, pero para lograr esto se hace necesario utilizar una masa más grande, por lo tanto, los actuadores de masa de rotación excéntrica se ajustan a las necesidades cuando se requieren estímulos fuertes.

La fuerza con la que el usuario siente el efecto de vibración, se mide con la aceleración, para lo cual, una mayor aceleración da como resultado una retroalimentación háptica más fuerte.

Dado que estos factores son influyentes para generar un estímulo de vibración lo suficientemente fuerte, una vez se evalúa el desempeño y características técnicas de cada tipo de vibro motor, se elige el motor ERM, debido a que el tiempo que tarda en acelerar y alcanzar el pico máximo de vibración, tiene un impacto importante en cuanto se refiere a la calidad de retroalimentación que sentirá el usuario. La fuerza máxima de aceleración de 2g tiene como resultado una retroalimentación háptica más fuerte, además este tipo de actuadores permiten el giro en dos direcciones (dos ejes), con una masa fuera del centro para lo cual

produce mayor vibración en comparación a los LRA, en el cual la masa está restringida para moverse en dos direcciones opuestas, creando vibración en un eje y con una fuerza menor a los ERM. Los ERM son de bajo costo, velocidad de respuesta media y consumo de energía bajo.

Debido a su velocidad de aceleración y masa de rotación excéntrica con dirección de vibración de dos ejes, alcanzan mayores distancias de vibración, por lo cual se adapta a las necesidades del proyecto, ya que el contacto no es directo con la piel.

La potencia que se ejerce sobre el cuerpo del motor, se debe a la fuerza centrífuga que genera la masa excéntrica, Ecuación (1), por medio de la cual se determina que al tener una masa excéntrica más grande, se producirá mayor fuerza y por lo tanto mayor amplitud de vibración. A medida que el voltaje aumenta, el motor aumentará la velocidad y por lo tanto, la frecuencia de vibración, Ecuación (3). Por lo cual, en [47] el autor describe el proceso adecuado para el cálculo de la fuerza y la frecuencia de vibración de los vibromotores.

Fuerza de vibración:

$$F_{vibración} = m * r * \omega^2 \quad (1)$$

- m= masa de peso excéntrico
- r= distancia de desplazamiento de masa
- $\omega$ =velocidad angular del motor ( $\text{rad}^{-1}$ )

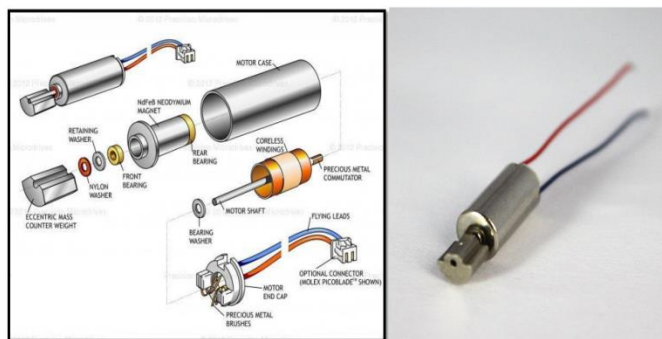
$$\omega = 2 * \pi * f \quad (2)$$

Frecuencia de vibración:

$$f_{vibración} = \frac{(Motor\ RPM)}{Rango\ de\ frecuencia} \quad (3)$$

La estructura del actuador ERM se puede detallar en la figura 20.

**Figura 20. Estructura Motor ERM**



Fuente: Tomado de [48]

### 3.1.2 Sistema de movimiento en dos dimensiones.

Para el sistema de movimiento en eje x, y, se plantea el siguiente diseño, controlado bajo Driver L298N. En la tabla 6, se realiza una descripción detallada de los parámetros.

Para tener en cuenta, la transferencia de movimiento se realiza mediante una varilla roscada de 8mm x 500mm, la cual avanza 4mm x vuelta de rosca.

**Tabla 6.** Parámetros de diseño prototipo movimientos x, y

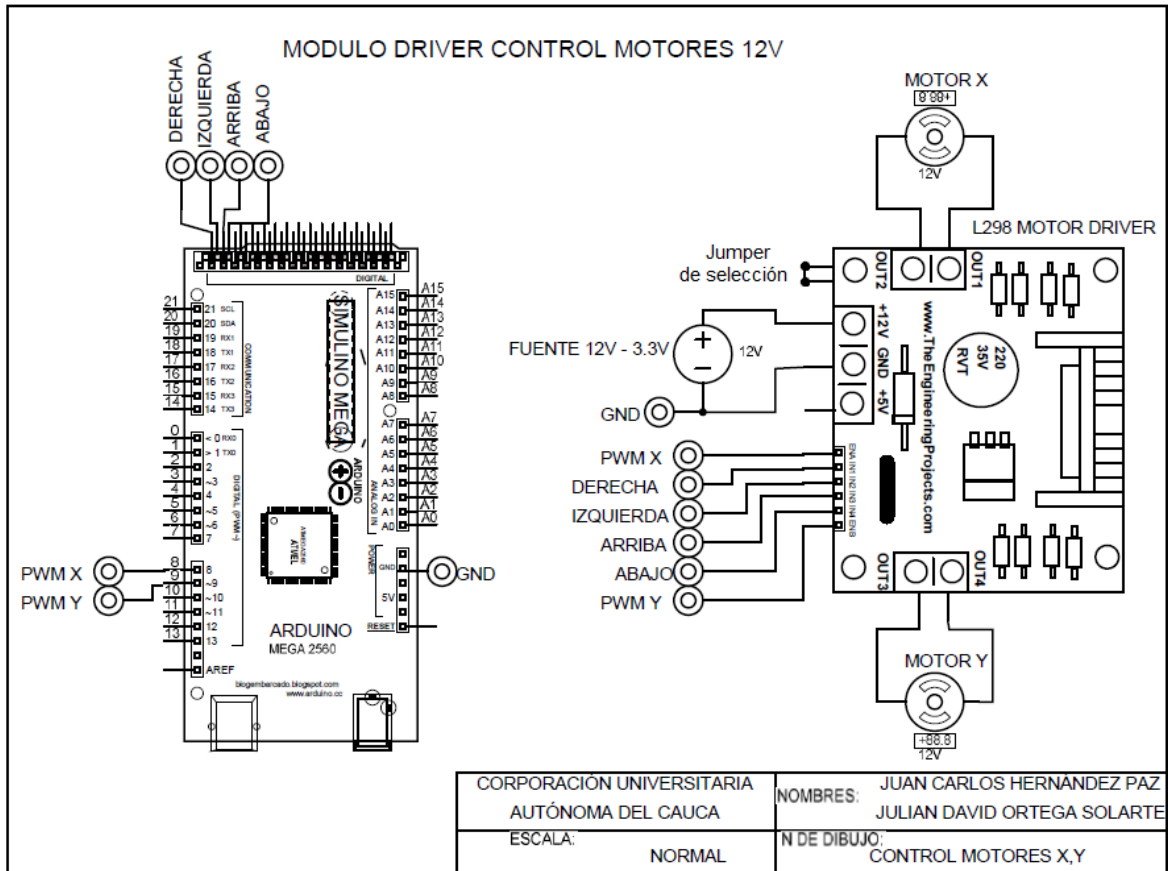
Componente	Descripción
Hardware	Driver Alimentación de motores, sentido de giro, recepción de señal de valores de voltaje variables.
Actuador	Motor DC con caja reductora para generación de los desplazamientos en los ejes x, y.
Chasis	Implementación en madera e impresión en 3d con soportes.
Software	Control activación de motores con voltajes variables, generación de movimiento.

Fuente: Elaboración propia

## Componente Hardware

Teniendo en cuenta la tabla 6, en la figura 21, se implementa un sistema prototipo hardware para el control del sistema de movimientos en ejes x, y.

**Figura 21.** Esquemático hardware del sistema de movimientos en ejes x, y



Fuente: Elaboración propia

El módulo L298N, es un circuito integrado de doble puente H de potencia que soporta una corriente de pico de operación de 4A en la salida y corriente constante de operación de 3A, con un voltaje de alimentación de motores de hasta 35Vdc.

De acuerdo a las características de este módulo, tipo de motor a controlar, carga máxima que soporta y además un factor determinante de estos módulos para el control de potencia, es la corriente máxima de consumo de los motores, el cual se describe como mejor opción en la tabla 9, por lo cual, se elige este módulo ya que

se ajusta a los requerimientos, de acuerdo a las características de desempeño de los motorreductores.

El driver de la figura 22, permite alimentar cargas de 6V a 12V DC, 3A con jumper de selección 5v activo, y permite alimentar cargas de 12V a 35V DC, 3A con jumper de selección 5v inactivo.

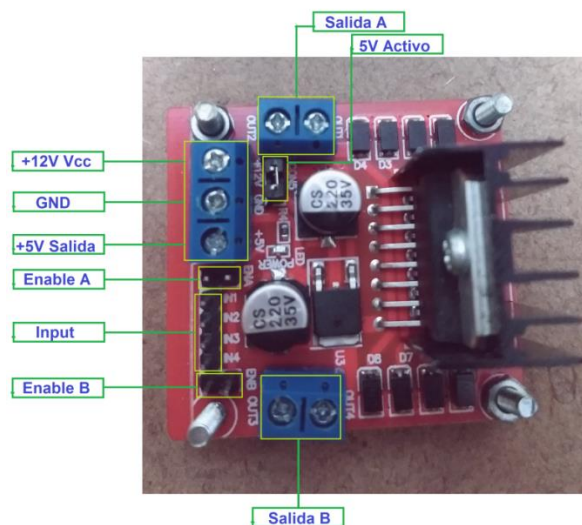
Para el proyecto se configura con jumper 5v activo, ya que se controlarán dos motores de 12V DC.

Para controlar la velocidad de los motores, se debe aplicar un voltaje variable a los pines de activación de cada salida ENA y ENB respectivamente. El sentido de giro del motor se controlará con un pulso 5V desde la Arduino respectivamente con IN1 a OUT1, IN2 a OUT2, IN3 a OUT3 y por ultimo IN4 a OUT4. En la figura 22 se puede apreciar el driver utilizado para el control del motorreductor.

Este módulo de potencia maneja la corriente necesaria para la carga que se requiere, por lo tanto se ajusta a las necesidades del prototipo.

En la figura 22 se muestra los pines de conexión del módulo L298N.

**Figura 22.** Pines de alimentación driver L298N



Fuente: Elaboración propia

Dando cumplimiento a lo establecido de la tabla 6, se describe a continuación las fases de diseño del sistema de movimiento en dos dimensiones.

### Fuente de alimentación y activación de motores

El sistema de control de velocidad de los motores, se varía desde el Driver L298N con un pulso de entre 6V y 12V DC por los pines (ENA y ENB), este pulso se envía desde la tarjeta Arduino Mega 2560, la cual se encuentra conectada por el puerto serial del computador.

La alimentación del Driver L298N, se realiza desde una fuente de voltaje con salidas 12V y 3.3V DC. Para este módulo (figura 22) se requiere los 12V DC conectados al pin (+12V) y GND respectivamente. Las tierras de la Arduino y la fuente deben estar compartidas.

La activación de los motores se ejecuta dependiendo del modo; en modo automático los motores tienen sus coordenadas de movimiento estipuladas y en modo manual por medio de un joystick se indica el sentido a cada motor.

### Componente Actuador

Existen varios tipos de motorreductores DC según su caja reductora, por consiguiente, para el presente proyecto el motor seleccionado es de tipo piñón recto, ya que se caracterizan por que transmiten mayor potencia, velocidad y ser más duraderos, producen ruido pero son de menor costo, a diferencia de los helicoidales. Se utilizan generalmente para velocidades pequeñas y medias.

En la tabla 7, se realiza una matriz detallada de los parámetros con sus respectivas características de los posibles motores reductores de piñón recto a seleccionar según la marca Pololu, donde se evalúa la velocidad respecto al torque a partir de una tensión de trabajo y corriente de operación nominal para el control desde el módulo L298n con doble puente. Se tienen en cuenta los más comerciales implementados en sistemas hápticos.

**Tabla 7.** Características de Desempeño Motorreductores

Marca Referencia	Pololu 1102		Pololu 1103		Pololu 1104		Pololu 1105	
	6V	12V	6V	12V	6V	12V	6V	12V
Voltaje Nominal	6V	12V	6V	12V	6V	12V	6V	12V
Velocidad	256 RPM	500 RPM	175 RPM	350 RPM	100 RPM	200 RPM	75 RPM	150 RPM

Corriente Mínima	250 mA	300 mA	250 mA	300 mA	250 mA	300 mA	250 mA	300 mA
Corriente Máxima (rotor bloqueado)	2500 mA	5000 mA	2500 mA	5000 mA	2500 mA	5000 mA	2500 mA	5000 mA
Torque Máximo	2.5 Kg-cm	5 Kg-cm	4 Kg-cm	8 Kg-cm	6 Kg-cm	12 Kg-cm	7 Kg-cm	14 Kg-cm
Dimensiones	37D x 52L mm		37D x 52L mm		37D x 54L mm		37D x 54L mm	
Relación de engranajes	19:1		30:1		50:1		70:1	
Peso	190 g		190 g		195 g		195 g	
Diámetro del eje	6mm en "D"		6mm en "D"		6mm en "D"		6mm en "D"	
Costo	Alto		Alto		Alto		Alto	

Fuente: Tomado de [49]

Los motores de CC con caja reductora proporcionan un buen torque en un tamaño reducido, además permiten tener un mayor control sobre la velocidad y cambiar el sentido de giro invirtiendo la polaridad. La función principal de estos actuadores es poder variar las RPM de entrada y entregar a la salida un valor deseado sin que la potencia se vea afectada de manera notoria y esto se logra a través de los reductores de velocidad.

En los motorreductores cuando se disminuye la velocidad, aumenta el par torsión, con lo cual se logra una perfecta sincronía tanto en la velocidad como en la transmisión de potencia a la salida.

Estos actuadores se aplican cuando se requiere amplias variaciones de velocidad, convirtiendo la energía eléctrica en mecánica, lo cual los hace ampliamente utilizados en aplicaciones de control y automatización de procesos donde **no se requiere** un control de posición con alto grado de exactitud.

En relación a los motores paso a paso donde el motor puede girar por ángulos de paso predefinidos y muy exactos a través de una rotación completa de 360 grados, entregando mayor precisión durante la rotación, lo cual los hace ampliamente utilizados en situaciones donde la precisión de los desplazamientos tiene gran importancia.

Una vez se evalúa el desempeño y características técnicas de los motores de CC con caja reductora, se elige como mejor opción este tipo de actuadores, debido a que no se requiere desplazamientos con alto grado de precisión sino que se desea variar la velocidad sin tener efectos notorios en la potencia. Para lo cual, entre los motorreductores detallados en la tabla 9, se elige el motor Pololu 1103, por las características de velocidad máxima de 350 RPM a 12V, con corriente constante de operación entre 1,5 y 2A, respecto al Torque máximo de 8kg - cm, peso bajo y tamaño pequeño ideal para ser soportado con mayor facilidad en la plataforma. Los demás motores presentan a mayor velocidad menor torque para el caso motor 1102 y menor velocidad mayor torque para los motores 1104 y 1105. Por lo cual las características del 1103 se ajustan a las necesidades del proyecto. En [40] el autor describe el proceso adecuado para el cálculo de la fuerzas de piñon y engranaje de los motores con caja reductora.

De acuerdo a las características de trabajo del motor Pololu 1103, se elige el driver controlador de la figura 22. Estos factores dependen también de la implementación de la estructura, para lo cual se propone una plataforma lo suficientemente firme o robusta que soporte el trabajo a realizar, con el fin de entregar el torque necesario para desplazar la plataforma en los ejes x, y.

La estructura interna del motorreductor Pololu 1103, se puede detallar en la figura 23.

**Figura 23.** Estructura Motor Reductor Pololu 1103



Fuente: Tomado de [49]

### 3.1.3 Sistema háptico con joystick.



Para el sistema de movimientos en modo manual eje x, y, se plantea el siguiente diseño, controlado bajo joystick KY-023. En la tabla 8, se realiza una descripción detallada de los parámetros.

Este módulo permite una interfaz háptica con el usuario, para hacer más dinámico el ejercicio de rehabilitación.

**Tabla 8.** Parámetros de diseño joystick KY-023

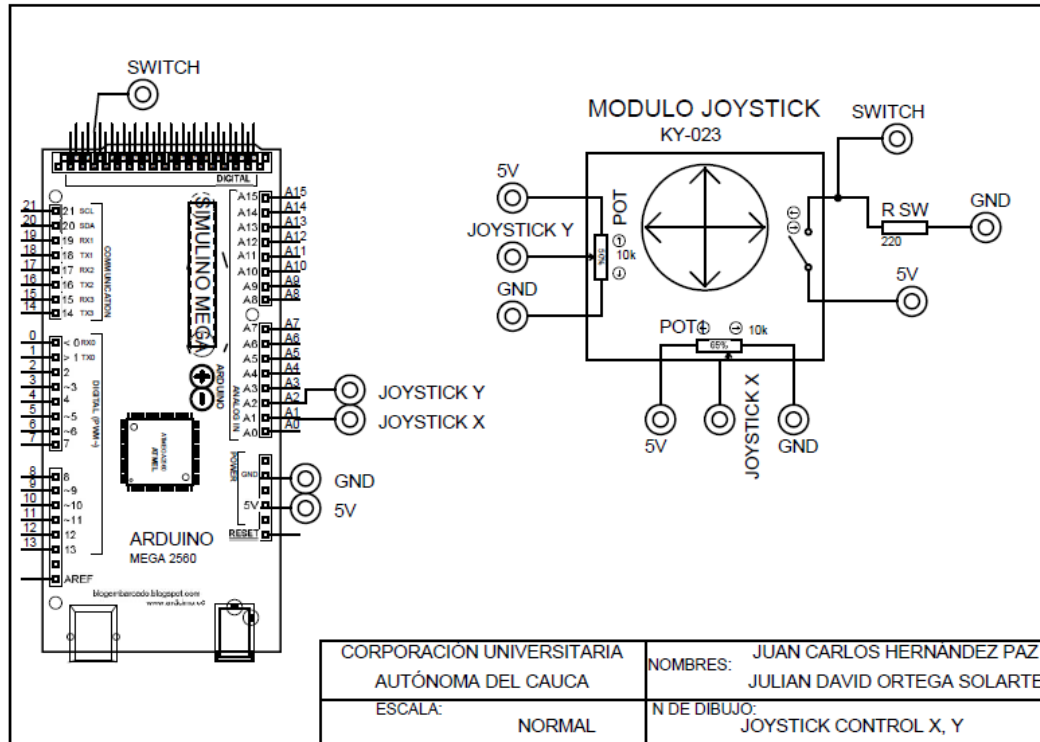
<b>Componente</b>	<b>Descripción</b>
Hardware	Joystick control de motores, sentido de giro, envío de señal de valores de voltaje variables, selección de parámetros de movimiento.
Chasis	Implementación en madera e impresión en 3d.
Software	Control activación de motores con voltajes variables, generación de movimiento.

Fuente: Elaboración propia

### **Componente Hardware**

Teniendo en cuenta la tabla 8, en la figura 24, se implementa un sistema hardware prototipo para el control del sistema de movimientos en ejes x, y controlados por el usuario.

**Figura 24.** Esquemático hardware del sistema joystick KY-023



Fuente: Elaboración propia

Este joystick cuenta con dos potenciómetros para variar la velocidad de los motores de la plataforma y un botón pulsador para la selección de parámetros de movimiento estipulados por el usuario, ya sea para brazo izquierdo o derecho.

El módulo KY-023 es compatible con Arduino, su funcionamiento es básico al igual que cualquier otro joystick variable. Su configuración hardware la componen dos resistencias de 10Kohm C/U y un pulsador simple. Los Joysticks facilitan una señal analógica para la posición de cada eje.

### Fuente de alimentación

El módulo joystick KY-023 se alimenta desde la tarjeta Arduino Mega 2560 por los pines 5V y GND. La tarjeta Arduino se encuentra conectada por el puerto serial del computador.

Existen varios tipos de joystick, por lo cual se realiza en la tabla 9, una matriz de detallada de los parámetros de cada tipo de accionamiento con sus respectivas

características. Se tienen en cuenta los más comerciales implementados en sistemas hápticos.

**Tabla 9.** Características de Desempeño mandos de accionamiento

<b>Características</b>	<b>Joystick digital</b>	<b>Joystick analógico</b>	<b>Pad direccional</b>	<b>Potenciómetro gradual</b>	<b>Pulsador electrónico</b>
Velocidad de respuesta	0,01 s	0,0001 s	0,001 s	0,001 s	0,01 s
Peso	60 g	32 g	36 g	20 g	30 g
Rango de rotación	360°	360°	360°	360°	0°
Costo	Alto	Medio	Alto	Bajo	Muy bajo
Retorno	Si	Si	Si	No	No

Fuente: Tomado de [41]

Para la elección del tipo de mando, se debe tener en cuenta la rapidez, precisión y fuerza requerida en el accionamiento. Para lo cual, existen diferentes dispositivos que realizan estas tareas, tales como, teclas e interruptores donde se debe aplicar un esfuerzo muscular pequeño, debido a que el accionamiento se realiza con los dedos. Por otro lado, existen las manivelas, volantes, pedales y palancas, donde se aplica un cierto esfuerzo muscular, en el cual se tiene una intervención de grupos musculares importantes, de brazos y piernas.

Para tener un control más suave y preciso, se hace necesario implementar un dispositivo de tipo palanca o joystick analógico cuando se tiene circuitos digitales y se requiere emular una señal analógica. Estos dispositivos tienen internamente un sistema de desplazamiento en dos ejes ortogonales ensamblado a dos potenciómetros, por medio de los cuales se realiza la medición de la posición de la palanca. Este dispositivo cuenta además con un micro interruptor apoyado sobre uno de los ejes, permitiendo que se realice un pulso al presionar la palanca. Permite además obtener una lectura analógica, indicando la posición en la que se encuentra cada eje.

Una vez se evalúa el desempeño y características técnicas de cada tipo de mando de accionamiento, tabla 9, se procede a seleccionar como mejor alternativa la palanca de mando (joystick) de tipo analógico, entre las ventajas que aporta el empleo de joysticks analógicos, se tiene las siguientes: Rápida velocidad de

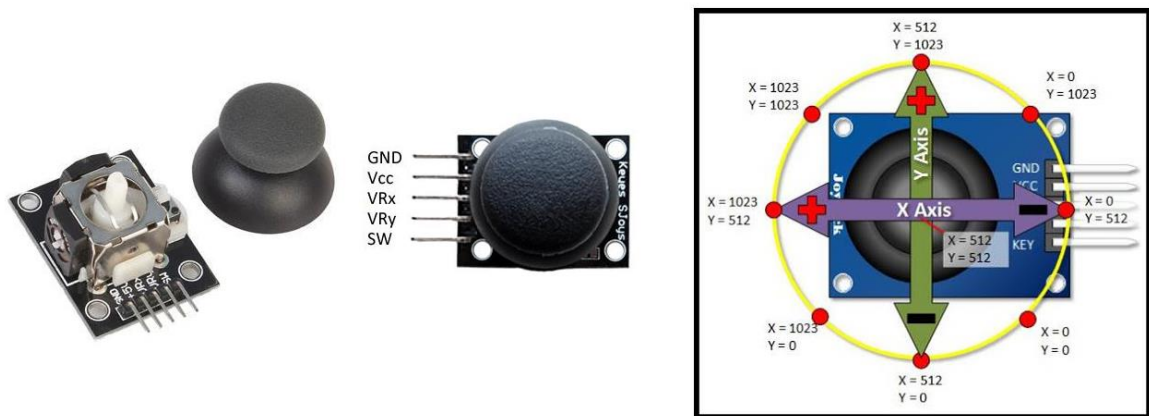
respuesta, fiabilidad, bajo peso, rango de rotación de 360°, costo medio, y su eje retorna automáticamente a 0° luego de soltarlo.

En la figura 25, se puede apreciar que la lectura de cada eje tiene un valor digital de voltaje o rango de inclinación que va de 0 a 1023, el cual varía de acuerdo al ángulo en el que se encuentra el joystick, indicando la posición. Lo cual lo hace un dispositivo muy flexible cuando se trata de establecer la posición o sentido de giro de un dispositivo.

Para la plataforma de movimientos en eje x, y, estos valores fueron adaptados para realizar un porcentaje de inclinación y poder controlar la velocidad de los motorreductores, permitiendo variar la cantidad de energía que se envía a la carga.

La estructura del joystick KY-023, se puede detallar en la figura 25.

**Figura 25.** Estructura Módulo Joystick KY-023



Fuente: Tomado de [41]

### 3.1.4 Sistema de detección de distancia.

Para el sistema de medición de distancia en eje x, y, se plantea el siguiente diseño, controlado bajo sensor ultrasónico HCSR04. En la tabla 10, se realiza una descripción detallada de los parámetros.

**Tabla 10.** Parámetros de diseño Ultrasonico HCSR04

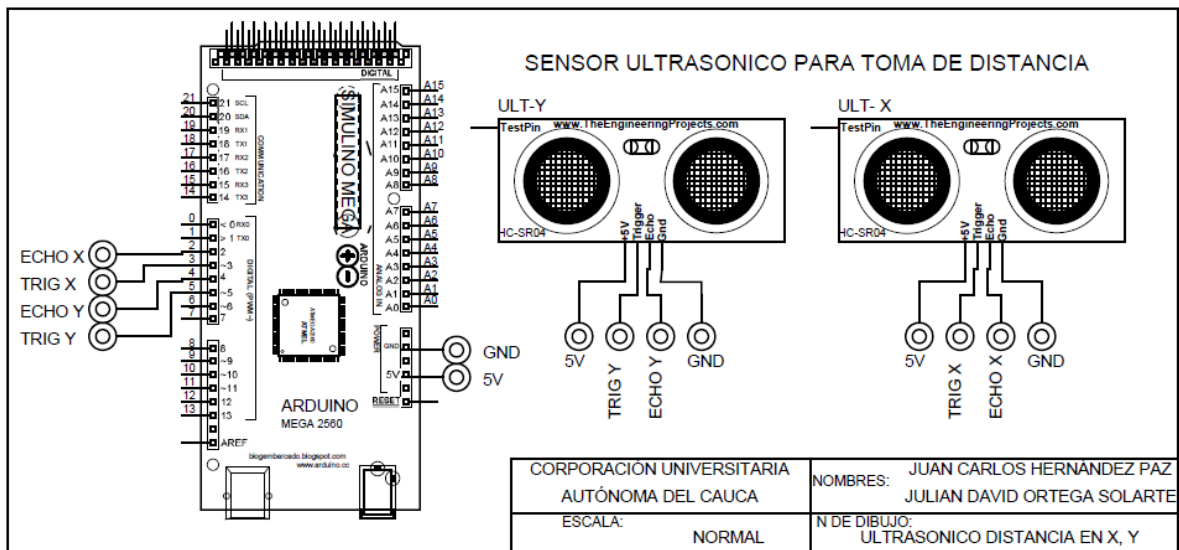
Componente	Descripción
Hardware	Medición de distancia, ubicación del brazo en la plataforma, envío de valores al controlador.
Chasis	Implementación en madera e impresión en 3d.
Software	Control de distancia y velocidad de motores.

Fuente: Elaboración propia

### Componente Hardware

Teniendo en cuenta la tabla 10, en la figura 26, se implementa un sistema prototipo para el control de distancias en ejes x, y.

**Figura 26.** Esquemático hardware de toma de distancia



Fuente: Elaboración Propia

Existen varios tipos de sensores de ultrasonido, los cuales permite obtener la distancia a partir de la medición del tiempo de ida y vuelta del pulso de ultrasonido (medición del tiempo del eco) para lo cual en el presente prototipo se utilizará el sensor HC-SR04 descrito en la tabla 11, el cual es el encargado de la medición de

distancias en la plataforma. El sensor tiene dos transductores, un emisor o altavoz y un receptor o micrófono.

### Fuente de alimentación

El módulo Ultrasónico HC-SR04 se alimenta desde la tarjeta Arduino Mega 2560 por los pines 5V y GND. La tarjeta Arduino se encuentra conectada por el puerto serial del computador.

Este módulo cuenta con 2 pines de alimentación (VCC, GND), uno para el disparo del sensor (Trig) y otro para enviar el tiempo que toma el envío y recepción de la onda ultrasónica (Echo).

Existen varios tipos de sensores de ultrasonido para medición de distancia, por lo cual se realiza en la tabla 11, una matriz detallada de los parámetros de cada tipo de sensor con sus respectivas características. Se tienen en cuenta los más comerciales implementados en sistemas hápticos.

**Tabla 11.** Características de Desempeño sensor ultrasónico HC-SR04

Características	HC-SR02	HC-SR04	HC-SR08	HC-SR10
Tensión	5V	5V	5V	5V
Consumo	40mA	15-30mA	30-40mA	30-50mA
Frecuencia	40KHz	40KHz	40KHz	40KHz
Conexión	Bus I2C	Pulso Eco-Trig	Bus I2C	Bus I2C
Distancia min.	15 cm	2 cm	0 cm	0 cm
Distancia max.	600 cm	400 cm	600 cm	600 cm
Pulso de disparo		10 $\mu$ s min. TTL	3 $\mu$ s	3 $\mu$ s
Pulso de eco		100 $\mu$ s	200 $\mu$ s	200 $\mu$ s
Tamaño	24 x20 x 17 mm	43 x20 x 17 mm	24 x20 x 17 mm	32 x 15 x 10 mm
Peso	4.6 g	10 g	10 g	8 g
Precio	Alto	Medio	Medio	Alto

Fuente: Tomado de [50]

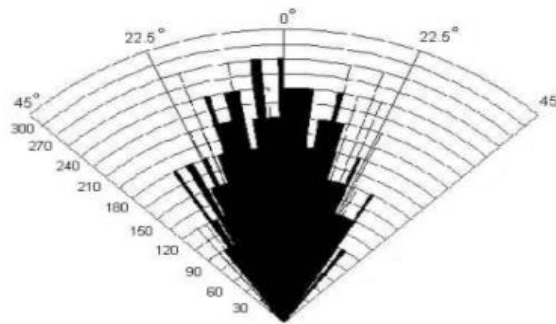
Cuando se requiere obtener datos del mundo exterior, sea de naturaleza física, mecánica o química, se hace necesaria la intervención de dispositivos que sean

capaz de transformar estas variables, en magnitudes eléctricas donde exista la posibilidad de manipular y cuantificar las lecturas que se obtienen del exterior, por lo tanto estos dispositivos son llamados transductores [50].

Estos dispositivos reaccionan a la información proveniente de magnitudes tales como, la distancia, temperatura, presión, aceleración, inclinación, etc. Permitiendo interactuar con el entorno, para finalmente ser procesadas y tomar una decisión para llevar a cabo una tarea, dependiendo de lo que se está controlando.

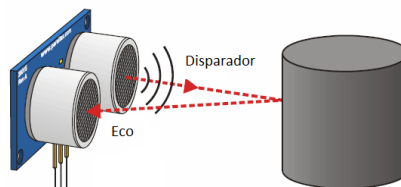
Las frecuencias con las que se propagan las ondas acústicas de los sensores ultrasónicos, no son perceptibles por el oído humano, estas frecuencias tienen un rango de 20KHz hasta 1GHz. Sin embargo, las lecturas pueden verse afectadas por algunos factores, donde dependiendo de la superficie reflectora, así mismo será la cantidad de energía acústica que se refleja, teniendo en cuenta que la onda no se transmite en línea recta, sino de forma cónica con un ángulo de incidencia de  $30^\circ$ , figura 27, por lo cual, se pueden presentar falsos ecos si la onda es reflejada en varias superficies antes del receptor final o se utilizan 2 o más sensores, generando distorsión en las medidas. Para obtener lecturas muy estables y precisas, es necesario que el objeto se encuentra frente a él, figura 28.

**Figura 27.** Angulo de incidencia y alcance sensor HC-SR04



Fuente: Tomado de [50]

**Figura 28.** Modo de disparo sensor ultrasónico



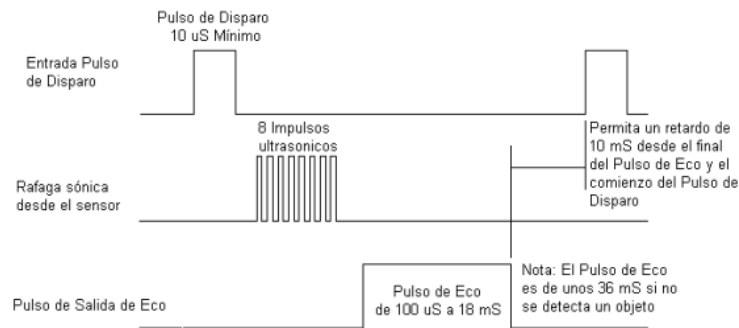
Fuente: Tomado de [50]

Existen varios tipos de sensores de ultrasonido, los cuales nos permiten obtener la distancia a partir de la medición del tiempo de ida y vuelta del pulso de ultrasonido (medición del tiempo del eco) para lo cual en el presente prototipo se utilizará el sensor HC-SR04 el cual es el encargado de la medición de distancias en la plataforma. El sensor tiene dos transductores, un emisor o altavoz y un receptor o micrófono.

Una vez se evalúa el desempeño y características técnicas de cada tipo de sensor de ultrasonido, se procede a seleccionar como mejor alternativa el HC-SR04, el cual pertenece a la familia Arduino y se utiliza por la fluidez en la captura de datos, lecturas estables y tiempos de respuesta muy rápidos. Además de ello, maneja las distancias mínima y máxima adecuada a la plataforma, bajo consumo, fiabilidad en los datos obtenidos y bajo peso.

El sensor envía un pulso por el Trig (altavoz) a una frecuencia de 40KHz con emisión de 10µs, figura 29, y recibe una respuesta a través del Echo (micrófono) al rebotar contra una superficie sólida, con un tiempo de respuesta de 2ms aproximadamente. En la Ecuación 4, se parte del cálculo de la distancia del sensor al objeto, el cual se desplaza a una velocidad constante [50].

**Figura 29.** Operación de un sensor ultrasónico



Fuente: Tomado de [50]

$$distancia = velocidad * tiempo \quad (4)$$

Las ondas emitidas se propagan a la velocidad del sonido, la cual a 0°C es de 331,4 m/s e incrementa 0,6 m/s por cada grado Celcius que aumenta la temperatura. Para lo cual se debe tener en cuenta el tiempo que se demora en



recorrer el camino de ida y vuelta, por lo tanto, se divide entre 2 para conocer la distancia a la que se encuentra el objeto, Ecuación 5.

$$Velocidad_{sonido} = (331,4 + 0,6^{\circ}C) \frac{m}{s} \quad (5)$$

Para una temperatura ambiente de 20°C, se tiene una velocidad del sonido de 343,4 m/s, esta velocidad se debe transformar a cm/microsegundo y dividirla entre 2.

$$\left(343,4 \frac{m}{s}\right) * \left(100 \frac{cm}{m}\right) * \left(\frac{s}{1000000 \mu s}\right) = 0,03434 \frac{cm}{\mu s}$$

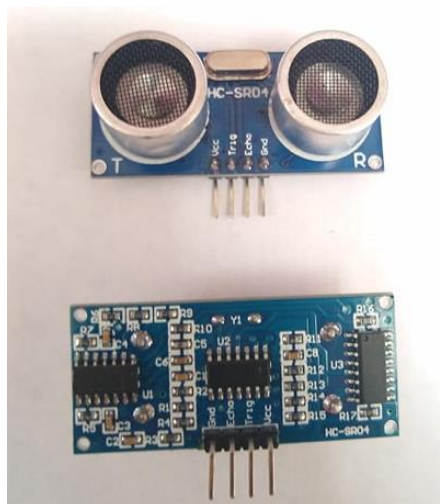
$$\frac{0,03434 \text{ cm}/\mu s}{2} = 0,01717 \frac{cm}{\mu s}$$

Reemplazando la ecuación 4 en la Ecuación 5, se tiene la Ecuación 6, la cual es la utilizada para el cálculo de la distancia en el sensor ultrasónico HC-SR04.

$$distancia = 0,01717 \frac{cm}{\mu s} * tiempo \quad (6)$$

La estructura del sensor de ultrasonido HC-SR04, se puede detallar en la figura 30.

**Figura 30.** Sensor Ultrasónico HC-SR04



Fuente: Elaboración Propia

### 3.2 COMPONENTE MECÁNICO

Para el desarrollo mecánico de la plataforma prototipo, se hace necesaria una estructura con la cual se le permita al usuario realizar movimientos en dos dimensiones dentro de un área específica.

Las afecciones neurológicas dejan muchas secuelas en los miembros superiores afectando la calidad de vida de los pacientes en la motricidad y locomoción, por lo cual se consideró desarrollar una tecnología para el área de fisioterapia apoyada a través de los conocimientos alcanzados en el programa de ingeniería electrónica.

Para lo cual, se desarrolló un prototipo orientado al apoyo en procesos de rehabilitación empleando técnicas vibratorias sobre la región de los miembros superiores. El prototipo es una plataforma háptica (sentido táctil), con un sistema de estimulación vibratoria que permite al usuario experimentar sensaciones no visibles, y permite además tener un cierto comportamiento al tacto, estimulando la extremidad del usuario durante el ejercicio por medio de vibradores.

La plataforma construida en madera (cuadrada) permitirá al usuario tener una postura correcta cuando se le esté practicando la terapia de rehabilitación, además de que la posición al estar sentado, es importante para llevar a cabo la ejecución de los movimientos de manera cómoda permitiendo el desarrollo adecuado de la labor; el autor Cosar (1980) [51], ha enfatizado que en el ejercicio de la fisioterapia se debe buscar que el paciente este lo más cómodo y relajado. Si la terapia exige estar en posición sentado, debe tener un espacio apropiado para que descansen las piernas y descansen los brazos.

El estar sentado, no garantiza que el trabajo sea cómodo; sin embargo, al trabajar de pie, se considera que existe un esfuerzo muscular en pies y piernas el cual no está presente si se realiza sentado.

Sin embargo, cuando el tiempo estando sentado se prolonga, se presentan molestias afectando mayormente la espalda, para lo cual se debe recurrir a las pausas activas y llevar cabo estiramientos musculares.

Para tener una postura correcta, el espacio de trabajo debe contar con una mesa de trabajo y silla; apoyapiés y apoyabrazos para el caso de trabajo en oficina.

No se tuvo en cuenta el diseño redondo u ovalado para la plataforma (superficie), de acuerdo a que no cumple con la normativa NTP: 242 [51] para una correcta ergonomía en espacio de trabajo, donde se llevarán a cabo movimientos de

fisioterapia para un sistema de apoyo en rehabilitación de extremidades superiores.

De igual manera, no se tomó en cuenta diseñar la plataforma en aluminio porque es un material de excelente conducción de calor y de electricidad con costos bastante elevados que incluye al acero, por otro lado, el plástico tampoco se tuvo en cuenta aunque es mal conductor de electricidad, no cumple con las normas establecidas para un área de trabajo al ser un material no rígido.

Teniendo en cuenta los requerimientos para tener una postura correcta de una persona al estar sentada [51] y según las normas internacionales de dispositivos médicos para la gestión de riesgos ISO 14971:2019 [52], se desarrolló como primera exigencia una mesa, figura 33, 34 y 35, en donde el usuario pueda sentarse y poder realizar los movimientos de manera cómoda.

No se optó para este estudio, el diseño con plataformas de brazos articulados porque se requería mayor inversión y un modelamiento matemático bastante amplio al trabajar con sistemas articulados de alta precisión, además de que el proyecto es un prototipo.

En los estudios realizados sobre el estado del arte de dispositivos de rehabilitación, específicamente para el miembro superior, el diseño de plataformas hápticas en los países latinoamericanos es escasa. Los artículos que se presentan a continuación hacen parte de estudios realizados que se soportan como apoyo para llevar a cabo la investigación.

En [53], los resultados obtenidos en este estudio de rehabilitación pasiva de miembro superior, fue satisfactoria en la rehabilitación de las articulaciones del brazo de un paciente realizando los ejercicios de rehabilitación con un terapeuta. Se diseñó el exoesqueleto llamado ERMIS, el cual permite emular los movimientos anatómicos a través de siete grados de libertad aplicados a la rehabilitación del brazo de acuerdo a varios casos de estudio, dando como resultado una excelente acogida en el medio de la rehabilitación. A través del modelo dinámico del ERMIS, se logró validar el funcionamiento comparando los datos muestreados de los ejercicios.

Los resultados obtenidos detallan los ROM, utilizando la técnica de goniometría, distribuidos de la siguiente manera: los ROM capturado por los goniómetros, los ROM simulados por el exoesqueleto, a partir de la desviación estándar se calcula la dinámica del error, la media del error entre los datos capturados por los goniómetros y los simulados, y finalmente se tabulan los rangos de movimiento funcionales y anatómicos.

En el artículo [54], se presenta una plataforma robótica para rehabilitación de extremidades superiores en pacientes con discapacidad neuromotora, el cual es una plataforma robótica de efector final plana de 2 grados de libertad (ejes x, y), con un controlador háptico basado en impedancia e implementado en el robot de rehabilitación de efector final, este dispositivo se encarga de utilizar la información proporcionada por un sensor de fuerza (joystick) para lograr una interacción paciente-robot eficiente y amigable. Para alcanzar este objetivo, el controlador háptico aplica una relación dinámica entre los parámetros mecánicos del robot, las variables cinemáticas y las fuerzas externas e internas que se aplican al efector final. La plataforma metálica tiene medidas de 800mm x 500 mm, permitiendo al paciente tener un completo rango de movilidad para el hombro y codo. Para los actuadores de movimiento se utilizaron motores DC con caja reductora de marca Maxon. La interfaz de usuario permite tener una representación virtual de los movimientos realizados por el paciente en la plataforma.

En el artículo [55], se presenta una plataforma prototipo llamada “Gentle/s” de tres grados de libertad para rehabilitación de accidentes cerebrovasculares que afectan las extremidades superiores haciendo uso de un entorno basado en realidad virtual. Para lo cual el brazo de la persona fue puesto en un órtesis (prótesis) de codo con cables que la suspenden de un marco superior para eliminar los efectos de la gravedad. Por medio del software se realizó la recopilación de datos, el control y la simulación de mundos virtuales. La plataforma tiene 3 modos (niveles) de funcionamiento, pasivo, asistido activo y modo activo. La plataforma se diseñó en madera cuadrada con bordes redondeados y con una silla de ruedas para poder desplazarse. El entorno virtual replica el punto de vista del usuario en el mundo real, donde las figuras geométricas (circulo, triangulo, cuadrado y “+”) que se debían graficar por medio de la plataforma, permitían ayudar a la percepción del movimiento.

Para tener un acercamiento respecto a los modelamiento dinámico de dispositivos hápticos enfocados al apoyo en la rehabilitación de usuarios que tienen problemas de movilidad, los artículos que se presentan a continuación hacen parte de estudios realizados que se soportan como apoyo para llevar a cabo la investigación.

El modelo matemático de Hanavan [56] el cual por medio de un modelo biomecánico cinemático, se analiza el comportamiento inercial, permitiendo obtener las coordenadas de cada una de las articulaciones. Es importante conocer de este modelo como referencia a plataformas hápticas, el cual, considerando 7 grados de libertad (3 en el codo, 2 en el hombro y dos en muñeca) es posible

validar el modelo matemático comparando los resultados antropométricos con los arrojados según la posición vertical del centro de masa del cuerpo, obteniendo como resultado que las coordenadas reales estaban ubicadas a menos de dos centímetros de los datos experimentales.

En el artículo [57], se presenta el modelo dinámico y funcionamiento de una plataforma de tres grados de libertad con retroalimentación de fuerza (joystick) y vibración para pacientes con problemas de movilidad y estabilidad motora en simulación háptica, con un entorno de representación virtual kinestésicamente inmersiva. La plataforma está diseñada en metal con medidas de 300 x 300 x 200 mm<sup>3</sup>, con varillas para el desplazamiento en los tres ejes y utiliza motores dc para generar los movimientos. El modelo dinámico se basa en la comparación de los datos numéricos y los experimentales.

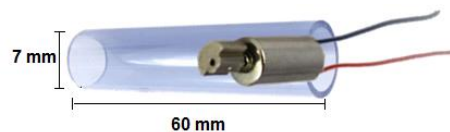
Finalmente en [29], se realiza un modelamiento para el diseño y construcción de una interfaz háptica de seis grados de libertad, la cual a través de un cursor que se encuentra en un entorno virtual, permite llevar a cabo un movimiento a través de una interfaz de usuario, recibiendo una respuesta con realimentación de fuerza cuando el cursor se estrella en alguno de los lados de un cubo virtual, proporcionando una estimulación en la percepción al usuario.

Una vez se realiza un estudio detallado de las plataformas hápticas y los modelos dinámicos de estas, se procede a describir dentro de los componentes mecánicos, el subsistema chasis correspondiente a los parámetros de diseño de cada sistema que componen la plataforma prototipo.

### 3.2.1 Sistema mecánico de estimulación vibratoria.

Para el sistema mecánico de estimulación vibratoria, de acuerdo a sus características técnicas, se plantea el siguiente diseño, figura 31, en el cual se soportan los vibro-motores, ubicados dentro de un tubo circular de 7mm de diámetro por 60mm de largo, permitiendo cubrir un área de vibración mucho mayor. Los actuadores se ubicarán en la estructura de apoyo del brazo.

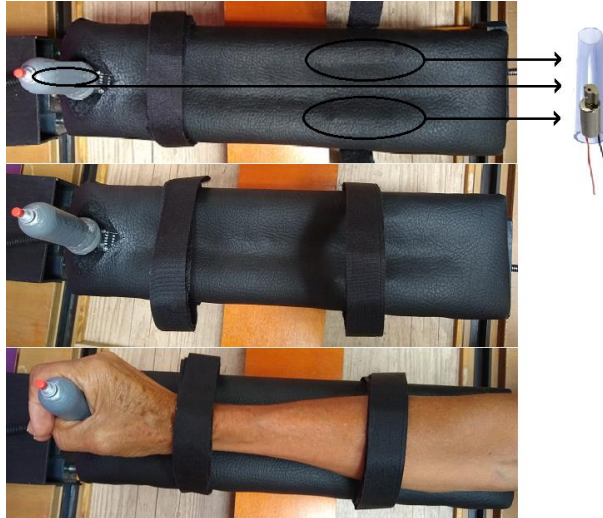
**Figura 31.** Estructura Vibro-motor ERM



Fuente: Elaboración propia

De acuerdo a lo anterior, se insertan 3 (tres) estructuras de vibro-motor distribuidas de la siguiente manera: 2 (dos) a lado y lado del apoyo del antebrazo y 1 (uno) dentro del joystick, figura 32. Dicha ubicación permite al usuario percibir la vibración durante el movimiento de la plataforma.

**Figura 32.** Vista superior del sistema de estimulación vibratoria

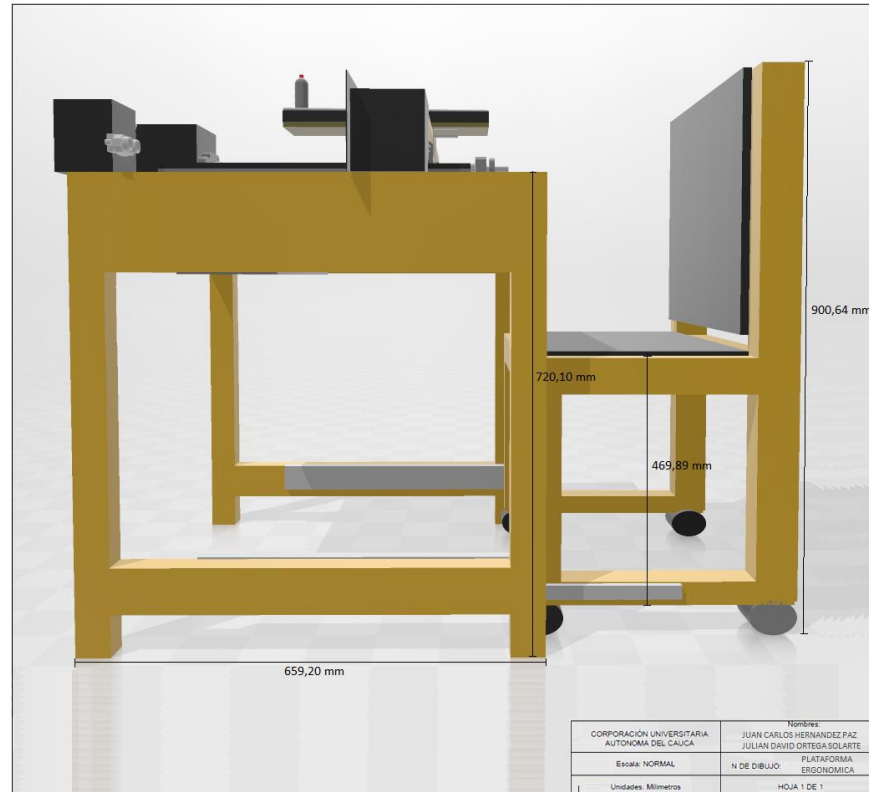


Fuente: Elaboración propia

### 3.2.2 Sistema mecánico de movimiento en dos dimensiones.

Para el sistema mecánico de movimiento en dos dimensiones, se plantea el siguiente diseño realizado con renders bajo el programa 3D Builder, Figura 33 y 34.

**Figura 33.** Renders plataforma ergonómica vista lateral

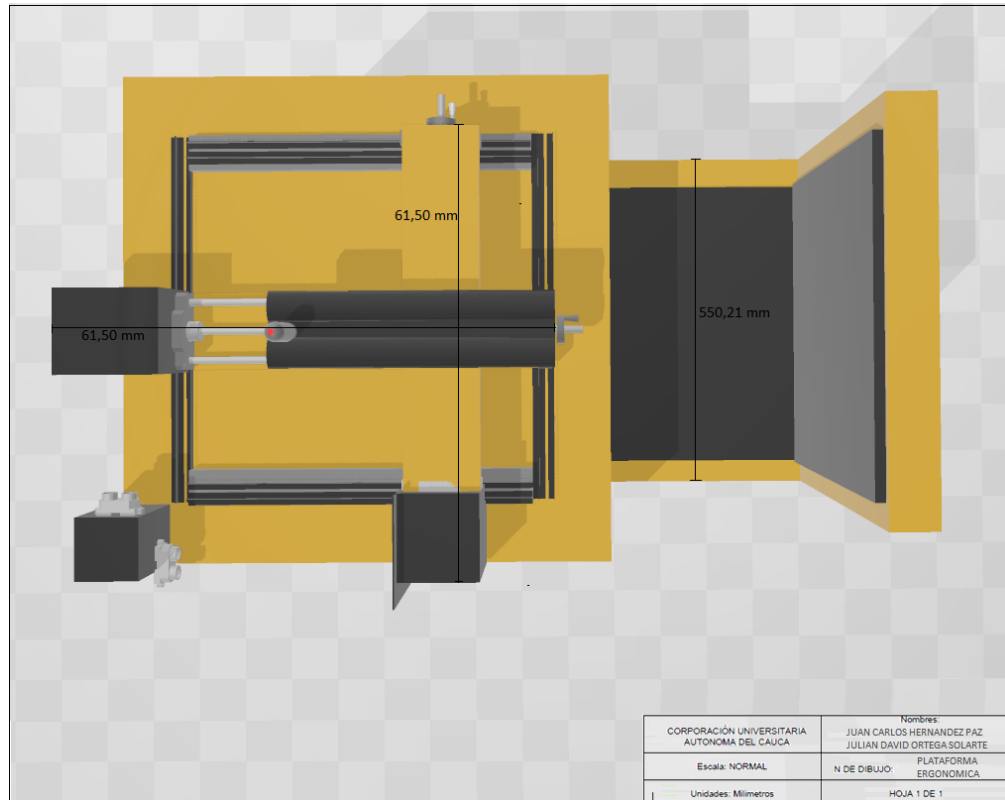


Fuente: Elaboración propia

Como se mencionó anteriormente, teniendo en cuenta los requerimientos para tener la postura correcta de una persona al estar sentada [51], se desarrolló como primera exigencia una mesa, figura 33 y 34, en donde el usuario pueda sentarse y poder realizar los movimientos de manera cómoda.

El diseño se llevó a cabo a partir del modelo similar planteado en el artículo de estudio [54] y [57] mencionado anteriormente, para una plataforma cuadrada con retroalimentación vibratoria y de fuerza (joystick). En los artículos se plantearon dos plataformas (ambas cuadradas) con desplazamientos en ejes x, y, z, soportados sobre varillas y utilizaron un dispositivo háptico joystick para generar los movimientos. A partir de estos modelos se plantea el diseño del presente prototipo.

**Figura 34.** Renders plataforma ergonómica vista superior



Fuente: Elaboración propia

La mesa está fabricada en madera pino por ser un material común para la construcción de muebles por su bajo precio en relación a otros materiales y la duración que brinda al permanecer siempre de la misma forma, en comparación a otros tipos de madera, por lo cual, se decide elaborarla en madera (cuadrada) con medidas estandarizadas dando cumplimiento a la norma de ergonomía NTP242 [51], para llevar a cabo el desarrollo adecuado de la labor, por consiguiente se deben cumplir los siguientes requisitos para la mesa de trabajo:

- La plataforma debe tener una altura aproximada de 700 mm.
- Las medidas para el área de apoyo (superficie) están comprendidas dentro del rango proporcional de 1.200 mm de ancho y 800 mm de largo.
- El grosor de la superficie debe ser menor o igual a 30 mm.
- No se deben utilizar colores brillantes u oscuros para la superficie, estos deben tener una tonalidad mate y de color claro suave.
- La plataforma debe permitir a las piernas cambiar de posición.



Para la silla de trabajo, se deben cumplir los siguientes requisitos [50]:

- Altura comprendida entre 380 y 500 mm.
- El acolchado debe tener un espesor de 20 mm, con tela que permita transpirar y sea flexible.
- El área del acolchado debe estar comprendido entre 400 y 450 mm.
- Desde el espaldar, las medidas de profundidad varían entre 380 y 420 mm.

El diseño construido en madera permite dar cumplimiento a la norma internacional "ISO 14971:2019 Medical devices -- Application of risk management to medical devices" [52] que en español significa "aplicación de la gestión de riesgos a los dispositivos médicos.", esta normativa entre otros aspectos hace referencia a la necesidad de que no haya conductividad eléctrica en lugares donde la piel del usuario este expuesta al contacto directo, ya que al ser un instrumento que funciona con energía eléctrica, por algún error o desgaste, se genere un contacto con la epidermis y producir lesiones o quemaduras indeseadas; es de aclarar que al trabajar con un dispositivo de control como Arduino no se manejan corrientes altas y que la máxima tensión que se suministra es la de dos motores reductores de entre 6 a 12 VDC con corrientes menores a los 5A, además la mesa cuenta con un asiento con rodachinas de Poliuretano que soporta de 400-500 kg, atornillados a la base inferior del asiento, permitiendo que este se mantenga en su posición y que solo pueda ser desplazado adelante y atrás.

Una vez se tiene conocimiento de las normas y estándares internacionales para una postura correcta y para la gestión de riesgos en dispositivos médicos, se procede a diseñar la estructura con las siguientes dimensiones, figura 33 y 34: para la silla, 470 mm de altura con la cual se tiene 90° en flexión de rodillas y 550 mm de ancho total, con profundidad de 380 mm y un acolchado de 20 mm; para la espalda se tiene 900 mm de altura para una postura vertical. En cuanto a la mesa, la altura máxima son 720 mm y una profundidad de 660 mm.

**Figura 35.** Estructura para postura correcta del paciente

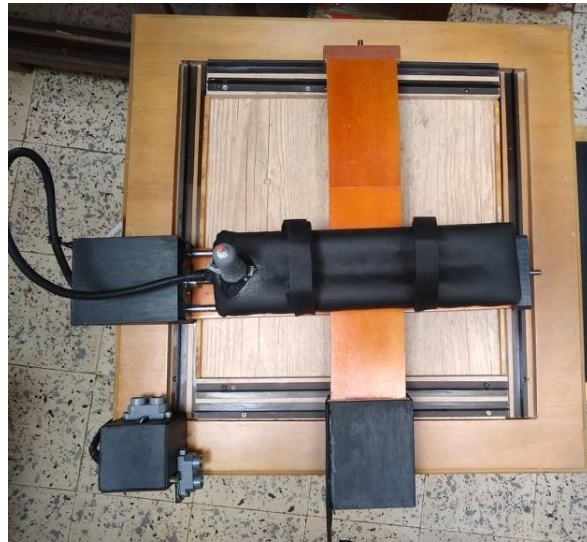


Fuente: Elaboración Propia

Una vez se tiene la base para la rehabilitación (mesa y silla), el siguiente paso es construir una estructura que permita realizar movimientos en el área delimitada dentro de la mesa, esta estructura se conoce como una plataforma en dos dimensiones, figura 36, para la cual, los soportes de los extremos fueron contruidos por impresión 3D.

Para la ejecución de movimientos se parte del modelo similar planteado en el artículo de estudio [55] mencionado anteriormente, donde diseñaron una plataforma cuadrada en madera con apoyo de una silla ergonómica y además de ello, aplicaban movimientos geométricos (circulo, cuadro, triangulo y "+"); por lo cual, los desplazamientos estipulados en la presente plataforma para el modo automático que se detallará más adelante, se basa en la realización de figuras geométricas (**Línea, cuadro, triangulo y diagonal**) y se llevarán a cabo por medio de la plataforma con representación virtual a través de la interfaz de usuario, permitiendo ayudar a la percepción del movimiento.

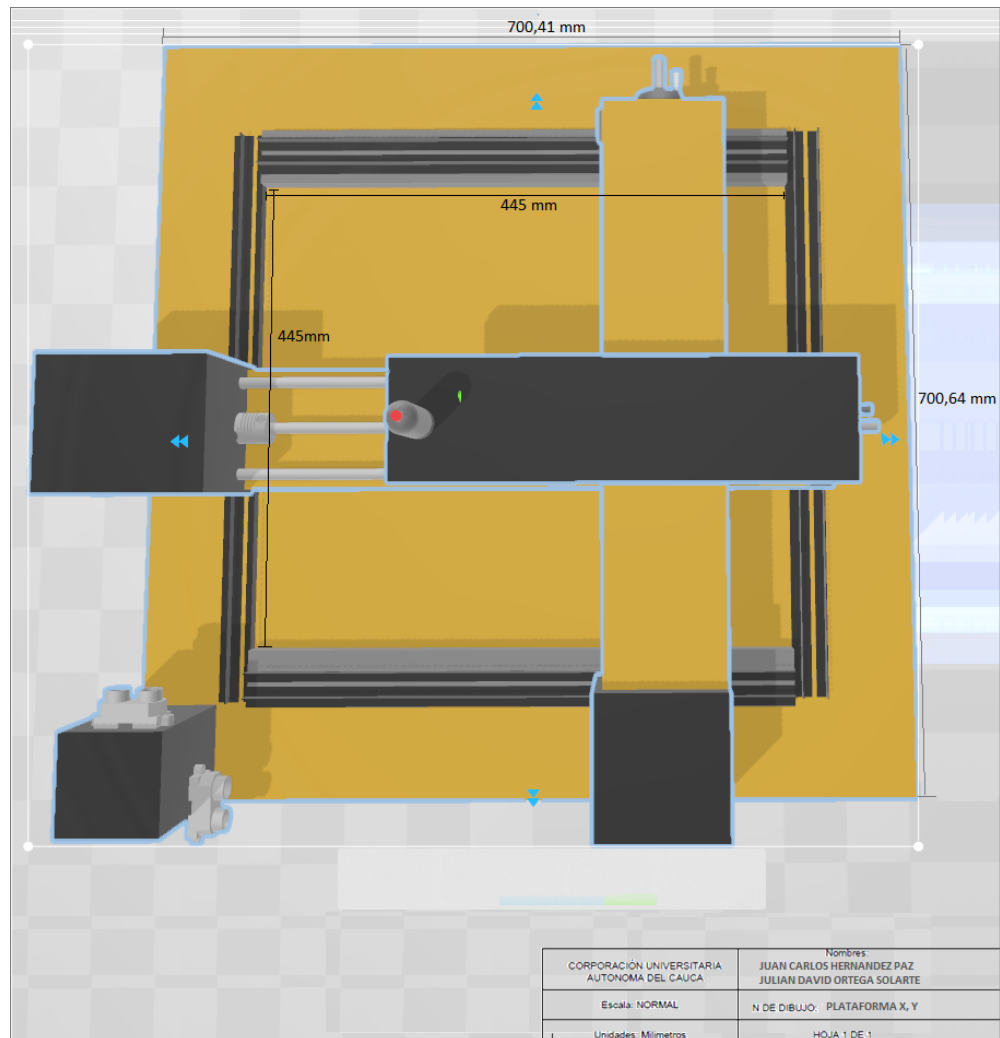
**Figura 36.** Plataforma movimiento en dos dimensiones



Fuente: Elaboración Propia

La estructura tiene dimensiones de 700 mm por todos sus lados, con un área delimitado de movimientos de 445 mm en x, y, a una altura máxima de 900mm desde el suelo, figura 33, diseñada bajo el programa 3d Builder como se muestra en la figura 37. Esta área permite llevar a cabo los movimientos para la rehabilitación.

**Figura 37.** Renders plataforma en dos dimensiones



Fuente: Elaboración propia

Un sistema guiado por varillas de acero de 8 mm de diámetro por 500 mm de largo brinda rigidez y firmeza a la plataforma. La transmisión de movimiento de los motores a la estructura se realiza mediante varillas roscadas de 8mm de diámetro por 500 mm de largo y 4mm de avance por vuelta. Para fijar la varilla roscada al soporte y además asegurar su desplazamiento, se utilizó una tuerca trapezoidal de 8mm de diámetro y 4mm de avance por vuelta, figura 38.

**Figura 38.** Sistema de varillas para soporte y desplazamiento



Fuente: Elaboración propia

Para el movimiento mediante una rosca cuadrada, en la figura 38, se muestra las características para llevar a cabo el cálculo del husillo [58] con valores teóricos. Este tipo de roscado tiene una amplia participación en maquinaria industrial y se utilizan donde se requiere llevar a cabo trabajos pesados con movimientos de arrastre.

En la Ecuación 7, es posible calcular el paso de la rosca.

$$P = 0,2 * D \quad (7)$$

$$P = 0,2 * 8 = 1,6 \text{ mm}$$

En la Ecuación 8, es posible calcular la altura del filete.

$$h = 0,5 * P \quad (8)$$

$$h = 0,5 * 1,6 = 0,8 \text{ mm}$$

El diámetro inferior se calcula una vez se tiene el dato de la altura del filete, Ecuación 9.

$$d = D - 2h \quad (9)$$

$$d = 8 - 2(0,8) = 6,4 \text{ mm}$$

En la Ecuación 10, es posible calcular el diámetro medio.

$$dm = (D + d)/2 \quad (10)$$

$$dm = (8 + 6,4)/2 = 7,2 \text{ mm}$$

En la Ecuación 11, es posible calcular el ángulo de incidencia.

$$\tan \alpha = P/(dm * \pi) \quad (11)$$

$$\alpha = \tan^{-1}[P/(dm * \pi)] \quad (12)$$

$$\alpha = \tan^{-1}[1,6/(7,2 * \pi)] = 4,04$$

Cada motor se soporta en una estructura plástica. Para la unión del eje del motor con la varilla roscada, figura 39, se utilizó un acople flexible de aluminio de 6mm a 8mm de diámetro interno con lo cual se transmite el movimiento del motor a la varilla roscada y finalmente a la plataforma. Del otro lado del soporte de la varilla, se insertó una balinera de 8 mm diámetro interno por 20 mm diámetro externo. Se soporta diseño en anexos.

**Figura 39.** Acople para eje de motor y varilla roscada



Fuente: Elaboración propia

Para desplazar la plataforma en ambas direcciones x, y, se soportan los extremos y para ello se utilizó un juego de rodachines de 4 ruedas de caucho cada uno, figura 40, encarriladas en dos láminas de aluminio en forma de L. Se soporta diseño en anexos. Estos rodachines tienen un buen agarre y desplazamiento fluido para que la plataforma se pueda mover en ambos ejes (x, y).

**Figura 40.** Rodachines y carril de avance



Fuente: Elaboración propia

Finalmente se construyeron los soportes para la unión de los ejes en x, y. Las varillas lisas se desplazan por los soportes de cada unión con bujes de cobre de 8mm de diámetro, figura 41. Se soporta diseño en anexos. Estos bujes permiten la alineación y guía para un desplazamiento lineal.

**Figura 41.** Estructura para unión de los ejes



Fuente: Elaboración propia

### **3.2.3 Sistema mecánico para joystick.**

Para el sistema mecánico del joystick, se plantea el siguiente diseño realizado con renders bajo el programa 3d builder, figura 42.



**Figura 42.** Renders plataforma para apoyo de brazo y joystick



Fuente: Elaboración propia

La estructura se diseña con un apoyo de antebrazo de 370 mm de largo por 100 mm de ancho, con relleno de espuma. El joystick se sujeta al final de la misma y tiene una altura de 103 mm y por 30 mm de diámetro para empuñadura.

Posee la capacidad de posicionar en un ángulo de hasta 30° y realizar terapia tanto al brazo derecho como al izquierdo, consta de un soporte o tabla a la cual se atornilla una articulación axial de bola, permitiendo al usuario rotar el brazo en posiciones que lo requieran, cuenta además con un relleno de espuma amarilla D26 [59] en forma de "U", recubierta con un material sintético conocido como cuerina para dar comodidad al brazo al momento de realizar la terapia, de igual manera cuenta con 2 sujetadores plásticos para sostener el brazo en la misma posición como se muestra en la figura 43.



**Figura 43.** Estructura para Joystick

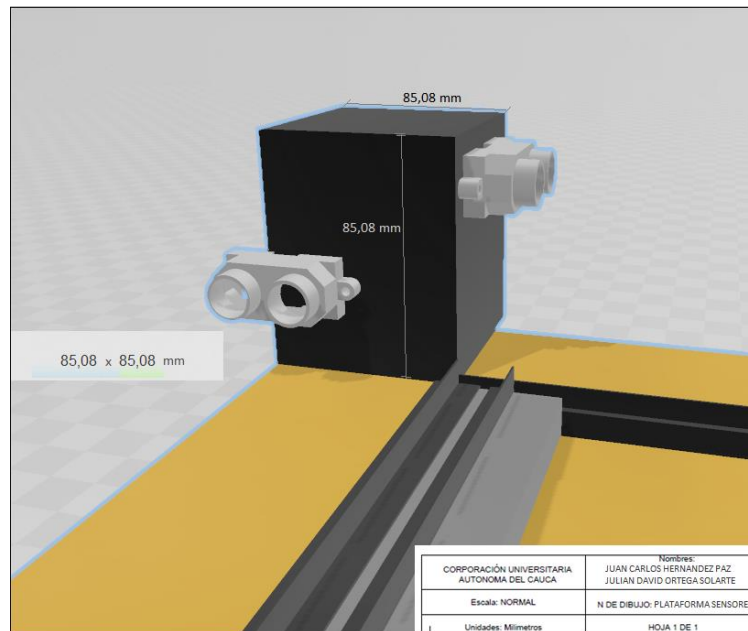


Fuente: Elaboración propia

### 3.2.4 Sistema mecánico de detección de distancia.

Para el sistema mecánico del joystick, se plantea el siguiente diseño realizado con renders bajo el programa 3D Builder, figura 44.

**Figura 44.** Dimensiones sistema de detección de distancia



Fuente: Elaboración propia

La estructura figura 45, se diseña con dimensiones de 85 mm en todos sus lados y los sensores ultrasónicos HC-SR04 se sujetan a 30 mm de altura. Es de saber que

para el sensor del eje “y” se le añaden 30 mm de ancho para obtener una respuesta de señal más precisa. Cada sensor cuenta con una recubierta propia impresa en 3D para dar mejor agarre y enfoque para la toma de señales de distancia.

**Figura 45.** Estructura para el sistema de toma de distancias



Fuente: Elaboración propia

Para poder rebotar correctamente la señal del sensor ultrasónico, es necesario soportar dos cajas de madera de color negro, las cuales recubren cada motor, figura 46. Estas cajas tienen dimensiones de 100 mm de alto por 140 mm de ancho. Es de saber que para el eje “y” se realiza una modificación a la caja y se le añaden 2 cm de alto por 3 cm de ancho, esto para recibir señales más precisas del sensor, ya que la estructura de la mesa para este sentido tiene más obstáculos que para el sentido “x”. Se soporta diseño en anexos.

**Figura 46.** Estructura para rebotar la señal del sensor ultrasónico

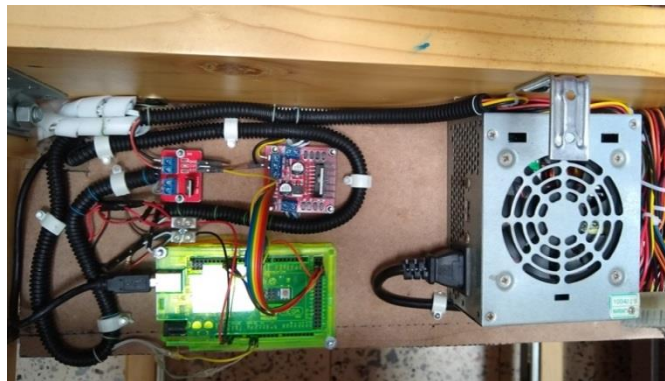


Fuente: Elaboración propia

### 3.2.5 Sistema mecánico para el apoyo de dispositivos eléctricos y electrónicos.

Finalmente, la estructura se construye en madera, figura 47, y se encarga de apoyar todos los dispositivos electrónicos, tiene dimensiones de 480 mm de largo por 140 mm de altura y 160 mm de ancho, soportada sobre la mesa principal, ubicada en la parte final de la misma. Se soporta diseño en anexos.

**Figura 47.** Estructura para el apoyo eléctrico y electrónico



Fuente: Elaboración propia

## 3.3 COMPONENTE SOFTWARE

Para el desarrollo de los sistemas software de control de la plataforma prototipo, se plantea un programa de control basado en lenguaje gráfico y construido en el software Labview versión 2018. Dentro de este componente, se describe el subsistema software correspondiente a los parámetros de diseño de cada sistema que componen la plataforma prototipo. Para ello se explica mediante diagrama de flujo el proceso que realiza el programa.

Es de aclarar que el programa se divide en dos pantallas individuales, una para el software de control manual y en otra para el software de control automático, cada uno con comunicación independiente. Esto se hace debido a que no es posible utilizar el salto de pantalla de la una a la otra por motivo de que se utiliza

comunicación por medio de Linx, en el momento de realizar este salto el programa devuelve un error de comunicación y detiene la ejecución del mismo.

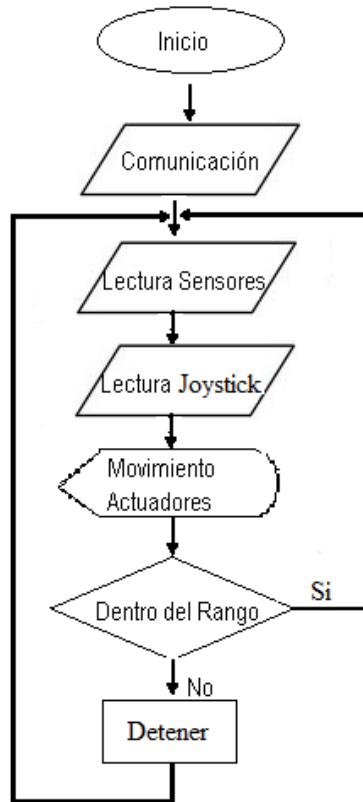
Por otra parte, el método de ejecución consiste en llevar a cabo en primera instancia la interfaz de modo automático, esto para realizar los movimientos estipulados por la plataforma, de acuerdo a las figuras geométricas, y poder tomar los datos de los rangos de movimiento máximos. Seguido a ello, se ejecuta la interfaz en modo manual, donde el usuario realizará de manera autónoma los mismos movimientos generados en la interfaz automática, para lo cual por medio del dispositivo háptico joystick, se llevarán a cabo.

### **3.3.1 Diagrama de Flujo software de control manual.**

El sistema parte de la comunicación computador – tarjeta de control Arduino Mega 2560, para comunicar estos dos dispositivos se utilizó el proyecto de fuente abierta LINX creado por Digilent, el cual cuenta con un Kit de herramientas diseñadas para facilitar el desarrollo de aplicaciones en ingeniería, emulando diferentes procesos en el campo industrial, reforzando así la utilidad del software LabVIEW y permitiendo la comunicación a través de conexión USB con sistemas embebidos ARDUINO, soporta la comunicación con una gran cantidad de sensores, como también aplicaciones para tener acceso a periféricos como E/S digitales, analógicas, puertos de comunicación serial UART, PWM, I2C y SPI [42].

En la Figura 48, se muestra la inicialización del programa con la lectura de los sensores ultrasónicos en los ejes x, y, de la misma manera se espera la información proveniente del joystick, que indica la dirección de movimiento que se debe realizar, llevando a cabo el desplazamiento por medio de los actuadores y generando los estímulos a través de los actuadores de vibración. Si se llega al límite en cualquiera de las direcciones, el sistema detiene el movimiento y solo permite avanzar en sentido contrario.

**Figura 48.** Diagrama de flujo control manual

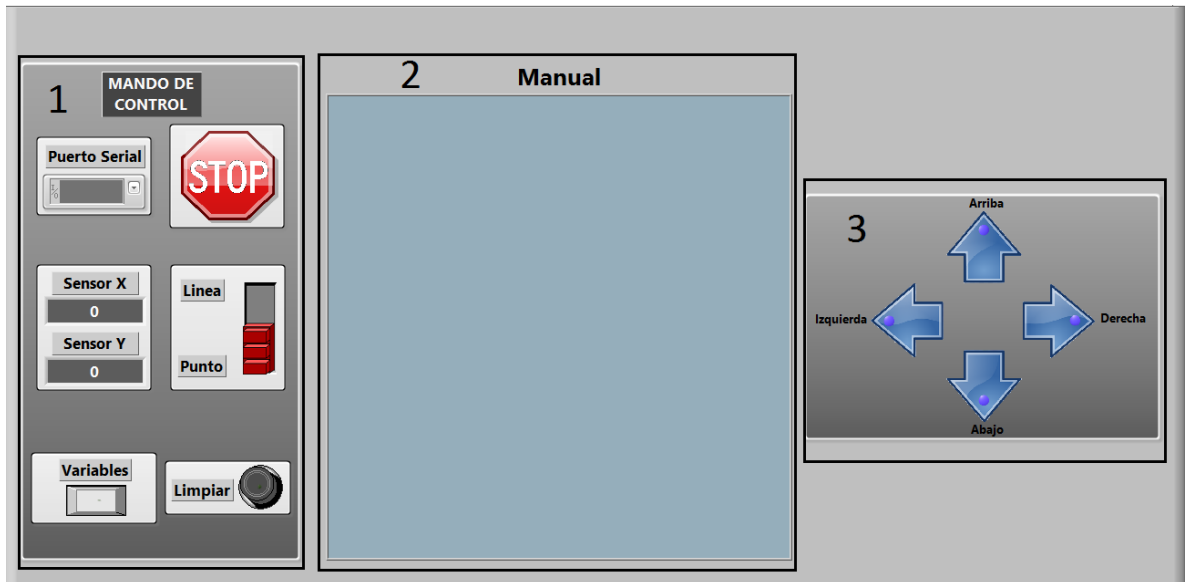


Fuente: Elaboración propia

En cualquier momento se puede presionar el botón del joystick para realizar limpieza de pantalla o dejar pulsado por más de 2 segundos y el sistema pasa a suspensión total o parada de emergencia.

Para entender un poco mejor, a continuación en la figura 49 se detalla el sistema de Interfaz de usuario para modo manual.

**Figura 49.** Pantalla de control manual



Fuente: Elaboración propia

En la figura 49, en el apartado 1 se ilustra el mando de control en el cual se configura el puerto serial por el que se conecta la tarjeta Arduino, un botón de parada de emergencia (STOP), de la misma manera se obtiene la lectura de los sensores x, y; un botón para graficar tipo punto o tipo línea; en el botón (Variables) con solicitud de contraseña es posible mostrar las variables del programa y finalmente el botón para limpiar la pantalla.

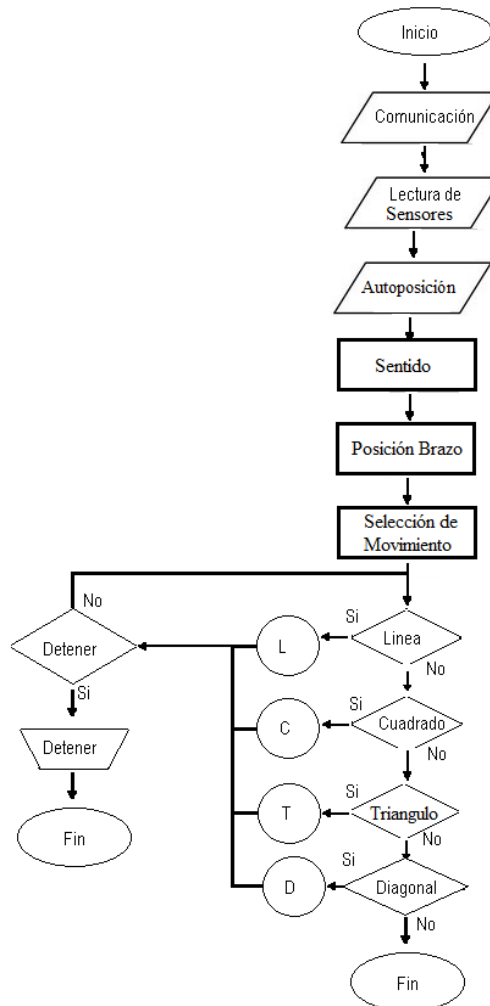
En el apartado 2 se presenta la pantalla en la cual se obtiene el movimiento real que el usuario realiza en la plataforma a través de una representación virtual, es de aclarar que al tratarse de sensores de ultrasonido, figura (27, 28), y aunque se les realiza un filtro de señal, el sistema grafica algunas oscilaciones en pequeña escala, errores que se soportan con anterioridad debido a que el disparo no se ejecuta en línea recta, sino de forma cónica.

En el apartado 3 se tiene un panel de leds virtuales indicadores del sentido de movimiento de la plataforma.

### **3.3.2 Diagrama de Flujo software de control Automático.**

Para el software de control automático figura 50, se tienen cinco (5) diagramas de flujo, en cada uno se detalla desde la comunicación hasta la selección de los movimientos automáticos a realizar.

**Figura 50.** Diagrama de flujo control automático



Fuente: Elaboración propia

En la Figura 50, el programa inicializa recibiendo la lectura de los sensores ultrasónicos en eje x como en eje y. El sistema realiza la posición automática en eje “y” en la parte inferior de la plataforma, una vez se posiciona, espera la selección en cualquiera de las etapas ya sea desde el joystick o desde el software para ejecutar el sentido de giro de la plataforma, en sentido horario u anti horario.

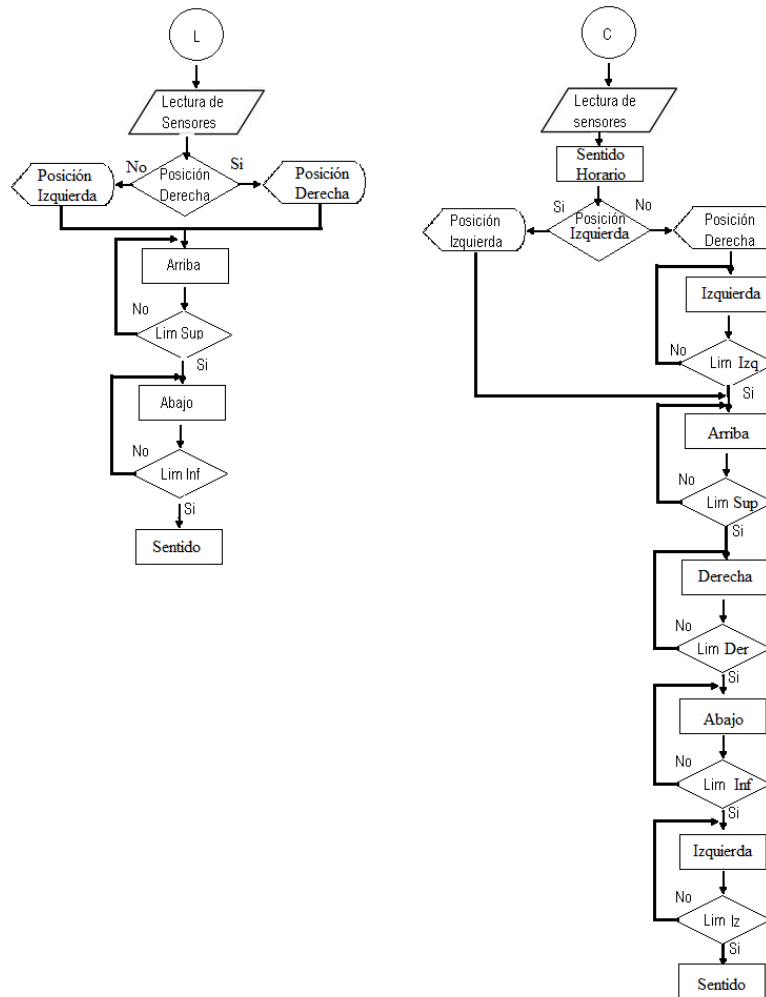
Una vez se selecciona el sentido, el sistema pasa a preguntar por la posición del brazo en izquierda o derecha, según la selección, la plataforma se posiciona en el eje "x" y permite el paso final para seleccionar la figura geométrica (línea, cuadro, triangulo o diagonal) que se ejecutará como movimiento. Una vez termina el proceso, queda listo para volver a realizar el procedimiento desde la selección de sentido de giro.

En cualquier momento se puede presionar el botón del joystick para suspensión total del sistema o parada de emergencia.

A continuación figura 51, se detalla mediante diagramas de flujo, los movimientos realizados según la figura geométrica a ejecutar y en sentido de giro horario.



**Figura 51.** Diagrama de flujo en línea y cuadro

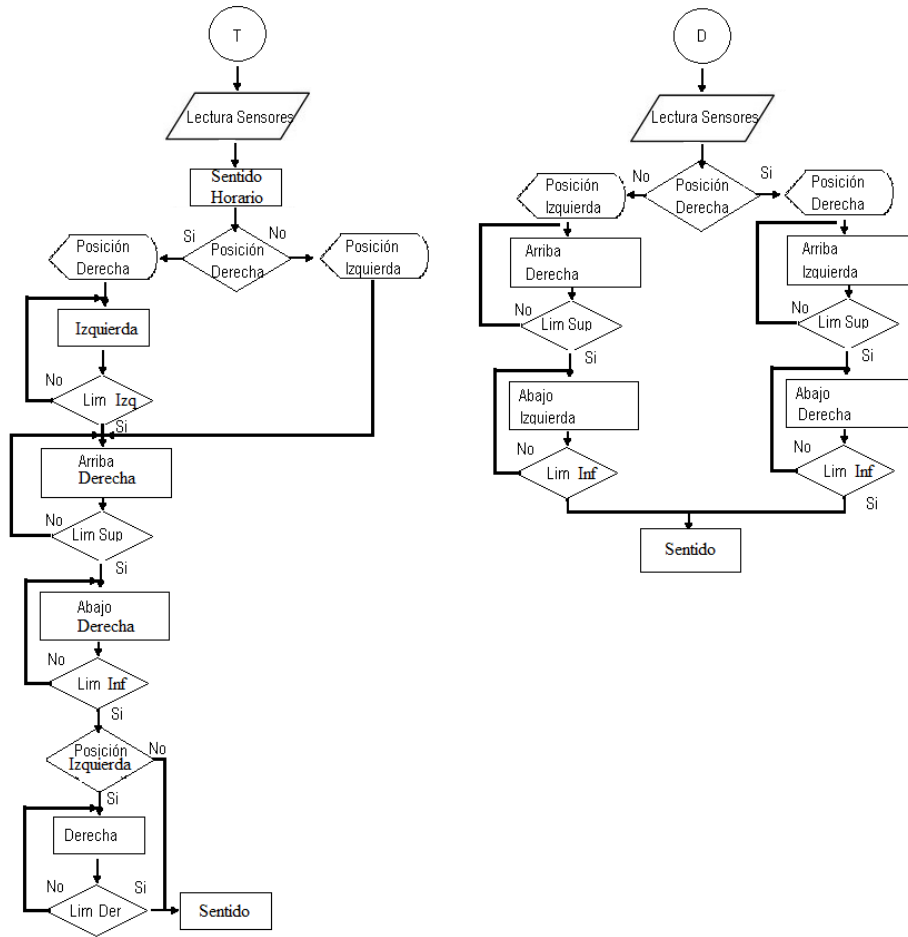


Fuente: Elaboración Propia

La grafica línea y diagonal no tienen sentido de giro, se ejecutan de la misma manera en ambas direcciones.

En la figura 52, se expone el diagrama de flujo de la figura geométrica correspondiente a triángulo y diagonal.

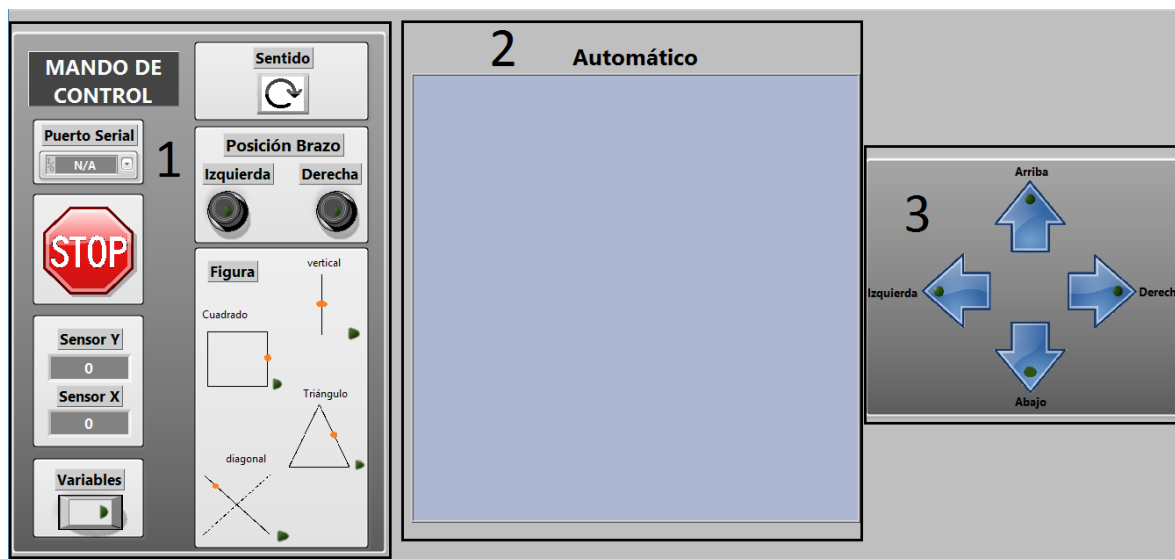
**Figura 52.** Diagrama de flujo en triangulo y diagonal



Fuente: Elaboración propia

Para tener una idea más clara, en la figura 53 se detalla el sistema de Interfaz de usuario.

**Figura 53.** Pantalla de control automático



Fuente: Elaboración propia

Para la figura 53, en el apartado 1 se ilustra el mando de control en el cual se configura el puerto serial para conectar la tarjeta Arduino, el botón de parada de emergencia (STOP) detiene el proceso. Se toma la lectura de los sensores en x, y, y a través del botón (Variables) con solicitud de contraseña es posible mostrar las variables del programa. El botón (Sentido) permite dar lugar a la dirección de giro, seguido a ello los botones de posición del brazo, en izquierda o derecha y finalmente los botones para seleccionar la figura geométrica de movimiento automático.

En el apartado 2 se presenta la pantalla en la cual se obtiene el movimiento real o representación virtual que la plataforma ejecuta en el usuario.

En el apartado 3 se tiene un panel de leds virtuales indicadores del sentido de movimiento de la plataforma.

### **3.4 RECURSOS Y PRESUPUESTO**

Los costos de la plataforma se pueden detallar en la tabla 12. Se tienen en cuenta las horas tutor y asesor clínico, equipos, software, materiales, publicaciones e imprevistos.

**Tabla 12.** Recursos y presupuesto

<b>RUBROS</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>VALOR UNITARIO</b>	<b>ESTUDIANTE</b>
RECURSO HUMANO	HORAS TUTOR	30	\$14.062	\$421.860
	HORAS ASESOR CLÍNICO FISIOTERAPEUTA	10	\$18.000	\$180.000
EQUIPOS	COMPUTADOR	1	\$1.500.000	\$1.500.000
	ARDUINO MEGA 2560	1	\$150.000	\$150.000
	DRIVER L298N	1	\$30.000	\$30.000
	DRIVER HCMODU0083	1	\$20.000	\$20.000
SOFTWARE	WINDOWS	1	\$120.000	\$120.000
	OFFICE	1	\$40.000	\$40.000
	LABVIEW	1	\$700.000	\$700.000
MATERIALES	PLATAFORMA MADERA	1	\$600.000	\$600.000
	CABLEADO	10	\$1.000	\$10.000
	TERMINALES	30	\$500	\$15.000
	VIBROMOTOR DC ERM	3	\$15.000	\$45.000
	MOTOR POLOLU 1103	2	\$90.000	\$180.000
	FUENTE DE VOLTAJE	1	\$90.000	\$90.000
	JOYSTICK KY-023	1	\$10.000	\$10.000
PUBLICACIONES	IMPRESIONES	500	\$100	\$50.000
COMUNICACIÓN	LLAMADAS	50	\$150	\$7.500
IMPREVISTOS	OTROS	1	\$400.000	\$400.000
<b>TOTAL</b>				<b>\$4.569.360</b>

Fuente: Elaboración propia

### 3.5 CONSUMO ELÉCTRICO DE LA PLATAFORMA

La plataforma prototipo se conforma por dos equipos principales encargados de suministrar la corriente al sistema completo, para ello en la tabla 13, se tiene los valores de consumo del computador para la alimentación de la Arduino mega 2560, drivers, joystick y sensores ultrasónicos y la fuente de voltaje para la alimentación de los motores.

**Tabla 13.** Consumo eléctrico de la plataforma

<b>EQUIPO</b>	<b>CONSUMO MAXIMO PERMITIDO (A amperios)</b>	<b>CONSUMO EN LA PLATAFORMA (A amperios)</b>
FUENTE DE VOLTAJE	12	4
COMPUTADOR PUERTO USB 3.0	0,9	0,7

Fuente: Elaboración propia

#### 4. EVALUACIÓN Y VALIDACIÓN DE LA PLATAFORMA MEDIANTE UNA PRUEBA DE REHABILITACIÓN ESTÁNDAR PARA EXTREMIDADES SUPERIORES

En este capítulo se desarrolla cada fase o etapa propuesta para la selección de la metodología de trabajo con el prototipo vibro-táctil y la plataforma con movimientos en x, y, aplicados en flexo-extensión (adelante-atrás) de hombro y codo, para validar los rangos de movilidad y la evaluación de goniometría.

El rango de movimiento, conocido también como ROM por sus siglas en inglés (Rank of Movement), es el número de grados en la que una articulación puede moverse, para lo cual, la medida principal se realiza con el máximo ángulo alcanzado entre dos partes. El ROM es la flexión que lleva a cabo una articulación, en la cual interviene una contracción muscular [19]. Cuando se busca la medida de los ROM, se hace necesaria la intervención de la técnica de goniometría, por medio de la cual se toman las medidas de los ángulos hablando estrictamente de los que se crean por medio de las articulaciones del cuerpo humano.

Para ello se hace uso del goniómetro transportador de 12 pulgadas que se muestra en la figura 54, diseñado para medir el rango de movimiento en las articulaciones de un usuario. Mide un rango completo de 360 grados en incrementos de 1 grado.

**Figura 54.** Goniómetro para la medida de grados en articulación



Fuente: Elaboración propia

#### 4.1 ETAPA 1: SELECCIÓN DE POBLACIÓN

Para esta etapa, se realiza una muestra de población de 22 personas, de los cuales 11 fueron mujeres y 11 hombres, con edades comprendidas entre los 21 y 49 años. Es de aclarar que la muestra seleccionada no sufre de parálisis parcial en miembro superior causado por un TRM que este en una escala de Ashworth modificada entre 1 y 2 o de grado D y que presenten un condición según la escala de Daniels entre 3 y 5, por lo tanto son personas que se encuentran en condiciones de salud normales.

Al tratarse de una plataforma prototipo y según la escala de Daniels, tabla 2, los usuarios de la muestra presentan una condición (5) con un arco de movilidad completo en contra de una resistencia total, es decir son personas con condiciones de salud normales. No es posible realizar el proceso con personal que presente algún tipo de problema de movilidad, debido a que al tratarse de un prototipo, se podría ocasionar un daño mayor ya que no está aprobada por entidades y profesionales de la salud, según la norma ISO 13485 (sistema de gestión de la calidad para fabricantes de dispositivos médicos) [60], donde se indica que debe ser un dispositivo seguro y eficaz cumpliendo con requisitos de diseño, desarrollo y validación por parte de profesionales. Por lo cual se tomó como medida de apoyo, la participación y validación por un médico fisioterapeuta.

Para obtener los datos demográficos de la muestras, en la tabla 14 se pueden observar las características y el Índice de Masa Corporal (IMC) de la población seleccionada. El usuario 6 es un médico fisioterapeuta, quien proporciono la asesoría clínica y además la validación de la plataforma.

**Tabla 14.** Datos demográficos de la muestra

Usuario	Sexo	Edad (años)	Estatura (mts)	Peso (Kg)	IMC
1	Femenino	20	1,64	74	27,513
2	Femenino	20	1,63	64	24,088
3	Masculino	28	1,67	76	27,251
4	Masculino	31	1,73	95	31,742
5	Masculino	37	1,7	76	26,298
6	Femenino	34	1,61	54	20,833

7	Masculino	42	1,73	100	33,412
8	Masculino	48	1,78	98	30,930
9	Femenino	37	1,6	55	21,484
10	Femenino	28	1,64	66	24,539
11	Masculino	27	1,74	83	27,414
12	Femenino	48	1,58	70	28,040
13	Femenino	21	1,62	55	20,957
14	Masculino	30	1,6	58	22,656
15	Femenino	44	1,63	73	27,476
16	Masculino	34	1,85	120	35,062
17	Masculino	26	1,83	78	23,291
18	Femenino	46	1,63	80	30,110
19	Femenino	38	1,58	97	38,856
20	Masculino	49	1,68	74	26,219
21	Masculino	31	1,78	80	25,249
22	Femenino	33	1,55	53	22,060

Fuente: Elaboración propia

## 4.2 ETAPA 2: PREPARACIÓN DE LA POBLACIÓN

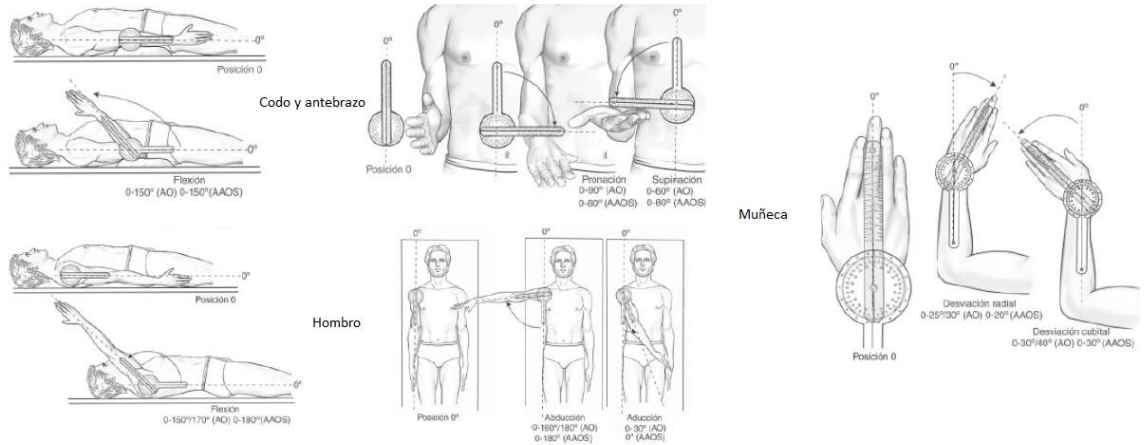
Esta etapa tiene como finalidad realizar un instructivo a cada usuario para obtener una postura correcta en la plataforma y brindarles un acercamiento para la localización y/o manipulación de los elementos que conforman el prototipo.

Para ello el usuario se sienta en la plataforma, se sujeta el brazo al sistema de apoyo y finalmente se permite la manipulación del joystick indicando la posición o dirección en la cual se puede realizar los movimientos; de igual forma se permite el contacto con los vibradores al estar ubicados sobre el mismo sistema. Esto permite que el usuario tenga una adecuada apreciación de las interfaces hápticas.

Para ello el usuario recibe la información de los movimientos que realizará en sus articulaciones, los cuales están referenciados en la figura 55.



**Figura 55.** Goniometría en hombro, codo y muñeca



Fuente: Tomado de [61]

En la figura 56, se ilustra a dos (2) de los usuarios de la muestra total, llevando a cabo la etapa de preparación, donde interactúa con el dispositivo joystick, obteniendo una respuesta visual por medio de la interfaz de usuario, además reciben un instructivo verbal de la posición ergonómica que adquieren en la plataforma y del apoyo y los movimientos que generan en la extremidad superior.

**Figura 56.** Usuarios en etapa de preparación



Fuente: Elaboración propia

### 4.3 ETAPA 3: EJECUCIÓN DE PRUEBAS

Una vez realizada la etapa de preparación, se les solicita a los usuarios que posicionen el antebrazo en la plataforma de apoyo la cual dispone de los actuadores de vibración y posteriormente sujeten el joystick con la mano. Por lo cual se pone en marcha primero el modo automático para medir con el goniometro los rangos de movimiento o el ángulo máximo descrito en la articulación de la extremidad superior en flexión, extensión, pronación, supinación, desviación radial y cubital de las articulaciones en cada usuario. El sistema devuelve por medio de los actuadores de vibración, una estimulación cuando el movimiento en x, y se pone en marcha.

Posteriormente se ejecuta la pantalla de forma manual para lo cual el usuario debe memorizar los movimientos realizados de forma automática y ejecutarlos por medio del sistema joystick; los movimientos propuestos permiten la medición de los ROM para articulaciones del miembro superior, estos datos se validan y consignan cuantitativamente en una tabla, soportado en anexos.

En la figura 57 se ilustra a dos usuarios realizando efectivamente la etapa de ejecución.

**Figura 57.** Usuarios en etapa de Ejecución



Fuente: Elaboración propia

### 4.4 CRITERIO ESTADÍSTICO DE VALIDACIÓN

Para los datos demográficos recogidos en la tabla 14, se puede observar en la tabla 15, que el IMC en los varones tuvo una media de 28,139, mientras que en las mujeres fue de 25,996. Teniendo en cuenta lo propuesto por la Organización mundial de la salud (OMS) [62], los hombres y las mujeres de la muestra padecen de preobesidad, ya que el IMC es superior a 25, siendo para las mujeres clasificación preobesidad normal con 25,996 y para los hombres clasificación preobesidad leve con 28,139.

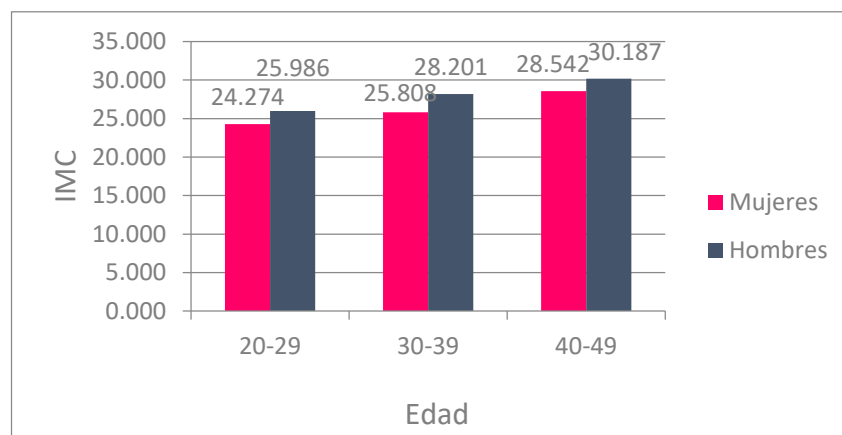
**Tabla 15.** Resultados de datos del IMC

	Muestra Total N=50	Mujeres N=11	Hombres N=11
<b>Media</b>	27,067	25,996	28,139

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 58 se puede observar que el IMC de la muestra total tuvo mayor índice en las edades comprendidas entre 40 y 49 años con una media para mujeres de 28,542 y para los hombres de 30,187, lo que indica que a mayor edad, el IMC aumenta, lo contrario a las edades comprendidas entre 20 y 29 años. Es de notar que para los hombres, en todo caso, el IMC es mayor, figura 58.

**Figura 58.** IMC entre rangos de edad



Fuente: Elaboración propia

Una vez se tienen el IMC es posible realizar la etapa 3 con la población de la muestra, ya que la plataforma al ser un prototipo puede mover cargas de hasta 8kg según lo especificado en la tabla 49, respectivamente. Por lo tanto se procede a realizar la etapa 3 para la ejecución de la prueba.

La investigación estadística tiene como objetivo crear una base de datos que contenga información sobre ROM del miembro superior tomados de los movimientos realizados en la plataforma, en una muestra de 21 personas entre hombre y mujeres, para lo cual se utilizó un goniómetro de 360° con escala de 1°.

La investigación fue de tipo descriptiva donde se puntualizan las características demográficas de la población objeto de estudio y cuantitativo donde se lleva a cabo el uso de estadísticas y herramientas informáticas para la obtención de resultados, para lo cual la determinación de los datos consistió en medir los ROM a cada uno de los participantes, para posteriormente, capturar a través del análisis estadístico, las pruebas no paramétricas o de distribución libre de una muestra a través del software *IBM SPSS Statistics*, el cual permite tener un enfoque de pruebas de hipótesis, para analizar y comprender los datos y lograr obtener conclusiones muy precisas.

Una vez fueron tomados los datos de la población de la muestra a participar en este estudio, se les informo brevemente en lo que consistirían dichas mediciones. Todos los participantes fueron informados del tiempo de duración de la medición, el cual fue de alrededor de 15 minutos por persona. Una vez se obtuvieron los datos demográficos, se le indico al practicante que permaneciera sentado con postura correcta.

Se realizaron tres mediciones para el codo y antebrazo la cuales son flexión, pronación y supinación; tres mediciones para hombro, flexión, flexión en extensión y aducción; y finalmente dos mediciones para muñeca, desviación radial y desviación cubital.

Luego, se procedió a tomar los movimientos de las articulaciones del miembro superior, figura 55, explicándoles a los participantes que todos los movimientos realizados debían llevarlos a cabo sin sentir molestia o dolor.

Para los ROM del codo se colocó al participante en posición para ejecutar los movimientos en la plataforma, para lo cual se le indica que los realice por medio del joystick en dirección a flexión máxima. Una vez posicionado el goniómetro se registraron los grados de flexión de la articulación; este procedimiento se llevó a cabo tanto para el codo izquierdo como para el derecho. En el antebrazo, los ROM

fueron determinados para los movimientos de pronación y supinación del mismo, ejecutando los movimientos por medio de la plataforma en el joystick.

Enseguida se procedió con la articulación del hombro, midiendo los grados de flexión, flexión en extensión y aducción en ambos hombros, colocando el goniómetro en el brazo a la altura del bíceps; una vez ejecutado el movimiento por medio del joystick en dirección a flexión máxima y mínima y posteriormente en dirección interna o aducción por medio de la ejecución de la plataforma con el sistema joystick.

Finalmente, para determinar los ROM en la articulación de la muñeca y a través del dispositivo háptico joystick, se le indica al usuario que realice el movimiento en máxima desviación radial y cubital alcanzada; una vez se realiza este procedimiento, se posiciona el goniómetro y se toman los datos.

La tabla 16, muestra los resultados de las medias de la etapa de ejecución de pruebas para los ROM medidos con el goniómetro, según los movimientos que la plataforma permitió realizar a cada persona. Se toman los datos para cada brazo, siendo brazo derecho (D) y brazo izquierdo (I).

**Tabla 16.** ROM para articulaciones del miembro superior

<b>Movimiento</b> $\mu$ (grados)	<b>Ubicación de brazo</b>	<b>Muestra Total</b> ° (grados)	<b>Mujeres</b> ° (grados)	<b>Hombres</b> ° (grados)
<b>Codo y Antebrazo</b>				
Flexión	(D)	32,170	34,472	29,867
	(I)	31,823	34,099	29,548
Pronación	(D)	38,725	37,755	39,696
	(I)	37,259	35,355	39,163
Supinación	(D)	34,530	37,295	31,765
	(I)	33,719	35,243	32,194
<b>Hombro</b>				
Flexión	(D)	76,222	77,955	74,489
	(I)	75,303	74,355	76,251
Flexión en Extensión	(D)	51,684	55,200	48,168
	(I)	49,839	53,032	46,647
Aducción	(D)	26,585	27,486	25,684
	(I)	27,242	27,820	26,664

<b>Muñeca</b>				
Desviación	(D)	22,096	21,027	23,165
Radial	(I)	23,114	21,582	24,645
Desviación	(D)	23,413	22,200	24,626
Cubital	(I)	24,680	23,127	26,232

Fuente: Elaboración propia

Si bien se tiene claro que la goniometría es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones, los datos obtenidos de la tabla 16, pertenecen a los rangos permitidos para cada movimiento, tabla 17.

**Tabla 17.** ROM para goniometría de articulaciones del miembro superior

<b>Goniometría</b>	<b>0° (grados)</b>
<b>Codo y antebrazo</b>	
Flexión	0 - 150
Pronación	0 - 90
Supinación	0 - 60
<b>Hombro</b>	
Flexión	0 - 150/170
Extensión	0 - 60
Aducción	0 - 30
<b>Muñeca</b>	
Desviación radial	0 - 25/30
Desviación cubital	0 - 30/40

Fuente: Tomado de [61]

Dentro del proceso de medida de los ROM participó un médico fisioterapeuta asesorándonos y validando el proceso de rehabilitación, soportado en anexos, quien estipuló que a partir de 10° de movimiento realizado por una persona con movilidad parcial incompleta en sus articulaciones, se considera como una medida

de goniometría validada por cualquier tipo de rehabilitación que se aplique. Para lo cual especifica que la plataforma cumple con los requerimientos especificados.

Los resultados de los ROM del codo y el antebrazo que se muestran en la tabla 18, en la que se puede observar que la flexión de la muestra total tuvo mayor movilidad en el derecho que en el izquierdo con una media de 32,170°, al igual que la pronación y supinación del lado derecho fue mayor, con una media de 38,725° y 34,530° de supinación. Por otra parte, las mujeres presentaron mayor movilidad que los hombres en flexión y supinación, mientras que los hombres presentaron mayor movilidad en pronación.

En los resultados de los ROM del hombro, se puede observar que la flexión de la muestra total también tuvo mayor movilidad en el derecho que en el izquierdo con una media de 76,222°, al igual que la flexión en extensión lado derecho y aducción del lado izquierdo fue mayor, con una media de 51,684° y 27,242° en aducción. Por otra parte, las mujeres presentaron mayor movilidad que los hombres en todos los movimientos excepto en flexión del brazo izquierdo donde los hombres presentaron mayor movilidad.

Finalmente, en los resultados de los ROM de la muñeca, se puede observar que la desviación radial de la muestra total tuvo mayor movilidad en el izquierdo que en el derecho con una media de 23,114°, al igual que la desviación cubital del lado izquierdo fue mayor, con una media de 24,680°. Por otra parte, los hombres presentaron mayor movilidad que las mujeres en ambos movimientos.

Para determinar si los datos obtenidos fueron arrojados aleatoriamente o se comportan normalmente, se aplica la prueba de Kolmogorov-Smirnov [63] con lo cual se comprueba un comportamiento normal en los datos y se encuentra el p-valor o hipótesis. Esta prueba se basa en datos no paramétricos y se utiliza para encontrar una diferencia entre la hipótesis y el caso de estudio, a través de un análisis de comparación entre los datos, por lo tanto, es necesario que para una muestra “n” existan dos categorías de comparación, las cuales en el presente caso de estudio es hombres y mujeres en brazo derecho e izquierdo, tabla 18.

**Tabla 18.** Prueba de Kolmogorov a los datos obtenidos

<b>Movimiento</b> μ (grados)	<b>Ubicación de brazo</b>	<b>Estadístico Mujeres</b> p-valor	<b>Estadístico Hombres</b> p-valor	<b>Grado de Significancia</b>	<b>Muestra</b>
<b>Codo y Antebrazo</b>					

Flexión	(D)	0,029	0,038	0,05	22
	(I)	0,050	0,190	0,05	22
Pronación	(D)	0,015	0,048	0,05	22
	(I)	0,010	0,023	0,05	22
Supinación	(D)	0,200	0,041	0,05	22
	(I)	0,037	0,016	0,05	22
<b>Hombro</b>					
Flexión	(D)	0,044	0,023	0,05	22
	(I)	0,151	0,034	0,05	22
Flexión en Extensión	(D)	0,049	0,163	0,05	22
	(I)	0,045	0,047	0,05	22
Aducción	(D)	0,038	0,050	0,05	22
	(I)	0,072	0,042	0,05	22
<b>Muñeca</b>					
Desviación Radial	(D)	0,036	0,021	0,05	22
	(I)	0,048	0,044	0,05	22
Desviación Cubital	(D)	0,182	0,044	0,05	22
	(I)	0,044	0,070	0,05	22

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 18, se muestran los resultados del p-valor obtenidos después de realizar la prueba kolmogorov para las muestras, la cual se llevó a cabo con un nivel de confianza de 95% o significancia de 0,05, para determinar la existencia de diferencia significativa entre los ROM de las mujeres y de los hombres. Se obtuvo el estadístico a través del software *IBM SPSS Statistics*, y verificados en datos de excel.

Como los valores del p-valor fueron menores que el grado de significancia de 0,05 en la mayoría de los movimientos, indicando al menos la existencia de una diferencia significativa entre los ROM de las mujeres y de los hombres, se rechaza la hipótesis nula  $H_0$  y se concluye que hay evidencias suficientes para pensar que la muestra proviene de la distribución especificada, con un nivel de significación del 5%.

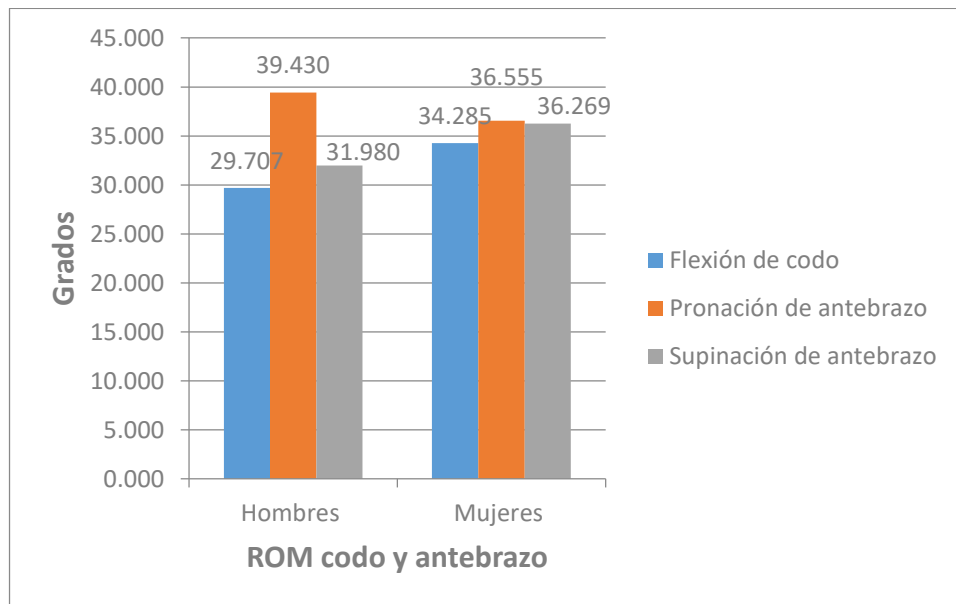
En el resto de los rangos de movimiento marcados en la tabla, no se encontró diferencia significativa, ya que los p-values arrojados en el análisis estadístico fueron mayores al nivel de significancia.

Después de la prueba, los usuarios manifestaron no sentir molestia, dolor o incomodidad con el dispositivo.



La figura 59 muestra los resultados de la etapa de ejecución. La escala de medidas de los grados de los ROM del codo y antebrazo obtenidos para los hombres y las mujeres se ilustra sobre el eje vertical, y los movimientos realizados sobre el eje horizontal.

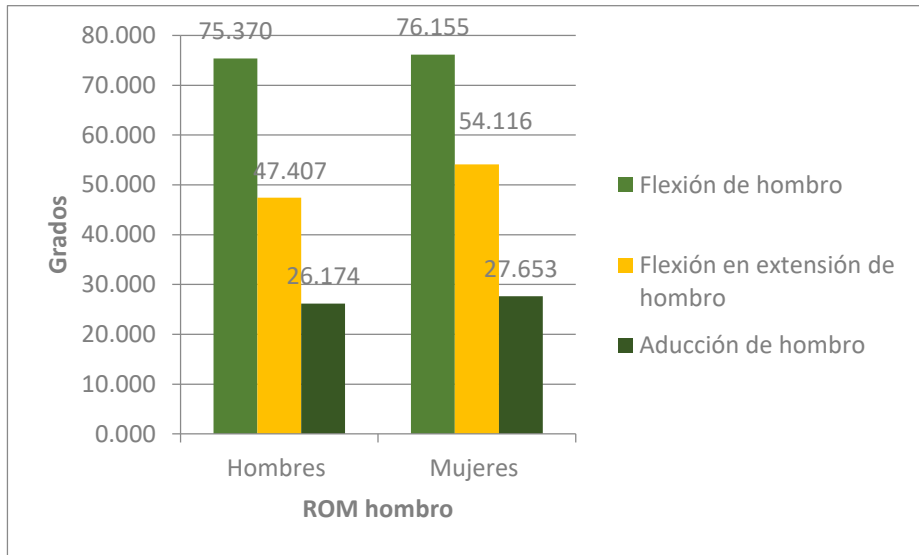
**Figura 59.** ROM codo y antebrazo



Fuente: Elaboración propia

La figura 60 ilustra el resultado de los ROM para el hombro.

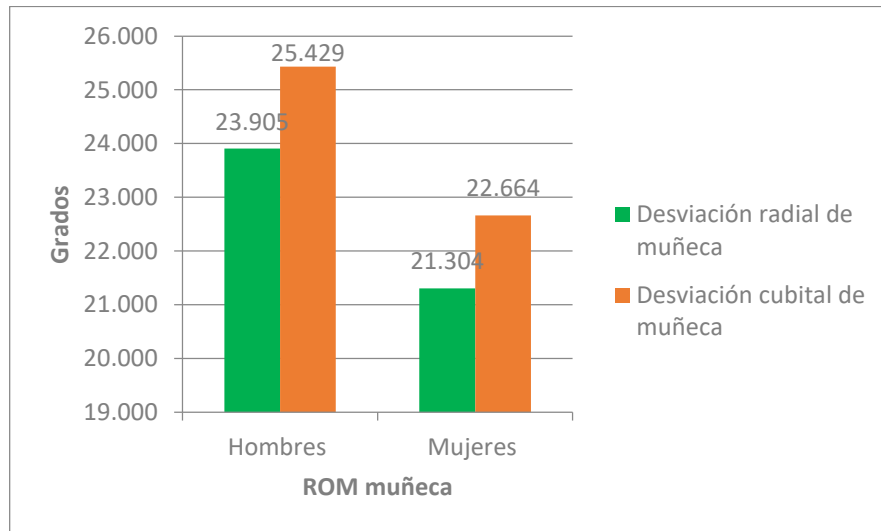
**Figura 60. ROM del Hombro**



Fuente: Elaboración propia

Y finalmente a figura 61, ilustra el resultado de los ROM de la muñeca.

**Figura 61. ROM de la Muñeca**



Fuente: Elaboración propia

Para el sistema de retroalimentación vibratoria, se les solicito a los participantes que calificaran por medio de una escala de valores entre 1 y 5 para la percepción

de la estimulación vibratoria tabla 19, donde 1 indica que no se percibe ninguna estimulación en antebrazo y mano, y 5 que percibe totalmente la estimulación generada por los actuadores de vibración.

**Tabla 19.** Calificación de la muestra al sistema de estimulación vibratoria

Usuario	Sexo	Calificación	Porcentaje %
1	Femenino	5	100
2	Femenino	4	80
3	Femenino	4,5	90
4	Femenino	5	100
5	Masculino	4	80
6	Masculino	5	100
7	Masculino	5	100
8	Femenino	4,5	90
9	Femenino	4	80
10	Femenino	3	60
11	Femenino	4	80
12	Masculino	4,5	90
13	Masculino	4	80
14	Masculino	5	100
15	Masculino	4,5	90
16	Masculino	4,5	90
17	Femenino	4	80
18	Femenino	4	80
19	Femenino	5	100
20	Masculino	5	100
21	Masculino	3	60
22	Masculino	5	100

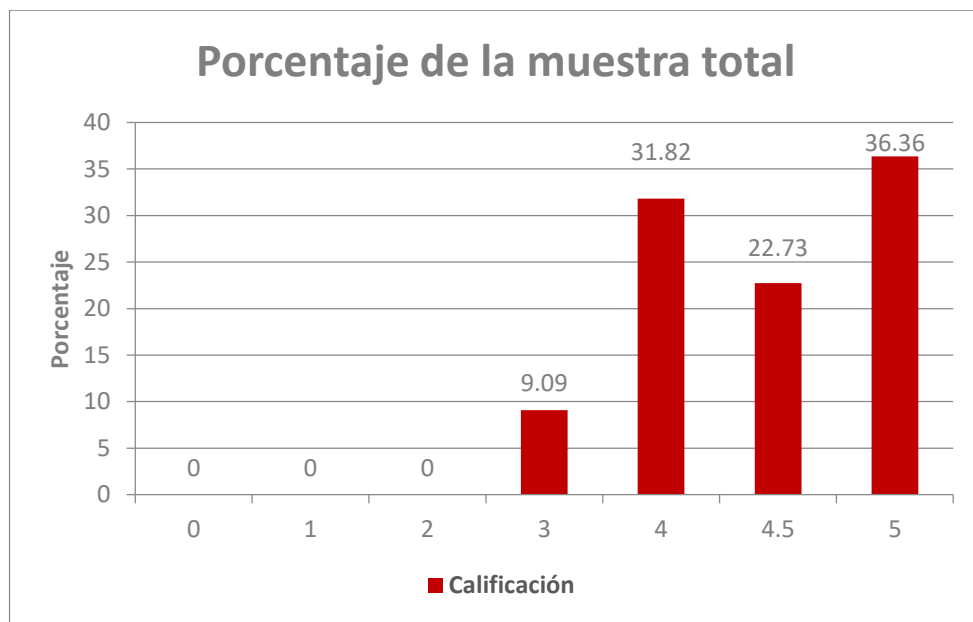
Fuente: Elaboración propia

En la figura 62, se ilustra el porcentaje total de la muestra para la calificación cuantitativa del estímulo que proporciona el sistema de vibración en los usuarios. Para lo cual 2 personas o el 9,09 % de la muestra total (22), califico que el estímulo proporcionado por la plataforma al antebrazo y mano fue de 3/5 (60%); el

31,82 % califico 4/5 (80%); el 22,73% califico 4.5/5 (90%) y finalmente el 36,36 % tuvo la calificación más alta de 5/5 (100%).

El sistema de estimulación vibratoria tuvo una calificación entre 4 y 5, equivalente al 90,91 % de la muestra total, lo cual indica que 20 de los 22 usuarios, perciben con gran magnitud la vibración de los motores, mientras que ningún usuario manifestó no sentir en absoluto la estimulación generada por parte de la plataforma.

**Figura 62.** Resultado en porcentaje de la muestra total



Fuente: Elaboración propia

## 5. CONCLUSIONES

- Tras la evaluación de los ROM de codo y antebrazo de la muestra total, se establece que se presentó mayor movilidad en brazo derecho que en izquierdo para flexión, pronación y supinación, al igual que para los ROM de las mujeres y de los hombres a excepción en supinación donde los hombres presentaron mayor movilidad en brazo izquierdo que en derecho. En general, las mujeres presentaron mayor movilidad que los hombres en flexión y supinación, mientras que los hombres presentaron mayor movilidad en pronación tanto para brazo izquierdo como para derecho.
- En la evaluación de los ROM del hombro, en la muestra total, se establece que se presentó mayor movilidad en brazo derecho que en izquierdo para flexión y flexión en extensión, por otro lado, en aducción se presentó mayor movilidad en brazo izquierdo que en derecho. Las mujeres mostraron mayor movilidad en brazo derecho que en izquierdo para flexión y flexión en extensión y mayor movilidad en brazo izquierdo que en derecho para aducción, mientras que los hombres mostraron mayor movilidad en brazo izquierdo que en derecho para flexión y aducción, y mayor movilidad en brazo derecho que en izquierdo para flexión en extensión. En general, las mujeres presentaron mayor movilidad que los hombres en todos los movimientos tanto para brazo izquierdo como para derecho a excepción de flexión en brazo izquierdo donde los hombres presentaron mayor movilidad.
- En la evaluación de los ROM de la muñeca, en la muestra total, se establece que se presentó mayor movilidad en brazo izquierdo que en derecho para desviación radial y cubital, al igual que para los ROM de las mujeres y de los hombres. En general, los hombres presentaron mayor movilidad que las mujeres para desviación radial y cubital tanto para brazo izquierdo como para derecho.
- La prueba de Kolmogorov –Smirnov se utilizó debido a que se requiere verificar si se presentan distribuciones continuas, es decir, que grado de conformidad existe entre la repartición de un conjunto de datos y la repartición teórica especificada, por lo cual se compara si los datos obtenidos provienen de una distribución específica, donde no se requiere de una gran cantidad de datos. Por lo cual, no se utilizó la prueba de Anderson –Darling con la diferencia de que se le da más peso a las diferencias existentes en los valores extremos de la repartición, arreglo o

distribución que a los valores que se encuentran en el rango medio (kolmogorov).

- Las frecuencias de vibración de los vibro motores, las cuales se encuentran entre los 90 y 200 Hz, apoyan en la rehabilitación debido a que inducen una activación cerebral y posteriormente conlleva a un mejor rendimiento neuromuscular, incrementando la fuerza y potencial mecánico, debido a la estimulación de los receptores y fibras nerviosas de la piel, los cuales responden a excitaciones que se encuentran dentro del rango de frecuencias de los motores vibradores. La población de la muestra, no manifestaron sentir molestias, dolor o inconformismo con el sistema de estimulación por vibración.

## 6. TRABAJOS FUTUROS

Desarrollar una interfaz basada en realidad virtual que pueda comunicar un videojuego serio con la plataforma para la rehabilitación en pacientes con parálisis parcial en miembro superior.

Adaptar un sistema de monitoreo de las trayectorias que permitan determinar la simetría con acelerometría o arreglo reducido de sensores.

Implementar un sistema de control que incluya el modelo cinemático del brazo y la plataforma, que contenga actuadores en fuerza, aceleración, velocidad y desplazamiento.

Evaluar el prototipo de rehabilitación con una población de mayor tamaño, tanto de hombres como de mujeres, involucrando diferentes factores como edad, sexo, miembro superior dominante en la ejecución del protocolo planteado para establecer la influencia de estos parámetros en los ejercicios aplicados para la medición de los ROM.

Comparar el sistema de apoyo en rehabilitación con otro medio de estimulación de mecanorreceptores, como por ejemplo, estimulación por ultrasonido o estimulación por dispositivos piezoeléctricos, para así establecer tiempos de reacción al momento de ejercer la movilidad.

## REFERENCIAS

- [1] A. F. Ruíz, G. E. Pérez y M. A. Ángel, «Ataque cerebrovascular isquémico: fisiopatología desde el sistema biomédico y su equivalente en la medicina tradicional china», *Revista de la facultad de medicina*, vol. 65, no. 1, pp. 137 – 44, 2016.
- [2] A. Alwan, «informe de estado global sobre enfermedades no transmisibles», *Organización Mundial de la Salud*, 2011.
- [3] D. Nichols, P. Clark, A. Zeringue, A. Greenspan, y S. Blanton, «Factores que influyen en la calidad de vida de los sobrevivientes de Accidentes Cerebro Vasculares (ACV) durante la recuperación subaguda», *ACV*, vol. 36, pp. 1480–1484, 2005.
- [4] F. D. Rose, B. M. Brooks y A. A. Rizzo, «Virtual Reality in Brain Damage Rehabilitation: Review», *Cyberpsychology & behavior*, vol. 8, no. 3, 2005.
- [5] S. Avilés, «Protocolo de intervención en personas diagnosticadas de ACV con hombro doloroso hemipléjico, a través de una actuación basada en el concepto bobath y sus repercusiones en las actividades de la vida diaria», *Universidad Miguel Hernández*, Facultad de medicina, 2015.
- [6] C. Rodríguez, F. J. Fraile, J. Pérez y P. Rivera, «Robot biocooperativo con modulación háptica para tareas de neurorehabilitación de los miembros superiores», *Revista Iberoamericana Automática e Informática*, vol. 8, no. 2, pp. 63-70, 2011.
- [7] M. E. Serrano, J. A. Forero y L. B. Méndez, «Efectos de la terapia física intensiva sobre la función motora de un niño con hemiparesia espástica», *Revista de la facultad de medicina*, vol. 64, 2016.
- [8] Departamento Administrativo Nacional de Estadística, «Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad», 2010.
- [9] Intramed, «Accidente Cerebro-Vascular», *Libros virtuales Intramed*, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=89821> [Accedido: 13-Oct-2018]
- [10] F. Hurtado, M. A. Cardenas, F. Cardenas y L. A. León, «La enfermedad del parkinson: etiología, Tratamientos y factores preventivos», *Universidad psicológica*, V. 15, no. 5, 2016.
- [11] E. Díez y B. Fuentes, «Guía para el diagnóstico y tratamiento del ictus», *Sociedad Española de neurología*, Ciencia Prous, Guías oficiales de la sociedad Española de neurología, no. 3, 2004.
- [12] E. García, A. Martín y L. García, «Trauma Raquimedular», *Medicrit revista de medicina interna y crítica*, Vol. 4, no. 3, 2007.



- [13] V. T. Laguna, «Cinesiterapia en la recuperación funcional articular de la condromalacia rotuliana del adulto. Centro de Rehabilitación Física CENREFK. Riobamba 2018», *Universidad nacional de Chimborazo*, Facultad de ciencias de la salud, 2018.
- [14] A. Sánchez y P. Castromonte «Desarrollo de una interfaz háptica con patrones de estímulos vibrotáctiles», *Universidad politécnica de Madrid*, Escuela técnica superior de ingenieros industriales, 2016.
- [15] K. Lona, Y. Porras y E. Santos, «Lesión medular: Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica», *Aspaym madrid*, no. 4, 2004.
- [16] D. Alvares, M. Anaya, J. Arango, J. Fajardo, D. Jaramillo, O. Arias, A. Gaviria, A. Arroyo, C. Becerra y W. Bedoya, «Guía de evaluación, manejo y rehabilitación del paciente con Trauma Raquimedular», *Universidad tecnológica de Pereira*, 2013.
- [17] J. Lavanderos, S. Muñoz, L. Vilches, M. Delgado, K. Cárcamo, S. Passalaqua y E. Ortega, «Traumatismo Raquimedular», *Universidad Austral de Chile*, pp. 82-90, 2008.
- [18] M. Morales, «Balance muscular del hombro: Flexo-Extensión», Universidad de granada, 2015.
- [19] L. Ayala, K. Bull, M. Salgado, G. Mejía y A. Guaderrama, «Determinación de rangos de movimiento para extremidades superiores en una muestra de Estudiantes universitarios», *Revista Ciencia Salud*, vol. 16, pp. 64-74, 2017.
- [20] G. Suarez, «Flexibilidad articular: una nueva concepción en su medición e interpretación», Universidad de Antioquia, *Instituto Universitario de Educación Física*, 2008.
- [21] O. Vivas, «Aplicaciones de la robótica al campo de la medicina», Departamento de electrónica, Instrumentación y control, *Universidad del Cauca*, 2007.
- [22] A. Rodríguez. «Sistema de rehabilitación 3d usando dispositivo háptico», departamento de computación, *Centro de investigación y de estudios avanzados del instituto politécnico nacional*, 2015.
- [23] C. Vidrios, I. Bonilla, F. Viguera and M. Mendoza, «Development of a Haptic Interface for Motor Rehabilitation Therapy using Augmented Reality», *2015 37TH annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015.
- [24] J. R. Torres, J. S. Pérez, E. Camargo y M. A. Padilla, «Dispositivo háptico vibrotáctil inalámbrico para asistencia de actividades motoras», *Visión Electrónica: algo más que un estado sólido*, *Universidad Nacional Autónoma de México*, vol. 12, no. 1, 2018.
- [25] C. Serrano, «Modelo integral para un profesional en ingeniería», *Editorial Universidad del Cauca*, 2005.

- [26] D. Escobar y O. Vivas, «Sistemas hápticos: una revisión», *Journal de ciencia e ingeniería*, vol. 10, no. 1, pp. 47-54, 2018.
- [27] P. Do, D. Homa, R. Ferguson y T. Crawford, «Haptic Concepts, Haptics Rendering and Applications», *Abdulmotaleb El Saddik*, IntechOpen, 2012.
- [28] P. A. Contreras, «Percepción Directa: El enfoque ecológico como alternativa al cognitivismo en la percepción», *Universidad de Chile*, Facultad de filosofía y humanidades, departamento de filosofía, 2012.
- [29] Y. E. Otaña, M. F. Piamba y O. A. Vivas, «Diseño y construcción de una interfaz háptica de seis grados de libertad», *Tecnura*, Universidad distrital Francisco José de Caldas, vol. 21, no. 54, pp. 33-40, 2017.
- [30] L. González, «Visión global sobre tecnología háptica», *Universidad Rey Juan Carlos*, 2015.
- [31] B. A. Robles, M. E. Sáenz y L. Torres, «Estudios de antropología biológica», *Universidad nacional autónoma de México*, Instituto de investigaciones antropológicas, Instituto nacional de antropología e historia, Asociación Mexicana de antropología biológica, 2016.
- [32] Organización Mundial de la Salud, «Lesiones de la médula espinal: perspectivas internacionales», Sociedad Internacional de la Médula Espinal (ISCOS), Investigación Parapléjica Suiza (SPF), *Organización Mundial de la Salud*, 2013.
- [33] Fundación Christopher y Dana Reeve, «Lesiones de la Médula Espinal: Información para personas con lesiones recientes», *centro de recursos para la parálisis*, 2008.
- [34] S. Moreno, «Trauma Raquimedular», Coordinador Grupo de Trabajo Estudiantil en Morfología, *Universidad Nacional de Colombia*, Vol. 7, no. 1, 2015.
- [35] Medspine clínica, «Dermatomas y miotomas», *Centro de investigación y tratamiento del dolor de espalda*, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.medspine.es/dermatomas/> [Accedido: 12-may-2019]
- [36] V. Toribio y A. López, «Introducción a la Háptica. Nuevos dispositivos de entrada y salida», Escuela de Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones, especialidad Telemática, *universidad politécnica de Catalunya*, 2015.
- [37] L. E. Daza, «Estudio de la resonancia estocástica en el sistema táctil humano», facultad de ciencias físicas y matemáticas, departamento de ingeniería eléctrica, *universidad de chile*, 2006.
- [38] S. Fox, «Fisiología humana», *McGRAW-HILL interamericana editores, s. a. de c. v de Mexico*, décimo tercera edición, pp. 267-278, 2014.
- [39] T. D. Sáez, «Relación entre procesos mentales y sentido háptico: emociones y recuerdos mediante el análisis empírico de texturas», *Universidad autónoma de Barcelona*, Facultad de psicología, 2012.

- [40] M. A. Doñu, «Reductor de Velocidad», Instituto politécnico nacional, Unidad profesional Azcapotzalco, *Escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica UPA*, 2008.
- [41] G. M. Michilena y J. A. Escobar, «Diseño, construcción e implementación de un sistema electrónico de ayuda en el manejo para personas con capacidades especiales (paraplejía) », *Universidad técnica del norte ecuador*, 2018.
- [42] J. I. Palomeque y D. S. Lozada, «Diseño e implementación de un sistema de adquisición de datos usando el kit de sensores sunfounder, mediante el uso del hardware lattepanda y arduino con interfase gráfica desarrollada en labview», *Universidad Politécnica Salesiana*, 2018.
- [43] A. Restrepo, «Análisis Vibracional De Moto vibradores», Departamento de ingeniería mecánica, *Universidad EAFIT*, 2006.
- [44] F. J. Hernández, «Movimiento automatizado en tres dimensiones para aplicación de tratamientos en cultivos», *Universidad autónoma de México*, 2015.
- [45] Immersion, «Haptics in Touch Screen Hand-Held Devices», *Immersion Corporation*, 2017.
- [46] Boréas Technologies, «What's is high – definition (HD) haptic feedback? », 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.boreas.ca/blogs/piezo-haptics/what-is-high-definition-hd-haptic-feedback>. [Accedido: 15-nov-2019]
- [47] Precision Microdrives, «Integration guide: Haptic Feedback & Vibration Alerting for Handheld Products». [En línea]. Disponible en: [https://www.precisionmicrodrives.com/wp-content/uploads/2016/01/haptic-feedback-vibration-alerting-for-handheld-products\\_0.pdf](https://www.precisionmicrodrives.com/wp-content/uploads/2016/01/haptic-feedback-vibration-alerting-for-handheld-products_0.pdf). [Accedido: 15-nov-2019]
- [48] Precision Microdrives, «Eccentric rotating mass vibration motors - ERMs». [En línea]. Disponible en: <https://www.precisionmicrodrives.com/vibration-motors/eccentric-rotating-mass-vibration-motors-erms/> [Accedido: 15-nov-2019]
- [49] Pololu Robotics & Electronics, «30:1 Metal Gearmotor 37Dx52L mm 12V (spur pinion) ». [En línea]. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/1103>. [Accedido: 05-dic-2019]
- [50] R. A. Adrianzen y G. Puma, «Diseño y desarrollo de un sistema portable de proximidad para invidentes que permite el uso de ambas manos», Facultad de ingeniería, *Universidad tecnológica del Perú*, 2019.
- [51] R. Cosar, «NTP 242: Ergonomía: análisis ergonómico de los espacios de trabajo en oficinas», Instituto nacional de seguridad e higiene en el trabajo, *Ministerio de trabajo y asuntos sociales España*, 1997.
- [52] ISO 14971:2019, «Risk Management for Medical Devices», British Standards Institution (BSI), [En línea]. Disponible en: <https://www.bsigroup.com/globalassets/meddev/localfiles/it-it/webinars/bsi-md-risk-management-for-medical-devices-webinar-131119-uk-en.pdf> [Accedido: 15-dic-2019]

- [53] G. M. Cruz, A. H. Vilchis, L.A. Zúñiga, A. I. Hernández y J.C. Ávila, «Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior», Universidad autónoma del estado me México, *Revista Mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 39, no. 1, pp. 81-94, 2018.
- [54] J.C Fraile, J. Pérez, E. Baeyens, P. Viñas, R. Alonso, A. Cuadrado, M. Franco, E. Parra, L. Ayuso, F. García, F. Nieto and L. Laurentiu, «E2Rebot: A robotic platform for upper limb rehabilitation in patients with neuromotor disability», *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 8, pp. 1-13, 2016.
- [55] R. C. Loureiro, W. Harwin and C. Collin, «Robot aided therapy: challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation», *Department of Cybernetics*, The University of Reading, 2004.
- [56] D. A. Tibaduiza, N. Chio, J. Grosso y M. Anaya, «Diseño de un exoesqueleto mecatrónico de brazo basado en screws y robots Paralelos», 2009. [En línea]. Disponible en:  
[https://www.researchgate.net/publication/258265933\\_Disenio\\_de\\_un\\_exoesqueleto\\_mecatronico\\_de\\_brazo\\_basado\\_en\\_screws\\_y\\_robots\\_paralelos](https://www.researchgate.net/publication/258265933_Disenio_de_un_exoesqueleto_mecatronico_de_brazo_basado_en_screws_y_robots_paralelos) [Accedido: 15-dic-2019]
- [57] R. Adams, M. Moreyra and B. Hannaford, “EXCALIBUR, a three-axis force display”, *Department of Electrical Engineering University of Washington, Haptic Technologies Inc*, 1999
- [58] SANDVIK coromant, «Guía de aplicación: Roscado, torneado y fresado de roscas», [En línea]. Disponible en:  
[https://www.researchgate.net/publication/258265933\\_Disenio\\_de\\_un\\_exoesqueleto\\_mecatronico\\_de\\_brazo\\_basado\\_en\\_screws\\_y\\_robots\\_paralelos](https://www.researchgate.net/publication/258265933_Disenio_de_un_exoesqueleto_mecatronico_de_brazo_basado_en_screws_y_robots_paralelos) [Accedido: 15-dic-2019]
- [59] B. S. Rodríguez, «Formulación y caracterización de espumas fenólicas tipo resol reforzadas con lignosulfonato cálcico y con partículas de pinus radiata», facultad de ciencias químicas, *universidad complutense de Madrid*, 2013.
- [60] ISO 13485, «Certificación de sistemas de gestión de la calidad (SGC) para dispositivos medicos», *British standars institution*, 2016. [En línea]. Disponible en:  
[https://www.bsigroup.com/globalassets/LocalFiles/es-MX/ISO%2013485/QMS%20ISO13485\\_Print.pdf](https://www.bsigroup.com/globalassets/LocalFiles/es-MX/ISO%2013485/QMS%20ISO13485_Print.pdf) [Accedido: 16-dic-2019]
- [61] C. H. Taboada, “Goniometría una herramienta para la evaluación de incapacidades laborales”, *Asociart ART*, centros médicos Asociart, 2007.
- [62] L. Ferreira, «Clasificación del sobrepeso y la obesidad», *Complejo Hospitalario Universitario (CHU) Juan Canalejo A Coruña*, [En línea]. Disponible en:  
<https://meiga.info/Escalas/Obesidad.pdf> [Accedido: 16-dic-2019]
- [63] C. A. Huaylla, «Bondad de ajuste: Una revisión de algunos métodos existentes», Facultad de ciencias exactas y naturales, *Universidad de Buenos Aires*, 2015.

## ANEXOS

**Anexo 1.** Tabla de valores de los ROM para codo y antebrazo en mujeres

<b>Derecha Mujeres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Pronación <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Supinación <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Codo y Antebrazo</b>			
1	34,900	38,7	37,8
2	33,460	37,8	35,4
3	34,846	37,2	35,4
4	35,519	33,3	37,1
5	35,972	37,3	39,4
6	34,794	37,2	38,0
7	34,495	39,4	36,0
8	34,273	38,9	38,4
9	35,647	38,6	36,9
10	34,845	39,4	39,7
11	30,444	37,5	36,2
<b>Media</b>	<b>34,472</b>	<b>37,755</b>	<b>37,295</b>
<b>Izquierda Mujeres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Pronación <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Supinación <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Codo y Antebrazo</b>			
1	32,7	36,4	36,2
2	34,6	37,1	35,0
3	34,7	36,0	30,1
4	35,6	37,8	34,5
5	30,0	34,4	37,2
6	35,5	36,4	36,1
7	34,2	30,1	35,7
8	34,7	36,0	36,3
9	33,3	35,7	34,8
10	34,3	36,2	36,8
11	35,5	32,8	34,9

<b>Media</b>	<b>34,099</b>	<b>35,355</b>	<b>35,243</b>
--------------	---------------	---------------	---------------

**Anexo 2.** Tabla de valores de los ROM del Hombro en mujeres

<b>Derecha Mujeres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Flexión en Extensión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Aducción <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Hombro</b>			
1	79,3	54,1	29,8
2	78,9	56,5	29,7
3	79,4	50,4	27,7
4	80,0	55,8	29,7
5	78,6	57,0	23,4
6	74,8	56,6	26,7
7	80,3	56,8	22,3
8	75,6	53,3	27,8
9	76,3	56,7	29,4
10	79,5	54,1	27,7
11	74,8	55,9	28,3
<b>Media</b>	<b>77,955</b>	<b>55,200</b>	<b>27,486</b>
<b>Hombro</b>			
<b>Izquierda Mujeres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Flexión en Extensión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Aducción <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Hombro</b>			
1	77,5	52,3	28,9
2	72,1	51,5	27,1
3	71,9	52,9	28,5
4	76,3	52,4	28,8
5	75,5	52,2	28,9
6	70,1	53,6	28,8
7	72,1	54,0	27,8
8	70,5	52,7	23,6
9	74,9	52,0	27,2
10	78,7	57,8	28,0
11	78,3	51,8	28,4
<b>Media</b>	<b>74,355</b>	<b>53,032</b>	<b>27,820</b>

**Anexo 3.** Tabla de valores de los ROM de la muñeca en mujeres

<b>Derecha Mujeres</b>	<b>Desviación Radial <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Desviación Cubital <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Muñeca</b>		
1	21,9	23,8
2	17,3	19,1
3	21,5	22,5
4	22,9	21,2
5	21,2	23,5
6	16,5	23,4
7	23,0	19,7
8	22,1	21,9
9	21,5	23,1
10	20,4	23,3
11	22,9	22,7
<b>Media</b>	<b>21,027</b>	<b>22,200</b>

<b>Izquierda Mujeres</b>	<b>Desviación Radial <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Desviación Cubital <math>\mu</math> (grados)</b>
<b>Muñeca</b>		
1	19,8	24,7
2	24,0	19,2
3	19,4	24,5
4	20,7	23,0
5	19,8	23,6
6	19,8	19,5
7	19,4	24,0
8	24,0	23,3
9	24,4	23,9
10	24,0	22,8
11	22,1	25,9
<b>Media</b>	<b>21,582</b>	<b>23,127</b>

**Anexo 4.** Tabla de valores de los ROM de codo y antebrazo en hombres

<b>Derecha Hombres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Pronación <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Supinación <math>\mu</math> (grados)</b>
	<b>Codo y Antebrazo</b>		
1	29,1	40,4	31,8
2	30,1	40,2	32,1
3	30,2	40,1	31,8
4	30,3	39,8	32,2
5	30,1	39,0	32,1
6	29,8	40,0	31,5
7	28,8	40,1	31,9
8	30,0	38,8	32,3
9	29,9	39,0	31,8
10	30,0	40,0	30,6
11	30,3	39,1	31,3
<b>Media</b>	<b>29,867</b>	<b>39,696</b>	<b>31,765</b>
<b>Izquierda Hombres</b>	<b>Flexión <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Pronación <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Supinación <math>\mu</math> (grados)</b>
	<b>Codo y Antebrazo</b>		
1	30,5	39,4	32,1
2	29,3	39,2	35,0
3	30,2	38,8	32,3
4	30,8	39,4	31,8
5	30,6	39,2	31,8
6	30,2	39,2	31,6
7	28,4	39,7	32,3
8	29,0	39,5	32,8
9	29,2	39,6	30,2
10	28,2	38,5	32,2
11	28,6	38,1	32,0
<b>Media</b>	<b>29,548</b>	<b>39,163</b>	<b>32,194</b>



**Anexo 5.** Tabla de valores de los ROM del hombro en hombres

<b>Derecha Hombres</b>	<b>Flexión μ (grados)</b>	<b>Flexión en Extensión μ (grados)</b>	<b>Aducción μ (grados)</b>
<b>Hombro</b>			
1	73,3	49,1	26,8
2	74,8	46,0	25,0
3	75,1	49,5	24,9
4	75,7	48,1	24,9
5	74,8	46,9	25,1
6	73,4	47,9	25,0
7	74,9	48,8	25,9
8	73,1	48,2	26,0
9	74,9	49,0	24,8
10	74,0	47,9	28,3
11	75,4	48,4	25,8
<b>Media</b>	<b>74,489</b>	<b>48,168</b>	<b>25,684</b>
<b>Hombro</b>			
<b>Hombro</b>			
<b>Izquierda Hombres</b>	<b>Flexión μ (grados)</b>	<b>Flexión en Extensión μ (grados)</b>	<b>Aducción μ (grados)</b>
<b>Hombro</b>			
1	76,2	48,8	29,2
2	76,6	47,0	28,0
3	77,1	46,8	27,9
4	77,0	48,2	25,2
5	76,0	47,6	28,6
6	76,2	41,4	22,2
7	76,5	48,5	27,9
8	76,0	46,1	23,5
9	74,6	47,4	26,2
10	76,6	43,6	26,5

11	76,0	47,8	28,1
<b>Media</b>	<b>76,251</b>	<b>46,647</b>	<b>26,664</b>

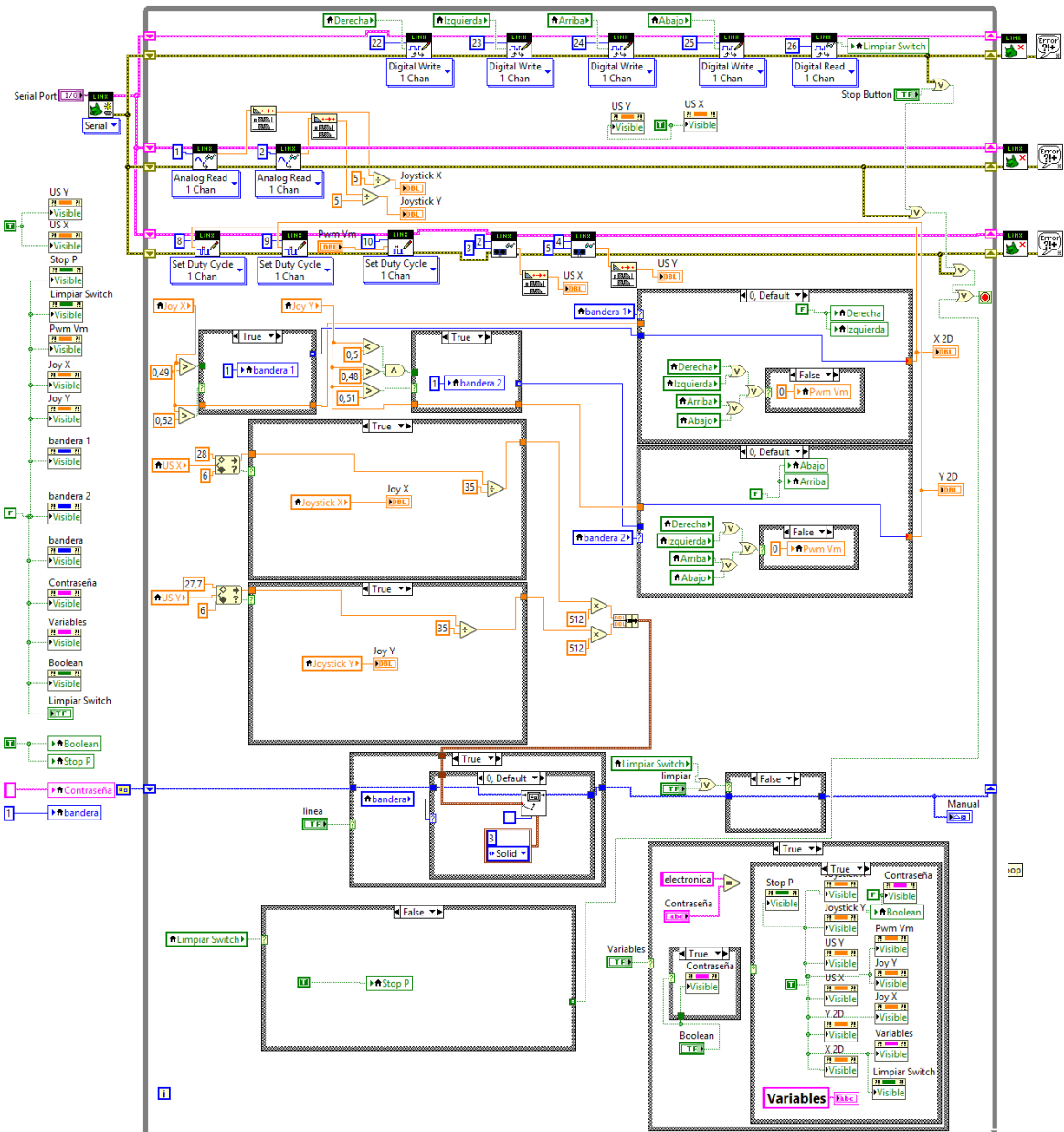
**Anexo 6.** Tabla de valores de los ROM de la muñeca en hombres

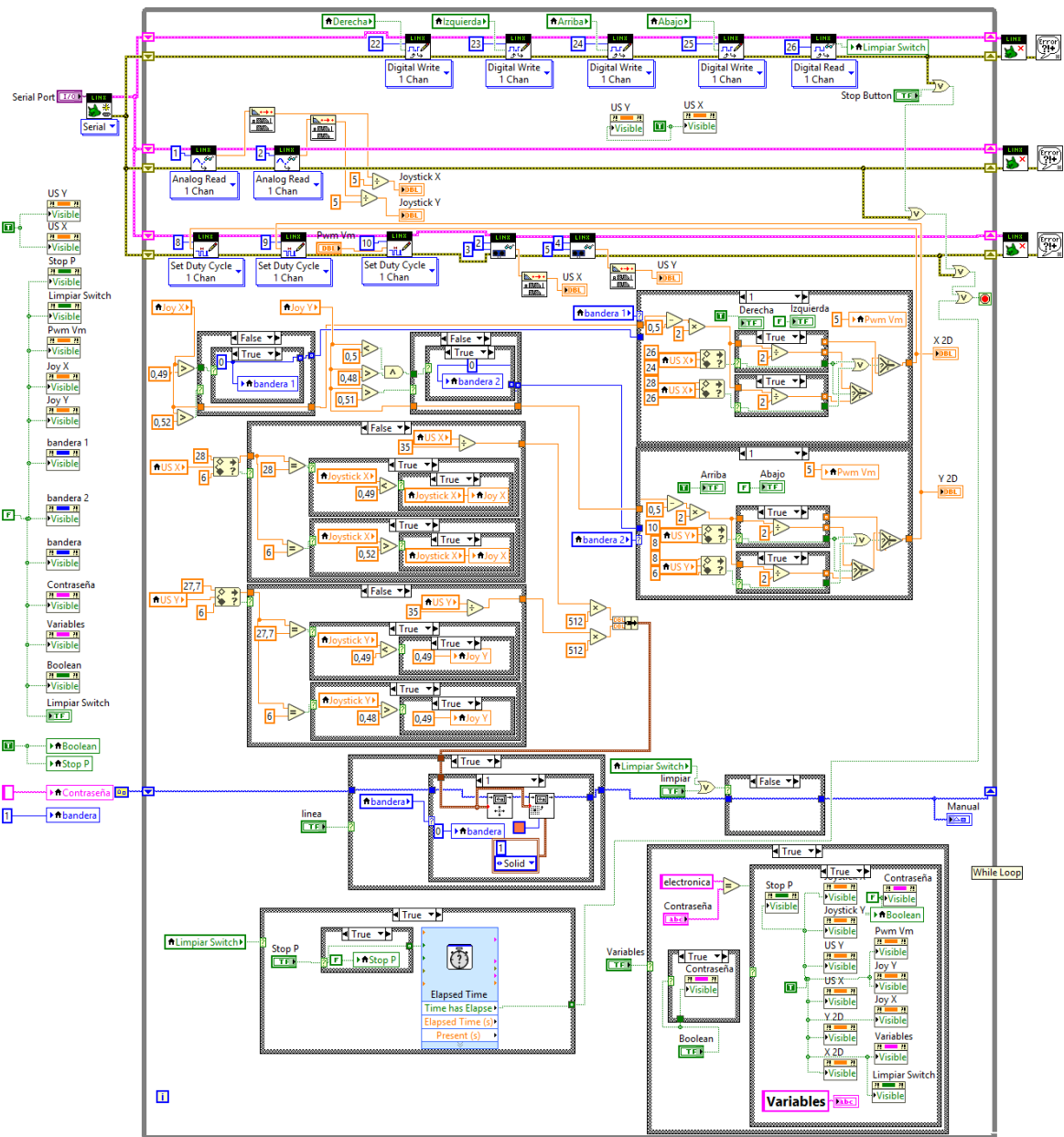
<b>Derecha Hombres</b>	<b>Desviación Radial <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Desviación Cubital <math>\mu</math> (grados)</b>
	<b>Muñeca</b>	
1	23	25
2	23,0	24,9
3	24,0	25,0
4	23,1	23,3
5	22,9	24,9
6	22,3	25,4
7	23,9	25,9
8	23,1	25,1
9	22,7	24,4
10	22,9	24,2
11	23,9	22,8
<b>Media</b>	<b>23,165</b>	<b>24,626</b>

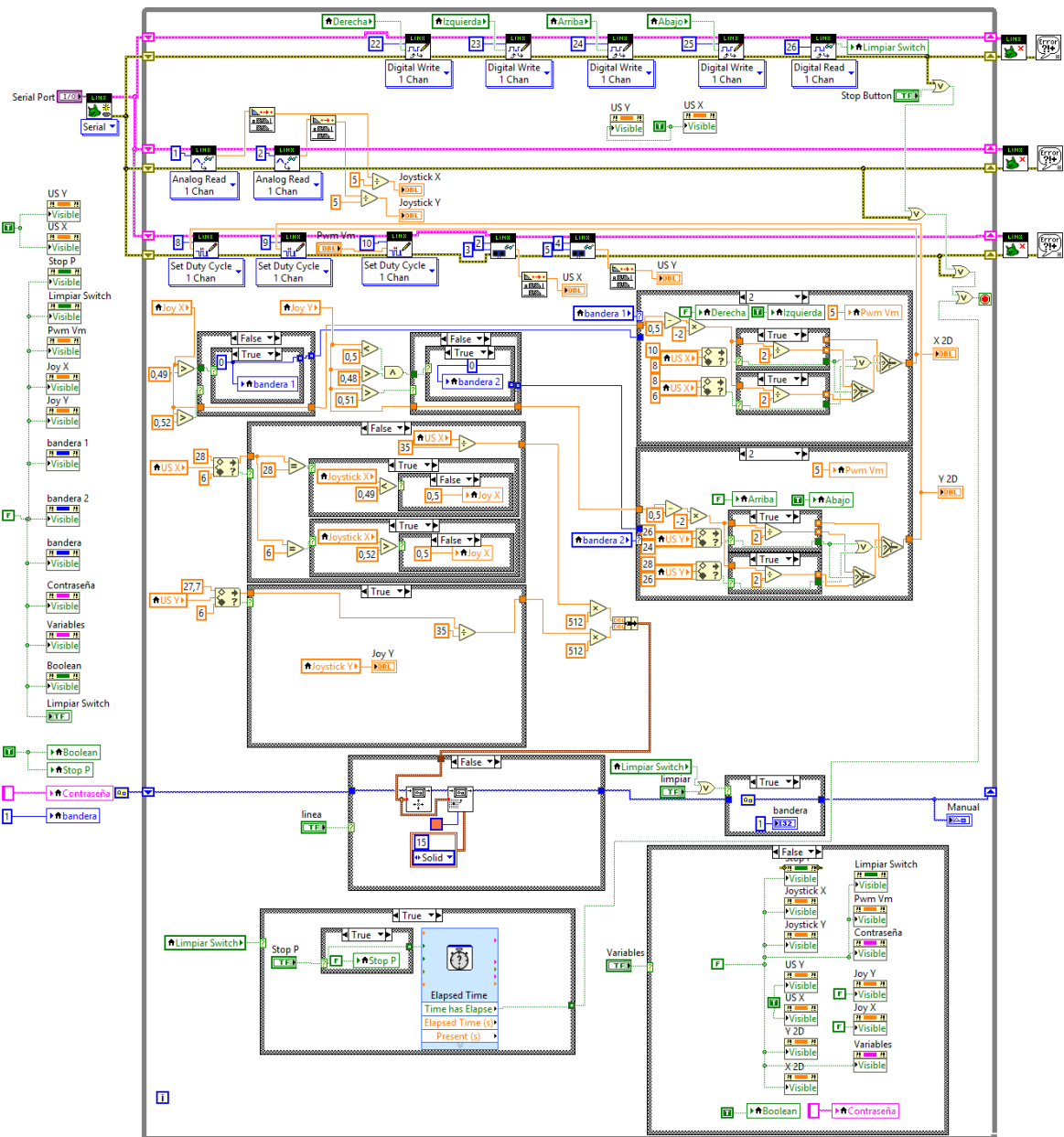
<b>Izquierda Hombres</b>	<b>Desviación Radial <math>\mu</math> (grados)</b>	<b>Desviación Cubital <math>\mu</math> (grados)</b>
	<b>Muñeca</b>	
1	24,8	26,1
2	25,8	25,6
3	24,4	25,4
4	23,4	27,4
5	24,5	28,0
6	23,6	21,0
7	24,7	26,5
8	23,8	26,3
9	24,6	27,4

10	24,7	27,1
11	26,8	27,8
<b>Media</b>	<b>24,645</b>	<b>26,232</b>

## Anexo 7. Código labview para el control manual

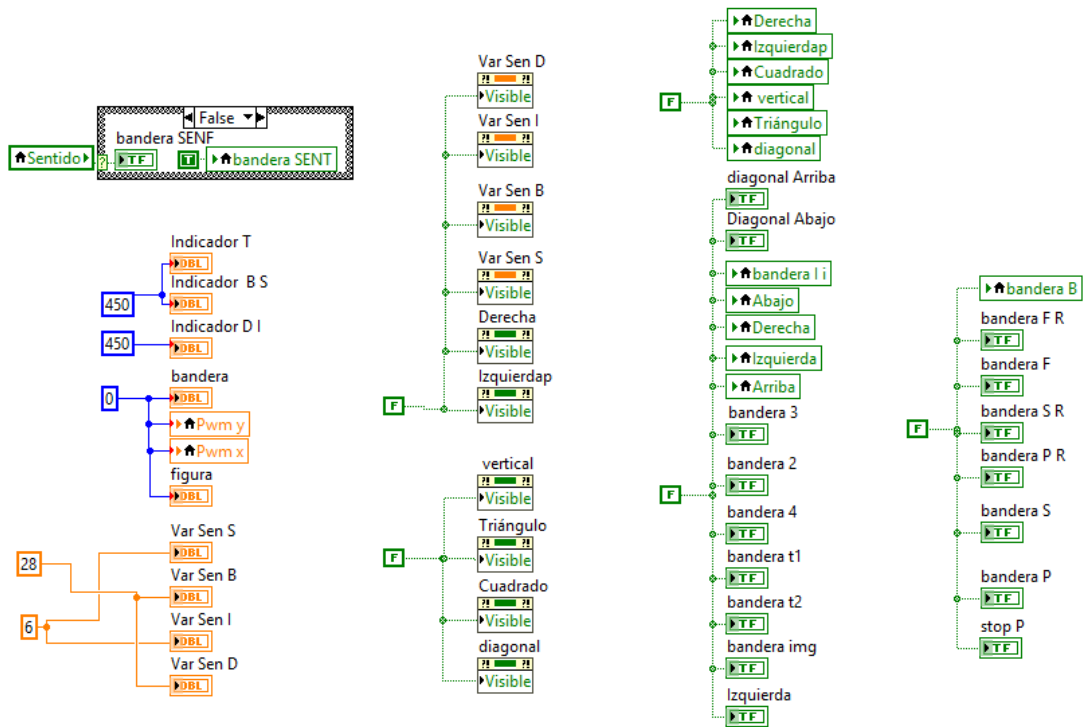




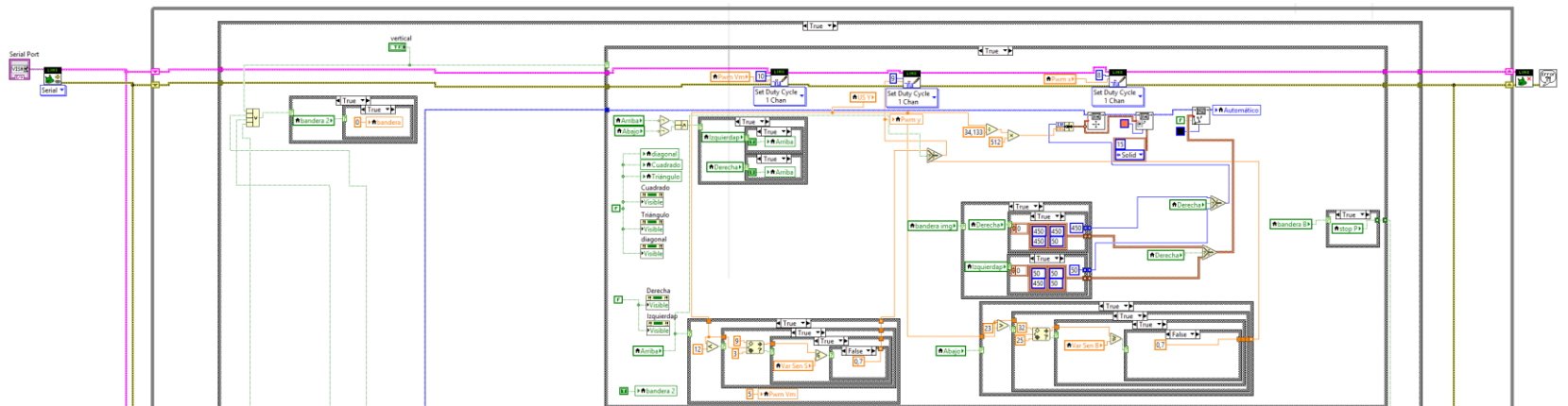
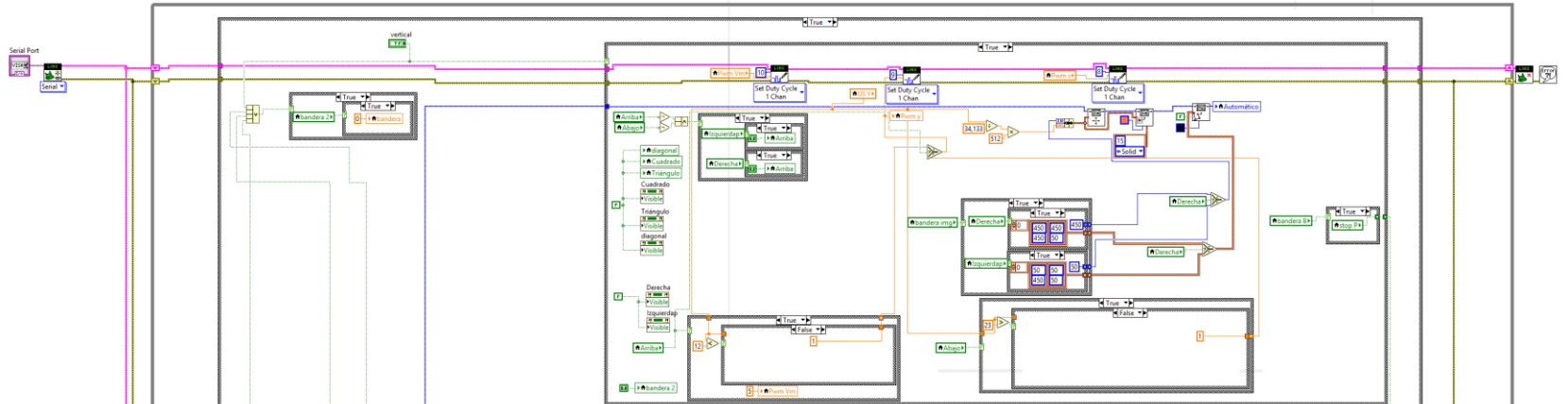


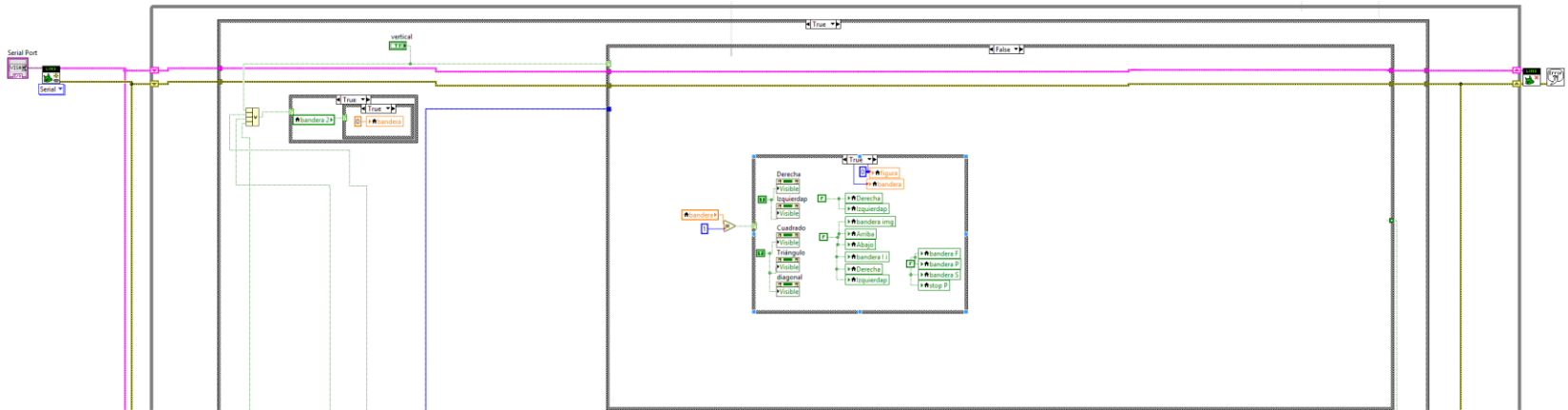
## Anexo 8. Código labview para el control automático

### Variables



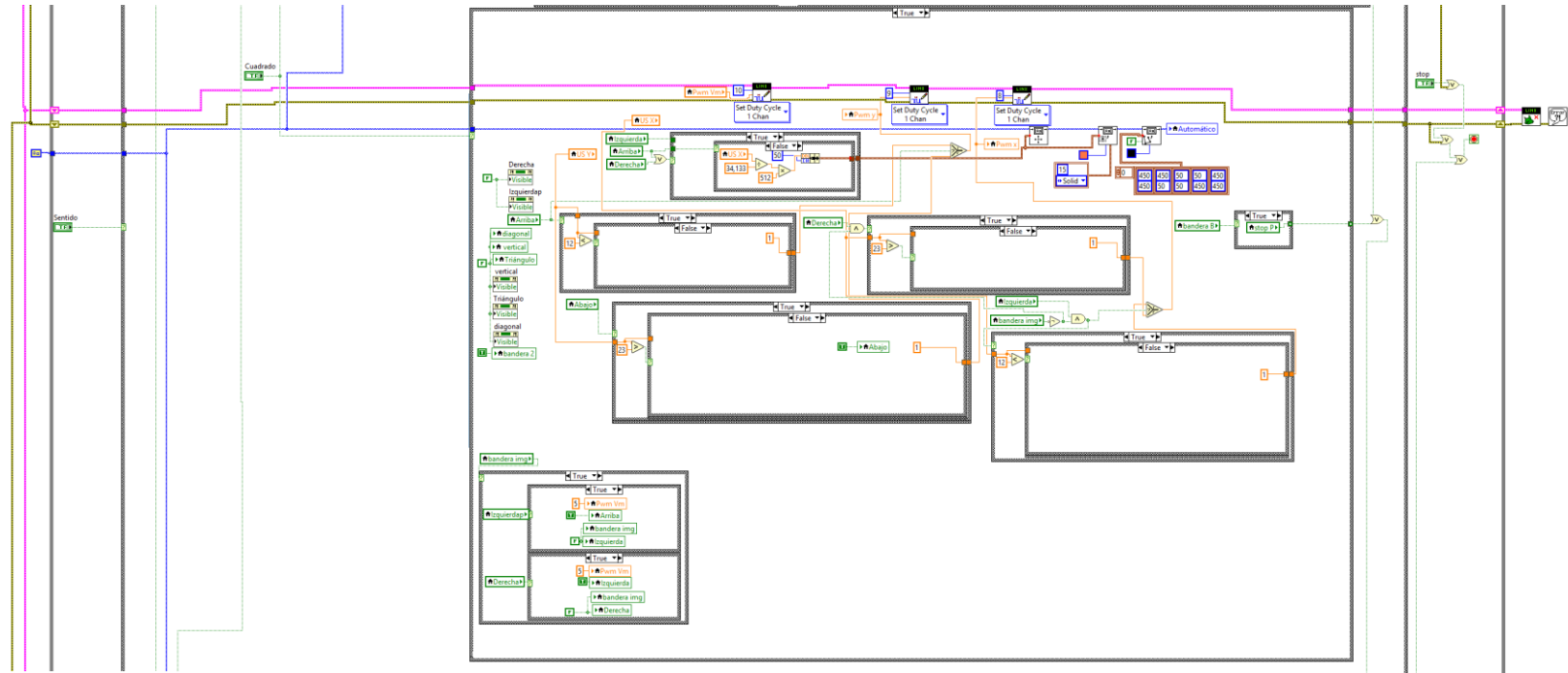
# Línea Recta

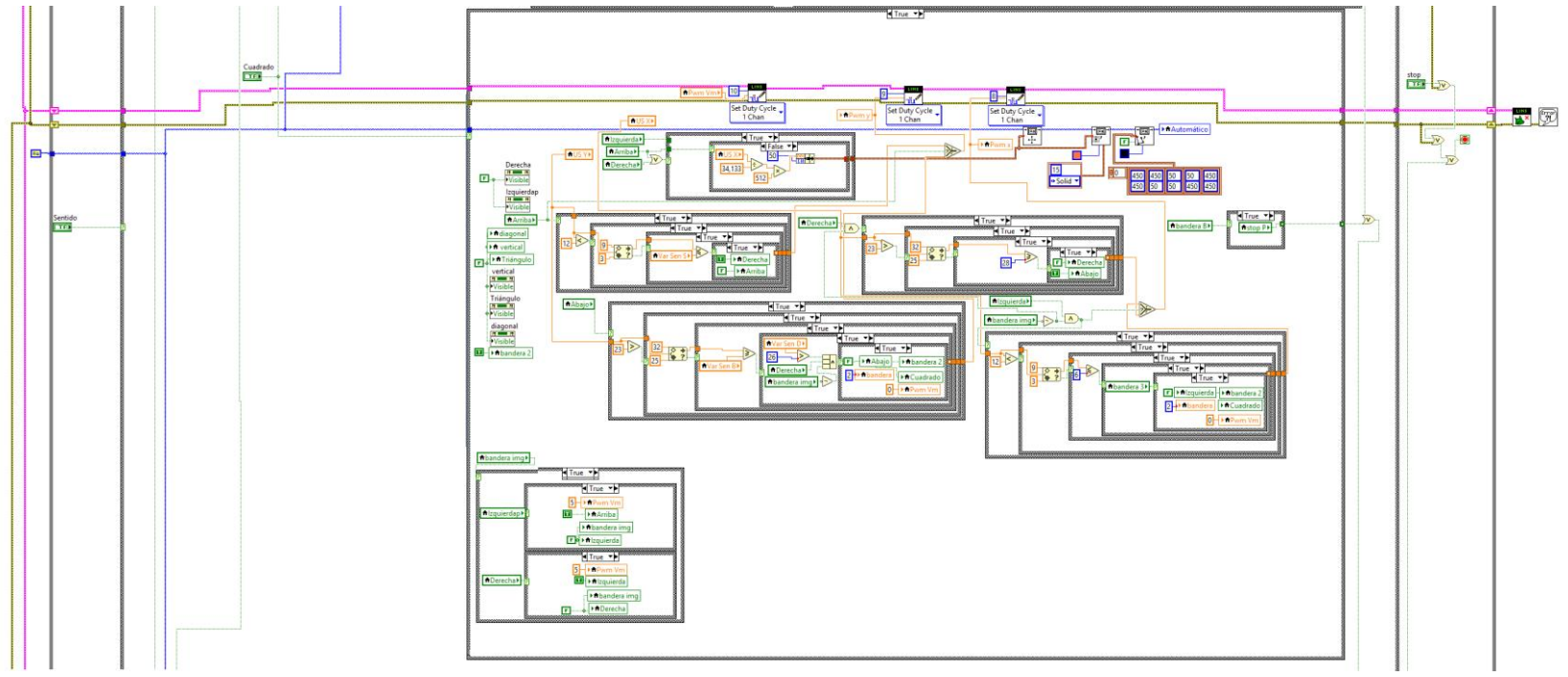


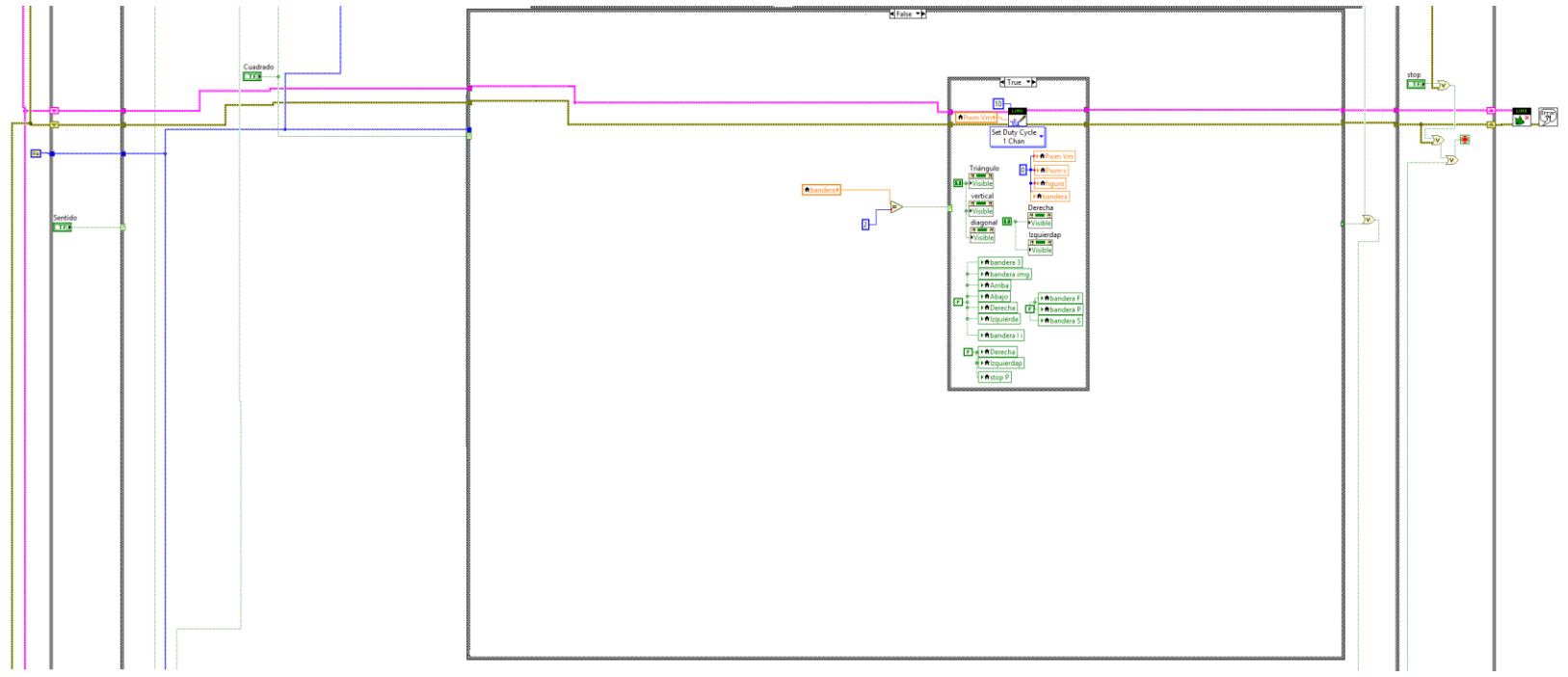




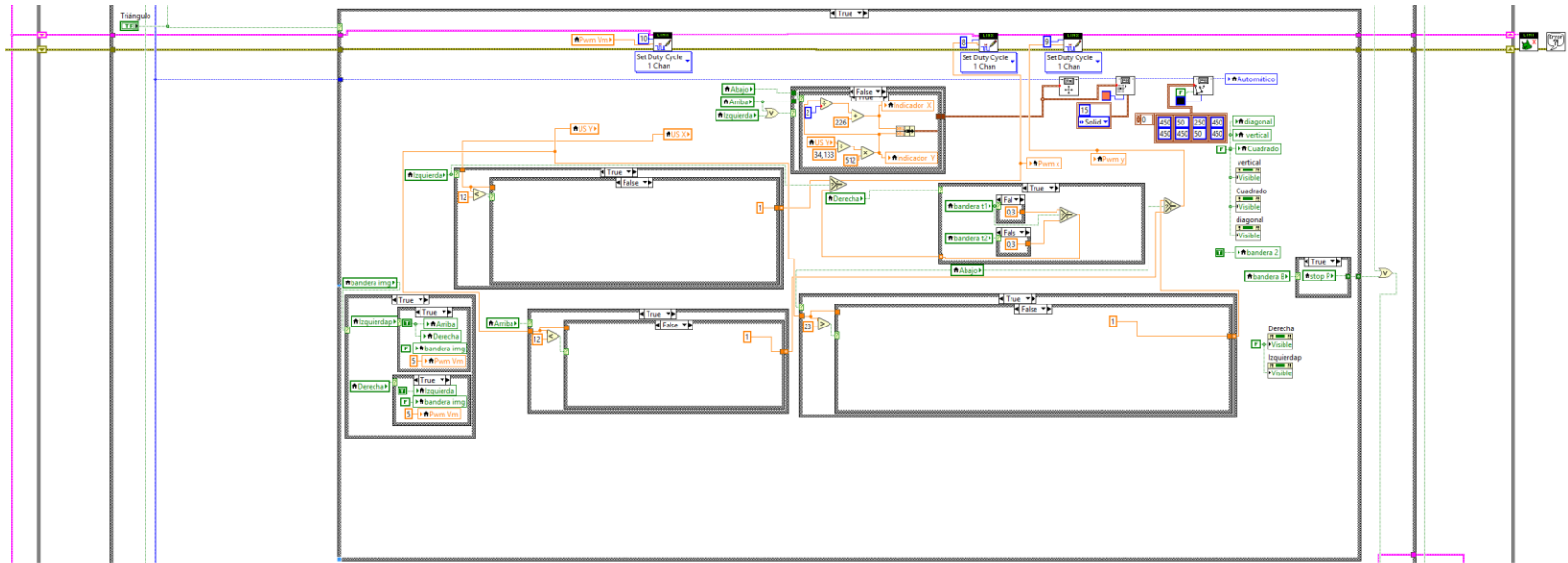
# Cuadrado

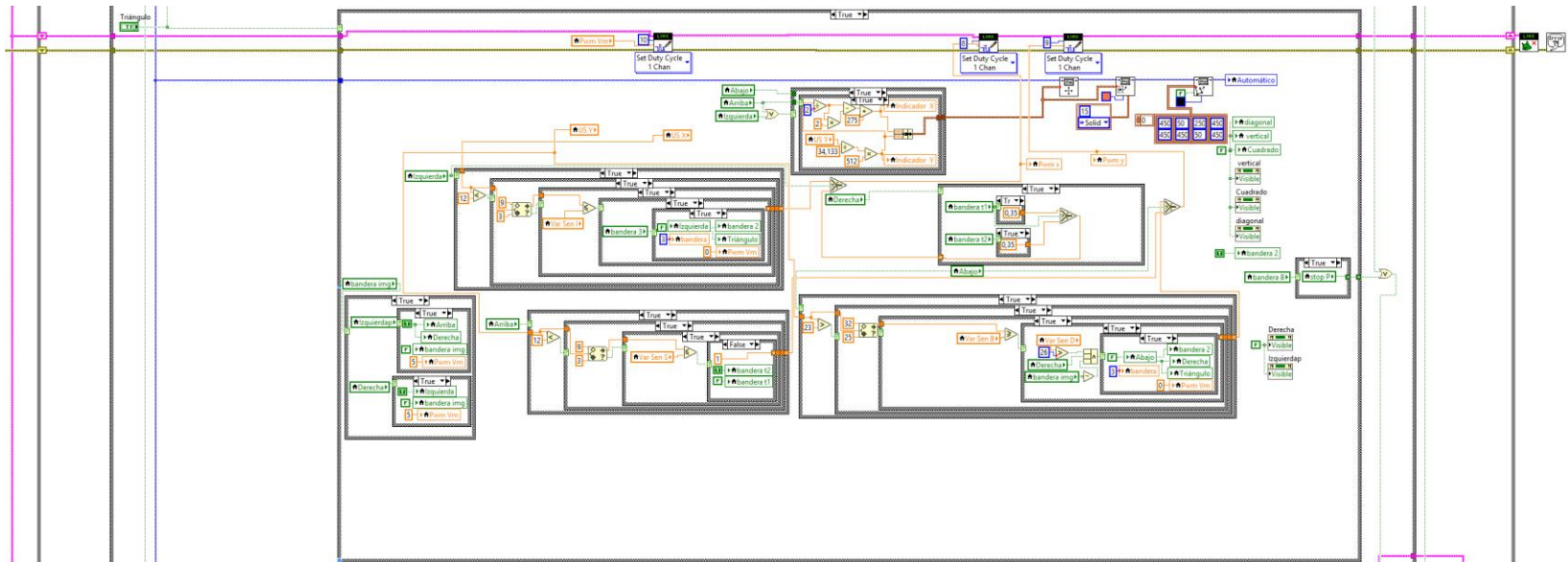


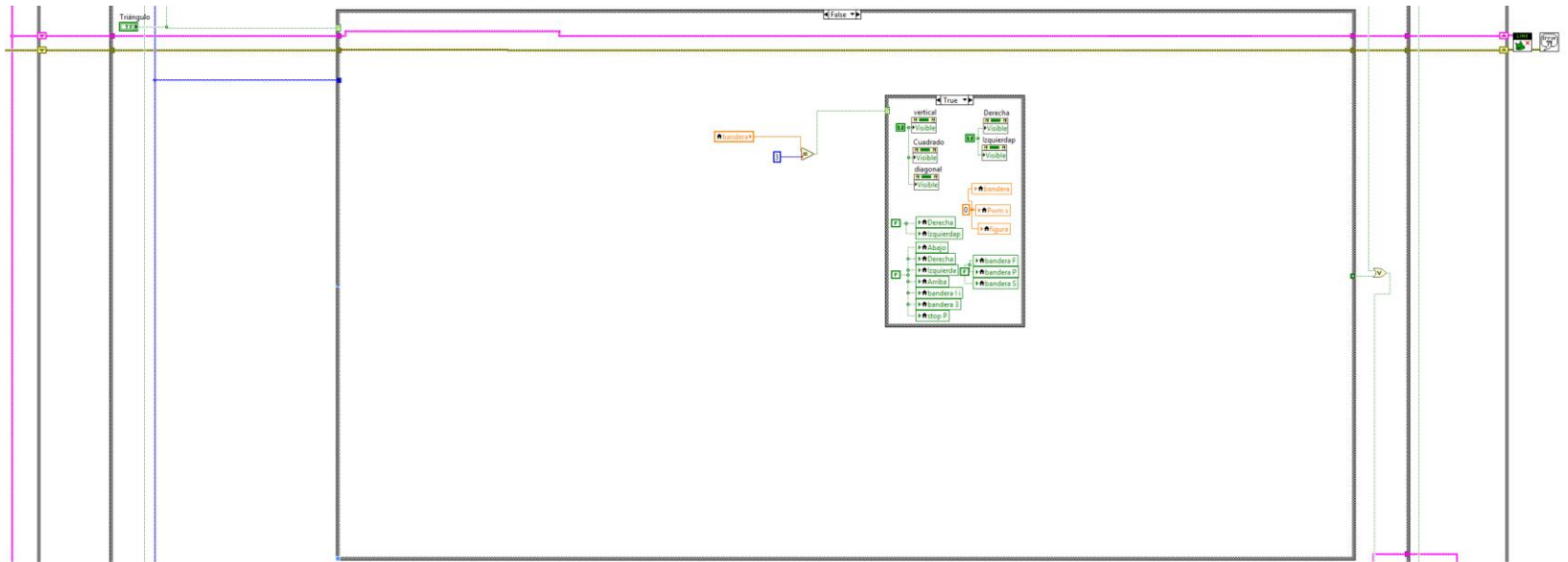




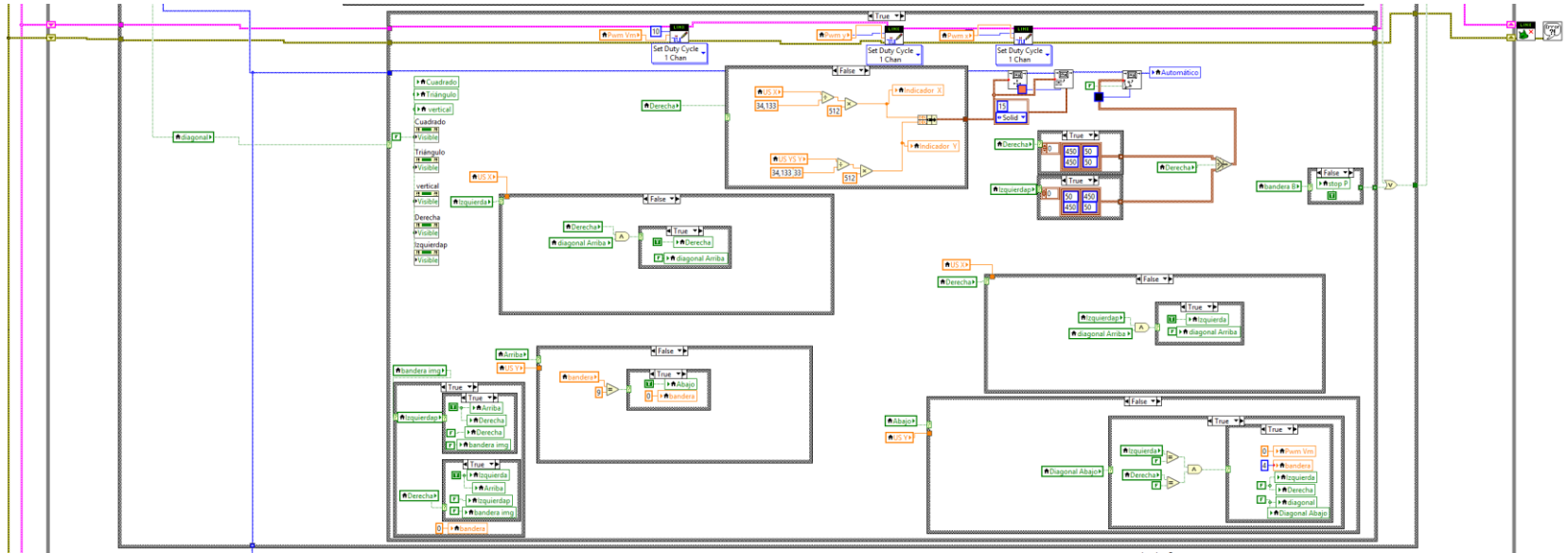
# Triangulo

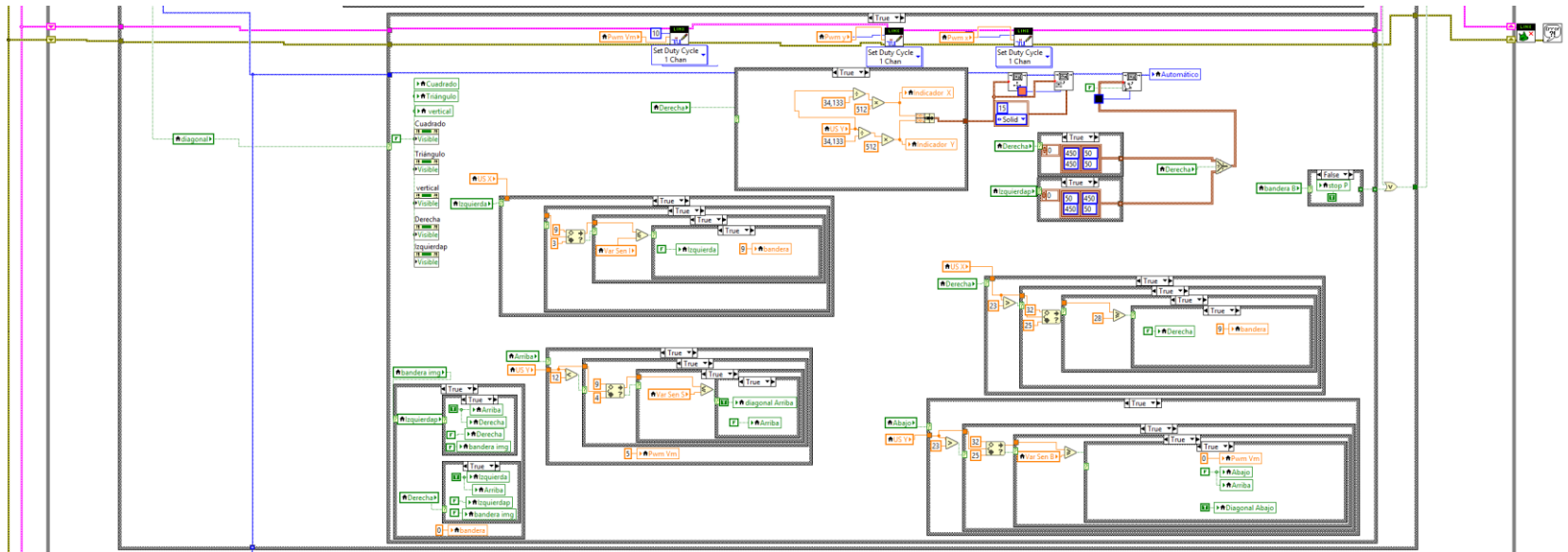




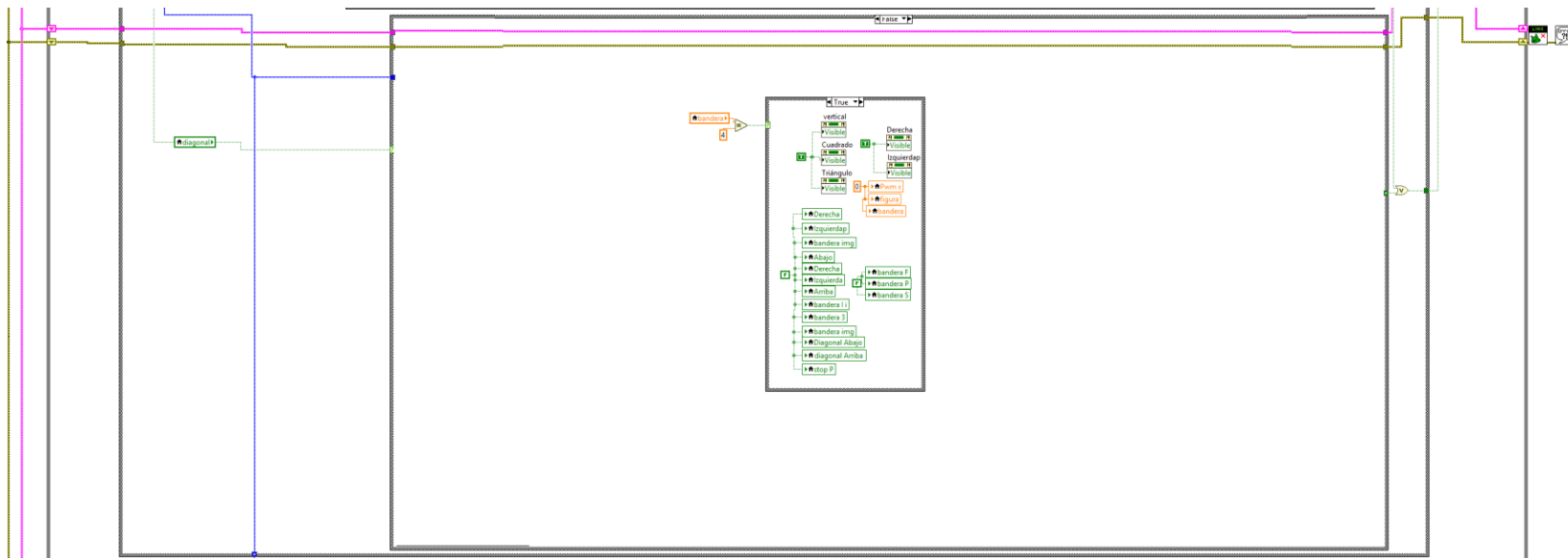


# Diagonal

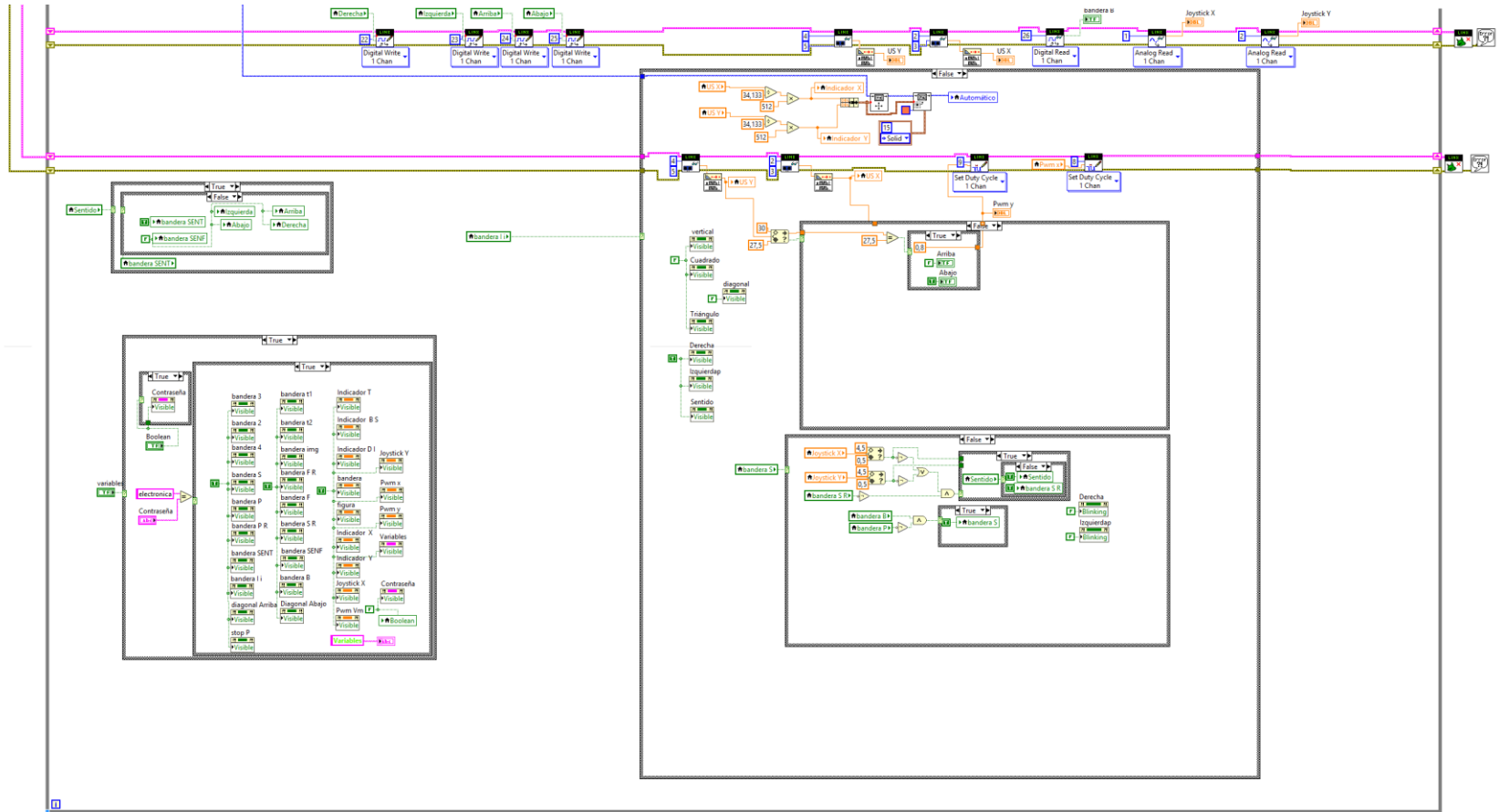


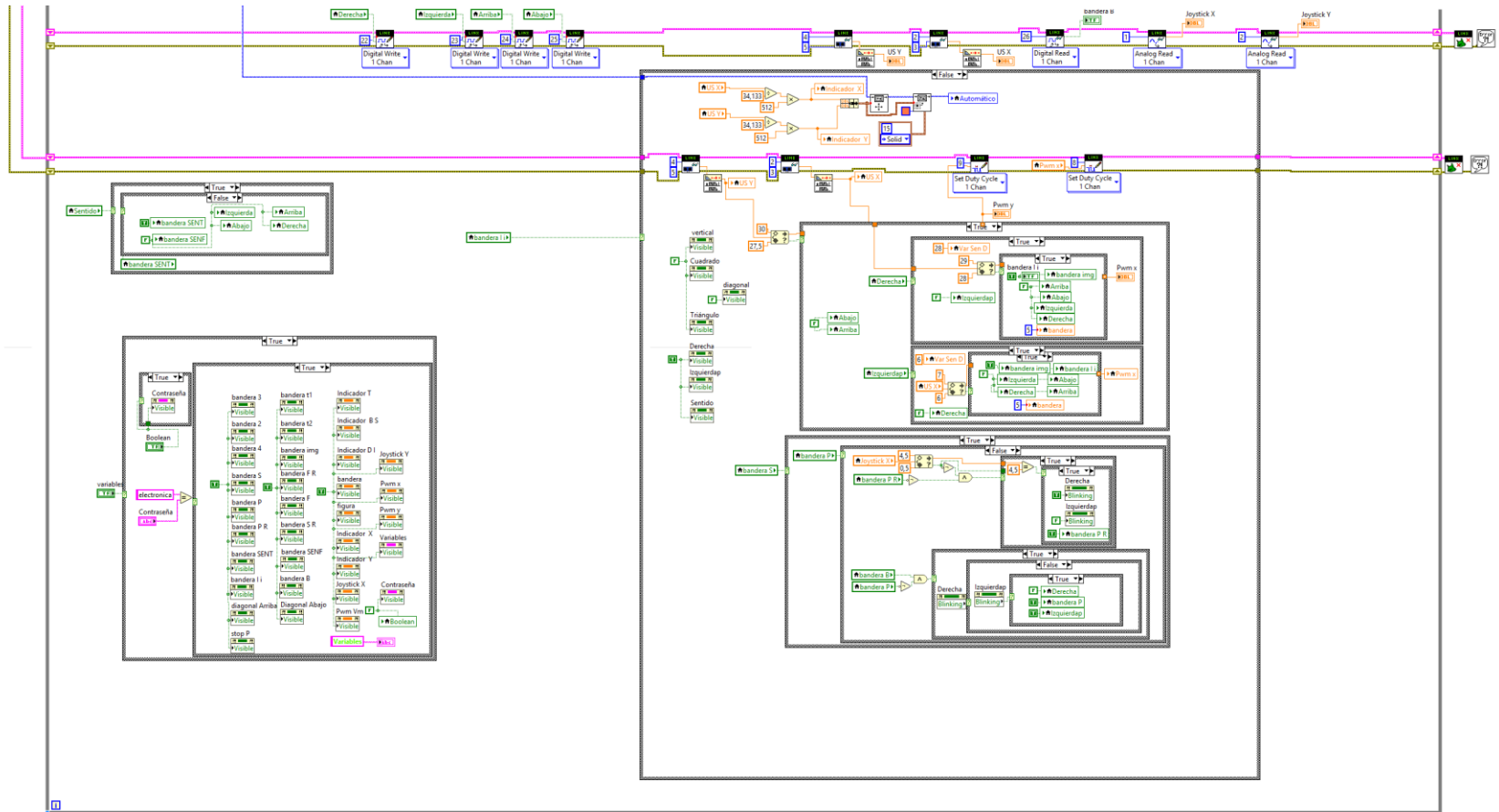


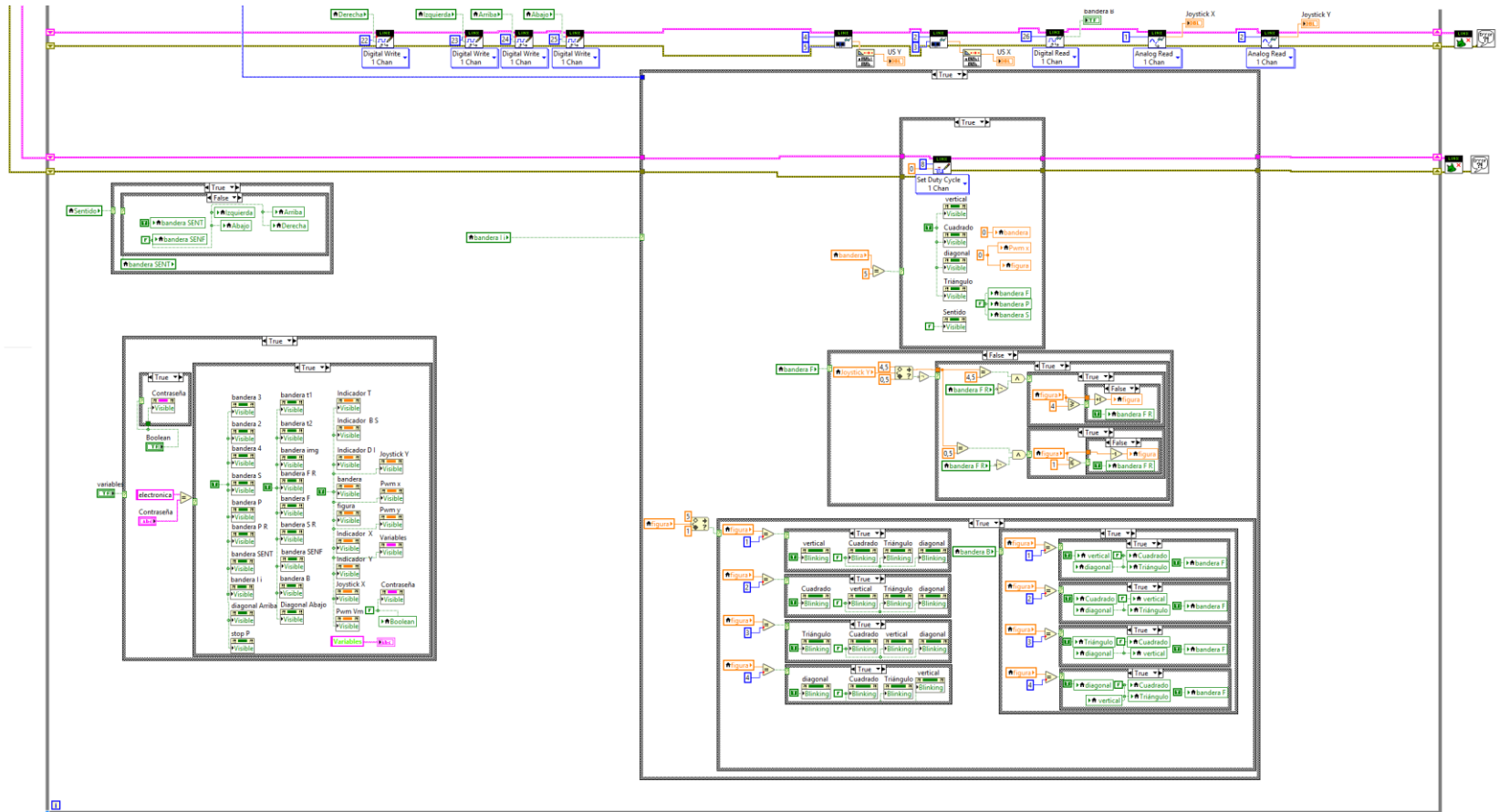




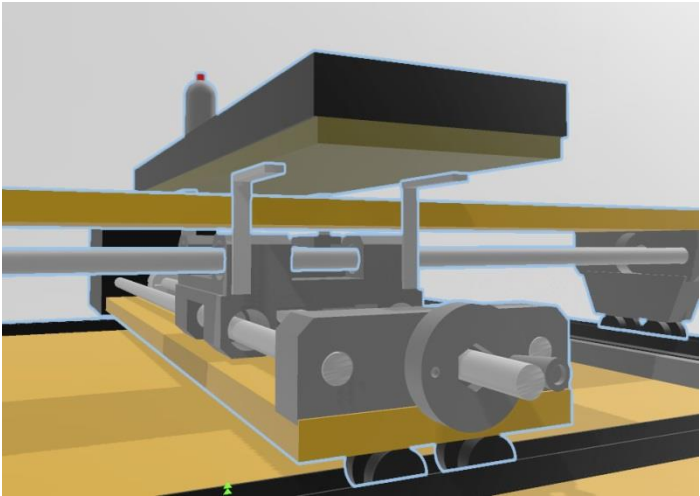
# Auto posicionamiento



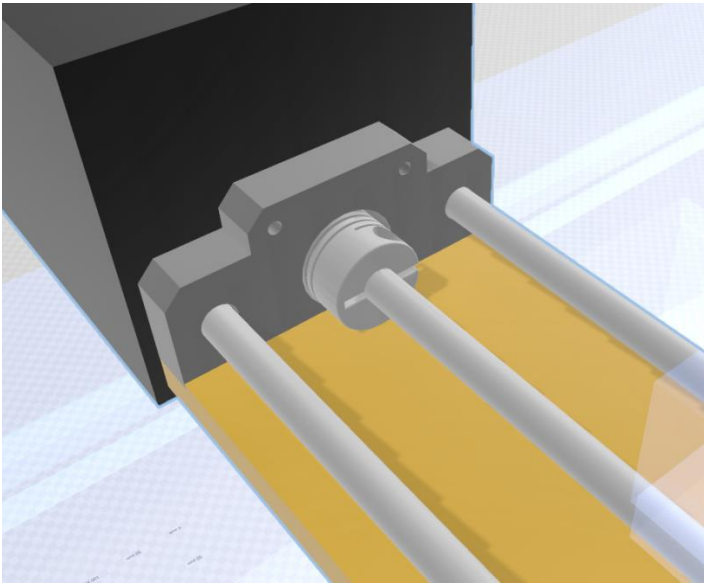




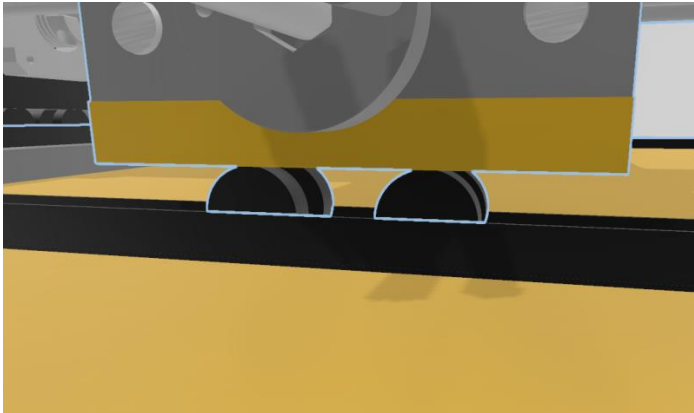
**Anexo 9.** Diseño de sistema de varillas para soporte y desplazamiento



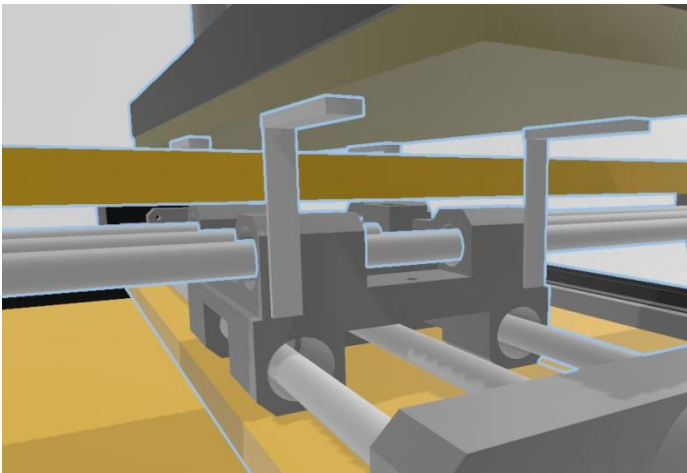
**Anexo 10.** Diseño de acople para eje de motor y varilla roscada



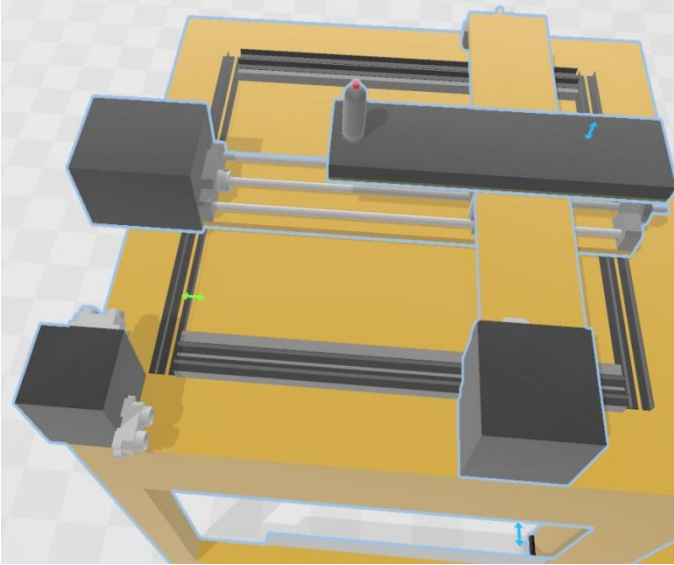
**Anexo 11.** Diseño de rodachines y carril de avance



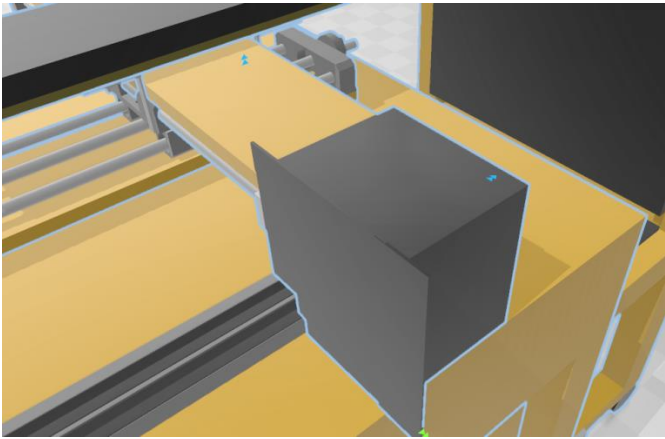
**Anexo 12.** Diseño de estructura para unión de ejes en x, y



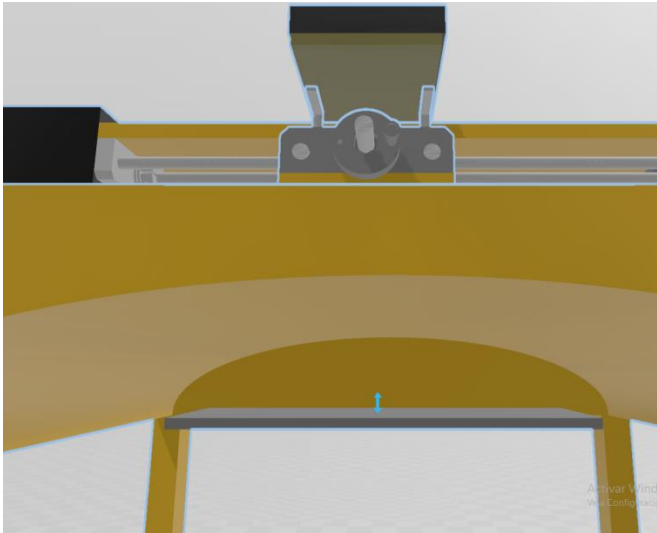
**Anexo 13.** Diseño de cajas para rebotar la señal de los sensores ultrasónicos



**Anexo 14.** Diseño con adición para mejora de caja en motor con dirección x



**Anexo 15.** Diseño para soporte de los dispositivos eléctricos y electrónicos





## Anexo 16. Validación de la plataforma por un Fisioterapeuta



Universidad  
del Cauca



**UNIDAD DE SALUD**  
Comprometidos con la vida

Popayán, Enero del 2020

**SEÑORES**  
Juan Carlos Hernández  
Julián David Ortega  
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CAUCA  
Facultad de Ingeniería

**ASUNTO: VALIDACION DEL DISEÑO DE UNA PLATAFORMA CON RETROALIMENTACIÓN VIBRATORIA PARA EL APOYO DE REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES SUPERIORES**

Cordial Saludo

Me permito comunicar que referente a la bibliografía recopilada y los parámetros de calificación para Lesión de Medula Espinal (LME) y Trauma Raquimedular (TRM), la plataforma con retroalimentación vibratoria para el apoyo de rehabilitación de extremidades superiores es aceptada y validada a nivel terapéutico, ya que al probarla fue posible observar la capacidad y facilidad de realizar y medir con goniómetro los diferentes arcos de movilidad articular de los miembros superiores como lo son flexión, pronación y supinación de codo y antebrazo, flexión, flexión en extensión y aducción de hombro, desviación radial y cubital de muñeca; además es importante reconocer que gracias a la retroalimentación vibratoria presente que trasmite señales táctiles repetitivas y rápidas se activan receptores cutáneos favoreciendo la estimulación propioceptiva de los miembros superiores.

En conclusión, considero que al igual que otras plataformas y métodos convencionales de recuperación para pacientes con movilidad incompleta o parcial de miembros superiores, se obtiene mínimo 5 a 10° los cuales son indispensables para direccionar una reeducación y rehabilitación adecuada y positiva para la población objeto de estudio.

De ante mano agradezco por la atención prestada.

**Atentamente:**  
  
FISIOTERAPEUTA  
RES. 19-03067 C.C. 1061742012

LINA VANESSA ROJAS BENAVIDES  
LINA VANESSA ROJAS BENAVIDES  
Fisioterapeuta Esp. Seguridad y Salud en el trabajo

Unidad De Salud / Universidad del Cauca  
Lina Vanessa Rojas / Reg. 19-03067  
Fisioterapeuta Esp. Seguridad y Salud en el Trabajo  
Celular: 3152149964 / Email: vanessarob15@hotmail.com



Universidad  
del Cauca