

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA



TEMA:

“SITEMA HÁPTICO PARA EVALUAR LA PERCEPCIÓN HUMANA”

Trabajo de grado previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTOR:

Byron Stalyn Narváez Narváez

DIRECTORA:

Ing. Luz María Tobar Subía, Msc.

Ibarra, julio 2024



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003681549		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Narváez Narváez Byron Stalyn		
DIRECCIÓN:	Yahuarcocha, Calle Yahuarcocha		
EMAIL:	bsnarvaezn@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:		TELÉFONO MÓVIL:	0992722215

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Sistema háptico para evaluar la percepción humana
AUTOR (ES):	Narváez Narváez Byron Stalyn
FECHA DE APROBACIÓN: DD/MM/AAAA	11/07/2024
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniería en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. Luz María Tobar Subía Contenido MSc.

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 11 días del mes de julio de 2024

EL AUTOR:



Firma.....

Nombre: Narváez Narváez Byron Stalyn

CERTIFICADO DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 10 de Julio de 2024

Ing. Luz Maria Tobar Subía Conteto MSc.
Directora del trabajo de integración curricular

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del trabajo de Titulación, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la unidad Académica de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines pertinentes.

(f) 

Ing. Luz María Tobar Subía Conteto MSc.
c.c.1002444204...

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación se la dedico de manera muy especial a mi madre, Pilar Narváez, quien con su amor y apoyo constante ha sido un pilar fundamental en cada aspecto de mi vida. De igual forma, a mi abuelito Segundo, quien a velado por mi bienestar día a día y me ha brindado todo su esfuerzo y dedicación que me han impulsado a seguir adelante.

A Odalys y su familia, quienes siempre están animándome e impulsando a seguir adelante cumpliendo con mis metas, a mis hermanos, amigos, compañeros y a todas las personas que se han cruzado en mi camino, aportando valiosas lecciones, experiencias, conocimientos y sabiduría que atesoro para siempre.

Byron Stalyn Narváez Narváez

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a Dios por darme salud y vida. Por cuidarme, brindarme la fuerza y sabiduría para salir adelante en mi día a día, en el transcurso de mi vida como estudiante.

Agradezco a la Universidad Técnica del Norte por permitirme realizar mis estudios profesionales.

A mi tutora quien me ha brindado todo su apoyo, y su esfuerzo para que culmine satisfactoriamente este proyecto.

A cada profesor de la carrera de ingeniería en mecatrónica, a mis compañeros, personal administrativo de la UTN y a cada persona que han aportado alguna u otra forma para conseguir este logro.

Byron Stalyn Narváez Narváez

RESUMEN

La mayoría de los sistemas electrónicos modernos consideraban la vista como el sentido preponderante. No obstante, los otros sentidos desempeñaban un papel crucial en el desarrollo de sistemas que proporcionaban retroalimentación, a veces incluso más importante que la vista. En muchos sistemas electrónicos, la combinación de los distintos sentidos generaba la sensación de una retroalimentación completa.

Este trabajo tenía como objetivo presentar el desarrollo de un sistema háptico para evaluar la percepción humana. Consistía en generar una magnitud física mediante actuadores electrónicos y transferirla al usuario en puntos específicos del antebrazo.

Se identificaron los elementos primordiales con base en la investigación, y se diseñó un prototipo mecánico utilizando un software CAD. Se realizaron simulaciones para garantizar que el diseño fuera funcional. Al mismo tiempo, se elaboró un prototipo utilizando una impresora 3D para evaluar la funcionalidad y veracidad del sistema.

La implementación del sistema háptico permitió comprender de manera más clara la importancia de la percepción háptica en los dispositivos electrónicos destinados a proporcionar retroalimentación a los usuarios.

ABSTRACT

Most modern electronic systems take into account the sense of sight as the most important sense. Instead, the other senses play an important role when it comes to developing systems that generate feedback, they can even become more important than sight. In most electronic systems, the combination of the various senses produces the sensation of complete feedback.

This work has the purpose of presenting the development of a haptic system to evaluate human perception, which consists of generating a physical magnitude through electronic actuators, in such a way that this magnitude will be transferred to the user in specific points of the forearm.

The main elements are arranged based on the research and a mechanical prototype is designed in CAD software, performing simulations to ensure that the design is functional.

At the same time, a prototype is developed using the 3D printer to assess the functionality and accuracy of the system.

Implementing the haptic system allows us to observe more clearly the importance of haptic perception in electronic devices that are desired to generate feedback to users.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	V
AGRADECIMIENTOS	VI
RESUMEN	VII
ABSTRACT.....	VIII
ÍNDICE DE CONTENIDOS	IX
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XIII
ÍNDICE DE TABLAS	XV
INTRODUCCIÓN	1
DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	1
OBJETIVOS	3
1.1 OBJETIVO GENERAL.....	3
1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	3
JUSTIFICACIÓN	3
ALCANCE.....	3
CAPITULO II.....	5
2 MARCO REFERENCIAL.....	5
2.1 Antecedentes	5

2.2	Sistemas hápticos	7
2.2.1	Guante CyberTouch™	7
2.2.2	The SunuBand.....	8
2.3	Fisiología del tacto	9
2.3.1	Mecanorreceptores	9
2.3.2	Distribución.....	11
2.3.3	Umbral de detección	11
2.4	Métodos de estimulación sensorial	12
2.4.1	Presión.....	12
2.4.2	Calor.....	12
2.4.3	Electricidad	12
2.4.4	Vibración.....	12
2.5	Actuador.....	13
2.5.1	Motor DC	13
2.5.2	Motores de vibración eje excéntrico	13
2.5.3	Motores de vibración con peso excéntrico rotativo (ERM).....	14
2.5.4	Motores de vibración lineal (LRA).....	14
2.6	Sistemas de control	14
2.6.1	Sistemas de control en lazo abierto.....	15
2.6.2	Sistemas de control en lazo cerrado.....	15

2.7	Sistemas embebidos	16
2.7.1	Arduino software y hardware.....	17
2.7.2	Microcontrolador	17
2.8	Interfaz de usuario.....	19
2.8.1	Matlab	19
2.8.2	LabVIEW	20
CAPITULO III.....		21
3	METODOLOGÍA.....	21
3.1	Enfoque y tipo de investigación.....	21
3.2	Requerimientos del sistema	21
3.3	Diseño del sistema háptico.....	22
3.3.1	Selección del diseño para el dispositivo háptico.....	22
3.3.2	Selección del material para su fabricación.....	23
3.3.3	Selección del sistema electrónico.	24
3.3.4	Selección de la plataforma electrónica arduino	25
3.3.5	Selección de driver para motor de vibración	27
CAPÍTULO IV.....		28
4	Resultados	28
4.1	Desarrollo del dispositivo	29
4.1.1	Implementación de dispositivos electrónicos	29

4.1.2	Construcción de la estructura del sistema háptico	31
4.1.3	Desarrollo de la interfaz.....	35
4.2	Pruebas de funcionamiento.....	36
4.2.1	Validación del sistema	36
4.2.2	Pruebas.....	36
4.2.3	Datos de los pacientes.....	37
4.2.4	Protocolo de pruebas.....	38
4.3	Análisis general de los datos.....	39
CAPÍTULO V.....		42
5	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	42
5.1	Conclusiones.....	42
5.2	Recomendaciones	44
BIBLIOGRAFÍA		45
ANEXOS		50
Anexo 1 – Dimensiones de la estructura.....		51
Anexo 2 – Datasheet ATMEGA 328P.....		57
Anexo 3 – Datasheet L293D.....		60
Anexo 4 - Diagrama del circuito eléctrico.....		62
Anexo 5– Fotografía Pacientes		63
Anexo 6– Código realizado en IDE de Arduino.....		65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: Guante CyberTouch™.....	8
Figura 2.2: Sunu Band	8
Figura 2.3: Sección transversal de piel, mostrando distintas capas y mecanorreceptores ..	10
Figura 2.4: Diagrama de bloque de un sistema en lazo abierto	15
Figura 2.5: Diagrama de bloque de un sistema en lazo cerrado	16
Figura 2.6: Proceso de comunicación.	16
Figura 2.7: Tarjeta de desarrollo Arduino.....	17
Figura 2.8: Aplicación personalizada con una GUI en MATLAB	19
Figura 2.9: Interfaz personalizada con LabVIEW	20
Figura 3.1: Dispositivo Háptico VibroTac.....	22
Figura 3.2: Motor vibrador tipo disco.....	25
Figura 3.3: Microcontrolador ATmega328P.....	26
Figura 3.4: Circuito Integrado L293D	27
Figura 4.1: Sistema háptico.....	28
Figura 4.2: Diseño de placa PCV.....	30
Figura 4.3: Tarjeta electrónica del sistema háptico con sus partes.	31
Figura 4.4: Vista explosionada del Sistema Háptico.	32

Figura 4.5: Partes del módulo impreso en material TPU.....	33
Figura 4.6: Separadores y seguros impresos en material TPU.	34
Figura 4.7: Sistema Háptico ensamblado.....	35
Figura 4.8: Ventana de inicio de la interfaz de usuario.	36

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Modelo de mecanorreceptores de cuatro canales	11
Tabla 3.1: Comparación de materiales.....	23
Tabla 3.2: Selección del actuador	24
Tabla 3.3: Plataforma electrónica Arduino	26
Tabla 4.4: Datos de los pacientes.....	37
Tabla 4.5: Datos globales pruebas de los pacientes.....	39

INTRODUCCIÓN

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

La mayoría de las personas, al realizar una actividad, se valen principalmente de los sentidos de la vista y el oído para percibir al mundo y sus eventos. Por otro lado, el sentido del tacto es poco utilizado para obtener información sobre las situaciones que las rodean. Por lo general, los sentidos de la vista y el oído no son suficientes para generar en las personas una idea real de lo que sucede en el exterior [1].

La experiencia de una amputación de una parte del cuerpo genera cambios significativos tanto a nivel físico como psicológico en la persona afectada. Según un estudio, “La retroalimentación sensorial es fundamental para restaurar la funcionalidad completa a los pacientes amputados porque aliviaría la carga cognitiva de depender únicamente de la información visual para monitorear los comandos motores y proporcionaría enormes beneficios psicológicos” [2].

Una de las limitaciones principales para mejorar el rendimiento de las prótesis actuales era la insuficiente retroalimentación sensorial proporcionada. Los amputados se veían obligados a depender principalmente de la visión para manipular objetos y no sentían lo que tocaban con las manos protésicas motorizadas. Esta deficiencia aumentaba significativamente la carga cognitiva del amputado e impedía la utilización efectiva de la extremidad artificial [3].

Las funciones de la piel son numerosas. las principales incluyen: 1) servir como base de los sentidos, siendo el tacto el más delicado; 2) funcionar como organizadora, fuente de información y procesador; 3) mediar sensaciones; 4) actuar como barrera entre el organismo y el entorno; 5) regular la temperatura, entre otras [4].

En el campo de la robótica quirúrgica, la importancia del tacto y la información que proporciona es significativa. Por ejemplo: los primeros robots empleados en cirugía actuaban como autómatas, ejecutando rigurosamente su programación o los movimientos de un operador del sistema, sin interacción con el medio y sin tomar decisiones por sí mismos [5].

El robot concebido como autómata presenta muchas limitaciones en cirugía, debido al entorno de trabajo cambiante y combinación de estructuras elásticas, flexibles, fluidas, viscosas y sólidas que componen los seres vivos. Estos problemas dificultan trasladar al quirófano los eficientes robots industriales. Los sistemas robóticos actuales en su mayoría con capacidades sensoriales básicas que no brindan un alto grado de flexibilidad, retroalimentación y autonomía en las diferentes tareas [6].

Por este motivo, “los sistemas hápticos” se han convertido en uno de los temas más importantes para la generación de dispositivos robóticos autónomos. La percepción háptica es fundamental para el crecimiento de la autonomía de los robots y aumentar sus aplicaciones dentro de la industria. Este proyecto pretende diseñar un instrumento háptico que evalúe la percepción humana, dirigida a la comunidad científica y abrir futuras investigaciones para estudiantes de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica.

OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Construir un instrumento para evaluar la percepción humana mediante la variación de una magnitud física.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

- Definir la magnitud física para valorar la percepción humana.
- Determinar los elementos electrónicos, mecánicos y sistemas de control requeridos.
- Diseñar el prototipo para la evaluación de la percepción humana.
- Validar el funcionamiento del prototipo.

JUSTIFICACIÓN

Este trabajo busca ser un aporte a la comunidad académica y científica, proporcionando información técnica y teórica relacionada con la percepción humana. Además, pretende diseñar un instrumento que facilite futuras investigaciones para los estudiantes de la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, considerando que este es un tema novedoso dentro de la academia en el país.

ALCANCE

La investigación se centrará en el diseño de un prototipo preliminar para evaluar el nivel de percepción humana mediante cambios de magnitudes físicas como el calor detectado por la piel. El modelado del sistema será en 3D y la estructura del dispositivo se fabricará mediante fabricación aditiva. El desarrollo del sistema será mediante hardware libre.

Se desarrollará una interfaz con una aplicación para visualizar los datos obtenidos del dispositivo.

CAPITULO II

2 MARCO REFERENCIAL

En este capítulo se revisan todos los conceptos y definiciones importantes para el desarrollo del proyecto, detallando los aspectos relevantes que permiten dar solución a la problemática planteada. Para ello, se realiza una síntesis sobre la historia de los dispositivos hápticos, la fisiología del tacto y, finalmente, se presentan los softwares más adecuados para representar estos sistemas hápticos de manera efectiva.

2.1 Antecedentes

La retroalimentación vibrotáctil pertenece a la categoría de retroalimentación y forma junto con la retroalimentación cinestésica la llamada retroalimentación háptica [7]. El término háptico se entiende como la percepción de sensaciones mecánicas, térmicas y/o dolorosas; es el proceso de reconocer el entorno a través del tacto. La sensación mecánica se divide en percepción cinestésica (información sobre fuerza, pares, movimientos, posición y ángulos de músculos y articulaciones) y táctil (interacción mecánica con la piel) [5].

La retroalimentación háptica es una fuente importante de información en nuestra vida diaria, por ejemplo, al agarrar y manipular objetos e identificar sus propiedades (superficiales) [8].

Hoy en día, un amplio espectro de aplicaciones ya utiliza la retroalimentación háptica:

- Teléfonos móviles: alarma de vibración e interfaz de usuario táctil con retroalimentación táctil
- Juegos de computadora: joysticks de retroalimentación de fuerza

- Sustitución sensorial, Por ejemplo: Braille
- Diagnóstico médico y terapéutico
- Interfaces hombre-máquina para telerrobótica o interacción con Realidad Virtual
- Sugerencias de navegación, Por ejemplo: para pilotos

La aparición de nuevos dispositivos de interacción, que se alejan del tradicional escritorio, está llevando el campo de la Realidad Virtual (RV) a los hogares, permitiendo una interacción con ordenadores de manera más natural [9]. Sin embargo, a pesar de los avances en imágenes en 3D y sonidos de alta fidelidad, el sentido del tacto sigue siendo el gran ausente en estas experiencias. Esta carencia dificulta el uso de la VR, resta realismo y, en general, reduce la inmersión del usuario. Algunos dispositivos profesionales simulan ciertos aspectos táctiles, como el retorno de fuerza, y otros periféricos, como los mandos de juegos, suelen incluir algún tipo de retorno vibrotáctil [10].

En la referencia [11] el objetivo de ese dispositivo cuyo objetivo, una vez desarrollado por completo, es ser utilizado por personas con discapacidad visual para evitar obstáculos al moverse. Este estaría dotado de un chaleco con varias filas y columnas de motores vibrotáctiles los cuales vibrarían con distintas intensidades en función de la dirección y la distancia al obstáculo con el que la persona chocaría.

La sustitución sensorial es el uso de un sentido humano para recibir información que de forma que normalmente es recibida por otro sentido [12]. Aunque es una disciplina con numerosas aplicaciones, la mayoría están orientadas a ayuda a personas con algún tipo de discapacidad. Se trata de un campo de estudio que contiene temas de psicología, neurociencia y por supuesto, de ingeniería [11].

2.2 Sistemas hápticos

Los dispositivos hápticos se definen como aquellos que proporcionan al operador “un sentido del tacto”. Este sentido del tacto transmiten no solo mediante fuerza, sino también a través de vibraciones, temperatura, fricción, y otros estímulos táctiles [13].

Los primeros sistemas hápticos se desarrollaron con el objetivo de superar las limitaciones impuestas por los periféricos de las computadoras, que restringían el uso de las manos [14]. La realidad virtual es uno de los campos en donde se utilizan guantes sistemas hápticos, por lo que la mayoría de los sistemas están diseñados con ese propósito [15]. Sin embargo, esto no significa que no son usados para otras aplicaciones.

2.2.1 Guante *CyberTouch*TM

La opción de retroalimentación *CyberTouch*TM permite a los usuarios de *CyberGlove*[®] experimentar manualmente mundos virtuales, sintiendo sensaciones vibro-táctiles de la interacción con objetos 3D generados por computadora. La incorporación de retroalimentación vibrotáctil crea un entorno más realista para los usuarios, permitiéndoles experimentar cómo se mueve un objeto virtual y como responde a la interacción. El sistema *CyberTouch*, como se ilustra en la figura 2.1, consta de seis actuadores vibrotáctiles pequeños y ligeros, colocados uno en el interior de cada dedo y la palma del guante de datos *CyberGlove*. Cada actuador se programa individualmente para proporcionar el nivel de retroalimentación deseado [16].



Figura 2.1: Guante CyberTouch™ [16].

2.2.2 The SunuBand

Sunu Band, ver Figura 2,2, es una ayuda de movilidad inteligente que utiliza la ecolocalización para complementar el bastón blanco o el perro guía. Se lleva como un reloj y actúa como un bastón blanco invisible para la parte superior del cuerpo, permitiendo a la persona percibir a su alrededor como: personas, obstáculos y espacios mediante vibraciones. Además, la banda se empareja con la aplicación Sunu para proporcionar asistencia GPS en tiempo real, actuando como una guía visual virtual durante el desplazamiento [17].

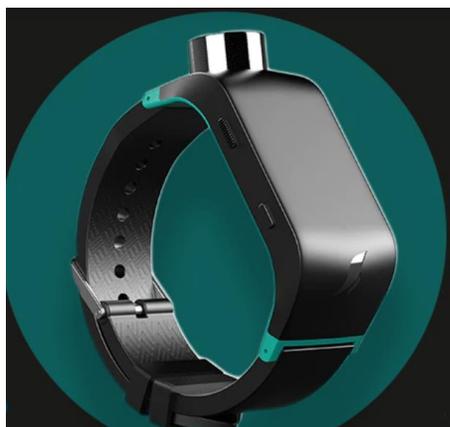


Figura 2.2: Sunu Band [17].

2.3 Fisiología del tacto

El sentido del tacto es el que ocupa la mayor área en nuestro cuerpo, y está formado por dos sistemas sensoriales principales: el sistema cinestésico, que percibe las sensaciones generadas en los músculos, tendones y articulaciones, como las causadas por el movimiento; y el sistema cutáneo o táctil, que responde a los estímulos de la superficie de la piel. Estos estímulos son: termales, eléctricos, químicos, de dolor o de deformación de la piel [10].

2.3.1 Mecanorreceptores

Un mecanorreceptor es un tipo de receptor sensorial que responde a presiones o distorsiones mecánicas. Cuando la piel experimenta presión o vibración, la superficie de la piel se distorsiona, generando ondas que se transmiten a través de la piel que alcanza las membranas de los mecanorreceptores [18]. La membrana de estos sensores también se altera, lo que provoca la apertura de los canales iónicos y, en consecuencia, una alteración en el potencial eléctrico que se transmite a la corteza sensorial, produciendo una sensación táctil dependiendo del tipo de receptor activado. En el ser humano, la piel glabra (sin cabello) de la mano presenta una gran densidad de estos elementos, con aproximadamente 17,000 terminaciones nerviosas que se concentran principalmente en la yema de los dedos [19]. Normalmente, los mecanorreceptores se dividen en cuatro tipos principales [20], cuya representación, ver en la Figura 2.3.

Terminaciones de Ruffini- Se distribuyen en el área profunda de la dermis, con una resolución espacial baja. Son sensibles a la presión sostenida y la deformación lateral de la piel. Son principalmente responsables de la percepción de estímulos continuos, la detección de la dirección del movimiento en los estímulos laterales y en la propiedad de las yemas de los dedos [21].

Discos de Merkel- Se encuentran en la epidermis con gran densidad espacial. Son sensibles a la presión sostenida, a frecuencias muy bajas (menos de 5 Hz) y deformación espacial. Su función principal es la detección de frecuencias de baja intensidad, la percepción de texturas y detección de formas [22].

Corpúsculos de Meissner- Tienen una gran resolución espacial y se distribuyen justo debajo de la epidermis, en un área muy superficial. Son sensibles a los cambios temporales en la deformación de la piel (entre 5 y 40 Hz) y la deformación espacial. Su función es la detección de vibraciones de baja frecuencia [22].

Corpúsculos de Pacini- Están ubicados en la dermis profunda y, debido al gran tamaño de su campo de recepción, proporcionan una resolución espacial baja. Son sensibles a las deformaciones de la piel a altas frecuencias (40 a 500 Hz), por lo que además de detectar vibraciones se usan para la percepción fina de las texturas [23].

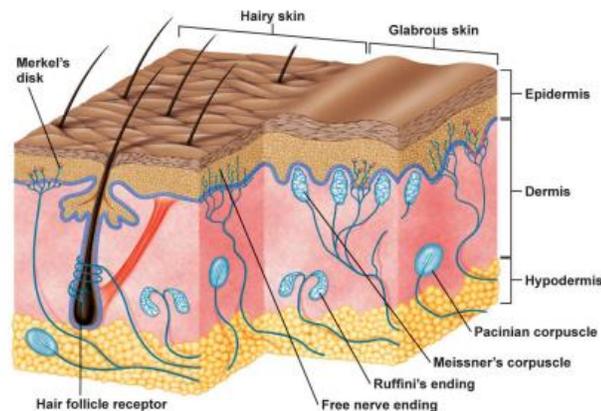


Figura 2.3: Sección trasversal de piel, mostrando distintas capas y mecanorreceptores [20].

2.3.2 Distribución

Como se describió anteriormente, los receptores de estímulos táctiles no están encapsulados en un solo órgano, sino que se distribuyen por todo el cuerpo. Sin embargo, esta distribución, no es uniforme. Ciertas partes del cuerpo, como las manos y, en particular, las puntas de los dedos tienen una mayor sensibilidad a los estímulos externos, ver Figura 2.3. Esta distribución desigual indica los lugares más propicios para transmitir información táctil [20].

2.3.3 Umbral de detección

El umbral de detección es la intensidad mínima de una señal para que sea detectable por nuestro sentido del tacto. En el caso de los estímulos mecánicos, las medidas mínimas detectables por la amplitud del movimiento a cierta frecuencia. Por lo tanto, el umbral mínimo está en frecuencias alrededor de 250 Hz (umbral de ~ 0.0001 mm), donde se encuentra el pico de sensibilidad máxima de los mecanorreceptores [24]. La Tabla 2.1, muestra la curva de umbral de detección de cuero.

Tabla 2.1: Modelo de mecanorreceptores de cuatro canales [10].

Terminación Nerviosa	Term. De Ruffini	Dis. De Merkel	Corp. De Meissner	Corp. De Pacini
Tipo	SAII	SAI	FAI	FAI
Velocidad	Lenta	Lenta	Rápida	Rápida
Tamaño	Grande	Pequeña	Pequeña	Grande
Posición	Subcutáneos	Superficial	Superficial	Subcutáneos
Frecuencia	Estático	0-100 Hz	1-300 Hz	10-1000Hz
Pico sensibilidad	0.5 Hz	5Hz	1-300 Hz	200 Hz
Resolución	>7 mm	0.5 mm	3 mm	>10 mm

2.4 Métodos de estimulación sensorial

Son estrategias empleadas de forma independiente o bajo supervisión profesional, sin el uso o presencia de medicamentos, con el objetivo de estimular puntos sensoriales específicos del cuerpo, aliviar el dolor y reducir la inflamación muscular.

2.4.1 Presión

Cuando un objeto aplica presión sobre la piel, deforma los mecanorreceptores. Esta deformación genera señales eléctricas (potenciales de acción) en las neuronas sensoriales, que se transmiten al cerebro [25].

2.4.2 Calor

Cuando la piel entra en contacto con un objeto que tiene una temperatura diferente, los termorreceptores se activan. Estos receptores convierten la energía térmica en señales eléctricas (potenciales de acción) que se transmiten a través de las neuronas sensoriales hacia el cerebro [25].

2.4.3 Electricidad

La piel y los tejidos detectan estímulos eléctricos que generan sensaciones táctiles. Los dispositivos de estimulación eléctrica aplican pequeñas corrientes eléctricas para activar los nervios sensoriales [25].

2.4.4 Vibración

Cuando un objeto vibra y entra en contacto con la piel, las oscilaciones mecánicas deforman los mecanorreceptores. Esta deformación genera señales eléctricas (potenciales de acción) en las neuronas sensoriales, que son transmitidas al cerebro [25].

2.5 Actuador

Un actuador es un dispositivo que acciona mecánicamente un sistema de control. Existen muchas clasificaciones de los actuadores. Aquellas que operan directamente un proceso (la planta de carga) se denominan actuadores del proceso [26].

2.5.1 Motor DC

En la referencia [26] se menciona que un motor de corriente continua (CC) convierte la energía eléctrica en energía mecánica de rotación. Una parte significativa del par generado en el rotor del motor está disponible para accionar una carga externa y se utiliza en una variedad de aplicaciones para un control de velocidad preciso.

2.5.2 Motores de vibración eje excéntrico

Estos motores constan de dos o más cerámicas piezoeléctricas conectadas a una estructura metálica (generalmente de aluminio debido a su alta flexibilidad), con formas y configuraciones específicas. Las cerámicas se excitan con voltajes eléctricos alternos con diferentes fases, las cuales generan la vibración de la estructura, denominada estator. El movimiento de vibración de la estructura metálica da como resultado la propagación de una onda mecánica que crea un movimiento elíptico en el punto de contacto del estator con una barra de metal delgada, llamada carro, que se mueve por fricción en dirección horizontal [27]. El modo de conseguir ese movimiento elíptico en el punto de contacto depende tanto de la forma y disposición de las piezocerámicas como de la geometría de la estructura flexible que define el tipo de motor piezoeléctrico. Se definen dos tipos de motores según el movimiento sobre el eje, los rotacionales y los lineales; mientras que dependiendo de las características de vibración se clasifican en motores de onda viajera o motores de ondas estacionarias [28].

2.5.3 Motores de vibración con peso excéntrico rotativo (ERM)

Estos actuadores son pequeños motores eléctricos a cuyo eje esta acoplada una masa descentrada, lo que produce vibración al girar. Gracias a su amplio uso en dispositivos móviles, los motores vibradores han experimentado un gran avance, volviéndose más pequeños, eficientes y económicos. Comercialmente, se encuentra dos tipos: cilíndricos y planos. Son fáciles de utilizar, ya que sólo requieren una pequeña tensión directa entre sus bornes, proporcionando una fuerza de vibración considerable. Su bajo costo y efectividad los ha hecho ampliamente utilizados en todo tipo de dispositivos, desde sistemas orientados a juegos como joysticks, gamepads o volantes, hasta móviles o PDA's [10].

2.5.4 Motores de vibración lineal (LRA)

Los actuadores lineales resonantes, o Linear Resonant Actuator (LRA) por sus siglas en inglés, están compuestos por una bobina fija y un imán unido a una masa. El imán y la masa, cuya sujeción depende de un muelle, son atraídos y repelidos por la bobina produciendo un movimiento de oscilación. Debido a la inclusión de esta masa, el sistema posee mucha más inercia que los sistemas descritos anteriormente, por lo que solo oscila de forma efectiva en su frecuencia resonante. Recientemente, se están incluyendo en más dispositivos móviles debido a su bajo consumo y gran intensidad de vibración, encontrándose fácilmente en el mercado a un precio reducido [10].

2.6 Sistemas de control

Un sistema de control tiene como objetivo mantener una o varias variables dentro de unos de los límites predefinidos. Cuando se opera sobre un sistema físico, este se ve afectado por una serie de perturbaciones que influyen en su valor inicial. Estas perturbaciones obligan al sistema a observar continuamente el proceso y actuar para corregirlas [29].

2.6.1 *Sistemas de control en lazo abierto*

Un sistema de control en lazo o bucle abierto es aquél en el que la señal de salida no influye sobre la señal de entrada. La exactitud de estos sistemas depende de su calibración, de manera que al calibrar se establece una relación entre la entrada y la salida con el fin de obtener del sistema la exactitud deseada [30].

En la figura 2.4, se observa claramente el diagrama de bloque de este sistema de lazo abierto; el cual consta de una entrada, un elemento de control, el proceso y su correspondiente salida.



Figura 2.4: Diagrama de bloque de un sistema en lazo abierto [29].

2.6.2 *Sistemas de control en lazo cerrado*

Un sistema de control de lazo cerrado es aquél en el que la acción de control es, en cierto modo, dependiente de la salida.

La señal de salida influye en la entrada. Para esto es necesaria que la entrada sea modificada en cada instante en función de la salida. Esto se consigue por medio de lo que se llama realimentación o retroalimentación (feedback). Por lo tanto, se definen también los sistemas de control en lazo cerrado como aquellos sistemas en los que existe una realimentación de la señal de salida, de manera que ésta ejerce un efecto sobre la acción de control. En la figura 2.5, se ve claramente la retroalimentación que se tiene en este tipo de sistema de control [31].

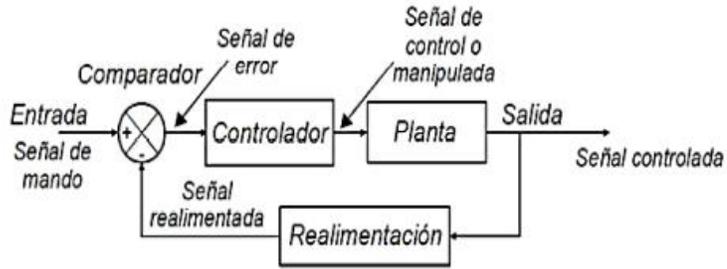


Figura 2.5: Diagrama de bloque de un sistema en lazo cerrado [29].

2.7 Sistemas embebidos

La comunicación de las señales es el proceso mediante el cual se transmiten y procesan las señales entre los dispositivos electrónicos utilizados para la recepción, adquisición y presentación de resultados al usuario [32]. Por este motivo, en la Figura 2.6 se muestra el proceso que debe seguir una vez que las señales han sido capturadas.

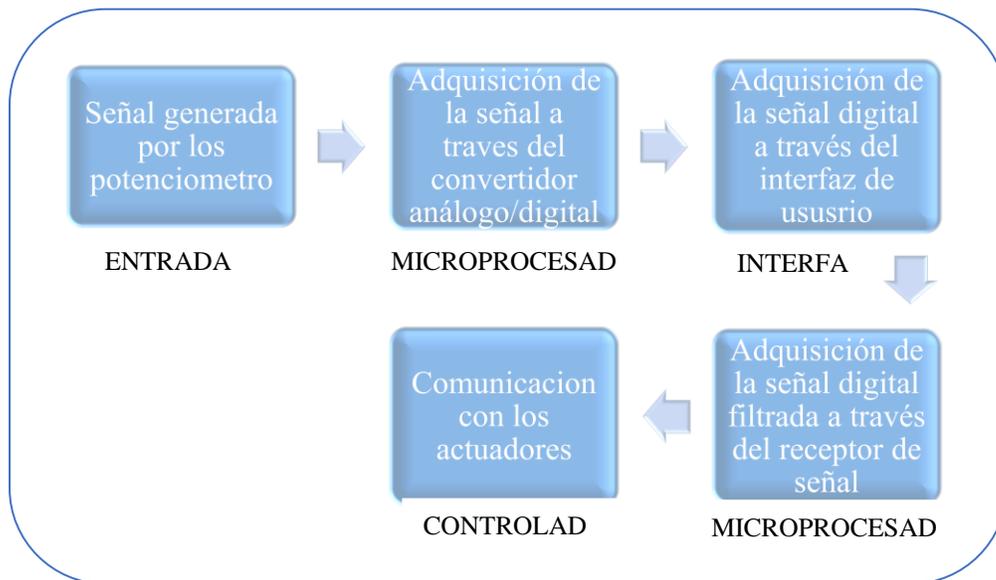


Figura 2.6: Proceso de comunicación.

Fuente: Autor

Las señales recopiladas por medio de los potenciómetros son procesadas en un microcontrolador y/o microprocesador el cual se comunica con un ordenador y presenta las señales captadas al usuario.

2.7.1 *Arduino software y hardware*

Arduino es un sistema de programación de lenguaje C/C++, que utilizan plataformas electrónicas que utiliza microcontroladores, como se muestra en la Figura 2.7, Estos microcontroladores forman sistemas empotrados especializados en la automatización de procesos, con una amplia gama de aplicaciones en ciencias exactas e ingeniería [33].



Figura 2.7: Tarjeta de desarrollo Arduino [33].

2.7.2 *Microcontrolador*

Un microcontrolador es un chip programable que integra todos los elementos necesarios para su funcionamiento, como memoria, reloj y algunos periféricos [34].

El propósito fundamental es leer y ejecutar los programas escritos por el usuario, por esto por lo que la programación es una actividad básica e indispensable cuando en el diseño de circuitos y sistemas. A continuación, se describen dos modelos de microcontroladores con sus respectivas características [33].

- **Microcontrolador ATmega328**

El Microcontrolador ATmega328 se baso en una arquitectura Harvard modificado de 8 bits con memorias separadas para el programa, los datos y un conjunto de instrucciones simples

para realizar la programación [35], a continuación se describen las características del microcontrolador.

- Combina una memoria Flash interna de 32 Kb para almacenar el programa
- Memoria EEPROM de 1Kb para los datos volátiles.
- Dispone de 23 pines de entrada/salida digital, 3 timer/contadores, interrupciones internas y externas.
- Soporta comunicación tipo USART, I2C y SPI.
- Convertidor de analógico/digital de 10 bits.

- **Microcontrolador PIC 2550**

Este PIC pertenece a la familia de los microcontroladores de 8 bits (bus de datos), es de gama alta y cuenta con comunicación USB y memoria FLASH mejorada. A continuación, se presentan las características de este microcontrolador [36].

- Frecuencia de operación (hasta 48Mhz).
- Convertidor análogo/digital.
- 1 K byte Dual Port RAM + 1K byte GP RAM.
- Grandes cantidades de memoria RAM para el almacenamiento del búfer.

- **ESP32**

Un dispositivo microcontrolador nuevo ha ingresado al mundo de la electrónica, bajando los costos de sistemas que antes eran complejos en su desarrollo, como el llamado IoT (Internet of Things) y la automatización de casas (Home Automation) [37]. Se trata del nuevo NodeMCU en

su versión ESP32, es una plataforma completa de desarrollo, módulo SoC (system on chip), basado en el microcontrolador Tensílica de 32 bits, funcionando a una frecuencia de reloj de 240 MHz, con una memoria Flash de 4MB, y 500 KB de SRAM. Tiene conectividad inalámbrica Wifi, estándar 802.11 b/g/n, y Bluetooth integrado BLE [38].

2.8 Interfaz de usuario

Las señales adquiridas son enviadas al computador de manera USB, en donde se realiza la recepción de las señales, un nuevo proceso de filtrado y la presentación de las señales en tiempo real [32]. Lo mencionado anteriormente se realizará en varios softwares, por ejemplo: Matlab y/o LabVIEW.

2.8.1 Matlab

Es un software que tiene la capacidad de realizar interfaces graficas de usuario (GUI).El software de fácil uso, cuenta con un amplio soporte y es posible suprimir el uso de código debido a los varios *Toolbox* que posee como Simulink, App Designer, GUIDE, entre otros[39].

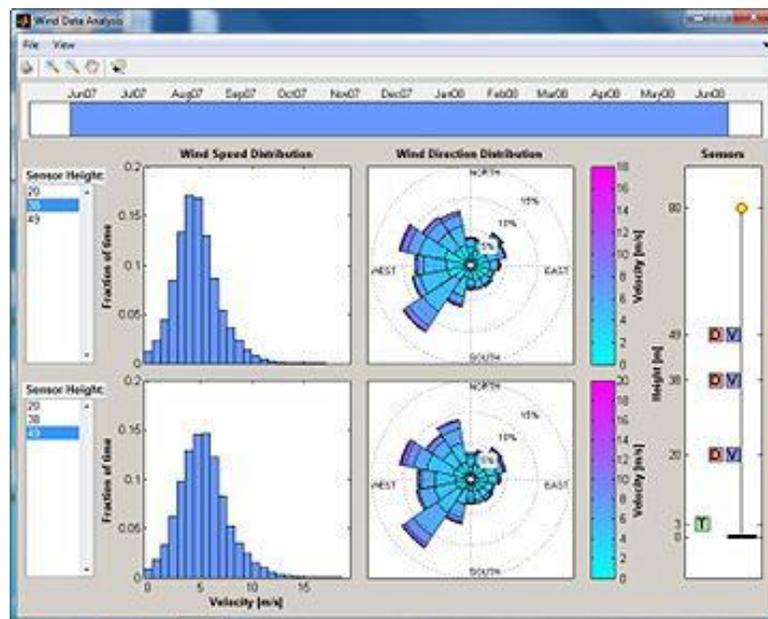


Figura 2.8: Aplicación personalizada con una GUI en MATLAB [39].

2.8.2 LabVIEW

LabVIEW es una herramienta de programación gráfica. Originalmente este programa estaba orientado para aplicaciones de control de equipos electrónicos usando en el desarrollo de sistemas de instrumentación, lo que se conoce como instrumentación virtual. LabVIEW consta de dos ventanas, en una ventana se realiza la interfaz gráfica; mientras que, en la otra ventana se realiza la programación por bloques[40].

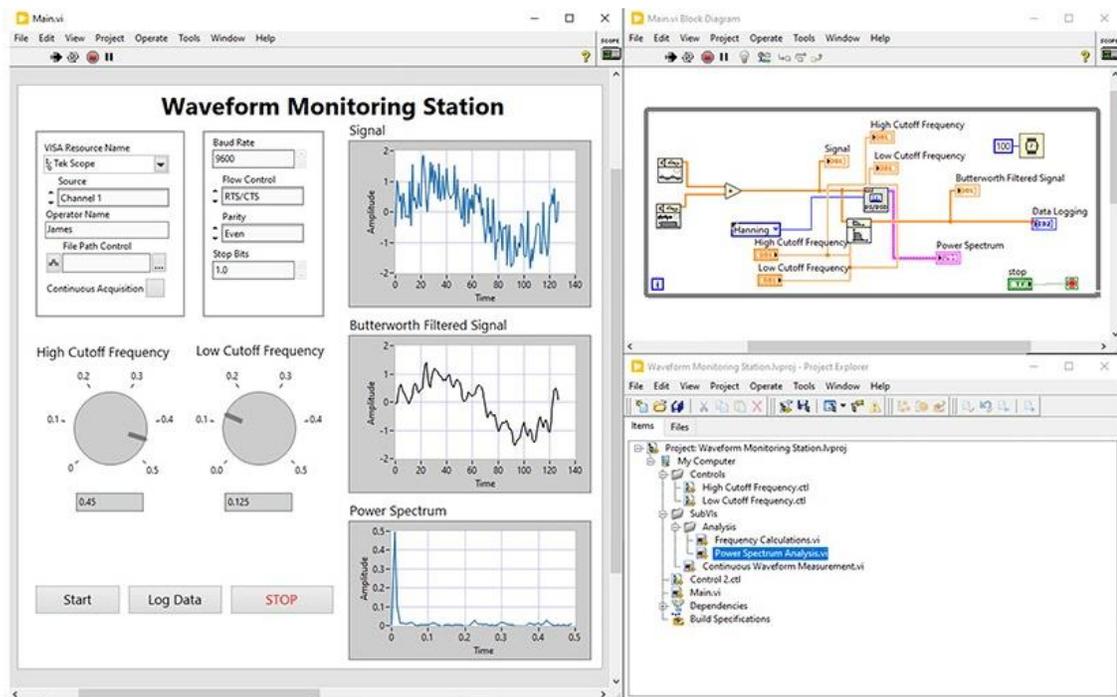


Figura 2.9: Interfaz personalizada con LabVIEW [40].

Una vez recopilada la información correspondiente a la revisión bibliográfica, se obtiene una idea clara y un enfoque adecuado para continuar con la realización del trabajo de grado. Las definiciones y conceptos presentados sobre la fisiología del tacto, los dispositivos y elementos electrónicos, y los softwares para la creación de la interfaz permitirán cumplir con los objetivos planteados.

CAPITULO III

3 METODOLOGÍA

En este capítulo describe la metodología que se sigue para cumplir satisfactoriamente con los objetivos planteados; se inicia detallando los requerimientos del sistema, después la selección de materiales por medio de matrices de pares que permite una evaluación cuantitativa para elegir las partes que constituyen el Sistema Háptico. Luego se realiza el testeo del funcionamiento del sistema.

3.1 Enfoque y tipo de investigación

El presente trabajo está basado en un enfoque ingenieril, el cual inicia con la identificación y el análisis del problema acerca de la evaluación de la percepción háptica mediante dispositivos electrónicos. Se plantean varias soluciones que son evaluadas con la finalidad de determinar la viabilidad y proponer una solución práctica que se acoge a los criterios de diseño descritos en secciones anteriores. Finalmente, se procede a la construcción de un dispositivo innovador.

3.2 Requerimientos del sistema

Se requiere que el sistema genere magnitudes físicas (vibraciones), el cual debe ir variando la frecuencia para evaluar la percepción háptica del paciente, esto se debe ir subiendo gradualmente mediante potenciómetros o por una interfaz por el usuario, esta interfaz recepta las señales generadas por los potenciómetros.

3.3 Diseño del sistema háptico.

3.3.1 Selección del diseño para el dispositivo háptico

Existen diversos diseños de brazaletes hápticos como VibroTac [5], ver figura 3.1, así como The Sunu Band [17], mostrada en la figura 2.2, prototipos que son versátiles, utilizables, ergonómicos y de fácil uso.

Entre los dispositivos mencionados, destacó el modelo presentado por Schatzle en el 19° Simposio Internacional IEEE sobre Robots y Comunicación Interactiva Humana, el cual presentó un diseño innovador y ergonómico mostrado en la figura 3.1 a). Su capacidad de elongación de 15 cm a 46 cm [5], ilustrada en la figura 3.1 b), es fundamental para facilitar su portabilidad en la muñeca, el antebrazo y la parte superior del brazo. Además, contó con ventajas en el manejo de frecuencias, las cuales fueron directamente proporcionales a la tensión.

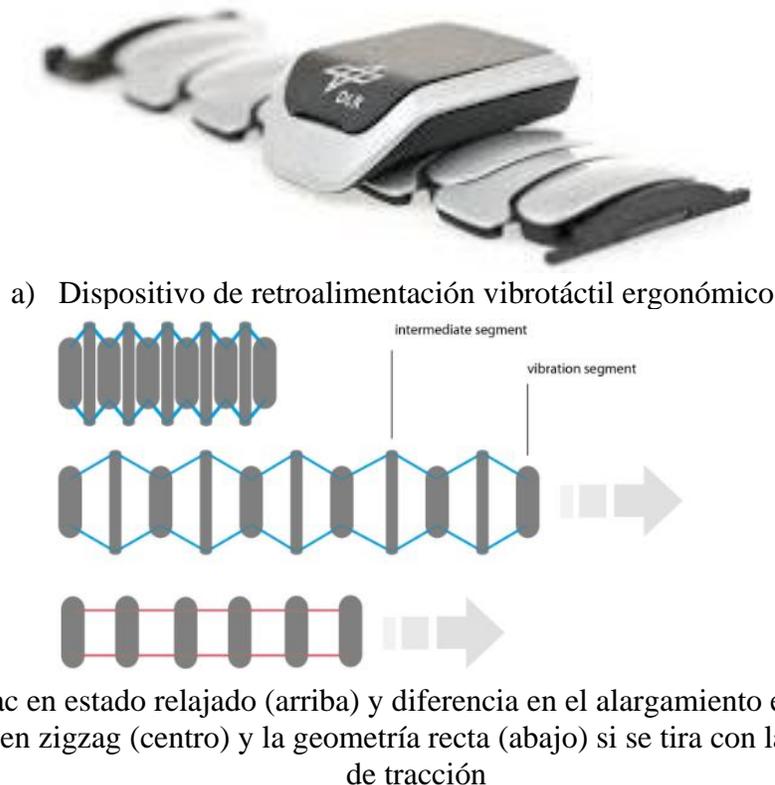


Figura 3.1: Dispositivo Háptico VibroTac [5].

3.3.2 Selección del material para su fabricación.

Para determinar el material más adecuado para la fabricación de la estructura del sistema háptico, se realizó una comparación entre dos opciones de materiales flexibles, detalladas en la Tabla 3.1. Cada material presenta características distintivas en cuanto a durabilidad, fuerza, flexibilidad, resistencia a la abrasión, resistencia química, resistencia al agua, dificultad de impresión, comercialización y costo.

Tabla 3.1: Comparación de materiales [41].

Material	TPU (Poliuretano termoplástico)	TPE (Elastómero termoplástico)
Durabilidad	Alto	Alto
Fuerza	Alto	Alto
Flexibilidad	Muy Alto	Muy Alto
Resistencia a la abrasión	Alto	Alto
Resistencia química	Medio Alto	Medio Alto
Resistencia al agua	Medio	Medio
Dificultad de impresión	Medio	Alto
Comercialización	Alto	Bajo
Costo	Medio	Alto

Tras un análisis de los datos proporcionados en la Tabla 3.1, se llegó a la conclusión de que el material TPU era la opción más idónea en comparación con el TPE. Aunque ambos materiales presentan características flexibles, el TPU sobresale por su facilidad de impresión, su capacidad para conservar propiedades elásticas incluso a bajas temperaturas, y su mayor accesibilidad en términos de costo y disponibilidad comercial. Por lo tanto, se considera que el TPU es la elección más apropiada para la construcción del prototipo del sistema háptico.

3.3.3 Selección del sistema electrónico.

- **Selección del actuador**

Para la implementación electrónica del sistema háptico, se inició con la selección del actuador, por lo tanto; se compararon tres tipos de motores ERM (Eccentric Rotation Mass Motor), cuyas especificaciones se resumen en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Selección del actuador [10].

Material	Motor vibrador tipo disco	Motor vibrador tipo Cilíndrico	Motor vibrador tipo Cilindro Encapsulado
Tensión de funcionamiento	3-9 V	2.3-6 V	2.3-6 V
Tensión de arranque	0.3-0.5 V	0.2-0.6 V	0.2-0.6 V
Corriente	80mA	6 mA	9 mA
Transmisión de vibración	Directo	Indirecto	Directo
Comercialización	Alto	Alto	Bajo
Costos	Medio	Medio	Medio
Rango de velocidad	17500±2500RPM	9000±1000 RPM	9000±1000 RPM
Frecuencia	300 Hz	150Hz	150Hz

Después de un análisis de los datos proporcionados en la tabla 3.2, se llegó a la conclusión de que el motor vibrador tipo disco es la opción más adecuada para el sistema háptico. Este motor se destacó por varias razones: su amplio rango de voltaje de funcionamiento, su capacidad para transmitir vibraciones de manera directa, su disponibilidad comercial y su costo medio. Además,

su diseño transmite vibraciones paralelas a la superficie de la piel, siendo ideal para la aplicación específica del sistema háptico. Por lo tanto, se determinó que el motor vibrador tipo disco sería el actuador óptimo para el prototipo del sistema háptico, como se ilustra en la Figura 3.2.



Figura 3.2: Motor vibrador tipo disco [27].

La variación de voltaje modifica la frecuencia y la amplitud de los actuadores ERM de forma acoplada. Para este propósito, los microcontroladores suelen generar una señal PWM. Este tipo de señal digital ajusta el voltaje promedio al variar el ancho de pulso (o ciclo de trabajo) de una señal periódica. La señal modulada se utiliza para alimentar un dispositivo similar a un transistor, que proporcionan suficiente corriente para los devanados del motor. La naturaleza inductiva y resistiva del motor actúa como un filtro analógico de paso bajo, promediando los pulsos de la modulación.

3.3.4 Selección de la plataforma electrónica arduino

Para la selección de la plataforma de comunicación del dispositivo con la interfaz de control del sistema háptico, se realizó una comparación de dos placas electrónicas Arduino, cuyas especificaciones se describen en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3: Plataforma electrónica Arduino [35].

Tipo de Arduino	Uno	Mega
Microcontrolador	ATMEGA328P	ATMEGA2560
Voltaje de Operación/Entrada	5/7-12V DC	5/7-12V DC
Costo	Accesible	Accesible
Plataforma de programación	C/C++	C/C++
Puertos analógicos Salida/Entradas	6/0	16/0
Puertos Digitales IO/PWM	14/6	54/15
SRAM(KB)	2	8
Cable de comunicación serial	USB	USB

En base al análisis realizado en la tabla anterior, se decidió utilizar la plataforma Arduino Uno, debido a sus características de programación de lenguaje C/C++, su plataforma electrónica que utiliza ATMEGA328 para formar sistemas de control, sus 6 puertos PWM necesarios para el control de los actuadores y su costo accesible. Por lo tanto, se seleccionó esta plataforma como base del control del sistema háptico mostrada en la Figura 2.10.

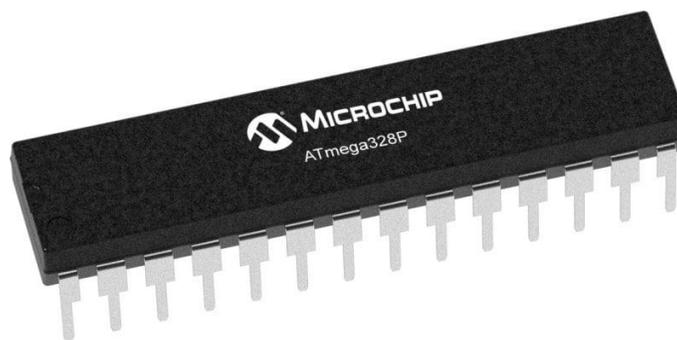


Figura 3.3: Microcontrolador ATmega328P [35].

3.3.5 Selección de driver para motor de vibración

El controlador utilizado es el circuito integrado L293D para motores DC, ampliamente empleado con diversos tipos de motores DC. Este módulo es compatible con la plataforma Arduino. Una de las principales ventajas del controlador L293D es que permite una alimentación independiente para los motores, lo que mejora la flexibilidad y eficiencia del sistema.

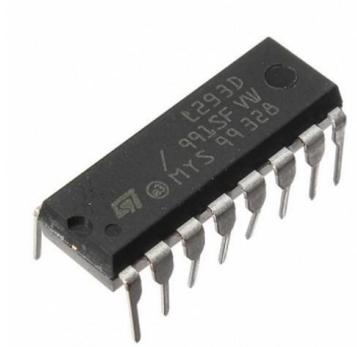


Figura 3.4: Circuito Integrado L293D [42]

CAPÍTULO IV

4 RESULTADOS

Este capítulo describe la construcción del Sistema Háptico y la ejecución de las pruebas de funcionamiento. La estructura del sistema se fabricó mediante prototipado rápido utilizando impresión 3D con material TPU, los vibromotores se ubican de manera interna en las bases de los módulos.



Figura 4.1: Sistema háptico.

Fuente: Autor

4.1 Desarrollo del dispositivo

Una vez seleccionado los componentes para la construcción del dispositivo. Se inicia con el diseño del sistema electrónico, lo que incluye la tarjeta de control, luego el diseño de los módulos, seguidamente se realiza la programación para la adquisición de las señales y finalmente la presentación de la señal de forma porcentual en una interfaz.

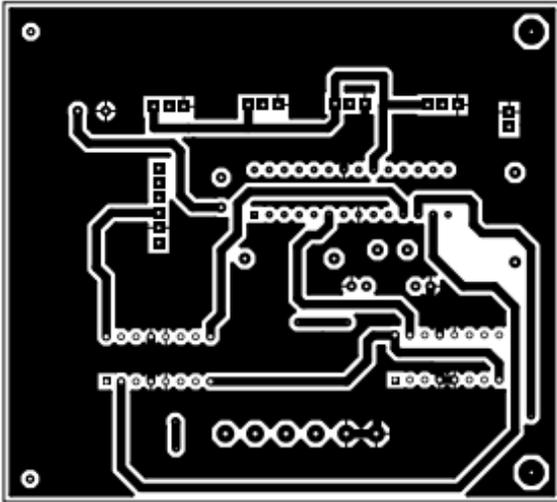
4.1.1 Implementación de dispositivos electrónicos

La implementación de los dispositivos electrónicos se llevó a cabo después de la selección del actuador y la plataforma ATmega328P. Las conexiones entre el motor DC y el controlador L293D al microcontrolador ATmega368P, se realizaron conforme a las especificaciones técnicas de cada elemento (Anexos 2 y 3), mostrado en el diagrama del circuito eléctrico diseñado en el software ISIS de Proteus (Anexos 5).

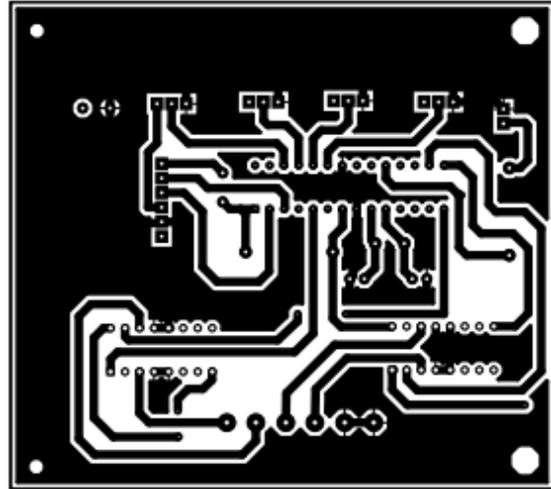
- **Diseño de la placa de circuito impreso (PCB)**

Diseño de la placa PCB y su construcción consta de caminos de material conductor (cobre) que comunica los diferentes componentes electrónicos; adicionalmente, la PCB tiene la función de fijar mecánicamente la base y los componentes electrónicos seleccionados.

El diseño de la placa PCB es una de las partes fundamentales en la elaboración del sistema. Su proceso de fabricación es sencillo y garantiza la confiabilidad u el rendimiento del sistema. Ver en la figura 4.2 a), diseño de la PCB vista frontal y en la figura 4.2 b), placa PCB vista posterior.



a) Parte frontal



b) Parte Posterior

Figura 4.2: Diseño de placa PCV.

Fuente: Autor

- **Ensamblaje de los componentes en placa**

Una vez finalizada la PCB, se realiza el montaje de los componentes y mediante un proceso de soldadura con estaño se fijan los elementos a la placa: a) jumpers conexión de potenciómetros, b) jumper conexión USB, c) microcontrolador ATmega328P, d) controladores L293D, e) borneras conexiones vibromotores, f) pulsador de reinicio del sistema, y g) led indicador de funcionamiento, ver en la figura 4.3.

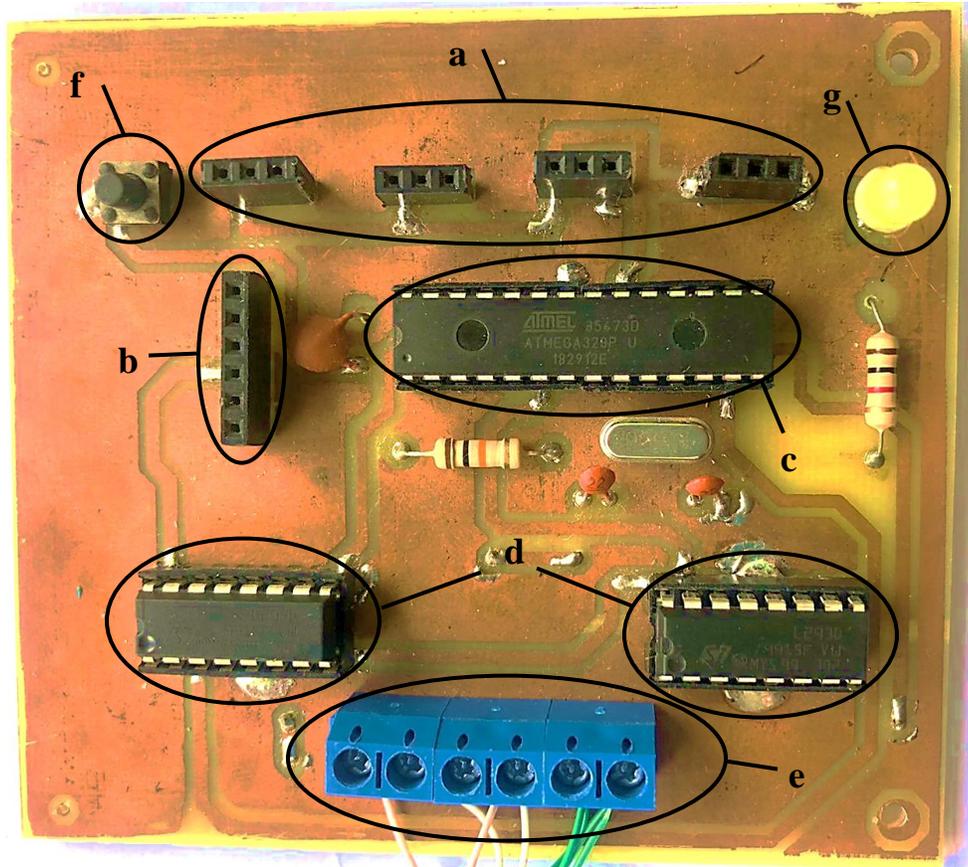


Figura 4.3: Tarjeta electrónica del sistema háptico con sus partes.

Fuente: Autor

- **Recepción de la señal de forma serial**

Para enviar las señales adquiridas a la PC utilizando una conexión por cable, se utilizó la comunicación serial a través de un puerto USB. En este caso, se empleó un microcontrolador ATmega238P conectado mediante un módulo USB, lo cual resultó ser una opción conveniente y eficiente.

4.1.2 Construcción de la estructura del sistema háptico

Basado en el análisis del estado del arte, la estructura se basó en el dispositivo háptico VibroTac. Realizando cambios en el modelo que ayudaran en la evolución del dispositivo. Entre

estos cambios se incluyó la implementación de actuadores que transmitan la vibración directamente a la piel, lo que optimizó la retroalimentación del dispositivo.

Se realiza el diseño de la estructura en un software CAD (Diseño Asistido por Computador), ya que permite obtener una perspectiva 3D del prototipo ensamblado. En la figura 4.4, se observa el ensamble en donde se identifica: 1) cuatro bases para los contenedores de los vibromotores, 2) cuatro contenedores en donde se almacena los vibromotores, 3) separadores de sujeción, 4) seguro fijo, 5) seguro móvil, 6) base de caja porta circuito, 7) tapa de caja porta circuito; los planos respectivos de cada elemento del ensamble se encuentran en el Anexo 1.

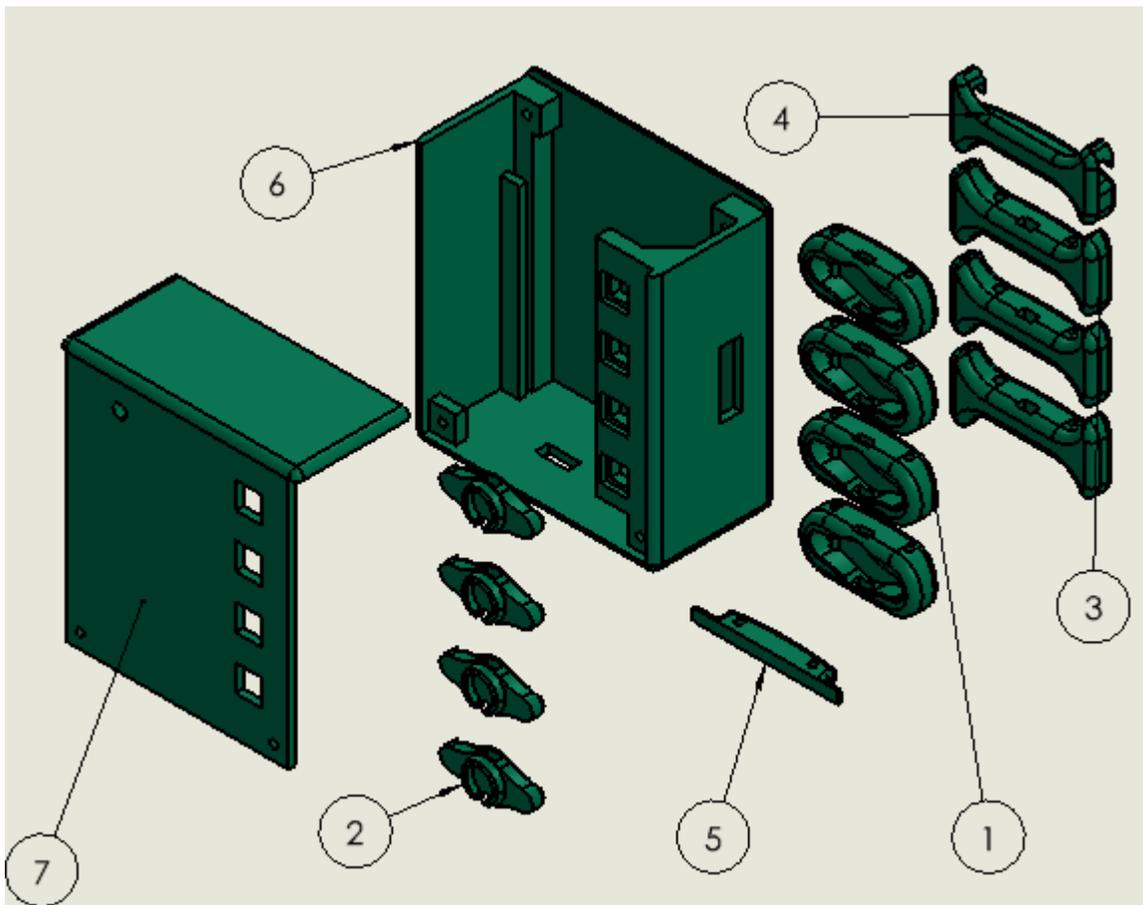
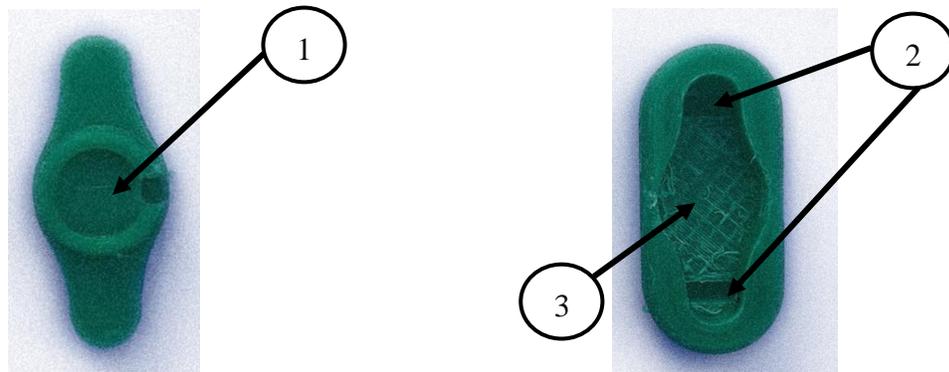


Figura 4.4: Vista explosiónada del Sistema Háptico.

Fuente: Autor

Se diseñó un contenedor para el motor ERM, donde se identifica: 1) posición del motor ERM, 2) conductos para cordón elástico, de acuerdo con los requerimientos propuestos, utilizando materiales flexibles cuyo objetivo era reducir la propagación de vibraciones en la estructura mecánica y adaptarse al actuador seleccionado previamente, ver Figura 4.5 a).



a) Base del motor de vibración.

a) Contenedor Base

Figura 4.5: *Partes del módulo impreso en material TPU.*

Fuente: Autor

A la vista de lo mencionado anteriormente, se llevó a cabo un cuidadoso diseño de la base utilizando material flexible. Este enfoque se adoptó con el fin de asegurar la comodidad del usuario y mantener la ergonomía proporcionado por el prototipo. La elección de este material permitió una adaptabilidad óptima a diferentes tipos de usuarios y escenarios de uso, mejorando así la experiencia general del usuario. La figura 4.5 b) muestra cómo se integró esta base flexible en el diseño del prototipo, mostrado en 3).

- **Impresión y ensamble de la estructura 3D**

Antes de proceder con la implementación de la estructura del sistema háptico, se realizó la impresión 3D del diseño. Los elementos de la estructura fueron fabricados utilizando filamento TPU, lo que permitió la integración de todos los componentes de manera eficiente: a) separador;

este componente no permite que el cordón elástico moleste al usuario, b) seguro fijo; permite asegurar el prototipo, c) seguro móvil; permite estirar el prototipo a una correcta ubicación. Esto se observa en la Figura 4.6.

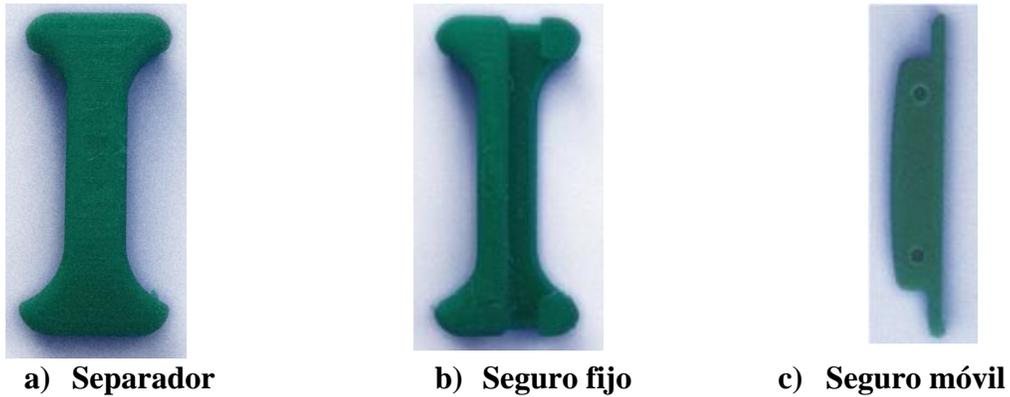


Figura 4.6: Separadores y seguros impresos en material TPU.

Fuente: Autor

- **Ensamble de la estructura**

Diseñado la estructura CAD del dispositivo y haciendo el uso de una impresora 3D con filamento TPU (Termoplástico Elastómero) color verde, se realiza el ensamble y montaje respectivo; 1) ensamble de los módulos, 2) montaje de la PCB, c) conexión de módulos con placa, ver en la figura 4.7.

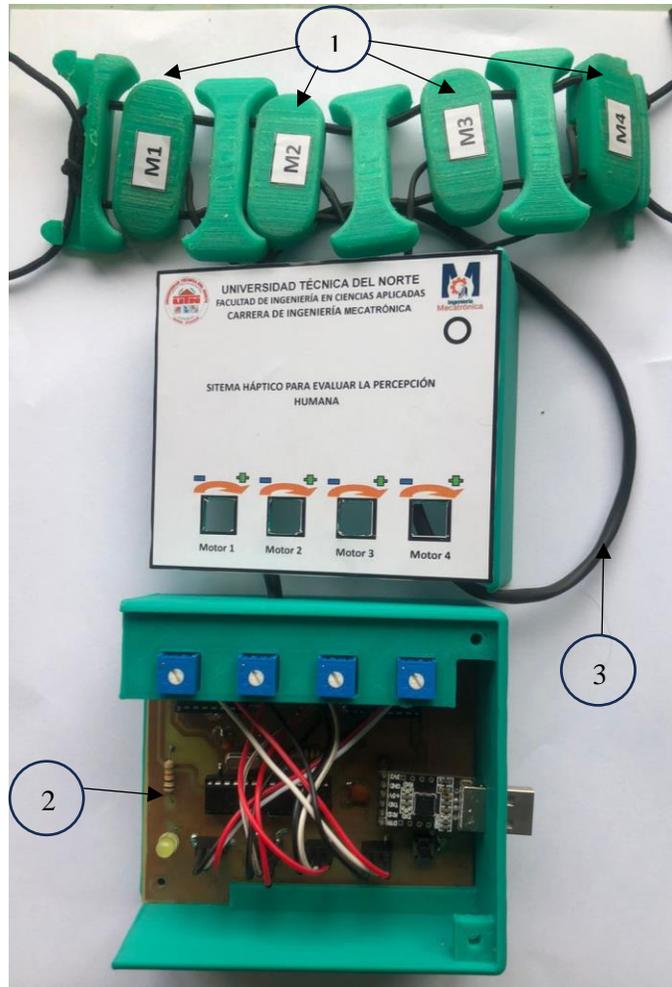


Figura 4.7: *Sistema Háptico ensamblado*

Fuente: Autor

4.1.3 *Desarrollo de la interfaz*

La interfaz gráfica se desarrolla mediante un software especializado en la ingeniería, las herramientas utilizadas permiten la creación de aplicaciones utilizando lenguaje de programación gráfica de alto nivel (Programación G) [43].

Para realizar la interfaz se ejecutan se utilizaron estructuras gráficas y controladores específicos. LabVIEW emplea una interfaz de programación grafica donde se arrastran y conectan nodos funcionales para construir programas. Estas estructuras gráficas permitieron una interacción

más intuitiva y visual en el diseño de interfaces y procesamiento de datos. Como resultado dio una ventana Inicial amigable con el usuario, ilustrada en la figura 4.8.

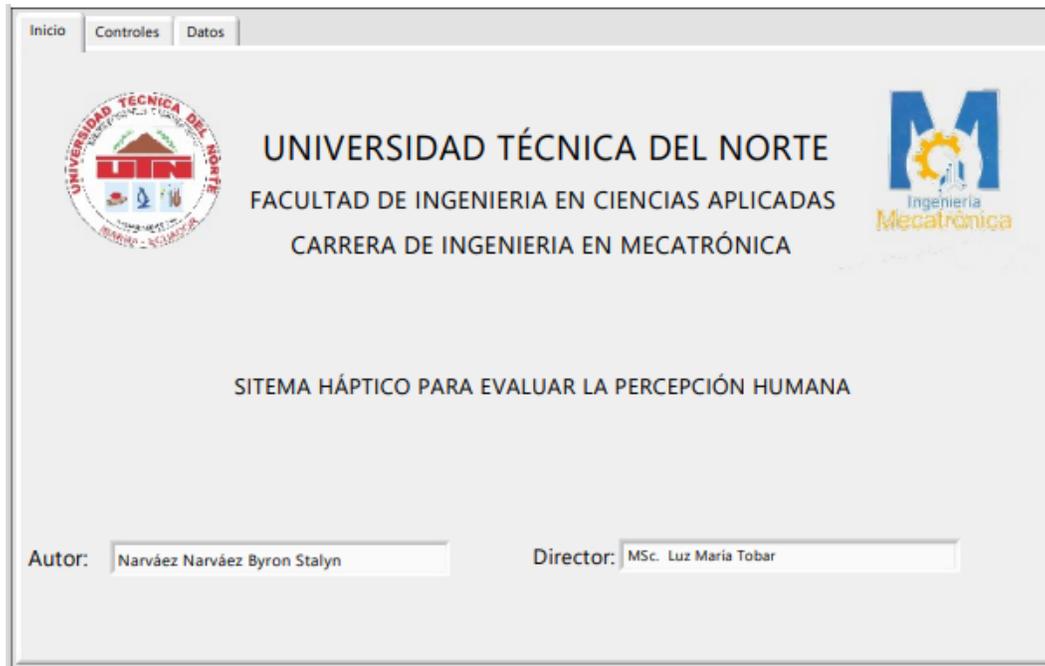


Figura 4.8: *Ventana de inicio de la interfaz de usuario.*

Fuente: Autor

4.2 Pruebas de funcionamiento

4.2.1 Validación del sistema

Para comprobar que el sistema funciona correctamente se realiza una comparativa con estudios ya realizados sobre la percepción Háptica, en este caso la zona de estudio es el antebrazo izquierdo, los datos de este estudio se recopilaron mediante un sistema de monitorización por una interfaz gráfica, donde se obtuvo las muestras mientras el paciente percibía la vibración generada por el sistema háptico.

4.2.2 Pruebas

El propósito de las pruebas fue evaluar la percepción háptica de los usuarios mediante el prototipo desarrollado. Las pruebas se realizaron con 6 pacientes, cuyas edades oscilaban entre 14

y 25 años, asegurándose que comprendieran el propósito del estudio y consintieran participar de manera voluntaria.

Se explico a cada paciente el procedimiento de la prueba, incluyendo como colocarse el dispositivo y qué esperar durante el experimento, se les informa sobre como ajustar la frecuencia mediante la interfaz de usuario.

Cada participante utilizo el dispositivo con los motores de vibración colocados en su antebrazo, se modificó la frecuencia de vibración a deferentes niveles hasta que sientan la estimulación física, las frecuencias de vibración se ajustaron en incrementos específicos para asegurar una variedad de estímulos táctiles (Anexo 6).

4.2.3 Datos de los pacientes

Todos los pacientes brindaron la información al instante de llenar los datos en la interfaz de usuario para realizar las respectivas pruebas.

Tabla4.4: Datos de los pacientes

	Edad	Género	Peso	Estatura
Paciente 1	16	Masculino	126 lb	155 cm
Paciente 2	19	Masculino	159 lb	176 cm
Paciente 3	17	Masculino	144 lb	167 cm
Paciente 4	17	Masculino	155 lb	180 cm
Paciente 5	14	Masculino	141 lb	167 cm
Paciente 6	23	Femenino	132 lb	169 cm

Fuente: Autor

4.2.4 Protocolo de pruebas

El presente protocolo tuvo como objetivo evaluar la sensibilidad táctil en pacientes utilizando un sistema háptico. Este sistema incluyó dispositivos de vibración configurables y una interfaz de usuario para registrar las respuestas del paciente. A través de este proceso, se buscó determinar la efectividad y precisión del sistema en la detección de estímulos táctiles. Las pruebas se realizaron en un entorno controlado y siguieron una serie de pasos cuidadosamente diseñados para asegurar la recolección de datos precisa y fiable. Estos procedimientos se llevaron a cabo con cada uno de los pacientes para garantizar la consistencia y comparabilidad de los resultados. A continuación, se detallan los procedimientos que se realizaron para la preparación, ejecución y análisis de las pruebas de sensibilidad táctil.

Preparación del dispositivo e interfaz: Configurar el dispositivo para la frecuencia y la intensidad de vibración adecuadas. Preparar la interfaz de registro para capturar las respuestas del paciente.

Posicionamiento del paciente: Colocar al paciente en una posición cómoda y estable para la evaluación de la sensibilidad en la parte del cuerpo deseada.

Estímulo táctil: Aplicar suavemente la manilla del dispositivo en la piel del paciente y activar la vibración a través de la interfaz de registro.

Pruebas individuales de módulos de vibración: Realizar pruebas por separado para cada uno de los módulos para los motores de vibración, incrementando la intensidad del motor de vibración en incrementos del 2 % y observando a través de la interfaz de usuario hasta que el paciente perciba la vibración. Registrar el dato de porcentaje de intensidad de cada uno de los motores de vibración en un archivo CSV cuando el paciente perciba la vibración.

Registro de respuestas: Registrar las respuestas del paciente a través de la interfaz de registro, incluyendo cualquier indicación de sensación táctil percibida.

Análisis de datos: Analizar los datos registrados para evaluar la sensibilidad táctil del paciente y cualquier variación entre las diferentes áreas evaluadas.

Registro de resultados: Documentar los resultados de la evaluación, incluyendo las respuestas del paciente y cualquier observación relevante.

4.3 Análisis general de los datos

Una vez realizada las pruebas a los voluntarios, se hace uso del documento con los datos obtenidos que se generan en formato .csv desde la interfaz de usuario para detallar el valor máximo en porcentaje de intensidad, el valor mínimo, el promedio de cada módulo en las pruebas realizadas.

Los datos respectivos se muestran a continuación:

Tabla 4.5: Datos globales pruebas de los pacientes.

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5	Paciente 6
Módulo 1	18	16	20	16	14	16
Módulo 2	18	18	18	16	14	18
Módulo 3	13	15	24	12	14	15
Módulo 4	16	23	24	18	22	23

Fuente: Autor

En la tabla 4.5, presenta todos los datos obtenidos de los 6 pacientes, los resultados muestran que la percepción de las vibraciones varía considerablemente entre pacientes, incluso para el mismo módulo, los módulo 3 y 4 mostraron una mayor variabilidad en la intensidad

percibida, mientras que los módulos 1 y 2 mostraron una percepción más uniforme entre los pacientes, Estas diferencias se deben a la sensibilidad táctil individual, la respuesta del sistema de vibración o factores personales que afectan la percepción sensorial.

Módulo 1: El paciente 5 percibió la menor intensidad (14%), mientras que el paciente 3 percibió la mayor intensidad (20%), con una variación de 6 puntos porcentuales. Los pacientes mostraron una percepción relativamente consistente de las vibraciones de este módulo, con pequeñas variaciones entre los individuos.

Módulo 2: El paciente 4 percibió la menor intensidad (12%) y el paciente 3 percibió la mayor intensidad (24%), con una variación significativa de 12 puntos porcentuales. La mayoría de los pacientes percibieron las vibraciones de este módulo en un rango estrecho (de 14 a 18), con una media de intensidad de 17.0 y una desviación estándar de 1.63. Esto sugiere una respuesta uniforme en comparación con otros módulos.

Módulo 3: El paciente 4 percibió la menor intensidad (12%) y el paciente 3 percibió la mayor intensidad (24%), con una variación significativa de 12 puntos porcentuales. Se observó una variabilidad significativa en las intensidades percibidas por los pacientes para este módulo, con un amplio rango de 12 a 24. La media de intensidad fue de 16.83 y la desviación estándar de 4.47, indicando diferencias marcadas en la sensibilidad táctil entre los participantes.

Módulo 4: El paciente 1 percibió la menor intensidad (16%) y los pacientes 2, 5 y 6 percibieron la mayor intensidad (23% y 24%), con una variación de 8 puntos porcentuales. La mayoría de los pacientes percibieron este módulo en un rango medio-alto de intensidades (de 16 a 24), con una media de intensidad de 20.33 y una desviación estándar de 3.06. Esto sugiere una percepción más uniforme entre los participantes en comparación con otros módulos.

El análisis de los datos reveló patrones distintos de percepción entre los módulos y entre los participantes. Las comparaciones detalladas mostraron cómo algunos pacientes percibieron las vibraciones en rangos más amplios de intensidad, mientras que otros fueron más sensibles o menos sensibles a las mismas vibraciones. Esto sugiere que factores individuales, como la sensibilidad táctil y la respuesta personal a estímulos hápticos.

Este análisis resume los aspectos clave abordados en la tesis, destacando tanto los logros como las áreas para futuras investigaciones y desarrollos tecnológicos en el campo de la percepción háptica.

CAPÍTULO V

5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

La magnitud física seleccionada para valorar la percepción humana fue la vibración, generada mediante motores tipo moneda de 5V. Esta elección se basó en la capacidad de la vibración para ser modulada en términos de frecuencia e intensidad, proporcionando estímulos para los participantes del estudio. La vibración demostró ser una magnitud física ideal para el estudio de la percepción háptica debido a su generación y control, lo que permitió una evaluación de las respuestas táctiles de los usuarios.

La selección de los componentes electrónicos, mecánicos y sistemas de control fue realizada mediante un proceso riguroso de evaluación utilizando matrices de ponderación. Cada componente fue comparado entre tres alternativas, asegurando que la opción elegida fuera la más adecuada en términos de funcionalidad, eficiencia y costo. Los componentes seleccionados, incluidos los motores de vibración tipo moneda de 5V, el controlador L293D y el microcontrolador ATmega328P, demostraron cumplir con los objetivos del proyecto. Este enfoque garantizó que cada componente cumpliera con los requisitos de rendimiento necesarios para el sistema.

El diseño del prototipo involucró la integración de los componentes seleccionados, resultando en un dispositivo ergonómico y funcional. La manilla equipada con cuatro motores de vibración y la caja protectora para el circuito de control fueron diseñadas para asegurar comodidad y durabilidad. El uso de matrices de ponderación en la selección de materiales y diseño mecánico

aseguró que el prototipo cumpliera con los requerimientos técnicos, proporcionando una experiencia háptica al usuario.

El funcionamiento del prototipo fue validado mediante un protocolo de pruebas que evaluó la percepción háptica de los usuarios. Las pruebas demostraron que los participantes percibían claramente las variaciones en las vibraciones a diferentes frecuencias, confirmando la funcionalidad del sistema. Los resultados validaron que el sistema es una herramienta para la investigación en percepción háptica, cumpliendo con los objetivos planteados y proporcionando una base sólida para futuras mejoras y aplicaciones.

5.2 Recomendaciones

Para llevar a cabo el diseño de la parte electrónica, el caso del sistema y la interfaz se dispone de diversas alternativas de software, algunas gratuitas o accesibles mediante una licencia estudiantil. Es importante considerar cuál software es el más adecuado para cada parte del diseño, ya que la existencia de una variedad de programas específicos requiere elegir aquel que mejor se adapte y contribuya al logro de los objetivos planteados.

Existen diversos materiales para la impresión en 3D, y es aconsejable realizar pruebas con varios filamentos disponibles para determinar cuál ofrece mayor eficiencia. No obstante, es fundamental considerar el costo, las propiedades mecánicas y los factores ambientales a los que estará expuesto el dispositivo, ya que cada filamento tiene características diferentes y su implementación se verá afectada según el objetivo que se desee alcanzar.

Para llevar a cabo pruebas de funcionamiento, se recomienda involucrar a individuos con problemas de sensibilidad en sus brazos. Esto permitirá evaluar de mejor manera el desempeño del sistema háptico. Al contar con la experiencia directa de estos usuarios, se identificará mejor las áreas de mejora y garantizar que el sistema cumpla con los objetivos planteados, proporcionando así una herramienta más eficiente y adecuada para las necesidades específicas de los usuarios finales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. Punset, *El alma está en el cerebro*. Penguin Random House Grupo Editorial España, 2010.
- [2] B. T. Nghiem *et al.*, “Providing a Sense of Touch to Prosthetic Hands:,” *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 135, no. 6, pp. 1652–1663, Jun. 2015, doi: 10.1097/PRS.0000000000001289.
- [3] T. A. Kuiken, P. D. Marasco, B. A. Lock, R. N. Harden, and J. P. A. Dewald, “Redirection of cutaneous sensation from the hand to the chest skin of human amputees with targeted reinnervation”.
- [4] A. Montagu, *El tacto: la importancia de la piel en las relaciones humanas*. Grupo Planeta (GBS), 2004.
- [5] S. Schatzle, T. Ende, T. Wusthoff, and C. Preusche, “VibroTac: An ergonomic and versatile usable vibrotactile feedback device,” in *19th International Symposium in Robot and Human Interactive Communication*, Viareggio, Italy: IEEE, Sep. 2010, pp. 670–675. doi: 10.1109/ROMAN.2010.5598694.
- [6] E. G. Armada, *Los robots y sus capacidades*. Los Libros De La Catarata, 2022.
- [7] A. M. Pérez and M. J. P. Curiel, “Propuesta de estimulación sensorial para un alumno de Educación Infantil en un centro de Educación Especial”.

- [8] C. C. García, “El procesamiento de la información somatosensorial y la funcionalidad de la mano en pacientes con Daño Cerebral Adquirido.”
- [9] M. N. Selzer, “Interacción humano computadora en ambientes virtuales,” 2018.
- [10] J. M. Muñoz, “A Vibrotactile prototyping toolkit for virtual reality and videogames,” <http://purl.org/dc/dcmitype/Text>, Universidad de Castilla-La Mancha, 2014. Accessed: Jun. 27, 2024. [Online]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=86341>
- [11] J. de Pedro Pascual, “Sustitución sensorial: sistema de ayuda a invidentes,” bachelorThesis, 2020. Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://repositorio.uam.es/handle/10486/692837>
- [12] B. Y. Machuca Bautista, “Prototipo electrónico para visión basado en la sustitución sensorial,” *CENTRO DE INVESTIGACIONES EN OPTICA, A.C.*, p. 67, 2010.
- [13] J. Arata, H. Kondo, N. Ikedo, and H. Fujimoto, “Haptic Device Using a Newly Developed Redundant Parallel Mechanism,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 27, no. 2, pp. 201–214, Apr. 2011, doi: 10.1109/TRO.2010.2098272.
- [14] E. D. Lima Lizárraga, “Sistema tutor inteligente para el aprendizaje de la electrónica básica a estudiantes de 6to de secundaria,” Thesis, 2017. Accessed: Jul. 02, 2024. [Online]. Available: <http://repositorio.umsa.bo/xmlui/handle/123456789/16337>
- [15] M. Loyola, “Herramienta de autoría de feedback háptico para aplicaciones de realidad virtual”.

[16] “CyberTouch — CyberGlove Systems LLC.” Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.cyberglovesystems.com/cybertouch>

[17] J. Franco, “Sunu Band, pulsera-reloj con sistema de detección de obstáculos por medio de ultrasonidos,” InfoTecnoVision. Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.infotecnovision.com/sunu-band-pulsera-reloj-con-sistema-de-deteccion-de-obstaculos-por-medio-de-ultrasonidos/>

[18] C. Frigola, “PENSANDO CON EL CUERPO: THE EMBODIED MIND. EL ORIGEN SOMATO-SENSORIAL DE LA IDENTIFICACION PROYECTIVA,” 2018.

[19] A. B. Vallbo and R. S. Johansson, “Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation.,” *Hum Neurobiol*, vol. 3, no. 1, pp. 3–14, 1984.

[20] K. Johnson, “Neural basis of haptic perception,” *Stevens’ handbook of experimental psychology*, vol. 1, pp. 537–580, 2002.

[21] T. D. Sáez, “Relación entre procesos mentales y sentido háptico: emociones y recuerdos mediante el análisis empírico de texturas.”.

[22] H. Orozco, “Instituto Nacional de Ciencias Medicas y Nutricion ‘Salvador Zubiran,’” *Arch Surg*, vol. 138, no. 9, p. 940, Sep. 2003, doi: 10.1001/archsurg.138.9.940.

[23] P. Alonso González, “Los corpúsculos sensitivos en los vertebrados: corpúsculos de Meissner y Pacini en humanos y otros primates,” doctoral thesis, 2016. Accessed: Jul. 02, 2024. [Online]. Available: <https://digibuo.uniovi.es/dspace/handle/10651/38773>

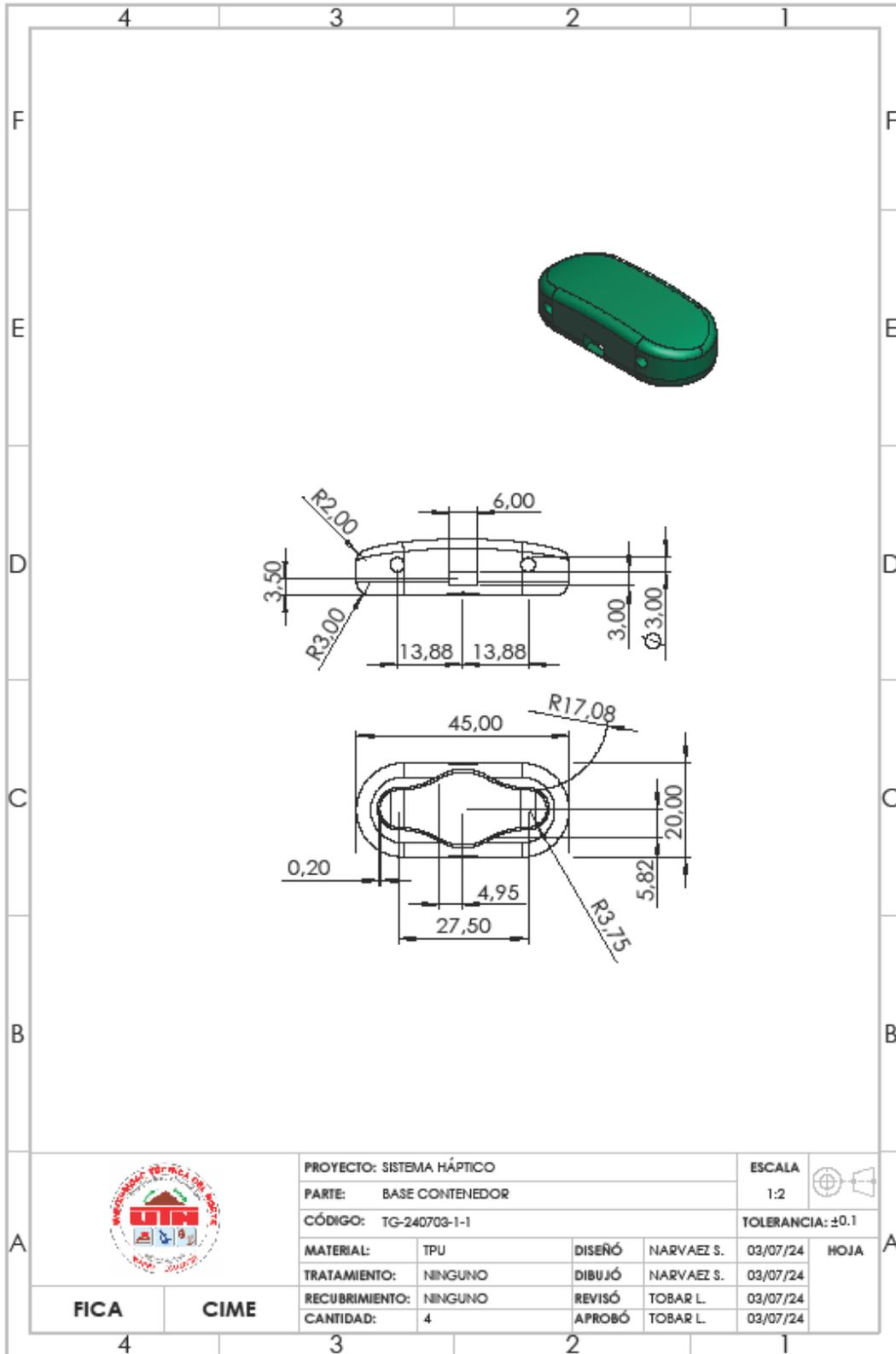
[24] R. T. Verrillo, “Investigation of some parameters of the cutaneous threshold for vibration,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 34, no. 11, pp. 1768–1773, 1962.

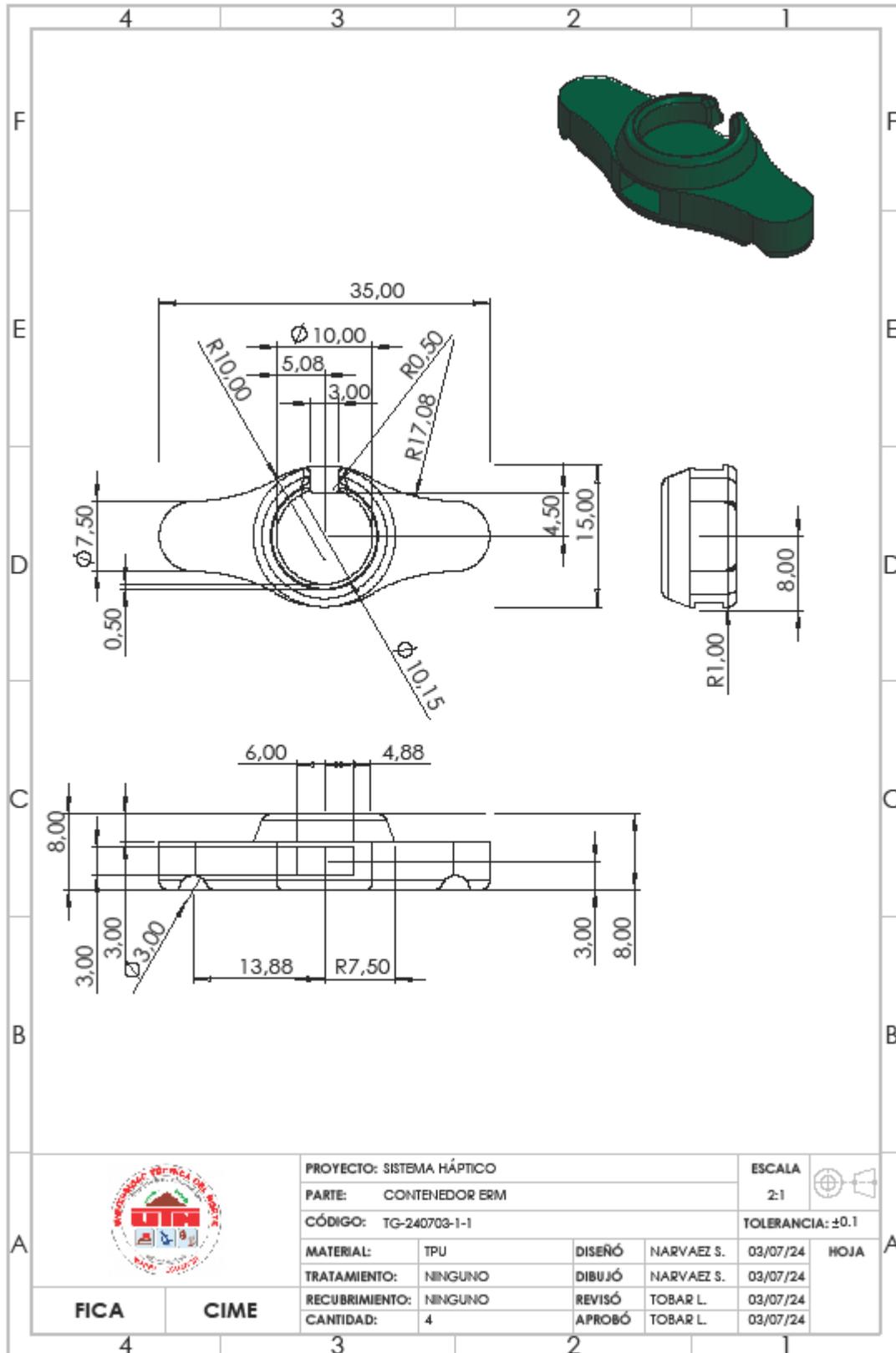
- [25] C. S. Mas, *Fundamentos de neurociencia*. Editorial UOC, 2007.
- [26] C. W. de Silva, *Sensors and Actuators: Engineering System Instrumentation, Second Edition*. CRC Press, 2015.
- [27] J. A. P. Guamantica, “DECLARATORIA DE AUDITORÍA:”.
- [28] F. A. Gibbs, “Modelado y caracterización de cerámicas piezoeléctricas libres de plomo para su aplicación en un motor piezoeléctrico ultrasónico,” Universidad Nacional de Mar del Plata. Facultad de Ingeniería; Argentina, 2022.
- [29] A. R. Canales and J. M. M. Martínez, *Automatización y telecontrol de sistemas de riego*. Marcombo, 2010.
- [30] G. D. Ruiz Mesias, “Sistema de control y monitoreo para mejorar los procesos de administración de los laboratorios de las Carreras de Sistemas, Electrónica e Industrial en la FISEI-UTA,” Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas ..., 2014.
- [31] M. G. NABOA, “DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE UN CONTROLADOR PID PARA UNA PLANTA CON FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA CONOCIDA,” UNIVERSIDAD VERACRUZANA, 2012.
- [32] L. M. Sani Siza, “Dispositivo inalámbrico para la adquisición de señales electromiográficas de miembros inferiores,” 2023.
- [33] Ó. Torrente, *Arduino: Curso práctico de formación*. Alpha Editorial, 2013.
- [34] G. Galeano, *Programación de sistemas embebidos en c*. Alpha Editorial, 2009.
- [35] J. R. Lajara and J. P. Sebastiá, *Sistemas integrados con arduino*. Alpha Editorial, 2014.

- [36] O. E. B. Zapata and F. B. Zapata, *Microcontroladores PIC con programación PBP*. Ra-Ma Editorial, 2011.
- [37] S. Robles and E. Jacqueline, “TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERA EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES”.
- [38] P. Bertoleti, *Proyectos con ESP32 y LoRa*. Editora NCB, 2019.
- [39] “GUI de MATLAB.” Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html>
- [40] J. R. L. Vizcaíno and J. P. Sebastián, *LabVIEW: Entorno gráfico de programación*. Marcombo, 2011.
- [41] I. J. M. Osejo, “CHRISTIAN DAVID PALACIOS HERRERA”.
- [42] E. Universitat Politècnica De València, “Universitat Politècnica de València,” *ing.agua*, vol. 18, no. 1, p. ix, Sep. 2014, doi: 10.4995/ia.2014.3293.
- [43] “Programe gráficamente en G con LabVIEW.” Accessed: Jun. 19, 2024. [Online]. Available: <https://www.ni.com/es/shop/labview/develop-graphical-programming.html>

ANEXOS

Anexo 1 – Dimensiones de la estructura





PROYECTO: SISTEMA HÁPTICO

PARTE: CONTENEDOR ERM

CÓDIGO: TG-240703-1-1

MATERIAL:

TPU

TRATAMIENTO:

NINGUNO

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

CANTIDAD:

4

ESCALA

2:1



TOLERANCIA: ± 0.1

DISEÑO

NARVAEZ S.

03/07/24

DIBUJO

NARVAEZ S.

03/07/24

REVISÓ

TOBAR L.

03/07/24

APROBÓ

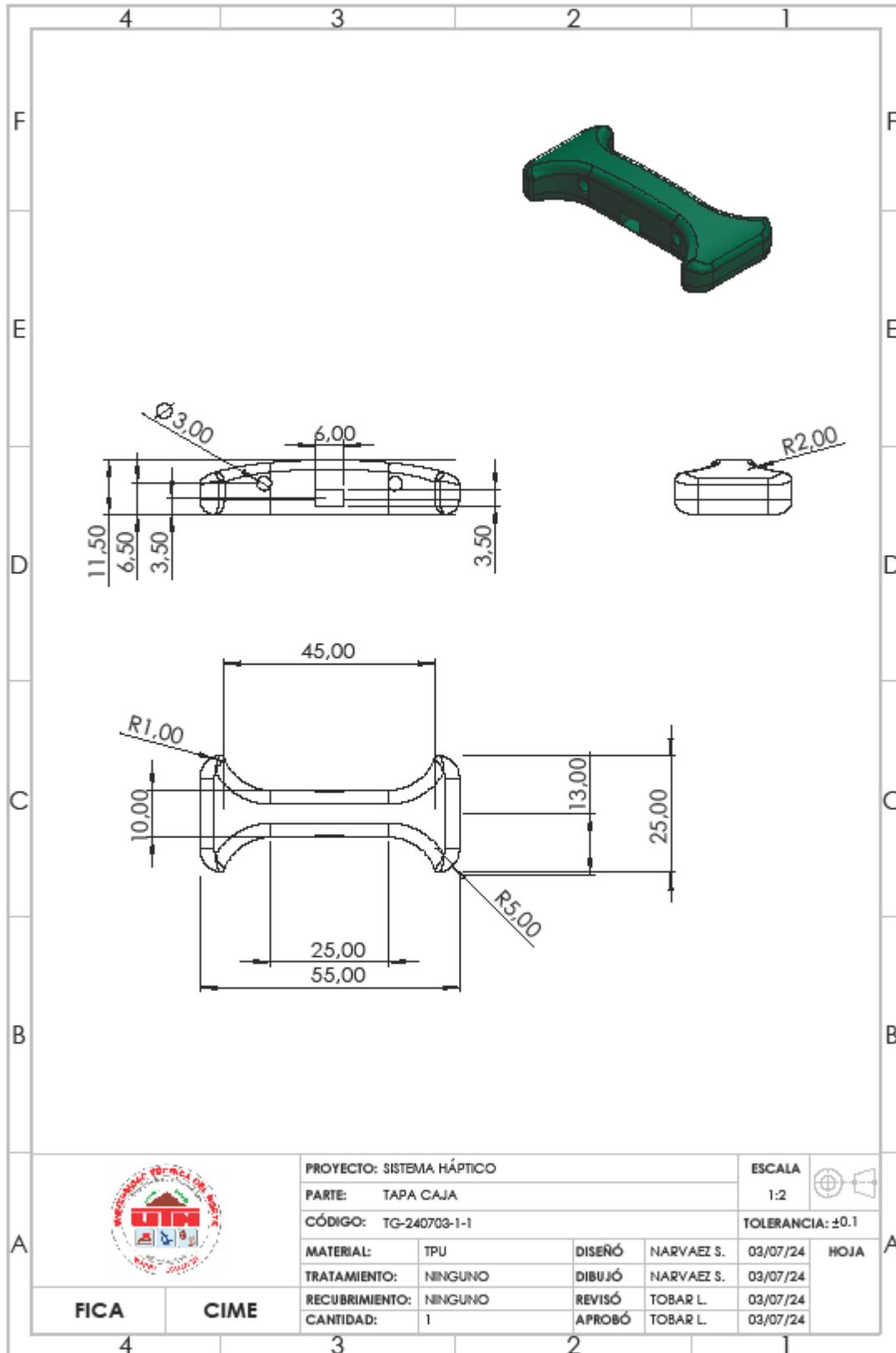
TOBAR L.

03/07/24

FICA

CIME

HOJA



PROYECTO: SISTEMA HÁPTICO

ESCALA



PARTE: TAPA CAJA

1:2

CÓDIGO: TG-240703-1-1

TOLERANCIA: ±0.1

MATERIAL:

TPU

DISEÑO

NARVAEZ S.

03/07/24

HOJA

TRATAMIENTO:

NINGUNO

DIBUJÓ

NARVAEZ S.

03/07/24

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

REVISÓ

TOBAR L.

03/07/24

CANTIDAD:

1

APROBÓ

TOBAR L.

03/07/24

FICA

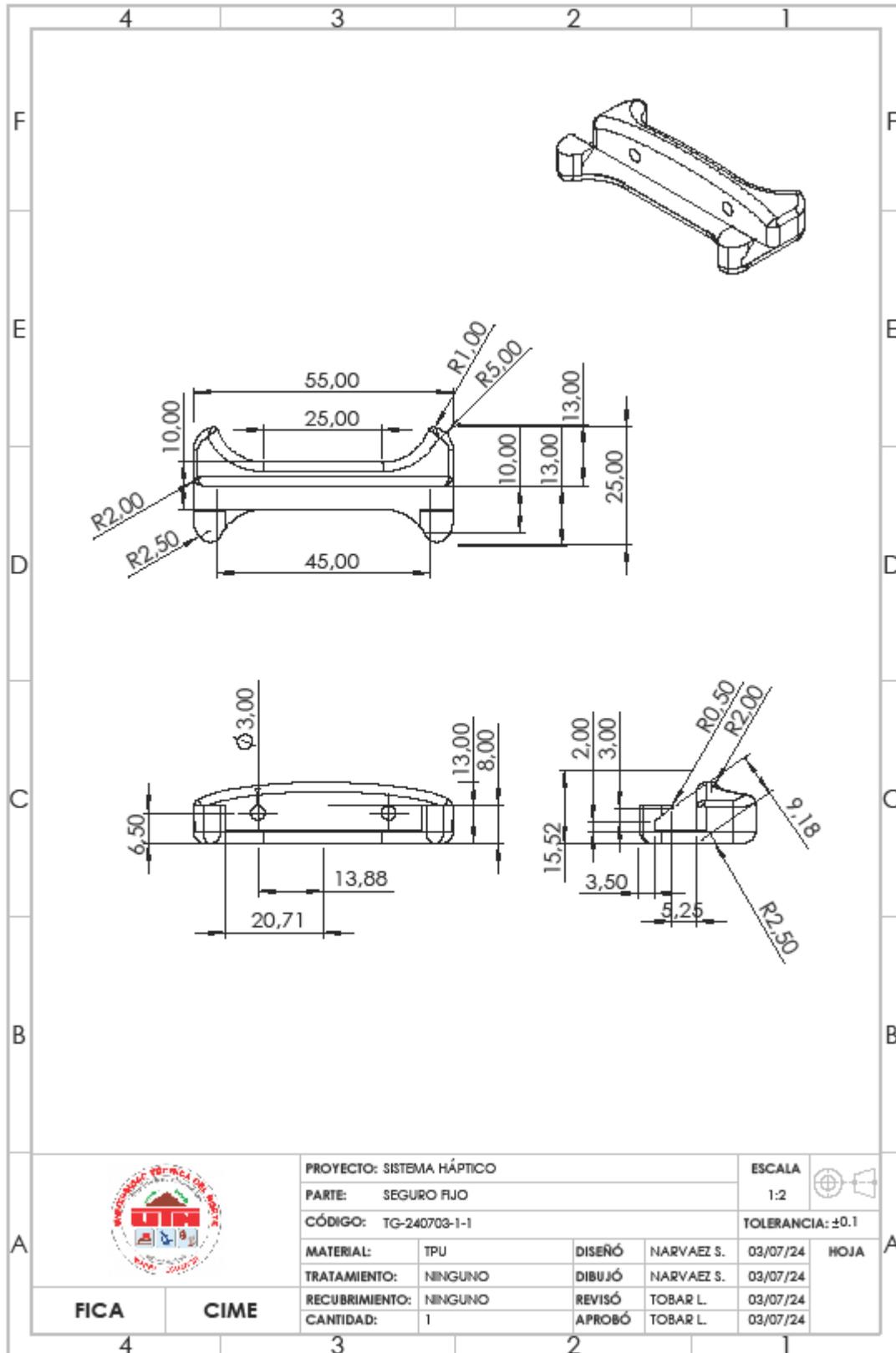
CIME

4

3

2

1



PROYECTO: SISTEMA HÁPTICO

PARTE: SEGURO FIJO

CÓDIGO: TG-240703-1-1

ESCALA

1:2



TOLERANCIA: ± 0.1

MATERIAL:

TPU

TRATAMIENTO:

NINGUNO

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

CANTIDAD:

1

DISEÑO

NARVAEZ S.

03/07/24

DIBUJO

NARVAEZ S.

03/07/24

REVISÓ

TOBAR L.

03/07/24

APROBÓ

TOBAR L.

03/07/24

HOJA

FICA

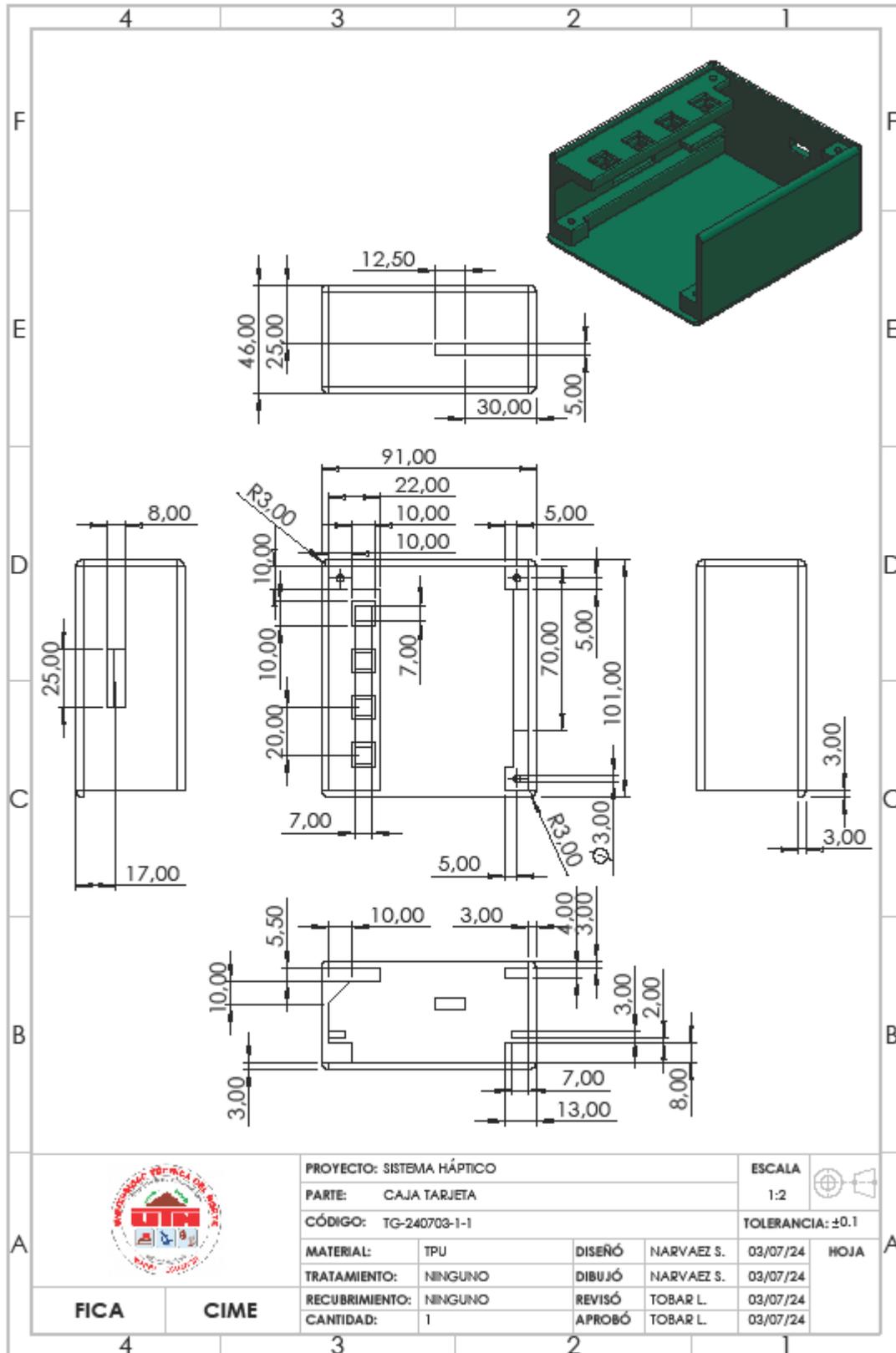
CIME

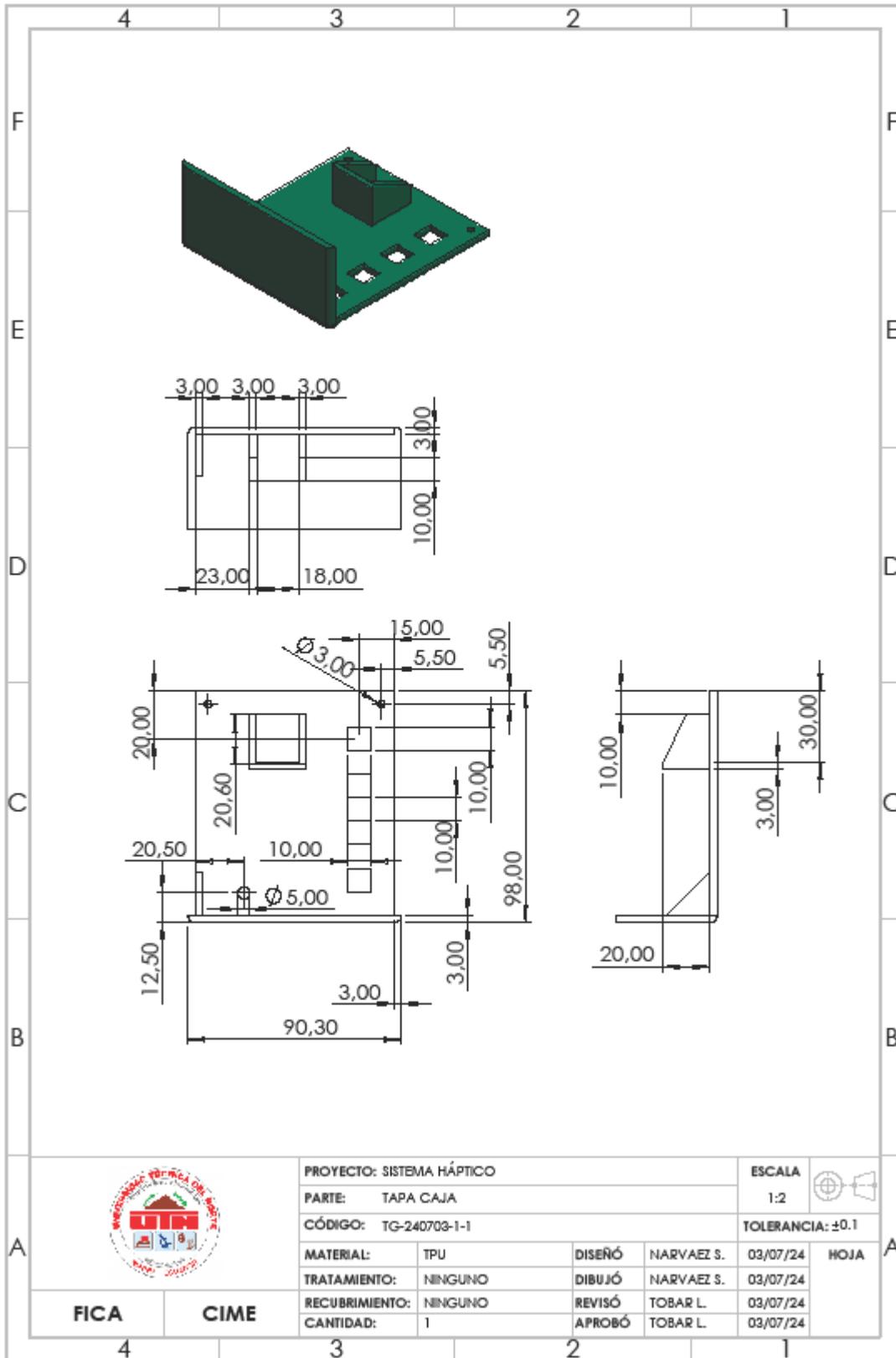
4

3

2

1





PROYECTO: SISTEMA HÁPTICO

PARTE: TAPA CAJA

CÓDIGO: TG-240703-1-1

MATERIAL:

TPU

TRATAMIENTO:

NINGUNO

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

CANTIDAD:

1

DISEÑO

NARVAEZ S.

DIBUJO

NARVAEZ S.

REVISÓ

TOBAR L.

APROBÓ

TOBAR L.

ESCALA

1:2



TOLERANCIA: ±0.1

HOJA

FICA

CIME

Anexo 2 – Datasheet ATMEGA 328P

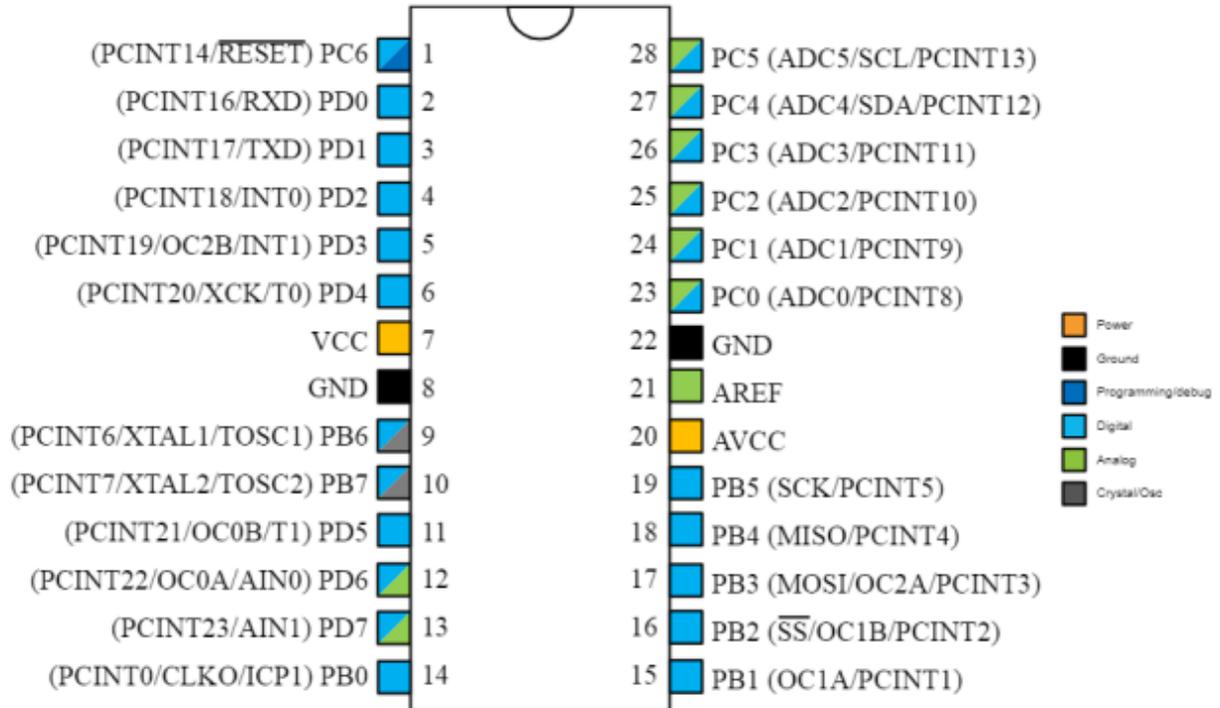
Configuration Summary

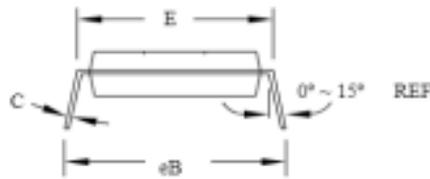
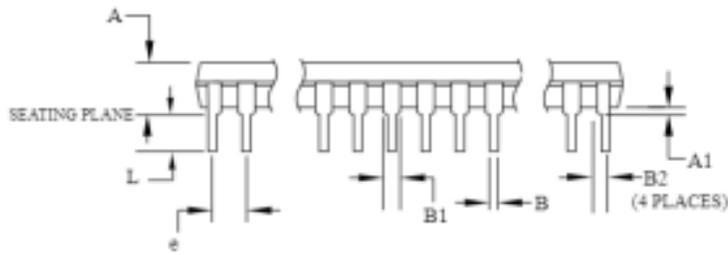
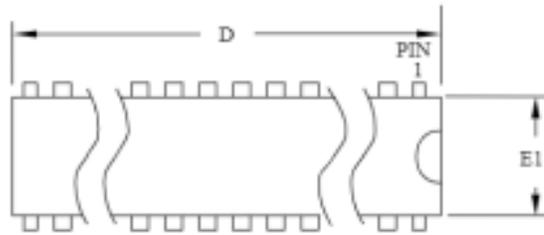
Features	ATmega328/P
Pin Count	28/32
Flash (Bytes)	32K
SRAM (Bytes)	2K
EEPROM (Bytes)	1K
Interrupt Vector Size (instruction word/vector)	1/1/2
General Purpose I/O Lines	23
SPI	2
TWI (I ² C)	1
USART	1
ADC	10-bit 15kSPS
ADC Channels	8
8-bit Timer/Counters	2
16-bit Timer/Counters	1

and support a real Read-While-Write Self-Programming mechanism. There is a separate Boot Loader Section, and the SPM instruction can only execute from there. In , there is no Read-While-Write support and no separate Boot Loader Section. The SPM instruction can execute from the entire Flash.

Pin-out

Figure 5-1. 28-pin PDIP





Note: 1. Dimensions D and E1 do not include mold Flash or Protrusion.
Mold Flash or Protrusion shall not exceed 0.25mm (0.010").

COMMON DIMENSIONS
(Unit of Measure = mm)

SYMBOL	MIN	NOM	MAX	NOTE
A	-	-	4.5724	
A1	0.508	-	-	
D	34.544	-	34.798	Note 1
E	7.620	-	8.255	
E1	7.112	-	7.493	Note 1
B	0.381	-	0.533	
B1	1.143	-	1.397	
B2	0.762	-	1.143	
L	3.175	-	3.429	
C	0.203	-	0.356	
eB	-	-	10.160	
e	2.540 TYP			

09/28/01

Atmel 2325 Orchard Parkway
San Jose, CA 95131

TITLE
28P3, 28-lead (0.300"/7.62mm Wide) Plastic Dual
Inline Package (PDIP)

DRAWING NO. 28P3
REV. B



L293D
L293DD

PUSH-PULL FOUR CHANNEL DRIVER WITH DIODES

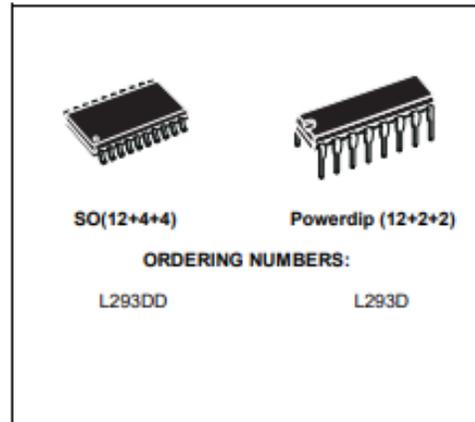
- 600mA OUTPUT CURRENT CAPABILITY PER CHANNEL
- 1.2A PEAK OUTPUT CURRENT (non repetitive) PER CHANNEL
- ENABLE FACILITY
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)
- INTERNAL CLAMP DIODES

DESCRIPTION

The Device is a monolithic integrated high voltage, high current four channel driver designed to accept standard DTL or TTL logic levels and drive inductive loads (such as relays solenoides, DC and stepping motors) and switching power transistors.

To simplify use as two bridges each pair of channels is equipped with an enable input. A separate supply input is provided for the logic, allowing operation at a lower voltage and internal clamp diodes are included.

This device is suitable for use in switching applications at frequencies up to 5 kHz.



The L293D is assembled in a 16 lead plastic package which has 4 center pins connected together and used for heatsinking

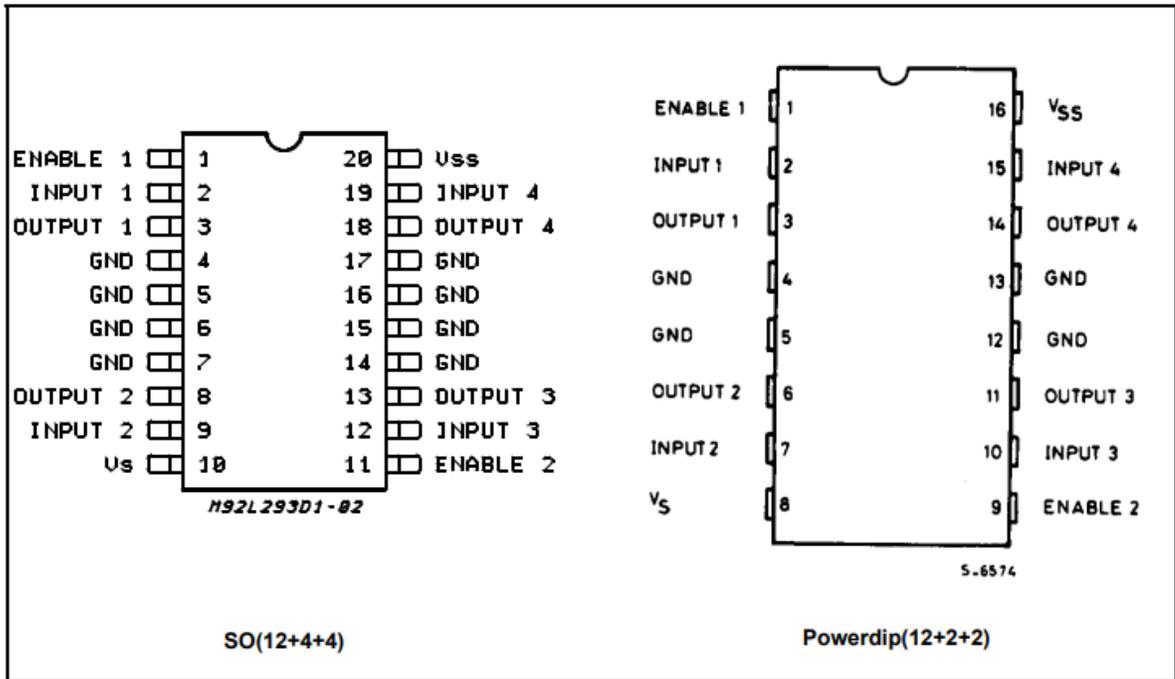
The L293DD is assembled in a 20 lead surface mount which has 8 center pins connected together and used for heatsinking.

L293D - L293DD

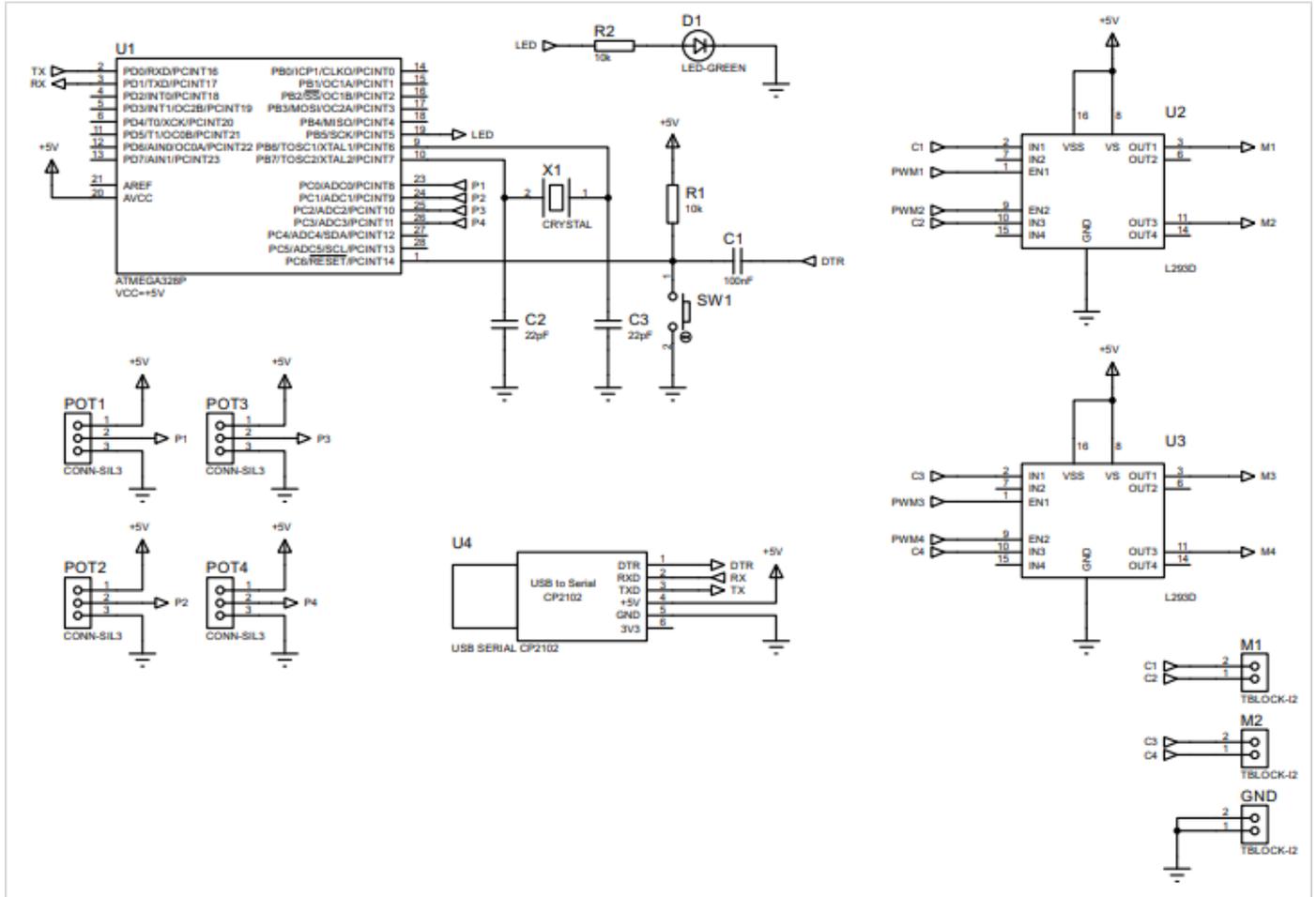
ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _S	Supply Voltage	36	V
V _{SS}	Logic Supply Voltage	36	V
V _i	Input Voltage	7	V
V _{en}	Enable Voltage	7	V
I _o	Peak Output Current (100 μs non repetitive)	1.2	A
P _{tot}	Total Power Dissipation at T _{pins} = 90 °C	4	W
T _{stg} , T _j	Storage and Junction Temperature	- 40 to 150	°C

PIN CONNECTIONS (Top view)



Anexo 4 - Diagrama del circuito eléctrico.



Anexo 5- Fotografía Pacientes



Paciente 1



Paciente 2



Paciente 3



Paciente 4



Paciente 5



Paciente 6

Anexo 6– Código realizado en IDE de Arduino

```
//Sistema Háptico para
//Evaluar la percepción
//Humana
float variables[10]; // aquí se almacenan los parámetros de configuración
int pines[4] = { 3, 5, 6, 9};
int am1=7;
int am2=8;
int am3=10;
int am4=4;
byte i = 0;
char input[5];
void setup() {
  pinMode(am1, OUTPUT);
  pinMode(am2, OUTPUT);
  pinMode(am3, OUTPUT);
  pinMode(am4, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  TCCR2B = (TCCR2B & 0xF8) | 0x01; //PIN 3 (1 - 7)
  TCCR0B = (TCCR0B & 0xF8) | 0x01; //PIN 5 6 (1 - 5)
  TCCR1B = (TCCR1B & 0xF8) | 0x01; //PIN 9 10 11 (1 - 5)
}
void loop() {
}
/*Evento serial para recepción de datos*/
void serialEvent() {
  digitalWrite(7, HIGH);
  digitalWrite(8, HIGH);
  digitalWrite(10, HIGH);
```

```

digitalWrite(4, HIGH);
digitalWrite(3, LOW);
digitalWrite(5, LOW);
digitalWrite(6, LOW);
digitalWrite(9, LOW);
float value;
if (Serial.available()) {
  input[i] = (char)Serial.read();
  i++;
  if (i == 5) {
    // Convertir caracteres en un número entero
    int val = 0;
    for (int j = 1; j < 5; j++)
      val = val * 10 + input[j] - '0';
    value = (float)val;
    // Asignar los parámetros leídos basados en el orden alfabético 'a'=0, 'b'=1...
    variables[input[0] - 'a'] = value;
    analogWrite(pines[input[0] - 'a'], value);
    char buff[10];
    sprintf(buff, "%05lu", (unsigned long)(value));
    Serial.print(buff);
    i = 0;
    if(input[1]=e && input[5]=1){
      }
    }
  }
}

```