



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
Organismo Público Descentralizado del Gobierno de Puebla



INGENIERÍA MECATRÓNICA

Trabajo Práctico como requisito parcial para obtener el título de Ingeniero en Mecatrónica

Máscara para Fisioterapia

Presenta:
Pérez García Luis Daniel

Asesor en la universidad:
Dr. José Pedro Sánchez Santana

Asesor en la empresa:
Dr. Rafael Rojas Rodríguez

Juan C. Bonilla, Puebla a 03 de Diciembre de 2018.

**DIRECCIÓN DEL PROGRAMA ACADÉMICO DE INGENIERÍA
MECATRÓNICA****ACTA DE EXAMEN**

En el Municipio Juan C. Bonilla, Puebla a 6 de DECEMBRE del año 2018 siendo las 15:00 horas, se reunieron en el aula D3-206 de esta Universidad, los integrantes del jurado:

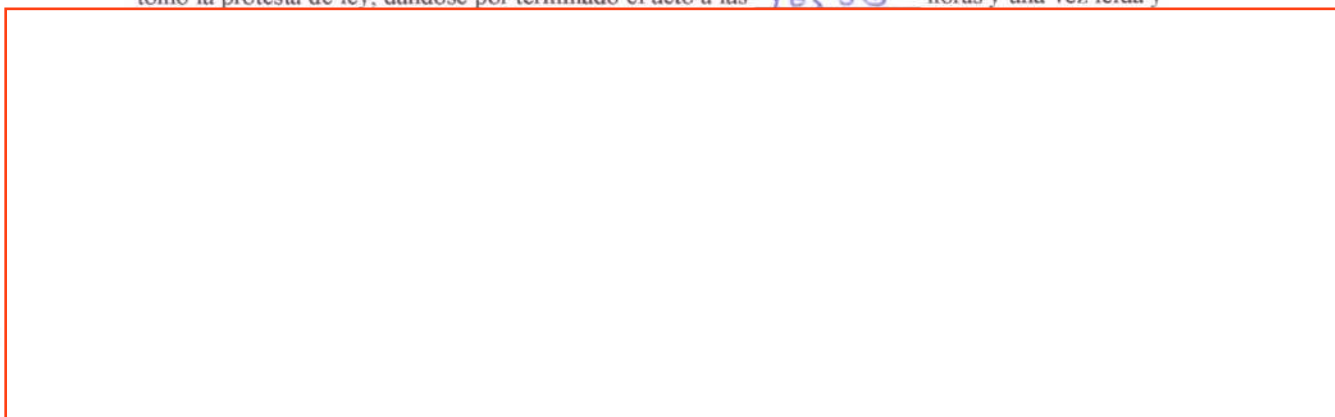
Presidente: DR. RAFAEL ROJAS RODRÍGUEZ.
Secretario: DR. OBEO CORTÉS ABURTO
Vocal: MTRA. MARINA TEPOX CRUZ.

Y de acuerdo a las disposiciones reglamentarias en vigor se procedió a efectuar el examen que para obtener el título de Ingeniero(a) Mecatrónico(a) presenta el/la C. LUIS DANIEL PÉREZ GARCÍA. con matrícula número 1314A0101.

Tomando en cuenta el contenido del trabajo cuyo título es: MÁSCARA PARA FISIOTERAPIA

que fue dirigido por DR. RAFAEL ROJAS RODRÍGUEZ. y codirigido por DR. OBEO CORTÉS ABURTO., una vez concluida la presentación oral se decidió que fuera: APROBADO.

El/La presidente del jurado hizo saber al sustentante el resultado obtenido, el código de ética y le tomó la protesta de ley, dándose por terminado el acto a las 16:00 horas y una vez leída y





SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
GOBIERNO DE PUEBLA



SEP
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



Carta de Presentación/Aceptación para Realizar Estancia/Estadía

Juan C. Bonilla, Puebla a 17 de Septiembre de 2018

Dr. Rafael Rojas Rodríguez
Profesor de Tiempo Completo del
PE de Ingeniería Mecatrónica UPPue
Presente:

Los estudiantes de la Universidad Politécnica de Puebla, como parte de su formación académica y profesional, deben realizar de manera obligatoria su Estadía dentro de una empresa o institución relacionada con algún área de especialización de sus estudios respectivos, con la intención de adquirir pertinencia y experiencia laboral en cada ciclo formativo.

Estas actividades se desarrollarán durante un cuatrimestre, que comprende **600 horas** de trabajo, distribuidas de acuerdo al convenio al que se llegue con la empresa.

Es importante destacar que los estudiantes tienen la obligación de mantener la confidencialidad de la información derivada de la Estadía, y además, durante el desarrollo de ésta, no generarán relación laboral alguna con la Unidad Productiva o Social, ya que ellos cuentan con seguro social facultativo que les cubre la atención médica.

Agradecemos las facilidades brindadas al estudiante:

Nombre: **Pérez García Luis Daniel**
Número de matrícula: **1314A0101**
Programa académico: **Ingeniería en Mecatrónica**
Actividades a desarrollar: **Estadía en Mecatrónica**
Duración: **600 Hrs.**
Fecha de inicio: 18 de Septiembre de 2018 Fecha de término: 14 de Diciembre de 2018
Asesor por parte de la Unidad Productiva o Social: Dr. Rafael Rojas Rodríguez
Asesor por parte de la Universidad: José Pedro Sánchez Santana

De conformidad, las partes se comprometen a cumplir con lo mencionado anteriormente.

Por la Universidad Por la Unidad Productiva o Estudiante



"Generamos Ciencia y Tecnología"
Tercer Carril del Ejido Serrano S/N, San Mateo Cuanalá,
Mpio. Juan C. Bonilla, Puebla, México
C.P. 72640 Tels: (222) 774 66 40 al 46



Certificada en ISO 9001:2015 Evaluada en el Nivel 1 por CIEES Certificada en NMX-R-025-SCFI-2015 en Igualdad Laboral y no Discriminación

Nombre de la Empresa:	Universidad Politécnica de Puebla			Fecha:	22/10/2018
Tamaño de la Empresa:	Micro (1-10)		Pequeña (11-50)		
	Mediana (51-250)	X	Grande (Más de 251)		
Sector de la Empresa:	Público	X	Privado		
Nombre del Evaluador:	Dr. Rafael Rojas Rodríguez				
Teléfono del Evaluador:	2223043172		E-mail:	rafael.rojas@uppuebla.edu.mx	
Nombre del Estudiante:	Pérez García Luis Daniel				
Programa Académico:	Mecatrónica		Área asignada:	Proyectos	
	Estancia 1		Estancia 2	Estadía	X
	Seguimiento	X	Evaluación		

Favor de evaluar el nivel de satisfacción de 1 a 5, de acuerdo al desempeño del estudiante, con base en la siguiente escala de valores:

**1 Insatisfecho = 0%, 2 Poco satisfecho 25%, 3 Regular satisfacción 50%,
4 Buena satisfacción 75%, 5 Muy satisfecho 100%**

1	¿Aplica razonamiento lógico y analítico?	5
2	¿Es puntual y asiste?	4
3	¿Asume responsabilidades?	5
4	¿Domina alguna lengua extranjera?	3
5	¿Es hábil para relacionarse?	4
6	¿Su presentación personal es adecuada?	5
7	¿Desarrolla habilidad para trabajar en equipo?	4
8	¿Muestra habilidad de dirección y liderazgo?	5
9	¿Se interesa por la búsqueda de información pertinente y actualizada?	5
10	¿Manifiesta disposición para aprender constantemente?	5
11	¿Adquirió competencias durante el proyecto asignado?	5
Total		50

¿Considera liberada la estancia/estadía del estudiante por su desempeño? Si No

¿Qué aspectos sugiere usted, para lograr una adecuada pertinencia con su empresa?

Evaluador: Dr. Rafael Rojas Rodríguez Realizó la Estadía: Pérez García Luis Daniel



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
 Organismo Público Descentralizado del Estado de Puebla
**ENCUESTA DE SEGUIMIENTO, EVALUACIÓN DE SATISFACCIÓN
 DEL EMPLEADOR Y LIBERACIÓN DE ESTANCIA/ESTADIA.**

Nombre de la Empresa:	Universidad Politécnica de Puebla			Fecha:	03/12/2018
Tamaño de la Empresa:	Micro(1-10)		Pequeña(11-50)		
	Mediana (51-250)	X	Grande (Más de 251)		
Sector de la Empresa:	Público	X	Privado		
Nombre del Evaluador:	Dr. Rafael Rojas Rodríguez				
Teléfono del Evaluador:	2223043172		E-mail:	rafael.rojas@uppuebla.edu.mx	
Nombre del Estudiante:	Luis Daniel Pérez García				
Programa Académico:	Mecatrónica		Área asignada:	Proyectos	
	Estancia 1		Estancia 2		Estadía X
	Seguimiento		Evaluación	X	

Favor de evaluar el nivel de satisfacción de 1 a 5, de acuerdo al desempeño del estudiante, con base en la siguiente escala de valores:

**1 Insatisfecho = 0%, 2 Poco satisfecho 25%, 3 Regular satisfacción 50%,
 4 Buena satisfacción 75%, 5 Muy satisfecho 100%**

1	¿Aplica razonamiento lógico y analítico?	5
2	¿Es puntual y asiste?	5
3	¿Asume responsabilidades?	5
4	Domina alguna lengua extranjera?	5
5	¿Es hábil para relacionarse?	5
6	¿Su presentación personal es adecuada?	5
7	¿Desarrolla habilidad para trabajar en equipo?	5
8	¿Muestra habilidad de dirección y liderazgo?	5
9	¿Se interesa por la búsqueda de información pertinente y actualizada?	5
10	¿Manifiesta disposición para aprender constantemente?	5
11	¿Adquirió competencias durante el proyecto asignado?	5
	Total	55

¿Considera liberada la estancia/estadía del estudiante por su desempeño? Sí No

¿Qué aspectos sugiere usted, para lograr una adecuada pertinencia con su empresa?

Evaluador:
Dr. Rafael Rojas Rodríguez

Realizó la Estadía:
Luis Daniel Pérez García



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
GOBIERNO DE PUEBLA



SEP
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



ACTA DE REVISIÓN DE DOCUMENTO DE ESTADÍA

En el Mpio. de Juan C. Bonilla, Puebla, a 29 de noviembre de 2018, se designó a los miembros de la Comisión Revisora de la Estadía por parte de la Academia de Profesores de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Politécnica de Puebla para examinar el documento del proyecto de Estadía intitulado:

Máscara para fisioterapia

Presentado por el alumno:

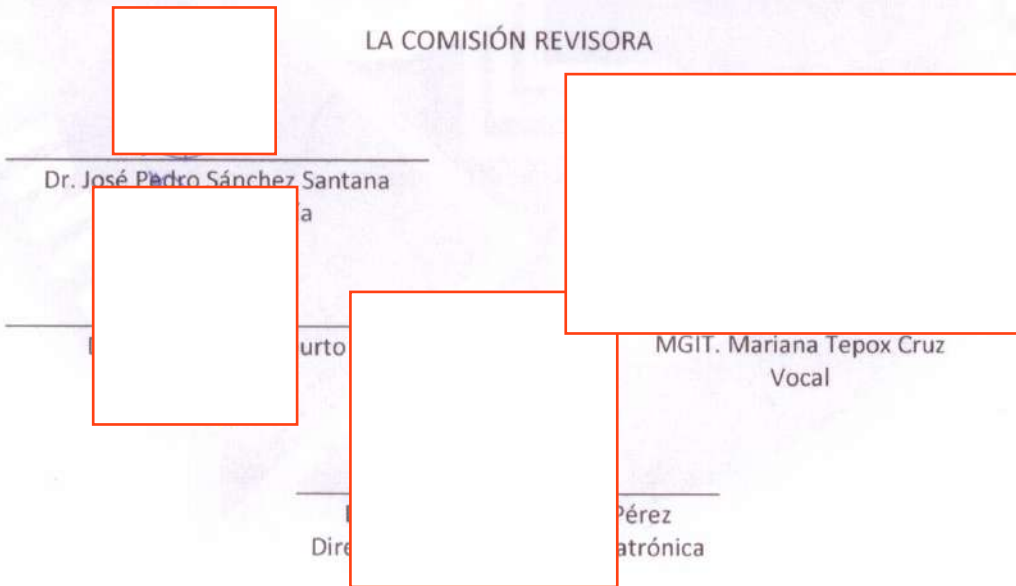
Luis Daniel Pérez García

con número de matrícula 1314A0101, aspirante al grado de

Licenciado en Ingeniería en Mecatrónica

Después de satisfacer los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR** el documento del proyecto de Estadía.

LA COMISIÓN REVISORA



Certificada en ISO 9001:2015 Evaluada en el Nivel 1 por CIEES Certificada en NMX-R-025-SQFI-2015 en Igualdad Laboral y no Discriminación

UPPue
Universidad Politécnica de Puebla

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
"Generamos Ciencia y Tecnología"
Tercer Carril del Ejido Serrano S/N, San Mateo Cuanalá,
Mpio. Juan C. Bonilla, Puebla, México
C.P. 72640 Tels: (222) 774 66 40 al 46

UTP
COORDINACIÓN GENERAL DE UNIVERSIDADES
TECNOLÓGICAS y POLITÉCNICAS



SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA
GOBIERNO DE PUEBLA



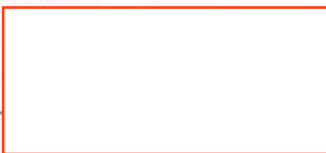
SEP
SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En el Mpio. de Juan C. Bonilla, Puebla, el día 5 de diciembre del 2018, el que suscribe Luis Daniel Pérez García alumno del Programa Académico de Ingeniería Mecatrónica con número de matrícula 1314A0101, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo documental de Estadía bajo la asesoría del Dr. José Pedro Sánchez Santana y cede los derechos del trabajo intitulado "Máscara para fisioterapia", a la Universidad Politécnica de Puebla para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección jose.sanchez@uppuebla.edu.mx Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.



Luis Daniel Pérez García

Vertical text on the right side: Certificada en ISO 9001:2015 Evaluada en el Nivel 1 por CIEES Certificada en NMX-R-025-SCFI-2015 en Igualdad Laboral y no Discriminación

UPPue
Universidad Politécnica de Puebla

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
"Generamos Ciencia y Tecnología"
Tercer Carril del Ejido Serrano S/N, San Mateo Cuanalá,
Mpio. Juan C. Bonilla, Puebla, México
C.P. 72640 Tels: (222) 774 66 40 al 46

UTP
COORDINACIÓN GENERAL DE UNIVERSIDADES
TECNOLÓGICAS y POLITÉCNICAS

Este trabajo está dedicado a mi madre, María Teresa García Barranco, mi mayor benefactora y la persona más importante que he conocido y conoceré jamás. Gracias a tus enseñanzas, lecciones y cuidados soy la persona que he llegado a ser al día de hoy, y todos los logros que de mí se desprendan, en justa medida, son tuyos también.

A mi padre, Ramon Pérez Robles, el primer y más importante maestro que he tenido; me enseñaste la importancia del saber "discernir" y del saber "razonar" en mi vida, y también, te agradezco el haberme heredado el fascinante hábito de la lectura, habilidad que me ha servido en muchas ocasiones para poder sortear el mundo real; desafortunadamente, hace tiempo dejaste este mundo pero te prometo que seguirás viviendo por siempre dentro de mis recuerdos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Dr. Rafael Rojas Rodríguez por brindarme la oportunidad de realizar el proyecto de investigación para aprobar la asignatura de Estadía.

Agradezco a todos los libros y, por lo tanto, a sus respectivos autores por proporcionarme la información necesaria en la culminación de este proyecto.

ÍNDICE

RESUMEN	8
ABSTRACT	8
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN Y FUNDAMENTOS	9
1.1 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA	9
1.2 INTRODUCCIÓN	10
1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	10
1.3.1 DAÑO ASOCIADO AL TRIGÉMINO	11
1.3.2 DAÑO ASOCIADO AL NERVIÓ FACIAL	13
1.4 JUSTIFICACIÓN	14
1.5 OBJETIVOS	15
1.5.1 OBJETIVO GENERAL	15
1.5.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	16
1.6 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	17
CAPÍTULO II: DESARROLLO DEL PROYECTO	18
2.1 MÁSCARA PARA FISIOTERAPIA	19
2.1.1 EL ROSTRO HUMANO Y SUS PROPORCIONES	19
2.1.1 DISEÑO DE LA MÁSCARA EN CAD	21
2.1.2 PIEZAS COMPLEMENTARIAS INFERIORES: VIBROTERAPIA	24
2.1.3 PIEZAS COMPLEMENTARIAS SUPERIORES: VIBROTERAPIA	28
2.1.4 PIEZAS COMPLEMENTARIAS SUPERIORES: TERMOTERAPIA	29
2.1.5 PIEZAS COMPLEMENTARIAS INFERIORES: TERMOTERAPIA	30
2.2 SISTEMAS CON FUNDAMENTO EN MECATRÓNICA	33
2.2.1 ALGORITMO DEL PROYECTO	33
2.2.2 MODELADO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS	34
2.2.3 COMPORTAMIENTO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS A TRAVÉS DEL AMPERÍMETRO	37
2.2.4 MODELADO DE LAS CELDAS PELTIER	40
2.2.5 CALIBRACIÓN DE LAS CELDAS PELTIER	42
2.2.4 TRANSFERENCIA DE CALOR DEL PELTIER HACIA EL TEJIDO HUMANO	44
2.2.4 CIRCUITO DE POTENCIA PARA LA VIBROTERAPIA	45
2.2.5 CIRCUITO DE POTENCIA PARA LA TERMOTERAPIA	48
2.3 COMPORTAMIENTO DESEADO PARA LOS SISTEMAS	53
2.3.1 PROGRAMACIÓN DE LA IDE	53
2.3.2 PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR	54
2.4 SIMULACIÓN	64
2.5 INSUMOS	66
CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN	68
3.1 EVIDENCIA SOBRE LA IMPLEMENTACIÓN	68
3.1.1 MÁSCARA IMPRESA EN PLA	68

3.1.2	ETAPA DE POTENCIA PARA LA VIBROTERAPIA.....	68
3.1.3	ETAPA DE POTENCIA PARA LA TERMOTERAPIA.....	69
3.2	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	70
3.2.1	COMPORTAMIENTO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS A TRAVÉS DEL OSCILOSCOPIO.....	70
3.3	CONCLUSIONES.....	72
BIBLIOGRAFÍA.....		74
ANEXOS.....		75
	ANEXO 1: ENSAMBLE EN CAD PARA LA MÁSCARA RESPECTO A LA VIBROTERAPIA.....	75
	ANEXO 2: ENSAMBLE EN CAD PARA LA MÁSCARA RESPECTO A LA TERMOTERAPIA.....	76
	ANEXO 3: PLANO GENERAL DE LA MÁSCARA PARA FISIOTERAPIA.....	77
	ANEXO 4: PLANO PARA EL COMPLEMENTO VIBRATORIO INFERIOR.....	78
	ANEXO 5: PLANO PARA EL COMPLEMENTO VIBRATORIO SUPERIOR.....	79
	ANEXO 6: PLANO PARA LA TERMOTERAPIA DEL COMPLEMENTO INFERIOR.....	80
	ANEXO 7: PLANO PARA LA TERMOTERAPIA DEL COMPLEMENTO SUPERIOR.....	81
	ANEXO 8: PLANO DE LA BASE PARA LA CAJA PROTECTORA.....	82
	ANEXO 9: PLANO DE LA TAPA PARA LA CAJA PROTECTORA.....	83
	ANEXO 10: HOJA TÉCNICA PARA LA CELDA PELTIER.....	84
	ANEXO 11: HOJA TÉCNICA PARA EL SCR (TIC106D).....	86
	ANEXO 12: HOJA TÉCNICA PARA EL TIRISTOR (TIP122).....	89
	ANEXO 13: HOJA TÉCNICA PARA EL OPTOACOPLADOR (PC817).....	91
	ANEXO 14: CÓDIGO EN LENGUAJE C PARA EL ARDUINO.....	94
	ANEXO 15: ESQUEMÁTICO DE LOS CIRCUITOS DE POTENCIA PARA PCB.....	100

ÍNDICE DE FIGURAS

Ilustración 1: Ubicación geográfica de la Universidad Politécnica de Puebla	9
Ilustración 2: Anatomía del trigémino y nervio facial.....	11
Ilustración 3: Ubicación de las lesiones en el nervio trigémino.....	13
Ilustración 4: Localización de las lesiones en el nervio facial.....	14
Ilustración 5: Puntos propuesto para aplicar la fisioterapia.....	15
Ilustración 6: Proceso de construcción de la máscara	16
Ilustración 7: Isométrica 3D.....	19
Ilustración 8: Partición del rostro humano	20
Ilustración 9: Cubierta perimetral en 2 partes.....	21
Ilustración 10: Detallado de la superficie.....	22
Ilustración 11: Detallado del sólido	22
Ilustración 12: Máscara terminada en SolidWorks	24
Ilustración 13: Contornos coincidentes de los complementos en el nervio frontal	25
Ilustración 14: Espesor para los moldes vibratorios.....	25
Ilustración 15: Adelgazamiento de los complementos.....	26
Ilustración 16: Espacio destinado al motor vibratorio y sus cables de alimentación.....	26
Ilustración 17: Extensión de contacto del complemento para la vibroterapia.....	27
Ilustración 18: Redondeo de la superficie de contacto de los moldes.....	27
Ilustración 19: Nomenclatura de identificación y hendidura para el motor	28
Ilustración 20: Laminado superior y hendidura para la flecha del motor.....	28
Ilustración 21: Piezas finalizadas, ensambladas y con nomenclatura.....	29
Ilustración 22: Espesor para los conectores térmicos	29
Ilustración 23: Extensión de contacto del complemento para la termoterapia	30
Ilustración 24: Grabado de la nomenclatura para los conectores de termoterapia	30
Ilustración 25: Base para la pieza inferior térmica	31
Ilustración 26: Oquedad a medida de la celda Peltier.....	31
Ilustración 27: Perforación para la salida de cables del Peltier	32
Ilustración 28: Extrusión del conector y deseno final del molde	32
Ilustración 29: Algoritmo básico del proyecto	33
Ilustración 30: Algoritmo detallado del proyecto.....	33
Ilustración 31: Algoritmo definitivo para el proyecto.....	33
Ilustración 32: Frecuencia de trabajo para el motor con excéntrico	34
Ilustración 33: Modelado esquemático del motor con DOF.....	34
Ilustración 34: Circuito RCL.....	35
Ilustración 35: Circuito equivalente en Fuerza Electromotriz	36
Ilustración 36: Diagrama a bloques para el motor vibratorio.....	37
Ilustración 37: Algoritmo para la medición del promedio para la corriente.....	38
Ilustración 38: Diagrama para la medición de datos del amperímetro ACS712	39
Ilustración 39: Lectura del amperímetro sobre el motor en reposo.....	39
Ilustración 40: Lectura del amperímetro sobre el motor activado.....	40
Ilustración 41: Diagrama a bloques de la placa Peltier.....	42
Ilustración 42: Gráfica de desempeño de la placa Peltier.....	43
Ilustración 43: Medición de la temperatura a través del termopar.....	43
Ilustración 44: Capas de la piel humana	44
Ilustración 45: Circuito inherente a las capas de piel humana.....	44
Ilustración 46: Esquemático interno y esquemático lógico para el L293D.....	46
Ilustración 47: Comportamiento eléctrico del L293D.....	46
Ilustración 48: Control de motores para el L293D.....	47
Ilustración 49: Montaje de un motor en el puente H del L293D.....	48

Ilustración 50: Configuración óptima para el control de los motores vibratorios.....	48
Ilustración 51: Símbolo para el transistor	49
Ilustración 52: Activación de la celda Peltier a través de un transistor.....	49
Ilustración 53: Símbolo para el SCR.....	50
Ilustración 54: Activación del SCR.....	50
Ilustración 55: Activación de la celda Peltier a través de un SCR.....	51
Ilustración 56: Puente H usando 2 transistores NPN y 2 SCR.....	51
Ilustración 57: Diagrama esquemático del PC817	52
Ilustración 58: Puente H aislada con optoacopladores.....	52
Ilustración 59: IDE para el control del sistema.....	53
Ilustración 60: Diagrama de flujo del controlador.....	56
Ilustración 61: Selector de tarea	57
Ilustración 62: Selección del motor vibrador	58
Ilustración 63: Selección de la frecuencia de trabajo para los motores vibradores.....	59
Ilustración 64: Selección de la placa Peltier	60
Ilustración 65: Selección de temperatura para las placas Peltier (cigomático y nervio frontal)	61
Ilustración 66: Selección de temperatura para las placas Peltier (nervio facial)	62
Ilustración 67: Paro de emergencia.....	63
Ilustración 68: Esquemático del L293 y EMF	64
Ilustración 69: Esquemático de potencia para las placas Peltier	64
Ilustración 70: Esquemático general para el acondicionamiento del sistema.....	65
Ilustración 71: Ciclos de trabajo a 75% de todos los motores vibratorios.....	66
Ilustración 72: Máscara junto con los complementos para la vibroterapia.....	68
Ilustración 73: Circuito impreso para los L293D.....	69
Ilustración 74: Circuito impreso para los tiristores.....	69
Ilustración 75: Toma de muestras de los motores vibratorios	70
Ilustración 76: Circuitería del sistema dentro de una caja protectora.....	72
Ilustración 77: Máscara con el sistema electrónico conectado	73
Ilustración 78: Circuito para PCB relacionado con la vibroterapia	100
Ilustración 79: Circuito relacionado con la termoterapia.....	100

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Medida dorada del rostro humano	19
Tabla 2: Geografía de los moldes para la fisioterapia.....	23
Tabla 3: Características técnicas del amperímetro ACS712	37
Tabla 4: Torques para los ciclos de trabajo de los motores vibradores	40
Tabla 5: Características técnicas de la celda Peltier TEC1-12715 a 27°C.....	42
Tabla 6: Características técnicas del termopar tipo J con MAX6675	42
Tabla 7: Relación amperaje-temperatura para las celdas Peltier.....	43
Tabla 8: Características técnicas del L293D.....	45
Tabla 9: Tabla de funcionamiento para cada uno de los circuitos	47
Tabla 10: Listado para el sentido del control del motor	48
Tabla 11: Características técnicas para el transistor TIP122.....	50
Tabla 12: Características técnicas para el SCR TIC106D.....	51
Tabla 13: Características técnicas para el optoacoplador PC817.....	52
Tabla 14: Listado de componentes eléctricos y electrónicos.....	66
Tabla 15: Ciclos de trabajo de un motor vibratorio	71

RESUMEN

El presente proyecto: *Máscara para Fisioterapia*, es una investigación seria y con bastante esmero por parte del autor de este documento como requerimiento en el proceso de egreso de la Universidad Politécnica de Puebla, respecto al área de Ingeniería Mecatrónica.

Este proyecto busca abarcar desde las causas y la sintomatología relacionadas con la parálisis de Bell, las áreas donde ésta se manifiesta, sus dolencias más significativas; hasta el planteamiento de una serie de tratamientos para poder contribuir en la recuperación del paciente que la adolece.

En el proceso de encontrar una metodología que permita lidiar con este cuadro clínico, se ha diseñado una máscara que contendrá los métodos fisioterapéuticos necesarios para su tratamiento como lo es la vibroterapia y la termoterapia, y para alcanzar esto, se recurrirá a campos tan contrarios y variados como lo son las artes, estas van desde el dibujo, la perspectiva, trazos y delineados que necesitan de cierta habilidad para poder plasmar esta careta dentro de un software de diseño; y llegando hasta las ciencias como lo son la electrónica, mecánica, termodinámica y la programación, conocimientos esenciales para construir y controlar el sistema que se ha de plantear, materializando así la propuesta que se detallará principalmente en el capítulo 2.

ABSTRACT

The present project: *Mask for Physiotherapy*, is a serious investigation and with enough care from the part of the author of this document as a requirement in the graduation process of the Universidad Politécnica de Puebla, regarding the area of Mechatronic Engineering.

This project seeks to encompass the causes and symptomatology related to Bell's palsy, the areas where it manifests, its most significant ailments; until the approach of a series of treatments to be able to contribute in the recovery of the patient who suffers it.

In the process of finding a methodology that allows dealing with this clinical status, a mask has been designed that will contain the physiotherapeutic methods necessary for its treatment such as vibrotherapy and thermotherapy, and to achieve this, we will resort to such contrary fields and diverse as are the arts, these range from drawing, perspective, strokes and outlines that need some skill to be able to capture this mask within a design software; and reaching the sciences such as electronics, mechanics, thermodynamics and programming, essential knowledge to build and control the system that has to be raised, materializing this way the proposal that will be detailed mainly in chapter 2.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN Y FUNDAMENTOS

1.1 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA

La Universidad Politécnica de Puebla es un organismo público descentralizado del estado de Puebla, actualmente tiene en su plan académico un total de 7 licenciaturas, 2 especialidades y 5 maestrías, posicionándola como una institución de alto prestigio educativo. El campus pertenece al subsistema de educación superior de la secretaria de educación pública (SEP) y, al mismo tiempo, su desarrollo académico está relacionado por la coordinación general de universidades politécnicas que tiene como fin el desarrollo tecnológico, la innovación y la investigación; todo esto bajo programas educativos a nivel ingeniería, licenciatura y de posgrado, y con base en un modelo educativo por competencias, lo que permite la colaboración con distintos organismos públicos y privados tanto nacionales e internacionales.

La presente propuesta, Máscara para Fisioterapia, fue planteada, diseñada y puesta en práctica dentro del ámbito académico de la Universidad Politécnica de Puebla, bajo la coordinación y supervisión del Dr. Rafael Rojas Rodríguez, docente de tiempo completo de esta institución. En las siguientes secciones se ahondarán a detalle en el concepto, teoría y prototipado.



Ilustración 1: Ubicación geográfica de la Universidad Politécnica de Puebla

Dirección: Tercer Carril del Ejido "Serrano" s/n San Mateo Cuanalá. Juan C. Bonilla, Puebla, Puebla. C.P. 72640.

1.2 INTRODUCCIÓN

Dentro de la amplia lista de padecimientos y enfermedades que pueden afectar al ser humano, la parálisis de Bell es, tal vez, una de las apoplejías que más acompleja a quienes la padecen debido a las afectaciones motoras y estéticas que se presentan de forma visible en el rostro del afectado.

Citando al catálogo maestro de guías de práctica clínica: IMSS-066-08 con actualización del 2017, la parálisis de Bell se define como: *"un evento de inicio agudo que afecta principalmente al séptimo par craneal (facial), es de etiología desconocida, se manifiesta como una disfuncionalidad parcial o completa de los músculos faciales del lado afectado y es de evolución auto limitada"* (Coordinación Técnica de Excelencia Clínica, Coordinación de Unidades Médicas de Alta Especialidad, 2017). Entonces, puede inferirse por su definición que las causales de esta condición no son específicas en su diagnóstico ni determinantes sus consecuencias en el padecimiento. También nos indica que las lesiones en el nervio facial son el origen de este cuadro clínico, entre estas se encuentran los cambios tempestuosos y diferenciados de temperatura en la zona afectada; otras posibles causales que están involucradas son las infecciones del oído medio, tumores, fracturas, meningitis, hemorragia en el nervio trigémino, enfermedades infecciosas y otros trastornos menos frecuentes. Un dato importante a tener en cuenta es que el 75% de todas las lesiones del nervio facial quedan dentro de este grupo.

Y no es para menos, tan solo en México se estiman entre 20 a 30 casos por cada 100,000 habitantes al año (*derechohabientes del IMSS*); con un rango aproximado, el grupo de edad más afectado se encontró entre los 25 y 40 años, con un mayor predominio en el sexo femenino. Probablemente, la parálisis de Bell no sea una dolencia tan recurrente en el colectivo mexicano, comparándola, claro está, con otros malestares de mayor gravedad como podrían ser el cáncer y los virus estacionales, sin embargo, considerando que no existen hasta el momento tratamiento especializado adyacente al tradicional; he aquí una propuesta para crear un aditamento destinado a sortear de la mejor manera esta condición. Establecido lo anterior, es muy importante resaltar que este proyecto no busca sustituir ningún procedimiento médico dedicado, sino que aboga por contribuir a una mejora en el proceso de recuperación del paciente.

1.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Definir a detalle las causas que detonan la parálisis de Bell son sencillas de identificar, sin en cambio, antes de recorrer el camino en esas susodichas cuestiones es de suma importancia; primero, establecer que el rostro humano esta dividido en 12 secciones (*referentes a los nervios periféricos y del sistema autonómico*):

- I. *Vía olfatoria.*
- II. *Vía óptica.*
- III. *Motor ocular común.*
- IV. *Patético.*
- V. *Motor ocular externa.*
- VI. *Trigémino.*
- VII. *Facial.*
- VIII. *Auditivo.*
- IX. *Glosofaríngeo.*
- X. *Vago o neumogástrico.*
- XI. *Espinal*
- XII. *Hipogloso.*

Segundo, a partir de esta categorización que cualquier persona puede consultar en algún libro de anatomía humana o página web especializada, basta entender que estos sectores están estrechamente relacionados a la capacidad motora del individuo, pero lo suficientemente autónomas para completar

sus propias funciones y, en consecuencia, cualquier fallo en las mismas repercutirá en su respectiva discapacidad; y tercero, de las 12 divisiones antes citadas, las lesiones en la sexta y séptima, trigémino y facial respectivamente, es donde la parálisis de Bell está presente, teniendo por lo habitual su origen y una mayor repercusión en este último.

En este punto, el interés y problemática relacionada al proyecto se centrarán en conocer los principales males relacionados al trigémino y facial (*ilustración 2*), dejando de lado las 10 secciones restantes a causa del poco impacto que estas tienen en la parálisis de Bell.

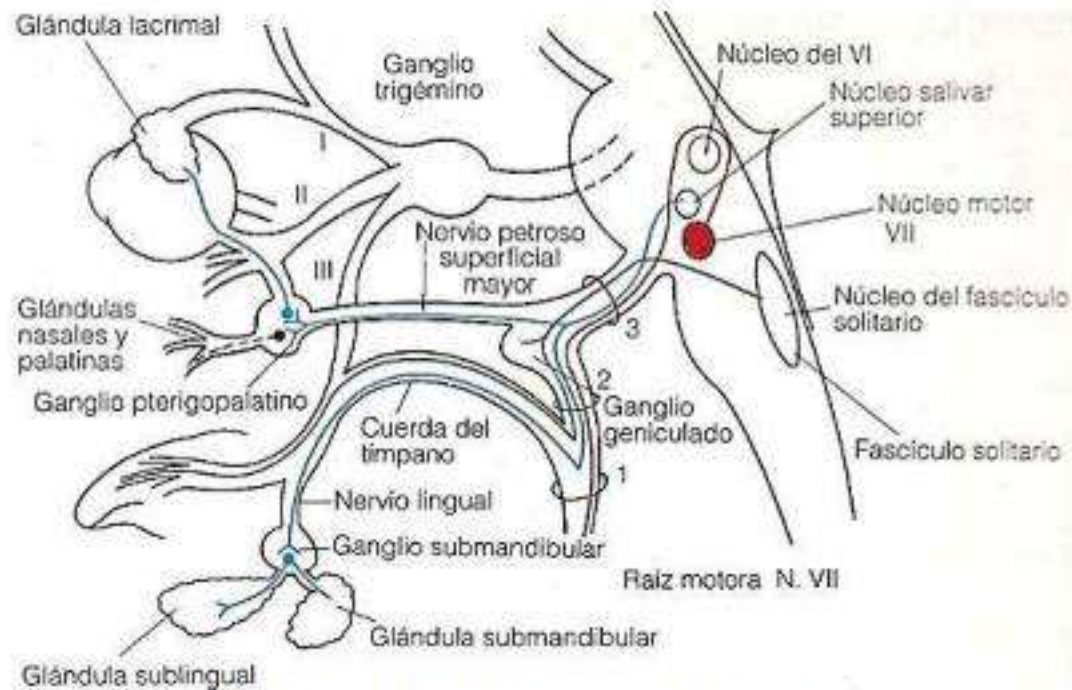


Ilustración 2: Anatomía del trigémino y nervio facial

Los siguientes dos apartados detallarán los distintos tipos de contusiones relacionados a la parálisis de Bell en el VI y VII. La mayor parte de esta explicación fue extraída del libro *Neuroanatomía Correlativa y Neurología Funcional, capítulo 4: Pares craneales* (Chisid, 1977), trasladando en limpio las referencias semánticas y etimológicas de los puntos a tratar, decisión tomada a favor de evitar errores de interpretación.

1.3.1 DAÑO ASOCIADO AL TRIGÉMINO

Los padecimientos que pueden afectar al nervio trigémino incluyen neuralgias y neuritis, sífilis, tuberculosis, siringobulbia, tumores del encéfalo, meningitis basilar, enfermedades pontinas, fractura del cráneo, aneurisma de la arteria carótida o del polígono de Willis, psiconeurosis y trombosis del seno cavernoso. Para más detalle, observe la ilustración 3.

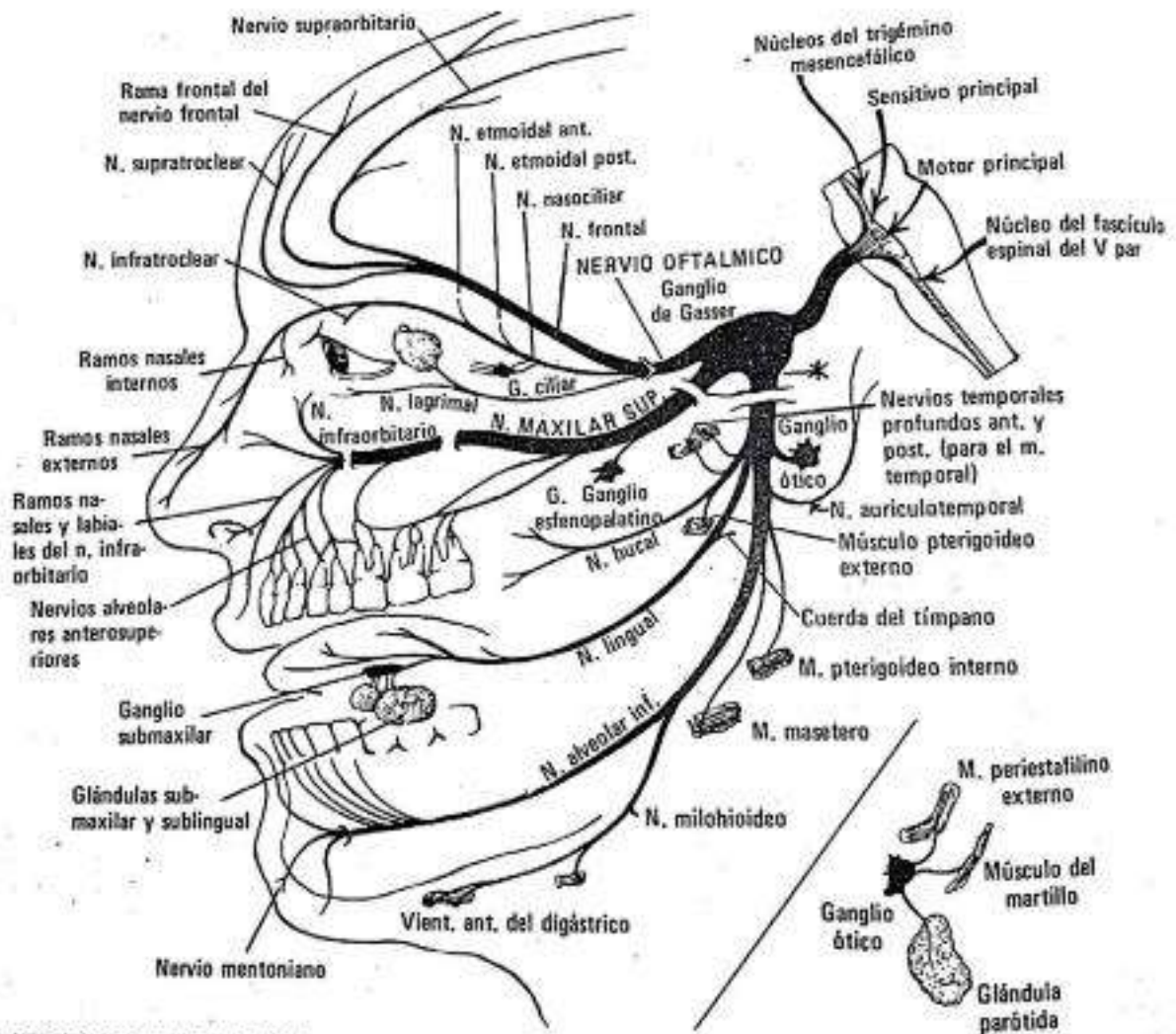
SÍNDROMES QUE IMPLICAN AL NERVIOS TRIGÉMINO.

- a. **Tic doloroso (neuralgia trifacial, prosopalgia, neuralgia de Fothergill, neuralgia crónica paroxística del trigémino):** está caracterizado por dolores intensos en las áreas de distribución de una o más ramas del nervio trigémino. Los dolores individuales son de aparición repentina y de duración breve. El dolor tiene un carácter urgente o de choque eléctrico. El padecimiento ocurre en los adultos mayores de 40 años. Aunque la causa es desconocida y no se han registrado cambios patológicos, la neuralgia del trigémino se asocia a veces con enfermedades sinusales dentarias,

- b. **El síndrome paratrigeminal (*síndrome de Reader*):** es un padecimiento raro producido por tumores del ganglio de Gasser y caracterizado por neuralgia del trigémino inicial, seguida por anestias faciales del lado afectado. Los músculos masticatorios se debilitan o paralizan y el tercer par, adyacente, puede ser paralizado.
- c. **El síndrome del nervio auriculotemporal (*síndrome de Frey*):** consiste en congestión y sudación de un lado de la cara en el área de distribución del nervio auriculotemporal después de comer o gustar.

SÍNTOMAS DE LA AFECCIÓN DEL TRIGÉMINO.

- a. **Dolor:** marcado si el ganglio de Gasser o las ramas periféricas están involucrados.
- b. **Perdida de la sensibilidad:** en las áreas de distribución sensorial; anestesia corneal precoz.
- c. **Anestesia disociada:** pérdida del dolor, pero no del tacto que puede observarse cuando el fascículo espinal del quinto par está implicado (*por ejemplo, en la siringobulbia*).
- d. **Parestesia:** se observa ocasionalmente en la anemia y en los pacientes nerviosos e histéricos.
- e. **Parálisis:** la parálisis de los músculos masticatorios con desviación del maxilar inferior hacia el lado afectado.
- f. **Reflejos:** la pérdida de los reflejos mandibular, del estornudo, palpebral, conjuntival y corneal.
- g. **Audición:** deterioro de la audición por parálisis del músculo del martillo.
- h. **Trismus:** espasmo tónico de los músculos masticatorios en la rabia, tetania, tétanos, epilepsia e histeria.
- i. **Trastornos tróficos y secretorios:** herpes simple, neuroqueratitis, sequedad de la nariz (*causa anosmia porque la humedad es necesaria para la olfacción*), ulceraciones de la cara y pérdida de los dientes.



• NERVIO MAXILAR INFERIOR

Ilustración 3: Ubicación de las lesiones en el nervio trigémino

1.3.2 DAÑO ASOCIADO AL NERVIO FACIAL

Los síntomas y signos dependen de la localización de las lesiones como corresponden en orden numérico creciente, pueden localizarse con mayor facilidad en la ilustración 4.

- a. **Lesión (1) fuera del agujero estilomastoideo (los signos aparecen en el lado afectado):** la boca se enchueca y puede irse para otro lado, y se pierde la sensibilidad facial profunda. El paciente no puede silbar, parpadear o cerrar su ojo, o arrugar su frente. Ocurre lagrimeo si el ojo no está protegido.
- b. **Lesión (2) en el canal del facial afectando la cuerda del tímpano:** se encuentran todos los signos anteriores, así como pérdida del gusto en los dos tercios anteriores de la lengua y salivación reducida en el lado afectado.
- c. **Lesión alta (3) en el canal del facial afectado al músculo del estribo:** los signos de (a) y (b) más hiperacusia.
- d. **Lesión superior (4) que afecta al ganglio geniculado:** el inicio es frecuentemente agudo con dolor detrás y dentro del oído. Herpes del tímpano y de la escama pueden preceder a la parálisis. El síndrome de Ramsay Hunt es la parálisis de Bell acompañada de herpes zoster del ganglio geniculado, siendo visibles las lesiones herpéticas sobre la membrana timpánica, el conducto auditivo externo y pabellón de la oreja.

sobre los cuales se desea trabajar. Esto a raíz de estudiar el diagnóstico o situación del paciente. Dado que la parálisis de Bell se presenta en uno de los lados periféricos del rostro humano, no de manera simultánea, se aprovecha esta simetría del rostro para estructurar el conducto por el cual se planea suministrar estimulación física e inyección (*no invasiva*) de calor en el individuo.

Consultando al diagrama trigémino (*ilustración 3*), no es difícil comprender que existe una amplia relación con otros sectores como es la rama oftálmica, de la frente (*nervio frontal*), ojos, nariz, sienes, meninges, etc.; a la rama del maxilar superior, con los dientes, labio superior, paladar óseo, senos maxilares, etc.; y por la rama maxilar inferior, también con los dientes, labio inferior, lengua y parte del oído externo, etc. Todas se enlazan mediante fibras que pasan por el V par (*justamente a un lado del núcleo motor*) sirviendo como un sensor sensitivo de tacto, dolor y temperatura. De ahí la sensación de anestesia que describen muchos pacientes de esta enfermedad.

Referente a las lesiones y al diagrama del nervio facial (*ilustración 4*), el núcleo motor recibe fibras cruzadas y no cruzadas de los fascículos corticobulbar, extrapiramidales y tectospinal, y conexiones reflejas de núcleo del fascículo solitario y del núcleo del fascículo espinal del trigémino. Los músculos faciales debajo de la frente reciben inervación cortical contralateral; sin embargo, el músculo frontal recibe inervación cortical bilateral y no es paralizado, en consecuencia, por lesiones que afectan una corteza motora o sus vías. Las fibras sensitivas conectan con la corteza por intermedio de los lemniscos mediales y del tálamo, y con los núcleos salivales y motores del VII par.

Y tomando en cuenta todo lo anterior explicado, se considerará tomar solo tres puntos estratégicos para dirigir exitosamente el tratamiento terapéutico; el nervio frontal y músculo frontal, el primero relacionado con el trigémino y el segundo con el nervio facial; el cigomático, guardando la misma relación que el primer punto; y el nervio facial central, que abarca principalmente el agujero estilomastoideo, músculo estribillo y el canal facial, esto debido a su cercanía más próxima a la piel. Las secciones descritas pueden apreciarse a detalle en la ilustración 5.

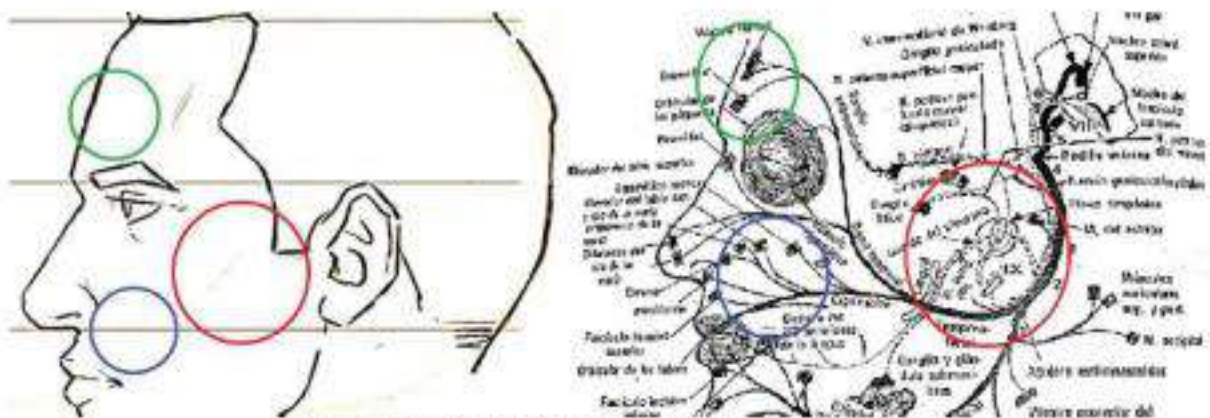


Ilustración 5: Puntos propuestos para aplicar la fisioterapia

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir una máscara que proporcione un tratamiento fisioterapéutico completo, una parte focalizada a la aplicación de masajes en el nervio frontal, músculo cigomático y el nervio motor VII, la primera perteneciente al trigémino y las dos restantes al nervio facial; la segunda, dirigida a suministrar terapia calorífica (*y en algunos casos, en frío*) en los mismos puntos propuestos.

1.5.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Crear un dispositivo agradable a la vista y práctico en su propósito, con un buen diseño, que sea fácil de replicar, y que contenga todos los parámetros y aditamentos necesarios para cumplir su objetivo final.

Que sea fácil de manipular (*refiriéndonos a la tecnología integrada y posibles complementos adicionales*), y con una interfaz de usuario intuitiva para simplificar su operación.

Entonces, es esencial conceptualizar cómo y en qué forma se desarrollará cada etapa en el proceso creativo, analítico y práctico. Para ello, se considerará cuatro segmentos los cuales son:

1. **Diseño de la máscara:** registrar medidas y proporciones estéticas del sujeto específico a tratar, considerando partes inherentemente no incorporadas a la naturaleza de la careta.
2. **Relación de la fisioterapia con la física:** considerando que se desea aplicar una fuerza y energía térmica en determinados puntos, se propondrán opciones que imiten esta necesidad y se harán los correspondientes análisis multifísicos para determinar la resistencia y viabilidad del prototipado.
3. **Selección de componentes necesarios:** en base con el punto anterior, se buscará los utensilios necesarios para alcanzar la meta. Esta engloba distintos parámetros íntimamente relacionados a la máscara en su estética final, sus dimensiones, el peso compilatorio y su practicismo.
4. **Interface de usuario para su control:** completado los anteriores tres puntos, en esta última parte del sistema se centrará en controlar el comportamiento y orden en que trabajará el ensamblaje final.

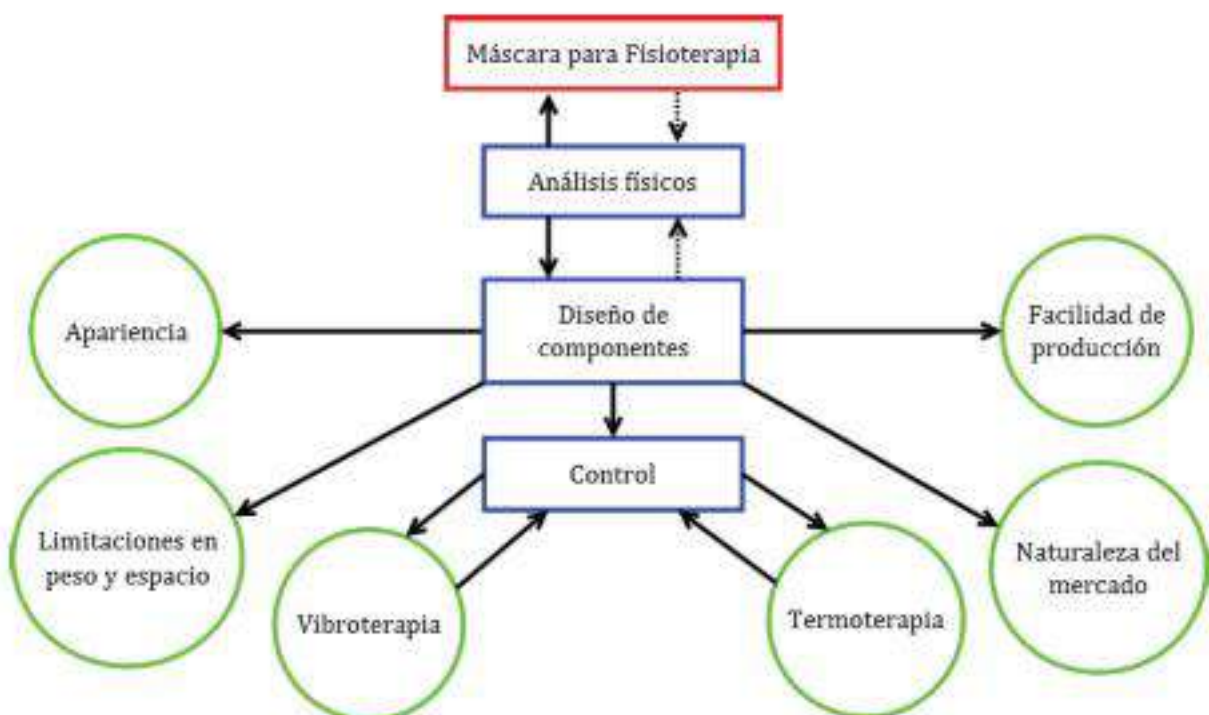


Ilustración 6: Proceso de construcción de la máscara

1.6 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

ACTIVIDADES	Septiembre				Octubre				Noviembre			
	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4	S1	S2	S3	S4
Análisis del problema (<i>Estudio de la peristalsis de Bell</i>)												
Planteamiento del sistema												
Diseño y prototipado de la máscara (<i>Medidas y proporciones</i>)												
Diseño de complementos												
Modelado de la tecnología involucrada (<i>Motores vibratorios, placas Peltier, circuitos de potencia, etc.</i>)												
Trazado de la programación (<i>Diagramas de flujo y máquinas de estado</i>)												
Escritura del código (<i>Lenguaje C y Jm</i>)												
Simulación del proyecto												
Comprobación general del sistema (<i>Funcionamiento de motores y demás complementos</i>)												
Documentación y captura de evidencias												

CAPÍTULO II: DESARROLLO DEL PROYECTO

Respecto a la parálisis de Bell y cuadros clínicos semejantes, se considerará para su tratamiento únicamente dos vertientes: **la vibroterapia y termoterapia** (Coordinación Técnica de Excelencia Clínica, Coordinación de Unidades Médicas de Alta Especialidad, 2017).

Entonces, ¿por qué se habla de vibroterapia?, abordando el tema respecto a la fisioterapia como una actividad emparentada a los masajes; esta disciplina médica se engloba en una gran número de clasificaciones como lo es el: *roce, fricción, percusión, tachadura, compresión, amasamiento y vibración*; y es precisamente este último rubro, un apartado de sumo interés para este proyecto, ya que es la única de todos los apartados que puede reproducirse de manera simple y eficiente con algún aditamento electrónico (*motor vibratorio*). En consecuencia, la vibroterapia se definirá como: una presión estática y variada en su intensidad rítmica, que produce movimientos de pequeña oscilación sobre la zona a tratar. Su efecto sobre el sistema circulatorio es estimulante; y sobre el sistema nervioso, calmante y sedativo.

Por otro lado, la termoterapia es un poco más exigente respecto a su aplicación, ya que el calor que se propaga desde un dispositivo térmico (*externo*) hacia el organismo, produce en principio una elevación de la temperatura y, como consecuencia de esta elevación, surgen los efectos terapéuticos. Para que un agente térmico se considere caliente debe estar entre los 34 y 36°C como mínimo y el límite superior está fijado con respecto a la sensibilidad cutánea, y esta no debe sobrepasar como máximo los 55°C, siendo un rango nominal unos 45 - 48°C (Giner, 2013). El calor se propaga de un cuerpo a otro mediante tres mecanismos:

- 1) *La conducción, el calor se propaga por la cesión de energía cinética de las moléculas calientes a las frías adyacentes.*
- 2) *La convección, es una propagación de calor que se produce en los fluidos por desplazamiento del mismo.*
- 3) *La radiación, es la emisión de energía en forma de irradiación de longitud de onda determinada, que depende de su temperatura.*

Existen un sinfín de efectos fisiológicos relacionados a la termoterapia, pero sólo algunos son del interés y practicidad para este proyecto. Se ha seleccionado algunos puntos a considerar, por ejemplo, se tiene que:

- 1) *En la sangre, el calor aplicado va a producir que el pH sanguíneo se alcalinice (con un valor nominal entre 7.35 y 7.45), disminuyendo la coagulación sanguínea, la glucemia y la viscosidad.*
- 2) *A nivel muscular el calor va a producir una relajación muscular, es antiespasmódico y hace desaparecer la fatiga, disminuye la excitabilidad, aumenta la elasticidad muscular y disminuye el tono.*
- 3) *Y, por último, sobre la piel el calor va a producir un aumento de la temperatura, con modificaciones locales circulatorias y sudoración.*

Para la parte de la vibroterapia, se suministrará a través de motores vibratorios convencionales (*pertenecientes a los mandos para la consola PlayStation 3*); y referente a la termoterapia, se aplicará por contacto a través de celdas Peltier directamente en la piel, trabajando esta última en aproximadamente a unos 45°C, un rango promedio y que puede asumirse como razonable, y a su vez, se considerará este último proceso como algo sumamente delicado debido al riesgo inherente de causar alguna quemadura en el paciente.

2.1 MÁSCARA PARA FISIOTERAPIA

2.1.1 EL ROSTRO HUMANO Y SUS PROPORCIONES

Ahondando en cualquier texto artístico (*de origen oriental u occidental*) relacionado con el cuerpo humano y en su correcta interpretación gráfica, este señalaría en las secciones inherentes al rostro; primeramente, si se observa la posición de los ojos y las orejas respecto a un plano isométrico, podemos comprobar que el rostro humano es de hecho plano; en seguida, si se dibujase una línea vertical prolongada a lo largo de la oreja, en esta se podrá observar que hace intersección con la línea trasversal que divide la cabeza en dos, convirtiendo al cráneo humano en 4 secciones (*ilustración 7*). Su mención es de suma importancia para su posterior representación, ya sea en la página de una libreta como dentro de la hoja de trabajo de cualquier software de diseño.



Ilustración 7: Isométrica 3D

Existe 2 factores artísticos muy importantes a tener en cuenta en la constitución primaria del proyecto; primero, la diferencia de edades en la cual se resaltan las proporciones faciales, esencialmente notoria en los ojos y de la nariz; segundo, a la hora de dibujar o representar a un individuo dentro de un esquemático, se toma como base una serie de delimitaciones que nos facilitaran el proceso de construcción o adopción de unidades (*segmentos*), a partir de ese punto, son simples los detalles que se tomarán en el proceso de selección de un modelo para alcanzar la meta.

Considerando que la naturaleza facial del ser humano es tan única y distintiva, sería más inteligente focalizar este proyecto más hacia el bando de las prótesis. Dado que una prótesis se considera como una pieza artificial de un órgano o parte del cuerpo; la máscara sí bien no cumple con la definición antes citada, debido a su propósito final, sería más personalizable y, por tanto, resultaría en un aditamento más cómodo para la persona objetivo. No se descarta que las edades y etnias de las personas sean una variable indeseada para universalizar este proceso, sin en cambio, es posible que determinados grupos puedan compartir del mismo recurso. Por tanto, se pone a disposición una serie de medidas "ideales" (Unidad de medicina estética, 2018) para organizar eficientemente la sectorización de la cara:

Tabla 1: Medida dorada del rostro humano

DESCRIPCIÓN	Hombre	Mujer
La anchura de la cara entre los dos pómulos.	127 a 152mm, siendo la media de 140.	120 a 146mm, con una media de 129mm.
La longitud de la cara desde la línea marginal del pelo hasta el punto más bajo del mentón (<i>longitud fisiológica</i>).	Entre los 160 y 205mm, estando la media en 184mm.	Entre 160 y 190mm y una media de 176mm.
La longitud de la cabeza desde la glabella hasta el punto más saliente del occipucio.	Oscila entre 173 y 202mm, con una media de 187mm.	

La anchura de la cabeza entre los dos orificios auditivos.	137 a 157mm, con una media de 145mm.	
La longitud de la nariz, desde la raíz hasta la punta.	Varía entre los 42 y los 60mm, siendo la media de 55mm.	
Desde la raíz de la nariz hasta el punto más bajo del mentón (<i>longitud anatómica</i>).	Oscila entre 111 y 122mm.	
La altura de la nariz, desde el punto medio de la raíz hasta el punto subnasal.	Mide unos 51mm.	
La anchura de la nariz, distancia entre las alas en el punto de máxima expansión.	Varía de 25 a 38mm, siendo la media de 35mm.	
La profundidad de la nariz, línea que va desde el punto subnasal a la punta.	Mide 28mm. Esta línea es igual a 1/3 de la distancia entre el punto subnasal y el antitrago.	
La base de la nariz, a la altura de los bordes superiores de las ventanas nasales.	22mm.	19mm.
Entre los ángulos de la mandíbula.	La anchura varía de 84 a 108mm, siendo la media de 103mm.	

Retornando a los manuales artísticos, la cabeza humana frontal puede dividirse horizontalmente en 6 porciones, los cuales son: 4 medios segmentos y 2 cuartos de segmento; mientras que la perspectiva lateral se divide del oído hacia la punta de la nariz en 4 porciones, los cuales son: 1 segmento entero y 3 tercios de segmento; ambas particionadas en 5 divisiones verticales constituidas en: 2 segmentos enteros, 2 medios segmentos y 1 cuarto de segmento. En la ilustración 8 puede apreciarse de manera más nítida este concepto. Para este caso particular, la longitud del mentón a la parte superior de la frente será de 210mm y de una anchura total de 175mm.

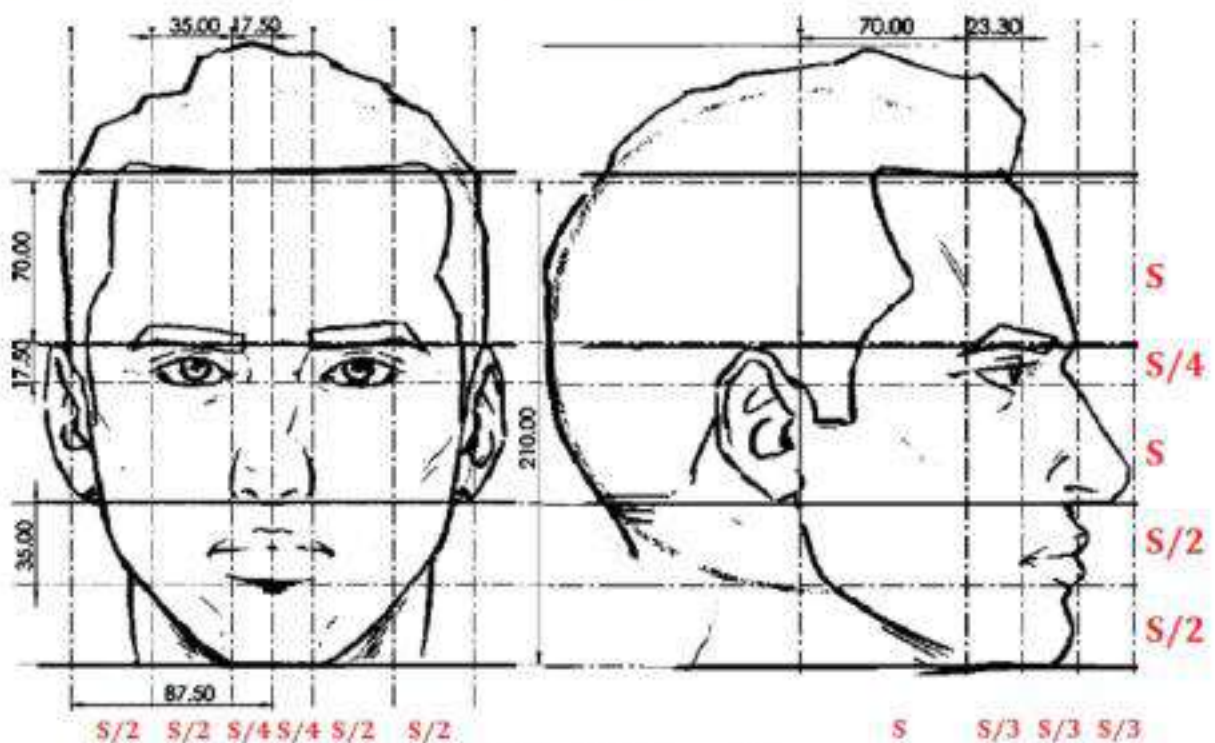


Ilustración 8: Partición del rostro humano

2.1.1 DISEÑO DE LA MÁSCARA EN CAD

El software seleccionado para el diseño de la máscara es SolidWorks en su edición del 2018, parametrizado en el Sistema Internacional.

Una vez seleccionado al individuo se tomará como base dos capturas de la persona, una frontal y la otra periférica; apoyado por el software se posicionará la primera imagen en el plano base, mientras que la segunda se ubicará en el plano lateral; entrecruzando ambas a la altura del oído (como puede observarse en la ilustración 7), y ajustando ambas en altura y anchura a las medidas seleccionadas para la persona, y trazando líneas punteadas en un croquis superpuesto que ayudarán a delimitar de forma más clara las porciones para construcción.

Apoyado por las herramientas del programa, se traza dos líneas que parten del centro de la cabeza (delimitado por el entrecruzamiento de las fotos) pero cada una en sus respectivos planos (frontal y lateral), una sigue el perfil de la frente a espacio de 5mm, y la otra, comienza en lo superior de la cabeza hasta la mitad de la sien con la misma separación; ambas terminando en la parte inferior de las cejas y la sección superior del parpado (línea roja en la ilustración 9). Entonces, convertimos ambas curvaturas en una superficie tangencial, aumentando esta de su rango estándar, o sea 0, hasta 2.0. Se repite el mismo procedimiento para la segunda parte de la cara, pero ahora partiendo de los finales de línea anteriores, respetando la misma separación respecto al rostro e ignorando la porción de la nariz, y terminando a la altura de la barbilla sin entrelazarse (línea verde de la ilustración 9). Completado todo lo anterior, se prosigue a tomar las dos secciones de superficie creadas y se fusionan en una única pieza.

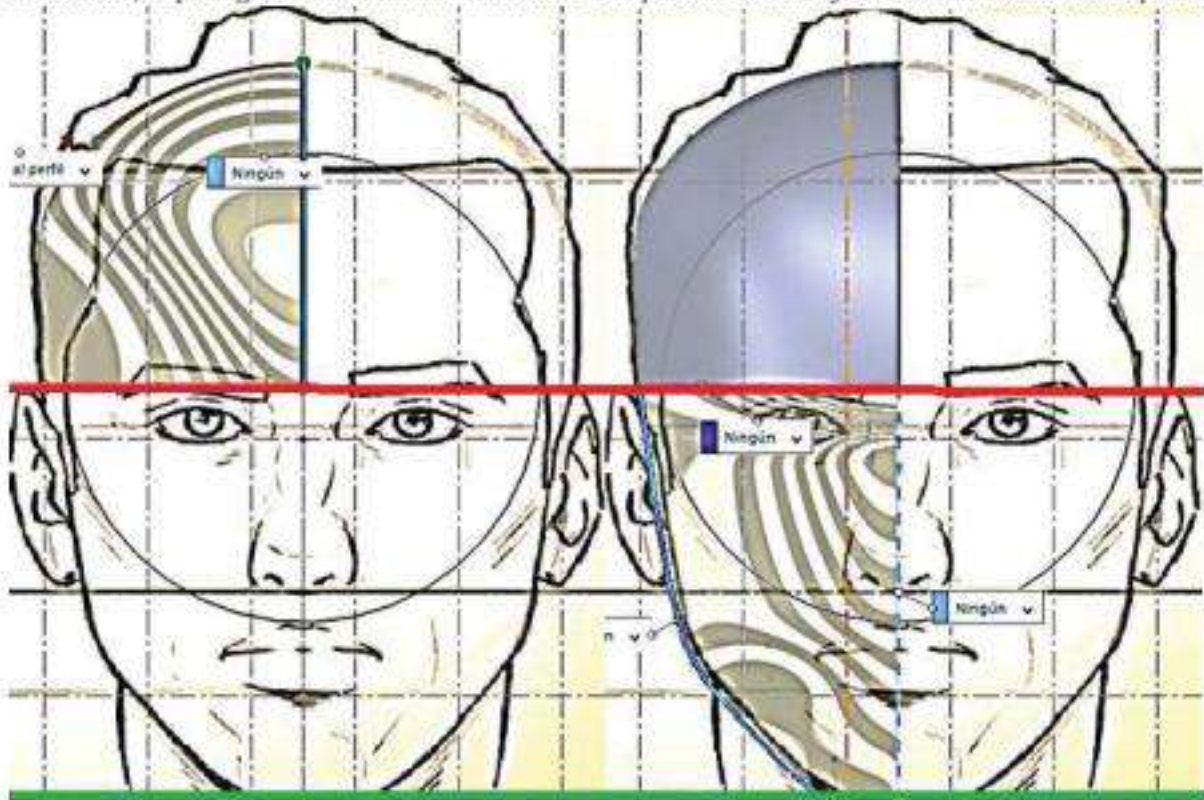


Ilustración 9: Cubierto perimetral en 2 partes

Apoyado por la imagen frontal, se croquizan los contornos de la frente, ojo, nariz y boca sobre la superficie para recortarlos. A sí mismo, se utiliza la imagen lateral para recortar frente, sien y mandíbula, además, de crear dos oquedades rectangulares de 2.5mm de ancho por 10mm de altura, ambas redondeadas para evitar puntos de quiebre, esto debido a que están destinadas a albergar cintas que permitirán la unión con sus opuestos para fijar la máscara a la cara. Para más detalle observe la ilustración 10.

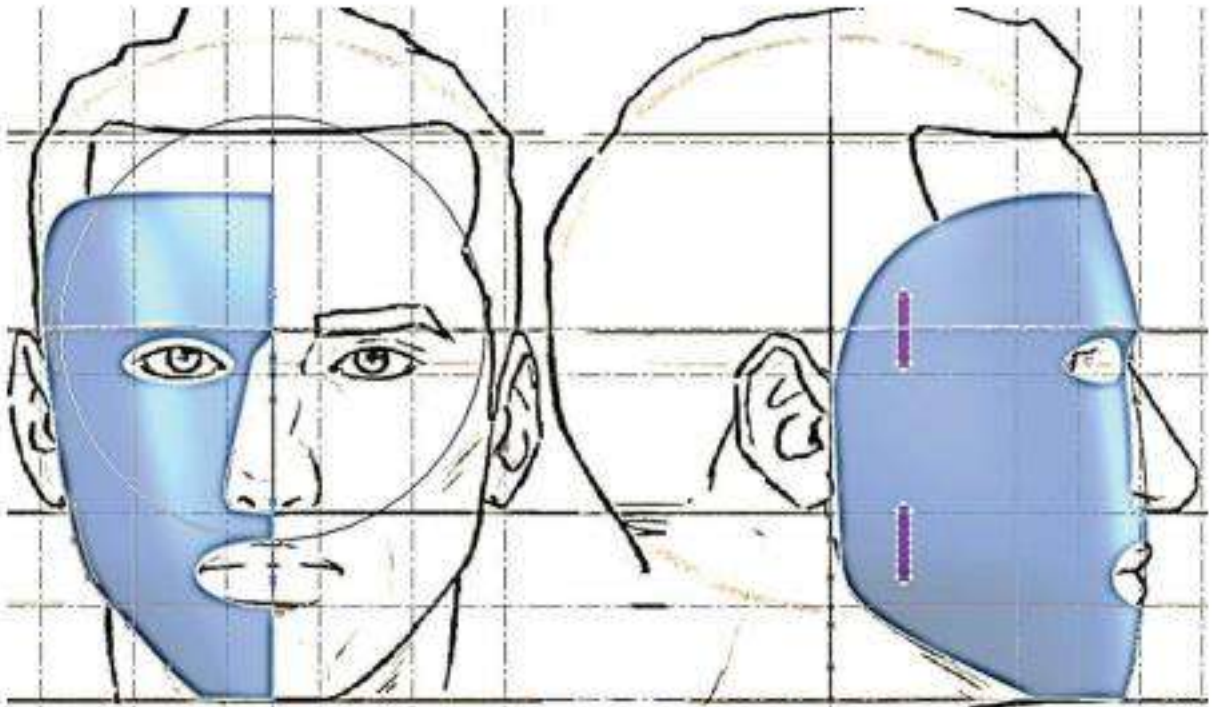


Ilustración 10: Detallado de la superficie

Entonces, se realiza simetría sobre la superficie ya detallada para completar la carcasa de la máscara, luego se fusionan estas dos partes y se transforma la lámina resultante en un sólido, dotándola de un grosor de 7mm (espacio suficiente para resguardar más de la mitad del largo del motor vibrador, 12mm). Aprovechando las fronteras que ha dejado la parte faltante de la nariz y con apoyo de la imagen perimetral, se traza lo que será la nariz, comenzando por su construcción en forma de lámina y posterior conversión a sólido, aplicando el mismo grosor en ella, y finalizando en su fusión, convirtiéndose en consecuencia a la careta en una pieza única. Se continúa con el suavizado en las áreas de los ojos, boca, nariz y delimitaciones generales de la máscara. Observe la ilustración 11.

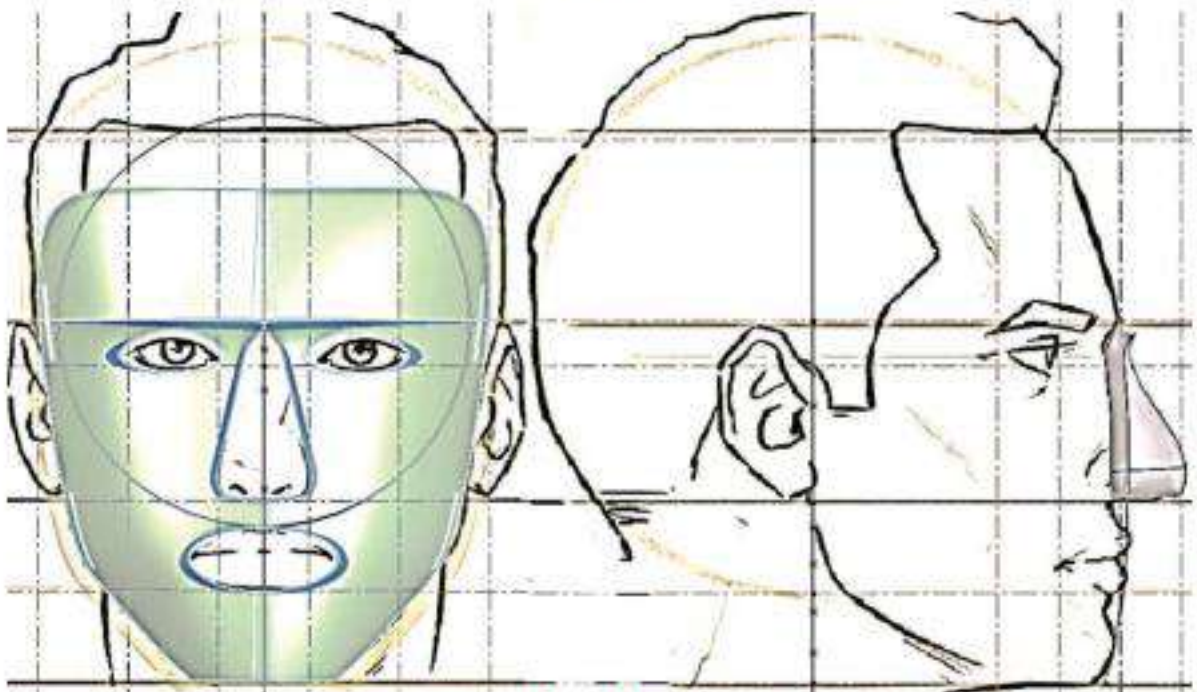


Ilustración 11: Detallado del sólido

Y finalmente, se diseccionará el sólido por la mitad para iniciar el proceso de perforación en cualquiera de las dos partes periféricas en las que se desea trabajar. En este caso será la mitad derecha.

Tabla 2: Geografía de los moldes para la fisioterapia

	<p>La primera oquedad se situará a la altura de la frente (<i>arriba del ojo</i>), abarcando el músculo y nervio frontal, midiendo esta unos 36.5mm de diámetro; ubicada a 38mm del centro del círculo a la línea que divide por la mitad al rostro, y 20mm del centro del círculo a la segunda segmentación vertical del rostro (<i>entre la ceja y el ojo</i>); situando cuatro orificios satelitales de 5mm de diámetro a una distancia de 25mm entre los centro de la circunferencia mayor y menores, estas distribuidas a 60° unas de otras partiendo de un ángulo de 90° respecto del círculo principal.</p>
	<p>La segunda oquedad se situará entre el oído y el pómulo bajo (<i>cerca de las patillas</i>), abarcando nervio facial o VII, midiendo esta también unos 36.5mm de diámetro; ubicada a 25mm del centro del círculo a la línea horizontal que atraviesa el vértice del ojo por el perfil lateral, y a 0mm del centro del círculo a la tercera segmentación vertical del rostro (<i>entre el ojo y el orificio nasal</i>); situando cuatro orificios satelitales de 5mm de diámetro a una distancia de 25mm entre los centro de la circunferencia mayor y menores, estas distribuidas a 90° unas de otras partiendo de un ángulo de 90° respecto del círculo principal.</p>
	<p>Y la tercera oquedad se situará al noreste o noroeste del vértice de la boca (<i>depende del lado seleccionado</i>), abarcando el cigomático, teniendo exactamente el mismo diámetro que las dos anteriores; ubicada a 5mm del centro del círculo a la línea horizontal vecina que atraviesa el rostro por la mitad, y a 5mm del centro del círculo a la cuarta segmentación vertical del rostro (<i>a la altura del orificio nasal</i>); situando cuatro orificios satelitales de 5mm de diámetro a la misma distancia y grados que la perforación anterior.</p>

Concluido este proceso, se proseguirá a realizar nuevamente simetría sobre la pieza y la posterior fusión de ambos los elementos, dando así por terminado la base y eje motor de lo que es el proyecto (*ilustración 12*).

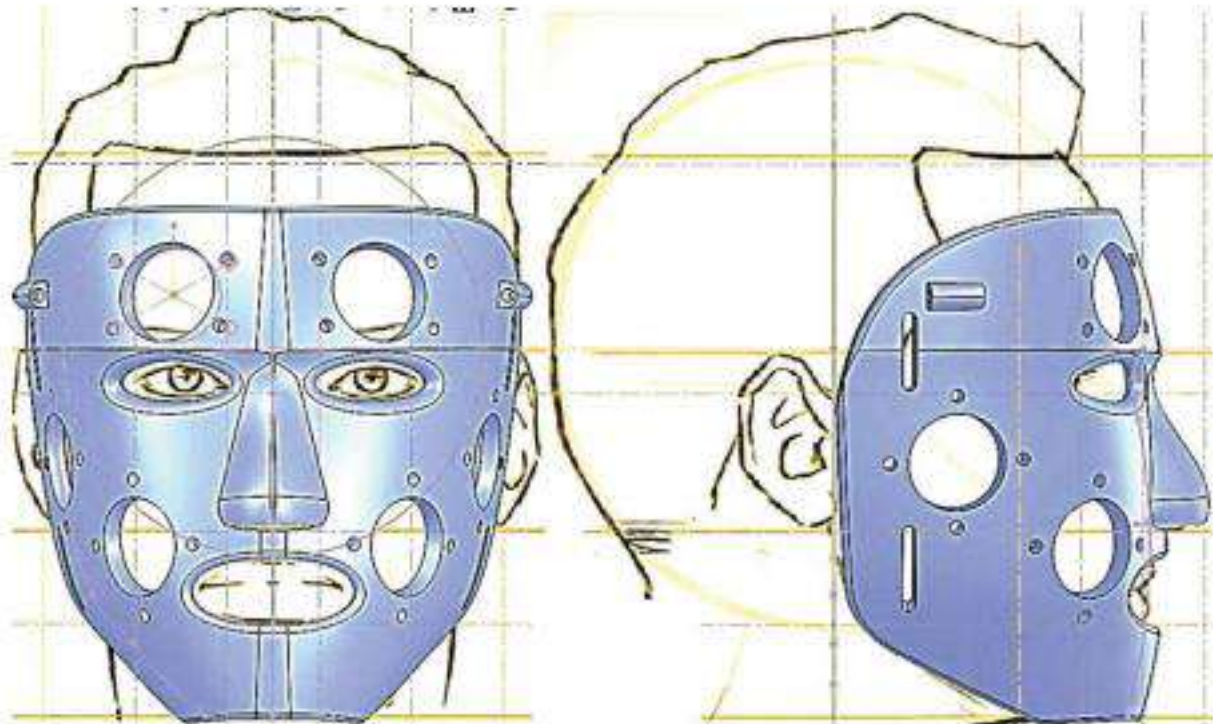


Ilustración 12: Máscara terminada en SolidWorks

2.1.2 PIEZAS COMPLEMENTARIAS INFERIORES: VIBROTERAPIA

Las seis piezas que servirán para almacenar los motores vibratorios son muy semejantes entre sí. En lo consiguiente, se prosigue a explicar la dinámica de su construcción generalizando entre todos los aditamentos, recalcando las sutiles diferencias que estas pueden guardar, como lo es la localización de las uniones, algunas modificaciones respecto al lago de la flecha trasmisora de vibración del motor al rostro humano, nomenclaturas para su diferenciación y fácil localización, entre otras.

Para empezar, tenemos que el molde derecho e izquierdo superior están basados en su superficie coincidente respecto a la máscara. La base del complemento es un círculo de 40mm de diámetro con 4 extensiones redondeadas de 25mm de largo respecto al centro de la pieza, y con una circunferencia de 5mm de diámetro, situada en los extremos a 2.5mm del borde. Cada par de extensiones están a 60° respecto a la división horizontal central del círculo base. Puede apreciarse más detenidamente esta explicación en la imagen izquierda en la ilustración 13.

Respecto a los moldes derecho e izquierdo central, e inferior, estos son prácticamente idénticos en su contorno, y también están basados en su superficie coincidente respecto a su debida posición en la máscara. La base del complemento es un círculo de 40mm de diámetro con 4 extensiones redondeadas de 25mm de largo respecto al centro de la pieza, y con una circunferencia de 5mm de diámetro, situada en los extremos a 2.5mm del borde. Cada par de extensiones están a 90° respecto a la división horizontal central del círculo base. Puede observar detenidamente esta explicación en la imagen derecha en la ilustración 13.

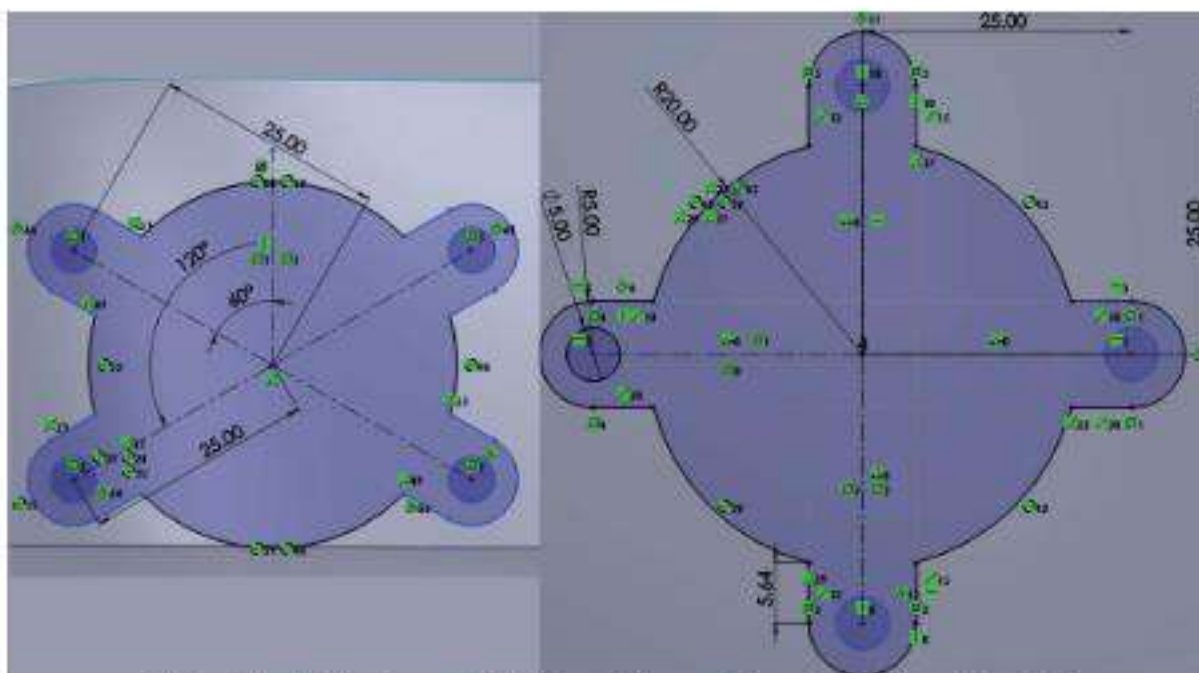


Ilustración 13: Contornos coincidentes de los complementos en el nervio frontal

Todos los complementos están sometidos en su forma de hojuela a 11 mm de espesor, esto debido a la adición del cuerpo de la máscara, el cual es de 7mm de anchura dejando 4mm como sólido sobrante.

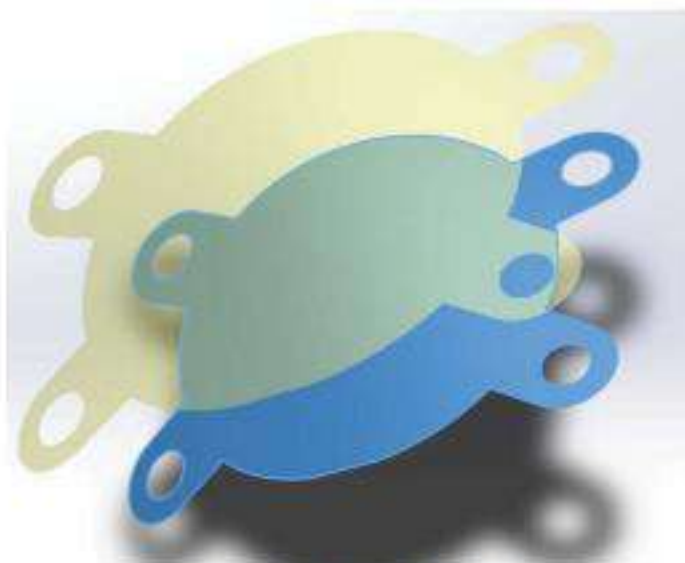


Ilustración 14: Espesor para los moldes vibratorios

Una vez tenido el sólido resultante, en la parte posterior de la pieza (*la superficie cóncava*), se prosigue a establecer un plano de trabajo donde se traza dos circunferencias, la interna a 35mm de diámetro, mientras la exterior 80mm. Entonces, ocupando la función envolver se les dará impronta a estos círculos. En seguida se recorta la pieza dejando el complemento original a tan solo 4mm de su forma original, pero con un cilindro que parte del centro de la pieza restante y que servirá de hilo conductor para la vibración. Esto puede apreciarse en la ilustración 15.

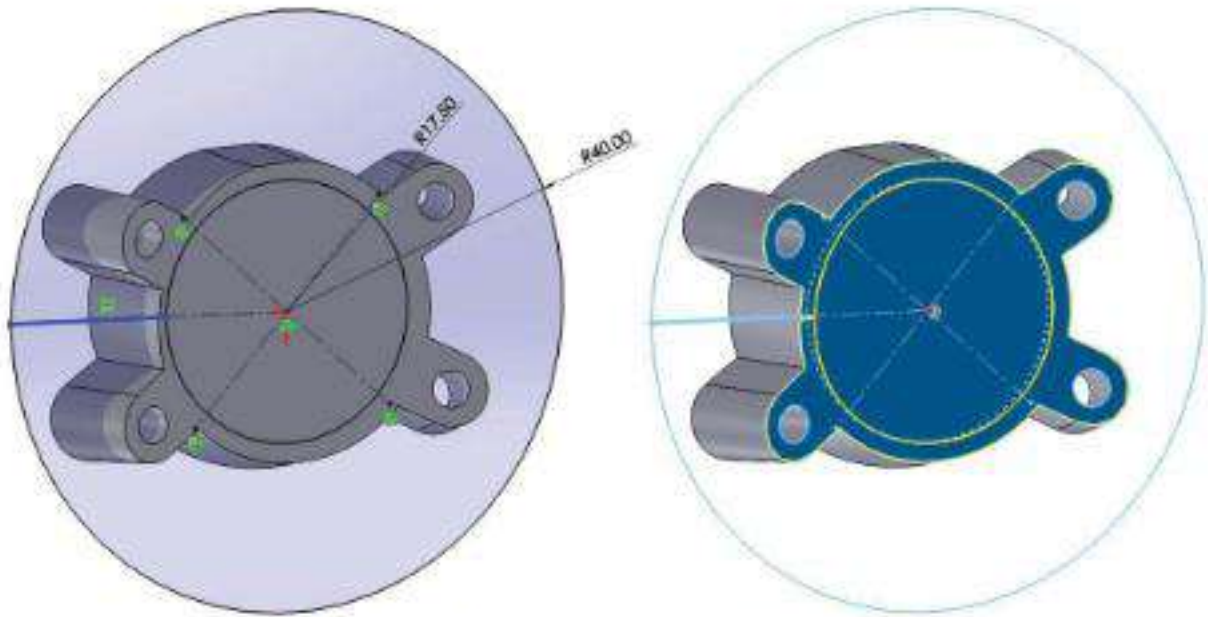


Ilustración 15: Adelgazamiento de los complementos

En la parte superior de la pieza, se traza otro plano donde se dibuja un círculo de 26mm de diámetro (destinada a albergar el motor vibratorio, aproximadamente unos 25mm de diámetro) con un pequeño pivote de 5mm de ancho (el largo de este realmente no importa), ya que este croquis es por motivos de recorte y no de extrusión, el cual será de 9mm de profundidad; espacio destinado para la salida de los cables del motor hacia el exterior. Cada pieza tendrá esta extensión a 205° respecto al plano frontal de la máscara (o proyección dentro de la máscara). Mirar la ilustración 16 para más detalle.

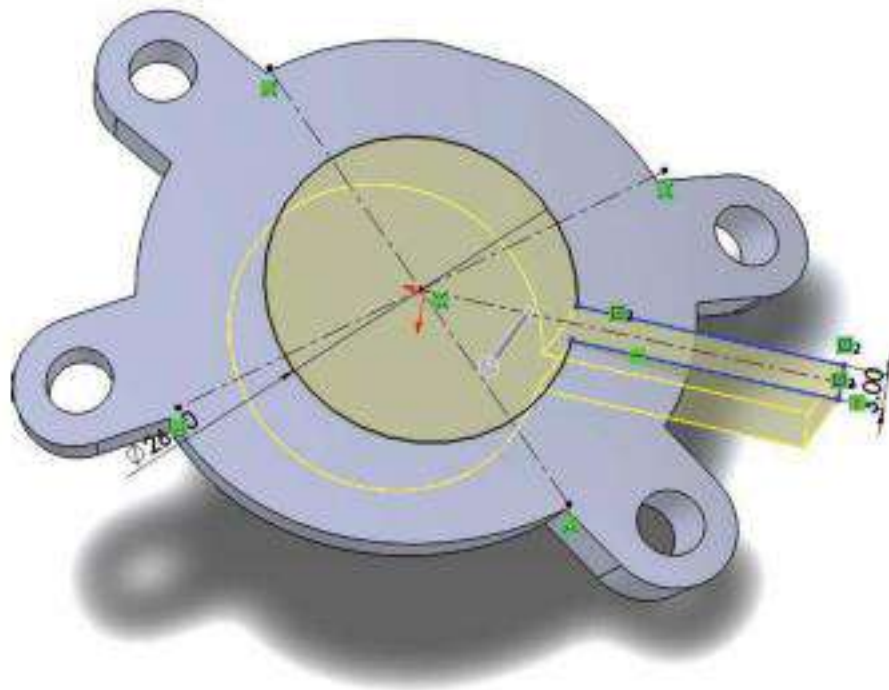


Ilustración 16: Espacio destinado al motor vibratorio y sus cables de alimentación

Posteriormente, aplicando un nuevo plano de trabajo, se extiende un nuevo cilindro de 30mm de diámetro en la parte posterior cóncava del sólido, el molde superior estará a 4mm de largo, mientras que el molde central a 3mm de largo, y finalmente, el molde inferior a 8mm de largo. Observe la ilustración 17.

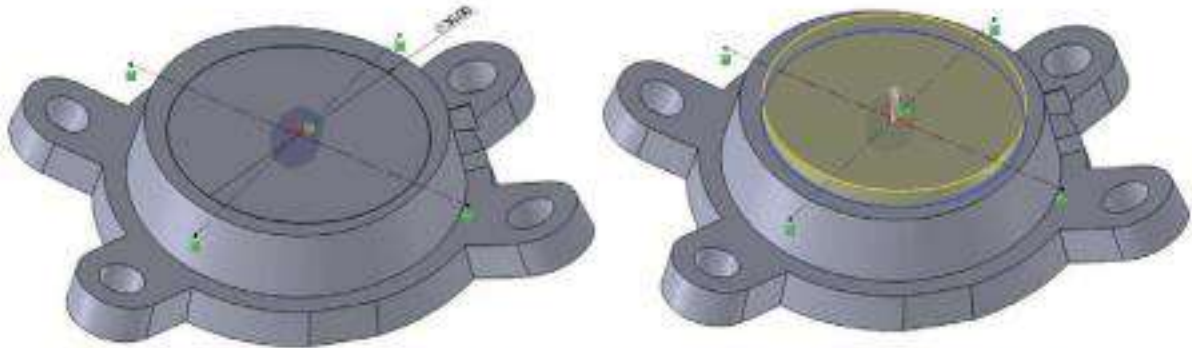


Ilustración 17: Extensión de contacto del complemento para la vibroterapia

Entonces, la cubierta final para el cilindro extruido se extiende a 2mm de espesor para todos los complementos. Esta forma servirá de contacto entre el molde y la piel del rostro, teniendo esta una forma redondeada gracias a la función revolución del software. Para más detalle, mirar la ilustración 18.



Ilustración 18: Redondeo de la superficie de contacto de los moldes

Y finalmente, en la base donde embonará el motor vibratorio se coloca una sencilla nomenclatura para identificar la posición que tendrá cada complemento, siendo la letra D e I mayúsculas (*derecha e izquierda*), las cuales servirán para indicar el lado al que pertenece cada elemento; este tendrá una hendidura de 1mm y un número que ira del 1 al 3, denotando estos la oquedad correspondiente, siendo el 1ro. referente a los aditamentos superiores (*área de la frente*), 2 do. referente al nivel intermedio (*área del nervio facial*) y el 3ro. referente a la posición inferior (*perteneciente al área del cigomático*).

En la misma superficie también se traza un círculo de 6.5 mm de diámetro que servirá para resguardar una pequeña protuberancia en los motores vibratorios, esto recortado a 2mm de largo con el fin de que la pieza encaje lo mejor posible en el molde general. Mirar la ilustración 19 para mayor detalle.

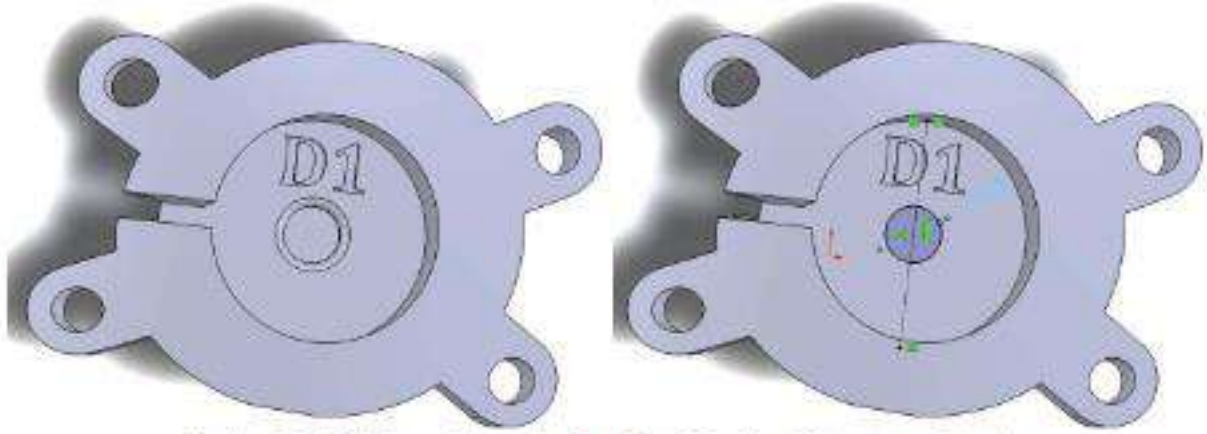


Ilustración 19: Nomenclatura de identificación y hendidura para el motor

2.1.3 PIEZAS COMPLEMENTARIAS SUPERIORES: VIBROTERAPIA

Al igual que los complementos inferiores, estos poseen las mismas medidas base respecto a su posición en la máscara. Sin embargo, su grosor final está dado a 2mm. Una vez completado este proceso, la carcasa será perforada en su centro a 5mm de diámetro, con una canaleta que parte de dicha oquedad hacia el borde superior (90° respecto al perfil frontal) en el caso de las cubiertas D1 e I1, al suroeste (225° respecto a la perspectiva frontal) para el caso de las cubiertas D2 e I2, y finalmente, al sureste (315° respecto al perfil frontal) para el caso de las cubiertas D3 e I3.

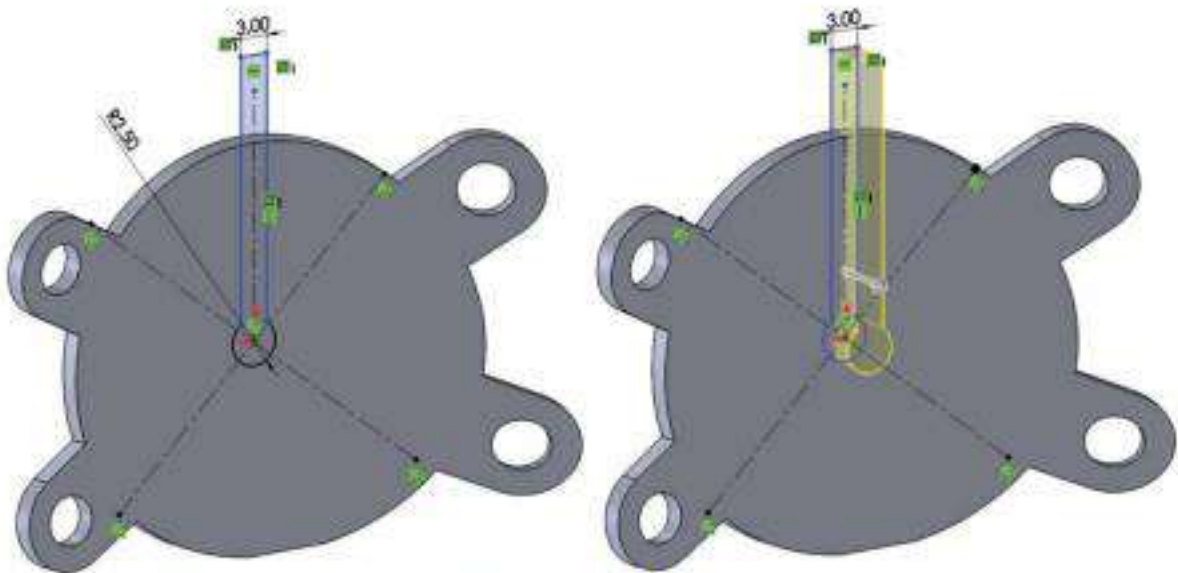


Ilustración 20: Laminado superior y hendidura para la flecha del motor

Y finalmente, se procede a grabar la nomenclatura correspondiente por cada cubierta respecto a su molde destino. El resultado final puede observarse en la ilustración 21.



Ilustración 21: Piezas finalizadas, ensambladas y con nomenclatura

2.1.4 PIEZAS COMPLEMENTARIAS SUPERIORES: TERMOTERAPIA

De la misma forma que los adaptadores para la vibroterapia, las seis piezas destinadas a las placas Peltier son muy parecidas entre sí. Entonces, se prosigue a explicar las sutiles diferencias como lo son la localización de las uniones, algunas modificaciones respecto al lago de la flecha conectora con el molde que resguardara las celdas generadoras de calor y frío, nomenclaturas, entre otras.

Tenemos que el adaptador derecho e izquierdo superior están basados en su superficie coincidente respecto a la máscara. La base del complemento es un círculo de 40mm de diámetro con 4 extensiones redondeadas de 25mm de largo respecto al centro de la pieza, y con una circunferencia de 5mm de diámetro, situada en los extremos a 2.5mm del borde. Cada par de extensiones están a 60° respecto a la división horizontal central del círculo base.

Respecto a los conectores derecho e izquierdo central, e inferior, estos son prácticamente idénticos en su contorno, y también están basados en su superficie coincidente respecto a su debida posición en la máscara. La base del complemento es un círculo de 40mm de diámetro con 4 extensiones redondeadas de 25mm de largo respecto al centro de la pieza, y con una circunferencia de 5mm de diámetro, situada en los extremos a 2.5mm del borde. Cada par de extensiones están a 90° respecto a la división horizontal central del círculo base. Todos los complementos están sometidos en su forma de hojuela a 10 mm de espesor, esto debido a la adición del cuerpo de la máscara, el cual es de 7mm de anchura dejando 3mm como sólido sobrante.

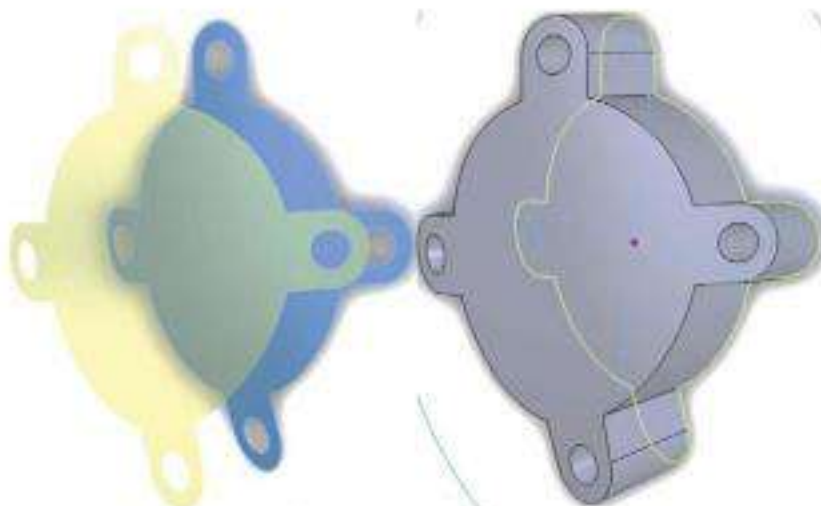


Ilustración 22: Espesor para los conectores térmicos

Posteriormente, aplicando un nuevo plano de trabajo, se extiende un cilindro de 30mm de diámetro en la parte posterior cóncava del sólido, este tendrá 4mm de largo, con un segundo cilindro de 15mm de diámetro que partirá de la cara circular del primer cilindro, este tendrá 2mm de largo; mientras que el conector central a 3mm de largo en el cilindro principal, y con 6mm en el cilindro secundario, y finalmente, el conector inferior estará con 8mm de largo en el cilindro principal, y con 6mm de largo en el cilindro secundario. Observe la ilustración 23.

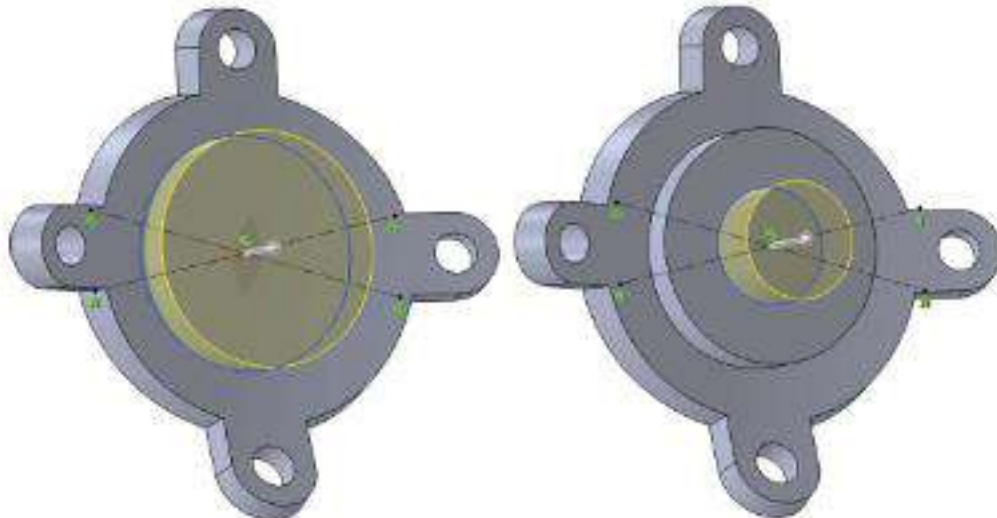


Ilustración 23: Extensión de contacto del complemento para la termoterapia

Y finalmente, se procede a grabar la nomenclatura correspondiente por cada cubierta respecto a su molde destino. El resultado final puede observarse en la ilustración 24.



Ilustración 24: Grabado de la nomenclatura para los conectores de termoterapia

2.1.5 PIEZAS COMPLEMENTARIAS INFERIORES: TERMOTERAPIA

Para la parte correspondiente al molde que albergara la celda Peltier, se traza un cuadrado de 48mm por lado y con una extrusión de 10mm. Para más detalle, mirar la ilustración 25.

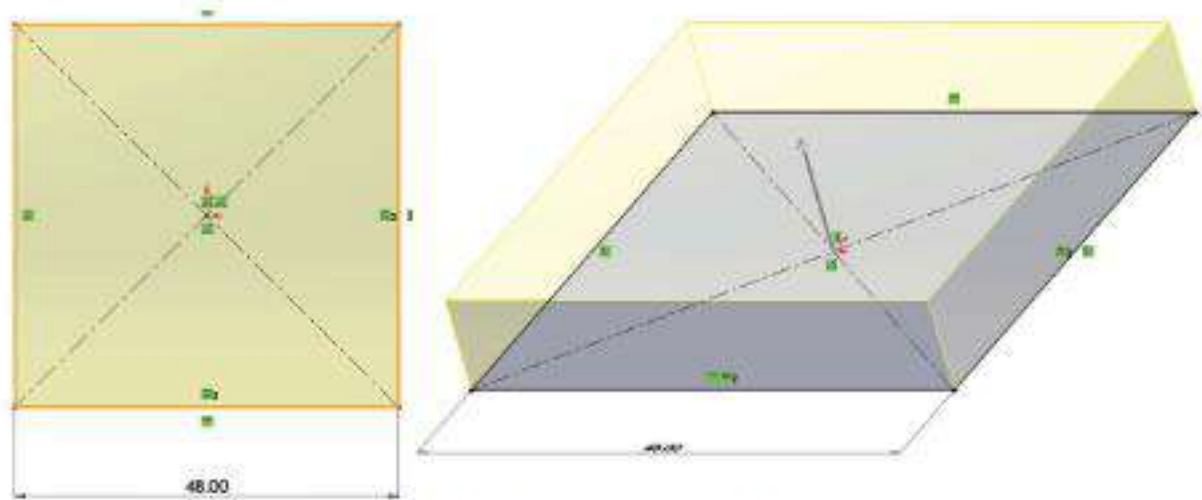


Ilustración 25: Base para la pieza inferior térmica

Considerando que la una celda Peltier tiene aproximadamente 40mm por lado y 4mm de espesor, se traza en la base de la placa un nuevo cuadrado de 42mm por lado y se prosigue a recortar dicha área a razón de 4mm sobre el sólido base. Esto a decisión que la celda Peltier embone sin ningún problema. Para más detalle, mirar la ilustración 26.

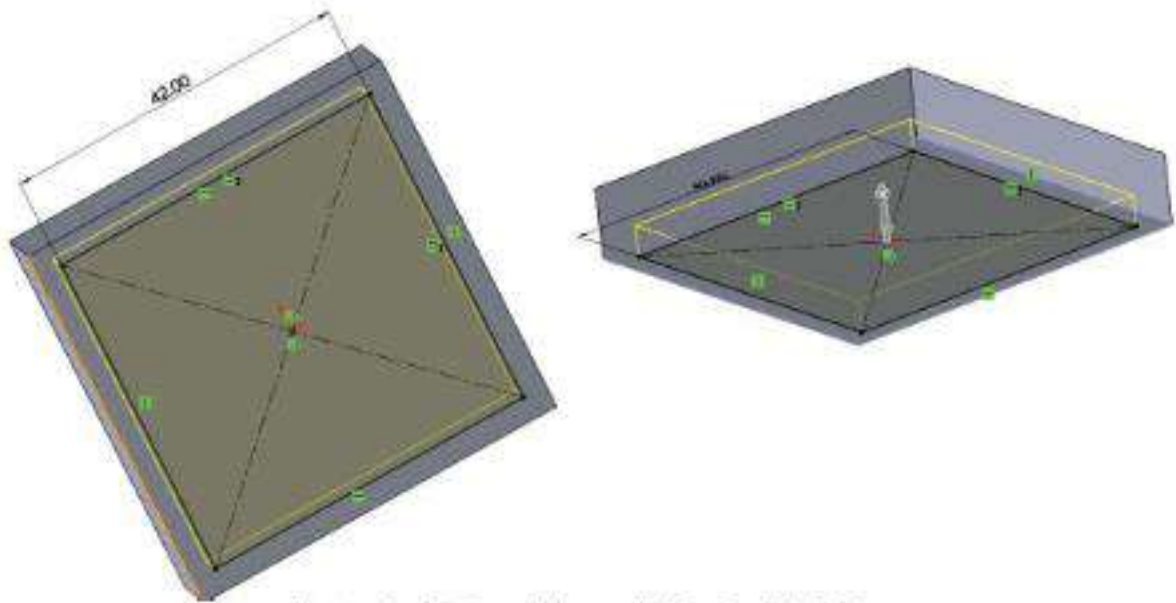


Ilustración 26: Oquedad a medida de la celda Peltier

Completado lo anterior, se toma una de las caras laterales del sólido resultante y se prosigue a perforarla con dos semicírculos colindantes con el borde inferior (*lado por donde embonara la celda Peltier*), esto a razón de 3mm de diámetro y a 4.5mm respecto a su vértice más próximo. El propósito de esta tarea es dar libre salida a los cables de alimentación de la placa Peltier. Para más detalle, mirar la ilustración 27.

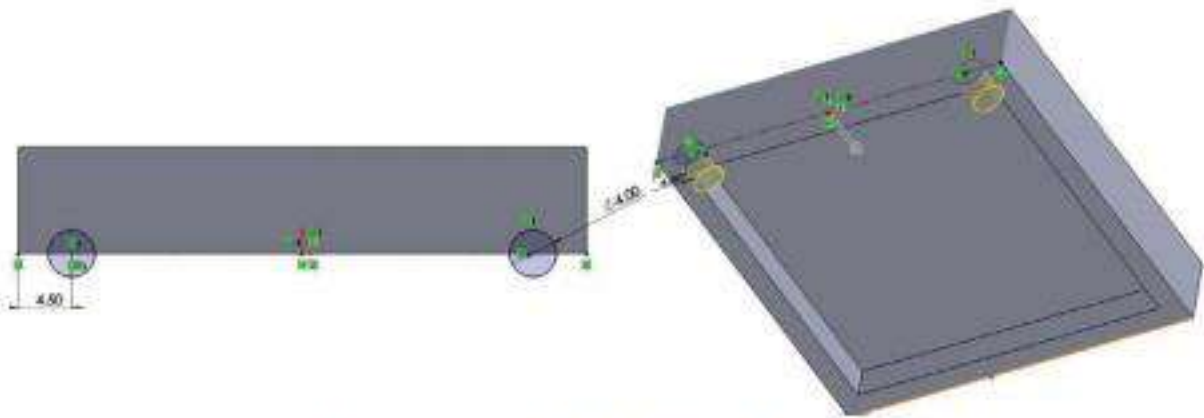


Ilustración 27: Perforación para la salida de cables del Peltier

Entonces, se traza un círculo de 30mm de diámetro en la cara superior del sólido, y enseguida, se extruye a razón de 6mm. Teniendo este cilindro, se traza sobre la cara circular del mismo otro círculo de 15mm de diámetro y se recorta a razón de 6mm. Esta parte tiene como propósito, servir de conector con la pieza superior respecto a la termoterapia.

Finalmente, se redondea la unión entre el molde y el cilindro conector a fin de evitar desprendimientos al momento de manipularlo; y se realiza 2 perforaciones de 2mm de diámetro en los lados adyacentes a la salida de los cables del sólido, con el propósito de colocar prisioneros que eviten el movimiento indeseado de la celda Peltier. Mirar la ilustración 28.

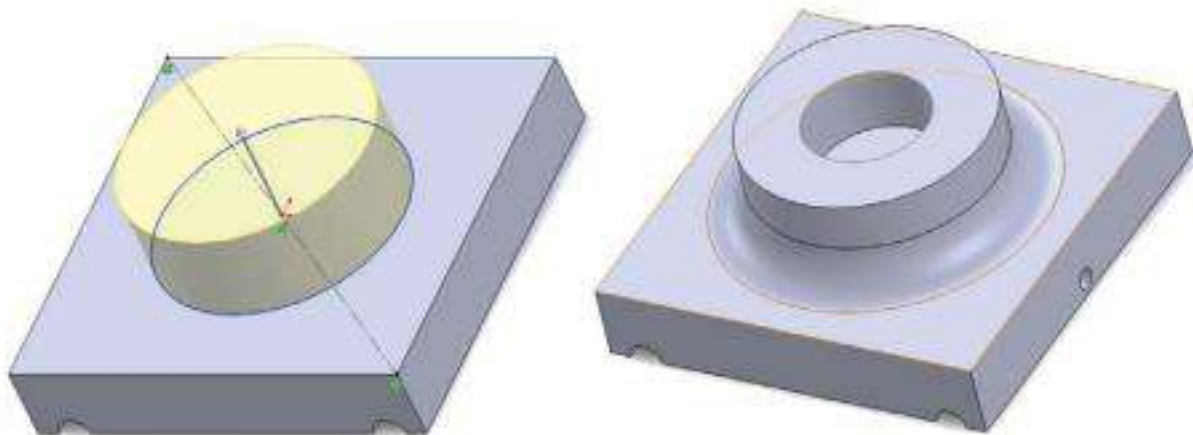


Ilustración 28: Extrusión del conector y deseno final del molde

Es importante resaltar que esta pieza servirá de complemento a las piezas superiores ya que sus dimensiones son absolutas, por lo que no hay variaciones en dimensiones ni medidas en el momento de su utilización. Dando así a entender, que este molde se replicara en 6 piezas idénticas al momento de utilizarlas.

Para apreciar el resultado final tanto de los complementos respecto a la vibroterapia como a la termoterapia, favor de mirar los Anexos 1 y 2.

2.2 SISTEMAS CON FUNDAMENTO EN MECATRÓNICA

2.2.1 ALGORITMO DEL PROYECTO

Llegando a la parte más importante del proyecto, se esquematiza el proceso por el cual se realizarán las tareas planteadas. Para empezar, se considera que habrá un operador (*persona ajena o el mismo paciente*) para la supervisión y el control de todo el sistema; seguido por un agente intermediario, el cual realizará todo el trabajo inherente a la fisioterapia; y finalmente, la máscara en la cual se verá reflejado todas estas acciones. El algoritmo en la ilustración 29 parece bastante claro para el sistema como se ha descrito, sin embargo, su claridad reside en su simpleza, por lo que no es suficiente para poder realizar el trabajo.



Ilustración 29: Algoritmo básico del proyecto

Entonces, analizando a detalle el algoritmo anterior, ¿cómo el operador llevará a cabo el control del sistema?; extendiendo la explicación, en la etapa del operador se sumará un nuevo módulo denominado IDE (*siglas para Interface De Usuario*), por el cual se dará instrucciones de la persona hacia la etapa del controlador por medio de una PC. Pero, ¿cómo la etapa del controlador realizará estas acciones?; para este punto el bloque del controlador se dividirá en dos nuevos bloques; el primero llamado: microcontrolador, el cual recibirá de la IDE las instrucciones que debe coordinar; y segundo, el bloque denominado: etapa de potencia, destinado a administrar el trabajo para la fisioterapia. Para este punto, el algoritmo descrito anteriormente (*ilustración 30*) es más específico.



Ilustración 30: Algoritmo detallado del proyecto

A pesar de tener un algoritmo un poco más elaborado, aún se considera que existe cierta interrogante alrededor del módulo: etapa de potencia. Y de ahí nace una nueva pregunta, ¿cómo la etapa de potencia realizará el trabajo fisioterapéutico?; de esta etapa se desprenderán tres nuevas secciones. La primera sería: etapa de potencia (*vibrotterapia*), la cual albergará el circuito de potencia para controlar los motores vibratorios; la segunda llamada: etapa de potencia (*termoterapia*), la cual contendrá el circuito de potencia para la polarización de las celdas Peltier; y tercera, esta denominada: calibración, íntimamente relacionada con el módulo de la termoterapia y que tiene la función de parametrizar el calor y el frío proveniente de las placas Peltier. Así el algoritmo para este sistema quedaría como se representa en la ilustración 31.

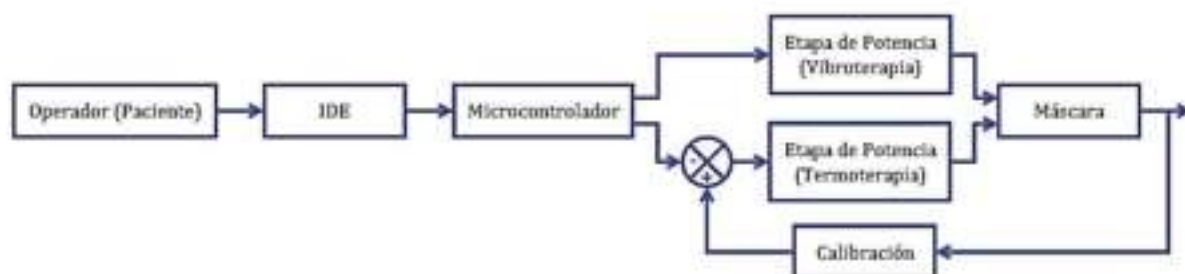


Ilustración 31: Algoritmo definitivo para el proyecto

2.2.2 MODELADO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS

La vibración producida por los motores con excéntrico de masa giratoria son un ejemplo de vibración armónica impulsada. Esto significa que hay una fuerza motriz externa que hace que el sistema vibre, y a esto, también se le conoce como vibración forzada. El término "armónico" significa que el sistema está obligado a vibrar a la frecuencia de la excitación que se suministre. Es importante para este tipo de motores que la entrada de excitación no sea la tensión de la corriente directa aplicada al motor, sino es la rotación de la masa alrededor del eje del motor central. Entonces, el movimiento de masas puede modelarse como una onda sinusoidal, como se muestra en la ilustración 32:

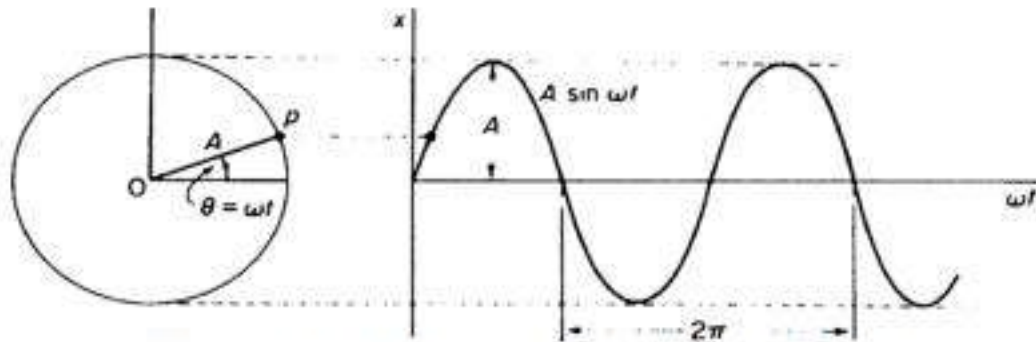


Ilustración 32: Frecuencia de trabajo para el motor con excéntrico

Aquí, la función $A \sin(\omega t)$ es la entrada de excitación, y la frecuencia de esta onda sinusoidal es la frecuencia a la que vibrará el motor. En la realidad, el voltaje directo controla la velocidad del motor (los dos son directamente proporcionales) y, por lo tanto, la frecuencia; sin embargo, al modelar los motores con excéntrico como un sistema se referenciará a la senoide como la entrada.

Para analizar el comportamiento de este tipo de motores, el sistema se considerará como un mecanismo con un grado de libertad (DOF). Esto significa que la vibración sólo se manifestará en una dirección, y hace que las matemáticas sean mucho más simples. Se podrá aceptar esta simplificación en el modelado debido a que cuando se trata de pequeños motores de vibración de corriente directa, el desplazamiento del motor en otros DOF es lo suficientemente pequeño como para que sean insignificantes.

El modelo de vibración de un DOF se puede mostrar como una masa, conectada a un resorte, con un factor de amortiguación (esquemático en la ilustración 33 como un punto de mando). La ecuación de movimiento se construye a partir de las fuerzas de estos tres componentes y la fuerza de entrada.

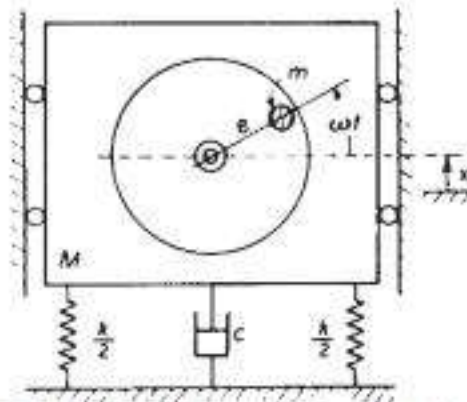


Ilustración 33: Modelado esquemático del motor con DOF

- 1) En la ecuación final, x es el desplazamiento de la masa excéntrica.
- 2) En la ilustración 33 se tiene dos resortes separados, cada uno con una rigidez $\frac{k}{2}$ que representa una rigidez total k . Esto puede considerarse como un solo resorte con rigidez k que sigue la ley de Hooke, donde $F = kx$.
- 3) La amortiguación viscosa es proporcional a la velocidad de la masa $F = c \frac{dx}{dt}$ (la velocidad es la derivada del desplazamiento).
- 4) La masa del motor (excluyendo la masa excéntrica) sigue la segunda ley de movimiento de Newton $F = (M - m) \frac{d^2x}{dt^2}$
- 5) La suma de estas tres fuerzas es igual a la entrada $F = F_0 \sin(\omega t)$.
- 6) En la que F_0 es la fuerza centrípeta de la masa excéntrica $F = mr\omega^2$.
- 7) Aquí, m es la masa de la masa excéntrica, y r en la ecuación es la distancia desde el eje del motor hasta el centro de la masa excéntrica. Esto se llama a veces la excentricidad y se conoce como e , como en la ilustración 33. ω es la velocidad angular del motor.
- 8) Ahora tenemos la ecuación de movimiento para el sistema:

$$(M - m) \frac{d^2x}{dt^2} + c \frac{dx}{dt} + kx = F_0 \sin(\omega t)$$

Para los entendidos en ingeniería como lo es la mecatrónica, esto parecerá familiar, ya que es similar a un circuito RLC (ilustración 34) en el que el desplazamiento es análogo a la carga eléctrica, la velocidad a la corriente y la fuerza a la tensión, reemplazando la anterior ecuación respecto al circuito tenemos que:

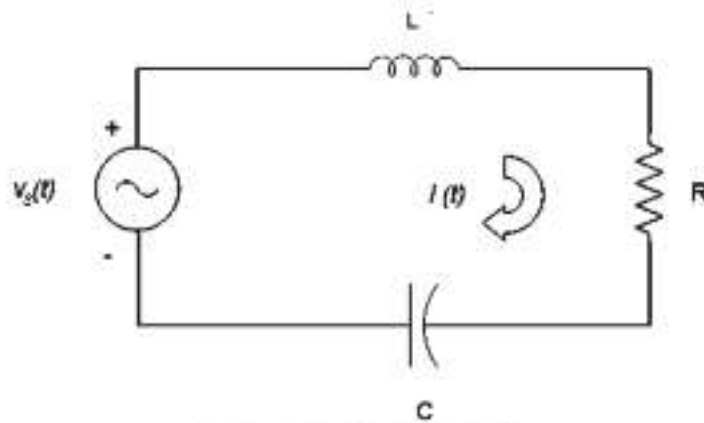


Ilustración 34: Circuito RCL

$$\frac{d^2i(t)}{dt^2} + 2\alpha \frac{di(t)}{dt} + \omega_0^2 i(t) = f(t)$$

Donde:

$$\alpha = \frac{R}{2L}, \quad \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}, \quad \text{y} \quad f(t) = \frac{1}{L} \frac{dv_s(t)}{dt}$$

El circuito equivalente de un motor de CC (*corriente continua*) conectado en serie, desde el cual se construye un motor vibratorio, se muestra en la ilustración 35:

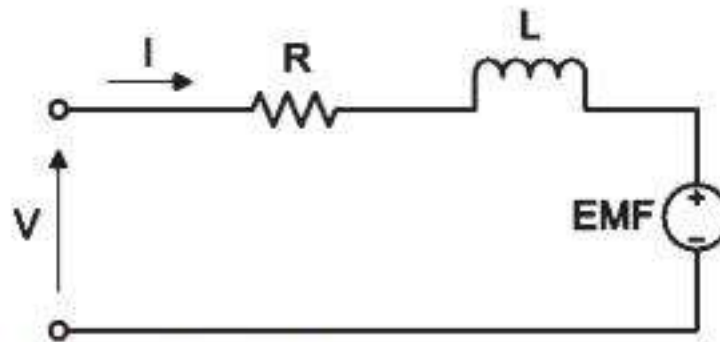


Ilustración 35: Circuito equivalente en Fuerza Electromotriz

La inductancia de bobinado L es el resultado del diseño mecánico de la armadura o cubierta exterior del motor, siendo un factor adverso para este, ya que funciona contra la inversión del flujo de corriente en la recubierta. Los motores sin núcleo o de moneda son menos susceptibles a la inductancia del devanado porque su masa es menor, así este tipo de motores mejoran su rendimiento dinámico. Sin embargo, la inductancia del devanado se puede utilizar para almacenar la corriente en los sistemas de modulación de ancho de pulso.

La resistencia del devanado R es un elemento puramente parasitario que es responsable de la mayoría de las pérdidas de voltaje en el motor. A medida que aumenta la corriente, aumenta la pérdida de R y se reduce la eficiencia del motor. Además, si el motor tiene cables, estos se sumarán a la resistencia total y la inductancia en las terminales, y estos valores aumentarán a razón de la longitud de los cables.

La Fuerza Electromotriz (EMF), también llamada EMF de retorno, es el voltaje que aparece en los terminales cuando el eje está girando. El EMF tiene una resistencia interna de cero, con una amplitud de voltaje que es estrictamente proporcional a la velocidad del eje, y su polaridad dependerá de la dirección de rotación. La proporcionalidad lineal entre EMF y la velocidad se define como la constante de voltaje del motor, K_E , que se expresa típicamente en $\frac{\text{volts}}{\text{krpm}}$. Como el EMF es proporcional a la velocidad del eje, su voltaje puede darse: $EMF = K_E \omega$, donde ω es la velocidad de rotación del motor medida en krpm .

Podemos ver fácilmente la relación lineal entre velocidad y voltaje en la ecuación para el circuito equivalente en estado estable: $V = RI + EMF = RI + K_E \omega$. En un motor de CC, la corriente en el circuito es proporcional al torque como T :

$$I = \frac{T}{K_T}$$

Donde K_T es la constante del torque para el motor, generalmente expresada en:

$$K_T \approx 3.10229452 \times 10^{-5} \frac{\text{kg cm}^2}{\text{Amp}}$$

Así mismo, puede incluirse este modelo matemático dentro del módulo: motor vibratorio. Representado en la ilustración 36.

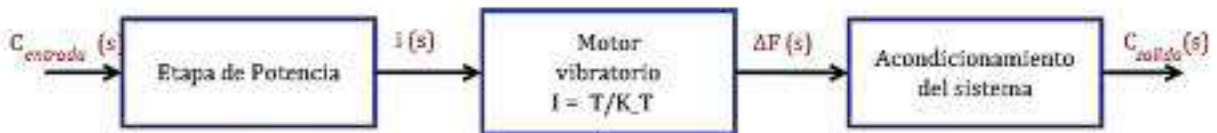


Ilustración 36: Diagrama a bloques para el motor vibratorio

2.2.3 COMPORTAMIENTO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS A TRAVÉS DEL AMPERÍMETRO


Comprobando la ecuación para conocer el torque de los motores vibratorios, tenemos que:

$$I = \frac{T}{K_T} \rightarrow T = I K_T$$

Y habiendo encontrado la constante del torque para los motores vibratorios en la sección anterior, faltaría encontrar la intensidad real de los excéntricos. Por lo que se desarrolló un algoritmo y circuito afin para conocer este dato faltante.

Para ello, se decidió ocupar el módulo sensor de corriente (ACS712) con tecnología de efecto Hall para corriente directa y alterna, con el propósito de obtener las mediciones provenientes del motor vibrador; decisión tomada ya que, si bien un multímetro puede proporcionar el mismo resultado, para tener una mayor exactitud se optó por captar la medición del amperaje a partir de promediar las mediciones en los motores.

Tabla 3: Características técnicas del amperímetro ACS712

Voltaje de operación: 4.5V ~ 5.5V.	
Voltaje de salida: 66mV/A.	
Salida de voltaje sin corriente: VCC/2.	
Sensibilidad: 0.185	
Tiempo en alto de 5 μs en respuesta a la corriente de entrada.	
Ancho de banda 80 kHz.	
Error total salida: 1.5% a temperatura ambiente = 25°C.	
Resistencia interna: 1.2mΩ.	
Sensibilidad de salida: 66 a 185mV/A.	

Estudiando la hoja técnica del sensor ACS712 se puede entender que entrega aproximadamente 66mV por cada Amper consumido por la carga en el circuito (*motores*), por lo que, a partir de este dato, se puede realizar una conversión de unidades para obtener la lectura adecuada. Para realizar esta tarea, se activa un pin de lectura analógica, siendo la variable ACS712 los milivolts provenientes del sensor, VCC el voltaje de alimentación para los motores, y la constante 1023 que servirá para dar resolución a la conversión analógica-digital dentro del microcontrolador. Entonces, la formula quedaría como:

$$\text{valorObtenido} = \text{ACS712} * \text{Vcc} * 1023$$

El sensor nos entrega un valor de 2.5 voltios (*en este caso*) para una corriente de 0A, y a partir de allí, se incrementa proporcionalmente de acuerdo a la sensibilidad, teniendo una relación lineal entre la salida de voltaje del sensor y la corriente. Dicha relación es una línea recta en una gráfica (*voltaje contra corriente*), donde la pendiente es la sensibilidad y la intersección en el eje Y es 2.5 voltios. La fórmula complementaria para este sistema sería:

$$\text{amperaje} = \frac{\left(\text{valorObtenido} - \frac{V_{CC}}{2}\right)}{0.185}$$

A partir de estos datos, se puede construir un algoritmo para el microcontrolador que realice el censado del sensor ACS712 (ilustración 37).

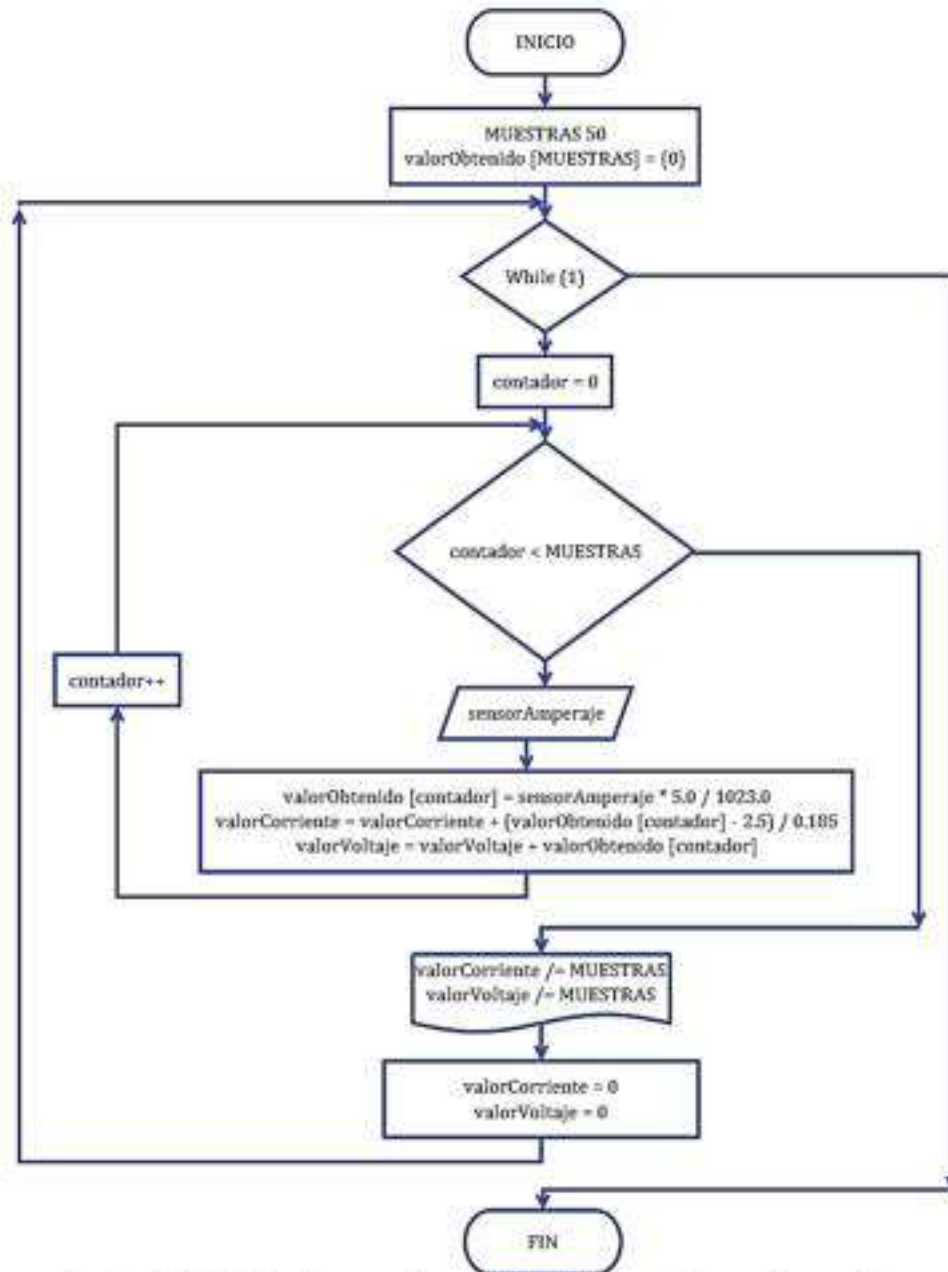


Ilustración 37: Algoritmo para la medición del promedio para la corriente

Se decidió utilizar un microcontrolador (PIC16F877A) para la lectura del amperaje, captando un considerable número de muestras (50 para este caso) a razón de 100ms entre cada captura. El circuito fue simulado en el software Proteus v8.2 como muestra la ilustración 38:

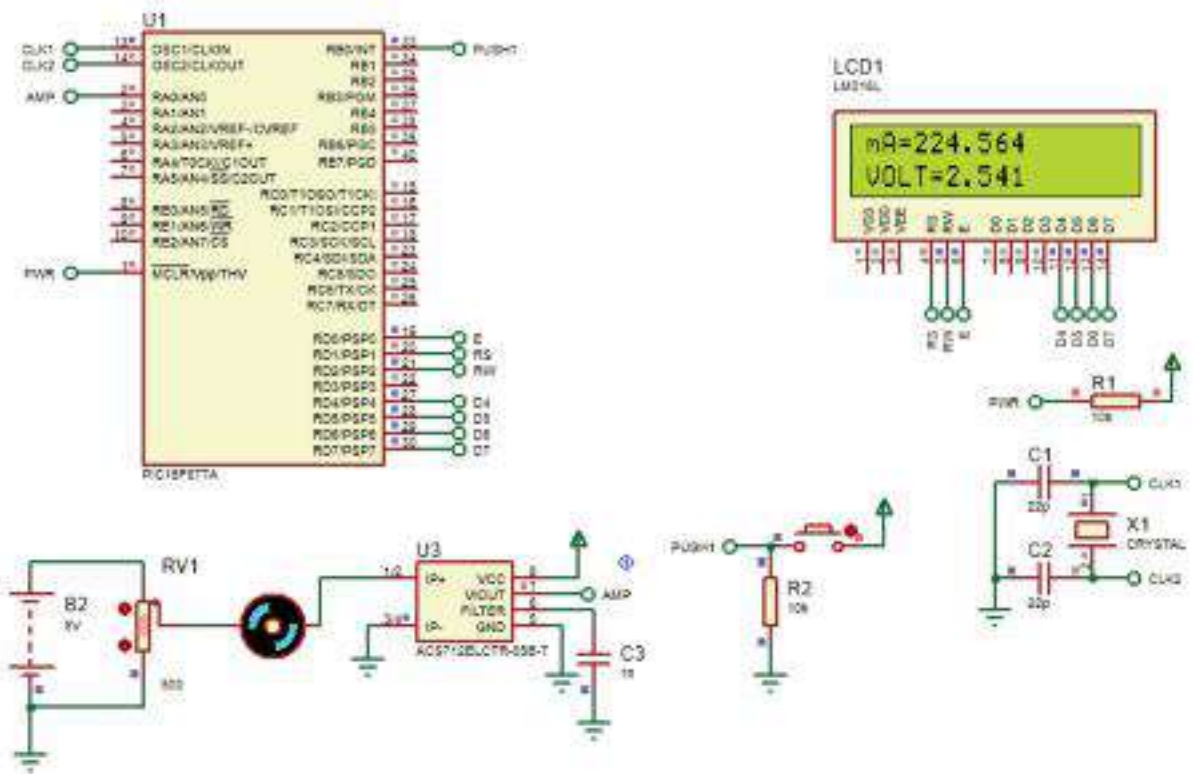


Ilustración 38: Diagrama para la medición de datos del amperímetro ACS712.

Armado el circuito, se puso en funcionamiento el sistema para capturar la lectura resultante por parte del sensor de corriente mientras el motor estaba inactivo, arrojando que no existe corriente alguna en la circuitería, como se puede apreciar en la ilustración 39:

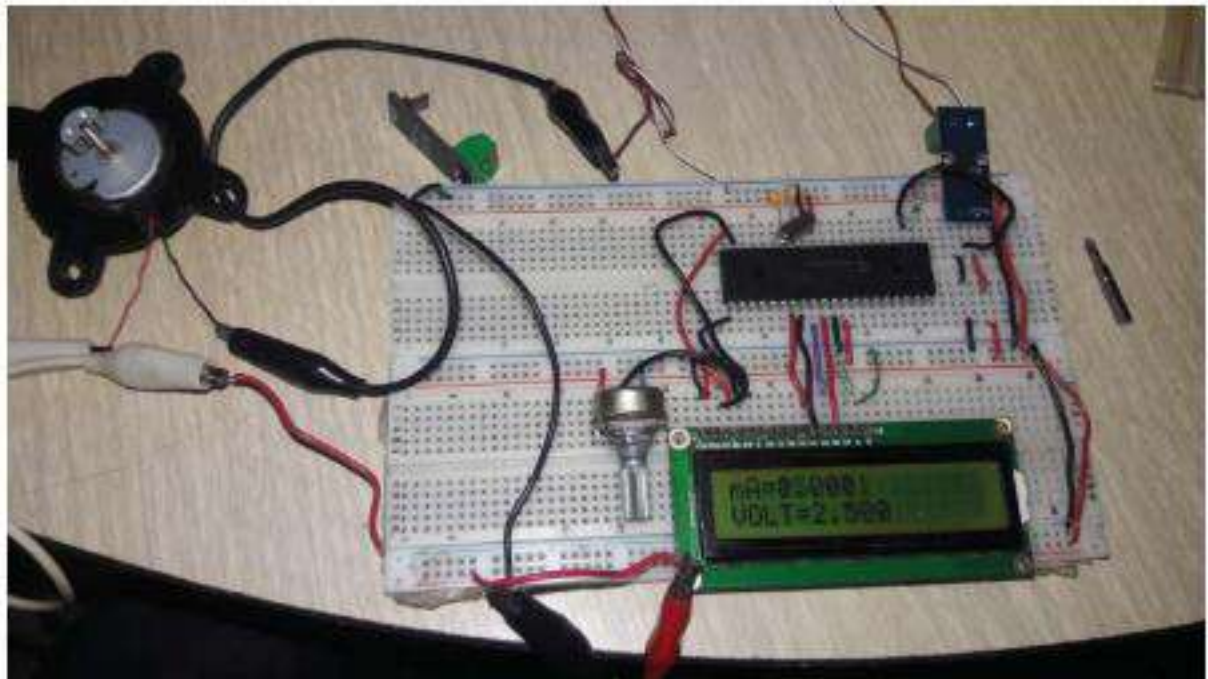


Ilustración 39: Lectura del amperímetro sobre el motor en reposo

Pero una vez puesto en funcionamiento el motor, basta con esperar 2.5 segundo (debido a la captura y promedio de las muestras por parte del microcontrolador) entre renovación de la lectura del amperímetro para conocer que la corriente para el vibrador a su máxima excitación es de 213.75mA.

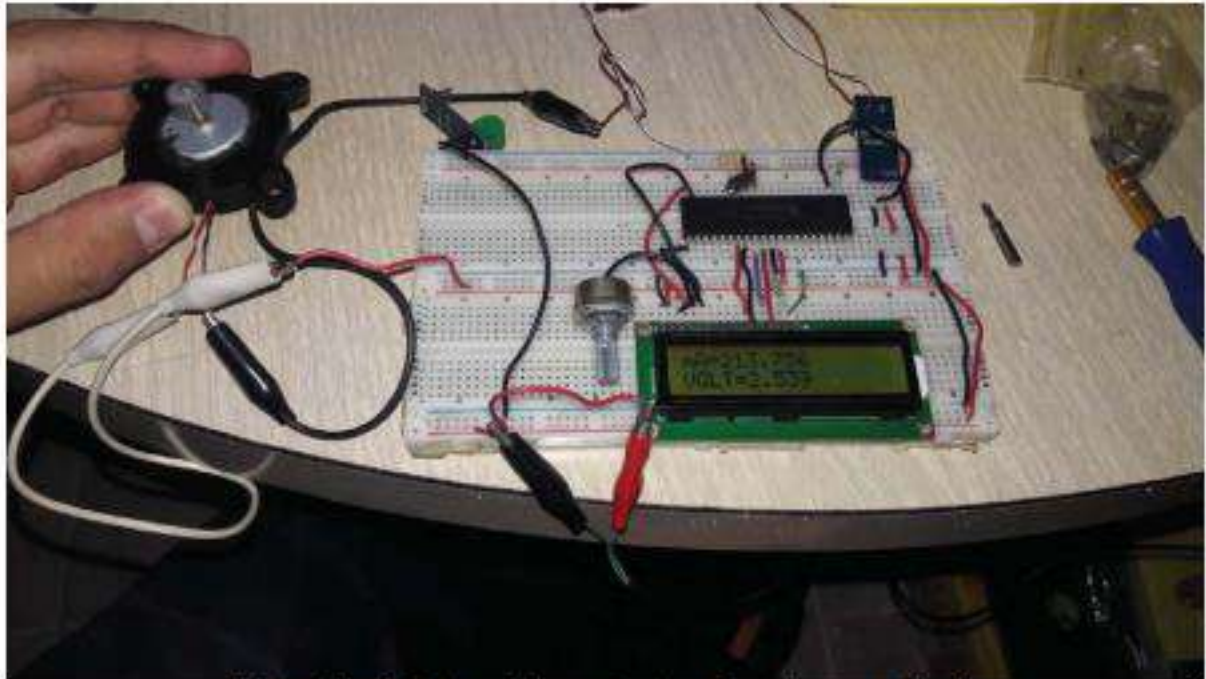


Ilustración 40: Lectura del amperímetro sobre el motor activado

Conocido el valor faltante en la ecuación del torque, para cada modulación de trabajo del motor vibrador, se resuelve la ecuación del torque y se compila los resultados en la tabla 4:

Tabla 4: Torques para los ciclos de trabajo de los motores vibradores

PWM	Fórmula	Resultado
0%	$T = (0A) \frac{3.1022 \times 10^{-5} \text{ kg cm}^2}{A}$	$T = 0$
25%	$T = (2.85 \times 10^{-3} A) \frac{3.1022 \times 10^{-5} \text{ kg cm}^2}{A}$	$T = 8.8412 \times 10^{-8} \text{ kg cm}^2$
50%	$T = (4.3151 \times 10^{-3} A) \frac{3.1022 \times 10^{-5} \text{ kg cm}^2}{A}$	$T = 1.3261 \times 10^{-7} \text{ kg cm}^2$
75%	$T = (8.907 \times 10^{-3} A) \frac{3.1022 \times 10^{-5} \text{ kg cm}^2}{A}$	$T = 2.6523 \times 10^{-7} \text{ kg cm}^2$
100%	$T = (0.21375 A) \frac{3.1022 \times 10^{-5} \text{ kg cm}^2}{A}$	$T = 6.6309 \times 10^{-6} \text{ kg cm}^2$

2.2.4 MODELADO DE LAS CELDAS PELTIER

Son varios los fenómenos que acontecen dentro de una celda Peltier, pudiéndose enunciar los efectos Peltier, Thomson y Joule, además de las propias características de la transmisión de calor. Sin embargo, dichos procesos no son todos de igual magnitud e importancia. De hecho, en el rango de temperaturas de la aplicación a realizar, se puede despreciar el flujo calorífico producido por la circulación de la corriente eléctrica con variación de temperatura, esto es, el denominado efecto Thomson.

- 1) Así que, teniendo en cuenta esta descripción, al aplicar una diferencia de potencial sobre la placa, se producirá una cesión de calor por unidad de tiempo en la cara caliente igual a:

$$Q_{PC} = \alpha T_C I$$

- 2) Donde T_C es la temperatura de la cara caliente, α es el coeficiente Seebeck (o termopotencia en la celda) e I la corriente que atraviesa al circuito. Por el mismo efecto, la absorción de calor por unidad de tiempo en la cara fría será:

$$Q_{PF} = \alpha T_F I$$

- 3) Siendo T_F la temperatura de la cara fría. Por otro lado, si se consideran las pérdidas por unidad de tiempo por el efecto Joule, las cuales se supone que se reparten mitad para cada cara, éstas quedarán expresadas por:

$$Q_J = \frac{1}{2} I^2 R$$

- 4) Donde R es la resistencia eléctrica de la célula Peltier. La diferencia de temperaturas entre ambas caras producirá un efecto de conducción térmica entre la cara caliente y la cara fría, cuantificable como:

$$Q_{CT} = \frac{T_C - T_F}{R_{TH}}$$

- 5) En donde R_{TH} representa la resistencia térmica entre la cara caliente y la fría. El flujo neto calorífico absorbido por la cara fría, será haciendo el balance energético a:

$$Q_F = Q_{PC} + Q_J - Q_{CT} = \alpha T_C I + \frac{1}{2} I^2 R - \frac{T_C - T_F}{R_{TH}}$$

- 6) Aplicando el primer principio de la Termodinámica, resultará que la potencia eléctrica suministrada será la diferencia entre los flujos caloríficos de disipación y de absorción, concluyendo que:

$$P_e = Q_C - Q_F = \alpha(T_C - T_F)I + I^2 R = \alpha \Delta T I + I^2 R$$

Igualmente, puede incluirse esta ecuación matemática dentro de un diagrama a bloques. Por su parte, serían en el módulo Placa Peltier de la ilustración 41, donde a diferencia del motor vibratorio, la placa necesita retroalimentación para poder ajustarse a una temperatura deseada, en ese caso servirá un amperímetro como el ACS712.

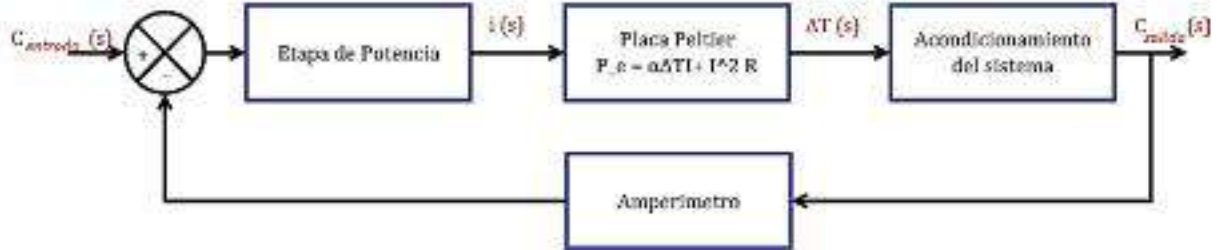


Ilustración 41: Diagrama a bloques de la placa Peltier

2.2.5 CALIBRACIÓN DE LAS CELDAS PELTIER

La celda consta de elementos semiconductores que permiten su funcionamiento, eliminando así la necesidad de partes móviles. El lado frío (*trae el número del modelo impreso*) y el lado caliente (*en blanco*) se identifican fácilmente. Sus principales características son enumeradas en la tabla 5.

Tabla 5: Características técnicas de la celda Peltier TEC1-12715 a 27°C

Voltaje de Operación: 0-16V DC (12V nominal).	
Corriente de trabajo: 0-6.1A.	
Potencia nominal: 61.4 ~ 66.7W.	
Material: plástico + cerámica.	
Longitud del cable: 30cm.	
Dimensiones: 4,0 cm x 4,0 cm x 0,4 cm.	

Para conocer la temperatura real en la celda Peltier se requerirá de un sensor, el termopar servirá para este propósito y el modelo seleccionado sería un tipo J junto con su amplificador de señal, MAX6675, este es un dispositivo formado por la unión de dos metales distintos que produce un voltaje (*efecto Seebeck*), que es función de la diferencia de temperatura entre uno de los extremos denominado "punto caliente" o unión caliente o de medida y el otro denominado "punto frío" o unión fría o de referencia. Este tipo de sensores son ampliamente utilizados en aplicaciones de instrumentación industrial debido principalmente a su bajo costo y su amplio rango de temperaturas. La principal desventaja de los termopares es su exactitud, ya que rara vez se consiguen errores menores que 1°C.

Tabla 6: Características técnicas del termopar tipo J con MAX6675

Alimentación de 3.3 a 5V.	
Resolución de 12 bits, 0.25°C.	
Medición hasta 1024°C.	
Interfaz compatible con SPI, sólo de lectura.	
Frecuencia de reloj SPI máxima a 4.3 MHz.	
Tiempo de conversión 0.17s, máximo 0.22s.	
Consumo máximo de 1.5mA.	

También se requerirá conocer el comportamiento del dispositivo a través de su hoja técnica, en la cual se muestra la relación de temperatura emitida por parte de la celda Peltier con el voltaje suministrado, esta se muestra en la ilustración 42:

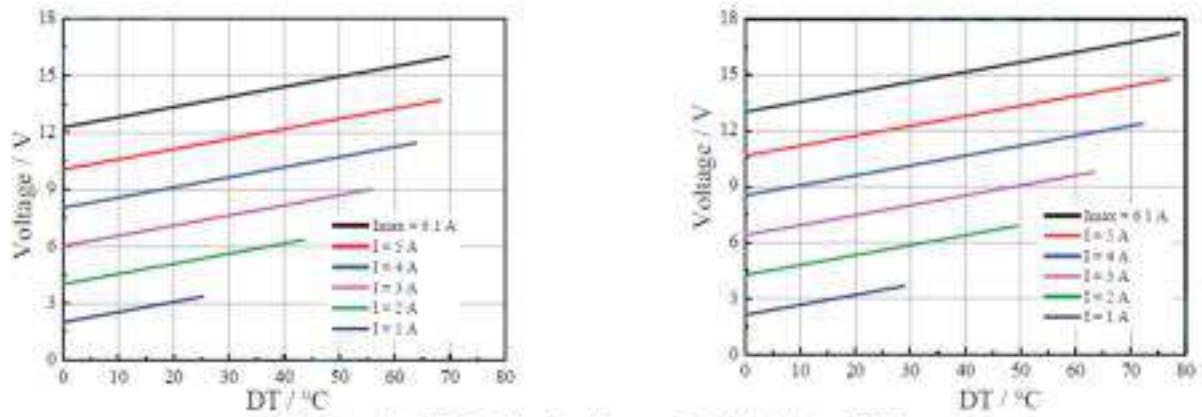


Ilustración 42: Gráfica de desempeño de la placa Peltier

En la ilustración 42, en la imagen de la izquierda que concierne a la actividad de la placa a temperatura ambiente (unos 27°C), para llegar a la temperatura cálida de 45°C se requerirá de al menos 4.5V y estar dentro de un margen de por lo menos 2A. Para el caso de la temperatura fría se establecerá como prueba unos 10°C, según la gráfica de la izquierda, se necesita de por lo menos 7V (60°C para el lado cálido, restando aproximadamente 50°C para la aproximación con su lado frío) y trabajar a una corriente de por lo menos 3A.

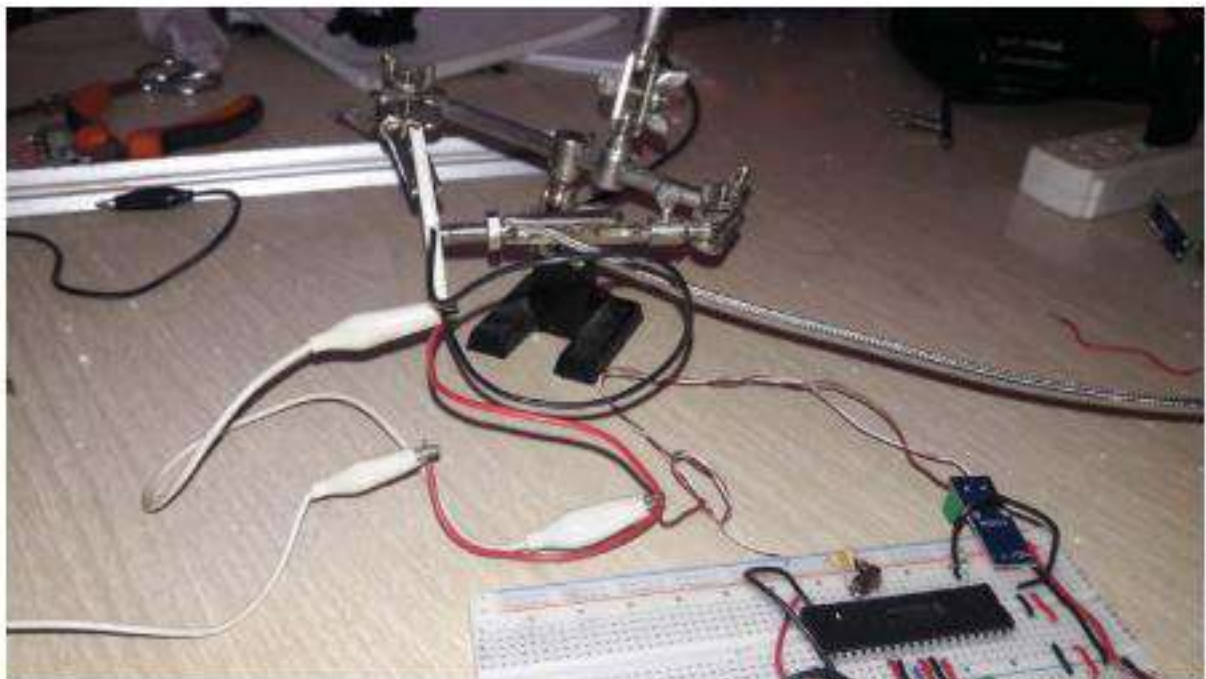


Ilustración 43: Medición de la temperatura a través del termopar

Utilizando el mismo programa para el sensor de amperaje, compilamos las relaciones entre la corriente leída por el amperímetro respecto a la lectura del termopar (tabla 7):

Tabla 7: Relación amperaje-temperatura para las celdas Peltier

PWM	Temperatura	Amperaje
49 de 255 (cálido)	43.9°C	1.1A
90 de 255 (refrigerante)	12.8°C	2.3A

2.2.4 TRANSFERENCIA DE CALOR DEL PELTIER HACIA EL TEJIDO HUMANO

Considerando que la celda Peltier estará en contacto con la piel humana, más precisamente, con el tejido en el rostro del paciente se estaría hablando de una transferencia de calor por conducción. La fórmula para este análisis sería:

$$q_x'' = k \frac{T_1 - T_2}{L}$$

- 1) Donde q_x'' es la transferencia de energía de las partículas más energéticas a las menos energéticas de una sustancia o sólido debido a las iteraciones entre los mismos, esto por unidad de área.
- 2) Donde k es la conductividad térmica del material o capa de material.
- 3) Donde T_1 es la temperatura exterior (celda Peltier) y T_2 es la temperatura interior (piel humana).
- 4) Y donde L es la anchura de la capa sobre la que se realiza el análisis.

Sin en cambio, el rostro humano tiene dos capas que recubren los sectores inherentes a los músculos y nervios relacionados; estos son la epidermis y dermis, relacionados con la piel exterior; y el tejido subcutáneo, relacionado con el tejido adiposo.

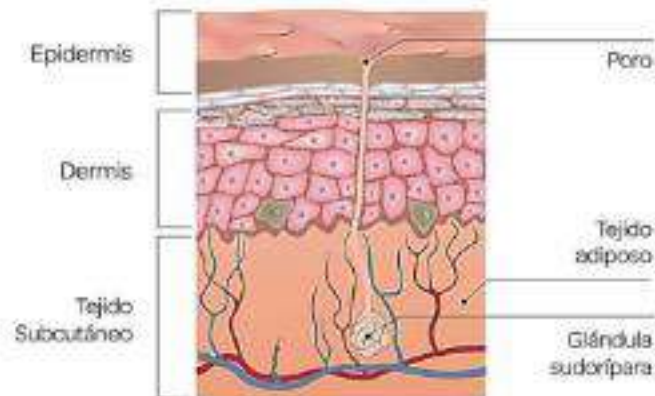


Ilustración 44: Capas de la piel humana

Entonces, relacionado la celda con las capas de piel para un mejor análisis se tiene un circuito eléctrico de la siguiente forma:

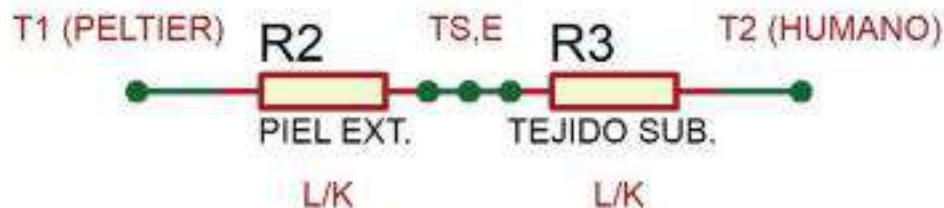


Ilustración 45: Circuito inherente a las capas de piel humana

Aplicando este diagrama a la fórmula de conducción de calor, se tendría un sistema conocido en la transferencia de calor como pared compuesta, la ecuación quedaría entonces como:

$$q_x'' = k \frac{T_1 - T_2}{\Sigma R} = \frac{T_1 - T_2}{\frac{L}{K} + \frac{L}{K}}$$

Remplazando los valores a la ecuación, tenemos que la temperatura relacionada a la celda Peltier sería de 45°C, la temperatura corporal es de 37°C, el grosor de la piel es de aproximadamente 0.45mm (*en un adulto*) mientras que su conductividad térmica sería de $0.37 \frac{W}{m K}$, el grosor del tejido adiposo es de 2.2mm (*en condiciones normales*) mientras que su conductividad térmica sería de $0.2 \frac{W}{m K}$ (Dewitt, 2011). Sustituyendo estos valores quedaría:

$$q_x'' = \frac{(45 - 37)^\circ C}{\frac{0.00045m}{0.37 \frac{W}{m K}} + \frac{0.0022m}{0.2 \frac{W}{m K}}}$$

$$q_x'' = \frac{8K}{1.2162 \times 10^{-3} \frac{m^2 K}{W} + 0.011 \frac{m^2 K}{W}}$$


$$q_x'' = \frac{8K}{0.01221 \frac{m^2 K}{W}}$$

$$q_x'' = 654.86 \frac{W}{m^2}$$

2.2.4 CIRCUITO DE POTENCIA PARA LA VIBROTERAPIA

El integrado L293D incluye cuatro circuitos para manejar cargas de potencia media, en especial pequeños motores y cargas inductivas, con la capacidad de controlar corriente hasta 600 mA en cada circuito y una tensión entre 4.5V a 36V. Los circuitos individuales se pueden usar de manera independiente para controlar cargas de todo tipo y, en el caso de ser motores, manejar un único sentido de giro. Pero, además, cualquiera de estos cuatro circuitos sirve para configurar la mitad de un puente H, entendido esto, se prosigue a consultar su hoja técnica para obtenemos sus características más importantes (*tabla 6*):

Tabla 8: Características técnicas del L293D

Alimentación: 4.5 a 36 VDC.	
Corriente de salida: 600mA.	
Corriente pico de salida: 1A por canal (<i>no repetitiva</i>).	
Encapsulado: DIP de 16 pines.	
Alta resistencia al ruido eléctrico.	
Protección contra exceso de temperatura.	
Diodos de protección incorporados.	

Entonces, el integrado posee en realidad dos puentes H completos, con los que se puede realizar el manejo de dos motores. En este caso el manejo será bidireccional, con frenado rápido y con posibilidad de implementar fácilmente el control de velocidad (*PWM*).

Las salidas tienen un diseño que permite el manejo directo de cargas inductivas tales como relés, solenoides, motores de corriente continua y motores por pasos, ya que incorpora internamente los diodos de protección de contracorriente para cargas inductivas.

Las entradas son compatibles con niveles de lógica TTL. Para lograr esto, incluso cuando se manejen motores de voltajes no compatibles con los niveles TTL, el chip tiene patas de alimentación separadas para entradas lógicas (V_{CC1} , que debe ser de 5V) y para la alimentación de la carga (V_{CC2} , que puede ser entre 4,5V y 36V).

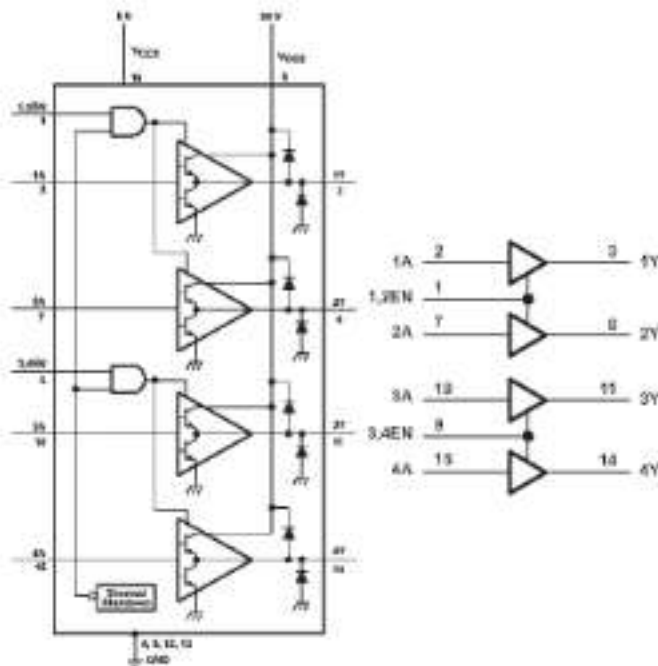


Ilustración 46: Esquemático interno y esquemático lógico para el L293D

En esta estructura, unos transistores en configuración Darlington conducen la pata de salida a tierra y otro par de transistores en conexión seudo Darlington aporta la corriente de alimentación desde V_{CC2} . Las salidas tienen diodos incorporados en el interior del chip para proteger al circuito de manejo de potencia de las contracorrientes de una carga inductiva. Para más detalle observe la ilustración 41.

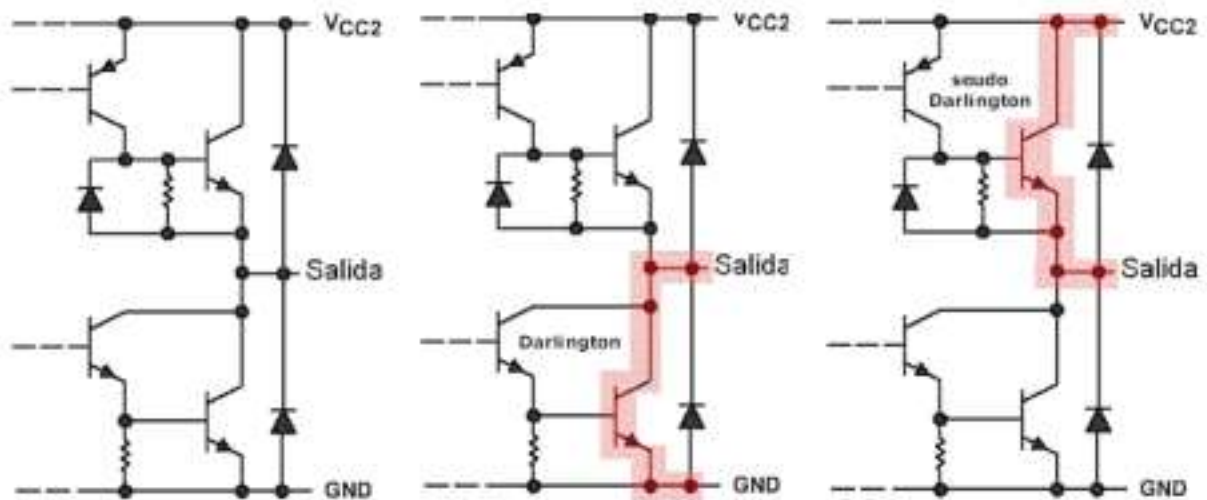


Ilustración 47: Comportamiento eléctrico del L293D

Estos circuitos de salida se pueden habilitar en pares por medio de una señal TTL. Los circuitos de manejo de potencia 1 y 2 se habilitan con la señal 1,2EN y los circuitos 3 y 4 con la señal 3,4EN. Para mayor detalle, mirar la ilustración 42.

Las entradas de habilitación permiten controlar con facilidad el circuito, lo que facilita la regulación de velocidad de los motores por medio de una modulación de ancho de pulso. En ese caso, las señales de habilitación en lugar de ser estáticas se controlarían por medio de pulsos de ancho variable o PWM.

Las salidas actúan cuando su correspondiente señal de habilitación está en alto. En estas condiciones, las salidas están activas y su nivel varía en relación con las entradas. Cuando la señal de habilitación del par de circuitos de manejo está en bajo, las salidas están desconectadas y en un estado de alta impedancia.

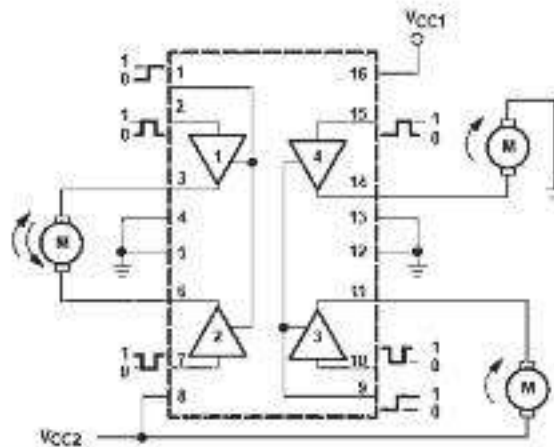


Ilustración 48: Control de motores para el L293D

Por medio de un control apropiado de las señales de entrada y conectando el motor a sendas salidas de potencia, cada par de circuito de manejo de potencia conforma un puente H completo, como se ve en el diagrama de la ilustración 43.

En la tabla 6 se explica el funcionamiento del integrado, en este se puede observar los niveles TTL que corresponden a cada situación de trabajo:

Tabla 9: Tabla de funcionamiento para cada uno de los circuitos

ENTRADAS		SALIDA
A	EN	Y
Alto	Alto	Alto
Bajo	Alto	Bajo
-	Bajo	Alta impedancia

Entonces, el circuito de la ilustración 43 forma de puente H (para control bidireccional del motor vibratorio) la cual puede ser consultada para más detalle en su hoja técnica y el cual puede ser manejado mediante la tabla 7 de comportamiento:

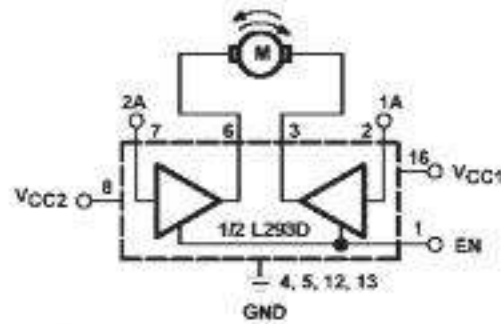


Ilustración 49: Montaje de un motor en el puente H del L293D

Tabla 10: Listado para el sentido del control del motor

EN	1A	2A	FUNCIÓN
Alto	Bajo	Alto	Giro a la derecha
Alto	Alto	Bajo	Giro a la izquierda
Alto	Bajo	Bajo	Estancamiento
Alto	Alto	Alto	Estancamiento
Bajo	-	-	Estancamiento

Una vez contemplado el funcionamiento del módulo L293D, se opta por ocupar los dos puentes H que ofrece el integrado. Entonces, se necesitarían un total de tres encapsulados de este tipo para el control de los 6 motores vibratorios. Debido a la intrascendencia del sentido rotatorio de los motores con excéntrico durante su puesta en marcha, se toma la decisión de enclavar su comportamiento en los sentidos de rotación, dejando únicamente su rotación del excéntrico hacia la derecha respecto a los motores del lado diestro de la máscara, y la rotación hacia la izquierda para los motores de la sección zurda. Decisión tomada a partir de factores estéticos y no de efectos mecánicos significativos. El circuito final constará de 3 módulos L293D para los 6 motores como se puede apreciar en la ilustración 44.

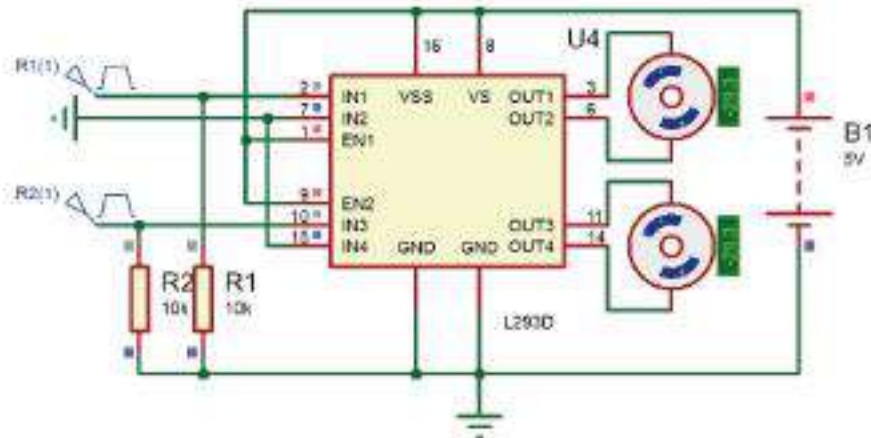


Ilustración 50: Configuración óptima para el control de los motores vibratorios

2.2.5 CIRCUITO DE POTENCIA PARA LA TERMOTERAPIA

El funcionamiento del transistor se puede considerar como un interruptor que se acciona eléctricamente, esto por medio de la inyección de corriente en la base. También se puede considerar un amplificador de corriente porque con una pequeña corriente en la base conseguimos una corriente mayor entre el emisor y colector.

Las corrientes en un transistor son 3, corriente de base I_B , corriente de emisor I_E y corriente del colector I_C . En la ilustración 45 se puede observar las corrientes de un transistor tipo NPN.

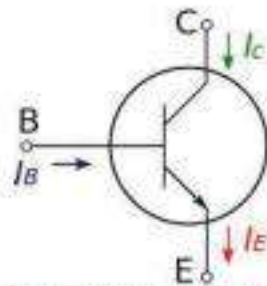


Ilustración 51: Símbolo para el transistor

Es muy importante entender que la corriente del colector depende del receptor que tengamos conectado a la salida, entre el colector y el emisor. Para ello, se asumirá que el receptor tiene una celda Peltier (representada en la ilustración 52 como una lámpara) la cual consume como máximo 6.1A, según su hoja técnica.

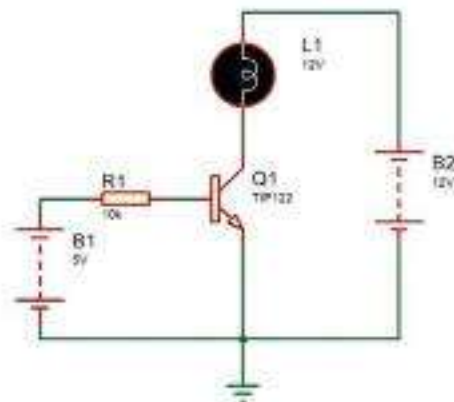



Ilustración 52: Activación de la celda Peltier a través de un transistor

La placa Peltier consume 6.1 amperios, entonces la corriente máxima que pasará entre emisor y colector será de 6.2A, nunca más de esa cantidad, que es la que demanda la Peltier. En este circuito (ilustración 52) para que la celda se active, es necesario inyectar una pequeña corriente en la base para activar el transistor. Si no hay corriente en la base, la placa no se activará debido a que el transistor actúa como un interruptor abierto entre el colector y el emisor. Por lo que la potencia máxima que puede disipar el transistor. Según la fórmula de la potencia:

$$P = V \cdot I$$

En el caso del circuito anterior $P = 6.1A \cdot 12V \approx 73.2W$, con lo cual el transistor para el circuito del ejemplo deberá ser de esa misma potencia o mayor. Consultando la hoja técnica (tabla 11) del transistor TIP122, la capacidad de disipación de la potencia del transistor (65W) está por debajo del demandado por la celda Peltier, por lo que no es suficiente para controlar el componente.

Tabla 11: Características técnicas para el transistor TIP122

IC max: 5A	
IC Pico max: 8A	
IB max: 0.12A	
PTOT: 65 W	
VCEO: 100 V, VCBO: 100 V, VEBO: 5 V	
hFE min: 1000 (@ IC=3 A, VCE=3 V)	
Diodo Damper entre colector y emisor	
Bajo voltaje de saturación colector-emisor	
Complementario: TIP127	
Encapsulado: TO-220	

Por lo cual se considerará al SCR, este es un dispositivo de cuatro capas muy similar al diodo Shockley, con la diferencia de poseer tres terminales: ánodo, cátodo y puerta (*gate*). Al igual que el diodo Shockley, presenta dos estados de operación: abierto y cerrado, como si se tratase de un interruptor.

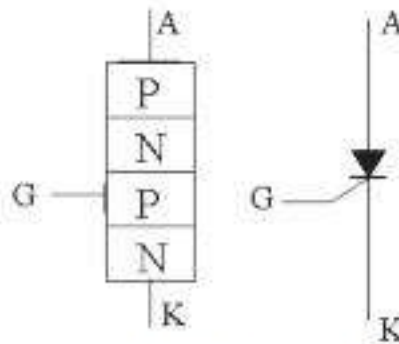


Ilustración 53: Símbolo para el SCR

Una aplicación muy frecuente de los SCR es el control de potencia en alterna para reguladores (*dimmer*) de lámparas, calentadores eléctricos y motores eléctricos. En la ilustración 54, se muestra un circuito de control de fase de media onda y resistencia variable. Entre los terminales del SCR se aplican 120 V (AC). R_L representa la resistencia de la carga (por ejemplo, un elemento calefactor o el filamento de una lámpara). R_1 es una resistencia limitadora de la corriente y R_2 es un potenciómetro que ajusta el nivel de disparo para el SCR. Mediante el ajuste del mismo, el SCR se puede disparar en cualquier punto del ciclo positivo de la onda en alterna entre 0 y 180°.

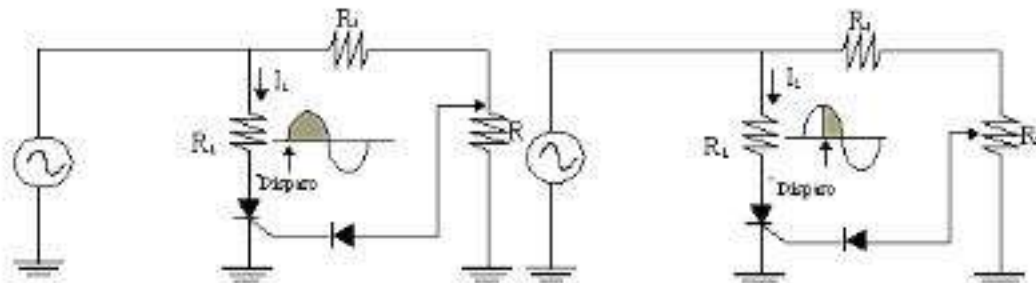


Ilustración 54: Activación del SCR

Entonces, el SCR necesita obligatoriamente de corriente alterna semi-rectificada para poder controlar su ciclo de trabajo. Este aspecto es adverso para el propósito de este proyecto, ya que las celdas Peltier funcionan con corriente directa. Simulando el SCR bajo CD, se observa que el dispositivo

se activa al aplicársele corriente en la puerta, sin en cambio, no es capaz de detener su funcionamiento en al privársele de esta, por lo que no es posible controlarlo a través de un PWM digital.

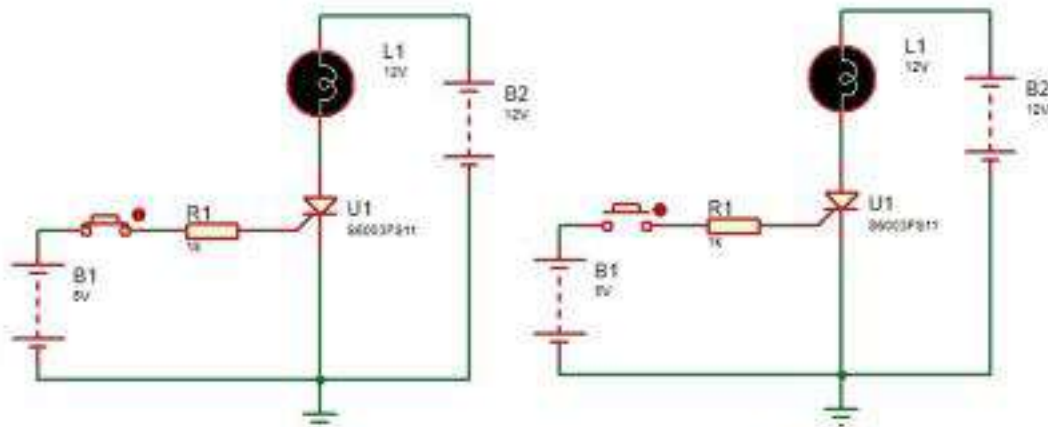


Ilustración 55: Activación de la celda Peltier a través de un SCR

Pero analizando su hoja técnica (tabla 12), podemos observar que el SCR TIC106D puede soportar sin problema la carga de la placa Peltier.

Tabla 12: Características técnicas para el SCR TIC106D

Tensión máxima de apagado repetitivo VDRM: 400V	
Corriente continua: 6A	
Potencia de puerta pico delantera de 20W	
Corriente RMS de encendido IT (RMS): 30A	
Voltaje en estado desactivado: 400 a 800V	
Corriente de disparo (trigger) de la compuerta máxima Igt: 200µA	
Encapsulado: TO-220	

Debido a que el SCR cargará con el paso del amperaje y con el ciclo de activación de la placa Peltier, y el transistor puede regularse a través de un PWM, se ha optado por juntar 2 pares de cada elemento y conformar un puente H. Utilizando los SCR como interruptores de paso del grueso de la corriente y los tiristores como atenuadores de dicha corriente con la tierra, se puede regular de manera satisfactoria la celda térmica. Como puede observarse en la ilustración 56, en la imagen de la derecha se activa el SCR (U1) mientras que el TIP 122 (Q2) es modulado a 75% de PWM, dando como resultado la activación de la Peltier en su estado de refrigeración. Por su parte, en la imagen izquierda se activa el SCR (U2) y el TIP122 (Q1), dando sentido inverso al paso de la corriente en la placa activando su estado de calefacción.

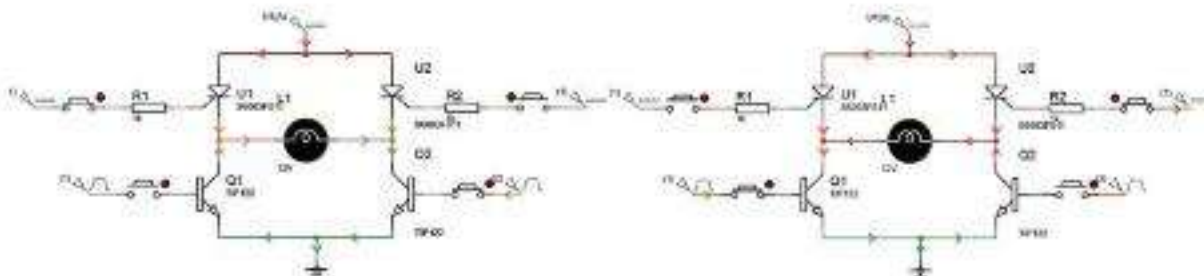


Ilustración 56: Puente H usando 2 transistores NPN y 2 SCR

En la parte concerniente al PWM, este puede suministrarse a través de un circuito RC o de algún microcontrolador, para esta etapa sería recomendable separar el circuito de potencia del controlador mediante un optoacoplador por cada TIP122. Los optoacopladores seleccionados serían los PC817.

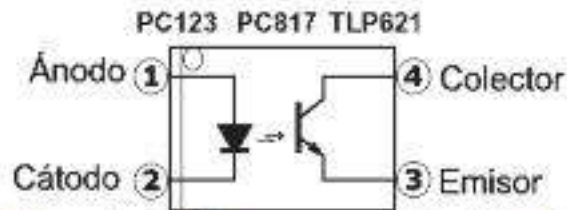



Ilustración 57: Diagrama esquemático del PC817

Si se observa la ilustración 57, el led de entrada es de 1.2 voltios, 20mA recomendado para completa saturación, la corriente de ruptura es 50mA. En la salida el voltaje de ruptura es 36 voltios en el PC187, y este no debe ser superior a 20mA. La frecuencia máxima es 80KHz, pero su mejor respuesta está más o menos a 20KHz. Información extraída de su hoja técnica.

Tabla 13: Características técnicas para el optoacoplador PC817

Voltaje de Aislamiento: 5000Vrms	
Voltaje colector-emisor: 36V	
Canales: 1	
Entrada: tipo DC	
Salida: Tipo transistor	
Paquete: DIP 4	

Como interruptor se puede polarizar la entrada con 5 mA y ya es suficiente para conectar cargas de 7mA en la salida, pero para un contacto más directo podemos acercarnos a los 20mA.

En el circuito de potencia se puede observar que el optoacoplador actúa como divisor entre el microcontrolador y la etapa de potencia, en la entrada la resistencia limitadora de 100Ω nos permite utilizar los 5V que normalmente otorga cualquier PIC sin poner en riesgo el led interior del optoacoplador.

La salida polariza al transistor TIP122 a través de una resistencia de 220Ω para que accione la celda Peltier, mientras que el SCR se activa para dejar pasar la corriente el transistor modula la caída a tierra, permitiendo regular el ciclo de trabajo en el circuito, dando que, si el TIP122 está completamente apagado, el SCR al no tener una salida a tierra, también cesará. Se utiliza un transistor para no depender de la salida del optoacoplador que soporta poca corriente.

El circuito final para la etapa de potencia referente a las celdas Peltier quedaría como en la ilustración 58. La imagen de la derecha habilita el ciclo de enfriamiento y a la inversa el de calor.

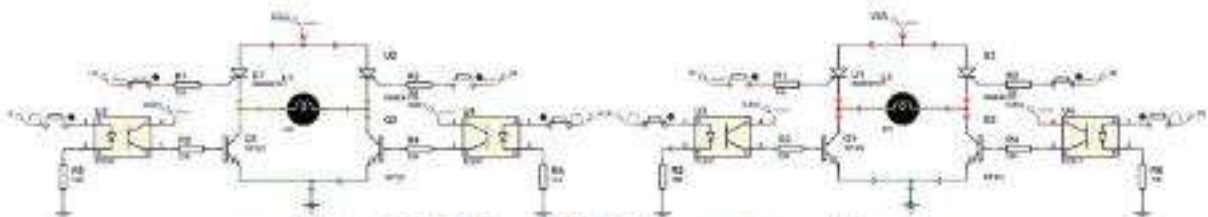


Ilustración 58: Puente H aislada con optoacopladores

2.3 COMPORTAMIENTO DESEADO PARA LOS SISTEMAS

2.3.1 PROGRAMACIÓN DE LA IDE

La interface de usuario (ilustración 59) está basada en lenguaje .m perteneciente a Matlab, con un entorno de lo más sencillo para su fácil manipulación. Este consta de:

- 1) *Panel de control: permite conectar y desconectar el controlador de la máscara.*
- 2) *Menú principal: este contiene tres opciones: Vibroterapia, enfocada a la terapia por vibración; Termoterapia, enfocada al tratamiento por calor y frío; y Suspende, delegada como un botón de paro de emergencia.*
- 3) *Del Punto 1 al Punto 6: nos permite seleccionar en que complemento se desea ejecutar una acción. Con previa elección en el inciso Vibroterapia o Termoterapia (sin mezclarse), se habilitan todos los puntos para ejecutar alguna acción.*
- 4) *Vibración: con previa selección del inciso en vibroterapia y un punto x, este nos permite escoger entre 5 opciones: 100, 75, 50, 25 y 0 por ciento de la intensidad de trabajo que deseamos aplicar a los motores de vibración.*
- 5) *Temperatura: con previa selección del inciso en termoterapia en el menú principal y un punto x, se podrá seleccionar entre 3 opciones: calor, frío y detener, estas accionarán que tipo de trabajo efectuará la placa Peltier, o simplemente la detendrá; en el caso de las primeras 2 opciones, estas se ajustarán automáticamente hasta alcanzar la temperatura de 45°C en su lado cálido y 10°C en su lado frío.*

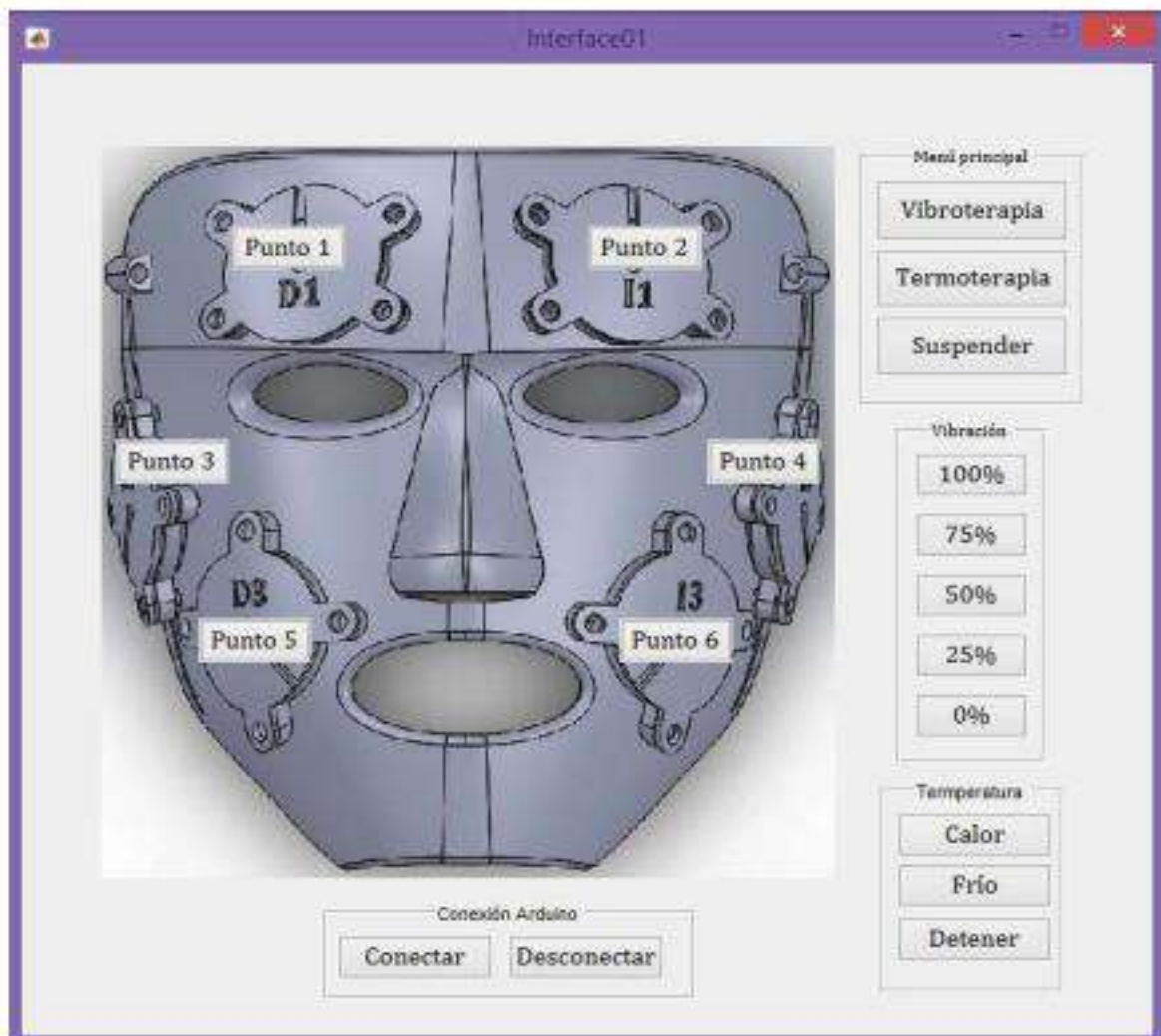


Ilustración 59: IDE para el control del sistema

2.3.2 PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR

La otra parte imprescindible dentro de este proyecto es la programación del microcontrolador, esencial para la correcta manipulación de los circuitos de potencia. En este caso se usará un Arduino Mega 2560 R3, el cual posee un hardware con el mayor número de salidas PWM (a diferencia de los demás modelos de Arduino), que aparecen identificados en la placa con el símbolo "~" junto al número del pin. En Arduino Mega disponemos de 15 salidas PWM de 8bits en los pines 2 a 13 y 44 a 46.

Las funciones PWM por hardware emplean los Timer para generar la onda de salida. Cada Timer da servicio a 2 o 3 salidas PWM. Para ello, se dispone de un registro de comparación por cada salida, y cuando el tiempo alcanza el valor del registro de comparación, la salida invierte su valor. Cada salida conectada a un mismo temporizador comparte la misma frecuencia, aunque pueden tener distintos ciclos de trabajo, dependiendo del valor de su registro de comparación.

- 1) El Timer0 controla las salidas PWM 4 y 13.
- 2) El Timer1 controla las salidas PWM 11 y 12.
- 3) El Timer2 controla las salidas PWM 9 y 10.
- 4) El Timer3 controla las salidas PWM 2, 3 y 5.
- 5) El Timer4 controla las salidas PWM 6, 7 y 8.
- 6) El Timer5 controla las salidas PWM 44, 45 y 46.

La frecuencia de cada PWM depende de las características del temporizador al que está conectado, y de un registro de pre-escalado, que divide el tiempo por un número entero. La frecuencia de los PWM se puede modificar cambiando el pre-escalado de los Timer correspondientes. Para el Arduino Mega se añaden tres temporizadores más, en comparación de los demás Arduinos; el Timer 3, 4 y 5, con una frecuencia de 31250Hz, y con pre-escalados que van desde 1, 8, 64, 256, and 1024. Por lo tanto, la frecuencia estándar para las salidas PWM del Arduino Mega serían de 490Hz para todos los pines, excepto para el 4 y 13, cuya frecuencia es de 980Hz

El uso de los Timer no es exclusivo de las salidas PWM, sino que es compartido con otras funciones. Emplear funciones que requieren el uso de estos Timer supondrá que no se podrá emplear de forma simultánea alguno de los pines PWM.

Entonces, considerando que se usarán 6 motores vibratorios y 6 celdas Peltier para la aplicación de la fisioterapia, se estructura un método de trabajo (*basado en el Arduino Mega*) que consiste en:

- 1) Enumerar la cantidad de elementos a controlar. En este apartado serían 12 componentes; declaración: **ACTUADORES 15** (valor asociado a la cantidad de PWM a utilizar); relacionado con la constante: **salida_PWM [ACTUADORES] = {2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 44, 45, 46, 13}**, la cual asigna en qué puerto del microcontrolador va a reaccionar los ciclos de trabajo.
- 2) Enumerar los pasos o niveles de activación que los aditamentos electrónicos (motores vibratorios) van a asumir su forma de trabajo (PWM); declaración: **MODULACIONES 5**; relacionado con la constante **segmentos_PWM [5] = {255, 200, 150, 100, 0}**, que a través de **salida_PWM**, obrará en una modulación de pulsos en rango de 100, 80, 60, 40 y 0 por ciento.
- 3) Enumerar la cantidad de estados de polarización que tendrá las celdas Peltier, en este caso serían para estado cálido, frío y sin efecto; para ello la declaración: **PELTIER 3**.
- 4) Asignar las frecuencias que realizarán el paso anterior, para ello la instrucción: **temperaturas_PWM [PELTIER] = {40, 90, 0}**, engloba los tres estados antes descritos en los ciclos de trabajo correspondientes, asignando 40 de 255 (PWM) para el lado caliente de la placa, 90 de 255 (PWM) para el lado frío, y 0 de 255 para dejar sin polarización la celda.

- 5) Enumerar los pines de control para manipular los SCR, si bien los transistores cargan con la frecuencia de trabajo de las Peltier, los tiristores de potencia se activarán a través de pulsos de alto y bajo; para ello las declaraciones **INTERRUPTORES 10** y **SCR [INTERRUPTORES] = {24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33}**, la primera establece el número de pines necesarios por cada puente H (en este caso 2 por circuito) y el arreglo SCR que asigna esa cantidad de pines en puertos en el Arduino.
- 6) Establecer un registro en el microcontrolador para la recepción de datos provenientes de la IDE; declaración: **datoRecibido**.
- 7) Establecer un registro para discernir qué tratamiento se desea aplicar, ya sea terapia con vibración o térmico; declaración: **mascara**.
- 8) Establecer un registro que almacenará la selección del complemento a controlar; declaración: **memoriaAccion**.
- 9) Durante del ciclo de compilado del programa, la primera instrucción de iteración (**for**) se enlazará con la constante **ACTUADORES** para que a través de la instrucción **salidas_PWM** hará que se inicializasen los puertos del microcontrolador, dotándolos de ciertos atributos deseables como lo es su propósito (como generador de pulsos) y dirección (que dichos pulsos saldrán del integrado y no a la inversa).
- 10) De igual forma para el segundo ciclo de repetición, este se relación con la constante **INTERRUPTORES** que designará los pines en alto y bajo de microcontrolador a través de la instrucción: **SCR**, en este se establecerán los puertos como salida de pulsos y, algo más importante, el estado en bajo de dichos pines, esto con el propósito de evitar que la estática active los SCR al carecer de polarización eléctrica en circuito.
- 11) Ya que no es del interés del usuario terminar el programa en una cantidad de ciclos predefinido, el microcontrolador entrará en un bucle infinito (**while (1)**) que constantemente evalúa y compara los valores recibidos desde la IDE, caso contrario de no recibir respuesta por parte del usuario (**datoRecibido**), el programa no realizará acción alguna.
- 12) Pero en caso de algún requerimiento positivo del operador por medio de la comunicación serial (**datoRecibido**), la condicional (**datoRecibido > 0**) se cumplirá mientras el valor virtual (**datoRecibido**) dejará de ser cero. Inmediatamente después de superada la instrucción **if**, **datoRecibido** como valor de consola y no de variable declarada, este retornará a su estado nulo.
- 13) En seguida, **datoRecibido** se evalúa en el multi-selector.
- 14) Completada la acción del switch, el actuar del programa retornará al principio del bucle (**while (1)**) para realizar una nueva comparación.

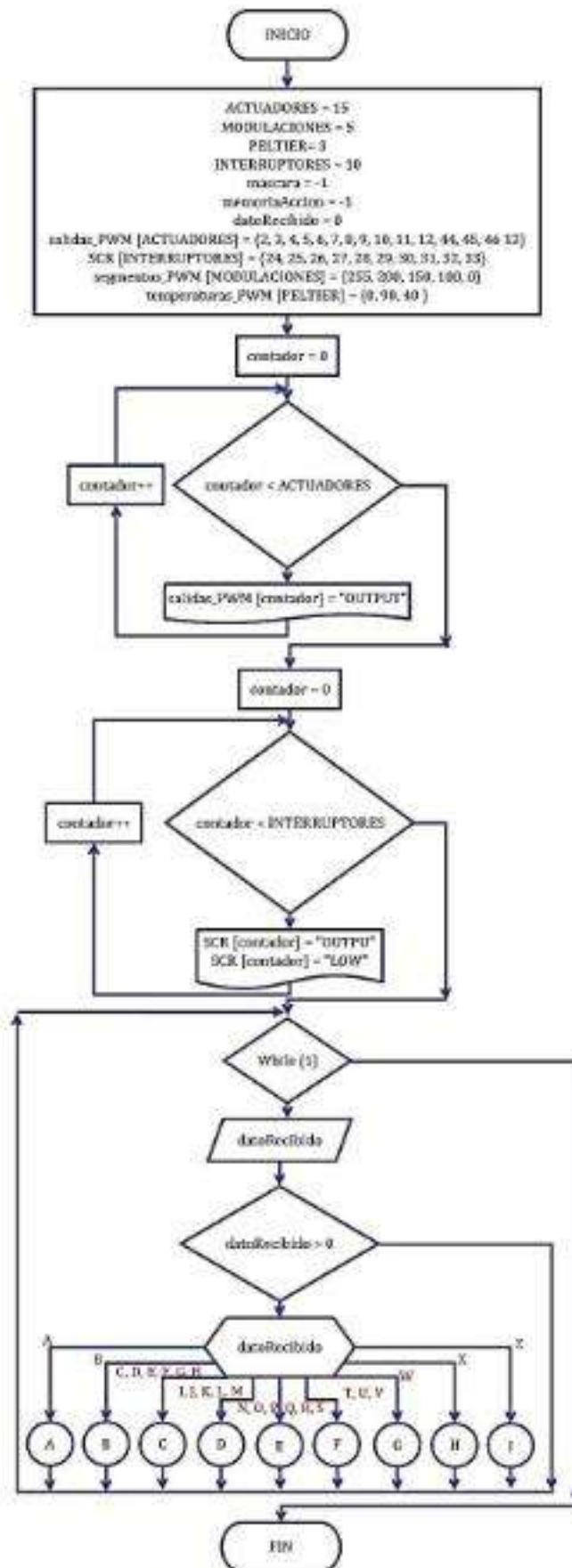


Ilustración 60: Diagrama de flujo del controlador

Analizando a detalle el comportamiento del multi-selector, se entiende que los dos primeros incisos (A y B) son factores determinantes en el actuar de las demás tareas dentro del switch (a excepción del inciso I, que tiene la misma jerarquía), ya que sin los valores dados por estas dos entidades (no de manera simultánea) las demás vías de acción serían ignoradas. Entonces, se tiene que:

- 1) El condicional (**mascara != -1**) evalúa que la variable albergue el valor inicial -1 que fue establecido al momento del compilamiento o en algún otro punto del programa; de ser negativa esta resolución, la programación asignará de inmediato a **mascara** el valor de 1 ó 2, el primero en relación a los motores vibratorios, y el segundo con el uso de las placas Peltier.
- 2) En caso contrario, de cumplirse la condicional (**mascara != -1**), está entrará dentro del inciso I que abarca al reseteo total de puertos, PWM y valores como **mascara**, **datoRecibido** y **memoriaAccion**, con los preestablecidos al inicio del programa. Acción necesaria frente al posible almacenamiento indeseado de estados (pines activos y ciclos PWM) alterados en previas revisiones. Consiguientemente, se realizará la asignación del valor **mascara** en 1 ó 2.
- 3) Estas dos secciones pueden ser alternadas en cualquier momento de la ejecución del programa. Dotándolas en consecuencia, de una mayor jerarquía dentro de la ejecución de esta máquina de estados.

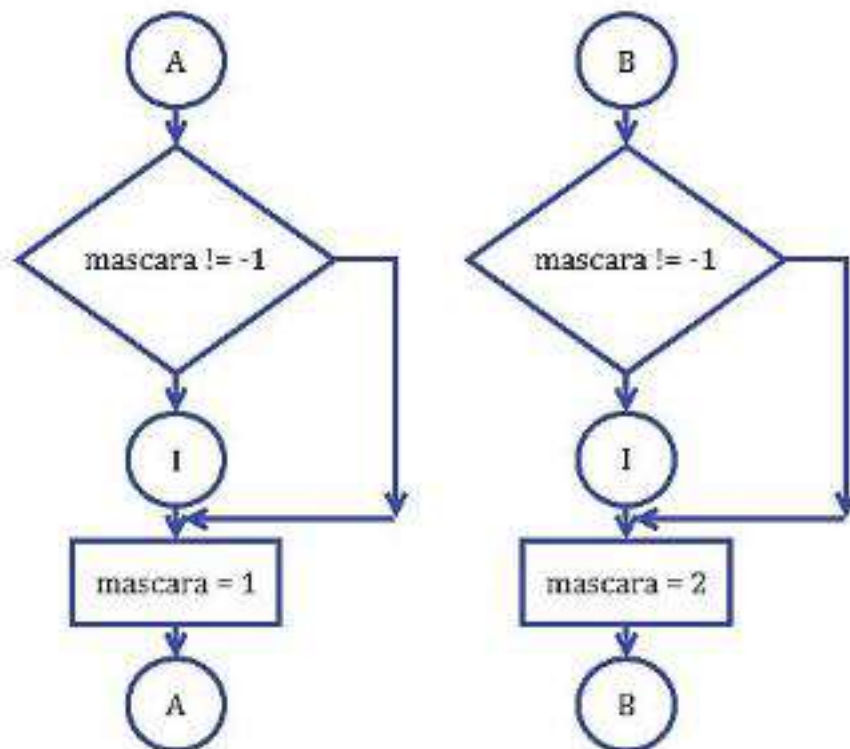


Ilustración 61: Selector de tarea

En caso de elegir la terapia por vibración (**mascara = 1**), inmediatamente se tiene acceso por medio del usuario al inciso C de manera permanente, a menos que se indique lo contrario desde la IDE, en este apartado se establece lo siguiente:

- 1) Ya que **mascara = 1**, la condicional **mascara == 1** se cumple por lo que se da acceso total al multi-selector (**datoRecibido**) que permite la lectura de la siguiente cadena de caracteres: C, D, E, F, G, H.
- 2) Dependiendo del dato recibido por el operador, se activan los puertos 2 (C), 3 (D), 4 (E), 5 (F), 6 (G) ó 7 (H) del microcontrolador. Cada uno de estos puertos representa un motor en la máscara. Estos

valores se almacenarán en la declaración **memoriaAccion**, en el cual se seleccionará en el puerto que se desea trabajar, representado en las posiciones del registro del arreglo unidimensional **salida_PWM [ACTUADORES]**. Esto nos garantizará su posterior manipulación en el inciso D.

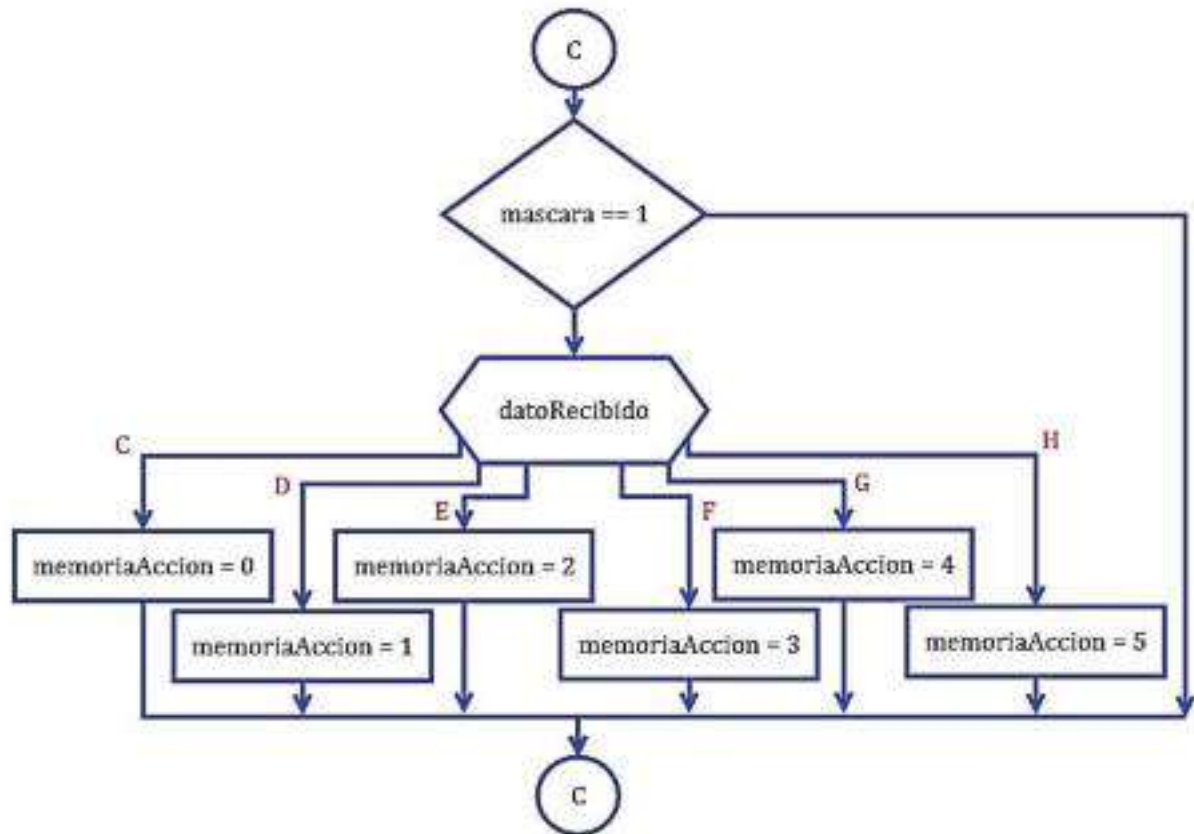


Ilustración 62: Selección del motor vibrador

El apartado D tiene un nivel de jerarquía mucho menor en comparación a la sección: A y C. Esto se debe a que:

- 1) El selector **mascara == 1 && memoriaAccion != -1** impide tener acceso al resto de los actuadores, a menos que se cumplan sus condiciones.
- 2) Para cumplir la primera condicional es necesario que **mascara** sea igual a 1, por tanto, debió haberse ejecutado con anterioridad el inciso A; y respecto a la segunda condicional **memoriaAccion != -1**, tuvo que haberse habilitado previamente algún puerto dentro del inciso C, convirtiendo **memoriaAccion** en cualquier valor del 0 al 5 (6 posiciones) que permita que la equivalencia de la variable deje de ser -1. Cumpliendo así ambos requerimientos. Es muy importante esta barrera ya que garantizará que el ciclo de trabajo sea asignado de forma correcta a un puerto, representado en el arreglo **salida_PWM [ACTUADORES]**, evitando así que estos valores contaminen u ocasionen un mal funcionamiento del programa; regresando a la declaración **memoriaAccion**, esta contiene dentro del inciso C la información de los pines que puede habilitar, es importante que almacene únicamente valores que abarcan del 0 al 5, ya que esta declaración elige la posición que se asumirá en el registro de constantes previamente declarados dentro del arreglo **salida_PWM [ACTUADORES]**; recordando que no existen valores negativos en los parámetros de los arreglos y que la declaración **ACTUADORES** plantea solo 8 dispositivos, tomando los primeros seis como motores vibradores, se les dota de un ciclo de trabajo que dependerá de **datoRecibido** para su modulación PWM que son: 255 (I), 200 (J), 150 (K), 100 (L) y 0 (M) (**segmentación_PWM [MODULACIONES]**).

- 3) Cumplida la condicional, se tiene libre acceso al multi-selector que nos permitirá ejecutar en tiempo real que salida digital se quiere habilitar junto con la modulación de su ciclo PWM (por medio de **datoRecibido**). Pudiendo así, alternar en cualquier momento de la ejecución del programa entre el inciso C y D sin necesidad de reingresar al inciso A.

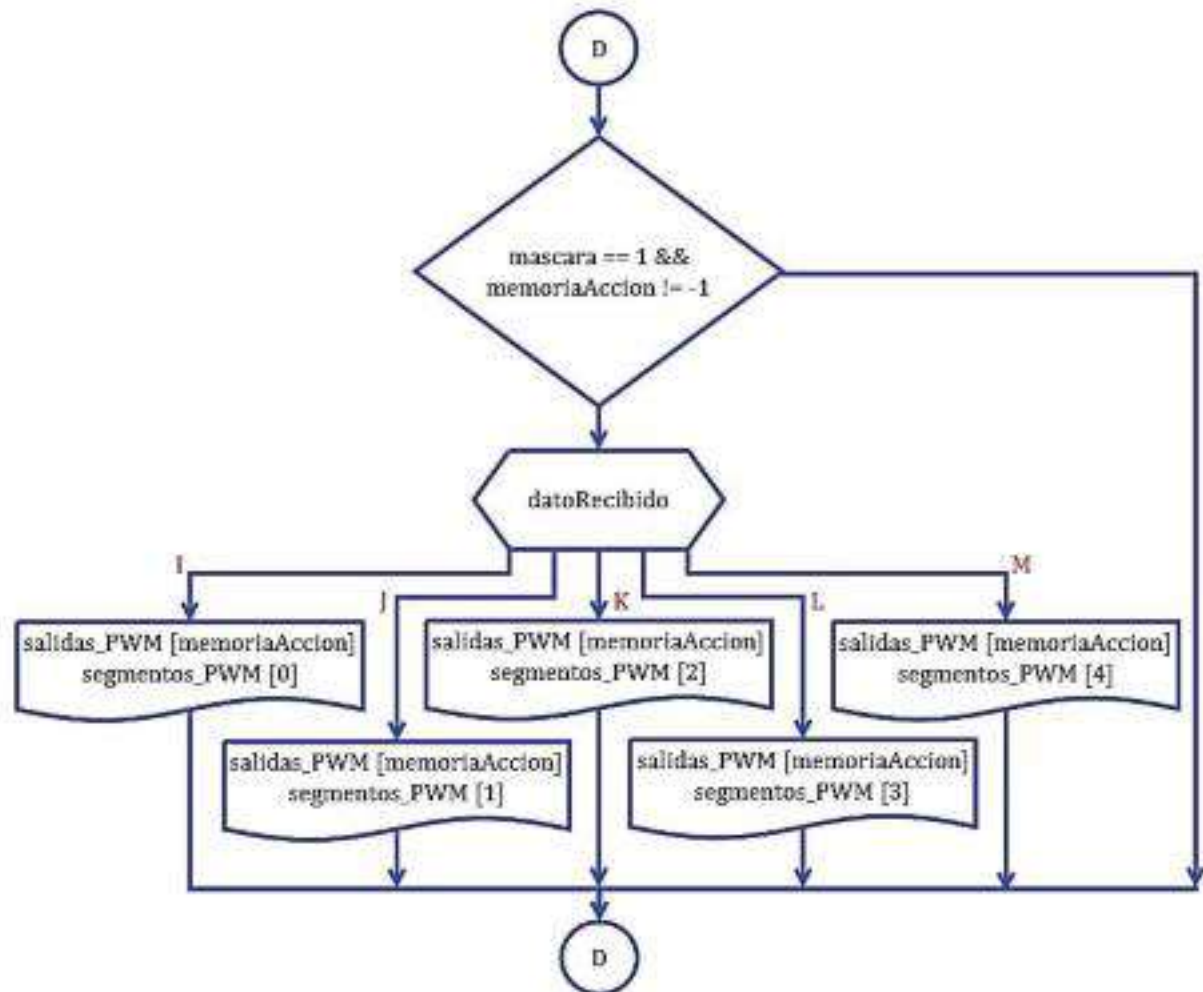


Ilustración 63: Selección de la frecuencia de trabajo para los motores vibradores

En caso de seleccionar la termoterapia (**mascara = 2**), inmediatamente se tiene acceso por medio del usuario al inciso E de manera permanente, a menos que se indique lo contrario desde la IDE, en este apartado se establece lo siguiente:

- 1) Cuando **mascara = 2**, la condicional **mascara == 2** se cumple por lo que se da acceso total al multi-selector (**datoRecibido**) que permite la lectura de la siguiente cadena de caracteres: N, O, P, Q, R y S.
- 2) Dependiendo del dato recibido por el operador, se activan los puertos 8 y 9(N), 10 y 11 (O), 12 y 44 (P), 45 y 46 (Q), y 13 (R y S) del microcontrolador. Cada uno de estos puertos representa una de las seis placas Peltier. Estos valores se almacenarán en la declaración **memoriaAccion**, en el cual se seleccionará en el puerto que se desea trabajar. Esto nos garantizará su posterior manipulación en el inciso F.

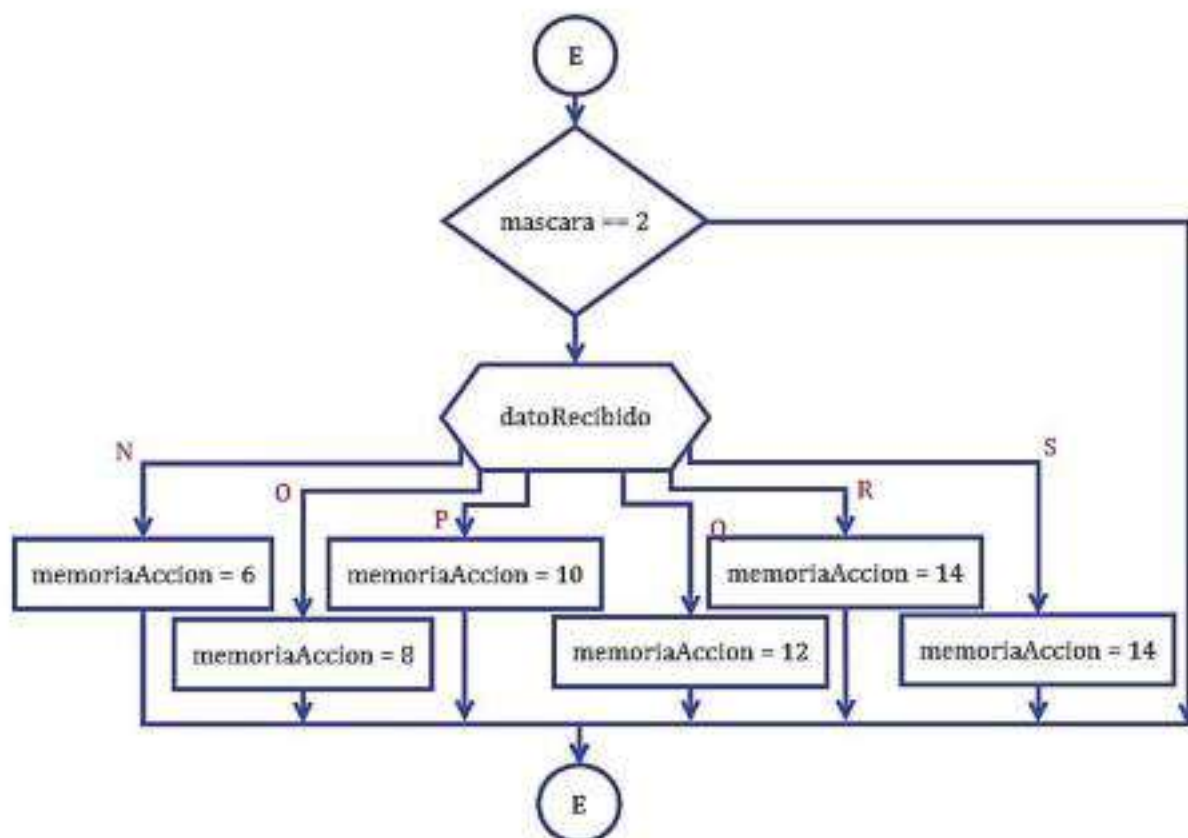


Ilustración 64: Selección de la placa Peltier

En caso de elegir la terapia por dermoabrasión (**mascara = 2**) que gobierna al musculo cigomático y nervio facial, inmediatamente se tiene acceso por medio del usuario al inciso F de manera permanente, a menos que se indique lo contrario desde la IDE, en este apartado se establece lo siguiente:

- 1) El selector **mascara == 2** && **memoriaAccion != -1** impide tener acceso a los actuadores, a menos que se cumplan sus condiciones.
- 2) Para cumplir la primera condicional es necesario que **mascara** sea igual a 2, por tanto, debió haberse ejecutado con anterioridad el inciso A; y respecto a la segunda condicional **memoriaAccion != -1**, tuvo que haberse habilitado previamente algún puerto dentro del inciso E, convirtiendo **memoriaAccion** en cualquier valor entre 6, 8, 10, 12 y 14 (5 posiciones de memoria, referente al cigomático y nervio frontal) que permita que la equivalencia de la variable deje de ser -1. Cumpliendo así ambos requerimientos. Una vez más, es importante esta barrera ya que garantizará que el ciclo de trabajo sea asignado de forma correcta a un puerto, representado en el arreglo **salida_PWM [ACTUADORES]**, evitando así que estos valores contaminen u ocasionen un mal funcionamiento del programa; regresando a la declaración **memoriaAccion**, esta contiene dentro del inciso F la información de los pines que puede habilitar, es importante que almacene únicamente valores que abarcan del 6, 8, 10 y 12, ya que esta declaración elige la posición que se posicionará en el registro de constantes previamente declarados dentro del arreglo **salida_PWM [ACTUADORES]**; recordando que no existen valores negativos en los parámetros de los arreglos y que la declaración **ACTUADORES** plantea solo 12 componentes electrónicos, asumiendo los últimos seis como placas Peltier, se les dota de un ciclo de trabajo que dependerá de **datoRecibido** para su modulación PWM que son: 40 (T), 90 (U) 0 (V), (**temperaturas_PWM [PEITIER]**).
- 3) Las acciones relacionadas con la selección de estos efectos se ve dado que: al elegir la polarización cálida de la celda (letra T), el programa desactivará los pines relacionados con el transistor (cese del PWM enlazado) y el SCR (cese del estado lógico enlazado) opuestos al circuito de potencia designada;

se realizará una instrucción de pausa obligatoria en el sistema que permita la ejecución exitosa del anterior apartado y evite la sobrescritura de la posterior acción; en seguida, se activará el SCR y el transistor consistente con el tránsito del circuito de potencia. Esto quiere decir que, si se activa la placa relacionada, por ejemplo, con el cigomático derecho y esta tiene los puertos 8 y 9 designados para el PWM y, 24 y 25 para los pulsos en alto y bajo; entonces, al activar la temperatura cálida, primero se desactivaría el puerto 9 y 25; espera el programa unos 100ms después de esta acción (pausa que evita el ensimismamiento del cambio de pines), después, el microcontrolador activa el puerto 8 y 24.

- 4) Para el estado frío de la Peltier (letra U), se realizará el mismo discernimiento que el inciso anterior, pero invirtiendo las salidas de modulación de pulso y estado lógico.
- 5) En caso del cese de toda polarización, existe el estado nulo para el comportamiento de las celdas (letra V) que ejecuta: estados lógicos para SCR y salidas de PWM es modalidad de bajo y 0 de 255, según corresponda.

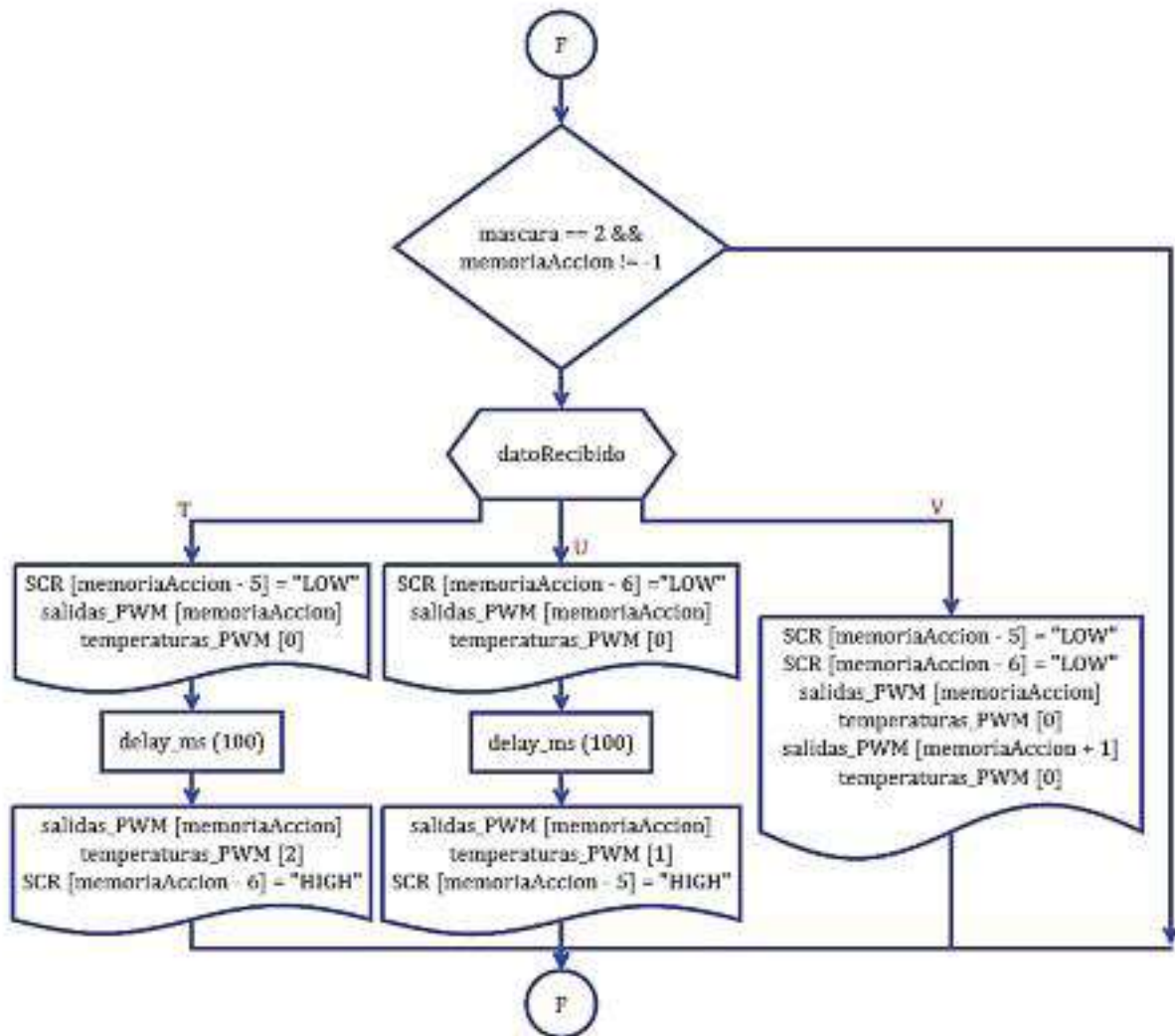


Ilustración 65: Selección de temperatura para las placas Peltier (cigomático y nervio frontal)

En caso de elegir la terapia por dermoabrasión (*mascara* = 2) para el nervio facial, inmediatamente se tiene acceso por medio del usuario al inciso G de manera permanente, a menos que se indique lo contrario desde la IDE, en este apartado se establece lo siguiente:

- 1) El selector **mascara == 2 && memoriaAccion != -1** impide tener acceso a los actuadores, a menos que se cumplan sus condiciones.
- 2) Para este caso, ambas placas Peltier compartirán la misma variable **memoriaAccion** pero distinta nomenclatura para la variable **datoRecibido** (sección G para el nervio facial derecho y H para el nervio izquierdo). La diferencia radica en el intercambio de la fórmula para los parámetros de los arreglos **SCR**, siendo **SCR [memoriaAccion - 6]** para el lado derecho y **SCR [memoriaAccion - 5]** para el izquierdo; esto activa o desactiva un transistor que decidirá cuál de las dos placas (incluso, las dos al mismo tiempo) tendrá su polarización. Por lo demás, ambas comparten la misma declaración **salida_PWM**.

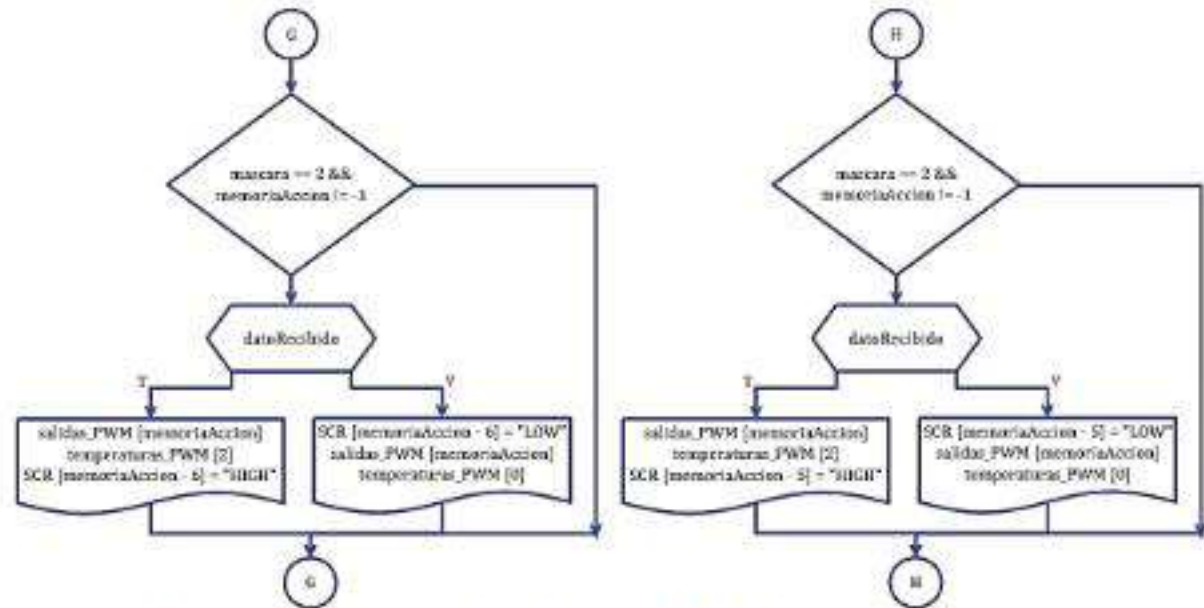


Ilustración 66: Selección de temperatura para las placas Peltier (nervio facial)

Y finalmente, como todo buen sistema debe tener una función de paro total que detenga al instante todas las operaciones, reiniciando las variables a condiciones de pre-compilación y reordenando sus constantes a valores iniciales. Esta debe tener la más alta jerarquía dentro de la máquina de estados por tanto su activación debe poder realizarse en cada iteración del programa. Comprendido esto, los pasos están constituido por:

- 1) Reinicio de todas las variables: **mascara**, **datoRecibido** y **memoriaAccion**.
- 2) Una instrucción **for** que retorne la constante **salida_PWM** con delimitación **ACTUADORES** a 0, esto al paso de la declaración **contador** que recorrerá del 0 al 14 la posición de memoria del arreglo.
- 3) De igual manera, para las salidas lógicas contenidas en la constante **SCR** con delimitación **INTERRUPTORES**, esto al paso de la declaración **contador** que recorrerá del 0 al 9 la posición de memoria del arreglo.

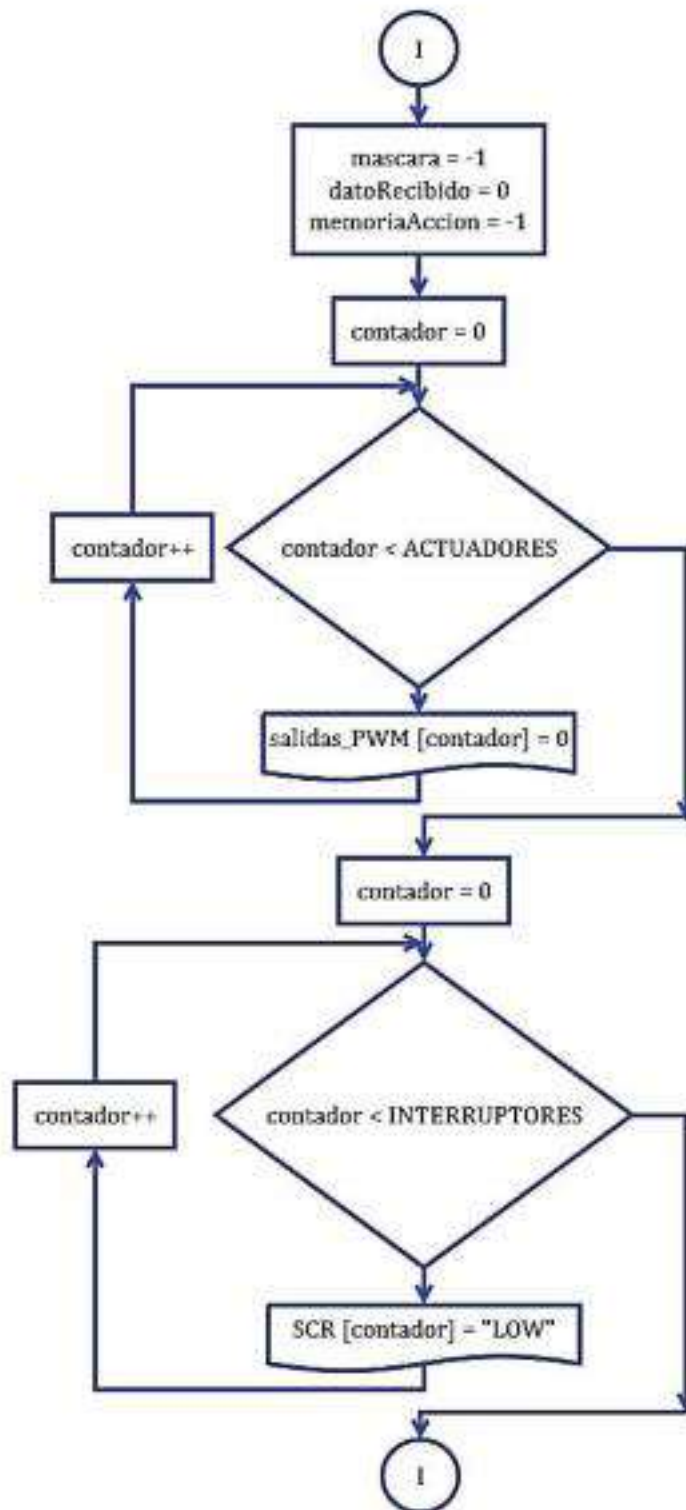


Ilustración 67: Paro de emergencia

El código resultante respecto a este algoritmo de programación puede consultarse de forma libre en el Anexo 4.

2.4 SIMULACIÓN

Como ya se explicó anteriormente, el motor con excéntrico no necesita de ningún aditamento extraordinario para su funcionamiento, y debido a su naturaleza, tampoco es necesario de algún encoder para su control. Su activación y posterior ciclo de trabajo se lleva a cabo por una iteración PWM (*modulación por ancho de pulso*) respecto a un Arduino, y una etapa de potencia muy modesta, la cual es una tercia de módulos L293D con la siguiente configuración (*ilustración 68*):

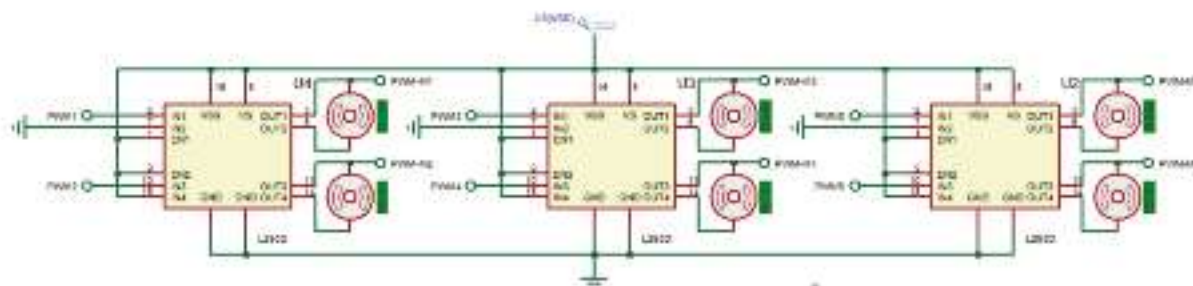


Ilustración 68: Esquemático del L293 y EMF

Entonces, a diferencia del componente electrónico anterior, la placa Peltier sí necesita un control más riguroso debido a una necesidad de precisión en su generación de temperatura. En esta etapa es necesario gobernar su comportamiento, esto se lleva a cabo a través de un sensor de amperaje, el cual sería el ACS712.

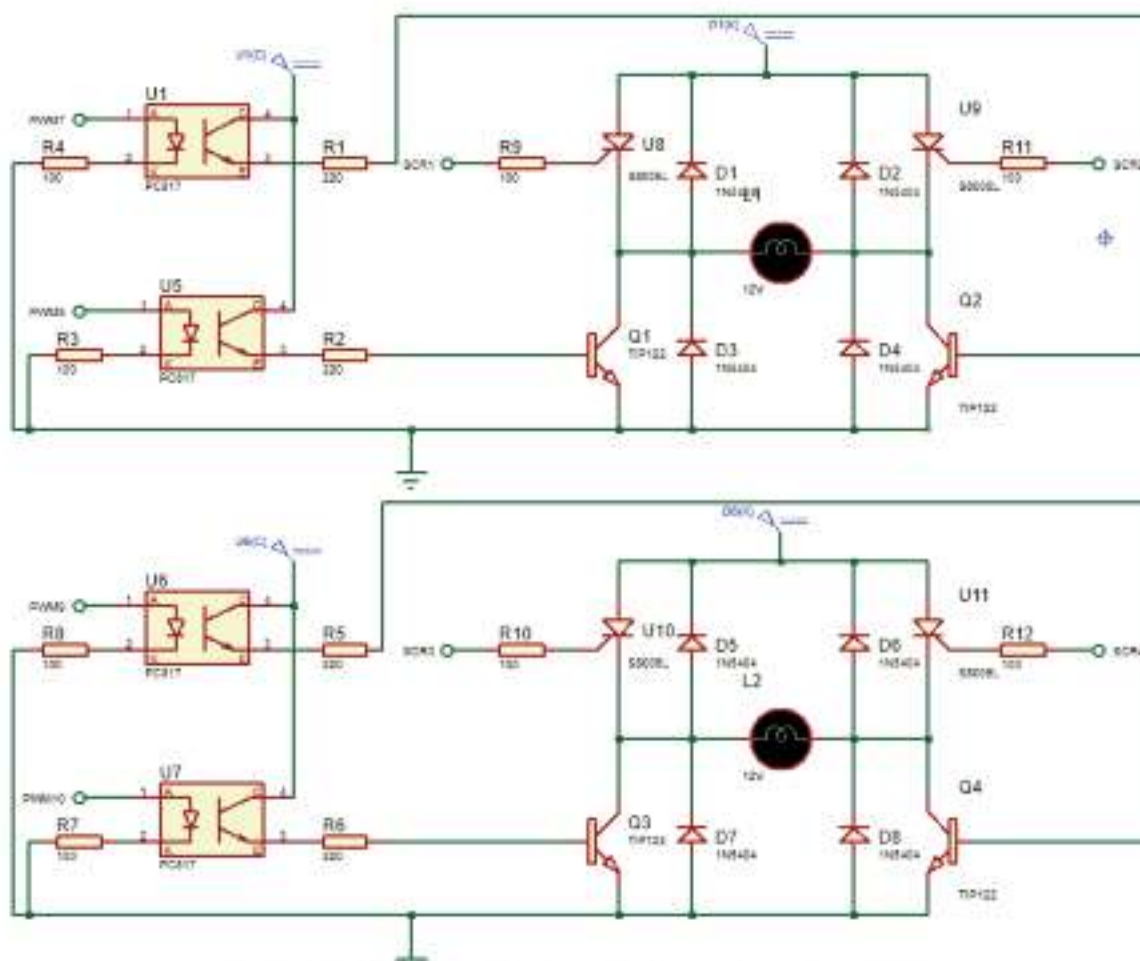


Ilustración 69: Esquemático de potencia para las placas Peltier

Entonces, el circuito completo sería como el mostrado en la ilustración 70:

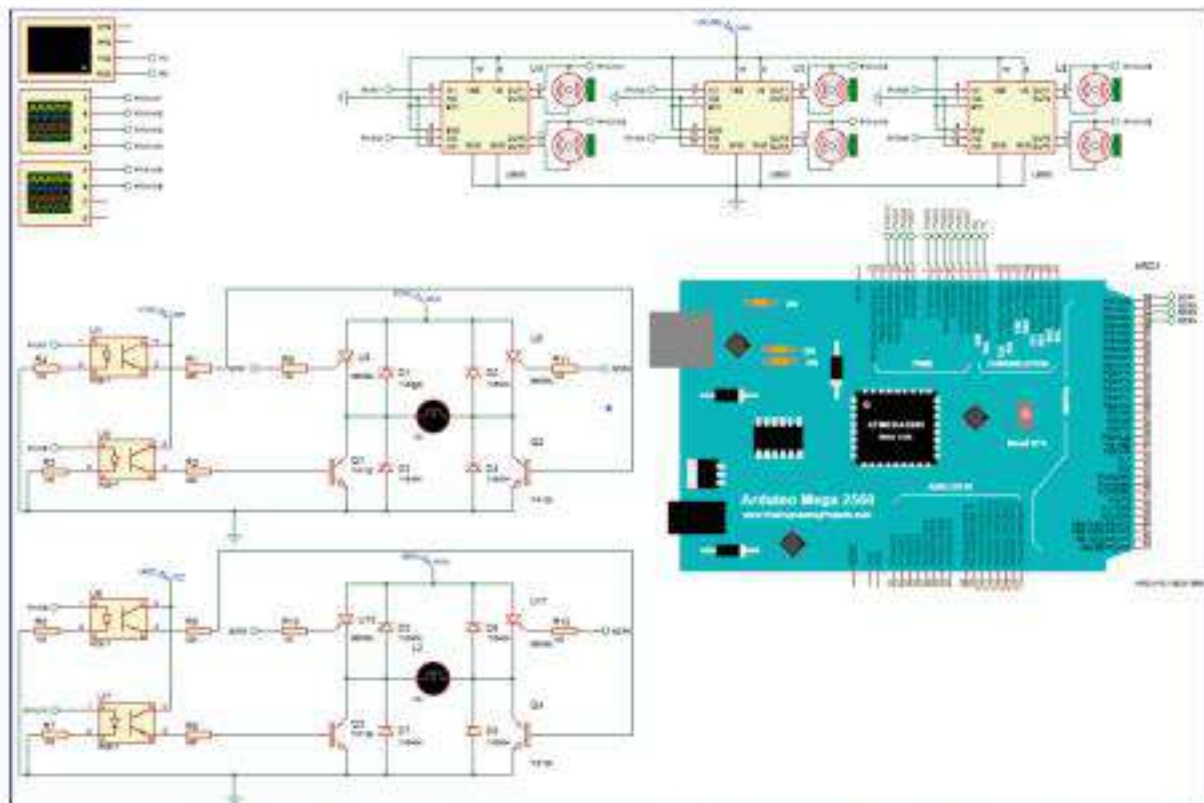


Ilustración 70: Esquemático general para el acondicionamiento del sistema

Una vez escrito y depurado el programa en el Arduino, y con ayuda del programa Proteus, se accede a los comandos antes explicados en la sección del diagrama de flujo; se manipula el comportamiento del microcontrolador mediante el módulo Serial incluido en el simulador. A continuación, se muestra en la ilustración 30 el comportamiento y ciclo de trabajo de los cinco motores vibratorios, estos puestos a un 75% del PWM que puede ofrecer el componente gobernador. Arduino en su hoja técnica indica que existen un total de 12 salidas PWM semindependientes, es decir, comparten el cristal de oscilación del circuito, pero gracias a los interruptores internos y a la correcta división del cristal de 16M, podemos fragmentar cada fuerza de trabajo sin anteponerse o sobrescribirse entre sí, aproximadamente en unos 490Hz cada uno.

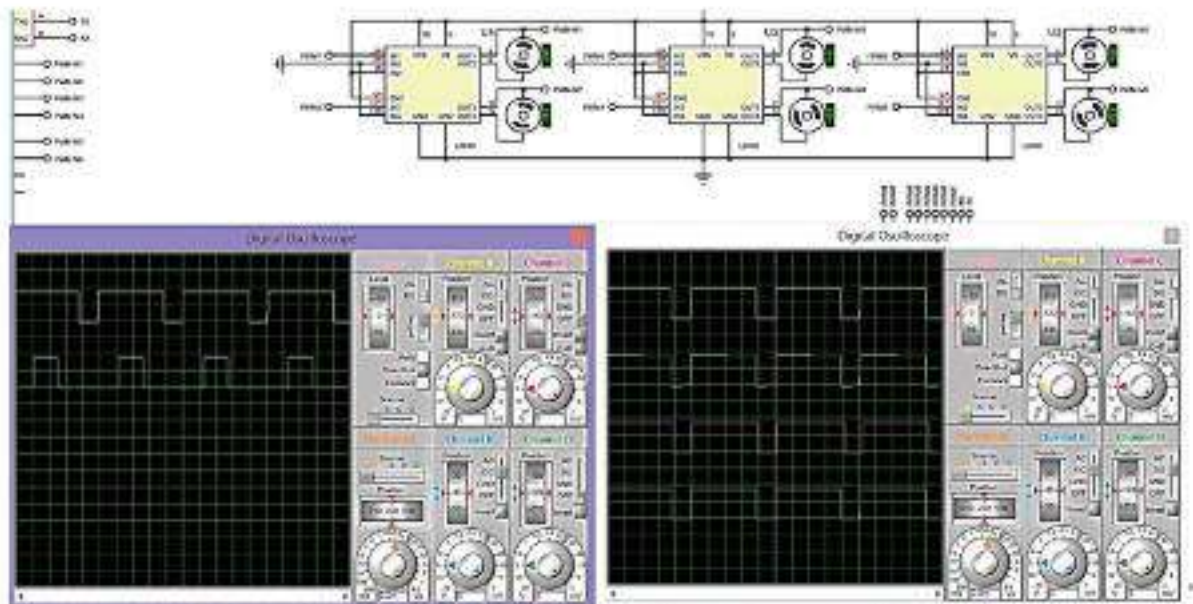











Ilustración 71: Ciclos de trabajo a 75% de todos los motores vibratorios

2.5 INSUMOS

Tabla 14: Listado de componentes eléctricos y electrónicos

	<p>Arduino Mega 2560 R3</p>	<p>1 pieza requerida.</p>
	<p>Puente H-Dual L293D</p>	<p>3 piezas requeridas.</p>
	<p>Motor vibratorio 5V DC</p>	<p>6 piezas requeridas.</p>

		<p>Tiristor SCR TIC106D</p>	<p>14 piezas requeridas.</p>
		<p>Tiristor TIP122</p>	<p>12 piezas requeridas.</p>
		<p>Diodo 1N5404</p>	<p>24 piezas requeridas.</p>
		<p>Resistencias</p>	<p>12 piezas requeridas. (100Ω) 12 piezas requeridas. (220Ω)</p>
		<p>Optoacoplador PC817</p>	<p>12 piezas requeridas.</p>
		<p>Placa Peltier TEC1 - 12710</p>	<p>6 piezas requeridas.</p>

CAPÍTULO 3: IMPLEMENTACIÓN

3.1 EVIDENCIA SOBRE LA IMPLEMENTACIÓN

3.1.1 MÁSCARA IMPRESA EN PLA

La máscara y sus piezas complementarias fueron impresas en PLA (*Markerbot 3*) con éxito de acuerdo a los diseños antes planteados en SolidWorks. Además, el ensamblaje de piezas hacia la máscara y motores junto a las placas Peltier hacia los moldes, coinciden a la perfección como puede apreciarse en la ilustración 72:



Ilustración 72: Máscara junto con los complementos para la vibroterapia

3.1.2 ETAPA DE POTENCIA PARA LA VIBROTERAPIA

Con ayuda del software Proteus se trasladó el diagrama electrónico referente a los módulos de potencia L293D con éxito, así como puede apreciarse en la ilustración 73, el circuito es alimentado a 5VDC tanto en la alimentación del componente de potencia como la alimentación de los motores vibratorios:

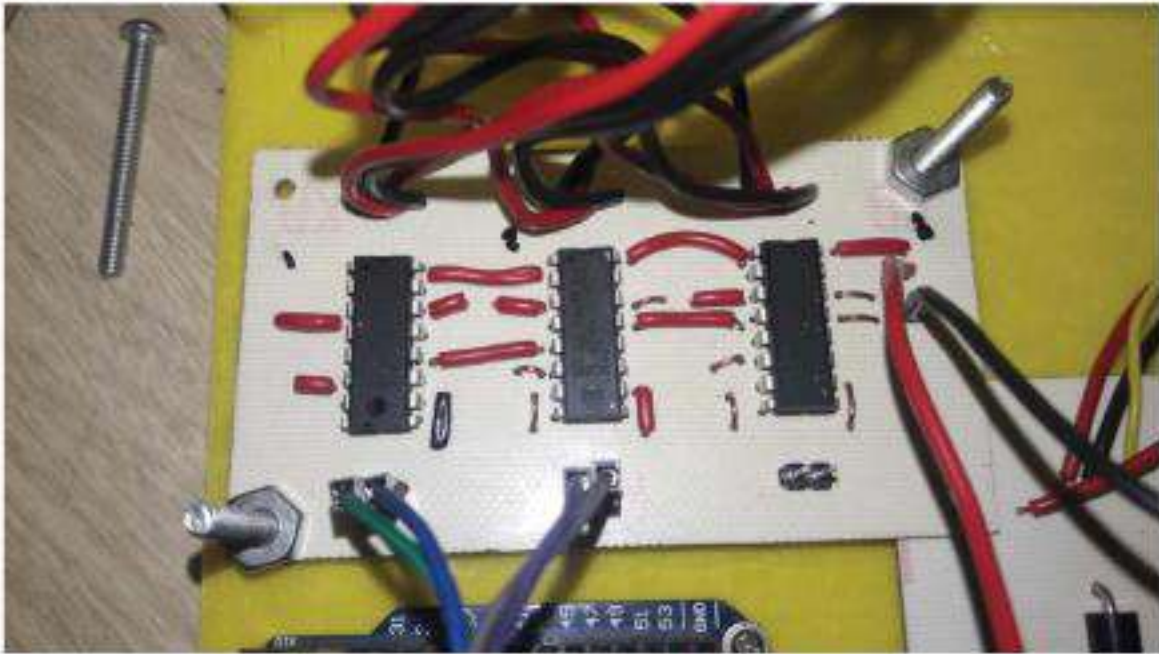


Ilustración 73: Circuito impreso para los L293D

3.1.3 ETAPA DE POTENCIA PARA LA TERMOTERAPIA

Respecto al circuito de potencia para el diagrama respecto a la termoterapia, la fase de aislamiento por parte de los optoacopladores PC817, protegen al Arduino de los posibles rebotes de corriente en dado caso que los tiristores fallasen; en lo referente a los diodos de protección 5N5404 resguardan la integridad de los componentes de carga, en este caso, la placa Peltier, y los componentes inherentes al circuito como lo son los tiristores TIP122 y TIC106D. La evidencia del puente H se puede apreciar en la ilustración 74.

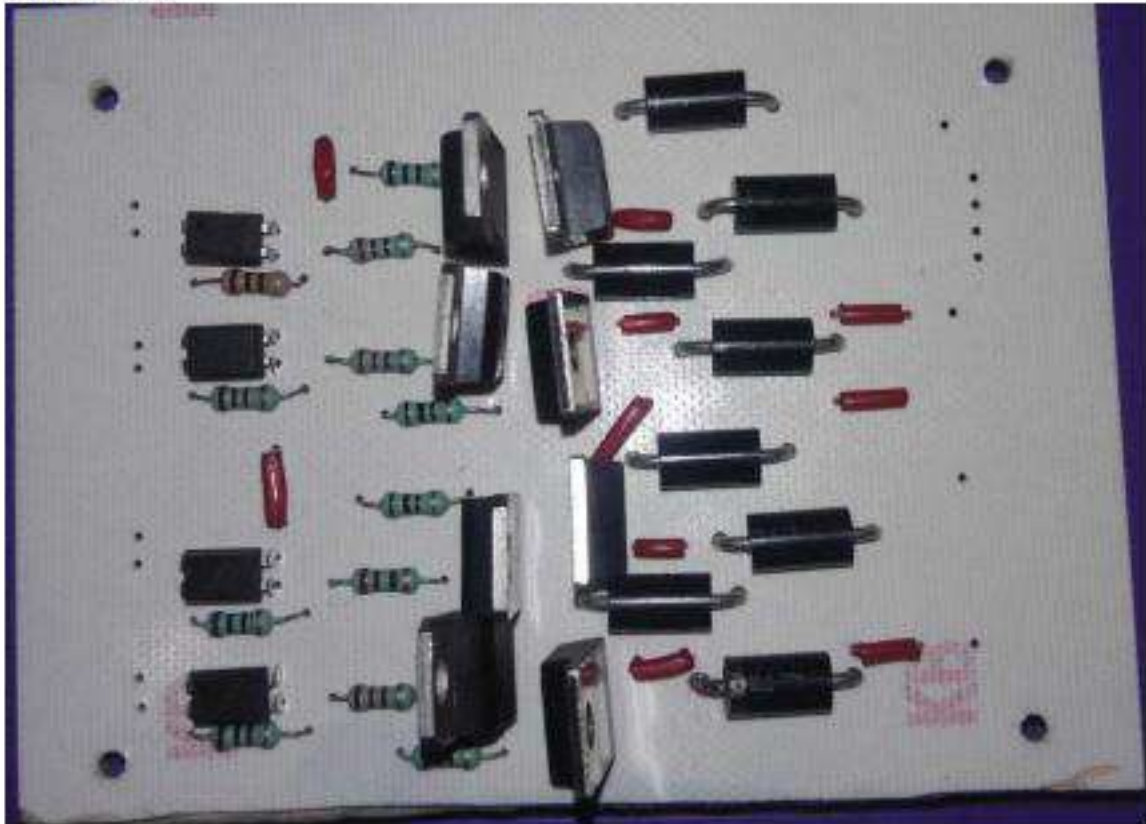


Ilustración 74: Circuito impreso para los tiristores

3.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

3.2.1 COMPORTAMIENTO DE LOS MOTORES VIBRATORIOS A TRAVÉS DEL OSCILOSCOPIO

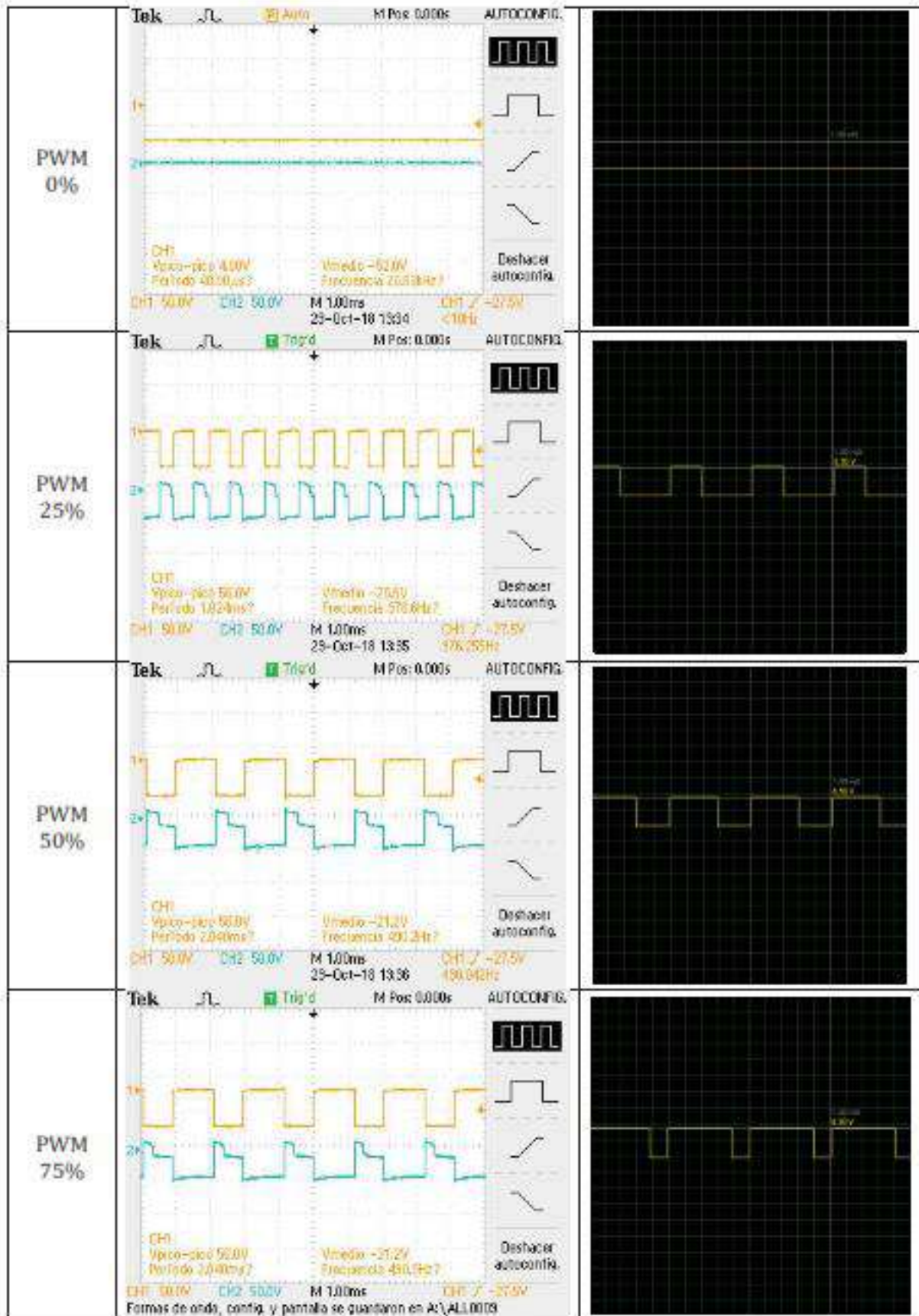
Se puso en marcha el circuito de potencia respecto a los motores vibratorios para la comprobación del sistema. Esta prueba fue realizada mientras los motores estaban acoplados en la máscara como puede observarse en la ilustración 75:

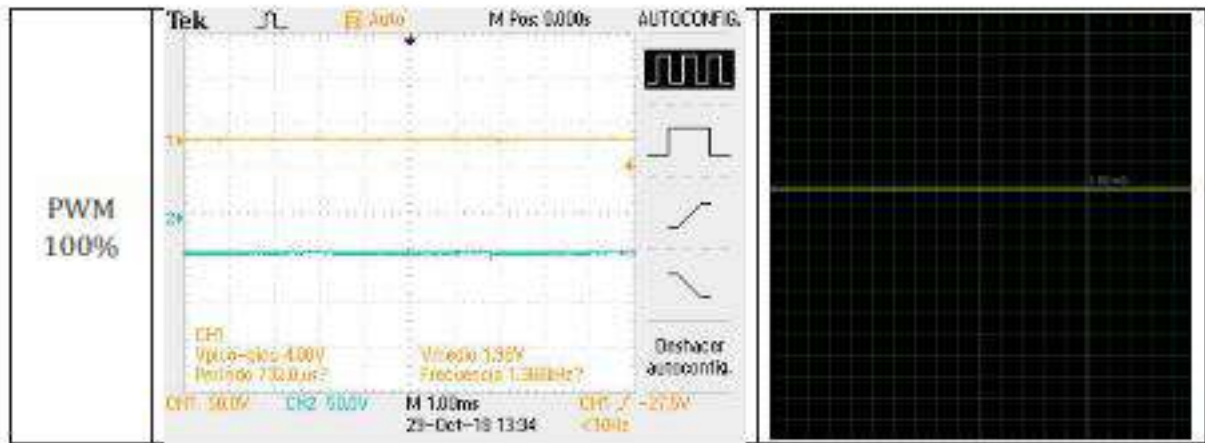


Ilustración 75: Toma de muestras de los motores vibratorios

Se monitoreo el ciclo de trabajo de todos los motores mientras se documenta su lectura PWM mediante un osciloscopio. La comparación entre los resultados arrojados en simulación y los dados por el osciloscopio varían sutilmente, esta diferencia reside cuando el motor es sometido a un ciclo de trabajo moderado a moderadamente alto (PWM de 50 y 75%); posiblemente esta caída en el ciclo de trabajo se deba a el golpeteo de la pesa del motor vibrador al momento de ascender, esto debido a que el ciclo del PWM que es un poco permisivo, al no permitir que el integrado L293D libere todo el voltaje necesario para la completa rotación del motor; en consecuencia, esto sucede al no otorgar la fuerza necesaria al embobinado para realizar su trabajo de forma fluida.

Tabla 15: Ciclos de trabajo de un motor vibratorio





3.3 CONCLUSIONES

Una vez construida la máscara, los complementos respectivos, los circuitos de potencia, y enlazado todo con el cableado correspondiente, se almacena toda la circuitería dentro de una caja protectora (en el anexo 8 y 9 se encuentran los planos) grabada con la nomenclatura de las terminales (vibroterapia y termoterapia) para reconocer los tipos de conectores asociados, y con el emblema de la universidad en su tapa.

Como puede observarse en la ilustración 76, se han montado el PCB respecto a la etapa de potencia de los motores vibratorios y celdas Peltier, todo conectado al Arduino Mega; este sistema posee un método de refrigeración a partir de un ventilador de 12V. El circuito general resultante es alimentado por una fuente de computadora, la cual proporciona el voltaje y amperaje necesario para su correcto funcionamiento.

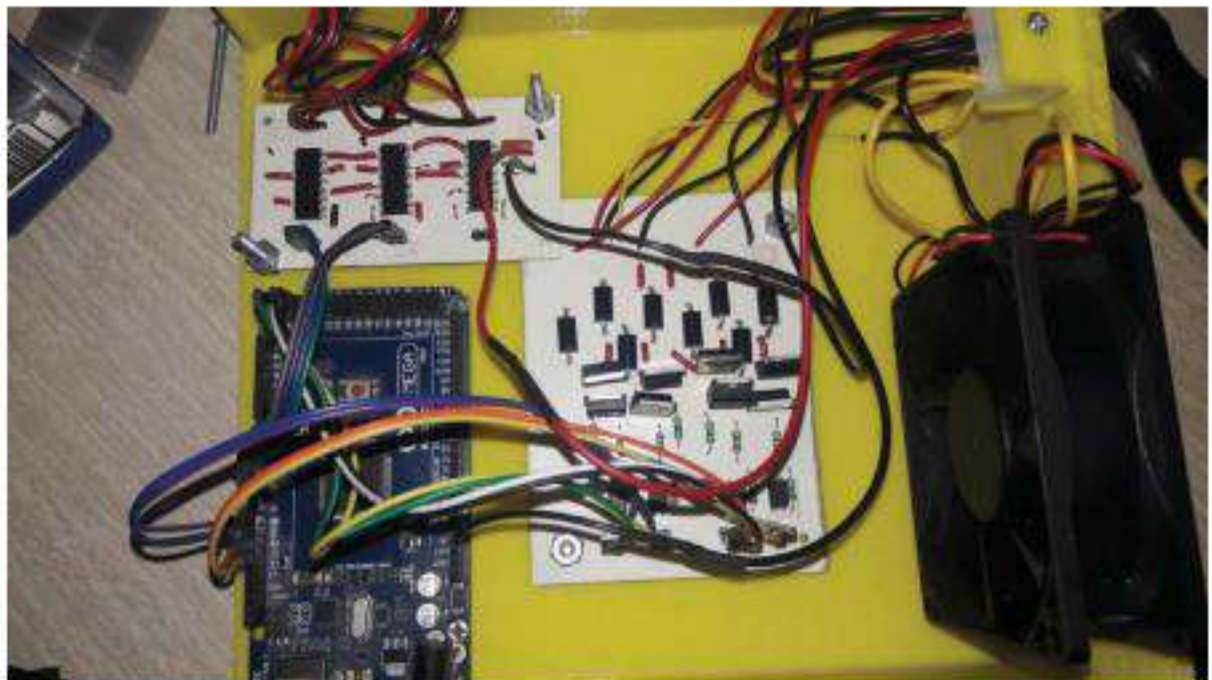


Ilustración 76: Circuitería del sistema dentro de una caja protectora

Se considera que el proyecto en esta primera iteración de creación ha sido un éxito al cumplir los objetivos generales y específicos:

- 1) *Respecto al objetivo general: se logró diseñar y construir la máscara para el tratamiento fisioterapéutico, logrando suministrar vibración de manera exitosa en el músculo cigomático, nervio facial y nervio frontal, y también, logrando suministrar calor a través de las celdas Peltier hacia los mismos sectores de la cara.*
- 2) *Respecto al objetivo específico: se creó un dispositivo práctico para este propósito, además, resultando fácil su manipulación a través de una interfaz de usuario intuitiva.*



Ilustración 77: Máscara con el sistema electrónico conectado

En conclusión, el proyecto en esta primera fase será determinante para posteriores revisiones. Se debe considerar en las siguientes etapas de perfeccionamiento, la corrección y mejoramiento de algunos aspectos importantes; por parte de la máscara, se requerirá encontrar un método de diseño más simple y adaptativo para que el tiempo de diseño sea más rápido; por parte del material PLA, analizar insumos más óptimos y menos rígidos; respecto a las celdas Peltier, solucionar el problema para la disipación de calor la cual impide que la temperatura fría en la celda Peltier sea alcanzada, por desgracia, la temperatura cálida durante esta etapa es muy superior a la temperatura refrigerante generada, por lo que termina "contaminando" todo el sistema, esto representa un problema muy serio ya que la celda al estar construida a partir de un sistema de transistores, estos se dañan relativamente fácil al exponerlos a altas y prolongadas temperaturas; y finalmente, respecto para sistema de agarraderas, se necesitara suplir el método de aseguramiento de la careta al rostro del paciente, ya que la máscara a sostener tantos complementos resulta pesada por lo que es algo incomoda al momento de usarla.

BIBLIOGRAFÍA

Coordinación Técnica de Excelencia Clínica, Coordinación de Unidades Médicas de Alta Especialidad, publicado por Instituto Mexicano del Seguro Social (2017). *Diagnóstico y tratamiento del adulto con PARÁLISIS DE BELL en el primer y segundo nivel de atención: Catálogo maestro de guías de práctica clínica, compilado de información IMSS-066-08*. Recuperado el 4 de Julio del 2018 de la base de datos <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/066GRR.pdf>

Hall A. S., Holowenco A. R. y Laughlin H. G. (1982). *Diseño de máquinas*, (1ª. Ed.). McGraw Hill.

Chusid J. G. (1977). *Neuroanatomía correlativa y neurología funcional*, (4ª. ed.). México: Editorial el manual moderno, S. A.

La Sociedad para el Estudio de las Técnicas del Manga (2001, septiembre). *Cómo dibujar manga 01. Personajes*. Biblioteca creativa, Norma editorial, 36-45.

Gómez González S. (2015). *El gran libro de SolidWorks*, (2ª. ed.). Marcombo, ediciones técnicas.

Cairó O. (2006). *Fundamentos de programación: Piensa en C* (1ª. ed.). Pearson, Prentice Hall.

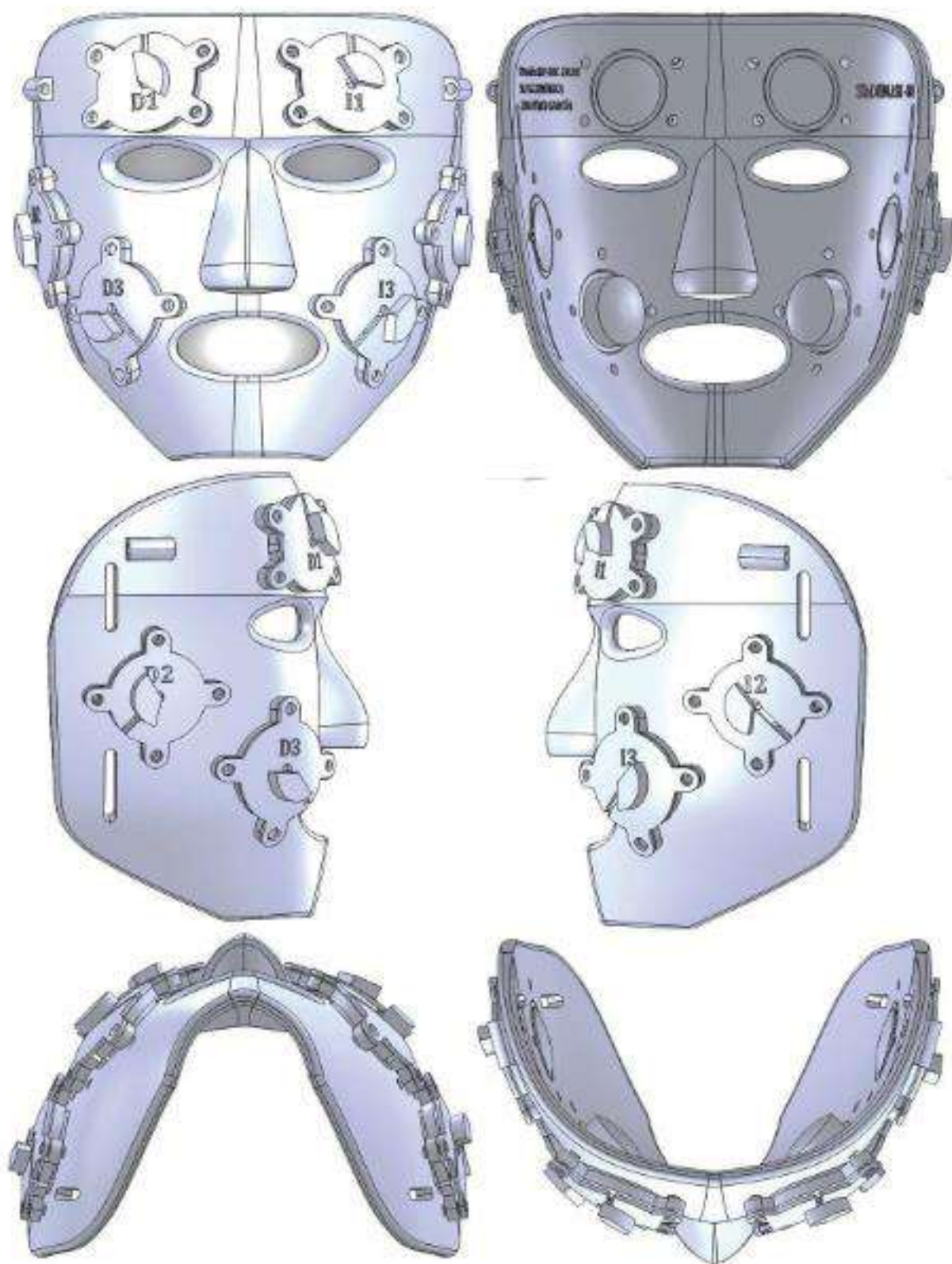
Deitel M. H y Deitel J. P (2004). *Cómo programar en C/C++ y Java* (4ª. ed.). Pearson, Prentice Hall.

Edminister J. A. (1995). *Serie Schaum: Circuitos eléctricos* (1ª. ed.). México: Mc. Graw Hill.

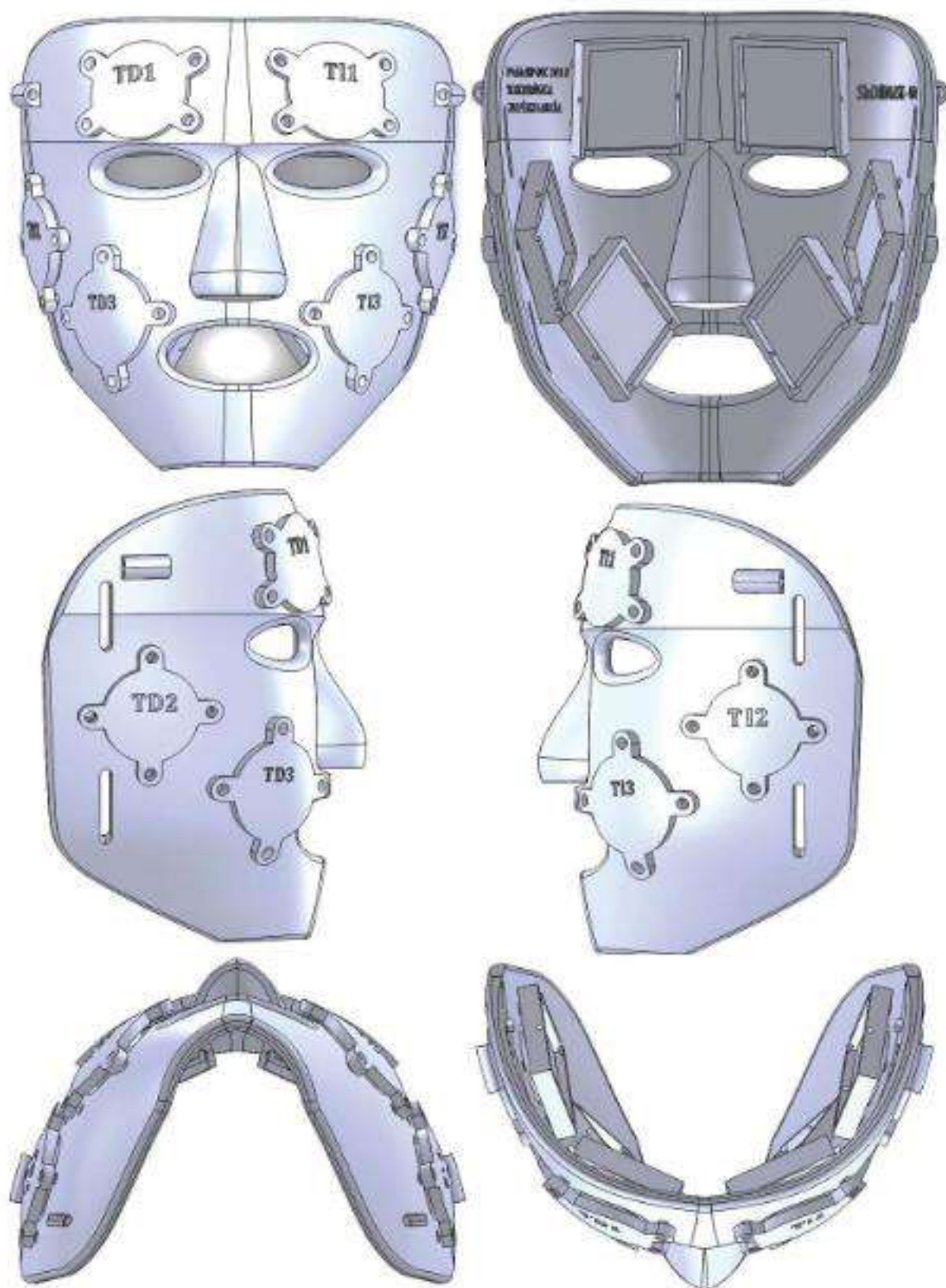
Nashelsky B. (2003). *Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos* (8ª. ed.). Pearson, Prentice Hall.

ANEXOS







ANEXO 1: ENSAMBLE EN CAD PARA LA MÁSCARA RESPECTO A LA VIBROTERAPIA



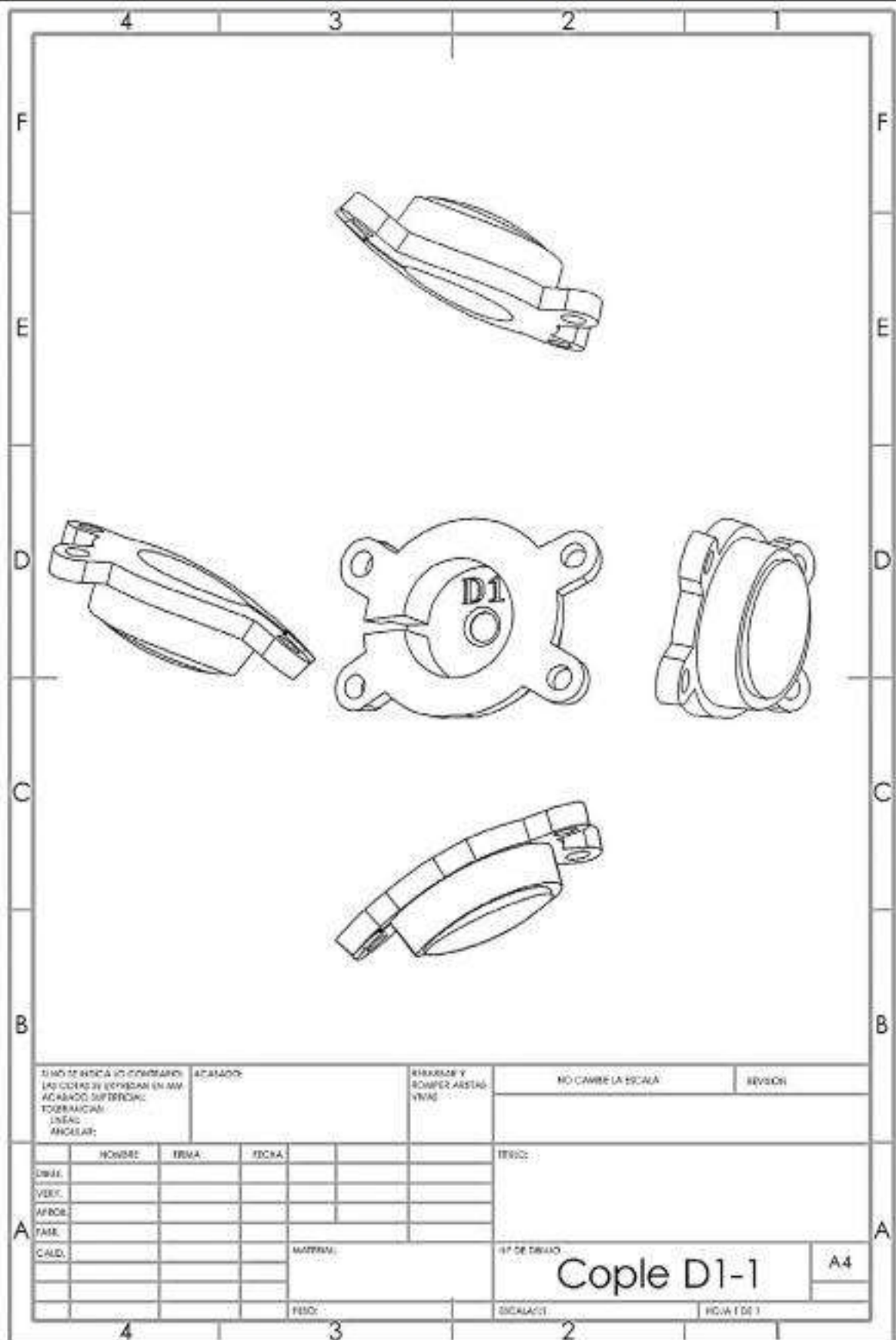
ANEXO 2: ENSAMBLE EN CAD PARA LA MÁSCARA RESPECTO A LA TERMOTERAPIA



ANEXO 3: PLANO GENERAL DE LA MÁSCARA PARA FISIOTERAPIA

	4	3	2			
F					F	
E				E		
D					D	
C				C		
B					B	
A				A		
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACERADO 25°/30°/45° TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR		ACERADO:		RESERVA Y ROMPER ARIAL VIVAS	NO CAMBE LA ESCALA	REVISIÓN
DIBUJ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TRAZO		
VERIF.						
APROB.						
FABR.						
CALIB.				MATERIAL	Nº DE DIBUJO	MATERIAL DE T.
					Mascara Definitiva 004	
				PESO:	ESCALAS	HOLAS DE T.
4	3	2	1	4	3	2

ANEXO 4: PLANO PARA EL COMPLEMENTO VIBRATORIO INFERIOR



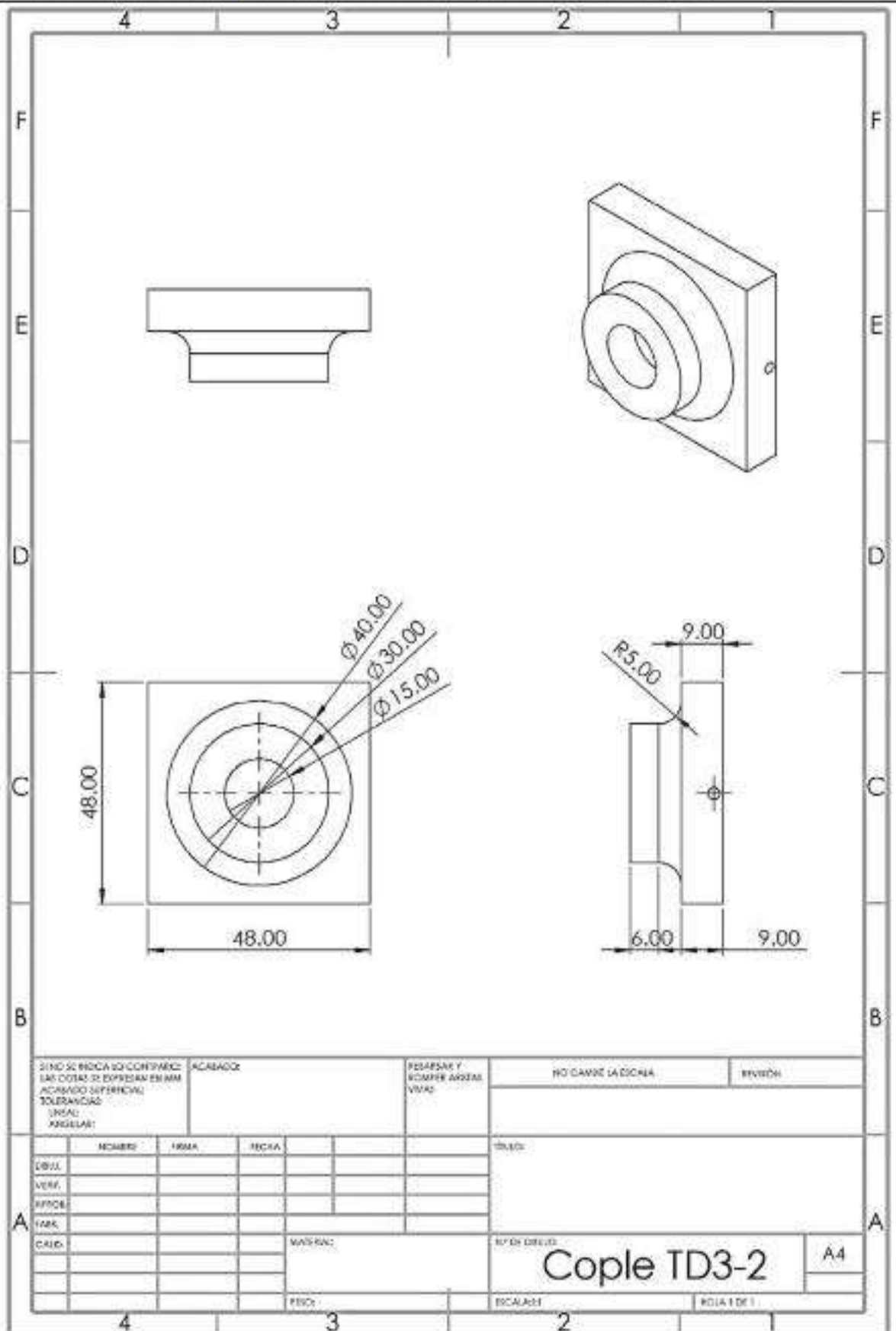
ANEXO 5: PLANO PARA EL COMPLEMENTO VIBRATORIO SUPERIOR

Technical drawing of a Cople D1-2 component. The drawing shows two views of the curved arm (top and bottom) and three views of the base plate (left, center, and right). The base plate is labeled 'D1'. The drawing is enclosed in a grid with dimensions 4, 3, 2 and letters A, B, C, D, E, F.

SI NO SE INDICA LO OPORTUNO: USO COPIAS DE EXPEDIENTE EN MM. ACABADO VERIFICAR: TOLERANCIAS: LINEAS: ANGULARES:		ACABADO:		REPERIR Y COMPLETAR PARTES FALTAS:		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISE:	
NOMBRE		TEMA		FECHA		PLANO			
DIBAJA									
VERIF.									
AUTORA									
PAREJ.									
CALIF.				MATERIA:		N° DE DISEÑO		A4	
				PROY.		Escala 1:1			

Cople D1-2

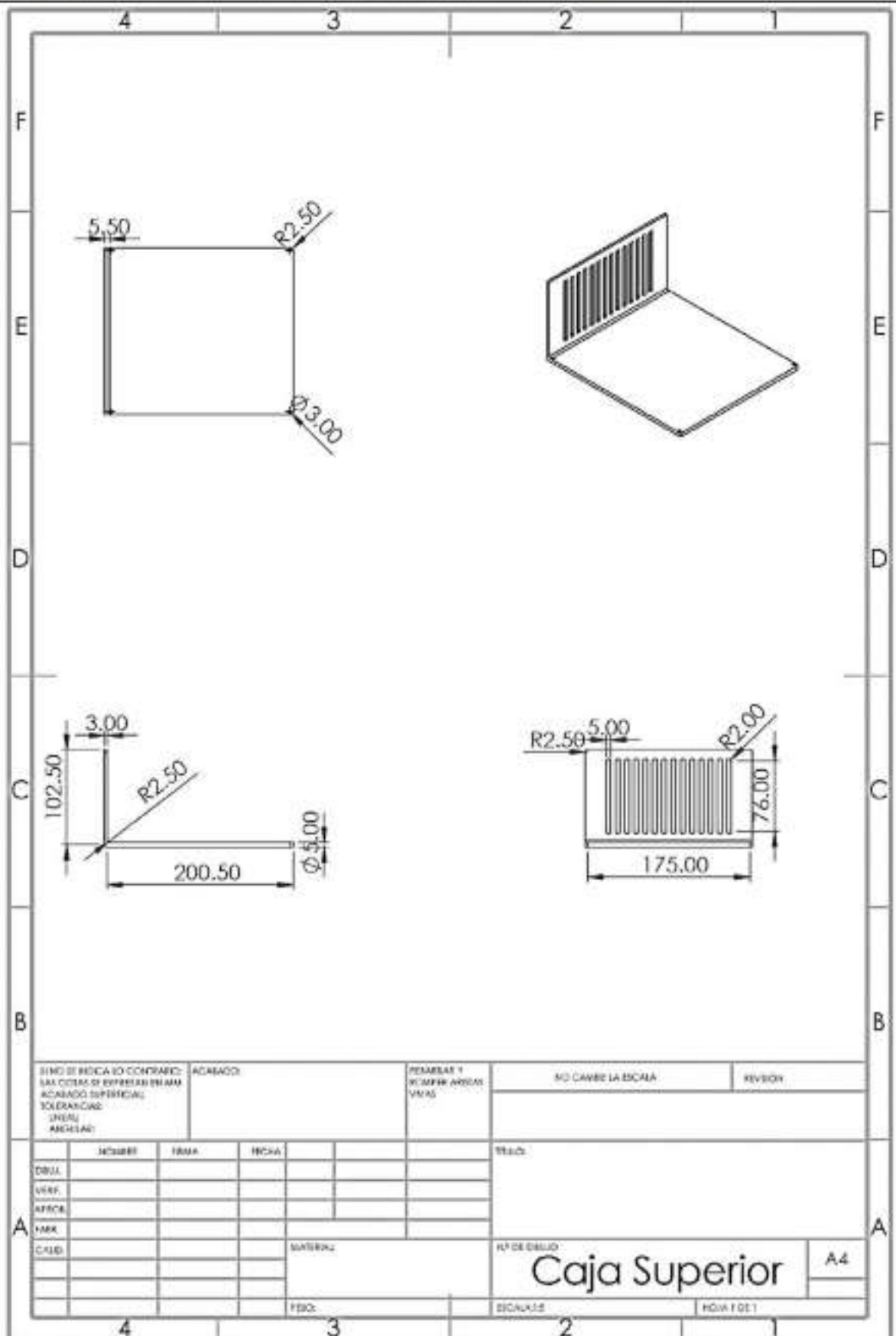
ANEXO 6: PLANO PARA LA TERMOTERAPIA DEL COMPLEMENTO INFERIOR



ANEXO 7: PLANO PARA LA TERMOTERAPIA DEL COMPLEMENTO SUPERIOR

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM. ACABADO SUPERFICIAL: CORTEZADO LINEAL: ANGULAR		ACABADO:		DESARROLLAR Y COMPLETAR, ANOTAR UNIDAD		NO CAMBIE LA ESCALA	EDICIÓN
DISEÑ.	NOMBRE	FIRMA	FECHA			TÍTULO:	
VERIF.							
APROB.							
FABR.							
CALIF.				MATERIAL:		Nº DE DIBUJO	
						Cople TD1-1	
				FECHA:		HOJA 1 DE 1	
						A4	

ANEXO 9: PLANO DE LA TAPA PARA LA CAJA PROTECTORA



Specification of Thermoelectric Module

TEC1-12706

Description

The 127 couples, 40 mm × 40 mm size single stage module is made of selected high performance ingot to achieve superior cooling performance and greater delta T up to 70 °C, designed for superior cooling and heating up to 100 °C requirement. If higher operation or processing temperature is required, please specify, we can design and manufacture the custom made module according to your special requirements.

Features

- High effective cooling and efficiency.
- No moving parts, no noise, and solid-state
- Compact structure, small in size, light in weight
- Environmental friendly, RoHS compliant
- Precise temperature control
- Exceptionally reliable in quality, high performance

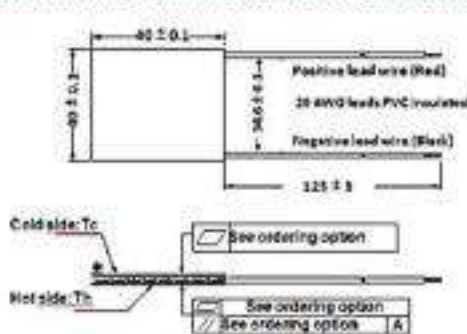
Application

- Food and beverage service refrigerator
- Portable cooler box for cars
- Liquid cooling
- Temperature stabilizer
- Photonic and medical systems

Performance Specification Sheet

Th(°C)	27	50	Hot side temperature at environment: dry air, N ₂
DT _{max} (°C)	70	79	Temperature Difference between cold and hot side of the module when cooling capacity is zero at cold side
U _{max} (Voltage)	16.0	17.2	Voltage applied to the module at DT _{max}
I _{max} (amps)	6.1	6.1	DC current through the modules at DT _{max}
Q _{Cmax} (Watts)	61.4	66.7	Cooling capacity at cold side of the module under DT=0 °C
AC resistance(ohms)	2.0	2.2	The module resistance is tested under AC
Tolerance (%)	± 10		For thermal and electricity parameters

Geometric Characteristics Dimensions in millimeters



Ordering Option

Suffix	Thickness (mm)	Flatness/Parallelism (mm)	Lead wire length(mm) Standard/Optional length
TF	0.3.8±0.1	0.0.035/0.035	125±3/Specify
TF	1.3.8±0.05	1.0.025/0.025	125±3/Specify
TF	2.3.8±0.025	2.0.015/0.015	125±3/Specify

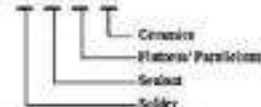
Eg. TF01: Thickness 3.8 ± 0.1 (mm) and Flatness 0.025 / 0.025 (mm)

Sealing Option

- | | |
|--|---|
| A. Solder: | C. Ceramics: |
| 1. T100: BSn (T _{mel} = 138 °C) | 1. Alumina (Al ₂ O ₃ , white 96%) |
| B. Sealant: | 2. Aluminum Nitride (AlN) |
| 1. NS: No sealing (Standard) | D. Ceramics Surface Options: |
| 2. SS: Silicone sealant | 1. Blank ceramics (not metallized) |
| 3. EPS: Epoxy sealant | 2. Metallized (Au plating) |
| 4. Customer specify sealing other than above | |

Naming for the Module

TEC1-12706-X-X-X-X



TEC1-12706-T100-NS-TF01-A10

T100: BSn (T_{mel} = 138°C)

NS: No sealing

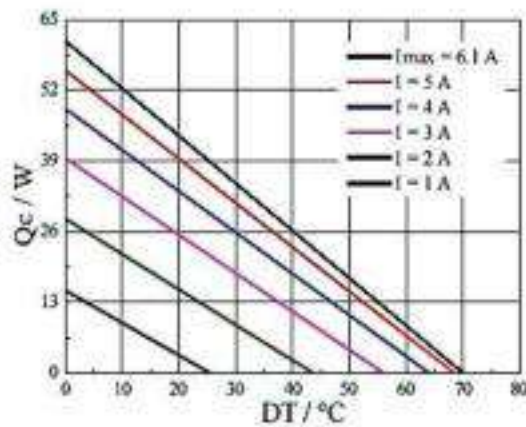
A10: Alumina white 96%

TF01: Thickness = 0.1 (mm) and Flatness/Parallelism 0.025/0.025 (mm)

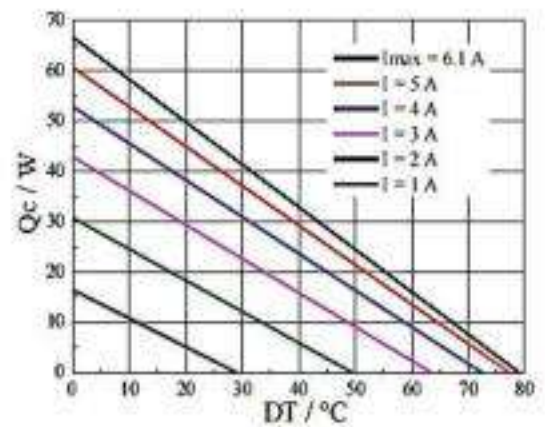
Specification of Thermoelectric Module

TEC1-12706

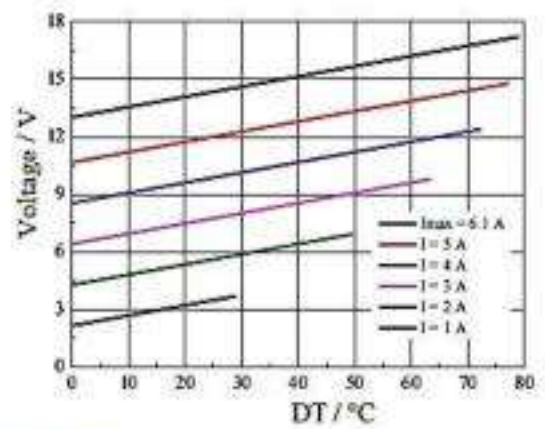
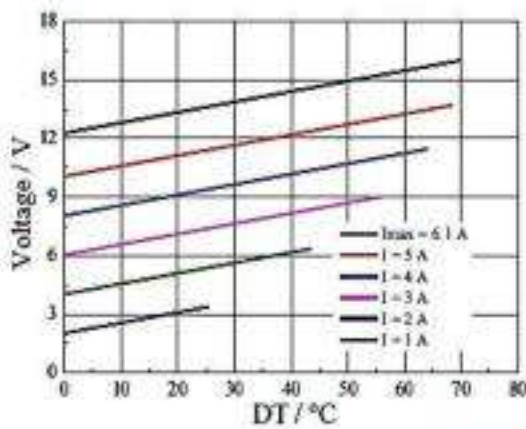
Performance Curves at $T_h=27\text{ }^\circ\text{C}$



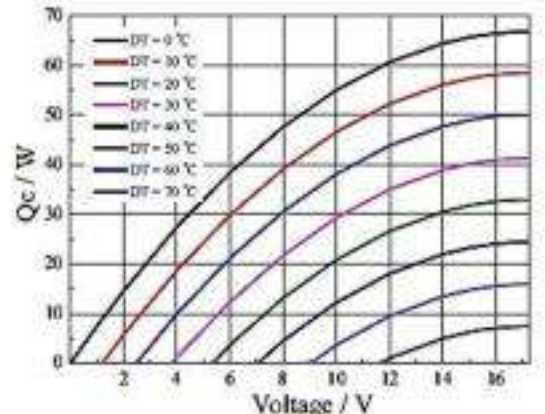
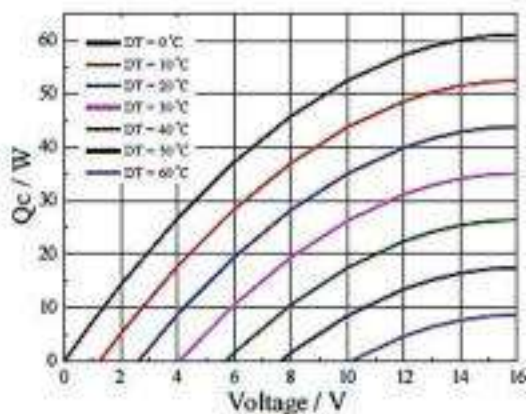
Performance Curves at $T_h=50\text{ }^\circ\text{C}$



Standard Performance Graph $Q_c = f(DT)$



Standard Performance Graph $V = f(\Delta T)$



Standard Performance Graph $Q_c = f(V)$

- 5 A Continuous On-State Current
- 30 A Surge-Current
- Glass Passivated Wafer
- 400 V to 800 V Off-State Voltage
- Max I_{GT} of 200 μ A



Pin 2 is in electrical contact with the mounting base.

MDC1ACA

absolute maximum ratings over operating case temperature (unless otherwise noted)

RATING		SYMBOL	VALUE	UNIT
Repetitive peak off-state voltage (see Note 1)	TIC106D	V_{DRM}	400	V
	TIC106M		600	
	TIC106S		700	
	TIC106N		800	
Repetitive peak reverse voltage	TIC106D	V_{RRM}	400	V
	TIC106M		600	
	TIC106S		700	
	TIC106N		800	
Continuous on-state current at (or below) 80°C case temperature (see Note 2)		$I_{T(RMS)}$	5	A
Average on-state current (180° conduction angle) at (or below) 80°C case temperature (see Note 3)		$I_{T(AV)}$	3.2	A
Surge on-state current (see Note 4)		I_{TM}	30	A
Peak positive gate current (pulse width \leq 300 μ s)		I_{GM}	0.2	A
Peak gate power dissipation (pulse width \leq 300 μ s)		P_{GM}	1.3	W
Average gate power dissipation (see Note 5)		$P_{G(AV)}$	0.3	W
Operating case temperature range		T_C	-40 to +110	°C
Storage temperature range		T_{stg}	-40 to +125	°C
Lead temperature 1.6 mm from case for 10 seconds		T_L	230	°C

- NOTES: 1. These values apply when the gate-cathode resistance $R_{GK} = 1$ k Ω .
2. These values apply for continuous dc operation with resistive load. Above 80°C derate linearly to zero at 110°C.
3. This value may be applied continuously under single phase 50 Hz half-sine-wave operation with resistive load. Above 80°C derate linearly to zero at 110°C.
4. This value applies for one 50 Hz half-sine-wave when the device is operating at (or below) the rated value of peak reverse voltage and on-state current. Surge may be repeated after the device has returned to original thermal equilibrium.
5. This value applies for a maximum averaging time of 20 ms.

PRODUCT INFORMATION

Information is current as of publication date. Products conform to specifications in accordance with the terms of Power Innovations standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



TIC106 SERIES SILICON CONTROLLED RECTIFIERS

APRIL 1971 - REVISED MARCH 1997

electrical characteristics at 25°C case temperature (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
I_{DRM} Repetitive peak off-state current	$V_D = \text{rated } V_{DRM}$ $R_{GK} = 1 \text{ k}\Omega$ $T_C = 110^\circ\text{C}$			400	μA
I_{RRM} Repetitive peak reverse current	$V_R = \text{rated } V_{RRM}$ $I_G = 0$ $T_C = 110^\circ\text{C}$			1	mA
I_{GT} Gate trigger current	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_L = 100 \Omega$ $t_{D(IG)} \geq 20 \mu\text{s}$		60	200	μA
V_{GT} Gate trigger voltage	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_L = 100 \Omega$ $T_C = -40^\circ\text{C}$ $t_{D(IG)} \geq 20 \mu\text{s}$			1.2	V
	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_L = 100 \Omega$ $R_{GK} = 1 \text{ k}\Omega$ $t_{D(IG)} \geq 20 \mu\text{s}$	0.4	0.6	1	
	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_L = 100 \Omega$ $T_C = 110^\circ\text{C}$ $t_{D(IG)} \geq 20 \mu\text{s}$	0.2			
I_H Holding current	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_{GK} = 1 \text{ k}\Omega$ $T_C = -40^\circ\text{C}$ Initiating $I_T = 10 \text{ mA}$			8	mA
	$V_{AA} = 6 \text{ V}$ $R_{GK} = 1 \text{ k}\Omega$ Initiating $I_T = 10 \text{ mA}$			5	
V_{TM} Peak on-state voltage	$I_{TM} = 5 \text{ A}$ (See Note 6)			1.7	V
dV/dt Critical rate of rise of off-state voltage	$V_D = \text{rated } V_D$ $R_{GK} = 1 \text{ k}\Omega$ $T_C = 110^\circ\text{C}$		10		V/ μs

NOTE 6: This parameter must be measured using pulse techniques, $t_p = 300 \mu\text{s}$, duty cycle $\leq 2\%$. Voltage sensing contacts, separate from the current carrying contacts, are located within 3.2 mm from the device body.

thermal characteristics

PARAMETER	MIN	TYP	MAX	UNIT
$R_{\theta JC}$ Junction to case thermal resistance			3.5	$^\circ\text{C/W}$
$R_{\theta JA}$ Junction to free air thermal resistance			62.5	$^\circ\text{C/W}$

resistive-load-switching characteristics at 25°C case temperature

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{GT} Gate-controlled turn-on time	$I_T = 5 \text{ A}$ $I_G = 10 \text{ mA}$ See Figure 1		1.75		μs
t_{CT} Circuit-commutated turn-off time	$I_T = 5 \text{ A}$ $I_{CU} = 8 \text{ A}$ $I_G = 10 \text{ mA}$ See Figure 2		7.7		μs

PRODUCT INFORMATION

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

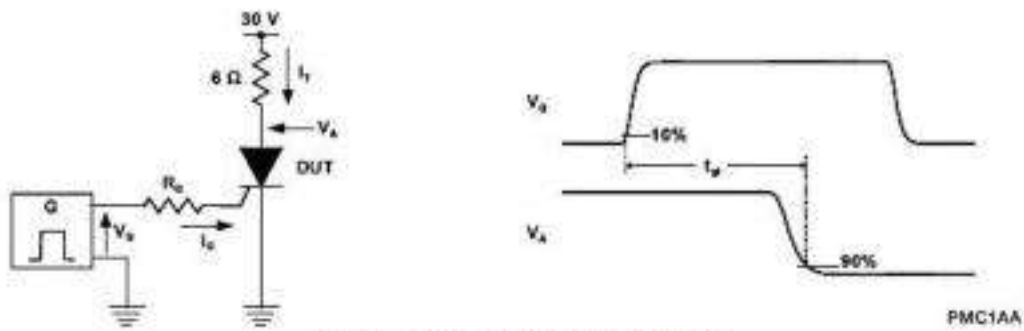
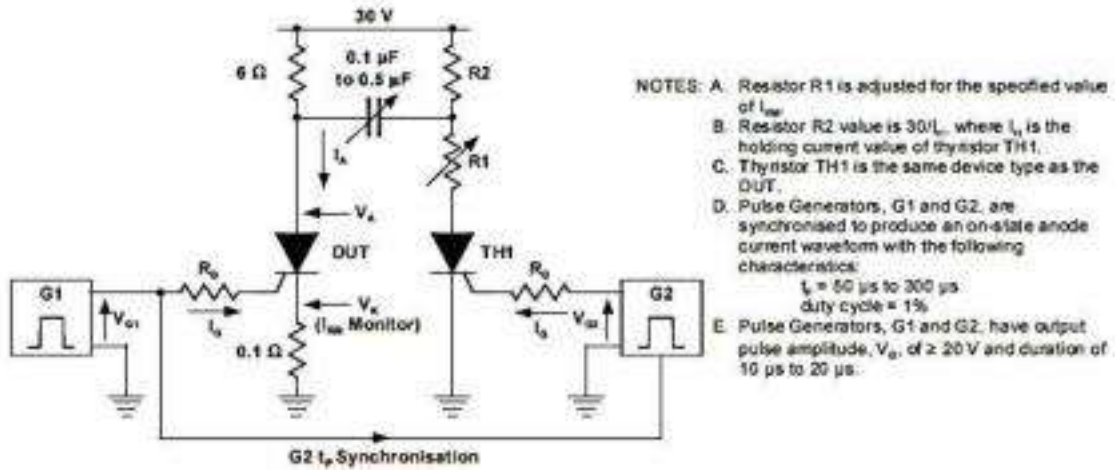


Figure 1. Gate-controlled turn-on time



- NOTES: A. Resistor R1 is adjusted for the specified value of I_{MH} .
 B. Resistor R2 value is $30/I_H$, where I_H is the holding current value of thyristor TH1.
 C. Thyristor TH1 is the same device type as the DUT.
 D. Pulse Generators, G1 and G2, are synchronised to produce an on-state anode current waveform with the following characteristics:
 $I_H = 50 \mu\text{s to } 300 \mu\text{s}$
 duty cycle = 1%
 E. Pulse Generators, G1 and G2, have output pulse amplitude, V_G , of $\geq 20 \text{ V}$ and duration of $10 \mu\text{s to } 20 \mu\text{s}$.



Figure 2. Circuit-commutated turn-off time

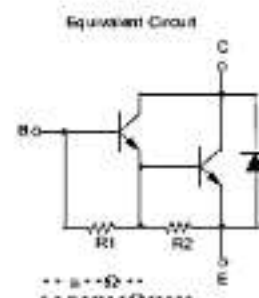


November 2014

TIP120 / TIP121 / TIP122 NPN Epitaxial Darlington Transistor

Features

- Medium Power Linear Switching Applications
- Complementary to TIP125 / TIP126 / TIP127



Ordering Information

Part Number	Top Mark	Package	Packing Method
TIP120	TIP120	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP120TU	TIP120	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail
TIP121	TIP121	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP121TU	TIP121	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail
TIP122	TIP122	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP122TU	TIP122	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail

Absolute Maximum Ratings

Stresses exceeding the absolute maximum ratings may damage the device. The device may not function or be operable above the recommended operating conditions and stressing the parts to these levels is not recommended. In addition, extended exposure to stresses above the recommended operating conditions may affect device reliability. The absolute maximum ratings are stress ratings only. Values are at $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter		Value	Unit
V_{CB0}	Collector-Base Voltage	TIP120	60	V
		TIP121	80	
		TIP122	100	
V_{CE0}	Collector-Emitter Voltage	TIP120	60	V
		TIP121	80	
		TIP122	100	
V_{EB0}	Emitter-Base Voltage		5	V
I_C	Collector Current (DC)		5	A
I_{CP}	Collector Current (Pulse)		8	A
I_B	Base Current (DC)		120	mA
T_J	Junction Temperature		150	$^\circ\text{C}$
T_{STG}	Storage Temperature Range		-65 to 150	$^\circ\text{C}$

Thermal Characteristics

Values are at $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Value	Unit
P_C	Collector Dissipation ($T_A = 25^\circ\text{C}$)	2	W
	Collector Dissipation ($T_C = 25^\circ\text{C}$)	65	

Electrical Characteristics

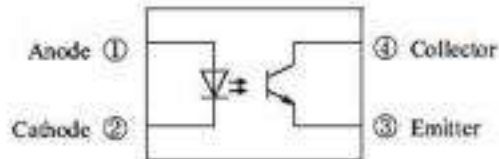
Values are at $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Conditions	Min.	Max.	Unit
$V_{CE(sus)}$	Collector-Emitter Sustaining Voltage	TIP120	$I_C = 100\text{ mA}, I_B = 0$	60	V
		TIP121		80	
		TIP122		100	
I_{CEO}	Collector Cut-Off Current	TIP120	$V_{CE} = 30\text{ V}, I_B = 0$	0.5	mA
		TIP121	$V_{CE} = 40\text{ V}, I_B = 0$	0.5	
		TIP122	$V_{CE} = 50\text{ V}, I_B = 0$	0.5	
I_{CBO}	Collector Cut-Off Current	TIP120	$V_{CB} = 60\text{ V}, I_E = 0$	0.2	mA
		TIP121	$V_{CB} = 60\text{ V}, I_E = 0$	0.2	
		TIP122	$V_{CB} = 100\text{ V}, I_E = 0$	0.2	
I_{EBO}	Emitter Cut-Off Current	$V_{EB} = 5\text{ V}, I_C = 0$		2	mA
η_{FE}	DC Current Gain ⁽¹⁾	$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 0.5\text{ A}$	1000		
		$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 3\text{ A}$	1000		
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage ⁽¹⁾	$I_C = 3\text{ A}, I_B = 12\text{ mA}$		2.0	V
		$I_C = 5\text{ A}, I_B = 20\text{ mA}$		4.0	
$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage ⁽¹⁾	$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 3\text{ A}$		2.5	V
C_{ob}	Output Capacitance	$V_{CB} = 10\text{ V}, I_E = 0,$ $f = 0.1\text{ MHz}$		200	pF

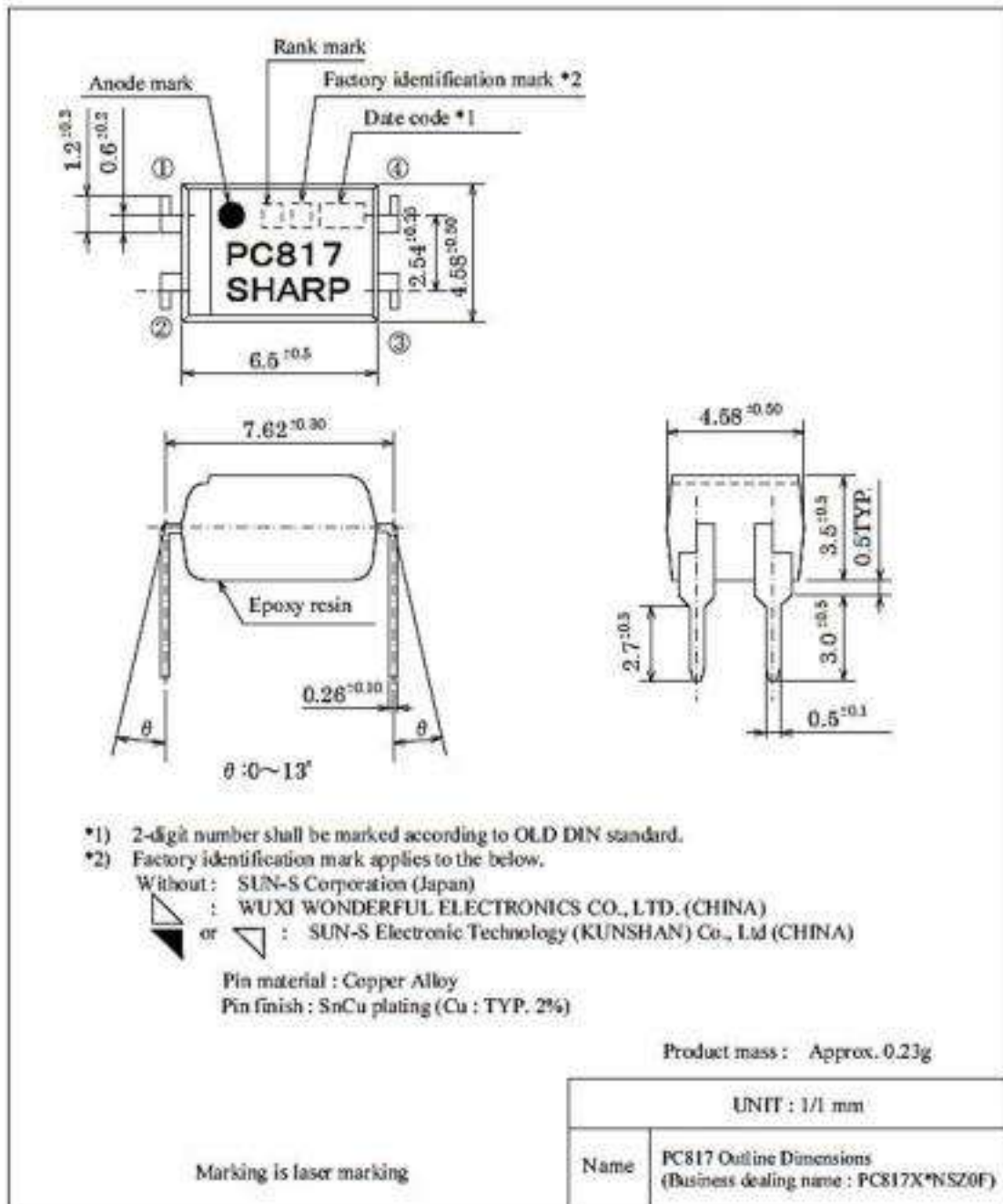
Note:

1. Pulse test; $p_w \leq 300\ \mu\text{s}$, duty cycle $\leq 2\%$.

■ Internal Connection Diagram



■ Outline



*1) 2-digit number shall be marked according to OLD DIN standard.

*2) Factory identification mark applies to the below.

Without: SUN-S Corporation (Japan)

△ : WUXI WONDERFUL ELECTRONICS CO., LTD. (CHINA)

◁ or ▽ : SUN-S Electronic Technology (KUNSHAN) Co., Ltd (CHINA)

Pin material : Copper Alloy

Pin finish : SnCu plating (Cu : TYP. 2%)

Marking is laser marking

■Absolute maximum ratings

				Ta=25°C
	Parameter	Symbol	Rating	Unit
Input	*1 Forward current	I_F	50	mA
	*2 Peak forward current	I_{FM}	1	A
	Reverse voltage	V_R	6	V
	*1 Power dissipation	P	70	mW
Output	Collector-emitter voltage	V_{CEO}	80	V
	Emitter-collector voltage	V_{ECO}	6	V
	Collector current	I_C	50	mA
	*1 Collector power dissipation	P_C	150	mW
*1 Total power dissipation	P_{tot}	200	mW	
	Operating temperature	T_{op}	-30 to +100	°C
	Storage temperature	T_{stg}	-55 to +125	°C
	*3 Isolation voltage	$V_{(iso)}$	5	kV
	*4 Soldering temperature	T_{sol}	270	°C

*1 The derating factors of absolute maximum ratings due to ambient temperature are shown in Fig. 1 to 4.

*2 Pulse width $\leq 100\mu s$, Duty ratio : 0.001 (Refer to Fig. 5)

*3 AC for 1 min, 40 to 60%RH

*4 For 10 s

■Electro-optical Characteristics

								Ta=25°C
	Parameter	Symbol	Condition	MIN.	TYP.	MAX.	Unit	
Input	Forward voltage	V_F	$I_F=20mA$	-	1.2	1.4	V	
	Peak forward voltage	V_{FM}	$I_{FM}=0.5A$	-	-	3.0	V	
	Reverse current	I_R	$V_R=4V$	-	-	10	μA	
	Terminal capacitance	C_t	$V=0, f=1kHz$	-	30	250	pF	
Output	Dark current	I_{CDO}	$V_{CE}=50V, I_F=0$	-	-	100	nA	
	Collector-emitter breakdown voltage	BV_{CEO}	$I_C=0.1mA, I_F=0$	80	-	-	V	
	Emitter-collector breakdown voltage	BV_{ECO}	$I_E=10\mu A, I_F=0$	6	-	-	V	
Transfer characteristics	Collector current	I_C	$I_F=5mA, V_{CE}=5V$	2.5	-	30	mA	
	Collector-emitter saturation voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_F=20mA, I_C=1mA$	-	0.1	0.2	V	
	Isolation resistance	R_{iso}	DC500V 40 to 60%RH	5×10^{10}	10^{11}	-	Ω	
	Floating capacitance	C_f	$V=0, f=1MHz$	-	0.6	1.0	pF	
	Cut-off frequency	f_c	$V_{CE}=5V, I_C=2mA$ $R_L=100\Omega, -3dB$	-	80	-	kHz	
	Rise time	t_r	$V_{CE}=2V, I_C=2mA$	-	4	18	μs	
	Fall time	t_f	$R_L=100\Omega$	-	3	18	μs	


■Supplements

- Isolation voltage shall be measured in the following method.
 - (1) Short between anode and cathode on the primary side and between collector and emitter on the secondary side.
 - (2) The dielectric withstanding tester with zero-cross circuit shall be used.
 - (3) The wave form of applied voltage shall be a sine wave.
(It is recommended that the isolation voltage be measured in insulation oil.)

- Business dealing name

Business dealing name	Rank mark	Ic (mA)
PC817XNNSZ0F	with or without	2.5 to 30
PC817X1NSZ0F	A	4.0 to 8.0
PC817X2NSZ0F	B	6.5 to 13
PC817X3NSZ0F	C	10 to 20
PC817X4NSZ0F	D	15 to 30
PC817X5NSZ0F	A or B	4.0 to 13
PC817X6NSZ0F	B or C	6.5 to 20
PC817X7NSZ0F	C or D	10 to 30
PC817X8NSZ0F	A, B or C	4.0 to 20
PC817X9NSZ0F	B, C or D	6.5 to 30
PC817X0NSZ0F	A, B, C or D	4.0 to 30

Test conditions
I _b =5mA V _{CE} =5V T _a =25°C

- This Model is approved by UL.
Approved Model No. : PC817
UL file No. : E64380
- This Model is approved by CSA.
Approved Model No. : PC817
However, products shall be approved from date code "A5" (May 2010).
CSA file No. : CA95323
CSA approved mark *  * shall be indicated on minimum unit package.
- This product is not designed against irradiation.
This product is assembled with electrical input and output.
This product incorporates non-coherent light emitting diode.
- ODS materials
This product shall not contain the following materials.
Also, the following materials shall not be used in the production process for this product.
Materials for ODS : CFC_s, Halon, Carbon tetrachloride, 1,1,1-Trichloroethane (Methyl chloroform)
- Specified brominated flame retardants
Specified brominated flame retardants (PBB and PBDE) are not used in this device at all.
- Compliance with each regulation
(1) The RoHS directive (2002/95/EC)
This product complies with the RoHS directive (2002/95/EC).
Object substances: mercury, lead, cadmium, hexavalent chromium, polybrominated biphenyls (PBB)
and polybrominated diphenyl ethers (PBDE)

ANEXO 14: CÓDIGO EN LENGUAJE C PARA EL ARDUINO

*/*Universidad Politécnica de Puebla,*

Ingeniería Mecatrónica,

Autor: Pérez García Luis Daniel,

Código para el proyecto: Mascara para Fisioterapia (Arduino)./*

```
#define ACTUADORES 15
#define MODULACIONES 5
#define PELTIER 3
#define INTERRUPTORES 10

byte datoRecibido = 0;
int contador;
int mascara = -1;
int memoriaAccion = -1;
const int salidas_PWM [ACTUADORES]= {2, 3, 4, 5 ,6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 44, 45, 46, 13};
const int SCR [INTERRUPTORES] = {24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33};
const int segmentos_PWM [MODULACIONES] = {255, 200, 150, 100, 0};
const int temperaturas_PWM [PELTIER] = {0, 90, 40};

int seleccionMascara (int a);
int seleccionDispositivo (void);
void control_PWM (int b);
void calibracionPeltier (int c);
void nervioFacialDerecho (int d);
void nervioFacialIzquierdo (int e);
void tiempoEspera (void);
void paroEmergencia (void);

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

    bitSet (DDRB, 5);
    bitSet (PCICR, PCIE0);
    bitSet (PCMSK0, PCINT3);

    for (contador = 0; contador < ACTUADORES; contador++)
        pinMode (salidas_PWM [contador], OUTPUT);

    for (contador = 0; contador < INTERRUPTORES; contador++)
    {
        digitalWrite (SCR [contador], OUTPUT);
        digitalWrite (SCR [contador], LOW);
    }

    delay (500);
}

void loop ()
{
```

```

if (Serial.available () > 0)
{
    datoRecibido = Serial.read ();

    switch (datoRecibido)
    {
        case 'A':
        case 'B':
            mascara = seleccionMascara (mascara);
            break;

        case 'C':
        case 'D':
        case 'E':
        case 'F':
        case 'G':
        case 'H':
            if (mascara == 1)
                memoriaAccion = seleccionDispositivo ();
            break;

        case 'I':
        case 'J':
        case 'K':
        case 'L':
        case 'M':
            if (memoriaAccion != -1 && mascara == 1)
                control_PWM (memoriaAccion);
            break;

        case 'N':
        case 'O':
        case 'P':
        case 'Q':
        case 'R':
        case 'S':
            if (mascara == 2)
                memoriaAccion = seleccionDispositivo ();
            break;

        case 'T':
        case 'U':
        case 'V':
            if (memoriaAccion != -1 && mascara == 2)
                calibracionPeltier (memoriaAccion);
            break;

        case 'W':
            if (memoriaAccion != -1 && mascara == 2)
                nervioFacialDerecho (memoriaAccion);
            break;
    }
}

```

```

        case 'X':
            if (memoriaAccion != -1 && mascara == 2)
                nervioFacialIzquierdo (memoriaAccion);
            break;

        case 'Z':
            paroEmergencia ();
            break;
    }
}
delay (100);
}

ISR (PCINT0_vect)
{
    if (bitRead (PINB, 3))
        bitSet (PORTB, 5);
    else
        bitClear (PORTB, 5);
}

int seleccionMascara (int a)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'A':
            if (a != -1)
                paroEmergencia ();
            return 1;
            break;

        case 'B':
            if (a != -1)
                paroEmergencia ();
            return 2;
            break;
    }
}

int seleccionDispositivo (void)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'C':
            return 0;
            break;

        case 'D':
            return 1;
            break;

        case 'E':

```

```

        return 2;
    break;

    case 'F':
        return 3;
    break;

    case 'G':
        return 4;
    break;

    case 'H':
        return 5;
    break;

    case 'N':
        return 6;
    break;

    case 'O':
        return 8;
    break;

    case 'P':
        return 10;
    break;

    case 'Q':
        return 12;
    break;

    case 'R':
        return 14;
    break;

    case 'S':
        return 14;
    break;
    }
}

void control_PWM (int b)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'I':
            analogWrite (salidas_PWM [b], segmentos_PWM [0]);
            break;

        case 'J':
            analogWrite (salidas_PWM [b], segmentos_PWM [1]);
            break;
    }
}

```

```

        case 'K':
            analogWrite (salidas_PWM [b], segmentos_PWM [2]);
            break;

        case 'L':
            analogWrite (salidas_PWM [b], segmentos_PWM [3]);
            break;

        case 'M':
            analogWrite (salidas_PWM [b], segmentos_PWM [4]);
            break;
    }
}

void calibracionPeltier (int c)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'T':
            digitalWrite (SCR [c - 5], LOW);
            analogWrite (salidas_PWM [c + 1], temperaturas_PWM [0]);
            tiempoEspera ();
            digitalWrite (SCR [c - 6], HIGH);
            analogWrite (salidas_PWM [c], temperaturas_PWM [2]);
            break;

        case 'U':
            digitalWrite (SCR [c - 6], LOW);
            analogWrite (salidas_PWM [c], temperaturas_PWM [0]);
            tiempoEspera ();
            digitalWrite (SCR [c - 5], HIGH);
            analogWrite (salidas_PWM [c + 1], temperaturas_PWM [1]);
            break;

        case 'V':
            digitalWrite (SCR [c - 5], LOW);
            digitalWrite (SCR [c - 6], LOW);
            tiempoEspera ();
            analogWrite (salidas_PWM [c], temperaturas_PWM [0]);
            analogWrite (salidas_PWM [c + 1], temperaturas_PWM [0]);
            break;
    }
}

void nervioFacialDerecho (int d)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'T':
            digitalWrite (SCR [d - 6], HIGH);
            analogWrite (salidas_PWM [d], temperaturas_PWM [2]);

```

```

        break;

        case 'V':
            digitalWrite (SCR [d - 6], LOW);
            analogWrite (salidas_PWM [d], temperaturas_PWM [0]);
            break;
    }
}
void nervioFacialIzquierdo (int e)
{
    switch (datoRecibido)
    {
        case 'T':
            digitalWrite (SCR [e - 5], HIGH);
            analogWrite (salidas_PWM [e], temperaturas_PWM [2]);
            break;

            case 'V':
                digitalWrite (SCR [e - 5], LOW);
                analogWrite (salidas_PWM [e], temperaturas_PWM [0]);
                break;
    }
}

void tiempoEspera (void)
{
    delay (100);
}

void paroEmergencia (void)
{
    mascara = -1;
    datoRecibido = 0;
    memoriaAccion = -1;

    for (contador = 0; contador < ACTUADORES; contador++)
        analogWrite (salidas_PWM [contador], datoRecibido);

    for (contador = 0; contador < INTERRUPTORES; contador++)
        digitalWrite (SCR [contador], LOW);
}

```

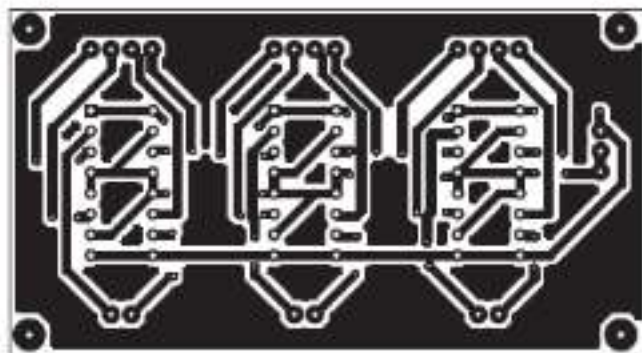


Ilustración 78: Circuito para PCB relacionado con la vibroterapia

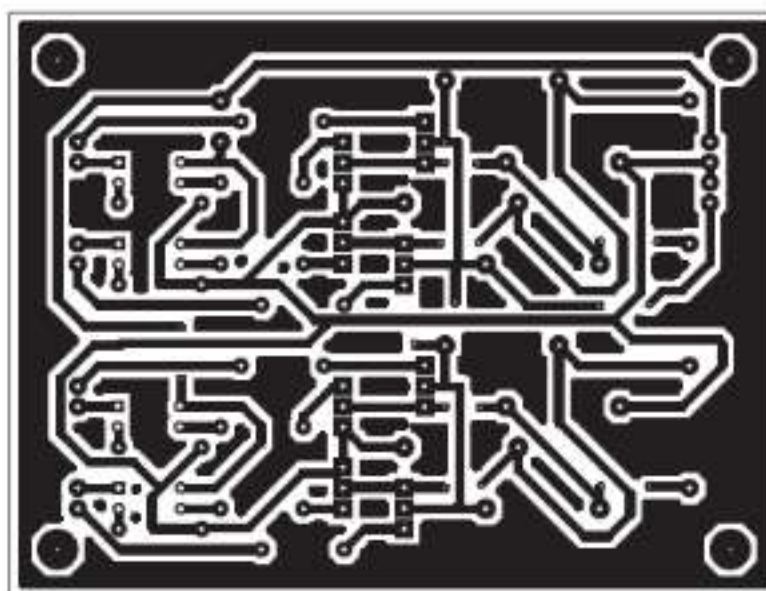


Ilustración 79: Circuito relacionado con la termoterapia