



**UNIVERSIDAD UTE**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E  
INDUSTRIAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRONICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO DE  
CRIOTERAPIA Y PRESOTERAPIA PORTÁTIL DE  
EXTREMIDADES INFERIORES PARA RECUPERACIÓN  
FÍSICA POST-ENTRENAMIENTO Y LESIONES MUSCULARES  
LEVES EN PERSONAS**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
DE INGENIERO MECATRONICO**

**FERNANDO RAMIRO MORENO TAPIA**

**DIRECTOR: ING. GONZALO GUERRÓN**

**Quito, marzo, 2019**

© Universidad UTE 2019.

Reservados todos los derechos de reproducción

# FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO

## PROYECTO DE TITULACIÓN

DATOS DE CONTACTO	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1718329376
APELLIDO Y NOMBRES:	MORENO TAPIA FERNANDO RAMIRO
DIRECCIÓN:	Calle Oe-05x, S13-174 y Miguel Pontón. Santa Anita 2
EMAIL:	fernandomoreno100@hotmail.com
TELÉFONO FIJO:	022618038
TELÉFONO MOVIL:	0999762590

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Diseño y construcción de un dispositivo de crioterapia y presoterapia portátil de extremidades inferiores para recuperación física post-entrenamiento y lesiones musculares leves en personas
AUTOR O AUTORES:	Fernando Ramiro Moreno Tapia
FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	27/02/2019
DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	Gonzalo Guerrón
PROGRAMA	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA
RESUMEN:	El presente trabajo de titulación se propone el diseño de un dispositivo de crioterapia y presoterapia, y se realiza la construcción del prototipo aplicado a personas con lesiones leves y en deportistas con entrenamiento de alta intensidad constante. Inicialmente se propuso ideas viables que solucionen la funcionalidad del proyecto y se logró definir de mejor manera con la recopilación de información de los requerimientos que debería poseer la máquina. Dentro del diseño mecánico se planteó modelos de la Muslera o vendaje superficial para el miembro inferior, este vendaje fue dimensionado en base al muslo de un grupo

de 30 personas, logrando obtener dimensiones de un modelo estándar para el uso de cualquier persona. Se diseñó la estructura externa e interna que entra en contacto con la caja de espuma Flex y el tanque contenedor del líquido con agua - hielo. Parte del diseño mecánico consiste en la selección de motores en base a la potencia requerida para el trabajo pronosticado. De igual manera se seleccionó los materiales del prototipo de la estructura y partes de la Muslera en base a las propiedades mecánicas requeridas y cálculos de esfuerzos. Posteriormente en el diseño electrónico y de control se crea un algoritmo de funcionamiento para dotar a los diferentes actuadores propia autonomía en base configuración del operario y datos de los sensores. En esta fase se abordó técnicas del control avanzado como filtros digitales, filtros electrónicos, lazos de control y lógica de programación. Una vez diseñado todo elemento de la maquina se integra en la construcción para evaluar su funcionalidad y diseños. En las pruebas se realiza 10 evaluaciones a pacientes y fisioterapeutas obteniendo un alto grado de aceptación con la expectativa de pulir detalles encontrados e implementar entre sus equipos médicos.

**PALABRAS CLAVES:**

**Lesiones leves, Crioterapia, Vendaje, Presoterapia, Autonomía**

**ABSTRACT:**

The present titration work proposes the design of a cryotherapy and pressotherapy device, and the construction of the prototype applied to people with minor injuries and in athlete with constant high intensity training. Initially, viable ideas were proposed to solve the functionality of the project and it was better defined with the collection of information on the requirements that the

machine should have. Within the mechanical design, models of the Muslera or superficial bandage for the lower limb were proposed, this bandage was sized based on the thigh of a group of 30 people, achieving dimensions of a standard model for the use of any person. The external and internal structure that comes into contact with the Flex foam box and the container containing the liquid with ice water were designed. Part of the mechanical design consists of the selection of motors based on the power required for the work predicted. In the same way, the materials of the prototype of the structure and parts of the Muslera were selected based on the required mechanical properties and stress calculations. Subsequently, in the electronic and control design, an operating algorithm is created to provide the different actuators with their own autonomy based on the operator's configuration and sensor data. In this phase, advanced control techniques such as digital filters, electronic filters, control loops and programming logic were addressed. Once designed, every element of the machine is integrated into the construction to evaluate its functionality and designs. 10 evaluations were made to patients and physiotherapists obtaining a high degree of acceptance with the expectation of polishing found details and implementing among their medical teams.

**KEYWORDS**

Mild injuries, Cryotherapy, Bandage, Pressotherapy, Autonomy

Se autoriza la publicación de este Proyecto de Titulación en el Repositorio Digital de la Institución.

f:  \_\_\_\_\_

MORENO TAPIA FERNANDO RAMIRO

CI.: 1718329376

## **DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN**

Yo, **MORENO TAPIA FERNANDO RAMIRO**, CI 1718329376 autor del proyecto titulado: **Diseño y construcción de un dispositivo de crioterapia y presoterapia portátil de extremidades inferiores para recuperación física post-entrenamiento y lesiones musculares leves en personas**, previo a la obtención del título de **INGENIERO EN MECATRÓNICA** en la Universidad UTE.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las Instituciones de Educación Superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la BIBLIOTECA de la Universidad UTE a tener una copia del referido trabajo de graduación con el propósito de generar un Repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Quito, 27 de febrero del 2019



f: \_\_\_\_\_  
MORENO TAPIA FERNANDO RAMIRO

CI.: 1718329376

# DECLARACIÓN

Yo **FERNANDO RAMIRO MORENO TAPIA**, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad UTE puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



---

MORENO TAPIA FERNANDO RAMIRO

CI.: 1718329376

# CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título **Diseño y construcción de un dispositivo de crioterapia y presoterapia portátil de extremidades inferiores para recuperación física post-entrenamiento y lesiones musculares leves en personas**, que, para aspirar al título de **INGENIERO EN MECATRÓNICA** fue desarrollado por **FERNANDO RAMIRO MORENO**, bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería e Industrias; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 19, 27 y 28.



Gonzalo Guerrón

**DIRECTOR DEL TRABAJO**

C.I. 0401241245

## **DEDICATORIA**

A mi hijo Omaet Moreno, motor y fuente de motivación para conseguir todas las metas propuestas, tal como lo es el título de Ingeniería.

A mis padres que se merecen ver reflejado su labor diaria en un logro obtenido por uno de sus hijos, siéntanse orgullosos que la gloria es suya.

## **AGRADECIMIENTOS**

Doy gracias a Dios, por permitirme culminar este pasó en mi preparación académica, y más que todo poner a las personas indicadas en mi camino para guiarme en esta etapa.

Estoy totalmente agradecido a mis padres, Sra. Roció Tapia, Sr. Edgar Suasnavas y Sr. Galo Moreno, por apoyarme en todos los aspectos desde el inicio, durante y hasta el final de la carrera. Su apoyo fue incondicional y estimo poderles recompensar debidamente.

A mis hermanos que tenían siempre estuvieron predispuestos ante cualquier necesidad presentada y nunca se negaron. Su bondad no tiene límites. Muchas gracias al Ing. Gonzalo Guerrón por creer en mis capacidades y permitirme desarrollar el proyecto de mi iniciativa, es el comienzo de cosas más grandes.

A mis amigos y compañeros de clase y de entrenamiento que han amenizado día a día en esta trayectoria, haciéndola inolvidable.

Finalmente estoy agradecido a la universidad UTE por darme las herramientas de desarrollar mis ideas, proyectos y formación a través de nuestros grandes profesores que transmitieron sus conocimientos.

# INDICE DE CONTENIDOS

	PÁGINA
<b>RESUMEN</b> .....	<b>1</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>2</b>
<b>1. INTRODUCCION</b> .....	<b>3</b>
1.1 TIPOS DE LESIONES MUSCULARES .....	4
1.2 LA CRIOTERAPIA.....	5
1.3 LA PRESOTERAPIA .....	7
1.4 ESTADO DE ARTE .....	7
1.5 GAME READY.....	9
1.6 PROCESO DE RECUPERACIÓN .....	10
<b>2. METODOLOGIA</b> .....	<b>11</b>
2.1 REQUERIMIENTOS .....	12
2.2 CARACTERISTICAS DEL SISTEMA .....	13
2.3 FUNCIONES DEL SISTEMA.....	13
2.4 DISEÑO CONCEPTUAL .....	14
2.5 DISEÑO MECANICO.....	15
2.5.1 DIMENSIONAMIENTO DE LA BOLSA DE TELA .....	17
2.5.2 DISEÑO DE SERPENTÍN.....	17
2.5.3 DISEÑO DE BOLSA DE PRESION .....	18
2.5.4 DISEÑO DEL TANQUE .....	19
2.5.5 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA PARA EL SOPORTE DEL PROTOTIPO.....	20
2.5.6 ANALISIS ESTRUCTURAL .....	23
2.5.7 SELECCIÓN DE MANGUERAS .....	24
2.6 DISEÑO ELECTRONICO .....	24
2.6.1 SENSORES Y ACTUADORES.....	25
2.6.2 CONTROLADOR.....	32
2.6.3 FUENTE DE ALIMENTACION.....	33
2.7 DISEÑO DE CONTROL .....	36
2.7.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE CONTROL .....	36
2.7.2 LOGICA DE CONTROL .....	36
<b>3. RESULTADOS Y DISCUSION</b> .....	<b>38</b>
3.1 INTEGRACION DEL PROTOTIPO.....	38
3.2 CARACTERISTICAS DEL PROTOTIPO .....	39
3.3 ANALISIS DE COSTO.....	39
3.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO .....	40
3.4.1 PRUEBA DE TEMPERATURA .....	40
3.4.2 PRUEBA DE PRESIÓN .....	42
3.4.3 PRUEBA FUNCIONAL.....	43
<b>4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b> .....	<b>47</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	<b>49</b>

## INDICE DE TABLAS

	PÁGINA
<b>Tabla 1.</b> Tabla de incidencias de 1000 deportistas por deporte .....	3
<b>Tabla 2.</b> Tabla de requerimientos .....	12
<b>Tabla 3.</b> Diámetros de muslo promedios .....	17
<b>Tabla 4.</b> Principales propiedades térmicas del polietileno de alta densidad	18
<b>Tabla 5.</b> Principales propiedades físicas del polietileno de alta densidad ...	18
<b>Tabla 6.</b> Características del acrílico.....	22
<b>Tabla 7.</b> Características manguera.....	24
<b>Tabla 8.</b> Características LM35.....	25
<b>Tabla 9.</b> Sensor de presión MPX10DP .....	26
<b>Tabla 10.</b> Datos electroválvula .....	27
<b>Tabla 11.</b> Pump DC datos .....	30
<b>Tabla 12.</b> Pump SPM2405 .....	31
<b>Tabla 13.</b> Chip L298N.....	31
<b>Tabla 14.</b> Requisitos del sistema.....	32
<b>Tabla 15.</b> Características Arduino .....	33
<b>Tabla 16.</b> Consumo energético.....	33
<b>Tabla 17.</b> Características maquina .....	39
<b>Tabla 18.</b> Costo elementos mecánicos.....	39
<b>Tabla 19.</b> Costos elementos electrónicos .....	40
<b>Tabla 20.</b> Mediciones de temperatura .....	41
<b>Tabla 21.</b> Mediciones de presión.....	42
<b>Tabla 22.</b> Evaluación paciente – especialista.....	43
<b>Tabla 23.</b> Resultados evaluación.....	44

## INDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
<b>Figura 1.</b> Distribución de las lesiones por regiones anatómicas.....	4
<b>Figura 2.</b> Musculo contracturado.....	4
<b>Figura 3.</b> Musculo con desgarre.....	5
<b>Figura 4.</b> Trastorno de la raqueta.....	5
<b>Figura 5.</b> Tiempo vs temperatura.....	6
<b>Figura 6.</b> Ejemplos de Crioterapia práctica.....	7
<b>Figura 7.</b> Crioterapia.....	8
<b>Figura 8.</b> Presoterapia.....	9
<b>Figura 9.</b> Dispositivo Game Ready.....	9
<b>Figura 10.</b> Metodología de modelo en V.....	11
<b>Figura 11.</b> Diagrama de casos de uso.....	14
<b>Figura 12.</b> Diagrama de bloques.....	15
<b>Figura 13.</b> Vista explosionada.....	16
<b>Figura 14.</b> Muslo seccionado.....	16
<b>Figura 15.</b> Bolsa de tela.....	17
<b>Figura 16.</b> Serpentín hidráulico.....	18
<b>Figura 17.</b> Bolsa de aire.....	19
<b>Figura 18.</b> Tanque.....	20
<b>Figura 19.</b> Estructura del sistema.....	20
<b>Figura 20.</b> Cargas del sistema.....	21
<b>Figura 21.</b> Reacciones a fuerza.....	21
<b>Figura 22.</b> Fuerza en soporte.....	22
<b>Figura 23.</b> Cortante y Momento flector.....	22
<b>Figura 24.</b> Análisis mecánico.....	24
<b>Figura 25.</b> Diseño electrónico.....	25
<b>Figura 26.</b> Filtro RC - Temperatura.....	26
<b>Figura 27.</b> Sensor de presión.....	26
<b>Figura 28.</b> Circuito de presión.....	27
<b>Figura 29.</b> Controles y lcd.....	28
<b>Figura 30.</b> Presión tanque.....	28
<b>Figura 31.</b> Bomba de agua.....	30
<b>Figura 32.</b> Driver Motores.....	31
<b>Figura 33.</b> Circuito resistencia niquelina.....	32
<b>Figura 34.</b> Circuito completo.....	35
<b>Figura 35.</b> Diagrama de flujo.....	36
<b>Figura 36.</b> Conjunto terminado.....	38
<b>Figura 37.</b> Grafico temperatura.....	42
<b>Figura 38.</b> Grafica de presión.....	43
<b>Figura 39.</b> Terapia con deportistas.....	44
<b>Figura 40.</b> Prototipo con los fisioterapeutas.....	45

# INDICE DE ANEXOS

	PÁGINA
<b>Anexo 1.</b> Base de datos de mediciones de muslo .....	51
<b>Anexo 2.</b> Planos piezas .....	52
<b>Anexo 3.</b> Datasheet bomba de agua.....	53
<b>Anexo 4.</b> Datasheet LM35.....	54
<b>Anexo 5.</b> Datasheet MPX10DP .....	55

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación se propone el diseño de un dispositivo de crioterapia y presoterapia, y se realiza la construcción del prototipo aplicado a personas con lesiones leves y en deportistas con entrenamiento de alta intensidad constante. Inicialmente se propuso ideas viables que solucionen la funcionalidad del proyecto y se logró definir de mejor manera con la recopilación de información de los requerimientos que debería poseer la máquina. Dentro del diseño mecánico se planteó modelos de la Muslera o vendaje superficial para el miembro inferior, este vendaje fue dimensionado en base al muslo de un grupo de 30 personas, logrando obtener dimensiones de un modelo estándar para el uso de cualquier persona. Se diseñó la estructura externa e interna que entra en contacto con la caja de espuma Flex y el tanque contenedor del líquido con agua - hielo. Parte del diseño mecánico consiste en la selección de motores en base a la potencia requerida para el trabajo pronosticado. De igual manera se selecciona los materiales del prototipo de la estructura y partes de la Muslera en base a las propiedades mecánicas requeridas y cálculos de esfuerzos. Posteriormente en el diseño electrónico y de control se crea un algoritmo de funcionamiento para dotar a los diferentes actuadores propia autonomía en base configuración del operario y datos de los sensores. En esta fase se abordó técnicas del control avanzado como filtros digitales, filtros electrónicos, lazos de control y lógica de programación. Una vez diseñado todo elemento de la máquina se integra en la construcción para evaluar su funcionalidad y diseños. En las pruebas se realiza 10 evaluaciones a pacientes y fisioterapeutas obteniendo un alto grado de aceptación con la expectativa de pulir detalles encontrados e implementar entre sus equipos médicos.

**Palabras clave:** Lesiones leves, Crioterapia, Vendaje, Presoterapia, Autonomía

## ABSTRACT

The present titration work proposes the design of a cryotherapy and pressotherapy device, and the construction of the prototype applied to people with minor injuries and in athlete with constant high intensity training. Initially, viable ideas were proposed to solve the functionality of the project and it was better defined with the collection of information on the requirements that the machine should have. Within the mechanical design, models of the Muslera or superficial bandage for the lower limb were proposed, this bandage was sized based on the thigh of a group of 30 people, achieving dimensions of a standard model for the use of any person. The external and internal structure that comes into contact with the Flex foam box and the container containing the liquid with ice water were designed. Part of the mechanical design consists of the selection of motors based on the power required for the work predicted. In the same way, the materials of the prototype of the structure and parts of the Muslera were selected based on the required mechanical properties and stress calculations. Subsequently, in the electronic and control design, an operating algorithm is created to provide the different actuators with their own autonomy based on the operator's configuration and sensor data. In this phase, advanced control techniques such as digital filters, electronic filters, control loops and programming logic were addressed. Once designed, every element of the machine is integrated into the construction to evaluate its functionality and designs. 10 evaluations were made to patients and physiotherapists obtaining a high degree of acceptance with the expectation of polishing found details and implementing among their medical teams.

**Keywords:** Mild injuries, Cryotherapy, Bandage, Pressotherapy, Autonomy

## **1. INTRODUCCION**

Hoy en día los deportistas se rigen a las exigencias del mercado y del público. Los resultados son: más entrenamiento, más competiciones, más victorias para complacer las expectativas del público, sponsors, familia y entrenadores. Un deportista es una máquina, es una inversión del cual se espera la máxima rentabilidad durante su estancia en el equipo o en la actividad del deporte. Debido a la alta competencia el atleta lleva al límite a su cuerpo y se exige más de normal.

En el deporte profesional, la lesión puede ser considerada como un hecho inherente al mismo, de carácter negativo para el deportista por diferentes motivos, como: disfunción del organismo que produce dolor, interrupción o limitación de la actividad deportiva, cambios en el entorno deportivo del lesionado, posibles pérdidas en cuanto a resultados deportivos colectivos, interrupción o limitación de actividades extradeportivas y cambios de vida personal y familiar.

El ejercicio físico se ha masificado mundialmente sin importar culturas ni estratos sociales y tiene un efecto positivo sobre la salud siempre y cuando se realiza en condiciones adecuadas, ya que por otro lado se aumenta el riesgo de lesión por sí mismo. En la investigación de (Martínez & otros, 2018) muestra en la Tabla 1 la tasa de lesiones por cada 1000 deportistas al año en diversos deportes. Además, registra que el 39% de los españoles practican algún deporte, aunque solo el 6% lo practica diariamente y de ellos la mitad padece algún tipo de lesión a lo largo de su vida.

**Tabla 1.** Tabla de incidencias de 1000 deportistas por deporte

<b>Deporte</b>	<b>Incidencia</b>
<b>Baloncesto</b>	998
<b>Balonmano</b>	814
<b>Voleibol</b>	548
<b>Hockey Hierba</b>	528
<b>Artes marciales</b>	388
<b>Beisbol</b>	387
<b>Atletismo de campo y pista</b>	295
<b>Badminton</b>	204
<b>Tenis</b>	147
<b>Natación</b>	123
<b>Patinaje sobre hielo</b>	79

(Berrengui & Puga, 2015)

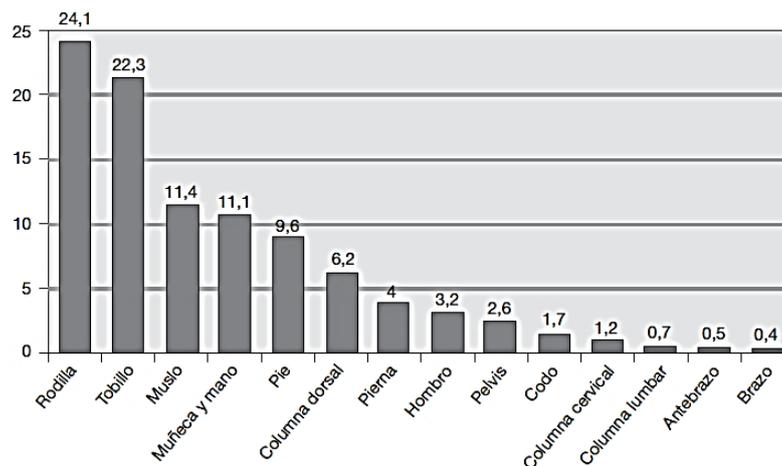
Se postula tres posibles causantes vinculadas al origen de las lesiones; técnicas incorrectas en el entrenamiento, equipos inadecuados o desgastados y anomalías biomecánicas o antropométricas. Una oportuna identificación reducirá la probabilidad de lesionarse evitando pasar a una fase de paralización deportiva temporal o definitiva.

Dentro de la medicina existe un área de estudio denominada fisioterapia, que se centra en el tratamiento de enfermedades y lesiones físicas. La cual busca la recuperación de lesiones en los tejidos, los órganos y el organismo entero

del ser humano. La crioterapia es una técnica de las tantas técnicas que está dentro de la fisioterapia.

## 1.1 TIPOS DE LESIONES MUSCULARES

Las lesiones deportivas tienen más incidencia en las extremidades inferiores entre el 50% y 86%. En la figura 1 muestra que la rodilla, tobillo y muslo parte de los miembros inferiores son los que con frecuencia se lesionan (Salazar, 2018).



**Figura 1.** Distribución de las lesiones por regiones anatómicas (Salazar, 2018)

En el 2013 en Munich se desarrolló un congreso con la participación de médicos especialistas en el deporte, concluyendo una clasificación de las lesiones musculares en función al tiempo de recuperación tal como se detalla (Ochoa, 2016):

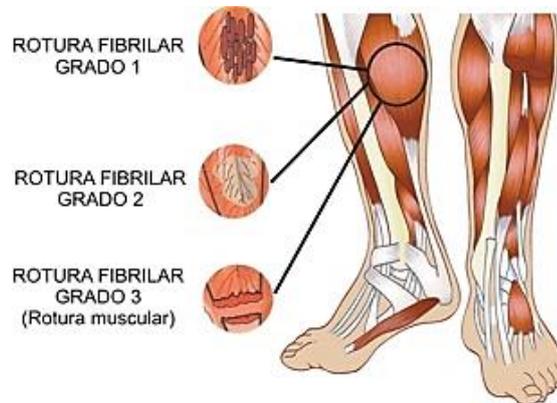
**Leves.** - Trastornos musculares asociados a la fatiga muscular, contracturas hasta grado 2 y al dolor generalizado de aparición retardada, suele ser agudo con sensación inflamatoria y aparecen en reposo o con la musculatura contraída tal como lo muestra la figura 2.



**Figura 2.** Musculo contracturado (Pouramini, 2018)

**Graves.** – Lesiones estructurales que presentan roturas parciales o desgarros como se observa en la figura 3. Son palpables y presenta hematoma, al

momento de estirar el musculo existe dolor y en cierto nivel perdida de la función (Vicky, 2019).



**Figura 3.** Musculo con desgarre  
(Calvo, 2014)

**Crónicas.** - Lesiones originadas en la repetición de gestos deportivos donde afecta una zona que puede abarcar diferentes músculos, tendones u otros tejidos. Estos cuadros determinan bastante reposo y acondicionamiento especial para el miembro afectado. Un ejemplo es trastorno de raqueta presente en los tenistas a lo largo de los años, la figura 4 hace referencia a la lesión. (Tressport, 2018)



**Figura 4.** Trastorno de la raqueta  
(Tressport, 2018)

## 1.2 LA CRIOTERAPIA

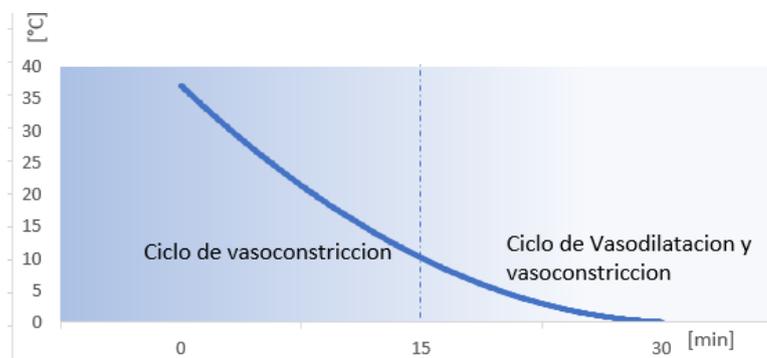
La crioterapia se refiere al conjunto de procedimientos que utilizan el frío en la terapéutica médica. Emplea muy diversos sistemas y tiene como objetivo la reducción de la temperatura del organismo; esta reducción provoca una serie de efectos fisiológicos beneficiosos y de gran interés para diversas enfermedades. (Arteaga, Reyes, & Escalante, 2016)

La crioterapia lleva años y es aún usada por los terapeutas por sus buenos resultados. Los profesionales controlan el tiempo e intensidad, pese a ello se puede aplicar de forma autónoma, no es complicado pero la forma de aplicación y localización influirá en el aprovechamiento de la sanación.

El avance de la ciencia ha desarrollado y perfeccionado la aplicación de crioterapia, entre las formas más destacadas están: los paquetes fríos (cold-packs), bolsas de hielo, bloques o cubos de hielo para la aplicación de masaje, toallas o paños humedecidos e impregnados en hielo triturado, baños fríos, cámaras frías aerosoles refrigerantes por vaporización, etc. La forma de aplicación, tiempo de transferencia de calor y efectividad varía entre cada uno, y de tal manera los efectos esperados de la crioterapia.

Salazar (2018), afirma, “los mejores resultados se obtienen cuando se inicia el tratamiento en los primeros minutos luego de la lesión” y de igual manera cuando empieza el entrenamiento pasivo para los deportistas. En el entrenamiento es frecuente que al finalizar la sesión se evidencie daño hístico, en otros términos, agresiones al tejido muscular.

La reacción fisiológica en el cuerpo se da progresivamente entre el tiempo de aplicación y la temperatura, las cuales son variables dependientes, en la figura 2 se ilustra como la temperatura del cuerpo frío en contacto del cuerpo humano intercambia calor por convección provocando un ciclo de vasoconstricción (Reducción del volumen de los vasos sanguíneos) en una primera fase de 15 minutos para posteriormente alternar con un ciclo de vasodilatación (Incremento del volumen de los vasos sanguíneos).



**Figura 5.** Tiempo vs temperatura  
(Arteaga, Reyes, & Escalante, 2016)

Después de una exigente sesión de ejercicio el cuerpo produce ácido láctico, sustancia que se considera como toxina y es el resultado de la transformación de las fuentes de energía del atleta que utiliza como combustible. Para que el cuerpo renové células se aplica crioterapia, el cuerpo reacciona de la siguiente manera: debido al enfriamiento de la zona y contracción de los vasos, el sistema sanguíneo por reflejo bombea más sangre para dilatar los vasos y así sustancias tóxicas las drena, llenando tejidos con oxígeno.

Deportistas profesionales como Andy Murray (tenis), Cristiano Ronaldo (futbol), Usain Bolt (Oro olímpico en velocidad), Jessica Ennis-Hill (Oro olímpico en 100 m.), entre muchos más exponen al cuerpo a temperaturas bajas para mejorar la recuperación tal como se muestra en la figura 1.



**Figura 6.** Ejemplos de Crioterapia práctica.  
(Paolo, 2017)

### 1.3 LA PRESOTERAPIA

El otro método involucrado en el proyecto es la presoterapia, (Naranjo, Antonela, & Simbaña Arias, 2018) definen como “una técnica de tratamiento por compresión externa, habitualmente neumática, producida por un sistema de bombeo a través de una cámara de aire, produciendo así una presión intermitente en la extremidad afecta.”

La presoterapia se basa en el drenaje linfático manual que mejora la circulación por sus vías naturales movilizand o el edema, que es más que el exceso de líquidos en la zona hacia los ganglios linfáticos. Al final regenera más rápido las partes sometidas con estimulación bombeo continuo de aire creando concentración de sangre en la zona (Peralta, 2014).

Los resultados de la presoterapia han sido discutidos por los expertos y varios autores no concuerdan en la utilización de la presoterapia por la falta de estándares en cuanto a que valores de presión, duración o el número de sesiones. Aun así, es utilizada en el tratamiento de linfedemas.

Estudios publicados en artículos recomiendan utilizar en el rango de presión de forma lineal entre 30 – 50 mmHg. Ya que superar los 75 mmHg podrá lesionar los vasos linfáticos superficiales. Respecto a la duración del tratamiento sería de manera óptima usar no más de tres semanas o máximo 5 días a la semana en un tiempo de terapia de 20 minutos (Naranjo, Antonela, & Simbaña Arias, 2018).

### 1.4 ESTADO DE ARTE

En el Ecuador no hay prototipos ni investigaciones acerca de la crioterapia y presoterapia incorporadas en un solo dispositivo, a nivel internacional existe tres empresas que tienen equipos ya patentados y los comercializan a precios considerables. Lo que se encuentra actualmente con gran variedad son máquinas con solo un tratamiento.

Las máquinas de crioterapia en el mercado con tecnología más actual son:

### ✓ Crio sauna

Máquina de aplicación de aire frío seco en cabinas heladas en las que el organismo está sometido a exposiciones a temperaturas extremadamente frías que vienen a oscilar entre los 100° negativos y llegando hasta los – 200° con tiempo de exposición en torno a los 2-3 minutos. En esta terapia, es el Nitrógeno Helado el encargado de situar al organismo a temperaturas de exposición tan extremas. (Movellán, 2014)

Marcas que tienen estos sistemas son:

- Physiorecup
- Cryoness
- Cryosense
- Criosaua Criotech, entre otras.

### ✓ Unidades de enfriamiento

Estos dispositivos poseen un recipiente para guardar agua fría o con hielos más un sistema circulatorio del líquido con mangueras y envoltura que transfiere temperatura fría por contacto con la piel. Para producir el flujo usan motores o bombas de agua. (CryoCuff, 2017) Entre las marcas que tienen este sistema se detalla a continuación y se visualiza en la figura 3.

- CCM Solutions
- Ossur Cold Rush
- CryoCuff
- Ice Machine



**Figura 7. Crioterapia**  
(CryoCuff, 2017)

La industria de la presoterapia se ha desarrollado en esta década por la demanda de esta terapia en vista de los resultados obtenidos en la liberación de sustancias residuales del cuerpo y diversos usos que tiene. Empresas internacionales y máquinas de presoterapia se detalla a continuación y sus productos son visualizados en la figura 4:

- Beurer FM-150
- Salon – ART - Presoterapia Equipment SA-Q01
- Prorelax 86139 - Air massager



**Figura 8.** Presoterapia  
(Preslife, 2017)

Los dispositivos que tiene la misma funcionalidad con el proyecto planteado, es decir un sistema que proporcione las dos terapias a la vez. Se encontró tres empresas que tienen en un solo dispositivo la crioterapia y presoterapia. Game Ready es la marca que lidera este mercado por su buena efectividad en comparación con las dos restantes que a continuación se detalla:

- Game Ready
- ByoCrio
- Unidad de terapia de compresión en frío - DeRoyal - T505

## 1.5 GAME READY

Establece un nuevo estándar asistencial en la recuperación de lesiones y posoperatorios. Un sistema como se ilustra en la figura 5 es controlado por un microprocesador hace circular agua y aire helados por vendajes circunferenciales, lo que permite integrar la compresión y la crioterapia (Gameready, 2017).



**Figura 9.** Dispositivo Game Ready  
(Gameready, 2017)

La unidad de control incluye la tecnología ACCEL, reduce el dolor, la hinchazón y los espasmos musculares, mejora la función linfática y facilita el flujo de sangre oxigenada. En consecuencia, se acelera el proceso de curación natural del cuerpo. Además de contar con diversidad de accesorios diseñados para las distintas partes del cuerpo como hombro, abdomen, pie, cuello y cabeza (Gameready, 2017).

## **1.6 PROCESO DE RECUPERACIÓN**

La rehabilitación de una lesión requiere mínimo de un método de tratamiento para sanar. De tal manera, el proyecto fusiona dos técnicas para acelerar la recuperación del paciente, y dar una ventaja en comparación con métodos tradicionales.

Jarvinen (2017), afirma que se encontraron resultados positivos con el método RICE, es eficaz para lesiones leves y como tratamiento de primeros auxilios. Se denomina RICE por sus siglas en inglés: Rest (Reposo) Ice (Hielo) Compression (Compresión) y Elevation (Elevación), todas estas se realizan independiente una de la otra.

El proyecto está basado método ACCEL (Active Compression y Cold Exchange Loop) en cual actúa con compresión activa e intercambio de frío cíclico. Los resultados de integrar la compresión neumática activan y las terapias en frío se pueden describir con un sistema revolucionario para tratar lesiones y a músculos fatigados.

El objetivo principal del proyecto es diseñar y construir un dispositivo de crioterapia y presoterapia para las extremidades inferiores, logrando acelerar el proceso de recuperación orientado para deportistas y personas con lesiones musculares leves. Mientras que los objetivos específicos son:

- Determinar los materiales y dimensiones del prototipo para un usuario estándar.
- Diseñar el intercambiador de calor y control de temperatura para el sistema integrado.
- Diseñar el subsistema electrónico y de control de temperatura y presión.
- Diseño de estructura para el soporte del dispositivo.

El prototipo construido lleva a otro nivel de recuperación muscular, la sinergia de las dos terapias en forma automática pero controlada por el especialista. Y de hecho los fisioterapeutas ya mezclan 2 o más terapia en una sesión de tratamiento. La necesidad está presente o fue identificada en los procedimientos de como hoy en la actualidad realizan sus prácticas.

## **2. METODOLOGIA**

## MODELO EN V

El presente trabajo se basa en la metodología en V, la cual es usada en investigaciones y trabajos de Ingeniería. De modo más ilustrativo se muestra en la figura 10 el proceso que conlleva desde su concepción hasta su finalización. Inicialmente se aborda claramente el tema de investigación o proyecto, luego se identifica los requerimientos de los interesados, como el diseñador, stakeholder, gobierno, entre otros.

Con los requerimientos se plantea soluciones que conceptualicen de forma general del cómo realizar en cada rama de las diferentes ingenierías (electrónica, mecánica y control) darán soporte en el proceso. Posteriormente se profundiza los diseños específicos en las ingenierías mencionadas donde se realiza cálculos, análisis, dimensionamiento, en otras actividades varias que darán lugar a sub-partes del conjunto total.

Es importante aclarar que el modelo en V funciona en interacción continua de las tres ingenierías, existe la realimentación y sinergia para al final concebir la integración de sistema, uniendo todos los elementos. El resultado final estará terminado, pero debe ser validado por los requerimientos planteados al inicio a fin obtener el 100% de aceptación.

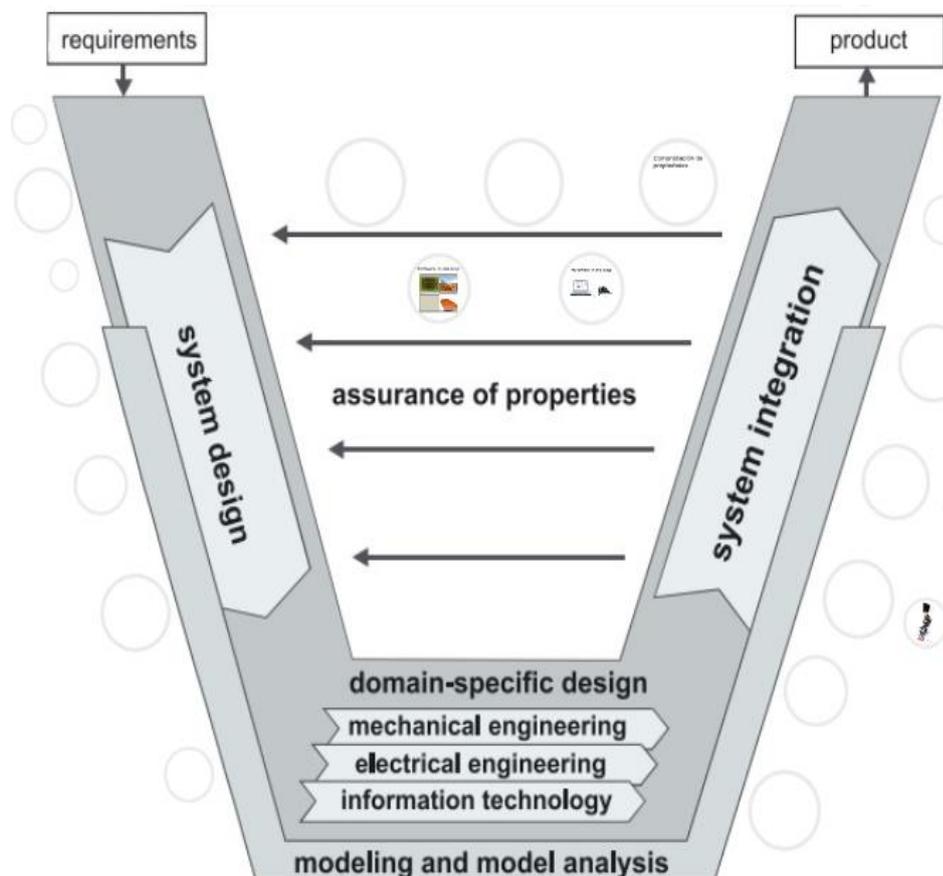


Figura 10. Metodología de modelo en V  
(Deutscher, 2004)

## 2.1 REQUERIMIENTOS

Dentro de los interesados del proyecto se identifica; el diseñador del prototipo, los especialistas del área médica que incluye médicos, licenciados de fisioterapia y deportistas. Sus requerimientos están resumidos en la tabla 2.

**Tabla 2.** Tabla de requerimientos

Interesado	Parámetro	Descripción
<b>Fisioterapeuta</b>	Peso	No sobrepase los 5 kg.
<b>Fisioterapeuta</b>	Dimensiones	No sobrepase los 50 centímetros o hasta los 75 centímetros en uno o todos sus lados.
<b>Fisioterapeuta</b>	Forma	De preferencia alargada horizontalmente, que vertical
<b>Fisioterapeuta</b>	Suministro de funcionamiento	De preferencia los suministros menos posibles, como alternativas agua, hielo o gel pack congelados.
<b>Fisioterapeuta</b>	Limpieza	Facilidad de realizar la limpieza después de uso del tratamiento
<b>Fisioterapeuta</b>	Versatilidad de funcionamiento	Capacidad de seleccionar en un rango amplio las variables a controlar dentro del tratamiento.
<b>Deportista - Diseñador</b>	Cobertura	La cobertura del sistema de enfriamiento debería ser general, todo el miembro inferior afectado.
<b>Deportista</b>	Materiales	Uso de materiales adecuados para transmitir calor frío del vendaje hacia la pierna, con la menor pérdidas de calor.
<b>Diseñador</b>	Alimentación eléctrica	La máquina diseñada funcionara con 110 voltios continuos a 60 Hz. Debido a que en Ecuador se tiene esas características.
<b>Diseñador</b>	Distribución de elementos	El sistema contara con una estructura que pueda dividir el sistema hidráulico con las partes electrónicas, empleo de elementos que contrarresten fugas de todo tipo.
<b>Diseñador</b>	Costos	El prototipo debe ser eficiente, empleando componentes que permitan cumplir la funcionalidad, optando por elementos simples.
<b>Deportista - Diseñador</b>	Autonomía de terapia	La terapia debe conservar sus parámetros iniciales de configuración hasta el final de la terapia al menos 30 minutos.

## 2.2 CARACTERISTICAS DEL SISTEMA

El diseñador propone un prototipo de fácil uso y mantenimiento, con una interfaz hacia el operario intuitiva, detallada de los parámetros y sobre todo flexible de variar los parámetros para el especialista. Hacia el usuario se planifica el contacto con la máquina de forma cómoda y sobre todo lo más eficiente en la terapia para la pronta recuperación de la parte afectada. De tal manera se establece las características:

- **Temperatura.** - El control de temperatura debe variar desde la temperatura mínima hasta los 15° grados. Temperatura limite que se considera efectos óptimos de crioterapia.
- **Presión.** - El rango de presión oscila desde los 30 hasta 80 mmHg. Una selección de un amplio rango permite adaptar a la necesidad de la sensibilidad del paciente.
- **Tiempo.** - Para el tratamiento se establece rangos comunes entre la presoterapia y crioterapia, para la selección del especialista según el tratamiento del atendido.
- **Visualización de datos.** - Es indispensable la visualización de las variables de funcionamiento y control para el monitoreo en tiempo real.
- **Materiales.** - El uso de materiales del equipo deben ser los apropiados dentro del campo de máquinas orientadas a la medicina. Tanto como los elementos en contacto del usuario como los que componen la máquina.
- **Limpieza.** – El sistema estará en contacto con agua a baja temperatura, por tanto, debe tener la capacidad de añadir y evacuar el líquido de forma fácil y segura.

## 2.3 FUNCIONES DEL SISTEMA

En el ambiente de trabajo habrá dos individuos, el operario de la maquina conocido como el especialista, normalmente el fisioterapeuta y el paciente que recibirá la terapia. Para cada uno de ellos tienen funciones diferentes en la interacción. Pero de igual manera la persona con conocimiento de uso de los agentes físicos usados puede configurar para su tratamiento. Bajo ningún caso se recomienda el uso de la maquina sin supervisión o asesoramiento de un profesional de rehabilitación física. En la figura 11 se muestra en un diagrama de casos de uso las funciones que serán provistas para el especialista y para el paciente.

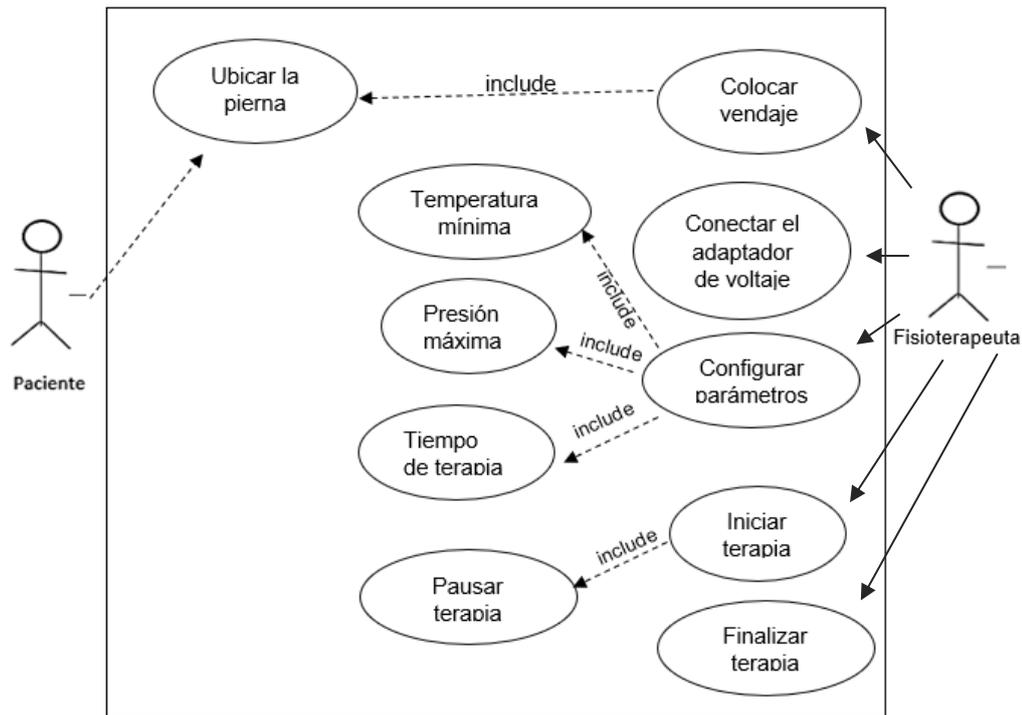


Figura 11. Diagrama de casos de uso

## 2.4 DISEÑO CONCEPTUAL

Para lograr el funcionamiento planeado, el sistema contara con los siguientes elementos electrónicos y piezas mecánicas:

- **Microcontrolador.** - Circuito con la capacidad de controlar los actuadores en función de los sensores y parámetros configurados.
- **Sensores.** - Sensor de temperatura y sensor de presión.
- **Motores.** – Bomba de agua para bombear el líquido y bomba de aire para inflar el sistema neumático y generar presión.
- **Controlador de motores.** - Circuito diseñado para controlar la potencia y sentido suministrada a cada motor independientemente.
- **Display.** – Circuito empleado para la interacción con el usuario de la manipulación de la máquina.
- **Estructura.** - Estructura que soportara al circuito electrónica y al tanque.
- **Tanque.** - Estructura de acumulación e intercambio del líquido hacia el vendaje
- **Tubería.** - Elemento encargado de transportar desde los actuadores hacia el vendaje aire y agua
- **Muslera - Vendaje.** – Este elemento es encargado del intercambio de calor entre la pierna y el líquido a bajas temperaturas fluyendo.

El sistema en conjunto debe ser capaz de medir la temperatura del líquido usado para la terapia, para elevar la temperatura si el usuario lo deseara. Con la temperatura configurada, se suministrará de forma general al miembro inferior de la persona transfiriendo el frío de manera constante. En el caso del suministro de presión estará sujeto de igual manera por la potencia variable de un actuador hacia la pierna focalizada, la cual estará en función de un sensor de presión que limitará el paso de aire configurada por el especialista. Los actuadores y sensores serán gobernados por un microcontrolador en dependencia de energía DC. En la figura 12 se muestra el diagrama de bloques con las relaciones de los elementos.

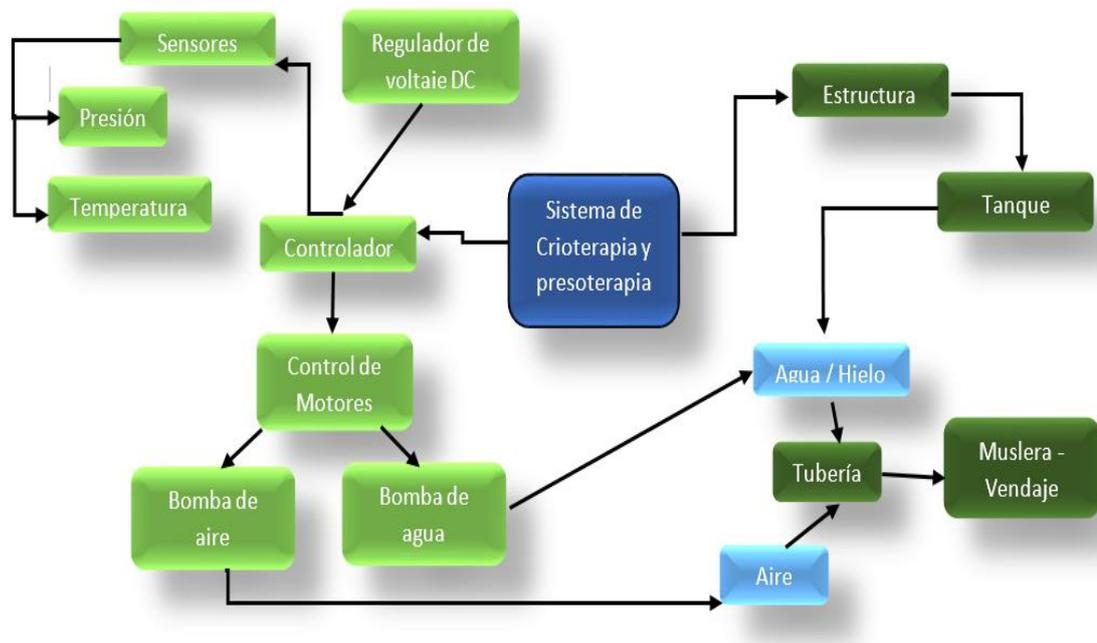
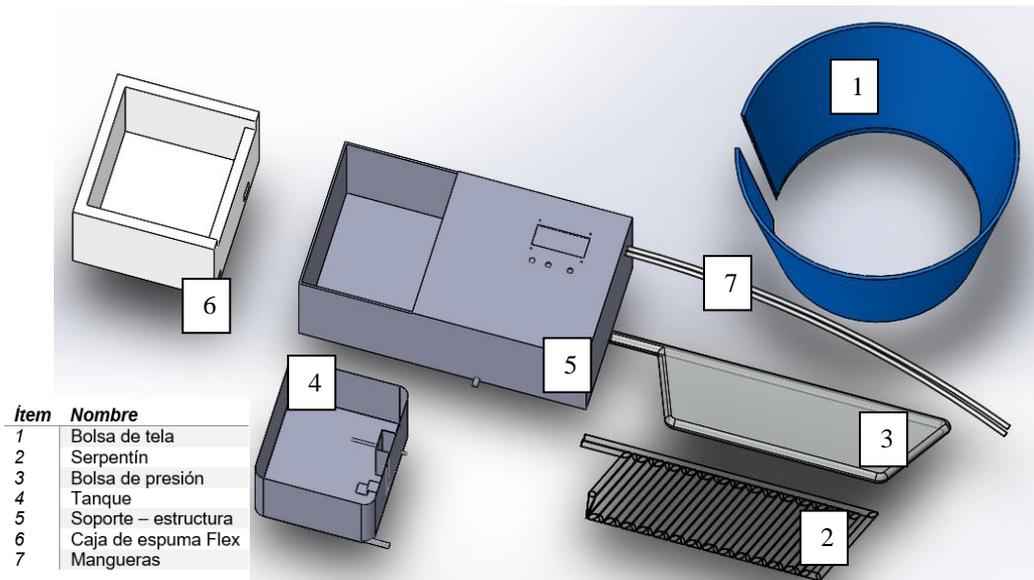


Figura 12. Diagrama de bloques

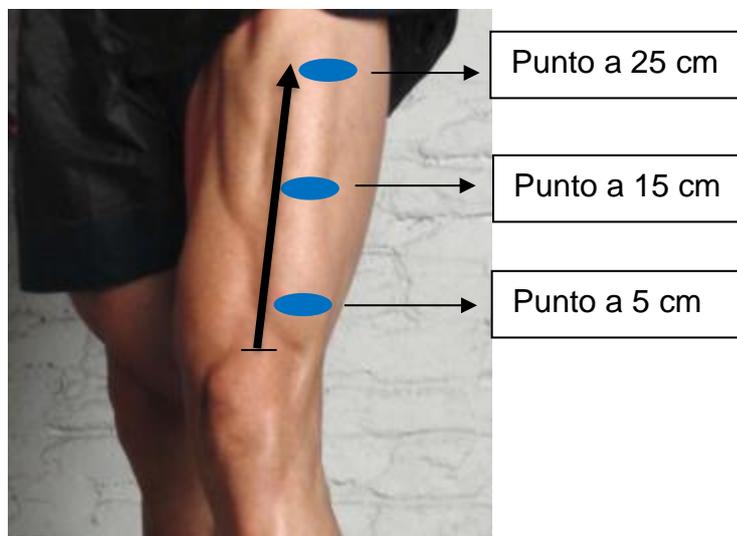
## 2.5 DISEÑO MECANICO

Comprende el diseño de los elementos tanto como su dimensionamiento, selección de material, forma y ensamblaje a fin que cumplan su función en la maquina bajo diversas condiciones sin perder sus propiedades mecánicas. En la figura 13 se aprecia la vista explosionada del sistema.



**Figura 13.** Vista explosionada

El primer paso de la investigación durante la fase de construcción es determinar las dimensiones de la bolsa de presión, el serpentín y su recubrimiento, una bolsa de tela, en base de las medidas antropométricas del muslo. Las distancias para medir el diámetro de la pierna fueron sugeridas por 3 fisioterapeutas. Para ello se midió de un grupo de deportistas y personas que no realizan actividad física en tres partes del muslo, a 5 cm, 15 cm y a 25 cm, como se muestra en la figura 14.



**Figura 14.** Muslo seccionado

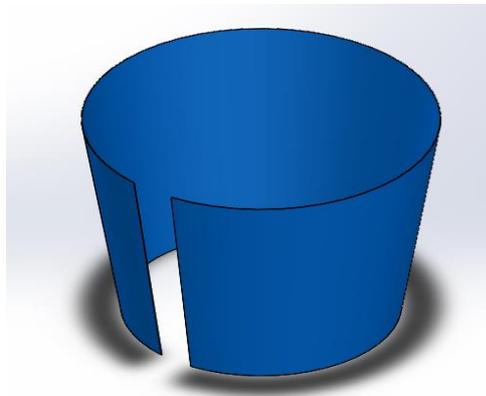
En el anexo 1 se encuentran la base de datos de la cual se extrae los tres diámetros promedios de cada sexo y se diseña a partir del máximo valor de los dos promedios, los datos están reflejados en la tabla 3.

**Tabla 3.** Diámetros de muslo promedios

	<b>Diámetro 1 (cm)</b>	<b>Diámetro 2 (cm)</b>	<b>Diámetro 3 (cm)</b>
<i>Hombres</i>	40	48	54
<i>Mujeres</i>	39	47	55
<i>Max.</i>	40	48	55

### 2.5.1 DIMENSIONAMIENTO DE LA BOLSA DE TELA

La muslera consta de una bolsa de tela que encapsula la bolsa de presión y un serpentín que conduce agua. En la figura 15 se divisa modelada y los planos se encuentran en el anexo 2. El material seleccionado para la manufactura es polyester, el cual provee un intercambio de calor sin tantas perdidas.



**Figura 15** Bolsa de tela

### 2.5.2 DISEÑO DE SERPENTÍN

La Muslera es uno de los elementos más importantes del sistema estará en contacto a través de una capa protectora de tela con el paciente intercambiando el frío del agua con calor corporal de la extremidad inferior. Para el diseño se propone un serpentín que guíara en flujo, está planificado que con la distribución interna lograr enfriar la zona de manera general sin dejar partes sin cubrir.

Respecto al material del prototipo se tiene varias consideraciones para la selección como:

- Resistencia a la elongación. - Necesaria para soportar la presión del líquido.
- Termo sellado. – Característica determinante para el proceso de manufactura donde se forma los ductos con láminas de niquelina caliente.
- Alto rango de temperatura. – El rango de trabajo del plástico debe soportar la temperatura que oscilara el líquido entre 1°C y 37°C.

El polietileno de alta densidad cumple las limitaciones planteada y en la tabla 4 y tabla 5 validan sus características térmicas y mecánicas.

**Tabla 4.** Principales propiedades térmicas del polietileno de alta densidad

Propiedades	Unidades	Valor
Calor específico	(kJ.kg.K <sup>-1</sup> )	1.9
Conductividad térmica	a 23°C (W m <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	0.45 – 0.52
Dilatación térmica	(x 10 <sup>-5</sup> K <sup>-1</sup> )	100 – 200
Temperatura máxima de utilización	(°C)	55 – 120
Temperatura en deflexión en caliente	(°C)	75

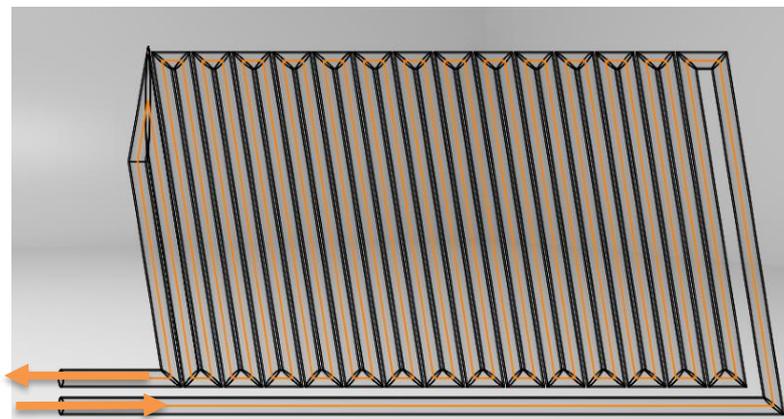
(Ararat & Murillo, 2015)

**Tabla 5.** Principales propiedades físicas del polietileno de alta densidad

Propiedades	Unidades	Valor
Densidad	g/cm <sup>3</sup>	0.941 – 0.965
Absorción de agua	mg a 96h	< 0.5
Contracción	%	15 – 3
Resistencia a la tensión al cede	N/mm <sup>2</sup>	18 – 35
Elongación punto de ruptura	%	1000
Resistencia al impacto de ranurado		
a 20 C	kJ/m	No rompe -6
a -20 C	kJ/m	
Temperatura de deflexión		
a 1.86 N/mm <sup>2</sup>	°C	50
a 0.46 N/mm <sup>2</sup>	°C	70
Resistencia dieléctrica	kV/cm	>600

(Ararat & Murillo, 2015)

Cada ducto interno está diseñado de un diámetro de 1 cm, con separación de 2 mm entre cada columna, tal como se aprecia en la figura 16. Los planos se encuentran en el anexo 2.



**Figura 16.** Serpentín hidráulico

### 2.5.3 DISEÑO DE BOLSA DE PRESION

La bolsa cumple la función de contener el aire expulsado de la bomba de aire y debe soportar presión desde 0 mmHg hasta los 80 mmHg en ciclos continuos. Para ello dependerá del material seleccionado. Se eligió PEHD (Polietileno de alta densidad) por sus características físicas, la tabla 5 respalda su resistencia a la tensión (GIRÓN, 2015).

- Datos de funcionamiento de la planta

$$1 \text{ mmHg} = 133,322 \text{ Pa}$$

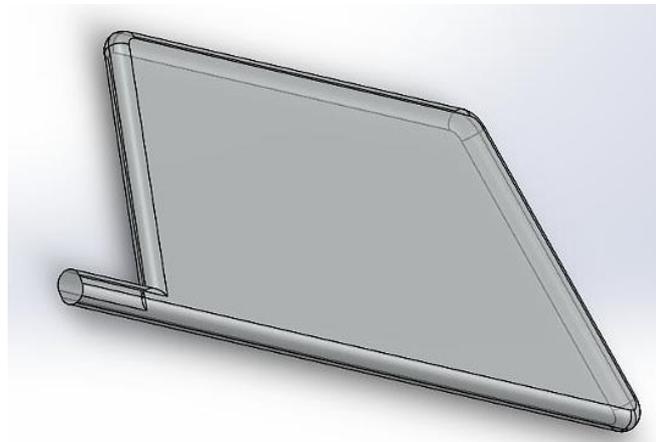
$$80 \text{ mmHg} = 10665,76 \text{ Pa}$$

- Datos del PEHD

$$1 \text{ N/mm} = 1000000 \text{ Pa}$$

$$1000000 \text{ Pa} > 10665,76 \text{ Pa}$$

El PEHD cumple con los requerimientos de la bolsa de presión, la figura 17 muestra el prototipo en el software CAD.

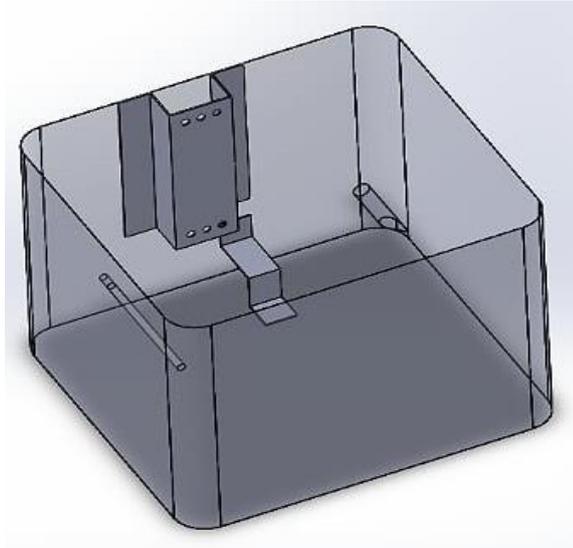


**Figura 17.** Bolsa de aire

#### **2.5.4 DISEÑO DEL TANQUE**

El tanque contiene el agua y hielo usado para la terapia de igual manera tiene la función de drenar el agua al final del uso. Para la selección del material se toma en consideración las normas ISO 13485, la cual norma al sistema de gestión de la calidad aplicable para dispositivos médicos considerando que es un prototipo (ISO 13485, 2016).

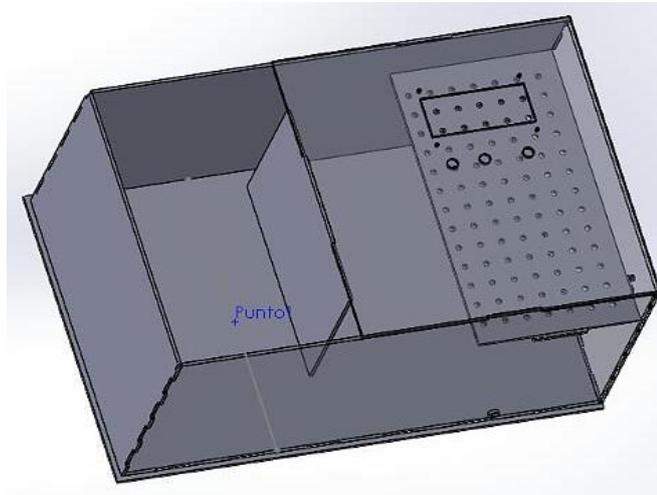
La norma hace hincapié al respecto de la limpieza y uso de materiales del maquina no atenten hacia la salud de las personas. El tanque como se muestra en la figura 18 se construyó en acero inoxidable, material considerado en el proceso de la manufactura, además de que por sus características se considera entre los materiales requeridos para el desarrollo de equipos médico en la norma ISO 13485 (Lorenzo, 2016).



**Figura 18.** Tanque

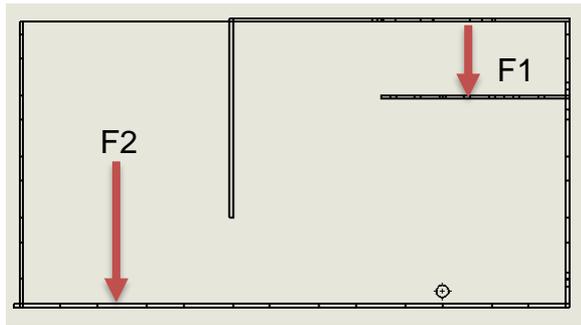
### **2.5.5 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA PARA EL SOPORTE DEL PROTOTIPO**

Se plantea la estructura del sistema que permita el soportar el peso de los circuitos en la repisa y asentar el tanque recubierto con una caja de espuma flex con líquido y hielo. La figura 19 muestra la propuesta.



**Figura 19.** Estructura del sistema

El libro de “Diseño de elementos de máquinas” (Correa & Mendoza, 2016) tiene procedimiento para el diseño de estos elementos. Las reacciones y fuerzas se representan en la figura 20.



**Figura 20.** Cargas del sistema

Donde:

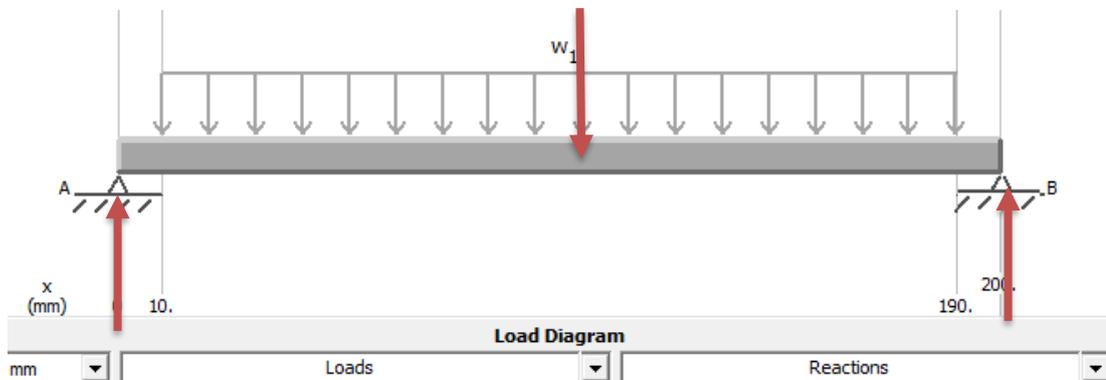
F1 = Fuerza ejercida por el peso de los circuitos

F2 = Fuerza ejercida por el peso del tanque de acero, agua – hielo a máxima capacidad y caja de espuma flex

$$F2 = (\text{Peso total} * \text{gravedad}) = (0,45 + 7,4 + 0,10)kg * \frac{(9,81)m}{s^2}$$

$$F2 = 78,4 N$$

La figura 21 es el soporte del circuito, el elemento a estudio, el cual está sometido a una carga distribuida por los elementos electrónicos que ejercen un peso de 100 gramos.



**Figura 21.** Reacciones a fuerza

Dado:

Peso = 100 g.

$$\text{Fuerza} = 0,1 Kg * 9,81 \frac{m}{s^2} = 0,98 N$$

$$\sum M_A = 0$$

$$-(1) (9,1) + RB(0,2) = 0$$

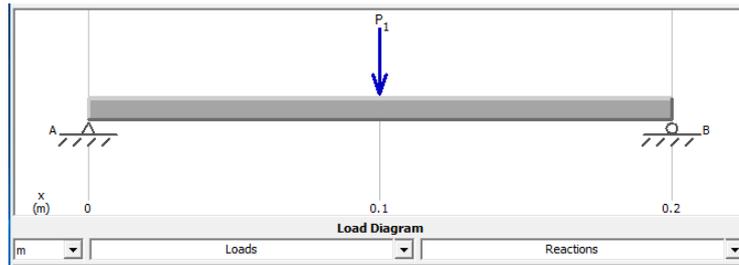
$$RB = 0,5 N$$

$$\sum Fy = 0$$

$$RA + RB - 1 (N) = 0$$

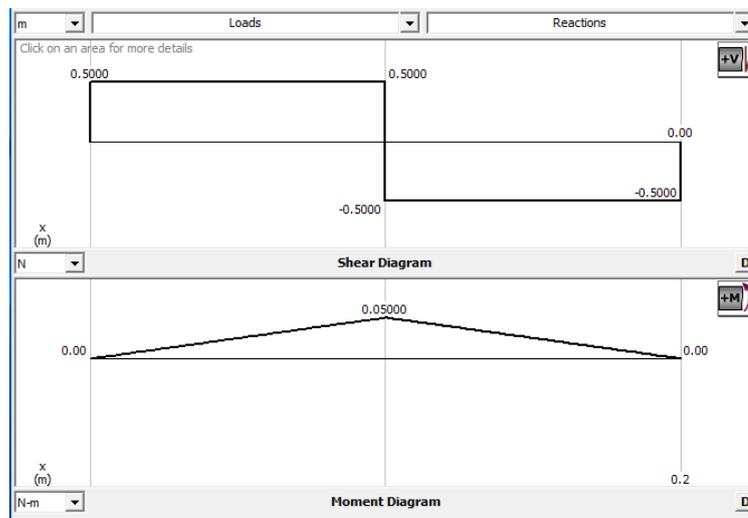
$$RA = 0.5 N$$

Las reacciones debido a la carga distribuida simplificada en una fuerza puntual se aprecian en la figura 22, los puntos de contacto respecto al centro están en igualdad.



**Figura 22.** Fuerza en soporte

Con las reacciones determinadas por la carga, se obtiene el momento flector de mayor esfuerzo localizado en la mitad del elemento de análisis como se observa en la figura 23.



**Figura 23.** Cortante y Momento flector

Se verifica si el plástico metacrilato de metilo conocido como acrílico tiene la capacidad de soportar la carga y puede ser seleccionado para la construcción.

Para los cálculos se utilizarán las siguientes constantes propias del material obtenidas en la tabla 6.

**Tabla 6.** Características del acrílico

Características Polimetil-metacrilato (PMMA)	
Modulo de elasticidad	6 GPa
Resistencia a la tensión	72 MPa

(Correa & Mendoza, 2016)

Donde:

$\sigma_{adm}$  = esfuerzo admisible del material

$\sigma_{max}$  = esfuerzo maximo del material

$Sy$  = Resistencia a la fluencia

$Sy'$  = Resistencia a la tencion = 72 Mpa

$N$  = Factor de seguridad = 2

$M_{max}$  = Momento flector maximo = 0,05 Nm

$S$  = Modulo de la seccion

$$\sigma_{adm} = \frac{Sy'}{N} = \frac{72}{2} Mpa = 36 Mpa$$

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{adm}$$

$$\frac{M_{max}}{s} \leq 36 Mpa$$

$$\frac{0,05}{s} Nm \leq 36 Mpa$$

$$s \geq 1.38 \times 10^{-3} mm^3$$

La sección transversal depende de (s), el valor encontrado. Se diseña una estructura con 3 mm se espesor, donde satisface los cálculos para la pieza

En base a los cálculos del soporte o repisa de la estructura se generaliza la selección de material para las demás piezas debido es el elemento con la carga más significativa.

## 2.5.6 ANALISIS ESTRUCTURAL

Se recurre a las herramientas de ingeniería CAE para analizar el comportamiento de la estructura a la carga aplicada de 0.1 Kg del circuito electrónico y 8 Kg gramos de presión por parte contenedor del líquido.

En la figura 26 se observa la elongación máxima simulada se encuentra en la zona central lateral de la placa con un valor máximo de 0.047 mm. Es así como responde el modelo antes las cargas, que claramente son cargas muy pequeñas o despreciables y que no afectaran el funcionamiento estructural en su operación. Las mayores deformaciones y elongaciones se presentan en el soporte empotrado a la estructura.

Otro análisis estructural se visualiza en la figura 24 donde el factor de seguridad más bajo esta por  $N = 607$ , se aprecia notablemente

sobredimensionado, pero es debido a las propiedades mecánicas del material seleccionado para el diseño.

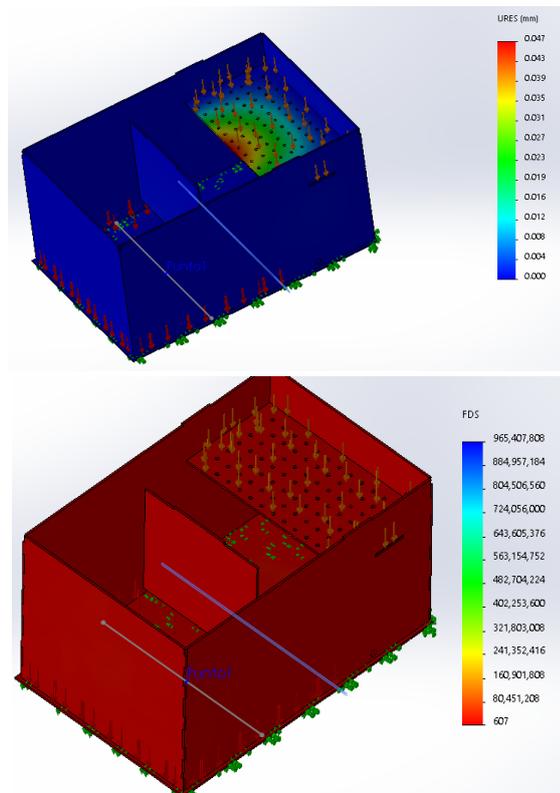


Figura 24. Análisis mecánico

## 2.5.7 SELECCIÓN DE MANGUERAS

El criterio de selección del tipo de mangueras a emplearse en el proyecto va en función del medio que va circular. Agua a temperaturas en un rango de 24°C y 1°C, por tanto, no exige características especiales. Para la presión se usa aire comprimido hasta 80 mmHg, por tanto, lo único que requiere es que esté completamente sellada. La tabla 7 muestra características de la selección de una manguera comercial.

Tabla 7. Características manguera

Parámetro	Valor
Diámetro interno	0.60 cm
Diámetro externo	0.90 cm
Espesor	0.15 cm
Material	Caucho de PVC
Longitud	150 cm

(Diplex, 2019)

## 2.6 DISEÑO ELECTRONICO

En esta parte del diseño en base a los requerimientos del sistema de adquisición de datos, actuadores y fuentes de energía se selecciona del mercado actual los elementos que cumplan con las funciones predestinadas.

En la figura 25 se observa de manera general la propuesta del diseño electrónico.

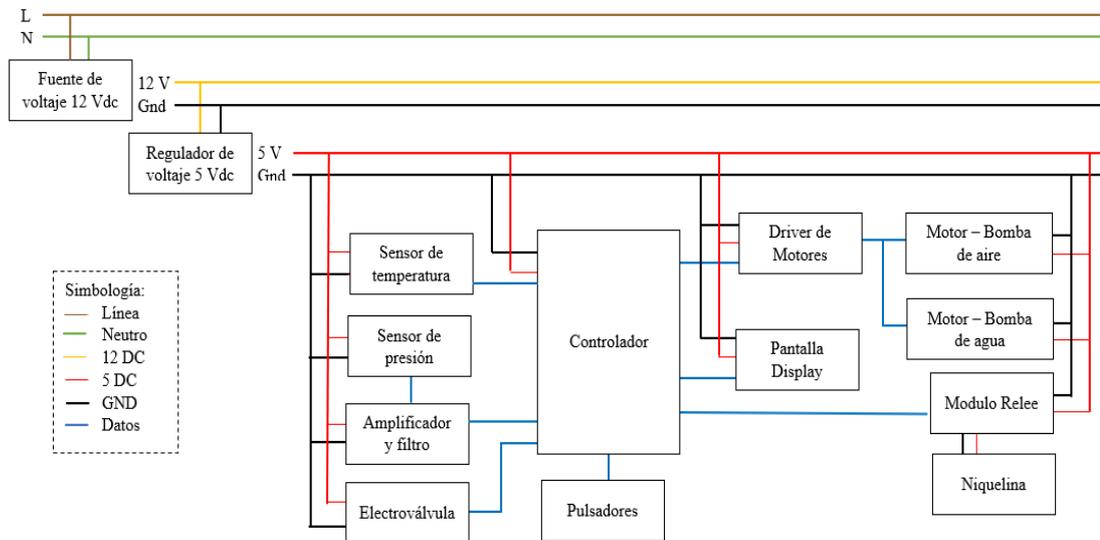


Figura 25. Diseño electrónico

### 2.6.1 SENSORES Y ACTUADORES

Un control óptimo depende de los sensores, de los valores que arrojen de sus mediciones para tomar la decisión el controlador. El sistema cuenta con un sensor de presión y un sensor de temperatura.

#### Sensor de temperatura

El sensor de temperatura debe contar con la característica de tener protección a prueba de agua, debido que entrara en contacto con el líquido para tener la temperatura más exacta. La sonda para agua compuesto con sensor LM35 tiene la capacidad de censar líquidos, en la tabla 8 se resume sus características más importantes.

Tabla 8. Características LM35

LM35 (Sonda)	
<b>Tipo de Vout</b>	Voltaje DC análogo
<b>Resolución</b>	Lineal +10-mV/°C
<b>Rango temperatura</b>	-55°C hasta 150°C
<b>Costo</b>	Bajo costo
<b>Voltaje de suministro</b>	4 V hasta 30 V
<b>Corriente de suministro</b>	Menos de 60 mA

(Texas, 2017)

El fabricante sugiere que para reducir el ruido en la señal y mejorar la señal usar un filtro RC como se muestra la figura 26 y el datasheet en el anexo 4.



ruido. En la figura 28 se muestra el circuito de amplificación y filtrado. Esta señal está amplificada 150 veces en el orden de los voltios, señal adecuada para que cualquier controlador.

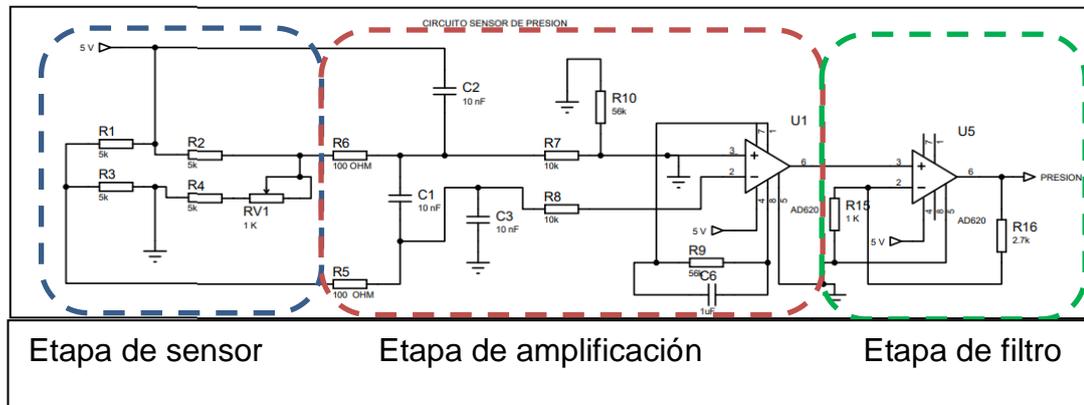


Figura 28. Circuito de presión

## Electroválvula

Para el paso y apertura de aire hacia el circuito neumático se usa un rele para activar o desactivar una electroválvula modelo SM002 la cual muestra sus características en la tabla 10.

Tabla 10. Datos electroválvula

Electroválvula SM002	
<b>Presión máxima</b>	350 mmHg
<b>Medios de comunicación</b>	Aire
<b>Voltaje de trabajo</b>	6 Vdc
<b>Consumo de corriente</b>	60 mA

(szstd, 2019)

## Interfaz LCD - Pulsadores

La comunicación entre el operario y el sistema está comandada por tres botones y un display LCD 2004 de 20 caracteres por 4 líneas, la cual estará desplegando los parámetros de funcionamiento de forma continua. En la figura 29 muestra el circuito de interfaz con el usuario.

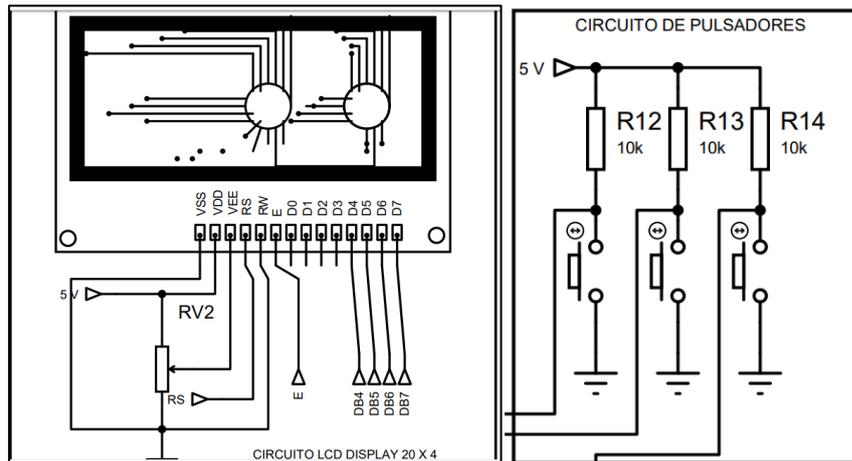


Figura 29. Controles y lcd

### Selección de motores

El sistema cuenta con dos motores para el prototipo:

- **Bomba de agua**

Para seleccionar el motor se determina la potencia necesaria. Para calcular la potencia, se encuentra la fuerza, presión, área y velocidad a partir de los datos del sistema.

La presión se compone de la suma de la presión atmosférica y la presión ejercida por el líquido del contenedor que debe vencer para transportar el agua por la tubería hasta el vendaje.

Para los cálculos se asume que el tanque estará lleno de agua, el cual sería las condiciones más extremas. En volumen se mide 8 litros y en altura, 10 centímetros desde el nivel inferior (Figura 30).

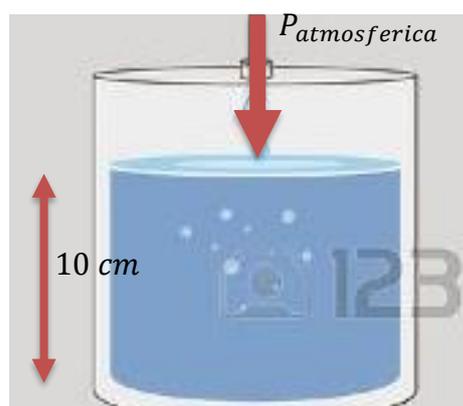


Figura 30. Presión tanque

Dado que el sistema estará en contacto con el aire, se determina la presión total con la siguiente ecuación empleada dentro de la hidrostática (Jardon & Marini, 2015).

$$\rho = \rho_{atmosferica} + \rho_{Liquido} \quad [1]$$

$$\rho = \rho_{atmosferica} + (\delta gh)$$

Donde:

$$\rho = \text{Presion}$$

$$\rho_{atmosferica} = \text{Presion atmosferica Quito} = 71770 \text{ Pa (EXA, 2019)}$$

$$\delta = \text{densidad del agua} = 1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \text{ (Fluidos, 2017)}$$

$$g = \text{gravedad} = 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$P = 71770 + (1000 * 9,81 * 0,10) = 72751 \text{ Pa}$$

Se determina la fuerza necesaria para vender la presión en el área de menor de la tubería (Jardon & Marini, 2015).

$$\rho = \frac{F}{A} \quad [2]$$

Donde:

$$\rho = \text{Presión} = 72751 \text{ Pa}$$

$$F = \text{Fuerza (Newtons)}$$

$$r = 3 \text{ mm} = 3 \times 10^{-3} \text{ m}$$

$$A = \text{Área (Sección transversal de la tubería circular)}$$

$$A = \pi r^2 = \pi (3 \times 10^{-3})^2 = 2,8274 \times 10^{-5} \text{ m}^2$$

$$F = A * P = 2,8274 \times 10^{-5} \times 72751 = 2,06 \text{ N}$$

Se determina la potencia necesaria para la fuerza ejercida a determinada velocidad propuesta. (Bragado, 2013)

$$P = F * V \quad [3]$$

El sistema propuesto tiene una longitud de 10,43 metros, tomando en cuenta los 31 ductos del serpentín y tubería de 1,5 x 2 hasta la bomba de agua. Se plantea que el tiempo en funcionamiento continuo tomará al liquido recorrer todo el serpentín en 60 segundos. De los datos propuestos la ecuación [4] da como resultado la velocidad. (Bragado, 2003)

$$V = \frac{d}{t} \quad [4]$$

Donde:

$$V = \text{Velocidad}$$

d = distancia = 10,43 m

tiempo = 60 s

$$V = \frac{10,43}{60} = 0,174 \frac{m}{s}$$

La potencia:

$$P = F * V = 2,06 * 0,174 = 0,35 \text{ [watts]}$$

La potencia está calculada en las peores condiciones, y de forma variable en función a la altura del líquido queda expresa en la ecuación 5

$$P = \int_{h_{inicial}}^{h_{final}} (\rho_{atmosferica} + \delta g (dh)) * \pi r^2 * \frac{d}{t} \quad [5]$$

Debido a factores externos con la interacción con el paciente pueda repercutir en la potencia necesaria para realizar el trabajo del motor se ha multiplicado por un factor de seguridad de 2.5.

$$P = 0,875 \text{ Watts} \quad |_{n=2,5}$$

En base a la potencia calculada se selecciona una bomba de agua con las características presentadas en la tabla 11. Y su ilustración en la figura 31 al igual que se encuentra mayor información en el datasheet en el anexo 3



Figura 31. Bomba de agua

Tabla 11 Pump DC datos

Pump DC30A 1215	
Voltaje	4,5 - - - 12 Vdc
Corriente máxima	0,350 A
Potencia	0,5 W - - - 4,2 W
Flujo máximo	4 L/min
Método de control	2 fases, Magnetismo permanente - Brushless
Protección	IP68 – Sumergible a líquidos

- **Bomba de aire**

La selección efectiva de la bomba de aire está determinada por la presión necesaria para suministrar de forma variable la presoterapia. Según las fuentes bibliográficas oscila entre 0 y 75 mmHg (milímetros de mercurio).

Dentro del mercado actual se encuentra una bomba de aire con las características descritas en la tabla 12.

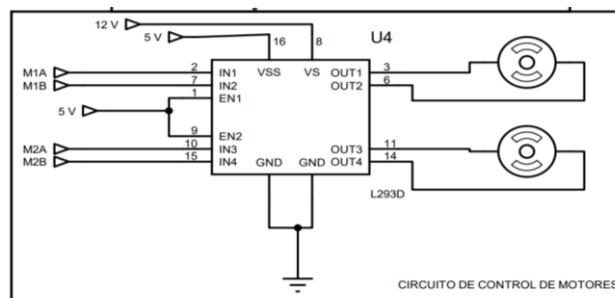
**Tabla 12. Pump SPM2405**

Pump SPM2405	
<b>Voltaje</b>	6 Vdc
<b>Corriente máxima</b>	Menos de 0,400 A
<b>Potencia</b>	2,4 W
<b>Presión máxima</b>	400 mmHg
<b>Medios de comunicación</b>	Aire

(szstd, 2019)

### Driver de motores

Para regular la potencia del motor es necesario un driver de motores, la bomba de agua trabaja a 12 Vdc y la bomba de aire trabaja hasta 6 Vdc, la corriente no sobrepasa de un amperio. En base a esos requerimientos se seleccionó un circuito L298N capaz de invertir el giro y regular el voltaje hacia los motores. En la tabla 13 se muestra las características principales y la figura 32 el circuito conectado a los motores



**Figura 32. Driver Motores**

**Tabla 13. Chip L298N**

Modulo motores L298N	
<b>Chip</b>	L298N
<b>Canales</b>	2 (soporta 2 motores DC o 1 motor PAP)
<b>Voltaje lógico</b>	5Vdc
<b>Voltaje de operación</b>	5Vdc - 35Vdc
<b>Capacidad de corriente</b>	2A (Picos hasta 3A)

(Sparkfun, 2000)

### Niquelina

El agua a temperatura en su punto más bajo llega a 1°C, obtenida de forma experimental. Para el control de temperatura se emplea una resistencia que expide calor, la niquelina funciona a 12 Vdc a 40 Watts. El consumo de corriente llegara hasta los 3,25 A y para la activación y desactivación se usa un relee que soporta 5A a 36 Vdc. La figura 33 muestra el circuito.

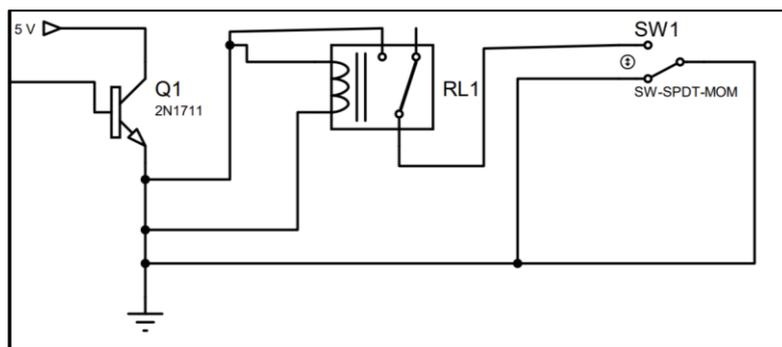


Figura 33. Circuito resistencia niquelina

## 2.6.2 CONTROLADOR

El controlador se selecciona en base al número de entradas, salidas y funciones de hardware específicas. La tabla 14 lista las entradas y salidas requeridas.

Tabla 14. Requisitos del sistema

	Entrada / Salida	ID	Tipo	Función
Entradas	Sensor de temperatura	A0	Análogo	Censar temperatura.
	Sensor de presión	A1	Análogo	Censar presión.
	Botón 1	D2	Digital	Detecta el pulso para subir valor de parámetros. Funciona en interrupción.
	Botón 2	D3	Digital	Detecta el pulso para subir valor de parámetros. Funciona en interrupción.
	Botón 3	D19	Digital	Detecta el pulso para moverse entre menús. Funciona en interrupción.
	SDA de comunicación por protocolo I2C	D20	Data	Comunicación de datos por I2C con modulo para el LCD
	SCL de comunicación por protocolo I2C	D21	Clock	Comunicación del reloj por I2C con modulo para el LCD
Salidas	Motor 1 polo A	M1A	PWM	Control de polo de motor 1
	Motor 1 polo B	M1B	PWM	Control de polo de motor 1
	Motor 2 polo A	M2A	PWM	Control de polo de motor 2
	Motor 2 polo B	M2B	PWM	Control de polo de motor 2
	Electroválvula	Val	Digital	Control de electroválvula
	Niquelina	D9	Digital	Control de niquelina

Se determina en base a las entradas y salidas requeridas por el sistema el Arduino Mega 2560 es idónea para cumplir todas las funciones propuestas, de igual manera es compatible con todos los elementos electrónicos.

Arduino Mega 2560 es una tarjeta de desarrollo de Hardware libre construida con el microcontrolador ATmega 2560 En cuanto a la velocidad del microcontrolador podemos decir que cuenta con un Cristal de 16MHz. La comunicación entre la tarjeta Arduino y la computadora se establece a través del puerto serie, cuenta con un convertidor interno USB – SERIE de manera que no es necesario agregar ningún dispositivo externo para programar el microcontrolador (Arduino, 2018).

La tabla 15 muestra las características más importantes.

**Tabla 15** Características Arduino

<b>Microcontroller</b>	<b>ATmega2560</b>
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7 – 12V
Input Voltage (limits)	6 – 20V
Digital I/O Pins	54 (of which 15 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz

(Arduino, 2018)

### 2.6.3 FUENTE DE ALIMENTACION

La fuente de voltaje se selecciona a partir de los módulos y tarjetas ocupadas, se identifica los voltajes de trabajo y corrientes necesarias. La tabla 16 muestra la lista de dispositivos con sus parámetros de funcionamiento.

**Tabla 16** Consumo energético

Elemento	Voltaje	Corriente
<b>Arduino</b>	5	93 mA
<b>Drivers motores</b>	5	50 mA
<b>Sensor de presión</b>	5	60 mA
<b>Sensor de temperatura</b>	5	60 mA
<b>Electroválvula</b>	6	60 mA
<b>Relees</b>	5	15 mA
<b>Display lcd</b>	5	90 mA
<b>Bomba de agua</b>	12	400 mA
<b>Bomba de aire</b>	6	350 mA
<b>Niquelina</b>	12	3000 mA
<b>Total</b>		<b>4178 mA</b>

Se calcula que la corriente necesaria son 4178 mA y con voltajes variables de 12V y 5V. Se considera añadir un factor de seguridad  $N = 1.2$ , lo que da una corriente igual a 5.01 A. suficiente para suministrar todo el circuito.

En la parte final del diseño electrónico se integra todas las placas y elementos seleccionados, la figura 34 muestra el circuito completo.

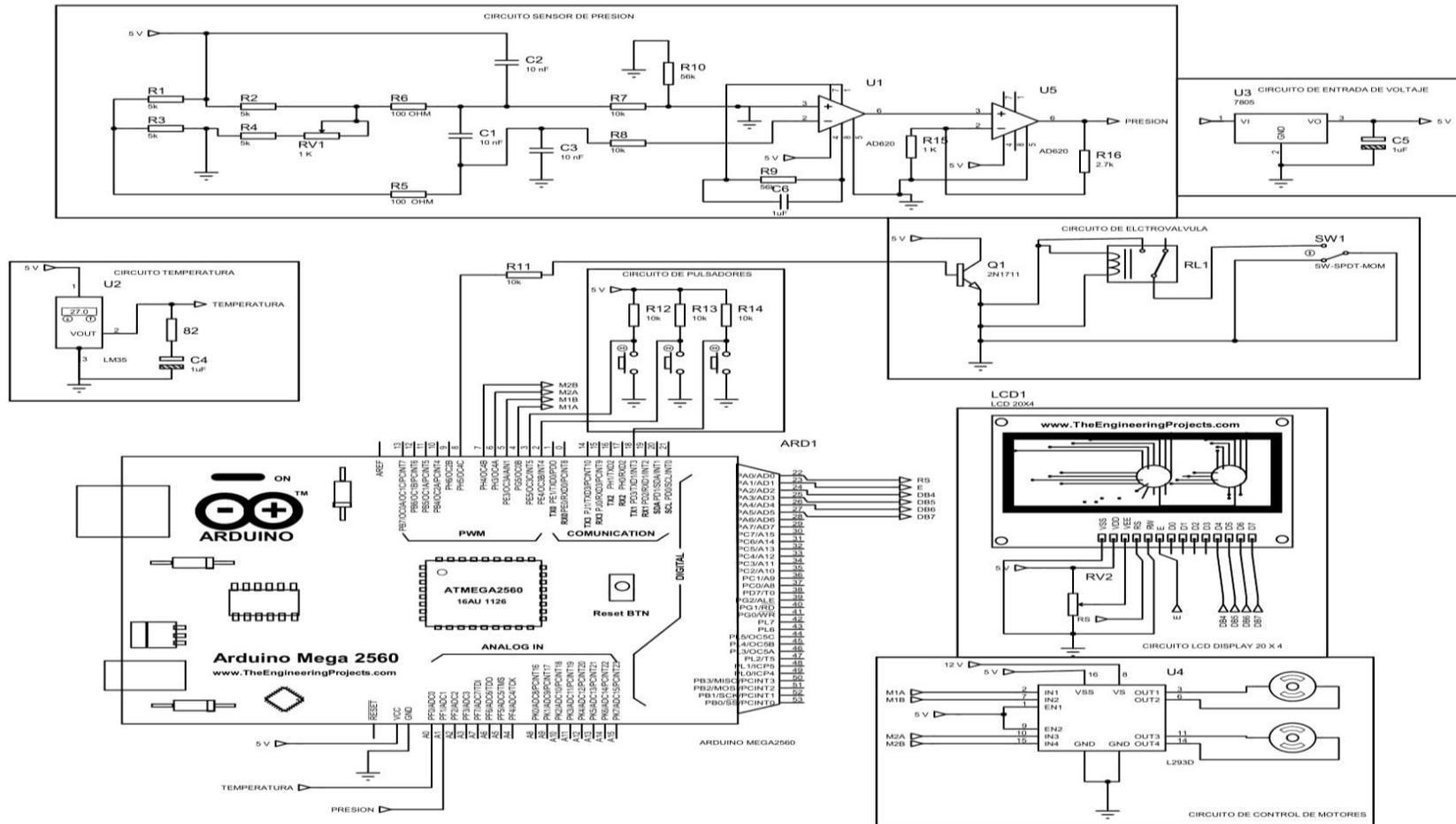


Figura 34. Circuito completo

## 2.7 DISEÑO DE CONTROL

### 2.7.1 DIAGRAMA DE FLUJO DE CONTROL

Se muestra en la figura 35 el diagrama de flujo que representa el algoritmo de funcionamiento del prototipo e interacción con el usuario.

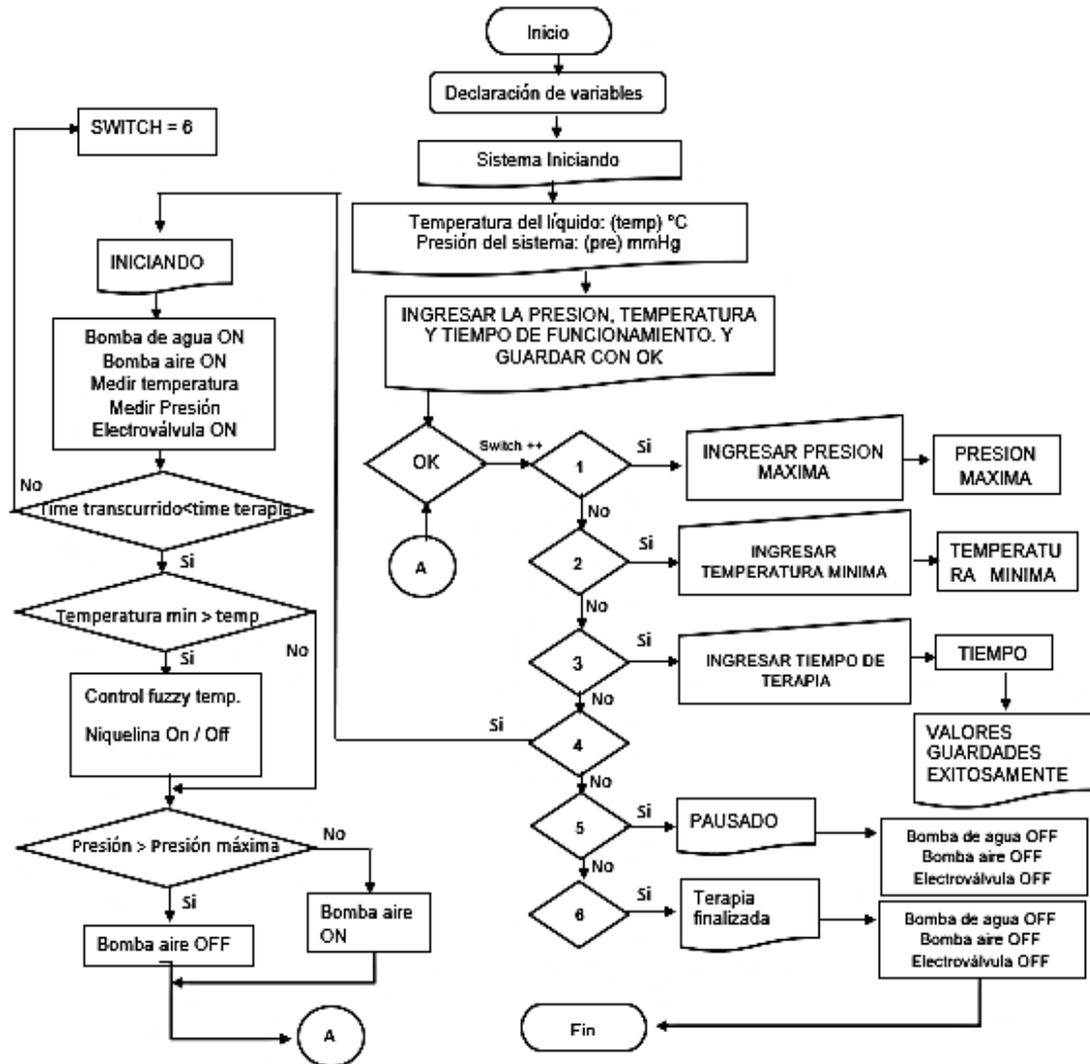


Figura 35. Diagrama de flujo

### 2.7.2 LOGICA DE CONTROL

El prototipo consta de una fuente de voltaje independiente al sistema, el usuario conecta por el Jack y el sistema energizado comienza declarando, inicializando las variables y despliega un mensaje por el lcd display dando a conocer que el sistema está listo. Censa las variables de temperatura y presión y despliega los valores hacia el usuario. Esta serie de mensajes cuentan con 3 segundos entre cambio de mensaje, tiempo suficiente para leer. El algoritmo de control se basa en un intercambio de menús internos a través de la tecla OK, las teclas para aumentar y disminuir los parámetros están con su nomenclatura.

Al operario del sistema se le pide ingresar la presión máxima que bombeara la bomba de aire entre 40 hasta 80 mmHg, la temperatura mínima entre 1°C y 15°C y finalmente ingresa el tiempo de trabajo entre 2 minutos a 30 minutos.

El sistema despliega los valores guardados y comienza el ciclo de trabajo, donde la bomba de agua siempre estará enviando líquido al circuito hidráulico. Para el control de temperatura el sensor mide la temperatura del tanque y por medio de un control de lógica difusa controla el encendido de la níquelina para calentar de ser necesario. El sistema neumático está gobernado por una bomba de aire que se acciona hasta la presión máxima configurada, la presión es medida por MPDX10DP.

Además, el usuario cuenta con la capacidad de pausar y parar el sistema, la máquina una vez finalizado el tiempo de trabajo configurado apaga todos los actuadores dando fin a la sesión de crioterapia y presoterapia.

### **3. RESULTADOS Y DISCUSION**

Esta fase del proyecto evidencia la construcción y funcionamiento de una maquina portátil de crioterapia y presoterapia destinado a deportistas en entrenamiento constante que evidencia fatiga muscular o algún tipo trastorno en la musculatura de las extremidades inferiores.

### 3.1 INTEGRACION DEL PROTOTIPO

El modelo en V da lugar a unión de los tres diseños propuestos. El diseño mecánico será gobernado por una serie de actuadores y sensores del diseño electrónico que a su vez estos dispositivos electrónicos tendrán acciones programadas en base a un algoritmo de funcionamiento en el diseño de control. Se da cabida a la retroalimentación si presenta observaciones en la integración.

Una vez realizado todos los diseños y construidos se integra físicamente el prototipo primeramente los componentes físicos y posteriormente se colocan los circuitos electrónicos con tornillos y pernos en el soporte de la estructura. Las placas electrónicas donde se ubica están libres de algún contacto con el exterior o el líquido, no hay riesgo a un riesgo eléctrico. Y los elementos que están en contacto cuenta con la protección IP67 que caracteriza se funcionamiento seguro en líquidos. La figura 36 muestra el conjunto completo ensamblado.



**Figura 36.** Conjunto terminado

### 3.2 CARACTERISTICAS DEL PROTOTIPO

El prototipo usa como sustancia refrigerante agua - hielo, con una proporción 50/50, recomendando 2 litros de agua y el volumen de hielo de un recipiente de 2 litros. Permitiendo mantener la temperatura por debajo de los 5° C durante una hora en funcionamiento constante. En la tabla 17 se detallan las características más importantes.

Tabla 17. Características maquina

Parámetro	Característica
Voltaje	12 V dc – 5 A
Potencia máxima	60 W
Potencia de calentamiento	60 W
Potencia de enfriamiento	36 W
Componentes congelantes	50% Agua – 50% Hielo
Autonomía (2 Litros. Agua y 2 Litros. )	60 minutos
Agua fría	3 L/h (1°C)
Presión regulable	30 mmHg – 80 mmHg
Temperatura regulable	0 °C – 15°C
Interfaz	Pantalla - Botones
Dimensiones	Largo 42cm x ancho 28cm x alto 24cm
Peso	4 kg.

### 3.3 ANALISIS DE COSTO

Se determina el costo de la construcción de la máquina.

El costo de todos de los elementos mecánicos es de \$ 250, en la tabla 18 se detalla el valor individual.

Tabla 18. Costo elementos mecánicos

Ítem	Nombre	Dimensiones	Cantidad	Costo
1	Serpentín	54 x 24 cm	1	\$ 20
2	Bolsa de presión	60 x 24 cm	1	\$ 20
3	Tanque	18 x 24 x 22 cm	1	\$ 70
4	Soporte - estructura	42 x 28 x 24 cm	1	\$ 100
5	Caja de espuma Flex	26 x 28 x 23 cm	1	\$ 5
6	Manguera	D 0.9 x 150 cm	3	\$15
7	Bolsa de tela	70 x 26 cm	1	\$ 20

El costo de las piezas electrónicas es de \$ 241, en la tabla 19 se muestra el costo de cada una.

**Tabla 19.** Costos elementos electrónicos

Ítem	Nombre	Cantidad	Costo
1	Arduino ATmega 2560	1	\$ 30
2	Display 20 x 4	1	\$ 20
3	Adaptador I2C	1	\$ 10
4	Pulsadores	3	\$ 3
5	IC 7805	2	\$ 4
6	Capacitor electrolítico	4	\$1
7	Resistencias	10	\$ 1
8	Módulo de Relee doble	1	\$ 8
9	Modulo puente H L298	1	\$ 20
10	Sensor de presión MPX10DP	2	\$ 40
11	Sensor de temperatura LM35	1	\$ 12
12	Pump DC30A 1215	1	\$ 15
13	Pump´SPM2405	1	\$ 23
14	Niquelina	1	\$ 9
15	Electroválvula	1	\$ 15
16	Placa de cobre PCB	1	\$ 10
17	Borneras	9	\$ 4,5
18	Adaptador DC 12V 5A	1	\$ 20

### 3.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Para comprobar el funcionamiento planificado se procede a medir los parámetros del sistema versus las mediciones de sensores verificados y calibrados, pudiendo ser estos de tipo digital o análogo.

Se realiza 20 pruebas en diferentes rangos para los sensores de temperatura y presión, es importante asegurar que el diseño electrónico sea lo más próximo a la exactitud debido al campo de aplicación que es la medicina, la salud de los pacientes.

#### 3.4.1 PRUEBA DE TEMPERATURA

Esta prueba se formula realizar de la siguiente manera, medir a lo largo del tiempo variando la temperatura entre 0°C a 40°C, temperaturas extremas. Para la contrastación del sensor del sistema se emplea un sensor análogo de mercurio certificado. Los resultados se presentan en la tabla 20.

**Tabla 20** Mediciones de temperatura

<b>Mediciones de temperatura</b>			
<b>Muestra</b>	Termómetro análogo de mercurio	Sensor digital del sistema	% de Error
1	20	19.6	2.00
2	21.6	21.9	1.39
3	22	22.1	0.45
4	22.2	22.4	0.90
5	28	28.4	1.43
6	35.5	36.3	2.25
7	34.5	35.1	1.74
8	33.8	34.2	1.18
9	31.5	32.6	3.49
10	31	32.1	3.55
11	28.8	28.6	0.69
12	22.3	22	1.35
13	16.5	16.4	0.61
14	12.1	12.5	3.31
15	1.5	1.5	0.00
16	1	1	0.00
17	7.1	7	1.41
18	8	8.3	3.75
19	10.6	10.7	0.94
20	14	14.3	2.14

Las 20 muestras de temperatura permiten determinar que: a temperaturas menores el error porcentual disminuye que a mayores temperaturas existen mayor incremento del error porcentual, el mayor error porcentual llega al 3.75. Existen muchas medidas (moda) donde el error es cerca de 0, otras medidas donde hubo una diferencia cercana al 1°C, no sobrepasan los 2°C y visualmente en la figura 37 no se evidencia picos con valores anormales. De tal manera que se puede aceptar la exactitud del sistema. Se toma en cuenta que posee un filtro electrónico RC y filtro digital, pasa bajas, todo eso para obtener el comportamiento deseado de la medición de temperatura.

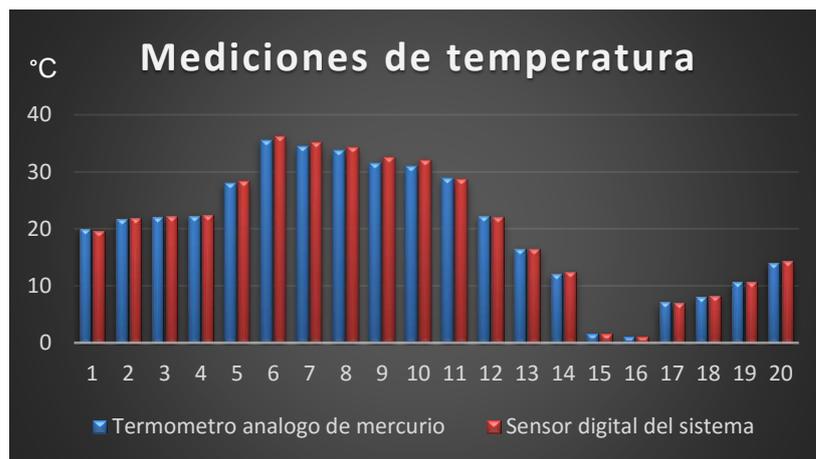


Figura 37. Grafico temperatura

### 3.4.2 PRUEBA DE PRESIÓN

Esta prueba se formula realizar de la siguiente manera. Tomar 20 mediciones de presión a lo largo del tiempo y censar de forma pareja el sensor del prototipo con un manómetro análogo que cuenta calibración verificado de fábrica. En la tabla 21 se muestra los resultados de las pruebas y en la figura 38 se observa el comportamiento en el tiempo.

Tabla 21. Mediciones de presión

Mediciones de presión			
Medición	Manómetro análogo	Sensor de presión digital del sistema	% de Error
1	0	0	0.00
2	0	0	0.00
3	10	10	0.00
4	10	11	10.00
5	20	19	5.00
6	20	20	0.00
7	30	31	3.33
8	30	31	3.33
9	40	42	5.00
10	40	41	2.50
11	50	50	0.00
12	50	50	0.00
13	55	54	1.82
14	55	55	0.00
15	60	59	1.67
16	60	59	1.67
17	65	64	1.54
18	70	70	0.00
19	75	76	1.33
20	80	80	0.00

De las mediciones realizadas se analiza encontrando como el error más repetitivo (moda) es del 0%, el porcentaje de error máximo es del 10% y en promedio error es del 1.8%. La diferencia de mmHg durante las mediciones no sobrepasa los 2.0 mmHg, tal como lo muestra la figura 38 visualmente las diferencias no son exageradas. Se considera que el sistema de muestreo

presenta datos fiables, por el sistema de filtros electrónicos y digitales el sistema tiene una alta precisión, la exactitud es buena.

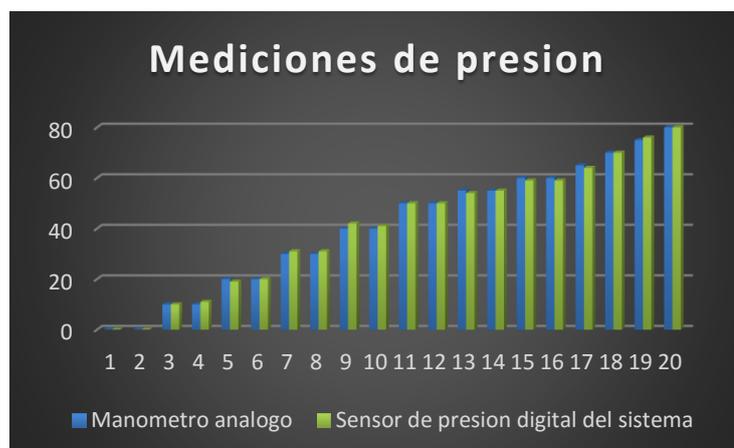


Figura 38. Grafica de presión

### 3.4.3 PRUEBA FUNCIONAL

La forma de medir la funcionalidad del prototipo es verificar uno de los objetivos, construir el prototipo que cumpla funciones de crioterapia y presoterapia. La eficiencia de las terapias proporcionadas por el sistema se verificará en la valoración cualitativa y cuantitativa de los pacientes tratados con fatiga muscular, contracturas grado 1, contracturas grado 2, distensiones, inflamaciones o patologías que están dentro del alcance de la máquina. En el anexo 6 se adjuntan las evidencias de los pacientes atendidos por el sistema de crioterapia y presoterapia.

Los resultados se basan en indicadores de evaluación para el usuario e indicadores de evaluación para el especialista. La tabla 22 muestra los indicadores y los valores de calificación para cada uno.

Tabla 22. Evaluación paciente – especialista

<b>Paciente</b>	Nivel de dolor antes	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Sensibilidad al frio			1	2	3	4	5				
	Sensibilidad de presión			1	2	3	4	5				
	Satisfacción de la terapia	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Nivel de dolor después	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
<b>Especialista</b>	Eficiencia de crioterapia	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Eficiencia de presoterapia	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Ergonomía del vendaje	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Comunicación e Interfaz	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Evaluación general	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

De una muestra de 10 pacientes, se tomaron 5 bajo supervisión de fisioterapeutas y 5 bajo la supervisión del autor del proyecto obteniendo los siguientes resultados tabulados visualizados en la tabla 23.

**Tabla 23.** Resultados evaluación

		Promedios
<b>Paciente</b>	Sensibilidad al frio	4.1
	Sensibilidad de presión	4.6
	Satisfacción de la terapia	9
	Pacientes con reducción de dolor	10
<b>Especialista</b>	Eficiencia de crioterapia	8.4
	Eficiencia de presoterapia	9.4
	Ergonomía del vendaje	6
	Comunicación e Interfaz	8.6
	Evaluación general	8.6

Entre los primeros puntos se pregunta al paciente el nivel del dolor al empezar y al final se vuelvo a preguntar, y de hecho existe una inhibición de estímulos de dolor debido al efecto analgésico del frio. Pese a que la sensibilidad al frio tiene un valor de 4.1, está al margen de ser aceptable y requiere atención ese punto. No todas las personas sintieron frio de forma general, hubo zonas sin enfriar. Pero donde tuvo bastante sensación de frio fue en la rodilla, en la figura 39 se observa múltiples sesiones de terapias con deportistas y personas que tienen un estilo de vida sedentario.



**Figura 39.** Terapia con deportistas

Respecto a la presión, el sistema bombea cíclicamente y sobre 5 tuvo 4.6, es bastante aceptable. El bombeo en su máximo límite ayudo a concentrar el frío local. Al final se obtiene una satisfacción de la terapia de un 9, valor muy bueno. La mayoría de pacientes fue novedoso el tipo de terapia, ese valor agregado influencio de forma positiva en la calificación final de la terapia

Con los especialistas, las calificaciones fueron más minuciosas, debido a que en la práctica lo comparan con sus herramientas de agentes físicos. Como un pack de gel frío que llega a temperaturas de  $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ , entonces es donde la eficiencia de la crioterapia es calificada con 8.4. Sin novedades la presoterapia se muestra con una buena ponderación ante el criterio de los especialistas.

Una causa a que la crioterapia no logre su 100% de efectividad incide en el vendaje donde su calificación es regular, un 6 que entre las causas se puede formular las siguientes hipótesis

- Deficiencia en el dimensionamiento del serpentín. No cubrió todas las zonas y reacciono inesperadamente ante la expansión de los ductos por el agua, acortando su largo para ampliar su anchura.
- Material con el que está fabricado, se debe considerar el coeficiente de calor térmico de los materiales. Entre los materiales entre el líquido y la piel está el plástico (polietileno de alta densidad) y tela.

La interfaz para los fisioterapeutas está muy bien, es aceptable. Su atención no se centra en la forma de presentación los datos, el interfaz es simple pero muy comunicativa, respondió ante la necesidad de conocer la medida de presión a medida que incrementa o decrementa. Para una total aceptación se nota la necesidad de optar por potenciómetros y mayor rango de selección de parámetros. Es decir, incremento de mmHg es una unidad y de minutos en variación de una unidad de igual manera. En la figura 40 se observa el uso del dispositivo por los fisioterapeutas.



**Figura 40.** Prototipo con los fisioterapeutas

Finalmente, la ponderación de la evaluación general del sistema es muy buena, 8.6 sobre 10. Sigue favoreciendo aquí reiteradamente el concepto novedoso que presenta ante su primer contacto y la idealización de contar con un equipo de estas características en sus consultorios.

## **4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## CONCLUSIONES

- Se diseñó un vendaje estimando el 100% de transmisión del frío y la presión hacia la zona. Acción que no cumplió en su totalidad debido a los materiales de la Muslera, un polyester que no transmitía todo el frío y en el serpentín presento una falencia en el dimensionamiento sin tomar en cuenta la expansión del agua acortaría su largo. Sin embargo, las zonas donde se realizó el intercambio de calor mostraron una buena absorción del frío al quitar el vendaje. El diseño del intercambiador o su distribución de ductos en el serpentín aprobó su funcionalidad y parcialmente su eficiencia.
- El sistema electrónico y de control fue diseñado para comandar los actuadores según una lógica que respondió eficientemente en la práctica, basándose en la lectura de valores de los sensores de temperatura y presión. Se tiene la seguridad del control de estos parámetros por el uso de técnicas de control avanzado como filtros digitales y filtros electrónicos, que refinan la señal mejorando su exactitud.
- En base a las pruebas de medición de temperatura se evidencia errores mayores en temperaturas pasado los 28°C, la sonda de temperatura muestra un comportamiento lineal sin conectarse al controlador, pero eso no pasa al ser digitalizada la señal. Una causa podría ser interferencia externa que debe ser minimizada para mejorar el dato de temperatura u optar por otro sensor.
- La característica del prototipo es ser portátil, el dispositivo cumple el requerimiento, es posible trasladarlo de lugar. Usa agua y hielo, elementos que se puede conseguir fácilmente, el peso no supera los 4 kg. Por tanto, el buen diseño y dimensionamiento permitirá tener de aliado en el uso de crioterapia y presoterapia
- La selección de materiales fue basada en la disponibilidad del mercado nacional y su manufactura, un punto clave en el diseño mecánico que amplía las opciones al diseñador o limita como fue el caso en el presente proyecto, la selección de los materiales para el vendaje fue limitada y escasa la alternabilidad de sitio de manufactura, en donde las fabricas trabajan en lotes o producción en serie, inflexibles a una pieza personalizada.

## RECOMENDACIONES

Las recomendaciones se toman de mayor relevancia de los especialistas por su conocimiento del uso de los agentes físicos usados.

- Al ser prototipo es bastante bueno y funcional. Se recomienda que al fabricarlo en presentación final hacia el mercado de los equipos médicos mejorar el vendaje y además disponer de módulos para los brazos, antebrazo, tobillo, hombro y uno general para los miembros inferiores desde los pies hasta la cadera. Estos módulos deberán tener carácter acoplable y desacoplable, que puedan intercambiarse depende la necesidad del paciente.
- La máquina puede tener una característica más significativa si se añade la opción de una selección de secuencias automáticas que varíen el límite máximo de presión de menos a más y viceversa, adicional de aumentar el tiempo de contracción de presión en su máximo valor antes de liberar la presión.
- En el marco de la estructura al dispositivo los terapeutas le agregarían una puerta corrediza y considerar en un tipo de correa para transportarlo a todo lado por su característica de ser portátil y su buen dimensionamiento.
- Para versiones futuras los especialistas optarían definitivamente si el sistema tendría la opción se contrastar temperatura del líquido de fría a caliente y viceversa en subrutinas programadas. Aceleraría mucho mas la recuperación del usuario y diversificaría el producto con tres terapias en un solo dispositivo.

## BIBLIOGRAFÍA

- Ararat, C., & Murillo, E. (2015). *Polietileno de baja densidad funcionalizado con un poliéster polioli altamente ramificado maleinizado*. Colombia: Creative Commons Attribution.
- ARCSA. (2016). *AGENCIA DE REGULACIÓN, CONTROL Y VIGILANCIA SANITARIA – ARCSA*. Quito: ARCSA.
- Arduino. (23 de mayo de 2018). *Arduino*. Obtenido de <https://arduino.cl/arduino-mega-2560/>
- Arteaga, J., Reyes, M., & Escalante, F. A. (2016). Hand rehabilitation patterns for designing interactive environments. *IEEE Latin America Transactions*, 14(2), 922-929.
- Barrios, M. F. (2013). Presoterapia y alto rendimiento deportivo. *efisioterapia*, 28.
- Berengüi-Gil, R., & Puga, J. L. (2015). Predictores psicológicos de lesión en jóvenes deportistas/Psychological Predictors of Injury in Young Athletes. *Revista Costarricense de Psicología*, 34(2), 113-129.
- Calvo, M. (31 de marzo de 2014). *Biología y Geología 3ºESO*. Obtenido de <https://bioygeo3.wordpress.com/roturas/>
- Correa, J. C., & Romero Mendoza, A. R. (2016). Diseño de un sistema primario en el proceso de trituración de llantas usadas desalambradas (Bachelor's thesis, Fundación Universidad de América
- CryoCuff. (2017). *Fisiomarket*. Recuperado el 20 de 07 de 2017, de <https://www.fisiomarket.com/2462-Envoltura-pie-Cryo-Cuff.html>
- Deutscher, V. (2014). *Design methodology for mechatronic systems*. Alemania. Obtenido de <https://prezi.com/sdj-wuu9n2ie/metodologia-mecatronica/>
- EXA. (02 de 2019). *Agencia espacial ecuatoriana*. Obtenido de <http://quito.exa.ec/>
- Fluidos. (10 de 02 de 2017). *Fluidos*. Obtenido de <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica3/fluidos/ecuacion/ecuacion.html>
- GALL, M. (02 de 11 de 2015). *Enigmasovni*. Recuperado el 20 de 01 de 2017, de <http://enigmasovni.blogspot.com/2015/11/crioterapia-para-adelgazar.html>
- Gameready. (2017). *GAME READY*. Recuperado el 20 de 07 de 2017, de <http://www.gameready.com/spanish>
- GIRÓN, I. E. (2015). *ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES Y APLICACIONES INDUSTRIALES DEL*. Guatemala: UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA .
- Gomez, S. (20 de Enero de 2013). *Premiu Madrid*. Recuperado el 20 de 07 de 2017, de <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/saul-gomez/proceso-de-recuperacion-en-las-lesiones-deportivas/>
- ISO. (2016). *ISO 13485 Sistemas de Gestión de la Calidad de Equipos Médicos*. Ginebra: International Organization for Standardization.

- ISO 13485. (2016). *ISO 13485-2016*. España: AENOR.
- Jarvinen, N. C. (2014). Efectos de la terapia láser de baja intensidad en la regeneración muscular de ratas después del criolano.
- Lorenzo, S. (1 de diciembre de 2016). *PublicaTIC*. Obtenido de <https://blogs.deusto.es/master-informatica/regulacion-medevs/>
- Ministerio de Salud Pública del Ecuador. (2018). Acuerdo Ministerial 025. Quito.
- Moreno, C., Rodriguez, V., & Seco, J. (2014). Epidemiology of sports injuries. *Fisioterapia*, 40 - 43.
- Movellán, J. M. (2014). *Bike and breakfast*. Recuperado el 20 de 07 de 2017, de <http://www.bikeandbreakfast.es/crioterapia-la-recuperacion-del-deportista-con-frio/>
- Naranjo, G., Antonela, M., & Simbaña Arias, D. A. (2018). *Kinesiotape versus drenaje linfático manual en postquirúrgico maxilofacial de terceros molares en adultos jóvenes*. Quito: Universidad de las Américas, 2018.
- NXP. (2018). *Datasheet mpx10dp*. China: freescale.
- Ochoa, G. (01 de 12 de 2016). *FisioMed*. Obtenido de <https://www.fisiocampus.com/clasificacion-de-las-lesiones-musculares>
- Paolo, F. (02 de Noviembre de 2017). *Paolo Fisio Esthetic Perú*. Obtenido de <https://www.facebook.com/paolofisioesthetic/posts/1486823291438901>
- Pouramini, A. (04 de Noviembre de 2018). *quiropacticvalencia*. Obtenido de <https://www.whoopacticvalencia.es/blog/contracturas-musculares-producidas-por-el-frio/>
- Rossato, M., Souza Bezerra, E. D., da Silva, C. S., Avila Santana, T., Rafael Malezam, W., & Carpes, F. P. (2015). Efectos de la crioterapia en los marcadores de daño muscular y en la percepción de mialgia de aparición tardía tras carrera en bajada: un estudio piloto. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 49-53.
- Sparkfun. (2000). *DUAL FULL-BRIDGE DRIVER*. China: ST.
- szstd. (02 de 2019). *szstd.com*. Obtenido de <http://szstd.com.cn/Product/1470364829.html>
- szstd. (2019). *szstd.com*. Obtenido de <http://szstd.com.cn/Product/012754712.html>
- Tressport. (24 de Junio de 2018). Obtenido de <http://tressport.es/deportes-de-raqueta-trastornos-musculo-esqueleticos-que-afectan-al-hombro/>
- VDI-Fachbereich Produktentwicklung und Mechatronik. (2014). Design methodology for mechatronic systems. Dusseldorf: VDI-Gesellschaft Produkt- und Prozessgestaltung.

**ANEXOS**

## ANEXO 1 BASE DE DATOS DE MEDICIONES DE MUSLO

N°	Nombre	Act	Edad	Gen	D1	D2	D3
1	Fernando Moreno	1	24	1	37	43	50
2	Erika Pilicita	1	20	2	36	44	50
3	Jorge Collaguazo	1	20	1	36	45	51
4	Ariel Campos	1	21	1	38	45	49
5	Laidy Michu	1	18	2	37	46	53
6	Eduardo Cabascango	1	42	1	42	51	55
7	Victo Figueroa	1	54	1	39	49	56
8	Melanie Cola	1	14	2	34	41	47
9	Edwin Narvaez	1	47	1	40	47	52
10	Santiago Guanoluisa	1	39	1	41	52	58
11	Alfredo Pillajo	1	58	1	44	52	57
12	Hugo Salguero	1	53	1	40	47	55
13	Willian Lechon	1	41	1	37	46	49
14	Fabian Andrango	1	50	1	42	51	58
15	Elsa Quelal	2	45	2	38	45	51
16	Esteban Narvaez	1	20	1	37	44	47
17	Mateo Narvaez	2	22	1	42	51	57
18	Veronica Karolis	1	40	2	40	47	57
19	Lidia Cervantes	1	52	2	37	47	53
20	Paulina Leon	2	45	2	42	52	57
21	Marcela Mendoza	2	44	2	43	54	62
22	Alejandro Simbaña	1	42	1	42	53	57
23	Hugo Reinoso	1	43	1	41	49	53
24	Narciza Medina	2	47	2	35	43	50
25	Gaby Suasnavas	2	56	2	42	52	60
26	Melany Suasnavas	2	18	2	40	49	62
27	Rocio Tapia	2	53	1	40	47	55
28	Johana Robles	2	21	1	37	46	52
29	Erika Panchi	2	23	1	39	46	54

Nomenclatura	
<b>Act</b>	Actividad física
1	Si actividad física
2	No actividad
<b>Gen</b>	
1	Hombre
2	Mujer

Promedio D1 SI actividad	Promedio D2 SI actividad	Promedio D3 SI actividad
38.95   39	47.32   47	53.00   53
Promedio D1 NO actividad	Promedio D2 NO actividad	Promedio D3 NO actividad
40.29   40	49.43   49	57.00   57
Promedio D1 FEMENINO	Promedio D2 FEMENINO	Promedio D3 FEMENINO
38.55   39	47.27   47	54.73   55
Promedio D1 MASCULINO	Promedio D2 MASCULINO	Promedio D3 MASCULINO
39.87   40	48.33   48	53.60   54

**ANEXO 2  
PLANOS PIEZAS**

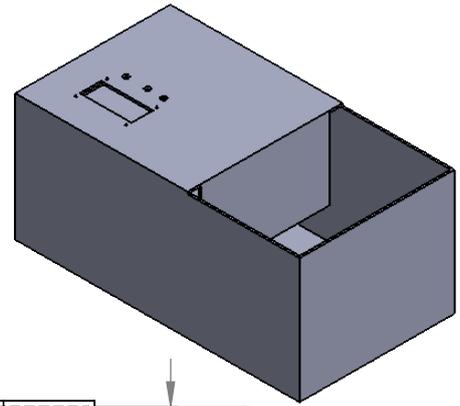
1

2

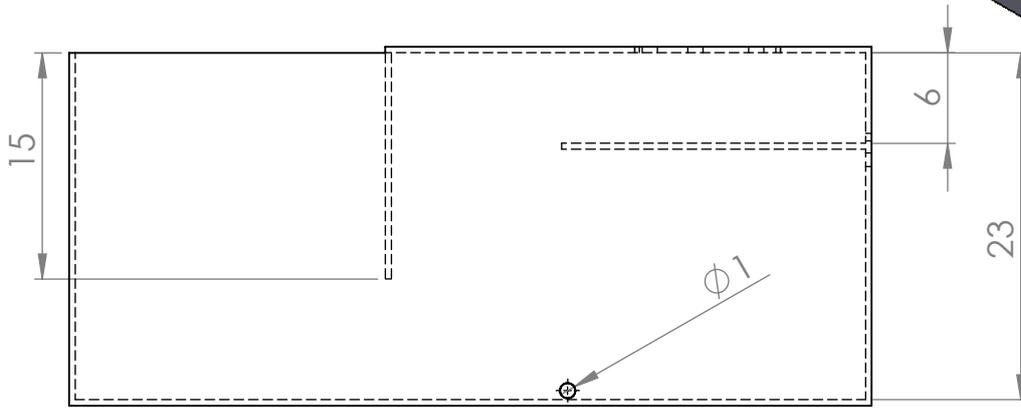
3

4

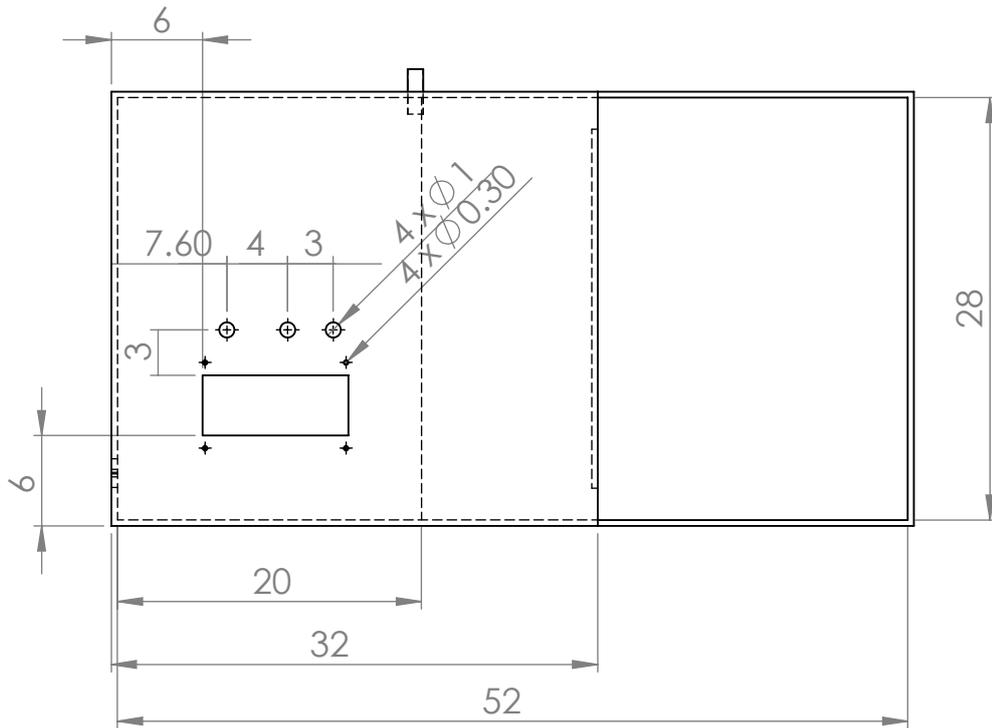
A



B



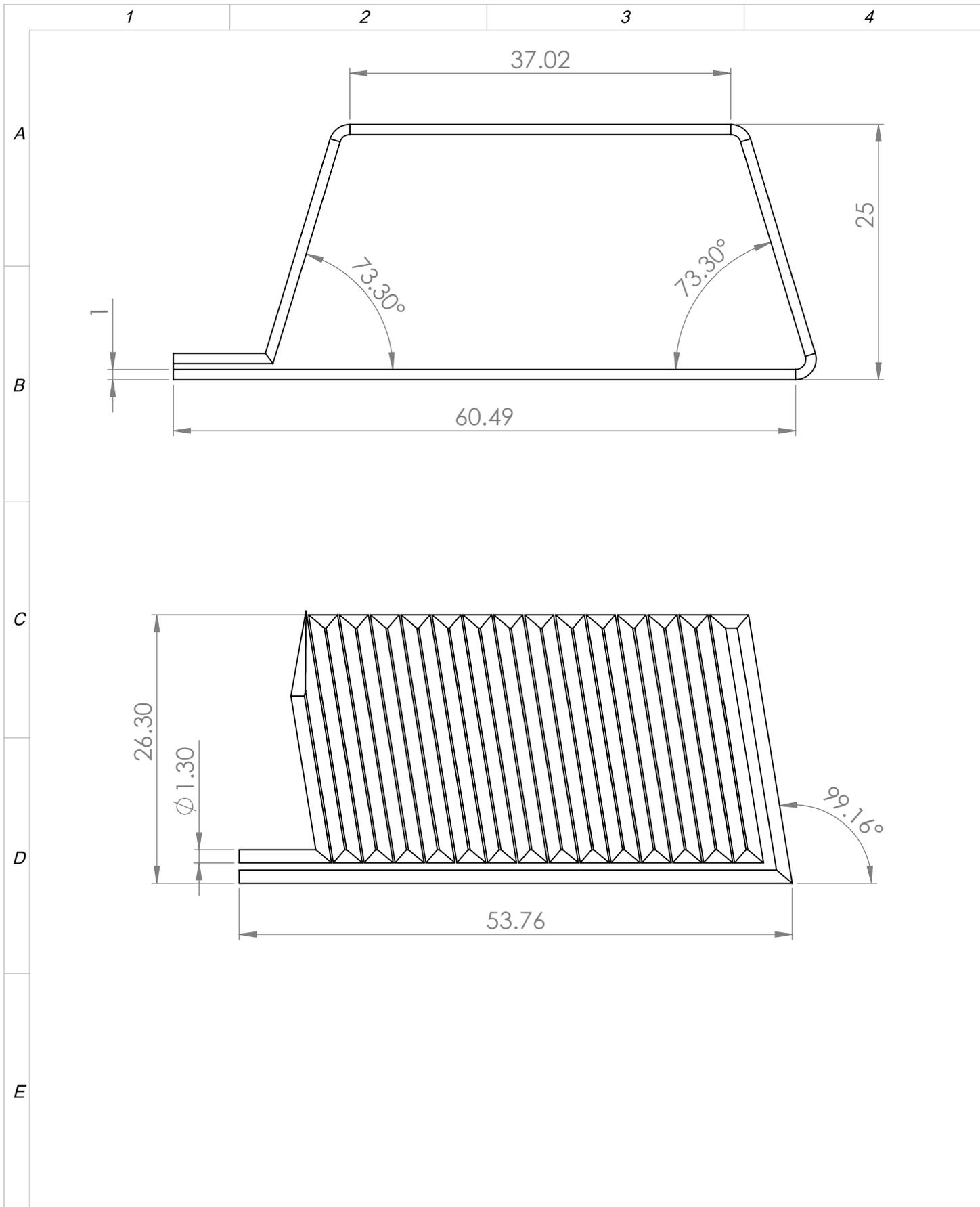
C



D

E

				TOLERANCIA: $\pm 0.1$	PESO [Kg]:	MATERIAL: ACERO 304 INOX	
						<h1>Acrilico</h1>	ESCALA: 1:2
				Fecha	Nombre		
				Dibujado 15/02/2019			
				Revisado			
				Aprobado	MA / EMPRESA:		
						DIBUJO Nº: PLANO 203	HOJA: A4
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	<b>UTE</b> 			



				TOLERANCIA: $\pm 0.1$	PESO [Kg]:	MATERIAL: Polietileno de alta densidad	
						Bolsa de presion y serpetin	ESCALA: 1:2
				Fecha	Nombre		
				Dibujado 26/02/2019			
				Revisado			
				Aprobado			
				FIRMA / EMPRESA: <b>UTE</b>		DIBUJO Nº: PLANO 3	HOJA: A4
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				



# ANEXO 3 DATASHEET BOMBA DE AGUA

### The advantages of our pumps

- Brushless, permanent magnetic rotor, maintenance-free, long life.
- Small size, high efficiency, low consumption, low noise.
- Stator and circuit board sealed by epoxy resin, completely water proof.
- Parameter adjustable, 12v pump's head can be 1.5m to 3m.
- Can be customized.

### DC30A Series



### Mode Note:

DC30A-XXXX

- Head: 30 means the pump head is 3m
- Voltage: 12 means the voltage is 12V DC
- Differentiate inlet & outlet from DC 30
- Size: 30 means the diameter of pump around 30 mm
- Means the pump is brushless dc pump

### Parameter (only for reference, it can be customized)

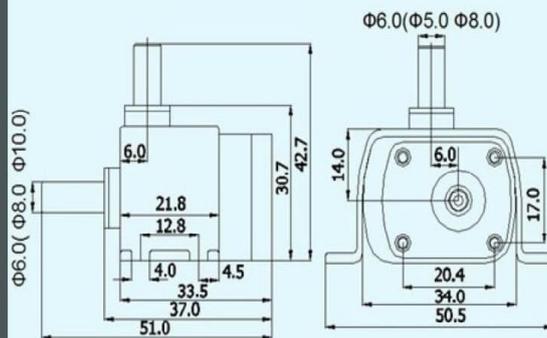
Model	Voltage	Rated Current	Max flow		Max head		Power
	V	A	L/H	G/H	M	ft	w
DC30A-0406	4.5	0.10	100	26	0.6	2.0	0.45
DC30A-0507	5	0.11	110	29	0.7	2.3	0.55
DC30A-0609	6	0.11	120	32	0.9	3.0	0.66
DC30A-0712	7	0.13	160	42	1.2	3.9	0.91
DC30A-0913	9	0.14	170	45	1.3	4.2	1.26
DC30A-1215	12	0.18	200	53	1.5	4.8	2.16
DC30A-1219	12	0.22	210	55	1.9	6.2	2.64
DC30A-1223	12	0.23	220	58	2.3	7.5	2.76
DC30A-1225	12	0.26	230	61	2.5	8.1	3.12
DC30A-1227	12	0.29	235	62	2.7	8.8	3.48
DC30A-1230	12	0.35	240	63	3.0	9.7	4.20

Remarks: The current above is open outlet current, when contact to circulation system the current will cut down to 55%~65% of Rated current.  
The above parameter tested with 8mm inlet and outlet.

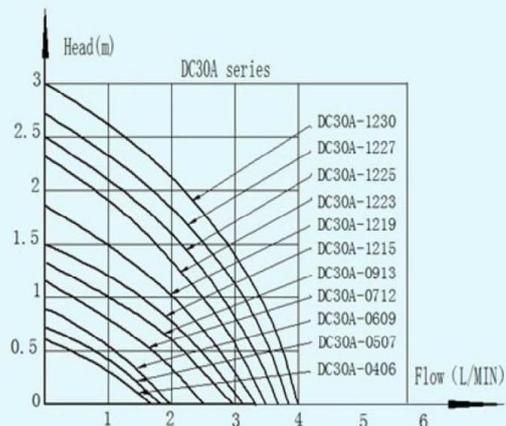
### Specification

N O	Items	Specs
1	Sizes and weight	51x34x42.7; 50g
2	Dimension of inlet	Optional (10mm or 8mm or 6mm)
3	Dimension of outlet	Optional (8mm or 5mm or 6mm)
4	Driving method	Brushless, Permanent Magnetic, 2 phase
5	Pump material	ABS+PC (optional)
6	Condition of use	Continuously
7	Fluids	Water, oil, gasoline, acid and alkali solution
8	Max working temp	60 Celsius
9	Power consumption	0.5W~4.2W
10	Rated voltage	12Vdc
11	Voltage used	4.5Vdc ~ 12Vdc
12	Max rated current	350mA
13	Max flow rate	4L/MIN(1.06G/MIN)
14	Max Static Head	3m(9.8ft)
15	Noise	<40dB (most 35dB)
16	Water proof class	IP68(can be submersible installed)
17	Life span	More than 30000hrs
18	Power supply	Solar panel; DC electric source; battery

unit: mm



Dimension



Head-Flow curve graph

Copyright Big World Technology Co., Ltd. All Rights Reserved.

(Big world technology, 2017)

# ANEXO 4 DATASHEET LM35



LM35

SNIS159H – AUGUST 1999 – REVISED DECEMBER 2017

## LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

### 1 Features

- Calibrated Directly in Celsius (Centigrade)
- Linear + 10-mV/°C Scale Factor
- 0.5°C Ensured Accuracy (at 25°C)
- Rated for Full -55°C to 150°C Range
- Suitable for Remote Applications
- Low-Cost Due to Wafer-Level Trimming
- Operates From 4 V to 30 V
- Less Than 60-μA Current Drain
- Low Self-Heating, 0.08°C in Still Air
- Non-Linearity Only ±¼°C Typical
- Low-Impedance Output, 0.1 Ω for 1-mA Load

### 2 Applications

- Power Supplies
- Battery Management
- HVAC
- Appliances

### 3 Description

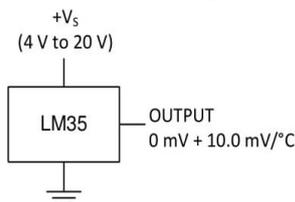
The LM35 series are precision integrated-circuit temperature devices with an output voltage linearly-proportional to the Centigrade temperature. The LM35 device has an advantage over linear temperature sensors calibrated in Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from the output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 device does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of ±¼°C at room temperature and ±¾°C over a full -55°C to 150°C temperature range. Lower cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The low-output impedance, linear output, and precise inherent calibration of the LM35 device makes interfacing to readout or control circuitry especially easy. The device is used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As the LM35 device draws only 60 μA from the supply, it has very low self-heating of less than 0.1°C in still air. The LM35 device is rated to operate over a -55°C to 150°C temperature range, while the LM35C device is rated for a -40°C to 110°C range (-10° with improved accuracy). The LM35-series devices are available packaged in hermetic TO transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D devices are available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D device is available in an 8-lead surface-mount small-outline package and a plastic TO-220 package.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

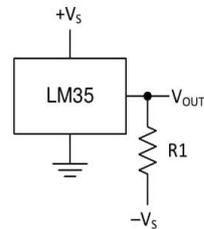
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM35	TO-CAN (3)	4.699 mm × 4.699 mm
	TO-92 (3)	4.30 mm × 4.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	TO-220 (3)	14.986 mm × 10.16 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

#### Basic Centigrade Temperature Sensor (2°C to 150°C)



#### Full-Range Centigrade Temperature Sensor



Choose  $R_1 = -V_S / 50 \mu\text{A}$   
 $V_{OUT} = 1500 \text{ mV at } 150^\circ\text{C}$   
 $V_{OUT} = 250 \text{ mV at } 25^\circ\text{C}$   
 $V_{OUT} = -550 \text{ mV at } -55^\circ\text{C}$

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

(Texas, 2017)

# ANEXO 5 DATASHEET MPX10DP



Pressure

## Freescale Semiconductor

MPX10  
Rev 14, 10/2008

### 10 kPa Uncompensated Silicon Pressure Sensors

The MPX10 series silicon piezoresistive pressure sensors provide a very accurate and linear voltage output, directly proportional to the applied pressure. These standard, low cost, uncompensated sensors permit manufacturers to design and add their own external temperature compensation and signal conditioning networks. Compensation techniques are simplified because of the predictability of Freescale's single element strain gauge design.

#### Features

- Low Cost
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge Design
- Ratiometric to Supply Voltage
- Differential and Gauge Options
- Durable Epoxy Unibody Element or Thermoplastic (PPS) Surface Mount Package

### MPX10 Series

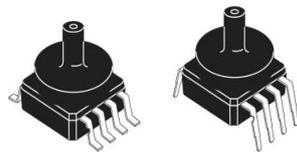
**0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)  
35 mV Full Scale Span  
(Typical)**

#### Application Examples

- Air Movement Control
- Environmental Control Systems
- Level Indicators
- Leak Detection
- Medical Instrumentation
- Industrial Controls
- Pneumatic Control Systems
- Robotics

ORDERING INFORMATION									
Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX10 Series)</b>									
MPX10D	Tray	344	•				•		MPX10D
MPX10DP	Tray	344C			•		•		MPX10DP
MPX10GP	Tray	344B		•		•			MPX10GP
<b>Small Outline Package (MPXV10G Series)</b>									
MPXV10GC6U	Rail	482A		•		•			MPXV10G
MPXV10GC7U	Rail	482C		•		•			MPXV10G

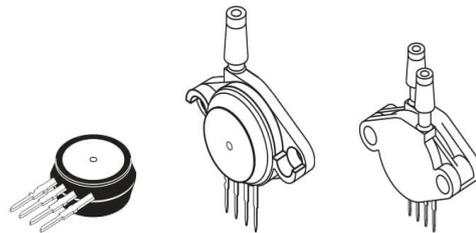
#### SMALL OUTLINE PACKAGE



MPXV10GC6U  
CASE 482A-01

MPXV10GC7U  
CASE 482C-03

#### UNIBODY PACKAGE



MPX10D  
CASE 344-15

MPX10GP  
CASE 344B-01

MPX10DP  
CASE 344C-01

## Operating Characteristics

**Table 1. Operating Characteristics** ( $V_S = 3.0$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P_1 > P_2$ )

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Units
Differential Pressure Range <sup>(1)</sup>	$P_{OP}$	0	—	10	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	—	3.0	6.0	$V_{DC}$
Supply Current	$I_O$	—	6.0	—	mAdc
Full Scale Span <sup>(3)</sup>	$V_{FSS}$	20	35	50	mV
Offset <sup>(4)</sup>	$V_{OFF}$	0	20	35	mV
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	3.5	—	mV/kPa
Linearity	—	-1.0	—	1.0	% $V_{FSS}$
Pressure Hysteresis (0 to 10 kPa)	—	—	$\pm 0.1$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Hysteresis	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$
Temperature Coefficient of Full Scale Span	$TCV_{FSS}$	-0.22	—	-0.16	% $V_{FSS}/^\circ\text{C}$
Temperature Coefficient of Offset	$TCV_{OFF}$	—	$\pm 15$	—	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Temperature Coefficient of Resistance	$TCR$	0.21	—	0.27	% $Z_{IN}/^\circ\text{C}$
Input Impedance	$Z_{IN}$	400	—	550	$\Omega$
Output Impedance	$Z_{OUT}$	750	—	1250	$\Omega$
Response Time <sup>(5)</sup> (10% to 90%)	$t_R$	—	1.0	—	ms
Warm-Up Time <sup>(6)</sup>	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(7)</sup>	—	—	$\pm 0.5$	—	% $V_{FSS}$

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range. Operating the device above the specified excitation range may induce additional error due to device self-heating.

3. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Offset ( $V_{OFF}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

5. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

6. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the pressure is stabilized.

7. Offset stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.