

UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS PUEBLA

Escuela de Ingeniería

Departamento de Computación Electrónica y Mecatrónica



**Diseño conceptual de un equipo de presoterapia para la
reducción de linfedema post-mastectomía**

Tesis que, para completar los requisitos del Programa de Honores presenta la
estudiante

Lizbeth Segura Romo

159388

Licenciatura en Ingeniería Biomédica

Director de Tesis: Dr. Rubén Alejos Palomares

San Andrés Cholula, Puebla.

Verano 2021

Hoja de firmas

Tesis que, para completar los requisitos del Programa de Honores presenta la estudiante **Lizbeth Segura Romo 159388**.

Director de Tesis

Dr. Rubén Alejos Palomares

Presidente de Tesis

Mtro. Eduardo Javier Jiménez López

Secretario de Tesis

Dr. José Luis Vázquez González

Agradecimientos

A mis padres, por confiar cada día en mí y en mis expectativas, gracias por ser mis principales motivadores y formadores de lo que soy ahora como persona, pero sobre todo por su apoyo y amor incondicional, sin duda no habría podido llegar hasta aquí sin el esfuerzo que han hecho día a día para brindarme siempre una excelente educación. Mis ideales, esfuerzos y logros han sido también suyos e inspirados en ustedes.

Quiero agradecer a mi asesor, el Dr. Rubén Alejos por su gran apoyo, consejos y el tiempo dedicado para el desarrollo de este proyecto, por motivarme cada semana a seguir adelante con el trabajo, pero, sobre todo por su gran paciencia para guiarme durante todo el desarrollo de mi tesis.

Finalmente, agradezco a todos mis profesores que tuve a lo largo de la carrera por compartir su conocimiento día a día, por enseñarme todo lo que sé y por guiarme para ser una mejor persona y profesional.

Resumen

La presoterapia es una técnica de tratamiento para la reducción de linfedema por compresión externa, habitualmente neumática, se lleva a cabo mediante un sistema de bombeo a través de diversas cámaras de aire, produciendo así una presión en la extremidad afectada del paciente.

El presente trabajo, tiene como objetivo el diseño conceptual de un dispositivo biomédico para apoyar en el tratamiento de pacientes para la reducción de linfedema tras una cirugía de cáncer de mama, con el fin de mejorar su calidad de vida, y de la misma manera, se propone que sea accesible y que cuente con diversas terapias programables según las necesidades del paciente.

Para el diseño conceptual de este dispositivo, se realizó un estudio de mercado para la selección de los componentes eléctricos a utilizar, teniendo en cuenta tanto las especificaciones necesarias para cumplir con los requerimientos de la presoterapia, como el costo de estos. Para corroborar la funcionalidad del diseño, se utilizó el *Software Proteus 8* junto con un código desarrollado en *CCS C Compiler* y finalmente, para simular el sistema de producción y distribución de aire comprimido, se utilizó el *Software de FluidSIM*.

Los objetivos y la hipótesis planteados se cumplieron, al desarrollar el diseño conceptual de este dispositivo, haciendo uso de un compresor y un regulador de aire, además de válvulas selectoras y expulsoras de aire, una manga de compresión para brazo de cuatro cámaras y un microcontrolador como sistema de control, de la misma manera, se logró desarrollar un diseño accesible y de reducido tamaño.

Abstract

Pressotherapy is a treatment technique for the reduction of lymphedema by external compression, usually pneumatic, it is carried out by means of a pumping system through various air chambers, producing in this way, an oscillatory pressure on the affected limb of the patient.

The following work is aimed at the conceptual design of a biomedical device as support in the treatment of the patient for the reduction of lymphedema after breast cancer surgery, in order to improve the quality of life of the patient, in the same way, it is proposed to be accessible and that it has various programmable therapies according to the needs of the patient.

For the conceptual design of this device, a market study was carried out to select the electrical components to be used, taking into account both the specifications necessary to meet the requirements of pressotherapy and their cost. To corroborate the functionality of the design, the *Proteus 8 Software* was used together with a code developed in *CCS C Compiler* and finally, to simulate the compressed air production and distribution system, the *FluidSIM Software* was used.

The objectives and the hypothesis raised were met, when developing the conceptual design of this device using an air compressor and regulator, as well as a selector valve, air release valves, a four-chamber compression sleeve and a microcontroller as a control system. In the same way, it was possible to develop an accessible and small-size design.

Índice

Agradecimientos	3
Resumen	4
Glosario de abreviaturas	8
Capítulo I. Introducción	9
1.1 Descripción del tema	9
1.2 Justificación	10
Capítulo II. Linfedema	12
2.1 Linfedema y tratamiento	12
2.2 Técnica de presoterapia	16
Capítulo III. Equipo de presoterapia	20
3.1 Elementos generales de un equipo de presoterapia	20
3.2 Sistema de producción y distribución de aire	23
Capítulo IV. Descripción del proyecto	29
4.1 Objetivos	29
4.2 Hipótesis	30
4.3 Metodología	30
4.4 Especificaciones del proyecto	31
Capítulo V. Desarrollo y resultados	32
5.1 Diseño conceptual del equipo de presoterapia	32
5.2 Listado de componentes	37
5.3 Sistema de producción y distribución de aire	39
5.4 Sistema de instrumentación electrónico	42
Capítulo VI. Conclusiones del trabajo realizado	48
Referencias	51
Anexo A: Hojas técnicas	54
Anexo A.1	54
Anexo A.2	55
Anexo A.3	56
Anexo A.4	57
Anexo A.5.1	58
Anexo A.5.2	59

Anexo A.6	60
Anexo A.7	61
Anexo B Simulación en FluidSIM	62
Anexo B.1	62
Anexo B.2	63
Anexo C Simulación en Proteus	64
Anexo C.1	64
Anexo C.2	70

Glosario de abreviaturas

DLM	Drenaje Linfático Manual
TFC	Terapia Física Compleja
INSABI	Instituto de Salud para el Bienestar
PNSI	Presoterapia Neumática Secuencial Intermitente
SERMEF	Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física

Capítulo I. Introducción

En este capítulo, se realiza una breve descripción del tema, de la misma manera, se describe la relevancia de este proyecto.

1.1 Descripción del tema

Este proyecto consiste en el diseño conceptual de un dispositivo biomédico como apoyo en el tratamiento del paciente para la reducción de linfedema tras una cirugía de cáncer de mama.

La presoterapia es una técnica de tratamiento para la reducción de linfedema por compresión externa, habitualmente neumática. Se lleva a cabo mediante un sistema de bombeo a través de una cámara de aire, produciendo así una presión en la extremidad afectada del paciente, a lo largo de este documento se describe a detalle el diseño propuesto para realizar este sistema de bombeo previamente mencionado.

Este proyecto surge ante la necesidad de continuar con el desarrollo de dispositivos que lleven a cabo los movimientos mecánicos de un fisioterapeuta para que el paciente pueda utilizarlo desde la comodidad de su casa si su linfedema se encuentra en grado I o II.

En este documento se reporta toda la investigación llevada a cabo dividida en seis capítulos, este primer capítulo tiene como objetivo introducir al lector mediante una breve descripción del proyecto además de describir la relevancia de este trabajo, en capítulo II y III se definen algunos conceptos necesarios en el desarrollo del proyecto ,en el capítulo IV, se realiza la descripción del presente proyecto, en el capítulo V se muestran los resultados obtenidos y, posteriormente, en el capítulo VI se presentan las conclusiones en donde se mencionan los inconvenientes encontrados durante el desarrollo del trabajo, las posibles

mejoras y el trabajo a desarrollar en un futuro. Finalmente, se presenta una sección de anexos en donde se puede consultar las hojas técnicas de los componentes seleccionados para el proyecto, el diagrama general de la simulación en *Proteus 8* y el código implementado.

1.2 Justificación

El cáncer de mama es la neoplasia maligna más frecuente que afecta a las mujeres, tanto en México como en Estados Unidos. El tratamiento del cáncer de mama depende de la etapa del cáncer, siendo la cirugía uno de los tratamientos más comunes, sin embargo, este procedimiento no está exento de complicaciones, algunas de estas complicaciones son la disminución en la movilidad del brazo, insensibilidad axilar, seromas, infecciones de las heridas, linfedema, siendo esta última la complicación más común después de una cirugía ganglionar axilar por cáncer de mama [1].

Hoy en día, existen diversos tratamientos para la reducción del linfedema, como es el drenaje linfático manual (DLM) cuyo principal objetivo es reducir la acumulación de proteínas del líquido linfático en el espacio intersticial celular. Como cualquier terapia, requiere de seguimiento constante para lograr mejoras en el estado del linfedema del paciente, sin embargo, hay casos en los que al paciente no le es posible asistir de manera regular a dicha terapia, ya sea por cualquier cuestión extraordinaria e incluso por decisión propia, ocasionando que el estado del paciente empeore, es por esto, que la ingeniería biomédica junto con otras disciplinas, se han dado a la tarea de desarrollar nuevos dispositivos, con el fin de reproducir los movimientos mecánicos que el fisioterapeuta lleva a cabo durante el DLM, como es el caso de un equipo de presoterapia neumática intermitente.

Con el desarrollo de este dispositivo, existe la posibilidad que el paciente tome terapia desde casa, si su estado de linfedema se encuentra en grado I o II. Para lograr esto, se requiere de la misma manera, que el costo de este tipo de dispositivos sea accesible para los usuarios, es por esto que, a lo largo del presente trabajo se realizó una propuesta de diseño accesible de un equipo de presoterapia, cumpliendo con las especificaciones necesarias para la reducción del linfedema, buscando así, que un futuro este dispositivo sirva como apoyo al paciente y pueda darle seguimiento a su terapia desde casa en caso de que lo requiera.

Capítulo II. Linfedema

En este capítulo se mencionan algunos conceptos importantes para el desarrollo de este proyecto. Se describe a grandes rasgos qué es el linfedema y el tratamiento, de la misma manera, se describe la técnica de la presoterapia neumática secuencial intermitente.

2.1 Linfedema y tratamiento

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) [2], “el cáncer de mama es el más frecuente en las mujeres tanto en los países desarrollados como en los países en desarrollo.” Cada año, se detectan 1.38 millones de nuevos casos y se registran 458 mil muertes [3].

En México, es la segunda causa de mortalidad en mujeres entre 20 y 59 años [4] en consecuencia, a partir de 2007, la población sin seguro social tiene derecho a tratamiento de cáncer de mama a través del “Seguro Popular de Salud” (INSABI), a pesar de esto, los servicios escasean y las intervenciones de detección temprana, en particular la mamografía, son muy limitadas [5], es por esto que, a muchas mujeres se les diagnostica este tipo de cáncer en estados avanzados, además de la falta de sensibilidad sobre la detección precoz. El tratamiento integral del cáncer de mama es multidisciplinario, los manejos típicos son la cirugía y la radioterapia, en cuanto al tratamiento quirúrgico, este abarca la mastectomía simple, radical modificada o total, de la misma forma se puede llevar a cabo la disección ganglionar axilar [6].

Como todo procedimiento quirúrgico, este puede tener complicaciones. Dentro de las complicaciones que se pueden llegar a tener después de someterse al tratamiento quirúrgico son la infección de la herida, que puede provocar dehiscencia, seroma,

ocasionada en su mayoría por el manejo ineficaz de drenajes; dolor, hematoma, y linfedema, asociado a la disección ganglionar [7].

Como se mencionó anteriormente, el linfedema es una posible complicación al tratamiento del cáncer de mama asociado a la disección ganglionar. El linfedema se define como “un aumento anormal de líquido rico en proteínas en el espacio intersticial debido a una alteración de la capacidad de transporte del sistema linfático, que se manifiesta por un incremento del tamaño o hinchazón de una extremidad o región del cuerpo”[7] por acumulación de fluido linfático, cabe resaltar que no existe un tratamiento curativo; sin embargo, los tratamientos existentes tienen como objetivo la reducción y/o el mantenimiento del volumen del linfedema, además de mantener o restablecer la función de la extremidad y su aspecto, y finalmente, prevenir y tratar las complicaciones que esta pueda generar.

El linfedema, se clasifica según la medida del volumen (grado) y la inspección y exploración de la piel (estado). A continuación, se muestra una tabla en donde se describe más a detalle estos estados y grados.

<p>Estadio¹:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Estadio 1: piel depresible, movable, blando al tacto. Es reversible. Puede ceder con la postura. • Estadio 2: piel no depresible, no deja fovea, consistencia esponjosa. Es espontáneamente irreversible (existe ya cierta fibrosis). No cede con postura. • Estadio 3: piel de consistencia dura o leñosa, fibrótica, con cambios tróficos (acantosis, depósitos grasos, crecimientos duros –papilomatosis). Es irreversible.
<p>Grado^{1,3}:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Grado 1 = Leve: 2-3 cm. de diferencia. 150-400 ml de volumen total de diferencia. 10-20% diferencia de volumen. • Grado 2 = Moderado 3-5cm. 400-700 ml. 21-40%. • Grado 3 =Grave >5cm. 750 ml. >40%.

Figura 1. Estado y grados del Linfedema [8].

En cuanto a las complicaciones del Linfedema, suelen ser dermatológicas como la micosis, dermatitis aguda, linfagitis y erisipela, fibrosis/esclerosis y linfosarcoma, este último casi

siempre se desarrolla después de la mastectomía. Otra complicación del Linfedema es la patología del hombro, esta patología se ve aumentada en pacientes que han recibido cirugía y radioterapia para tratar el cáncer de mama, pues se ve afectada la movilidad articular del brazo fundamentalmente en el hombro.

Como se mencionó anteriormente, los pacientes intervenidos de cáncer de mama cuentan con un alto índice de ocurrencia de linfedema, por lo que actualmente existen diversas técnicas para disminuir el volumen, reducir los síntomas y evitar complicaciones.

En cuanto al tratamiento, este se basa en la Terapia Física Compleja (TFC). Esta terapia cuenta con una serie de medidas, las cuales no deben de aplicarse de manera aislada, las cuales se presentan en la siguiente figura:

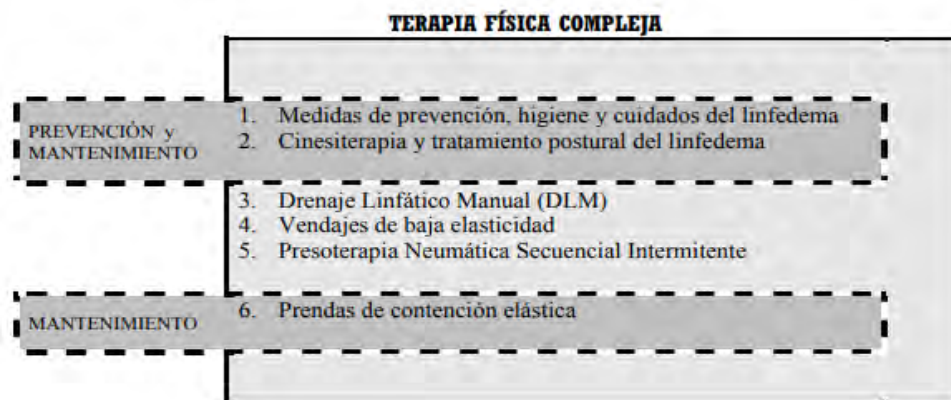


Figura 2. Terapia Física Compleja [8].

Como se muestra en la figura 2, una de las técnicas utilizadas para el tratamiento es el drenaje linfático manual (DLM). Esta es una técnica de masaje en donde se aplica una tracción sobre la piel, lenta y de forma rítmica, se sigue la localización anatómica de los vasos linfáticos ayudando así a drenar este líquido intersticial excedente. De acuerdo con Arias y Álvarez [8], se aplica una escasa presión menor a los 40 mmHg y se sigue un orden de maniobras desde la raíz a la zona distal pero centrípeto en la aplicación de una de ellas.

Una vez que se ha aplicado el DLM, “se debe mantener la reducción del volumen mediante compresión en la extremidad o región, para aumentar la presión total, disminuir la diferencia de presión hidrostática entre los tejidos y los capilares sanguíneos, e incrementar el gradiente de presión entre tejidos y fluidos linfáticos iniciales” [8], para mantener esta compresión se puede recurrir a métodos de compresión externa, los cuales son los vendajes de baja elasticidad/multicapa y las prendas elaboradas a la medida.

Otra técnica es la presoterapia neumática secuencial intermitente (PNSI), la cual es 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 afectada [9]. En la presoterapia se utilizan aparatos de uno o más compartimentos para crear un gradiente de presión. Esta presión se aplica de forma distal a proximal, sin embargo, los aparatos multicompartimentales aplican una compresión en ciclos a lo largo de la extremidad dañada. Cabe resaltar que un mayor número de cámaras permite una mayor precisión en el tratamiento.

De acuerdo con la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF) [7], esta técnica se debe de aplicar de dos a tres semanas; sin embargo, no mencionan si debe aplicarse de manera aislada al TFC ya que teniendo en cuenta que, si se usa dentro del marco de TFC, su duración dependerá de las sesiones del DLM puesto que la presoterapia se utilizará después del DLM. Se recomienda que esta técnica no se utilice de manera aislada a la TFC debido a que se corre el riesgo de drenar líquido, pero no proteínas, de esta forma se reduciría el volumen, pero se aumentaría la concentración de las proteínas incrementando el riesgo de generar fibrosis. Por otro lado, en cuanto a recomendaciones internacionales, se establece que la PNSI si se puede aplicar como tratamiento de manera

aislada, es decir, sin que se aplique el DLM, pero en linfedemas leves de grado I. Con base en lo anterior, se utiliza la PNSI en linfedemas leves ya sea de grado I o II, de forma aislada, si no se ve mejoría alguna, se procede a aplicar el tratamiento habitual de TFC, es decir, se utiliza el DLM previo a la PNSI.

2.2 Técnica de presoterapia

El tratamiento de presoterapia se efectúa introduciendo las extremidades en botas o mangas con una doble pared que forma una cámara inflable, con ayuda de un compresor, se inyecta aire a una presión determinada.

Hoy en día, se han llevado a cabo diversos estudios acerca de la técnica adecuada de esta terapia, sin embargo, aún faltan informes de calidad para determinar el valor de presión idóneo y el número de sesiones que el paciente requiere para la reducción del linfedema [11], algunos de las investigaciones realizadas hasta ahora han utilizado presiones en un rango de 30 a 60 mmHg. Si se aplica una presión por arriba de este rango podría lastimar al paciente ya que esto supone riesgo de ruptura de vasos linfáticos [9],[11],[12]. Con base en lo descrito anteriormente, la presión utilizada para el miembro superior debe de ser igual o menor a 40 mmHg, para el miembro inferior, de la misma manera, se aplica una presión suave durante un tiempo corto e intervalos entre cada ciclo de 5 segundos aproximadamente, sin embargo, si el edema es discreto, el tiempo de reposo puede aumentar hasta 10 segundos y finalmente, si el edema es significativo se puede utilizar una presión de hasta 60 mmHg por 5 segundos con un periodo de reposo de esta misma duración [13].

Es importante mencionar que generalmente la PNSI se aplica siempre después del DLM y antes de cualquier tipo de vendajes, la PNSI únicamente se puede aplicar antes del DLM si es muy edematoso y la piel es poco flexible [10].

Actualmente, la mayoría de los dispositivos para llevar a cabo el tratamiento cuentan con terapias programables, a continuación, se enlistan algunas de estas terapias [13]:

- Programa anterógrado: en este programa todas las cámaras se inflan desde la parte distal hacia la raíz del miembro antes de relajarse.
- Programa retrógrado: en este la onda de presión sigue siendo de manera disto-proximal, sin embargo, se comienza a vaciar a nivel proximal. Se recomienda en linfedemas de grado III.
- Programas de deslizamiento: este tipo de programa se suele utilizar en caso de insuficiencia de la circulación venolinfática.

A continuación, en la figura 3 se muestra un esquema representativo de un programa anterógrado realizado por el equipo de presoterapia *Lymphactive*, en donde la secuencia cíclica de llenado corresponde a las zonas azules.

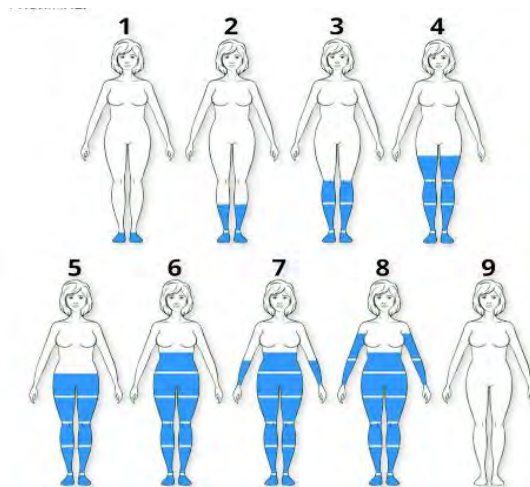


Figura 3. Secuencia cíclica de llenado y vaciado, equipo *Lymphactive* [14].

El tratamiento que se muestra a modo figurativo en la figura 3, se aplica a las zonas seleccionadas, comenzando por las botas, en seguida de la faja y finalmente las mangas, en este tipo de programa se realiza lo siguiente [14]:

1. Se realiza un pre inflado de las zonas seleccionadas, si la presión ingresada por el usuario es mayor a 60 mmHg.
2. La primera cámara, que en este caso corresponde a los pies, es inflada hasta la presión deseada.
3. Se corta el suministro de aire, pero la cámara se mantiene inflada hasta que transcurra el tiempo de retención preestablecido.
4. Se habilita la siguiente cámara, pero sin deshabilitar la anterior, se realiza este proceso hasta llenar la última cámara y el ciclo inicia de nuevo.
5. El tratamiento finaliza al agotarse el tiempo de sesión establecido.

Es importante mencionar que el programa anterógrado, se realiza siempre de manera distal a proximal, esta secuencia se puede observar en la figura 4.

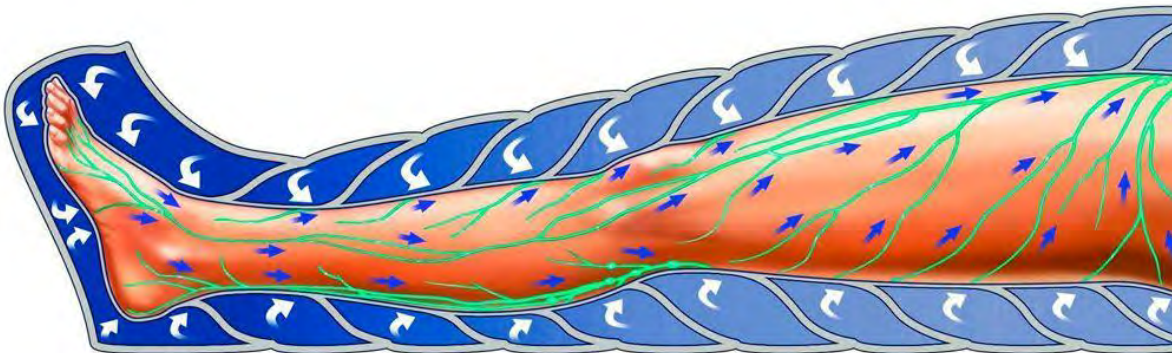


Figura 4. Programa anterógrado, distal a proximal de extremidad inferior. [15].

Como se observa en la figura 4, se comienza con el inflado de cámaras desde la parte distal de la extremidad, en este caso desde el pie, hasta la zona proximal de la extremidad, es decir, hasta el abdomen.

A lo largo de este capítulo se describieron algunos conceptos importantes para el desarrollo de este proyecto, de la misma manera se describió la técnica regular de presoterapia.

Capítulo III. Equipo de presoterapia

En este capítulo se describen las características de un equipo de presoterapia, de la misma manera, se menciona acerca del sistema de producción y distribución de aire para el correcto funcionamiento de este dispositivo.

3.1 Elementos generales de un equipo de presoterapia

Actualmente existe una gran variedad de aparatos de presoterapia, se revisó detalladamente las especificaciones de algunos equipos y en general, cada sistema viene equipado con los elementos que se observan en la figura 5.



Figura 5. Accesorios del equipo de presoterapia *Lymphopress 4* [16].

Como se observa en la figura 5, existen diversas prendas segmentadas, ya sea para las piernas, brazos y abdomen, estas prendas pueden ser uni o multicompartimentales, es decir, cada prenda segmentada presenta un número diferente de cámaras, permitiendo así diferenciar entre la presoterapia unicompartimental y multicompartimental.

La presoterapia unicompartimental, como su nombre lo indica, está compuesta por una sola cámara, en consecuencia, se realiza un aumento uniforme de presión en la

extremidad a la que se está aplicando. Es por esta razón que no se utilizan mucho en la actualidad, pues supone una menor efectividad al momento de drenar el líquido intersticial [11].

A diferencia de la presoterapia unicompartimental, la multicompartimental está compuesta generalmente por prendas segmentadas de 4 a 12 cámaras, hoy en día existen diversas marcas y modelos. La ventaja de este tipo de presoterapia sobre la unicompartimental es que brinda al usuario la posibilidad de controlar la presión deseada en las cámaras haciendo más efectivo y personalizado el tratamiento para el paciente [11], en la figura 6, se muestra una bota multicompartimental de 8 cámaras para presoterapia.

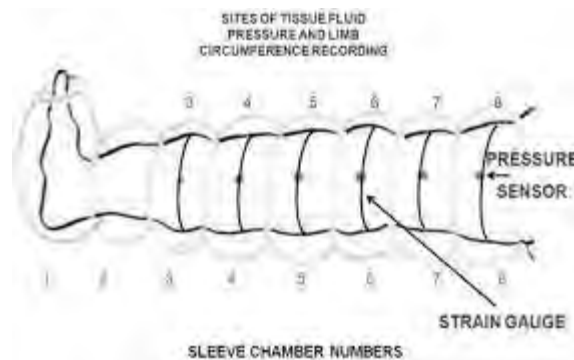


Figura 6. Bota multicompartimental de 8 cámaras [17].

Como se mencionó anteriormente, hoy en día, existen diversos equipos de presoterapia, cada uno de estos cuenta con diferentes programas, sin embargo, se observó que generalmente cuentan con tres tipos: (1) el linfático, para solucionar problemas de retención de líquidos y realizar drenajes linfáticos; (2) circulatorio, para problemas de circulación y; (3) el personalizado, en el que el profesional establece los parámetros como la presión deseada y el tiempo de acuerdo con el tratamiento a realizar.

En cuanto al *Software*, este depende de las especificaciones de cada equipo, sin embargo, en cuanto al *hardware* de los equipos de presoterapia, generalmente cuentan con

sensores donde cada presión de la cámara de aire es controlada por el sistema. Adicionalmente también pueden indicar si alguna de estas cámaras de aire está dañada. La estructura interna del driver para las electroválvulas del equipo de presoterapia junto con los sensores de *Lino Drain* de *EURTRONIK* se observa en la figura 7.



Figura 7. *Lino Drain*, vista interna [18].

Adicionalmente, el sistema de la figura 7, además de contar con sensores de presión, cuentan con un compresor, el cual suministra el aire. Este compresor está perfectamente silenciado y amortiguado pensado en el confort del paciente durante la terapia. La figura 8, muestra el compresor del equipo *Lino Drain*.

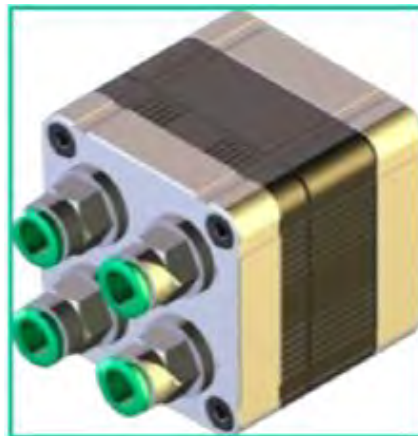


Figura 8. Compresor de aire utilizado en el equipo de presoterapia *Lino Drain* [18].

Además del compresor, los equipos de presoterapia cuentan con los siguientes componentes:

- Filtro antihumedad, donde se deshumidifica el aire que llega a las cámaras de aire.
- Filtro de aspiración: para limpiar tanto impurezas como micro polvos del aire que llega al dispositivo.
- Botón de seguridad: este botón es para una mayor comodidad del paciente, cuenta con 2 funciones: al pulsar de manera corta se bloquea un solo sector y si se pulsa de una manera prolongada se bloquea todo el tratamiento.
- Algunos equipos cuentan con un esfigmomanómetro el cual ayuda a medir previamente la presión de la sangre, esto para determinar la presión más adecuada para la terapia. Por lo general si la presión sistólica excede los 140 mmHg, se notificará al usuario que consulte a su médico.

3.2 Sistema de producción y distribución de aire

Para el funcionamiento adecuado de un equipo de presoterapia se requiere de un sistema de producción y distribución de aire. Para la producción de aire comprimido, es necesario que el aire se encuentre limpio para evitar daños en los componentes del circuito, para esto se requiere eliminar partículas abrasivas de polvo y óxido, además de la humedad. Para eliminar esto, antes del compresor se requiere un filtro de aspiración pues evita que entren partículas de polvo al compresor, una vez que el aire sale del compresor este puede estar húmedo y a altas temperaturas, es por esto que se requiere un enfriador y un secador, además de otro filtro en línea para eliminar partículas presentes, una vez que se ha tratado el aire, este se almacena en un tanque para posteriormente distribuirlo. Después del compresor y antes de entrar el aire comprimido a la máquina es necesaria una unidad de mantenimiento,

compuesta por un filtro, regulador de presión y lubricador, estos componentes se muestran en la figura 9 donde únicamente se elimina la presencia del tanque almacenador que para trabajos posteriores podría ser incluido.

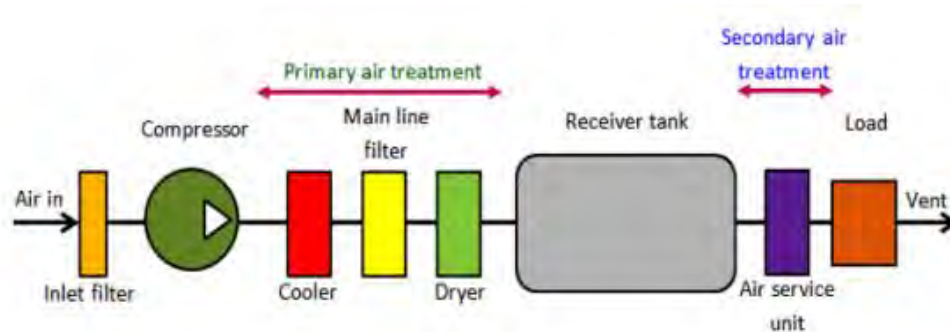


Figura 9. Etapas del tratamiento de aire [19].

A continuación, se describe a detalle cada uno de los componentes que se muestran en la figura 9.

1. Filtros: para evitar que las partículas contaminantes del aire dañen al compresor, existen filtro húmedos y secos, para la segunda etapa de filtrado se utilizan filtros de línea principal, “estos filtros se utilizan para eliminar los vapores de agua o contaminantes sólidos presentes en las líneas principales de los sistemas neumáticos” [20].

2. Compresor: dispositivo encargado de generar el aire comprimido, son motores eléctricos o de combustión que aspiran el aire de la atmósfera y lo comprimen hasta alcanzar la presión de funcionamiento requerida por la instalación. Según el tipo de movimiento del motor, los compresores neumáticos se dividen en dos categorías: alternativos o rotativos.

3. Enfriador: Como se mencionó anteriormente, cuando se comprime el aire la temperatura también aumenta, por lo que este tiene que ser enfriado, esto se logra mediante un refrigerador, existen dos tipos de enfriadores, de aire y de agua. En el método de aire

enfriado se utiliza el aire ambiental para enfriar al aire comprimido y en el caso del otro método se utiliza el agua para enfriarlo [20].

4. Secador: el secador está compuesto por dos intercambiadores de calor, un separador y un compresor de refrigerante [20]. Existen secadores químicos y secadores de adsorción.

5. Tanque acumulador: Aquí se almacena el aire comprimido, esto evita que el compresor esté siempre trabajando pues este solo se vuelve a poner en marcha cuando la presión en el depósito sea baja.

6. Preparación: Compuesto por un separador, regulador de presión y un lubricador.

Durante la preparación del aire comprimido, varios procesos, como la filtración, la regulación y la lubricación, se llevan a cabo mediante componentes individuales. Estos componentes son: separador, el cual es un filtro que separa el aire comprimido de partículas de agua que se condensan cuando el fluido está a alta presión, además de un regulador de presión y un lubricador, estos componentes se muestran en la figura 10 [20].

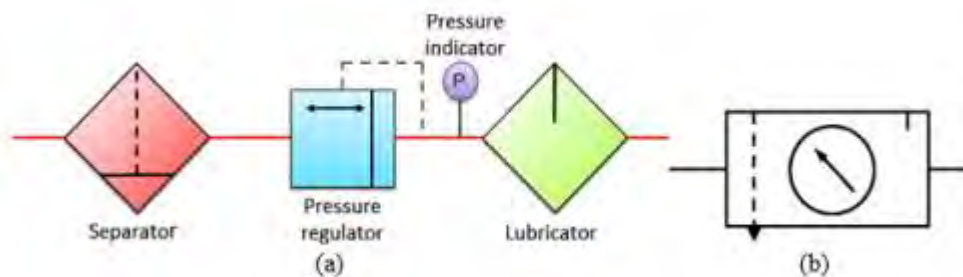


Figura 10. a) Unidad de mantenimiento o servicio. b) Símbolo de la unidad de servicio.

[19].

A continuación, se describe cada uno de los componentes de la unidad de mantenimiento o servicio presentes en la figura 10.

1. Separador: Este componente tiene la finalidad de eliminar las impurezas restantes que puede contener aún el aire hasta esta etapa. Su símbolo y su composición interna se muestran en la figura 11 donde se puede apreciar la válvula de purga de agua en la parte inferior.

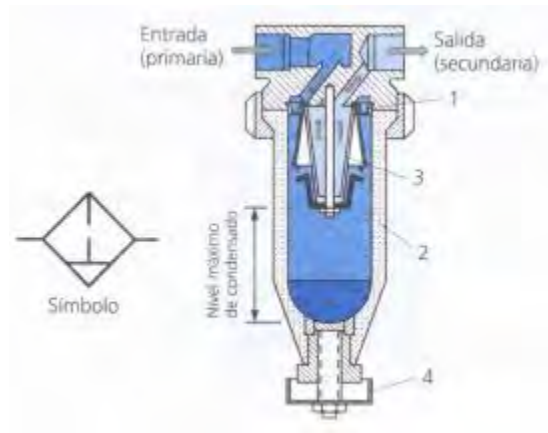


Figura 11. Separador de una unidad de mantenimiento y su símbolo correspondiente. [21].

2. Regulador de presión: Este componente permite regular la presión al nivel requerido del dispositivo y lo mantiene constante. Los detalles de su construcción se muestran en la figura 12.

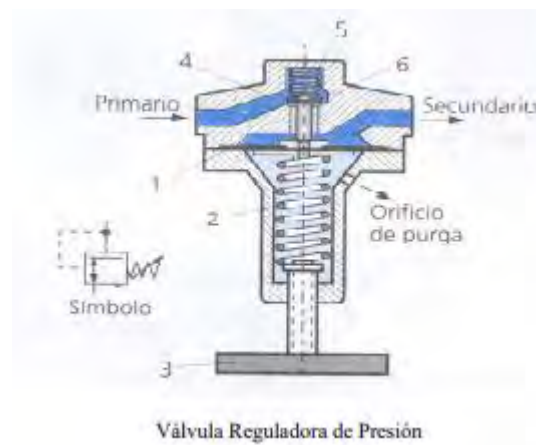


Figura 12. Regulador de presión [21].

En cuanto a su funcionamiento, la presión de salida es regulada por una membrana, esta membrana se encuentra sometida en la parte inferior, por la fuerza de un resorte que puede

ser regulada mediante un tornillo de calibración, y por el otro, por la fuerza ejercida por la presión de entrada. Cuando se equilibran la fuerza ejercida por la presión de entrada con la fuerza ejercida por el resorte sobre la membrana esto ocasiona la apertura hacia la salida que será una función del desplazamiento de la membrana. Si esta presión aumenta por acción de la disminución del caudal, entonces la membrana se comprimirá y, en caso contrario, la válvula de asiento se abrirá permitiendo así el paso del aire procedente de la red [21].

3. Lubricador: en esta etapa se incorpora el aire comprimido junto con una fina niebla de aceite para lubricar las partes móviles de componentes neumáticos, sin embargo, las unidades de mantenimiento cuentan con una salida de aire antes del lubricador en caso de que no se requiera aire con lubricación. Este componente se muestra en la figura número 13.

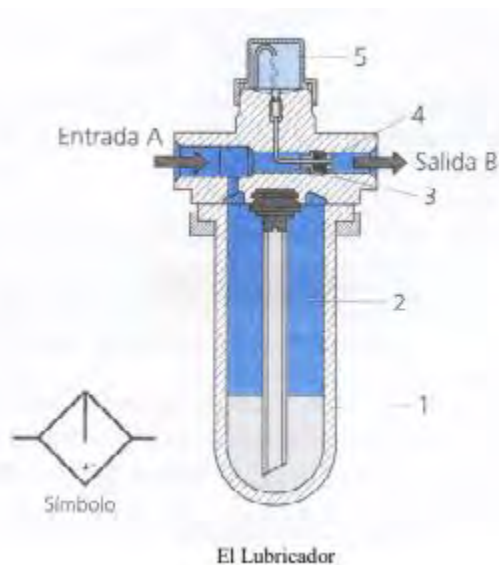


Figura 13. Lubricador de aire comprimido [21].

En cuanto a la distribución de aire, en un equipo de presoterapia generalmente se realiza mediante conexiones de una o dos derivaciones, estas conexiones van desde la unidad de producción de aire comprimido, hasta cada una de las cámaras que compone ya sea la manga

para brazo o la bota para la pierna. Estas conexiones, se pueden observar en la figura 5 previamente descrita.

En este capítulo, se describieron las características generales de un equipo de presoterapia, de la misma manera, se describió cada de cada uno de los componentes de un sistema de producción y distribución de aire para el correcto funcionamiento de este dispositivo.

Capítulo IV. Descripción del proyecto

En el presente capítulo, se plantea el objetivo general, así como los objetivos específicos, y la hipótesis. De la misma manera, se describe la metodología llevada a cabo para el diseño conceptual del equipo de presoterapia, y finalmente, se muestran las especificaciones de diseño.

4.1 Objetivos

El objetivo general del presente trabajo de investigación, es implementar el diseño conceptual de un dispositivo de presoterapia que sea útil para la reducción de linfedema post mastectomía, con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente, que sea accesible y que cuente con diversas terapias programables según las necesidades del paciente.

De la misma manera, los objetivos específicos derivados del objetivo general planteado anteriormente son:

- Identificar las características principales y funcionamiento de un equipo de presoterapia.
- Comprender el funcionamiento y todas las herramientas que ofrece el Software *FluidSIM*, donde se llevará a cabo la simulación del sistema de producción y distribución de aire comprimido.
- Selección de materiales a utilizar para la implementación del diseño.
- Desarrollar el código para el funcionamiento del equipo de presoterapia, utilizando *CCS C Compiler*.
- Realizar la simulación instrumental del dispositivo utilizando el *Software Proteus 8*.
- Evaluar los resultados obtenidos y posibles mejoras del diseño.

4.2 Hipótesis

Es posible desarrollar el diseño conceptual de un dispositivo biomédico para la reducción de linfedema post-mastectomía, mediante la técnica de presoterapia, haciendo uso de un compresor y regulador de aire, además de válvulas selectoras y expulsoras de aire, una manga de compresión para brazo de cuatro cámaras y un microcontrolador como sistema de control.

4.3 Metodología

Para la implementación del proyecto, se realizó una investigación acerca de las características y funcionamiento de un equipo de presoterapia. Una vez que se comprendió el funcionamiento del dispositivo, se realizó una simulación del sistema de producción y distribución de aire en el Software de *FluidSIM*, de la misma manera se llevó a cabo una investigación de mercado sobre los componentes requeridos para posteriormente realizar una selección de los materiales. Después, se implementó el código para el funcionamiento del equipo usando *PIC C Compiler* y posteriormente, se realizó la simulación instrumental utilizando el Software de *Proteus 8*, finalmente, se evaluaron y discutieron los resultados obtenidos. En la figura 14, se muestran de manera general las etapas de la metodología mencionadas anteriormente, necesarias para alcanzar los objetivos planteados.

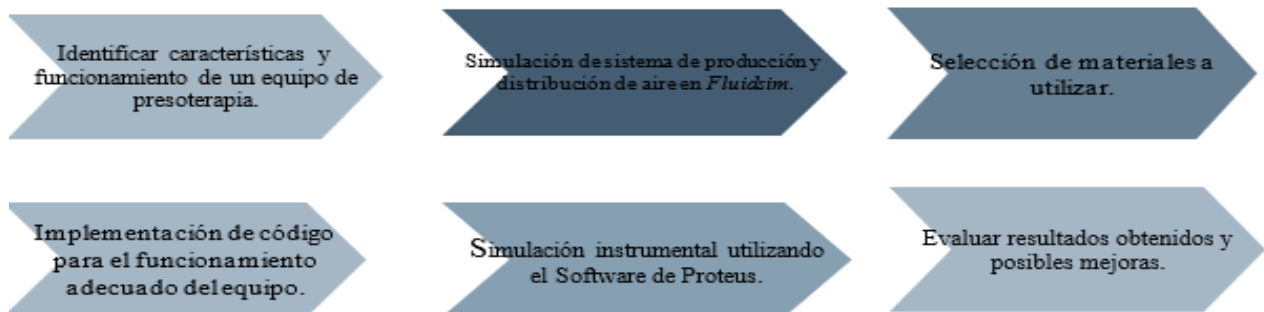


Figura 14. Esquema general de la metodología.

4.4 Especificaciones del proyecto

El dispositivo a diseñar debe de contar con las siguientes especificaciones:

- Alimentación: 12 Volts.
- Presión máxima de operación: 20 PSI.
- Número de cámaras: 4 cámaras
- Clase del instrumento: clase 1
- Tipo de terapias: Linfedema y Masaje.

En los siguientes capítulos se abordará el diseño de las etapas necesarias para cumplir con las especificaciones anteriores.

A lo largo de este capítulo, se realizó la descripción del proyecto, se planteó el objetivo general, la hipótesis y, de la misma manera, se describió la metodología llevada a cabo para el diseño conceptual del equipo de presoterapia, finalmente, se mostraron las especificaciones a seguir para el diseño conceptual del equipo de presoterapia.

Capítulo V. Desarrollo y resultados

El presente capítulo, muestra el diseño conceptual del equipo de presoterapia con cada uno de los materiales seleccionados, de la misma manera se muestran las pruebas realizadas como evidencia del funcionamiento del diseño planteado.

5.1 Diseño conceptual del equipo de presoterapia

Para el diseño conceptual del equipo de presoterapia, el primero componente necesario para la producción de aire es el compresor, se realizó un análisis de diferentes compresores disponibles en el mercado y finalmente se eligió la bomba D2028 de la marca *AirPon* ya que cuenta con las especificaciones suficientes para cumplir con los objetivos de este proyecto, esta bomba soporta un rango de presión de 0 a 32 psi, alimentación de 12 Volts y una potencia de 12 Watts, de la misma manera, cuenta con un costo muy accesible, el precio varía entre \$6.5 USD a \$7.50 USD, equivalente a un rango de \$129.181 MXN a \$149.18 MXN [22] la bomba se muestra en la figura 15, para más detalles sobre este componente se puede hacer referencia a la hoja técnica disponible en el anexo A.1



Figura 15. Bomba D2028 de la marca *AirPon* [22].

De la misma manera, se eligió el regulador de aire de la marca Wilkerson R05-02-L00 de ¼” NPT, trabaja en un rango de presión de 0 a 30 PSI, tiene un costo aproximado de \$23.15 USD, equivalente a \$461.35 MXN [23], en la figura 16, se muestra el regulador previamente descrito.



Figura 16. Regulador de aire [23].

Para el sistema de distribución de aire, se tiene un sistema compuesto por una válvula selector, y cuatro válvulas expulsoras para cada una de las cámaras de la manga seleccionada. Para la válvula selector se eligió una válvula de la marca *Bio-Chem Fluidics*, de 4 puertos, alimentación de 12 Volts, posee una presión máxima de operación de 20 psi y un orificio central de 0.81 mm, a continuación, en la figura 17 se muestra el plano a detalle con las medidas correspondientes y la válvula, para más detalles acerca

de las especificaciones de esta válvula, consultar el anexo A.2.

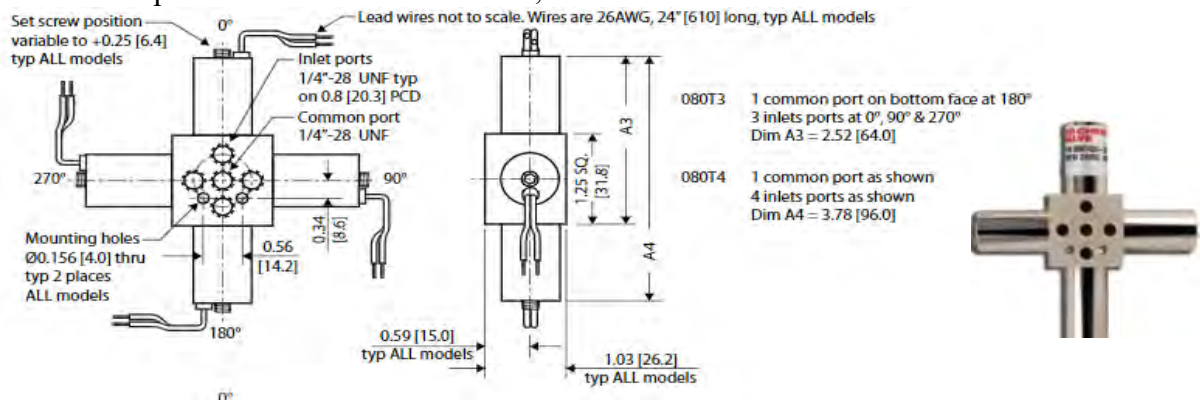


Figura 17. Válvula selector *Bio-Chem Fluidics* [24].

Para el sistema de despresurización, se eligió la válvula expulsora de la marca FESTO, esta es apta para una presión mayor a 100 mbar, cuenta con un diámetro de 1/4 NPT, el modo de actuación de esta válvula es de tipo eléctrica, como datos característicos de esta bobina, tiene una alimentación de 24 Volts DC, actualmente posee un precio aproximado de 114.85 €, equivalente a \$2763.87 MXN. Para más información acerca de este componente se puede consultar la hoja técnica adjunta en el anexo A.3. En la figura 18, se observa esta válvula selectora.



Figura 18. Válvula expulsora marca FESTO [25].

Además de los componentes previamente descritos para el sistema de producción y distribución de aire, se seleccionó una manga de compresión para brazo de la marca *Lympha Press*, esta manga cuenta con cuatro cámaras y posee un corte a la altura de la axila con el fin de incluir al hombro junto con el brazo durante la terapia, esta manga se puede observar en la figura 19, para más especificaciones acerca de esta manga, consultar el anexo A4.



Figura 19. Manga de compresión para brazo de la marca *Lympha Press* [26].

Otro material necesario para la implementación del equipo de presoterapia, es una manguera para la distribución del aire desde el compresor a las válvulas, hasta cada una de las cámaras de la manga de compresión para brazo, para esto se propone utilizar una manguera para aire comprimido de poliuretano de 1/4'' de pulgada, de la marca *CYBERMATICS*, cuenta con un rango de operación de trabajo de -29.5 Hg'' a 150 PSI. Para más especificaciones acerca de esta manguera, consultar el anexo A.5, la manguera se muestra en la figura 20.



Figura 20. Manguera para aire comprimido.

Para la implementación de este diseño se requieren de dos tipos de conexiones, como son racores rectos de diámetro de 1/4" NPT x 4 mm, además de racores en Tee de 1/4" NPT x 4mm macho, estos tipos de racores se muestran en la figura 21 y, en la tabla 1, se muestra el tipo y el número de racores necesarios para el desarrollo de este dispositivo.



Figura 21. a) Racor recto b) Racor en Tee.

Componente	Tipo de racor	Número de racores
Regulador de aire	Racor recto	2
Válvula selectora	Racor recto	5
Válvula expulsora	Racor recto	4
Manga	Racor recto	4
Racor entre válvula selectora, válvula expulsora y manga	Racor en Tee	4

Tabla 1. Número y tipo de racores requeridos.

Finalmente, en la figura 22, se muestra un diagrama general con los componentes propuestos para el diseño del equipo de presoterapia, como se observa, está compuesto por un compresor, regulador, válvula selectora, manga para presoterapia y válvulas expulsoras.

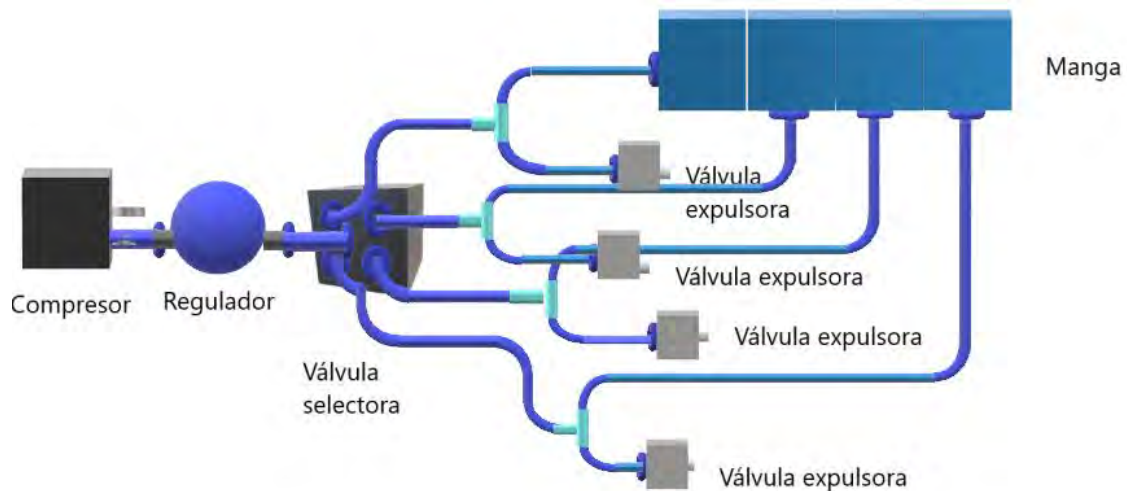


Figura 22. Esquema general equipo de presoterapia.

5.2 Listado de componentes

A continuación, se muestra el resumen del listado de componentes a utilizar en el proyecto, de acuerdo con los componentes mencionados en el apartado 5.1.

Componente	Precio aproximado
Bomba D2028, marca <i>AIRPON</i> .	\$149.18 MXN
Regulador de aire, marca Wilkerson R05-02-L00	\$461.35 MXN
Válvula selectora, marca <i>Bio-Chem Fluidics</i>	\$12,326.54 MXN
Válvula expulsora, marca FESTO (4 piezas)	\$9,275.2 MXN

Manga de compresión para brazo, marca <i>Lympha Press</i>	\$2377.71 MXN
Manguera de poliuretano para aire comprimido, marca <i>CYBERMATICS</i>	\$86.22 MXN (5 mts.)
Racor recto (15 piezas)	\$129.45.00 MXN (20 Piezas)
Racor en Tee (4 piezas)	\$44.64 MXN (5 Piezas)
PIC16LF1937	\$39.00 MXN
PC817	\$56.0 MXN (10 Piezas)

Tabla 2. Listado de componentes y precios.

A precio de mercado, el dispositivo tendría un precio unitario de \$24,945.29, como se observa, la válvula selectora es el componente con el precio más elevado, sin embargo, este componente puede ser sustituido por una válvula más económica.

Es importante mencionar que, su producción en serie reduciría considerablemente el costo, como se muestra a continuación:

Componente	Precio aproximado
Bomba D2028, marca <i>AIRPON</i> .	\$149.18 MXN
Regulador de aire, marca Wilkerson R05-02-L00	\$410.49 MXN
Válvula expulsora y selectora, marca FESTO (8 piezas)	\$17,807.68 MXN

Manga de compresión para brazo, marca <i>Lympha Press</i>	\$2377.71 MXN
Manguera de poliuretano para aire comprimido	\$8.2 MXN (5 mts.)
Racor recto (15 piezas)	\$61.5 MXN (20 Piezas)
Racor en Tee (4 piezas)	\$30.4 MXN (5 Piezas)
PIC16LF1937	\$19.90 MXN
PC817	\$7.38 MXN (10 Piezas)

Tabla 3. Listado de componentes y precios, producción en serie.

A precio de mayoreo, el dispositivo tendría un precio unitario de \$20,872.44 MXN, cabe señalar que este no es el precio final del dispositivo, ya que se consideró el precio mínimo de compra a mayoreo, por lo que podría bajar, de la misma manera, la válvula expulsora y selectora puede ser sustituida por otra de menor precio.

5.3 Sistema de producción y distribución de aire

Como se mencionó en capítulos anteriores, para el funcionamiento adecuado de un equipo de presoterapia se requiere de un sistema de producción y distribución de aire, el sistema diseñado para la terapia de linfedema, se muestra en el anexo B.1 y el sistema diseñado para la terapia de masaje, se puede consultar en el anexo B.2.

Para la simulación del sistema de producción de aire en *FluidSIM*, se colocó el compresor y una unidad de mantenimiento como se muestra en la figura 23.

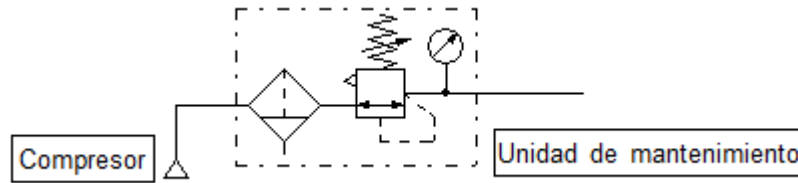


Figura 23. Sistema de producción de aire.

Para simular la secuencia de llenado y vaciado de aire de las cámaras con las que cuenta el diseño, se utilizaron cuatro cilindros de doble efecto como actuadores para simular las cámaras; y como válvula selectora, se utilizaron cuatro válvulas de 5/2 vías con accionamiento neumático, no se utilizó un *manifold* para implementar la simulación en *FluidSIM* ya que se utilizaron válvulas individuales. Para controlar la secuencia deseada se utilizaron ocho válvulas de 3/2 vías accionadas por rodillo.

Se diseñaron dos secuencias, una para la terapia de linfedema y otra para la terapia de masaje. Es importante mencionar que, para la automatización del sistema, se utilizó un proceso intuitivo, controlando una secuencia de movimiento, de forma intuitiva se coloca un tiempo de retención y al terminar dicho tiempo, se pasa a la siguiente etapa y así sucesivamente hasta completar toda la secuencia. Para la terapia de linfedema, la secuencia diseñada consiste en el inflado de la cámara 1, dicha cámara permanece inflada por el tiempo de retención introducido, en este caso se colocaron dos segundos, una vez terminado el tiempo de retención, la cámara 1 se mantendrá en ese estado y comenzará el llenado de la cámara 2, al terminar el tiempo de retención de dos segundos comenzará el llenado de la siguiente cámara y así sucesivamente hasta que se concluya el llenado de las cuatro cámaras. Al llegar a la última cámara, todas se vaciarán simultáneamente y el ciclo comenzará de nuevo. En la figura 24, se muestran todas las cámaras completamente llenas y, la secuencia

descrita previamente, se puede observar en la figura 25, la cual representa un esquema de espacio-tiempo. En dicho diagrama se muestra el desplazamiento de cada uno de los actuadores o cámaras en donde el eje x corresponde al tiempo y el eje y corresponde al desplazamiento de las cámaras. A lo largo del tiempo, se observa que, al iniciar la secuencia, inicia un desplazamiento de la cámara 1 y, al transcurrir aproximadamente 2 segundos de retención establecidos, comienza el desplazamiento o llenado de la siguiente cámara, al finalizar, se observa como todas las cámaras regresan a su posición inicial.

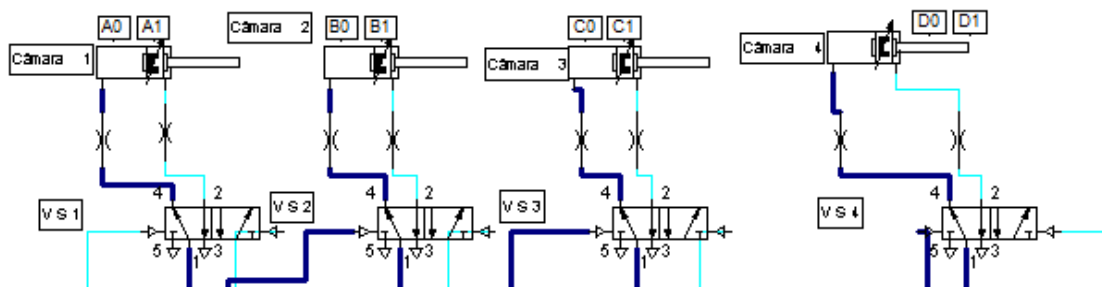


Figura 24. Llenado de las cuatro cámaras del equipo de presoterapia.

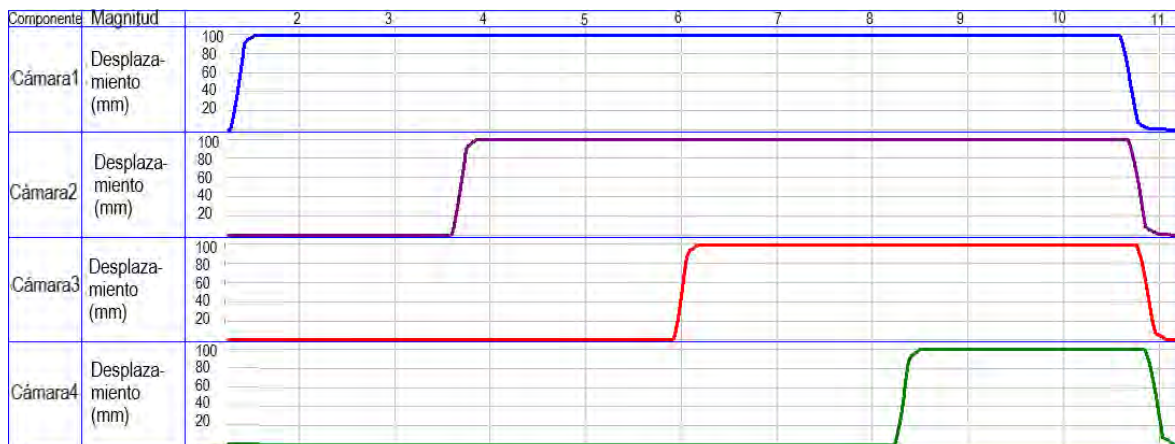


Figura 25. Representación de la secuencia de movimiento, espacio-tiempo.

En cuanto a la secuencia para la terapia de masaje, se utilizaron los mismos componentes, sin embargo, para la secuencia en este tipo de terapia, primero se inicia con el llenado de la cámara 1, tras transcurrir un tiempo de retención de dos segundos, se vacía la cámara y se

inicia con el llenado de la siguiente cámara y así sucesivamente hasta la última cámara. Este ciclo se repetirá hasta donde el usuario lo desee. En la figura 26, se muestra la representación de la secuencia de movimiento espacio-tiempo, en donde el eje x corresponde al tiempo y el eje y corresponde al desplazamiento o llenado de las cámaras.

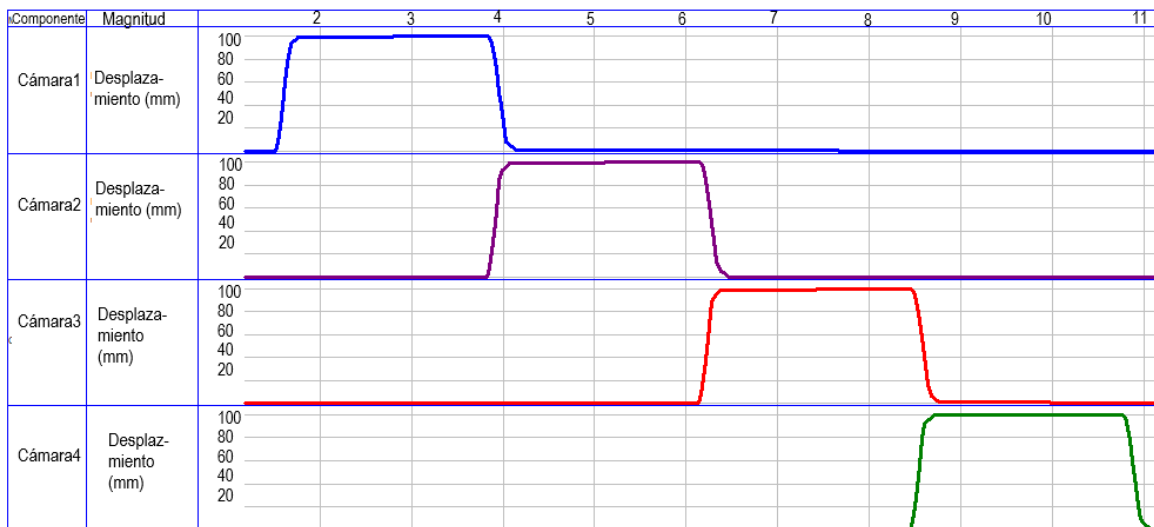


Figura 26. Representación de la secuencia de movimiento, espacio-tiempo.

Una vez simulado el sistema de producción y distribución de aire, se simuló el sistema de instrumentación electrónico en *Proteus*.

5.4 Sistema de instrumentación electrónico

De acuerdo a los materiales a utilizar para el desarrollo del proyecto, descritos en el apartado 5.1, se menciona el uso de diferentes componentes para la producción y distribución de aire, como son el compresor, la válvula selectora y la válvula expulsora, los cuales funcionan mediante diferentes señales, para lograr esto, se desarrolló un programa en un microcontrolador PIC16LF1937. El rango de voltaje de este microcontrolador va desde 1.8 Volts hasta 5.5 Volts, cuenta con 40 pines, además de un núcleo de rango con 49 instrucciones, memoria flash de programa con capacidad de auto lectura / escritura, soporte

de unidad de LCD de 96 segmentos, un oscilador interno de 32 MHz y un indicador de temperatura integrado entre otras especificaciones, para más detalle de este componente ver la sección de anexos A.5.1 y la sección A.5.2 para consultar el diagrama de pines.

Para la simulación instrumental del equipo, se programó un código haciendo uso de *CCS Compiler*, el código se puede consultar en la sección de anexos C.1. Dicho algoritmo permite al usuario elegir el tipo de terapia deseada, ya sea linfedema o masaje, de la misma manera, permite seleccionar el tiempo deseado de terapia ya sea 30 minutos o 45 minutos o 1 hora, posteriormente se le indica al usuario que introduzca el tiempo de retención de las cámaras y finalmente, la presión deseada, si la presión introducida es mayor a 60 mmHg, indicará al usuario introducir otro valor de presión menor.

Si el usuario selecciona la opción de linfedema, se inflará la cámara distal hasta la presión introducida y se mantendrá así durante el tiempo indicado, posteriormente, sin desinflar la primera cámara, se inflará la segunda cámara hasta la presión indicada y así sucesivamente, hasta llegar a la última cámara, donde iniciará de nuevo el proceso hasta terminar el tiempo indicado. Por otro lado, si el usuario selecciona la terapia masaje, se llevará a cabo el inflado y desinflado de cámaras de distal a proximal con el tiempo, presión y retención introducido previamente. La lógica del programa en *CCS Compiler* del microcontrolador se muestra en la figura 27 donde además ya se incluyen elementos de seguridad, de inicio, pausa, paro y selección de terapia.

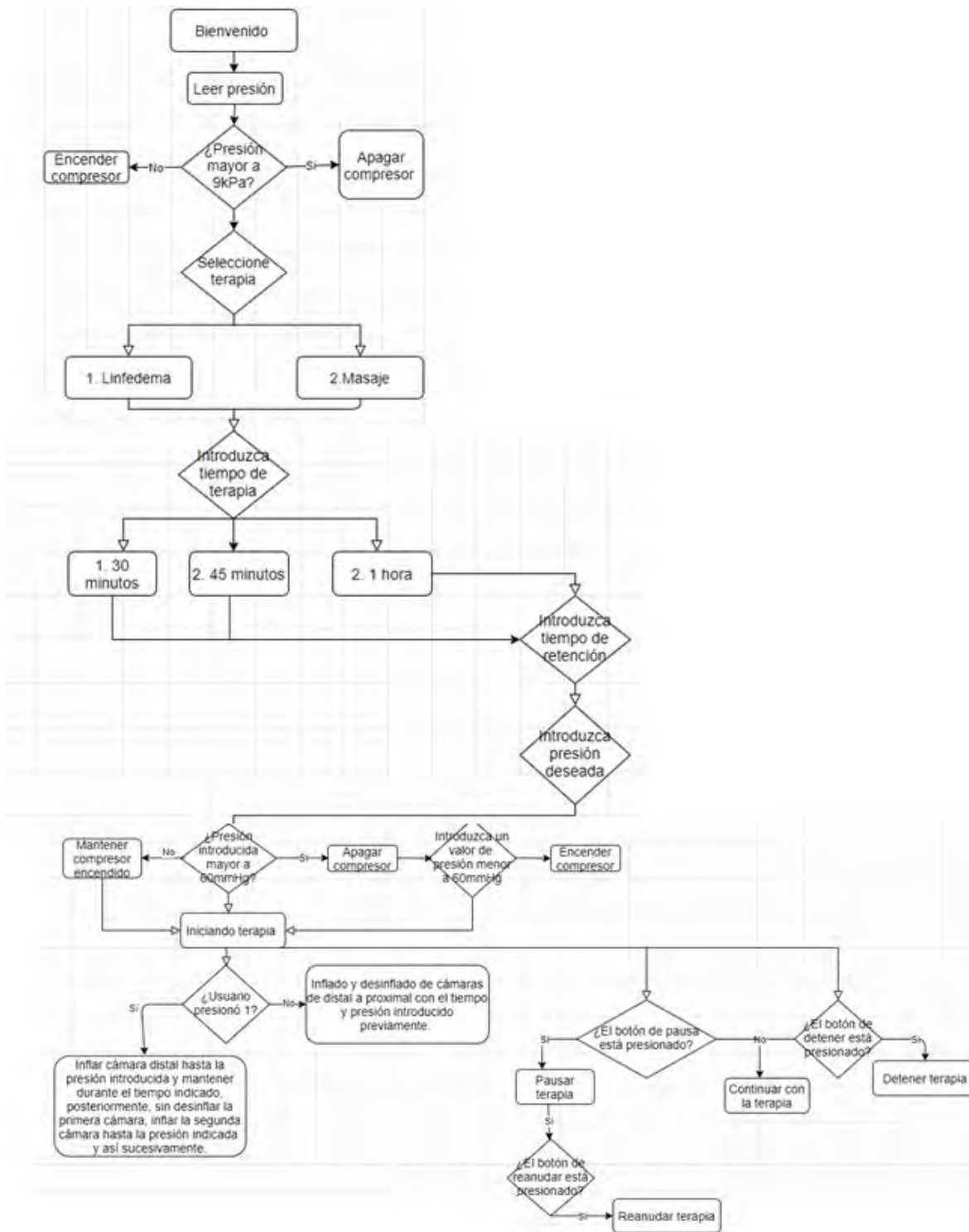


Figura 27. Lógica del programa.

Una vez realizado el código, se utilizó el *Software* de *Proteus 8*, en donde se usó el microcontrolador previamente mencionado, una LCD de 16x2, un teclado 4x3 y se colocaron tres *push button*, uno correspondiente al encendido del dispositivo, otro para pausar la terapia cuando el usuario lo desee, al presionar este botón de pausa se encenderá un LED rojo, y por último un botón de *reset*. Estos componentes pueden observarse en la figura 28.

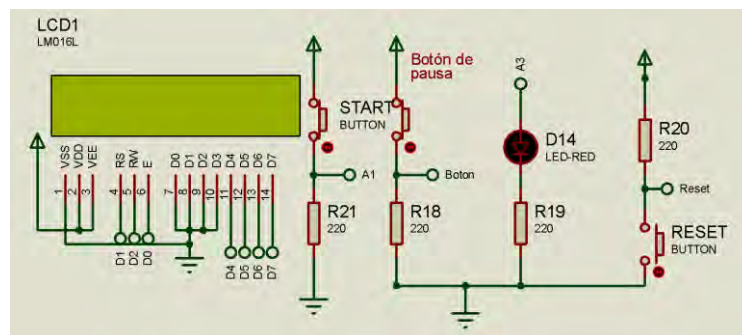


Figura 28. Componentes de la simulación en Proteus.

Es importante mencionar que Proteus no cuenta con todos los componentes necesarios para la simulación, como es el compresor, las válvulas tanto expulsoras como selectora y la manga de compresión por lo que se decidió utilizar LEDs para su simulación, estos LEDs se encuentran conectados a un *driver*, compuesto por un optoacoplador PC817, se conectaron de esta manera con el fin de tener una señal de tensión más elevada a la salida y tener la potencia para manejar cada uno de las válvulas y bomba compresora. Se eligió el optoacoplador PC817, debido a que este componente cuenta con una tensión de entrada del diodo de 3 Volts compatible con la salida del microcontrolador con una corriente de activación de LED de 15 mA, etc. Para más especificaciones de este componente consultar el anexo A.6.

En la figura 29, muestra el optoacoplador conectado a un LED simulando el compresor, cabe señalar que esta misma estructura se utilizó para cada uno de los componentes restantes, en este caso, las válvulas selectoras y las cámaras de compresión.

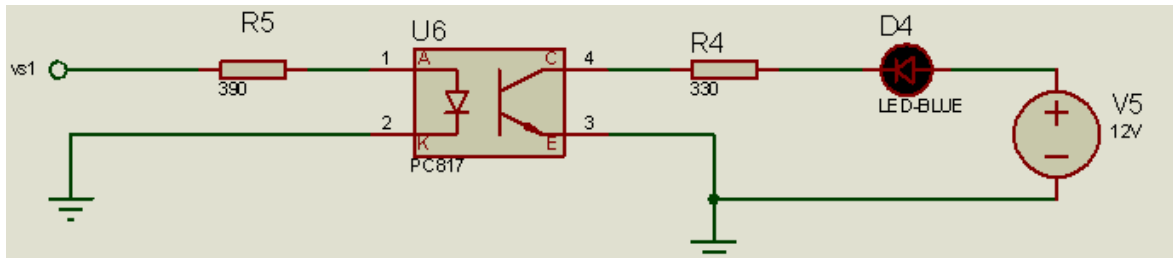


Figura 29. Driver.

Finalmente, se colocó un potenciómetro, simulando el sensor de presión MPX4250, las especificaciones de este sensor se encuentran en el Anexo A.7. Se simuló este sensor con el fin de utilizar la presión leída para encender o apagar el compresor, es decir, si al inicio del programa la presión está por arriba de los 9 kPa, el compresor no se encenderá, en caso contrario, se encenderá un LED simulando el compresor, el potenciómetro se puede observar en la figura 30 y, las especificaciones de este sensor se pueden consultar en el anexo A.8.

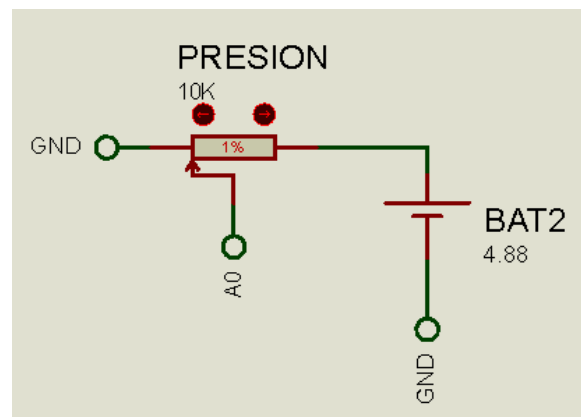


Figura 30. Potenciómetro para simular la presión.

El esquema completo de la simulación del equipo de presoterapia en Proteus se puede observar en el anexo C.2.

En el siguiente enlace se muestra un video de la secuencia de la terapia de Linfedema mediante el *Software FluidSIM*.

https://drive.google.com/file/d/1qhJQhH2OHeKst_RWfgKPzm_6465DAwFT/view?usp=sharing

De la misma manera, se puede observar un video de la secuencia de terapia de Masaje mediante el *Software FluidSIM*.

<https://drive.google.com/file/d/14rbvoWyLAmEpgZdoVoBfEu7R7MLQU2dG/view?usp=sharing>

Finalmente, se muestra el video de la simulación del sistema de instrumentación en el *Software Proteus 8*.

<https://drive.google.com/file/d/1wRlu0XdbGpRpiJMP3jszMyhocGOLQeyg/view?usp=sharing>

En este capítulo, se realizó el diseño conceptual del equipo de presoterapia con cada uno de los materiales seleccionados, de la misma manera, se mostraron las pruebas realizadas como evidencia del funcionamiento del diseño planteado.

Capítulo VI. Conclusiones del trabajo realizado

En este capítulo se presentan las conclusiones tras la elaboración de este trabajo, de la misma manera, se describen los inconvenientes encontrados durante el desarrollo del mismo. Adicionalmente se presentan algunas recomendaciones para posibles mejoras en un trabajo a futuro del dispositivo propuesto.

De acuerdo con la hipótesis planteada en el capítulo IV, se planteaba la posibilidad de desarrollar el diseño conceptual de un dispositivo biomédico para la reducción de linfedema post-mastectomía mediante la técnica de presoterapia, este diseño conceptual se logró desarrollar haciendo uso de un compresor y regulador de aire, además de válvulas selectora y expulsoras de aire, una manga de compresión para brazo de cuatro cámaras y un microcontrolador como sistema de control, de la misma manera, se logró desarrollar un diseño accesible y de tamaño reducido, pues al realizar un análisis de mercado, se seleccionaron componentes electrónicos de dimensiones pequeñas.

El diseño del dispositivo propuesto puede servir como apoyo en el tratamiento del paciente para la reducción de linfedema tras una cirugía de cáncer de mama, se llevó a cabo una investigación sobre el linfedema y el tratamiento, además se realizó un estudio de mercado de diversos dispositivos de presoterapia existentes con el fin de comprender el principio de funcionamiento y realizar una propuesta de diseño funcional y accesible.

A lo largo del desarrollo de este trabajo se presentaron diversos inconvenientes, uno de ellos fue con la simulación en *Proteus 8* dado que en esta al introducir diversos parámetros con el teclado, marcaba un error en la simulación, esto significó un gran problema para corroborar el funcionamiento adecuado del equipo, sin embargo, dicho

problema no afecta en el funcionamiento cuando se lleve a cabo la reproducción física del diseño.

Es importante mencionar que, para la implementación de este diseño conceptual se requirió de conocimientos de diversas áreas de ingeniería y de rehabilitación, a pesar de que la Ingeniería Biomédica es una carrera multidisciplinaria, por lo que para el desarrollo de este proyecto fue necesario conocer acerca de otros campos, cabe señalar que para trabajos a futuro para continuar con el desarrollo de este proyecto, seguramente será necesario de colaborar con diferentes profesionales, dentro de ellos, un fisioterapeuta con el fin de evaluar el funcionamiento real del dispositivo. Una vez que las mejoras correspondientes se hayan realizado al diseño, se puede hablar de incorporar el dispositivo a una clínica de rehabilitación y se hagan los estudios correspondientes evaluando la funcionalidad del equipo, una vez realizado esto se podría evaluar la posibilidad de introducir el diseño al mercado.

En cuanto al trabajo a futuro, es indispensable reproducir el diseño propuesto en físico con el fin de corroborar su funcionamiento real y realizar las mejoras correspondientes, en cuanto a las recomendaciones para mejoras en el diseño planteado a futuro, se propone añadir un sensor de presión con el fin de apagar y prender el compresor y este no continúe encendido desde que comienza a trabajar el equipo si no solo cuando se requiera, de la misma manera, se propone el uso de una manga de compresión con un mayor número de cámaras ya que como se mencionó en capítulos anteriores, entre más cámaras tenga esta manga, más precisión y mejores resultados se obtendrán durante la terapia. Otra mejora a futuro es añadir terapias programables e incluso desarrollar una aplicación móvil

en donde se puedan establecer todos los parámetros deseados para la terapia según las necesidades del paciente, con el fin de hacer este dispositivo más amigable con el usuario.

A pesar de que son diversas las mejoras que se podrían realizar a este dispositivo, es importante mencionar que, la propuesta de diseño conceptual desarrollado, cumple con los objetivos planteados en el capítulo IV de este trabajo, ya que se logró el diseño conceptual del dispositivo planteado para mejorar la calidad de vida del paciente, siendo este accesible y además cuenta con diversas terapias programables según las necesidades del paciente.

Finalmente, se considera que los resultados obtenidos fueron satisfactorios y los esperados, un aspecto es importante mencionar que el uso de este tipo de dispositivo no supone una sustitución del terapeuta en la rehabilitación para linfedemas en grados avanzados, si no se considera un apoyo en el tratamiento para la reducción de linfedema.

Referencias

- [1] Salvato IA-T, Robles Vidal C. Linfedema. Complicaciones post mastectomía. *Revista Mexicana de Mastología*. 2014;4(1):5-8.
- [2] World Health Organization. Cáncer de mama: prevención y control, [En línea]. WHO. 2019 [citado el 14 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/es/>
- [3] World Health Organization. Octubre: mes de sensibilización sobre el cáncer de mama [En línea]. WHO. 2019 [citado el 14 de mayo de 2021]. Disponible en: https://www.who.int/cancer/events/breast_cancer_month/es/
- [4] Instituto de Salud del Estado de México. Cáncer de mama [En línea]. 2020 [citado el 14 de mayo de 2021]. Disponible en: https://salud.edomex.gob.mx/isem/cancer_mama
- [5] Knaul FM, Nigenda G, Lozano R, Arreola-Ornelas H, Langer A, Frenk J. Cáncer de mama en México: una prioridad apremiante. *Salud Pública Mex*. 2009;51:s335–44.
- [6] Smoot B, Wampler MA, Topp, K. Breast cancer treatments and complications: implications for rehabilitation. *Rehabilitation Oncology*. 2009; 27(3): 16-26. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1097/01893697-200927030-00004>
- [7] R. Belmonte, I. Forner, J. F. Santos., editor. Rehabilitación del linfedema. En: *Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física*. Panamericana; 2006; 794-803.
- [8] Arias A, Álvarez M. Rehabilitación de linfedema, actualización y protocolo [En línea]. Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, Hospital Comarcal de Valdeorras. 2008 [citado el 14 de mayo de 2021]. Disponible en: https://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/tratamiento_del_linfedema.pdf
- [9] Cátedra-Vallés E, García-Bascones M, Puentes-Gutiérrez AB. Drenaje linfático manual y presoterapia. *Rehabilitación*. 2010;44:63–67.
- [10] Sánchez T. Presoterapia en linfedema y lipedema [En línea]. *Rehabilitacionpremiummadrid.com*. 2020 [citado el 15 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/tania-sanchez/presoterapia-en-linfedema-y-lipedema-buena-o-mala/>

- [11] Fernández S. Inclusión de la presoterapia en la terapia descongestiva compleja para el linfedema de miembro inferior en la variación del volumen, dolor y calidad de vida. [Madrid]: Universidad Pontificia; 2019.
- [12] Barragán DL. Plan de intervención fisioterápica descongestiva en un linfedema primario estadio III. A propósito de un caso. [España]: Universidad de Zaragoza; 2015.
- [13] Lockhart R, González S, Martínez P, Sandiás, M. Presoterapia. Vendajes multicapa. Medidas preventivas y recomendaciones. Técnicas de apoyo [En línea]. Servicio de Medicina Física y Rehabilitación. 2008 [citado el 1 de mayo de 2021]. Disponible en: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/tratamiento_del_linfedema.pdf
- [14] Linphactive. Manual de usuario guía y aplicación [En línea]. 2017. Disponible en: <https://www.sveltia.com/themes/vitralighting/manuales/Linphactive.pdf>
- [15] Paula L. Presoterapia, beneficios y contraindicaciones - Blog Iberomed [En línea]. Iberomed.es. 2018 [citado el 16 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://www.iberomed.es/blog/2018/06/28/presoterapia-beneficios-contraindicaciones/>
- [16] I-Tech Medical Division. Presoterapia Lymphopress 4 [En línea]. 2016. Disponible en: [file:///C:/Users/santi/Downloads/FICHA%20TECNICA%20SK164-01\(Presoterapia%20Lymphopress%204%20-%20ESP\).pdf](file:///C:/Users/santi/Downloads/FICHA%20TECNICA%20SK164-01(Presoterapia%20Lymphopress%204%20-%20ESP).pdf)
- [17] Uzkeser H, Karatay S, Erdemci B, Koc M, Senel K. Efficacy of manual lymphatic drainage and intermittent pneumatic compression pump use in the treatment of lymphedema after mastectomy: a randomized controlled trial. Breast Cancer. 2015;22(3):300–7.
- [18] EURTRONIK. Pressotherapy [En línea]. 2013. Disponible en: http://www.eurtronik.com/assets/pdf/Opuscoli/Pressotherapy_ENG.pdf
- [19] Joshi S, Pneumatic System. NPTEL [En línea]. 2011. Disponible en: <https://nptel.ac.in/courses/112103174/31>

- [20] Pincay DR. Diseño y dimensionamiento de instalación de aire comprimido para Laboratorio de Neumática en la FETD-UCSG. [Guayaquil, Ecuador]: Universidad Católica de Santiago de Guayaquil; 2019.
- [21] Etudinela. Tratamiento y Distribución de aire comprimido. [En línea]. Etitudela.com. [citado el 16 de mayo de 2021]. Disponible en: <http://www.etitudela.com/profesores/ats/downloads/microsoftwordtema3.pdf>
- [22] Compresor de Vacío de Aire Eléctrico Airpon D2028 Mini 12v Dc [En línea]. Alibaba.com. [citado el 17 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://spanish.alibaba.com/product-detail/airpon-d2028-mini-12v-dc-electric-air-vacuum-compressor-354079276.html>
- [23] Wilkerson R05-02-L00 MINI pneumatic pressure regulator 1/4" NPT w/ 30 PSI gauge [En línea]. Ebay.com. [citado el 17 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://www.ebay.com/itm/Wilkerson-R05-02-L00-MINI-Pneumatic-Pressure-Regulator-1-4-NPT-w-30-PSI-Gauge/193259399462?hash=item2cff286926:g:jGoAAOSw-F5gN0~g>
- [24] Biochem Fluidics. Flow Selection Valves [Internet]. Biochemfluidics.com 2021 [citado el 15 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://biochemfluidics.com/wp-content/uploads/2015/06/flow-selection-valve-brochure.pdf>
- [25] FESTO. Electroválvulas VZWD, accionamiento directo, NPT [En línea]. Festo.com. 2019 [citado el 17 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://www.festo.com/media/pim/025/D15000100150025.PDF>
- [26] Lympha Press Product Catalog [En línea]. Medicaexpo.es. [citado el 17 de mayo de 2021]. Disponible en: <https://pdf.medicaexpo.es/pdf-en/mego-afek/lympha-press-product-catalog/69157-234554.html>

Anexo A: Hojas técnicas

Anexo A.1



Figura A.1 Hoja técnica de bomba D2028.

Anexo A.2

6

080T SERIES FLOW SELECTION VALVES

- 080T Flow Selection Valve available with either 2, 3, 4, 5, 6 or 8 valves / inlet ports and two orifice sizes (0.032" / 0.81mm and 0.062" / 1.6mm)
- Design based on 0.75" (19.1mm) diameter high efficiency solenoid
- Valve life above 2 million cycles
- Chemically resistant PTFE, PPS or PEEK body with choice of PTFE, EPDM or FFKM diaphragm
- Low power requirement (2.9 Watts, 0.24 amps @ 12VDC; 2.9 Watts, 0.12 amps @ 24VDC) and minimal heat generation
- Maximum operating pressure = 20 psi

From left to right, 080T6 Flow Selection Valve (PTFE body), 080T2 Flow Selection Valve (PTFE body), 080T4 Flow Selection Valve (PEEK body)



Ordering info, 080T series

PART NO.	BODY MAT'L	DIA. MAT'L	INT. VOL. (µL)	
			COM. PORT	INLET PORT(s)

12V DC, 2-port, 0.032" orifice				
080T212-32	PTFE	PTFE	7	14
080T212-32-4	PPS	PTFE	7	14
080T212-32-4E	PPS	EPDM	7	14
080T212-32-4P	PPS	FFKM	7	14
080T212-32-5	PEEK	PTFE	7	14
080T212-32-5E	PEEK	EPDM	7	14
080T212-32-5P	PEEK	FFKM	7	14

12V DC, 2-port, 0.062" orifice				
080T212-62	PTFE	PTFE	27	15
080T212-62-4	PPS	PTFE	27	15
080T212-62-4E	PPS	EPDM	27	15
080T212-62-4P	PPS	FFKM	27	15
080T212-62-5	PEEK	PTFE	27	15
080T212-62-5E	PEEK	EPDM	27	15
080T212-62-5P	PEEK	FFKM	27	15

PART NO.	BODY MAT'L	DIA. MAT'L	INT. VOL. (µL)	
			COM. PORT	INLET PORT(s)

12V DC, 4-port, 0.032" orifice				
080T412-32	PTFE	PTFE	30	15
080T412-32-4	PPS	PTFE	30	15
080T412-32-4E	PPS	EPDM	30	15
080T412-32-4P	PPS	FFKM	30	15
080T412-32-5	PEEK	PTFE	30	15
080T412-32-5E	PEEK	EPDM	30	15
080T412-32-5P	PEEK	FFKM	30	15

12V DC, 4-port, 0.062" orifice				
080T412-62	PTFE	PTFE	117	35
080T412-62-4	PPS	PTFE	117	35
080T412-62-4E	PPS	EPDM	117	35
080T412-62-4P	PPS	FFKM	117	35
080T412-62-5	PEEK	PTFE	117	35
080T412-62-5E	PEEK	EPDM	117	35
080T412-62-5P	PEEK	FFKM	117	35

Figura A.2 Especificaciones válvula selectora de 4 puertos.

Anexo A.3

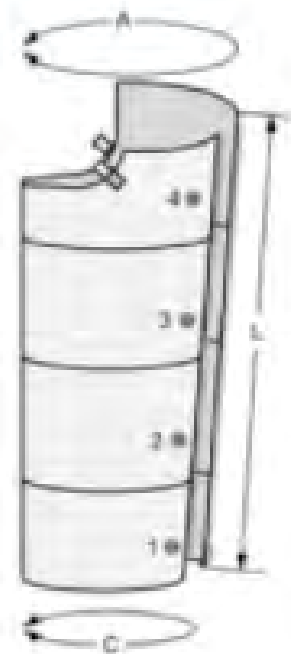
4-Chamber Arm Garment

Overview

Our special design makes arm treatment comfortable and easy.

Features

- includes an axilla cutout so that the pleuraxer is treated along with the arm.



Ordering Information

Part No.	Model/Size	A (Upper Arm)	C (Distal End)	Length
L41F1290H	LP4ARM M/L	58	29	88
L415A087	Expander C	Adds 10 cm to the circumference of the garment		

Figura A.3 Especificaciones manga de compresión Lympha Press.

Anexo A.4

Manguera Flexible



Mangueras

Características:

Excelente resistencia química y al desgaste
Elaborado de Poliuretano Permite radios
mínimos de flexión sin deformarse.

Especificaciones Técnicas:

Fluido: Aire

Rango de presión de trabajo: -29,5 Hg" a 150 PSI


Temperatura de Trabajo: 0-60 °C

Tabla de Especificaciones

Código	Descripción
AM-PU1/4B1	Manguera Flexible 100m OD 1/4 Azul
AM-PU1/4B2	Manguera Flexible 200m OD 1/4 Azul
AM-PU1/4A1	Manguera Flexible 100m OD 1/4 Transparente Azul
AM-PU1/4A2	Manguera Flexible 200m OD 1/4 Azul Transparente

Figura A.4. Especificaciones manguera para aire comprimido, código AM-PU1/4A1.

Anexo A.5.1



MICROCHIP

PIC16(L)F1934/6/7

28/40/44-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with LCD Driver with nanoWatt XLP Technology

Devices Included In This Data Sheet:

- PIC16F1934 • PIC16LF1934
- PIC16F1936 • PIC16LF1936
- PIC16F1937 • PIC16LF1937

Other PIC16(L)F193X Devices Available:

- PIC16(L)F1933 (DS41575)
- PIC16(L)F1938/9 (DS41574)

Note: PIC16(L)F193X devices referred to in this data sheet apply to PIC16(L)F1934/6/7.

High-Performance RISC CPU:

- Only 49 Instructions to Learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating Speed:
 - DC – 32 MHz oscillator/clock input
 - DC – 125 ns instruction cycle
- Up to 16K x 14 Words of Flash Program Memory
- Up to 1024 Bytes of Data Memory (RAM)
- Interrupt Capability with Automatic Context Saving
- 16-Level Deep Hardware Stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes
- Processor Read Access to Program Memory
- Pinout Compatible to other 28/40/44-pin PIC16CXXX and PIC16FXXX Microcontrollers

Special Microcontroller Features:

- Brown-out Reset (BOR)
 - Selectable between two trip points
 - Disable in Sleep option
- Multiplexed Master Clear with Pull-up/Input Pin
- Programmable Code Protection
- High Endurance Flash/EEPROM cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM retention: > 40 years
- Wide Operating Voltage Range:
 - 1.8V-5.5V (PIC16F193X)
 - 1.8V-3.6V (PIC16LF193X)

PIC16LF193X Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 60 nA @ 1.8V, typical
- Operating Current:
 - 7.0 μ A @ 32 kHz, 1.8V, typical (PIC16LF193X)
 - 150 μ A @ 1 MHz, 1.8V, typical (PIC16LF193X)
- Timer1 Oscillator Current:
 - 600 nA @ 32 kHz, 1.8V, typical
- Low-Power Watchdog Timer Current:
 - 500 nA @ 1.8V, typical (PIC16LF193X)

Peripheral Features:

- Up to 35 I/O Pins and 1 Input-only Pin:
 - High-current source/sink for direct LED drive
 - Individually programmable interrupt-on-pin change pins
 - Individually programmable weak pull-ups
- Integrated LCD Controller:
 - Up to 96 segments
 - Variable clock input
 - Contrast control
 - Internal voltage reference selections
- Capacitive Sensing module (mTouch™)
 - Up to 16 selectable channels
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and up to 14 channels
 - Selectable 1.024/2.048/4.096V voltage reference
- Timer0: 8-Bit Timer/Counter with 8-Bit Programmable Prescaler
- Enhanced Timer1
 - 16-bit Capture, max. resolution 125 ns
 - 16-bit Compare, max. resolution 125 ns
 - 10-bit PWM, max. frequency 31.25 kHz
- Three Enhanced Capture, Compare, PWM modules (ECCP)
 - 3 PWM time-base options
 - Auto-shutdown and auto-restart
 - PWM steering
 - Programmable dead-band delay

© 2008-2011 Microchip Technology Inc.

DS41364E-page 3

Figura A.5.1 Especificaciones PIC16LF1937.

Anexo A.5.2

PIC16(L)F1934/6/7

Pin Diagram – 40-Pin PDIP (PIC16(L)F1934/7)

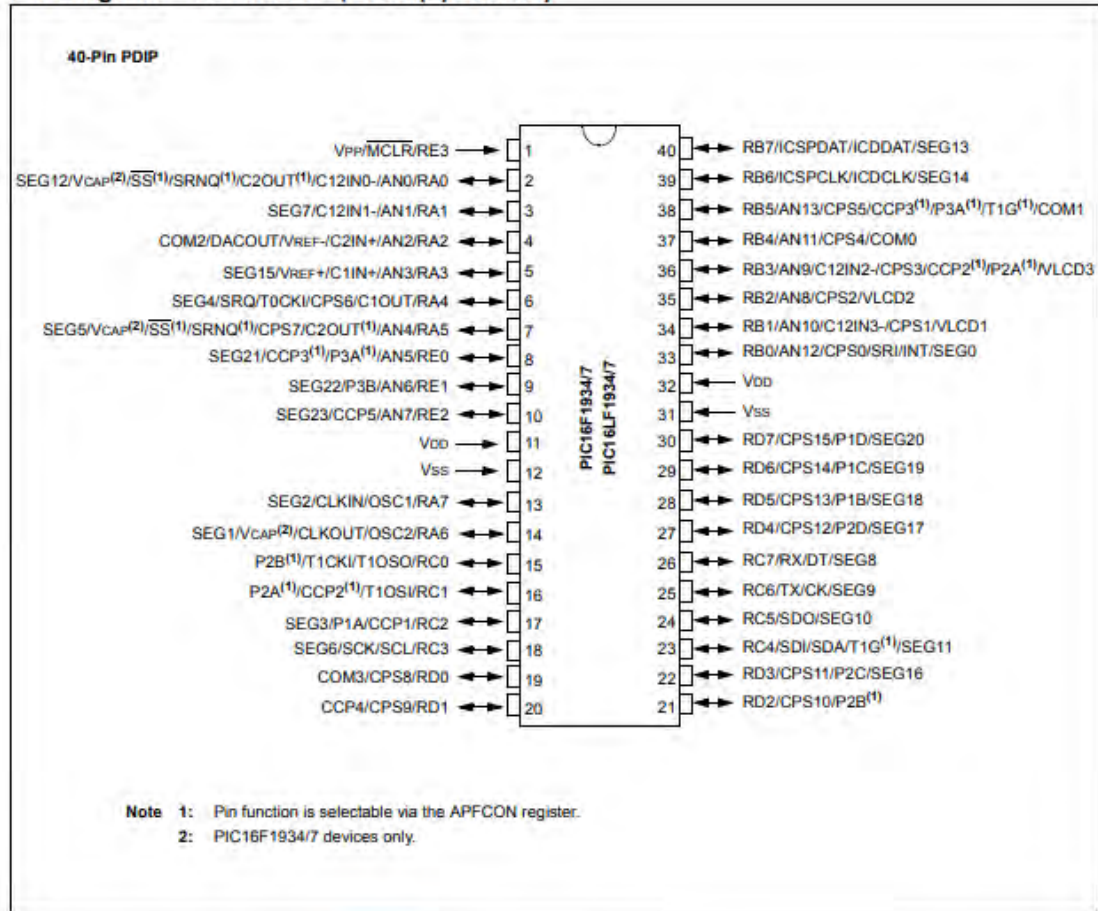


Figura A.5.2 Diagrama de pines PIC16LF1937.

Anexo A.6

■ Absolute Maximum Ratings ($T_a=25^\circ\text{C}$)

	Parameter	Symbol	Rating	Unit
Input	Forward current	I_F	50	mA
	^{*1} Peak forward current	I_{FM}	1	A
	Reverse voltage	V_R	6	V
	Power dissipation	P	70	mW
Output	Collector-emitter voltage	V_{CEO} ^{*4}	80	V
	Emitter-collector voltage	V_{ECO}	6	V
	Collector current	I_C	50	mA
	Collector power dissipation	P_C	150	mW
Total power dissipation		P_{tot}	200	mW
^{*2} Isolation voltage		$V_{iso(max)}$	5.0	kV
Operating temperature		T_{op}	-30 to +100	$^\circ\text{C}$
Storage temperature		T_{stg}	-55 to +125	$^\circ\text{C}$
^{*3} Soldering temperature		T_{sol}	260	$^\circ\text{C}$

^{*1} Pulse width=100 μs , Duty ratio : 0.001

^{*2} 40 to 60% RH, AC for 1 minute, $f=60\text{Hz}$

^{*3} For 10s

^{*4} Up to Date code "P7" (July 2002) $V_{CEO}=35\text{V}$.

■ Electro-optical Characteristics ($T_a=25^\circ\text{C}$)

	Parameter	Symbol	Conditions	MIN.	TYP.	MAX.	Unit	
Input	Forward voltage	V_F	$I_F=20\text{mA}$	-	1.2	1.4	V	
	Peak forward voltage	V_{FM}	$I_{FM}=0.5\text{A}$	-	-	3.0	V	
	Reverse current	I_R	$V_R=4\text{V}$	-	-	10	μA	
Terminal capacitance		C_t	$V=0$, $f=1\text{kHz}$	-	30	250	pF	
Output	Collector dark current	I_{CEO}	$V_{CE}=50\text{V}$, $I_F=0$	-	-	100	nA	
	Collector-emitter breakdown voltage	BV_{CEO}	$I_C=0.1\text{mA}$, $I_F=0$	^{*5} 80	-	-	V	
	Emitter-collector breakdown voltage	BV_{ECO}	$I_E=10\mu\text{A}$, $I_F=0$	6	-	-	V	
Transfer characteristics	Collector current	I_C	$I_F=5\text{mA}$, $V_{CE}=5\text{V}$	2.5	-	30.0	mA	
	Collector-emitter saturation voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_F=20\text{mA}$, $I_C=1\text{mA}$	-	0.1	0.2	V	
	Isolation resistance	R_{BO}	DC500V, 40 to 60%RH	5×10^{10}	1×10^{11}	-	Ω	
	Floating capacitance	C_f	$V=0$, $f=1\text{MHz}$	-	0.6	1.0	pF	
	Cut-off frequency	f_c	$V_{CE}=5\text{V}$, $I_C=2\text{mA}$, $R_L=100\Omega$, -3dB	-	80	-	kHz	
	Response time	Rise time	t_r	$V_{CE}=2\text{V}$, $I_C=2\text{mA}$, $R_L=100\Omega$	-	4	18	μs
		Fall time	t_f		-	3	18	μs

^{*5} From the production Date code "35" (May 1997) to "P7" (July 2002), however the products were screened by $BV_{CEO}=70\text{V}$.

Figura A.6 Especificaciones del optoacoplador PC817.

Anexo A.7

On-chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 2 illustrates the differential/gauge pressure sensing chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPX4250 series pressure sensor operating characteristics and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor

performance and long-term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 3 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller.

Figure 4 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 3. The output will saturate outside of the specified pressure range

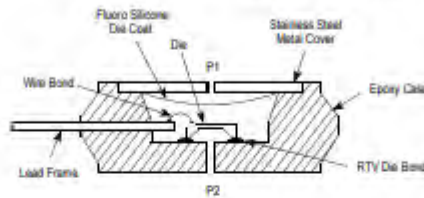


Figure 2. Cross Sectional Diagram (not to scale)

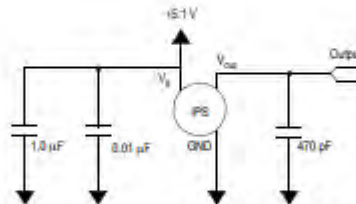


Figure 3. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering (For additional output filtering, please refer to Application Note AN1535)

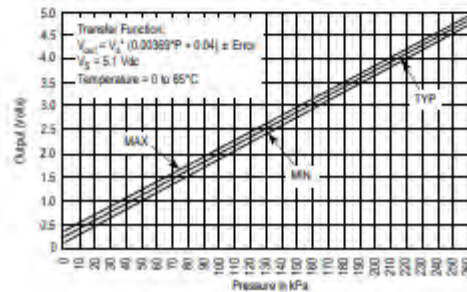


Figure 4. Output versus Absolute Pressure

Figura A.6 Especificaciones del sensor de presión MPX4250.

Anexo B Simulación en *FluidSIM*

Anexo B.1

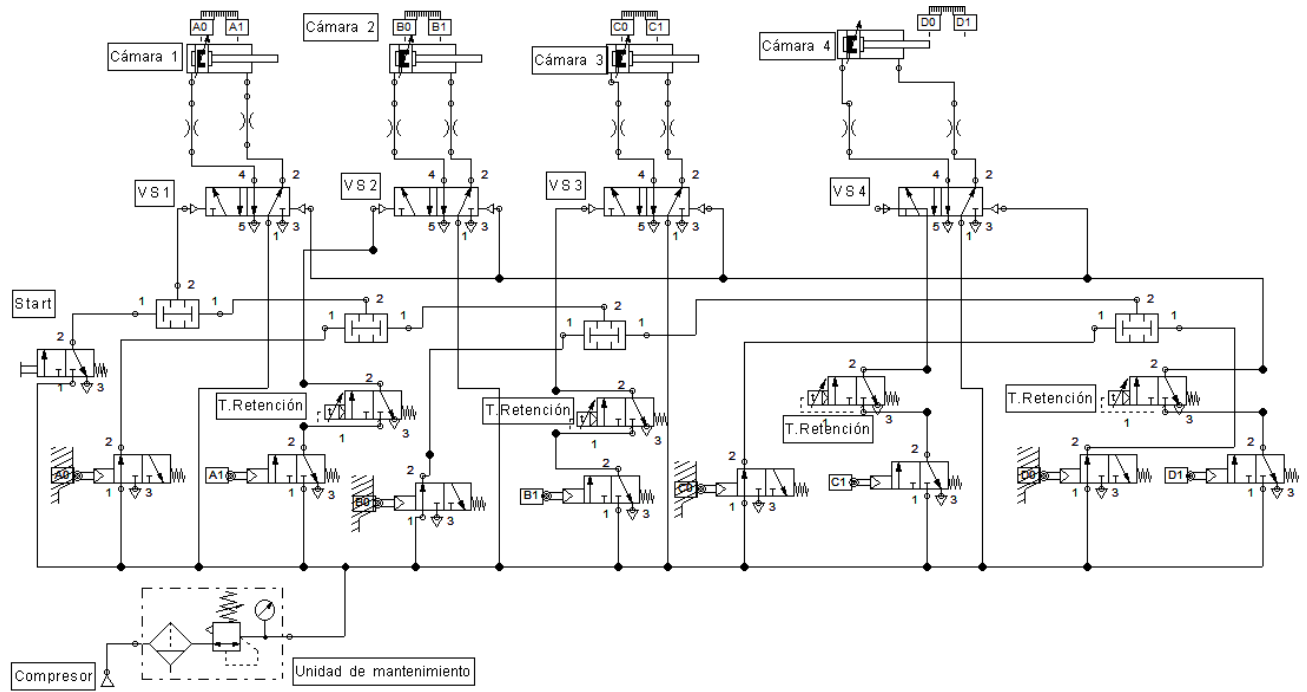


Figura B.1 Simulación del sistema de producción y distribución de aire en *FluidSIM*, para terapia de linfedema.

Anexo B.2

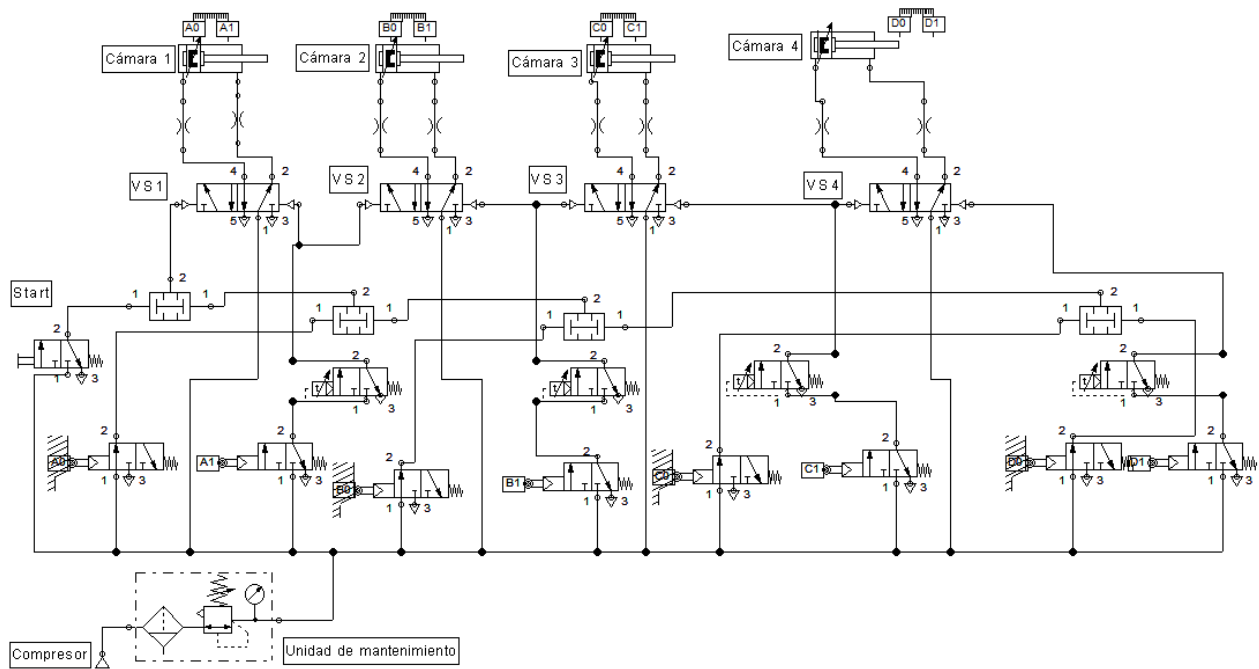


Figura B.2. Simulación del sistema de producción y distribución de aire en *FluidSIM*, para terapia de masaje.

Anexo C Simulación en Proteus

Anexo C.1

Código implementado en CCS C Compiler

```
#include <16F1937.h>
#DEVICE PIC16F1937
#DEVICE ADC=10
#fuses XT, NOPROTECT, NOWRT, NOPUT, NOWDT, NOLVP, NOCPD
#use delay(crystal= 4000000)
#use standard_io(A)
#use standard_io(B)
#use standard_io(E)
#use standard_io(C)
#use standard_io(D)
#byte OPTION_REG=0X95
#define use_portb_kbd TRUE
#define LCD_POWER PIN_D7
#include <lcd.c>
#include <KBD.c>

#INT_TIMER0 //Interrupción para el botón de pausa
alarma(){
    output_high(pin_A3);
    lcd_putc("\fTerapia! \ndetenida");
    delay_ms(1000);
    while(input(pin_A5)==0){
        input(pin_A5);}
    set_timer0(255);
}

void main(){
    OPTION_REG=0b01111111;
    port_b_pullups(0xFF);
    lcd_init();
    kbd_init();

    ///Configuración de interrupciones///
    enable_interrupts(global);
    enable_interrupts(INT_TIMER0);
    setup_timer_0(RTCC_EXT_L_TO_H);
    set_timer0(255);
    ///Configuración entrada analógica///
    setup_adc_ports(sAN0);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
```



```

//variables
int16 q;
float p;
float voltaje;
//
set_adc_channel(0);// Se indica qué canal se lee
delay_ms(20);
q = read_adc(); //Lectura de la variable analogica
voltaje= (5.0 *q / 1024.0);
p= ((voltaje+0.131)/0.02)-0.015;
printf(lcd_putc, "\fPresión= %fkPa", p);
delay_ms(2000);
if (p>9){
output_low(pin_B0);
delay_ms(2000);
}
else {output_high(pin_B0);
}
/////variables/////
int decenas;
int unidades;
char k;
int tiempo_terapia;
int terapia;
int retencion;
int presion;
int tiempor;
int i;

lcd_putc("\fBienvenido");
while(input(pin_A1)==0){ //Botón de inicio
input(pin_A1);}
while(1){
/////////////////////////Inserte datos////////////////////////////////////
printf(lcd_putc, "\fBienvenido\nTesis Lizbeth");
delay_ms(2000);
printf(lcd_putc, "\fEquipo de\npresoterapia LSR");
delay_ms(2000);
printf(lcd_putc, "\fElija terapia\n1.L 2.M:");
delay_ms(2000);
do
{
k=kbd_getc();
} //end do
while(k==0);
unidades=k-48;

```

```

    printf (lcd_putc,"%u", unidades);
    delay_ms(500);
    terapia=unidades;

printf(lcd_putc,"\fInserte tiempo\nterapia:");
delay_ms(2000);
printf(lcd_putc,"\f1.30min 2.45min\n 3.1hr :");
delay_ms(500);

do
{
k=kbd_getc();
} //end do
while(k==0);
unidades=k-48;
printf (lcd_putc,"%u", unidades);
delay_ms(500);
tiempo_terapia=unidades;
delay_ms(2000);
printf(lcd_putc,"\fInserte tiempo \nde retención:");
delay_ms(500);
do
{
k=kbd_getc();
} //end do
while(k==0);
decenas=k-48;
printf (lcd_putc,"%u", decenas);
decenas=decenas*10;
delay_ms(500);
do
{
k=kbd_getc();
} //end do
while(k==0);
unidades=k-48;
printf (lcd_putc,"%u", unidades);
delay_ms(500);
retencion=unidades+decenas;
LCD_GOTOXY(16,2);
printf(lcd_putc,"s");
delay_ms(2000);
printf(lcd_putc,"\fInserte\npresión:");
delay_ms(500);
do
{

```

```

    k=kbd_getc();
    }//end do
while(k==0);
    decenas=k-48;
    printf(lcd_putc,"%u", decenas);
    decenas=decenas*10;
    delay_ms(500);
do
    {
    k=kbd_getc();
    }//end do
while(k==0);
    unidades=k-48;
    printf(lcd_putc,"%u", unidades);
    delay_ms(500);
    presion=unidades+decenas;
    LCD_GOTOXY(11,2);
    printf(lcd_putc,"mmHg");
    delay_ms(2000);

//////////Presión//////////
if (presion<=60){
output_high(pin_B0); //Se enciende compresor
}
else{
    printf(lcd_putc,"\fAlerta presion\nmuy alta");
    delay_ms(2000);
    printf(lcd_putc,"\fInserte\npresion");
    delay_ms(500);
do
    {
    k=kbd_getc();
    }//end do
while(k==0);
    decenas=k-48;
    printf(lcd_putc,"%u", decenas);
    decenas=decenas*10;
    delay_ms(500);
do
    {
    k=kbd_getc();
    }//end do
while(k==0);
    unidades=k-48;
    printf(lcd_putc,"%u", unidades);
    delay_ms(500);

```

```

presion=unidades+decenas;
LCD_GOTOXY(11,2);
printf(lcd_putc,"mmHg");
delay_ms(2000);
output_high(pin_B0);

}

/////Inicio de terapia//
printf(lcd_putc,"\nIniciando\nterapia:");
delay_ms(2000);
output_high(pin_C4); //VS1
output_high(pin_C5); //VS2
output_high(pin_C6); //VS3
output_high(pin_C7); //VS4
delay_ms(2000);
/////inicia inflado de camaras/////

for(i=0;i<20;i++)
{
  if(terapia==1)
  {
    tiempor=retencion*1000;
    output_high(pin_C0); //Se infla cámara 1
    delay_ms(tiempor); //Se mantiene el tiempo de retención establecido
    output_high(pin_C1); //Se infla cámara 2
    delay_ms(tiempor);
    output_high(pin_C2); //Se infla cámara 3
    delay_ms(tiempor);
    output_high(pin_C3); //Se infla cámara 4
    delay_ms(tiempor);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_C0); //Se despresuriza cámara 1
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_C1); // Se despresuriza cámara 2
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_C2); //Se despresuriza cámara 3
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_C3); //Se despresuriza cámara 4
    delay_ms(1000);
  }
  else
  {
    tiempor=retencion*1000;
    output_high(pin_C0);
    delay_ms(tiempor); //Se mantiene el tiempo de retención establecido
    output_low(pin_C0);
    delay_ms(500);
  }
}

```

```
    output_high(pin_C1);
    delay_ms(tiempor);
    output_low(pin_C1);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_C2);
    delay_ms(tiempor);
    output_low(pin_C2);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_C3);
    delay_ms(tiempor);
    output_low(pin_C3);
    delay_ms(500);
} //end for
} //end else
output_low(pin_B0); //Se apaga compresor
output_low(pin_C4); //VS1 se apaga
output_low(pin_C5); //VS2 se apaga
output_low(pin_C6); //VS3 se apaga
output_low(pin_C7);
}}
```

Anexo C.2

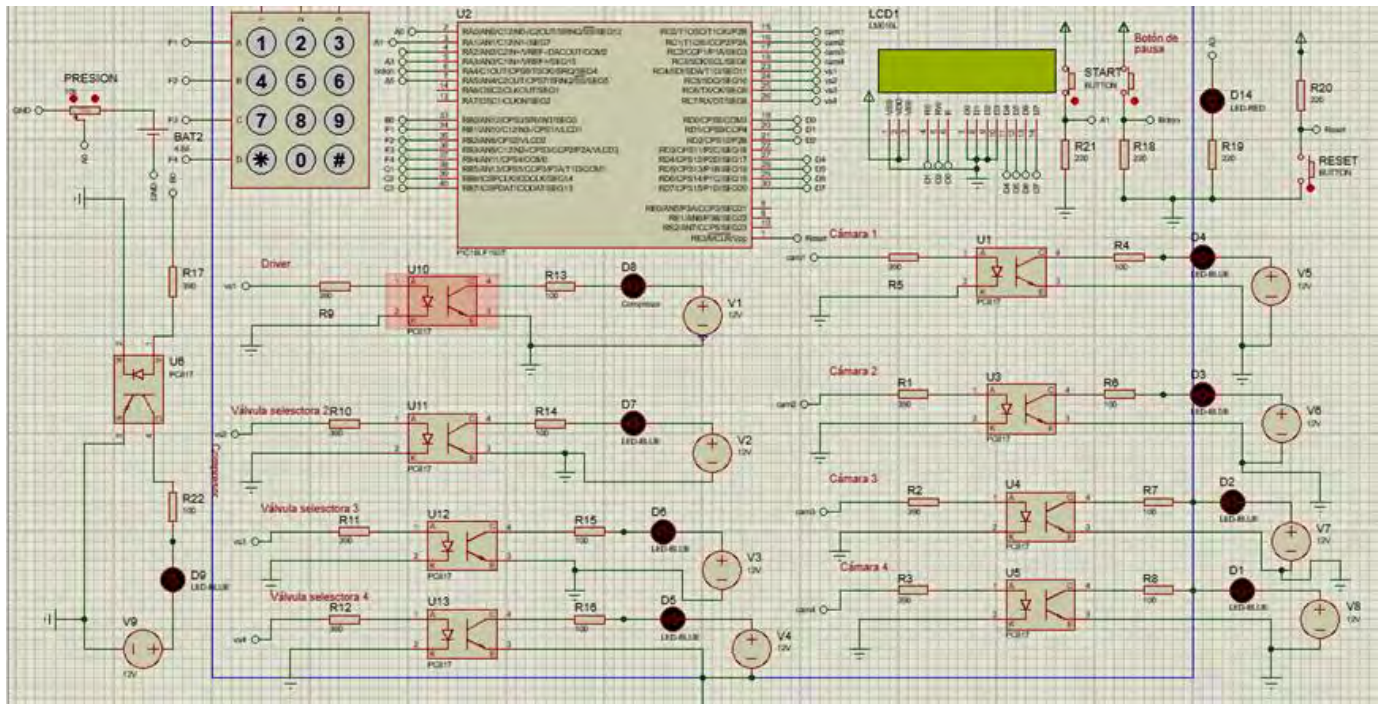


Figura C.2. Simulación equipo de presoterapia en Proteus.